



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.

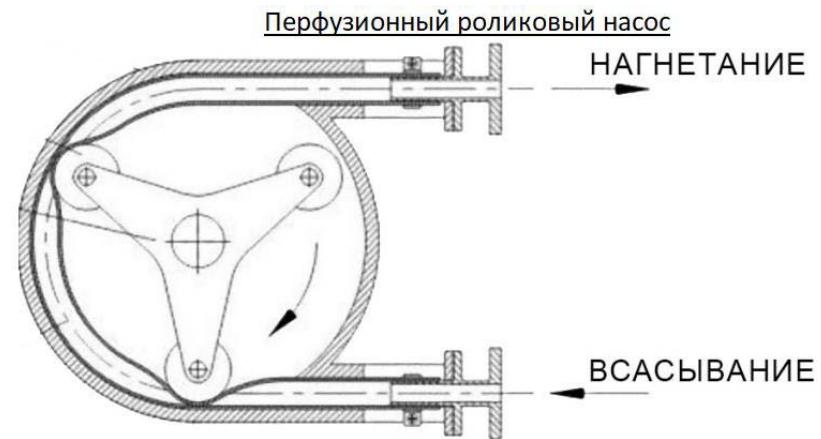
## Хирургические процедуры:

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

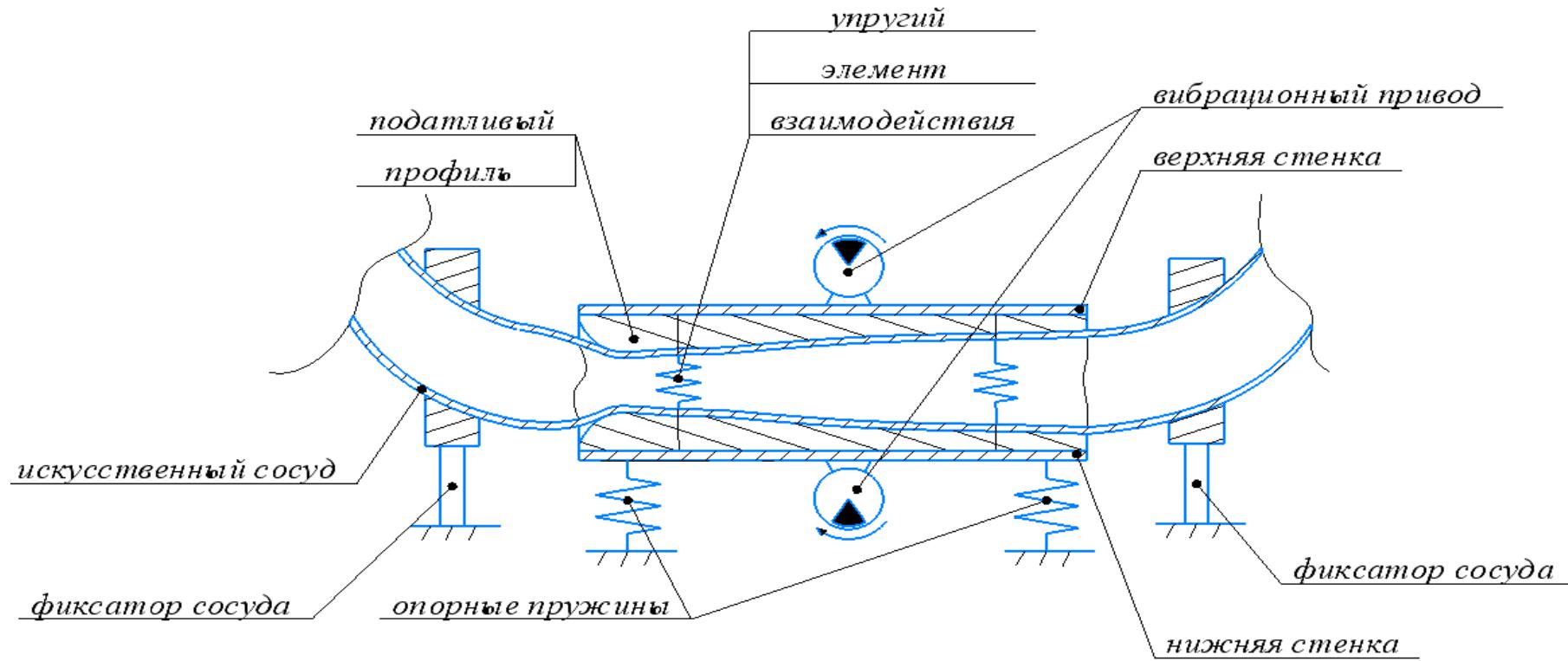


## Актуальность исследования:

- 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;

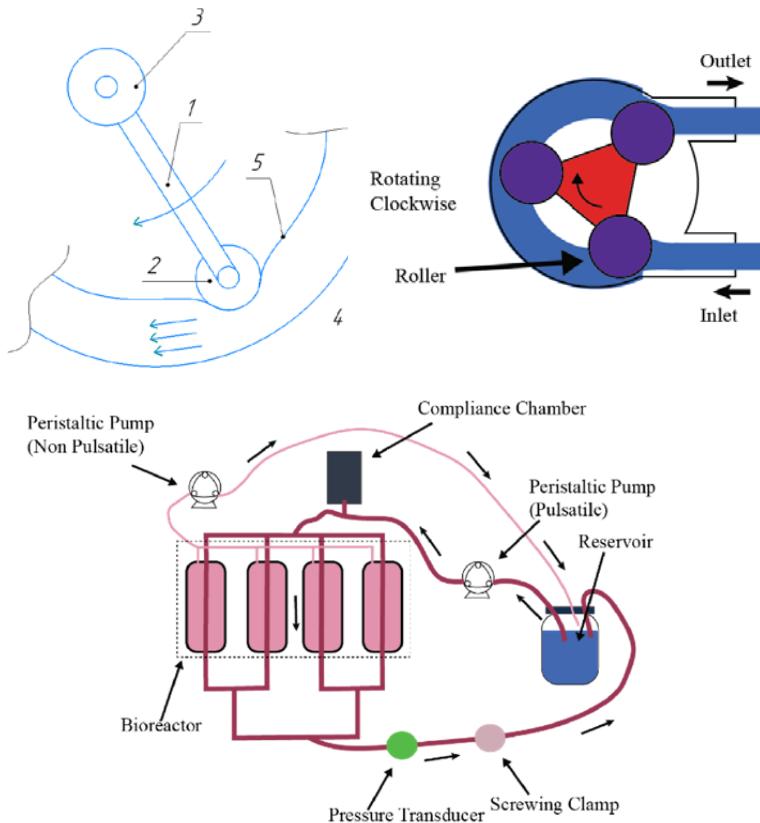
- определить режимы работы устройства (подбор частоты и амплитуды вынуждающей вибрационного силы);
- определить геометрические параметры устройства (длина стенок транспортирующего канала, форма профиля продольного сечения (форма кривой));
- определить характеристики устройства (жесткость упругих элементов, 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 – потеря 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

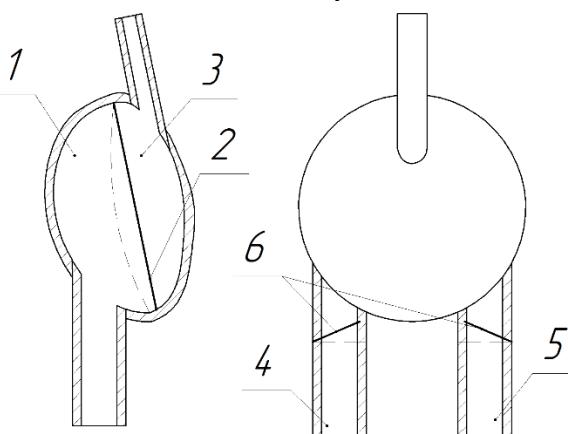


### Схема работы перистальтического (роликового) насоса

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

Noaman Mazhar [et al.] Comparative Analysis of In Vitro Pumps Used in Cardiovascular Investigations: Focus on Flow Generation Principles and Characteristics of Generated Flows/ Bioengineering 2024, 11, 1116

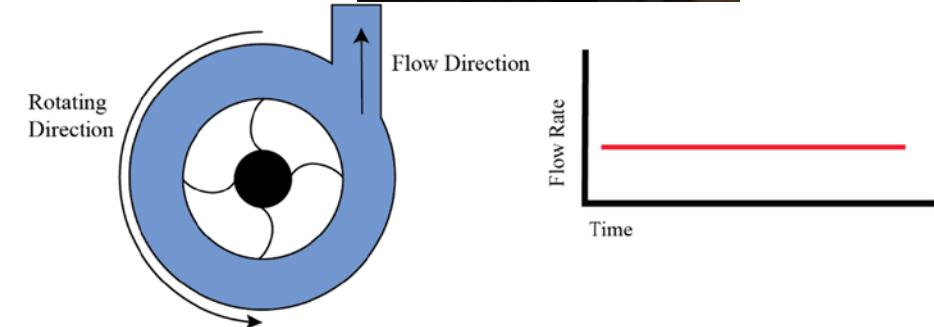
### Насосы мембранныного типа



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

# РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПОПЕРЕЧНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ ЭЛАСТИЧНОЙ ТРУБКИ



*a*



*б*

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

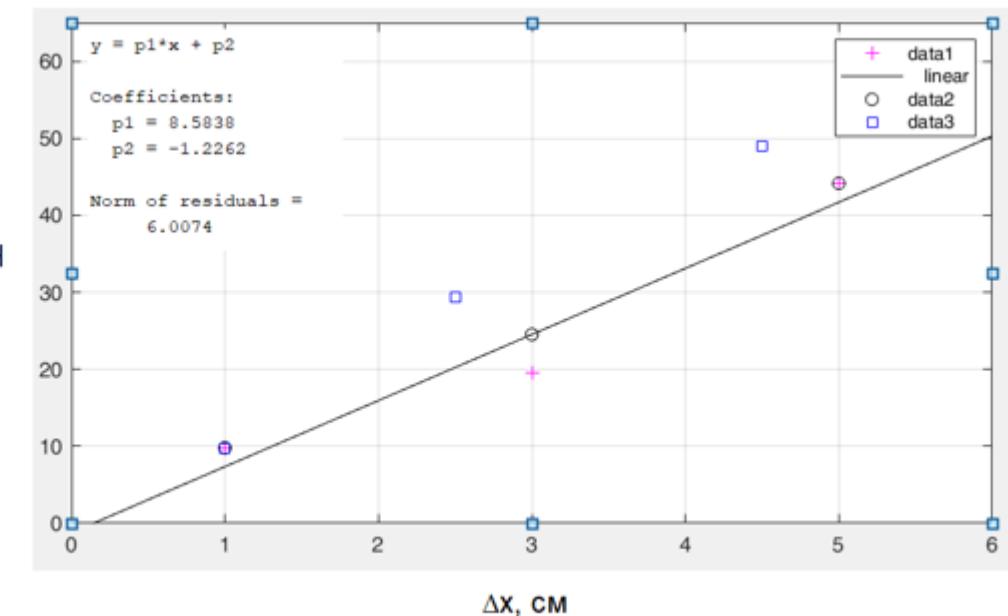
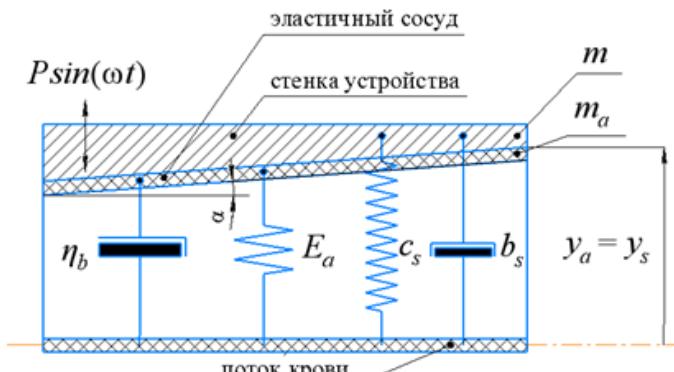


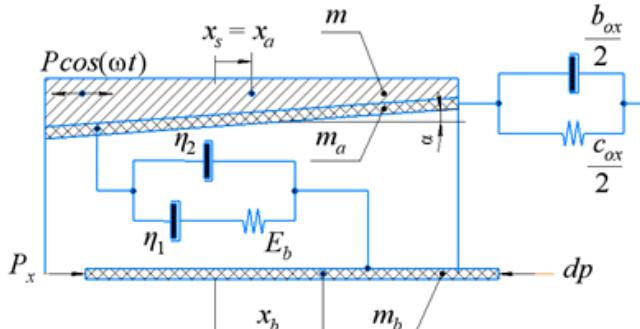
Рис. 6. Деформации трубы  $\Delta x$  от приложенной нагрузки  $F$

# 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»)

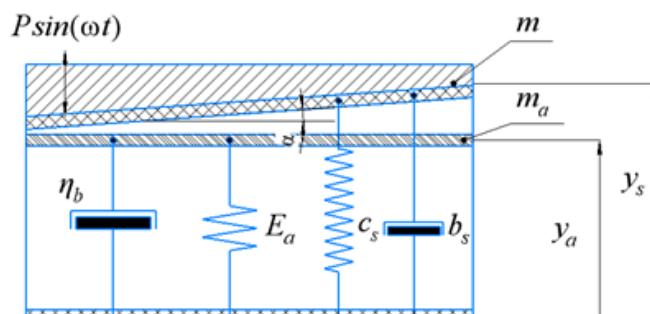


*a*

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

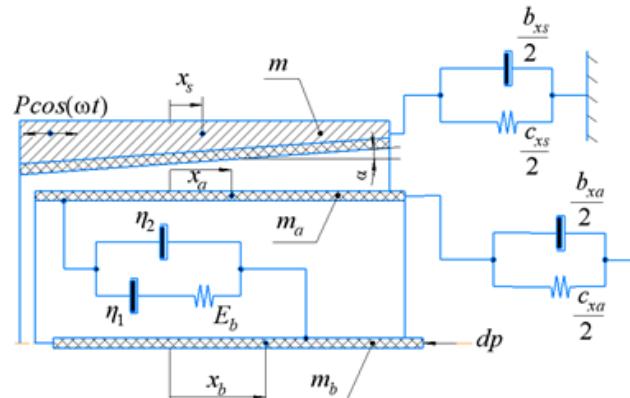


*б*



*a*

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



*б*

## Характеристики модели:

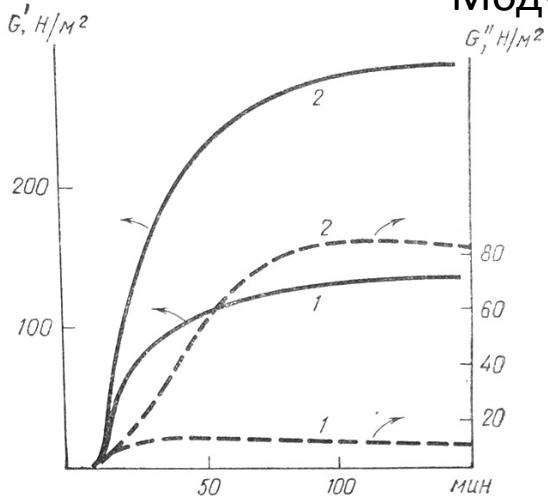
mb – масса потока может  
ma – масса эластичного сосуда  
m – масса стенки устройства  
cs, bs – жесткость и коэф. вязкости упругих элементов устройства  
Р амплитуда Вынуждающей гармонической силы  
ω – частота вибрации  
A - угол раскрытия поперечного сечения канала устройства;

## Реологические характеристики потока крови (продольное направление):

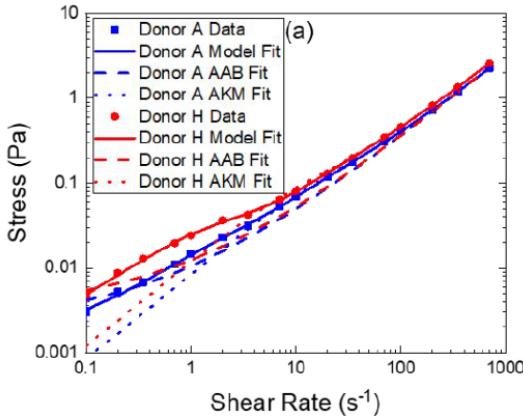
Ea - модуль упругой деформации;  
 $\eta_b$  – вязкость в поперечном направлении;  
 $c_{xs}$ ,  $b_{sx}$  - жесткость и коэф. вязкости упругих элементов устройства,держивающих его в продольном направлении;  
 $c_{xa}$ ,  $b_{xa}$  - жесткость и коэф. вязкости, отображающие эластичные свойства сосуда  
dp – сила от противодавления в сосуде;  
Px – движущая сила (от диффузора).

# ДЕФОРМАЦИОННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КРОВИ (ПРОДОЛЬНЫЕ ДЕФОРМАЦИИ)

Модуль сдвига определяется по зависимости:



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



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

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

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

$G'$  – 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:

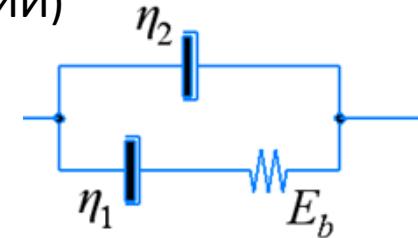
$$\lambda_1 = 0,015 \text{ с};$$

$$\lambda_2 = 0,016 \text{ с};$$

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

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

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



Трехкомпонентная реологическая модель вязко-упругой жидкости [1]

$$\dot{\lambda}_1 \tau + \tau = \eta (\dot{\gamma} + \lambda_2 \ddot{\gamma}),$$

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

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

$\lambda_1, \lambda_2$  – 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

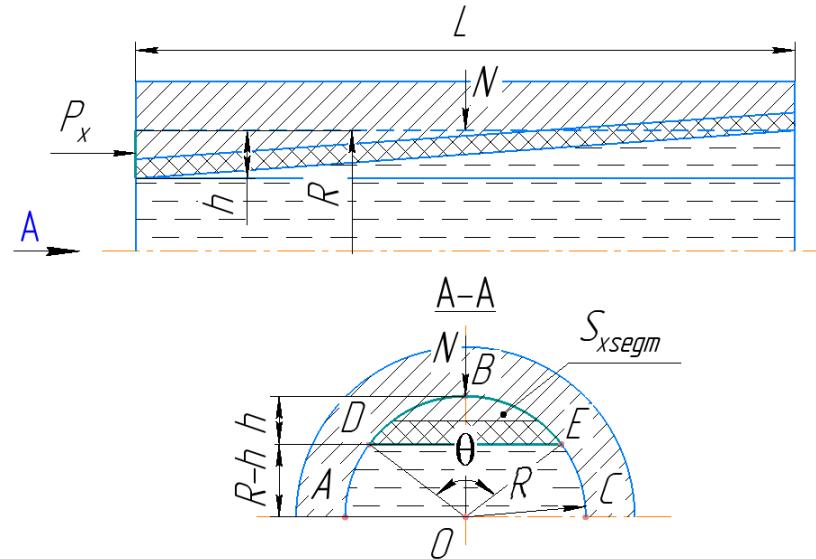


Схема к определению продольной движущей силы  $P_x$

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

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

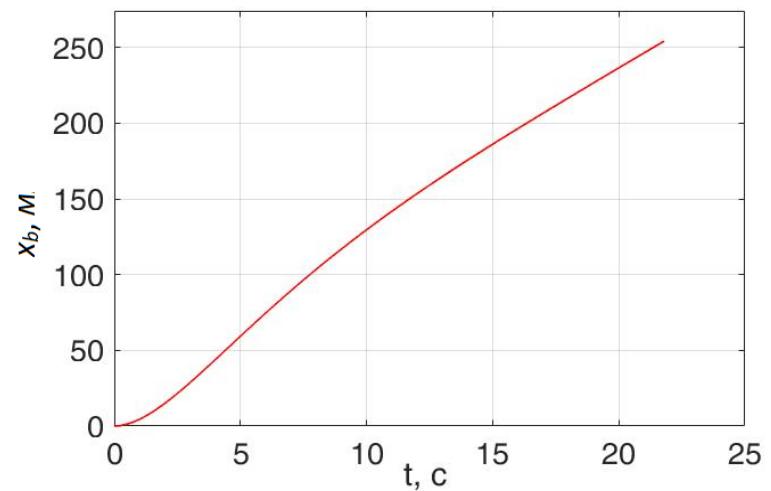
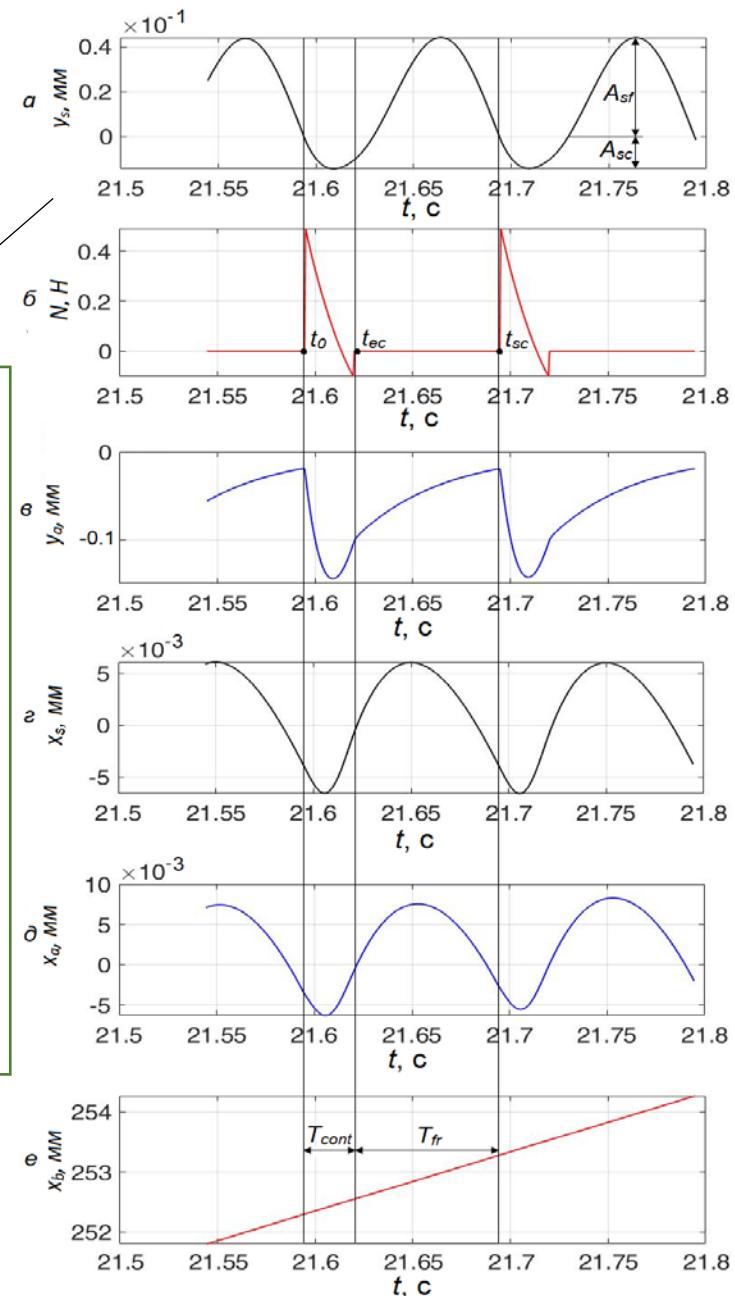
Изменение перемещений и усилий в системе «стенка устройства – эластичный сосуд – поток крови» в зависимости от времени (установившееся движение):

*a* – поперечное перемещение стенки  $y_s$ ;

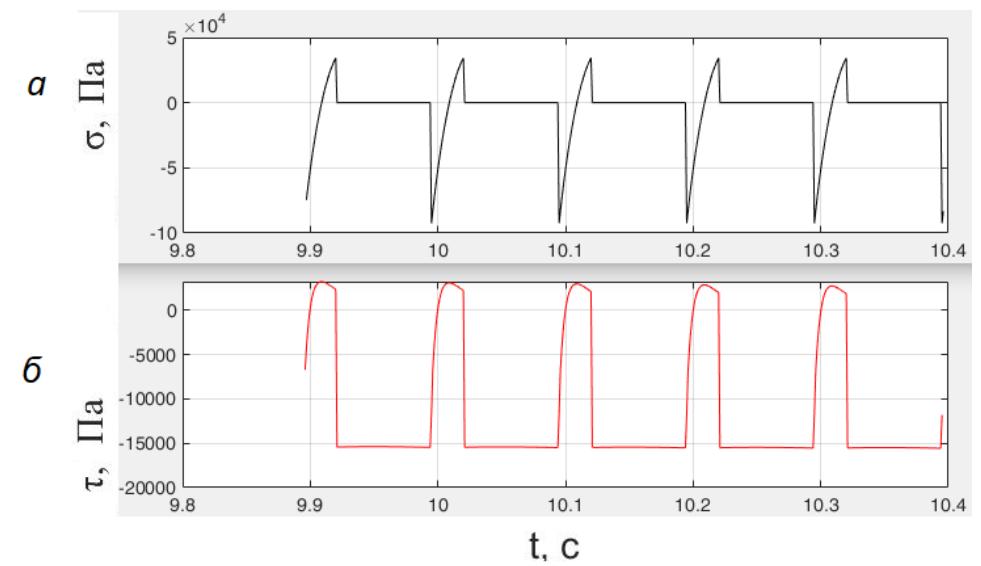
*б* – сила нормальной реакции стенки на сосуд  $N$ ;

*в* – поперечное перемещение сосуда  $y_a$ ;

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

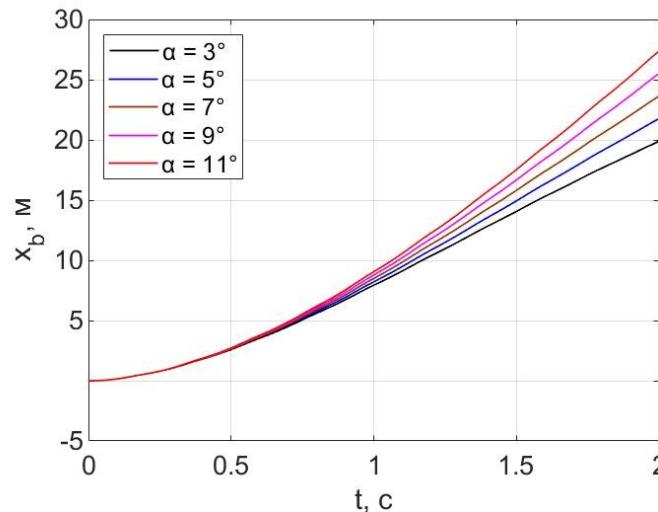


Изменение перемещения потока крови  $x_b$  в зависимости от времени

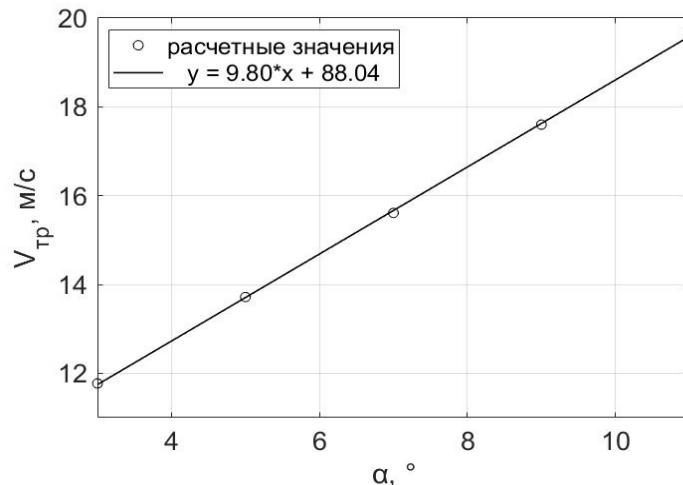


Изменение напряжений в потоке крови в зависимости от времени: *а* – нормальных  $\sigma$  (растяжения); *б* – сдвиговых  $\tau$

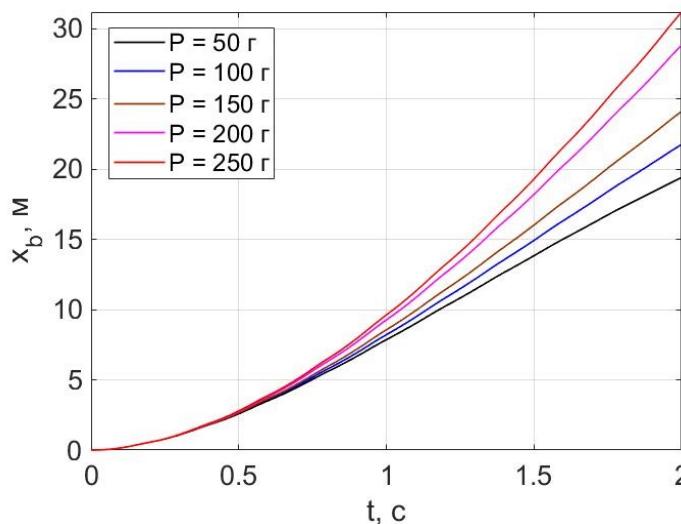
# МЕХАНИКА ДВИЖЕНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КРОВИ ПО СОСУДУ ПРИ ВИБРООБЪЕМНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ



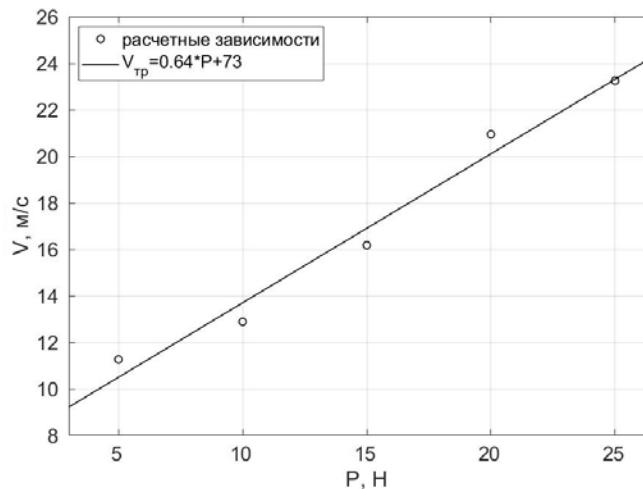
Изменение продольного перемещения потока крови  $x_b$  для различных значений амплитудного значения вынуждающей силы  $P$  ( $\alpha = 5^\circ$ )



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



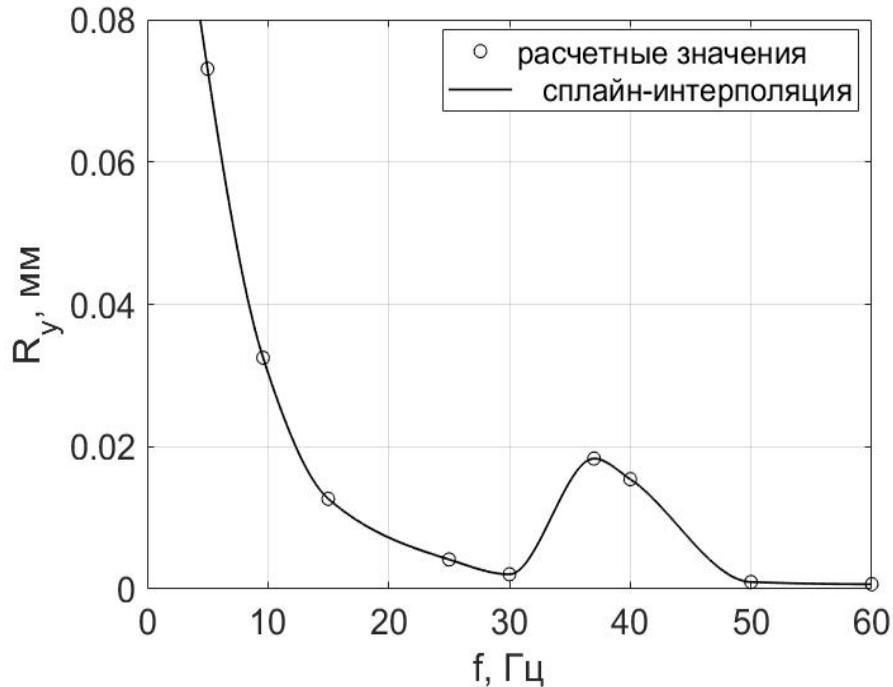
Изменение продольного перемещения потока крови  $x_b$  для различных значений амплитудного значения вынуждающей силы  $P$  ( $\alpha = 5^\circ$ )



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

Противодавление в канале  $dp = 285$  мм рт ст

## АМПЛИТУДНО-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

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

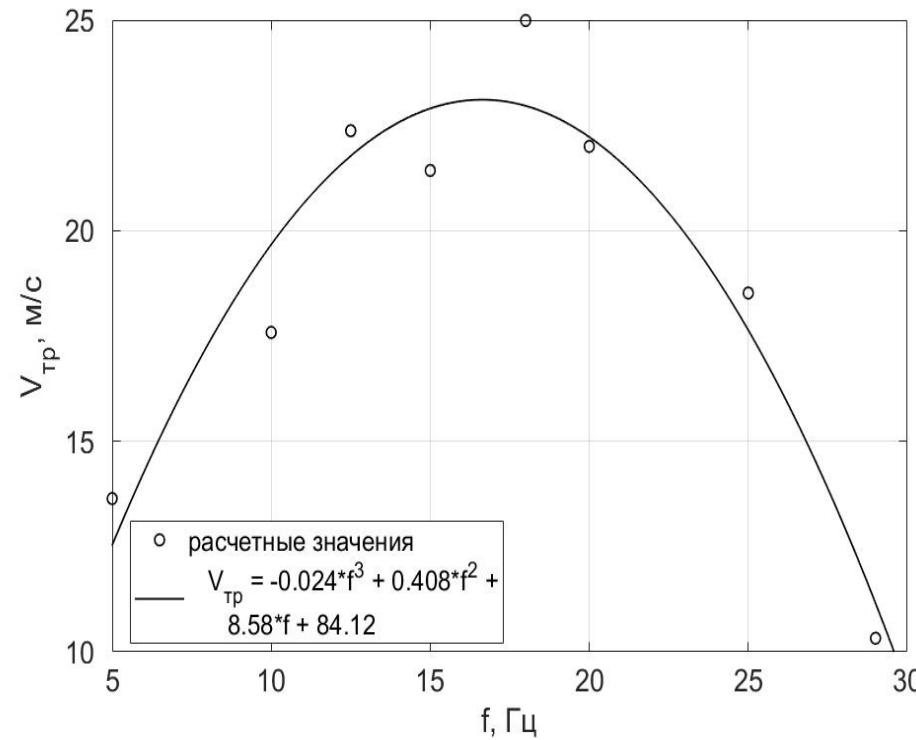
$$p_2 = \sqrt{\frac{c_s}{m}} = \sqrt{\frac{400}{0,2}} = 44,7 \text{ с}^{-1}, n_2 = \frac{b_s}{2m} = 25 \text{ с}^{-1} \quad (4)$$

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

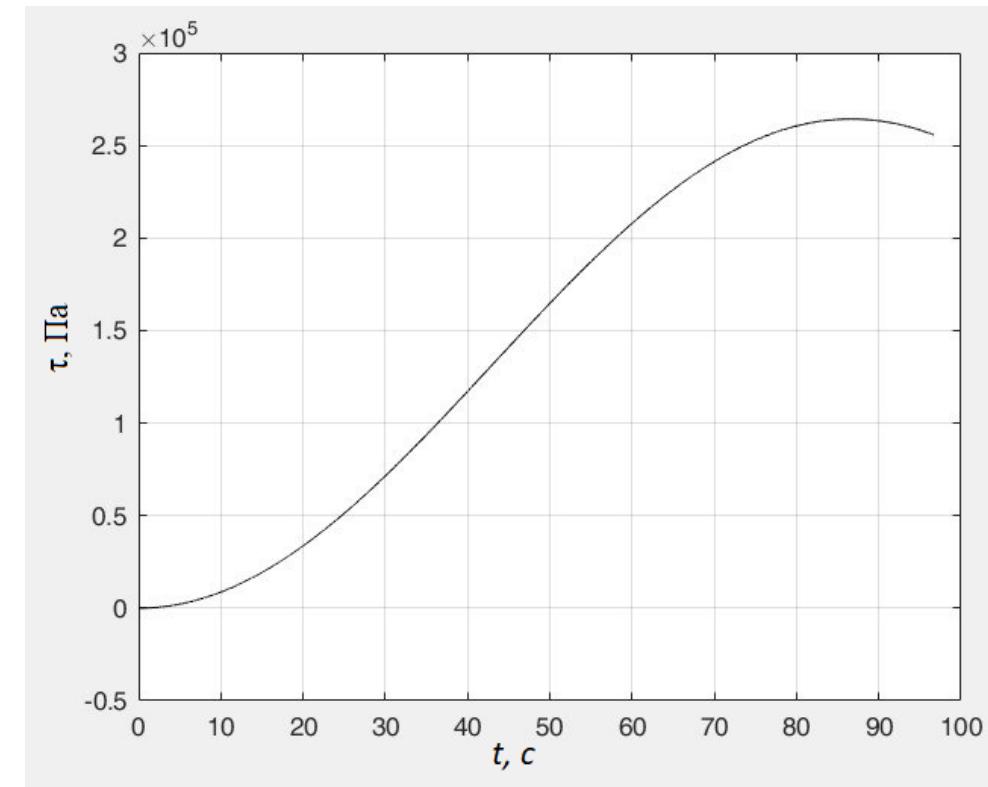
$c_a$  и  $b_b$  – коэффициенты жесткости и вязкости эластичного сосуда с кровью, определяемые пересчетом из значений модуля упругости  $E_a$  и вязкости  $\eta_b$ .

Противодавление в канале  $dp = 285$  мм рт ст

# МЕХАНИКА ДВИЖЕНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КРОВИ ПО СОСУДУ ПРИ ВИБРООБЪЕМНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ



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



Установление процесса виброобъемного перекачивания крови: зависимость касательных напряжений  $\tau$  в реологической модели крови от времени

# НАПРАВЛЕНИЕ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ МОДЕЛИ И ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ ФОРМЫ СОСУДА ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ВИБРООБЪЕМНОГО МЕТОДА

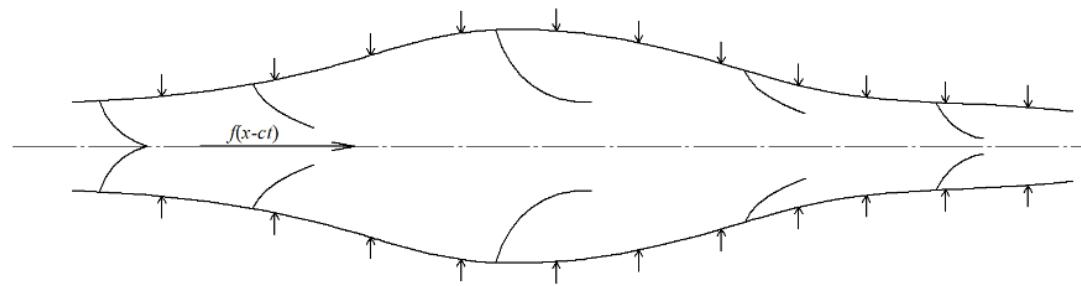
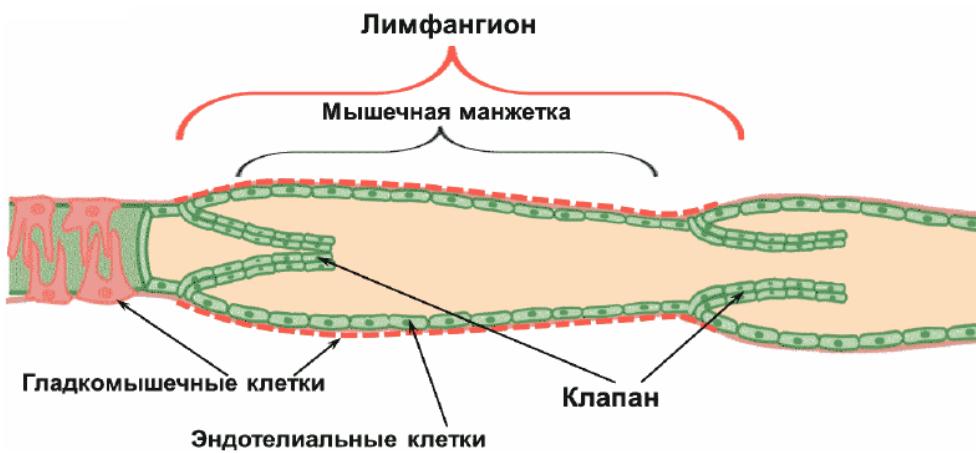
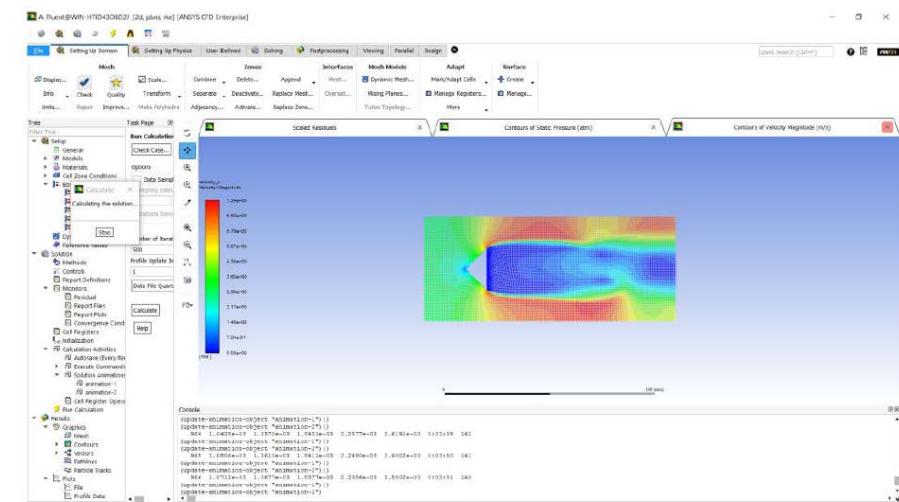


Схема перистальтического метода воздействия на эластичный сосуд с гибкими створчатыми клапанами [1]



Схематическое строение лимфатического сосуда со створчатым клапаном [2]

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



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

СПАСИБО ЗА ВНИМАНИЕ!