

<http://mbiomorph67.ru/>
<http://mbiomorph67.ru/N-82-html/TITL-82.htm>
<http://mbiomorph67.ru/N-82-html/cont.htm>

<http://sgma.alpha-design.ru/MMORPH/TITL.HTM>
<http://sgma.alpha-design.ru/MMORPH/N-82-html/TITL-82.htm>
<http://sgma.alpha-design.ru/MMORPH/N-82-html/cont.htm>

УДК [611.13/.16+611.423]:616-006-092.9

СТРУКТУРНЫЙ АНАЛИЗ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДИСТЫХ СЕТЕЙ: ФОРМАЛИЗАЦИЯ ОПИСАНИЯ, КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ, ЛИНЕЙНАЯ ПРОТЯЖЁННОСТЬ, БЕЗРАЗМЕРНЫЕ КОНСТАНТЫ АНГИОГЕНЕЗА, УСЛОВИЯ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ФЕНОМЕНА ПСЕВДОСВЕРХТЕКУЧЕСТИ КРОВИ И ЕГО МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОЯВЛЕНИЯ IN VIVO*

©2021 г. Глотов В. А.

Исследование посвящено математическому моделированию (структурному анализу) кровеносных сосудистых сетей: формализации их описания, определению количественных характеристик ангиогенеза (констант ангиогенеза), изучению линейной протяжённости кровеносных сосудистых сетей и феномена сверхтекучести крови с применением аксиоматического подхода. Разработана теория феномена псевдосверхтекучести крови в кровеносных сосудистых сетях и показаны его морфологические проявления *in vivo*.

Ключевые слова: кровеносные сосудистые сети, ангиогенез, линейная протяженность, математическое моделирование, структурный анализ, псевдосверхтекучесть крови.

Если перефразировать известную шутку Марка Твена, то знания, которыми мы не обладаем о кровеносных сосудистых сетях, обширны. В то же время, трудами многих поколений исследователей уже накоплен огромный массив достоверных сведений о конструкции кровеносных сосудистых сетей (КСС), достаточный для их формализованного структурного анализа с применением математических моделей, основанных на аксиоматическом подходе, позволяющем новые знания об изучаемом объекте выводить аналитически, предсказывать неочевидные и неизвестные до сих пор физиологические и морфологические феномены *in vivo*, а так же показывать путь экспериментальной проверки их существования.

«Построение какой-либо теории мы называем аксиоматическим: если основные понятия и основные гипотезы этой теории ставятся как таковые во главу угла, а дальнейшее её содержание логически выводится из них с

помощью определений и доказательств. Аксиоматическими именно в этом смысле слова были построены геометрия Евклида, механика Ньютона, термодинамика Клаузиуса» (Д. Гильберт, П. Бернайс) [1].

И ещё: «Вообще говоря моделями можно пользоваться до определённого момента развития данной области науки. Удачные модели годны для получения отдельных выводов, и срок их жизни определяется тем периодом, пока они не вступают в противоречие с фактами: модели должны строго контролироваться наблюдениями и экспериментами... Тем не менее, для проверки идеи не всегда необходимы визуальные наблюдения какого-либо теоретически мыслимого процесса. Совпадение теоретических выводов с фактами, возможность предсказания явлений на основе теоретических данных, объяснение теорией ранее необъяснимых явлений говорят о ценности теории, как рабочего инструмента» (А. Л. Чижевский) [2].

Для формализации описания конструкции, конфигурации, геометрии, топологии КСС, модифицируем классические морфологические термины, применяемые при их вербальном описании. Вместо терминов «артерия», «мелкая артерия», «артериола», «капилляр», «венула», «мелкая вена», «вена», а также «шунт» и «полушунт», будем использовать универсальный термин «трекер». Вместо терминов «разветвление», «ответвление», «бифуркация», «трифуркация», «сосудистый тройник» будем использовать универсальный термин «узел».

Трекер – это круглая цилиндрическая трубка без ответвлений, соединяющая в КСС два соседних узла. Трекер имеет количественные характеристики: диаметр внутреннего просвета (d) и длину (l) – расстояние между его концами. Кроме того, в общем случае трекер обладает пластичностью (приспособительной изменчивостью), которая характеризуется искривлением C : отношением l/l_{\min} , где l – реальная длина трекера, l_{\min} – минимальная длина трекера, кратчайшее расстояние между узлами по прямой (C – безразмерная величина, $C \geq 1$) (рис. 1, 2).

Узел – это область стыка трекеров. Узел имеет безразмерную характеристику – степень ветвления узла n , которая определяет и геометрию узла (рис. 2, 3) [3-8]. Тщательные наблюдения КСС *in vivo* абсолютно достоверно показывают, что в реальных КСС исключительно генерируются только узлы, имеющие степень ветвления $n=3$. Величина $n=3$ – это *универсальная фундаментальная безразмерная константа ангиогенеза в КСС*, предопределяющая конфигурацию и топологию КСС.

Примитивные КСС появляются в процессе васкулогенеза на самых ранних стадиях эмбриогенеза путем дифференцировки мезенхимальных клеток в ангиобласты и гемобласты, и образования замкнутой сетевидной системы синусоидоподобных полостей. После подключения генератора потока крови – примитивного сердца к примитивным КСС, начинается микроциркуляция примитивной крови. Процесс генерации новых сосудов путём васкулогенеза останавливается. Ангиобласты дифференцируются в

эндотелиальные клетки. Новые сосуды (трекеры) начинают генерироваться путём ангиогенеза, т.е. путём отпочкования нового капилляра от уже существующего по принципу Рабля: «Эндотелий – от эндотелия!».



Рис. 1. Трекер и узел

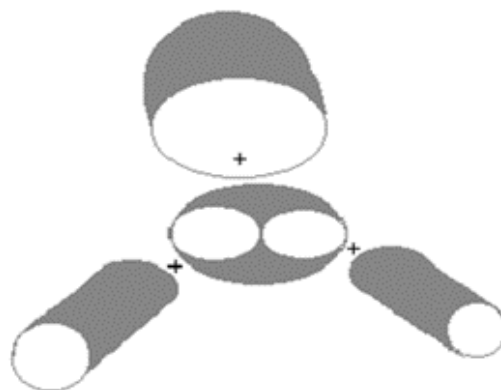


Рис. 2. Геометрическая модель узла

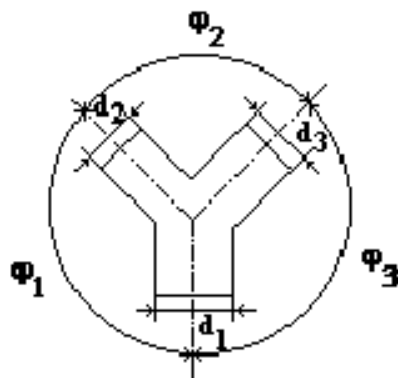


Рис. 3

Конфигурация микрососудистого узла

При этом в результате каждой генерации G_i , где $i=1, 2, 3, \dots, N$ (здесь i – номер генерации), т.е. после каждого акта появления нового капилляра путём отпочкования; общее количество трекеров в КСС увеличивается на 3, а количество узлов на 2 (рис. 4) [9]. Легко вывести формулы для подсчёта общего количества T трекеров и общего количества K узлов в КСС на момент i -ой генерации:

$$\begin{aligned} T &= 3G_i, \\ K &= 2G_i, \end{aligned}$$

где $G_i = i$ – общее количество генераций на момент i -ой генерации. Здесь необходимо отметить, что в процессе развития и перестройки КСС в онтогенезе одновременно имеет место и обратный процесс: исчезновение

трекеров и узлов в результате управляемого апоптоза эндотелиальных клеток.

В процессе генерации КСС отношение K/T есть постоянная величина – дробное число $2/3$. Это также универсальная безразмерная константа ангиогенеза в КСС.

Линейная протяжённость l_{Σ} реальных КСС определяется по формуле:

$$l_{\Sigma} = \sum_{i=1}^N l_i, \text{ где } i = 1, 2, 3, \dots, N.$$

$$l_{\Sigma} = T l_{cp} = 3 G_i l_{cp} \quad (1),$$

где l_i – длина i -го трекера, l_{cp} – среднее значение длины трекера, определяемое эмпирически.

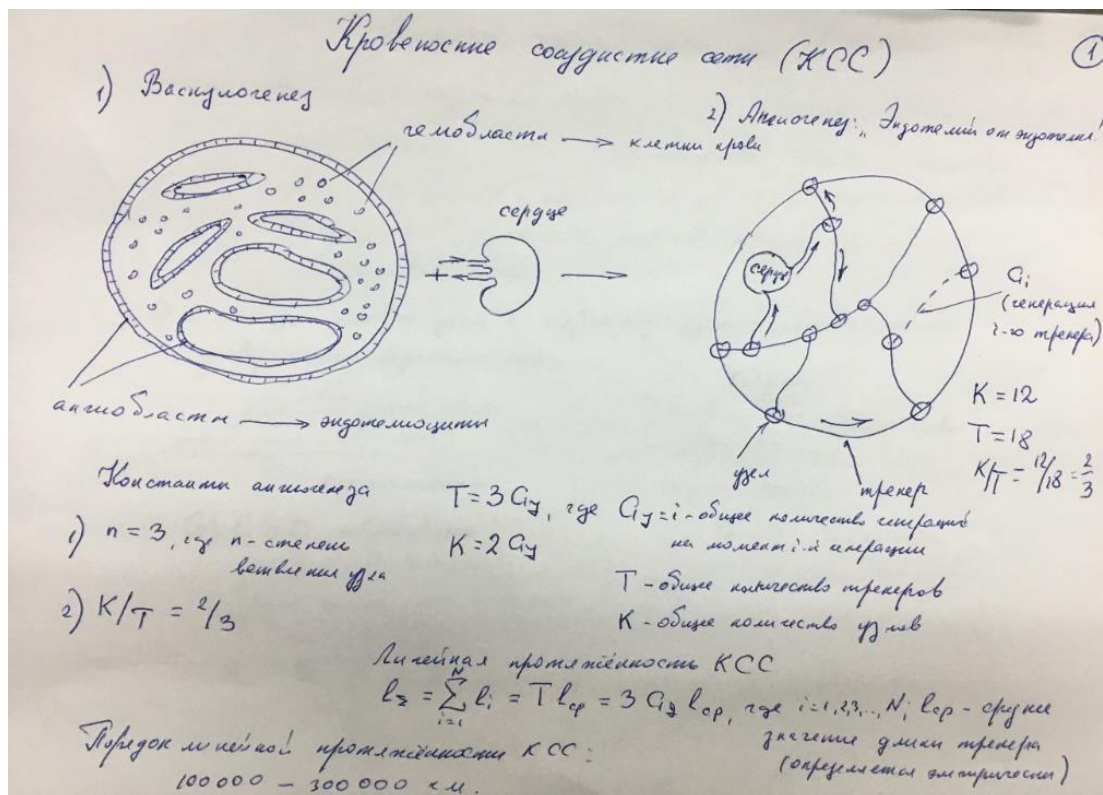


Рис. 4. Кровеносные сосудистые сети (КСС)

Формула (1) имеет важное прикладное значение, так как позволяет достаточно просто с заданной погрешностью определить линейную протяжённость КСС в отдельном органе, области или во всём теле.

Известны различные оценки протяжённости КСС: от 100 000 км (Залманов А. С., 1958 [10]; Козлов В. И. и соавт., 1994 [11]) до 300 000 км. В

таблице 1 приведены фрагменты результатов математического моделирования линейной протяжённости КСС.

Величины T , K и соответственно протяжённость КСС в организме имеют астрономическое значение, сопоставимое с количеством звёзд в галактиках и соответственно с расстоянием между Землёй и Луной.

Таблица 1. Математическое моделирование линейной протяжённости КСС

G_i	$T=3G_i$	$N=2G_i$	l_{cp} (средняя длина трекера в КСС)	$l_{\Sigma}=Tl_{cp}=3G_i l_{cp}$ (линейная протяжённость КСС)
10^9	$3 \cdot 10^9$	$2 \cdot 10^9$	50 мкм	150 км
			100 мкм	300 км
			200 мкм	600 км
			400 мкм	1200 км
			800 мкм	2400 км
10^{10}	$3 \cdot 10^{10}$	$2 \cdot 10^{10}$	50 мкм	1500 км
			100 мкм	3000 км
			200 мкм	6000 км
			400 мкм	12000 км
			800 мкм	24000 км
10^{11}	$3 \cdot 10^{11}$	$2 \cdot 10^{11}$	50 мкм	15000 км
			100 мкм	30000 км
			200 мкм	60000 км
			400 мкм	120000 км
			800 мкм	240000 км

Пока мы можем делать более или менее правдоподобные предположения о технологиях, лежащих в основе формирования КСС и принципах их функционирования в организмах человека и животных. Технологии и принципы функционирования систем в органическом мире настолько совершенны и сложны, что просто не сопоставимы со сложностью самых совершенных современных технологий и технических систем.

Формирование и функционирование КСС происходит автоматически, одновременно, взаимосвязано, распределённо в биологическом пространстве на молекулярном уровне (работа генома и наномолекулярных машин), на ультраструктурном внутриклеточном и межклеточном уровне (работа оргanelл, цитоплазмы, мембран и межклеточного вещества), на микроскопическом уровне (клеточная и тканевая гистомеханика и гистофизиология), макро-микроскопическом уровне (формирование структурно-функциональных единиц органов и систем – «биологическая тканевая кристаллизация») и на макроскопическом системном организменном уровне.

В неорганическом мире известно удивительное свойство жидкого гелия (изотоп ^4He), получившее название «сверхтекучести». При температуре $2,19^\circ\text{K}$ в нижней точке (λ -точка) фазового перехода второго рода, точке пересечения линии на фазовой диаграмме гелия с линией равновесия жидкости с паром, гелий протекает по узким капиллярам или щелям, не обнаруживая никакой вязкости. Феномен сверхтекучести гелия был открыт П. Л. Капицей [12] в 1938 году. Теория сверхтекучести была создана Л. Д. Ландау в 1941 году [13].

Кровь представляет из себя жидкую ткань, движение которой в КСС нельзя отождествлять в полном физическом смысле с движением жидкостей, которые рассматриваются в классической гидродинамике. Это особое состояние жидкообразной тканевой субстанции органического мира.

«Кровь пришла к современному состоянию путём длительной биологической эволюции, совершенствуясь одновременно с развитием органического мира. ... в процессе эволюции ... неупорядоченные состояния крови должны были уступить место более совершенным состояниям. Кровь человека должна обладать стройной физической и геометрической организацией, ибо в органическом мире устойчивые состояния являются в то же время и более вероятными. В кровеносном русле должны непрерывно действовать антихаотические факторы, дабы предохранить его от постоянной тенденции к переходу в термодинамическое равновесное состояние, от выравнивания химических и электрических потенциалов, т. е. кровеносное русло должно быть в высокой мере упорядоченно геометрически, физически и химически» (А. Л. Чижевский, 1959 [2]).

Астрономический масштаб КСС а priori указывает на существование каких-то особых принципов их функционирования. Одним из таких фундаментальных принципов может быть феномен псевдосверхтекучести крови: способность крови двигаться по трекам и узлам в неизменном виде,

переноса массу из одного пространственного тканевого локуса в другой, без потери энергии и без массопереноса через сосудистую стенку, не участвуя в обмене веществ. Этот феномен в некотором смысле подобен феномену сверхтекучести гелия. Феномен сверхтекучести гелия может быть обнаружен при протекании гелия через капилляр с пассивной стенкой при температуре близкой к абсолютному нулю, а феномен псевдосверхтекучести крови обнаруживается повсеместно в микросоудистых отделах КСС при температуре тела. При этом в отличие от гелия кровь представляет собой сложную жидкообразную тканевую органическую субстанцию, движущуюся в капилляре (трекере) с активной эндотелиальной выстилкой и пластичной стенкой.

Рассмотрим условия, при которых может возникать в КСС феномен псевдосверхтекучести крови.

Предположим, что эндотелиоциты, выстилающие внутренний просвет трекеров и узлов, обладают способностью управлять смачиваемостью своей клеточной поверхности, соприкасающейся с потоком крови. Смачиваемость клеточной мембраны количественно характеризуется косинусом краевого угла Θ ($\cos\Theta > 0$ для смачивающих жидкостей и $\cos\Theta < 0$ для несмачивающих жидкостей). При полном смачивании ($\cos\Theta = 1$) жидкость растекается по всей поверхности клеточной мембраны эндотелиоцита, при полном несмачивании ($\cos\Theta = -1$) поток крови внутри трекера за счёт действия сил поверхностного натяжения принимает форму круглого цилиндра (рис. 5).

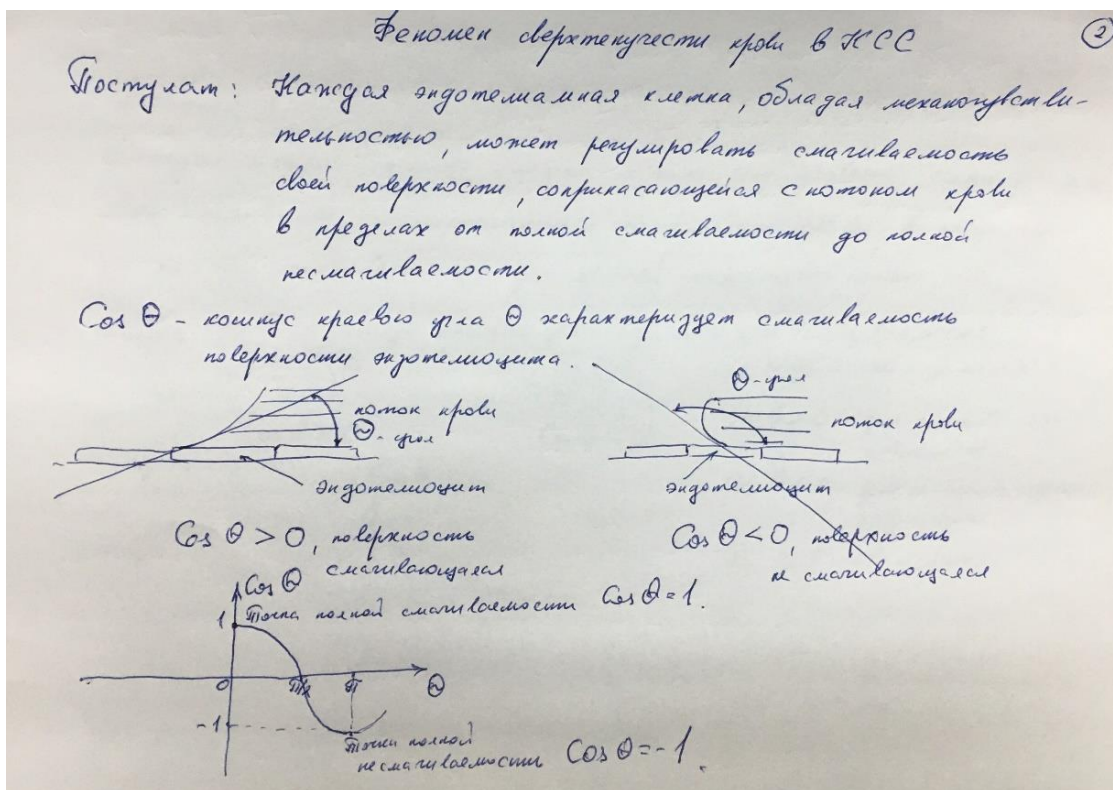


Рис. 5. Феномен псевдосверхтекучести крови.

Силы поверхностного натяжения потока крови будут направлены перпендикулярно к оси симметрии цилиндрического потока и создадут лапласовское давление

$$p_{\text{л}} = 4\sigma/d, \quad (2)$$

где $p_{\text{л}}$ – лапласовское давление, σ – коэффициент поверхностного натяжения крови, d – диаметр трекера.

Величина давления крови по длине в трекере описывается уравнением Бернулли:

$$p_{\text{ст}} + \rho gh + \rho v^2/2 = \text{const},$$

где $p_{\text{ст}}$ – статическое давление крови в трекере, ρ – плотность крови в трекере, g – ускорение свободного падения, h – высота столба крови, v – скорость движения потока крови в трекере (векторная величина).

Т.к. перепад высот концов трекера Δh очень маленькая величина при любой ориентации трекера в 3D-пространстве ($\Delta h \rightarrow 0$). Гидростатическое давление $p_{\text{г}} = \rho gh$ в трекере тоже очень маленькая величина и практически стремится к нулю. Иными словами, все трекеры, по крайней мере, в системе микроциркуляции, можно рассматривать лежащими горизонтально без уклона.

Гравитация практически не участвует в движении крови в системе микроциркуляции, что доказывает длительное нахождение космонавтов в невесомости без каких-либо серьёзных нарушений со стороны микроциркуляции крови. Полное давление крови в трекере в этом случае будет складываться из суммы статического давления и динамического давления ($p_{\text{дин}} = \rho|v|^2/2$). Уравнение Бернулли примет вид

$$p_{\text{ст}} + \rho|v|^2/2 = \text{const}.$$

Давление на внутреннюю поверхность стенки трекера будет равно статическому давлению $p_{\text{ст}}$. Лапласовское давление (вектор силы поверхностного натяжения, приложен к некоторой точки поверхности потока крови в трекере) и статическое давление крови (вектор силы статического давления крови, приложен к некоторой точки внутренней поверхности трекера) направлены на встречу друг другу. Если эти точки совпадают и лежат на одной прямой, то эти силы взаимно компенсируют друг друга. При условии, когда $p_{\text{л}} = p_{\text{ст}}$, наступает состояние равновесия, когда давление на внутреннюю поверхность трекера, т. е. на поверхность эндотелиоцита равно 0.

При этом полное давление крови, направленное вдоль оси трекера никуда не девается, поток крови двигается как будто он находится в свободном ничем не ограниченном пространстве. Взаимодействия со

стенкой нет, массопереноса через стенку нет, сопротивления со стороны стенки движению крови нет, потери энергии и импульса крови при прохождении трекера нет, обмена веществ через сосудистую стенку нет. Но зато есть перенос массы крови из одного конца трекера в другой. Это состояние и есть феномен псевдосверхтекучести крови.

Можно предположить, что кровь при этом переходит в некое состояние, когда все частицы крови как бы сцеплены вместе и ни одну нельзя отделить, не разрушив всё состояние.

Таким образом, условием возникновения феномена псевдосверхтекучести крови при прохождении трекера является следующее выражение:

$$4\sigma/d = p_{ст} \text{ (6).}$$

Иными словами, феномен псевдосверхтекучести крови в трекере возникает тогда, и только тогда, когда лапласовское давление становится равным статическому давлению.

Сразу становится понятным, каким образом регулируется транскапиллярный обмен веществ в капиллярном отделе КСС. Поддержание полного несмачивания поверхности эндотелиоцита – процесс энергетически затратный. Когда у эндотелиоцита всего достаточно, в том числе и энергии, он выключает смачиваемость и тем самым приостанавливает обмен веществ. Как только энергия иссекает, смачиваемость поверхности эндотелиоцита самопроизвольно включается. Поверхность эндотелиоцита начинает испытывать действие силы давления крови. Кровь начинает взаимодействовать с поверхностью эндотелиоцита, обращённой в просвет трекера. Запускается транскапиллярный обмен веществ и энергии. Начинают работать законы классической гемодинамики (гидродинамики).

Таким образом, **феномен псевдосверхтекучести крови является обязательным и необходимым условием функционирования КСС.** При этом линейная протяжённость КСС становится не критичной для работы генератора потока крови – сердца. Потеря значительной анатомической части тела, например, в результате травмы (отрыв или ампутация одной или нескольких конечностей) или увеличение массы тела существенно или не влияет, или почти не влияет, на функционирование КСС.

Феномен сверхтекучести крови воспринимается, на первый взгляд, как некое чудо, но, однако:

*«Есть многое на свете, друг Горацио, что и не снилось нашим мудрецам»
(В. Шекспир).*

Существование феномена псевдосверхтекучести крови поддаётся экспериментальной проверке. Есть одна очень хорошо забытая работа, которая может быть иллюстрацией феномена псевдосверхтекучести крови в

КСС (Яуре Г. Г., 1947 [14]: «Наблюдая в микроскоп движение крови в неизменённых сосудах, мы видим вдоль стенок сосудов узкий прозрачный слой, отделяющий основную массу потока крови от соприкосновения с интимой сосудов. Толщина этого слоя достигает до 0,1 радиуса сосуда. В руководствах по физиологии этот слой именуется паузейлевым пространством. Он как шубой охватывает столб быстро несущихся кровяных телец и в нём мы не видим ни красных, ни белых клеток. Окутанный этой шубой, столб эритроцитов движется так, как будто кровяные тельца связаны между собою. Никакого различия в скоростях движения эритроцитов в центре столба и на его краю, границе светлого слоя, не видно. Не видно и вращательных движений эритроцитов, которые неизбежно должны были бы возникать при сложном распределении скоростей, и что было бы тем более заметно на эритроцитах эллиптической формы холоднокровных животных. Между тем, хотя эритроциты в движущемся столбе располагаются своими осями по разным направлениям – вдоль оси сосуда, вкось и даже поперечно – всё же вращения не наблюдается. Можно заметить только наклонение осей эритроцитов на крутых изгибах извитого хода капилляров. Всё движение происходит с изумляющей глаз гладкостью. Вся масса столба движется одинаково с пульсаторными ускорениями, соответствующим каждой систоле сердца и диастолическими замедлениями. В венах эти замедления и ускорения слабо заметны. Такое движение крови мы можем назвать столбовым движением жидкости, отличающимся от пластического течения тем, что на границе стенка сосуда – прозрачный плазматический слой движение совершается со скольжением...».

Существует огромное количество морфологических проявлений псевдосверхтекучести крови. Нужно только знать, куда смотреть. Для этого необходимо подкорректировать наши представления о характере движения крови в КСС. Это принципиально важно! Необходимо принять как постулат, что движение крови в КСС обладает дуализмом: с одной стороны **это сплошной волновой поток полидисперсной суспензии с несферической формой дисперсной фазы**, с другой стороны – **это поток порций крови (квантов крови), следующих один за другим без разрывов.**

Дискретный подход к структурному анализу КСС радикально упрощает задачу формализованного описания конфигурации КСС и позволяет построить (быть может, впервые в истории математизации морфологических феноменов) изящную аксиоматическую математическую модель (теорию) конфигурации КСС. Различные аспекты этой математической модели (теории) были развиты в работах автора этой статьи [3-9 и др.].

Предложена квантовая (парциальная) модель гемодинамики, в которой непрерывный поток крови рассматривается как непрерывный поток квантов (порций) крови, следующих одна за другой без разрывов (рис. 6). Квант крови обладает массой (m), объемом (V), имеет длину (Δl), движется со скоростью v .

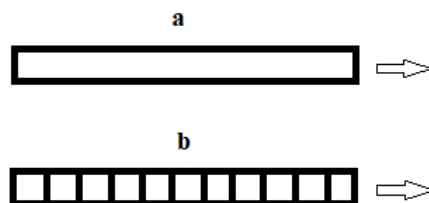


Рис. 6. Квантовая (парциальная) модель гемодинамики: а – стандартная модель гемодинамики, непрерывный поток крови; б – непрерывный поток квантов (порций крови)

Движение квантов крови через узел, их распад и синтез также хорошо поддаются аналитическому описанию с применением закона сохранения импульса (рис. 7).

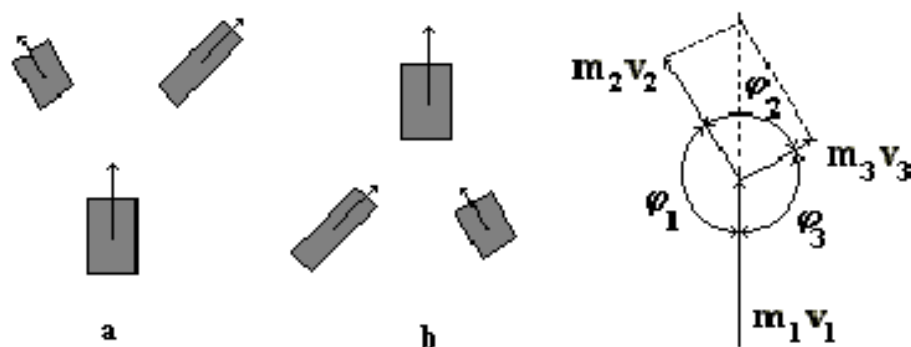


Рис. 7. Движение квантов крови через узел, их распад (а) и синтез (б)

Ключевым звеном этой математической модели является постулат, что при псевдосверхтекучести крови распад порции крови (кванта крови) при прохождении через узел описывается законом сохранения импульса в классической (школьной) векторной форме:

$$m_1 v_1 = m_2 v_2 + m_3 v_3,$$

где m_i – масса кванта крови в i -м трекаре узла ($i=1, 2, 3$); v_i – вектор скорости кванта крови в i -м трекаре.

Аналитическим путём выводится универсальная элементарная математическая модель конфигурации внутренней поверхности узла, представляющая собой систему из трёх уравнений:

$$\begin{aligned} A_{3(j)}^2 d_3^4 - A_{1(j)}^2 d_1^4 - A_{2(j)}^2 d_2^4 - 2A_{1(j)} A_{2(j)} d_1^2 d_2^2 \cos \varphi_1 &= 0; \\ A_{1(j)}^2 d_1^4 - A_{2(j)}^2 d_2^4 - A_{3(j)}^2 d_3^4 - 2A_{2(j)} A_{3(j)} d_2^2 d_3^2 \cos \varphi_2 &= 0; \\ A_{2(j)}^2 d_2^4 - A_{1(j)}^2 d_1^4 - A_{3(j)}^2 d_3^4 - 2A_{1(j)} A_{3(j)} d_1^2 d_3^2 \cos \varphi_3 &= 0, \end{aligned}$$

где $j=1,2$; при $j=1$, $A_{i(1)}=H_i$; при $j=2$, $A_{i(2)}=\eta_i$; H_i и η_i – соответственно полное давление крови и коэффициент динамической вязкости крови в i -м трекере; d_i – диаметр i -го трекера; φ_i – угол между осями симметрии просветов трекеров, при этом $0 < \varphi_i < 180^\circ$, $\sum_{i=1}^3 \varphi_i = 360^\circ$; $i = 1,2,3$.

Из этого постулата выводятся аналитически все наблюдаемые морфологические проявления сверхтекучести крови:

- 1) узлы реальных КСС имеют степень ветвления $n=3$;
- 2) отношение K/T есть постоянная величина - $2/3$;
- 3) оси симметрии трёх трекеров в области узла лежат в одной плоскости и пересекаются в одной точке;
- 4) каждый из трёх углов, образующихся при пересечении осей симметрии трекеров в области узла всегда меньше 180° ($< \pi$, а их сумма всегда равна 360° (2π));
- 5) для узлов, образованных трекерами, имеющими диаметры внутреннего просвета меньше 100 мкм, справедлива универсальная математическая модель узла, разработанная автором этой статьи (в этом случае кровь по своим физическим свойствам приближается к неньютоновской жидкости);

$$\eta_3^2 d_3^4 - \eta_1^2 d_1^4 - \eta_2^2 d_2^4 - 2\eta_1 \eta_2 d_1^2 d_2^2 \cos \varphi_1 = 0;$$

$$\eta_1^2 d_1^4 - \eta_2^2 d_2^4 - \eta_3^2 d_3^4 - 2\eta_2 \eta_3 d_2^2 d_3^2 \cos \varphi_2 = 0;$$

$$\eta_2^2 d_2^4 - \eta_1^2 d_1^4 - \eta_3^2 d_3^4 - 2\eta_1 \eta_3 d_1^2 d_3^2 \cos \varphi_3 = 0.$$

- б) для узлов, образованных трекерами, имеющими диаметры внутреннего просвета превышающие 100 мкм, справедлива математическая модель W. Roux [15-16], формализованная С. D. Murray [17-19], модифицированная автором этой статьи [3-4] (в этом случае кровь по своим свойствам приближается к ньютоновской жидкости), представляющая собой частный случай приведенной выше универсальной математической модели узла;

$$d_3^4 - d_1^4 - d_2^4 - 2d_1^2 d_2^2 \cos \varphi_1 = 0;$$

$$d_1^4 - d_2^4 - d_3^4 - 2d_2^2 d_3^2 \cos \varphi_2 = 0;$$

$$d_2^4 - d_1^4 - d_3^4 - 2d_1^2 d_3^2 \cos \varphi_3 = 0.$$

- 7) узел обладает плоскостью симметрии, в которой лежат и пересекаются оси симметрии трекеров и всегда асимметричен в ней;
- 8) среди бесконечного множества геометрически возможных конфигураций узлов феномен сверхтекучести крови предопределяет

- бесконечное подмножество определённых геометрически возможных конфигураций меньшей мощности, реализующихся в реальных КСС;
- 9) феномен сверхтекучести крови «запрещает» существование определённого бесконечного подмножества симметричных конфигураций внутри вышеуказанного предопределённого подмножества [5-9];
 - 10) КСС обладают энантиоморфизмом, т.е. «левизной» и «правизной» в зависимости от положения по отношению к плоскости билатеральной симметрии тела [5-9];
 - 11) феномен сверхтекучести крови предопределяет форму внутреннего просвета узла [5, 9];
 - 12) феномен сверхтекучести крови предопределяет появление искривлённости у трекеров и цепные реакции подстройки конфигураций узлов под оптимальную [5].

Сравнительная оценка лапласовского давления $p_{л}$, порождённого силой поверхностного натяжения крови и статического давления крови $p_{ст}$ внутри капилляра (дополнение от 23 августа 2024 г.)

Кровь это жидкая ткань, состоящая из клеточных элементов (эритроцитов, различных фракций лейкоцитов и лимфоцитов, кровяных пластинок или тромбоцитов) и сложного коллоидного межклеточного вещества, т.е. представляет собой полидисперсную суспензию с несферической формой дисперсной фазы. Когда речь идёт об измерении коэффициента поверхностного натяжения крови, то на практике определяют коэффициент поверхностного натяжения сыворотки крови, так как, что такое поверхностное натяжение крови и коэффициент поверхностного натяжения крови не совсем понятно.

Известны данные о значениях коэффициента поверхностного натяжения σ сыворотки крови, полученных по высоте капиллярного поднятия (методом пропорций) у детей в возрасте от 7 до 14 лет, страдающих диабетическим кетоацидозом [20] (в контроле $\sigma=61,1\pm 0,01 \times 10^{-3}$ н/м) и у больных, находящихся в критическом состоянии, обусловленном тяжёлыми гнойно-септическими заболеваниями с развитием полиорганной недостаточности и у детей с диабетическим кетоацидозом [21] (в контроле $\sigma=67,1\pm 0,03 \times 10^{-3}$ н/м).

По формуле (2) определяем значение лапласовского давления в трекерах, имеющих диаметр внутреннего просвета (СИ) в крайних точках интервала от 8 мкм (0,000008 м) до 100 мкм (0,0001 м).

При $d=0,000008$ м и при $\sigma=0,0611$ н/м, $p_{л}=30550$ Па. При $d=0,0001$ м и при $\sigma=0,0611$ н/м, $p_{л}=2444$ Па.

При $d=0,000008$ м и при $\sigma=0,0671$ н/м, $p_{л}=33550$ Па. При $d=0,0001$ м и при $\sigma=0,0611$ н/м, $p_{л}=2684$ Па.

Прижизненное измерение давления с помощью микроканюли в артериальном отделе капилляра кожи человека $p=30$ мм рт. ст. $=3999$ Па, а в венозном отделе $p=10$ мм рт. ст. $=1333$ Па (Landis, 1930) [22]. При бескровном методе определения кровяного давления в капиллярах ногтевого ложа $p=37$ мм рт. ст. $=4932$ Па, в артериолах $p=64$ мм рт. ст. $=8533$ Па (Küchmeister, Herrnring, 1950) [22].

При сравнении значений лапласовского давления в капиллярах со значениями кровяного давления в капиллярах видно, что величины лапласовского давления в несколько раз превышают величины кровяного давления. Поэтому при полной несмачиваемости поверхности эндотелиальных клеток, обращённых в просвет капилляра, когда векторы силы поверхностного натяжения будут направлены перпендикулярно оси симметрии капилляра и будут полностью и гарантировано компенсировать и даже в несколько раз превышать силы кровяного давления на стенку капилляра. Эти экспериментальные данные согласуются с условием возникновения феномена сверхтекучести крови в микрососудистых сетях.

При полной смачиваемости поверхности эндотелиальных клеток, обращённых в просвет капилляра, вектор результирующей силы поверхностного натяжения будет направлен вдоль оси сосуда по течению крови, что даст дополнительное повышение значения напорного давления и будет источником дополнительной энергии, обуславливающей движения крови.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гильберт Д., Бернайс П. Основания математики. Логические исчисления и формализация арифметики. – М.: Наука, 1979. – С.23.
2. Чижевский А. Л. Структурный анализ движущейся крови. – М.: АН СССР, 1959. – С. 5, 13.
3. [Глотов В. А. Правила Ру и конфигурации микрососудистых бифуркаций. – Биофизика. – 1992. – Т. 37. – Вып. 2. – С. 341-344.](#)
4. [Glotov V. A. The Roux rule and the configurations of microvascular bifurcations. – 1992. – Vol. 37. – No. 2. – P. 265-268. Printed in Great Britain.](#)
5. Глотов В. А. Структурный анализ микрососудистых бифуркаций. (Микрососудистый узел и гемодинамический фактор). – Смоленск: АО "Амипресс", 1995. – 253 с.
6. [Глотов В. А. Принцип симметрии Кюри и конфигурации сосудистых бифуркаций, их симметрия и асимметрия, классификация, энантиоморфизм сосудистых сетей. – Вестник новых медицинских технологий. – 2000. – Т. VII. – №1. – С. 16-20.](#)
7. [Глотов В. А. Системный анализ морфофункциональных зависимостей в генезе микрососудистых бифуркаций. Дисс. в виде научн. докл. На соиск. уч. ст. д.м.н. – Тула, 2002. – 63 с.](#)

8. [Глотов В. А. Принцип симметрии Кюри и конфигурации сосудистых бифуркаций, их симметрия и асимметрия, классификация, энантиоморфизм сосудистых сетей.](http://mbiomorph67.ru/N-1-html/2.htm) – Математическая морфология. Электронный математический и медико-биологический журнал. – Т. 23. – Вып. 1. – 2024. – URL: <http://mbiomorph67.ru/N-1-html/2.htm> <http://mbiomorph67.ru/N-1-html/Cont.htm> <http://mbiomorph67.ru/html/TITL-1.htm> <http://mbiomorph67.ru/>
9. Глотов В. А. Функциональная анатомия внутреннего просвета кровеносных сосудистых сетей: роль гемодинамического фактора и сил поверхностного натяжения в его формировании, аксиоматический подход. – Однораловские морфологические чтения: сборник материалов Всероссийской научной конференции с международным участием /ФГБОУ ВО «ВГМУ им. Н. Н. Бурденко» Минздрава России. – М.: Издательство «Научная книга», 2019. – С. 48-54.
10. Залманов А. С. Тайная мудрость человеческого организма. – Париж, 1958.
11. Козлов В. И., Мельман Е. П., Нейко Е. М., Шутка Б. В. Гистофизиология капилляров. – СПб.: Наука, 1994. – С. 3.
12. [Капица П. Л. Вязкость жидкого гелия при температурах ниже точки \$\lambda\$.](#) – Доклады Академии наук СССР. – 1938. – Т. XVIII. – №1. – С. 21. (– [Природа](#). – 1979. – №1. – С. 96-98.
13. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Теоретическая физика: учебное пособие. В 10 т. Т. VI. Гидродинамика. – 4-е изд., стер. – М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1988. – С. 706-730.
14. Яуре Г. Г. Об особой форме движения жидкости (крови) в здоровых кровеносных сосудах. – Доклады Академии Наук СССР. – 1947. – Т. LVI. – №9.
15. Roux W. Ueber die Verzweigungen der Blutgefasse. Eine morphologische Studie //Z. Naturwissenschaft. – 1878. – Bd.12. – N.2 – S. 205-266.
16. Roux W. Die Bedeutung der Ablenkung des Arterien Systemes bei der Astabgabe // Z. Naturwissenschaft. – 1879. – Bd.13. – N.2 – S. 321-338.
17. [Murray C. D. The physiological principle of minimum work. I. The vascular system and the cost of blood volume //Proc. N.A.S. – 1926. – Vol. 12. – P. 207-214.](#)
18. [Murray C. D. The physiological principle of minimum work. II. Oxygen exchange in capillaries. //Proc. N.A.S. – 1926. – Vol. 12. – P. 299-304.](#)
19. [Murray C. D. The physiological principle of minimum work applied to the angle of branching of arteries //J. of General Physiology. – 1926. – Vol. 9. – N.6. – P. 835-841.](#)
20. Ефремов А. В. Верещагин Е. И., Самсонова Е. Н., Бондаренко И. В., Кольцов О. В. Коэффициент поверхностного натяжения сыворотки крови как один из критериев тяжести диабетического кетоацидоза у детей. – ВНМТ. – 2009. – Т. XVI. – №2. – С. 88-90.

21. Верещагин Е. И., Волков С. Г., Бондаренко И. В., Стрельцова Е. И. Коэффициент поверхностного натяжения сыворотки крови как один из критериев оценки эндогенной интоксикации и тяжести критических состояний. – Журнал «Медицина и образование в Сибири». – №6. – 2012. – 14.00.00 медицинские и фармацевтические науки. Электронное научное издание НГМУ. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/koeffitsient-poverhnostnogo-natyazheniya-syvorotki-krovi-kak-odin-iz-kriteriev-otsenki-endogennoy-intoksikatsii-i-tyazhesti/viewer>
22. Чернух А. М., Александров П. Н., Алексеев О. В. Микроциркуляция. – 2-е изд. стереотип. /АМН СССР – М.: Медицина, 1984. – 432 с. – С. 185.

**STRUCTURAL ANALYSIS OF BLOOD VESSEL NETWORKS:
FORMALIZATION OF THE DESCRIPTION, QUANTITATIVE
CHARACTERISTICS, LINEAR EXTENT, DIMENSIONLESS
CONSTANTS OF ANGIOGENESIS, CONDITIONS FOR THE
OCCURRENCE OF THE PHENOMENON OF BLOOD PSEUDO
SUPERFLUIDITY AND ITS MORPHOLOGICAL MANIFESTATIONS IN
VIVO**

Glotov V. A.

The study is devoted to mathematical modeling (structural analysis) of blood vascular networks: formalizing their description, determining the quantitative characteristics of angiogenesis (angiogenesis constants), studying the linear extent of blood vascular networks and the phenomenon of blood superfluidity using an axiomatic approach. A theory of the phenomenon of blood pseudo superfluidity in blood vascular networks has been developed and its morphological manifestations in vivo have been shown.

Key words: circulatory vascular networks, angiogenesis, linear extent, mathematical modeling, structural analysis, blood pseudo superfluidity.

*Автор выражает искреннюю признательность
профессору Сергею Аркадьевичу Региреру,
профессору Валентину Ивановичу Козлову,
академику Василию Васильевичу Куприянову*

*за доброжелательное внимание, интерес, жаркие споры, критику, неизменную поддержку
этого научного направления исследований и за счастье работать рядом с ними.*

* Доклад профессора В. А. Глотова был сделан на конференции:

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
Первый Московский государственный медицинский университет
им. И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации
(Сеченовский Университет)
Институт цифровых технологий исследования человека

ООО Агентства инновационных систем (АИНСИ)
Московское отделение Научного медицинского общества анатомов, гистологов и эмбриологов
Российская научно-практическая конференция
«Моделирование медико-биологических и медико-технических систем»
21 декабря 2021 г.
Москва-2021

[Информационное письмо](#)
[Программа дистанционной конференции](#)

и симпозиуме:

Институт механики МГУ
Институтом физиологии им. И. П. Павлова РАН
Всероссийский симпозиум, посвященный обсуждению проблем биомеханики
«Биомеханика-2022»
17-18 февраля 2022 г.
Москва-2022

[Информационное письмо](#)
[Программа симпозиума «Биомеханика–2022»](#)

ФГБОУ ВО «Смоленский государственный медицинский университет»
Минздрава России, Смоленск, Россия
Smolensk State Medical University
of the Ministry of Health of Russia,
Smolensk, Russia
Поступила в редакцию 21 декабря 2021 г.