

чета гемодинамических величин при локальном сужении сосуда, в частности при образовании в нем тромбов (§ 39).

Таким образом, представленная модель фильтрационно-реабсорбционных процессов в капиллярах показала, что гемодинамические величины P , Q и q в общем виде являются нелинейными функциями расстояния x вдоль капилляра. Локализация и протяженность области динамического равновесия, а также доля жидкости, остающейся в межклеточном пространстве, существенно зависят от гидростатических давлений на артериальном и венозном концах капилляра, от онкотических давлений в плазме и в межклеточной жидкости, от ультраструктуры капилляра: радиуса и количества пор в его стенке, от радиуса просвета капилляра. Модель позволяет количественно проанализировать механизмы ряда патологий, в частности отеков.

§ 39. Особенности кровотока при локальном сужении сосудов. Резистивная модель

Как было показано выше, определяющим фактором фильтрационно-реабсорбционных процессов в капиллярах являются гемодинамические параметры кровотока. Однако ряд процессов в сердечно-сосудистой системе может изменить давление и скорость кровотока как в сердечно-сосудистой системе в целом, так и в отдельных ее частях, тем самым повлиять и на транскапиллярный обмен. Причиной нарушения гемодинамики могут быть изменения просветов сосудов и реологических свойств крови.

В данном разделе рассмотрим модель, позволяющую проанализировать изменение гемодинамических показателей системы при некоторых патологиях и качественно представить влияние этих нарушений на транскапиллярные процессы. Данная модель не будет учитывать эластичность сосудов (в отличие от модели Франка, в которой учитываются и сопротивление, и эластичность сосудов). Подобные модели называются резистивными.

Используя чисто резистивные модели, рассмотрим изменения гемодинамических показателей системы при:

- 1) сужении просвета сосуда, предшествующего разветвленному участку, например при образовании в нем тромба;
- 2) сужении просвета сосуда (образовании тромба) в одном из мелких сосудов разветвленного отдела кровеносной системы;
- 3) изменении вязкости крови.

Как при этом изменятся гемодинамические параметры вдоль сосудов?

Как это повлияет на фильтрационно-реабсорбционные процессы в капиллярах?

Для математического описания распределения давления и скорости кровотока в этих случаях необходимо упростить систему. Поэтому введем следующие допущения:

- а) параметры системы не изменяются во времени;
- б) эластичность сосудов не учитывается;
- в) не учитываются пульсации давления в различные фазы сердечного цикла, речь будет идти о среднем давлении;
- г) течение жидкости ламинарное.

Для исследования поведения системы используем электрические чисто резистивные модели, то есть аналоговые модели, учитывающие только стационарные режимы течения и не учитывающие переходные процессы (процессы установления течения). В этом случае течение крови по сосудам будет моделироваться электрическим током в цепи из активных сопротивлений.

Введем эквивалентные величины (рис. 9.16):

Сила тока во всей цепи I_0 –	Q_0 – объемная скорость кровотока во всей системе
Падение напряжения U – на сопротивлении	падение давления ΔP вдоль сосуда
Электрический потенциал ϕ –	давление P в сечении сосуда
ЭДС источника ε –	P_c – среднее давление в начале аорты
Сопротивление R –	W – гидравлическое сопротивление участков ab или cd
Сопротивление r –	w – гидравлическое сопротивление участка bc до его сужения
Сопротивление r' –	w' – гидравлическое сопротивление участка bc при его сужении
Сопротивление r_n –	w_n – гидравлическое сопротивление последующего сосудистого русла
Сопротивление r_0 –	w_0 – гидравлическое сопротивление предшествующего сосудистого русла

В основу математической модели положены закон Пуазейля (9.5), условие неразрывности струи (9.4) и закон Ома.

1. Сужение крупного сосуда (например, при образовании в нем тромба), рис. 9.16, *a*.

На рис. 9.16, *b* приведена эквивалентная электрическая схема.

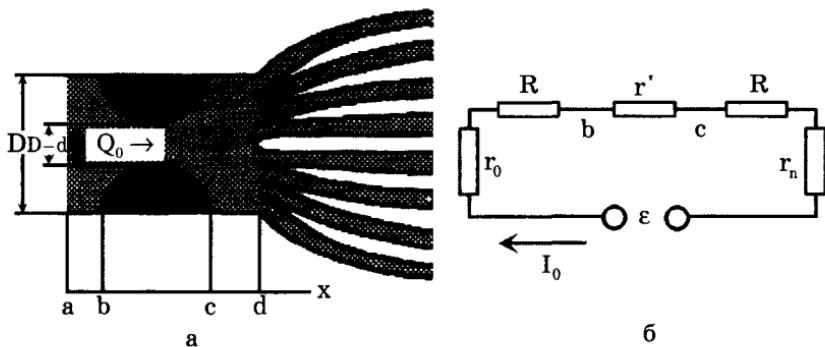


Рис. 9.16. Сужение крупного сосуда (*a*) и эквивалентная электрическая схема (*b*). На участке *bc* произошло сужение сосуда

Поскольку ток в цепи должен оставаться неизменным (по аналогии постоянства кровотока) несмотря на увеличение общего сопротивления в цепи из-за увеличения сопротивления $r' > r$, то должен увеличиться потенциал в т. а за счет увеличения ϵ .

Исходя из эквивалентной электрической схемы с учетом закона Пуазейля:

$$\text{Сосуд ad без сужения} \quad P_0 - P = (2W + w)Q_0$$

$$\text{Сосуд с сужением} \quad P'_0 - P = (2W + w')Q_0,$$

где P_0 – давление в т. а, когда сужение отсутствует; P – давление в т. д; P'_0 – давление в т. а при сужении;

$$w = \frac{8\eta l}{\pi(D/2)^4}, \quad w' = \frac{8\eta l}{\pi((D-d)/2)^4}$$

$$W = \frac{8\eta L}{\pi(D/2)^4}, \quad (9.23)$$

где l – длина области сужения (*bc*), d – изменение диаметра просвета в области сужения, L – длина участка *ab* (и *cd*), D – диаметр просвета сосуда в т. а (и д), $(D-d)$ – диаметр просвета в зоне сужения.

Примем условно давление P на конце данного сосуда ad равным нулю.

Тогда

$$\begin{cases} P_0 = (2W + w)Q_0 \\ P'_0 = (2W + w')Q_0 \end{cases}$$

Вычитая одно уравнение из другого, получим:

$$P'_0 = P_0 + \frac{P_0(w' - w)}{2W + w} = P_0 \frac{\left(2 + \frac{w'}{W}\right)}{2 + \frac{w}{W}}.$$

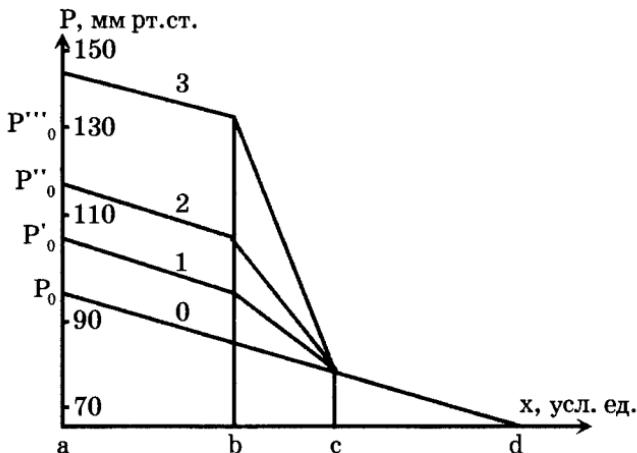


Рис. 9.17. Распределение среднего давления вдоль крупного сосуда для различных отношений d / D (для линий 0, 1, 2, 3 отношение d / D равно 0; 0,1; 0,25; 0,4 соответственно)

Найдем падение давления на участках ab , bc , cd :

$$\Delta P_{ab} = \Delta P_{cd} = Q_0 W = \frac{P_0}{2 + \frac{w}{W}},$$

$$\Delta P_{bc} = Q_0 w' = \frac{P_0 w'}{2W + w} = \frac{P_0 \cdot \frac{w'}{W}}{2 + \frac{w}{W}}.$$

Распределение давления вдоль сосуда при сужении участка вс представлена на рис. 9.17. Каждая линия соответствует разному отношению d / D .

Таким образом, на базе данной чисто резистивной модели можно оценить подъем давления крови в левом желудочке сердца при возникновении сужения в крупном сосуде. Если же кровь не будет выбрасываться под большим давлением из левого желудочка сердца при образовании тромба в крупном сосуде, то давление в конце этого сосуда (в точке d) станет ниже нормы. В результате гидростатическое капиллярное давление P_a (см. п. 9.5) понизится, что может привести к нарушению фильтрационно-реабсорбционного равновесия между объемами межклеточной жидкости и плазмы.

2. Сужение одного из мелких сосудов разветвленной системы (возникновение в нем тромба), рис. 9.18, а. Число параллельно соединенных сосудов $n > 10$.

На рис. 9.18, б представлена эквивалентная электрическая схема.

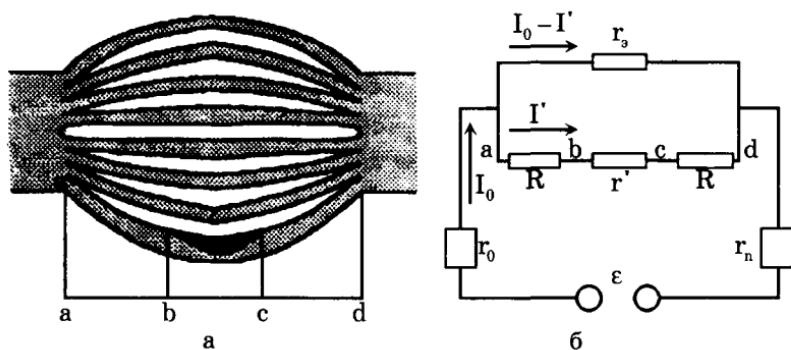


Рис. 9.18. Сужение (образование тромба) одного из мелких сосудов разветвленной системы (а) и эквивалентная электрическая схема (б), r_s – эквивалентное шунтирующее сопротивление, соответствующее общему гидравлическому сопротивлению всех параллельно соединенных сосудов без тромба

Так как общее гидравлическое сопротивление системы неповрежденных сосудов существенно меньше, чем гидравлическое сопротивление сосуда с тромбом, то $r_s \ll 2R + r'$.

До сужения общее эквивалентное сопротивление участка ad: $R_{общ} = r_c / n$ (r_c – эквивалентно гидравлическому сопротивлению одного сосуда без сужения). После сужения $R_{общ} \approx r_s = r_c / (n-1)$.

Поскольку $\frac{r_c}{n-1} \approx \frac{r_c}{n}$ при $n > 10$, то можно считать, что общее

сопротивление системы не изменилось. Следовательно ток I_0 в цепи в целом и падение напряжения ($P_a - P_d$) на участке ad остались прежними. В то же время произошло перераспределение тока между сопротивлениями (и соответственно кровотока между сосудами: большая часть потока потекла в неповрежденные сосуды). Изменился характер падения давления вдоль поврежденного сосуда: в связи с увеличением гидравлического сопротивления увеличилось ΔP вдольуженного участка и уменьшилось ΔP до и после него из-за уменьшения кровотока в поврежденном сосуде. Рассчитаем падение давления и объемную скорость кровотока.

a). Распределение давления:

Исходя из закона Ома и эквивалентной схемы (рис. 9.18, б) можно получить:

Напряжение	Падение давления
$U_{ab} = U_{cd} = \frac{U_{ad}}{2 + \frac{r'}{R}}$	$\Delta P_{ab} = \Delta P_{cd} = \frac{P_a - P_d}{2 + \frac{W}{W'}}$
$U_{bc} = \frac{U_{cd} \cdot \frac{r'}{R}}{2 + \frac{r'}{R}}$	$\Delta P_{bc} = \frac{(P_a - P_d) \cdot \frac{W'}{W}}{2 + \frac{W'}{W}}$

Гидравлические сопротивления участков вычисляются по формулам (9.23).

Распределение давления вдоль сосуда, в котором произошло локальное сужение, рассчитанное по выведенным выше формулам, представлено на рис. 9.19.

Образование тромба приводит к нарушению линейной зависимости падения давления вдоль капилляра (сравните рис. 9.19 и рис. 9.12). Так, в точке "b" гидростатическое давление становится выше нормы, а в точке "c" – ниже. Изменяется и градиент гидростатического давления вдоль капилляра по сравнению со стандартным значением: уменьшается на участках ab и cd и

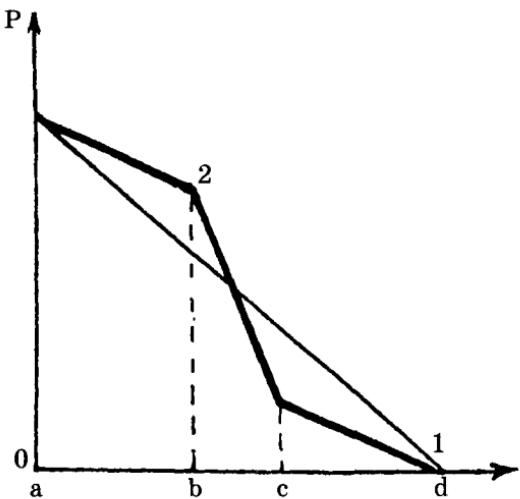


Рис. 9.19. Распределение давления вдоль мелкого сосуда в разветвленной системе (1 – сосуд без сужения, 2 – сосуд с сужением; $ab = cd$ – длина участков без сужения, bc – длина участка с сужением)

резко увеличивается на bc . В результате локальное изменение просвета капилляра может создать в капилляре пространственно неоднородные условия для протекания процессов выхода жидкости в межклеточное пространство и возвращения ее в сосуд, что может привести к нарушению фильтрационно-реабсорбционного равновесия (см. § 38). При этом результат транскапиллярного обмена может зависеть и от месторасположения тромба в капилляре, а именно от того, к какому концу он находится ближе – к артериальному или венозному.

б). Объемная скорость кровотока:

Введем величины:

Q_0 – объемная скорость кровотока до и после разветвления (в точках а и в точках d),

q_0 – объемная скорость кровотока в каждом из неповрежденных сосудов (когда нет сужения сосуда),

q – объемная скорость кровотока в каждом из неповрежденных сосудов (когда произошло локальное сужение одного сосуда),

q' – объемная скорость кровотока в сосуде, просвет которого изменился.

Отсутствие сужения считаем все сосуды одинаковыми, в этом случае кровоток распределяется равномерно по всем сосудам:

$$q_0 = \frac{Q_0}{n}.$$

Исходя из эквивалентной электрической схемы (рис. 9.18, б) с учетом закона Ома для участка цепи можно получить:

$$q' \approx q_0 \cdot \frac{(2+w/W)}{2+w'/W}.$$

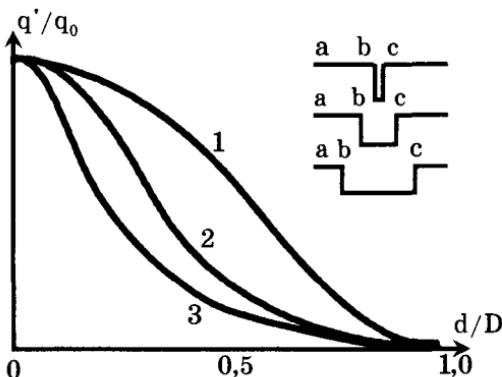


Рис. 9.20. Влияние размеров области сужения в мелком сосуде на кровоток в нем (кривые соответствуют разным длинам участка сужения: для линий 1, 2, 3 отношение l / L равно 0,04; 0,2; 0,5 соответственно); справа схематично показаны относительные длины сужения bc и сосуда ab

Уменьшение просвета сосуда приводит к резкому падению кровотока в этом сосуде. Причем зависимость q' от d нелинейная (рис. 9.20). Когда сужение отсутствует ($d = 0$), то кровоток в сосуде не изменяется: $q' / q_0 = 1$ (рис. 9.20). Когда просвет уменьшается до нуля (тромб полностью перекрывает сосуд, $d = D$), то в этот сосуд кровь не идет: $q' = 0$.

Образование тромбов в капиллярах может происходить в результате действия ионизирующего излучения на организм. В этом случае в капиллярах может возникнуть стаз крови, что повлияет на транспорт веществ между плазмой и межклеточной жидкостью (см. п. 9.5).

Уменьшение скорости кровотока в поврежденном сосуде может привести к снижению интенсивности обмена веществ между кровью и тканями, вызвать гипоксию близлежащих участков тканей и возможно даже их некроз. С подобными эффектами могут быть связаны такие заболевания, как инфаркт, инсульт.

В данных задачах не рассматривался обратный эффект влияния скорости кровотока и падения давления на процесс образования тромбов. В то же время известно, что падение скорости кровотока и снижение падения давления в сосуде создают предпосылки для их возникновения. Об этом свидетельствует частое обнаружение тромбов в участках резкого сужения просвета артерий.

Кроме этого, вследствие неравномерного сужения просвета сосудов (или локального расширения) может возникнуть турбулентное (вихревое) движение кровотока. Турбулентное движение создает условия для оседания тромбоцитов и образования агрегатов. Этот процесс часто является пусковым в формировании тромба. Кроме этого, если тромб слабо связан со стенкой сосуда, то под действием резкого перепада давления вдоль него он может начать двигаться. В данных моделях не рассматривались возможные скачки на границах сужения (по уравнению Бернулли).

3. Изменение вязкости крови.

Перепад давления (а следовательно – grad p) в сосуде изменяется, если изменяется вязкость крови; с увеличением вязкости он линейно растет:

$$\text{grad } p = \eta \frac{8Q}{\pi R^4}.$$

На рис. 9.21 приведено распределение давления вдоль сосуда в норме и при некоторых заболеваниях.

В результате на выходе из данного сосуда давление изменится:

$$P_1 < P_2,$$

$$P_3 > P_2,$$

что может привести к изменению гемодинамических параметров вдоль последующих сосудов. Изменение гидростатического давления в связи с уменьшением или увеличением вязкости крови вызовет изменение капиллярного давления, что может явиться причиной нарушения фильтрационно-реабсорбционного равновесия.

Таким образом, чисто резистивная модель позволяет качественно проанализировать изменение гемодинамических параметров системы при локальных сужениях крупных и мелких сосудов и сделать качественные выводы о влиянии этих нарушений на протекание фильтрационно-реабсорбционных процессов в капиллярах.

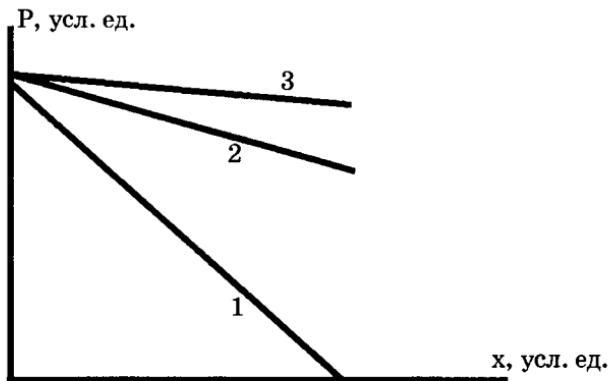


Рис. 9.21. Распределение давления вдоль сосуда для различных вязкостей крови $\eta_1 > \eta_2 > \eta_3$

Сердечно-сосудистая система – нелинейная система со сложными взаимно-обратными связями, анализ которой необходимо проводить исходя из системного подхода к разнообразным процессам, протекающим в ней.

Контрольные вопросы, задачи, задания

1. Радиус сосуда уменьшился вдвое. Во сколько раз изменится объемная скорость кровотока при неизменном перепаде давления?
2. Вычислите давление крови на расстоянии 5 см от начала сосуда, если в начале сосуда давление составляет 10^4 Па, его радиус 1 мм, вязкость крови $0,005$ Па · с, линейная скорость движения крови 20 см / с.
3. Во сколько раз изменится скорость падения давления в начале диастолы, если гидравлическое сопротивление мелких сосудов увеличилось на 20% ?
4. Во сколько раз гидравлическое сопротивление участка аорты (радиус аорты $1,25$ см) меньше, чем гидравлическое сопротивление участка артерии той же длины (радиус артерии $2,5$ мм)? Вязкость крови в артерии составляет $0,9$ вязкости крови в аорте.
5. Во сколько раз должно увеличиться давление крови в начале крупного сосуда, чтобы при сужении его просвета на 30% давление на выходе из сосуда и объемная скорость кровотока остались бы прежними? В отсутствие сужения падение давления в сосуде составляет $0,2$ от давления в начале сосуда.
6. Оцените, какое время эритроцит находится в капилляре.

ТИПОВЫЕ ТЕСТЫ ТЕКУЩЕГО КОНТРОЛЯ

9.1. Кровь – это жидкость (а или б), так как это (*l* или *m*), коэффициент вязкости которой (х или у).

- | | |
|------------------|--|
| а. ньютоновская | <i>l</i> . однородная жидкость |
| б. неニュтоновская | <i>m</i> . суспензия |
| | х. постоянный параметр $\eta = \text{const}$ |
| | у. функция условий течения $\eta (dV/dZ)$ |
1. а *l* у 2. б *m* х 3. а *l* х 4. б *m* у

9.2. В крупном сосуде одновременно происходят:

- а. перемещение частиц крови
- б. распространяется пульсовая волна
- в. распространяется звуковая волна

Каковы характерные скорости этих процессов?

- | | | |
|---|---|---|
| х. 1500 м / с | у. 10 м / с | з. 0,5 м / с |
| 1. а _z , б _у , в _х | 2. а _z , б _х , в _у | 3. а _х , б _у , в _z |

9.3. В результате решения системы уравнений в модели Франка получается зависимость: $P = P_0 \cdot e^{-t/w_c}$ для падения давления во время процесса (а, б), когда скорость поступления крови из сердца в крупные сосуды (*l*, *m*).

- | | | | |
|----------------|-----------------|----------------|----------------|
| а. систолы | 1. $Q_c \neq 0$ | | |
| б. диастолы | м. $Q_c = 0$ | | |
| 1. а, <i>l</i> | 2. а, <i>m</i> | 3. б, <i>l</i> | 4. б, <i>m</i> |

ГЛАВА 10. ИНФОРМАЦИЯ И ПРИНЦИПЫ РЕГУЛЯЦИИ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

Биологическая кибернетика является составной частью биофизики сложных систем. Биологическая кибернетика имеет большое значение для развития современной биологии, медицины и экологии. Кибернетический подход к изучению функционирования органов, физиологических систем, организма в целом и сообществ организмов позволяет изучить особенности управления и саморегуляции биологических объектов в норме и патологии.