ГЛАВА 9. БИОФИЗИКА СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ

Сердечно-сосудистая система обеспечивает циркуляцию крови по замкнутой системе сосудов. Постоянная циркуляция крови в организме позволяет доставлять ко всем клеткам вещества, необходимые для их нормального функционирования, и удалять продукты их жизнедеятельности. Для того чтобы осуществить этот жизненно необходимый и очень сложный процесс обмена веществ в капиллярах, сердечно-сосудистая система имеет определенную функциональную и структурную организацию. В данной главе рассмотрим биофизические основы ряда процессов, происходящих в сердечно-сосудистой системе.

Гемодинамические показатели кровотока определяются биофизическими параметрами всей сердечно-сосудистой системы, а именно собственными характеристиками сердечной деятельности (например, ударным объемом крови), структурными особенностями сосудов (их радиусом и эластичностью) и непосредственно свойствами самой крови (вязкостью).

Для описания ряда процессов, происходящих в системе кровообращения, применяются методы физического, аналогового и математического моделирования. В настоящей главе рассматриваются модели движения крови как в норме, так и при некоторых нарушениях в сердечно-сосудистой системе, к которым, в частности, можно отнести сужение сосудов (например, при образовании в них тромбов) и изменение вязкости крови.

Рассматривается также модель фильтрационно-реабсорбционных процессов в капиллярах и изучаются механизмы возможного нарушения фильтрационно-реабсорбционного равновесия при некоторых патологиях. Сердечно-сосудистая система – самосогласованная система со сложными взаимно-обратными связями.

§ 34. Реологические свойства крови

Реология (от греч. *rheos* – течение, поток, *logos* – учение) – это наука о деформациях и текучести вещества. Под реологией крови (гемореологией) будем понимать изучение биофизических особенностей крови как вязкой жидкости.

Вязкость (внутреннее трение) жидкости – свойство жидкости оказывать сопротивление перемещению одной ее части от-

носительно другой. Вязкость жидкости обусловлена в первую очередь межмолекулярным взаимодействием, ограничивающим подвижность молекул. Наличие вязкости приводит к диссипации энергии внешнего источника, вызывающего движение жидкости, и переходу ее в теплоту. Жидкость без вязкости (так называемая идеальная жидкость) является абстракцией. Всем реальным жидкостям присуща вязкость.

Основной закон вязкого течения был установлен И. Ньютоном (1687 г.) – **формула Ньютона**:

$$F = \eta \frac{dV}{dZ} S, \qquad (9.1)$$

где F [Н] – сила внутреннего трения (вязкости), возникающая между слоями жидкости при сдвиге их относительно друг друга; η [Па·с] – коэффициент динамической вязкости жидкости, характеризующий сопротивление жидкости смещению ее слоев; dV /dz [1/с] – градиент скорости, показывающий, на сколько изменяется скорость V при изменении на единицу расстояния в направлении Z при переходе от слоя к слою, иначе – скорость сдвига; S [м^2] – площадь соприкасающихся слоев.

Сила внутреннего трения тормозит более быстрые слои и ускоряет более медленные слои. Наряду с коэффициентом динамической вязкости рассматривают так называемый коэффициент кинематической вязкости $\nu = \eta / \rho$ (ρ – плотность жидкости).

Жидкости делятся по вязким свойствам на два вида: ньютоновские и неньютоновские.

Ньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит только от ее природы и температуры. Для ньютоновских жидкостей сила вязкости прямо пропорциональна градиенту скорости. Для них непосредственно справедлива формула Ньютона (9.1), коэффициент вязкости в которой является постоянным параметром, не зависящим от условий течения жидкости.

Неньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит не только от природы вещества и температуры, но также и от условий течения жидкости, в частности от градиента скорости. Коэффициент вязкости в этом случае не является константой вещества. При этом вязкость жидкости характеризуют условным коэффициентом вязкости, который относится к определенным условиям течения жидкости (например, давление, скорость). Зависимость силы вязкости от градиента скорости становится нелинейной:

$$F \sim \left(\frac{dV}{dZ}\right)^n, \qquad (9.1, a)$$

где n характеризует механические свойства при данных условиях течения. Примером неньютоновских жидкостей являются суспензии. Если имеется жидкость, в которой равномерно распределены твердые невзаимодействующие частицы, то такую среду можно рассматривать как однородную, т.е. мы интересуемся явлениями, характеризующимися расстояниями, большими по сравнению с размером частиц. Свойства такой среды в первую очередь зависят от η жидкости. Система же в целом будет обладать уже другой, большей вязкостью η', зависящей от формы и концентрации частиц. Для случая малых концентраций частиц C справедлива формула:

$$\eta' = \eta(1 + KC), \qquad (9.2)$$

где K – *геометрический фактор* – коэффициент, зависящий от геометрии частиц (их формы, размеров). Для сферических частиц K вычисляется по формуле:

$$K = 2{,}5 \cdot \left(\frac{4}{3}\pi R^3\right), \qquad (9.2, a)$$

где R – радиус шара.

Для эллипсоидов K увеличивается и определяется значениями его полуосей и их соотношениями. Если структура частиц изменится (например, при изменении условий течения), то и коэффициент K в (9.2), а следовательно, и вязкость такой суспензии η' также изменится. Подобная суспензия представляет собой неньютоновскую жидкость. Увеличение вязкости всей системы связано с тем, что работа внешней силы при течении суспензий затрачивается не только на преодоление истинной (неньютоновской) вязкости, обусловленной межмолекулярным взаимодействием в жидкости, но и на преодоление взаимодействия между ней и структурными элементами.

Кровь – неньютоновская жидкость. В наибольшей степени это связано с тем, что она обладает внутренней структурой, представляя собой суспензию форменных элементов в растворе – плазме. Плазма – практически ньютоновская жидкость. Поскольку 93 % форменных элементов составляют эритроциты, то при упрощенном рассмотрении *кровь – это суспензия эритроцитов в физиологическом растворе.* Характерным свойством эритроцитов является тенденция к образованию агрега-

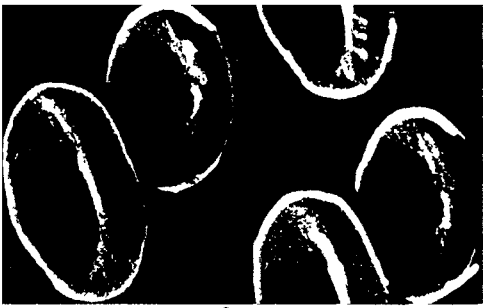
тов. Если нанести мазок крови на предметный столик микроскопа, то можно видеть, как эритроциты "склеиваются" друг с другом, образуя агрегаты, которые получили название монетных столбиков. Условия образования агрегатов различны в крупных и мелких сосудах. Это связано в первую очередь с соотношением размеров сосуда, агрегата и эритроцита (характерные размеры: $d_{эр} \approx 8$ мкм, $d_{агр} \approx 10\, d_{эр}$).

Здесь возможны варианты (рис. 9.1);
1.Крупные сосуды (аорта, артерии):

$$d_{сос} > d_{агр}, \quad d_{сос} >> d_{эритр}.$$

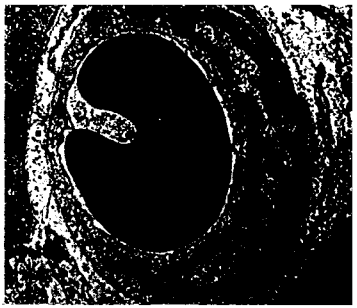
4 мкм

а) агрегаты эритроцитов ("монетные столбики") в крупных сосудах.



3 мкм

б) отдельные эритроциты в мелких артериях, артериолах.



2 мкм

в) деформация эритроцита в капилляре

Рис. 9.1. Схематичное изображение структуры эритроцитов в различных отделах сосудистого русла

При этом градиент dV / dZ небольшой, эритроциты собираются в агрегаты в виде монетных столбиков. В этом случае вязкость крови $\eta = 0{,}005$ Па · с.

2. Мелкие сосуды (мелкие артерии, артериолы):

$$d_{сос} \approx d_{агр}, \quad d_{сос} = (5–20)\, d_{эритр}.$$

В них градиент dV / dZ значительно увеличивается и агрегаты распадаются на отдельные эритроциты, тем самым уменьшая вязкость системы. Для этих сосудов чем меньше диаметр просвета, тем меньше вязкость крови. В сосудах диаметром около 5 $d_{эр}$ вязкость крови составляет примерно 2/3 вязкости крови в крупных сосудах.

3. Микрососуды (капилляры):

$$d_{сос} < d_{эритр}.$$

В живом сосуде эритроциты легко деформируются, становясь похожими на купол, и проходят, не разрушаясь, через капилляры даже диаметром 3 мкм. В результате поверхность соприкосновения эритроцитов со стенкой капилляра увеличивается по сравнению с недеформированным эритроцитом, способствуя обменным процессам.

Если предположить, что в случаях 1 и 2 эритроциты не деформируются, то для качественного описания изменения вязкости системы можно применить формулу (9.2), в которой можно учесть различие геометрического фактора для системы из агрегатов ($K_{агр}$) и для системы отдельных эритроцитов ($K_{эр}$): $K_{агр} \neq K_{эр}$, обусловливающее различие вязкости крови в крупных и мелких сосудах.

Для описания процессов в микрососудах формула (9.2) не применима, так как в этом случае не выполняются допущения об однородности среды и твердости частиц.

Таким образом, внутренняя структура крови, а следовательно, и ее вязкость (9.2), оказывается неодинаковой вдоль кровеносного русла в зависимости от условий течения. Кровь является неньютоновской жидкостью. Зависимость силы вязкости от градиента скорости для течения крови по сосудам не подчиняется формуле Ньютона (9.1) и является нелинейной.

Вязкость, характерная для течения крови в крупных сосудах: в норме $\eta_{кр} = (4{,}2 - 6) \cdot \eta_{в}$; при анемии $\eta_{ан} = (2 - 3) \cdot \eta_{в}$; при полицитемии $\eta_{пол} = (15–20) \cdot \eta_{в}$. Вязкость плазмы $\eta_{пл} \approx 1{,}2\, \eta_{в}$. Вязкость воды $\eta_{в} = 0{,}01$ Пуаз (1 Пуаз = 0,1 Па · с).

Как и у любой жидкости, вязкость крови возрастает при снижении температуры. Например, при уменьшении температуры с 37° до 17° вязкость крови возрастает на 10 %.

Режимы течения крови. Режимы течения жидкости разделяют на ламинарное и турбулентное. *Ламинарное течение* – это упорядоченное течение жидкости, при котором она перемещается как бы слоями, параллельными направлению течения (рис. 9.2, *а*). Для ламинарного течения характерны гладкие квазипараллельные траектории. При ламинарном течении скорость в сечении трубы изменяется по параболическому закону:

$$V = V_0\left(1 - \frac{z^2}{R^2}\right),$$

где R – радиус трубы, Z – расстояние от оси, V_0 – осевая (максимальная) скорость течения.

С увеличением скорости движения ламинарное течение переходит в *турбулентное течение*, при котором происходит интенсивное перемешивание между слоями жидкости, в потоке возникают многочисленные вихри различных размеров. Частицы совершают хаотические движения по сложным траекториям. Для турбулентного течения характерно чрезвычайно нерегулярное, беспорядочное изменение скорости со временем в каждой точке потока. Можно ввести понятие об осредненной скорости движения, получающейся в результате усреднения по большим промежуткам времени истинной скорости в каждой точке пространства. При этом существенно изменяются свойства течения, в частности, структура потока, профиль скоростей, закон сопротивления. Профиль осредненной скорости турбулентного течения в трубах отличается от параболического профиля ламинарного течения более быстрым возрастанием скорости у стенок и меньшей кривизной в центральной части течения (рис. 9.2, *б*). За исключением тонкого слоя около стенки, профиль скорости описывается логарифмическим законом. Режим течения жидкости характеризуется числом Рейнольдса Re. Для течения жидкости в круглой трубе:

$$\mathrm{Re} = \frac{2RV\rho}{\eta}, \qquad (9.3)$$

где V – скорость течения, средняя по поперечному сечению, R – радиус трубы.

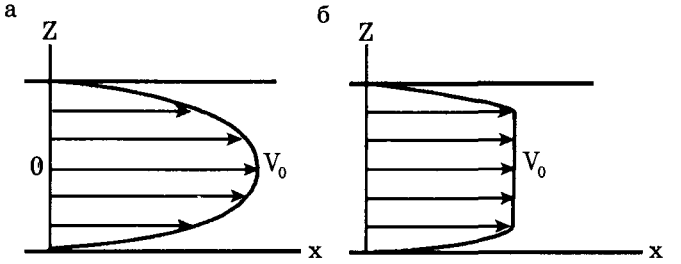


Рис. 9.2. Профиль осредненных скоростей при ламинарном (а) и турбулентном (б) течениях

Когда значение Re меньше критического $Re_{кр} \approx 2300$, имеет место ламинарное течение жидкости, если $Re > Re_{кр}$, то течение становится турбулентным. Как правило, движение крови по сосудам является ламинарным. Однако в ряде случаев возможно возникновение турбулентности. Турбулентное движение крови в аорте может быть вызвано прежде всего турбулентностью кровотока у входа в нее: вихри потока уже изначально существуют, когда кровь выталкивается из желудочка в аорту, что хорошо наблюдается при доплер-кардиографии. У мест разветвления сосудов, а также при возрастании скорости кровотока (например, при мышечной работе) течение может стать турбулентным и в артериях. Турбулентное течение может возникнуть в сосуде в области его локального сужения, например, при образовании тромба.

Турбулентное течение связано с допонительной затратой энергии при движении жидкости, поэтому в кровеносной системе это может привести к дополнительной нагрузке на сердце. Шум, возникающий при турбулентном течении крови, может быть использован для диагностики заболеваний. При поражении клапанов сердца возникают так называемые сердечные шумы, вызванные турбулентным движением крови.

§ 35. Основные законы гемодинамики

Гемодинамика – один из разделов биомеханики, изучающий законы движения крови по кровеносным сосудам. Задача гемодинамики – установить взаимосвязь между основными гемодинамическими показателями, а также их зависимость от физических параметров крови и кровеносных сосудов.

К основным гемодинамическим показателям относятся давление и скорость кровотока.