

Течение вязкой жидкости по трубам

Н.В.Леонтьева

«Северо-Западный Государственный Медицинский Университет
имени И.И.Мечникова

Течение жидкости по трубам характеризуется линиями тока (рис.29). Это линии, касательные к которым совпадают с направлением вектора скорости частиц жидкости в данной точке. Часть пространства, ограниченная линиями тока, называется трубкой тока (на рисунке заштрихована). Частицы вязкой жидкости, текущей по трубе, имеют определенную скорость. Наибольшую скорость имеют частицы, перемещающиеся вдоль оси цилиндра. Частицы, равноудаленные от стенки цилиндра и от его оси имеют одинаковую скорость.

Движение жидкости может быть различным. В тех случаях, когда при течении жидкости линии тока непрерывны, такое течение называют ламинарным, которому присуще упорядоченное движение жидкости и отсутствие перемешивания между соседними слоями жидкости. Для ламинарного течения жидкости характерно, что произведение площади сечения участка (S), через который она протекает, на ее скорость (V) является постоянной величиной для данной трубки тока (3).

$$S \cdot V = \text{const}$$

Количественно процессы ламинарного течения вязкой жидкости в цилиндрической трубе постоянного сечения представлены на рис. 5 и описаны формулой Пуазейля (4):

$$V = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} \cdot t \quad (4)$$

где: V - объем вязкой жидкости

L - длина участка трубы

r - радиус трубы;

t - время истечения жидкости

(P1-P2) - перепад давлений

η - вязкость

Разделив обе части этого выражения на время истечения t, слева получим объемную скорость течения жидкости Q (5):

$$Q = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} \quad (5)$$

При течении жидкости различают её линейную и объемную скорость. Линейная скорость (v) - это путь (L), проходимый частицами жидкости в единицу времени:

$$v = L / t$$

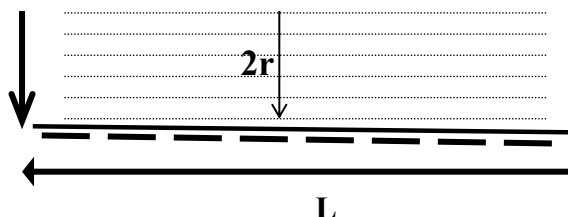


Рис. 29. Ламинарное течение вязкой жидкости в трубе постоянного сечения

Объемная скорость (или расход) (Q) - это объем жидкости (V), протекающий через некоторое сечение за единицу времени (t):

$$Q = V / t$$

Объемная и линейная скорости течения жидкости связаны соотношением:

$$Q = vS$$

где: S- площадь поперечного сечения;

v – линейная скорость кровотока.

Линейная скорость кровотока измеряется в м/с, а объемная - м³/с, л/мин, мл/мин и др.

В формуле Пуазейля величину $8\eta L / \pi r^4$ можно обозначить через X, тогда формула принимает следующий вид (6):

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{X} \quad (6)$$

Кровь перемещается по кровеносным сосудам, которые представляют собой цилиндры различного диаметра. Следовательно, объемная скорость кровотока (Q) зависит в основном от радиуса сосуда – r, так как кровоток пропорционален радиусу в четвертой степени (r^4), при этом разность давлений или длина данного сосуда остается при обычных обстоятельствах примерно постоянной. При описании физических законов течения крови по сосудам вводится допущение, что количество циркулирующей крови в организме постоянно. Следовательно, для реальной гемодинамики условия неразрывности струи формулируются следующим образом: в любом сечении сердечно-сосудистой системы объемная скорость кровотока постоянна:

$$Q = \text{const.}$$

С помощью формулы Пуазейля можно определить ряд характеристик кровотока. Так, зная объемную скорость кровотока Q и величину гидравлического сопротивления сосудов, можно найти величину давления крови в любой точке сосудистой системы.

Из формулы Пуазейля следует, что гидравлическое сопротивление зависит от вязкости крови, длины и радиуса сосуда. Однако возможными в физиологических условиях изменениями первых двух параметров обычно пренебрегают, решающее влияние оказывает лишь обратная зависимость сопротивления от радиуса сосуда в четвертой степени ($x = 1(L)/r^4$). Следовательно, давление крови P в данной точке равно (7)

$$P = P_0 - QX \quad (7)$$

где: P₀ - давление крови в желудочке сердца;

X - общее сопротивление сосудов на участке сосудистой системы между желудочком и данной точкой.

Под площадью сечения сосудистой системы понимают суммарную площадь сечения кровеносных сосудов одного уровня ветвления. Так, в большом круге кровообращения первое и наименьшее по площади сечение проходит через аорту, второе - через все артерии, на которые непосредственно разветвляется аорта, и т.д.

Наибольшую площадь имеет сечение, соответствующее капиллярной сети. Из условия неразрывности струи следует, что с увеличением площади сечения сосудистой системы скорость кровотока в ее соответствующих участках уменьшается.

Отсюда можно записать соотношение:

$X_{\text{капилляра}} > X_{\text{артерии}} > X_{\text{аорты}}$.

Гидравлическое сопротивление X разветвленного участка сосудистой системы может быть определено по аналогии с расчетом общего электрического сопротивления участка электрической цепи, состоящего из набора отдельных резисторов. Для случая последовательно соединенных сосудов общее сопротивление определяется суммой их отдельных гидравлических сопротивлений:

$$X = X_1 + X_2 + X_3 + \dots + X_n$$

Следует отметить, что закон Пуазейля необходим для понимания качественных закономерностей, имеющих место в сосудистой стенке, и его не используют для объяснения процессов, протекающих в сосудистой системе, так как кровеносные сосуды не имеют жестких стенок, а кровь не является вязкой гомогенной жидкостью.

Диаметры кровеносных сосудов в различных участках сосудистой системы и соответственно линейная скорость кровотока очень сильно изменяются. Следовательно, существенно отличаются и скорости сдвига в потоке движущейся крови. Вязкость крови, как неньютоновской жидкости, зависит от скорости сдвига, поэтому, естественно, она будет различной в разных отделах системы кровообращения. Считается, что во многих крупных кровеносных сосудах скорость сдвига близка к 1000 с^{-1} . В этом случае проявление неньютоновского характера движения крови незначительно, и ее вязкость соответствует приведенным выше значениям 4–5 мПа·с в норме. Это происходит потому, что при таких скоростях сдвига крови агрегаты эритроцитов не образуются, а все сформировавшиеся при малых скоростях сдвига их агрегаты полностью разрушаются.

Однако при уменьшении скорости сдвига в мелких кровеносных сосудах эффективная вязкость постепенно возрастает, причем, при скоростях сдвига, меньших 1 с^{-1} , этот рост происходит весьма резко. Возможны ситуации, когда вязкость движущейся крови снижается, и это обусловлено специфической перестройкой эритроцитов в плазме.

Если бы по сосуду двигалась однородная ньютоновская жидкость, то скорость ее частиц по оси сосуда была бы максимальной, а у стенок – минимальной. Полученный профиль скорости (рис.3) для ньютоновской жидкости имеет вид параболы. В движущейся крови профиль скоростей существенно «уплощается», а именно скорости движения частиц по центру сосуда и у стенок существенно не различаются. Это происходит потому, что при движении эритроцитов с потоком плазмы возникает их продольная ориентация в соответствии с направлением движения. У стенки сосуда образуется тонкий пристеночный слой плазмы крови, содержащий тромбоциты и не содержащий эритроциты. В этом пристеночном слое вязкость крови низкая. В итоге, эритроциты, как бы «построившиеся» друг за другом, продвигаются по сосуду в оболочке из плазмы. Осевой поток эритроцитов и пристеночный слой плазмы имеется даже в узких капиллярах, в которых происходит максимальная деформация эритроцитов. Эти явления приводят к уменьшению вязкости крови и облегчают ее движение, особенно, в мелких кровеносных сосудах.

При определенных условиях в движущейся жидкости могут возникать завихрения. Скорость ее частиц хаотически изменяется, линии тока претерпевают самопроизвольные разрывы, изменяющиеся со временем, и движение является нестационарным. Такое движение жидкости называется турбулентным. Условием для возникновения турбулентности является увеличение скорости кровотока, диаметра трубы, плотности жидкости или уменьшение вязкости.

Ламинарный или турбулентный характер течения жидкости определяется при расчете безразмерного параметра, называемого числом Рейнольдса (Re):

$$Re = \rho_{\text{ж}} v D / \eta$$

где: $\rho_{\text{ж}}$ - плотность жидкости

v - скорость кровотока

D - диаметр трубы

η - коэффициент внутреннего трения (динамическая вязкость, или вязкость); зависит от свойств жидкости и температуры.

Для ламинарного течения жидкости характерно значение числа Рейнольдса в пределах 1600 – 900. Эту величину называют критической - $Re_{\text{кр}}$. Итак, в том случае когда число Рейнольдса не превышает критического значения ($Re_{\text{кр}}$), течение жидкости имеет ламинарный характер. При появлении завихрений в потоке жидкости ее течение становится турбулентным и это проявляется изменением числа Рейнольдса – $Re > Re_{\text{кр}}$. Если $Re_{\text{кр}}$ известно, то появляется возможность предсказать для любой жидкости и разных условий ее течения будет ли ее поток ламинарным или турбулентным. Значение числа Рейнольдса ниже $Re_{\text{кр}}$ означает, что поток жидкости в первую очередь зависит от силы вязкости. Напротив, увеличение числа Рейнольдса указывает на преобладание силы инерции в потоке жидкости.

Профиль скорости при ламинарном и турбулентном течении имеет значительные отличия.

Турбулентное течение может возникать в полостях сердца или в крупных артериях большого диаметра, при интенсивной физической нагрузке вследствие высокой скорости кровотока, при некоторых патологических процессах, приводящих к аномальному снижению вязкости крови. Появление локальных сужений в просвете сосудов, например при образовании атеросклеротических бляшек, также может привести к возникновению турбулентности в кровотоке ниже зоны препятствия. Турбулентное течение крови по сосудам создает повышенную нагрузку на сердце, что способствует развитию патологических процессов в сердечно-сосудистой системе.

Положительная роль турбулентности в желудочках сердца заключается в обеспечении полного перемешивания крови даже в тех случаях, когда обогащение крови кислородом происходит не с одинаковой эффективностью во всех отделах легких.

Наличие турбулентности в кровотоке может быть обнаружено по шумам (шумы Короткова), прослушиваемым с помощью фонендоскопа.

К настоящему времени стало совершенно очевидным, что нарушения реологических свойств крови в микроциркуляторном русле являются одним из основных звеньев патогенеза таких заболеваний, как гипертоническая болезнь, ишемическая болезнь сердца, ишемические инсульты головного мозга. Расстройства реологии в микрососудах имеют определенные отличия от расстройств в крупных сосудах. Так, в магистральных

сосудах нарушения кровотока могут быть компенсированы включением коллатеральных сосудов или повышением артериального давления. Эти механизмы наиболее ярко представлены в системе мозгового кровообращения, имеющей большое количество межартериальных анастомозов.

По сравнению с крупными сосудами в микрососудах подобная компенсация отсутствует или существенно ограничена из-за особенностей гемодинамики и отсутствия активной вазомоторики. Более того, в сосудах микроциркуляторного русла любое замедление кровотока приводит к нарушению структуры потока, что, в свою очередь, вызывает еще большее замедление течения крови. Характерным является также тот факт, что расстройства микроциркуляции, начавшись в одном локусе, распространяются и охватывают все большее число сосудов. Это объясняется тем, что местный гематокрит в отдельных капиллярах нарастает и текучесть крови в них все больше снижается, а зачастую приводит в полной остановке крови, прекращению доставки кислорода к тканям, развитию гипоксии и нарушениям метаболических процессов.

Литература

1. Бломбек М. Нарушения свертывания крови. Практические рекомендации по диагностике и лечению. Медицинская литература. 2014. 208 с.
2. Бурячковская Л. И., Ломакин Н. В., Сумароков А. Б., Широков Е. А. Алгоритмы и шкалы риска тромбоза и кровотечения в кардиологии и неврологии. Студия Колор-Бонс. 2018. 102 с.
3. Давыдкин И. Л., Момот А. П., Зозуля Н.И., Ройтман Е.В. Основы клинической гемостазиологии и гемореологии. Самара: ООО ИПК «Самарская Губерния», 2017. 484с.
4. Дементьева И.И., Чарная М.А., Морозов Ю.А. Патология системы гемостаза. М., ГЕОТАР-Медиа. 2011. 283 с.
5. Мамаев А.Н. Практическая гемостазиология. Изд. Практическая медицина. 2014. 233 с.
6. Пустовалова Л.Н. О чем говорят анализы? Клинико-лабораторная диагностика в нефрологии. Изд. Феникс. 2016. 78 с.
7. Ройтман Е.В., Н. Ю. Левшин. Тромбоз и гемостаз. Шкалы и алгоритмы. 2016. 112 с.
8. Стуклов Н.И. Физиология и патология системы гемостаза. ГЭОТАР-Медиа. 2016. 112 с.
9. Синьков С.В., Заболотских И.В. Диагностика и коррекция расстройств системы гемостаза. Изд. Практическая медицина. 2017. 336 с.