

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ГИДРО – И ГЕМОДИНАМИКИ.

(доцент Ильич Г.К.)

Гемодинамика - наука, изучающая законы движения крови по сосудистой системе. Общие законы течения жидкости, изучаемые **гидродинамикой**, установлены в рамках классической физики и являются основой для описания гемодинамических процессов в живом организме. Однако, сложная организация реальной системы кровообращения, специфические свойства движущейся крови, механические характеристики кровеносных сосудов и ряд других факторов приводят к значительным трудностям в задаче полного количественного описания движения крови в организме. В то же время только на основе количественных закономерностей системы кровообращения возможно глубокое понимание гемодинамических явлений, разработка методов диагностики и лечения целого ряда заболеваний.

9.1. Основные гидродинамические понятия и законы

1. *Линии тока и трубки тока.*

Течение жидкости характеризуется линиями тока. Это линии, касательные к которым совпадают с направлением вектора скорости частиц жидкости в данной точке (см.рис.9.1). Часть пространства, ограниченная линиями тока, называется **трубкой тока** (на рисунке заштрихована). Если при течении жидкости линии тока непрерывны, то такое течение называется **ламинарным** (рис.9.1). При определенных условиях в движущейся жидкости могут возникать завихрения, скорость ее частиц хаотически изменяется, линии тока претерпевают разрывы, изменяющиеся со временем. Такое движение жидкости называется **турбулентным** (см.рис.9.2).

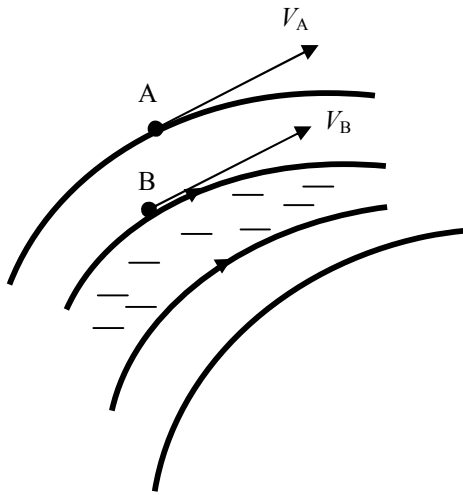


Рис.9.1. Линии тока при ламинарном течении

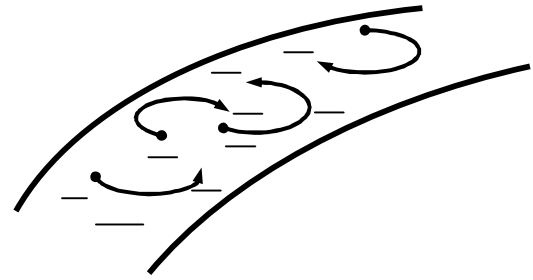


Рис.9.2. Линии тока при турбулентном течении

2. Условие неразрывности струи

Для установления связи между скоростью ламинарного течения жидкости и площадью поперечного сечения участка, через который она протекает, выделим в трубке тока участки с площадью поперечного сечения S_1 и S_2 (см.рис.9.3). В пределах этих сечений скорости частиц жидкости одинаковы, направлены перпендикулярно выделенным площадкам и равны по величине \mathbf{v}_1 и \mathbf{v}_2 соответственно. Объемы жидкости V_1 и V_2 , протекающей через выделенное сечение за одно то же время t , одинаковы, так как жидкость

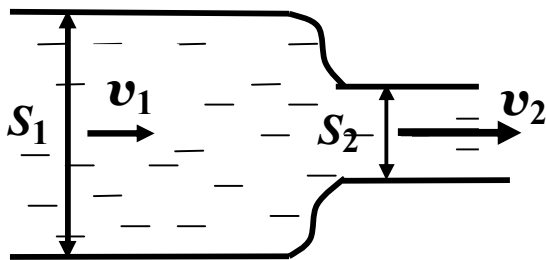


Рис.9.3. К выводу условия неразрывности струи

практически несжимаема. Это позволяет записать равенство:

$$S_1 \mathbf{v}_1 t = S_2 \mathbf{v}_2 t, \text{ или}$$

$$\underline{S_1 \mathbf{v}_1} = \underline{S_2 \mathbf{v}_2} \text{ или } \underline{S \cdot \mathbf{v}} = \text{const.}$$

(9.1)

Уравнение (9.1) представляет собой **условие неразрывности струи**,

утверждающее, что при ламинарном течении несжимаемой жидкости произведение площади сечения участка, через который она протекает, на ее скорость является постоянной величиной для данной трубки тока.

При течении жидкости различают её линейную и объемную скорость. **Линейная скорость (v)** - это путь (L), проходимый частицами жидкости в единицу времени: $v = L / t$ - для равномерного течения. **Объемная скорость (расход) Q** - это объем жидкости (V), протекающий через некоторое сечение за единицу времени (t): $Q = V/t$. Объемная и линейная скорости течения жидкости связаны очевидным соотношением: $Q = v \cdot S$, где S - площадь поперечного сечения потока жидкости. Линейная скорость кровотока измеряется в м/с, а объемная - м³/с, л/мин, мл/мин и др.

Условие неразрывности струи (9.1) выполняется и в реальной гемодинамике. Здесь формулировка этого условия звучит следующим образом: **в любом сечении сердечно-сосудистой системы объемная скорость кровотока одинакова: $Q = \text{const}$.**

Под площадью сечения сосудистой системы понимают суммарную площадь сечения кровеносных сосудов одного уровня ветвления. Так, в большом круге кровообращения первое (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.

Как следует из условия неразрывности струи, с увеличением площади сечения сосудистой системы скорость кровотока в ее соответствующих участках уменьшается. Так, в покое средняя линейная скорость кровотока в аорте составляет около 0,4-0,5 м/с, а в капиллярах - около 0,5 мм/с. Следовательно, сумма поперечных сечений всех функционирующих капилляров примерно в 800 раз больше площади сечения аорты.

3. Уравнение Бернулли

Основным количественным соотношением, описывающим течение **идеальной** (то есть абсолютно несжимаемой и невязкой) жидкости является **уравнение Бернулли**, вытекающее из закона сохранения энергии в движущейся жидкости. Для его установления рассмотрим трубку тока идеальной жидкости, в которой выделим два сечения площадью S_1 и S_2

(рис.4). Пусть центры этих сечений расположены на высотах h_1 и h_2 , отсчитываемых от некоторого уровня. Линейные скорости частиц жидкости в этих сечениях обозначим \mathbf{v}_1 и \mathbf{v}_2 . Силы, обуславливающие течение жидкости, оказывают давление P_1 и P_2 на торцах объема жидкости между выделяемыми сечениями S_1 и S_2 . При стационарном течении идеальной жидкости ее полная энергия в местах расположения выделенных сечений сохраняется, следовательно:

$$m\mathbf{v}_1^2/2 + P_1V + mgh_1 = m\mathbf{v}_2^2/2 + P_2V + mgh_2. \quad (9.2)$$

В уравнении (9.2) m - масса некоторого объема V жидкости, последовательно протекающего через сечения S_1 и S_2 .

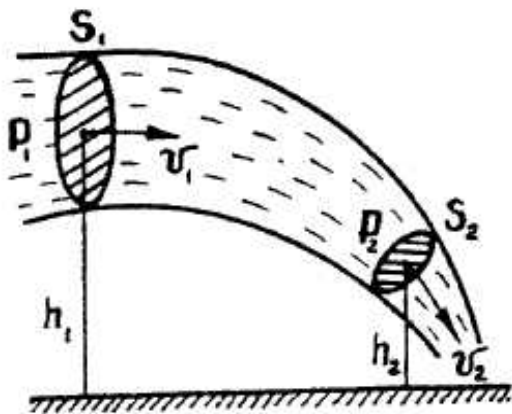


Рис.9.4. К выводу уравнения Бернулли.

Первые слагаемые в обеих частях равенства представляют кинетическую энергию жидкости, вторые - потенциальную энергию давления, третьи - потенциальную энергию, обусловленную расположением этой массы жидкости на высотах h_1 и h_2 .

Разделив правую и левую часть соотношения (9.2) на объем жидкости V и

, вводя плотность жидкости ρ , получим:

$$\rho\mathbf{v}_1^2/2 + P_1 + \rho gh_1 = \rho\mathbf{v}_2^2/2 + P_2 + \rho gh_2 \quad \text{или} \quad \rho\mathbf{v}^2/2 + P + \rho gh = \text{const.} \quad (9.3)$$

Формула (9.3) называется уравнением Бернулли, утверждающим, что сумма разнопричинных давлений в любом сечении трубки тока (сосуда) является постоянной величиной. Слагаемое $\rho\mathbf{v}^2/2$ представляет **динамическое давление**, обусловленное движением жидкости; P - **статическое давление**, не связанное с движением жидкости (оно может быть измерено, например, манометром, движущимся вместе с жидкостью); ρgh - **весовое (гидростатическое) давление**.

Уравнение Бернулли строго выполняется для идеальной, т.е. не вязкой жидкости, поскольку при его выводе не учитывалась работа сил трения. Но его можно успешно применять и для жидкостей с не высокой вязкостью.

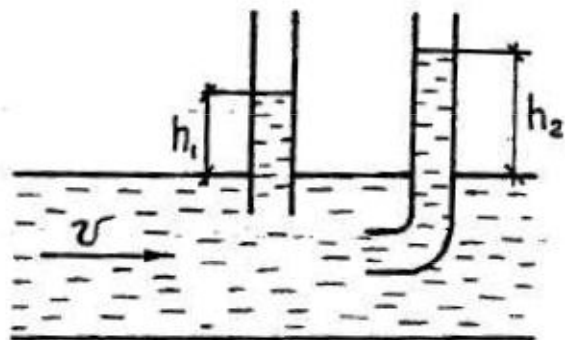


Рис.9.5. Иллюстрация метода определения скорости движения жидкости

Рассмотрим некоторые следствия, вытекающие из уравнения Бернулли:

а) Способ измерения скорости движения жидкости.

Представим, что в движущуюся жидкость опущены две трубки малого сечения, причем, плоскость поперечного сечения одной из них параллельна направлению скорости движения жидкости \mathbf{v} , а другая (трубка Пито) изогнута так, что плоскость сечения изогнутой части перпендикулярна направлению скорости течения (рис.9.5). Подъем жидкости в прямой трубке на высоту h_1 обусловлен лишь статическим давлением P_c , которое можно определить по формуле: $P_c = \rho g h_1$. В трубке Пито подъем жидкости на высоту h_2 обусловлен полным давлением P_n - в данном случае суммой статического P_c и динамического P_d давлений (течение происходит горизонтально и весовое давление не учитывается). Следовательно:

$$P_n = P_c + P_d; \quad \rho g h_2 = \rho g h_1 + \rho \mathbf{v}^2 / 2 \quad (9.4)$$

Из формулы (4) находим линейную скорость жидкости:

$$\mathbf{v} = \sqrt{2g(h_2 - h_1)}. \quad (9.5)$$

Таким образом, по измеренной разности уровней жидкости в прямой и изогнутой трубках определяется скорость течения жидкости. Этим же методом определяют и скорость самолета относительно воздуха, катера относительно воды и др.

б) Всасывающее действие струи.

Рассмотрим течение жидкости по горизонтальной трубе переменного сечения. Выделим два участка с площадью поперечного сечения S_1 и S_2 , причем, для определенности, $S_1 > S_2$ (рис. 9.6). Запишем для данного случая уравнение Бернулли, учитывая, что в горизонтальной трубе $h_1 = h_2$:

$$\rho v_1^2 / 2 + P_1 = \rho v_2^2 / 2 + P_2, \quad (9.6)$$

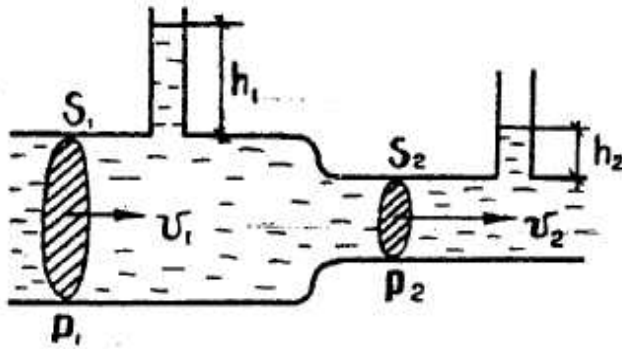


Рис.9.6. Течение жидкости по горизонтальной трубе переменного сечения

где v_1 и v_2 – скорости течения жидкости в сечениях S_1 и S_2 .

Статические давления P_1 и P_2 в соответствующих сечениях могут быть определены по высотам подъема жидкости h_1 и h_2 в капиллярных трубках.

Поскольку $S_1 > S_2$, то $v_1 < v_2$, - в узких местах жидкость течет быстрее. Тогда из уравнения (9.6) следует, что $P_1 > P_2$, т.е. статическое давление в более широкой части трубки больше, чем в ее узкой части. Если сужение значительно, то скорость жидкости в нем v_2 намного превышает v_1 , статическое давление P_2 резко уменьшается и может стать ниже атмосферного. В этом случае воздух (или окружающая трубку другая среда) будет засасываться через отверстие в месте расположения сужения. На этом принципе устроены водоструйные насосы, ингаляторы, пульверизаторы и др.

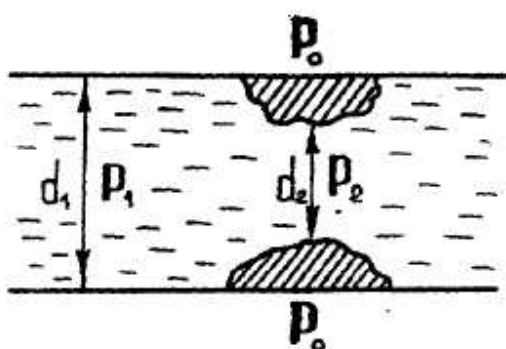


Рис.9.7. Схематическое изображение участка сосуда

в) Закупорка артерии, артериальный шум.

В случае образования атеросклеротической бляшки на некотором участке артерии диаметром d_1 может возникнуть сужение диаметром d_2 (рис. 9.7). Чем меньше

диаметр d_2 , тем больше скорость кровотока v_2 и меньше статическое давление P_2 в области сужения сосуда. Течение крови по артерии будет происходить до тех пор, пока статическое давление P_2 в области атеросклеротической бляшки будет превышать давление P_0 на сосуд снаружи, которое в обычных условиях равно атмосферному. Итак, нормальный кровоток возможен лишь при условии:

$$P_2 - P_0 \geq 0. \quad (9.7)$$

Это условие будет реализовано, пока диаметр сужения d_2 превышает (или равен) некоторое минимальное значение d_{min} , которое можно вычислить, используя уравнение Бернулли. Например, для сонной артерии диаметром $d_1=1\text{см}$, в норме скорость крови $v_1 = 0,2 \text{ м/с}$, плотность крови $\rho = 1,05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$, разность давлений $P_1 - P_0 = 100 \text{ мм.рт.ст.} = 1,33 \cdot 10^4 \text{ Па}$. и расчет дает значение минимального диаметра просвета сосуда $d_{min} \approx 2\text{мм}$.

Если диаметр сужения станет меньше d_{min} , то внешнее давления P_0 «захлопнет» просвет сосуда в месте расположения атеросклеротической бляшки. Если бы давление P_1 в незакупоренном участке сосуда оставалось неизменным, то кровоток был бы полностью остановлен. Однако в результате работы сердца давление P_1 начнет возрастать и кровь будет с усилием проталкиваться через сужение. При этом сердце работает в условиях повышенной нагрузки. При прослушивании фонендоскопом наличие этих толчков проявляется в виде прерывистого шума, свидетельствующего о нарушении нормального кровотока.

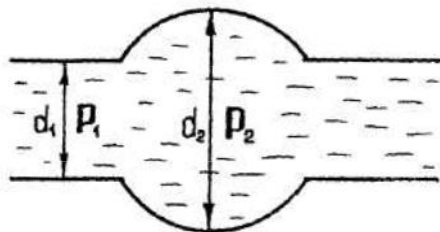


Рис. 9.8. Иллюстрация к описанию развития аневризмы

2) Поведение аневризмы.

Некоторые патологические процессы могут приводить к локальному снижению прочностных и упругих свойств кровеносных сосудов. В результате на некотором участке сосуда его деформация под действием пульсирующего кровотока

становится необратимой - возникает вздутие сосуда (аневризма). Схематически такой сосуд показан на рис. 9.8. Скорость кровотока v_2 в месте развития аневризмы диаметром d_2 по условию неразрывности струи будет меньше, чем скорость v_1 в его недеформированной части. На основании уравнения Бернулли (9.6) статическое давление P_2 в месте аневризмы будет больше давления P_1 на участках сосуда нормального сечения. Следовательно, нагрузка на расширенную часть сосуда увеличится и возникшая аневризма под действием повышенного давления будет иметь тенденцию к расширению. Разница давлений $P_1 - P_2$ может быть рассчитана с использованием формулы (9.6) для конкретных сосудов. Например, если диаметр сосуда $d_1 = 2,5$ см, а диаметр аневризмы $d_2 = 5$ см, то давление в области аневризмы будет больше на $\Delta P \approx 0,3$ мм.рт.ст.=40 Па. Эта величина мала по сравнению с абсолютным давлением, но все-таки даже это малое избыточное давление стремится расширить аневризму, что приводит к еще большему замедлению скорости кровотока в деформированной части сосуда и дальнейшему повышению статического давления и т.д. В результате возможен разрыв аневризмы.

9.2. Вязкость жидкости. Ньютоновские и неньютоновские жидкости.

Между молекулами реальной жидкости всегда существуют силы взаимодействия, которые при ее течении проявляются как силы трения, направленные по касательной к поверхности перемещающихся слоев. Эти

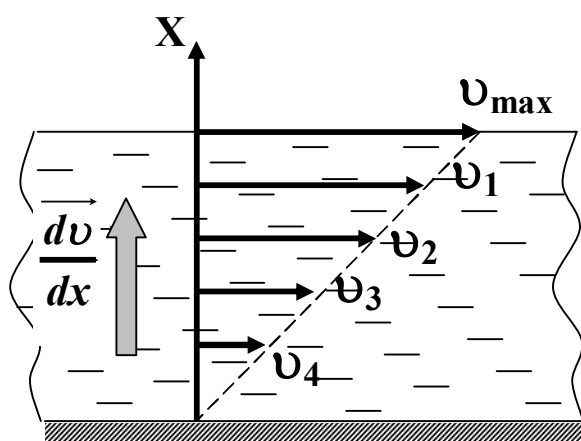


Рис.9.9. Градиент скорости движения слоев жидкости

силы и определяют **внутреннее трение** или **вязкость жидкости**. Наличие сил внутреннего трения приводит к тому, что различные слои жидкости движутся с различными скоростями. На рис. 9.9 представлен

случай, когда для самого верхнего слоя жидкости помеха его движению минимальна, а для нижнего - максимальна (например, течение в реке).

Таким образом скорость движущихся слоев вязкой жидкости изменяется от слоя к слою в направлении оси Ox , перпендикулярной направлению течения жидкости. Для частного случая, показанного на рис. 9.9, изменение скорости слоев происходит по линейному закону. Количественно величина различий в скоростях движения соседних слоев жидкости характеризуется **градиентом скорости** $d\mathbf{v}/dx$, называемым также **скоростью сдвига**. Сила трения $F_{тр}$ между слоями движущейся жидкости пропорциональна площади соприкосновения S слоев жидкости и градиенту скорости и определяется **формулой Ньютона**:

$$F_{тр} = \eta S \frac{d\mathbf{v}}{dx} . \quad (9.8)$$

Коэффициент η , зависящий от свойств жидкости и температуры, называют **коэффициентом внутреннего трения** или **динамической вязкостью**, и часто просто **вязкостью** жидкости. Единицей вязкости в Международной системе является **паскаль-секунда** (Па·с). Применяется и внесистемная единица вязкости - **пуаз** (П), причем $1\text{Па}\cdot\text{с} = 10\text{П}$.

Вязкость всех жидкостей зависит от температуры и, как правило, с увеличением температуры вязкость уменьшается. Вязкость некоторых жидкостей зависит от градиента скорости, возникающего в текущей жидкости, т.е. от условий течения.

Жидкости, вязкость η которых не зависит от условий течения, называют **ньютоновскими**. К ним относятся в основном однородные жидкости, чистые растворители, например вода. Вязкость воды при температуре 20°C составляет $1\text{мПа}\cdot\text{с} = 1\text{сП}$ (сантипуаз).

Если же вязкость жидкости зависит от градиента скорости, то жидкости называют **неньютоновскими**. Ими обычно являются жидкости, существенно неоднородные по составу – взвеси, суспензии и т.п. Типичной неньютоновской жидкостью является **кровь**, так как она представляет собой

взвесь форменных элементов (эритроцитов, лейкоцитов и др.) в плазме. Это значит, что вязкость крови не одинакова в различных участках сосудистой системы и зависит от величины градиентов скоростей, реализующихся при ее движении.

9.3. Течение вязкой жидкости. Формула Пуазейля

Занимаясь исследованием кровообращения, французский врач и физик

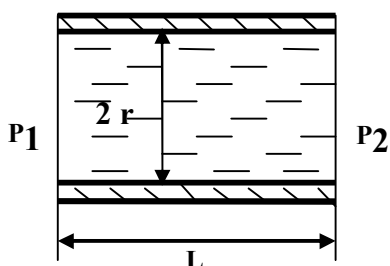


Рис. 9.11. Движение жидкости по участку гладкой трубы

Пуазейль пришел к необходимости количественного описания процессов течения вязкой жидкости вообще. Установленные им для этого случая закономерности имеют важное значение для понимания сущности гемодинамических явлений и их количественного описания. Не производя строгих математических расчетов,

проанализируем, от чего зависит объем V вязкой жидкости, ламинарно протекающей по участку гладкой трубы длиной L и радиусом r (рис. 9.11). Очевидно, этот объем будет прямо пропорционален времени истечения жидкости t и тому перепаду давлений $P_1 - P_2$, который обуславливает ток жидкости на участке трубы длиной L . Естественно, что объем вытекающей жидкости будет резко возрастать и с увеличением площади поперечного сечения рассматриваемого участка. Теоретические расчеты и непосредственный эксперимент показывают, что $V \sim r^4$. Помехой истечению жидкости является ее вязкость η , поэтому объем $V \sim 1/\eta$. Чем больше длина участка, тем больше потери в скорости протекающей по нему жидкости, значит $V \sim 1/L$. Приведенные соображения, строгое теоретическое рассмотрение и непосредственный эксперимент приводят к формуле Пуазейля:

$$V = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} t. \quad (9.9)$$

Разделив обе части этого выражения на время истечения t , слева получим формулу Пуазейля для объемной скорости течения жидкости:

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

(9.9a)

Если ввести обозначение

$$X = \frac{8\eta L}{\pi r^4} ,$$

(9.10)

то формула (9.9a) принимает более простой вид:

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

(9.11)

Это уравнение Гагена-Пуазейля, аналогичное закону Ома для участка электрической цепи.

Вообще, между законами гидродинамики и законами протекания электрического тока по электрическим цепям существует тесная аналогия. Объемная скорость течения жидкости $Q=V/t$ является гидродинамическим аналогом силы электрического тока $I=q/t$. Причиной возникновения электрического тока является разность электрических потенциалов $\varphi_1 - \varphi_2$ на соответствующем участке цепи, а причиной жвижения жидкости является разность давлений $P_1 - P_2$ на участке трубы. В законе Ома: $I = (\varphi_1 - \varphi_2) / R$, величина R - электрическое сопротивление проводника, аналогом которого в формуле (9.11), является величина $X=8\eta L/\pi r^4$, представляющая собой *гидравлическое сопротивление* участка трубы или сосуда..

Если от общих законов истечения вязкой жидкости перейти к задачам гемодинамики, то с помощью уравнения Гагена-Пуазейля можно определить ряд характеристик кровотока. Так, зная объемную скорость кровотока Q и величину гидравлического сопротивления X сосудов, можно найти величину давления крови в любой точке сосудистой системы:

$$P = P_o - QX .$$

(9.12)

Если P_0 - давление крови в желудочке сердца, а X - общее сопротивление сосудов на участке сосудистой системы между этим желудочком и некоторой точкой, то давление крови P в этой точке определяется формулой (9.12).

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. При последовательном соединении сосудов (см.рис.9.12,а) общее сопротивление определяется суммой гидравлических сопротивлений их отдельных участков:

$$X = X_1 + X_2 + X_3 + \dots + X_n, \quad (9.13)$$

а при параллельном ветвлении сосудистого русла (см.рис.9.12,б) общее сопротивление X находится из уравнения:

$$\frac{1}{X} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} + \dots + \frac{1}{X_n} \quad (9.14)$$

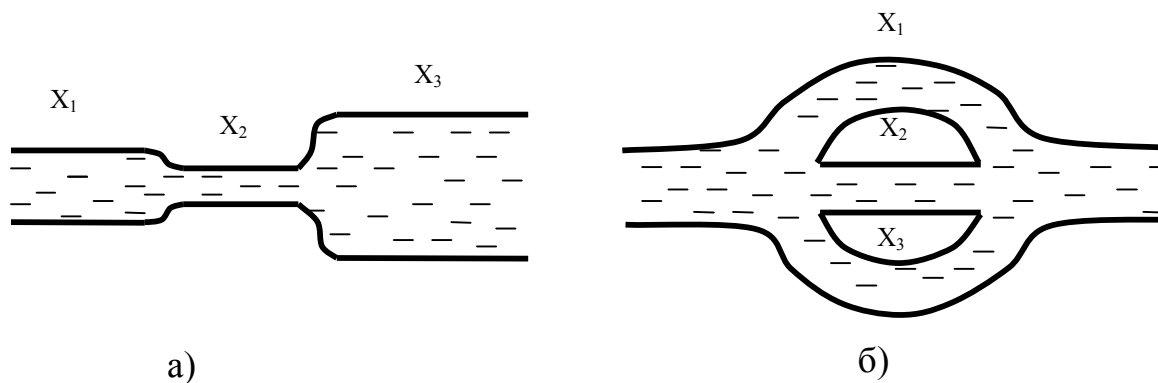


Рис.9.12. а) последовательное сосудистое русло;
б) параллельное ветвление сосудистого русла.

9.4. Методы определения вязкости жидкости

Определение вязкости биологических жидкостей и, особенно, вязкости крови имеет существенное диагностическое значение. Разнообразные приборы, применяемые для этой цели, называют вискозиметрами.

а) Метод Стокса (метод падающего шарика).

Представим цилиндр, заполненный жидкостью плотностью $\rho_{ж}$, вязкость которой η подлежит определению (см.рис.9.13). Если в этой жидкости падает шарик радиусом r , массой m и плотностью ρ , то движение шарика определяется действующими на него тремя силами: силой тяжести F_m

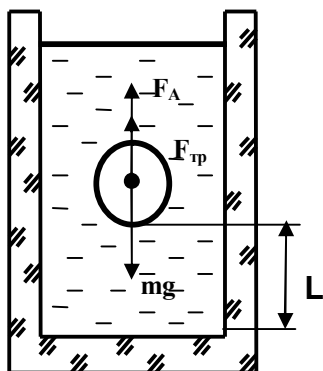


Рис.9.13. Определение вязкости жидкости методом Стокса

$= mg$, силой Архимеда $F_A = 4\pi r^3 \rho_{ж} g / 3$ и силой трения $F_{тр}$. Согласно **закону Стокса**, сила сопротивления движению шарика пропорциональна его радиусу, скорости движения и вязкости жидкости:

$$F_{тр} = 6 \pi \eta r v. \quad (9.15)$$

Сила трения уменьшает скорость движения шарика и через некоторое время после погружения шарика в жидкость его движение может стать равномерным. При достижении равномерного движения сила тяжести становится равной сумме силы трения и силы Архимеда:

$$4/3 \pi r^3 \rho g = 4/3 \pi r^3 \rho_{ж} g + 6 \pi \eta r v. \quad (9.16)$$

Из этого уравнения определим искомую вязкость:

$$\eta = \frac{2(\rho - \rho_{ж})r^2 g}{9v}. \quad (9.17)$$

Таким образом, для нахождения вязкости жидкости необходимо знать ее плотность $\rho_{ж}$, а так же радиус r и плотность ρ шарика. Скорость шарика v определяется экспериментально, путем измерения времени t , за которое шарик равномерно проходит в жидкости определенное расстояние L : $v = L / t$.

Метод Стокса весьма прост и обладает хорошей точностью. Однако, для определения вязкости крови он практически не применяется - хотя бы потому, что требует значительного количества исследуемой крови. Кроме того, в жидкостях, обладающих не очень большой вязкостью, сложно удовлетворить требованию равномерности движения шарика.

б) Капиллярные методы.

Капиллярные методы основаны на применении формулы Пуазейля (9.9). Рассмотрим, например, течение жидкости через капилляр в вискозиметре Оствальда (рис. 9.14). Представим U - образную трубку. В одном из ее плеч имеется небольшая полая сфера, объемом V , которая капилляром соединяется с резервуаром, расположенным в другом плече. Эта система заполняется жидкостью так, что разность ее уровней составляет величину h . Пусть

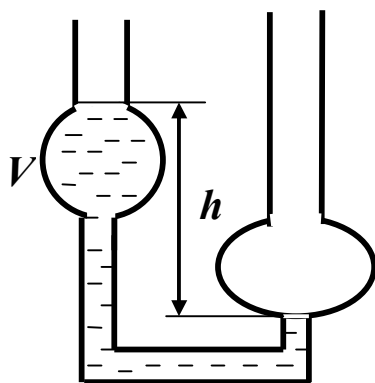


Рис.9.14.Схематическое изображение капиллярного вискозиметра

вначале вискозиметр заполнен эталонной жидкостью, вязкость которой точно известна. В качестве такой жидкости удобно использовать дистиллированную воду.

Поскольку при засасывании воды в левое плечо вискозиметра ее уровень здесь выше, чем в правом, то после прекращения всасывания жидкость будет под действием силы тяжести перетекать через капилляр из

левого плеча вискозиметра в правое до наступления равенства уровней. С помощью секундомера легко определить время t_0 , за которое жидкость вытекает из полости объемом V . Согласно формуле (9.9) этот объем вытекшей воды равен:

$$V = \frac{\pi r^4 \rho_0 g h}{8 \eta_0 L} t_0. \quad (9.18)$$

В формуле (9.21) разница давлений определяется величиной $\rho_0 g h$, где ρ_0 - плотность воды, а η_0 - табличное значение вязкости воды при данной температуре. Затем вискозиметр заполняют исследуемой жидкостью и измеряют время t истечения такого же объема V исследуемой жидкости:

$$V = \frac{\pi r^4 \rho g h}{8 \eta L} t, \quad (9.19)$$

где η - вязкость исследуемой жидкости, а ρ - ее плотность.

Приравнивая правые части выражений (9.18) и (9.19) получим формулу для определения вязкости исследуемой жидкости:

$$\eta = \eta_0 \frac{\rho \cdot t}{\rho_0 t_0} . \quad (9.20)$$

Итак, при использовании этого метода необходимо знать вязкость эталонной жидкости, плотности исследуемой и эталонной жидкости при данной температуре, измерить времена их истечения через капилляр

Для определения вязкости проб крови часто используют вискозиметр Гесса, в котором определяются не времена истечения жидкости из капилляра, а расстояния L_0 и L , на которые перемещаются вода и кровь за одно и то же время. Применение формулы Пуазейля (9.9) для этого случая приводит к следующей расчетной формуле, определяющей вязкость крови η :

$$\eta = \eta_0 \frac{L_0}{L} . \quad (9.21)$$

в) Ротационный метод.

Достоинством этого метода является возможность определять значения вязкости неньютоновских жидкостей при различных, но контролируемых значениях градиентов скоростей и устанавливать зависимость вязкости от

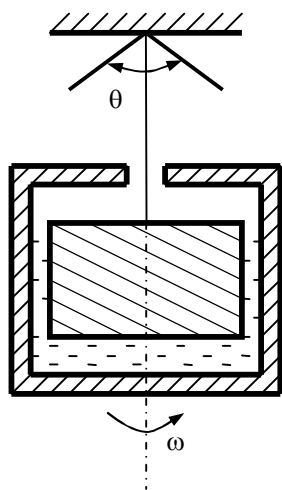


Рис. 9.15. К описанию принципа ротационного вискозиметра

скорости сдвига: $\eta = f (d\mathbf{v}/dx)$. Существуют разнообразные ротационные вискозиметры. Рассмотрим принцип действия одного из них. Представим два цилиндра, имеющих общую ось вращения (рис. 9.15). Внутренний цилиндр подвешен на нити, а внешний может вращаться вокруг своей продольной оси с регулируемой угловой скоростью ω . Зазор между цилиндрами заполняется исследуемой жидкостью, например, кровью. За счет вязкости жидкости при вращении наружного цилиндра внутренний цилиндр начинает поворачиваться, достигая равновесия при неко-

тором угле поворота θ . Этот угол можно легко измерить. Чем больше вязкость жидкости и угловая скорость вращения ω , тем больше и указанный угол поворота: $\theta = k \eta \omega$, где k - постоянная прибора. При разных значениях угловой скорости вращения ω в жидкости, заполняющей зазор между цилиндрами, реализуются различные градиенты скорости. Для ньютоновых жидкостей значение вязкости не зависит от градиента скорости (и, следовательно, от величины ω), а для неньютоновских жидкостей эту зависимость можно не только наблюдать, но и определять количественно. Таким образом, данные ротационной вискозиметрии позволяют измерять вязкости движущейся крови при различных скоростях сдвига.

9.5. Условия перехода ламинарного течения жидкости в турбулентное

Характер течения жидкости - ламинарный или турбулентный - зависит от плотности жидкости ρ , ее вязкости η , скорости течения \mathbf{v} , диаметра трубы d , по которой течет жидкость. Оказывается, что некоторая комбинация этих величин - один безразмерный параметр - может определять условия перехода ламинарного течения жидкости в турбулентное. Таким параметром является число Рейнольдса (**Re**):

$$Re = \frac{\rho \mathbf{v} d}{\eta} . \quad (9.22)$$

Когда число Рейнольдса не превышает некоторого критического значения $Re_{кр}$, течение жидкости ламинарно. Если же $Re > Re_{кр}$, то в потоке жидкости возникают завихрения - ее течение становится турбулентным.

Значение критического числа Рейнольдса можно определить экспериментально. Представим, что по гладкой цилиндрической трубе протекает вода с регулируемой и измеряемой скоростью \mathbf{v} , которая представляет собой среднюю по сечению трубы скорость течения. Плотность воды, ее вязкость и диаметр трубы известны. Допустим, что труба прозрачна и переход течения жидкости из ламинарного в турбулентное можно определить визуально. Постепенно увеличивая скорость течения, отметим то

ее значение $\mathbf{v}_{кр}$, при котором в потоке жидкости начинает проявляться турбулентность. Подставив это значение $\mathbf{v}_{кр}$ в формулу (9.22), получим величину критического числа Рейнольдса. Для гладких труб $Re_{кр} = 2300$.

Если $Re_{кр}$ известно, то становится возможным для любой жидкости и разных условий ее течения предсказать, будет ли ее поток ламинарным или турбулентным.

Пример. Вода течет по гладкой трубе диаметром $d = 2$ мм. При какой скорости \mathbf{v} ее течение становится турбулентным?

Примем вязкость воды $\eta = 10^{-3}$ Па·с, плотность $\rho = 10^3$ кг/м³ и подставим эти значения в правую часть формулы (9.22). В левую часть подставим значение критического числа Рейнольдса. Из уравнения: $2300 = \mathbf{v} \cdot 10^3 \cdot 2 \cdot 10^{-3} / 10^{-3}$, найдем, что течение воды в этой трубе становится турбулентным при скорости $\mathbf{v} = 1,15$ м/с. С увеличением диаметра трубы и уменьшением вязкости жидкости значение скорости, при которой происходит переход ламинарного течения в турбулентное уменьшается.

9.6. Некоторые особенности движения крови по сосудам.

Движение крови в организме в основном ламинарное. Однако, при определенных условиях кровотоки могут приобретать и турбулентный характер. Анализ формулы (9.22) позволяет предсказать эти условия. Действительно, турбулентности могут проявляться в полостях сердца (велико значение d). По-видимому, их наличие здесь физиологически целесообразно, поскольку возникающие завихрения приводят к перемешиванию порций крови, поступавших из малого круга кровообращения в левый желудочек сердца и, следовательно, способствуют более равномерному обогащению кислородом крови, выталкиваемой затем в большой круг кровообращения. Сравнительно небольшие завихрения могут возникать в аорте и вблизи клапанов сердца (здесь велико и значение скорости движения крови).

При интенсивной физической нагрузке скорость движения крови увеличивается и это может вызвать турбулентности в кровотоке.

Из формулы (9.22) следует также, что с уменьшением вязкости турбулентный характер течения жидкости может проявляться и при меньших скоростях ее движения. Поэтому при некоторых патологических процессах, приводящих к аномальному снижению вязкости крови, кровоток в крупных кровеносных сосудах может стать турбулентным.

Следует иметь в виду, что значение критического числа Рейнольдса 2300 получено для гладких труб и ньютоновской жидкости. Для крови $Re_{кр}$ имеет меньшее значение и по различным литературным данным составляет около 900–1600. Кроме того, кровеносный сосуд в ряде случаев нельзя моделировать гладкой трубой. Например, при наличии атеросклеротических бляшек в просвете сосудов имеются локальные сужения, приводящие к возникновению турбулентности в течении крови. Наличие турбулентности в кровотоке может быть обнаружено по шумам, прослушиваемым с помощью фонендоскопа.

Турбулентное течение крови по сосудам создает повышенную нагрузку на сердце, что способствует развитию патологических процессов в сердечно-сосудистой системе.

1. Факторы, влияющие на вязкость крови в организме.

Средняя вязкость крови, измеренная капиллярным вискозиметром, в норме составляет 4-5 мПа·с. При различных патологиях значения вязкости крови могут изменяться от 1,7 до 22,9 мПа·с. Отношение вязкости крови к вязкости воды называют **относительной вязкостью крови**.

Следует подчеркнуть, что приведенные численные значения характеризуют **среднюю вязкость** крови в крупных кровеносных сосудах, точнее **вязкость проб крови вне организма**, измеренную капиллярными методами (см. раздел 9.4). Неоднородность состава крови, специфика строения и разветвления кровеносных сосудов приводит к довольно сложным изменениям вязкости крови, движущейся по сосудистой системе. Проанализируем основные факторы, влияющие на вязкость крови в живом организме.

а) Температура. В нормальных условиях температура тела поддерживается постоянной благодаря системе терморегуляции организма, в которой кровь сама играет роль теплоносителя. При повышении температуры должна уменьшаться и вязкость крови. По-видимому, это могло бы несколько уменьшить нагрузку на сердце при развитии в организме патологических процессов, сопровождающихся повышением температуры тела как защитной реакции организма. В переохлажденных участках организма вязкость крови повышается, кровоток затрудняется, ухудшается питание тканей, что ведет к развитию в них патологических процессов. Однако, следует учесть, что изменение температуры может приводить к изменению степени агрегации эритроцитов и вызывать другие изменения в структуре крови. Поэтому температурные изменения вязкости при патологических процессах отличаются большой сложностью. Воздействие температурного фактора на вязкость крови необходимо учитывать и при лечебных воздействиях, в частности, при использовании гипертермии для лечения ряда заболеваний, т.е. повышения температуры всего тела или отдельных его частей за счет нагревания различными методами.

б) Гематокрит. Этот показатель представляет собой отношение объема эритроцитов ($V_{эр}$) к объему крови ($V_{кр}$), в котором они содержатся. В норме $V_{эр}/V_{кр} \approx 0,4$. Оказалось, что с повышением гематокрита вязкость крови возрастает. Увеличение гематокрита может происходить как из-за увеличения концентрации эритроцитов, их агрегации, так и за счет увеличения их размеров. Известно, что вязкость венозной крови выше, чем артериальной. Это обусловлено тем, что эритроциты венозной крови содержат углекислый газ и имеют форму, близкую к сферической, тогда как в артериальной крови эритроциты имеют форму тора и соответственно меньший объем. Благодаря этому гематокрит и соответственно вязкость венозной крови выше, чем артериальной.

в) Скорость сдвига (градиент скорости). Линейная скорость крови и диаметры кровеносных сосудов в различных участках сосудистой системы

изменяются очень сильно. Следовательно, существенно отличаются и скорости сдвига в потоке движущейся крови. Поскольку кровь является неньютоновской жидкостью, то и ее вязкость, зависящая от скорости сдвига, 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. 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.

2) **Организация эритроцитов в потоке крови.** Существуют довольно сложные и не до конца выясненные механизмы, приводящие к снижению вязкости движущейся крови. Они связаны с перераспределением концентрации эритроцитов в потоке движущейся крови. Если бы по сосуду

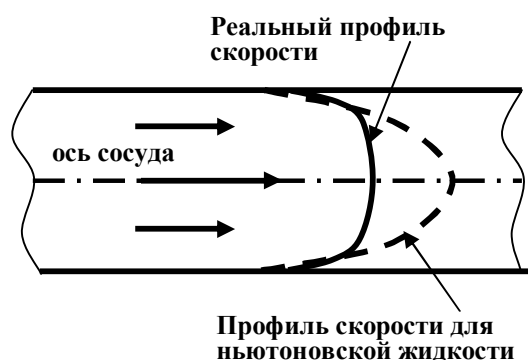


Рис.9.10. Реальный профиль скорости не ньютоновской жидкости

двигалась однородная ньютоновская жидкость, то скорость ее частиц по оси сосуда была бы максимальной, а у стенок – минимальной. Соединяя концы векторов скорости различных частиц жидкости, получим линию - профиль скорости. Для ньютоновской жидкости он имеет вид параболы, а для

крови, движущейся по сосудам, профиль скоростей существенно "уплощается" (см.рис.9.10). Это происходит по нескольким причинам. У стенки сосуда возникают большие градиенты скорости и, следовательно, большие деформации сдвига, которые «выталкивают» эритроциты в область меньших сдвиговых деформаций, т.е. к центру сосуда, где градиент скорости значительно меньше. Концентрация эритроцитов и, соответственно, вязкость крови возрастают к центру сосуда, что и приводит к «уплощению»

профиля скоростей. Одновременно у стенок сосуда образуется тонкий пристеночный слой плазмы крови, не содержащий эритроцитов и поэтому обладающий низкой вязкостью. В итоге эритроциты продвигаются по сосуду как бы в оболочке из плазмы, что уменьшает трение крови о стенки и облегчает движение крови по сосудам.

9.7. Роль эластичности сосудов в системе кровообращения. Пульсовые волны.

При выбросе крови в аорту во время систолы часть кинетической энергии систолического объема крови переходит в потенциальную энергию упругой деформации стенок аорты (см. рис.9.16,а). Образуется некоторый временный "резервуар", где запасается часть вытолкнутой желудочком

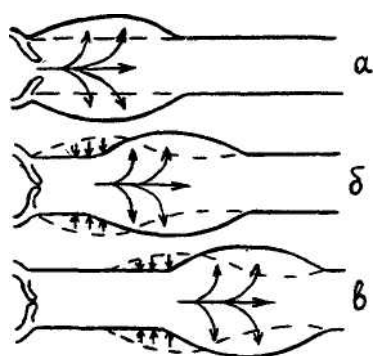


Рис.9.16. Деформация сосуда при возникновении пульсовой волны

крови. В диастолу проходит обратный процесс - потенциальная энергия деформированной стенки крупного кровеносного сосуда переходит в кинетическую энергию порции крови, создавая дополнительный фактор, способствующий ее движению. В каком-то смысле эластичный сосуд как бы "дорабатывает" усилие сердца.

Таким образом, выброс крови в аорту сопровождается упругими деформациями ее стенок и периодическими изменениями (колебаниями) давления крови на эти стенки. Их источником является периодический выброс крови в аорту при сокращении желудочка сердца. *Распространяющиеся далее по сосудистой системе колебания давления крови, сопровождающиеся деформацией стенок сосудов, называют пульсовой волной.* Амплитуда пульсаций уменьшается при распространении волны от аорты к периферии (см. рис.9.16,б и 9.16,в).

Давление (P) на стенки кровеносных сосудов в некоторой точке сосудистой системы зависит от целого ряда параметров: времени (t), расстояния от сердца до данной точки (x), частоты сердечных сокращений

(v), скорости распространения пульсовой волны (v): $P = f(x, t, \omega, v, \alpha)$.

Это давление можно представить в виде двух слагаемых:

$$P = P_{cp} + P(t), \quad (9.23)$$

где P_{cp} - давление, обусловленное постоянным средним уровнем кровенаполнения (постоянная составляющая), а $P(t)$ - слагаемое, определяемое пульсовыми колебаниями кровотока.

Колебания давления вызывают и изменения объема кровенаполнения. Считая кровеносный сосуд упругим резервуаром, связь между объемом крови (V) в данном участке сосуда в любой момент времени и давлением можно записать:

$$V = V_o + k P(t), \quad (9.24)$$

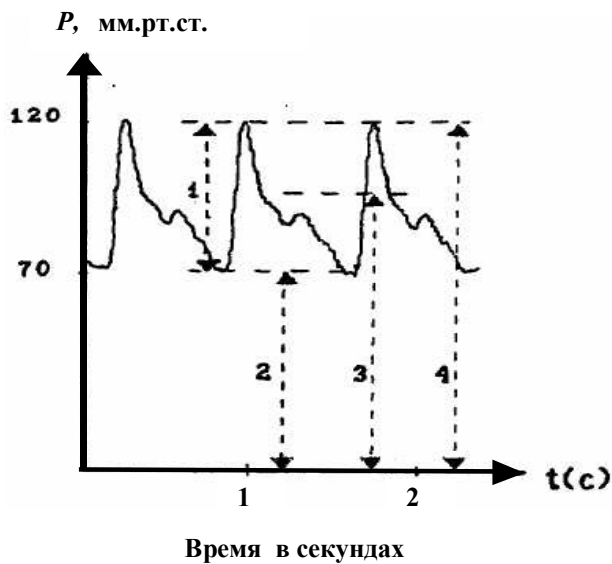


Рис.9.17. Зависимость давления крови от времени в плечевой артерии

где k - коэффициент пропорциональности между давлением и объемом, характеризующий эластичность сосуда. V_o - объем полости сосуда при среднем давлении P_{cp} . Типичная зависимость давления крови от времени в норме в крупном кровеносном сосуде (плечевой артерии) показана на рис.9.17, где отмечены значения **пульсового (1)**, **минимального или диастолического (2)**, **среднего (3)** и **максимального или систолического (4)** давления.

Следует подчеркнуть, что среднее давление P_{cp} определяется не средним значением ординаты графика, а более сложным образом:

$$P_{cp} = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt, \quad (9.25)$$

где T - период пульсовых колебаний, а t - текущее время.

Из рис. 9.17 видно, что пульсовые колебания давления имеют довольно сложную форму и аналитическая запись зависимости $P(x, t, \omega, \mathbf{v}, \alpha)$ затруднена. Однако, как и всякий сложный периодический процесс, они могут быть представлены в виде набора гармонических составляющих (разложение в ряд Фурье). Гармонический анализ пульсовых колебаний кровотока, кстати, является одним из важных методов его изучения. Тогда для **первой гармонической составляющей давления (P_1) пульсовой волны** можно записать достаточно простое выражение:

$$P_1 = P_o e^{-\alpha x} \sin \omega \left(t - \frac{x}{\mathbf{v}} \right), \quad (9.26)$$

где P_o - амплитуда пульсовых колебаний, а смысл остальных параметров указан выше. Подчеркнем, что коэффициент α зависит от свойств кровеносных сосудов и в формуле (9.26) под этой величиной можно понимать некоторое его эффективное значение. Реально, эластичность сосуда изменяется, уменьшаясь с увеличением расстояния от сердца до периферии. Морфологически это обусловлено изменением относительного содержания эластина и коллагена в сосудистой ткани. Так, в общей сонной артерии отношение эластина к коллагену 2 : 1, а в бедренной артерии 1 : 2. С удалением от сердца увеличивается доля гладких мышечных волокон, которые в артериолах являются уже основной составляющей сосудистой ткани.

Рассмотрим теперь **скорость распространения пульсовой волны**. В крупных кровеносных сосудах она определяется по **формуле Моенса-Кортевега**:

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}, \quad (9.27)$$

где E - модуль упругости стенки сосуда, h - толщина стенки, d - диаметр сосуда. Величину ρ можно считать плотностью крови.

Как видно из формулы (9.27), с увеличением жесткости сосуда и увеличением толщины его стенки скорость пульсовой волны возрастает. Так,

в аорте она равна 4-6 м/с, в артериях мышечного типа 8-12 м/с. В венах, которые обладают большей эластичностью, скорость пульсовой волны меньше, и например, в полой вене составляет около 1 м/с. Из этих данных следует, что скорость распространения пульсовой волны *намного больше* линейной скорости кровотока, в покое не превышающей даже в аорте значение 0,5 м/с.

С возрастом эластичность сосудов человека снижается (модуль упругости растет), а скорость пульсовой волны возрастает. Она растет и с увеличением давления. При повышенном давлении сосуд несколько растягивается, становится более "напряженным", и для его дальнейшего растяжения требуется большее усилие.

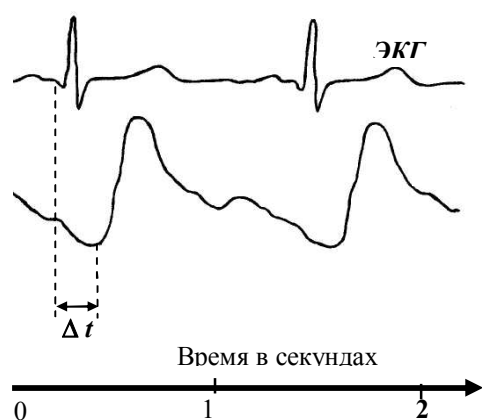


Рис. 9.18. Синхронная запись пульсовой волны и ЭКГ.

Форма пульсовых колебаний и их характеристики являются отражением работы сердца и состояния сосудистой системы. Поэтому их регистрации в различных участках сосудистой системы и последующий анализ имеют диагностическое значение. Некоторые методы регистрации этих процессов будут изучаться при рассмотрении

механизмов прохождения электрического тока через живую ткань. Здесь отметим только принцип определения скорости распространения пульсовой волны на некотором участке сосудистой системы, который проиллюстрирован на рис. 9.18. Верхняя кривая на этом рисунке представляет собой электрокардиограмму (ЭКГ) - зависимость биопотенциалов, вызванных работой сердца, от времени. Каждый участок ЭКГ соответствует определенной фазе сокращения сердца. Нижняя кривая - пульсовые колебания, характеризующие изменение давления (а, следовательно, и степень кровенаполнения) со временем в определенном участке сосудистой системы.

Начало систолы происходит раньше, чем начало увеличения прилива крови к исследуемому участку сосуда. Для распространения волны давления по сосудистой системе требуется некоторое время Δt , которое может быть определено из сравнения верхней и нижней кривой. Зная из анатомических соображений расстояние по сосуду от сердца до исследуемого участка (L), можно определить среднюю скорость пульсовой волны: $v = L / \Delta t$.

При подобных исследованиях регистрируют еще и первую производную от нижней кривой рис. 9.18. Если сама эта кривая отображает изменение **объема кровенаполнения** в данном участке сосудистой системы, то ее первая производная показывает, как изменяется во времени **скорость кровенаполнения**.

9.8. Распределение давления и скорости кровотока в сосудистой системе.

Само понятие "давление крови", неоднократно употреблявшееся выше, требует некоторых уточнений. В любой точке сосудистой системы давление крови зависит от: а) атмосферного давления; б) гидростатического давления ρgh , обусловленного весом кровяного столба высотой h и плотностью ρ ; в)

давления, обеспечиваемого насосной функцией сердца.

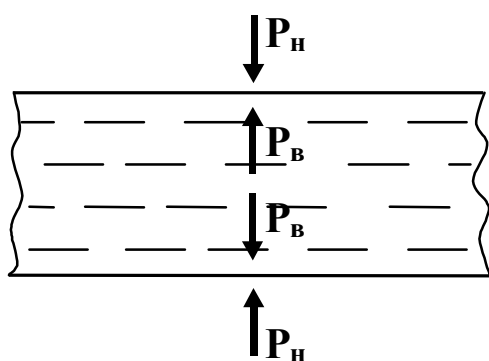


Рис.9.19. Иллюстрация к понятию трансмурального давления

Разность давлений на внутреннюю ($P_{в}$) и наружную ($P_{н}$) стенки сосуда называют **трансмуральным давлением** ($P_{т}$) (см. рис.9.19): $P_{т} = P_{в} - P_{н}$. Можно считать, что давление на наружную стенку сосуда равно атмосферному. Трансмуральное давление является важнейшей характеристикой

состояния системы кровообращения, определяя нагрузку сердца, состояние периферического сосудистого русла и ряд других физиологических показателей. Однако, необходимо иметь в виду, что это не то давление,

которое обеспечивает движение крови от одной точки сосудистой системы к другой. Например, среднее по времени трансмуральное давление в крупной артерии руки составляет около 100 мм.рт.ст. ($1,33 \cdot 10^4$ Па). В то же время, движение крови из восходящей дуги аорты в эту артерию обеспечивается **разностью** трансмуральных давлений между указанными сосудами, которое составляет 2-3 мм.рт.ст. (300 Па).

На величину трансмурального давления существенно влияет сила тяжести, создающая **гидростатическое (весовое)** давление. Для пояснения этого влияния представим, что происходило бы с кровенаполнением сосудов вертикально расположенного тела человека, если бы его сердце не работало. В этом случае под действием силы тяжести кровь стекала бы в сосуды нижней части тела и верхний его уровень расположился бы в области сердца, где давление равнялось бы атмосферному, то есть трансмуральное давление было бы равно нулю (см.рис.9.20). На некоторой высоте h , отсчитываемой вниз от этого уровня, давление имело бы значение ρgh (где ρ - плотность

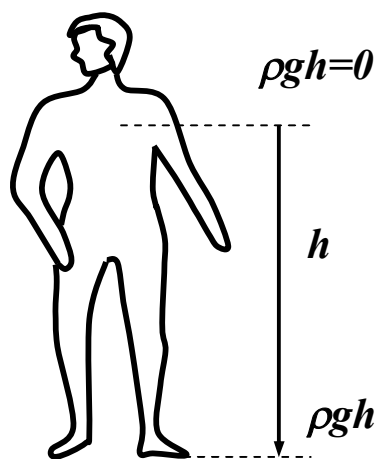


Рис.9.20. К понятию гидростатического давления

крови, g - ускорение свободного падения), т.е. определялось бы только гидростатическим давлением.

Очевидно, гидростатическое давление влияет и на распределение крови в сосудистой системе живого человека. В этом случае, однако, оттоку крови из верхней части тела вертикально стоящего человека препятствует ряд физиологических механизмов. Кроме очевидной работы сердца, к ним относится, в частности, рефлекторное

сужение венозных сосудов ног в стоячем положении, которое сильно уменьшает способность этих сосудов растягиваться и накапливать кровь, а также способствует венозному возврату крови в сердце.

Если сосудосуживающий эффект ослаблен в результате заболевания или каких-либо внешних воздействий, то при резком вставании человек может впасть в обморочное состояние за счет уменьшения венозного возврата и снижения кровоснабжения головного мозга.

Измеряемое трансмуральное давление из-за воздействия на него гидростатической составляющей может существенно зависеть от выбора участков измерения и взаимного расположения частей тела. Так, например, трансмуральное давление в артериях голени может быть намного больше, чем в артериях поднятой руки.

В клинических условиях измерение кровяного давления обычно производят в области плеча (т.е. на уровне сердца). Поэтому гидростатическая составляющая давления в плечевой артерии в этом случае равна нулю.

Движение крови по сосудистой системе происходит за счет превышения давления, обусловленного работой сердца, над атмосферным давлением.

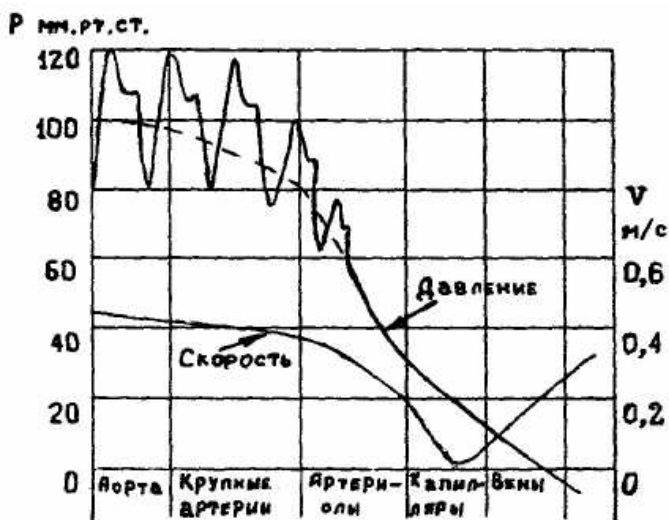


Рис.9.21. Распределение давления и скорости движения крови в сосудистой системе

Именно градиент указанного давления и является движущей силой кровотока. Распределение этого давления в сосудистой системе показано на рис.9.21 (верхняя кривая). Из этого рисунка видно, что в аорте и крупных артериях падение давления (разница давлений в начале и в конце сосуда) невелика. **В артериолах**

наблюдается максимальное падение давления, поскольку для совокупности артериол происходит большое увеличение гидравлического сопротивления X (см. формулы (9.10) и (9.11)).

В венах, впадающих в сердце, давление ниже атмосферного. Как уже отмечалось в разделе 9.7, в крупных кровеносных сосудах проявляются пульсовые колебания давления, амплитуда которых уменьшается с увеличением степени разветвленности сосудистого русла и уменьшением диаметра отдельных сосудов.

Сосудистая система обладает минимальной площадью сечения в области аорты, где наблюдается максимальная амплитуда пульсовых колебаний и наибольшая линейная скорость крови порядка 0,5 м/с (см.рис.9.21, нижняя кривая). По мере перехода к более мелким кровеносным сосудам суммарная площадь их сечения увеличивается и, в соответствии с условиями неразрывности струи (см. раздел 9.1), скорость кровотока в них уменьшается, составляя в капиллярах около 0,5 мм/с. В венозной части сосудистой системы суммарная площадь сечения сосудов уменьшается, что приводит к возрастанию скорости кровотока.

9.9. Некоторые методы определения давления и скорости крови.

Прямое измерение давления крови осуществляется введением катетера непосредственно в кровеносный сосуд или полость сердца. Катетер заполняется изотоническим раствором и передает давление крови с вводимого конца на внешний измерительный прибор или устройство автоматизированной обработки данных. Прямая манометрия - практически единственный метод измерения давления в полостях сердца и центральных сосудах. Венозное давление надежно измеряется так же прямым методом. Основной недостаток прямых измерений очевиден - это необходимость введения измерительных устройств в полость сосуда.

Непрямые измерения давления крови производятся без нарушения целостности сосудов и тканей. В подавляющем большинстве непрямые методы являются **компрессионными** - они основаны на уравнивании давления внутри сосуда измеряемым внешним давлением на его стенку.

Простейшим из таких методов является пальпаторный способ определения систолического артериального давления, предложенный **Рива-Роччи**. При его осуществлении на среднюю часть плеча накладывают компрессионную манжету. Давление воздуха в манжете измеряется с помощью манометра. Накачиванием воздуха в манжету давление в ней быстро поднимается до значения, превышающего систолическое. Затем воздух из манжеты медленно выпускают, одновременно наблюдая за появлением пульса в лучевой артерии. Зафиксировав пальпаторно появление пульса, отмечают в этот момент значение давления в манжете, которое и принимают за систолическое давление.

Аускультативный метод имеет наибольшее распространение и основан на установлении систолического и диастолического давления по возникновению и исчезновению в артерии особых звуковых явлений - тонов **Короткова**. Так же как и в методе Рива-Роччи, на область плеча

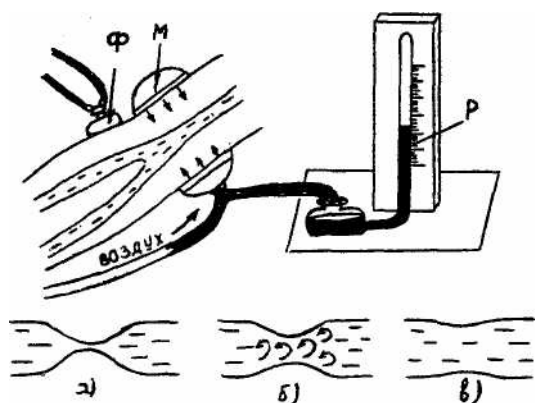


Рис.9.22. Иллюстрация определения давления крови методом Короткова-Рива-Роччи

накладывается компрессионная манжета **М** (см. рис.9.22), в которую накачивается воздух, создавая давление, большее систолического. В это время **(а)** тоны Короткова не обнаруживаются. При выходе воздуха из манжеты просвет сосуда увеличивается и при равенстве наружного давления систолическому возникают характерные звуки,

прослушиваемые с помощью фонендоскопа **Ф**. В этот момент **(б)** по манометру определяю систолическое давление. Момент исчезновения шумов **(в)** соответствует равенству измеряемого наружного давления диастолическому.

Аускультативный метод реализуется в различных вариантах. В частности, в измерителях давления тоны Короткова могут восприниматься

микрофоном, преобразующим звуковые воздействия в электрические сигналы, поступающие на регистрирующее устройство. На цифровом табло регистратора указываются значения систолического и диастолического давления. В некоторых приборах изменения в движении стенок артерии при систолическом и диастолическом давлении (сопровождающиеся возникновением и исчезновением тонов Короткова) определяются с помощью ультразвуковой локации и эффекта Доплера.

Рассмотрим теперь основы некоторых **физических методов определения скорости кровотока**.

Метод, основанный на эффекте Доплера. Физическая основа этого метода была рассмотрена в разделе 6.7.3 данного пособия. Ещё раз

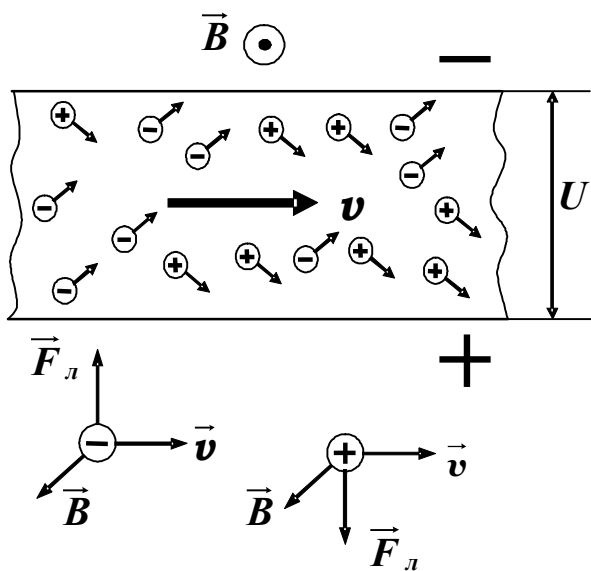


Рис.9.23.К описанию эффекта Холла

подчеркнем, что его широкое клиническое применение обусловлено неинвазивностью, высокой точностью и возможностью использования для исследования различных гемодинамических процессов. В частности, поскольку ультразвуковая волна обладает малой длиной и, следовательно, может быть сфокусирована на малую площадь, становится

возможным определять скорость крови локально в отдельных узких участках сосудистой системы и даже скорость движения различных слоёв крови в отдельном сосуде.

Электромагнитный метод основан на физическом явлении, называемом **эффектом Холла**. Его сущность поясняет рис.9.23. Пусть в некоторой проводящей электрический ток среде со скоростью \mathbf{v} движутся электрические заряды (на рис.9.23 в направлении слева направо). Если эту

среду поместить в магнитное поле с индукцией B , направленной перпендикулярно направлению скорости движения зарядов, то на заряды будет действовать сила Лоренца F_L , равная по величине $F_L = q\mathbf{v}B$, где q - величина заряда. Под действием этой силы происходит отклонение положительных зарядов в одну сторону, а отрицательных - в противоположную, как показано на рис.9.23. Таким образом, из-за происходящего под действием магнитного поля разделения зарядов, на поверхности среды возникает разность потенциалов U (холловское напряжение). Ее величина пропорциональна значению силы Лоренца F_L , а, следовательно, скорости движения заряженных частиц \mathbf{v} .

Поскольку в крови имеются положительные и отрицательные ионы, этот эффект проявляется и в движущейся по сосуду крови. Из измеряемой разности потенциалов можно определить линейную скорость кровотока.

Методы определения скорости движения крови, основанные на описанном принципе, удобно применять в тех случаях, когда возможен непосредственный контакт электродов соответствующего измерительного устройства со стенками сосуда (при использовании аппаратов искусственного кровообращения, гемосорбции, гемодиализа, в ходе хирургических операций).

9.10. Работа и мощность сердца

В соответствии с законом Пуазейля течение жидкости по сосудам определяется разностью давлений в начале и конце сосудов. В системе кровообращения этот перепад давлений обусловлен, в основном, работой сердца. Таким образом, по отношению к сосудистой системе сердце можно считать некоторым насосом. В отличие от обычного поршневого насоса, где площадь поршня постоянна, при работе сердца его рабочая поверхность - внутренняя поверхность желудочков - изменяется в различные фазы их сокращения. Сила F , действующая на кровь в желудочках, зависит от давления P в их полости и площади внутренней поверхности S : $F = P S$.

В начале систолы давление меньше, а объем и площадь поверхности полости желудочков - больше. В конце систолы давление возрастает, а внутренняя поверхность уменьшается. Количественное рассмотрение этих процессов и непосредственные физиологические эксперименты показывают, что **при уменьшении объема внутренних полостей сердце развивает меньшую силу. Согласно закону Старлинга, сила, развиваемая при сокращении сердца, пропорциональна начальной длине волокон миокарда.**

Не занимаясь рассмотрением сложных явлений, происходящих при сокращении сердца, рассчитаем его работу за одно сокращение, исходя из общих физических соображений. Эта работа A складывается из работы левого A_l и правого A_n желудочков:

$$A = A_l + A_n.$$

Работа левого желудочка, выбрасывающего кровь в большой круг кровообращения, естественно, больше чем работа правого желудочка. Считается, что $A_n = 0,2 A_l$. Таким образом $A = 1,2 A_l$.

Работа левого желудочка при выбросе систолического (ударного) объема крови в аорту затрачивается на преодоление сил давления крови в сосудистой системе и на сообщение крови кинетической энергии. Первая составляющая этой работы называется статическим компонентом, а вторая - кинетическим компонентом.

Статический компонент рассчитаем по формуле:

$$A_{cm} = P_{cp} V_c,$$

где P_{cp} - давление крови в аорте, V_c - систолический объем. Считая для человека в покое $P_{cp} = 100$ мм.рт.ст. = 13,3 кПа и $V_c = 60$ мл = $6 \cdot 10^{-5}$ м³, найдем: $A_{cm} \approx 0,8$ Дж.

Кинетический компонент может быть рассчитан из формулы для кинетической энергии:

$$A_k = \frac{m v^2}{2} = \frac{\rho V_c v^2}{2},$$

где m - масса крови в ее систолическом объеме, ρ - плотность крови, v - линейная скорость крови при выбросе в аорту. Приняв $\rho = 1,05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$, $v = 0,5 \text{ м/с}$, получим, что $A_k = 0,008 \text{ Дж}$.

Таким образом, работа сердца за одно сокращение, определяемая по формуле:

$$A = 1,2 \left(PV_c + \frac{\rho V_c v^2}{2} \right) \quad (9.28)$$

составляет в покое примерно 1 Дж . Считая, что, в среднем, сердце сокращается один раз в секунду, определим работу сердца за сутки. Она составляет внушительную величину: 86400 Дж . Для сравнения, такую работу надо совершить, чтобы поднять груз массой в 1 т на высоту около 9 м .

Учитывая, что продолжительность систолы составляет около $0,3 \text{ с}$, и разделив работу сердца за одно сокращение на это время, получим для *средней мощности сердца в покое значение $3,3 \text{ Вт}$* .

При физической нагрузке работа сердца резко увеличивается, возрастает систолический и минутный объем крови, увеличивается и скорость течения крови в аорте. При этом изменяется и соотношение между статическим и кинетическим компонентами. Как видно из приведенных численных значений, в покое доля кинетического компонента составляет около 1% от общей работы сердца. С повышением нагрузки растут оба слагаемых формулы (9.28), но кинетический компонент растет быстрее, так как он пропорционален квадрату увеличивающейся линейной скорости кровотока и доля кинетического компонента в общей работе сердца может достигать 30% .

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ:

1. Что такое объемная и линейная скорости движения жидкости? Какова связь между ними?
2. О чем свидетельствует уравнение неразрывности струи? Для каких жидкостей оно применимо?

3. Приведите уравнение Бернулли и охарактеризуйте его составляющие, для каких жидкостей оно применимо?
4. Основываясь на уравнениях Бернулли и неразрывности струи, проанализируйте изменения давления крови в сосуде при аневризме и при сужении просвета сосуда.
5. Исходя из значений линейной скорости кровотока в аорте и в капиллярах, оцените соотношение между площадью поперечного сечения аорты и суммарной площадью поперечных сечений капилляров.
6. Укажите особенности течения вязкой жидкости. Приведите формулу Ньютона для сил внутреннего трения в жидкости. Что такое «вязкость» жидкости, в каких единицах она измеряется? В чем различие между ньютоновскими и неньютоновскими жидкостями. Приведите примеры этих жидкостей.
7. Приведите формулу Пуазейля для объема и для расхода протекающей жидкости. Как определяется гидравлическое сопротивление сосуда?
8. Охарактеризуйте известные Вам методы определения вязкости жидкости, сопоставьте их достоинства и недостатки.
9. Что определяет число Рейнольдса? Запишите его выражение через гидродинамические параметры.
10. Укажите значение вязкости крови в норме и пределы изменения ее значений при патологических процессах. Укажите причины, приводящие к изменению вязкости крови в организме. Сопоставьте вязкость венозной и артериальной крови.
12. Что такое трансмуральное давление? Гидростатическое давление? Покажите графически зависимость давления крови от времени в крупных артериях. Укажите на графике значения систолического, диастолического и пульсового давления. Как определяется среднее давление?
13. На каком участке большого круга кровообращения наблюдается наибольшее падение давления крови? Почему?

14. Приведите формулу, описывающую зависимость скорости распространения пульсовой волны от механических свойств и величины просвета сосуда. Укажите приблизительные значения этой скорости в аорте, артериях мышечного типа и в венах. Как и почему изменяется эта скорость с возрастом и с повышением артериального давления?
15. В каких участках сосудистой системы течение крови может иметь турбулентный характер и почему? Как обнаруживается турбулентное течение крови? Каковы физиологические последствия турбулентного течения крови?
16. Назовите известные Вам методы определения скорости кровотока, укажите их принципиальную основу.
17. Рассчитайте работу сердца в покое за одно сокращение. Какова мощность сердца? Найдите работу сердца за одни сутки.
18. Каково соотношение составляющих работы сердца по преодолению статического давления крови (статический компонент) и по сообщению крови движения (кинетический компонент) в покое и при физической нагрузке?