

3. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ

Рух крові в серцево-судинній системі може бути зрозумілим на основі законів *гідродинаміки*, яка є розділом фізики, що вивчає рух рідин. Властивості рідин (плинність, в'язкість, поверхневий натяг і т.п.) описує *реологія*.

Рівняння неперервності струмини

Описати рух рідини – це визначити швидкість, з якою окремі частинки рідини проходять через кожную точку простору, в якому тече рідина:

$$v = \frac{X}{t}, \left[\frac{m}{c} \right]$$

Швидкість течії v називається *лінійною*. Крім того, для рідини властива *об'ємна швидкість*, або *потік* Q – це об'єм рідини V , що протікає через поперечний переріз трубки за одиницю часу t :

$$Q = \frac{V}{t} \quad \left[\frac{m^3}{c} \right]$$

Відомо, рідина є практично нестисливою. В умовах її течії нерозривним струменем величина Q у всіх поперечних перерізах трубки в будь-який момент часу однакова:

$$Q_1 = Q_2 = \dots = Q_n = const$$

Об'ємна швидкість Q прямо пропорційна лінійній швидкості течії рідини і площі поперечного перерізу S :

$$Q = v \cdot S$$

$$v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 = \dots v_n \cdot S_n = const$$

Цей вираз представляє собою *рівняння неперервності струмини*. Сенс його полягає в тому, що добуток лінійної швидкості течії рідини на площу поперечного перерізу трубки в будь-який момент часу в усіх перерізах є однаковим.

З цього рівняння слідує, що лінійна швидкість течії рідини в будь-якому перерізі трубки обернено пропорційна площі цього перерізу:

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1}$$

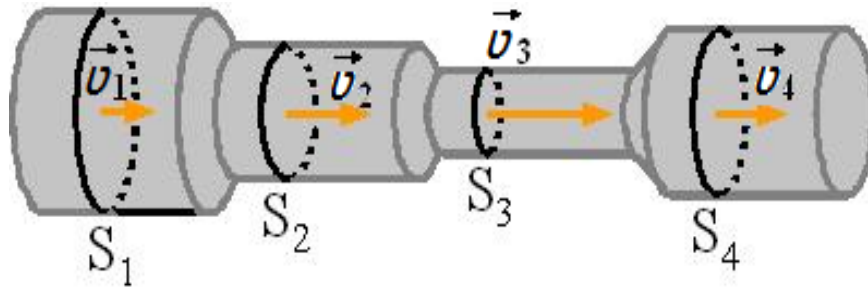


Рис. 3.1. Зміни лінійної швидкості течії рідини в трубці змінного перерізу

Тиск рідини в трубках

Рідина може текти в трубках лише завдяки тиску.

Тиском P називається сила F , що діє на одиницю площі поверхні S і спрямована перпендикулярно до даної поверхні:

$$P = \frac{F}{S}$$

Одиницею вимірювання тиску в системі СІ є *Паскаль* (Па). В медицині використовують несистемну одиницю - *мм ртутного стовпа*.

Повний тиск $P_{\text{повн}}$ рідини, що рухається, визначається її *питомою енергією*, тобто енергією, що припадає на одиницю об'єму. За рахунок цієї енергії рідина може переміщатися і здійснювати роботу. Величина повного тиску описується рівнянням Бернуллі, в яке входять три складових:

$$P_{\text{полн}} = P_{\text{ст}} + \frac{\rho \cdot v^2}{2} + \rho \cdot g \cdot h$$

У цьому рівнянні:

$P_{\text{ст}}$ - статичний тиск, обумовлений пружними силами в рідині;

$\rho \cdot v^2 / 2$ - динамічний тиск, який залежить від швидкості течії рідини v і її густини ρ ;

$\rho g h$ - гідростатичний (гідравлічний) тиск, який визначається густиною рідини і висотою h даного перерізу трубки відносно умовно обраного рівня.

В умовах течії рідини в горизонтальній трубці, повний тиск рідини описується виразом:

$$P_{\text{полн}} = P_{\text{ст}} + \frac{\rho \cdot v^2}{2}$$

$P_{\text{ст}}$ відповідає потенціальній енергії рідини, $\rho \cdot v^2 / 2$ - її кінетичній енергії. Якби рідина була позбавлена тертя (*"ідеальна рідина"*), її енергія не витрачалася би на його подолання. В такому випадку величина повного тиску

в будь-якому перерізі трубки залишалася би незмінною.

Однак будь-яка реальна рідина має внутрішнє тертя. На його подолання витрачається енергія рухомої рідини. Тому величина повного її тиску неминуче знижується по ходу трубки, по мірі віддалення від насосу.

В'язкість і внутрішнє тертя рідини

Внутрішнє тертя рідини обумовлено силами взаємодії між її молекулами. *В'язкість* рідини вперше досліджував Ньютон, який назвав цю властивість "недостатнім ковзанням". На рис. 3.2 представлена схема досліду Ньютона. Він вивчав течію рідини між паралельними пластинами, відстань між якими дорівнювала x .

Нижня пластина була закріпленою, а верхня могла рухатись з постійною швидкістю під впливом постійної сили F . Рідина, що знаходилась між пластинами, мала в'язкість і чинила опір дії сили. При переміщенні верхньої пластини рідина починала рухатися. При цьому між пластинами створювався певний розподіл швидкостей різних шарів рідини. Вектори їх швидкостей позначені на рис. 3.2 стрілками.

З найбільшою швидкістю переміщався шар, прилеглий до верхньої пластини. Він захоплював за собою наступний шар рідини, але швидкість останнього була меншою і т.д. Шар, який прилягав до нижньої пластини, залишався нерухомим. В результаті між пластинами виникав *градієнт швидкості* течії рідини $\frac{dv}{dx}$.

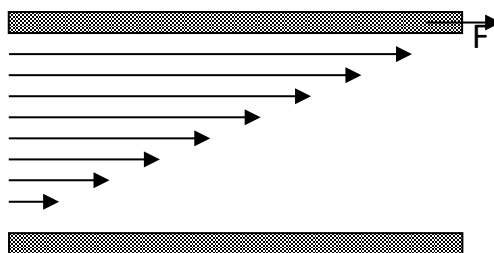


Рис. 3.2 Розподіл величини швидкості в рідині при її перебігу

Сила, що діє, на верхню пластину, необхідна для подолання тертя рідини. Вона дорівнює за своєю величиною силі тертя і описується рівнянням *Ньютона*:

$$F = \eta \cdot \frac{dv}{dx} \cdot S$$

У цьому рівнянні dv/dx - градієнт швидкості, який характеризує її зміни в перпендикулярному її вектору напрямку, S - площа поверхні взаємодіючих шарів рідини, η (грец. "ета") - коефіцієнт пропорційності, який називається *коефіцієнтом в'язкості*, або просто *в'язкістю*. Він чисельно дорівнює силі, яку потрібно прикласти до рухомої пластини, якщо площа взаємодіючих шарів рідини дорівнює одиниці, при градієнті швидкості, рівному одиниці. Розмірність коефіцієнта в'язкості в СІ – $Па \cdot c$.

В'язкість рідини залежить від її природи і температури. Вона може бути виміряна за допомогою спеціальних приладів, які називаються *віскозиметрами*. Часто обмежуються визначенням *відносної в'язкості* рідини - відношення її в'язкості до в'язкості води, прийнятій за одиницю.

Ньютонівські і неньютонівські рідини

Рівняння Ньютона застосовується не до всіх рідин. Воно визначає силу тертя лише тих рідин, в'язкість яких залежить тільки від їх природи і температури, але не від швидкості течії. До цієї категорії відносяться однорідні низькомолекулярні рідини (вода, спирт і т.д.). Такі рідини називаються *ньютонівськими*.

До неоднорідних рідин: суспензій, емульсій, пін, а також до розчинів речовин, що складаються з великих молекул, які представляють собою витягнуті ланцюжки, рівняння Ньютона не застосовується. Такі рідини називаються *неньютонівськими*. Їх в'язкість залежить не тільки від природи і температури, а ще й від деформування і міцності структур, які входять до рідин і від швидкості їх течії. Кров відноситься до неньютонівських рідин, але при швидкості течії, характерної для кровоносних судин, її властивості не відрізняються істотно від ньютонівських рідин.

Ламінарна і турбулентна течія рідини

Ламінарною називається така течія рідини, коли вона переміщується шарами, кожен з яких характеризується своєю швидкістю. Такий вид течії в трубці круглого перерізу представлений на рис. 3.3. Швидкість течії в кожній точці поперечного перерізу залишається постійною. Всі частинки рідини переміщуються паралельно осі трубки. Розподіл векторів швидкості шарів рідини в поперечному перерізі трубки являє собою параболу.

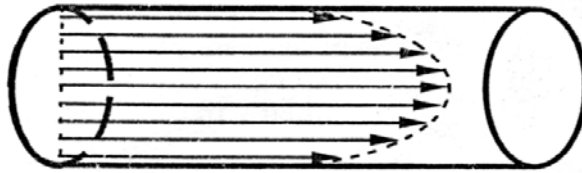


Рис. 3.3 Профіль розподілу векторів швидкостей при ламінарній течії рідини в трубці круглого перерізу

Інший тип течії рідини - *турбулентний*. Він характеризується тим, що швидкості частинок рідини безперервно безладно змінюються, в результаті чого в потоці утворюються місцеві завихрення. Частинки переміщуються не тільки паралельно, а й перпендикулярно осі трубки. В цих умовах відбувається безперервне перемішування рідини.

Для підтримання турбулентної течії рідини потрібно більше енергії, ніж для ламінарній течії.

О.Рейнольдс показав, що перехід ламінарної течії рідини в турбулентну залежить від ряду параметрів: в'язкості рідини η , її густини ρ , швидкості її течії v і діаметру трубки d . Вказані величини входять в *рівняння Рейнольдса*:

$$Re = \frac{v \cdot d \cdot \rho}{\eta}$$

Re - безрозмірна величина, *число Рейнольдса*. При малих значеннях цього числа течія рідини є ламінарною. Коли число Рейнольдса перевищує деяку критичну величину, ламінарна течія переходить в турбулентну. Для трубки круглого перерізу критична величина числа Рейнольдса становить близько 2000.

В нормальних умовах течія крові в судинній системі є ламінарною. Вона турбулентна лише в порожнинах серця, де кров перемішується.

Течія в'язкої рідини в трубках. Рівняння Пуазейля

Французький фізик і фізіолог А. Пуазейль експериментально встановив один з основних законів гідродинаміки, який важливий для опису течії крові в серцево-судинній системі. Цей закон характеризує об'ємну швидкість ламінарної течії рідини і фактори, від яких вона залежить (рис. 3.4).

Об'ємна швидкість рідини Q визначається *рівнянням Пуазейля*:

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

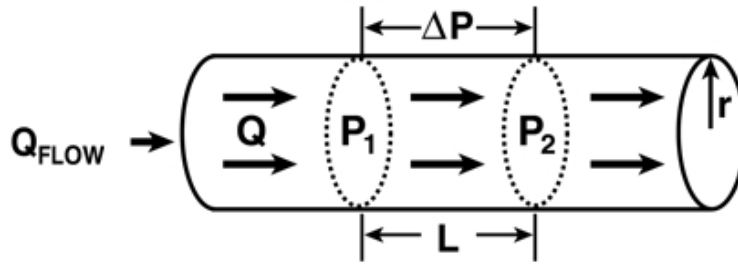


Рис. 3.4 Фактори, що визначають об'ємну швидкість рідини

В даному рівнянні різниця тисків ($P_1 - P_2$)- це сила, що змушує рідину переміщатися по трубці. Радіус трубки (r) в четвертому ступені, її довжина (l) і в'язкість рідини (η) - фактори, які впливають на величину об'ємної швидкості.

Рівняння Пуазейля можна зробити більш універсальним, якщо ввести додаткову величину R - *гідродинамічний опір*:

$$R = \frac{8\eta \cdot l}{\pi r^4}$$

Тоді рівняння Пуазейля набуде вигляду:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2)}{R} \quad \text{або} \quad Q = \frac{\Delta P}{R}$$

Таким чином, сенс рівняння Пуазейля полягає в тому, що об'ємна швидкість рідини знаходиться в прямій залежності від різниці тисків на початку і в кінці трубки (або системи трубок) і в зворотній залежності від величини її (їх) гідродинамічного опору.

Використання поняття гідродинамічного опору розширює рамки застосування рівняння Пуазейля від однієї трубки круглого перерізу до системи трубок будь-якої складності. Така система може складатися з багатьох трубок, з'єднаних послідовно або/та паралельно. Її гідродинамічний опір можна розрахувати не у всіх випадках, однак його можна виміряти експериментально. Все це дозволяє використовувати рівняння Пуазейля для пояснення особливостей течії крові в серцево-судинній системі.

В'язкість крові

Кров є суспензією кров'яних клітин в рідині складного вмісту - плазмі.

Кров'яні клітини представлені червоними кров'яними тільцями (еритроцитами), білими кров'яними тільцями (лейкоцитами) і кров'яними пластинками. Плазма є водним розчином електролітів, білків, поживних речовин, продуктів обміну і т.д. Об'єм крові в організмі людини становить приблизно 7% загального об'єму тіла. На еритроцити доводиться приблизно 45% об'єму крові, а на інші клітини – менше, ніж 1%.

В'язкість крові значно перевищує в'язкість води. В середньому, відносна в'язкість крові дорівнює 4,5 (від 3,5 до 5,4). Відносна в'язкість плазми менша. Вона дорівнює в середньому 2,2 (від 1,9 до 2,6). В'язкість крові вимірюють за допомогою спеціального приладу - *віскозиметру*.

Величина в'язкості крові визначається, в основному, концентрацією в ній еритроцитів (показник – *гематокрит*) і, в меншій мірі - концентрацією білків в плазмі.

В'язкість крові залежить також від швидкості течії. При зменшенні швидкості еритроцити об'єднуються в скупчення, так звані «монетні стовпчики». Це явище збільшує в'язкість крові. Воно могло би мати місце в кровоносних судинах маленького діаметру, в яких швидкість крові невелика. Проте існує фізіологічний механізм, який викликає зменшення в'язкості крові в таких судинах - *феномен Фареуса-Ліндквіста*. Його пояснення полягає, очевидно, в орієнтації еритроцитів уздовж осі судини. Вони утворюють як би циліндр, оточений тонким шаром плазми. В сосудах малого діаметру це сприяє ковзанню кров'яних клітин по пристінковій плазмі.

Еритроцити здатні переміщатися навіть у найтонших судинах - капілярах, діаметр яких менше розмірів самих еритроцитів. Це можливо завдяки їх здатності змінювати свою форму, що, в свою чергу, зумовлено еластичністю їх мембран.

Робота серця

При кожній систолі серце виконує роботу A , яка полягає у наданні певному об'єму крові V (*сistolічному об'єму*) статичного тиску P і у приданні масі крові m швидкості v . Це свідчить, що робота як лівого, так і правого шлуночків серця за один цикл складає:

$$A = PV + \frac{mv^2}{2}$$

Перший з додатків відповідає потенціальній енергії крові, яку вона отримує від серця, а другий - її кінетичній енергії. Величини P і V

змінюються в часі, тому для розрахунку роботи серця використовують їх середні значення.

З експериментів відомо, що середня величина P в лівому шлуночку становить у спокої близько 100 мм рт. ст., а швидкість крові в аорті - 0,5 м/с. Величина V в спокої дорівнює в середньому 70мл. Підставивши ці величини в наведене вище рівняння, отримаємо приблизну величину роботи лівого шлуночка за один серцевий цикл:

$$PV \sim 0,931 \text{ Дж} \qquad \frac{mv^2}{2} = 0,009 \text{ Дж}$$

$$A \sim 0,931 \text{ Дж} + 0,009 \text{ Дж}$$

Таким чином, 99% роботи лівого шлуночка серця витрачається на те, щоб підвищити тиск об'єму крові і лише 1% - на повідомлення їй швидкості. Відповідно, статичний тиск в аорті становить 99% повного тиску, а динамічний - тільки 1%. Це свідчить, що основна частина питомої енергії крові в аорті є потенціальною і лише дуже мала частина – кінетичною.

Тиск крові в легеневій артерії значно нижче, ніж в аорті, а швидкість крові приблизно така сама. Підрахунки показують, що для правого шлуночка $A \sim 0,15 \text{ Дж}$.

Тиск крові в серцево-судинній системі

Вище було вказано, що величина повного тиску рідини відповідає її питомій енергії. У серцево-судинній системі цю енергію крові надає серце. Тому найбільший її тиск спостерігається на виході з серця: у великому колі кровообігу - в аорті, а в малому колі - в легеневій артерії. При переміщенні крові в судинах її енергія витрачається на подолання гідродинамічного опору, в результаті чого кров'яний тиск падає по мірі віддалення судин від серця.

В артеріальній частині серцево-судинної системи відбуваються пульсові коливання тиску. Пік тиску під час систоли називають максимальним (сistolічним), а найменша величина його під час діастоли - мінімальним (діастоличним) тиском. У людини середнього віку систолічний тиск у великих артеріях дорівнює близько 120 мм рт. ст., а діастоличний - 60 мм рт. ст.

За рівнянням Пуазейля, зменшення тиску ΔP по ходу трубки або системи трубок будь-якої складності визначається їх гідродинамічним опором R і об'ємною швидкістю рідини Q :

$$\Delta P = QR$$

В серцево-судинній системі $\Delta P = P_a - P_v$, де P_a - тиск крові в аорті, а P_v - тиск крові в порожнистих венах. Відомо, що тиск в них мало відрізняється від нуля. Тому тиск крові в аорті можна уявити як функцію двох змінних:

$$P_a \sim QR,$$

де R - опір судин великого кола кровообігу, а Q - об'ємна швидкість крові в аорті. Її мірою прийнято вважати *хвилинний об'єм крові (ХОК)* - об'єм крові, що серце виштовхує в аорту протягом однієї хвилини.

Величина *ХОК* може збільшуватися в результаті зростання частоти і сили скорочень серця і зменшуватися при послабленні серцевої діяльності. Величина *ХОК* може знизитися також в результаті зменшення об'єму циркулюючої крові, наприклад, при значній крововтраті.

Другим фактором, що визначає величину тиску крові в аорті, є опір судин великого кола кровообігу. Відомо, що найбільший опір у порівнянні з іншими судинами мають артеріоли. Важливим є те, що їх опір може значно змінюватися: збільшуватися при їх звуженні і зменшуватися - при розширенні. Тому звуження великого числа артеріол призводить до збільшення тиску крові в результаті зростання гідродинамічного опору судинної системи, навіть при незмінній величині *ХОК*.

Порівняльна величина середнього тиску крові в судинах великого кола кровообігу представлена на рис. 3.5.



Рис. 3.5 Тиск крові в різних відділах великого кола кровообігу

Тиск крові є найбільшим в аорті, а найменшим - в порожнистих венах, тобто він зменшується по ходу великого кола кровообігу при віддаленні судин від серця. Аналогічне явище відзначається в малому колі. Причиною цього, як вже зазначалося, є гідродинамічний опір судин, на подолання якого витрачається енергія крові.

Тиск крові знижується найбільшою мірою на тих ділянках судинного русла, які мають найбільший гідродинамічний опір. Його величина у аорті і великих артерій відносно невелика, у зв'язку з чим тиск крові лише незначно знижується в цих судинах.

Найбільший гідродинамічний опір, як вже згадувалось вище, мають артеріоли – він складає приблизно 50% загального гідродинамічного опору судинної системи. Тому в артеріолах великого кола середній тиск знижується до 35 – 70 мм рт.ст.

Подальше зниження тиску крові відбувається в капілярах, на частку яких припадає приблизно 25% загального опору судин. Тиск в венозному кінці капіляра нижче, ніж в артеріальному. Тиск крові продовжує падати і по ходу вен, проте в набагато меншому ступені, оскільки їх гідродинамічний опір порівняно невеликий. Тиск крові у великих венах знижується до нуля, а за рахунок присмоктуючої дії серця протягом діастолі стає негативним.

На величину тиску крові в серцево-судинній системі також впливає сила тяжіння, яка обумовлює наявність гідростатичного компонента тиску. При положенні людини лежачи такий компонент не впливає суттєво на величину тиску крові в судинах. У вертикальному положенні роль гідростатичного тиску більш значна. Так в судинах голови у людини, яка стоїть вертикально, тиск приблизно на 30 мм рт. ст. нижчий, ніж на рівні серця; в судинах нижніх кінцівок (на рівні стопи) - на 30 мм рт. ст. вищий.

Методика вимірювання артеріального тиску крові

Величину артеріального тиску (АД) у людини вимірюють за допомогою акустичного методу Короткова.

Приладом для цього служить *сфігмоманометр*. До його складу входять стрілочний манометр, гумові манжета і груша.

Манжету надягають на плече для вимірювання тиску крові в плечовій артерії. Тиск повітря в манжеті підвищують за допомогою натискання на грушу до тих пір, доки просвіт артерії не буде повністю закритий. Про це буде свідчити відсутність пульсу променевої артерії. Потім тиск в манжеті

поступово зменшують. Коли він стає нижче максимального артеріального тиску, артерія починає відкриватися на короткі періоди лише під час систоли (рис. 3.6). В ці моменти швидкість крові вище звичайної, тому течія крові турбулентна. Це служить основною причиною виникнення звуків, які називаються *тонами Короткова*. Їх прослуховують за допомогою ф

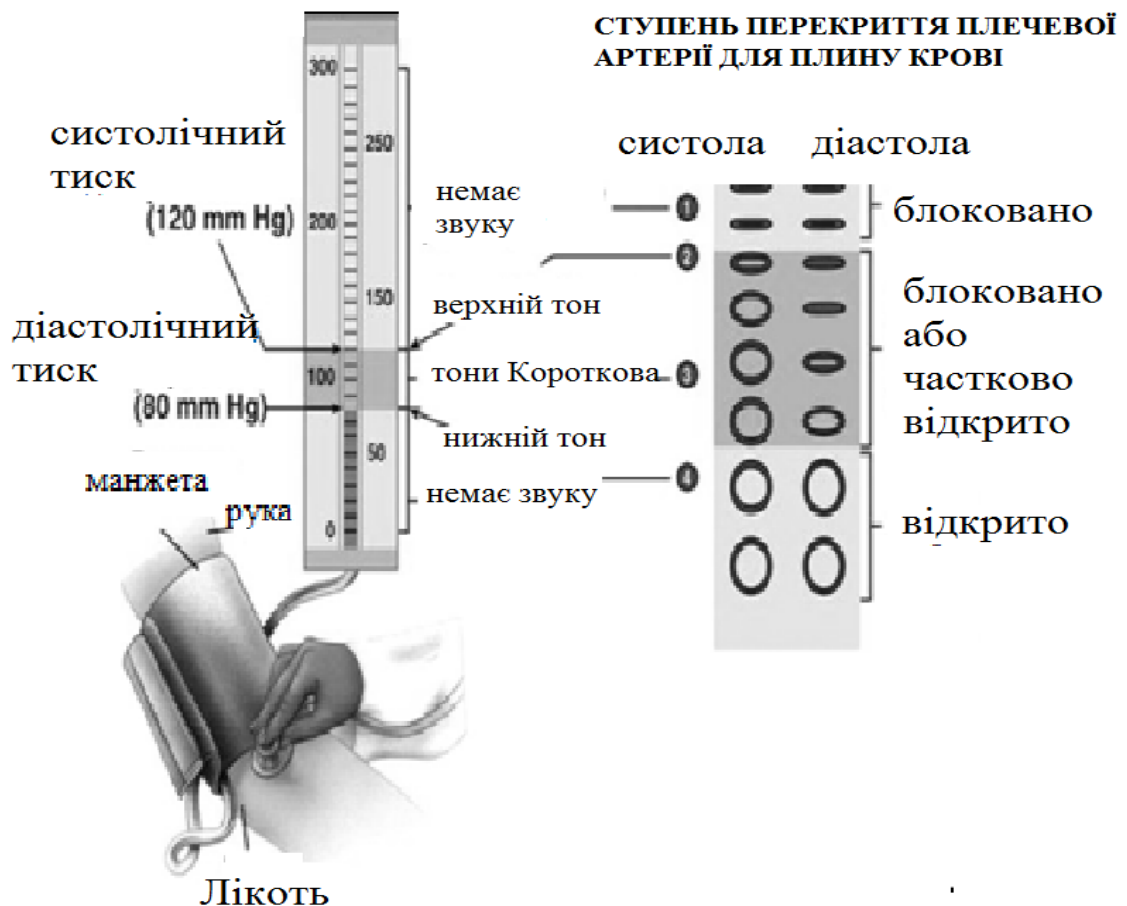


Рис. 3.6. Вимірювання артеріального тиску крові по Короткову

При подальшому зниженні тиску в манжеті артерія під час систоли залишається відкритою протягом більш тривалого проміжку часу, а під час діастоли закривається або відкривається лише частково. Тони Короткова продовжують бути чутні і стають голосніше.

При пониженні тиску в манжеті до рівня мінімального артеріального тиску, артерія протягом усього серцевого циклу залишається відкритою. Ламінарна течія крові відновлюється, і тони Короткова зникають.

Таким чином, поява тонів Короткова при зниженні тиску повітря в манжеті сфігмоманометра сигналізує про величину максимального

(систоличного), а їх зникнення відповідає мінімальному (діастолічному) артеріальному тиску.

Об'ємна швидкість кровоплину в серцево-судинній системі

У фізіологічних умовах течія крові майже в усіх відділах судинної системи є ламінарною. Виняток становлять лише порожнини серця і початкові відділи аорти і легеневої артерії, де потік крові в умовах фізичного навантаження може бути турбулентним.

Ламінарний характер течії крові в судинах дозволяє використовувати для оцінки величини об'ємної швидкості кровоплину рівняння Пуазейля. При незмінному системному тиску її величина в будь-якому органі визначається гідродинамічним опором кровоносних судин. Він залежить від декількох змінних: радіуса і довжини судин і в'язкості крові.

Відомо, що довжина кровоносних судин не може змінюватися, а в'язкість крові в нормальних умовах залишається постійною. Тому вирішальне значення для об'ємної швидкості крові мають зміни радіуса судин, головним чином, артерій і артеріол. Звуження цих судин в будь-якому органі призводить до зростання їх гідродинамічного опору і зменшення об'ємної швидкості кровоплину, а розширення – до протилежних змін вказаних фізичних величин.

Умови, при яких відбуваються зміни радіуса артерій і артеріол, розглядаються в курсі нормальної фізіології. Наприклад, відомо, що при фізичному навантаженні розширюються артеріоли скелетних м'язів, що призводить до збільшення в них об'ємної швидкості крові.

Величина об'ємної швидкості крові має важливе значення для оцінки функціонального стану судинної системи. В окремих органах об'ємну швидкість можна виміряти методом еходоплерографії.

Лінійна швидкість кровоплину в серцево-судинній системі

Відповідно до рівняння неперервності струмини, швидкість течії рідини в трубці зі змінним перерізом обернено пропорційна його площі. Це відноситься і до системи трубок, однак в цьому випадку необхідно взяти до уваги суму поперечних перерізів всіх паралельно з'єднаних трубок.

Судинна система складається з великої кількості судин, з'єднаних як послідовно, так і паралельно. Кров тече одночасно в усіх цих судинах. У зв'язку з цим для порівняння лінійної швидкості кровоплину в артеріях,

капілярах, венах необхідно враховувати не площу перерізу окремої судини, а сумарну площу перерізу всіх судин даного типу.

Кровоносна система людини замкнута. Тому в будь-який момент часу об'ємна швидкість кровоплину в усіх перерізах судинної системи практично однакова. Об'єм крові, який протікає за одиницю часу через аорту, в будь-який момент дорівнює об'єму, що тече через всі артерії, всі капіляри і т.д. Для визначення середньої швидкості кровоплину в судинах різного типу потрібно розділити об'єм крові на сумарну площу їх поперечного перерізу.

Аорта має найбільшу площу перерізу в порівнянні з іншими судинами. Однак сума площ перерізів всіх артерій перевищує площу перерізу аорти. Це стосується і капілярів, сумарна площа перерізу яких перевершує площу перерізу аорти в 500 - 600 раз. В свою чергу сума площ перерізів вен значно менше, ніж капілярів. Чим більша сумарна площа перерізу судин якогось типу, тим повільніше плине в них кров.

В судинах великого кола кровообігу (рис. 3.7) лінійна швидкість максимальна в аорті (0,2-0,5 м/с) і мінімальна в капілярах (0,0003 м/с). У венах цей показник збільшується в порівнянні з капілярами. У великих венах лінійна швидкість крові досягає 0,1-0,15 м/с. Аналогічно розподіляється лінійна швидкість кровоплину і в судинах малого кола.

Для вимірювання швидкості течії крові використовують метод еходоплерографії. Він дозволяє виміряти середні швидкості течії крові в серці і кровоносних судинах і розподіл величин швидкості в межах їх поперечного перерізу.

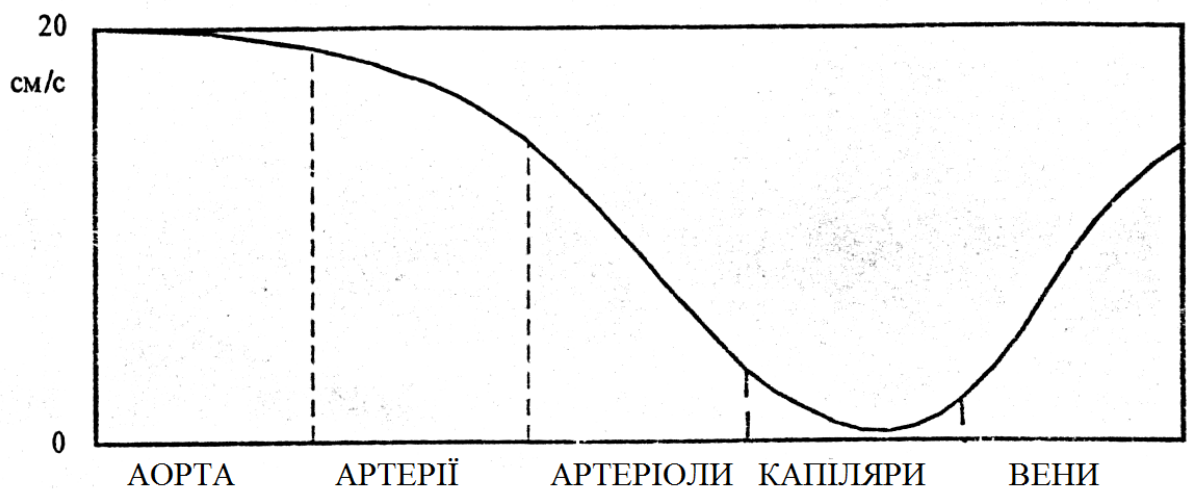


Рис. 3.7 Лінійна швидкість течії крові в різних відділах судинної системи

Контрольні питання:

1. Поясніть рівняння неперервності потоку.
2. Дайте визначення в'язкості рідини, використовуючи рівняння Ньютона.
3. Що таке ламінарний і турбулентний плин рідини?
4. Як рівняння Рейнольдса використовують для визначення характеру плину рідини?
5. Назвіть фізичні величини, які визначають об'ємну швидкість плину рідини за законом Пуазейля.
6. Вкажіть основні фактори, що визначають в'язкість крові.
7. Обґрунтуйте зміни лінійної швидкості крові у серцево-судинній системі людини.
8. Поясніть зміни середнього тиску крові в різних відділах серцево-судинної системи людини.
9. Поясніть на основі закону Пуазейля, які фактори визначають величину артеріального тиску у людини.
10. Опишіть акустичний метод вимірювання артеріального тиску за Коротковим.

Виберіть правильну відповідь:

1. Проаналізуйте, як буде змінюватись об'ємна швидкість течії рідини у трубці з різною площею її поперечних перерізів:
А. не буде змінюватись
Б. буде збільшуватись в вузьких місцях
В. буде збільшуватись у широких місцях
Г. буде зменшуватись в вузьких місцях
Д. буде зменшуватись у широких місцях
2. Проаналізуйте, як буде змінюватись лінійна швидкість течії рідини у трубці з різною площею її поперечних перерізів:
А. не буде змінюватись
Б. буде збільшуватись в вузьких місцях
В. буде збільшуватись у широких місцях
Г. буде зменшуватись в вузьких місцях
Д. буде зменшуватись від початку до кінця трубки

3. Проаналізуйте, що може ламінарну течію перетворити на турбулентну течію:

- А. збільшення в'язкості рідини
- Б. збільшення швидкості течії рідини
- В. зменшення температури рідини
- Г. зменшення густини рідини
- Д. зменшення кількості рідини

4. Оцініть, як змінюється тиск крові при її переході з капілярів у вени:

- А. не змінюється
- Б. зменшується
- В. збільшується
- Г. залежить від зовнішніх умов
- Д. залежить від органу

5. Проаналізуйте, чому тиск крові в капілярах нижчий, ніж в артеріях:

- А. сума поперечних перерізів капілярів більша, ніж артерій
- Б. енергія крові витрачається на подолання опору судів
- В. капіляри мають менший радіус, ніж артерії
- Г. стінка капілярів тонша, ніж у артерій
- Д. із-за більшої кількості капілярів, ніж артерій

6. Проаналізуйте, як зміниться об'ємна швидкість кровоплину в м'язах, якщо в результаті фізичного навантаження мускулатура стінок артеріол м'язів розслаблюється і ширина їх просвіту збільшується.

- А. не зміниться
- Б. зменшиться
- В. впаде до нуля
- Г. збільшиться
- Д. досягне ударного об'єму

7. Оцініть на основі закону Пуазейля, які величини визначають гідродинамічний опір трубки:

- А. довжина і радіус трубки, в'язкість рідини
- Б. в'язкість і густина рідини, довжина трубки
- В. тиск, в'язкість рідини, довжина трубки
- Г. швидкість, в'язкість рідини, довжина трубки
- Д. швидкість рідини, довжина і радіус трубки

8. Оцініть, в яких судинах швидкість зменшення тиску крові максимальна:

А. артерії Б. артеріоли В. капіляри Г. венули Д. вени

9. Визначте, який з факторів впливає в найбільшій мірі на в'язкість крові:

А. концентрація білків в плазмі Б. концентрація солей в плазмі
В. концентрація еритроцитів Г. концентрація лейкоцитів
Д. концентрація водневих іонів

10. Обґрунтуйте, чому кров тече з капілярів в вени:

А. вени мають спеціальні клапани, які відсутні у капілярів
Б. площа поперечних перерізів вен менша, ніж капілярів
В. тиск крові в капілярах вище, ніж у венах
Г. швидкість течії крові у венах більша, ніж в капілярах
Д. площа поперечних перерізів вен більша, ніж капілярів