

# **ЛЬВІВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ**

Кафедра біохімії та гігієни

**Сибіль М.Г.**

## **ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ**

Лекція з навчальної дисципліни «Медична та біологічна фізика»

Галузь знань 22 «Охорона здоров'я»

Спеціальність 227 Фізична терапія, ерготерапія

Факультет фізичної терапії та ерготерапії

**“ЗАТВЕРДЖЕНО”**

на засіданні кафедри

біохімії та гігієни

„31” серпня 2018 р. протокол № 1

Зав.каф \_\_\_\_\_ Борецький Ю.Р.

Лекція

## **ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ**

### **План**

1. Лінійна та об'ємна швидкості руху рідини.
2. В'язкість і внутрішнє тертя рідини.

### **Лінійна та об'ємна швидкості руху рідини.**

Описати рух рідини – це визначити лінійну швидкість  $v$ , з якою окремі частинки рідини рухаються через кожну точку простору, в якому вона тече. Лінійна швидкість визначається як відстань  $X$ , яку частинки проходять за одиницю часу  $t$ : Іншим показником руху рідини є об'ємна швидкість (або потік) –  $Q$ . Це об'єм рідини  $V$ , що протікає через поперечний переріз трубки за одиницю часу  $t$ : Рівняння неперервності струменя Відомо, рідина є практично нестисливою. Тому в умовах її течії нерозривним струменем величина  $Q$  у всіх поперечних перерізах трубки в будь-який момент часу однакова: Об'ємна швидкість  $Q$  прямо пропорційна лінійній швидкості течії рідини і площі поперечного перерізу  $S$ : Цей вираз представляє собою рівняння неперервності струменя. 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 (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: Одиницею вимірювання тиску в системі СІ є паскаль (Па). В медицині використовують несистемну одиницю - мм ртутного стовпа. Тиск рідини відповідає її питомій енергії, тобто енергії, що припадає на одиницю об'єму.

За її рахунок рідина може переміщатися і здійснювати роботу. Якби рідина була позбавлена тертя ( "ідеальна рідина"), її енергія не витрачалася би на його подолання. В такому випадку величина тиску в будь-якому перерізі трубки залишалася би незмінною. Однак будь-яка реальна рідина має внутрішнє тертя. На його подолання витрачається енергія. Тому величина повного тиску рідини неминуче знижується по ходу трубки, по мірі віддалення від насосу.

### **В'язкість і внутрішнє тертя рідини**

Причиною в'язкості рідини є внутрішнє тертя. Воно обумовлено силами взаємодії між молекулами. В'язкість рідини вперше досліджував Ньютон, який назвав цю властивість "недостатнім ковзанням". На рис. 10.2 представлена схема досліду, в якому рідина знаходиться між паралельними пластинами, відстань між якими дорівнює  $x$ . Нижня пластина закріплена, а верхня може рухатись з постійною швидкістю під впливом сили  $F$ . Рідина, що знаходиться між пластинами, має в'язкість і чинить опір дії сили. При переміщенні верхньої пластини рідина починає рухатися. При цьому між пластинами створюється певний розподіл швидкостей різних шарів рідини. Вектори їх швидкостей позначені на рис. 3 найбільшою швидкістю переміщається шар, прилеглий до верхньої пластини. Він захоплює за собою наступний шар рідини, але швидкість останнього є меншою і т.д. Шар, який прилягає до нижньої пластини, залишається нерухомим. В результаті між пластинами виникає градієнт швидкості течії рідини . Рис. 10.2 Розподіл швидкостей шарів рідини в досліді Ньютона Сила, що діє, на верхню пластину, необхідна для подолання тертя рідини. Вона дорівнює за своєю величиною силі тертя і описується рівнянням Ньютона: У цьому рівнянні  $dv/dx$  - градієнт швидкості, який характеризує її зміни в перпендикулярному її вектору напрямку,  $S$  - площа поверхні взаємодіючих шарів рідини,  $\eta$  (грец. "эта") - коефіцієнт пропорційності, який називається коефіцієнтом в'язкості, або просто в'язкістю. Він чисельно дорівнює силі, яку потрібно прикласти до

рухомої пластині, якщо площа взаємодіючих шарів рідини дорівнює одиниці, при градієнті швидкості, рівному одиниці. Розмірність коефіцієнта в'язкості в СІ –  $\text{Па}\cdot\text{с}$ . 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, прийнятої за одиницю.

Ньютонівські і неньютонівські рідини Рівняння Ньютона застосовується не до всіх рідин, але лише до тих,  $\text{Па}\cdot\text{с}$  в'язкість яких залежить тільки від їх природи і температури. 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, рівняння Ньютона не застосовується. Такі рідини називаються неньютонівськими. Їх в'язкість залежить не тільки від природи і температури, але й від швидкості течії.

Ламінарна і турбулентна течія рідини Ламінарною називається така течія рідини, коли вона переміщується шарами, кожен з яких характеризується своєю швидкістю. Швидкість течії в кожній точці поперечного перерізу залишається постійною. Розподіл векторів швидкості шарів рідини в поперечному перерізі трубки являє собою параболу. 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. 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  $\eta$ , її густини  $\rho$ , швидкості її течії  $v$  і діаметру трубки  $d$ . Вказані величини входять в рівняння Рейнольдса:  $Re$  - 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  $\eta \cdot v \cdot \rho = d \text{ Re} 106$  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. Об'ємна швидкість рідини  $Q$  визначається рівнянням Пуазейля: 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  $(\eta)$  - фактори, які впливають на величину об'ємної швидкості. Рівняння Пуазейля можна зробити більш універсальним, якщо ввести додаткову величину  $R$  - гідродинамічний опір: Тоді рівняння Пуазейля набуде вигляду: або  $Q = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8 \eta l}$  або  $Q = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8 \eta l R}$  Таким чином, зміст 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. 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 (тромбоцитами). 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 - віскозиметра. Величина в'язкості крові визначається, в основному, концентрацією в ній еритроцитів, в меншій мірі - концентрацією білків в плазмі. Показник концентрації еритроцитів - гематокрит. Робота серця При кожній систолі серце виконує роботу  $A$ , яка полягає у наданні певному

об'єму крові  $V$  (систоличному об'єму) статичного тиску  $P$ , а також у приданні масі крові  $m$  швидкості  $v$ . Це свідчить, що робота як лівого, так і правого шлуночків серця за один цикл складає: 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  $P$  для лівого шлуночка 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:  $PV \sim 0,931 \text{ Дж}$   $A \sim 0,931 \text{ Дж} + 0,009 \text{ Дж} \sim 0,940 \text{ Дж}$   $2 \ 2 \ m v \ A = PV + \text{Дж}$   $m \ 0,009 \ 2 \ 2 = v \ 1$  Таким чином, 99% роботи лівого шлуночка серця витрачається на те, щоб підвищити тиск об'єму крові і лише 1% - на повідомлення її 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 (систоличним), а найменша величина його під час діастоли - мінімальним (діастолічним) тиском. У людини середнього віку систолічний тиск у великих артеріях дорівнює близько 120 мм рт. ст., а діастолічний - 60

мм рт. ст. 1 Тиск крові знижується найбільшою мірою на тих ділянках судинного русла, які мають найбільший гідродинамічний опір. Величина опору аорти і великих артерій відносно невелика, у зв'язку з чим тиск крові лише незначно знижується по ходу цих судин. Найбільший гідродинамічний опір мають артеріоли – він складає приблизно 50% загального гідродинамічного опору судинної системи. Тому по ходу артеріол 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 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. На величину тиску крові в серцево-судинній системі впливає також 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. В ці моменти швидкість крові вище звичайної, тому течія крові турбулентна. Це служить одною з причин виникнення звуків, які називаються тонами Короткова. Їх

прослуховують за допомогою фонендоскопа. При подальшому зниженні тиску в манжеті артерія під час систоли залишається відкритою протягом більш тривалого проміжку часу, а під час 110 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 (сistolічного), а їх зникнення відповідає мінімальному (діастолічного) артеріального тиску.

Лінійна швидкість кровоплину в серцево-судинній системі Відповідно до рівняння неперервності струменю, 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 одного типу. Кровоносна система людини замкнута. Тому в будь-який момент часу об'ємна швидкість плинну крові 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 плинну крові 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. 10.6) 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 плинну крові також у судинах малого кола. Для вимірювання швидкості течії крові використовують метод еходоплерографії. Він дозволяє виміряти середні швидкості течії крові в серце і кровоносних судинах і розподіл швидкості крові в межах їх поперечного перерізу. Для здійснення еходоплерографії використовують ультразвук, який спрямовують на кровоносну судину. Він відбивається, головним чином від еритроцитів, які під час дослідження рухаються. В результаті відбита ультразвукова хвиля змінює частоту у порівнянні з тою хвилею, що генерує ультразвуковий датчик. Зміна частоти хвилі при відносному русі джерела і приймача хвилі називається ефектом Доплера. Величина доплерівського зсуву частоти при еходоплерографії залежить від швидкості течії крові.

#### Література

1. „Посібник з мед біофізики для самостійних занять”, Чернівці, Медінститут, 1995
  2. «Медицинская и биологическая физика», уч. пос., Черновцы, изд. «Прут» 199.
- *Литнарівич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Курс лекцій. МЕНУ, Рівне, 2007.-78 с.
  - *Литнарівич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Лабораторний практикум. Частина 1. МЕНУ, Рівне, 2007.-44с.
  - *Литнарівич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Лабораторний практикум. Частина 2. МЕНУ, Рівне, 2008.-48с.

