

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РУХУ КРОВІ В СУДИНАХ

А. В. Маркушевська, М. О. Савченко

Анотація. У даному дослідженні подано інформацію про механіку руху крові судинами, а саме описано зміну кров'яного тиску в судинах під час діастолічної та систолічної фази. Методологічною основою роботи є системний підхід, принцип наукової об'єктивності, критичного підходу до джерельної бази роботи. Специфіка досліджуваної теми передбачає застосування методів розв'язання звичайних диференціальних рівнянь для опису зміни тиску крові людини і вплив його на організм.

Ключові слова: рух крові судинами, кров'яний тиск, систолічна фаза, діастолічна фаза, гідравлічний опір, звичайні диференціальні рівняння.

Вступ. Усім відомо, що серце – це насос, який працює без зупину. А чи знали Ви, що за хвилину серце здорової дорослої людини перекачує до 5,5 літрів крові? Циркуляція крові відбувається близько 100 000 раз за добу на відстані порядку 100 000 км, саме таку довжину являють собою всі судини нашого тіла. А якщо говорити про те, скільки разів на рік скорочується наше серце, то цифра тут просто нереальна 34 000 000, перекачуючи за 70 років 250 000 000 літрів крові.

Навіщо ж серце перекачує кров? Через серце бідна на кисень кров прямує до легень для збагачення киснем і видалення продуктів життєдіяльності, а після навпаки, збагачена на кисень кров з легень через серце прямує до тканин і органів. Цей процес є найголовнішим в обміні речовин організму, забезпеченні нормального росту і розвитку клітин тканин, підтримки повноцінного функціонування організму. Тому дуже важливо, щоб не відбувалось збою в роботі серця.

Серцево-судинна система людини являє собою замкнуту систему, що складається з багатьох послідовно і паралельно з'єднаних судин, великих і малих, по яким рухається кров. Від серця кров по артеріям рухається до всіх органів і повертається назад по венах до серця. Найбільша артерія – аорта, послідовно розмежовується на все більш мілкі артерії, які закінчуються тонесенькими кров'яними судинами – капілярами, що насичують всі органи кров'ю.

Рух крові по судинам підкоряється законам гідродинаміки [1], тому давайте сформулюємо деякі означення. Потік рідини називається ламінарним, якщо шари рідин ковзають один відносно одного незмішуючись. Важливо, що якщо в ламінарну рідину ввести підфарбовану цівку, то вона збережеться, не розмиваючись по всій довжині потоку. Потік рідини, що супроводжується утворенням вихорів і змішуванням слоїв при ламінарному русі, називається турбулентним.

Потік реальної рідини по трубі постійного перерізу супроводжується падінням статичного тиску. При ламінарному потоці, шари взаємодіють один з одним. Будь-який з шарів спиняє рух сусіднього шару, розташованого ближче до осі труби і діє з прискоренням на шар, що розташований далі по осі. Таким чином, спостерігається зміна швидкості течії рідини за напрямом перпендикулярним поверхні шару. Такі зміни характеризують величиною $\frac{dv}{dx}$, яку називають градієнтною швидкістю. Між дотичними шарами рідини діють сили внутрішнього тертя. Модуль цих сил залежить від площі шарів S і градієнту швидкості $\frac{dv}{dx}$, та визначається формулою:

$$F = \eta \frac{dv}{dx} S \quad (1)$$

де η – динамічний коефіцієнт щільності

Для багатьох рідин сила внутрішнього тертя підкорюється закону Ньютона, тоді вони називаються ньютонівськими. Особливістю таких рідин є те, що існує лінійна залежність між силами внутрішнього тертя F і градієнтом швидкості $\frac{dv}{dx}$.

Однак, існують рідини, сили внутрішнього тертя яких не підкоряються закону Ньютона, вони називаються не ньютонівськими рідинами.

Наприклад, кров відноситься до не ньютонівських рідин внаслідок можливого з'єднання еритроцитів в одну систему.

При русі рідини по трубі щільність впливає на швидкість її руху. Об'єм, що протікає кожної секунди через поперечний переріз труби дається формулою

$$Q = \frac{v}{t} = \frac{(p_1 - p_2)r^4}{8\eta l} \pi \quad (2)$$

де $p_1 - p_2$ – різниця тиску на кінцях труби, η – щільність рідини, l – довжина труби, r – її радіус. Формулу вивів французький лікар Пуазейль [2], зауважимо, що формула застосовується тільки при ламінарному русі рідини.

Надлишковий тиск, що створює серце, жене кров одночасно через багато трубок-судин. По мірі розгалуження судин їх сумарний просвіт збільшується, однак через різке зменшення радіусу судин, їх гідравлічний опір стає більшим. Саме тому близько 70 % загального спаду тиску приходить на сітку маленьких судин, в них, за рахунок сил тертя значна частина механічної енергії крові перетворюється у внутрішню. Потік крові по судинам є ламінарним, а звідси слідує, що цей потік підкорюється закону Пуайзеля. Сильне звуження великих судин або патологічне зниження щільності крові можуть призвести до того, що потік крові в деяких місцях може стати турбулентним, що супроводжується відповідним шумом. Чим більше таких місць, тим більше роботи має виконувати серце. Еластичність стінок судин має велике значення, якщо потік рідини є пульсуючим. Еластичність і пружність кровоносних судин допомагає нормальному кровообігу в організмі і економній витраті енергії [3].

Основна частина. Для початку введемо деякі означення, що стосуються загальної зміни тиску крові під час основних фаз. Тиск крові в артеріях під час скорочення(систолі) серця називається систолічним або максимальним, а під час спокою(діастоли)серця називається діастолічним або мінімальним. Рух крові в аорті регулюється за допомогою відкривання і закривання артеріального клапана. Позначимо через $p(t)$ тиск крові в аорті у момент часу $t \geq 0$. Відмітимо, що під «тиском» крові ми розуміємо різницю між її істинним тиском і атмосферним[4, 5]. Саме ця різниця і розширює кровоносні судини, та дає можливість крові протікати в них.

Нехай $Q_c(t)$ – об'ємна швидкість надходження крові із серця в аорту в момент часу $t \geq 0$. Знайдемо явний вигляд $p(t)$

$$p(t) = p_c e^{k\omega t} \quad (3)$$

p_c – систолічний тиск, ω – гідравлічний супротив, k – еластичність стінок.

Розглянемо рисунок на якому відображені експериментальні дані зміни тиску $p(t)$ в аорті

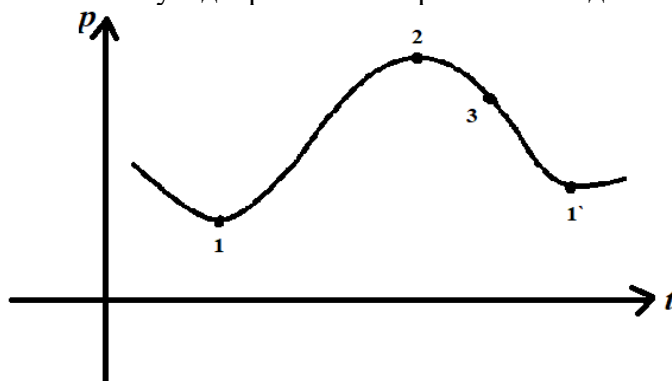


Рис. 1 Зміна тиску крові в часі

Аналізуючи рисунок бачимо, тиск не лінійно змінюється в часі.

Повний цикл роботи серця відповідає частині графіка 1 – 2– 3 – 1'. Він включає в себе дві фази: систолічну (1 – 2– 3) і діастолічну (3 – 1'), після чого цикл повторюється. Точки 1 і 1' відповідають відкриванню артеріального клапана, 3 – його закриттю, 2 – момент часу коли $Q_c(t)$ досягає свого максимального значення.

Досліджуючи дане питання ми розглянули дві послідовні фази:

- **систолічна фаза:** фаза притоку крові в аорту з серця, з моменту відкривання артеріального клапана до його закривання. Під час надходження крові з серця стінки артерії розтягуються завдяки їх еластичності, частина крові резервується в аорті, а частина проходить у мілкі судини.

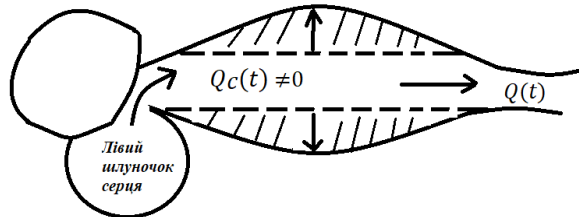


Рис. 2(а) Схематичне зображення кровотоку в аорті та мілких судинах під час відкриття аортального клапана

- **діастолічна фаза:** фаза виштовхування крові з аорти в мілкі судини, після закривання артеріального клапана. Під час цієї фази стінки аорти за рахунок своєї пружності повертаються у вихідне положення проштовхуючи кров у мікросудини. В цей час із лівого шлуночка кров прямує до лівого передсердя.

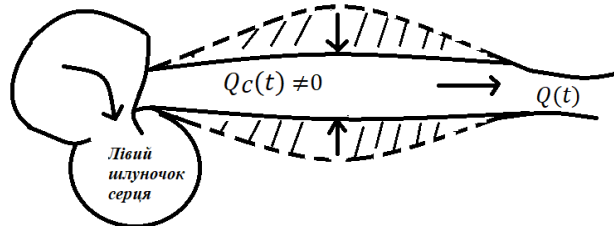


Рис. 2(б) Схематичне зображення кровотоку в аорті та мілких судинах під час закриття аортального клапана

Висновки. Отже, розглянувши в даному дослідженні модель судинної системи людини з урахуванням певних припущень, а саме:

а) аорта являє собою резервуар з еластичними стінками, об'єм якого лінійно залежить від тиску, тобто

$$\frac{V(t)}{p(t)} = k \quad (4)$$

де k – еластичність;

б) система мілких судин являє собою жорстку трубку, рух крові в якій підкорюється закону Пуазейля, гідрравлічний супротив – великий та є відомою додатною сталою, також нехтуємо еластичністю мілких судин;

в) $p_{кін.} = 0$, де $p_{кін.}$ – тиск крові на виході із жорсткої трубки

ми отримали шукане рівняння.

Крім того, в ході дослідження було встановлено, що збільшення гідрравлічного опору мікросудинної системи ω або збільшення еластичності стінок аорти k , призводить до збільшення артеріального тиску в аорті після закриття аортального клапана. Зокрема, до підвищення тиску в кінці діастолічної фази.

Було встановлено, що зі збільшенням гідравлічного опору ω або еластичності стінок аорти k , швидкість зниження артеріального тиску в аорті під час діастолічної фази зменшується.

Аннотация. В данном исследовании представлена информация о механике движения крови сосудами, а именно описано изменение кровяного давления в сосудах при диастолической и систолической фазах. Методологической основой работы является системный подход, принцип научной объективности, критического подхода к источниковой базе работы. Специфика исследуемой темы предусматривает применение методов решения обыкновенных дифференциальных уравнений для описания изменения давления крови человека и влияние его на организм.

Ключевые слова: движение крови сосудами, кровяное давление, систолическая фаза, диастолическая фаза, гидравлическое сопротивление, обыкновенные дифференциальные уравнения.

Abstract. This study provides information on the mechanics of blood flow through blood vessels, namely the change in blood pressure in blood vessels during the diastolic and systolic phases. The methodological basis of the work is a systematic approach, the principle of scientific objectivity, a critical approach to the source base of work. The specificity of the research topic involves the use of methods for solving ordinary differential equations to describe changes in human blood pressure and its effect on the body.

Key words: vascular blood flow, blood pressure, systolic phase, diastolic phase, hydraulic resistance, differential equations.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Біофізика і біомеханіка: підручник/ В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. К.: НТУУ «КПІ», 2012. С. 235–236.
2. Біофізика і біомеханіка: підручник/ В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. К.: НТУУ «КПІ», 2017. – С. 237–240.
3. George E. Totten. Handbook of Hydraulic Fluid Technology, Second Edition / George E. Totten, Victor J. De Negri. CRC Press, 2011. 982 p.
4. Лебедь О. О., Гаращенко В. І., Григус І. М. Біологічна та медична механіка [Навчальний посібник]. Рівне: Видавництво НУВГП, 2016 р. С. 128–131.
5. Біофізика і біомеханіка: підручник/ В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. К.: НТУУ «КПІ», 2017. С. 250–252.

УДК 004.42-047.64:343.722-028.5:001.89:37.091.212

МЕТОДИ ВИЯВУ АКАДЕМІЧНОГО ПЛАГІАТУ В НАУКОВИХ РОБОТАХ ЗДОБУВАЧІВ ВИЩОЇ ОСВІТИ

А. В. Недуніч, В. Ю. Василенко

Анотація. У роботі висвітлюються значення термінів «академічна доброчесність», «академічний плагіат». Представлено порівняння структури Кодексів академічної доброчесності трьох університетів: ДонНУ імені Василя Стуса, ЗНУ, ОНУ імені І. І. Мечникова; в процесі проведення аналітичного огляду дослідницької літератури розглянуто особливості використання онлайн сервісу з перевірки на плагіат Unischek. Представлено реальний приклад засідання Комісії з питань академічної доброчесності та корпоративної етики Донецького національного університету імені Василя Стуса. Основними методами, які були використані у процесі дослідження, стали: теоретичний аналіз наукової та методичної літератури, порівняння, пояснювальний, ілюстративний, методи пізнання та узагальнення.

Ключові слова: академічна доброчесність, академічний плагіат.

Вступ. Сьогодні дотримання принципів академічної доброчесності стає обов'язковим аспектом якості освіти. На перший план виходить необхідність формування та розвитку академічної відповідальності у всіх учасників освітнього процесу, зокрема і здобувачів вищої освіти. У зв'язку з цим в останні роки особлива увага приділена питанням вияву та подальшому запобіганню плагіату у наукових доробках здобувачів, що і підтверджує актуальність даного дослідження.