

УДК 616-073:612.15

В'ЯЗКІСТЬ КРОВІ ЯК ЕЛЕМЕНТ ВИЗНАЧЕННЯ ЕФЕКТИВНОЇ МЕТОДИКИ ОБЧИСЛЕННЯ І ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ СУДИН ЛЮДИНИ

Федоренко І.В.

Національний авіаційний університет

У даній статті розглянуті сучасні методики діагностики порушення кровотоку. Досліджені методики виявлення серцево-судинних захворювань. Проаналізовані сучасні методики визначення швидкості кровотоку та ефективність діагностики змін швидкості кровотоку в судинах за методикою визначення в'язкості крові. **Ключові слова:** в'язкість крові, доплерографія, кровоток, судини, швидкість кровотоку, діагностика.

Постановка проблеми. До сучасних діагностичних методик якісного дослідження серцево-судинних захворювань, що застосовується для виявлення порушень кровотоку в судинах, слід віднести УЗ-діагностику (доплерографія), рентгенографію, ангіографію, флебографію і ін. Існуючі діагностичні методики, не завжди дають чітку картину захворювання для встановлення остаточного діагнозу і мають застосовуватись комплексно. Для підвищення ефективності діагностики змін кровотоку в судинах необхідно удосконалювати існуючі та розробляти перспективні, засновані на виявленні найбільш інформативних ознак захворювання методики.

Аналіз останніх досліджень. У даній роботі досліджуються найбільш ефективні методи експрес-діагностики серцево-судинних захворювань, а саме порушення кровотоку в судинах. У роботі аналізуються сучасні методи для визначення швидкості кровотоку за в'язкістю крові.

Зазначимо, що система кровообігу має характерні особливості – швидкість руху крові, фізичні і механічні характеристики кровоносних судин і ін. Для розробки методів діагностики і лікування цілого ряду кардіологічних захворювань необхідно застосувати повний кількісний і якісний опис руху крові в організмі.

При дослідженні швидкості кровотоку необхідно визначити найбільш доцільну теоретичну модель,

яка сприятиме аналітичному вираженню швидкості кровотоку. Необхідно також (дослідити до якого типу рідин належить кров) отримати кількісні коефіцієнти реологічних констант – в'язкості крові.

Виділення не вирішених раніше частин загальної проблеми. У роботах вітчизняних і зарубіжних авторів розкрито питання вивчення механічних властивостей крові. Особлива увага приділяється руху крові в великих і середніх судинах, який на думку авторів вважається ламінарним [1, 6, 8, 9]. Але наведені в літературі дані щодо закономірності швидкості течії і в'язкості крові дозволяють стверджувати, що закономірності і фактори, які впливають на рух крові в судинах вивчені недостатньо [2, 5, 7].

Тому розглянемо гемодинамічні основи кровотоку, а саме кровообіг у судинах людини. Природна форма кривої артеріального тиску крові людини P зображено на (рис. 1).

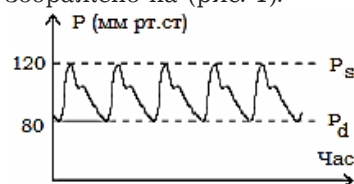


Рис. 1. Динаміка артеріального тиску крові. Найбільше значення тиску P_s -систолическе, найменше P_d -діастолічне

Рушійною силою кровотоку є різниця тиску між різними ділянками судин. Діаметр окремих судин артеріальної системи зменшується зліва направо, а венозної системи навпаки. Отже, кров тече з артеріальної системи з високим тиском у венозну систему відділ з низьким тиском. Ця різниця тиску долає гідродинамічний опір, обумовлений внутрішнім тертям між прошарками рідини і між рідиною і стінками судини, яке залежить від розмірів судин і в'язкості крові. Перебіг крові через будь-яку ділянку судинної системи можна описати формулою об'ємної швидкості. Об'ємна швидкість кровотоку – це об'єм крові, який проходить через поперечний переріз судини в одиницю часу (мл/с). Пульсові коливання тиску крові зображено нижче на (рис. 2).

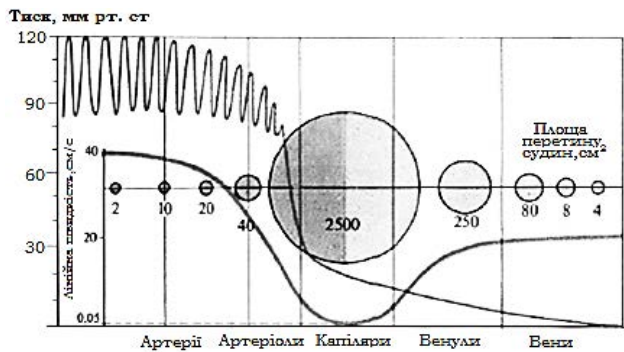


Рис. 2. Зміна загальної площі перетину судин організму людини та характеристик кровообігу по них

Об'ємна швидкість кровотоку Q відображає кровопостачання того чи іншого органу:

$$Q = \frac{P_2 - P_1}{R} \quad (1)$$

де: Q – об'ємна швидкість кровотоку;
 $(P_2 - P_1)$ – різниця тисків на початку і в кінці ділянки судинної системи;

R – гідродинамічний опір.

Об'ємну швидкість кровотоку можна обчислити, виходячи з лінійної швидкості кровотоку через поперечний перетин судини і площі цього перетину:

$$Q = VS \quad (2)$$

де V – лінійна швидкість кровотоку через поперечний перетин судини;

S – площа поперечного перетину судини.

Відповідно до закону безперервності потоку об'ємна швидкість кровотоку в системі труб різного діаметру постійна незалежно від поперечного перетину судини. Якщо в кровоносній судині кров рухається з постійною об'ємною швидкістю, то швидкість крові в судині обернено пропорційна площі її поперечного перетину:

$$Q = V_1 S_1 = V_2 S_2$$

Мета дослідження. Аналіз і виявлення сучасних методів скринінгової діагностики порушення кровотоку в судинах і в'язкості крові у визначенні діагнозу.

Виклад основного матеріалу. В'язкість крові – це властивість, завдяки якій в ній виникають внутрішні сили, що впливають на її рух. Якщо рідина що рухається контактує з нерухомою поверхню (при русі в трубі), то прошарки рідини рухаються з різними швидкостями. В результа-

ті між цими прошарками виникає напруга зсуву. Найшвидший прошарок прагне видовжитися в поздовжньому напрямку, а більш повільний уповільнює його. В'язкість крові визначається насамперед типовими елементами і, в меншій мірі, білками плазми. У людини в'язкість крові – 3-5 відн. од., в'язкість плазми – 1,9-2,3 відн. од. Велике значення для кровотоку має в'язкість крові, яка на окремих ділянках судинної системи змінюється. При низькій швидкості кровотоку в'язкість збільшується більш ніж до 1000 відн. од.

У фізіологічних умовах майже у всіх ділянках кровоносної системи спостерігається ламінарний потік крові. Кров рухається наче за циліндричними прошарками, причому всі частинки її переміщуються тільки паралельно осі судини. Окремі прошарки рідини рухаються відносно один одного. Таким чином, прошарок, який безпосередньо прилеглий до стінки судини, залишається нерухомим, з цього прошарку зісковзує другий прошарок, по ньому – третій і так далі. В результаті утворюється параболический профіль розподілу швидкостей з максимумом в центрі судини.

Чим менше діаметр судини, тим ближче центральні прошарки рідини до його нерухомої стінки і тим більше вони гальмуються через в'язкість взаємодії з цією стінкою. Внаслідок цього в дрібних судинах середня швидкість кровотоку нижча. У великих судинах центральні прошарки розташовані далі від стінок, тому при наближенні до осі судини ці прошарки скочують відносно один одного із зростаючою швидкістю. В результаті середня швидкість кровотоку значно зростає [4].

За певних умов ламінарний потік перетворюється в турбулентний, для якого характерно наявність вихорів, в яких частинки рідини рухаються не тільки паралельно осі судини, а й перпендикулярно їй. При турбулентному потоці об'ємна швидкість кровотоку пропорційна не градієнту тиску, а квадратному кореню з нього. Для збільшення об'ємної швидкості вдвічі необхідно підвищити тиск – приблизно в 4 рази. Тому при турбулентному кровотоку навантаження на серце значно збільшується. Турбулентний потік може виникати внаслідок фізіологічних причин (розширення, вигин судини), але часто є ознакою патологічних змін, таких як стеноз, патологічна звивистість і ін. При зростанні швидкості кровотоку або зниженні в'язкості крові потік згодом може стати турбулентним у всіх великих артеріях.

Розглянемо модель для ламінарної течії:

$$R = \frac{8\pi\eta l}{S^2} \quad (3)$$

де: l – довжина перетину трубки; S – площа перетину трубки; η – в'язкість рідини, яка протікає крізь трубку.

Інерційність рідини, що заповнює трубку – L можна визначити таким чином:

$$L = \Delta P / \frac{dQ}{dt} \quad (4)$$

$$\frac{dQ}{dt} = aS$$

де a – прискорення руху в рідині.

Тоді

$$L = \Delta P / as \quad (5)$$

або в наближенні системи з зосередженими параметрами: $S\Delta P = ma$.

Маємо:

$$\Delta P = ma/S, \quad (6)$$

де m – маса рідини, яка заповнює трубку.

Підставляючи рівняння (6) у (5) отримуємо:

$$L = m/S^2 \quad (7).$$

Необхідно зазначити, що в'язкість залежить також від температури. Температура крові в діапазоні – 37,1...37,3°C. Питома вага цільної крові в діапазоні – 1,050...1,064 г/см³, питома вага плазми – 1,024...1,032 г/см³, питома вага основних елементів – 1,089...1,097 г/см³.

У чоловіків в'язкість крові і гематокрит трохи вище, ніж у жінок. Але характер цієї залежності для рідин і газів відрізняється (для рідини η з підвищенням температури зменшується, а у газів навпаки збільшується). Це обумовлено різницею механічного тертя в них. Зі збільшенням в'язкості крові збільшуються сили внутрішнього тертя.

Для багатьох рідин в'язкість не залежить від градієнту швидкості. Ці рідини називають ньютонівськими:

$$F = \eta \left(\frac{\partial v}{\partial x} \right) S \quad (8)$$

де F – модуль сили внутрішнього тертя, $\frac{\partial v}{\partial x}$ – градієнт швидкості зсуву; S – площа поверхні прошарку; η – коефіцієнт пропорційності, залежний від середовища рідини.

Розглянемо рідини, що не відносяться до ньютонівських [9].

Зазначимо, що у кровотоці кров у нормі поводить себе як неньютонівська рідина і змінює в'язкість залежно від умов течії. Тому в'язкість крові у великих судинах і капілярах істотно різниться [2, 5].

Неньютонівська поведінка крові пояснюється великою об'ємною концентрацією клітин крові, їх асиметрією, присутністю білків і іншими факторами.

Сукупність методів і прилади, які використовуються для вимірювання в'язкості називають віскозиметрами. В'язкість крові в 4-5 разів вище в'язкості води. Тому вона вимірюється на капілярних віскозиметрах (з діаметром капіляра кілька десятків міліметра). Її зазвичай характеризують відносною величиною:

$$\eta_{\text{відн.}} = \eta_{\text{кр.}}/\eta_{\text{в.}} \quad (8.1)$$

де $\eta_{\text{кр.}}$ і $\eta_{\text{в.}}$ – відповідно в'язкість крові і води.

Для визначення параметрів в'язкості рідин розглянемо найбільш застосовувані методи Стокса, Пуазейля і Гесса.

Метод Стокса заснований на вимірюванні швидкості невеликих тіл сферичної форми, які повільно рухаються у рідині. Вимірявши швидкість рівномірного руху кульки, можна визначити в'язкість рідини.

$$P = F_A + F \text{ або } \frac{4}{3} \pi r^3 \rho g = \frac{4}{3} \pi r^3 \rho' g + 6\pi \eta r V \quad (8.2)$$

де: $P = 4/3 \pi r^3 \rho g$ – сила тяжіння; ρ – щільність кульки;

$F_A = 4/3 \pi r^3 \rho' g$ – сила Архімеда; ρ' – щільність рідини;

$F = 6\pi \eta r V$ – сила опору; де r – радіус кульки; V – швидкість кульки,

Тоді:

$$V = 2 (\rho - \rho') g r^2 / 9 \eta. \quad (9)$$

Для медицини метод Пуазейля, заснований на русі рідини в тонкому капілярі, викликає особливий інтерес. У ньому запропоновано модель визначення швидкості в'язкої рідини по трубах. Ця модель відображає і кровоносну систему, яка загалом складається з циліндричних судин різного діаметру. Внаслідок симетрії, частки поточної рідини в трубі рівновіддалені від осі, мають однакову швидкість. Найбільшу швидкість мають частки, що рухаються уздовж осі, коли найближчий до стінки прошарок рідини нерухомий. В'язкість за методом Пуазейля визначається наступним співвідношенням:

$$\eta = \pi R^4 \Delta p t / 8 V l \quad (10)$$

де: R – радіус капіляра; l – довжина капіляра; V – об'єм рідини;

Δp – різниця тисків на кінцях капіляра; t – час руху рідини по судині.

При заданих умовах (Δp) крізь капіляр протікає тим більше рідини, чим менше її в'язкість і більше радіус капіляра [2]. При цьому в'язкість розглядається як фізичний параметр і асоціюється з опором.

Проведемо аналогію між формулою Пуазейля (10) і законом Ома для ділянки джерела струму:

$$X = 8 \eta l / \pi R^4 \quad (11)$$

У рівнянні Пуазейля (10) замінимо $(p_1 - p_2) / l$ градієнтом тиску dp/dl .

Таким чином, ми довели тісний зв'язок між законами гідродинаміки і законами електричного струму. Об'ємна швидкість руху рідини $Q = V/t$ є гідродинамічним аналогом сили електричного струму: $l = q/t$. Різниця електричних потенціалів $\varphi_1 - \varphi_2$ на відповідній ділянці ланцюга спричиняють виникнення електричного струму. Рух рідини є наслідком різниці тиску $p_1 - p_2$ на ділянці труби.

За законом Ома $l = (\varphi_1 - \varphi_2) / R$. Величина R – електричний опір провідника, аналогом якого у формулі (11) є величина $X = 8 \eta l / \pi R^4$, що характеризує гідравлічний опір ділянки труби чи судини. Таким чином, за формулою Гагена-Пуазейля можливо визначити низку характеристик кровотоку. Визначивши об'ємну швидкість кровотоку Q і величину гідравлічного опору X судин, знаходимо величину кров'яного тиску у кожній ділянці судинної системи: $P = P_0 - QX$.

Висновки. Виявлено і встановлено ефективність діагностики змін швидкості кровотоку в судинах за методикою визначення в'язкості крові. Доведено високу діагностичну цінність методу в'язкості крові у виявленні гемодинамічно незначущих і значущих стеногічних змін судин у пацієнтів із артеріальною гіпертензією різного рівня сумарного серцево-судинного ризику.

Список літератури:

1. Davydov Y. M. Large-Particle Method // Encyclopaedia of Mathematics. Vol.5. – Dordrecht; Boston / London: Kluwer Academic Publishers. – 1990. – P. 358-360.
2. Астарита Дж., Маруччи Дж, Основы механики неньютоновских жидкостей. – М.: Мир, 1978. – 311 с. '
3. Давыдов Ю. М. Крупных частиц метод // Математическая энциклопедия. Т. 3. – М.: Советская энциклопедия, 1982. – С. 125-129.
4. Лелюк В. Г., Лелюк С. Э. Основные принципы гемодинамики и ультразвукового исследования сосудов: Клинич. рук-во по ультразвуковой диагностике / под ред. В.В. Митькова – М.: Видар, 1997. – Т. 4. – С. 185-220.
5. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999.
6. Реологические исследования в медицине. Выпуск 1. – М.: Реологическое общ-во им. Г. В. Виноградова, Научный центр хирургии РАМН, 1997. – 122 с.
7. Уилкинсон У. Л. Неньютоновские жидкости. – М.: Мир, 1964. – 216 с.
8. Фирсов Н. Н. Макро и микрореология крови в норме и патологии: автореф. на соиск. уч. степ, д-ра биол. наук. – Купавна: Мин-во мед. иром-ти, НИИ по биологическим испытаниям химических соединений, 1983. – 40 с.
9. Чижевский А. Л. Электрические и магнитные свойства эритроцитов.– Киев, 1973. – 210 с.

Федоренко И.В.

Национальный авиационный университет

ВЯЗКОСТЬ КРОВИ КАК ЭЛЕМЕНТ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОЙ МЕТОДИКИ ИСЧИСЛЕНИЯ И ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ КРОВОТОКА СОСУДОВ ЧЕЛОВЕКА

Аннотация

В данной статье рассмотрены современные методики диагностики нарушения кровотока. Исследованы методики выявления сердечно – сосудистых заболеваний. Проанализированы современные методики определения скорости кровотока и эффективность диагностики изменений скорости кровотока в сосудах по методике определения вязкости крови.

Ключевые слова: вязкость крови, доплерография, кровотоков, сосуды, скорость кровотока, диагностика.

Fedorenko I.V.

National Aviation University

BLOOD VISCOSITY AS AN ELEMENT FOR DETERMINING EFFECTIVE METHODS OF CALCULATION AND MEASUREMENT OF HUMAN VASCULAR BLOOD FLOW RATE

Summary

This article deals with modern methods of diagnostics of blood disorders. Was investigated a technique of revealing of cardio – vascular diseases. Analyzed the current methods for determining the velocity of blood flow and the efficiency of diagnostic of changes of blood flow velocity in the vessels on the method of determining the viscosity of blood.

Keywords: blood viscosity, Doppler ultrasound, blood flow, blood vessels, blood flow rate, diagnostics.