

КОМУНАЛЬНИЙ ЗАКЛАД ОСВІТИ
«СЕРЕДНЯ ЗАГАЛЬНООСВІТНЯ ШКОЛА № 19»
ДНІПРОПЕТРОВСЬКОЇ МІСЬКОЇ РАДИ

НАУКОВО – ДОСЛІДНИЦЬКА РОБОТА
ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІЧНИХ
ХАРАКТЕРИСТИК ПОТОКУ РІДИНИ

Роботу виконав:

Олевський Олександр Вікторович, учень 10
класу КЗО «СЗШ №19» Дніпропетровської
міської ради

Науковий керівник:

Сидоренков Євген Єгорович, учитель вищої
категорії КЗО «СЗШ №19» Дніпропетровської
міської ради

Рецензент:

Громова Розана Яківна, зам. директора КЗО
«СЗШ №19» Дніпропетровської міської ради

ЗМІСТ

ВСТУП _____	стор. 4
ОСНОВНА ЧАСТИНА _____	стор. 7
1. Теоретичні відомості _____	стор. 7
2. Постановка задачі та метод дослідження _____	стор. 10
3. Лабораторна установка та експеримент _____	стор. 12
4. Результати досліджень та розрахунки _____	стор. 14
ВИСНОВКИ _____	стор. 23
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ _____	стор. 25

Науково – дослідницька робота є важливою формою освітньої роботи учителя із обдарованими учнями у середній школі. Особливу цінність має робота, що виконується учнем на протязі навчального семестру у вільний час або на факультативних заняттях із самостійним обиранням теми дослідження, плануванням досліду, складанням лабораторної установки, веденням досліджень та обробкою результатів. При виконанні роботи учні мають змогу отримати навички вченого – дослідника, відчутти впевненість у своїх силах при вивченні нового матеріалу будь якої галузі науки. Мотивацією до виконання роботи стає жага учнів до отримання відповіді на питання, що турбують їх у повсякденні, спираючись на особисті знання.

Представлену роботу виконано автором на протязі першого семестру 2014 – 2015 навчального року. Тема роботи, обладнання та метод дослідження обрані автором самостійно, виходячи із матеріальної бази кабінету фізики нашої школи та творчих умінь та потенціалу учня. Учитель надавав методичну підтримку та впроваджував загальне керівництво що до виконання роботи.

ВСТУП

Дослідження гідродинамічних та реологічних властивостей потоку рідини у транспортних системах віднесено до важливіших питань науки та техніки [1, 6–8, 10], являючись сталою проблемою у багатьох галузях промисловості. Автор представленої роботи у канікулярний період проходив амбулаторне лікування, на протязі якого лікарі досліджували добовий артеріальний тиск пацієнта та відбирали зразки крові для гематологічного та комплексного аналізу. Автора зацікавили важелі, що впливають на артеріальний тиск, склад крові та загальний стан здоров'я людини. У той же самий період часу виникала необхідність регулювання паливної апаратури сімейного автомобіля. Автором було звернуто увагу на ідентичність фізичних величин, які використовуються для відображення станів організму людини та обладнання автомобіля.

Разом з тим, автор роботи мав можливість у 2012–2014 роках відвідувати авторизований учбовий центр SolidWorks на базі Державного ВНЗ «Національний гірничий університет», у якому отримав навички моделювання та дослідження фізичних процесів [інтернет-ресурси], зокрема потоку рідини та газу. Одночасно на факультативних заняттях вивчалися основні закони гідродинаміки та механіки. Вказані чинники вплинули на вибір тематики науково – дослідницької роботи та на методику дослідження.

У наведеній роботі поставлено за мету експериментально дослідити залежності гідродинамічних характеристик потоку рідини, що транспортується трубками або капілярами, від умов транспортування та властивостей рідини. У перелік фізичних величин, що досліджувались, включено в'язкість, швидкість, тиск, витрату потоку рідини.

У якості теоретичної бази досліджень використовувались фізичні закони гідродинаміки Пуазейля, Бернуллі, Ньютона [1–4]. Вказані закони добре відображають закономірності транспортування ідеальних, так званих ньютонівських, рідин.

Експерименти проводились із використанням капілярного віскозиметру, ареометру, секундоміру та фіксатору рівня рідини у посудині на фотоелементі. У якості рідини використовувався дистилат та розчин повареної солі, а у якості віскозиметру – звичайний шприц із голкою. На першому етапі роботи досліджувались залежності динамічної в'язкості, швидкості та витрати потоку рідини від властивостей розчину, які змінювались у залежності від концентрації домішки. На наступному етапі роботи, з метою дослідження характеристик потоку рідини за різних умов її транспортування, автором було запропоновано моделі капілярних віскозиметрів, через які транспортувалася відтворена модель неньютонівської рідини – крові. Моделі віскозиметрів створювались програмними засобами SolidWorks. Звертає на себе увагу той факт, що проведення аналогічних дослідів у реальних віскозиметрах *in vitro* вимагало би чималого кошторису, а також часу.

У результаті досліджень були виявлені залежності гідродинамічних характеристик потоку рідини від умов транспортування та властивостей рідини. Результати досліджень отримувались у аналітичному та графічному форматі. Дослідження виявили відхилення параметрів потоку реальної рідини від теоретично прогнозованих для ідеальної рідини. За результатами досліджень зроблено висновки, що мають практичну цінність та новизну. А саме, вперше одержано інтервал значень концентрації хлористого натру (4% – 8%), на якому формується дійсна в'язкість розчину для капіляру діаметром 0,8 мм. Цей результат має бути використаний у медицині для прогнозування безпечної питомої дози повареної солі у організмі.

Автором вперше створено електронні моделі віскозиметру та рідини, які виявилися ефективним інструментом дослідження гідродинамічних параметрів потоку рідини, надали можливість розширення меж досліджуваних умов транспортування. Коректність використання моделі підтверджено окремими результатами досліджень, які збігаються з відомими із джерел інформації [2–5]. Модель створено таким чином, що умови транспортування рідини капілярами можна варіювати швидко і практично необмежено. За таким принципом

моделювання можливо відтворити моделі серцево-судинної системи організму, паливної апаратури автомобіля, нафтопроводу тощо. На моделях реалізовано процес «хлопання» судин при критичних розмірах тромбів або внутрішніх перешкод. За принципом «хлопання» мають можливість працювати запобіжники зайвої витрати нафти або газу в структурах транспортних систем, які виникають при пошкодженні, аварії, або у випадках несанкціонованого відбору речовини, що транспортується.

ОСНОВНА ЧАСТИНА

1. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

Для реалізації поставленої у роботі мети досліджень використовувалась теоретична база гідродинаміки та її спеціальних розділів: гемодинаміки та реології [1–3]. Зокрема, основною задачею гідромеханіки є визначення гідродинамічних характеристик потоку за відомими значеннями зовнішніх сил, що діють на рідину [1, 2]. Реологія, як окрема частина гідромеханіки, вивчає особливості плинності різноманітних матеріалів та систем [2, с. 33]. Гемодинаміка вивчає фізичні особливості потоку крові [2]. Один з базових фізичних законів гідродинаміки – закон Хагена–Пуазейля – було відкрито у 1860 році [3, с. 19]. Цей закон відображає зв'язок фізичних величин, якими характеризується потік рідини:

$$Q = \frac{\Delta P \pi r^4}{8 \eta l}, \quad (1.1)$$

де Q – витрата рідини, ΔP – різниця тиску на вході і виході потоку, r – радіус перерізу капіляру, l – довжина капіляру, η – динамічна в'язкість рідини, що досліджується.

Важливою характеристикою рідини, що транспортується, є динамічна в'язкість. Вона кількісно, у Па·с, відображає рівень спротиву рідини до її пересування транспортною системою, що приводить до втрат енергії потоку, характеризує наявність гідродинамічного спротиву руху рідини R :

$$R = \frac{8 \eta l}{\pi r^4}. \quad (1.2)$$

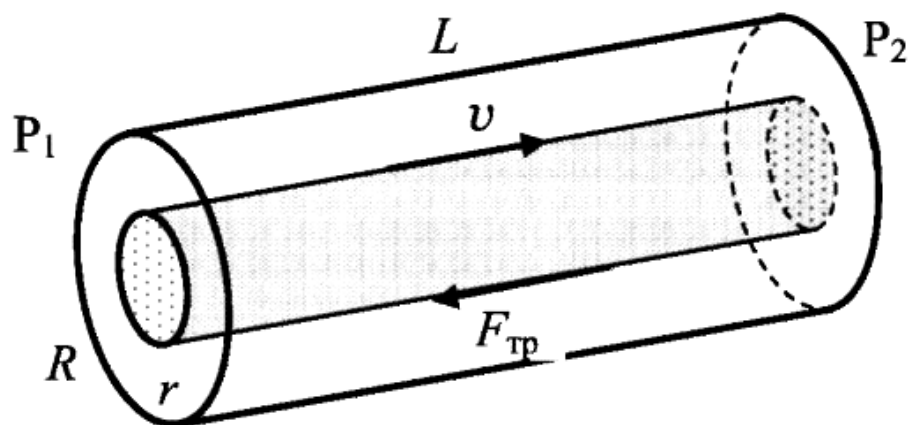


Рис. 1.1. Сила тертя, що діє на трубку току радіусом r уздовж площин дотику поверхонь. P_1 та P_2 – тиск рідини на вході та виході потоку

Динамічна в'язкість чисельно дорівнює імпульсу P , що передається від одного шару рідини до іншого (рис. 1.1) за одиницю часу 1 с на одиниці площі 1 м^2 дотику шарів рідини, за умови для швидкості зсуву $\frac{\Delta v}{\Delta x} = 1 \text{ с}^{-1}$ [4, с. 152] (рис. 1.2):

$$P = -\eta S \frac{\Delta v}{\Delta x}. \quad (1.3)$$

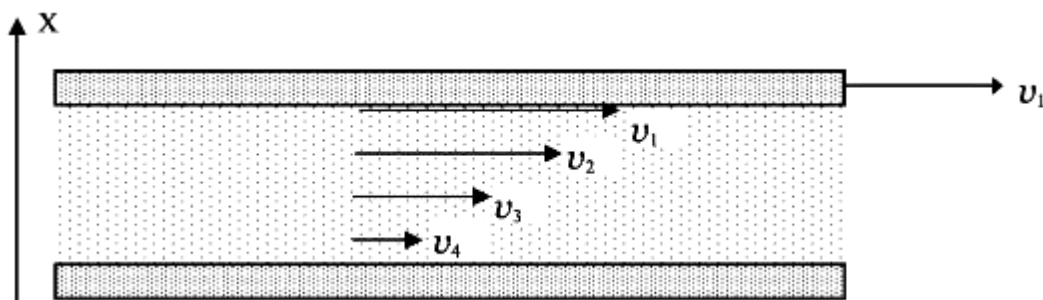


Рис. 1.2. Зсув модулів швидкостей у напрямку x у потоці рідини між пластинами.

Основний закон в'язкої течії (1.3) було встановлено у 1687 році Ньютоном. Тому рідини розподіляються за в'язкими властивостями на ньютонівські і неньютонівські. У перших в'язкість залежить лише від їх природи та температури. До них віднесені вода, плазма крові та інші. До других

віднесені колоїдні розчини, суспензії та рідкі дисперсні системи, у яких в'язкість залежить ще й від умов транспортування [2, с. 33; 5, с. 63–77]. В'язкість таких рідин не є сталою характеристикою речовини.

Режим потоку реальної рідини може бути ламінарним – без змішування ліній току, вздовж яких рухаються частинки рідини, або турбулентним, де лінії току перемішуються [2, с. 27]. Зсув швидкості при різних режимах змінюється у залежності від ступеня турбулентності потоку (рис. 1.3).

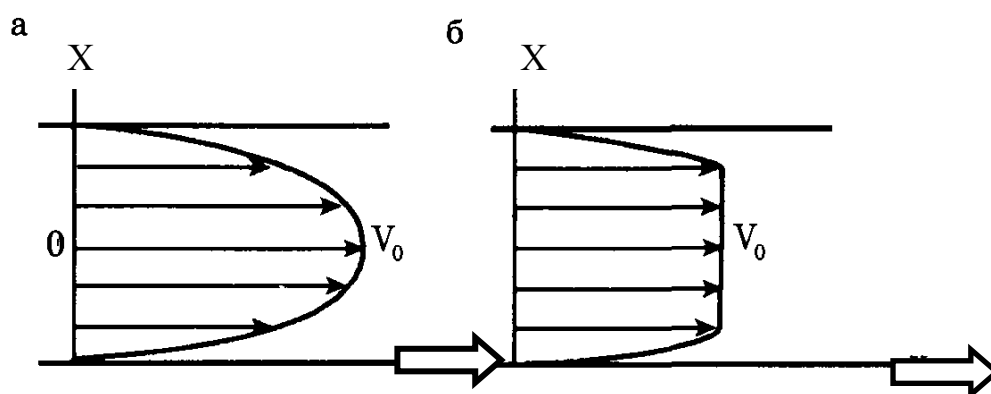


Рис. 1.3. Профілі усередненого зсуву швидкостей при ламінарному (а) та турбулентному(б) потоку рідини.

Ступінь турбулентності течії рідини кількісно характеризує число Рейнольдса [3, с. 21]:

$$Re = \frac{vD\rho}{\eta}. \quad (1.4)$$

де ρ – густина рідини, D – діаметр капіляру.

Ламінарний потік перетворюється у турбулентний при підвищенні середнього значення швидкості v до так званого критичного значення $v_{кр}$. Таким чином розраховується відповідне число Re , при якому таке перетворення відбувається.

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ ТА МЕТОД ДОСЛІДЖЕННЯ

Ефективність транспортування рідини оцінюється її кількістю або витратою Q речовини, що потрапляє до споживача. Динамічні характеристики потоку ньютонівської рідини загалом прогнозовані і викладені у літературі [1–8]. Більш не прогнозованими являються динамічні параметри потоку неньютонівських рідин, а саме колоїдних розчинів та суспензій, до яких належить кров, харчові суміші, паливні та мастильні матеріали тощо. Не прогнозованість такого потоку пов'язана із залежністю динамічної в'язкості рідини від умов транспортування. Звертає на себе увагу той факт, що будь-яке лабораторне дослідження потоку неньютонівської рідини має статус унікального, оскільки «справжня» динамічна в'язкість речовини має функціональну залежність від багатьох умов транспортування, які мало ймовірно повторювати у різних експериментах.

Таким чином, об'єктом досліджень у роботі було визначено в'язку рідину та її гідродинамічні характеристики: динамічна в'язкість, швидкість, витрата. У якості обладнання для проведення експерименту автор обрав капілярний віскозиметр [2, 8]. Із його використанням досліджувалася в'язкість потоку рідини, яка розраховувалась за формулою (1.1). Одночасно, не маючи можливості лабораторного дослідження потоку крові у віскозиметрі із змінними параметрами капіляру, автор роботи змодельовав посуд – віскозиметр, та рідину із властивостями крові [2, 3, 5], та дослідив характеристики її потоку.

На першому, лабораторному, етапі досліджень ставилося за мету дослідити залежність швидкості потоку та динамічної в'язкості у залежності від властивостей рідини, без зміни умов транспортування. Властивості рідини планувалося змінювати за рахунок введення домішки солі у дистильовану воду. На такі досліді автора наштовхнула інформація про залежність стану здоров'я людини від рівня концентрації еритроцитів або цукру у крові [2], а також фактична залежність якості роботи двигуна автомобіля від домішки у маслах та бензинах [6]. Другий етап дослідження потоку рідини планувалося проводити зі

зміною умов транспортування рідини за рахунок варіювання діаметру віскозиметру. Для цього був використаний набутий автором досвід моделювання фізичних процесів із застосуванням програмного комплексу SolidWorks [інтернет-ресурси]. У якості рідини планувалося використати модель крові. Для моделювання крові були використані результати гематологічного та комплексного аналізу крові самого автора. На обох етапах планувалося дослідити характер потоку через розрахунок числа Рейнольдса (1.4), оскільки зайва турбулентність потоку крові приводить до виникнення шумів у серцево-судинній системі людини [3], а також перевантажень у системах постачання палива. Особливий інтерес у дослідженнях автор проявив до випадків транспортування рідини судами, що мають внутрішні тромби або перешкоди. Електронна модель віскозиметру дозволила дослідити залежність параметрів потоку рідини від розмірів тромбу. У результаті експерименту було визначено критичні розміри тромбу для віскозиметру із розмірами, що дорівнюють розмірам сонної артерії автора роботи.

3. ЛАБОРАТОРНА УСТАНОВКА ТА ЕКСПЕРИМЕНТ

Для лабораторних дослідів був використаний капілярний віскозиметр із використанням голки шприцу довжиною $L=4$ см та діаметром $D=0,8$ мм (рис. 3.1). За його допомогою було створено потік дистильованої води, властивості якої змінювалися різними концентраціями домішки повареної солі NaCl. Таким чином, рідина ставала неньютонівською за своїми реологічними властивостями.

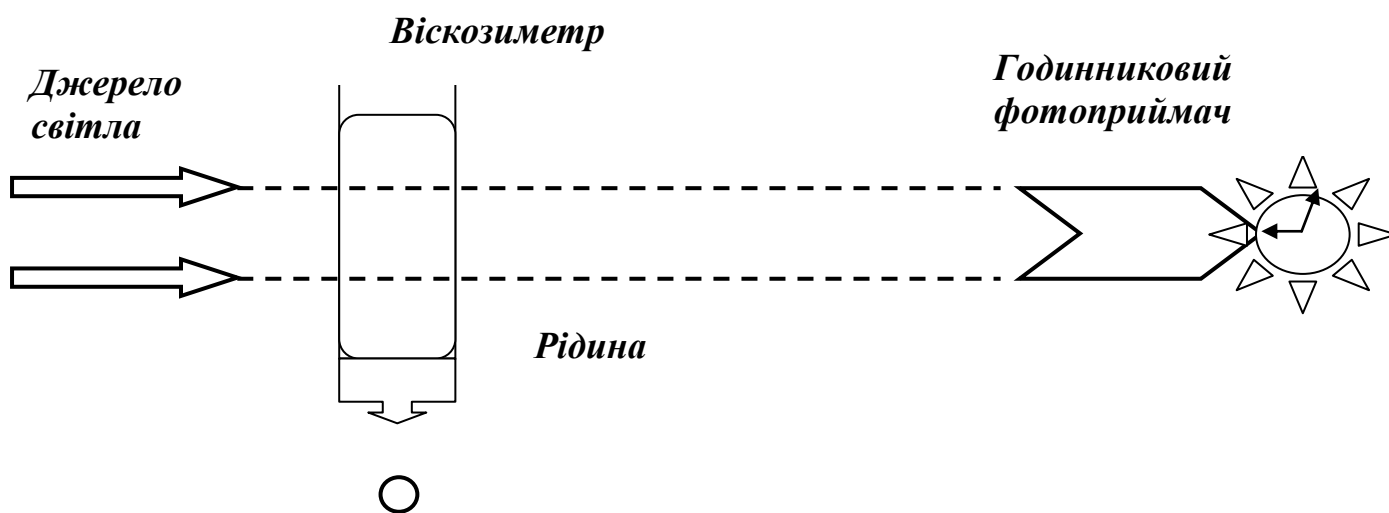


Рис. 3.1. Схема лабораторної установки.

Через капіляр проходив фіксований об'єм рідини $V=2$ мл. Час проходження t фіксувався секундоміром, кількість рідини фіксувалася по рівню поверхні у циліндричному посуді шприцу за допомогою променя джерела струму та фотоелемента. Густина рідини ρ вимірювалася ареометром [11]. Для розрахунку в'язкості рідини використовувалось рівняння (1.1) у вигляді

$$V = \frac{\Delta P \pi r^4}{8 \eta \ell} t. \quad (3.1)$$

Оскільки при проходженні рідини через капіляр тиск стовпа рідини поступово зменшувався, у всіх експериментах для розрахунків η використовувалось середнє значення ΔP як середнє арифметичне між найбільшим та найменшим значеннями тиску. Одночасно, було враховано вплив на загальне значення тиску явища змочування рідиною стінок віскозиметру P_1 . Результатом дослідження стало визначення відносного збільшення в'язкості

рідини $K = \eta/\eta_0$ (табл. 4.1) у залежності від концентрації домішки, яка впливала на густину рідини. Температура на якість розрахунків не впливала, оскільки була сталою.

Наступним етапом експериментів були дослідження в'язкості η на моделі крові [9] у залежності від діаметру капіляру. Досліди проводились на електронній моделі віскозиметру при температурі ~ 273 К. Густина рідини була незмінною $\rho = 1050$ кг/м³. Розміри капіляру змінювались у межах розмірів артерій людини: довжина $L = 10$ см, діаметри мали значення від 1 см до 1/8 см. Програмні засоби відтворювали потік, та у готовому вигляді надавали значення фізичних величин, що досліджувались: швидкості, тиску, в'язкості, температури. На завершальному етапі роботи у форму капіляру було внесено зміни у вигляді тромбу та аневризми. При цьому досліджувались залежність в'язкості, швидкості та характеру потоку рідини.

4. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА РОЗРАХУНКИ

Оскільки тиск у вертикально розташованому капілярі залежить від гідростатичного тиску стовпа рідини та тиску Лапласа у краплях, якими рідина витікає назовні, загальна зміна тиску у капілярі:

$$\Delta P = \rho g h - \frac{2\sigma}{r}, \quad (4.1)$$

де h – висота стовпа рідини, σ – коефіцієнт поверхневого натягу рідини.

Наводимо розрахунок значення тиску при $\sigma = 73$ мН/м:

$$\Delta P = 1000 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \cdot 9,8 \frac{\text{Н}}{\text{кг}} \cdot 8,5 \cdot 10^{-2} \text{ м} - \frac{2 \cdot 73 \cdot 10^{-3} \text{ Н}}{0,4 \cdot 10^{-3}} = 468 \text{ Па}. \quad (4.2)$$

Значення тиску (табл. 4.1) відрізняються за причини зміни значення коефіцієнту σ при різних густинах розчину, яке автор вимірював крапельним методом [11].

В'язкість рідини розраховували за формулою (3.1) у вигляді

$$\eta = \frac{\Delta P \pi r^4}{8 \ell V} t. \quad (4.3)$$

У експериментах незмінними були усі параметри окрім часу t . Його значення змінювалось у залежності від кількості домішки хлориду натрію V_c . Результати вимірювань та розрахунків наведено у табл. 4.1.

Таблиця 4.1.

Результати досліджень потоку водяного розчину солі у віскозиметрі

ρ кг/м ³	V_c/V_v	$t, \text{с}$	η , сПз	K	ΔP , Па	r , мм	L , см	V , мл
1000	0	48,19	2,8	1	468	0,4	4	2
1030	1/30	49,5	2,96	1,059	472			
1050	1/20	52,07	3,178	1,135	476,6			
1060	1/15	64,58	3,976	1,42	482,3			
1100	1/10	77,16	4,48	1,6				
1102	1/5	79,3	4,6	1,645				

Дослідження показують (рис. 4.1), що густина розчину досягає насиченості при концентраціях домішки 18% – 20%. Це можна пояснити різким зниженням активності електролітичної дисоціації хлориду натрію на таких значеннях концентрації. Одночасно, динамічна в'язкість розчину має найбільше відносне збільшення (рис. 4.2) у діапазоні концентрацій домішки, при яких збільшувалась густина. Таким чином, маємо можливість припустити, що в'язкість розчину залежить від активності взаємодії молекул води та хлориду натрію, що є одним із механізмів впливу на її значення.



Рис. 4.1. Залежність густини рідини ρ від концентрації домішки

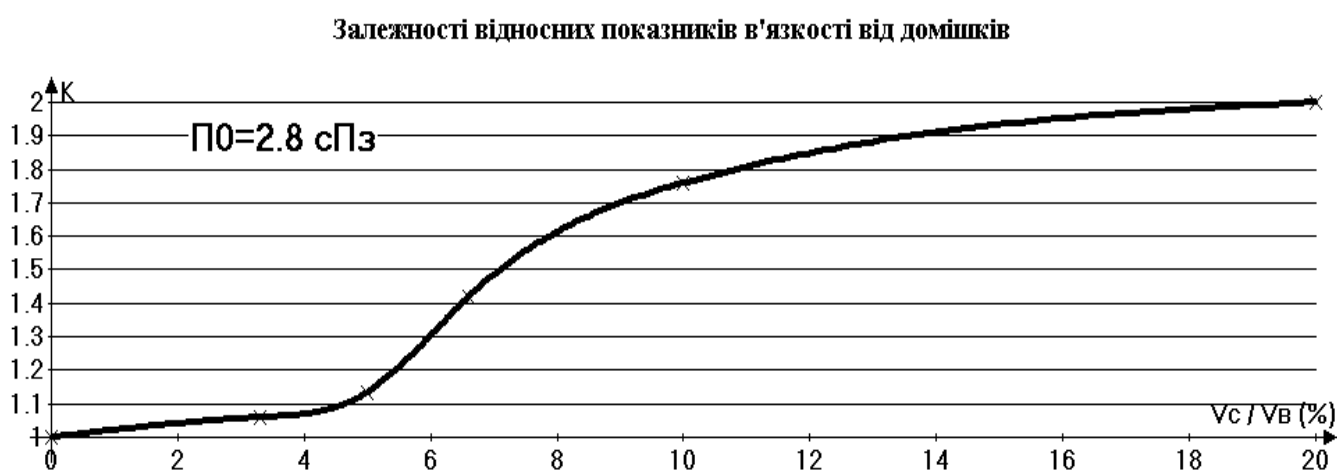


Рис. 4.2. Залежність відносної зміни динамічної в'язкості рідини K від концентрації домішки

Аналізуючи залежність $K(V_c/V_b)$ (рис. 4.3), автор зробив висновок про максимальну ймовірність випадкової події Z – активної участі молекул домішки хлориду натрію у формуванні значення динамічної в'язкості розчину – на рівні 6% їх концентрації у воді за об'ємом. Така активність молекул домішки у межах концентрації 4,2% – 8% у 7–9 разів вища, ніж при інших концентраціях. Такий висновок маємо при аналізі коефіцієнтів пропорційності дотичних ліній до графіку (рис. 4.3) залежності в'язкості: 0,03; 0,17; 0,02, які розраховані графічним редактором Agrafer.

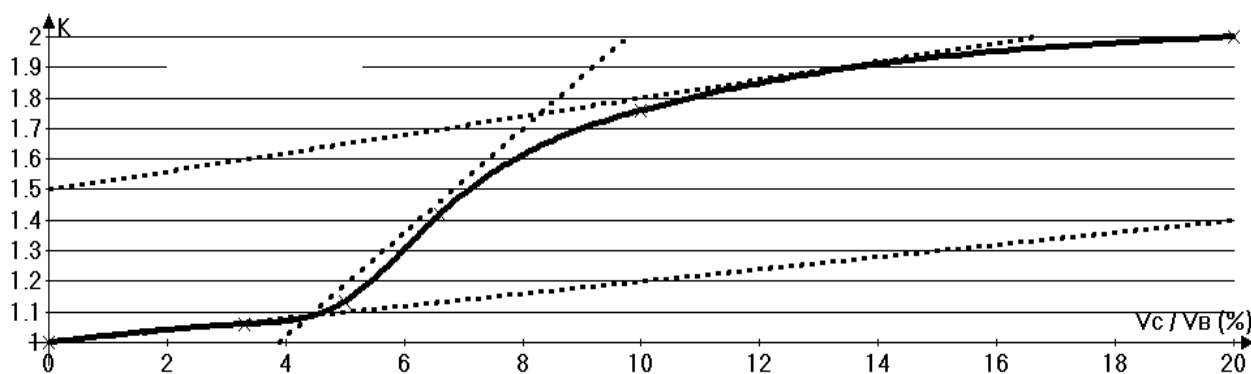


Рис. 4.3. Дотичні до графіку відносної залежності динамічної в'язкості K від концентрації домішки

Зважаючи на те, що плазма крові має властивості, зокрема значення $\eta \sim 1,2 - 3$ сПз [2, с. 36; 3, с. 22], схожі із водою, а концентрація хлориду натрію у ній може збільшуватись після прийому їжі, маємо зробити висновок про необхідність контролю дозування солі у вживаних продуктах. Різка зміна концентрації солі у межах більше, ніж 4%, за нашими дослідженнями, приведе до різкої зміни режиму відновлення організму через зміну в'язкості крові. Перевищення цієї концентрації викличе спрагу, як природній механізм захисту організму від невластивих умов обміну речовин.

Наведений лабораторний експеримент було відтворено за допомогою програмного засобу SolidWorks. Модель надала можливість отримати значення числа Рейнольдса (1.4), яке у дослідах за значенням не перевищило $Re = 20$. Тому турбулентні явища, які починаються із значень $Re = 2000$, на якість

експерименту не впливали. Потік мав ламінарний режим. Засвідчити це можливо порівнявши профілі зсуву швидкостей теоретичний (рис. 1.3) та отриманий у експерименті (рис. 4.4).

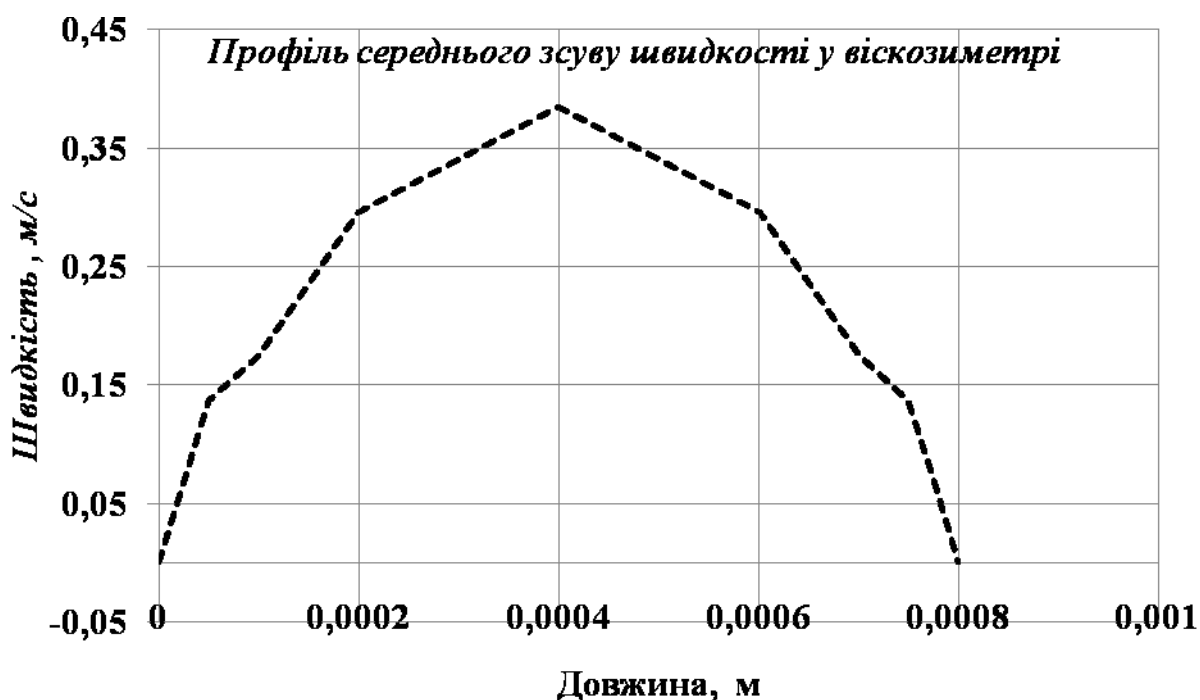


Рис. 4.4. Поперековий зсув швидкості у капілярному віскозиметрі (шприцу), отриманий програмним засобом

Наступним етапом досліджень стало визначення залежності характеристик потоку від умов транспортування, а саме, від діаметру капіляру віскозиметру. За допомогою програмного засобу SolidWorks були змодельовані капіляри довжиною $L=10$ см та діаметрами $D=1$ см та менше, що відповідає розмірам, наприклад, сонної артерії або черевної аорти [5, с. 12]. У якості рідини використовувалася модель крові. Програмні засоби дозволяли отримати значення параметрів потоку у графічному вигляді як вздовж його проходження по віскозиметру, так і в поперековому розрізі. Результати вимірювань параметрів потоку рідини представлено у табл. 4.2. Для усіх експериментів було встановлене однакове значення зміни статичного тиску у капілярі: $\Delta P = 120$ мм. рт. ст. = 16000 Па, яке властиве тиску у серцево-судинній системі.

Результати вимірювань (див. табл. 4.2) дають можливість визначити залежність середніх значень параметрів потоку рідини від діаметру капіляру (рис. 4.5, 4.6). Звертає на себе увагу одночасне збільшення в'язкості та швидкості руху рідини при збільшенні діаметру віскозиметру. При однакових тисках більший переріз трубки дає менший спротив R потоку. Але зменшення спротиву R відбувається не за рахунок в'язкості η , оскільки вона теж збільшується. Вздовж капіляру рідина збільшує швидкість на усіх діаметрах, що досліджувались. Одночасно значення динамічної в'язкості зменшується з ростом швидкості на усіх діаметрах віскозиметрів (рис.4.7).

Таблиця 4.2.

Результати вимірювань значень в'язкості та швидкості уздовж капіляру

D, см	1 см		0,5 см		0,25 см	
L, см	η , Пз	ν , м/с	η , Пз	ν , м/с	η , Пз	ν , м/с
0	0,085	7,89	0,068	4,45	0,059	2,2
2	0,076	7,97	0,058	4,7	0,042	2,75
4	0,067	8,08	0,047	5	0,035	3,1
6	0,063	8,2	0,043	5,05	0,032	3,3
8	0,06	8,27	0,039	5,2	0,031	3,5
10	0,055	8,35	0,036	5,45	0,03	3,6

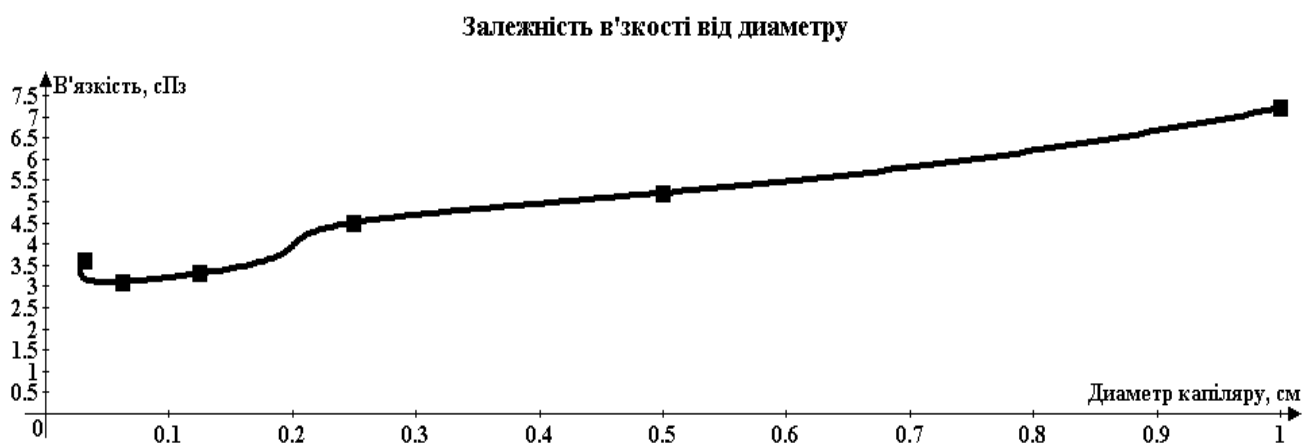


Рис. 4.5. Залежність динамічної в'язкості рідини від діаметру капіляру

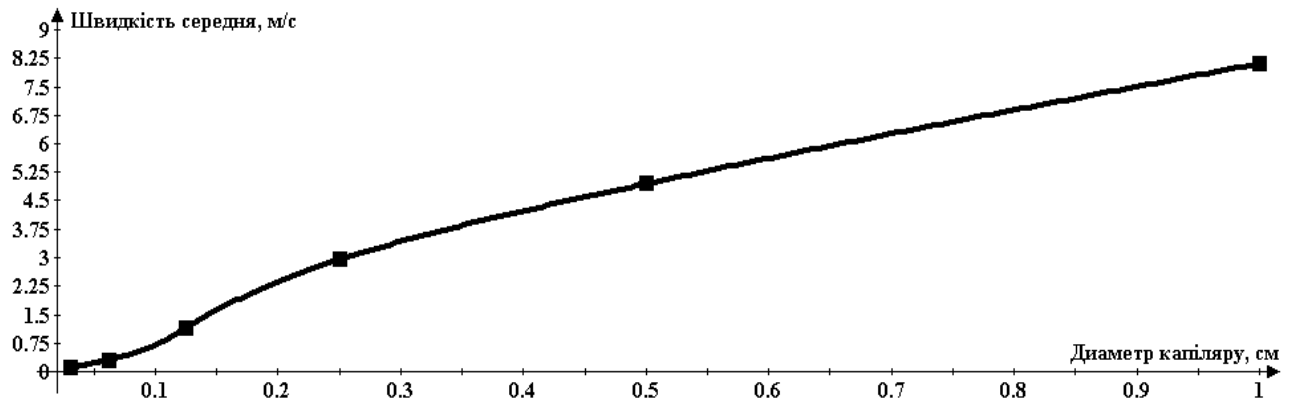


Рис. 4.6. Залежність середньої швидкості течії від діаметру капіляру

Звертає на себе увагу, що значення Re у наведених експериментах лежить у межах 2000–6000, що характеризує потік як турбулентний, особливо на діаметрах 1 см, 0,5 см. Такий потік, як правило, супроводжується акустичними

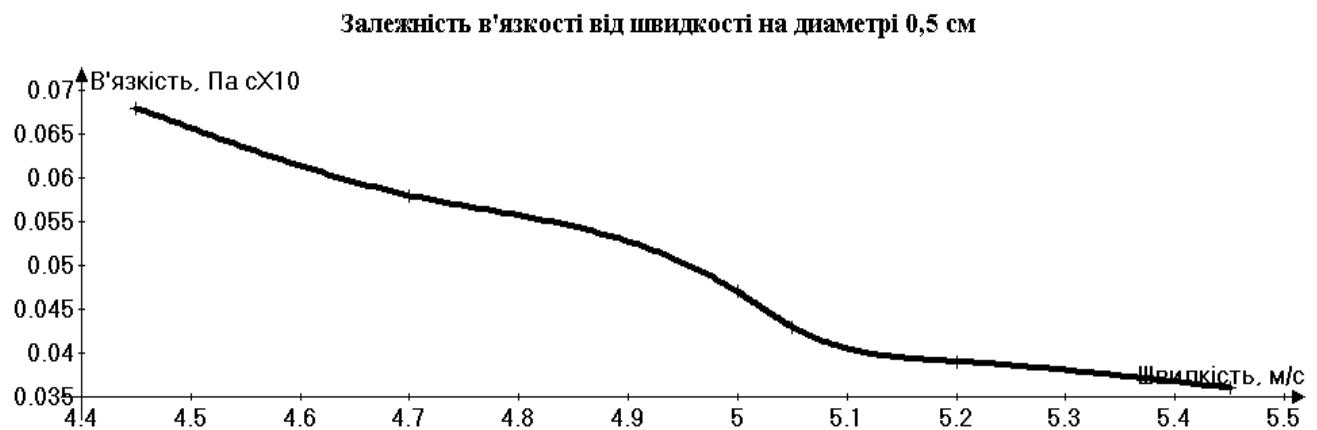


Рис. 4.7. Залежність динамічної в'язкості рідини від середньої швидкості течії

шумами, які автор роботи спостерігав, проходячи ультразвукове обстеження серцево-судинної системи. Одночасно, такий характер потоку рідини у тормозній системі автомобіля псує ефективність роботи усієї системи [12].

Особливу увагу автор роботи звернув на те, що судини людини, у залежності від свого стану [13], створюють різні опори проходженню крові, що

перевантажує серце, робота якого направлена на здолаття такого опору. Програмні засоби дозволили змодельовати вади геометричної форми судів (рис. 4.8) і відобразити їх на капілярному віскозиметрі. За наявності тромбу спостерігається значна турбулентність потоку (рис. 4.9). Динамічні параметри потоку залежать від розміру тромбу. Дослідження значень параметрів потоку на тромбі виявляє їх різку зміну у зоні тромбу.



Рис. 4.8. Суд з тромбами

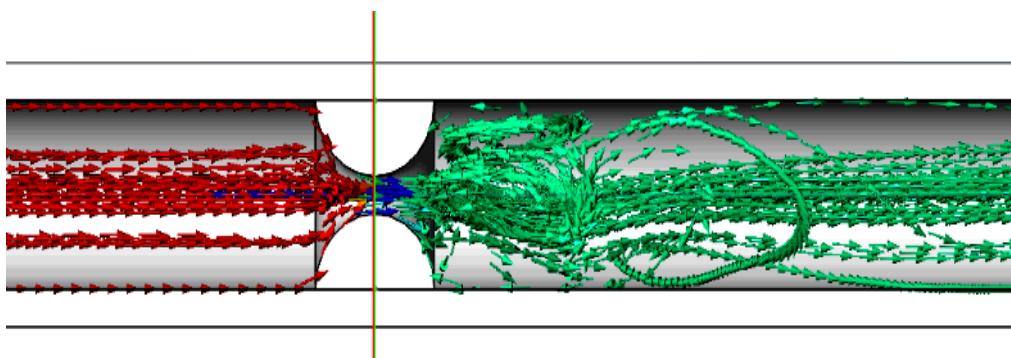


Рис. 4.9. Рух рідини у моделі віскозиметру з тромбом

Особливо помітно різку зміну динамічної в'язкості (рис. 4.10), швидкості та тиску рідини на ділянці тромбу у капілярі. Звертає на себе увагу наступне. У реальних умовах [3, 13] на сонній артерії довжиною 10 см та діаметром 1 см у спокої швидкість руху крові складає 1 м/с , а тиск складає 100 мм. рт. ст.,

або 13300 Па. При наявності тромбу прохідний розмір капіляру звужується, а динамічний тиск збільшується згідно закону Бернуллі:

$$P_{c1} + \frac{\rho v_1^2}{2} = P_{c2} + \frac{\rho v_2^2}{2}. \quad (4.4)$$

Якщо у зоні тромбу динамічний тиск підвищиться до критичної межі 13300 Па, то статичний тиск P_{c2} зменшиться до 0 Па, і судин закриється

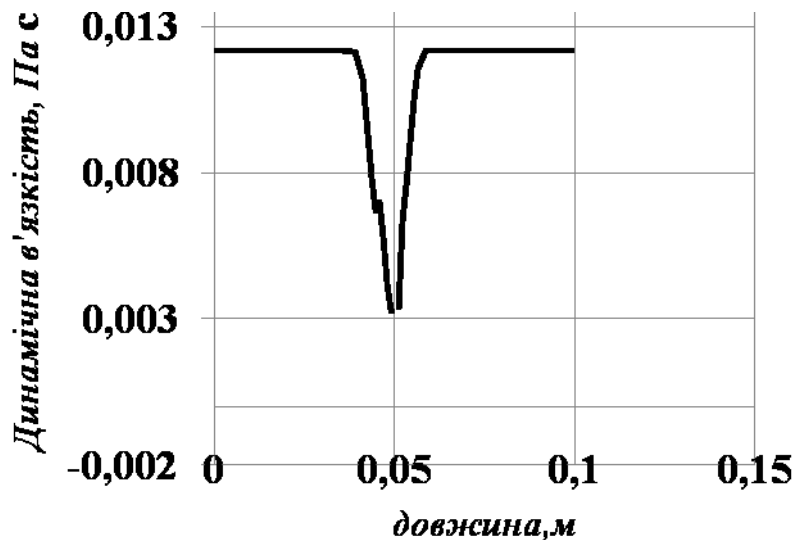


Рис. 4.10. Значення динамічної в'язкості рідини вздовж судини з тромбом, отримане програмним засобом

(«хлопне») через перевищення зовнішнього статичного тиску на стінку судини над внутрішнім. При закриванні судини $P_{c2}=0$, і тоді маємо швидкість руху рідини при закриванні судини:

$$\sqrt{\frac{2P_{c1} + \rho v_1^2}{\rho}} = v_2. \quad (4.5)$$

Підставивши значення фізичних величин, маємо результат:

$$v_2 = \sqrt{\frac{26600 \text{ Па} + 1050 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \cdot 1 \text{ м}^2/\text{с}^2}{1050 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}}} = 5,1 \text{ м/с}. \quad (4.6)$$

Рівняння цілісності струменя потоку дає можливість розрахувати мінімальний діаметр проходу у капілярі, за якого «хлопне» судин:

$$d_2 = d_1 \sqrt{\frac{v_1}{v_2}} = 1 \text{ см} \cdot \sqrt{\frac{1 \text{ м/с}}{5,1 \text{ м/с}}} = 0,44 \text{ см} . \quad (4.7)$$

Таким чином, максимальний радіус тромбу, що виникає на судині і приводить до зупинки току крові через артерію, складає $R=0,28$ см. Такі самі умови виникають і у інших транспортних артеріях техніки та промисловості. Такий ефект «хлопання» судини можливо використовувати для контролю зовнішнього тиску або у якості запобіжного заходу від перевитрати потоку.

У зоні тромбу значення в'язкості рідини знижується до значень ньютонівської, але виникає зростання показника турбулентного режиму ($Re = 7854$), що тягне за собою різке навантаження на енергетичні вузли будь-якої транспортної системи.

ВИСНОВКИ

У представленій роботі проведені дослідження гідродинамічних характеристик потоку рідини в умовах *in vitro* класичним методом із використанням капілярного віскозиметру, а також на моделі капілярного віскозиметру, яка побудована із застосуванням сучасних програмних засобів.

У результаті досліджень визначено залежність в'язкості рідини від умов транспортування у віскозиметрі, кількісно встановлений зв'язок між в'язкістю та густиною неньютонівської рідини. Висунуто гіпотезу, що пояснює такий зв'язок на основі молекулярної будови речовини. Одночасно визначено «критичний» інтервал значень концентрації хлориду натрію 4% – 8 %, за якого відбувається максимальна зміна в'язкості рідини. Цей результат має бути цікавим для прогнозування властивостей крові у гематології.

Із метою збільшення ефективності ведення досліджень створено модель потоку рідини, у якому досліджено гідродинамічні параметри рідини уздовж та поперек віскозиметру. Результати досліджень на представлених моделях якісно та кількісно збігаються із результатами, що отримані у інших умовах досліджень неньютонівських рідин [1–3, 5–9]. Таким чином, представлені моделі цілком коректно використовувати для досліджень потоку рідини. Ефективність моделей полягає у тому, що вони надають можливість вимірювати у динаміці декілька характеристик потоку одночасно із максимально можливою точністю. Разом з тим, мається можливість моделювати такі умови транспортування рідини, які практично неможливо дослідити у лабораторіях, наприклад, розміри капілярних віскозиметрів з діаметром менше 6 мкм [2, 3]. Результати досліджень наводяться у графічному та аналітичному форматі.

У результаті досліджень потоку рідини на моделі отримано висновок про те, що сталий рух рідини встановлюється швидше у віскозиметрах малих діаметрів, ніж великих, при однакових зовнішніх чинниках. Такий висновок отримано після дослідження градієнтів швидкості течії та в'язкості рідини на різних діаметрах віскозиметрів.

Із використанням відомих характеристик судів людини створено модель сонної артерії із тромбом та експериментально визначено критичні умови для потоку досліджуваної рідини. А саме, визначено критичні параметри тромбу, які були підтверджені аналітично.

Результати досліджень, що представлені у роботі, мають практичне значення. Модель віскозиметру має бути використана для технічних, біологічних та медичних досліджень. Ефект «хлопання» суду можливо використовувати для створення вимірювальних приладів контролю витрати рідини у транспортних системах, або запобіжників при аварійних ситуаціях. У дієтології та медицині, включаючи спортивну, потрібно звертати увагу на наявність критичного інтервалу концентрації солі у крові, на якому відбувається найбільший вплив на її в'язкість. Такий інтервал, за переконанням автора, має бути індивідуальним для кожної людини, виходячи із фізіологічних особливостей окремого організму.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Овсянников М.К., Орлова Е.Г., Емельянов П.С. Основы гидромеханики: Навч. посіб. – М.: Консульт, 2003. – 151 с.
2. Гуревич М.И., Берштейн С.А. Основы гемодинамики: Навч. посіб. – Київ : Наук. думка, 1979. – 232 с.
3. Фолков Б., Ніл Э. Кровообіг – Пер. з англ. – М. : Медицина, 1976. – 463 с.
4. Кузьмичев В.Е. Законы та формули фізики / Відп. ред. Тартаковський. – Київ : Наук. думка, 1989. – 864 с.
5. Каро К. Педли Т. Шротер Р. Сид У. Механика кровообращения – Пер. с англ., New York – Toronto: Oxford University Press, 1979. – 624 с.
6. Бадыштова К.М., Барштадт Я.А., Богданов Ш.К. та ін. Топлива, смазочные материалы, технические жидкости. Ассортимент и применение: Довідник під ред. Школьников В.М. – М.: Хімія, 1989. – 432 с.
7. Рогачев М.К., Кондрашева Н.К. Реология нефти и нефтепродуктов: Навч. посіб – Уфа: Видав. УГНТУ, 2000. – 89 с.
8. Гидродинамика кровообращения. Сборник переводов под редакцией Регирера С.А. – М.: Мир, 1971. – 271 с.
9. Богаченко С.Е., Устинов Ю.А. Модель движения крови в артериальном сосуде во время систолы и анализ напряженного состояния стенки с учетом винтовой анизотропии // Российский журнал биомеханики, 2009, том 13, № 1 (43): с. 29–42.
10. Хасанов М.Р. Повышение эффективности транспорта и хранения вязких нефтепродуктов: Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук – Уфимский ГНТУ, 2004.
11. Рудольф Гирке, Георг Широкоф. Эксперименты по курсу элементарной физики, ч. 2. Жидкости и газы / Пер.с нем. Под. редакцией проф. Знаменского А.А. – М.: Государственное учебно-педагогическое издательство министерства просвещения, 1959. – 233 с.
12. Гуреев А.А., Жоров Ю.М., Смидович Е.В. Производство высокооктановых бензинов – М.: Хімія, 1981. – 211 с.
13. Пурия Б.А., Касьянов В.А. Биомеханика крупных кровеносных сосудов человека – Рига: Зинатне, – 1980.

ІНТЕРНЕТ – РЕСУРСИ

<https://sites.google.com/site/phisicon19/stranicafiziki/videomaterialy/konstruktorskie-razrabotki-razrabotki>