

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

Інститут інформаційних технологій

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

Мельник Антон Олександрович

(прізвище, ім'я, по батькові)

УДК (662.612:528)

МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА

"Розроблення та метрологічний аналіз удосконаленого методу контролю
поверхневих властивостей кровоносних судин"

(назва роботи)

Метрологія та вимірювальна техніка

(назва освітньої програми)

152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

(шифр і назва спеціальності)

А.О. Мельник

(підпис, ініціали та прізвище здобувача освітнього ступеня)

Науковий керівник Витвицька Л.А., к.т.н. доцент каф. ІВТ

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Допущено до захисту

В.о. завідувача кафедри

О.Є.Середюк

(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Рецензент

(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Івано-Франківськ

2024

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу
(повне найменування закладу вищої освіти)

Інститут інформаційних технологій

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

Освітній рівень магістр

Спеціальність 152 Метрологія та інформаційно вимірювальна техніка
(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о.завідувача кафедри ІВТ

Середюк О.Є.

«___»

20__ року

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ

Мельнику Антону Олександровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

Тема роботи "Розроблення та метрологічний аналіз удосконаленого методу контролю поверхневих властивостей кровоносних судин"

Керівник роботи Витвицька Л.А., к.т.н. доцент каф. ІВТ,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджено наказом закладу вищої освіти від "15" грудня 2023 року №734/7

2. Строк подання студентом роботи 10.01.2024 року

3. Вихідні дані до роботи: Діапазон зміни крайового кута змочування 1-0,75, предмет дослідження розтікання крові по кровоносних судинах

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

Вступ

1. Аналіз існуючих методів дослідження стану кровоносних судин.

2. Математичне моделювання процесів кровотоку та зміни електричних параметрів системи судина-кров

3. Теоретичне обґрунтування ємнісного методу визначення поверхневих властивостей твердого тіла при його взаємодії з кров'ю.

4. Розробка конструкції пристрою для експрес-контролю поверхневого натягу кровоносних судин

5. Метрологічний аналіз розробленого пристрою

Висновок

Прелік посилань та джерела

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Нормо-контроль	Лютак З.П., доцент		

7. Дата видачі завдання 15.06. 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Вступ	16.11.- 20.11.2023	
2.	Аналіз існуючих методів дослідження стану кровоносних судин	21.11.- 30.11.2023	
3.	Теоретичне обґрунтування ємнісного методу визначення поверхневих властивостей твердого тіла при його взаємодії з кров'ю	01.12.- 15.12.2023	
4	Розробка конструкції пристрою для експрес-контролю поверхневого натягу кровоносних судин	16.12.- 30.12.2023	
5.	Метрологічний аналіз розробленого пристрою	01.01.- 05.01.2024	
6	Висновки	06.01.- 10.01.2024	

Студент _____

(підпис)

Мельник А.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____

(підпис)

Витвицька Л.А.

(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Магістерська робота: стор., рис., літер. джерел, арк. граф. матеріалу

Мета роботи -Розроблення удосконаленого методу та пристрою для дослідження стану кровоносних судин за їх змочуваністю кров'ю.

Об'єкт дослідження – процес проходження крові по кровоносних судинах та змочуваність кров'ю внутрішніх поверхонь штучних кровоносних судин .

Предмет дослідження -пристрій для комплексного аналізу стану кровоносних судин.

Методи дослідження - математичні методи опису процесу змочування рідинами твердих поверхонь на основі рівнянь гідродинаміки, обробки результатів контролю на основі комп'ютерних технологій.

В магістерській роботі проаналізовано види та характеристики кровоносних судин, методи їх дослідження, обгрунтовано вибір вимірювання показників змочування кров'ю твердих поверхонь як комплексного методу дослідження стану кровоносних судин. Проведено метрологічний аналіз розробленого методу, який підтвердив доцільність його розроблення. Виконано метрологічне забезпечення розробленого пристрою.

**КРАЙОВИЙ КУТ ЗМОЧУВАННЯ, КРОВОНОСНІ СУДИНИ,
ЄМНІСНИЙ МЕТОД, ПОХИБКА, МЕТРОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ,
ТОЧНІСТЬ.**

ABSTRACT

Master's thesis: pp., fig., letters. sources, sheet earl. material

The purpose of the work - Development of an improved method and device for studying the state of blood vessels by their blood wettability.

The object of research is the process of blood passage through blood vessels and blood wettability of the inner surfaces of artificial blood vessels.

The subject of research is a device for comprehensive analysis of the state of blood vessels.

Research methods - mathematical methods of describing the process of liquid wetting of solid surfaces based on hydrodynamic equations, processing control results based on computer technologies.

The master's thesis analyzed the types and characteristics of blood vessels, methods of their research, and justified the choice of measuring indicators of blood wetting of hard surfaces as a comprehensive method of researching the state of blood vessels. A metrological analysis of the developed method was carried out, which confirmed the expediency of its development. Metrological support of the developed device has been completed.

MARGINAL WETTING ANGLE, BLOOD VESSELS, CAPACITIVE METHOD, ERROR, METROLOGICAL ANALYSIS, ACCURACY.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

УЗДГ-ультразвукова доплєграфія судів

ПЕТ-Позитронно-емісійна томографія

АШК-апарат штучного крообігу

АЧТВ- активований час тромбування вени

ЗМІСТ

Вступ.....	8
1 Аналіз існуючих методів дослідження стану кровоносних судин	10
1.1 Ультразвуковий метод визначення швидкості руху крові	11
1.2 Електромагнітний метод визначення швидкості кровотоку	15
1.3 Метод комп'ютерної томографії.....	17
1.4 Термографічний метод контролю судин кінцівок.....	25
1.5 Контроль поверхневих властивостей судин.....	30
1.6 Техніко-економічне обґрунтування і постановка задачі магістерської роботи.....	32
2 Математичне моделювання процесів кровотоку та зміни електричних параметрів системи судина-кров.....	34
2.1 Особливості будови кровоносних судин	34
2.1.1 Особливості поверхонь кровоносних судин.....	37
2.2 Аналіз впливу компонентів крові на змочуваність поверхонь судин	38
2.3 Біологічні основи сумісності кровоносних імплантантів в організмі людини.....	44
2.3.1. Характеристика металів.....	45
2.3.1.1 «Пасивні» покриття стентів.....	46
2.3.1.2 «Активні» покриття стентів.....	47
2.3.2 Корозія металів.....	48
2.3.3 Механізм дії іонів металів.....	52
2.3.4 Окислювальне пошкодження.....	52
2.3.5 Біосумісність імплантантів з організмом.....	54
3 Теоретичне обґрунтування ємнісного методу визначення поверхневих властивостей твердого тіла при його взаємодії з кров'ю	80
3.1 Вплив характеру взаємодії при змочуванні кров'ю поверхні кровоносних судин на його діелектричні характеристики.....	80
3.2 Визначення залежності ємності конденсатора від діелектричної проникності системи електрод-паралельна пластина-шар рідини.....	86
3.3 Обґрунтування вибору вимірювального параметру.....	89
4 Розробка конструкції пристрою для експрес-контролю поверхневого натягу кровоносних судин.....	94
4.1 Обґрунтування вибору вимірювальної схеми пристрою.....	94
4.2 Розробка функціональної схеми пристрою.....	99
4.3 Розробка конструкції ємнісного первинного перетворювача.....	102
4.4 Розробка конструкції електромеханічного блоку та опис методики виконання вимірювань.....	109
5 Метрологічний аналіз розробленого пристрою.....	113
5.1 Аналіз факторів впливу на методичну похибку.....	114
5.2 Аналіз інструментальної похибки.....	122
5.3 Метрологічне забезпечення пристрою.....	127

Висновки.....	140
Перелік посилань на джерела.....	142
Додатки.....	145

ВСТУП

При використанні для оздоровлення людського організму апаратів, таких як «штучна нирка» і «штучне серце», а також при переливанні крові необхідно враховувати зміни фізико-хімічних явищ, які виникають при контакті крові з внутрішньою поверхнею кровоносної судини.

Оскільки на гідрофільній поверхні згущення крові є швидшим, ніж на гідрофобній то процес змочування потрібно враховувати при створенні протезів кровоносних судин.

На даний час використовується значна кількість методів діагностики кровотоку судин людини, що дає підстави ставити правильні діагнози, попереджувати певні захворювання, які пов'язані із швидкістю руху крові, а також попереджувати захворювання, спричинені порушенням кровообігу судин.

Тому метою даної роботи є розроблення удосконаленого методу та пристрою для дослідження стану кровоносних судин за їх змочуваністю кров'ю.

Об'єктом дослідження є процес проходження крові по кровоносних судинах та змочуваність кров'ю внутрішніх поверхонь кровоносних судин та штучних стентів.

Предметом дослідження є пристрій для комплексного аналізу стану кровоносних судин.

Методи дослідження - математичні методи опису процесу змочування рідинами твердих поверхонь на основі рівнянь гідродинаміки, обробки результатів контролю на основі комп'ютерних технологій

Практична цінність полягає у розробленні та пристрою для контролю процесу змочування штучних кровоносних судин та стентів

Новизна магістерської роботи: розроблення удосконаленого ємнісного методу контролю процесу змочування штучних кровоносних судин та стентів

удосконаленого методу

1 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ КРОВОНОСНИХ СУДИН

В даний час в умовах розвитку сучасної науки і техніки медицина, як і інші необхідні людині науки, посідає чільне місце за швидкістю впровадження нових технологій у своїй галузі.

Існує багато способів діагностики судин, серед яких слід виділити наступні:

- пальпація;
- ультразвукова доплерографія;
- венографія;
- Аналіз венозної крові;
- Комп'ютерна томографія;
- Ультразвукові та електричні витратоміри;
- Тепловізор.

В даний час контроль кровоносних судин в основному базується на визначеній швидкості руху крові в кровоносних судинах. Тому в цьому розділі описуються найбільш часто використовувані методи контролю кровотоку.

Існує два основних методи вимірювання швидкості кровотоку: ультразвуковий метод (ультразвуковий флоуметр), метод комп'ютерної томографії та електромагнітний метод (електромагнітний флоуметр), а також непрямі методи визначення стану кровоносних судин за характеристиками кровоносних судин (еластичність, провідність).

1.1 Ультразвуковий метод визначення швидкості руху крові

Цей метод заснований на ефекті Доплера. Ультразвукова доплерографія артерій і глибоких вен нижніх кінцівок (УЗДГ) давно відома і використовується в основному для дослідження лінійної швидкості кровотоку (ЛШ) у черевній аорті, стегновій артерії, підколінній артерії та артеріях тильного відділу стопи. Дослідження глибоких вен нижніх кінцівок включає дослідження венозного відтоку, його прохідності, функції клапанного апарату при функціональних пробах. Спочатку технологія УЗД артерій нижніх кінцівок була розроблена для дослідження прохідності судин при атеросклерозі нижніх кінцівок, а також методика УЗД глибоких вен нижніх кінцівок. Огляд кінцівок необхідний для диференціальної діагностики тромбозу глибоких вен, посттромботичного синдрому та патології лімфатичної системи нижніх кінцівок.

Зміна частоти хвилі, що сприймається спостерігачем (приймачем хвилі), внаслідок відносного руху джерела хвилі та спостерігача називається ефектом Доплера.

Припустимо, що спостерігач наближається зі швидкістю v_c до нерухомого відносно середовища джерела хвиль. При цьому він зустрічає за один і той же інтервал часу більше хвиль, ніж при відсутності руху. Це означає, що частота, яка сприймається v' є більшою ніж частота хвилі, що подається джерелом. Але оскільки довжина хвилі, частота та швидкість поширення хвилі зв'язана співвідношенням $v = \frac{v}{\lambda}$, то $v' = \frac{(v + v_c)}{\lambda}$, або з врахуванням того, що

$$\lambda = \frac{v}{v}$$

$$v' = \frac{v + v_c}{v} \cdot v \quad (1.1)$$

Інший випадок: джерело хвиль D рухається зі швидкістю v_D до нерухомого відносно середовища спостерігача (рис.1.1,а).

Оскільки джерело рухається слідом за випущеною хвилею, то довжина хвилі буде меншою, ніж при нерухомому джерелі. Насправді, довжина хвилі дорівнює відстані між двома точками з різницею фаз 2π . За час, рівний одному періоду, хвиля пошириться на віддаль λ (рис.1.1,б), джерело хвиль переміститься на віддаль $AB = v_D \cdot T$. Фази точок B і C при цьому відрізняються на 2π ; відповідно, відстань між ними дорівнює довжині хвилі λ' , що утворюється при русі джерела випромінювання. Використовуючи рис.1.1 і знаючи, що $v = \nu / \lambda$, виконаємо деякі обчислення:

$$\lambda' = \lambda - v_D \cdot T = \frac{v}{\nu} - \frac{v_D}{\nu} = \frac{(v - v_D)}{\nu}. \quad (1.2)$$

В цьому випадку спостерігач сприймає хвилю, частота коливання якої

$$\nu'' = \frac{v}{\lambda'} = \left[\frac{v}{(v - v_D)} \right] \cdot \nu. \quad (1.3)$$

При одночасному русі назустріч один одному спостерігача та джерела формула для частоти, що сприймається отримується підстановкою у формулу (1.3) ν' замість ν :

$$\nu''' = \frac{v}{v - v_D} \cdot \frac{v + v_C}{v} \cdot \nu = \frac{v + v_C}{v - v_D} \cdot \nu \quad (1.4)$$

Як видно з формули (1.4) при зближенні джерела хвиль та спостерігача сприйнята частота більша тієї, що випускається. Змінивши знаки біля v_C і v_D у (1.4), можна одержати аналогічну формулу при віддаленні джерела від спостерігача. Таким чином, можна записати загальну формулу:

$$\nu''' = \frac{v \pm v_C}{v \mp v_D} \nu, \quad (1.5)$$

де "верхні" знаки у формулі відносяться до зближення джерела та приймача хвиль, а "нижні" – до віддалення.

Розглянемо прилад, за допомогою якого можна реалізувати ультразвуковий метод (метод Доплера). Від генератора 1 електричних коливань УЗ-частоти (рис.1.2) сигнал поступає на випромінювач УЗ 2 і на пристрій порівняння частот 3. УЗ-хвиля 4 проникає в кровоносну судину 5 і відбивається від еритроцитів 6, що перебувають в русі. Відбита УЗ-хвиля 7 потрапляє у приймач 8, де перетворюється в електричне коливання і підсилюється. Підсилене електричне коливання потрапляє у пристрій 3.

Тут порівнюються коливання, що відповідають падаючій та відбитій хвилям, і виділяється доплерівський зсув частоти у вигляді електричного коливання $U = U_0 \cos 2\pi v_d t$. Як вказано в [1] швидкість еритроцитів визначається за формулою:

$$v_0 = \frac{v}{2} \cdot \frac{v_d}{v_r}, \quad (1.6)$$

де v_d - прийнята (доплерівська) частота; v_r - частота УЗ, що випромінює генератор.

У великих кровоносних судинах швидкість еритроцитів змінюється залежно від їх положення відносно осі: «парааксіальні» еритроцити рухаються з більшою швидкістю, тоді як «периферичні» еритроцити рухаються з меншою швидкістю. Ультразвукові хвилі можуть відбиватися різними еритроцитами, тому доплерівський зсув — це не одна частота, а діапазон частот. Тому ефект Доплера визначає не тільки середню швидкість кровотоку, але й швидкість руху різних шарів крові.

На сьогоднішній день можливості ультразвукової доплерографії (УЗД) судин верхніх і нижніх кінцівок значно розширилися у зв'язку з необхідністю об'єктивізації великої кількості артерій і вен і використання цієї технології в різних галузях медицини: ангіології, судинній Хірургічне, ортопедичне, ендокринологічне відділення, травматологічне відділення, онкологічне відділення, кардіологічне відділення, лімнологічне відділення, відділення

мікрочірургії та трансплантології, неврологічне відділення, відділення реанімації та ін.

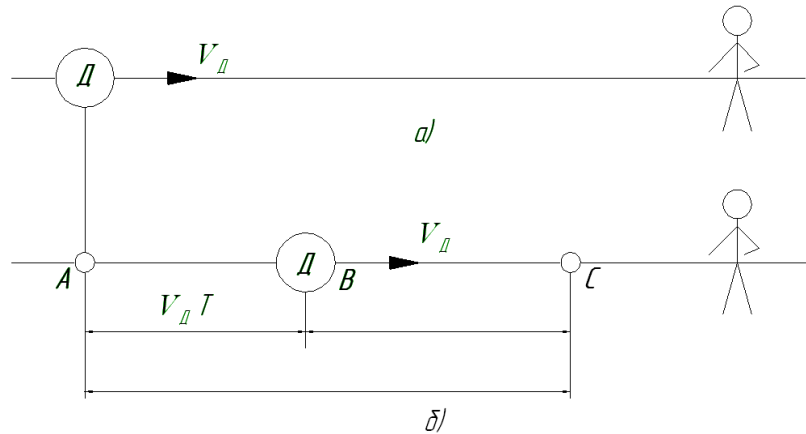


Рисунок 1.1 – Графічне зображення руху джерела хвиль до спостерігача

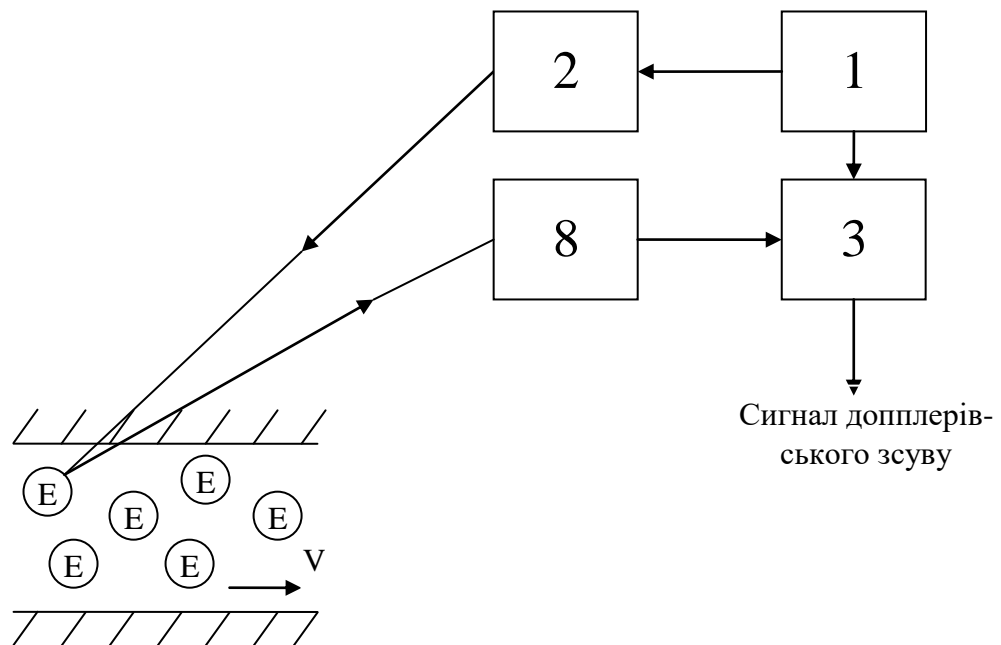


Рисунок 1.2 – Структурна схема приладу Доплера

Так поява нового олівцевого датчика для УЗДГ з частотою 16МГц дозволила локувати поверхневі кровотоки по артеріях та венах фаланг пальців, що дозволило ширше застосовувати методику в ендокринології для діагностики діабетичної ангіопатії, а відповідно індивідуально підібрати ефективні засоби лікування.

1.2 Електромагнітний метод визначення швидкості кровотоку

Даний метод базується на відхиленні рухомих зарядів в магнітному полі. Справа в тому, що кров, яка є електрично нейтральною системою, складається з позитивних та негативних іонів. Відповідно, кров, що рухається є потоком заряджених частинок, які переміщуються зі швидкістю $v_{кр}, м/с$. На рухомий електричний заряд $q, Кл$ в магнітному полі з індукцією $B, Тл$ діє сила Лоренца:

$$F = qv_{кр}B \quad (1.7)$$

Якщо, заряд негативний, то сила направлена протилежно векторному добутку $v_{кр} \times B$.

Як показано на рис. 1.3, сили, що діють зі сторони магнітного поля на різнойменні заряди, направлені в протилежні сторони. Біля однієї стінки кровоносної судини переважає позитивний заряд, біля іншої — негативний. Перерозподіл зарядів по поперечному перерізу судини викличе появу електричного поля. Це фізичне явище називається ефектом Холла.

Напруга U_x (холлівська напруга) залежить від швидкості v руху іонів, тобто від швидкості крові. Таким чином, вимірюючи цю напругу, можна

визначити і швидкість кровотоку. Знаючи поперечний переріз $S, \text{м}^2$ судини, неважко обчислити об'ємну швидкість кровотоку ($\text{м}^3 / \text{с}$):

$$Q = v_{\text{кр}} \cdot S \quad (1.8)$$

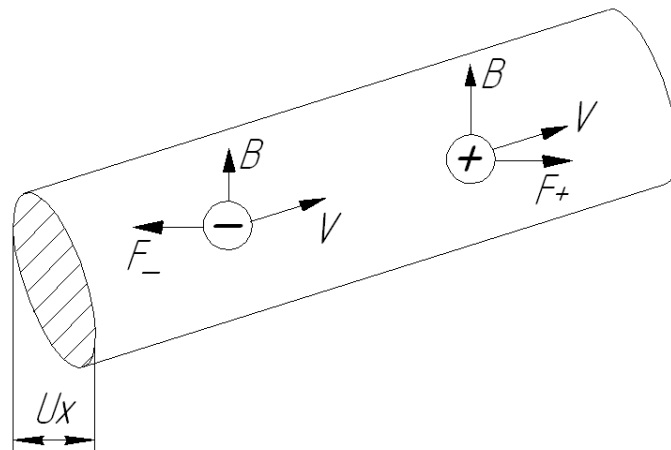


Рисунок 1.3 – Схема дії сил магнітного поля на різноіменні заряди

Практично зручніше в цьому методі використовувати змінне магнітне поле. Це приводить до виникнення змінної холлівської напруги U_x , яка потім підсилюється і вимірюється.

1.3 Метод комп'ютерної томографії

Одним із великих досягнень сучасної медицини є впровадження в практику методів комп'ютерної томографії. Томографія (від грец. tomos — шар

і фігура) — метод дослідження, що дозволяє пошарово зняти частину досліджуваного об'єкта, зокрема частину тіла людини.

Найбільш поширені методи комп'ютерної томографії:

1. Рентгенівська томографія.
2. ЯМР томографія на основі явищ ядерного магнітного резонансу.
3. Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ).

Розглянемо метод рентгенівської томографії докладніше. Отримання порізних зображень при методі рентгенівської томографії ґрунтується на русі двох із трьох компонентів (рентгенівської трубки, рентгенівської плівки, об'єкта дослідження). Ця техніка, при якій об'єкт нерухомий, а рентгенівська трубка та касета з плівкою координовано рухаються в протилежних напрямках, набула широкого застосування.

У рентгенівських томографах пацієнта "використовують" в ролі вісі, навколо якої обертають рентгенівську трубку і високочутливий детектор (приймач) рентгенівського випромінювання. Принцип одержання рентгенограм різних шарів показаний на рис.1.4.

Рентгенівську трубку 1 і плівку (детектор) 3 зміщують в протилежні сторони так, щоб тінь шару, де знаходиться точка A , весь час падала на одне і те саме місце плівки. За час, поки трубка пройде відстань a , плівка повинна пройти відстань b .

За цієї умови на плівці з'являється чітке зображення шару A . Тіні шарів, розміщених вище і нижче шару A , будуть рухатися швидше або повільніше плівки і тому "змажуться". Глибину x залягання шару A визначають із подібності заштрихованих трикутників $\frac{a}{b} = \frac{(F-x)}{x}$, звідки $x = \frac{F \cdot b}{(a+b)}$, де F — величина стала. Вимірюючи a і b , знаходимо x . Для отримання рентгенограми другого шару треба змінити відстань між трубкою, шаром і плівкою.

Якщо розмістити рентгенівську трубку і детектор на протилежних кінцях діаметра "бублика", а в центрі (на осі "бублика") розмістити певну

частину тіла пацієнта, то при зміщенні "бублика" вздовж тіла можна дістати зображення поперечного перерізу тіла пацієнта. Використовуючи в ролі детектора рентгенотелебачення, "зрізи" тіла можна бачити на телевізійному екрані. Програмування роботи томографа за допомогою ЕОМ називають комп'ютерною томографією.

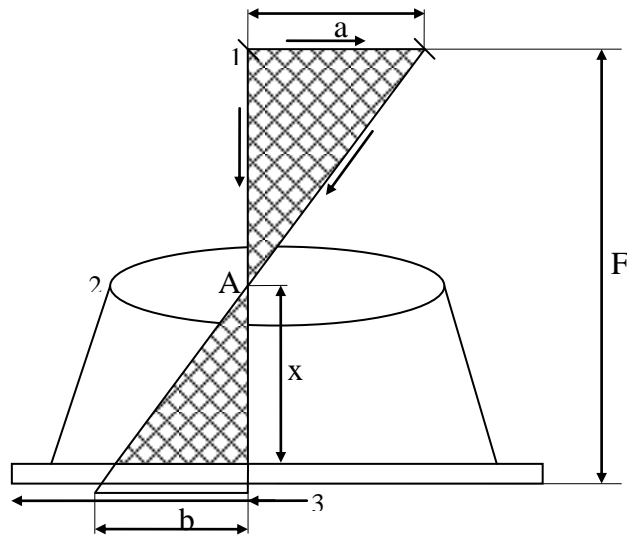


Рисунок 1.4 – Принцип рентгенографії

Особливістю КТ є те, що на круглій рамі закріплена рентгенівська трубка і два сцинтиляційні детектори, спрямовані всередину трубки з кристалічного натрію. Об'єкт дослідження розташовується між трубкою і детектором.

Через нерухомий досліджуваний об'єкт пропускають колімований (тобто паралельний) пучок рентгенівських променів (зазвичай перетином 3x13 мм). При лінійному русі труби 160 разів уздовж площини сканування (дослідження) реєструються рентгенівські фотони, що проходять через об'єкт. Потім система трубчастого детектора повертається на 1° і сканує знову, і так далі, поки не буде завершено повні 180° . Одночасно кожен детектор записує 28 800 (180x160) показань, які записуються на плівку або диск і обробляються комп'ютером. Ширина досліджуваного шару в цій системі становить 13 мм.

Реконструкція радіологічних зображень базується на оцінці інтенсивності рентгенівського випромінювання, зареєстрованого кожним детектором. Величина зареєстрованої інтенсивності визначається поглинанням рентгенівського випромінювання матеріалом, через який воно проходить.

Зображення виводиться у вигляді матриці з полями 80x80 і розмірами 3x3 метри. Кожна з 6400 зон характеризує кількість випромінювання, поглиненого ділянкою тканини 3x3x13 мм (117 мм³). Ми називаємо їх тканинними елементами. Кожен такий елемент має свою кількість і свій коефіцієнт поглинання. Останній розраховується цифровою обчислювальною машиною з точністю до 0,5 % і відтворюється спеціальним друкарським обладнанням.

Комплекс рентгенівського комп'ютерного томографа, що призначений для досліджень головного мозку та інших органів людини містить такі основні вузли: вузол 1 включає стіл для хворого, пульт управління і кругову раму з трубкою і детектором; вузол 2 є центральним пультом управління; вузол 3 генерує рентгенівське випромінювання; вузол 4 це пристрій для оброблення інформації; вузол 5 це пристрій для відтворення зображення; вузол 6 це система охолодження ; вузол 7 це високовольтний трансформатор.

1.4 Термографічний метод контролю судин кінцівок

Завдяки терморегуляції тіло людини має певну температуру , тому важливою частиною цієї області функціонування йякої є теплообмін між тілом людини та навколишнім середовищем. Розглянемо деякі особливості цього теплообміну, припускаючи, що температура навколишнього середовища нижча за температуру тіла.

Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування і випромінювання (поглинання).

Точно визначити розподіл виділеного тепла між перерахованими вище процесами є неможливо, так як це залежить від стану організму (температури, рухливості і т.д.), та зовнішнього середовища, в якому перебуває організм (температури, вологості, рух у повітря тощо), одягу.

Однак приблизні і усереднені оцінки можна зробити для людей без особливих фізичних навантажень, які проживають в помірному кліматі.

В силу низької теплопровідності повітря цей вид тепловіддачі є дуже незначний. Більш суттєвішим є конвекція, яка може бути як природною так і вимушеною, при якій повітря обдуває нагріте тіло. Значну роль для зниження конвекції відіграє одяг. При помірному кліматі 20% тепловіддачі людини проводиться конвекційно.

Випаровування яке здійснюється поверхнею шкіри і легенів, становить близько 30% тепловтрат.

Близько 50% основної частини випромінювання в зовнішнє середовище від відкритих частин тіла і одягу відноситься до інфрачервоних хвиль в діапазоні від 4 до 50 мкм.

Для розрахунку цих втрат використаємо такі припущення.

1. Випромінювання з тіла людини приймається у сірому діапазоні хвиль. Тому можна використати наступну формулу:

$$R_e = \int_0^{\infty} \alpha \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{d\lambda}{e^{hc/kt^2} - 1} = 2\sigma T^4 \quad (1.9)$$

Приймається добуток коефіцієнта поглинання та постійної Стефана-Больцмана як коефіцієнт випромінювання, який рівний $\delta = \alpha\sigma$. Тоді (1.9) матиме вигляд:

$$R_e = \delta T^4 \quad (1.10)$$

2. Доцільно застосувати закон Стефана-Больцмана до нерівномірного випромінювання, такого як випромінювання з тіла людини.

Відповідно до формули (1.10) людина випромінює зі всієї відкритої поверхні тіла площею S потужність яка рівна $P_1 = S\delta T_1^4$.

Але людина у цей час також поглинає випромінювання від предметів кімнати, стін, стелі і т.п. При однаковій температурі поверхня тіла людини повітря в кімнаті, випромінювані і поглинені потужності були б однакові і рівні $P_0 = S\delta T_0^4$.

На основі двох вищевикладених рівностей отримана потужність, яка втрачається людиною через випромінювання при взаємодії з навколишнім середовищем:

$$P = P_1 - P_0 = S\delta(T_1^4 - T_0^4). \quad (1.11)$$

Для одягненої людини під T_1 розуміється температура поверхні одягу. Наприклад, якщо температура навколишнього середовища становить 18°C (291K), то роздягнена людина при температурі шкіри рівній 33°C (306K), втрачає постійно через випромінювання з площі $1,5\text{ м}^2$ енергію, рівну :

$$P = 1,5 \cdot 5,1 \cdot 10^{-8} (306^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 122 \text{ Дж/с}. \quad (1.12)$$

При температурі поверхні шкіри 24°C (297K) та такій самій температурі навколишнього середовища в одягу людина втрачає за допомогою випромінюванням енергію, рівну:

$$P_\infty = 1,5 \cdot 4,2 \cdot 10^{-8} (297^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 37 \text{ Дж/с}. \quad (1.13)$$

Максимальна спектральна щільність енергетичної освітленості тіла людини згідно із законом Віна відноситься до довжини хвилі наближено $9,5\text{ мкм}$ при температурі поверхні шкіри 32°C .

Продиференціювавши рівняння (1.9), $dR_e = 4\delta T^3 dt$ і поділивши на (1.10), отримаємо $dR_e/R_e = 4dT/T$. Одже, відносна зміна енергетичної світимості є більшою за відносну зміну температури поверхні в чотири рази. У здорових людей розподіл температури по різних точках поверхні тіла є характерним. Проте запальні процеси, пухлини можуть змінити місцеву температуру.

Стан кровообігу визначає температуру вен. Отже, визначення і реєстрація випромінювання з різних ділянок поверхні тіла людини є діагностичним методом, який називається термографія,

Цей метод є абсолютно нешкідливим і тому може бути використаний для масового профілактичного обстеження населення.

Відмінність температури поверхні тіла при цьому визначається за двома методами. Використовуються індикатори рідкокристалічні, які є дуже чутливі до невеликих змін температури, при цьому змінюються їх оптичні властивості. За зміною їх кольору визначається місцева відмінність температури. Другий метод – технічний, який оснований на використанні тепловізорів.

Тепловізори забезпечують індикацію теплового поля нагрітого об'єкта шляхом перетворення інфрачервоного випромінювання нагрітого тіла у видимий спектр,.

Позитивність тепловізійних систем це здатність реєстрації малих різниць температур. Тому важливою характеристикою тепловізора є чутливість до перепадів температур $T_{\text{ПЕР}}$.

Тепловізори конструюють за схемою одночасного надходження інформації на приймальний пристрій та перетворення потоку із наступною передачею його на індикаторний пристрій, або за схемою послідовного надходження інформації на перетворювач і передачею сигналів зображення на індикатор.

За першою схемою використовуються комутуючі пристрої. Комутація здійснюється електронним променем (у відиконах, фільтерконах, піроконах), світловим променем (у терміконах), або матричними перетворювачами.

За другою схемою використовуються одноелементні і лінійчаті перетворювачі випромінювання, та механічні пристрої сканування.

1.5 Контроль поверхневих властивостей судин

При виготовленні таких апаратів, як «штучне серце» і «штучна нирка», і при вирішенні інших практичних завдань медицини (наприклад, переливання крові) необхідно враховувати фізико-хімічні явища, які мають місце при контакті крові з твердою поверхнею.

Відомо, що на гідрофільній поверхні кров згущується швидше, ніж на гідрофобній. Змочування необхідно враховувати при створенні і використанні на практиці протезів кровоносних судин, сечоводів, жовчних проток і т. д.

Розміри поверхонь, з якими контактує кров, можуть коливатися від декількох квадратних сантиметрів до декількох квадратних метрів. Крім біохімічних і гематологічних змін крові при контакті її з твердою поверхнею великого значення набувають змочування і розтікання [2].

Для оцінки змочування поверхонь кров'ю використовується крайовий кут і кут нахилу поверхні, при якому відбувалося скачування краплі рідини. Як випробовувані поверхні застосовували гладкі поліровані пластинки, на які наносили краплі цитратної крові, плазми і сироватки. Цитратною кров'ю є розчин, що містить $0,5 \text{ см}^3$ цитрату на 10 см^3 крові. При визначенні кута скачування застосовували краплі рідини однакової маси, рівної приблизно $0,15 \text{ г}$. Для порівняння вивчали змочування випробовуваних поверхонь водою. Цитратна кров і плазма змочують поверхні дещо гірше, ніж вода. Зіставлення змочування цих поверхонь сироваткою і водою показує, що в одних випадках вода покращує краще, а в інших гірше, ніж сироватка.

Одночасно з вимірюваннями крайового кута проводили, вимірювання поверхневого натягу крові на межі з вазеліновим маслом і повітрям.

При зануренні краплі крові у вазелінове масло поверхневий натяг знижується. Поверхневий натяг крові на межі з неполярним вазеліновим маслом поверхневим натягом знижується. Поверхневий натяг крові на границі

розділу з неполярним вазеліновим маслом – залежить від індивідуальних властивостей організмів.

Із збільшенням крайового кута і зменшенням роботи адгезії крові швидкість згортання падає, а час згортання відповідно збільшується. На змочуваній твердій поверхні в порівнянні з не змочуваною збільшується концентрація тромбоцитів, що сприяє згортанню. Згортання крові на олеофобній поверхні протікає менш інтенсивно, чим на олеофільній.

Для хірургічних апаратів, апаратів штучного кровообігу (АШК) і інструментів, в яких кров стикається з чужорідною поверхнею, важливо застосовувати такі матеріали, при контакті з якими кров згущується поволі.

У АШК застосовуються скляні поверхні. Олеофобізація цих поверхонь може проводитися різними способами.

Хоча не виявлена кореляція між крайовим кутом для крапель води і крові, але на гідрофобних поверхнях збільшується крайовий кут як води, так і крові. Звідси можна чекати зниження швидкості згортання крові на гідрофобних поверхнях.

У АШК застосовують гумові деталі, такі як клапани, діафрагми, сполучні трубки і ін. Для повідомлення гумових виробів гідрофобних властивостей в них вводять кремнійорганічні рідини в кількості до 8%. Зміна змочування і згортання крові при введенні кремнійорганічної рідини в гуму (на основі каучуку СКГ МХП ВТ 51-54) характеризується коефіцієнтом k_s , що показує, в скільки разів збільшився час згортання крові при контакті з цими матеріалами в порівнянні з часом згортання на склі.

Як впливає з приведених даних, гума з добавками кремнійорганічних з'єднань підвищує час згортання крові в порівнянні з парафіновою і особливо скляною поверхнями.

Для АШК застосовують різні марки неіржавіючої сталі, з якої виготовляють крани, штуцера і інші деталі. Для гідрофобізації сталеві поверхні

покривають тонким шаром лаку МК-4. Внаслідок чого крайовий кут збільшується від 70 до 100°, що обумовлює зниження швидкості згортання.

Деякі деталі АШК (фільтри для крові, шланги і ін.) виготовляються з синтетичних матеріалів. Частина цих матеріалів (поліетилен, тетрафторетилен і поліметілметакрилат) гідрофобна. Деякі ж матеріали (амід, капрон і інші) вимагають гідрофобізації. Так само як і в інших випадках, в результаті гідрофобізаційних синтетичних матеріалів час згортання крові збільшується в середньому в два рази.

Рідкі кремнійорганічні препарати, які застосовують як покриття хірургічних інструментів, крім зменшення згортання крові знижують тертя при русі рідини, що має велике значення для АШК.

1.6 Обґрунтування і постановка задачі магістерської роботи

На основі аналізу різних методів дослідження стану кровоносних судин та впливу на процес кровообігу їх поверхневих властивостей визначено, що для створення інплантантів судин та підбору матеріалу для апаратів штучного кровообігу, штучної нирки і т.д. особливо важливу роль відіграють саме поверхневі властивості судин, які одночасно повинні бути і частково проникними для певних складових крові і добре проводити кровотік на спричиняючи хімічних змін крові. На даний час не існує універсального методу для контролю поверхневих властивосте твердих тіл тобу виникає необхідність розроблення такого методу, який би дозволив в експресному режимі проводити даний контроль саме за взаємодією поверхні судини із ще не згорнутою кров'ю. Для досягнення даної мети необхідно вирішити такі задачі:

— проаналізувати хімічний склад та особливості структури крові та функціональне призначення її складників;

- проаналізувати особливості будови та функціонування різних видів кровоносних судин;
- розробити математичну модель процесів змочування кров'ю внутрішніх поверхонь судин;
- теоретично обґрунтувати взаємозв'язок зміни поверхневих параметрів судини при змочуванні її кров'ю та електричними властивостями системи судина-кров;
- розробити структурну схему пристрою для експрес контролю поверхневих властивостей судин;
- розробити методику та умови проведення вимірювань, а також методику інтерпретації результатів;
- здійснити метрологічний аналіз розробленого пристрою, розрахувати прогнозовані методичну та інструментальну похибки;
- розробити метрологічне забезпечення розробленого пристрою.

2 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ КРОВОТОКУ ТА ЗМІНИ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СИСТЕМИ СУДИНА-КРОВ

В даному розділі розглянуто особливості поверхонь різних видів кровоносних судин, складу крові, та вимоги до біологічної сумісності кровоносних імплантів (стентів), проаналізовано сучасні методи дослідження стану поверхонь, розроблено математичні моделі процесів змочуваності кров'ю поверхонь судин та встановлено їх зв'язок з електричними параметрами системи судина-кров.

2.1 Особливості будови кровоносних судин

Порівняльно-анатомічними та ембріологічними дослідженнями доведено, що судинна система безперервно перебудовується структурно і функціонально. У хребетних тварин та людини судинна система походить з мезенхіми. Із скупчень II клітин, які називають кров'яними острівцями, утворюються клітини крові, а також первинні кровоносні судини. Раніше за інші судини формуються серце, аорта і великі (кардинальні) вени. Остаточну сформовану судинну систему за будовою та функцією поділяють на кровоносну і лімфатичну. Кровоносні судини залежно від будови їхніх стінок і напрямку руху крові в них відносно серця поділяють на артерії, вени та капіляри.

Артерія (*arteria*) — це судина, по якій кров під значним тиском тече від серця. Цей фактор зумовлює будову стінки артерії, яка складається з внутрішньої, середньої та зовнішньої оболонок.

Внутрішня оболонка (*tunica intima*) побудована з різних за формою ендотеліоцитів, під якими знаходяться клітини підендотеліального шару, що

розміщуються на внутрішній еластичній мембрані. Кількість еластичних волокон у цій мембрані збільшується із збільшенням діаметра артерій.

Найскладнішу структуру має середня оболонка (*tunica media*), що складається в основному з еластичних волокон та непосмугованих м'язових клітин. Співвідношення їх змінюється залежно від відстані до серця. Так, в артерій, що відходять безпосередньо від серця (наприклад, аорта, плечоголовний стовбур тощо), ця оболонка побудована з великої кількості еластичних волокон, які утворюють еластичні пластинки, і окремих м'язових клітин. Такі артерії називаються артеріями еластичного типу. В артеріях м'язово-еластичного, або мішаного, типу в середній оболонці є однакова кількість еластичних волокон та непосмугованих м'язових клітин. До таких артерій належать великі гілки аорти. На значній відстані від серця в середній оболонці артерій кількість еластичних волокон зменшується, а число м'язових клітин збільшується. Ці судини називаються артеріями м'язового типу. До цих артерій належать внутрішньоорганні артерії, артерії кінцівок.

Назовні від середньої оболонки артерії знаходиться її зовнішня оболонка (*tunica externa*), побудована з тонких колагенових та еластичних волокон. В її товщі проходять кровоносні судини та нерви судин.

Крупні артерії (аорта, підключичні і сонні артерії) мають товсті стінки, тому витримують великий тиск крові. Дрібні артерії – артеріоли, середній шар містить тільки гладкі м'язи.

На основі антропомікроскопічних досліджень було описано три типи капілярних судин: невікончасті, вікончасті та переривні. Невікончасті капілярні судини знаходяться в м'язах, легенях, у центральній нервовій системі, в жировій і сполучній тканинах. Обмін речовин у цих судинах відбувається крізь міжклітинні отвори у міжклітинній речовині.

Вікончасті капілярні судини є в клубочках ниркового тільца, слизовій оболонці кишок та в судинній оболонці очного яблука. В цих судинах обмін речовин проходить крізь ендотеліоцит.

Переривні капілярні судини розміщені в печінці, селезінці та кістковому мозку. Між ендотеліоцитами їхньої стінки є багато міжклітинних отворів, крізь які проходять не тільки макромолекули, а й клітини крові.

Вени – збирають кров від органів і несуть її до серця. Їхні стінки складаються з тих самих оболонок, що і стінки артерій, але мають менше гладких м'язових і еластичних волокон (стінки тонші, діаметр більший). Менш еластичні і легко розтягуються. Мають півмісяцеві клапани (за винятком порожнистих), які забезпечують течію крові тільки в одному напрямку (до серця).

Кров у венах тече під невеликим тиском тому на рух крові у венах великий вплив здійснюють оточуючі тканини, особливо скелетні м'язи. Крім того, руху крові до серця сприяє розтягування порожнистих вен у грудній клітці під час вдиху.

Венули – дрібні вени.

Капіляри – найдрібніші кровоносні судини розташовані в усіх тканинах між артеріями і венами. Основна функція капілярів – забезпечення обміну газами і поживними речовинами між кров'ю і тканинами. Тонка стінка капілярів утворена лише одним шаром плоских ендотеліальних клітин. Через неї легко проходять гази крові, продукти обміну речовин, поживні речовини, вітаміни, гормони і лейкоцити (за потреби).

Багато капілярів в залозах, мозку; мало в сухожиллях.

Капіляри можуть відкриватись і закриватись, змінюючи кровопостачання тканин.

Сучасні дослідження структурних і функціональних особливостей різних відділів кровоносної системи дали змогу об'єднати передкапілярні артеріоли, капілярні судини і післякапілярні венули в мікроциркуляторну систему. Вважають, що цей відділ кровоносної системи найважливіший функціонально, тому що тільки на цьому рівні відбувається обмін речовин між кров'ю та тканинами.

Завершуючи короткий огляд загальної будови кровоносної системи, необхідно уявити собі її основні риси. Кров рухається по замкнутій системі судин, центром якої є серце. При скороченні воно виштовхує кров в артерії, по яких вона тече аж до капілярних судин і тканин. З тканин кров збирається у вени, по яких тече до серця, утворюючи таким чином коло кровообігу.

2.1.1 Особливості поверхонь кровоносних судин

Поверхня - двовимірною системою, не тільки її структура, але і багато явищ виглядають на ній зовсім не так, як в об'ємі. Одним з перших учених, поверхонь розриву, що детально дослідили властивості, між різними тілами, був видатний американський фізик Д. У. Гіббс. Такий підхід дозволив йому створити макроскопічну теорію поверхневих явищ і кількісно пояснити адсорбцію, тобто здатність поверхонь поглинати молекули з навколишнього середовища. Річ у тому, що поверхня постійно випробовує численні зіткнення з атмосферними атомами і молекулами, які на неї швидко «налипають», утворюючи щось подібне до нерівної кірки з чужорідних речовин. У вакуумі, відповідному тиску 10^{-6} мм рт. ст., тобто приблизно в мільярд разів нижче атмосферного, потрібна всього біля секунди, щоб чиста поверхня покрилася шаром чужорідних речовин завтовшки в один атом. Для того, щоб відносно поверхні можна було поставити змістовні фізичні питання, наприклад, як поведуться на ній електрони або як розташовуються поверхневі атоми, потрібний вакуум не нижче чим $10^{-10} \dots 10^{-11}$ мм рт. ст. На жаль, підтримка такого вакууму - необхідна умова однозначності і достовірності фізичної інформації про поверхню. Винна в цьому вже згадувана адсорбція, яка як і раніше сильно ускладнює експериментальне вивчення поверхні [3].

Зрозуміло, що поверхня - це особливий стан речовини. Електронні властивості і атомна будова поверхні зовсім не такі, як в об'ємі. Зокрема, через те, що у атомів в поверхневому шарі хімічні зв'язки виявляються розірваними

при розколі кристала і тому ненасиченими, поверхневі електрони набувають тенденції до утворення нових зв'язків. Поверхневі стани, що виникають із-за присутності на поверхні електронів-одинаків, часто називають зв'язками, що «бовтаються».

Цей вираз підкреслює готовність неспарених електронів утворювати зв'язок або з якими-небудь чужорідними атомами, що адсорбуються на поверхні, або з атомами того ж самого елемента [4].

Поверхня - це межа розділу між середовищами. Поверхневі явища - сукупність явищ, пов'язаних з особливостями поверхонь розділу. Вони обумовлені наявністю молекул, створюючих поверхневий шар надлишком вільної енергії, особливостями структури поверхневого шару (орієнтації в нім молекул) і його складом. Поверхнева активність - це здатність речовини знижувати вільну поверхневу енергію даної поверхні розділу фаз в результаті позитивної адсорбції на ній. Поверхня металів і сплавів практично завжди схильна до корозії.

2.2 Аналіз впливу компонентів крові на змочуваність поверхонь судин

Кров — рідина, що проходить по кровоносній системі в організмі, охоплюючи практично всі органи. Людська кров завжди червона (від яскраво-червоного до темно-червоного). Колір залежить від рівня гемоглобіну, який міститься в клітках крові - еритроцитах.

Основне завдання крові - полягає в забезпеченні всіх органів і тканин організму киснем, живильними речовинами. Не менш важливо відводити шкідливі продукти життєдіяльності з органів і тканин.

У основній своїй масі, кров складається з плазми і так званих "формових" елементів.

Плазма складається з води з розчиненими речовинами - білками і іншими мінеральними і органічними сполуками. Білки, що містяться в плазмі розділяються на альбуміни, глобуліни і фібріноген. Також в плазмі є, гормони, вітаміни і ферменти.

Кров є швидкооновлюючою тканиною. Кров регенерується за рахунок розпаду старих кліток, що виводяться з організму і заповнення їх новими в кровотворних органах. Це завдання покладене на кістковий мозок. Він так і називається "червоний" або "кровотворний". В основному він знаходиться в тазових і трубчастих кістках.

У медицині аналіз крові є первинним обов'язковим дослідженням при лікуванні будь-якої хвороби.

Кров – це життя. Кров є сполучною ланкою між всіма органами і системами організму. А показники крові наочно відображають стан функціонування всього організму. Ось чому в медицині аналіз крові є первинним обов'язковим дослідженням перед лікуванням будь-якої хвороби.

Циркуючи по судинах в організмі, кров забезпечує клітки тканин киснем, який необхідний для успішного протікання окислювально-відновних реакцій і вироблення енергії. З кров'ю переносяться розчинені живильні речовини, а також чинники захисту. Вона зберігає температуру нашого тіла постійною. Через кров здійснюється регуляція роботи всіх систем. Крім того, аналізуючи хімічний і фізичний склад крові за допомогою рецепторів, мозок людини отримує інформацію про стан всього організму в цілому. Таким чином кров бере участь в підтримці постійності внутрішнього середовища організму (гомеостазу) в жорстких рамках.

Головною її функцією є живлення організму, постачання системи каналів, шкіри, волосся і кінцівок. Якщо крові достатньо, то організм здоровий і міцний. При недоліку крові організм стає слабким.

Стан крові може впливати на все в організмі, і все в організмі впливає на стан крові. Перш за все, треба звернути увагу на в'язкість крові та її якісний склад, тобто наявність у ній всіх необхідних організму речовин.

Кров – липка, солонувата на смак рідина, що циркулює по кровоносній системі та об'єднує весь організм в єдине ціле. В організмі людини кров становить 7,7% від загальної маси тіла. Швидка втрата 1/3 частини крові є небезпечною для життя людини.

Кров складається з рідкої частини – плазми крові (близько 60% об'єму) і формених елементів (клітин крові: еритроцитів, лейкоцитів, тромбоцитів) (близько 40% об'єму).

Плазма крові – жовтувата рідина, процентний вміст складників якої є таким.

1. H_2O – 91%.

2. Білки – 8% (альбуміни, глобуліни, фібриноген). Вони утримують воду в плазмі (при голодуванні, зменшується кількість білків, вода переходить з крові до тканин, утворюючи голодні набряки) глобуліни можуть перетворюватись на антитіла, які знешкоджують мікроби і утворюють імунітет; білки створюють певну в'язкість крові, яка зростає при втраті води (потіння, пронос), що може привести до утворення тромбів; фібриноген – бере участь у зсіданні крові; білки також переносять поживні речовини, продукти розпаду білків та н.к., гормони, мікроелементи, вітаміни.

3. Жири – 0,8%.

4. Глюкоза – 0,12%. При зниженні – підвищується збудження клітин головного мозку (судоми), порушується кровообіг, дихання, настає смерть.

5. Сечовина та сечова кислота – 0,05%.

6. Мінеральні солі – 0,9%, з них найбільше припадає на долю $NaCl$, солі Ca , K , Mg . Ця концентрація підтримується на сталому рівні.

Водний розчин солей, концентрація якого дорівнює 0,9% - фізіологічний розчин (ізотонічний). Його використовують в клінічній практиці при значних крововтратах або при обезводненні організму.

За допомогою гіпертонічних розчинів відтягується рідина з тканин.

В крові є близько 20 важливих мікроелементів. Багато з них (залізо, нікель, кобальт) беруть участь у кровотворенні.

Зміна складу плазми крові згубно діє на організм.

При великих крововтратах, під час операцій та при деяких захворюваннях виникає необхідність перелити хворому кров від здорової людини.

Людину, якій переливають кров, називають реципієнтом. Людина, яка віддає кров – донор.

Тепер відомо, що кожна група крові складається з окремих підгруп.

Лейкоцити (в 1 мм³ – 4-6 тис) білі кров'яні тільця, більші за еритроцити мають ядро, здатні до активного амебоїдного руху. Кількість їх у крові може змінюватись: менше ранком натщесерце, збільшується їх кількість після їди, праці. живуть 3-5 днів до 10 років. Утворюються в червоному кістковому мозку, селезінці, лімфатичних вузлах, поступово проходячи всі стадії дозрівання. Цей складний процес може порушуватись у разі радіоактивного опромінення або дії різних хімічних чинників.

Лейкоцити не однакові за своєю будовою. Бувають двох груп: зернисті (гранулоцити), незернисті (агранулоцити).

До зернистих належать: еозинофіли, базофіли, нейтрофіли. До незернистих: лімфоцити та моноцити.

Кров складається з таких клітин: еритроцити – червоні кров'яні тільця, дрібні, клітини округленої форми, які у міру дозрівання втрачають ядро і мають форму двоввігнутих дисків, що збільшує їх поверхню для контакту з киснем. Середня тривалість життя еритроцитів – 4 місяці. Для них характерна фізіологічна регенерація, що відбувається в червоному кістковому мозку (тіла

хребців, ребра, грудина, головки трубчастих кісток). Руйнуються в печінці та селезінці (2,5 млн за 1 сек). Руйнування еритроцитів – гемоліз. В 1 мм³ крові міститься 4-5 млн (в жінок менше на 0,5). Вперше еритроцити побачив італійський лікар Мальпігі (1661 р).

Еритроцит зовні вкритий мембраною, а всередині майже повністю заповнений білковою речовиною – гемоглобіном (Нв). Нв складається з білка глобіну (600 Н) і залізовмісної сполуки – гемму (Ч,А. Fe) (C3032 H4816 O872 N780 S8 Fe4). В 1 л крові міститься 140-160 г Нв.

Основна функція Нв – транспортування кисню від легенів до тканин. У легенях під час вдиху Нв тимчасово з'єднується у нестійку сполуку, що називається оксигемоглобіном ($\text{Нв} + \text{O}_2 \rightarrow \text{НвO}_2$). Кров, яка насичена O_2 – артеріальна, має яскраво-червоний колір. У тканинах Нв приєднує CO_2 ($\text{Нв} + \text{CO}_2 \rightarrow \text{НвCO}_2$ – карбгемоглобін, також нестійка сполука). Кров насичена CO_2 – венозна, темно-червоного забарвлення (10% CO_2 переносить Нв). Нв здатний приєднувати чадний газ СО що виділяється при неповному згорянні палива, і утворювати з ним стійку сполуку – карбоксигемоглобін ($\text{Нв} + \text{CO} \rightarrow \text{НвCO}$). У цій сполуці він втрачає здатність приєднувати і переносити O_2 . У результаті настає важке отруєння організму.

Ще однією функцією еритроцитів є захисна – з них виділяється антибіотик еритрин, що бореться з деякими мікроорганізмами.

Кількість еритроцитів залежить від стану здоров'я й зокрема від висоти над рівнем моря. У людей, що живуть у високогірних місцевостях, еритроцитів у крові більше, що має пристосувальне значення, тому що в повітрі на висоті відносно менше O_2 .

При зменшенні кількості еритроцитів в крові або Нв в еритроцитах людини розвивається недокрів'я (анемія), органи і тканини отримують недостатню кількість O_2 – виникає гіпоксія. Причиною є: погане харчування, порушення функцій червоного кісткового мозку, деякі інфекційні хвороби, надостача вітамінів, Fe, алкоголь, радіація.

В 1901 році австрійський вчений Ландштейнер, а після нього чеський медик Янський довели, що в людей існують 4 основні групи крові, які успадковуються від батьків за певними законами генетики. Їх позначають I (O), II (A), III (B), IV (AB).

Групова належність крові залежить від особливих склеювальних речовин (білків) – аглютиногенів (A і B), що містяться в еритроцитах, та аглютининів (λ і β), що є у плазмі крові.

В крові одної особи ніколи немає збігу однойменного аглютиніну й аглютиногену (λ з A, β з B), помилкове змішування їх під час переливання крові приводить до склеювання або аглютинації еритроцитів і наступного гемолізу з утворенням токсичних речовин.

Біохімічний аналіз крові є основою для діагностики величезного спектру захворювань органів і систем людини.

Кров для біохімічного аналізу беруть з вени вранці і натщесерце. Ця умова обов'язкова - інакше результати біохімії крові будуть спотворені.

АЧТВ (визначення здатності згущуватися крові) – це час, необхідне на появу згустка крові після додавання до плазми хлориду кальцію.

АЧТВ – найбільш точний показник здатності крові до згущування, який визначається при побудові гемостазіограми. Норма АЧТВ 30-40 сек.

Підвищена АЧТВ – означає, що потрібне багато часу на згортання крові - тобто здатність згущуватися низька. Через це часто у пацієнтів виникає нерозуміння результатів аналізу. Підвищена АЧТВ, виявляється при хворобах печінки, дефіциті вітаміну.

Коли знижений будь-який чинник згортання на 30-40 % від норми, то змінюється і загальний рівень АЧТВ.

Уповільнення здатності крові згущуватися - це симптом наступних захворювань.

1. Зниження здатності згущуватися крові
2. Гемофілія

3. Антифосфоліпідний синдром.

Донори і тим, кому кров буде перелита, повинні володіти сумісною кров'ю - тобто мати сумісні групи крові.

На території СНД дозволено переливання тільки однакової групи крові.

У середині двадцятого століття вважалося, що група 0(I)Rh - сумісна зі всіма групами. Люди з групою крові 0(I)Rh- вважалися "універсалами", і їх кров могла бути перелита будь-якій людині. Зараз це такої практики немає і переливання різної групи крові неприпустимо.

Несумісність групи 0(I)Rh- з іншими групами спостерігалася відносно рідко, і на це не звертали уваги, тим більше, коли йдеться про порятунок життя людини.

У плазмі групові антигени еритроцитів I групи А і В практично відсутні, тому раніше вважали, що еритроцити I групи можна змішувати з іншими групами крові без жодних наслідків.

Проте в плазмі групи I містяться агглютиніни і цю плазму можна вводити лише в дуже обмеженому об'ємі.

2.3 Біологічні основи сумісності кровноносних імплантантів в організмі людини

Різноманітні покриття стентів з різних сплавів володіють неоднаковими властивостями до тромбоутворення на їх поверхні і схильністю до розвитку РвС.

Останні удосконалення в технології виготовлення і дизайну стентів привели до зниження рівня РвС [5]. У восьми клінічних дослідженнях за участю 22763 пацієнтів, яким були імплантовані «голі» металеві стенти, відзначали розвиток підгострого тромбозу в 1,2% випадків, можливість

змінюватися його від 0,4 % при імплантації стента в одну судину і до 2,8% при багатосудинному стентуванні. Це клінічно важливо, тому що на відміну від рестенозу, який не пов'язаний із збільшенням смертності і розвивається після 4-6 місяців, підгострий тромбоз пов'язаний із збільшенням смертності на 20% в перших 6 місяців після операції. Патофізіологія тромбозу стента пов'язана з різноманітними чинниками ризику. Сюди входять ризики, пов'язані безпосередньо із стентом: матеріал стента, дизайн, покриття, приєднані фармакотерапевтичні агенти, кількість і довжина самих стентів.

2.3.1. Характеристика металів

Перед обговоренням покриттів стентів необхідно розглянути характеристики початкових металів. Імплантація стента пов'язана з моментальним розміщенням тромбоцитів на поверхні його сегментів, розвитком гострого запалення, утворенням грануляційної тканини, інфільтрацією її гігантськими клітинами, проліферацією ГМК і синтезом екстрацелюлярною протеоглікановою основою. Корозія стента також може викликати запальну відповідь, яка веде до тромбозу і розвитку РвС. Оксидна плівка, що утворюється *in vivo* на поверхні металу, уповільнює його корозію, трохи перешкоджає розвитку (із-за міграції частинок корозії) локальній і загальній токсичності.

Більшість сучасних стентів виготовлені із сплаву неіржавіючої сталі 316L, в його склад входять залізо (60-65%), нікель (12-14%), хром (17-18%). Вони володіють достатніми антикорозійними властивостями і радіальною міцністю. Тантал теоретично має переваги перед неіржавіючою сталлю, оскільки він рентгеноконтрастний і у нього немає явища феромагнетизму. Крім того, на поверхні металу формується резистентна окисна плівка, але, на відміну від неіржавіючої сталі, тантал не знижує тромбоутворення [6], Нітинол - сплав, що складається з 55% нікелю і 45% титану, має задовільну біосумісність *in*

vivo, володіє такою ж стійкістю до корозії, як і неіржавіюча сталь. В основному він використовується завдяки своїй властивості - «пам'яті форми».

Продовжується вивчення можливості використання в медицині нових сплавів, таких як сплави ніобію і інших важких металів, які уповільнюють корозію і володіють такими ж механічними властивостями, як і сталь. Сплави, до складу яких входить кобальт, дозволяють робити тоншими гілок стента, зберігаючи при цьому невелику рентгенконтрасність і радіальну міцність конструкції. Це є клінічно значущим, оскільки використання тонших (50 μm) гілок стента пов'язане із зниженням рівня клінічного і ангиографічного РвС. Зниження діаметру самої гілок сегменту збільшує його гнучкість, яка є лімітуючим чинником при створенні стентів для судин малого діаметру. Окрім матеріалу, з якого виготовляється стент, на біосумісність також впливає конструкція стента - геометрія, конфігурація і удосконалення поверхні.

2.3.1.1. «Пасивні» покриття стентів

Для того, щоб створити біологічно інертний бар'єр між поверхнею стента, циркулюючою кров'ю і ендотеліальною стінкою, в численних дослідженнях оцінювали різні покриття стентів:

1. Золото - як матеріал для стента золото є рентгенконтрастним, володіє зниженою тромбогенністю і антибактеріальними властивостями, проте під час імплантації в артерію збільшує формування неоінтими [7].

2. Гепарин - використовували для пасивного фіксованого покриття стента.

3. Вуглець - доклінічна оцінка алмазоподібного вуглецевого нанокompозитного плівкового покриття показала зниження тромбогенності після імплантації стента і зменшення гіперплазії неоінтими.

4. Карбід кремнію - покриття аморфним водневим карбідом кремнію володіє тромборезистентними властивостями.

5. Окисел нітриду титану – у початкових доклінічних дослідженнях наголошувалося значне зниження скріплення тромбоцитів з фібриногеном при імплантації стентів, покритих окислом нітриду титану, в порівнянні з «голими» стентами з неіржавіючої сталі.

6. Фосфорілхолін (ФРХ) - природний фосфоліпідний полімер, який входить до складу зовнішньої мембрани еритроцитів. Ця біологічна схожість може додавати значні тромборезистентні властивості ФРХ покриттю.

2.3.1.2 «Активні» покриття стентів

1. Антитромботичні - деякі антитромботичні агенти знаходяться в клінічній розробці. Гепарин використовується не тільки як пасивне покриття для стента, його вивчають як «активне» покриття на виділяючій основі.

2. Протизапальні.

3. Антипроліферативні - поки далеко не всі комбінації «активних» стентів успішні. Проводяться численні рандомізовані дослідження з сиролімусвиделяючими, без полімеру і з полімерною платформою стентами з паклітакселем, які показали значне і тривале зниження рестенозу і дають надію на усунення РвС після ЧВК.

Важливість вибору відповідного полімеру почало виходити на перший план після гістопатологічного вивчення атеросклеротичних ділянок, отриманих від хворих, яким проводили імплантацію стента.

«Активні» стенти на основі полімерів достовірно знижують рестенози. Проте, невизначена присутність полімерів, швидше за все, ініціює і підтримує запалення і таким чином приводить до появи пізніх ускладнень.

2.3.2 Корозія металів

Термін «корозія» походить від латинського *corrosio*, що означає роз'їдати, руйнувати. Середовище, в якому метал кородує, називається корозійною, або агресивною. По характеру корозійного руйнування розрізняють суцільну корозію, при якій кородує вся поверхня металу, і місцеву, при якій кородує певні ділянки металу. За умовами протікання процесу розрізняють декілька її видів.

- Рідинна корозія - в рідких середовищах: як у розчинах електrolітів, так і в розчинах не електrolітів.
- Мікробіологічна корозія - результат дії бактерій і активних кліток організму.
- Контактна корозія - сполучення різнорідних електрохімічних елементів в електропровідному середовищі.
- Корозія під напругою - одночасна дія корозійного середовища і механічної напруги.
- Електрохімічна корозія.

По електрохімічному механізму кородують метали у контакті з розчинами електrolітів (морська вода, розчини кислот, лугів, солей). Електрохімічна корозія є гетерогенним і багатостадійним процесом, її причина - термодинамічна нестійкість металів в даному корозійному середовищі. З електрохімічної точки зору корозія металу - це не просто процес окислення металу, оскільки цей перехід повинен супроводжуватися відновним процесом, що йде. На відміну від хімічного, електрохімічні процеси залежать не тільки від концентрації реагуючих речовин, але і, головним чином, від потенціалу поверхні металу.

На межі розділу двох різнорідних фаз відбувається перехід заряджених частинок, іонів або електронів з однієї фази в іншу, отже, виникає різниця електричних потенціалів, розподіл впорядкованих електричних зарядів, тобто

утворення подвійного електричного шару. У міжфазному стрибку потенціала розглянемо тільки ті, які приводять до корозії металів, а саме - адсорбцію аніонів електроліту на металі і виникнення іонно-адсорбційного потенціалу за рахунок одночасної адсорбції поляризованого атома кисню і переходу катіонів з металу в електроліт.

Наявність на міжфазовій межі метал-розчин електроліту подвійного електричного шару надає істотний вплив на процес і швидкість корозії металів. У реальних умовах корозійний метал покритий шаром (плівкою) продуктів взаємодії металу з середовищем.

Встановлено, що навіть за наявності на поверхні металу неоднорідностей в цілому поверхня залишається екіпотенціальною. Найбільш істотна в подібних випадках іонізація розчинення анодної складової поблизу катодної складової. Це можливо, якщо на поверхні металевої конструкції виникають гальванічні елементи і/або при неоднорідності захисних плівок на поверхні за рахунок мікро- і макропор-плівки Н з оксидів відповідного металу. Найбільшу схильність до переходу в пасивний стан проявляють Ti, Ni, Al, Mg, Fe, Co. Найбільш поширений тип корозії металу (рідинна корозія) відбувається при кисневій деполаризації у воді, в нейтральних і навіть слабокислих сольових розчинах, в морській воді.

При катодній поляризації в певному інтервалі потенціалів відбуваються одночасно два процеси: відновлення кисню і окислення металу. Процес з кисневою деполаризацією включає наступні послідовні стадії.

1. Розчинення кисню повітря в розчині електроліту.
2. Транспортування розчиненого кисню в розчині електроліту (за рахунок дифузії або перемішування) до шару Прандтля.
3. Перенесення кисню до частини шару Прандтля в результаті руху електроліту.
4. Перенесення кисню в дифузійному шарі електроліту завтовшки або в плівці продуктів корозії металу до катодних ділянок поверхні.

5. Іонізація кисню:

а) у нейтральних і лужних розчинах $O_2 + 4e + 2H_2O = 4OH^-_{(водн)}$;

б) у кислих розчинах $O_2 + 4e + 4H^+_{(водн)} = 2H_2O$.

6. Дифузійне або конвективне перенесення іонів OH^- від катодних ділянок поверхні корозійного металу в глиб електроліту.

Катодна реакція іонізації кисню протікає стадійно з утворенням:

1. Молекулярного іона кисню $O_2 + e = O_2^-$;

2. Пергідроксила $O_2^- + H^+ = HO_2$;

3. Пергідроксила іона $HO_2 + e = HO_2^-$;

4. Перекись водню $HO_2^- + H^+ = H_2O_2$;

5. Відновленням перекисю водню до гідроксил-іона і гідроксил-радикала $H_2O_2 + e = OH^- + OH$;

6. Відновленням гідроксил-радикала до гідроксил-іона $OH + e = OH^-$.

Для кислих середовищ такою реакцією є утворення молекулярного іона кисню (а), а для лужних середовищ - пергідроксил-іона (в) [8].

Неіржавіюча сталь 316L грає ключову роль в хірургії, проте цей сплав схильний до корозії в умовах *in vivo*. Нанесення пасивуючого шару на металеву поверхню перед покриттям може поліпшити природу імпланта в резистентності до корозії. У дослідженні вивчали ефект обробки HNO_3 стали 316L і покриття пасивуючої поверхні гідроксиапатітами. Електрохімічне вивчення включало аналіз опору в розчині Рінгера для визначення корозійної стійкості покриттів, результати свідчили про ефективність покриття.

Металеві сплави бажано модифікувати або покривати якою-небудь речовиною, щоб уникнути корозії. Будь-який метал, оточений біологічною системою, кородують, що приводить до вивільнення іонів металів, які можуть бути причиною появи несприятливих фізіологічних ефектів, включаючи токсичність, канцерогенність, генотоксичність і розвиток алергії на метали. Самі метали є невід'ємними елементами тіла, якщо концентрація іонів металу

перевищує нормальні значення, вони стають токсичними. Максимально можливі показники цих концентрацій поки не встановлені.

Різні сталі і титанові сплави використовують для різноманітних протезів. Із сплавів неіржавіючої сталі вивільняються іони кобальту, хрому, молібдену, кремнію, заліза, магнію і вуглецю, тоді як з титанових сплавів виділяються титан, алюміній, ванадій і ніобій.

Механізм концентрації іонів показує, що якщо іони нікелю акумулюються в крові, молібден накопичується там тільки в незначній кількості. Концентрації нікелю, алюмінію, титану, ванадію, хрому і кобальту збільшуються в сечі, крові і синовіальній рідині. Доведено, що іони хрому, титану, алюмінію і ванадію присутні в легенях, кобальт має схильність накопичуватися в нирках, серці, печінці і селезінці. Ніякого сліду накопичення елементів корозії металевих імплантів не відмічено в скелетних м'язах. Така акумуляція іонів в організмі може приводити до пухлинних процесів, зміні на рівні генів і до запальної відповіді організму реципієнта.

Як тільки метал руйнується, частинки його виділяються, викликаючи гостру і хронічну запальну відповідь і некроз тканин. Частинки забруднюють навколишні сполучні тканини з найбільшою концентрацією їх в довколишніх тканинах. Всі металеві імплантанти піддаються корозії в організмі в ступені, безпосередньо пов'язаному з площею поверхні чужорідного тіла. Так, зношуваність імплантанта виявляється у вигляді металевих компонентів розміром від 10 до 50 нм. Їх малі розміри дозволяють частинкам мігрувати на великі відстані від безпосереднього місця розташування імплантанта і приводити до системної дії іонів металів на організм реципієнта.

Відомо, що процеси корозії беруть участь в 14 механізмах, включаючи утворення тріщин, втоми металу, механічної напруги, фреттінг-корозії (корозійного стирання), гальванічною і міжзерновою корозією міжзерновою корозія є результатом механічного і теплового оброблення, утворення тріщин відбувається завдяки сірці в амінокислотах, включеннях в компоненти металу

при виробництві, що веде до гальванічної корозії. Різні матеріали з різною швидкістю піддаються корозії в організмі.

2.3.3 Механізм дії іонів металів

У біологічне проникнення іонів металів в організм включаються частинки металів, колоїдні металоорганічні комплекси, вільні іони металів, неорганічні солі металів, а також оксиди металів, що утворилися. Металоорганічні комплекси утворюються при приєднанні іонів металів до білок. Білки збільшують рівень корозії імплантів за рахунок розчинення металів, особливо кобальту і хрому. Кобальт і хром мають однакову спорідненість до білок, проте нікель значно перевищує кобальт і хром по здатності зв'язуватися з білками. Як тільки метал зв'язується з білком, він може систематично транспортуватися і/або накопичуватися і виводитися з організму. Кобальт транспортується з тканин в кров і виводиться з сечею протягом 48 годин, тоді як хром вбудовується в тканини і еритроцити. Тільки Cr^{+6} вбудовується в еритроцити після корозійного розчинення неіржавіючої сталі. Cr^{+6} проходить через неспецифічні транспортери на клітинній мембрані і відновлюється до Cr^{+3} . Cr^{+6} нестримно зв'язується з великою кількістю червоних і білих клітин крові, тоді як Cr^{+3} зв'язується із зовсім невеликою їх кількістю. Нікель має мало спорідненості до клітин крові, а кобальт легко зв'язується як з червоними, так і білими клітинами крові. Хром і нікель акумулюються в кістковому мозку [9].

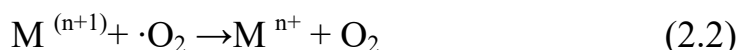
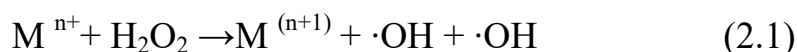
2.3.4 Окислювальне пошкодження

Перетворення металів в токсичні дози, особливо хрому і нікелю, перериває окислювально-відновний баланс організму. Це порушення наносить збиток сигнальним молекулам, які чутливі до окислювально-відновних реакцій в організмі, таким як окис азоту, S-нітрозотіоли, AP-1, NF-kB, 1kB, p53, p21ras і

іншим через окислювальний стрес. Пошкодження цих молекул заважає сигналізації і експресії нормальних клітин, приводить до розвитку токсичності і канцерогенності. Через участь в окислювально-відновних реакціях іони металів можуть викликати зрушення рН організму. Вони також викликають гідроліз гідроокисів з утворенням метало-органічних комплексів. Іони заліза, міді, хрому і кобальту з'єднуються з частинками кисню, включаючи активний кисень, супероксид і перекис, який викликає безліч окислювально-відновних реакцій.

У присутності H_2O_2 , Cr^{3+} збільшується окислювальне пошкодження завдяки генеруванню гідроксильних радикалів (ОН) за типом реакцій Фентона і Хабер-Вайсса. Гідроксил-радикали збільшують NF- κ B і розриви спіралі ДНК.

Рівняння окислювально-відновної реакції:



З рівняння (2.1) видно, як циклічність окислювально-відновного процесу проводить до утворення величезної кількості високотоксичних радикалів гідроксила. Рівняння (2.1) є реакцією за типом Фентона, в якій метал окислюється, як тільки водень перекису дисоціює. У рівнянні (2.2) перекис відновлює окислений метал шляхом віддачі електрона. Разом рівняння (2.1) і (2.2) утворюють реакцію Хабер-Вайсса в рівнянні (2.3). Окислювальне пошкодження активним виглядом кисню (ROS), яке утворюється при відновленні, виявляється в дозозалежному режимі. Cr^{+6} підсилює утворення суперперекисних аніонів і перетворить окис азоту в пероксинітрат. В результаті втрачається NO і збільшується NOO^\cdot , що веде до збільшення експресії ICAM-1 ендотеліальними клітинами. Збільшення адгезивних властивостей ендотелію ушкоджує тканини шляхом збільшення кількості лейкоцитів. Ці окислювальні радикали можуть служити причиною виникнення пухлин і підвищеної алергічної чутливості організму реципієнта.

2.3.5 Біосумісність імплантатів з організмом

В даний час стало можливе введення полімерів, кераміки або металів в людське тіло, вживаних для лікування, посилення або заміщення пошкодженої тканини, органів або функції органу. У зв'язку з їх використанням в біологічному середовищі ці матеріали називають біоматеріалами, із-за їх можливості замінювати або відновлювати біологічні функції і демонструвати виразну сумісність з біологічним середовищем [6]. При введенні біоматеріали контактують з клітинами через поверхню, окрім свого первинного призначення, як заступника тканини, останніми роками вони використовуються, як носії ліків і клітин. Характеристика взаємодії клітин з матеріалом досить часто описується в статтях про біосумісність, як початок вrostання або проростання тканини в нежиттєздатний простір матеріалу. Хоча ці властивості мали величезне значення для розвитку і використання біоматеріалів, первинна взаємодія клітин і матеріалу розглядалося, як одна з численних можливостей.

Існує дві основні категорії взаємодії клітин і біоматеріалів: специфічні і неспецифічні. Неспецифічні взаємодії важко контролювати, тому що вони засновані на властивостях, однакових для багатьох видів клітин, таких як властивості поверхні клітин, негативно заряджена клітинна мембрана, усюдисущі ліпофільні білки мембрани, ліпофільні білки екстрацелюлярної матриці, які сприяють адгезії до поверхні полімеру. Специфічні взаємодії більш контрольовані, оскільки засновані на реакціях певних хімічних структур (взаємодії лігандів з певними рецепторами на поверхні клітин).

Терміни «біоміметичний» і «біоактивний» були введені для опису матеріалів з саме такими взаємодіями. Біоміметичні матеріали - це такі матеріали, які вимушують біологічне середовище викликати необхідну реакцію у клітини, збільшуючи повноцінність їх завдання. Біоматеріали природного походження теж не зовсім потрапляють в цю категорію, тому що вони не

провокують, а готують природне середовище. Не дивлячись на ці тонкі визначення, існують матеріали, які не можуть бути чітко класифіковані.

Очевидно, що, наприклад, рецептори лігандів, які прикріплені на поверхню матеріалу, грають величезну роль у взаємодії клітина/матеріал. Слід враховувати, що завдання біоміметичних матеріалів не тільки може специфічно взаємодіяти з клітинами або тканинами, але і повноцінно виконувати поставлене завдання, наприклад, впливати на певні типи клітин або готувати структуру для зростання тканини. Ця взаємодія використовується як інструмент для досягнення цілей.

2.3.5.1 Адгезія клітин та механізми взаємодії клітин з середовищем

Клітинна адгезія - один з важливих процесів в створенні біоматеріалів. У тканинній інженерії, наприклад, прикріплення клітин - обов'язкова умова для ряду важливих процесів, таких як клітинна проліферація або клітинна міграція, проте клітинна адгезія - важливий компонент і для певнішого застосування біоматеріалів. У дослідженнях важливою є упевненість в адгезії специфічних видів клітин, тому велика кількість досліджень була проведена для того, щоб зрозуміти і контролювати адгезію клітин.

Взаємодії клітин з навколишнім середовищем дуже важливі для створення біоміметичних матеріалів. У тканинах хребетних існують механізми, які полегшують зв'язок клітин з їх оточенням, особливо за допомогою сигнальних молекул. Принцип цієї взаємодії полягає в тому, що ліганд зв'язується з відповідним рецептором і викликає різні інтра- і екстрацелюлярні реакції. Розглянемо біологічні принципи найцікавіших клітинних взаємодій для розробки біоміметичних матеріалів: клітинну адгезію, морфогену стимуляцію і ендоцитоз.

2.3.5.2 Біоміметичні полімери, використовувані для розробки пристроїв, що перевищують розміри однієї клітки

Зазвичай біоміметичні полімери використовують для пристроїв з великими, ніж одна клітина, поверхнями. Біоматеріали застосовують для заміни пошкодженій або втраченій тканині або для транспортування клітин в тканини, що будуються. Межа між цими двома застосуваннями не така очевидна, сигнали від поверхні матеріалу до клітини - важлива особливість в обох випадках. Останнім часом досягнення в області інженерії тканин відбуваються за рахунок змін в біоміметичних матеріалах, вони дозволяють контролювати розвиток тканин з певних клітин, тому біологічні процеси від прикріплення клітини до диференціації її мають бути добре вивчені і контрольовані. Полімери для цих цілей можуть бути поділені на два основні класи по фізико-хімічних властивостях: гідрогелі, що складаються з гідрофільних полімерів, і тверді полімери. Гідрогелі дають великий рівень дифузії нутрієнтів, ліків і кисню, можуть вводитися з або без кліток для малоінвазивної імплантації. Головна перевага твердих полімерів - їх механічна стабільність навіть після імплантації, ці матеріали забезпечують клітині хороше середовище для адгезії і міграції.

2.4 Удосконалення методів дослідження стану поверхонь кровоносних судин

2.4.1 Методи атомної силової мікроскопії

Серії силових кривих (залежностей величини силової взаємодії від відстані зонд-поверхня) реєстрували за кімнатних умов в атмосфері і в рідині

(0,9% розчині хлориду натрію). Швидкість реєстрації кривих була постійною і складала 400 Гц.

Як матеріали для визначення взаємодії імуноглобулінів (IgG) з антитілами (АТ) були вибрані Au, скло, слюда і Si.

Препарати на зонди і підкладки наносили без попередньої обробки їх поверхонь (зонд занурювали в мікрокраплю препарату за допомогою системи підведення АСМ; краплі препаратів наносили на підкладки, висушені після очищення сумішшю Никіфорова (сірчаний ефір/спирт 1:1).

Проводили по три серії вимірювань силових взаємодій в атмосферних умовах і в рідині.

1. Чистий зонд і чистий підкладковий матеріал АСМ.
2. Функціоналізований зонд і чистий підкладковий матеріал.
3. Функціоналізований зонд з білком на підкладковому матеріалі.

У дослідженні вивчали 28 зразків поверхонь, для отримання статистично достовірних результатів реєстрували не менше 150 кривих в кожному випадку вимірювання.

За допомогою АСМ можна проводити дослідження без спеціальної попередньої підготовки об'єктів як на повітрі, так і в рідинах. Багато робіт присвячено атомно-силовій спектроскопії одиночних міжмолекулярних взаємодій, де реєструється залежність сили взаємодії функціоналізованого зонда АСМ з досліджуваним об'єктом від взаємної відстані [6].

У більшості реальних систем важливою є колективна взаємодія, яка часто може істотно відрізнятися від специфіки одиночних зв'язків. За таке вважається і взаємодія IgG з матеріалами імплантів в живому організмі.

У нашому дослідженні проведені серії модельних експериментів з метою оцінки можливостей застосування АСМ спектроскопії для прогнозування ступеня біосумісності матеріалів.

При вимірюваннях в рідині видно, що навіть чистий зонд з SiN₃ добре розрізняє підкладки: на склі спостерігаються вельми незначне по Ван дер

Ваальсу взаємодія, тоді як на Au зареєстровано значне ковалентне скріплення, що розповсюджується на великі відстані.

Що ж до молекул АТ, то, всупереч очікуванням, відмічена сильніша взаємодія у разі скляної підкладки (зелені криві).

Підкладка із слюди відштовхує зонд з такою силою, що відбувається істотна деформація консолі, в результаті зонд не стикається з поверхнею. Сила взаємодії «зонд/скло» мінімальна, вона дорівнює 16 нН.

У разі, коли зонд навантажений антигеном (АГ), САК - сила утримування чистою підкладкою для скла і Si близька до тих же значення, що і для зонда, навантаженого АТ, у разі підкладки з скла. Сила утримання зонда підкладкою з Au знижується в 7 разів в порівнянні із зондом з АТ. Навантажений САК зонд утримується підкладкою із слюди сильніше, ніж рештою підкладок.

Таким чином, висока спорідненість підкладки з Au до АТ дає можливість запропонувати, що при імплантації в організм реципієнта імпланта, покритого Au, можна чекати скріплення і потім активації АТ, слідством чого може відбутися активація імунного відповіді організму реципієнта.

Модифікація поверхні підкладок САК не приводить до істотних змін в силі утримування зонда, які залишаються в межах 15-20 нН. Проте зниження цих величин в порівнянні з результатами для підкладок, модифікованих АТ, істотно. Так, у разі підкладки з Si сила утримування зонда поверхнею падає в 6 раз (від 117 до 19 нН). Ці результати вступають в конфлікт з уявленням про те, що афінність (спорідненість) між АГ-АТ, які використані в експерименті, спостерігається тільки при взаємодії цих пар. Більша взаємодія між підкладкою з АТ і зондом, навантаженого АТ, яке відмічене у всіх випадках, можна пояснити тим, що як АГ використовували сироватковий альбумін. САК, як транспортний білок, не має жорсткої просторової структури, володіє здатністю міняти свою конфігурацію залежно від довколишнього об'єкту з певним зарядом (у нашому випадку - підкладки).

2.4.2 Скануючий тунельний мікроскоп

Нова сторінка в дослідженні морфології і властивостей поверхні стала доступною завдяки винаходу скануючого тунельного мікроскопа (СТМ). В даний час скануюча зондова мікроскопія знайшла застосування в хімії, біології, медицині і матеріалознавстві.

Скануюча зондова мікроскопія - це сукупність методів визначення за допомогою різних мікрозондів локальних механічних, магнітних і інших властивостей поверхні. Результатами вимірювань є, як правило, тривимірне зображення поверхні досліджуваних об'єктів з просторовим дозволом в доли нанометра (10^{-9} нм).

СТМ застосовують в наукових і практичних дослідженнях не тільки для вивчення властивостей поверхні об'єктів, він придатний також для візуалізації біологічних структур. Тунельний мікроскоп дозволяє спостерігати структуру і властивості (механічні, електричні і електронні) поверхні в різних умовах: на повітрі, у вакуумі, в розчинах і електролітах.

Скануючий силовий мікроскоп, де як зонд використовують мікрівістря, закріплене на пружній мікроконсолі, реєструє силу взаємодії між мікрівістряма і поверхнею зразка. Для скануючої силової мікроскопії часто використовується і інша назва - атомно-силовий мікроскоп (АСМ), яке указує на локальний характер силової дії.

Принцип роботи тунельного мікроскопа заснований на проходженні електроном потенційного бар'єру, який утворений розривом електричного ланцюга - невеликим проміжком між зондуєчим мікрівістряма і поверхнею зразка. У основі роботи приладу лежить добре відомий феномен електронного тунелювання (тунельний ефект). Між металевим вістряма і поверхнею досліджуваного зразка прикладають електричну напругу, вістря наближають до поверхні зразка до появи тунельного струму. Стійке зображення багатьох поверхонь можна отримати при величині тунельного струму в 10^{-9} А, тобто в 1

нВ. При цьому вістря виявляється поблизу поверхні на відстані в доли нанометра.

Для дослідження біологічних об'єктів застосовують зонди невеликого діаметру (1 - 2 мкм) при значній довжині (10-15 мкм). При вивченні поверхні в рідких середовищах на поверхню голки, за винятком самого кінчика, наносять діелектричне покриття. У такому разі при електролізі можна спостерігати електрохімічне осадження одиничних атомів. Мікроскоп дозволяє зміряти не тільки профіль поверхні, але і локальні сили тертя, величину адгезії, пружні і в'язкі властивості поверхні з субнанометровим просторовому дозволом. Зменшення сили дії на зразок з боку зонда досягається при спостереженні в рідині, відбувається зменшення сил Ван-дер-Ваальса, зникають капілярні сили, що вносять основний внесок до взаємодії зонд/зразок в повітряному середовищі. При спостереженні в рідині найважливіше для біолога - можливість досліджувати біологічно важливі процеси *in vitro* і на межі розділу рідина/тверде тіло.

Природним оточенням величезної кількості білків є вода або розчини солей. Для спостереження в АСМ молекули білків мають бути іммобілізовані на твердій підкладці. Сучасна техніка АСМ дозволяє працювати з поверхнею, зануреною в рідину, при приготуванні зразка зовсім не слід піддавати висушуванню досліджуваній об'єкт. Основною перевагою такого підходу при роботі з водорозчинними білками є можливість приміщення їх в умови, максимально наближені до їх природного функціонування.

АСМ знайшов широке застосування при вивченні білків в кристалічному вигляді і є єдиним методом, що дозволяє побачити процес зростання кристалів безпосередньо *in situ*.

Кількісно охарактеризувати специфічні імунологічні реакції за допомогою АСМ допомагає визначення шорсткості поверхні з використанням такого параметра, як середньоквадратичне відхилення висоти поверхні від

середнього значення. На цьому принципі сконструйований АСМ, що дозволяє скласти карту величини сили адгезії на даній поверхні.

Основним завданням традиційних процесів, здатних відтворити синтез речовини на рівні доль або одиниць нанометрів є здатність «обдурити» природу. Суть проблеми полягає в тому, що поверхня імпланта на полімерній основі повинна володіти виборчою адсорбцією до деяких білок плазми крові, зокрема до альбуміну і фібриногену. Уміння управляти виборчою адсорбцією білків плазми крові шляхом формування поверхні з необхідними властивостями впливає на деякі важливі медичні параметри імплантанта.

2.5 Математичне моделювання процесів змочуваності кров'ю поверхонь судин

В даному підрозділі подано загальний опис фізичних процесів, що мають місце при змочуваності рідинами твердих тіл, математично обґрунтовано процеси адгезії, когезії твердих тіл і рідин, а також встановлено залежність електричних властивостей системи тверде тіло-рідина від стану поверхні твердого тіла. Дані процеси розглянуто для застосування при визначенні сумісності системи кров-кровоносна судина.

2.5.1 Адгезія і змочування

Під адгезією рідини мають на увазі взаємодію рідкої і твердої фаз на межі розділу цих фаз. Величину адгезійної взаємодії можна визначити в процесі видалення рідини з поверхні твердого тіла.

Видалення рідини з поверхні не можна здійснити тими методами, які застосовуються у разі адгезії частинок, тобто шляхом додатку зовнішньої сили,

що перевищує адгезійну взаємодію. Під дією зовнішньої відриваючої сили (наприклад відцентровою) відбувається деформація краплі і зміна площі її контакту з поверхнею. У зв'язку з цим оцінка величини адгезії рідини по силі, як це має місце у разі адгезії частинок, не придатна. Тому адгезія рідини оцінюється роботою, яку треба витратити для відриву рідини від твердої поверхні, т.б. для відновлення початкового стану контактуючих тіл. Цю роботу позначимо через W_a . Таким чином, робота адгезії є важливою характеристикою взаємодії на межі розділу рідина - тверде тіло.

Контакт рідини з твердою поверхнею (рис. 2.1) може здійснюватися на різній площі. Тому необхідно роботу адгезії відносити до одиниці площі контакту. Зазвичай ця робота вимірюється в ерг/см², а в одиницях СІ - мДж/м². Проте в даний час вже після введення одиниць СІ оцінка роботи адгезії в мДж/м², за рідкісним виключенням, не застосовується [2]. Тому ми, як і в переважній більшості видань, оцінюватимемо роботу адгезії в ерг/см², пам'ятаючи, що $1 \text{ ерг/см}^2 = 0,001 \text{ Дж/м}^2$ або 1 мДж/м^2 .

Адгезійна взаємодія між рідкою і твердою фазами розповсюджується на невелику відстань в глиб рідини. Ця відстань вимірюється розмірами молекул або дещо більше. У міру видалення шару рідини від поверхні твердого тіла адгезійна взаємодія зменшується, поступаючись місцем когезійному. Когезія рідини - це взаємодія між молекулами (атомами або іонами) в об'ємі рідкої фази.

При видаленні рідини з твердої поверхні можливий або адгезійний відрив по межі рідина - тверде тіло, або когезійний відрив, коли порушується межа рідина - рідина. В деяких випадках має місце адгезійно-когезійний відрив.

Рідина володіє мінімальною зсувною міцністю. Тому величина адгезії і когезії при видаленні рідини може бути визначена лише для граничного шару рідини. У практиці можуть бути реалізовані два випадки взаємодії рідини з

твердим тілом: адгезія обмеженого об'єму рідини, тобто адгезія краплі, і адгезія великої кількості рідини.

У першому випадку мова йде про адгезії окремих крапель рідини (рис. 2.1, 2.2). У другому випадку тверда поверхня стикається з великою кількістю рідини. Наприклад, рідина в ємкості, плівка рідини на поверхні твердого тіла і т. д.

У разі контакту великої кількості рідини з твердою поверхнею робота адгезії вимірюється з розрахунку на одиницю площі контакту рідина - тверде тіло. Робота, яка визначає взаємодію рідини з твердою поверхнею і необхідна для роз'єднання контактуючих тіл, дорівнює роботі адгезії W_a , помноженої на площу зіткнення рідини з твердим тілом:

$$W = W_a S . \quad (2.4)$$

У разі адгезії краплі під величиною S слід мати на увазі площу контакту краплі з поверхнею.

Таким чином, для визначення роботи, що виникає при контакті рідини з твердим тілом, необхідно знати площу контакту її з поверхнею. Ця площа визначається здатністю рідини змочувати тверді поверхні.

Адгезія і змочування - це дві сторони одного і того ж явища, що виникає при контакті рідини з твердою поверхнею. Адгезія обумовлює взаємодію між твердим тілом і рідиною, що знаходиться у контакті з ним, а змочування - це явище, яке має місце в результаті цієї взаємодії.

Для оцінки адгезійної взаємодії застосовують і інші показники. Окрім краевого кута піддається експериментальному визначенню поверхневий натяг рідини σ_{p2} . У зв'язку з цим використовують добуток σ_{p2} на $\cos \theta$, яке називають енергією змочування, або адгезійною напругою:

$$W_e = \sigma_{p2} \cdot \cos \theta . \quad (2.5)$$

Величина W_e дорівнює проекції σ_{p2} на лінію, що характеризує напрям поверхневого натягу твердого тіла (див. рис. 2.1 і 2.2). Адгезійна напруга на

гідрофільній поверхні перешкоджає розтіканню краплі (див. рис. 2.1), а на гідрофобній сприяє розтіканню (див. рис. 2.2).

Частіше взаємодію рідини з твердою поверхнею характеризують роботою адгезії.

Робота адгезії рідини на межі з твердою фазою є різниця між $(\sigma_{pg} + \sigma_{mg})$ і поверхневим натягом γ_{pm} :

$$W_a = \sigma_{pg} + \sigma_{mg} - \gamma_{pm}. \quad (2.6)$$

Робота адгезії, як вже наголошувалося, визначається тією роботою, яку необхідно витратити для видалення рідини від твердого тіла. При контакті рідини з твердою поверхнею вільна поверхнева енергія рівна γ_{pm} , а після роз'єднання тіл вона стає рівною $\sigma_{pg} + \sigma_{mg}$. Різниця між цими величинами є робота адгезії.

З урахуванням рівнянь замість (2.6) можна написати:

$$W_a = \sigma_{pg} \cdot (1 + \cos\theta). \quad (2.7)$$

Не дивлячись на відмінності в значеннях поверхневого натягу σ_{pg} (приблизно у 3 рази) робота адгезії рідин відрізняється не так істотно. Ця обставина буде розглянута детальніше нижче.

Часто роботу адгезії зіставляють з роботою когезії. Робота когезії дорівнює тій роботі, яку треба прикласти, щоб подолати взаємодію між собою молекул рідини. При цьому утворюються дві поверхні розділу фаз рідина - газ. Тому робота когезії дорівнює подвоєному значенню вільної поверхневої енергії (поверхневого натягу) рідких фаз, що утворилися, тобто:

$$W_k = 2\sigma_{pg}. \quad (2.8)$$

Робота адгезії, отримана по формулі (2.7), приведена на одиницю площі контакту рідини з твердим тілом. При визначенні роботи, яку необхідно витратити для видалення рідини, слід роботу адгезії помножити на площу контакту рідини з твердою поверхнею.

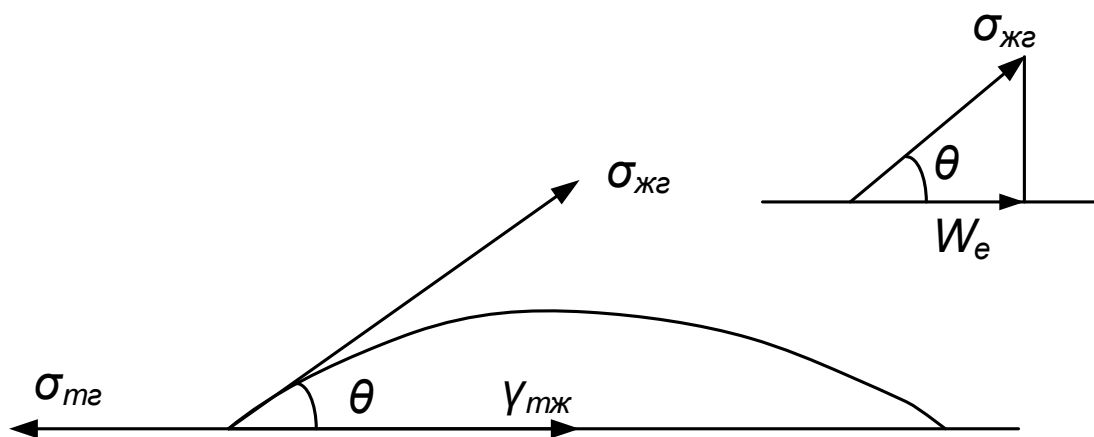


Рисунок 2.1 - Крапля рідини на поверхні твердого тіла (W_e - енергія змочування або адгезійна напруга)

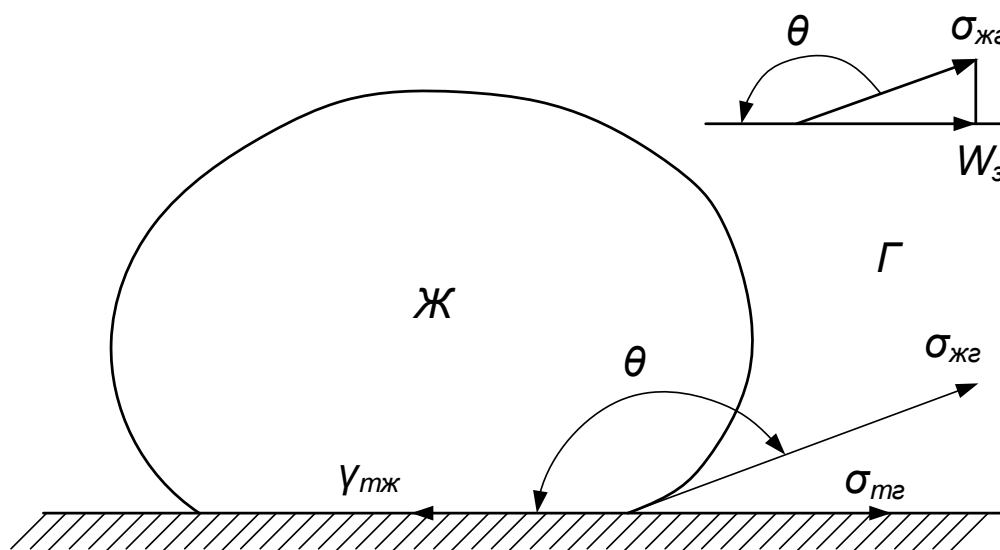


Рисунок 2.2 – Крапля рідини на незмочуваній поверхні.

Можливий інший вираз адгезії, коли робота адгезії відноситься до одиниці поверхні сферичної краплі, яка стикається з газовим середовищем. Тоді роботу W , що витрачається для видалення краплі, слід розділити на площу контакту S' з газовим (а не твердим) середовищем.

Якщо виходити з цих передумов і опустити проміжні перетворення, то роботу адгезії з розрахунку на одиницю площі поверхні сферичної краплі можна визначити по наступному рівнянню:

$$W_a' = \frac{W}{S'} = \sigma_{pc} \left[1 - \left(\frac{2 - 3 \cos \theta + \cos^3 \theta}{4} \right)^{1/3} \right]. \quad (2.9)$$

При виведенні рівняння (2.9) прийнято допущення, що форма краплі до і після відриву її від твердої поверхні не змінюється.

Без урахування цих допущень роботу адгезії виражають наступним рівнянням:

$$W_a'' = \frac{3}{5} \sigma_{pc} \left[1 - \left(\frac{2 - 3 \cos \theta + \cos^3 \theta}{4} \right)^{1/3} \right]. \quad (2.10)$$

На рис. 2.3 приведені значення роботи адгезії, розраховані за допомогою рівнянь (2.7), (2.9) і (2.10), тобто W_a , W_a' , W_a'' , як функції крайового кута для крапель води, поверхневий натяг якої рівний 72 ерг/см^2 .

Як впливає з рис. 2.3 $W_a > W_a'' > W_a'$ крайового кута відстань між кривими рис 2.3 зменшується, що означає зменшення відмінності між величинами W_a , W_a' і W_a'' .

Як впливає з рівнянь (2.9) і (2.10), W_a' і W_a'' залежать тільки від поверхневого натягу і кураєвого кута, тобто від тих же величин, що і в робота адгезії, визначена рівнянням (2.7). Але якщо робота адгезії, розрахована по (2.7), віднесена до 1 см^2 площі контакту рідини з твердою поверхнею, то робота адгезії по (2.9) і (2.10) - до 1 см^2 поверхні краплі на межі її з газовим середовищем. У зв'язку з тим, що при розтіканні краплі поверхня розділу рідина - газ змінюється значно менше, ніж поверхня розділу рідина - тверде

тіло, автори вважають, що W_a' і особливо W_a'' є повнішою характеристикою роботи адгезії. Проте фактичний матеріал, підтверджуючий ці вислови, дуже обмежений, а пропонуванний метод оцінки роботи адгезії по W_a' і W_a'' і ще не набув широкого поширення.

Відповідно до рівнянь (2.7), (2.9) і (2.10) існує певна залежність між краєвим кутом змочування і роботою адгезії. Як випливає з рис. 2.3, робота адгезії падає із збільшенням краєвого кута. Подібна закономірність виявлена у разі змочування водою льоду, а також при змочуванні водою різних поверхностей. Так, при збільшенні крайового кута на полімерних матеріалах від 0 до 108° робота адгезії зменшується від 20 до $1,5$ кгс/см².

Таким чином, для однієї і тієї ж рідини робота адгезії залежить від крайового кута. Із збільшенням крайового кута робота адгезії зменшується.

На рис. 2.4 схематично зображена залежність між σ_{pz} і $\cos\theta$, тобто між величинами, які піддаються визначенню. Зв'язок між цими величинами представлений для певних значень поверхневого натягу твердого тіла σ_{mz} .

Якщо $\cos\theta = -1$ вважати початком координат, то фактичні значення абсцис на рис. 2.4 рівні $1 + \cos\theta$. На основі узагальнення отриманих даних σ_{pz} можна представити у вигляді:

Якщо $\cos\theta = 1$, $\theta = 0^\circ$, то:

$$\sigma_{pz} = \sigma_{mz} \cdot \quad (2.11)$$

Рівняння (2.11) може бути отримане на основі рівняння Юнга і умови, що $\cos\theta = 1$, а поверхневий натяг γ_{pm} (див. рис. 2.1) нехтує мало в порівнянні з σ_{pz} і його можна прийняти рівним нулю.

Але в той же час при $\theta = 0^\circ$ σ_{pz} дорівнює критичному значенню, тобто:

$$\sigma_{pz} = \sigma_c \cdot \quad (2.12)$$

Зіставляючи рівність (2.11) і (2.12), можна прийти до висновку, що поверхневий натяг твердого тіла є ні що інше, як критичний поверхневий натяг рідини:

$$\sigma_{pz} = \sigma_c \cdot \quad (2.13)$$

Співвідношення (2.13) може бути отримане іншим шляхом, виходячи з правила Антонова.

Правило Антонова формулюється таким чином: якщо рідини обмежено розчинені один в одному, то поверхневий натяг на границі рідина – рідина приблизно рівний різниці поверхневого натягу взаємно насичених рідин на межі цих рідин з повітрям. Хоча це правило виведене для рідин, але його можна застосовувати для випадку адгезії рідини на твердій поверхні при повному її змочуванні. Щодо адгезії рідини на твердій поверхні правило Антонова можна представити в наступному вигляді:

$$\gamma_{pm} = \sigma_{pg} - \sigma_{mg} , \quad (2.14)$$

тобто поверхневий натяг на межі рідини з твердим тілом рівно по абсолютній величині різниці поверхневих натягів рідкої і твердої фаз на межі з газовим середовищем.

З рівняння Юнга у разі повного змочування, коли $\cos\theta = 1$, можна отримати вираз для γ_{pm} . Підставивши його у формулу (1.70), приходимо до висновку, що:

$$\sigma_{pg} = \sigma_{mg} . \quad (2.15)$$

Але у разі повного змочування, коли $\sigma_{pg} = \sigma_c$, отримуємо рівність (2.13), але іншим шляхом.

Отже, у разі змочування рідиною поверхні твердого тіла, коли $\cos\theta = 1$, поверхневий натяг твердого тіла дорівнює критичному поверхневому натягу рідини.

Умова (2.15) припускає, що величина γ_{pm} нехтує мала в порівнянні з σ_{mg} і σ_{pg} .

В рівнянні Юнга не враховується адсорбція рідини і газу на твердій поверхні. Припускають, що в умовах повного змочування або у разі екстраполяції до критичної точки адсорбція дорівнює нулю. Фактично ця умова не дотримується, тому і має місце невиконання співвідношення (2.13).

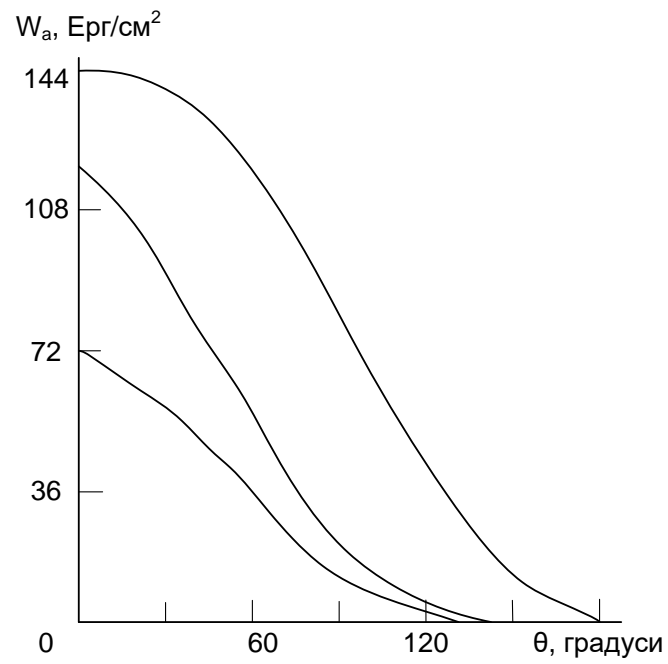


Рисунок 2.3 – Залежність між роботою адгезії і краєвим кутом

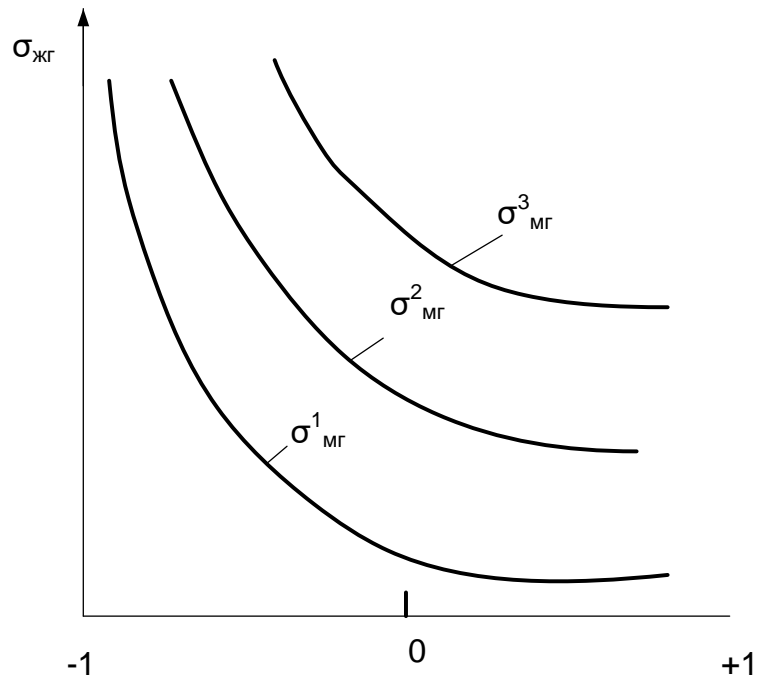


Рисунок 2.4 - Залежність між σ_{pz} і $\cos\theta$ для різних значень σ_{mg}

Умови (2.13) і (2.15) означають, що в системі координат $\sigma_{mz} - \sigma_{pz}$ пряма повинна проходити через початок координат.

Поняття «гідрофільна» і «гідрофобна» поверхня відносяться лише до змочування твердих тіл водою[2]. При змочуванні поверхонь іншими рідинами використовують поняття «олеофобність» і «олеофільність». Приставка «оле» означає адгезійну взаємодію з твердою поверхнею вуглеводневих рідин або в загальному випадку інших рідин, окрім води.

На практиці можливі різні поєднання олеофільних, олеофобних, гідрофільних і гідрофобних властивостей поверхонь. Одні і ті ж поверхні можуть бути гідрофобними і олеофільними, гідрофобними і олеофобними і т.д.

2.5.2 Електрична напруга та електричне поле конденсатора з однією нерівною межею

Розглянемо паралельно-пластинний конденсатор з однією нерівною електродною поверхнею під напругою V та однією рівною електродною поверхнею (субстрат) під нульовою напругою, як показано на рис.2.5. Тут ε – діелектрична константа заповнюючого матеріалу, d – середня товщина, і $h(x, y)$ – коливання висоти поверхні [10]. Щоб визначити електростатичну напругу, потрібно розв'язати Лапласове рівняння між площинами конденсатора:

$$\nabla^2 \Phi(x, y, z) = 0, \quad (2.16)$$

що підкоряються стану меж

$$\Phi(x, y, z = 0) = 0, \quad (2.17)$$

та

$$\Phi(x, y, z = f(x, y)) = V. \quad (2.18)$$

де Φ – електростатична напруга і $z = f(x, y)$ – нерівна електродна поверхня. Якщо ми припустимо, що $f(x, y) = d + \epsilon h(x, y)$, де $\epsilon \ll 1$, тоді ми зможемо застосувати метод пертурбації для напруги на нерівній межі, щоб розв'язати Лапласове рівняння, рівняння (2.16). Хоча, рівняння стану межі (2.18) може бути розширене як ряд Тейлора у вигляді:

$$\Phi(x, y, d) + \Phi_z(x, y, d) \epsilon h(x, y) + \frac{1}{2!} \Phi_{zz}(x, y, d) \epsilon^2 h^2(x, y) + \dots = V, \quad (2.19)$$

де $\Phi_z = \frac{\partial \Phi}{\partial z}$, $\Phi_{zz} = \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2}$ і т.д. Також припустимо, що напруга набуває подібного вигляду:

$$\Phi(x, y, d) = \Phi^{(0)}(x, y, z) + \epsilon \Phi^{(1)}(x, y, z) + \epsilon^2 \Phi^{(2)}(x, y, z) + \dots \quad (2.20)$$

Ми дізнаємось, що рівняння (2.20), котре замінює рівняння (2.16), $\Phi^{(n)}(x, y, z)$ задовольняє Лапласове рівняння за будь-якої послідовності пертурбації.

$$\nabla^2 \Phi^{(n)}(x, y, z) = 0. \quad (2.21)$$

Крім того, стани межі для різних послідовностей пертурбації є: нульова послідовність:

$$\Phi^{(0)}(x, y, z = 0) = 0, \quad (2.22)$$

$$\Phi^{(0)}(x, y, z = d) = V,$$

з якої виходить:

$$\Phi^{(0)}(x, y, z) = \frac{Vz}{d}. \quad (2.23)$$

Перша послідовність:

$$\Phi^{(1)}(x, y, z = 0) = 0,$$

$$\Phi^{(1)}(x, y, z = d) = -h(x, y) \Phi_z^{(0)}(x, y, d). \quad (2.24)$$

Друга послідовність:

$$\Phi^{(2)}(x, y, z = 0) = 0,$$

$$\Phi^{(2)}(x, y, z = d) = -h(x, y) \Phi_z^{(1)}(x, y, d) - \frac{1}{2} h^2(x, y) \Phi_{zz}^{(0)}(x, y, d). \quad (2.25)$$

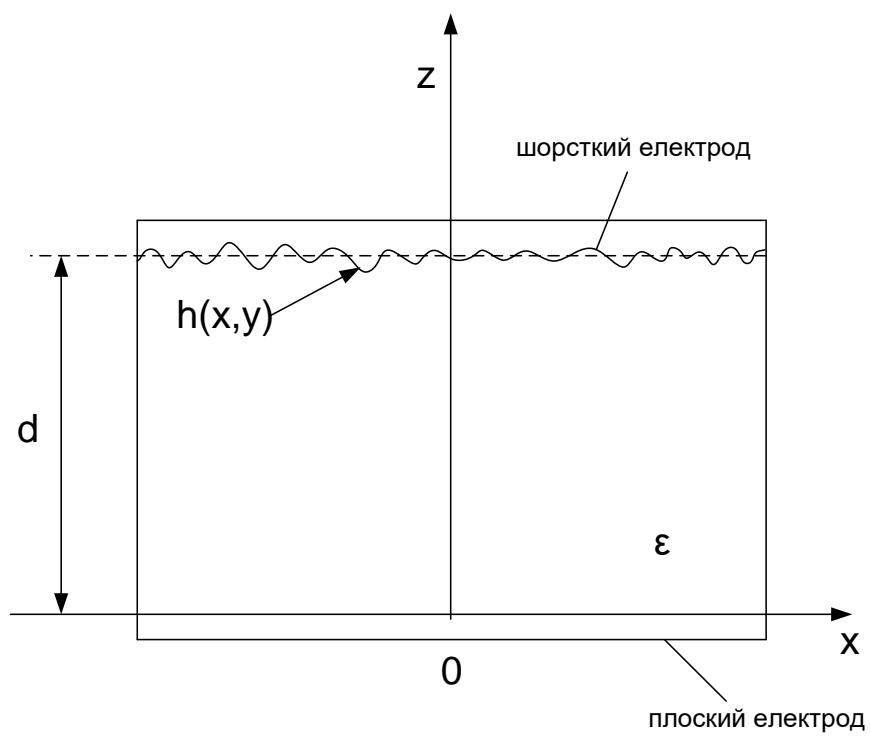


Рисунок 2.5 – Ємнісна система тверде тіло-шар рідини

Для пертурбації, котра знаходиться вище, ніж перша послідовність, ми можемо використати техніку видозмінення Фур'є, щоб розв'язати Лапласове рівняння із станами меж подібними до рівняння (2.24) та (2.25).

$$\nabla^2 \Phi^{(n)}(x, y, z) = \frac{\partial^2}{\partial z^2} \Phi^{(n)}(x, y, z) + \nabla_r^2 \Phi^{(n)}(x, y, z) = 0, \quad (2.26)$$

де $r = (x, y)$ представляє позицію вектора в x - y площині. Виконання видозмінення Фур'є в x - y площині згідно наступного рівняння, ми отримуємо:

$$\tilde{\Phi}^{(n)}(q, z) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int \Phi^{(n)}(r, z) e^{iq \cdot r} dr, \quad (2.27)$$

$$\Phi^{(n)}(r, z) = \int \tilde{\Phi}^{(n)}(q, z) e^{-iq \cdot r} dq. \quad (2.28)$$

Тоді Лапласійське рівняння набуває вигляду:

$$\frac{\partial^2 \tilde{\Phi}^{(n)}(q, z)}{dz^2} - k^2 \tilde{\Phi}^{(n)}(q, z) = 0 \quad (2.29)$$

Загальний розв'язок рівняння (2.29) може бути складений у вигляді:

$$\tilde{\Phi}^{(n)}(q, z) = A^{(n)}(q) e^{qz} + B^{(n)}(q) e^{-qz}. \quad (2.30)$$

Використовуючи стан межі в $z = 0$, маємо:

$$A^{(n)}(q) = -A^{(n)}(q), \quad (2.31)$$

що альтернативно означає, що:

$$\tilde{\Phi}^{(n)}(q, z) = 2A^{(n)}(q) \sinh(qz). \quad (2.32)$$

де $A^{(n)}(q)$ може бути визначений станом межі в $z = h_0$. Для першої послідовності пертурбації ми знаходимо напруги в справжній площині Фур'є, відповідно, бути:

$$\tilde{\Phi}^{(1)}(q, z) = -\frac{V \sinh(qz)}{d \sinh(qd)} \tilde{h}(q) \quad \text{і} \quad (2.33)$$

$$\tilde{\Phi}^{(1)}(r, z) = -\frac{V}{d} \int \frac{\sinh(qz)}{\sinh(qd)} \tilde{h}(q) e^{-iq \cdot r} dq. \quad (2.34)$$

Так само, використовуючи властивість трансформації Фур'є видозміни для другої послідовності пертурбації, ми отримуємо:

$$\tilde{\Phi}^{(2)}(q, z) = \frac{V}{d} \int \frac{\cosh(q'd)\sinh(qz)}{\sinh(q'd)\sinh(qd)} q' \tilde{h}(q') \tilde{h}(q-q') dq' \quad (2.35)$$

$$\tilde{\Phi}^{(2)}(q, z) = \frac{V}{d} \int \left[\int \frac{\cosh(qd)\sinh(qz)}{\sinh(qd)\sinh(qd)} q' \tilde{h}(q') \tilde{h}(q-q') dq' \right] e^{-iq'r} dq. \quad (2.36)$$

Якщо ми встановлюємо $\epsilon=1$, тоді середня електростатична напруга між двома пластинами (електроди) може бути наближена до:

$$\langle \Phi \rangle \approx \langle \Phi^{(0)}(r, z) \rangle + \langle \Phi^{(1)}(r, z) \rangle + \Phi^{(2)}(r, z). \quad (2.37)$$

Згідно рівнянь (2.34) і (2.36), рівняння (2.37) може бути спрощене як:

$$\langle \Phi \rangle \approx \langle \Phi^{(0)} \rangle + \langle \Phi^{(2)} \rangle, \quad (2.38)$$

де

$$\Phi^{(0)} = \frac{Vz}{d}, \quad \langle \Phi^{(2)} \rangle = \frac{(2\pi)^4 Vz}{A_0 d^2} \int_{q_l}^{q_h} \frac{\cosh(q'd')}{\sinh(q'd')} q' P(q') dq'. \quad (2.39)$$

Рівняння (2.38) показує, що нерівність поверхні викликає додаткову напругу $\langle \Phi^{(2)} \rangle$ впродовж плівки, і ця додаткова напруга є ще пропорційною до відстані z від низу пластини. Тому, ефект нерівності збільшує ефективну напругу $\langle \Phi \rangle$ між двома пластинами. В результаті, середнє електричне поле збільшується (де середні поперечні поля є нульовими):

$$\langle E(r, z) \rangle = -\langle \nabla \Phi \rangle \approx E^{(0)} + \langle E^{(2)} \rangle, \quad (2.40)$$

де

$$E^{(0)} = -\hat{e}_3 \frac{V}{d}, \quad \langle E^{(2)} \rangle = \hat{e}_3 \frac{(2\pi)^4 V}{Ad^2} \int_{q_l}^{q_h} \frac{\cosh(q'd')}{\sinh(q'd')} q' P(q') dq'. \quad (2.41)$$

З \hat{e}_3 , що є одиничним вектором в напрямі z . Хоча, поверхня нерівності збільшує середнє електричне поле в середині ізолюючої плівки чи, іншими словами, ефективна товщина ізолюючої плівки зменшується. Рівняння (2.41), та нормалізуючи w , ξ і q' до d як $\Delta = w/d$, $L = \xi/d$, і $q = q'd$, відповідно,

рівняння (2.40) стає:

$$\frac{\langle E \rangle}{E_0} = 1 + \Delta^2 L^2 \int \frac{q^2 \coth(q)}{(1 + \alpha L^2 q^2)^{1+\alpha}} dq. \quad (2.42)$$

Рівняння (2.42) точно показує, що нерівність збільшує середнє електричне поле в плівці. Збільшена плівка є пропорційною до квадрату площини контакту шириною w і також має ускладнений кореляційний зв'язок з зміною довжини зразка ξ та його нерівністю α .

Рис.2.6 показує залежність коефіцієнта електричного поля $\langle E \rangle / E^{(0)}$ від нормалізованого відгалуження в найбільш корельованому напрямку довжини L для різних зразків нерівності α у сталому $\Delta = 0.01$. Для сталого зразка нерівності α , коли L збільшується, коефіцієнт електричного поля $\langle E \rangle / E^{(0)}$ зменшується, але залишається більшим ніж 1. При дуже великому L , поверхня по суті стає дуже гладенькою і нерівність не здійснює ніякого впливу на електричне поле. Для сталого L , коли α зменшується, коефіцієнт електричного поля збільшується. Для $L \ll 1$ і $\alpha = 0.3$, електричне поле $\langle E \rangle$ може зрости близько до 15% $E^{(0)}$.

Це здається незначним. Відмітимо, що нерівність w є лише 1% товщини для даного випадку. Зміна електричного поля буде більш істотною для ультра тонкої діелектричної плівки, де Δ є набагато більший ніж 0.01 для того ж значення w .

2.5.3 Вплив нерівності на ємність з одним нерівним електродом

Поверхнева густина заряду σ на нерівній об'ємній площині є даним $\sigma = \varepsilon E \cdot \hat{n}$ з $\hat{n} = (\nabla h - \hat{e}_3) / [1 + (\nabla h)^2]^{1/2}$ з нормальним одиничним вектором для нерівної поверхні площини в $z = d + h(r)$. Середня ємність є такою:

$$\langle C \rangle = \langle Q \rangle / V = \frac{1}{V} \int \langle \sigma \rangle ds, \quad (2.43)$$

або з врахуванням (2.41):

$$\langle C \rangle = \frac{A_0 \varepsilon}{d} \left\{ 1 + \frac{1}{A_0} \int \langle h \nabla^2 h \rangle + \langle (\nabla h)^2 \rangle dr + \frac{(2\pi)^4}{A_0 d} \int \coth(q'd) q' P(q') dq' \right\}. \quad (2.44)$$

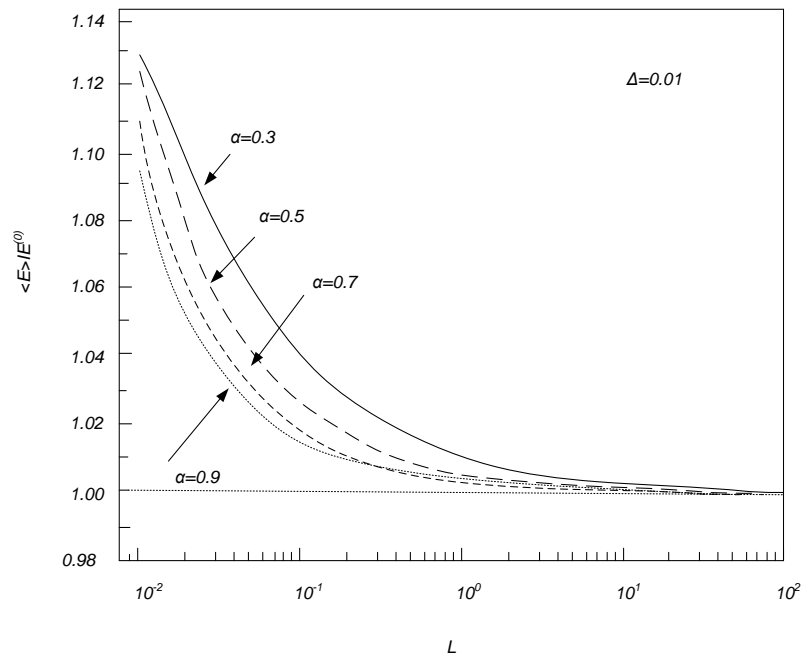


Рисунок 2.6 – Залежність коефіцієнта електричного поля від нормалізованого відгалуження

Замінюючи наступну видозміну Фур'є:

$$\int \langle (\nabla h)^2 \rangle dr = \int \langle h \nabla^2 h \rangle dr = \frac{(2\pi)^4}{A_0} \int_{ql}^{qh} q'^2 P(q') dq', \quad (2.45)$$

в рівняння отримуємо:

$$\frac{\langle C \rangle}{C_0} = 1 + \frac{2(2\pi)^4}{A_0^2} \int_{ql}^{qh} q'^2 P(q') dq' + \frac{(2\pi)^4}{A_0 d} \int \coth(q'd) q' P(q') dq', \quad (2.46)$$

де C_0 - ємність для гладкої пластини. Щоб обчислити морфологічні впливи на $\langle C \rangle$, використовуючи рівняння (2.46), потрібні знання про спектр нерівності. Додаткова ємність щодо нерівності поверхні залежить від нерівності w , коли $\langle C \rangle / C_0 \sim w^2$, тому що $\langle P(q') \rangle \sim w^2$.

Рис. 2.7 показує обчислений коефіцієнт ємності $\langle C \rangle / C_0$, як функцію нормалізованої довжини L для різних зразків нерівності α . Із зменшенням зразка нерівності різко збільшується ємність до 30% для малих зразків нерівності $\alpha < 0.5$ та коефіцієнта відносної ширини $w/\xi \sim 0.01$. Фактично, коли зразок нерівності α зменшується чи коефіцієнт w/ξ збільшується, площа ємності нерівної пластини збільшується. Це ефективно прозводить до більшого накопичення заряду. Тому, нерівна поверхня наношкали може різко збільшувати характеристики ємності, змінюючи мікроелектронну взаємодію.

Вище розглянуті трактування для ємності та поточного витоку є основані на середньо статичній точці зору. Все ще існують питання без відповідей. Для ємності, на практиці розмір електроду не може бути нескінченним. В даному випадку потрібно розглянути крайній вплив ємності. В загальному крайній вплив сприятиме геометричному фактору, котрий управляє збільшенням ємності. Якщо розмір електроду є набагато більшим, ніж бічна кореляція нерівного електроду, ми б очікували схожої поведінки ємності як у випадку нескінченного електроду. Проте, якщо розмір електроду є меншим, ніж довжина бічної кореляції нерівного електроду, коли лише обмежені просторові частоти від нерівності будуть сприяти ємності, тоді повне вкладення від нерівності поверхні буде зменшуватись. Це є лише проста екстраполяція з

нашої дискусії. Деталізована поведінка може бути отримана за допомогою розгляду обмеженого розміру конденсатора зв'язаного одним нерівним електродом.

Інший вихід – критичний розпад сили поля E_c під присутністю нерівності поверхні. Ми показали, що нерівність поверхні збільшить поле $E^{(0)}$ до ефективного електричного поля $E^{(0)} + \langle E^{(2)} \rangle$ усередині ізолюючої плівки. Якщо ми припустимо, що критичне поле для ізолюючої плівки є сталим, тоді наявність нерівності поверхні скоротить розпад поля на значення $\langle E^{(2)} \rangle$. Ця інтуїтивна дискусія добре спрацьовуватиме для теплового розпаду, тому що для того, щоб викликати розпад, тепло викликане електричним полем не може бути локалізоване. Проте, для чистого електричного розпаду, спочатку може виникнути локалізований розпад, особливо на верхівці нерівної поверхні. Цей локалізований розпад вимагає лише набагато меншого електричного поля, $E^{(0)}$ і відкриває провідникові канали від вищого до нижчого електроду. Так як поле збільшується, ті канали стають все ширшими. Ці відкриті канали певним чином збільшать електричні поля в близькості вершин, та тому в певній силі поля вони спричинять глобальний розпад. Детальне дослідження такої поведінки є все ще недоступним.

Нам треба підкреслити, що у фактичних експериментальних ситуаціях провідниковий механізм може мати більш складну поведінку. Спостерігалось, що в кристалічних та аморфних плівках (внесено на підставах $\text{SiO}_2/\text{n-Si}$) з відносно високою діелектричною константою $\epsilon \approx 31$, під помірним полем (10^7 В/м - 3.5×10^7 В/м), провідникові процеси є обмеженими для електроду, коли під вищими полями ($> 3.5 \times 10^7$ В/м) – провідникові процеси є обмеженими для маси [10].

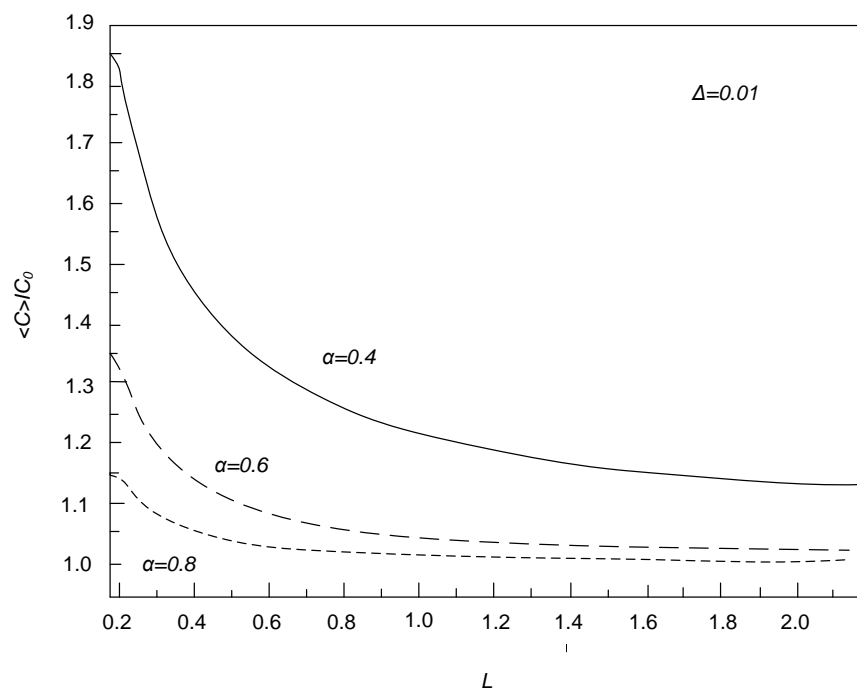


Рисунок 2.7 – Залежність відносної ємності від нормалізованої довжини для зразків з різною шорсткістю

3 ТЕОРЕТИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЄМНІСНОГО МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ПОВЕРХНЕВИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТВЕРДОГО ТІЛА ПРИ ЙОГО ВЗАЄМОДІЇ З КРОВ'Ю

3.1 Вплив характеру взаємодії при змочуванні кров'ю поверхні кровоносних судин на його діелектричні характеристики

Дієлькометрія відноситься до електрофізичних методів дослідження складу і властивостей речовин. Метод оснований на взаємодії електромагнітного поля з речовиною, яка знаходиться в між електродному просторі вимірювальної комірки (ємнісного давача). В інженерній практиці дієлькометрію використовують при контролі і вимірюванні концентрації, щільності, вологості, густини середовища, ступені затвердіння полімерів і т.д.

Нижче наведені основні діелектричні характеристики речовини [11].

Відносна діелектрична проникність (ДП) ізоляційного матеріалу ε — це відношення ємності конденсатора C_x , в якому простір між електродами і біля них повністю заповнене розглядуваним ізоляційним матеріалом, до ємності C_p , (робочої ємності) електродів тої ж конфігурації у вакуумі: $\varepsilon = C_x / C_p$. Ємність $c_p = c_o + c_k$, де c_o і c_k — геометрична і крайова ємність.

Абсолютна діелектрична проникність ізоляційного матеріалу ε_a є добутком ε на діелектричну сталу ε_0 (абсолютну ДП вакууму): $\varepsilon_a = \varepsilon_0 \varepsilon$.

Комплексна діелектрична проникність $\bar{\varepsilon}$ визначається ДП ε' і коефіцієнтом діелектричних втрат ε'' : $\bar{\varepsilon} = \varepsilon' - j\varepsilon''$, де ε' — активна складова діелектричної проникності; $j = \sqrt{-1}$.

Кут діелектричних втрат δ ізоляційного матеріалу — це кут, який доповнює кут зсуву фаз прикладеної напруги і обумовленої сили струму до $\pi/2$

рад, при умові, що діелектрик конденсатора ідеальний.

Тангенс кута діелектричних втрат ізоляційного матеріалу $tg\delta = \varepsilon'' / \varepsilon'$.

Коефіцієнт діелектричних втрат ізоляційного матеріалу $\varepsilon'' = \varepsilon' \cdot tg\delta$.

Простішим електричним аналогом системи, яка складається з електродів і неідеального діелектрика, який знаходиться між ними, являється паралельним з'єднанням провідності і ємності (рис. 3.1). Якщо до паралельно з'єднаних провідності G_p і ємності C_p прикласти напругу, яка змінюється з часом по синусоїдальному закону, то через систему потече струм:

$$I = (G_p + j\omega C_p)U_0 e^{j\omega\tau}, \quad (3.1)$$

де G_p — провідність середовища, См; C_p — ємність комірки з речовиною (без врахування крайових ємностей), Ф; $U_0 e^{j\omega\tau}$ — прикладена напруга, В; I — повна сила струму в розглядуваній системі, А.

Для плоского конденсатора з площею електродів s (м²) і відстанню між ними h (м) при відсутності приелектродних процесів для неідеального діелектрика можна записати наступні відношення (без врахування опору і індуктивності підведених проводів і електродів):

$$G_p = (\chi_0 + \omega\varepsilon_0\varepsilon'') \frac{s}{h} = C_0 \left(\frac{\chi_0 + \omega\varepsilon_0\varepsilon''}{\varepsilon_0} \right); \quad (3.2)$$

$$C_p = \varepsilon_0\varepsilon' \frac{s}{h} = C_0\varepsilon'; U_0 e^{j\omega\tau} = Eh,$$

де χ_0 — питома електрична провідність; ω — кругова частота; E — напруженість електричного поля,

$$C_0 = \varepsilon_0 s / h. \quad (3.3)$$

Відношення (3.2) можна використовувати для розрахунку діелектричних характеристик речовин $\varepsilon', \varepsilon'', tg\varphi$ за результатами експериментальних вимірювань ємності C_p комірки і її провідності G_p .

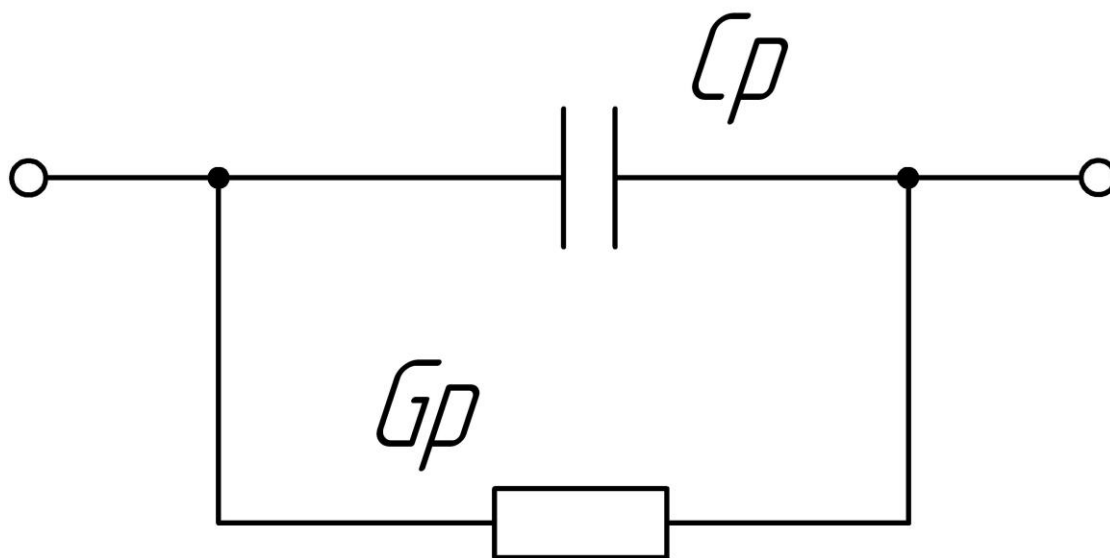


Рисунок 3.1 — Ідеалізована електрична еквівалентна схема заміщення ємнісної комірки з речовиною на фіксованій частоті

Таким чином, виявлення діелектричних властивостей речовини зводиться до вимірювання електричних параметрів ємності комірки. Саме на цьому принципі і основана робота більшої частини приладів, призначених для ємнісних вимірювань.

Відношення $\varepsilon_0 s/h$ у відношенні (3.3) називають геометричною ємністю комірки C_0 а відношення $s/h = k$ — геометричною константою комірки.

Для комірки з плоскопаралельними електродами (рис. 3.2, а):

$$C_0 = \varepsilon_0 bl/h; \quad k = bl/h, \quad (3.4)$$

де b і l — ширина і довжина електродів; h — зазор між електродами.

Для комірки з дисковими паралельними електродами (рис. 3.2, б) $C_0 = \varepsilon_0 \pi r^2 / h$; $k = \pi r^2 / h$, де r — радіус дискового електрода.

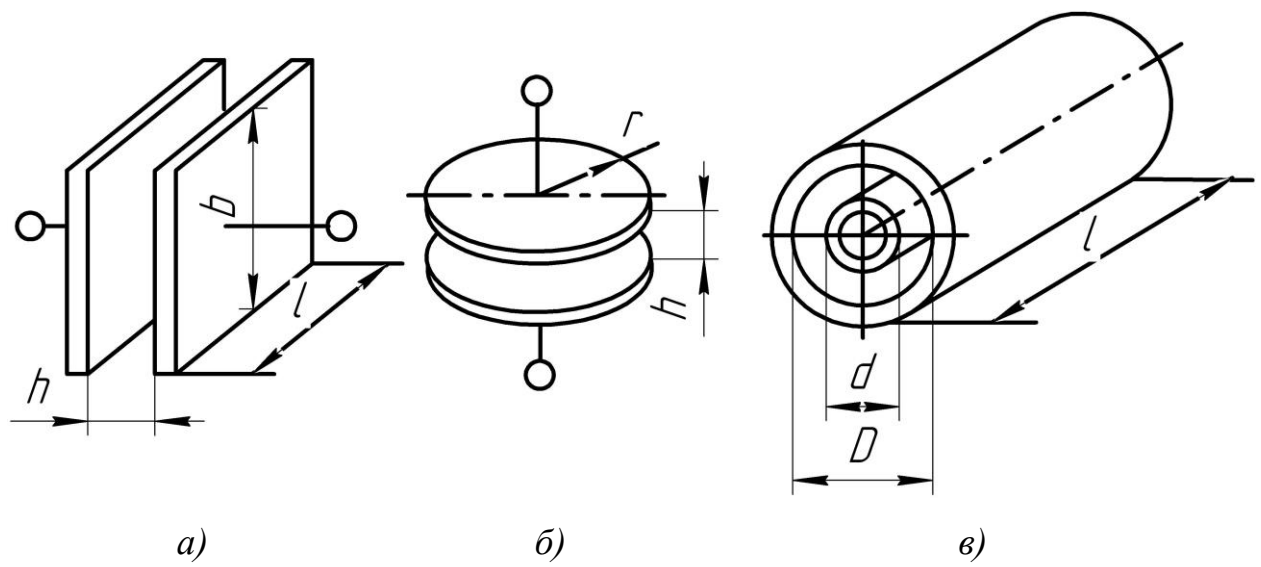
Для комірки з циліндричними електродами (рис. 3.2, в):

$$C_0 = \varepsilon_0 2\pi l / \ln(D/d); \quad k = 2\pi l / \ln(D/d), \quad (3.5)$$

де D — внутрішній діаметр зовнішнього електрода; d — зовнішній діаметр внутрішнього електрода.

Відношення між (3.3) — (3.5) справедливі при умові однорідності електричного поля в робочій області комірки.

В реальних умовах на кінцях електродів електричне поле не однорідне, а це приводить до появи неврахованих крайових ємностей. Схема заміщення комірки з речовиною, яка відповідає інтервалу частот, складніша, так як ε'' і ε' — частотно-залежні величини. Крім того, при змінному струмі в матеріалі електродів і на границі розділу електрод — речовина проходять фізичні явища, які залежать від частоти; ці явища також необхідно враховувати при аналізі результатів вимірювання діелектричних властивостей речовин.



a)

б)

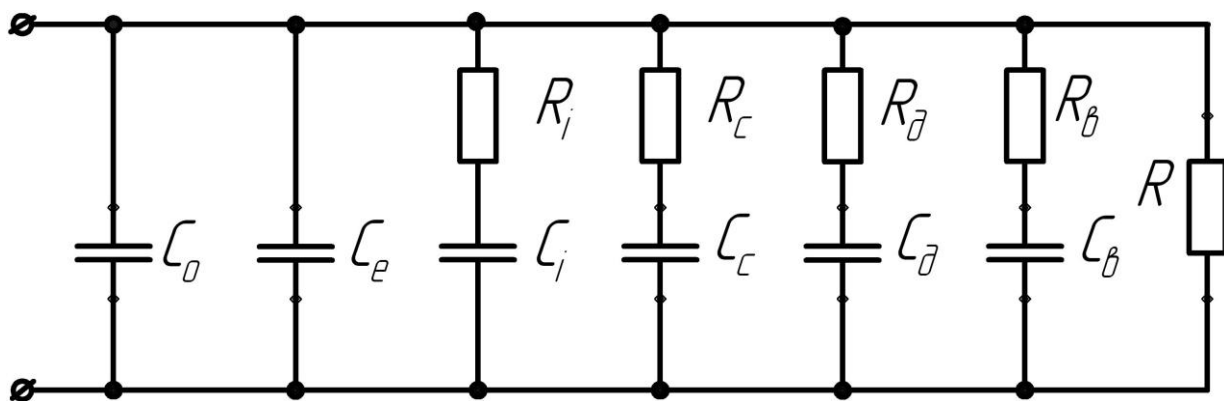
в)

a — комірка з плоскопаралельними електродами;

$б$ — комірка з дисковими паралельними електродами;

$в$ — комірка з циліндричними електродами

Рисунок 3.2 — Електроди ємнісних давачів (комірок) з внутрішнім
 ПОЛЕМ



C_0 — ємність у вакуумі; C_e — ємність електронної поляризації; C_i — ємність іонної поляризації; C_c — ємність структурної поляризації; C_d — ємність дипольної поляризації; C_b — ємність внутрішньосарової поляризації; R_i, R_c, R_d, R_b — еквівалентні опори втрат при різних видах поляризації; R — опір наскрізному струму

Рисунок 3.3 — Схема заміщення складного поляризованого діелектрика

3.2 Визначення залежності ємності конденсатора від діелектричної проникності системи електрод-паралельна пластина-шар рідини

У даному підрозділі приведені матеріали для розрахунку ємності відокремлених провідників в неоднорідному діелектрику. Розташування матеріалу збережене для кожної групи провідників (проводів, пластин, оболонок і об'ємних тіл) послідовно розглядаються діелектричні середовища все більш складного вигляду.

Велика частина приведених матеріалів відноситься до випадку, коли провідник розташований поблизу плоскої межі двох середовищ (двошарове середовище) і не перетинає цієї межі. При цьому вплив межі враховується, як правило, за допомогою коефіцієнта віддзеркалення:

$$k = \frac{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}{\varepsilon_1 + \varepsilon_2}, \quad (3.6)$$

де ε_1 і ε_2 - значення діелектричної проникності в середовищі, що містить і не містить провідник, відповідно $-1 \leq k \leq 1$.

У окремому випадку, при $k = 0$ ($\varepsilon_1 = \varepsilon_2$), приведені формули визначають ємність відокремлених провідників в однорідному середовищі. У іншому окремому випадку, при непроникній межі середовищ ($\varepsilon_1 \ll \varepsilon_2$, $k \approx 1$), значення ємності провідників може бути визначене за допомогою формули (3.7).

Ємність будь-якого відокремленого провідника I в присутності непроникної площини рівна половині ємності відокремленого провідника, утвореного з'єднаними провідниками I з його дзеркальним відображенням 2 відносно цієї площини:

$$C_0^I = \frac{1}{2} C_0^{II}. \quad (3.7)$$

У більш загальному випадку, коли відокремлений провідник розташований в середовищі, обмеженому двома непроникними площинами, пересіченими під кутом $2\pi/n$:

$$C_0^I = \frac{1}{n} C_0^{II}, \quad (3.8)$$

де C_0^I - ємність даного провідника; C_0^{II} - ємність відокремленого провідника, утвореного з'єднанням даного провідника з $(n-1)$ провідником, співпадаючим з його послідовним відображенням відносно вказаних площин.

Так, ємність (на одиницю довжини) між двома безкінечно довгими пластинами в $2n$ раз менше ємності між двома оболонками правильного n -кутового перетину.

Приведені в тексті формули для ємності провідників, розташованих симетрично щодо плоскої межі двох різнорідних середовищ. Використання матеріалів дозволяє також отримати вирази для ємності у всіх випадках, коли провідники (або системи з двох провідників) володіють площиною симетрії і розташовані в двошаровому середовищі вказаним чином.

Довільної форми пластина розташована на поверхні плоского діелектричного шару (рис. 3.4) визначається за формулою:

при $2h/l > 1$

$$C_0 = \left(1 + \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}\right) \frac{C_0'}{2} \left[1 + \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} \frac{C_0'}{4\pi\varepsilon_1 h} \ln(1 - k^2)\right]^{-1} \quad (3.9)$$

де C_0' - ємність даної пластини в однорідному середовищі при $\varepsilon_1 = \varepsilon_2$.

Таким чином, залежності (3.7, 3.8, 3.9) теоретично обґрунтовують можливість визначення ступеня змочуваності кров'ю поверхні судини за зміною діелектричної проникності двох середовищ, одне з яких є кров, що при розтіканні представляє собою пластину довільної форми, а друге – судина, що представляє собою твердий діелектрик. Дана математична модель може бути представлена ємнісним первинним перетворювачем між пластинами якого знаходиться зразок судини з краплею крові на ній.

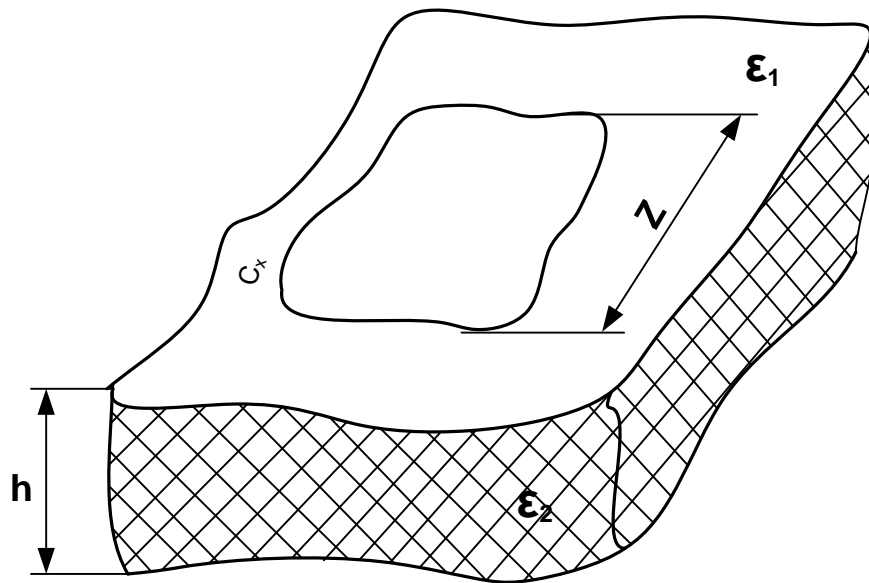


Рисунок 3.4 – Геометричні параметри системи тверде тіло-крапля рідини

3.3 Обґрунтування вибору вимірювального параметру

Схеми заміщення широко використовують для дослідження електромагнітних процесів і розрахунку параметрів вимірювальної комірки з використанням стандартних методів розрахунку електричних ланцюгів. Схеми заміщення комірок необхідні для: визначення сили струму і напруги в комірці; аналізу частотних, часових і температурних характеристик комірки з речовиною; з'ясування впливу початкових параметрів ємнісної комірки на результати визначення ε' , ε'' , $\operatorname{tg} \delta$; вибору оптимальної конструкції комірки, її геометричних розмірів і умов нормальної експлуатації.

В залежності від частоти електромагнітного поля розрізняють групи методів діелькометрії в радіочастотному, надвисокочастотному (НВЧ) і оптичному діапазонах. Радіочастотний діапазон хвиль (довжина хвиль λ до 10 м, частота коливань 0 — 30 МГц) характеризується найбільшими значеннями діелектричних параметрів $\varepsilon', \varepsilon''$ і $tg\delta$.

В якості ємнісних давачів використовують конденсатори, конструкцію і розміри яких вибирають у відповідності з потребами для кожної конкретної задачі вимірювання. Ємнісні давачі відносяться до параметричної групи давачів, яка характеризується тим, що вимірювальна фізична величина, чи та яка контролюється, перетворюється в параметр електричного ланцюга — ефективну ємність чи ефективну провідність.

Ємнісні давачі можна класифікувати наступним чином [11]:

- за принципом дії — із змінним зазором; із змінною площею поверхні електродів; із змінними діелектричними властивостями;
- за принципом підводу матеріалу до чутливого елемента — занурюючі, накладні і протічні;
- за видом вихідного сигналу з давача — неперервних і дискретних вимірювань;
- за видом контакту електронної системи з вимірювальним середовищем — контактні і безконтактні.

Перераховані типи давачів, в свою чергу, поділяються на давачі з внутрішнім (зосередженим) і зовнішнім (розсіяним) полем. В перетворювачах з внутрішнім полем основна частина електричного поля включена в об'ємній системі, обмеженої електродами, і пронизує досліджуване середовище в поперечному напрямі (для протічних комірок). Найбільш розповсюдженими електродами цих перетворювачів є паралельні пластини різної конфігурації і циліндри (див. рис. 3.2).

Ємнісні перетворювачі з зовнішнім полем в загальному випадку представляють собою ізоляційну підкладку, на яку нанесені електроди в вигляді

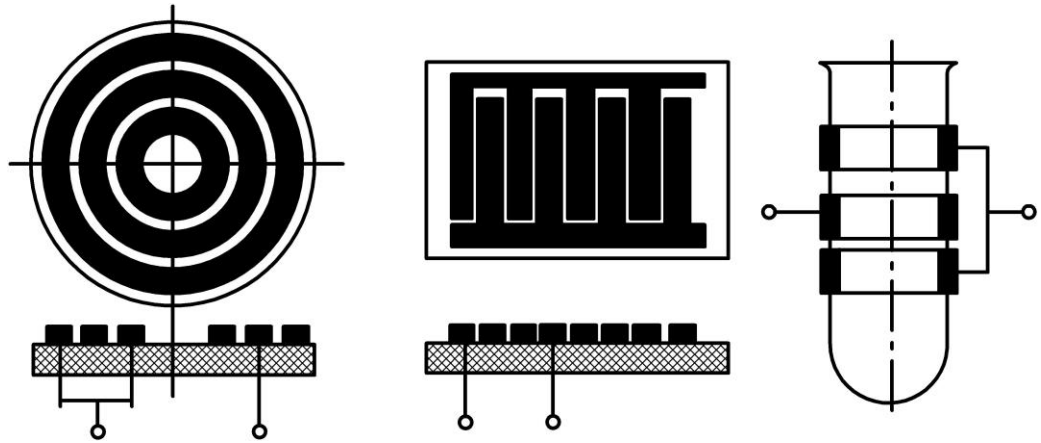
визначеного рисунка: концентричних кіл, спіралі Архімеда та ін. Електричне поле пронизує середовище у поздовжньому напрямі.

Для дослідження сипучих матеріалів застосовують давачі з зовнішнім (рис. 3.5) і внутрішнім (рис. 3.2) полем. Зазвичай такі давачі забезпечені пристроєм для підтримання постійної густини засипки, що виключає похибку вимірювання діелектричних характеристик, викликану коливаннями гранулометричного складу досліджуваного продукту. Давачі подібних конструкцій застосовують також для контролю складу і властивостей речовин на потоці. Для твердих листових матеріалів в основному використовують давачі з зовнішнім полем (рис. 3.5, а і б).

Для дослідження рідких матеріалів головним чином застосовують ємнісні давачі з внутрішнім полем (рис. 3.5), інколи — давачі з зовнішнім полем (рис. 3.5, в). До основних вимог до електродної системи ємнісного давача, призначеного для дослідження рідин в лабораторних умовах, потрібно віднести: легкість розробки і зборки; можливість очистки електродів і заповнення їх без порушення відносного положення електродів; невеликий об'єм досліджуваної рідини; відсутність взаємного впливання матеріалу електродів і рідини; простоту контролю температури; відсутність контакту ізоляційних деталей з рідиною. В комірці не повинно бути дуже коротких шляхів витоку і гострих кутів, в противному випадку знижується точність вимірювання. Конструкції комірок, які мають вказані властивості, приведені на рис. 3.6. Електроди виготовлені із корозійно стійкої сталі, ізолятори — із боросилікатного скла чи плавленого кварцу.

Метод діелькометрії теоретично найбільш розроблений для діелектричних середовищ, які не містять вільних зарядів, які здатні при накладанні зовнішнього електричного поля створювати точки провідності; тому надалі при викладанні способів вимірювання діелектричних характеристик речовин будемо вважати, що досліджуваний продукт є ідеальним діелектриком. Таке припущення для більшої частини чистих діелектричних середовищ

практично виповнюється. Враховуючи це будемо вважати, що на електродах не відбувається явище поляризації і електромагнітні процеси в металічних частинах давача суттєво не впливають на результат вимірювання кровоносних судин ємнісним методом.



a)

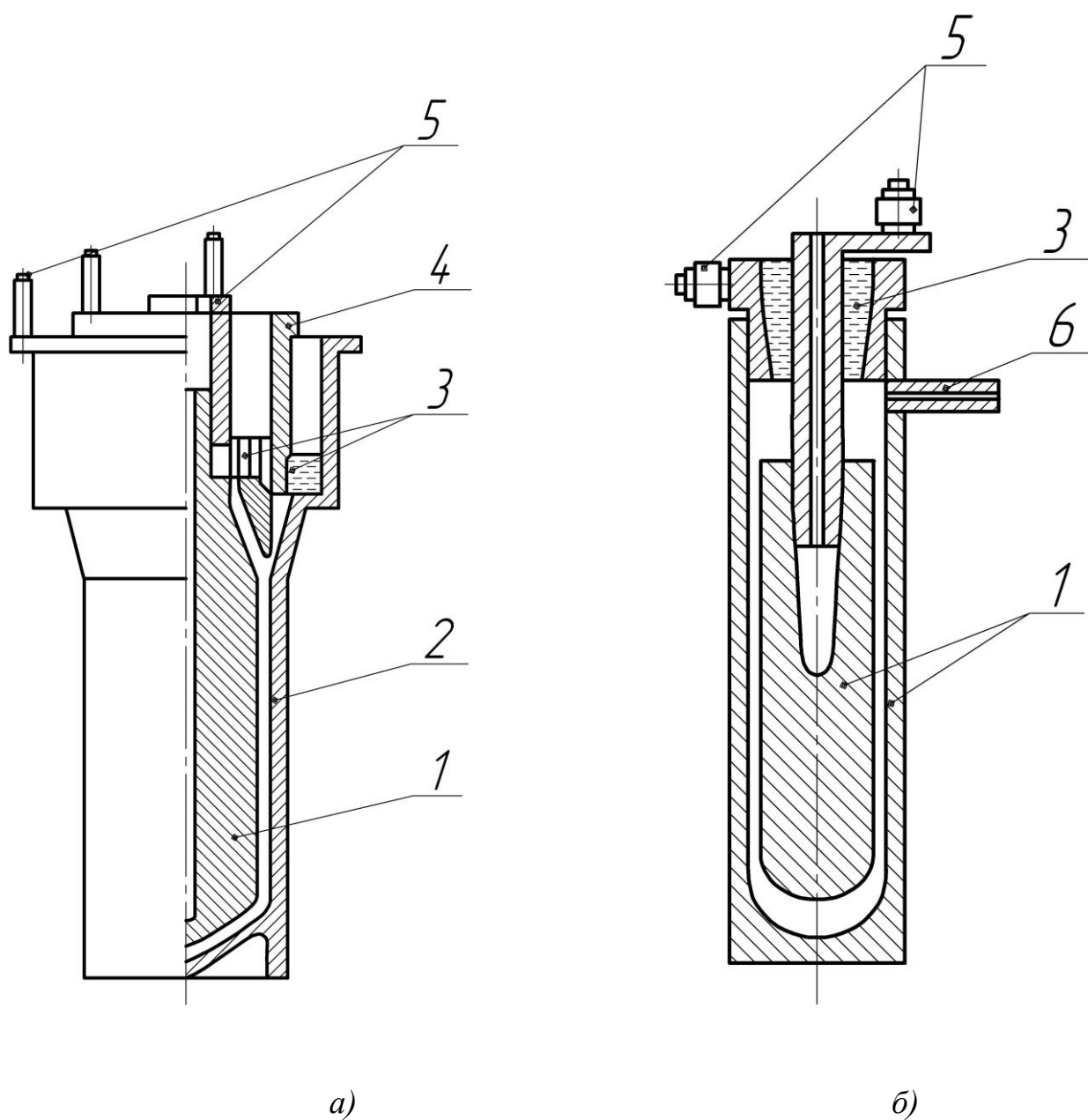
б)

в)

a — давач з зовнішнім полем; *б* — давач з зовнішнім полем;

в — давач з внутрішнім полем

Рисунок 3.5 — Ємнісні давачі з розсіяним полем



1 і 2 — робочі електроди; 3 — ізолятори; 4 — охоронний електрод;
 5 — виводи; 6 — переливний штуцер

Рисунок 3.6 — Ємнісні давачі для дослідження рідких діелектриків: з охоронним (а) і без охоронного (б) електроду

4 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ПРИСТРОЮ ДЛЯ ЕКСПРЕС- КОНТРОЛЮ ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ КРОВОНОСНИХ СУДИН

4.1 Обґрунтування вибору вимірювальної схеми пристрою

При застосуванні електричних методів вимірювання поверхневих властивостей кровоносних судин зустрічається необхідність визначення електричних параметрів матеріалу за наслідками вимірювання ємності і опору при відомих параметрах давача або розрахунку ємності і опору давача при відомих параметрах матеріалу. Діелектричну проникність матеріалу не можна визначити по відношенню ємності конденсаторного давача з матеріалом між обкладаннями до ємності порожнього давача. Конденсаторні давачі, окрім частини, що заповнюється досліджуваною речовиною («повітряна ємність» C_0), завжди мають виводи, ізоляційні і інші деталі, що створюють додаткову ємність C_n , яка має постійне значення для даного давача. У величину C_n входить, зокрема, ємність незаземлених обкладок щодо землі. Нарешті, «крайовий ефект», тобто викривлення ліній поля біля країв обкладок конденсатора, створює крайову ємність C_k , величина якої залежить, від положення діелектрика щодо країв обкладок і від його діелектричних властивостей.

Найбільш точним способом визначення параметрів давача є калібрування, яке здійснюється вимірюванням його ємності або провідності при заповненні рідкими речовинами, питома провідність і діелектрична проникність яких відомі з достатньою точністю; при калібруванні конденсатора можливе застосування і газоподібних еталонних речовин. У загальному випадку сумарна ємність давача, заповненого досліджуваною речовиною (якщо нехтувати індуктивністю і активним опором давача), рівна:

$$C_x = \varepsilon C_0 + C_i + \tilde{N}_e. \quad (4.1)$$

Вимірювання ємності давача при заповненні його двома еталонними речовинами, діелектрична проникність яких рівна ε_1 і ε_2 , дозволяє, вирахувати з формули (4.1) параметри давача робочу (повітряну) ємність C_0 і суму паразитних ємностей $C_H + C_K$:

$$C_0 = \frac{C_{x1} - C_{x2}}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}, \quad (4.2)$$

$$C_i + C_{\hat{E}} = \tilde{N}_{\sigma 1} - \varepsilon_1 \frac{\tilde{N}_{\sigma 1} - \tilde{N}_{\sigma 2}}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2} = \tilde{N}_{\sigma 2} - \varepsilon_2 \frac{\tilde{N}_{\sigma 1} - \tilde{N}_{\sigma 2}}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}, \quad (4.3)$$

де C_{x1} і C_{x2} — виміряні значення ємності конденсатора при заповненні його речовинами з діелектричною проникністю, рівною відповідно ε_1 і ε_2 .

Можливі розбіжності між значеннями $C_H + C_K$ отриманими з першою і другою речовиною, обумовлені похибками вимірювання і непостійністю паразитних ємностей давача.

Електричною моделлю так званого ємнісного давача вологості, тобто включеного в ланцюг змінного струму конденсаторного давача з досліджуваним матеріалом в міжелектродному просторі, є його схема заміщення [12]. Ця схема визначається фізичними процесами в діелектриці (вологомістимому матеріалі) і, в значно меншому ступені, конструкцією давача. Розглянута схема заміщення складного поляризованого діелектрика (див. рис.3.2) приводить до схеми давача, зображеного на рис. 4.1,а. Ємність $C_1 = C + C_e$ рівна сумі робочої і паразитної ємностей давача і ємності електронної поляризації; C_2 — ємність, яка утворюється рештою видів поляризації. Опір наскрізного струму позначено R_1 , еквівалентний опір поляризаційних втрат різних видів — R_2 . При підвищеній частоті доводиться враховувати активний опір r електродів і їх виводів, а також паразитну, індуктивність L давача. Для спрощення можна прийняти, що величина L (і індуктивність давача в повітрі) не змінюється при введенні досліджуваного матеріалу в давач.

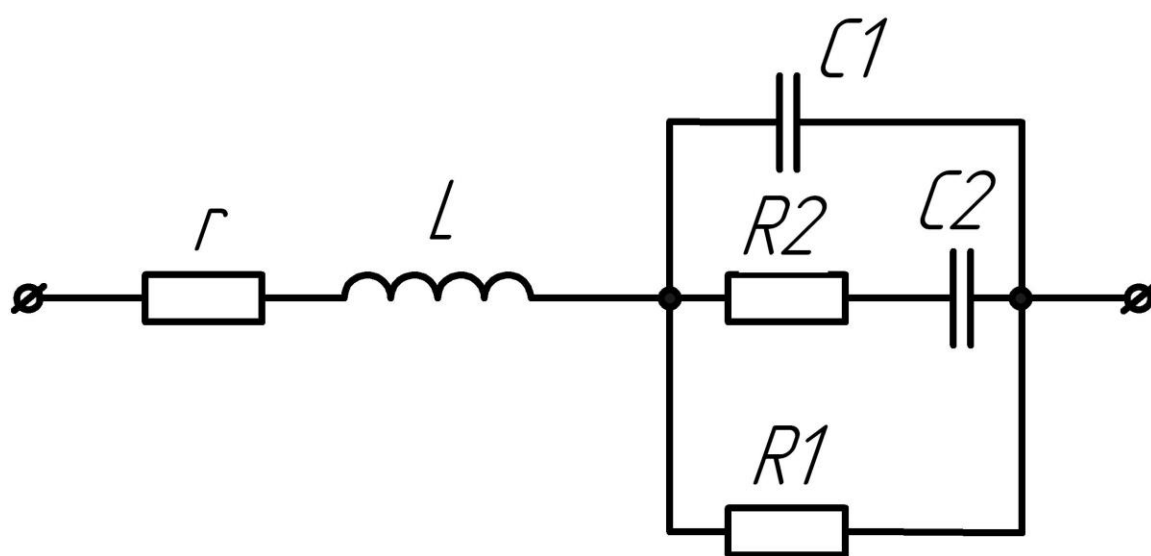


Рисунок 4.1 — Схема заміщення ємнісного давача

Приведена загальна схема заміщення містить елементи, які важко визначити експериментом; для практичного використання доцільно її спростити. При частотах нижче 25 — 30 МГц роль індуктивного опору незначна і індуктивність L можна виключити з схеми; можна також нехтувати опором r , оскільки зазвичай $r \ll R$. Схема зводиться до схеми заміщення досліджуваного матеріалу. Якщо об'єднати в ній всі ємності, а сумарний опір втрат позначити через R , отримаємо спрощену паралельну схему (див. рис. 3.1), що складається з ємності C без втрат, шунтованою активним опором R . Перехід від параметрів паралельної схеми до параметрів послідовної виконується легко.

Критерієм правильності схеми заміщення є точність апроксимації характеристик реального об'єкту, в нашому випадку — величин модуля і аргументу повного опору давача в достатньо широкому діапазоні частот.

Завдання синтезу точніших схем заміщення давача для певного матеріалу (або групи матеріалів) можна вирішити, використовуючи експериментальні частотні характеристики, наприклад, $C(\omega)$ і $\operatorname{tg} \delta(\omega)$ для даного матеріалу і критерій мінімізації середньоквадратичних відхилень характеристик схеми заміщення від експериментальних.

Навіть для одного матеріалу побудова універсальної схеми заміщення, яка володіє достатньою точністю в широкому діапазоні вологоміскостей, є вельми складним і поки що не вирішеним завданням. Тому при дослідженні загальних властивостей діелектричних тензометрів широко використовують спрощені схеми заміщення. З рівняння $C' = C(1 + \operatorname{tg}^2 \delta)$ випливає, що величини ємності по обох схемах рівні тільки при дотриманні умови $\operatorname{tg} \delta \ll 1$ [12-14].

Виходячи із зручності математичних операцій, можна користуватися послідовною або паралельною схемою заміщення. Для діелектриків паралельна схема з постійними значеннями параметрів відображає реальні характеристики давача з матеріалом краще, ніж послідовна схема.

Метод биття зазвичай вважають найбільш чутливим і точним з

резонансних методів вимірювання частот, малих ємностей і індуктивностей; в цьому методі принцип порівняння здійснюється не в контурі, що містить давач, а в самій вимірювальній схемі, що перетворює зміни ємності в частоту биття [12].

У застосуванні до вимірювань з ємнісними або індуктивними давачами метод заснований на порівнянні частот коливань двох генераторів (зазвичай в середньому діапазоні частот — до 5–10 МГц). Один генератор має постійну частоту, а у другого частота залежить від параметрів давача, включеного в анодний або сітковий контур. Вимірювальна схема за методом биття складається з опорного генератора, що працює на фіксованій частоті f_1 ; вимірювального генератора з частотою f_2 , що змінюється у функції вимірюваного параметра; змішувача, в якому утворюються результуючі коливання (биття) з частотою, рівною різниці частот обох генераторів $\Delta f = f_1 - f_2$ і індикатора частоти биття. Вимірювання проводяться шляхом визначення величини частоти биття або, найчастіше, методом нульового биття, тобто за методом урівноваження в контурі з давачем до досягнення рівності частот обох генераторів ($\Delta f = 0$). Відносна похибка вимірювання ємності без втрат рівна подвоєній похибці визначення частоти: $dC/C = -2df/f$.

Оскільки при високій частоті величина df/f вельми мала, чутливість методу дуже висока, а відносна похибка в принципі може бути доведена до тисячних доль відсотка. Практично точність схем за методом биття обмежена рядом чинників: точністю окремих елементів схеми, тобто стійкістю частот обох генераторів, похибками змішувача, чутливістю і точністю індикаторного пристрою, а також явищем захоплення частот. При вимірюваннях ступеня змочування точність і чутливість вимірювання додатково зменшуються в результаті впливу втрат в досліджуваному матеріалі; як і в інших резонансних схемах, вимірювання можливе тільки до певної мінімальної величини втрат, при якій зриваються коливання вимірювального автогенератора.

Способи підвищення точності методу биття ускладнюють вимірювальну

схему (і без цього складнішу, ніж в інших резонансних методах), і їх застосування виправдане лише в тих випадках, коли необхідна дуже висока точність вимірювання. Для вимірювання поверхневого натягу, як правило, достатнє застосування схеми биття в її найбільш простому виконанні. Вимірювальні схеми, застосовані на практиці, відрізняються лише окремими вузлами, зокрема способом індикації биття, що значною мірою визначає властивості пристрою.

У схемах з автоматичним урівноваженням вихідна напруга U перетворювача використовується для управління слідкуючою системою, що змінює ємність зрівноважуючого конденсатора в коливальному контурі до досягнення нульового биття, якому відповідає $U=0$.

4.2 Розробка функціональної схеми пристрою

Виходячи із викладених в попередньому підрозділі вимог, розроблений пристрій (умовно названий ВЗП – вимірювач змочуваності поверхні), функціональна схема якого подана на рис. 4.2. Основними вузлами пристрою є:

1 — вузол прецизійного переміщення поршня дозатора (електромеханічний блок);

2 — вузол вимірювання ємності (вимірювальний блок);

3 — вузол розрахунку ПН за отриманими залежностями та керування роботою пристрою (блок оброблення та інформації);

У вузол 1 входить чотириобмотковий кроковий двигун КД, який через передавальний механізм ПМ дискретно переміщує вгору-вниз поршень дозатора Д для нанесення крові на поверхню зразка. Робота двигуна керується ЕОМ через блок управління двигуном БУД почерговою подачею на його обмотки імпульсів напруги 5В, сили струму 1А і довжиною близько 10мс.

Застосований в пристрої кроковий двигун при подачі одного імпульса на відповідну обмотку дає можливість отримати мінімальний кут обертання на його валу рівний 108 кутових хвилин.

Блок БУД по команді ЕОМ здійснює перемикання обмоток двигуна для його вмикання, реверсу чи зупинки, а також запобігає проходженню в інші блоки приладу імпульсних перешкод внаслідок роботи сильно струмових обмоток двигуна. ПМ призначений для передачі обертового руху валу двигуна в поступальний рух поршня (при оберті валу на 360° столик переміщується на 0,5 мм).

Вузол 2 складається із ємнісного первинного перетворювача ЄПП, сигнал з якого подається на вимірювальний генератор ВГ. У змішувачі ЗМ порівнюється частота вимірювального генератора ВГ та опорного генератора ОГ. Різниця частот через фільтр низьких частот ФНЧ, підсилювач ПНЧ та перетворювач «частота-напруга» ПЧН подається на блок узгодження БУз для введення в ЕОМ.

Вузол 3 — це персональна ЕОМ з блоком узгодження БУз. ЕОМ призначена для керування всією роботою приладу, а також для розрахунку ПН за закладеними в її пам'ять теоретичними залежностями $\varepsilon = f(V, \sigma)$ при надходженні інформації про об'єм нанесеної краплі крові і діелектричну проникність середовища між обкладками конденсатора. Блок БУз призначений для забезпечення двостороннього зв'язку між ЕОМ та іншими блоками приладу. Він дозволяє комутувати сигнали від різних джерел і передавати їх по восьмибітному каналі вводу, узгоджує рівні всіх сигналів з прийнятими в ЕОМ, здійснює буферизацію шини даних.

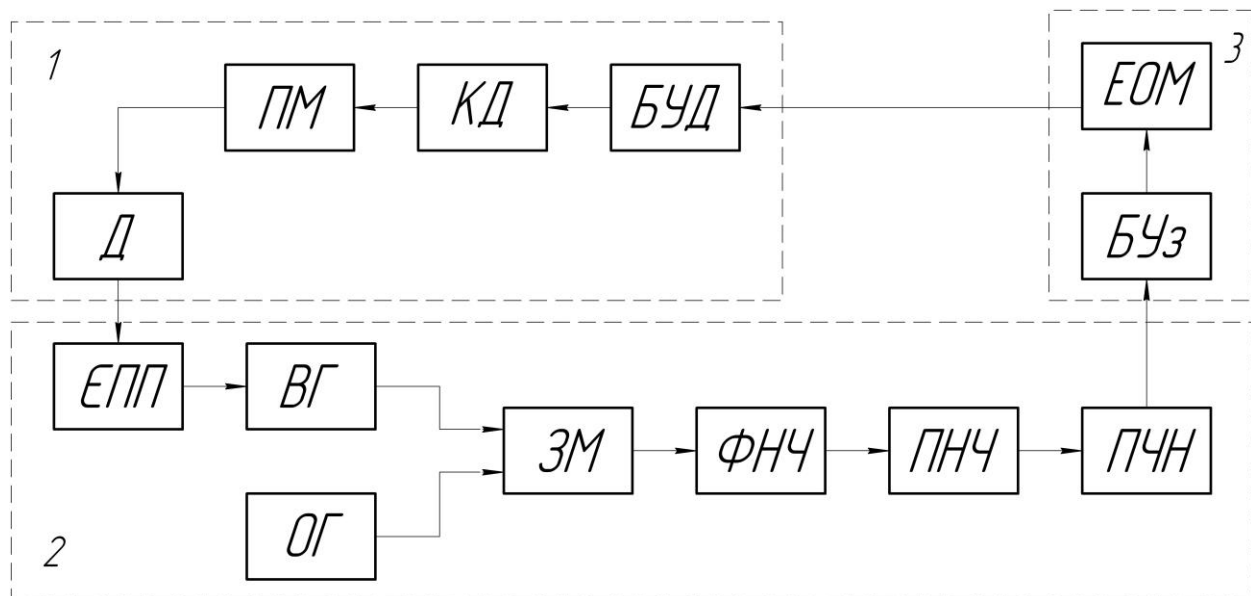


Рисунок 4.2 — Функціональна блок-схема приладу ВЗП

Конструктивно пристрій виконаний у вигляді трьох окремих, кабельно з'єднаних між собою, модулів: електромеханічного 1, вимірювального електричного 2 та ЕОМ 3.

Управління всім процесом вимірювання ПН здійснюється за допомогою ЕОМ за закладеною в її пам'ять програмою. Значення номеру зразка, а також всі необхідні команди про початок і кінець вимірювання вводяться через клавіатуру. На екрані монітора висвічується інформація про хід виконання програми, а також результати вимірювання.

4.3 Розробка конструкції ємнісного первинного перетворювача

Оскільки вимірювання ступеня змочуваності твердого тіла рідиною є близьким до вимірювання вологовмісту твердого тіла, то в даному розділі проведено аналіз існуючих конструкцій давачів вологомірів.

Конструкція давача визначається головним чином властивостями матеріалу, для якого призначений давач: агрегатним станом, зовнішньою структурою, а також умовами роботи [15].

Ємнісні давачі для рідин мають найбільш просту конструкцію, так як в них без додаткових пристроїв забезпечується однорідне заповнення міжелектродного простору. На практиці застосовуються давачі циліндричні, плоскі і з зовнішнім полем.

До м'яких волокнистих матеріалів можна віднести рихлі матеріали, що легко деформуються, з малою щільністю. Більшість таких матеріалів мають волокнисту структуру, як, наприклад, бавовна-сирець, бавовняне волокно, льняне волокно, вата гігроскопічна, мінеральна і скляна і т.п. Для матеріалів

даної групи застосовні давачі сипких матеріалів з примусовим ущільненням, а також давачі-зонди.

Для волокнистих матеріалів рослинного походження, що складаються з окремих тонких волокон, стебел і листя (колоси хлібних злаків, трава, сіно, конюшина і т.п.), застосовують «цангові» давачі у вигляді щипців, на верхньому і нижньому кінцях яких укріплені ізольовані від них електроди. Електроди виконуються плоскими або з виступами.

При необхідності вимірювання змочуваності матеріалів, що легко деформуються, в потоці, наприклад у вигляді пластівців, лусочок або суцільної маси, можна отримати однорідний ущільнений шар матеріалу за допомогою металевих валків, що обертаються. При переміщенні на стрічці конвеєра достатньо одного валка; при вільному падінні матеріалу він ущільнюється в зазорі між двома валками, які можуть одночасно служити електродами кондуктометричного давача.

Органічні і неорганічні вологомістимі монолітні (суцільної маси) матеріали можуть мати правильну геометричну форму (блоки, бруски, плити) або форму тіл, обмежених нерегулярними поверхнями. Листові матеріали, що мають форму шарів малої товщини, є одними з різновидів цієї категорії матеріалів [12-15].

Для даної групи матеріалів застосовуються давачі з електродами:

а) односторонніми, такими, що контактують з однією поверхнею матеріалу, а також ізольованими від неї повітряним зазором або шаром тонкого діелектрика; в останньому випадку вони застосовуються тільки в дількометричних тензометрах;

б) що вводяться в товщу матеріалу. Форма поля одностороннього давача і контрольована ним зона матеріалу визначаються формою і розмірами електродів, в першу чергу відстанями між електродами, а при вимірюваннях на підвищеній частоті також відстанню між електродами і поверхнею матеріалу.

Вельми поширені давачі з металевими електродами у вигляді

паралельних прямокутників з робочими поверхнями, розташованими в одній площині. Недоліком є вплив близькості краю зразка на результат вимірювання.

Давач для м'яких шкір має електроди у вигляді металевих зубчатих гребінок, закріплених на загальній основі з твердого діелектрика. Центральна призма з двома гребінками є одним електродом; дві паралельні їй зовнішні гребінки утворюють другий електрод. Надійний контакт з шкірою забезпечується вагою давача (близько 5,5 кг).

З електродів, що вводяться в товщу матеріалу, найбільшого поширення набули так звані «голчаті» електроди у вигляді загострених металевих стрижнів.

При роботі з матеріалами невисокої твердості і належному виборі діаметру голок і кута конуса введення електродів в матеріал не вимагає значних зусиль. У деяких конструкціях давачів кожен з електродів складається з двох і більше голок, наприклад з чотирьох голок, розташованих у вершинах прямокутника. При роботі з твердими і сухими матеріалами голки важко вводити вручну.

Голчаті електроди знайшли практичне застосування в вологомірах для ряду матеріалів і в першу чергу для деревини. Зменшення вигину контактів при їх введенні в деревину і витяганні з неї забезпечується конструкцією давача.

Недоліком голчатих давачів є те, що для їх введення в тверді сухі матеріали потрібні великі зусилля, розхитуючи голки після деякого числа вимірювань.

В конструкції давача для вимірювання вологості природних і штучних смол, бітумів, асфальтів і інших матеріалів з низькою температурою плавлення голчаті електроди забезпечені ізоляційними втулками, що покривають верхню частину електродів починаючи з основи, завдяки чому при вимірюваннях виключається провідність поверхневого шару матеріалу. Другою відмітною особливістю давача є пристрій для нагріву електродів.

У давачах для листових матеріалів з двостороннім контактом, який

застосовується в неавтоматичних дієлькометричних вологомірах для шкір, електродами є паралельні круглі металеві диски. Нижній нерухомий електрод заземлений, верхній електрод може переміщатися за допомогою мікрометричного гвинта, що дозволяє одночасно визначати товщину матеріалу і вносити відповідну поправку до показів вологоміра. Для поліпшення контакту між обкладками і матеріалом в давачах розглянутого типу іноді застосовують прокладки з фольги або наносять шар графіту на робочі поверхні обкладок. Інший метод вимірювання полягає в збереженні повітряного зазору між однією поверхнею листового матеріалу і верхньою пластиною конденсатора. Цей же давач можна використовувати для вимірювання методом «двох товщин»; проводять вимірювання з досліджуваним зразком листового матеріалу між обкладками, а потім зразок видаляють і верхній електрод наближають до нижнього до отримання результату вимірювання ємності, рівної первинній.

До сипких матеріалів відносяться численні дисперсні насипні матеріали; залежно від максимального розміру частинок їх можна розділити на порошкоподібні, зернисті і шматкові.

Для цих матеріалів розроблено багато конструкцій давачів:

- а) з нерегламентованим засипанням сипкого матеріалу;
- б) з самоущільненням матеріалу;
- в) з примусовим ущільненням матеріалу в міжелектродному просторі.

Давачі групи а) є з плоскими пластинчастими і циліндричними коаксіальними електродами. Ці давачі відрізняються простотою конструкції; проте в них не забезпечено однакоє ущільнення матеріалу в міжелектродному просторі і не усунена можливість забивання матеріалу.

Давачі з самоущільненням знайшли застосування в дієлькометричних вологомірах для зернистих матеріалів. У таких давачах міжелектродний простір заповнюється зразком матеріалу, падаючим з певної висоти під впливом власної ваги. Доцільно використовувати конструкцію циліндричного конденсатора з однаковим кільцевим зазором по всій висоті давача.

У дієлькометричних вологомірах сипкі матеріали ущільнюються у меншій мірі, ніж в кондуктометричних. Для порошкоподібних матеріалів, наприклад для муки і інших подрібнених продуктів переробки зерна, кращим по відтворюваності результатів вимірювання є давач з примусовим ущільненням постійного навішування в постійному об'ємі. Зразок ущільнюється всередині плоских паралельних пластин за допомогою вкладиша з твердого діелектрика [16,17].

Досягнути ущільнення постійної маси матеріалу в постійному об'ємі досить складно, якщо змінам вологості зразка супроводжує значна зміна щільності матеріалу. Тому застосовуються ущільнення за допомогою вантажів постійної величини і спеціальних вібраційних пристроїв. У циліндричному давачі для ливарних формувальних сумішей застосовується магніострикційний вібратор, стрижень якого одночасно служить внутрішнім електродом.

Останню категорію утворюють давачі-зонди, призначені для введення в масу матеріалу і проведення разових вимірювань або безперервного контролю його вологості без відбору зразка. Давачі цього типу мають форму (ножеподібну, списоподібну, з конусним наконечником і т.п.), що полегшує введення в матеріал. Давачі-зонди можна розділити на: а) давачі без ущільнення матеріалу; б) давачі з пристосуваннями для ущільнення матеріалу.

Давачі першої групи вводять в сипкий матеріал в тих місцях, де маса матеріалу, розташована вище створює постійне (або близьке до постійного) ущільнення. Найбільш просту конструкцію мають давачі з одиночним електродом; часто застосовують зонди і з двома електродами.

У давача другої групи, призначених для вимірювання вологості матеріалів в мішках, пакунках, насипі і т. п., для ущільнення найчастіше використовується пружина, що калібрується. Специфічним різновидом зондів, застосованим не тільки для сипких матеріалів, але і в будівельних конструкціях, спорудах різного роду і т.п., є так звані «заставні» давачі, що вводяться в масу матеріалу для тривалого вимірювання вологомісткості. Давачі цього типу

служать для локальних вимірювань в певному об'ємі матеріалу; за умови мініатюризації вони можуть вимірювати поля вологості. Прикладом можуть служити давачі, виконані фотохімічним способом на фольгованому склотекстоліті у вигляді плоского одностороннього конденсатора з електродами різної форми, наприклад у вигляді спіралей, розташованих на однаковій відстані один від одного [11-15, 18-19].

Розроблена конструкція давача ємнісного вимірювача поверхневого натягу твердого тіла за ступенем його змочуваності рідиною (кров'ю) представлена на рис. 4.3. Зразок 6 розміщується у ємнісному первинному перетворювачі, що представляє собою плоский конденсатор із змінною відстанню між пластинами. Щільне примикання пластин конденсатора (рухомої – 1 і нерухомої – 2) до поверхонь-основ циліндричного горизонтального зразка 6 забезпечується конструкцією, що представляє собою рухомий гвинт 3, закріплений у втулці 4. Рух пластин здійснюється у направляючих 5. Зразок судини чи досліджуваного матеріалу розташовується на слюдяній пластині.

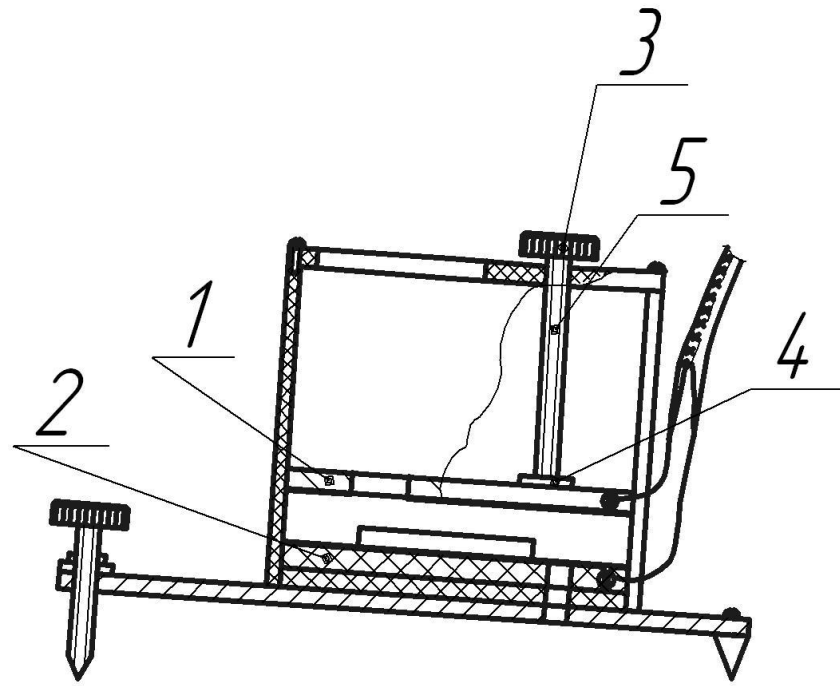


Рисунок 4.3 — Ємнісний перетворювач

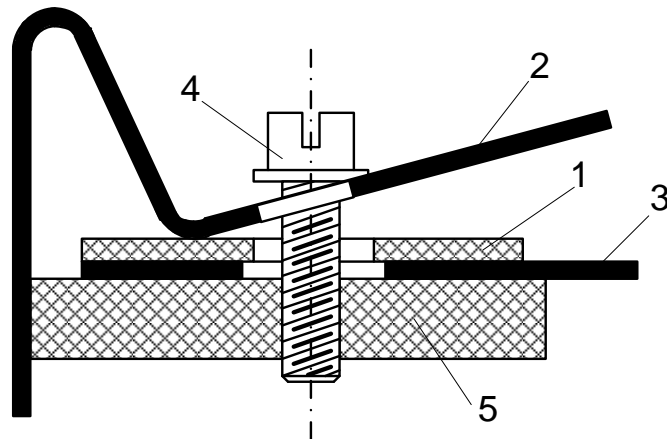


Рисунок 4.4 - Слюдяні підстроювальні конденсатори (повітрянослюдяні)

Слюдяні підстроювальні конденсатори (повітрянослюдяні) (рис. 4.4) є конденсатори компресійного типу, в яких розвинена ідея регулювання ємності за рахунок зміни зазору (рис. 4.4). Застосування слюдяної прокладки дозволяє максимально зближувати обкладки, виготовленні з пружного матеріалу (наприклад, бронзи), і працювати в лівій частині характеристики $C = f(d)$.

Застосовуючи декілька пар обкладок, розділених слюдою, можна отримувати відносно великі ємності (до 2000-3000 $n\Phi$). Зазвичай нижня межа для C_{\max} складала 100-150 $n\Phi$, величина C_{\min} - порядку 0,5 C_{\max} . Конденсатори мали відносно велику питому ємність як за рахунок того, що частина повітряного зазору замінена слюдою ($\epsilon \approx 7$), так і за рахунок застосування малих зазорів, визначених товщиною слюдяних пластинок. Проте ці конденсатори мали недостатньо задовольняючі електричні властивості: стабільність ємності $\pm 1\%$ і (температурний коефіцієнт ємності) $\text{TKE} \approx + (200 \div 400) \cdot 10^{-6} \text{ град}^{-1}$, $\text{tg } \delta \approx 10 \div 20 \cdot 10^{-4}$. При зволоженні ємність зростала на 0,5-1% і вище, $\text{tg } \delta$ зростав в 2-3 рази, помітно падав опір ізоляції.

4.4 Розробка конструкції електромеханічного блоку та опис методики виконання вимірювань

Конструкція електромеханічного блоку 1 подана на рис. 4.5. Для нанесення дозованого мікрооб'єму крові на поверхню зразка, який розташований у ємнісному первинному перетворювачі 3, здійснюється переміщення поршня 14 від крокового двигуна 29. Обертний момент з валу двигуна через муфтове з'єднання типу "квадрат" 11 передається на муфту гвинтового з'єднання 12, де перетворюється в поступальний рух гвинта 9 з напівсферичним наконечником, який кінематично зв'язує гвинт 9 із підпружиненим штовхачем 19, який зв'язаний із поршнем 14 циліндра 16. При

русі поршня вниз крапля крові видавлюється з голки 1. Шпильки 17 і 18 надають стійкість конструкції, а також зменшують осьове навантаження на вал двигуна. Закріплення платформи 13, столу 15 і втулки 6 на шпильках через різьбові з'єднання дає можливість регулювати за допомогою нівеліра горизонтальність столу 15 для усунення похибки, викликані негоризонтальністю площини зразка, а значить і нерівномірного розтікання крові. Використання крокового двигуна дає можливість здійснювати переміщення поршня з дискретністю $0,5/256$, оскільки один повний оберт валу крокового двигуна, який здійснюється при подачі 256 імпульсів на його обмотку збудження, відповідає переміщенню поршня 14 на 0,5 мм. Тому дозований мінімальний об'єм краплі рівний:

$$V = \frac{\pi D^2}{4} \cdot \frac{0.5}{256} = \frac{3.14 \cdot 1.1^2}{4} \cdot \frac{0.5}{256} = 0.0019 \text{ мм}^3$$

де D — внутрішній діаметр корпусу шприца.

Часовий інтервал між двома видавлюваннями краплі складає час, необхідний для адсорбції рідини пористим тілом (3 хв), вимірювання частоти та ємності і подачі серії імпульсів для наступного кроку валу двигуна.

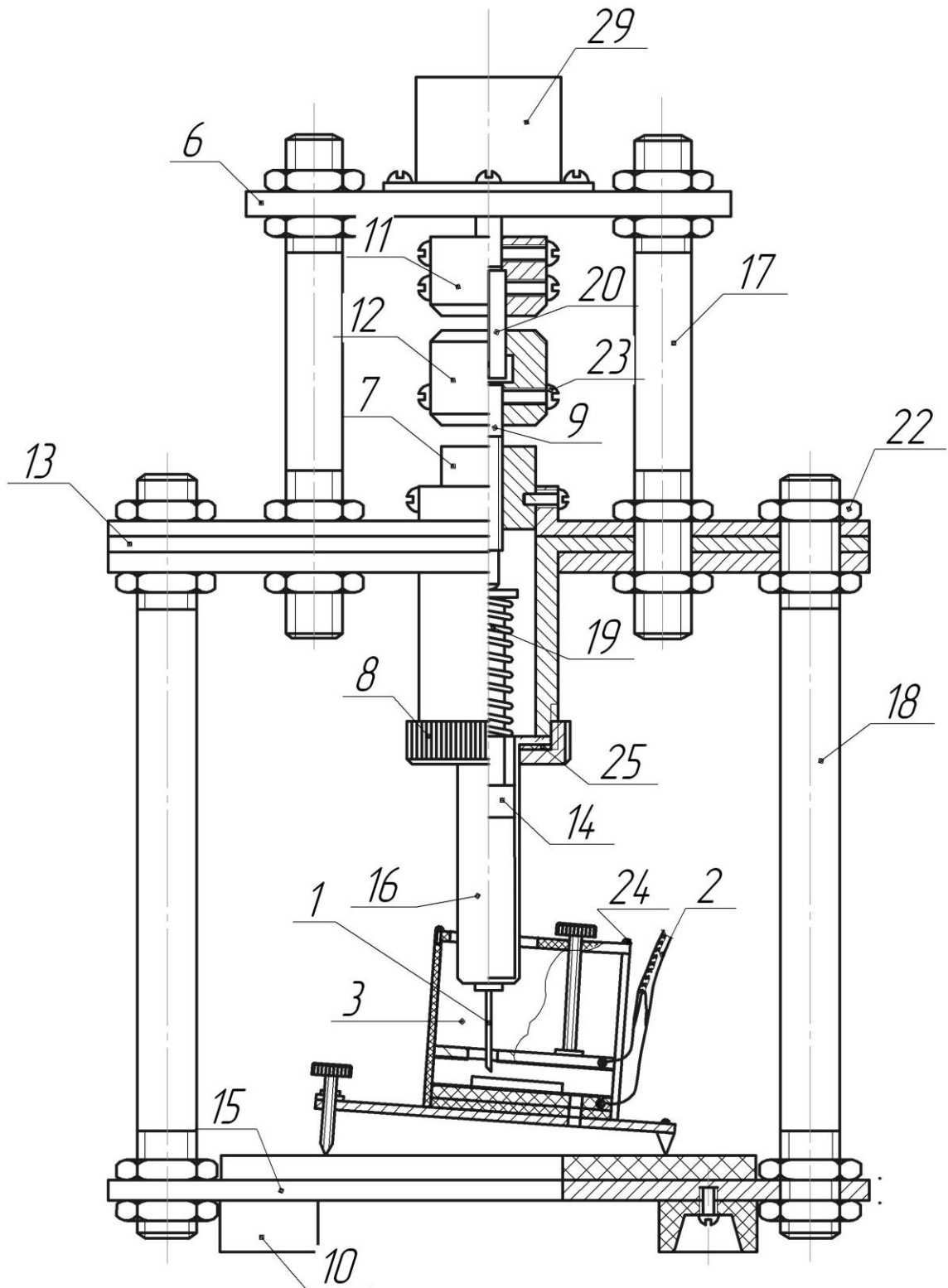


Рисунок 4.5 — Конструкція електромеханічного блоку

Таким чином розроблений пристрій дозволяє проводити експрес-контроль поверхневого натягу кровоносних судин за ступенем його змочуваності кров'ю шляхом визначення залежності зміни діелектричних властивостей системи тверде тіло-кров, зокрема ємності середовища в залежності від кількості адсорбованої вологи. Дана експериментальна залежість порівнюється із теоретичними залежностями, які збережені в пам'яті ЕОМ, для вибору найбільш близької, яка відповідає певному значенню поверхневого натягу.

5 МЕТРОЛОГІЧНИЙ АНАЛІЗ РОЗРОБЛЕНОГО ПРИСТРОЮ

При виконанні метрологічного аналізу перш за все необхідно відмітити, що для розробленого пристрою відсутні зразкові пристрої, які дозволяли б проводити його повірку, тому доцільно провести аналіз складових сумарної похибки вимірювання контрольованого параметру, на основі чого розрахувати очікуване значення похибки, а також розробити методику підготовки зразка до контролю, оскільки саме від цього в значній мірі буде залежати результат вимірювання.

На основі аналізу факторів впливу на процес вимірювання розроблена схема нагромадження похибки, яка подана на (МР.ПНК – 09.00.00.008). Дана схема містить такі складові похибки:

до методичних похибок відносяться:

— похибка, викликана різними значеннями шорсткості поверхонь досліджуваного зразка $\delta_{Ш}$;

— відносна похибка розрахунків $|\delta|$;

— похибка градуювання $\delta_{ГР}$ і похибка лінійності статичної характеристики $\delta_{Н}$;

— похибка, викликана початковою адсорбцією зразком вологи з повітря δ_a ;

До інструментальних похибок відносяться похибки окремих блоків пристрою, які в свою чергу мають декілька складових:

— похибка пристрою викликана його інерційністю δ_I ;

— похибка електромеханічного блоку $\delta_{ЕМ}$ визначається інерційністю поршня дозатора δ_D , похибкою передавального механізму $\delta_{ПМ}$ і похибкою електронної схеми блоку узгодження $\delta_{БВЗ}$;

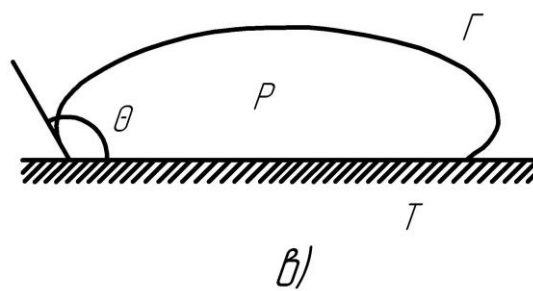
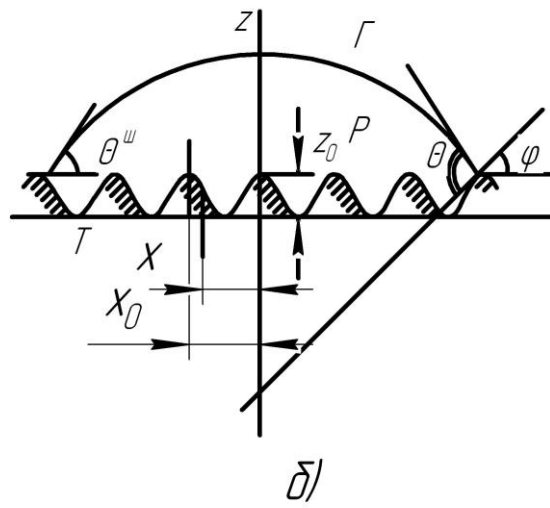
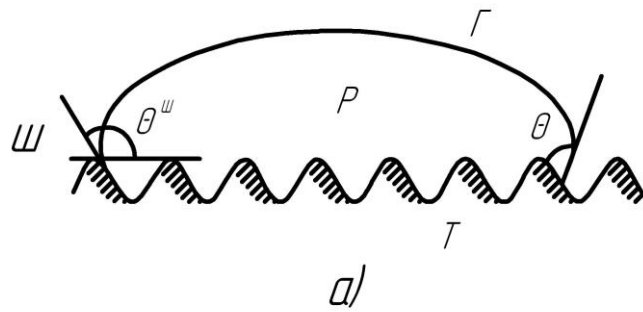
— похибка вимірювального блоку δ_B визначається похибкою ємнісного первинного перетворювача $\delta_{СПП}$, нестабільністю частоти опорного генератора $\delta_{ОГ}$, нестабільністю коефіцієнта підсилення підсилювача $\delta_{П}$.

5.1 Аналіз факторів впливу на методичну похибку

Розроблений пристрій відноситься до засобів контролю поверхневого натягу конкретного зразка кровоносної судини, тому похибка пристрою визначається в першу чергу відповідністю набору теоретичних залежностей, конкретно отриманих вимірювальних залежностей, оскільки вибраний для вимірювання зразок може містити у своїй структурі поверхневі мікровключення іншої речовини, що вплине на характер знятої залежності $\varepsilon = f(V)$.

Змочування шорстких поверхонь в порівнянні з гладкими має ряд особливостей. Ці особливості виявляються в зміні на шорстких поверхнях основних показників, які характеризують адгезію і змочування, до яких належать крайовий кут, робота адгезії і критичний поверхневий натяг. Причиною зміни вказаних показників є наявність виступів на шорсткій поверхні і відмінність площі контакту рідини на шорсткій поверхні в порівнянні з гладкою [13].

Змочування шорстких поверхонь представлено на рис. 5.1. Нерівності шорсткої поверхні (рис.5.1, а, б) приводять до збільшення площі фактичного контакту рідини з твердим тілом в порівнянні з гладкою поверхнею (рис. 5.1, в) в R_d разів. Зростання площі фактичного контакту приводить до пропорційного збільшення питомої вільної поверхневої енергії шорсткої поверхні в порівнянні з гладкою.



- а) шорстка незмочувана поверхня;
 б) шорстка змочувана поверхня;
 в) гладка поверхня.

Рисунок 5.1 — Крапля рідини на поверхнях різної шорсткості

Питома вільна поверхнева енергія і поверхневий натяг є еквівалентними величинами. Таким чином, поверхневий натяг шорсткої і гладкої твердих поверхонь зв'язаний між собою наступними співвідношеннями:

$$\sigma_{TP}^{III} = R_{\Delta} \sigma_{TP}; \quad \gamma_{TP}^{III} = R_{\Delta} \gamma_{TP}, \quad (5.1)$$

де $\sigma_{TP}^{III}, \gamma_{TP}^{III}$ — поверхневий натяг твердого тіла для шорсткої поверхні.

Коефіцієнт R_{Δ} показує, в скільки разів збільшилася фактична площа контакту рідини на шорсткій поверхні в порівнянні з гладкою поверхнею. Крім фактичної площі контакту розрізняють ще номінальну площу контакту, яка рівна площі проекції краплі на гладку поверхню, тобто πr_k^2 (r_k — радіус контакту краплі з поверхнею). Звідси коефіцієнт R_{Δ} означає відношення фактичної площі контакту рідини (крові) до номінальної площі контакту.

При розгляді краплі крові на шорсткій поверхні в стані рівноваги замість поверхневих натягів σ_{TP} і γ_{TP} , необхідно брати їх збільшені значення у відповідності з (5.1):

$$\cos \theta^{III} = \frac{\sigma_{TP}^{III} - \gamma_{TP}^{III}}{\sigma_{PT}} = \frac{R_{\Delta} \sigma_{TP} - R_{\Delta} \gamma_{TP}}{\sigma_{PT}} = R_{\Delta} \frac{\sigma_{TP} - \gamma_{TP}}{\sigma_{PT}} = R_{\Delta} \cos \theta, \quad (5.2)$$

або

$$\cos \theta^{III} = R_{\Delta} \cos \theta, \quad (5.3)$$

де θ, θ^{III} — крайові кути на гладкій і шорсткій поверхні.

Рівняння (5.3) було отримане експериментально Р. Венцелем і обґрунтовано теоретично Б. У. Дерягиним. Тому рівняння (5.3) називають рівнянням Венцеля — Дерягина [2].

При змочуванні гідрофільних і гідрофобних поверхонь. Коефіцієнт R_{Δ} завжди більше одиниці, тобто $R_{\Delta} > 1$. Тому для гідрофільної поверхні

відповідно до рівняння (5.3) отримаємо

$$\cos \theta''' > \cos \theta \text{ а } \theta''' < \theta. \quad (5.4)$$

Для одних і тих же контактуючих тіл (кров — тверда поверхня) наявність нерівностей приводить до зменшення крайового кута і, отже, до поліпшення змочування шорстких гідрофільних поверхонь в порівнянні з гладкими. На гідрофільних поверхнях рідина легко проникає в заглиблення поверхні, що обумовлює поліпшення змочування шорстких поверхонь.

На гідрофобних поверхнях, коли $R_{\Delta} > 1$, а величина $\cos \theta$ є від'ємною, то можна написати:

$$\cos \theta''' < \cos \theta \text{ а } \theta''' > \theta. \quad (5.5)$$

Наявність шорсткості погіршує змочування гідрофобних поверхонь. Причина погіршення змочування полягає в тому, що кров не в змозі проникнути в заглиблення шорсткій поверхні.

Отже, шорсткість поверхні змінює значення крайового кута. У разі гідрофобної поверхні шорсткість погіршує змочування, тобто значення крайового кута на шорсткій поверхні більше, ніж на гладкій. На гідрофільній поверхні шорсткість діє у зворотному напрямі, тобто покращує змочування, а значення крайового кута на шорсткій поверхні менше, ніж для тих же контактуючих тіл на гладкій поверхні.

Шорсткі змочувані поверхні стають більш гідрофільними, а незмочувані — більш гідрофобними. Гідрофілізація шорсткої змочуваної поверхні впливає на критичний поверхневий натяг.

Залежність між критичним поверхневим натягом на гладкій і шорсткій поверхнях [2]:

$$\sigma_c''' = \sigma_c + \frac{R_{\Delta} - 1}{R_{\Delta} b}, \quad (5.6)$$

де σ_c і σ_c''' — критичний поверхневий натяг на гладкій і шорсткій поверхнях; b — коефіцієнт на гладкій поверхні.

З рівняння (5.6) випливає, що критичний поверхневий натяг на

шорстких поверхнях завжди більший критичного поверхневого натягу на гладких поверхнях. Збільшення критичного поверхневого натягу на шорстких поверхнях означає, що повне змочування шорстких поверхонь досягається легше, ніж гладких поверхонь. Рідини, поверхневий натяг яких знаходиться в діапазоні $\sigma_C < \sigma_{PF} < \sigma_C^{III}$ повністю розтікаються на шорстких поверхнях ($\theta = 0$), а на гладких поверхнях утворюють певний крайовий кут, тобто $\theta > 0$.

Згідно з рівнянням (5.6) можна наближено вважати діапазон зміни розмірів мікро нерівностей поверхні в межах 10мк, що дає можливість вважати похибку викликану різною шорсткістю поверхні рівною $\delta_{III} = 3\%$.

Відносна похибка розрахунків за формулою (5.7) визначається виразом:

$$|\delta| \leq 0.16 \left(\frac{l}{h} \right) k \frac{C'_0}{4\pi\varepsilon_1 h} \left[1 + \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} \ln(1 - k^2) \right] \frac{C'_0}{4\pi\varepsilon_1 h} - 0.16 \left(\frac{l}{h} \right)^2 \frac{C'_0}{4\pi\varepsilon_1 h} \cdot 100\%, \quad (5.7)$$

де l – максимальний розмір пластини.

Таким чином розраховане значення даної похибки складає 1,5 %.

При деформації поверхні може одночасно відбуватися і адсорбція.

Молекули, що адсорбуються на поверхні твердого тіла, змінюють поверхневий натяг твердого тіла і умови рівноваги краплі крові. Зміну поверхневого натягу твердого тіла за рахунок адсорбції можна врахувати за допомогою величини π_{TG} .

Рівняння Юнга з урахуванням адсорбційного шару на твердій поверхні можна представити в наступному вигляді:

$$\sigma_{PF} \cos \theta^* = \sigma_{TG} - \gamma_{TP} - \pi_{TG} = \sigma_{TG}^* - \gamma_{TP}. \quad (5.8)$$

З рівняння (5.8) в умовах повного змочування можна отримати наступний вираз:

$$\pi_{TG} = \sigma_{TG} - (\sigma_{PF} + \gamma_{TP}). \quad (5.9)$$

Таким чином, за допомогою величини π_{TG} можна оцінити кількісно вплив адсорбції пари на адгезійну взаємодію.

Величина π_{TG} визначається різними методами. π_{TG} рівне по величині,

але протилежне за знаком зміни питомої вільної поверхневої енергії, яка виникає в результаті адсорбції. Тому величину π_{TP} можна виразити таким чином:

$$\pi_{TP} = \sigma_{TP} - \sigma_{TP}^* = RT \int_0^{P_0} \Gamma_{TP} d \ln P, \quad (5.10)$$

де Γ_{TP} — число адсорбуючих молекул на одиницю твердої поверхні; P_0 — тиск пари рідини.

Крім того, величину π_{TP} можна пов'язати з величиною адсорбції крові на поверхні твердого тіла, тобто π_{TP} . Отже отримаємо:

$$\pi_{TP} = \pi_{TP} + \sigma_{PG}^* \cos \theta^*. \quad (5.11)$$

Таким чином, з рівняння (5.11) величина π_{TP} визначається з урахуванням впливу адсорбційних процесів на зміну поверхневого натягу рідини (крові) на межі з твердим тілом π_{TP} і на величину крайового кута θ^* .

У рівнянні (5.11) величина π_{TP} пов'язана з поверхневим натягом контактуючих фаз. Подібний зв'язок можна встановити між величиною π_{TP} і дисперсійними компонентами поверхневого натягу:

$$\pi_{TP} = 2(\sigma_{TP}^d \sigma_{PG}^d)^{1/2} - 2\sigma_{PG}, \quad (5.12)$$

або

$$\sigma_{TP}^d = \frac{(\pi_{TP} + 2\sigma_{PG})^2}{4\sigma_{PG}^d}. \quad (5.13)$$

Рівняння (5.12) і (5.13) дозволяють зв'язати дисперсійну компоненту поверхневого натягу твердого тіла σ_{TP}^d з величиною π_{TP} , що характеризує адсорбцію пари на твердій поверхні.

Для одних і тих же змочуваних поверхонь і для різних рідин, які змочують одну і ту ж поверхню, існує певна залежність між π_{TP} і σ_{TP}^d : чим більше π_{TP} , тим значніша величина.

Величину π_{Γ} можна визначити з умови рівноваги краплі, або розрахувати з рівнянь (5.10) або (5.12) за відомими значеннями поверхневих натягів, що входять в ці рівняння. Для розрахунку π_{Γ} необхідно знати крайовий кут.

Величину π_{Γ} можна пов'язати з коефіцієнтом розтікання. Коефіцієнт розтікання можна виразити через величину π_{Γ} за допомогою наступного рівняння:

$$W_p = \pi_{\Gamma} + \sigma_{p\Gamma}(\cos \theta - 1), \quad (5.14)$$

де W_p — коефіцієнт розтікання.

На високоенергетичній поверхні, коли $\cos \theta = 1$, відповідно до рівняння (5.14) отримаємо $W_p = \pi_{\Gamma}$.

Звідси на високоенергетичній поверхні коефіцієнт розтікання чисельно рівний зміні поверхневого натягу твердого тіла за рахунок адсорбції.

З урахуванням адсорбції і деформації поверхні рівновагу краплі можна виразити наступною рівністю:

$$(1 + \cos \theta) \frac{\sigma_{p\Gamma}}{\sigma_{\Gamma\Gamma}} - 2B \sqrt{\frac{\sigma_{p\Gamma}}{\sigma_{\Gamma\Gamma}}} - \frac{\pi_{\Gamma}}{\sigma_{\Gamma\Gamma}} = 0. \quad (5.15)$$

Вплив адсорбційних процесів на деформацію поверхні можна оцінити з формули (5.15) за зміною параметра B в результаті адсорбційних процесів. Якщо позначити величину з урахуванням адсорбції через B' , то відношення B'/B можна виразити наступною рівністю:

$$\frac{B'}{B} = \left(1 - \frac{\pi_{\Gamma}}{\sigma_{\Gamma\Gamma}} \right)^{1/2}. \quad (5.16)$$

Крім формули (5.16) це відношення можна виразити уточненою формулою:

$$\frac{B'}{B} = \frac{1}{2} \left[1 + \sqrt{1 - \frac{\pi_{\Gamma}(1 + \cos \theta)}{B^2 \sigma_{\Gamma\Gamma}}} \right]. \quad (5.17)$$

Адсорбція зменшує параметр B' в порівнянні з B ($B'/B < 1$). Чим більше

відносне значення $\pi_{ТГ} / \sigma_{ТГ}$, тобто чим більше адсорбція газів на твердій поверхні, тим менша деформація змочуваної поверхні. З метою спрощення обчислень для практичних цілей переважно проводять розрахунки за формулою (5.16).

Робота адгезії рідини на деформованій поверхні відрізнятиметься від роботи адгезії на гладкій поверхні. Робота адгезії \tilde{W}_a на поверхні, яка піддається деформації, в процесі змочування розраховується за формулою [2]:

$$\tilde{W}_a = \frac{2B^2 \sigma_{ПГ}}{[1 - (1 - B^4) \cos \theta]^{1/2}}. \quad (5.18)$$

Формула (6.18) дає можливість визначити роботу адгезії з врахуванням поверхневого натягу і крайового кута. Параметр B враховує деформацію твердої поверхні в процесі змочування.

У випадку змочування, коли $\theta = 0$, робота адгезії на гладкій і деформованій поверхнях одна і та ж. Для крайових кутів більше 0° , але менше 90° робота адгезії на деформованій поверхні відрізняється від роботи адгезії на гладкій поверхні, тобто $\tilde{W}_a \neq W_a$. Коли крайовий кут досягає 90° , \tilde{W}_a відрізняється від W_a на величину, рівну $2B^2$, яка рівна $2\sigma_{ТГ}/\sigma_{ПГ}$, тобто:

$$\frac{\tilde{W}_a}{W_a} = 2 \frac{\sigma_{ТГ}}{\sigma_{ПГ}}. \quad (5.19)$$

Похибку викликану початковою адсорбцією вологи на зразку приймемо рівною $\delta_a = 4\%$. При цьому необхідно дотримуватися заданого значення вологості і температури повітря в лабораторії, які повинні знаходитись в межах $50 \div 60\%$ і $18 \div 22^\circ\text{C}$ відповідно.

Залежності $\varepsilon(V)$ за різних умов вимірювання можна описати монотонно

ВИСНОВКИ

1. На основі аналізу різних методів дослідження стану кровоносних судин та впливу на процес кровообігу їх поверхневих властивостей визначено, що для створення інплантантів судин та підбору матеріалу для апаратів штучного кровообігу, штучної нирки і т.д. особливо важливу роль відіграють саме поверхневі властивості судин, які одночасно повинні бути і частково проникними для певних складових крові і добре проводити кровотік, не спричиняючи хімічних змін крові. Теоретично проаналізовано хімічний склад, особливості структури крові та функціональне призначення її складників.

2. Теоретично проаналізовано особливості будови та функціонування різних видів кровоносних судин.

3. Розроблено математичну модель процесів змочування кров'ю внутрішніх поверхонь судин, а також процесів адгезії, когезії на поверхнях розділу тверде тіло—газ—рідина з врахуванням термодинамічної, тензометричної та електричної природи цих процесів.

4. Теоретично обґрунтовано взаємозв'язок зміни поверхневих параметрів судини при змочуванні її кров'ю та електричними властивостями системи судина-кров.

5. Розроблено математичну модель процесу зміни ємності комірки в залежності від зміни ступеня змочуваності рідиною поверхні зразка твердого тіла, який розташований в комірці, що теоретично обґрунтувало можливість вимірювання поверхневого натягу твердих тіл ємнісним методом.

6. Проаналізовано динаміку процесу змочування кров'ю різних типів поверхонь твердих тіл. Встановлено залежність між діелектричними властивостями твердого тіла та ступенем його змочуваності рідиною.

7. Розроблено конструкцію пристрою для експрес-контролю поверхневого натягу кровоносної судини. Зокрема на основі розробленої структурної схеми пристрою встановлено вимоги до характеристик та параметрів пристрою.

8. Обґрунтовано вибір найбільш оптимальної ємнісної вимірювальної схеми пристрою для забезпечення заданих характеристик.

9. Розроблено конструкцію електромеханічного та вимірювального блоків пристрою.

10. Проведено метрологічний аналіз розробленого пристрою, визначено фактори впливу на методичну та інструментальну похибки пристрою, що підтвердило доцільність розроблення пристрою з точки зору його показників точності та надійності.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ НА ДЖЕРЕЛА

1. Вимірювання поверхневих властивостей на межах розділу фаз: монографія: . Т. / І. С. Кісіль, Р. Т. Боднар, Л. А. Витвицька, В. Б. Біліщук, О. Б. Барна, ., - Івано-Франківськ: ІФНТУНГ, 2018.-574с.
2. Couper A. A. Couper, R. Newton, C. Nunn // *Colloid Polym. Sci.* – 2013. – P.261. – 271.
3. Joseph D. D. Stability of rigid motions and coating films in bicomponent flows of immiscible liquids / D. D. Joseph, L. Preziosi // *Journal of Fluid Mechanics.* – 2007 – Vol. 185. – PP 323-351.
4. Schofer J. Sirolimus-eluting stents for treatment of patients with long atherosclerotic lesions in small coronary arteries: double-blind, randomized controlled trial (E-SIRIUS) / J. Schofer, M. Schluter, A. H. Gershlick // *Lancet.* – 2003. – Vol. 362. – P. 1093-1099.
5. Бобров В. А. Нанотехнології у розробці та дослідженні нових тромборезистентних и антипроліферативних покриттів стентор для судин малого діаметра / В. А. Бобров, О.Н. Лазаренко, В. И. Смержевський –Здоров'я України. – Київ, 2007. – 156 с.
6. Vrolix M. C. Use of Heparin-Coated Stent to Reduce Subacute Stent / M. C. Vrolix, T. A. Fischell, B. R. Aravamuthan // *Am J Cardiol.* – 2000. – Vol. 86. – P. 385-389.
7. Morais S. In vitro osteoblastic differentiation of human bone marrow cell in the presence of metal ions / S. Morais, N. Dias, J.P. Soussa, G. S. Carvalho // *J Biomed Mater Res.* – 1999. – Vol. 44 (2). – P. 176-190.
8. Celotta R. Experimental methods in the physical sciences / R. Celotta, T. Lucatorto – 2001. – P. 417.

9. Витвицька Л.А. Аналіз особливостей вимірювання поверхневого натягу твердих тіл / Л.А. Витвицька, М.М. Чуйко, З.Я. Витвицький // Методи та прилади контролю якості. — 2008, №10.

10. Іващенко Ю.М., Єременко В.Н. Основи прецизійного вимірювання по-верхневої енергії розплавів за методом лежачої краплі. К.: Наукова думка. — 1972. — 232 с.

11. Островська Л.Ю. Капілярні властивості мікро- та наноструктурних плівок вуглецю// Фізика і хімія твердого тіла, т.8, №2. — 2007. — С. 357-365.

12. Кісіль І.С. Метрологія точність і надійність засобів вимірювання: Навчальний посібник для студентів ВУЗів / І.С. Кісіль— Івано-Франківськ: Факел, 2002.— 400 с.

13. Поліщук Є. С. Метрологія та вимірювальна техніка: Підручник / Є. С. Поліщук, М. М. Дорожовець, В. О. Яцук та ін. — Львів: Видавництво "Бескит Біт", 2003.— 544с.