МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. ПОТЕБНІ

Кафедра електроніки, інформаційних систем
та програмного забезпечення
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота

другий магістерський
,(рівень вищої освіти)

на тему *Дослідження та розробка мікроконтролерного пристрою для вимірювання електричних параметрів біотканин*

Виконав: студент (ка) *II* курсу, групи *8.1763*

Спеціальності *176*

Мікро- та наносистемна техніка
(код і назва спеціальності)

Освітньої програми *Мікроелектронні інформаційні системи*
(код і назва програми)

Д.О. Гречнєв
(ініціали та прізвище)

Керівник *доцент, доцент, к.т.н.*
Верьовкін Л. Л.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент *завідувач кафедри електричної інженерії та кіберфізичних систем, професор, д.т.н.*
Коваленко В. Л.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя
2024

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. ПОТЕБНІ

Кафедра *електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення*
Рівень вищої освіти *другий (магістерський)*
Спеціальність 176 *Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва)

Освітня програма *Мікроелектронні інформаційні системи*
Спеціалізація _____

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри *ЕІСПЗ*
Критська Т.В.
"*10*" *грудня* 20*24* року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ

Гречнєву Дмитру Олеговичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи *Дослідження та розробка мікроконтролерного пристрою для вимірювання електричних параметрів біотканин*

керівник роботи *Верьовкін Леонід Леонідович*
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від *"30" вересня 2024 року №1483-с*

2. Строк подання студентом роботи *10 грудня 2024 року*

3. Вихідні дані до проекту (роботи) *Визначення значень імпедансу біотканин шляхом виміру значень напруги і струму через ці біотканини*

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): *Методи і апаратні засоби дослідження параметрів біотканини. Розробка мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин. Техніко-економічне обґрунтування. Охорона праці та техногенна безпека.*

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)
Мостова схема включення ділянок біотканин. Схема мікропроцесорної обробки сигналу, отриманого з датчика вимірювача імпедансу біотканини. Характеристики перетворення опір – електричний сигнал. Пристрій обробки сигналу отриманого з датчика. Схема стабілізованого джерела живлення. Схема стабілізатора напруги з використанням операційного підсилювача

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата завдання прийняв
I	*Верьовкін Л. .Л., доцент*	
II	*Верьовкін Л. Л., доцент*	
III	*Верьовкін Л. Л., доцент*	
IV	*Верьовкін Л. Л., доцент*	

7. Дата видачі завдання _____*28.02.2024 року*_____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	*Аналіз методів і апаратних засобів дослідження параметрів біотканини*	*25.09.2024*	
2	*Вивчення топографії шкіри*	*04.10.2024*	
3	*Розрахунок опору біотканини*	*25.10.2024*	
4	*Моделювання схеми вимірювача імпедансу біотканини*	*09.11.2024*	
5	*Розробка конструкції інтегрального мікромодуля вимірювача імпедансу біотканини*	*16.11.2024*	
6	*Техніко - економічне обґрунтування розробки мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин*	*23.11.2024*	
7	*Охорона праці та техногенна безпека*	*30.11.2024*	
8	*Оформлення пояснювальної записки*	*04.12.2024*	
9	*Рецензування, нормоконтроль, підписання роботи*	*10.12.2024*	
10	*Оприлюднений захист магістерської роботи*	*14.12.2024*	

Студент _____ _____*Гречнєв Д.О.*_____
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проекту) _____ __*Верьовкін Л.Л.*_____
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер _____ _____*Верьовкін Л.Л.*_____
(підпис) (прізвище та ініціали)

Реферат

Дипломна робота містить 84 сторінки, 35 рисунків, 14 таблиць, 32 літературних джерела.

Об’єкт дослідження – методи та прилади дослідження біотканин.

Мета роботи – розробка мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин.

Завдання роботи - розробка схеми мікропроцесорного вимірювача опору біотканин, розробка топології, зняття характеристик приладу.

Дослідження проводились методами комп’ютерного моделювання електричної схеми та зняттям характеристик на макетній платі за допомогою осцилографу.

Актуальність теми полягає у необхідності створення аналогічних зарубіжним приладів автоматизованого контролю електрофізичних параметрів біотканини на вітчизняних підприємствах електронної промисловості на сучасній елементній базі.

Апаратура – осцилограф RIGOL, персональна ЕОМ.

В роботі розроблено топологію мікрозборки для використання у вимірювачах опору біотканин методом імпедансної плетизмографії, запропоновано використовувати електродно-рідинний датчик для оброки сигналу.

Пропонується доробка схеми приладу для його запуску у серійне виробництво.

МІКРОПРОЦЕСОР, ОПІР, ІМПЕДАНСНА ПЛЕТИЗМОГРАФІЯ, ДАТЧИК, МІКРОЗБОРКА, ТОПОЛОГІЯ, БІОТКАНИНА

Дипломну роботу виконано на кафедрі електроніки, мікроелектронних систем та програмного забезпечення з 02.09.2024 р. по 10.12.2024 р.

Зміст

Стор.

Вступ …….. 6

1. Методи і апаратні засоби дослідження параметрів біотканини ……... 8

1.1 Вимір водного балансу в шкірі …….. 8

1.1.1 Метод корнеометрії ……. 9

1.1.2 Метод виміру трансепідермальної втрати води …… 10

1.1.3 Вимір електропровідності шкіри ……... 11

1.2 Вивчення колірних характеристик шкіри …… 12

1.2.1 Метод мексаметрії ……... 12

1.2.2 Метод хромаметрії …….. 13

1.3 Вивчення топографії шкіри ……... 14

1.4 Методи виміру механічних властивостей шкіри ……. 16

1.4.1 Методи поперечної деформації …….. 16

1.4.2 Методи подовжньої деформації ……. 17

1.4.3 Акустичний метод ……... 18

1.4.4 Динамічний метод ……... 19

1.5 Вимір температури шкіри …….. 20

1.6 Методи дослідження шкіро-гальванічної реакції …… 21

1.7 Дослідження електричного опору біотканин ……..…… 24

2. Розробка мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин …… 29

2.1 Розрахунок опору біотканини ……..……. 29

2.2 Метод виміру імпедансу біотканини ……..…….. 36

2.3 Моделювання схеми вимірювача імпедансу біотканини …….. 42

2.4 Дослідження робочих характеристик пристрою ……. 44

2.5 Розробка конструкції інтегрального мікромодуля вимірювача імпедансу біотканини ……. 47

2.5.1 Розробка топологічної структури мікрозборки ……... 48

2.5.2 Виготовлення маски для нанесення струмопровідного шару ……. 52
2.5.3 Формування плівкових елементів …….. 54
2.5.4 Розділення підкладки на кристали ……. 56
2.5.5 Монтаж навісних компонентів ……... 57
2.5.6 Герметизація мікрозборки …….. 58
2.6 Конструктивне оформлення вимірювача імпедансу біотканини з розробленим мікромодулем ……. 58
2.7 Блок живлення вимірювача імпедансу біотканини …… 62
3. Техніко - економічне обґрунтування розробки мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин ……. 68
3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення пристрою ……. 68
3.2 Розрахунок витрат на виробництво мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин ……... 71
4. Охорона праці та техногенна безпека при розробці мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин …. 72
4.1 Характеристика потенційно небезпечних та шкідливих виробничих факторів ……. 72
4.2 Виробнича санітарія …… 73
4.3 Електробезпека ……... 76
4.4 Протипожежна безпека …….. 77
4.5 Розрахунок захисного заземлення …… 78
Висновки та рекомендації …… 81
Перелік джерел …….. 2
Додаток А……... 87

Вступ

Стрімкий розвиток науки і техніки сприяв практичному застосуванню - заснованих на законах фізики - дисциплін електротехніки і радіотехніки, що привело до технологічного прориву в області створення як апаратури для проведення вимірів малих значень струмів і напруги, так і різних методів і методик вимірів. Вчені стали застосовувати у своїх дослідженнях останні технологічні досягнення, зокрема - прилади електровимірювань.

Шкіра як біотканина - один з найскладніше організованих органів людського тіла. Вона доповнює функції внутрішніх органів, зокрема виводить продукти, які не виділяються легенями і бруньками. З однієї потової залози у людини в нормі виділяється 0,002 - 0,003 міліграм поту в хвилину. Шкіра - в деякій мірі орган дихання. Епідерміс шкіри є хорошою перешкодою для всіляких шкідливих речовин, патогенних мікробів і ін. Велику роль грає шкіра в теплообміні. У шкірі відбувається також інтенсивний обмін речовин. Є повідомлення, що шкіра відчуває "радіо звук" (наприклад, в зоні дії високочастотного передавача), особливо на частотах 425, 1310 і 2982 Мгц. Шкіра виконує детектування, тобто виділення низькочастотної складової. Приймальні антеною служить сама людина. Є дані, що кінчиками пальців можна відчувати радіоактивність, відрізняти і ідентифікувати метали від неметалів. Можливо, існує навіть шкірний нюх: згідно з деякими спостереженнями, люди здатні відчувати запах сірки задовго до падіння метеоритів. Ймовірно, в цьому випадку пояснення треба шукати в гіпотезі А.Ф.Іоффе про зв'язок між запахом і електромагнітними хвилями інфрачервоного діапазону.

А.К.Подшибякін виявив, що перед навколоземними магнітними бурями потенціал шкіри підвищується. Очевидно, це є причиною того, що люди передчувають незримі вихори за 1-4 діб до їх реєстрації фізичними приладами.

Добре відомо, що фізіологічні показники змінюються під впливом психічних процесів. Тому в процесі постановки діагнозу і вибору тактики лікування недостатньо керуватися результатами тільки фізіологічних досліджень без урахування стану психіки. Стан психоемоційної сфери значно впливає на міру адаптації функціональних систем організму до зовнішніх умов, що постійно змінюються. Отже, існує необхідність розробки і використання комплексних систем оцінки і корекції психосоматичного статусу з метою виявлення кореляції між психологічними і фізіологічними показниками, що дозволяє найефективніше визначати реабілітаційні заходи.

Актуальність роботи полягає в необхідності вдосконалення і розробки діагностичних пристроїв, призначених для дослідження біотканини. Застосування сучасної елементної бази дозволяє точніше визначити параметри і характеристики при експериментальних заходах.

1. Методи і апаратні засоби дослідження параметрів біотканин

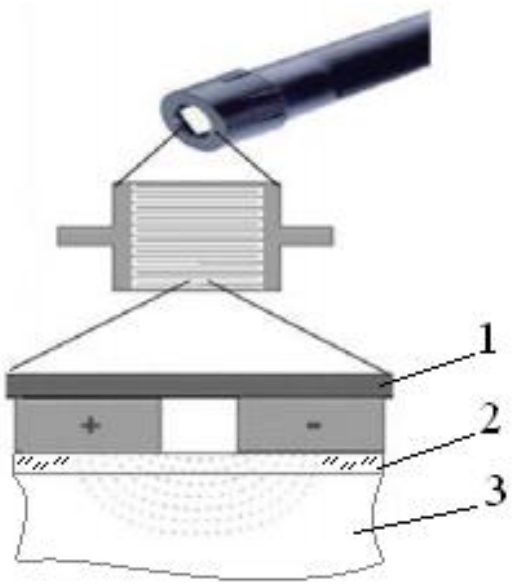
1.1 Вимір водного балансу в шкірі

Рядом авторів показано, що більшість вимірюваних параметрів, таких як рельєф шкіри, ліпідний, і водний баланс, мікроциркуляція, пружність шкіри, які значно змінюються при старінні, знаходяться в тісному взаємозв'язку один з одним. Особливо важлива роль в цьому взаємозв'язку відводиться водному балансу [1].

Водний баланс шкіри визначається колоїдно-осмотичною і гідростатичною рівновагою між дермою, епідермісом і довкіллям. Ця рівновага піддається регуляції [1]. Так, використання у складі косметичних засобів речовин, що створюють тонку оклюзивну плівку на поверхні шкіри, наприклад гіалуронової кислоти або насичених ліпідів, погано проникаючих в глибокі шари епідермісу, наводить до збереження і накопичення в роговому шарі рідини, що поступає з дерми. При цьому відбувається розм'якшення кератину, а так само його набрякання. Це наводить до натягнення клітинних оболонок і, як наслідок, збільшення їх пружності. На гістологічному рівні цей процес відбивається в збільшенні товщини епідермісу, його натягненні в подовжньому напрямі і розгладженні мікрозморшок. Найбільша кількість кератину міститься в роговому шарі, тому саме цей шар найбільш чутливий до зміни водного балансу. Один з найпоширеніших методів оцінки вмісту рідини в епідермісі — метод корнеометрії.

1.1.1 Метод корнеометрії

Датчик для корнеометрії є конденсатором (рис. 1.1), що складається із золотого стрічкового провідника під скляним покриттям [1].



1 – стрічковий провідник, що формує електричне поле в шкірі;

2 – стекло;

3 - шкіра

Рисунок 1.1 – Метод корнеометрії, для дослідження водного балансу шкіри

Струм, що проходить через провідник з частотою 0,9-1,2 мГц формує електричне поле, яке проникає в шкіру. Зазвичай конструкція датчика підбирається так, щоб глибина проникнення електричного поля в шкіру не перевищувала 10-20 нм і зачіпала лише роговий шар. Такий підхід виправданий тим, що роговий шар найбільш чутливий до зміни водного балансу. Ємкість конденсатора залежатиме від діелектричної постійної рогового шару, яка змінюється залежно від вмісту води в епідермісі.

Водний баланс також можна регулювати, впливаючи на кількісний і якісний склад ліпідів епідермісу [1]. Наприклад, відомо, що в епідермісі існують досить крупні гідрофільні пори в міжклітинному «ліпідному цементі» рогового шару. Причому міра їх гідрофільності визначається переважно це-

рамідами, зокрема глікосфінголіпідами. Величезну роль в регуляції водного балансу грають сальні залози. У його складі багато насичених жирних кислот, які погано проникають углиб епідермісу і формують оклюзивну плівку, що затримує випар води. З порушенням ліпідного бар'єру зв'язують порушення проникності шкіри і трансепідермальну втрату води, які можна оцінити широко поширеним ТЕВВ-тестом.

1.1.2 Метод виміру трансепідермальної втрати води

ТЕВВ-тест — метод виміру трансепідермальної втрати води [1]. Найбільш поширений датчик з проточною системою (рис. 1.2).

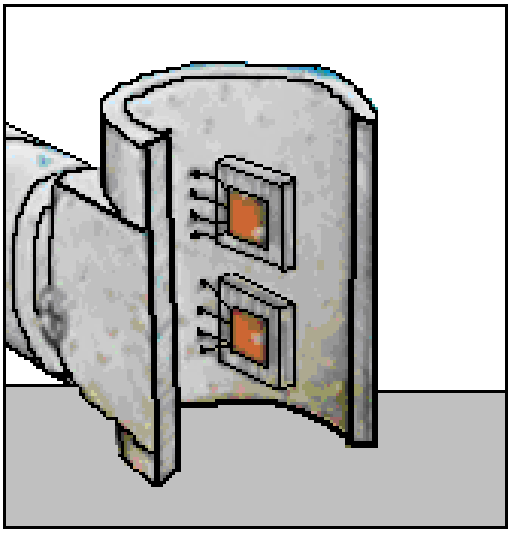


Рисунок 1.2 - Метод виміру трансепідермальної втрати води

За допомогою двох датчиків вологості вимірюється різниця парціальних тисків води поблизу поверхні шкіри і на деякій відстані від неї. Вода, що випаровується з шкіри, при цьому не затримується в камері датчика, а проходить наскрізь. Обчислення кількості рідини, що випарувалася, виробляється згідно із законом, відкритому в 1855 році Фіком.

Другий метод оцінки ТЕВВ заснований на вимірі парціального тиску води в замкнутій камері з одним датчиком вологості. При контакті камери з

шкірою відбувається поступове збільшення в ній парціального тиску води. Вимірюється приріст парціального тиску в камері за певний проміжок часу. Ці методи найбільш об'єктивні для оцінки ліпідного бар'єру відносно збереження рідини.

Корнеометрія і ТЕВВ-тест є найбільш поширеними і дозволяють отримувати найбільш відтворні результати. Проте, часто використовується метод оцінки зволоженості шкіри по виміру електропровідності.

1.1.3 Вимір електропровідності шкіри

У даний час методи вимірювання провідності широко застосовуються в медичних і біологічних дослідженнях. Зручність у вживанні цих методів полягає в тому, що використовувана напруга (менше 50 мВ) не вносить істотних змін до фізико-хімічних процесів, що відбуваються в біологічному об'єкті і не ушкоджують його [2]

Методи знайшли широке вживання при вивченні процесів, що відбуваються в живих клітинах і тканинах при зміні фізіологічного стану, при патологічних станах, при дії ушкоджувальних чинників: температури, випромінювання, ультразвуку і так далі.

Існує велика кількість датчиків для виміру електропровідності. Даною методикою вимірюється вольтамперна характеристика і електричний опір між двома електродами. Фундаментально свідчення цього методу залежать від вмісту рідини в епідермісі, а так само кількості високопроникних контактів. Природно, що свідчення у величезній мірі залежатимуть від активності потових залоз. Крім того, зміна шкіряно-гальванічній реакції пов'язана з активністю симпатичної системи. Показано, що при перерізані симпатичних нервів відбувається збільшення опору без істотної зміни активності потових залоз. Крім того, показана залежність вольтамперної характеристики від стану біологічно активних точок. Фундаментально цей факт пояснюється висо-

кою холінергічною іннервацією цих ділянок шкіри, а також високою щільністю високопроникних щілинних контактів. Для оцінки водного балансу найчастіше застосовують КВЧ-діелектрометрію [2] з частотою близько 40 ГГц. Вміст води в дермі може бути оцінений за допомогою методів УЗВ і ОКТ, що дозволяють аналізувати внутрішню структуру шкіри.

1.2 Вивчення колірних характеристик шкіри

Ця група методів використовується при дослідженнях процесів, пов'язаних з фотостарінням шкіри

1.2.1 Метод мексаметрії

Датчик для мексаметрії дозволяє вимірювати кількість меланіну в шкірі і міру еритеми [2]. Принцип виміру заснований на поглинанні шкірою світла різної довжини хвилі в червоній, зеленій і інфрачервоній областях спектру (рис. 1.3).



Рисунок 1.3 – Метод мексаметрії

Довжина хвилі підбирається так, щоб вона відповідала максимуму поглинання меланіну і гемоглобіну. Третя компонента використовується для по-

правки на інші пігменти, у тому числі білірубін. Джерела і приймачі світла розташовані так, щоб забезпечити виміри лише відбитого від шкіри світла, виключаючи перешкоди від фонового освітлення.

Метод мексаметрії виявляється особливо корисний при кількісній оцінці алергії або запальної реакції, викликаної УФ-пошкодженням, а так само при підтвердження діагнозу гемангіоми. Вимір рівня меланіну застосовується як для визначення міри загару або типа шкіри, визначення ефективності вибілюючих процедур, так і для підтвердження меланоми.

1.2.2 Метод хромаметрії

У основі методу лежить відбивна спектроскопія або колориметрія (рис. 1.4).



Рисунок 1.4 – Метод хромаметрії

За системою колірного простору, рекомендованою «Commission Internationale l’Eclairage» (CIE) до оцінки кольору шкіри, кожному кольору приписується чисельна характеристика L*a*b*, де L* — яскравість кольору за шкалою сірого (0-100), a* — збалансоване значення між червоним і зеленим кольорами, b* — баланс між жовтим і синимо кольорами. Шкала зна-

чень a* добре описує пігментацію і васкуляризацію шкіри. Шкала значень b* добре описує зміну інтенсивності пігментації шкіри.

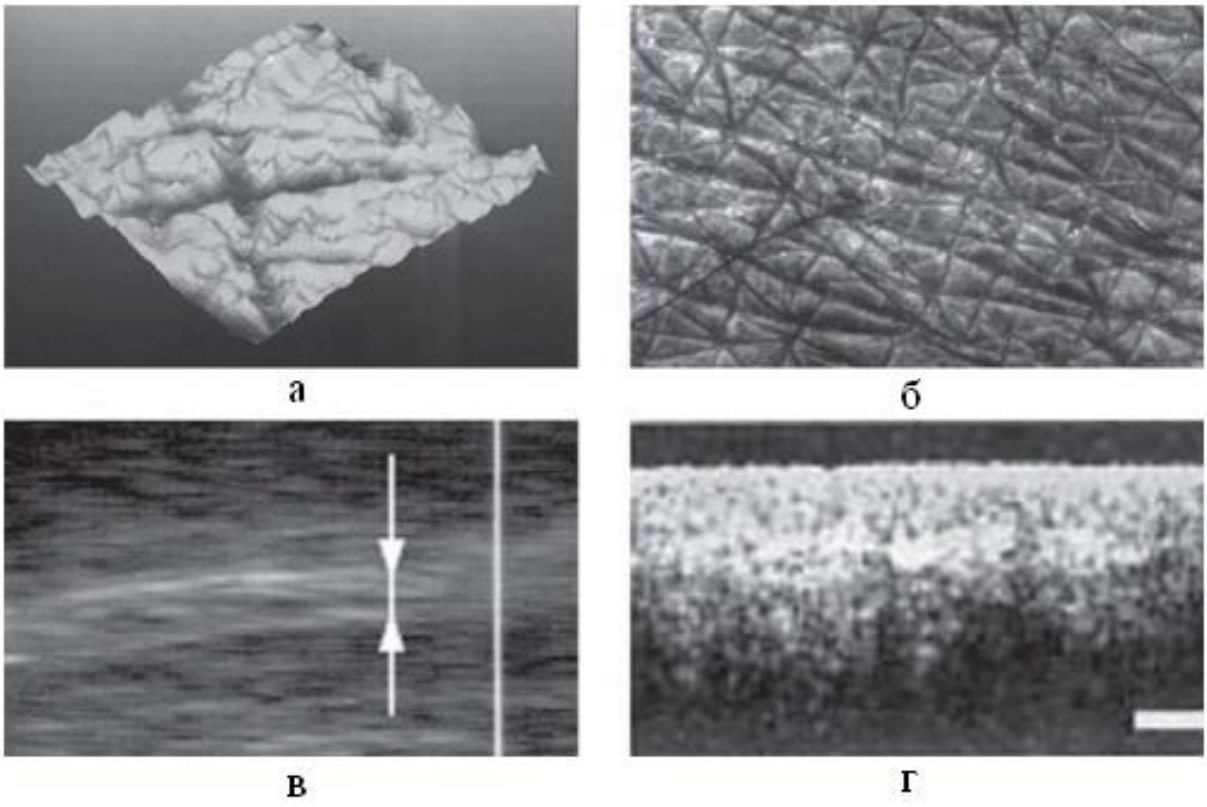
Даний метод для оцінки еритеми і пігментації менш ефективний в порівнянні з методом мексаметрии. Але метод хромаметрії цікавий тим, що дозволяє оцінити активність вільнорадикальних процесів в шкірі при різних патологіях. Так само хромаметрія дозволяє оцінити антиоксидантний ефект косметичних засобів.

Відомо, що b-каротин є помаранчевим пігментом, який при взаємодії з вільними радикалами обезбарвлюється, саме ця особливість лежить в основі методу оцінки антиоксидантної активності шкіри [3]. Значення інтенсивності забарвлення можна виміряти за шкалою b* і розрахувати колірний індекс пропорційний вмісту b-каротина.

1.3 Вивчення топографії шкіри

Топографія шкіри залежить як від стану сполучнотканинних волокон дерми, так і від зволоженості епідермісу. Причому, натягнення і орієнтація колагенових і еластинових волокон більшою мірою визначає формування глибоких зморшок і складок шкіри, а вміст вологи в епідермісі впливає на такі параметри як його гладкість і шорсткість. Топографія шкіри є разом з водним балансом одним з найбільш інформативних маркерів старіння шкіри.

Один з поширених методів — аналіз реплік шкіри з використанням механічних або оптичних профілометрів [4]. Найбільш популярним в даний час є метод оптичної профілометрії. Перший етап цього методу — приготування силікону і подальше нанесення його на ділянку шкіри. Після того, як репліка готова, через неї пропускають світло від джерела паралельного випромінювання, яке реєструється спеціальною камерою. За допомогою програмного забезпечення моделюється 3D зображення поверхні шкіри (рис. 1.5 а), і розраховуються різні показники її рельєфу, такі як шорсткість, гладкість, зморшкуватість.



а – метод оптичної профілометрії;

б – цифрова УФ – камера;

в – УЗВ – мікроскопія;

г – оптична когерентна томографія

Рисунок 1.5 – Вивчення топографії шкіри

Недоліками методу є виникнення погрішностей на етапах дослідження, а також тривалість процесу виготовлення репліки.

В даний час велике поширення знайшов метод аналізу зображень шкіри, отриманих безпосередньо за допомогою цифрових камер (рис. 1.5 б) високого дозволу [4].

Часто в таких системах для збільшення чутливості застосовуються спеціальні камери з УФА лампою (рис. 1.5 в). За допомогою спеціального програмного забезпечення розраховуються різні індекси, що відображають топографію шкіри: зморшкуватість, гладкість, шорсткість (рис 1.5 г).

1.4 Методи виміру механічних властивостей шкіри

Механічні властивості епідермісу визначаються колоїдно-осмотичною і гідростатичною рівновагою і, як наслідок, ліпідним балансом. Крім того, вони тісно пов'язані з механічними властивостями компонентів дерма, яка багато в чому обумовлена розтяжністю її еластинових і колагенових волокон і їх кількісним співвідношенням, а так само їх просторовою організацією. Природно, що в старіючої шкіри при порушенні водного балансу і дезорганізації просторової структури сполучнотканинних волокон змінюватимуться і механічні властивості: шкіра втрачає еластичність, стає грубішою. Тому пружність і еластичність шкіри є одним з основних критеріїв оцінки старіння організму.

1.4.1 Методи поперечної деформації

Найбільш поширені методи поперечної деформації — вакуумна кутометрія і метод втискування. Суть методу вакуумної кутометрії [5] у тому, що при контакті датчика в його порожнині створюється негативний тиск, і ділянка шкіри всмоктується в порожнину (рис. 1.6).

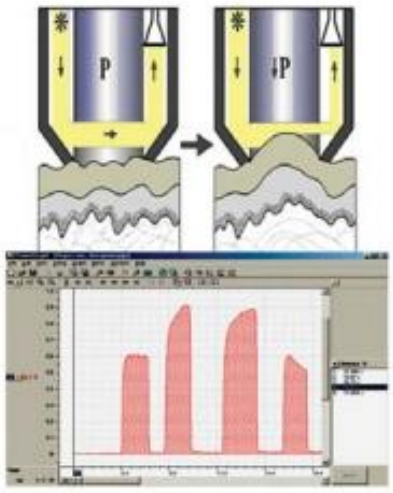


Рисунок 1.6 – Метод поперечної деформації

Оптичною системою реєструється величина деформації під впливом вакууму, а так само здатність шкіри повертатися у вихідне положення після зняття навантаження. Свідчення цього датчика залежать від рельєфу і товщини шкіри: чим більше складчастість шкіри, тим менше її пружність.

Єство методу втискування зводиться до визначення здатності шкіри протистояти впровадженню в неї твердого індентора під дією певної сили. Було показано [6] що, залежність глибини занурення від зусилля, що прикладається, для індентора діаметром 0,2 мм відображає твердість рогового шару, 0,5 мм — дерми і 1 мм — підшкірного шару.

Існує ряд загальних принципів при вимірі механічних властивостей шкіри методами поперечної деформації. По-перше, вимірювані характеристики залежать від діаметру індентора або вакуумного датчика: із збільшенням діаметру зачіпаються шари шкіри, що лежать глибше. По-друге, величина деформації, а так само міра натягнення шкіри залежать від прикладеної сили до датчика: чим більше сила, тим більше натягнення, отже, більше і пружність шкіри. При використанні методу втискування сила дії регулюється, а залежність величини заглиблення від сили дає додаткову інформацію. Але при вимірах вакуумним методом сила, прикладена до датчика, залежить від руки оператора, що вносить певну погрішність до вимірів.

1.4.2 Методи подовжньої деформації

Найбільш поширеними методами подовжньої деформації є метод дослідження розтягування шкіри і метод кручення [6]. При використанні методу розтягування застосовують як одноосні, так і двовісні моделі. Такі виміри називаються тензометрією, а датчики, що сприймають деформації і що перетворюють їх в зміну якого або параметра, — тензодатчиками. Тензодатчики жорстко фіксуються до шкіри за допомогою біологічного клею або пластиру, після чого шкіра починає розтягуватися.

Існує велика кількість модифікацій даного методу, але зрештою для шкіри обчислюється модуль Юнга відповідно до закону Гуку. Проте закон Гуку не виконується для шкіри у зв'язку з тим, що шкіра неоднорідна по складу і є нелінійною системою.

Датчик для методу кручення [6] є круглим диском, на який наноситься біологічний клей. При вантаженні диска постійною силою, що крутить, він разом з шкірою обертається на кут, який залежить
від механічних властивостей шкіри.

Методи подовжньої деформації в даний час не набули широкого поширення в зв'язку незручностями проведення вимірів.

1.4.3 Акустичний метод

Особлива увага до використання поверхневих акустичних хвиль в дерматокосметологічних дослідженнях викликана тим, що швидкість їх поширення залежить як від молекулярного складу середовища, так і від особливостей взаємодії на вищих рівнях її організації. Датчики для цих вимірів (рис. 1.7), є два щупи, розташованих на кінцях п’єзоелементів [6].

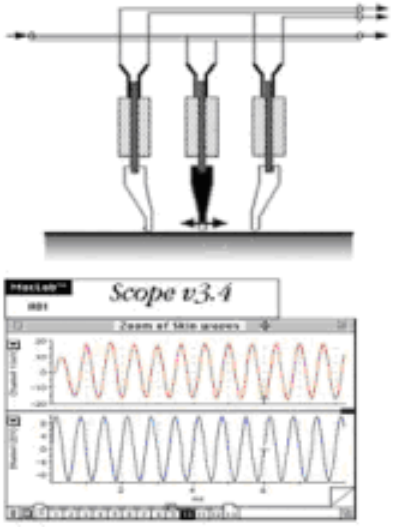


Рисунок 1.7 - Акустичний метод

На випромінюючий перетворювач подаються імпульси частотою 5-6 кГц. В результаті коливань в тонкому поверхневому шарі збуджується акустичний імпульс і поширюється поверхневе зсувове збурення, яке зветься інколи поверхневою хвилею Релея. Ці обурення реєструються другим приймаючим щупом, розташованим на деякій відстані від випромінюючого. Незначні зміни в стані середовищ можуть наводити до істотної зміни модуля зрушення і, відповідно, швидкості поверхневих зсувових хвиль. Більшою мірою свідчення залежать від орієнтації волокон, що з'єднують тканини і мікрозморшок: уздовж волокон і мікрозморшок хвилі поширюються швидшим.

Даний метод найбільш інформативний при дослідженні орієнтації волокон дерми, а так само дослідженні порушення просторової організації сполучнотканинних волокон, наприклад при формуванні рубців, ультрафіолетовому опроміненні або старінні шкіри.

1.4.4 Динамічний метод

Ще одним різновидом методів виміру пружності шкіри є динамічний метод (рис. 1.8).

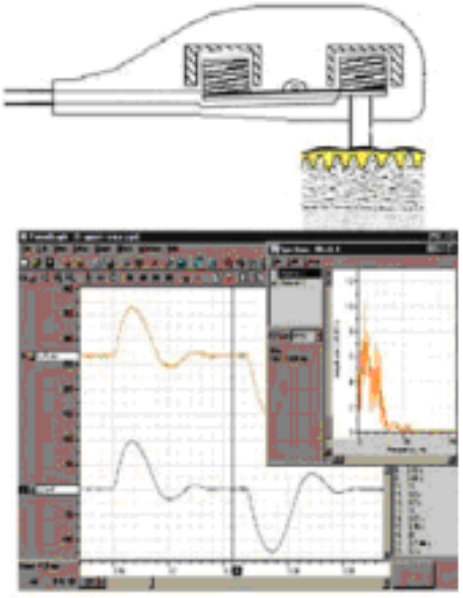


Рисунок 1.8 - Динамічний метод

Його перевага перед вище перерахованими методами — вимір не лише відносних деформацій і сили дії, але і швидкості деформації, що дозволяє врахувати не лише пружний, але і в'язкий компонент комплексного механічного опору шкіри.

Суть методу полягає в тому, що за допомогою спеціального датчика реєструється одиночне вагання шкіри [7]. Після чого розраховуються коефіцієнти, що відображають пружний і в'язкий компоненти механічного опору шкіри.

Ще один варіант динамічного методу визначення пружності шкіри — метод вібраційної реоеластографії [8]. З біомеханіки відомо, що пружність біологічних тканин можна оцінити по частоті їх резонансу, що і лежить в основі виміру. В методу є важлива перевага – він дозволяє вести безперервну реєстрацію пружності шкіри при дії на неї різних косметичних засобів. Такий підхід виявляється корисним, для дослідження механізмів дії косметичних засобів на пружність шкіри, особливо, якщо їх ефект направлений на зміну водної рівноваги в різних компартментах.

1.5 Вимір температури шкіри

Класично температуру шкіри можна виміряти термометром, або за допомогою термопари, а так само безконтактні інфрачервоні датчики. Але останнім часом широко поширилися методи тепловізіометрії із застосуванням інфрачервоних відеокамер (рис. 1.9).

Одна з основних функцій шкіри – терморегуляція, яка в першу чергу залежить від умов зовнішнього середовища і регулюється, перш за все, шляхом зміни тонусу судин шкіри, а так само шляхом тепловіддачі за рахунок випару води. Крім того, тепловіддача в значній мірі залежить від рівня основного обміну, який відрізняється, рисо того, що в різний час роки, але і протягом дня.

Метод враховує лише частину тепловтрат організму, і не враховує перенесення тепла за рахунок проведення і конвекції, а так само за рахунок випару води шкіри або із слизистих оболонок. Тому до даних, отриманих за допомогою тепловізіометра, слід відноситися з обережністю, особливо якщо він застосовується в діагностичних цілях.



а б

а – інфрачервона камера;

б - термограма

Рисунок 1.9 – Тепловізіометрія

Тепловіддача в першу чергу залежить від температури зовнішнього середовища. Тому при проведенні таких досліджень необхідно ретельно контролювати клімат приміщення, а виміри повинні проводитися після адаптації до них людини. Дотримання цих вимог обов'язкове і при дослідженні водного балансу.

1.6 Методи дослідження шкіро-гальванічної реакції

Зараз цікавим представляється використання нових, компактних і зручних у вживанні технічних засобів для експрес-аналізу стану організму. Найбільш вдалими в цьому плані є діагностичні системи, що дозволяють неінва-

зивним способом швидко оцінити фізіологічні параметри організму. Зокрема, реєстрація шкіряно-гальванічної реакції є методом, що дозволяє оцінювати стан організму, за допомогою виміру електрошкірної провідності [9]. Електрична реакція, що реєструється з поверхні шкіри і відображає зміну її біоелектричних властивостей називається шкіряно-гальванічною реакцією (ШГР) або електродермальною активністю (ЕДА) [10].

У літературі описано дві основні моделі формування електричного потенціалу шкіри: потовидільна і змінна [11].

Згідно потовидільної теорії формування електричного потенціалу шкіри визначається станом епідермісу і прямо пропорційно інтенсивності виділення поту, тобто залежить від кількості потових залоз на одиниці площі і міри розкриття їх проток [11]. Разом з цим наголошується існування двох категорій, електродермальних реакцій, що принципово розрізняються, ЕДР що не потіє і ЕДР потіючої шкіри, а також наявність прихованої перспірації [12], що утрудняє адекватну інтерпретацію результатів дослідження.

Основою іншої моделі формування електрошкірної провідності сигналу є регуляція інтенсивності змінних процесів в шкірі. При цьому основними детермінантами провідності електричного струму можна вважати іонні процеси [9].

У зв'язку з іонною теорією формування електрошкірної провідності особливо відмічена роль щілинних каналів в шкірі людини [13]. Характер іонообмінних процесів, а отже і ШГР, опосередковано, через вегетативну нервову систему, визначається впливом підкіркових центрів і контролюються корою головного мозку [14].

Найважливішим енергетичним і регуляторним показником психофізіологічного стану людини є активація, зокрема одна з найбільш інтеграційних її характеристик - загальна активація (ЗА) [15]. ЗА - це інтеграційна характеристика діяльності як специфічних відділів ЦНС людини, яка називається специфічною активацією (СА), так і вегетативної нервової системи, пов'язаної з регуляцією гомеостатичних функцій [16]

Існують два методи реєстрації шкіряно-гальванічної реакції: по Тарханову (реєстрація електричних потенціалів шкіри) і по Фере (реєстрація електричного опору шкіри) [17, 16]. При цьому методом, що найбільш інформативно відображує прояви ШГР, вважається вимір провідності шкіри при дії постійного струму з подальшим розділенням отриманого сигналу на тонічну і фазичну складові. Сигнал, що отримується по методу Фере, традиційно називають шкіряно-гальванічною реакцією [9]. Сигнал ШГР, що отримується при вимірі провідності шкіри постійному струму, розділяється на тонічну і фазичну складові або на фоновий рівень і реакцію [18]. Тонічна складова ШГР обумовлена постійно існуючою фоновою провідністю шкіри, яка повільно змінюється в часі. Фазова складова - швидко протікаючи зміни провідності шкіри, що виникають на тлі тонічної складової в результаті дії різних подразників. Форма сигналу фазової складової дає можливість виділити такі параметри, як час наростання і час спаду реакції, які мають інформативне значення [11].

З метою вивчення електричних властивостей шкіри перспективним представляється використання методу імпедансу, який ґрунтується на вимірі електричних параметрів опору шкіри. Широке впровадження в медичну практику із застосуванням методу імпедансу оцінки шкіряно-гальванічної реакції мають дослідження, пов'язані з вивченням психофізіологічного стану людини, реакцій центральної і периферичної гемодинаміки, стану шлунково-кишкового тракту, а також в багатьох інших областях медицини [19].

Основною ланкою апаратури, призначеної для оцінки ШГР, є вимірювальні електроди. Найбільш точні виміри виходять із застосуванням пластинчастих слабополяризуючих електродів, виготовлених з хлорованого срібла [12] площею 1 $см^2$ з використанням електродної пасти. Існує двух- трьох- і чотирьохзондові методи накладення реєструючих електродів [13] в різних точках додатка, таких як вухо-рука справа і зліва, передпліччя-долоня справа і зліва, долоня-долоня, різні рефлексогенні зони. Найбільш адекватні виміри виходять при розташуванні реєструючих електродів на долонній поверхні кі-

нцевих фаланг мізинця і безіменного пальців лівої і правої руки відповідно [9]. При цьому електроди розташовуються на такій відстані, що електричний струм між контактами на поверхні шкіри практично відсутній, а траєкторія електричного струму проходить через наступні тканини і кордони між ними: електрод-електродна паста - електроліти шкіри - оболонка кліток шкіри – мікрокапілярна і судинна мережа (і потім зворотний порядок кордонів під другим електродом) [9].

Що стосується аналізу основних параметрів ШГР, то розрахунки, що проводяться з використанням традиційних шкал оцінки електрошкірного опору (ЕШО) R_x (Ком), або зворотної ЕШО величини електрошкірної провідності (ЕШП) C_x (Сименс), не є досить здійсненими [9]. Використання для оцінки сигналу шкали натурального логарифма L, що обчислюється в сантинепперах (сНп) [9] дозволяє нівелювати індивідуальні відмінності електричних параметрів шкіри. В зв'язку з цим слід зазначити, що прилади з вимірювальним аналоговим блоком на операційних підсилювачах, на відміну від аналогових мостових пристроїв, дозволяють проводити реєстрацію і аналіз сигналу ШГР з використанням шкали натурального логарифма.

1.7 Дослідження електричного опору біотканин

На практиці як діагностична ознака частіше використовується величина електроопору біотканин, ніж провідність.

Для ідентифікації біологічного стану біоструктури, у тому числі і на основі біопроби, вимірюють питомий опір (ρ) тканин. Значення питомого опору, виміряні на постійному струмі для деяких видів біотканин, приведені в таблицю. 1.1.

Двохзондовий (двохелектродний) метод застосовують, якщо досліджуваний зразок має правильну геометричну форму і постійний поперечний перетин, як показано на рис. 2.10.

Таблиця 1.1 - Значення питомого опору, виміряні на постійному струмі

Біотканина	ρ, Ом·м
Спинномозкова рідина	0,55
Кров	1.66
М'язова тканина	2,0
Нервова тканина	14,3
Жирові тканини	33,3
Суха шкіра	10^5
Кість без окістя	10^7

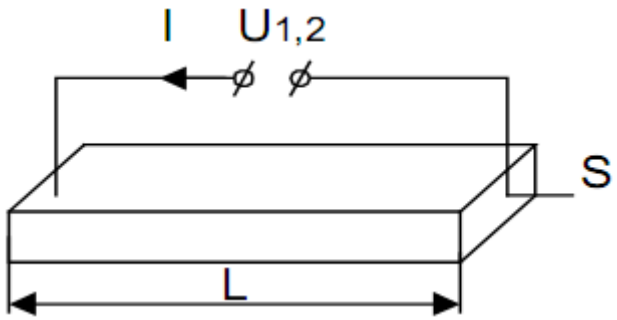


Рисунок 2.10 - Схема двохзондового методу визначення ρ

Питомий опір зразка визначають по відомій формулі:

$$\rho = \frac{SU_{1,2}}{LI},$$

де $U_{1,2}$ – напруга, прикладена до зразка; I – сила струму в ланцюзі; S, L – поперечний перетин зразка і його довжина відповідно.

Основна перевага двоелектродного методу – простота. До недоліків відносять систематичну погрішність, що виникає із-за неточного дотримання розмірів зразка біотканини, тому метод в основному використовують для визначення ρ біорідин, що заливають у вимірювальну кювету. Додаткову погрішність до результату виміру вносить контактний опір електрод – середовище. Вільний від перерахованих недоліків чотирьохзондовий (електродний) метод.

Чотирьохзондовий метод не вимагає створення ідеальних омічних контактів із зразком (можливий вимір питомого опору об'ємних зразків різної

форми, у тому числі і безпосередньо на живому організмі), але передбачає наявність плоскої поверхні, лінійні розміри якої перевершують відстань l між зондами, як показано на рис. 2.11.

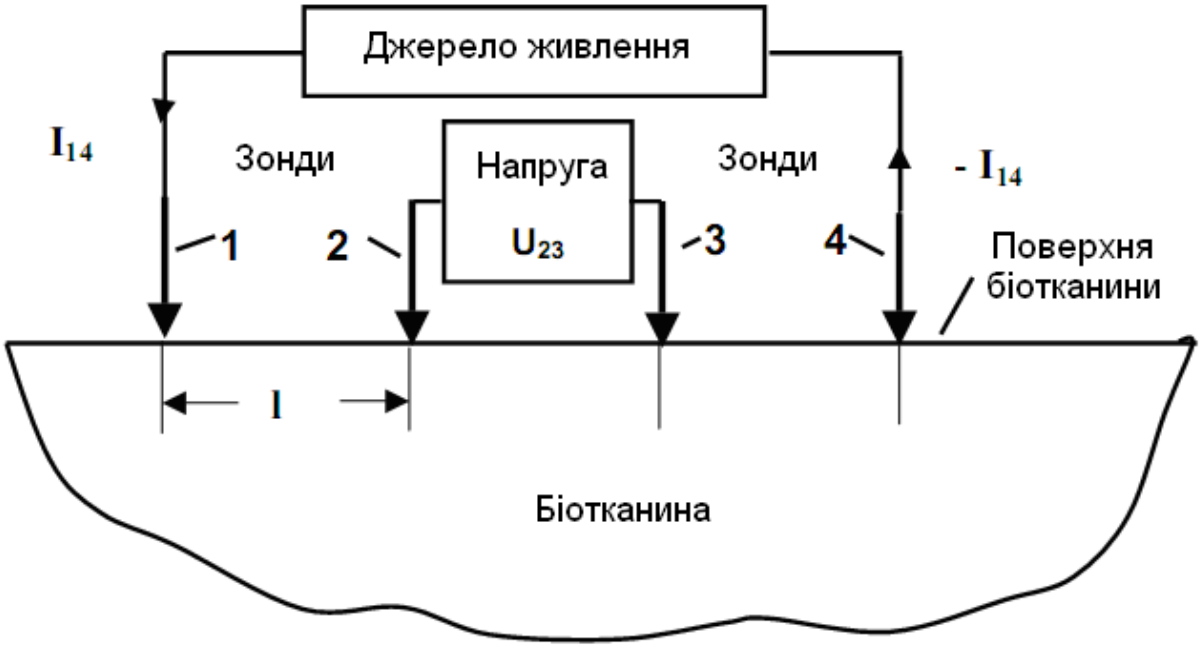


Рисунок 2.11 - Схема вимірів чотирьохзондовим методом

Вирішуючи задачу про розподіл електричних потенціалів в біотканині за допомогою рівняння Лапласа, в сферичній системі координат знаходять питомий опір як функцію струму між першим і четвертим зондами, що створюється зовнішнім джерелом напруги і вимірюваною напругою між другим і третім зондами:

$$\rho = \frac{2\pi U_{2,3}}{I_{1,4}}.$$

Відстань ℓ між електродами вибирають однаковою. Окрім лінійного розташування зондів використовують розташування по вершинах квадрата; розрахункова формула збігається з приведеною з точністю до постійного коефіцієнта.

При проведенні великого числа досліджень як медико-біологічний показник досить визначення не величини ρ, а повного опору між електродами. Схема виміру повного опору двоелектродним методом показана на рис. 2.12.

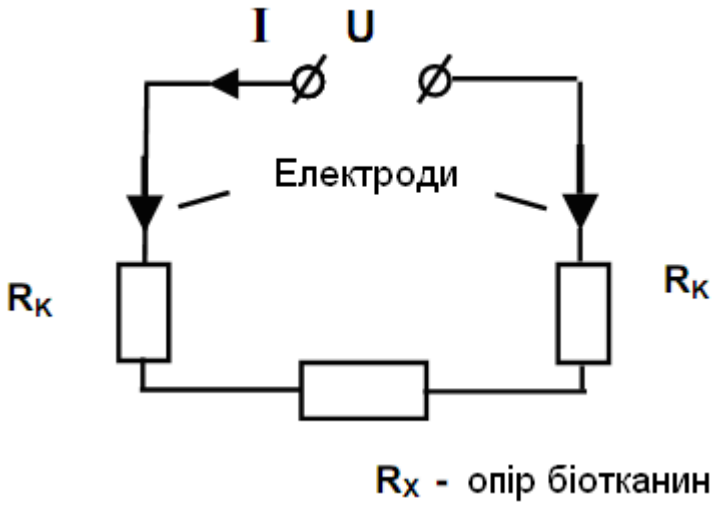


Рисунок 2.12 - Еквівалентна схема двоелектродного методу

Величину контактного опору R_K між металевими електродами і поверхнею біотканин в обох точках дотику можна прийняти однаковою із-за послідовного включення їх в електричний коло, утворений джерелом напруги (U), електродами і ділянкою біотканини з опором R_X. Вочевидь, буде справедливим вираження:

$$R_X + 2R_K = \frac{U}{I}.$$

Оскільки інформаційною складовою є величина R_X, двоелектродний метод застосовний лише в разі виконання умови $R_X >> 2R_K$, і тоді $R_X \approx U/I$.

Істотно понизити вплив контактних опорів дозволяє чотириелектродний метод при використанні вольтметра з великим вхідним опором. Виділимо на схемі (рис. 2.13) два контури: перший – з протікаючим струмом I, складається з джерела напруги U, опорів R_K, R'_X, R_X, R'_X; другий – із струмом I', утвореним опорами R_{BX} (вхідний опір вольтметра), R'_X, R_X, R'_X.

Допустимо вважати рівними величини контактного опору електрод – біотканина R_K для всіх чотирьох електродів, а також величини R'_X - опори ділянок біотканині між першим і другим і третім і четвертим електродами, причому R_X – величина визначуваного опору.

Згідно методу контурних струмів справедливо наступна рівність:

$$(I - I')R_{BX} = (2R_K + R_{BX})I'.$$

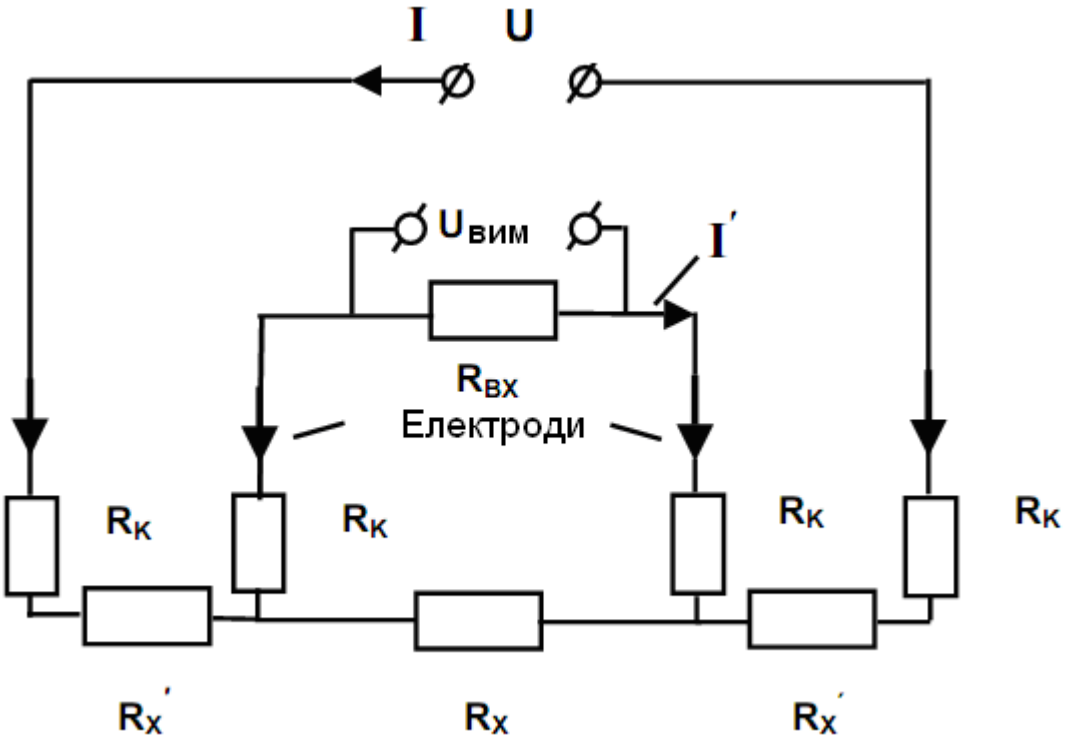


Рисунок 2.13 - Еквівалентна схема чотириелектродного методу

Якщо врахувати, що вживані на практиці вимірювальні вольтметри забезпечують виконання умови $R_{BX} >> 2R_K$, а отже, $I >> I'$, то отримаємо $IR_X = R_{BX} I'$. Відмітимо, що напруга, виміряна вольтметром, $U_{вим} = R_{BX} I'$, і тоді $R_X = U_{dbv} / I$. Таким чином, шляхом виміру величини струму між крайніми (по рисунку) електродами і напруги – між внутрішніми знаходять шуканий опір біотканин.

Метою дипломної роботи є розробка мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- вибрати функціональну схему вимірювача імпедансу біотканини шкіри;
- провести моделювання схеми електричної принципової;
- розробити топологію печатної плати;
- виконати аналіз функціонування розробленої моделі вимірювача.

2 Розробка мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин.

Останнім часом увагу клініцистів і дослідників все більше привертають методи рефлекторної діагностики. Це обумовлено постійним зростанням числа хронічних захворювань, поширенням різних форм прихованої патології, протікаючої безсимптомно і що діагностується на пізніх стадіях розвитку. Тому проблема ранньої діагностики була і залишається однією з основних проблем теоретичної і практичної медицини. Одним з вирішень цієї проблеми є використання методів і засобів традиційної медицини, розробка нових, простих, надійних і ефективних методів рефлекторної діагностики.

Усе більше поширення останніми роками придбавають методи електропунктурної діагностики (ЭПД), що базуються на вимірі біоелектричних параметрів в репрезентативних точках акупунктури (ТА). Базовими серед них стали методи ЭПД, засновані на вимірі електрошкірного опору - метод Накатані і метод Фоля.

Головним недоліком методу Накатані є велика величина тестуючого струму (200 мкА), що може призводити до істотних змін біоелектричного гомеостазу. Використання фіксованої величини тестуючої напруги в методі Фолля виключає можливість обліку індивідуальних відмінностей електрошкірного опору, що, природно, негативно позначається на інформативності такої ЭПД в плані оцінки біоелектричного гомеостазу, призводячи до зниження достовірності діагностики.

2.1 Розрахунок опору біотканини

При проведенні будь-яких електрофізіологічних досліджень для зняття електричного сигналу використовуються електроди. Оскільки від їх метрологічних і медико-технічних характеристик, передусім, залежить дос-

товірність діагностичної інформації, це примушує користувачів приділяти велику увагу їх конструкції, технічним параметрам і завадостійкій. Рішення цих завдань можливе лише при глибокому розумінні процесів, що відбуваються на ділянці шкірно-електродного контакту.

При включенні живої біотканини в електричний коло і пропусканні через неї постійного електричного струму спочатку відбувається стрибок струму до величин:

$$I_0 = \frac{U}{K_e}, \qquad (2.1)$$

де U - величина напруги, що додається, від джерела струму; Ке - еквівалентний активний опір кола електрод-біооб’єкт, а потім поступове зменшення цього струму до постійної величини I_T (рис. 2.1). Такий характер струму пояснюється виникненням поляризаційної місткості, поява якої пов'язана з наявністю зустрічною ЕРС – ЕРС поляризації, яка породжується біооб'єктом у відповідь на протікання через неї струму зовнішнього джерела.

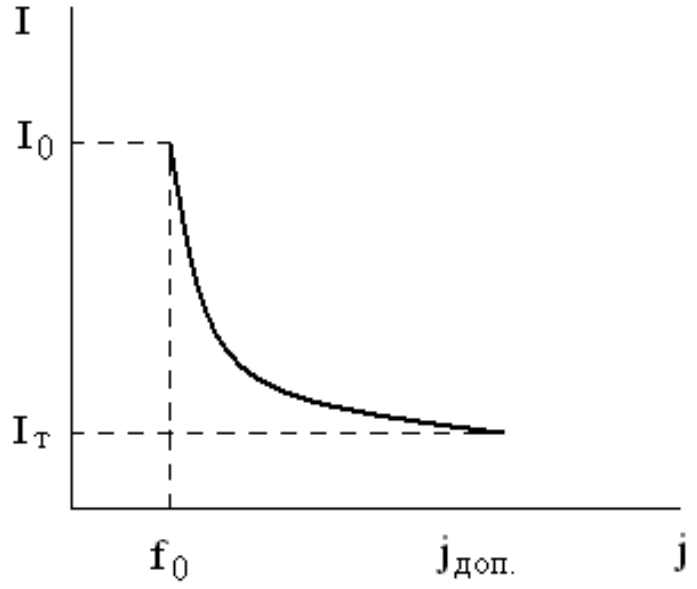


Рисунок 2.1 - Струм в колі з біооб'єктом

Виникнення ЕРС поляризації пов'язано із здатністю живих клітин накопичувати заряди при проходженні через них струму. На постійному струмі

величина місткості поляризації може досягати великих величин від 0,1 до 10,0 мкФ/см^2.

Сумарна величина місткості поляризації може бути вичислена виходячи з початкового і кінцевого значення сили струму :

$$C_p = \frac{\int_0^t Idt}{R(I_O - I_T)}, \qquad (2.2)$$

де C_p - загальна місткість поляризації; R - опір; I - поточне значення струму; I_0 і I_T - початкове і кінцеве значення сили струму I.

Причому

$$\int_o^t Idt = Q, \qquad (2.3)$$

де Q - кількість електрики, що накопичується за час t.

У сталому режимі величина струму в ланцюзі з біологічним об'єктом визначається як

$$I = \frac{\Delta U - \varphi_n(t)}{R}, \qquad (2.4)$$

де (U - різниця потенціалів; $\varphi_n(t)$ - ЕРС поляризації як функція в часі при заданому значенні напруги U.

Жива тканина як складна і неоднорідна біологічна система з характеристиками, що динамічно змінюються, обумовленими багатьма чинниками (наприклад, кровонаповненням), для змінного струму є комплексний опір (імпеданс). Оскільки речовини, з яких складаються тканини, практично немагнітні, то самоіндукція в них не проявляється, тому у формуванні комплексного опору тканини Z беруть участь активне R і ємнісне Xc = 1 / jω$_o$C опору:

$$Z = R + Xc \qquad (2.5)$$

Модуль комплексного опору визначається вираженням:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/\ jwC)^2} \qquad (2.6)$$

На змінному струмі поляризаційні явища слабшають, але не зникають і пов'язані вони в основному з внутришньотканевою поляризацією і з поляризаційними явищами на межі електрод-тканина, які при відмиранні тканини зникають. Аналіз поляризаційних процесів додатково ускладнюється у зв'язку з тим, що ємність поляризації, а також і активна складова загального опору біотканини залежатиме ще і від частоти.

Причинами виникнення поляризаційних явищ можна назвати наступні електричні властивості: контакт електрод-шкіра, який визначають в основному поляризаційними властивостями поверхонь розділу з різними типами і величиною провідності; переходи - внутрішні тканини, тіло - шкіра, шкіра - контактна рідина (електроліт) і електроліт - електрод (рис. 2.2). Контактна рідина вводиться в проміжок між електродом і шкірою для поліпшення електричного контакту.



Рисунок 2.2 - Схема контакту з біооб'єктом

З достатньою мірою точності рідини, що входять до складу організму, можна розглядати як електроліти, з якими контактують електроди. Так, при контакті металевого електроду М - з розчином, в якому знаходяться іони металу електроду M^+ на міжфазній межі електрод-тканева рідина, виникає стрибок потенціалу φ. В результаті дифузії іонів M^+ в електроліт на поверхні електроду станеться накопичення негативного заряду і через деякий час на межі електрод-розчин встановиться різниця потенціалів, що перешкоджає подальшому переходу іонів M^+ в розчин. Утворюється стан динамічної рів-

новаги, при якій на електроді одночасно і з однією швидкістю йдуть процеси переходу іонів M^+ з металу в розчин (анодний процес) і з розчину в метал (катодний процес). Стале значення різниці потенціалів φ залежить від природи металу M^+ і активності катіонів a* в розчині. Потенціал окремого електроду φ визначається відповідно до рівняння Нернста, через його стандартний потенціал φ_0 і активність іонів a, які беруть участь в електродних процесах.

$$\varphi = \varphi_0 + \frac{RT}{nF} \ln a^* \qquad (2.7)$$

або

$$\varphi = \varphi_0 + \frac{Q}{n} \ln a^* \qquad (2.8)$$

де n - число електронів в реакції; Q = 2,3 RT/F - константа.

Стандартний потенціал φ_0 металевого електроду - це ЭРС гальванічного елементу, що складається з шуканого електроду і стандартного водневого електроду, поміщених в електроліт, де активність іонів металу дорівнює 1. На практиці замість стандартного водневого електроду часто використовують так звані електроди порівняння, для яких точно відомий потенціал відносно водневого електроду і які мають простішу технологію виготовлення. Як такі електроди знайшли застосування каломельний, хінгідронний і хлорсрібляний електроди.

У звичайних умовах абсолютна величина поляризації тим більше, чим більше щільність струму. Типова крива поляризації v = f(j), де j - щільність струму, приведена на рисунку 2.3. Вона носить нелінійний характер, але при малій щільності струму (10 - 15 мкА/см^2) можна виділити лінійну початкову ділянку. Легко переконатися, що навіть при максимальних амплітудах реєстрованих біоелектричних сигналів, мінімальних площах електродів і вхідних опорах підсилювачів щільність струму менше граничної - $I_{доп}$, тому імпеданс цієї ділянки можна вважати лінійним. На рисунку 2.3 вказано також значення рівноважного потенціалу ν_0.

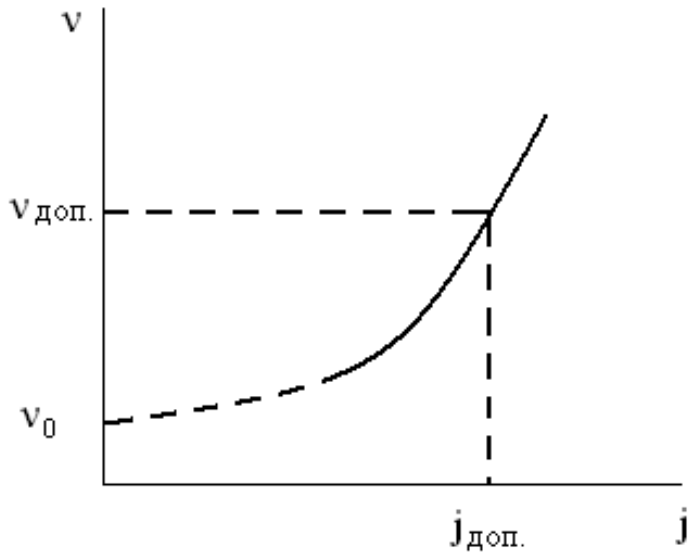


Рисунок 2.3 - Крива поляризації

Аналогічні процеси відбуваються на контакті шкіра - електрод і при інших типах електродів.

Наявність напруги поляризації ускладнює завдання посилення біоелектричних сигналів, оскільки разом з корисним сигналом посилиться і потенціал, що утворюється електродними реакціями. Поляризація електродів украй небажана, оскільки вона може сильно спотворити форму реєстрованого сигналу. Крім того, вона повинна залишатися постійною при реєстрації, тому для деяких типів електродів необхідно застосовувати спеціальні заходи по стабілізації значення. Розробляються і електроди, що не поляризуються.

При виконанні електрофізіологічного дослідження необхідно враховувати ряд особливостей, пов'язаних з виміром електричних параметрів біотканин, і, зокрема, те, що :

- електричний опір біотканин на змінному струмі менший, ніж на постійному; він тим менше, чим більше частота струму;
- при застосуванні мостових схем виміру необхідно використовувати засоби компенсації активною і реактивною складових імпедансу;
- складові імпедансу біотканини можна вважати постійними тільки при щільності струму, що не перевищує 10 мкА/см^2, при великих величинах струму біотканина поводиться як нелінійний провідник струму;

- при обмеженні щільності струму приймається, що при постійному значенні імпедансу фізіологічний стан не змінюється, а зміни імпедансу пов'язані із змінами фізіологічного стану.

Для виміру імпедансу біотканини її необхідно підключити до джерела зовнішнього електричного струму. Підключення здійснюється за допомогою електродів, що встановлюються на заздалегідь вибраних ділянках поверхні тіла.

У приладі, що розробляється, застосуються мостова схема, яка більш стійка до похибок паразитних модуляцій електричного опору приелектродної зони. Вона заснована на використанні урівноваженого моста (рис. 2.4), в одне з плечей якого включається імпеданс Zx. Для кращого балансування в постійні плечі моста включаємо змінний конденсатор.

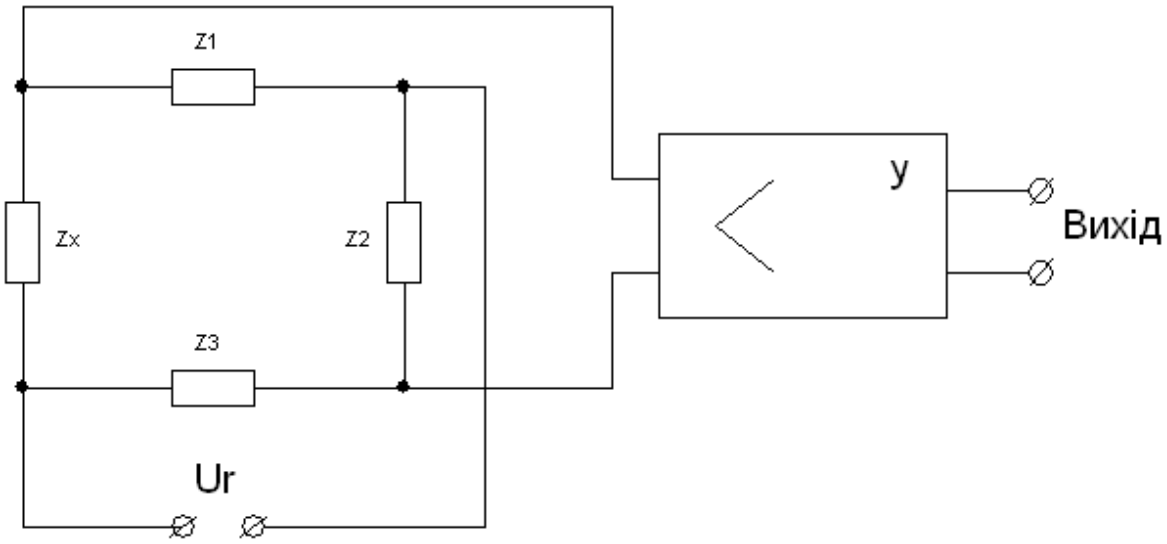


Рисунок 2.4 - Мостова схема включення ділянок біотканин

На одну діагональ моста подається напруга з генератора, а з іншою знімається вихідний сигнал разузгодження, пропорційний вимірюваному імпедансу (опору).

Перетворювачі цього типу дозволяють реєструвати зміни опору до величин 0,05-0,1 Ом при частотному спектрі реограми в межах 0,3-30 Гц. Зазвичай робоча напруга встановлюється в діапазоні 5-9 В.

Вибір величини і частоти робочого струму обумовлюється декількома чинниками. Величина струму повинна вибиратися так, щоб в процесі вимірів не чинити помітного впливу на функціонування біооб'єкту і не викликати теплових або больових відчуттів. Має бути унеможливлено виникнення реакції на електричне роздратування за типом шкірно-гальванічного рефлексу. При розрахунках величини струму виходять з допустимого значення щільності струму

$$j = \frac{I}{S_{еф}} \le j_{доп} = 10(мкА / см^2) \qquad (2.9)$$

де $S_{еф}$ - ефективна площа електроду. При цьому під ефективною площею електроду розуміється площа ділянки тканини, у контакті з якою знаходиться електрод площею S, з урахуванням розтікання контактної рідини по тканині.

Проте у вживаній методиці величину струму необхідно обумовлювати спеціально [9,12, 15]. Так, наприклад, при вимірі параметрів опорів БАТ (біологічно активні точки) рекомендується працювати з вимірювальним струмом 1-5 мкА; у методиці Реодораку цей струм беруть рівним 200 мкА. При цьому діапазон вимірюваних опорів лежить в межах від 0 до 10^6 Ом. Для вимірювального струму синусоїдальної форми дратівлива дія струму зменшується пропорційно частоті, тому рекомендується визначати порогове значення струму i_n по наступному співвідношенню:

$$i_n = k\sqrt{f}\ , \qquad (2.10)$$

де i_n - струм, мА; f - частота, кГц; k - коефіцієнт пропорційності (k = 0, l - 0,12).

2.2 Метод виміру імпедансу біотканини

Суть методу електроімпедансометрії полягає у визначенні характерних для даного типа біотканини значень параметрів поляризації, які виражені через фізичні величини електропровідності і діелектричної проникності, які ви-

значаються її структурним (базовим) і градієнтним (функціональним) фізіологічними станами.

Електропровідність біотканин визначається концентрацією іонів і їх рухливістю. У міжклітинній рідині з максимальним вмістом іонів питома електропровідність досить висока (1 См $м^{-1}$). У цитозолі, що містить органели і великі білкові макромолекули, вона знижується до 0,003 См $м^{-1}$. Питома електропровідність плазмолеми і внутріклітинних мембран, складових до 50% маси клітки, ще нижче – $(1 – 3)10^{-5}$ См $м^{-1}$.

Питома електропровідність цілих органів і тканин істотно менша, ніж складових їх середовищ. Її найбільші величини (0,6 – 2,0) См $м^{-1}$ мають рідкі середовища організму (кров, лімфа, жовч, спинномозкова рідина, мочовина), а також м'язова тканина (0,2 См $м^{-1}$). Питома електропровідність кісткової, жирової, нервової тканини, а особливо, грубоволокнистої сполучної тканини і зубної емалі значно нижче – $10^{-3} – 10^{-6}$ См $м^{-1}$.

Діелектрична проникність характеризує поляризацію біологічних тканин, обумовлену переважно зв'язаними зарядами – полярними і неполярними макромолекулами різних лінійних розмірів і диполями води. Її величина для різних біологічних тканин складає $10^3 – 10^6$.

Кардинальною особливістю організму людини є дисперсія електричних властивостей його тканин, пов'язана із станом заряджених часток при дії електромагнітних полів різної частоти [20].

Дослідження показали, що із збільшенням частоти фонового електромагнітного поля (ЕМП) зменшується ємнісний опір і імпеданс мембрани кліток. Внаслідок цього ЕМП частотою $10^4 – 10^8$ Гц впливають і на внутріклітинні структури, що визначає участь в сумарній електропровідності біотканин як іонів позаклітинних і внутріклітинних структур. На вищих частотах іони не встигають слідувати за змінами ЕМП. Значне збільшення питомої електропровідності відбувається тут, ймовірно, за рахунок орієнтаційної поляризації

молекул вільної води, вклад якої в сумарну провідність тканин експериментально визначити вельми складно [21].

У дисперсійній залежності діелектричної проникності також виділяють декілька областей дисперсії, що вказує на відмінність механізмів поляризації тканин в різних частотних діапазонах ЕМП. Кожен з механізмів поляризації характеризується своєю частотою, поблизу якої запізнювання зсуву (повороту) різних клітинних і субклітинних структур і біологічних молекул відносно динаміки ЕМП мінімально.[20]

Наявність в живих системах границь розділу з різною провідністю робить необхідною при описі електричних властивостей живих об'єктів користуватися поняттям ємності (С). Тобто, біологічні структури володіють як активним опором Ra, так і реактивним опором Rx.

Останнє в цьому випадку залежить від частоти і описується формулою:

$$R_x = \frac{1}{2\pi f C} \qquad (2.11)$$

Таким чином, повний опір біооб’єкту називається його імпедансом і при послідовному з’єднанні і– го числа мікрооб’єктів, активним опором (R_a), що володіє, і реактивним, залежним від ємкості (С) визначається по формулі:

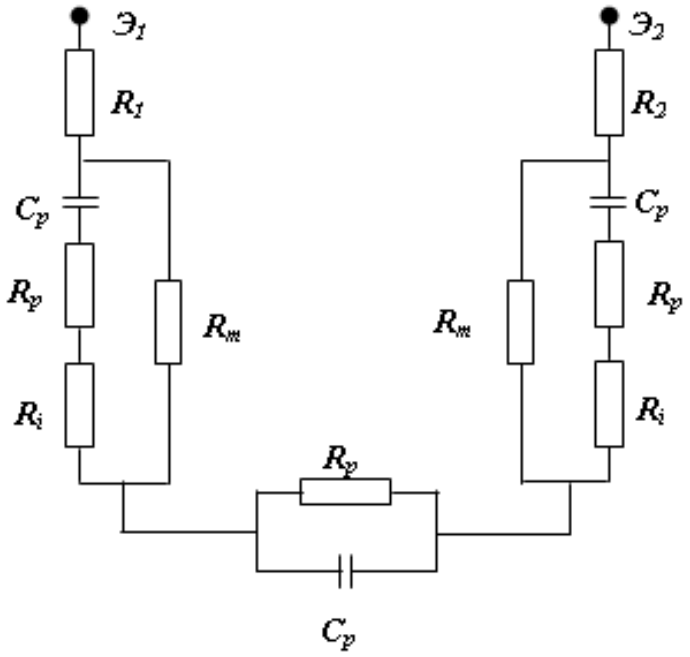
$$Z = R_a - i\frac{1}{\omega C} \qquad (2.12)$$

А при паралельному з'єднанні елементів:

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R_a} + i\omega C \qquad (2.13)$$

Визначивши еквівалентні складові повного імпедансу біотканин, представимо еквівалентну схему імпедансу біологічного об'єкту (рис. 2.5) [22].

Схемні пристрої, вживані на практиці для виміру імпедансу біологічних об'єктів, дуже різноманітні і принципи їх роботи різні.



R_1, R_2 - активні опори вимірювальних електродів;

R_p, C_p - реактивні складові імпедансу;

R_i - опір цитоплазми;

R_m - опір міжклітинної рідини.

Рисунок 2.5 - Еквівалентна схема біологічного об'єкту

На постійному струмі контактні вічка для виміру параметрів рідин найчастіше є компенсаційними схемами. Проте в цьому випадку сильні артефакти за рахунок поляризації електродів і нагріву об'єкту. Тому виміри на постійному струмі не набули широкого поширення.

Найбільш поширені прилади і пристрою на змінному електричному струмі різних частот. [21]

Схемні пристрої приладів на змінному струмі складніше чим на постійному, проте вони володіють перевагою, оскільки дозволяють в значній мірі позбавитися від впливу поляризації електродів.[23]

Одним з підходів до підвищення перешкодостійкості системи виміру імпедансу біологічних тканин може бути збільшення амплітуди отриманого сигналу генератора (рис. 2.6).

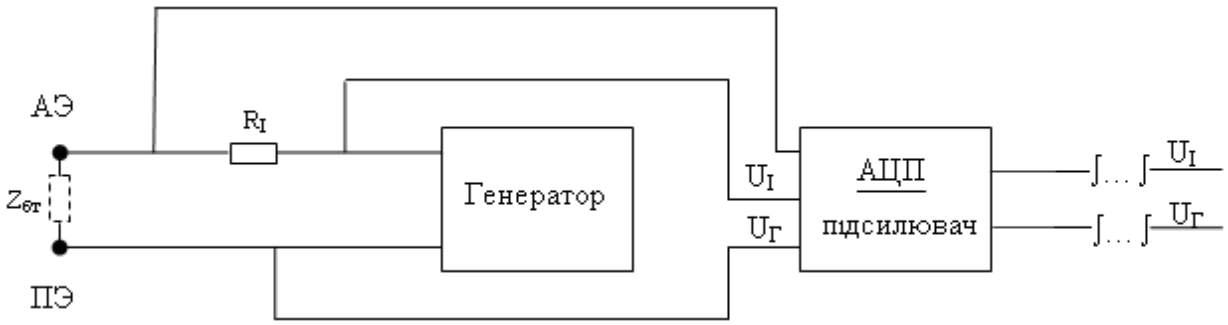


Рисунок 2.6 - Схема визначення значень імпедансу біотканин $Z_{бт}$ шляхом виміру значень напруги і струму через ці біотканини.

Вимірювальна система на базі приведеної схеми є найпоширенішою і дозволяє отримувати достовірні дані в класичних шумових умовах, тобто при рівні шуму значно меншому рівня корисного сигналу.

При збільшенні рівня шумів, що потрапляють в тракт $Z_{бт}$, навіть при використанні на наступних етапах додаткових алгоритмів обробки сигналу, результати виміру матимуть значний рівень погрішності, визначуваний рівнем перешкод і їх частотним розподілом. Реальна шумова обстановка може бути посилена наявністю шумів і апаратних перешкод на частотах близьких до частот на яких проводяться виміри. У цьому випадку подальша математична обробка сигналу з метою зниження погрішності виміру є безглуздою без внесення змін до апаратної частини самого вимірника. Використання приведеною на рис.2.6 схеми у вимірювальній системі передбачає використання потужних вимірювальних пристроїв ПЛИС (DSP) для обробки сигналу по двох каналах з великими значеннями частоти дискретизації (до 50 МГц), а так само проведення подальших обчислень Z.

Введення апаратного обчислювача Z, дільника миттєвих значень напруги і струму, (рис. 2.7) декілька поліпшить положення.

Схема залишиться також простою в реалізації і використанні, як і попередня і разом із тим, з'явиться можливість спростити вимоги до використовуваних обчислювальних пристроїв в результаті переходу на одноканальну обробку даних.



Рисунок 2.7 - Підключення апаратного дільника до схеми визначення значень імпедансу біотканин $Z_{бт}$.

Зміни в схемі не забезпечують для системи перешкодостійкості до шумів, спектр яких знаходиться в спектрі сигналу генератора. Крім того, шумові електромагнітні поля, що впливають на вимірювані біотканини, можуть змінювати їх функціональний стан і, тим самим, наводити до девіацій біоімпедансу, що наводить до погрішності всього виміру.

Варіанти, реалізовані на базі наступної схеми (рис. 2.8) дозволять визначити напрям для вирішення завдань зменшення погрішності виміру і добитися виключення сигналу перешкоди на етапі перед дільником.

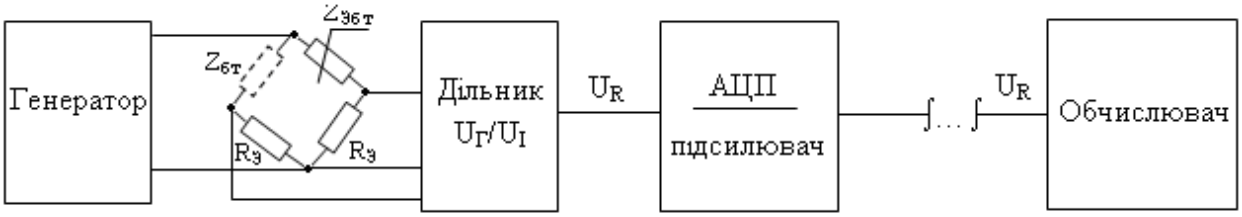


Рисунок 2.8 - Схема виміру імпедансу біотканин $Z_{бт}$ з компенсацією наведень.

Принцип, запропонований в схемі полягає в компенсації наведень, що поступають в тракт $Z_{бт}$ і дійсних значень електропровідності і діелектричної проникності біотканин, що змінюють картину, за рахунок обліку одночасної зміни рівня цих наведень на еквівалентній схемі біотканини ($Z_{Ебт}$), налагодженої еквівалентно відповідно до електричних параметрів і імпедансу вимірюваної біотканини. Дільник в цій схемі грає роль не обчислювача імпедансу, а виконує функцію нормалізації корисного сигналу. На подальших етапах реалізації алгоритмів математичної обробки сигналу, може бути виключена

фільтрація сигналу, рутинною, що є, для обчислювача і в цьому випадку він виконує лише розрахунок лінійної функції імпедансу.

Таким чином, принцип компенсації, апаратна реалізація якого показана на рисунку 2.8, є переважним при реалізації схем виміру біоімпедансу на базі медичних систем, що працюють в складних похибкових умовах (коли сигнал перешкоди по рівню і смузі частот може бути порівняємо з рівнем і частотами корисного сигналу).

2.3 Моделювання схеми вимірювача імпедансу біотканини

На рисунку 2.9 представлена схема мікропроцесорної обробки сигналу, отриманого з датчика вимірника імпедансу біотканини (перелік елементів в додатку А).

Аналогічні схемні вирішення блоків обробки сигналу в приладах - моделі НЕМ – 403 з фірми “Omron” (Японія), моделі Oscillo Mate 930 фірм “CAS Medical Systems” (США), НЕМ-703С і НЕМ-703СР фірми “Omron” (Японія).

Монітори дозволяють автоматично виробляти періодичні виміри імпедансу біотканини із заданим інтервалом часу. Вони оснащені пристроєм, що запам'ятовує, дає можливість нагромаджувати і зберігати протягом 24 ч всі необхідні для подальшої обробки результати вимірів.

Аналіз даних літератури і патентних джерел показує, що останніми роками в провідних зарубіжних фірм доля приладів для виміру імпедансу біотканини, осциломеричним способом, істотно збільшилася, але не менш перспективними є розробки методик і приладів для виміру опору біотканини, методом імпедансної плетизмографії.

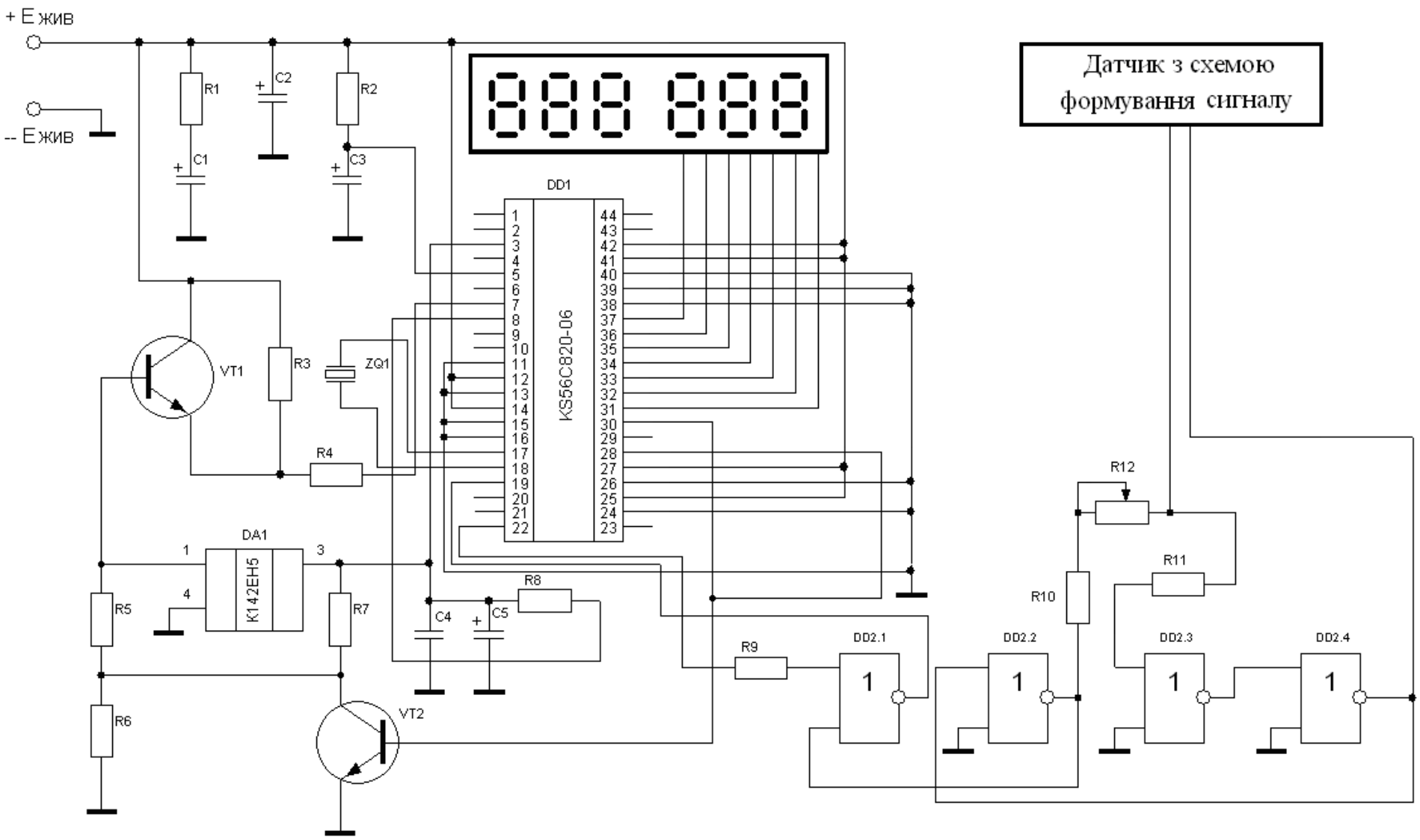


Рисунок 2.9 - Схема мікропроцесорної обробки сигналу, отриманого з датчика вимірювача імпедансу біотканини

2.4 Дослідження робочих характеристик пристрою

Вибрана схема виміру імпедансу біотканини придатна для моделювання мікрозборки пристрою. Для перевірки працездатності були зняті і досліджені характеристики вимірника імпедансу біотканини (рис. 2.10), зібраного на макетній платі, за допомогою осцилографа RIGOL.

Визначені принцип перетворення «опір – електричний сигнал» і сигнали процесора, що управляють, в різних режимах роботи.

По отриманих результатах виконано електронне моделювання схеми, що розробляється, в програмному застосуванні Electronics Workbench v. 5.12. і аналіз характеристик модульованого сигналу, для обробки процесором.

Осцилограма модуляції високочастотних імпульсів з датчика низькочастотними імпульсами з процесора надана на рисунку 2.11. Електронна модель схеми обробки сигналу з датчика вимірювача імпедансу біотканини з віртуальними приладами представлена на рисунку 2.12.

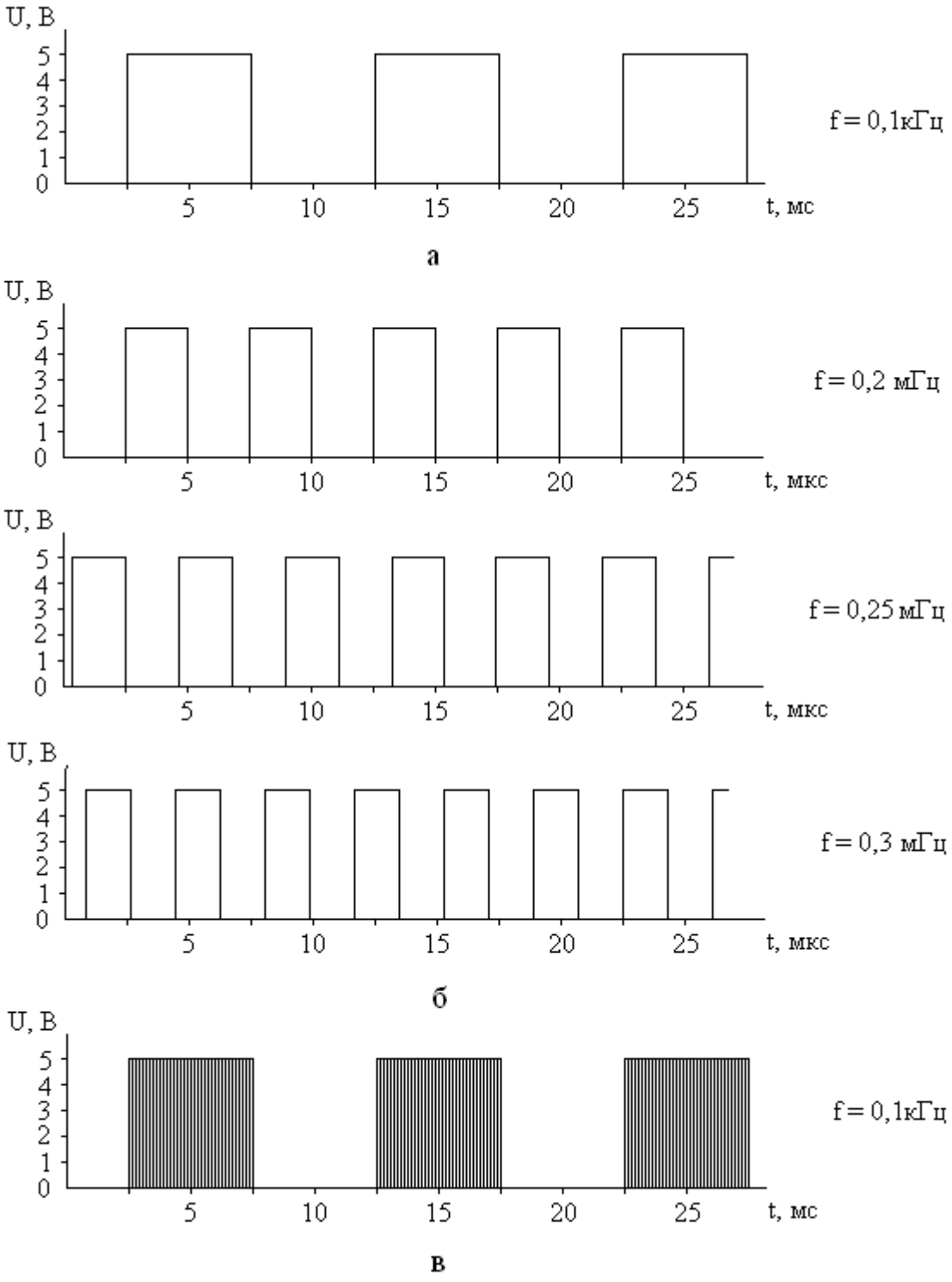
Результати виміру імпедансу виводяться на рідкокристалічний індикатор.

Якщо початковий опір. виявляється менше опорного, на індикаторі виводиться повідомлення про помилку і процес виміру повторюється з іншим вихідним опором.

У схемі здійснюється контроль електроживлення. При напрузі менше 6В на індикатор виводиться інформація про розряд батареї.

Принцип функціонування схеми наступний. Після включення приладу проводиться контроль електроживлення на виводі 7 мікропроцесора. Якщо рівень напруги нижче встановленого (нижче 4В), на індикатор видається повідомлення про розряд батареї.

При нормальному рівні напруги живлення на виводі 30 з'являється високий рівень сигналу, транзистор VT2 відмикається і запускає процес виміру. По досягненню 1Ом на виводі 30 з'являється низький рівень сигналу, а на виводі 28 мікропроцесора з'являється низький рівень і процес вимірювання завішується.



а – сигнал генератора мікропроцесора;

б – сигнали з генератора імпульсів формованих датчиком;

в – сигнал з модулятора, що поступає на мікропроцесор для обробки

Рисунок 2.10 - Характеристики перетворення опір – електричний сигнал.

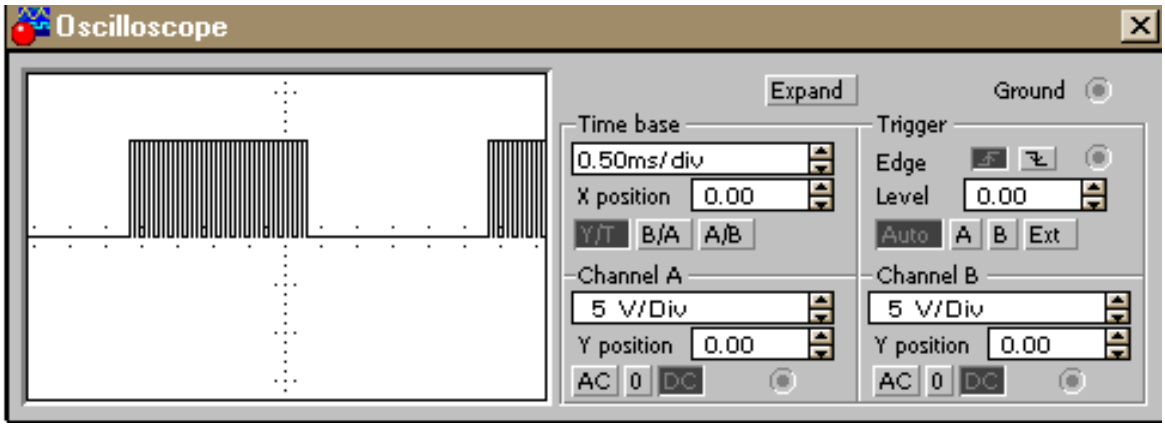


Рисунок 2.11 - Модуляція високочастотних імпульсів з датчика низькочастотними імпульсами з процесора

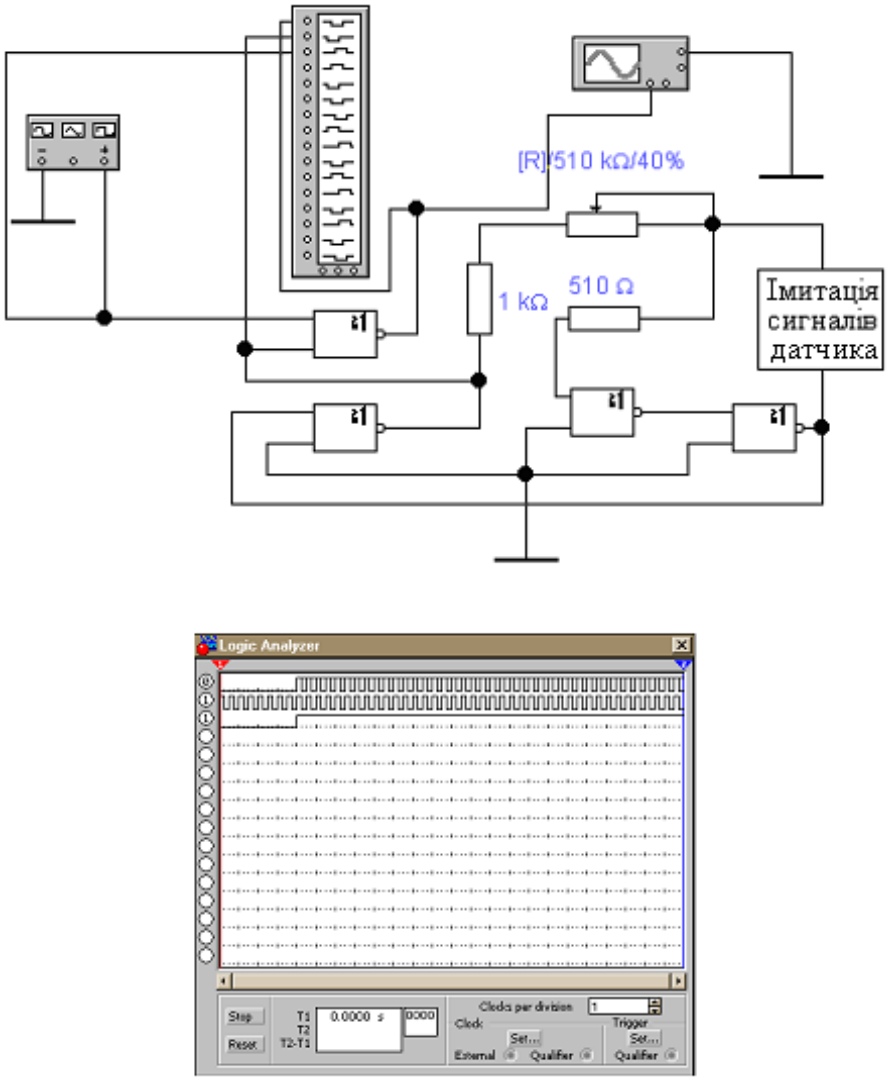


Рисунок 2.12 – Електронна модель схеми обробки сигналів отриманих з датчика вимірювача імпедансу біотканини

Інформація про опір у цифровому вигляді поступає на вхід 19 процесора. Перетворення «опір – електричний сигнал» здійснюється в генераторі імпульсів, реалізованому на логічній мікросхемі 4-2-АБО-НІ HD7HC02P, в коло зворотного зв'язку якого включений датчик опору. Осцилограми, зняті на входах і виході генератора, показані на рис. 2.12. На вхід генератора (вивід 2 мікросхеми DD3) з лічильника/таймера (вивід 22 мікросхеми DD1) поступають імпульси частотою 0.1 кГц. На інший вхід генератора поступають імпульси з датчика, частота дотримання яких залежить від опору і змінюється з 0.2 Мгц при 0,1 Ом до 0.3 Мгц при 0,05 Ом. На виході генератора виходить модуляція високочастотних імпульсів з датчика низькочастотними з процесора. Отримані низькочастотні імпульси з високочастотним заповненням поступають на вхід 19 мікропроцесора і аналізуються їм шляхом підрахунку кількості високочастотних імпульсів в одному низькочастотному.

2.5 Розробка конструкції інтегрального мікромодуля вимірювача імпедансу біотканини

Особливістю конструювання гібридних мікрозборок (МЗБ) є поєднання конструктивних і технологічних рішень, пов'язаних з формуванням тих або інших компонентів схеми. Процес проектування гібридної МЗБ можна розбити на декілька етапів [24].

Перший етап – аналіз принципової електричної схеми і можливостей її реалізації у вигляді плівкової гібридною МЗБ. На цьому етапі визначають типи вживаних елементів, їх номінальні параметри, виявляють, які елементи будуть виконані у плівковому виконання, а які – в дискретному, а також визначають число і розташування контактних майданчиків. З цією метою перетворюють принципову електричну схему виробу в комутаційну.

На комутаційній схемі навісні елементи не змальовують (їх виводи показують контактними майданчиками).

Розробка комутаційної схеми необхідна для визначення взаємного розташування навісних компонентів (НК) і плівкових елементів, а також для вибору найбільш простого варіанту з'єднання елементів і компонентів схеми з малим числом пересічень плівкових провідників і їх малої довжини. Починають розробку з виділення в принциповій схемі плівкових елементів і НК. Останні замінюються контактними майданчиками, відповідними цоколівці НК. Якщо виводи НК гнучкі, то попередня заміна НК контактними майданчиками не обов'язкова.

Виробляється також попереднє розміщення зовнішніх виводів на периферійних частинах мікросхеми відповідно до конструктивних вимог.

При аналізі отриманої схеми з'єднань слід знаходити можливості зменшення довжини сполучних плівкових провідників, скорочення числа їх пересічень. Для цього виробляються перестановки плівкових елементів [25].

2.5.1 Розробка топологічної структури мікрозборки

Наступним етапом є розробка топологічного креслення мікрозборки. Топологічне креслення мікрозборки – це конструкторський документ, що визначає орієнтацію і взаємне розташування всіх елементів мікрозборки на площі підкладки, а також форму і розміри пасивних елементів.

Розробку топології тонкоплівкових мікрозборок можна розбити на наступні етапи: здобуття вихідних даних; розрахунок геометричних розмірів плівкових елементів; розробка попередніх варіантів топології; вибір остаточного, оптимізованого варіанту топології і перевірка його якості [25]. Як видно з назв етапів, вони близькі з відповідними етапами розробки топології напівпровідникових мікросхем.

Вихідні дані можна розділити на два класи: електричні; конструктивні і технологічні. До електричних даних відносяться: принципова електрична схема; вимоги до електричних параметрів; перелік активних і пасивних елементів і вимоги до них; допустимі значення і допустимі місця розташування

паразитних ємностей і опорів. До конструктивних і технологічних даних відносяться: порядок розташування на підкладці зовнішніх контактних майданчиків, відповідній розводці виводів в корпусі; тип корпусу, мінімальні геометричні розміри елементів і розкид номіналів елементів; параметри технологічних режимів і їх відхилення.

Розрахунок геометричних розмірів активних і пасивних елементів. На цьому етапі керуються електричними, конструктивними і технологічними даними. Допускається використання раніше розроблених елементів для інших мікрозборок, якщо елементи мають параметри, відповідні електричним вимогам.

При розробці топології необхідно враховувати конструктивні і технологічні обмеження. Для гібридних мікрозборок, що виконуються за тонкоплівковою технологією масковим методом існують наступні обмеження [24-26]:

- мінімальна допустима відстань між плівковими елементами 0,3 мм;
- мінімальна відстань від плівкових елементів до краю підкладки 0,5 мм;
- мінімальна ширина плівкових провідників 0,1 мм;
- мінімальна відстань між контактними майданчиками для приварювання і припаювання дротяних виводів 0,2 мм;
- максимальна довжина гнучкого виводу без додаткового кріплення 3,0 мм;
- мінімальна відстань від краю навісного компонента до краю підкладки 0,4 мм;
- мінімальна відстань від краю навісного компонента до краю іншого компонента 0,4 мм;
- мінімальна відстань від краю навісного компонента до краю контактного майданчика, призначеного для приварювання дротяних виводів 0,4 мм;

- мінімальні розміри контактних майданчиків для приварювання дротяних провідників або дротяних виводів навісних компонентів при діаметрі дроту ∅0,03 мм 0,15×0,1 мм.

Для складання топологічного креслення необхідно заздалегідь розрахувати площу підкладки S.

Орієнтування її обчислюють за формулою [26]:

$$S=K(\Sigma S_{Ri} + \Sigma C_{Ci} + \Sigma S_{Ai} + NS_K), \qquad (2.14)$$

де K – коефіцієнт використання площі підкладки (зазвичай приймають $K \approx 2…3$);

S_{Ri} – площа резистивного і-го елементу;

C_{Ci} – площа ємкісного і-го елементу;

S_{Ai} – площа навісного і-го компонента;

N – число контактних майданчиків;

S_K – площа одного контактного майданчика.

Розрахуємо площу підкладки для мікрозборки, що розробляється

Розміри компонентів наступні:

- кристал мікросхеми KS56C820-06 – 5×5 мм;
- кристал мікросхеми HD74HC02P – 2×2 мм;
- кристали транзисторів – 1×1 мм;
- мініатюрні резистори і конденсатори в CHIP-корпусах – 1×2 мм;
- електролітичні конденсатори – 6×4 мм.

Розміри контактних майданчиків

- для гнучких виводів – 1,5×2,5 мм;
- для паяння резисторів і конденсаторів - 1,5×2,5 мм.

Підставляючи ці значення у формулу (2.14), набуваємо значення S = 720 мм^2, що відповідає розміру підкладки 30×48 мм.

Розробка попередніх варіантів топології полягає у виготовленні ескізних креслень, виконаних в масштабі 10:1 або 20:1. Розміри і розташування плівкових елементів задають координатною сіткою з кроком 0,1 або 0,2 мм, а

також способом прямокутних координат. Грані елементів і компонентів повинні розташовуватися паралельно осям координат. Вихідними даними є комутаційна схема, розраховані геометричні розміри плівкових елементів. Окрім загального топологічного креслення, в комплект конструкторської документації на гібридну і плівкову мікросхему входять топологічні креслення окремих шарів (пошарові креслення). На рисунку 2.13 показаний провідний шар в масштабі 2:1.

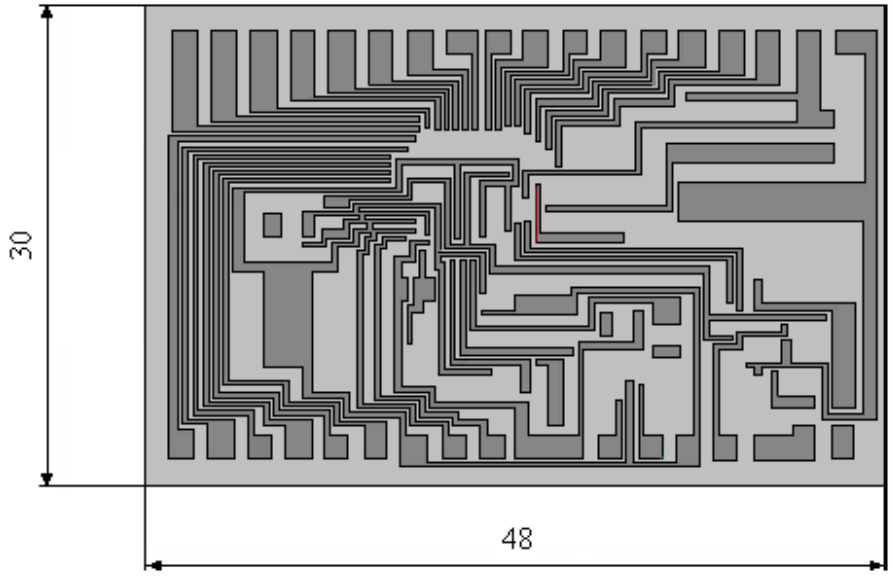


Рисунок 2.13 - Шар металізації мікрозборки мікропроцесорного вимірювача імпедансу біотканини

Всі вершини пронумеровані, а їх координати занесені в таблицю (додаток Б).

На рисунку 2.14 показана топологія мікрозборки мікропроцесорного вимірювача імпедансу біотканини методом імпедансної плетизмографії в масштабі 2:1.

Координати визначені для наступного етапу виготовлення мікрозборки – виготовлення маски для напилення провідного шару. Призначення виводів мікрозборки наступне:

1, 25 - ″загальний”; 2, 28 - ″+″ живлення; 3, 24 – виходи на рідкокристалічний індикатор; 26, 27 – виходи тактового генератора; 33, 34 – входи для підключення датчика тиску; 25, 36 – входи для калібрування приладу.

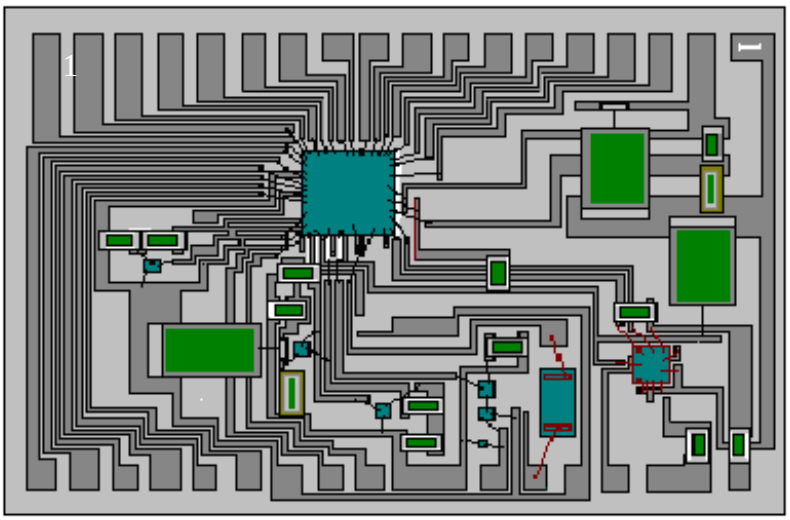


Рисунок 2.14 - Топологія мікрозборки мікропроцесорного вимірювача імпедансу біотканини

2.5.2 Виготовлення маски для нанесення струмопровідного шару

Для виконання заданих функцій плівкові елементи МЗБ повинні мати певну конфігурацію. У даній роботі для формування конфігурації провідного шару застосований масковий метод, оскільки він використовується при термовакуумном напиленні. Крім того, маски розраховані на багатократне вживання (близько ста циклів нанесення плівок [24]), що дозволяє понизити економічні витрати на виробництво мікрозборок.

Маска є тонким екраном з металевої фольги з отворами, контури і розташування яких відповідають необхідній конфігурації напилюваної плівки. При напиленні плівкових елементів маску закріплюють в маскоутримувачі, який забезпечує щільний притиск і її фіксоване положення по відношенню до підкладки. Випаровувана речовина при напиленні осідає на підкладку лише в місцях, не захищених маскою.

Основна вимога до масок – точність їх виготовлення, що обумовлене необхідною точністю нанесення елементів [25].

Як матеріали для виготовлення масок використовуються метали і їх сплави, що відповідають вимогам, що пред'являються до масок (сталь, молібден, нікель, тантал, берилієва бронза і ін.).

У промислових умовах найбільшого поширення набули біметалічні знімні маски, виготовлені фотохімічним методом. Такі маски є пластиною товщиною 80...100 мкм з берилієвої бронзи, покритої з одного боку тонким шаром нікелю (10...20 мкм). Бронзова пластина служить механічною підставкою, конфігурація досягається за рахунок малюнка в шарі нікелю [26].

Маски в цілях економії виготовляються так, щоб за один технологічний цикл провести напилення декількох виробів, крім того, маски робляться одного розміру з підкладкою. Стандартний розмір сіталової пластини – 60×48 мм. Розміри мікрозборки тонометра – 30×48 мм, тому на одній пластині можна виконати дві мікрозборки. Отвори в масці вирізуються відповідно до координат крапок шаруючої металізації. Маска представлена на рисунку 2.15.

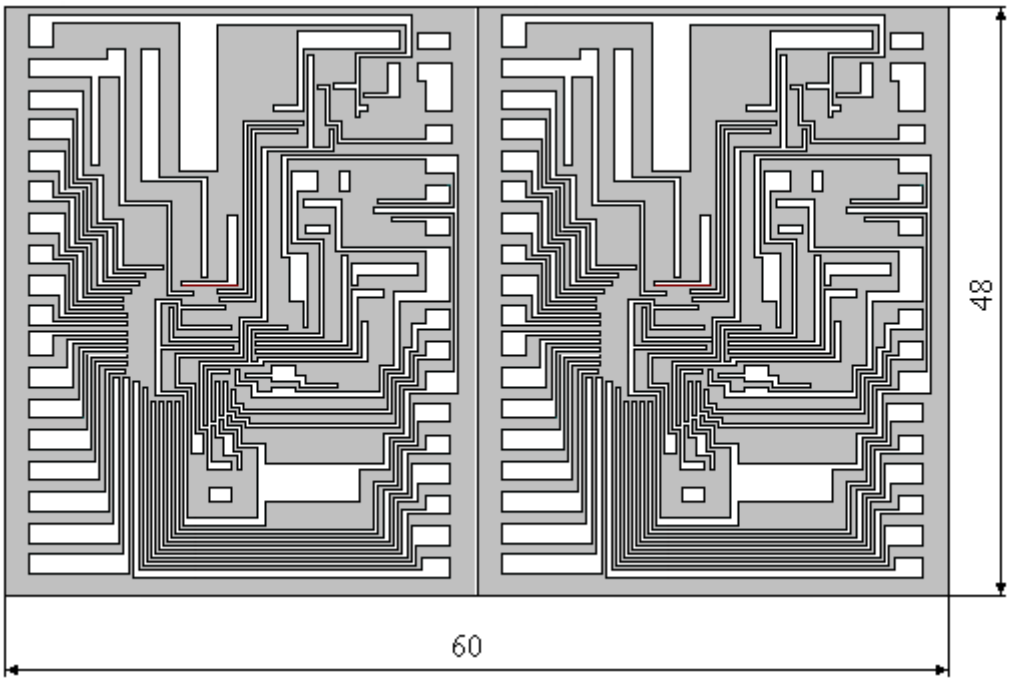


Рисунок 2.15 - Маска для нанесення струмопровідного шару

2.5.3 Формування плівкових елементів

Існує декілька способів здобуття тонкоплівкових елементів. Найбільшого поширення набули вакуумне напилення і катодне розпилювання. При виготовленні виробу використовувався метод вакуумного термічного напилення [18].

По цьому методу тонкі плівки отримуються у результаті нагріву і випару речовини і осадження його на підкладку в замкнутій камері при пониженому тиску газу в ній.

У сучасних установках для вакуумного напилення замкнута (робоча) камера розташована між ковпаком з неіржавіючої сталі і опорною плитою.

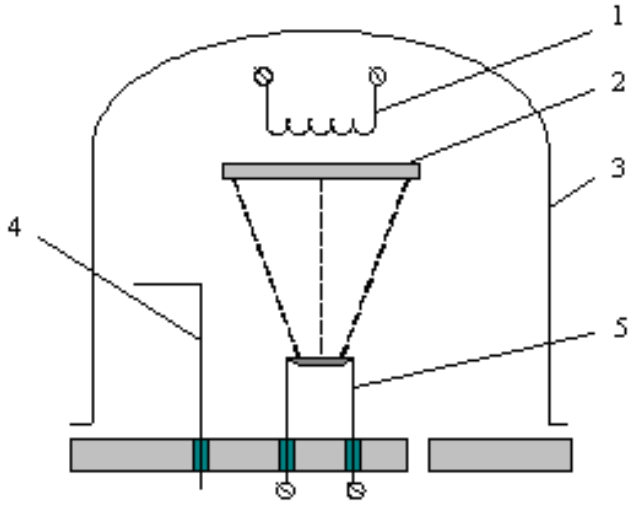
Вакуумщільне з'єднання підстави ковпака з опорною плитою досягається за допомогою гумової прокладки. Типові розміри робочої камери: діаметр 500 мм, висота ковпака 450... 650 мм. Граничний тиск залишкових газів $1{,}33\times10^{-4}$ Па.

У робочій камері розміщено технологічне оснащення: тримач підкладки, нагрівач підкладки, випарник напилюваної речовини, керована від електромагніту заслінка для переривання потоку напилюваної речовини, введення електроживлення і ін.

В установках промислового типу передбачена можливість багатократного напилення без розгерметизації робочої камери. Для цього створюються каруселі підкладок і випарників, здатні переміщатися у вакуумі відносно один одного. Наявність каруселей дозволяє, випарюючи різні речовини з різних випарників, отримувати багатошарові тонкі плівки [25-27].

Схема установки для вакуумного термічного напилення представлена на рисунку 2.16 [25].

Процес нанесення тонких плівок полягає в наступному. В умовах вакууму матеріал, поміщений у випарник 1, розігрівається і випаровується, внаслідок чого молекули речовини рухаються до підкладки 2, де вони конденсуються, утворюючи плівку. Процес здійснюється усередині ковпака 3, пов'язаного з безперервно працюючою системою відкачування повітря.



1 - випарник;

2 - підкладка;

3 - ковпак;

4 - екран;

5 - нагрівач підкладки

Рисунок 2.16 - Схема установки вакуумного напилення

Напилення здійснюється на всю підкладку, а потім, аби отримати окремі елементи (кристали), проробляють операцію різання – розділяють пластину на кристали безпосередньо перед процесом зборки.

При нанесенні тонких плівок виникають складнощі з підбором матеріалу, що задовольняє всіляким вимогам (висока провідність, невисока температура випару, хороша адгезія до підкладки, здібність до паяння і зварки і так далі). Для вирішення цієї проблеми використовують дорогі матеріали (наприклад, золото) або багатошарові структури металізації, що дуже ускладнює технологічний процес [27].

Пропонується використовувати як матеріал для металізації новий сплав на основі міді БрНМцТ5-2-0,1. Сплав призначений для заміни золота і інших дефіцитних матеріалів, вживаних в даний час при напиленні мікросхем.

Сплав БрНМцТ5-2-0,1 володіє високою провідністю, хорошою адгезією до ситалової підкладки, зварюваністю, термостабільністю і іншими необхід-

ними властивостями. Склад сплаву, вага %: 4,5-5,0 Ni; 1,5-2,0 Mn; 0,05-0,2 Ti; останнє - Cu.

Використання єдиного матеріалу в єдиній типовій технології, а також заміна золота сплавом на основі міді дозволяє істотно спростити технологічний процес виготовлення мікросхем. Сплав може бути використаний як єдиний матеріал для виготовлення всіх елементів гібридно-плівкових мікросхем з високою електропровідністю - як контактних майданчиків, так і провідних шин і обкладань плівкових конденсаторів. Це дозволяє створити єдину технологію напилення провідних елементів, застосувати один випарник замість декількох і виключити питання про сумісність різних матеріалів, вживаних в даний час в мікроелектроніці (золото, алюміній, мідь, нікель, хром і ін.).

Сплав добре піддається паянню і зварці, тому його вживання дозволить спростити процес збірки готового виробу.

Сплав може бути застосований при масовому виробництві мікрозборок з використанням високопродуктивного вакуумного напилювального устаткування, при цьому отримується значний економічний ефект.

2.5.4 Розділення підкладки на кристали

Після нанесення металізації виробляється розділення ситаллової підкладки на окремі кристали. На даному етапі виготовлення мікрозборок виконують різання пластини, що містять 2 схеми, на частини за допомогою діамантового скрайбування.

Діамантове скрайбування застосовується для розділення пластин на кристали прямокутної форми. На поверхні пластини діамантовим різцем наносять риски в двох взаємно перпендикулярних напрямах. Глибина рисок не перевищує 5...10 мкм, а ширина – 20...40 мкм. Довкола нанесеної риски на поверхні напівпровідникової пластини виникає механічна напруга, що ослаб-

ляє матеріал в локальних областях. При додавання до пластини вигинаючого зусилля вона розламується уздовж нанесених рисок [26].

Після завершення процесу скрайбування здійснюється розламування пластин. Цей процес є вельми відповідальною операцією в загальному циклі розділення пластин на елементи.

Розламування пластин з нанесеними на їх поверхню рисок, засноване на створенні розтягуючих зусиль, які викликають появу тріщин уздовж нанесених рисок, здійснюється ручним засібом: пластину поміщають на м'яку підкладку (гуму, поролон та ін.) рисками знизу і зверху прокачують гумовим валиком в двох взаємно перпендикулярних напрямах, причому вісь валика має бути строго паралельна рискам, по яких йде розламування, інакше злам пластини може статися не по рисках, а по довільному напряму. Таким чином, при першому плющенні валика по поверхні пластини з рисками вона розламується на смуги, а при другому плющенні в перпендикулярному напрямі смуги розколюються на прямокутні кристали.

2.5.5 Монтаж навісних компонентів

Передостаннім етапом формування ГІС є установка дискретних елементів. Для з'єднання навісних компонентів і виводів безкорпусних напівпровідникових приладів з контактними майданчиками застосовується паяння низькотемпературними припоями, що виключає пошкодження приладів і порушення адгезії металізованих ділянок підкладки із-за перегріву. Паяння здійснюється мініатюрними механізованими паяльниками з автоматичним дозуванням припою і авторегулюванням температури нагріву зони з'єднання. Рекомендується при паянні дотримуватися температури 235°С і здійснювати процес протягом 2,5 секунд [27].

Для кріплення до підкладки приладів з гнучкими виводами використовується поліамідний клей. Гнучкі виводи розварюються на контактні майда-

нчики методом термокомпресійного зварювання. Розварювання зовнішніх виводів виконується аналогічно з використанням алюмінієвого дроту діаметром 0,25 мм і завдовжки 15 мм.

2.5.6 Герметизація мікрозборки

Після того, як мікрозборка орієнтована і закріплена на підставі корпусу і до її контактних майданчиків приєднані виводи, її необхідно захистити від впливу на працездатність і надійність механічних і кліматичних дій, тобто створити довкола неї герметичну і механічно міцну оболонку. Така оболонка може бути створена або приєднанням до підстави корпусу спеціальної кришки, яка накриває мікрозборку і ізолює її від зовнішнього середовища (герметизація за допомогою міцних корпусів різного типа), або обволіканням основи корпусу з розташованим на ньому напівпровідниковим кристалом пластмасою, яка також відділяє кристал від зовнішнього середовища (безкорпусний захист, тобто герметизація компаундами) [27].

Корпус передбачається виконати у вигляді заливки ІМС складом з епоксидного клею ЕП-5 з наповнювачем - цемент М500. Такий корпус є механічно міцним і дозволяє захистити мікрозборку від зовнішніх дестабілізуючих дій. Крім того, оскільки матеріал корпусу є діелектриком, він забезпечує надійну ізоляцію елементів і компонентів мікрозборки.

2.6 Конструктивне оформлення вимірювача імпедансу біотканини з розробленим мікромодулем

Корпус вимірювача імпедансу біотканини виконаний з пластмаси (рис. 2.16).

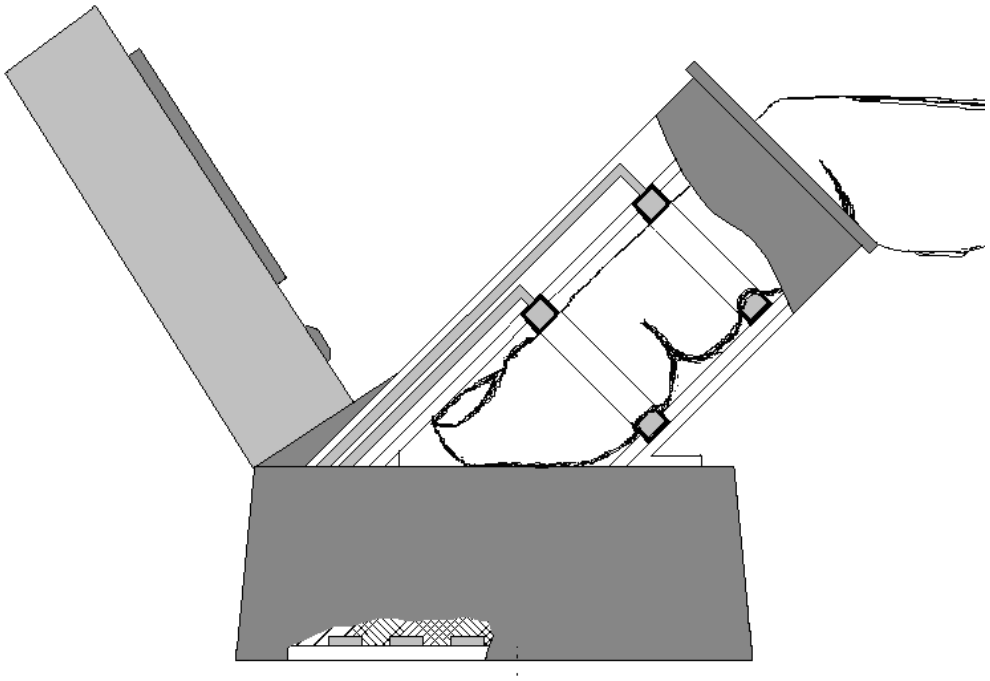


Рисунок 2.16 – Конструктивне оформлення вимірювача імпедансу біотканини з розробленим мікромодулем

На передню панель корпусу виведений індикатор, що відображує інформацію про розрахований імпеданс шкіри та кнопки управління. При проведенні виміру в отвір по проксимальну фалангу вставляється палець правої або лівої руки. З правого боку панелі розташовані функціональні кнопки: «Пуск» - початок тестування і кнопка занесення в пам'ять результатів виміру.

Розроблена мікрозборка мікропроцесорної обробки сигналу і датчик з схемою формування сигналу (рис. 2.17) розташовані усередині корпусу, один над одним і сполучені між собою шлейфом.

Прилад має автономне живлення від малогабаритних акумуляторів і відноситься до повних автоматів вимірювачів імпедансу біотканини (шкіри).

Запропонований спосіб визначення імпедансу біотканини дозволяє вимірювати зміну опору шкіри пальця руки людини з більшою точністю, надійністю в порівнянні з відомими способами. Спосіб виключає вплив на точність виміру патологічно зміненого тонусу судин, що спостерігається при деяких захворюваннях, зокрема при гіпертонічній хворобі.

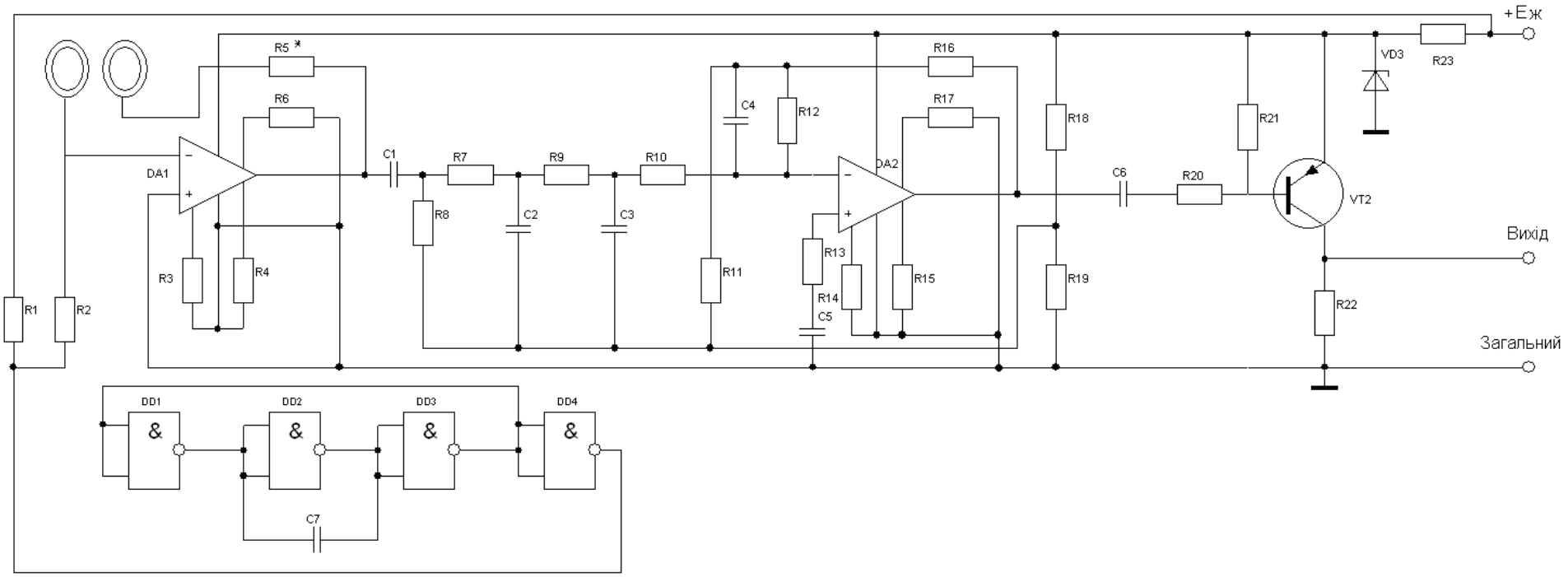


Рисунок 2.17 - Пристрій обробки сигналу отриманого з датчика

2.7 Блок живлення вимірювача імпедансу біотканини

Пристрої, зібрані на напівпровідникових приладах живляться від джерел постійної напруги. Як правило, відхилення напруги від номінального значення не повинні виходити за кордони певних допусків (наприклад, для мікросхем серії К155 живляча напруга повинна складати 5В ± 5%). Тому джерело живлення пристроїв окрім трансформатора і випрямляча повинне містити ще і стабілізатор напруги.

Основою стабілізатора напруги найчастіше служить кремнієвий стабілітрон, включений у зворотному напрямі (катодом до позитивного полюса джерела живлення, анодом – до негативного). При такому включенні напруга на стабілітроні (напруга стабілізації $U_{ст}$) залежить від струму через стабілітрон (струму стабілізації $I_{ст}$).

Ці дві величини і є основними параметрами стабілітронів. Так, для стабілітрона КС156А напруга стабілізації (номінальна) складає 5,6 В (при номінальному струмі стабілізації 10 мА), а струм стабілізації може бути в межах 3...50 мА. Якщо навантаження споживає більший струм, застосовують підсилювач струму. У простому випадку це може бути транзистор, включений за схемою із загальним колектором (емітерний повторювач).

Схема такого джерела живлення показана на рисунку 2.18.

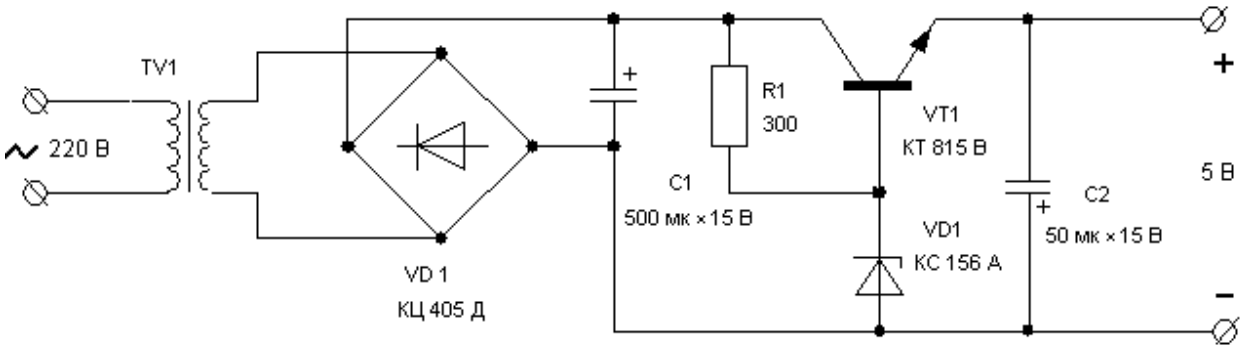


Рисунок 2.18 – Схема стабілізованого джерела живлення

Напруга мережі, знижена трансформатором Т1 до 8...10В, випрямляється діодним мостом VD1 і подається на стабілізатор напруги, в якій тран-

зистор VT1 включений емітерним повторювачем. Напруга на виході стабілізатора на 0,5...1 В менше напруги на стабілітроні VD2. За аналогічною схемою можна будувати стабілізатори і на інші значення живлячої напруги, слід лише для кожного випадку підібрати відповідний стабілітрон і опір резистора R1. Максимальний вихідний струм стабілізатора $I_{вихmax}$ залежить від використовуваного стабілітрона і статичного коефіцієнта передачі струму транзистора h_{21e} і може бути знайдений по формулі

$$I_{вихmax} = h_{21e} \times I_{ст\ max} \qquad (2.15)$$

Стабілізатор напруги, зібраний за схемою на рисунку 2.8, володіє порівняно невисокими експлуатаційними характеристиками, проте може успішно застосовуватися для живлення багатьох радіотехнічних пристроїв.

На рисунку 2.19 приведена схема ще одного стабілізатора напруги, але з використанням операційного підсилювача (ОП).

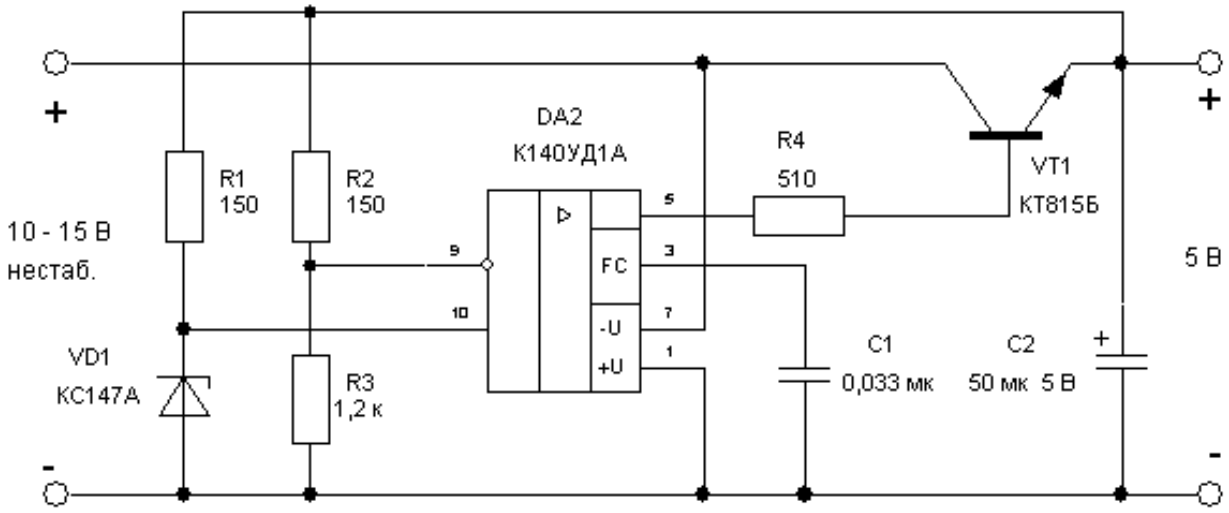


Рисунок 2.19 – Схема стабілізатора напруги з використанням операційного підсилювача

Такі підсилювачі мають дуже великий коефіцієнт посилення (декілька сотень і навіть тисяч) і два входи - що інвертує і не інвертує. Сигнали, подані на ці входи, підсумовуються з врахуванням їх знаку і багато разів посилюються. Характерна особливість стабілізатора напруги із застосуванням ОП

полягає в тому, що в ньому вихідна напруга порівнюється із еталонним (опорним) і таким чином підтримується на заданому рівні

Розглянемо за схемою детальніше роботу такого стабілізатора напруги. Вихідна напруга з дільника R2R3 подається на інвертуючий вхід ОП, а опорна напруга, що знімається із стабілітрона VD1, - на неінвертуючий вхід. При невеликій зміні напруги на виході стабілізатора на інвертуючому вході (вивід 9) з'являється сигнал разузгодження, який багато разів посилюється і змінює напругу на регулюючому транзисторі VT1 таким чином, що напруга на виході стабілізатора практично не змінюється. Цей процес триває всього декілька мікросекунд.

Напругу на виході стабілізатора можна визначити за спрощеною формулою:

$$U_{вих} = U_{ст} (R2+R3) / R3 \qquad (2.16)$$

Змінюючи в невеликих межах опори резисторів R2 і R3, можна змінювати вихідну напругу стабілізатора. При цьому, як видно з формули, вихідна напруга не може бути менше напруги стабілізації стабілітрона.

Резистор R4 обмежує вихідний струм ОП, конденсатор С1 запобігає збудженню пристрою. Коефіцієнт стабілізації цього джерела напруги складає 200...400, а вихідний опір - декілька міліом. Максимальний вихідний струм дорівнює добутку гранично допустимого вихідного струму ОП на коефіцієнт $h_{21э}$ транзистора VT1 і для даної схеми складає 500... 600 мА. Якщо ж для живлення пристрою потрібний більший струм, який може забезпечити один регулюючий транзистор, слід застосовувати складений транзистор (наприклад, типу КТ972, КТ825, КТ827). За відсутності складеного транзистора в одному корпусі його можна виконати з двох звичайних транзисторів однієї або різних структур.

Розроблена структурна схема пристрою контролю і моніторингу опору біотканини (шкіри) на основі імпедансно-плетизмографічного методу на фаланзі пальця людини.

Пред'явлені вимоги до електродної техніки.

Запропоновано опис конструкції електродно-рідинного датчика.

Характеристики мікрозборки вимірювача імпедансу біотканини відповідають вимогам завдань, поставлених в дипломній роботі. Прилад володіє низькою споживаною потужністю, низькою напругою живлення і відповідає встановленим параметрам.

Мікрозборка має малі розміри і може бути виконана з використанням недорогих комплектуючих і маловитратних технологічних процесів.

Розроблений функціональний інтегральний мікромодуль дозволяє мініатюризувати прилади для виміру імпедансу біотканини.

3. Техніко - економічне обґрунтування розробки мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин

3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення пристрою

Топологічний аналіз показує, що пристрій може бути реалізований у вигляді малогабаритного мікромодуля і виконаний за сучасною маловитратною технологією тонко плівкових гібридних мікрозборок. Але у відмінності від стандартної технології у гібридного виконання всі елементи будуть навісними, а напиленням на підкладці виконується лише струмопровідний шар.

Для вибору технології виготовлення пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин проаналізуємо ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2) [28].

Таблиця 3.1 - Можливі варіанти технологій виробництва пристрою

Технологія		Короткий опис
A	Напівпровідникових інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані на поверхні та в об'ємі загального кристала напівпровідника
B	Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді товстих композітних плівок.
C	Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді тонких плівок провідних та резистивних матеріалів.
D	Тонкоплівкових гібридних мікрозборок	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано у вигляді тонких плівок.

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.3.

Встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв (табл. 3.3) [28].

Таблиця 3.2 - Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага
9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^{6}\omega_i}$	X_i
1. Швидкодія	1	1/3	3	1/7	1/5	3	0,664	0,073
2. Завадостійкість	3	1	3	1/3	1/7	3	1,042	0,116
3. Споживання	1/3	1/3	1	1/5	1/7	3	0,460	0,051
4. Площа	7	3	5	1	1/5	7	2,297	0,254
5. Сумісність	5	7	7	5	1	5	4,277	0,473
6. Вартість	1/3	1/5	1/3	1/7	1/5	1	0,293	0,033
∑							9,033	1,00

У матриці прийняті наступні позначення: *i* – номер критерію; при порівнянні 6-ох критеріїв (табл. 3.3) *i* = 1, 2, 3, 4, 5, 6; X_i - локальний пріоритет, тобто відносна вага і-го критерію в глобальному критерії:

Далі аналогічно складаємо 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (табл. 3.4 - 3.9). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію , то і = 1, 2, 3, 4.

$$X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}}{\sum_{i=1}^{4}\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}},$$

де $\sum$ - сума по стовпці $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$.

Таблиця 3.4 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидкодія»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	1/5	3	3	1,16	0,19
B	5	1	7	7	3,96	0,65
C	1/3	1/7	1	1/2	0,39	0,07
D	1/3	1/7	2	1	0,56	0,09
$\sum$					6,07	1,00

Таблиця 3.5 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «завадостійкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	1	1/3	1,14	0,21
B	1/5	1	1/5	1/7	0,48	0,09
C	1	5	1	1/3	1,56	0,29
D	3	7	3	1	2,20	0,41
$\sum$					5,37	1,00

Таблиця 3.6 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «споживання»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	1/5	1/7	0,61	0,09
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/3	1,85	0,29
D	7	9	3	1	3,71	0,58
$\sum$					6,41	1,00

Таблиця 3.7 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «площа»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	3	5	0,99	0,21

B	1/5	1	1/3	1/2	0,24	0,05
C	1/3	3	1	3	2,03	0,43
D	1/5	2	1/3	1	1,47	0,31
∑					4,73	1,00

Таблиця 3.8 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «сумісність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	1/3	1/5	0,76	0,13
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/2	2,41	0,41
D	3	9	2	1	2,47	0,42
∑					5,88	1,00

Таблиця 3.9 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «вартість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	3	5	6	3,08	0,56
B	1/3	1	3	4	1,41	0,26
C	1/5	1/3	1	2	0,60	0,11
D	1/6	1/4	1/2	1	0,38	0,07
∑					5,47	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт (табл.. 3.10) [28].

З порівняння глобальних пріоритетів різних технологій видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта реалізації мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин з використанням технології тонкоплівкових гібридних мікрозборок.

Таблиця 3.10 - Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	Глобальний
Вага	0,073	0,116	0,051	0,254	0,473	0,033	
Напівпровідникових інтегральних схем	0,19	0,21	0,09	0,21	0,13	0,56	0,176
Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	0,65	0,09	0,04	0,05	0,04	0,26	0,100
Тонкоплівкових гіб-	0,07	0,29	0,29	0,43	0,41	0,11	0,360

ридних інтегральних схем							
Тонкоплівкових гібридних мікрозборок	0,09	0,41	0,58	0,31	0,42	0,07	0,364

За допомогою методу аналізу ієрархій проведене порівняння чотирьох типів технологій реалізації мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин за наступними критеріями: 1) швидкодія; 2) завадостійкість; 3) споживана потужність; 4) площа, займана на кристалі; 5) сумісність; 6) вартість. Найбільший локальний пріоритет у критерію «сумісність» (табл. 3.3). За даними таблиці 3.9 локальний пріоритет за критерієм «вартість» є найвищим для технології напівпровідникових інтегральних схем. Проте найбільший глобальний пріоритет має технологія тонкоплівкових гібридних мікрозборок. Саме вона й буде використовуватися для виготовлення мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин.

3.2 Розрахунок витрат на виробництво мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин

Витрати на матеріали і напівфабрикати вказані в таблиці 3.11.

Витрати на матеріали і напівфабрикати склали 423,85 грн.

Таблиця 3.11 - Розрахунок вартості основних покупних виробів

Матеріали	Одиниця вимірювання	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
Мікросхема К142ЕН 5	шт.	1	5,90	5,90
Мікросхема KS56C820	шт.	1	66,00	66,00
Транзистор КТ315А	шт.	9	1,05	9,45
Мікросхема К140 УД7	шт.	1	6,20	6,20

Матеріали	Одиниця вимірювання	Кіль-кість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
Індикатор	шт.	1	152,00	152,00
Транзистор КП303Б	шт.	2	0,70	1,40

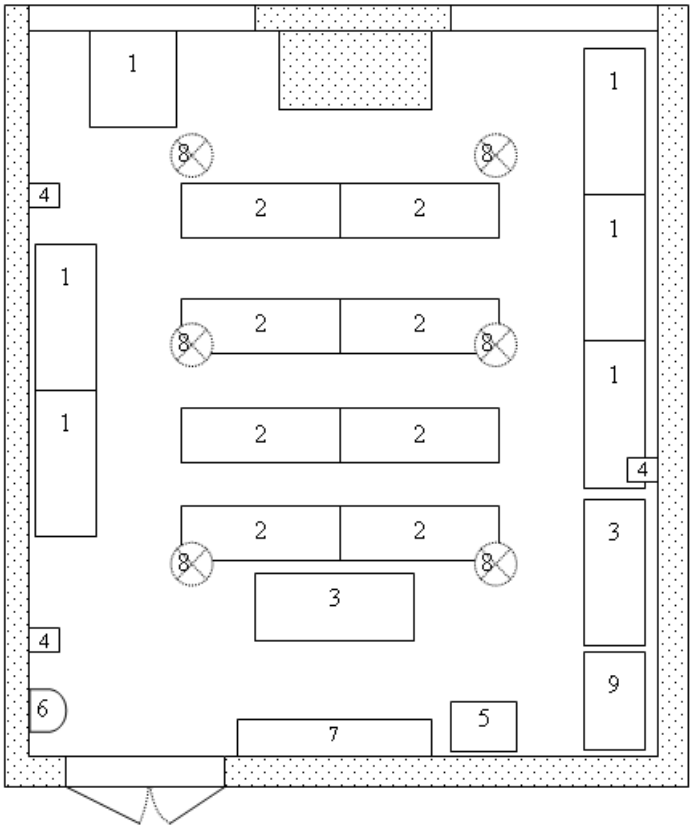
Продовження таблиці 3.11

Матеріали	Одиниця вимірювання	Кіль-кість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
Резистор МЛТ 0,125	шт.	20	0,25	5,00
Конденсатори КМ.	шт.	6	0,15	0,90
Кнопки перемикання	шт.	3	3,00	9,00
Ситаллова пластина	шт.	1	6,00	6,00
Корпус	шт.	1	34,50	34,50
Фольгований склотекстоліт двосторонній 150×200 мм	шт.	1	8,00	8,00
Тримач зразка	шт.	2	1,50	3,00
Травильник	уп.	1	4,90	4,90
Батареї, 1,5 В	шт.	4	1,50	6,00
Разом				423,85

4 Охорона праці та техногенна безпека при розробці мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин

4.1 Характеристика потенційно небезпечних та шкідливих виробничих факторів

При розробці мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин роботи проводилися в аудиторії кафедри ЕІСПЗ, план якої представлено на рисунку 4.1.



1 - стіл універсальний; 2 - стіл аудиторний; 3 - стіл викладача; 4 - автомат відключення електричного живлення; 5 - шафа силова; 6 – умивальник; 7 - дошка аудиторна; 8 - світильник; 9 - шафа для одягу.

Рисунок 4.1 - План аудиторії

Аналіз робіт по моделюванню і виробництву мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин, виявлена можливість прояву наступних шкідливостей і небезпек:

- можливість поразки електричним струмом при експлуатації електричних установок до 1000 В;

- виникнення зорової втоми при недостатній освітленості на робочому місці;

- порушення санітарно-гігієнічних вимог до повітря робочої зони;

- виникнення небезпеки при роботі з шкідливими речовинами в процесі моделювання плати пристрою;

- небезпека виникнення пожеж.

4.2 Виробнича санітарія

Оскільки на ділянці проведення роботи в лабораторії застосовується електроустаткування до 1000 В, той опір заземлення має бути не вище 4 Ом [29]. Приміщення відноситься до приміщень без підвищеної небезпеки. Клас по ПУЕ В-1а.

При дослідженні мікропроцесорного пристрою для дослідження електричних параметрів біотканин якість багато в чому залежить від освітлення, тому в лабораторії має бути передбачене штучне освітлення. Незадовільне освітлення може спотворити інформацію, крім того, викликає стомлення організму в цілому. Неправильне освітлення може з'явитися причиною травматизму [29].

По СНіП 11-4-86 [30] зорова робота характеризується найвищою точністю, що відповідає першому розряду. Для загального штучного освітлення норма освітленості складе 400 лк; при природному бічному освітленні КЕОен = 3,5 %. Оскільки виробництво не є пожежо- вибухо- небезпечним, згідно

СНіП 11-90-81, в лабораторії застосовують лампи розжарювання з робочою напругою 220 В. Це дає можливість рівномірно освітити всю лабораторію.

Залежно від класу приміщення по вибухонебезпеці і від чистоти середовища виробничих приміщень, визначається схема розташування світильників, їх марка і конструктивного виконання. Для визначення необхідної кількості і вигляду світильників нами проведений розрахунок світлового потоку залежно від показників приміщення, вибрані стандартні лампи і визначена електрична потужність всієї освітлювальної установки.

При монтажі компонентів на плату і формуванні топологічного рисунка струмопровідного шару виникає потенційна небезпека небажаної дії на організм речовин, що обертаються в технологічному процесі, і матеріалів. Всі речовини, що забруднюють повітря, надають шкідливу дію, якщо вони потрапляють в організм в кількостях, що перевищують деяку порогову величину (ГДК). У виробництві плат застосовують певні речовини, які шкідливі для організму. Клас небезпеки шкідливих речовин встановлюється залежно від гранично допустимої концентрації речовин в повітрі робочої зони. Це та концентрація яка переноситься без яких або відхилень від нормального поляганння в перебігу робочого дня при щоденному диханні. Згідно СНиП 11-33-81 [31] встановлюють чотири класи шкідливих речовин: 1-й клас – речовини надзвичайно небезпечні; 2-й клас – речовини високо небезпечні; 3-й клас – речовини помірно небезпечні; 4-й клас – речовини мало небезпечні. Дія токсичних речовин виявляється в гострих і хронічних отруєннях.

При монтажі електронних плат застосовують ацетон, спирт для знежирення і очищення від пилу мікросхеми, а також олово і каніфоль для припаювання ніжок напівпровідникового приладу до плати.

У таблиці 4.1 [29] приведені гранично допустимі концентрації небезпечних речовин, вживаних у мікрозборці.

Спирт, ацетон викликає сухість шкіри. При систематичному вдиханні з підвищеним ГДК можливі захворювання сітківки ока. Також можливі нервово-психічні захворювання.

Каніфоль дратівливо діє на слизисті оболонки дихальних доріг і на шкіру, що наводить до дерматитів.

Таблиця 4.1 - Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин в повітрі робочої зони

Речовини	Речовіні ПДК, мг/м^3
Олов'яний припій ПОС-60	90
Спирт етиловий ректифікований ДОСТ 4221-2003	1000
Ацетон технічний ДОСТ 2768-84	30
Каніфоль соснова	150

Основні засоби техніки безпеки – герметизація апаратури і устаткування, наявність припливно-витяжної вентиляції в приміщенні проведення робіт і витяжна шафа. Робоче місце для виготовлення печатних плат і монтажу компонентів паянням обладнано витяжною шафою, рекомендованою і вживаною для цих цілей на заводі «Перетворювач» (рис. 4.2), яка має параметри представлені в таблиці 4.2.

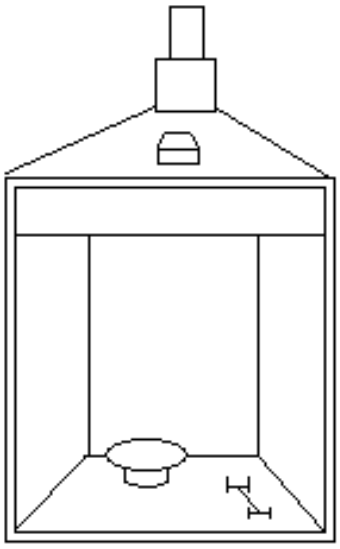


Рисунок 4.2 - Шафа для паяння з витяжним пристроєм

Таблиця 4.2 - Параметри витяжної шафи

Розміри, мм	850×850×650
Освітлення (лампа), Вт	60
Вентиляція, $м^3$/ч,	250
Вага, кг	110

Шафа обладнана:

- димопоглинальним активізованим вуглецевим фільтром;
- кислотостійкою керамічною плиткою;
- столиком, що обертається, для паяння з азбестовим верхом;
- тримачем для паяльника.

4.3 Електробезпека

Основні роботи при виконанні дипломної роботи виконувалися з використанням обчислювальної техніки. Оскільки персональний комп'ютер є електроустаткуванням, то при його експлуатації застосовують такі ж вимоги як і до звичайного електроустаткуванням.

Дія електричного струму на організм людини може бути теплове, хімічне і біологічне. При дії електричного струму на організм людини можуть бути два види поразки: електричні удари і електричні травми.

Захистом від дотику до струмоведучих частин електроустановок є ізоляція дротів, обгороджування, блокування і захисні засоби. Захистом від напруги, що з'явилася на корпусах електроустановок в результаті порушення ізоляції, є захисне заземлення, занулення і захисне відключення.

Захисне заземлення влаштовується в мережах з ізольованою нейтралю. Воно є навмисним з'єднанням із землею не струмоведучих металевих частин електроустановок.

Захисне заземлення необхідне для зниження напруги відносно землі до безпечної величини на металевих корпусах електроустановок, що нормально не знаходяться під напругою, але що виявилися під таким в результаті пошкодження ізоляції.

При зниженні напруги на корпусах відносно землі струм, що проходить через людину, що торкається корпусу, знижується до безпечної величини (10 мА).

На ділянці проведення моделювання печатних плат застосовується електроустаткування до 220 В. Електроживлення здійснюється від розподільних щитів за допомогою комутуючих автоматів, що виробляють захист того або іншого об'єкту.

4.4 Протипожежна та техногенна безпека

Виробництво печатних плат, згідно вимогам СНіП 11-90-81, відноситься до категорії Б, оскільки це виробництво зв'язане із застосуванням спирту і ацетону з температурою спалаху пару від 28 до 61°С.

Пожежна безпека в лабораторії забезпечується за рахунок строгого дотримання безпечного режиму процесу, в приміщенні підтримується зразковий порядок і чистота, строго дотримується режим роботи установок. Особлива увага приділятися контролю і перевірці справності всього обладнання.

Основні будівельні конструкції будівлі, в якій знаходиться ділянка, виконані з матеріалів, що не згорають і важко згорають, цегельних і виштукатурених. Вогнестійкість будівлі має 2 рівень. Для евакуації людей на випадок пожежі, згідно вимогам СНіП 11-90-81, в лабораторії є два евакуаційні виходи, розташованих в протилежних кінцях приміщення ділянки. Ширина дверей і сходів рівна 6 м, що відповідає нормі.

По вимогах ПУЕ будівля, в якій знаходиться ділянка по заходах захисту від блискавки, відноситься до категорії 3 і захищається від прямих ударів блискавок, і від замету високих потенціалів через землю, тобто підземні металеві комунікації, їх приєднують при введенні в об'єкт, що захищається, до заземлювача електроустаткування. Грозозахист заснований на стержневих громо відводах [32].

Для попередження пожеж на ділянці створений строгий протипожежний режим. Створена загально об'єктова і лабораторна інструкція по ПБ, проводиться первинний протипожежний інструктаж на робочому місці; створений план протипожежних заходів і евакуації людей на випадок пожежі.

Для гасіння вогнищ усередині будівлі на майданчиках сходових кліток, в коридорах і отворі встановлені пожежні крани, які розміщені в шафках, де знаходиться і рукав з протипожежним стволом. Для гасіння пожежі горючих матеріалів, а також горючих рідин використовується ручний пінний вогнегасник ОХП-10. Для гасіння пожеж електроустановок використовується вуглекислотний вогнегасник ОУ-2, ОУ-5, ОУ-8, в кількості двох вогнегасників на кожну установку, оскільки вуглекислота не електропровідна. Існують пожежна електрична сигналізація, яка забезпечує прямий зв'язок пожежної охорони з охоронним об'єктом. У даній будівлі застосовують звукову систему сигналізації.

4.5 Розрахунок захисного заземлення

При виконанні робіт при виготовленні і наладці пристрою заземленню підлягають вимірювальні установки, напруга живлення яких 220 В. У якості заземлювачів візьмемо сталеві вертикальні стержні довжиною l = 2м, діаметром d = 0,03 м, діаметр сполучної смуги b = 0,03м. Контур заземлення розташовано на горизонтальному майданчику біля корпусу академії. Грунт – суглинок.

Згідно [29] допустимий опір заземлюючого пристрою ($R_н$) дорівнює 4 Ом. Питомий електричний опір ґрунту (суглинку) $R_в$ дорівнює 100 Ом·м. Розрахуємо опір розтікання струму одного вертикального стержня:

$$R_в = \frac{\rho}{2\pi\pi} \cdot \ln\frac{4 \cdot l}{d} = \frac{100}{2 \cdot 3{,}14 \cdot 2} \ln\frac{4 \cdot 2}{0{,}03} = 44{,}46 \text{м}$$

Орієнтовно приймемо число заземлювачів:

$$n = \frac{R_l}{R_n} = \frac{44{,}46}{4} = 11{,}1 \approx 11$$

Визначимо довжину горизонтальної смуги (по контуру):

$$l_2 = a \cdot n$$

де а – відстань між вертикальними електродами (а = 3м)

$$l_2 = 3 \cdot 11 = 33 \text{ м}$$

Опір горизонтальної смуги:

$$R_{2c} = \frac{\rho}{\pi \cdot l_2} \cdot \frac{4 \cdot l_2}{b} = \frac{100}{3{,}14 \cdot 33} \cdot \ln\frac{4 \cdot 33}{0{,}03} = 8{,}09 \text{ Ом}$$

Згідно [29] коефіцієнт екранування для вертикального заземлювача:

$$\eta_в = \frac{0{,}68 + 0{,}56}{2} = 0{,}62$$

і для горизонтальної смуги:

$$\eta_2 = \frac{0{,}34 + 0{,}4}{2} = 0{,}37$$

Опір групи вертикальних заземлювачів:

$$R_{гр} = \frac{R_{вз}}{n \cdot \eta_в} = \frac{44{,}46}{11 \cdot 0{,}62} = 6{,}579 \text{ Ом}$$

Опір горизонтальної смуги з врахуванням екранування:

$$R_г = \frac{R_{го}}{\eta_г} = \frac{8{,}09}{0{,}37} = 21{,}864 \text{ Ом}$$

Опір заземлювача в цілому:

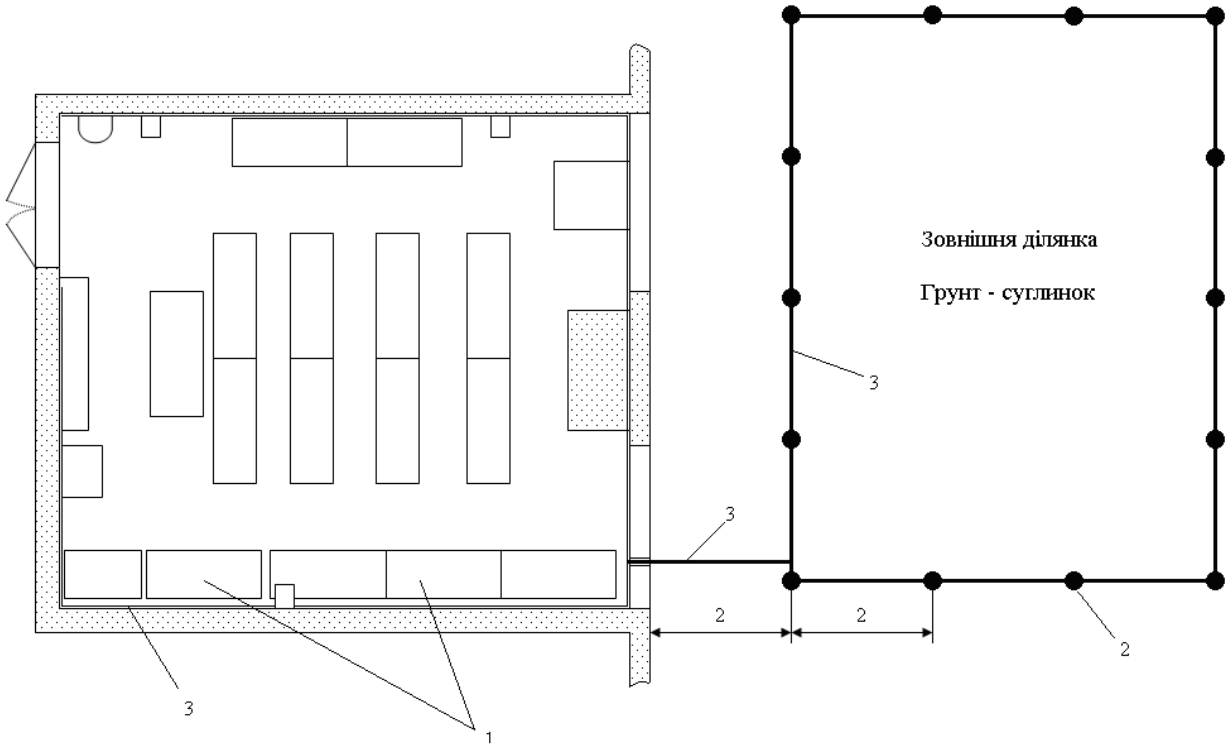
$$R_з = \frac{R_{гр} \cdot R_г}{R_{гр} + R_г} = \frac{6{,}579 \cdot 21{,}864}{6{,}579 + 21{,}864} = 5{,}021 \text{ Ом}$$

Як видно, опір заземлювача перевищує нормативний (4 Ом), тому збільшимо кількість заземлювачів:

$$n = 12,$$

тоді опір заземлювача в цілому складе $R_з = 4{,}6$ Ом, що також більше $R_н$. Якщо $n = 13$, то $R_з = 4{,}2 > R_н$. Якщо $n = 14$, то $R_з = 3{,}97 < R_н$

Число заземлювачів дорівнює 14, які розміщені по контуру зовнішньої ділянки, як показано на рисунку 4.3.



1 – електроустаткування, що заземляється;

2 – заземлювачі;

3 – сполучна смуга

Рисунок 4.3 – Розташування заземлювачів в лабораторії

Таким чином, для виконання захисного заземлення використовується 14 вертикальних стержнів діаметром 0,03 м, завдовжки 2 м, кожен з яких має опір 44,46 Ом. Опір сполучної смуги 8,09 Ом.

Опір заземлювачів в цілому складе 3,97 Ом, що забезпечує безпечну роботу на установках.

Висновки та рекомендації

1. Проведено аналіз методів дослідження біотканин, вживаних в медичних і біологічних дослідженнях

2. Для розробки вимірника вибраний метод дослідження імпедансу, заснований на реєстрації змін електричного опору біотканини, що виникає при проходженні по ній пульсової хвилі.

3. Розроблена структурна схема пристрою контролю і моніторування опору біотканини на основі імпедансно-плетизмографічного методу.

4. Як датчик опору біотканин (шкіри) в пальцьовій фаланзі запропоновано використовувати електродно-рідинний датчик.

5. Проведено схемне і конструктивне моделювання мікрозборки вимірника опору біотканин методом імпедансної плетизмографії на сучасній елементній базі.

Рекомендується результати досліджень застосувати в учбовому практикумі кафедри ЕІСПЗ, з метою подальшої модернізації датчиків, схеми електричної принципової і подальшого впровадження у виробництво медичної техніки підприємствами електронної техніки України.

Перелік джерел

1. Королькова Т.Н., Матицин В.О., Турковський і.і., Харін В.Н. Перспективи вивчення водного обміну шкіри людини методом КВЧ-діелектрометрії. Експериментальна і клінічна дерматокосметология. Київ : Медицина, 2003. С. 17-19.

2. Губанов Н.І., Утепбергенов А.А. Медична біофізика. Київ : Медицина, 1978. С. 211 – 254.

3. Agarwal A, Knox A, Schleifstein A, West Loichle J, Shaffer MJ. Determination of the Protective Effects of Cosmetic Formulations Against UV Exposure, Department of Bioinstrumentation, Clinical Research Laboratories, Inc. Internet poster: http://www.crlinc.com/pdf/freeradicalposter.pdf.

4. Саркисов К.Г., Дужак Г.В. Лазерна доплерівська флоуметрия як метод оцінки стану кровотоку в мікросудинах. Київ : Методология флоуметрии, 1999. С. 9-14.

5. Петрова Г.А., Дерпалюк Е.Н. Можливості оптичної когерентної томографії в диференціальній діагностиці і моніторингу захворювань шкіри. Київ : Вісник дерматології і венерології, 2002. С. 4-11.

6. Федорова В.Н., Новосельцева Г.Д., Дубова Т.К. Акустичні властивості шкіри в діагностиці і оцінці ефективності лікування. Методичні рекомендації. Київ : РГМУ, 1998. – 44 с.

7. Jackson Coleman D. Ultrasonography of the eye and orbit. USA, 2006. 186 с.

8. Тімофєєв А.Б., Разумов А.Н., Мухтаров Е.І., Корчажкина Н.Б., Тімофєєв Г.А. Автоматизований комплекс для дослідження механічних властивостей органів і тканин на основі апарату для резонансної вібротерапії «Конвалія». Київ : Медична техніка, 2005, С.15-8.

9. Сєдов С. О. Аналогове оброблення сигналів. Схемотехніка. Розрахунки : підручник. Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. 298 с.

10. Кожем'яко В. П., Павлов С. В., Тарновський М. Г. Оптоелектронна схемотехніка. Навчальний посібник. Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. 189 с.

11. Махнев В, П., Осінній А. С. Модель формування електричного потенціалу шкіри. Київ : Біофізика, 1991. С.530-533.

12. Ал'дерсонс А.А. Механізми електродермальних реакцій. Рига, 1985. 346 с.

13. Шпунт В.Х. Динамічні електричні властивості шкіри людини. Київ : Мед. Техніка, 1997. С.38-48.

14. Воробйова. О. М., Іванченко В. Д.. Основи схемотехніки: підручник. [2-е вид.]. Одеса : Фенікс, 2009. 388 с.

15. Соколів ЇМ. Психофізіологія емоцій і орієнтовний рефлекс. Київ : Іноземна психологія, 1994. Т.2 (4). С. 67.

16. Суходоєв В. В. Оценка компонентів активації психофізіологічного стану людини по кожногальванической реакції. Київ : Психологічний журнал, 1997. Том 18. № 5. С. 45=56.

17. Верьовкін Л.Л., Світанько М.В., Кісельов Є.М., Хрипко С.Л. Цифрова схемотехніка: підручник. Запоріжжя : ЗДІА, 2016. 214 с.

18. Андрущак Г.О., Козярський І.П., Майструк Е.В. Промислова електроніка: навчальний посібник. Чернівці : Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 120 с.

19. Колонтаєвський .П., Сосков А.Г. Електроніка і мікросхемотехніка: підручник. Київ : Каравела, 2009. 287 с.

20. Бойко В.І. та ін. Схемотехніка електронних систем. Кн. 1. Аналогова схемотехніка та імпульсні пристрої: підручник. Київ : Вища школа, 2004. 344 с.

21. Рябенький В.М., Жуйков В.Я., Гулий В.Д.. Цифрова схемотехніка: навчальний посібник. Львів : "Новий Світ-2000", 2019. 736 с.

22. Белік Д.В. електрохірургія Імпедансу. Київ : Наука, 2000. – 274 с.

23. Матвієнко М.П., Розен В.П. Комп’ютерна схемотехніка: навч. посіб. К.: Видавництво Ліра-К, 2016. 192 с.

24. Стахів П.Г., Коруд В.І., Гамола О.Є. та ін. Основи електроніки з елементами мікроелектроніки: навчальний посібник. Львів : Магнолія плюс, 2005. 265 с.

25. Колонтаєвський Ю.П., Сосков А.Г. Промислова електроніка і мікросхемотехніка: теорія і практикум. Навчальний посібник. Київ : Каравела, 2004. 278 с.

26. Павлов С.М., Войцеховська О.В. Технологія мікроелектронних засобів : навчальний посібник. Вінниця : ВНТУ, 2017. 169 с.

27. Дубов Є.В, Лободзінська Р.Ф., Мізерний В.М. Проектування мікрозбірок та гібридних інтегральних схем. Вінниця : ВДТУ, 2000. 137 с.

28. Белуха М.Т. Основи наукових досліджень. - Київ : Вища шк., 1997. - 271 с.

29. Долін П.А. Довідник по техніці безпеки. - 5-е видавництво, перераб. і доп. Київ : Енерговидання, 1982. - 800с.

30. Горобець А.І., Степаненко А.І. Охорона праці в радіоелектронній промисловості. Київ : Техніка, 1987. – 345 с.

31 Кожемякін Г.Б., Рижков В.Г., Бєлоконь К.В. Охорона праці та техногенна безпека: методичні вказівки до виконання розділу магістерських робіт для студентів ЗДІА всіх спеціальностей денної та заочної форм навчання. Запоріжжя : ЗДІА, 2012. 48 с.

32 Ткачук К.Н. Охорона праці та навколишнього середовища у радіоелектронній промисловості. Київ : Вища шк., 1988. 240 с.