

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського  
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій  
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і  
технологій

## Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Удосконалення технічних засобів для дослідження зображень  
біологічних об'єктів отриманих за методом газорозрядної візуалізації»

ХАІ.502.564М.23О.163.1905036 ПЗ

Виконав: студент 6 курсу групи № 564М  
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія  
Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
Освітня програма «Біомедична  
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напрямку підготовки)

Кочетова С. С.

(прізвище й ініціали здобувача)

Керівник: Олійник В. П.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: Косуліна Н. Г.

(прізвище й ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського  
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій  
(повне найменування)

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій  
(повне найменування)

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія  
(код та найменування)

Освітня програма «Біомедична інформатика та радіоелектроніка»  
(найменування)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувачка кафедри**

О. В. Висоцька

(підпис)

(ініціали та прізвище)

«10»

жовтня 2023 р.

**З А В Д А Н Н Я**  
**НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА**

Кочетова Світлана Сергіївна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Удосконалення технічних засобів для дослідження зображень біологічних об'єктів отриманих за методом газорозрядної візуалізації

керівник роботи Олійник Володимир Петрович, к. т. н., доцент  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затвержені наказом Університету № 1873а - уч від «10» жовтня 2023 року.

2. Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 22.01.2024.

3. Вихідні дані до роботи: метод, апаратні засоби та показники електричних режимів газорозрядної візуалізації для діагностики в біології та медицині.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):

4.1. Аналітичний огляд напрямів та засобів медико-біологічного застосування методу газорозрядної візуалізації.

4.2. Процеси формування газового розряду у діагностичній апаратурі та їх моделювання.

4.3. Апаратне рішення для визначення інформативних показників процесу газорозрядної візуалізації.

4.4. Планування експериментальних досліджень для оцінювання ефективності запропонованих технічних рішень.

5. Перелік графічного матеріалу (додатки):

5.1 Напрями застосування газорозрядної візуалізації медичній і біологічній діагностиці (плакат, арк. А4).

5.2 Електрична модель газорозрядних кіл (плакат, арк. А4).

5.3 Структура пристрою ГРВ діагностики для реєстрації напруг пробою, горіння (світіння) та відповідних розрядних струмів (плакат, арк. А4).

5.4 Блоку високовольтної змінної напруги. Схема електрична принципова (креслення, арк. А4).

5.5 Структура блоку керування пристроями газорозрядної візуалізації (плакат, арк. А4).

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	Олійник В. П., професор	10.10.2023	14.01.2024

Нормоконтроль \_\_\_\_\_ В. М. Олійник «19» січня 2024 р.  
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «10» жовтня 2023 р.

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	10.10.2023	
2	Аналітичний огляд напрямів та засобів медико-біологічного застосування методу газорозрядної візуалізації	11.10.2023 – 06.11.2023	
3	Процеси формування газового розряду у діагностичній апаратурі та їх моделювання.	07.11.2023 – 01.12.2023	
4	Апаратне рішення для визначення інформативних показників процесу газорозрядної візуалізації.	02.12.2023 – 19.12.2023	
5	Планування експериментальних досліджень для оцінювання ефективності запропонованих технічних рішень.	20.12.2023 – 01.01.2024	
6	Оформлення пояснювальної записки	02.01.2024 – 21.01.2024	
7	Попередній захист роботи та усунення зауважень.	22.01.2024 – 23.01.2024	
8	Захист кваліфікаційної роботи.	24.01.2024	

Здобувач вищої освіти \_\_\_\_\_ С. С. Кочетова  
(підпис) (ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи \_\_\_\_\_ В. П. Олійник  
(підпис) (ініціали та прізвище)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра включає:

72 сторінки, 19 рисунків, 8 таблиць, 6 додатків, 24 джерела.

БІОЛОГІЧНИЙ ОБ'ЄКТ, ГАЗОРОЗРЯДНА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ,  
ГАЗОРОЗРЯДНИЙ СЕНСОР, МОДЕЛЬ РОЗРЯДНОГО ЛАНЦЮГУ,  
СТРУКТУРНА СХЕМА

Об'єкт дослідження – процеси виникнення і світіння розряду довкола біологічних структур в імпульсному електричному полі.

Мета – підвищення достовірності та інформативності методу газорозрядної візуалізації.

Методи дослідження – емпіричний, порівняльний, моделювання та експериментальний.

В роботі визначена перспективність використання методу газорозрядної візуалізації для оцінки функціонального стану льотного екіпажу в до і після польотний період. Розглянуті фізичні процеси, та запропонована модель розрядного ланцюга газового розряду довкола біологічного об'єкта в імпульсному електричному полі. Показано, що виникнення розряду та характеристики світіння залежать від амплітуди, тривалості, сквапності, полярності імпульсної напруги. Ці допоміжні параметри визначають коректність подальшої візуальної діагностики. Розроблені схемні рішення блоків керування та генератора високовольтної імпульсної напруги для апаратного врахування допоміжних параметрів газового розряду та дослідження їх зв'язку з медико-біологічними показниками.

Застосовано експериментальний стенд для моделювання зв'язку характеристик струму в колі газорозрядного датчика з параметрами пульсової хвилі кровообігу.

Показана можливість верифікації результатів газорозрядної візуальної діагностики шляхом порівняння з даними електроімпедансної реографії.

## ABSTRACT

Explanatory note to the master's qualification work: 72 pages, 19 figures, 8 tables, 6 appendices, 24 sources.

BIOLOGICAL OBJECT, GAS DISCHARGE VISUALIZATION, GAS DISCHARGE SENSOR, DISCHARGE CHAIN MODEL, STRUCTURAL DIAGRAM

The object of research is the processes of generation and glow of a discharge around biological structures in a pulsed electric field.

The goal is to increase the reliability and informativeness of the gas discharge visualization method.

Research methods are empirical, comparative, modeling and experimental.

In the paper, the perspective of using the gas discharge visualization method to assess the functional state of the flight crew in the pre- and post-flight period is determined. Physical processes are considered, and a model of the discharge circuit of a gas discharge around a biological object in a pulsed electric field is proposed. It is shown that the occurrence of a discharge and the characteristics of the glow depend on the amplitude, duration, frequency, and polarity of the pulse voltage. These auxiliary parameters determine the correctness of further visual diagnostics. Schematic solutions of control units and high-voltage impulse voltage generator for hardware consideration of auxiliary parameters of gas discharge and research of their relationship with medical and biological indicators have been developed.

An experimental stand was used to model the relationship between the current characteristics in the gas discharge sensor circuit and the parameters of the blood circulation pulse wave.

The possibility of verifying the results of gas-discharge visual diagnostics by comparison with the data of electroimpedance rheography is shown.

## ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ .....	8
ВСТУП .....	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД НАПРЯМІВ ТА ЗАСОБІВ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ.....	11
1.1 Принципові засади методу газорозрядної візуалізації.....	11
1.2 Аналітичний огляд апаратних складових ГРВ медичної діагностики ..	13
1.3 Обробка зображень газорозрядної візуалізації .....	19
2 ПРОЦЕСИ ФОРМУВАННЯ ГАЗОВОГО РОЗРЯДУ У ДІАГНОСТИЧНІЙ АПАРАТУРІ ТА ЇХ МОДЕЛЮВАННЯ .....	25
2.1 Загальні положення фізики газового розряду . .....	25
2.2 Особливості розряду для технологій візуалізації .....	29
2.3 Модель електричних кіл газорозрядних процесів та вибір інформативних параметрів візуалізації .....	31
3 АПАРАТНЕ РІШЕННЯ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ПОКАЗНИКІВ ПРОЦЕСУ ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ .....	36
3.1 Структура пристрою проведення ГРВ досліджень з реєстрацією допоміжних параметрів. ....	36
3.2 Керований генератор високовольтної імпульсної напруги для газорозрядної візуалізації.....	38
3.2.1 Принципова схема блоку високовольтної напруги .....	40
3.3 Блок керування пристроєм газорозрядної візуалізації .....	45
4 ПЛАНУВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАПРОПОНОВАНИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ .....	48
4.1 Основні принципи та методи аналізу даних .....	48
4.2 Параметричні методи обробки даних. Тест Стьюдента .....	51

4.3 Критерій Манна-Уїтні (порівняння двох вибірок) .....	52
4.4 Методи медичної діагностики для порівняльної оцінки достовірності ГРВ досліджень з допоміжними параметрами.....	53
4.5 Моделювання реєстрації пульсу газорозрядним сенсором.....	57
ВИСНОВКИ .....	63
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ .....	64
Додаток А Напрями застосування газорозрядної візуалізації в медичній і біологічній діагностиці .....	67
Додаток Б Електрична модель газорозрядних кіл .....	68
Додаток В Структура пристрою ГРВ діагностики для реєстрації напруг пробою, горіння (світіння) та відповідних розрядних струмів.....	69
Додаток Г Блок високовольтної змінної напруги. Схеми електрична принципова.....	70
Додаток Д Структура блоку керування пристроями газорозрядної візуалізації .....	72

## СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ

- БО - біологічний об'єкт
- ГРВ - газорозрядна візуалізація
- ГРД - газорозрядна діагностика
- ЕКГ - електрокардіографія
- ЕЕГ - електроенцефалографія
- ЕПД - електропунктурна діагностика
- ЕМП - електромагнітне поле
- ДВН - джерело високої напруги
- ДЧ – дільник частоти
- КК – кодер клавіатури
- Лч – лічильник
- ЛчНР – лічильник номеру режиму
- МК – мікроконтролер
- ПЗ – пристрій зберігання
- ПК – перетворювач коду
- СБ – схема блокування
- ТГ – тактовий генератор
- ЦК – цифровий компаратор
- SPI – послідовний інтерфейс



## ВСТУП

В сучасній медицині актуальними стали так звані методи інтегральної діагностики і людини. На відміну від традиційних методів досліджень ці методи дають комплексну оцінку стану всього організму пацієнта, а не окремої його системи. Це дозволяє зменшити кількість спеціалізованих досліджень, що дозволяє зменшити негативний вплив на пацієнта при проведенні таких досліджень (адже не всі методи діагностики нешкідливі) і скоротити час для отримання інформації про психофізіологічний стан людини, що є дуже важливим у багатьох випадках, наприклад, при оцінці стану льотного екіпажу перед польотом. Адже, від психофізіологічного стану льотчика залежить безпека польоту, а отже життя пасажирів і цілісність літального апарату.

Авіаційна та космічна медицина вивчає умови професійної діяльності членів екіпажів літальних апаратів і фахівців, що забезпечують польоти, з метою розробки медичних рекомендацій, спрямованих на збереження здоров'я і підвищення їх працездатності, а також на забезпечення безпеки польотів. Одним з основних науково-практичних завдань авіаційної та космічної медицини є медичний контроль за екіпажем літальних апаратів перед польотом, в польоті і після польоту. Огляд лікарями всіх спеціальностей і безліч лабораторних досліджень. Альтернативою таких тривалих у часі і рутинних досліджень можуть стати інтегральні методи діагностики стану організму людини. Такі методи дослідження, що дають комплексну оцінку стану людини, можуть прискорити процес проведення медичного огляду льотного екіпажу і локалізувати область відхилення значень медико-біологічних показників, яку можна буде діагностувати вже більш точними спеціалізованими методами дослідження.

Одним з перспективних методів комплексної оцінки функціонального стану людини є метод газорозрядної візуалізації [1]. Діагностика проводиться за характеристиками світіння яке виникає при поміщенні пальців або кінцівок досліджуваного в імпульсне електричне поле (ефект Кірліан).

Виділяють наступні переваги застосування методу ГРВ в медичній практиці: можливість скрінінгу і моніторингу всього організму та його окремих систем; неінвазивність, безпечність і повна стерильність, зняття інформації тільки з кінцівок пацієнта; можливість слідкування за розвитком процесів у часі, співставлення структурних, функціональних та часових процесів в організмі; методична простота і зручність: відсутність якихось особливих вимог до приміщення, умов навколишнього середовища [10].

Наукова новизна роботи полягає у виявленні інформативних кількісних показників процесу газорозрядної візуалізації.

Практичне значення має удосконалення апаратної частини пристрою газорозрядної діагностики, зокрема блоків управління та керованого джерела високовольтної імпульсної напруги.

Мета – підвищення достовірності та інформативності методу газорозрядної візуалізації.

Об'єктом дослідження є процеси виникнення та світіння розряду довкола біологічних структур в імпульсному електричному полі.

Задачі – пошук додаткових кількісних параметрів процесу газорозрядної які пов'язані з властивостями біологічного об'єкту.

Методи вирішення задач.

Метод емпіричного дослідження – спостереження і дослідження конкретних явищ, узагальнення, класифікація та опис результатів дослідження;

Порівняльний метод – використовується для порівняння об'єкта дослідження з подібними об'єктами чи процесами;

Моделювання – це метод демонстрації та дослідження певних процесів, явищ або організмів за допомогою їх спрощеної імітації.

Експериментальний метод – використовується для вивчення об'єктів чи процесів у спеціально створених штучних умовах.

# 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД НАПРЯМІВ ТА ЗАСОБІВ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

## 1.1 Принципові засади методу газорозрядної візуалізації

Метод газорозрядної візуалізації (ГРВ) відноситься до біоелектрографічних методів досліджень психофізіологічного та функціонального стану людини [1]. Метод заснований на ефекті Кірліан.

Під ефектом Кірліан вважають візуальне спостереження або реєстрацію на фотоматеріалі випромінювання газового розряду, що виникає поблизу поверхні досліджуваного об'єкта («аури») при розташуванні останнього в електричному полі високої напруженості [11]. Цей ефект був відкритий подружжям Кірліан в 50-х роках минулого століття. Їх дослідження показали, що вид кірліаногамм (зображення випромінювання газового розряду поблизу поверхні досліджуваного біооб'єкту, зокрема, пальців руки людини) змінюється при зміні стану людини.

При всьому різноманітті конкретних технічних рішень сутність процесу візуалізації може бути зведена до деякої теоретичної схеми. Первинним процесом є взаємодія електромагнітного поля (ЕМП) з об'єктом дослідження, в результаті якого при певній напруженості електричного поля виникає емісія заряджених частинок з поверхні об'єкта, що беруть участь в ініціюванні початкових фаз газового розряду. Газовий розряд, в свою чергу, може впливати на стан об'єкта, викликаючи вторинні емісійні, деструктивні і теплові процеси. Таким чином, в процесі газорозрядної візуалізації формується деяка послідовність інформаційних перетворень: стан біологічного об'єкта (БО), що характеризується фізіологічними процесами і медико-біологічними показниками, серед яких визначальну роль з точки зору процесу ГРВ грають фізико-хімічні та емісійні процеси; процеси газовиділення, які залежать від змін

імпедансу об'єкта як єдиного цілого, імпедансу ділянок його поверхні, їх структурних і емісійних властивостей. Зміни останніх параметрів активно проявляються на шкірі за рахунок рефлексогенних зон і біологічно активних точок. Неоднорідність поверхні і об'єму, процеси емісії заряджених частинок або виділення газів впливають на параметри електромагнітного поля, за рахунок чого змінюються параметри газового розряду. Такими параметрами є характеристики струму розряду і оптичного випромінювання. При цьому основна інформація отримується з характеристик випромінювання, яке представляє собою просторово розподілену групу ділянок різної яскравості. Приймач випромінювання перетворює просторовий розподіл яскравості в зображення, а аналіз амплітудних характеристик відеосигналу призводить до формування набору параметрів. З параметрів будується симптомокомплекс, на підставі якого лікар формує медичний діагноз.

В процесі ГРВ за рахунок дії змінного електричного поля і виникнення газового розряду здійснюється перетворення інформації характеристик газорозрядного зображення в інформацію про характеристики досліджуваного об'єкта.

Біооб'єкт при цьому є частиною електричного ланцюга, через нього протікає струм (вкрай малий, щоб не викликати власної реакції БО). Отримане зображення (аура, його також часто називають ГРВ-грамою – за аналогією з кардіограмою, енцефалограмою і т.д.) несе в собі узагальнену (інтегральну) інформацію про стан БО в цілому, що може бути використане в медичній діагностиці (у цьому випадку за об'єкт дослідження беруться, як правило, пальці рук).

Метод ГРВ завжди привертав найбільшу увагу завдяки своїм діагностичним можливостям. Тому ще й досі головним напрямком впровадження методу були питання превентивної діагностики [8, 9].

Можна виділити наступні переваги застосування методу ГРВ в медичній практиці [2,17]:

- можливість скрінінгу і моніторингу ентропійно-енергетичного гомеостазису всього організму та його окремих систем;
- об'єктивність інформації: незалежність від бажання і досвіду конкретного користувача;
- неінвазивність, безпечність і повна стерильність, зняття інформації тільки з кінцівок пацієнта;
- можливість слідкування за розвитком процесів у часі, співставлення структурних, функціональних та часових процесів в організмі;
- методична простота і зручність: відсутність якихось особливих вимог до приміщення, умов навколишнього середовища;
- використання сучасних методів нелінійної математики для обробки фрактальних зображень і вибору інформації про стан пацієнта;
- наочність та можливість інтерпретації отриманих результатів, зручність їх зберігання та обробки.

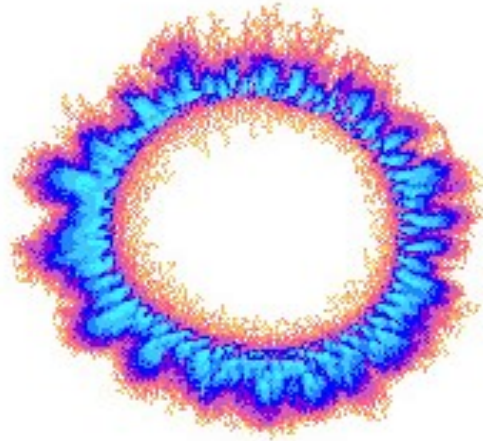
## 1.2 Апаратна складова ГРВ медичної діагностики

Апаратна реалізація ГРВ полягає в наступному: між прозорим електродом і поміщеним на нього досліджуваним об'єктом від генератора високої напруги, подаються електричні імпульси [1, 10]. При високій напруженості електромагнітного поля в газовому середовищі довкола об'єкта і прозорого електрода розвивається газовий розряд, параметри якого визначаються властивостями об'єкта.

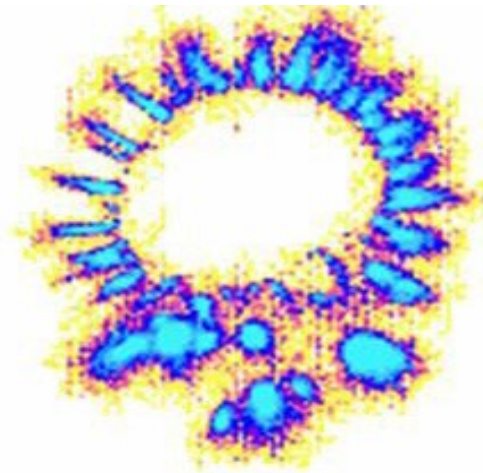
Зображення газового розряду формується за допомогою матриці на основі приладів з зарядовим зв'язком (відеокамера або фотоапарат) і для подальшої обробки в цифровій формі передається в комп'ютер (ПК) з відповідним програмним забезпеченням.

Оброблена ГРВ-грама (знімок розряду) дозволяє зробити аналіз ряду параметрів які відображають стан об'єкта і на їх основі робити певні

діагностичні висновки. Найбільш важливими параметрами є інтенсивність, периметр і площа зображення світіння в кожному секторі [2]. Приклад ГРВ-грам пальця здорової людини і пальця людини з хронічним запаленням представлені на рис. 1.1.



а)



б)

Рисунок 1.1 - ГРВ-грами великих пальців здорової людини (а) і людини з хронічним запаленням (б)

На зображеннях а) і б) наочно показані можливі відмінності знімків

розрядів здорових і не здорових людей.

Розвинені на підставі досліджених фізичних процесів принципи були реалізовані в програмно-апаратних ГРВ комплексах [1,2,3]. Високопродуктивний RISC мікроконтролер дозволяє проводити управління приладом і вибір робочих параметрів від ЕОМ, синхронізувати роботу всіх блоків, а також налаштовувати параметри приладу при проведенні метрологічних випробувань. Мікроконтролер управляє головним блоком живлення і імпульсним стабілізатором, напруга від якого подається на блок формування високовольтних імпульсів. Програмована затримка запису відео сигналу по відношенню до поданого імпульсу напруги дозволяє відстежувати динаміку реакції біологічного об'єкта на імпульс збудження.

Стандартна модифікація приладу має наступні параметри:

- амплітуда біполярних імпульсів від 3 до 20 кВ з безперервно / ступінчастим регулюванням;
- тривалість імпульсів 10 мікросекунд;
- частота проходження імпульсів до 1000 Гц;
- установка часу експозиції в діапазоні 0,1 с до 32 с;
- здійснення двостороннього зв'язку з комп'ютером по USB порту, що дозволяє як передавати інформацію (команди) в прилад, так і здійснювати діагностику режимів роботи приладу;
- кварцова стабілізація всіх параметрів з точністю не гірше 1%;
- працює як від джерела постійного струму напругою 12 В, так і від мережі змінного струму напругою 110-220 В на базі імпульсних схем стабілізації.

ГРВ обладнання було розроблено на основі методу газорозрядної візуалізації та включає в себе лінійку ГРВ приладів і допоміжної апаратури. Випускається три модифікації ГРВ приладів: «ГРВ Камера», «ГРВ Компакт» і «ГРВ Експрес». Також випускаються допоміжні засоби для дослідження

об'єктів навколишнього середовища, що входять в комплектацію набору «ГРВ мінілабораторій». Прилад «ГРВ Експрес» призначений для одночасного зняття ГРВ-грам десяти пальців рук людини.

В таблиці 1.1 наведені описи основних приладів ГРВ, що набули поширення в медичній діагностиці.

Таблиця 1.1 – Порівняльні характеристики приладів ГРВ

	ГРВ Міні	ГРВ Компакт	ГРВ Камера	ГРВ Експрес
Зовнішній вигляд				
Діагнос-тика людини	По 1 пальцю	По 1 пальцю	По 1 пальцю	Одночасно 10 пальців
Дослід-ження речовин	немає	Тільки вода (за допомогою додаткового пристрою)	Різні речовини (за допомогою ГРВ Мини-лаборатории)	немає
Кількість режимів напруги	1	1	4	1
Амплітуда напруги, кВ	Інформація відсутня	до 5	до 5	Інформація відсутня
Тривалість одиночного імпульса, мкс	Інформація відсутня	Інформація відсутня	10	Інформація відсутня
Частота послідовності імпульсів, Гц	Інформація відсутня	1024	900–1100	Інформація відсутня
Тривалість автоматичної експозиції, с	Інформація відсутня	Інформація відсутня	0,5/1,0/2,0/32	Інформація відсутня
Вхідний сигнал на пристрій автоматичної обробки	Інформація відсутня	Інформація відсутня	цифровий відеосигнал в стандарті СУХ 4:2:1	Інформація відсутня



Продовження таблиці 1.1

	ГРВ Міні	ГРВ Компакт	ГРВ Камера	ГРВ Експрес
Управління режимами роботи	Від комп'ютера через порт USB			
Передача зображення в комп'ютер	через USB порт			
Джерело живлення	зовнішнє, 12±1 В	зовнішнє, 12±1 В	зовнішнє, 12В	зовнішнє, 12±1 В
Можли-вість роботи від аккумулятора	немає	є	є	немає
Максимальна споживана потужність, Вт	15	40 (від мережі) 40 (від аккумулятора)	40 (від мережі) 40 (від аккумулятора)	50
Робота	Напротязі 8 годин в повторно-короткочасному режимі	На протязі 2,5 години (при зарядженому аккумуляторі) и 8 годин (від мережевого джерела живлення)	На протязі 8 годин в повторно-короткочасному режимі	На протязі 8 годин в повторно-короткочасному режимі
Робота з іншими ГРВ пристроями	немає	ГРВ П'ятий елемент, БОС-Пульс	ГРВ П'ятий елемент, ГРВ акущуп, ГРВ+, ГРВ Мінілабораторія	немає
Габарити, мм	220 x 160 x 125	230 x 180 x 100	395 x 165 x 345	270 x 480 x 120
Маса, кг	1	3	5	7

Для розширення діагностичних можливостей приведених вище приладів використовуються ряд допоміжних засобів.



Приставка ГРВ «П'ятий елемент» призначена для реєстрації динаміки зміни стану різних природних середовищ, шляхом зйомки серії газорозрядних зображень (ГРВ-грам) тест-об'єкта, в ланцюг якого включаються спеціалізовані електроди, що занурюються в досліджуване середовище. За допомогою даного приладу може здійснюватися паралельний вимір до 5-ти середовищ.

Набір установок «ГРВ мінілабораторій» призначений для лабораторних досліджень рідин і твердих матеріалів різної природи. Ці пристрої дають

широкі можливості по розробці індивідуальних методик проведення експериментів, в залежності від характеристик досліджуваних об'єктів і поставлених цілей.

Характеристики деяких додаткових пристроїв подані в таблиці 2.

Таблиця 2 – Приставки ГРВ для застосування з приладом «ГРВ Камера»

	ГРВ+	ГРВ Акупунктурний щуп
Зовнішній вигляд		
Призначення	Дослідження тварин, пальців рук і ніг малорухомих людей, а також інших біологічних об'єктів	Візуальне спостереження і комп'ютерна реєстрація газорозрядного світіння різних ділянок тіла людини та тварин, включно з точками акупунктури і енергетичних каналів
Вид ГРВ-грами	статичні та динамічні	
Тривалість автоматичної експозиції, с	0,5/1,0/2,0/32	
Частота послідовності імпульсів, Гц	1000±100	
Тривалість одиночного імпульсу, мкс	10	
Відхилення від центра зображення	не більше 20%	не більше 5%
Роздільна здатність	не менше 300 tvl	
Габарити, мм	200x135x100	215x150x86
Маса, кг	1,5	0,8

Відомі також пристрої JAK500 та JAK2000 [16], що дозволяють відображати процес ГРВ в режимі реального часу, робити кольорові фотографії та записувати відео у якості HD. Розміри прозорого електрода 21 x 17 см. Інформація про частоту, амплітуду та тривалість прикладеної напруги відсутня. Обидва пристрої при діагностуванні використовують кольоропунктуру, яку запропонував Пітер Мендель. Вона ґрунтується на уявленнях китайської

медицини про баланс енергій інь і янь в людському організмі та акупунктурних точках [13]. Кольоропунктура використовує сім основних кольорів: це – теплі кольори – червоний, помаранчевий і жовтий – означають збільшення енергії, в той час як холодні кольори – зелений, синій і фіолетовий – зниження енергії. Як стверджує східна медицина, з аналізу енергії в акупунктурних точках можливо визначити захворювання будь-якого органу. Саме використання основ східної медицини є недоліком, оскільки європейські лікарі слабо обізнані в ній. Це та неможливість провести дослідження залежностей зображення ГРВ від прикладеної напруги та частоти є основними недоліками розглянутих приладів, що впливає на точність і достовірність діагностування стану організму. Розглянуті прилади не враховують вплив параметрів атмосфери (температура, вологість, тиск) та зміну самої системи ГРВ, які можуть суттєво вплинути на зображення, отримані шляхом ГРВ, а отже на точність і достовірність діагностування стану організму. Також при постановці діагнозу використовуються медичні уявлення східної медицини, з якими малознайомі лікарі в Україні.

### 1.3 Обробка зображень газорозрядної візуалізації

Аналіз ГРВ-грам людини заснований на діагностичних таблицях, які пов'язують характеристики свічення окремих зон пальців рук з функціональним станом органів і систем [2, 12]. Таблиці побудовані на концепціях традиційної китайської медицини (системі меридіанів і акупунктурних точок), а також теорії голографічної будови Всесвіту і людини, розвиненої професором Паком в ідеях представництва великого в малому і малого у великому.

У відомих ГРВ-приладах Короткова [2] світіння досліджуваних об'єктів отримують у вигляді напівтонування (первинне зображення).

Комп'ютерна обробка зображення здійснюється за допомогою поелементного перетворення зображення, лінійного контрастування, порогової обробки.

У програмі «GDV Scientific Laboratory» [2] реалізована можливість попередньої обробки зображення:

- усунення паразитного засвічення (здійснюється за рахунок вибору робочого радіуса, в межах якого буде проводитися обробка зображення);

- фільтрація шумого фону (заснована на двох основних параметрах: рівень шуму і мінімальна площа фрагмента зображення газового розряду);

Обчислення топологічних характеристик ГРВ-грам.

*Обчислення значущих топологічних характеристик зображення.*

Для дослідження методом ГРВ використовуються об'єкти деякої «стандартної» форми для забезпечення статистичної відтворюваності результатів. Наприклад, для твердотільних об'єктів це циліндр, для порошкоподібних речовин - циліндрична ємність, для рідин – меніск – вивішена над електродом крапля. При медичних і психофізіологічних дослідженнях реєструють світіння навколо пальців рук людини, які мають овальну форму.

Тому, на зображенні виділяється спеціальна точка, яка називається центром світіння, яка відповідає геометричному центру площини досліджуваного об'єкта та бере участь у формуванні газового розряду, і внутрішній овал, відповідний контуру площини об'єкта, розташованої на електроді приладу. Координати центру світіння використовуються при обчисленні деяких ГРВ-параметрів. Крім того, часто застосовується секторний аналіз для вивчення особливостей світіння в окремому кутовому секторі зображення, з центром в цій точці.

Координати центру свічення  $(x_c, y_c)$  обчислюються одним з декількох способів:

1. Задаються користувачем явно;

2. Обчислюються як геометричний центр зображення;
3. Обчислюються як центр ваги всіх точок світіння;
4. Центр ваги всіх точок утворюють внутрішній контур світіння;
5. Центр тяжіння всіх точок утворюють зовнішній контур світіння;
6. Центр ваги точок, що належать фрагменту, найближчого до середини зображення.

Для візуальної оцінки зображення в системі передбачено три алгоритми псевдофарбування, орієнтовані на виділення різних ділянок ГРВ-грам. Принцип псевдофарбування заснований на розбитті спектра яскравості зображення на кілька  $K_i$  частин рівної площі. Кожній ділянці присвоюється певний колір  $S_k(b) = const.$ , Внаслідок чого всі точки, інтенсивність світіння яких лежить в заданому інтервалі, відображаються на екрані однаковим кольором. Таким чином, можна підкреслювати різні візуальні особливості ГРВ-грам.

У відомих програмних пакетах для обробки ГРВ-грам передбачені наступні види псевдофарбування: вихідне зображення, інвертоване зображення, інтенсивна палітра, монотонна палітра, синя палітра.

Приклади попередньої обробки зображення представлені на рис. 2.

При обробці ГРВ-грам розраховують наступні кількісні параметри:

- 1) загальна площа зображення (в пікселях):

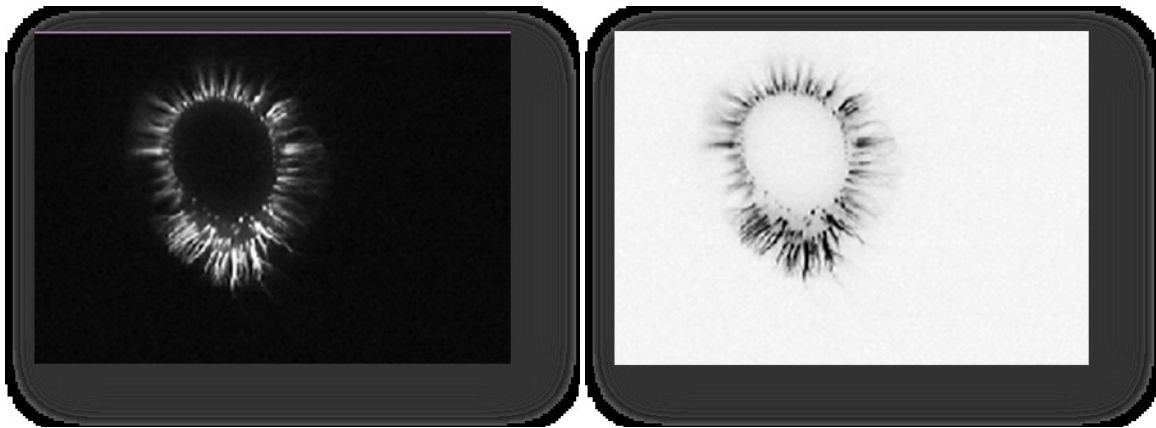
$$S = \sum_x \sum_y p_{ij},$$

де  $p_{ij} = 1$ , за умови  $b(i,j) > m$ , та  $p_{ij} = 0$ , якщо  $b(i,j) < m$ ;  $b(i,j)$  – значення яскравості елемента зображення (пікселя),  $m$  - порогове значення яскравості, яке визначається експертним шляхом в залежності від розв'язуваної задачі.

- 2) Інтегральна яскравість зображення (в відносних одиницях від 0 - абсолютно чорне, до 250 - абсолютно біле):

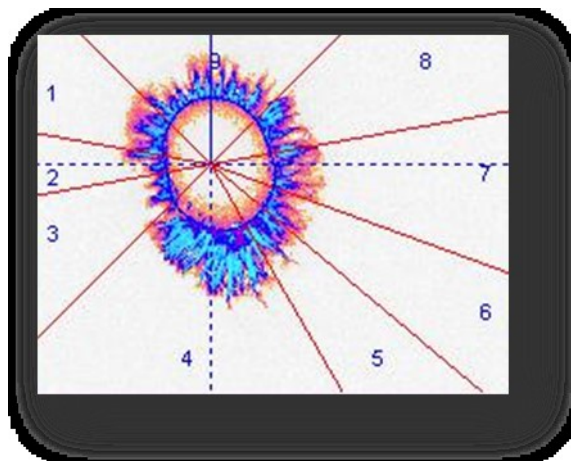
$$PJ = \frac{\sum_{i=0}^n d[i]i}{\sum_{i=0}^n d[i]}$$

де  $d[i]$ - кількість пікселів зображення, для яких  $b(x,y)=i$ ,  $i \in (0,250)$ .



а) вихідне зображення

б) інвертоване зображення



в) енергетична палітра с розподілом на сектори

Рисунок 2 – Приклад перетворення вихідного ГРВ-зображення

3) кількість фрагментів ( $N_F$ ) - кількість взаємозв'язних груп точок з ненульовою інтенсивністю.

4) середня площа фрагмента ( $S_F$ ) - середня кількість точок в кожному фрагменті.

5) інформаційна ентропія.

Ентропія була введена Шенноном в теорію інформації як міра невизначеності результату експерименту.

Для розрахунку останніх чотирьох параметрів будується функція  $R(\alpha)$ , значення якої дорівнюють відстані між першою і останньою точками ненульовий інтенсивності, що лежать на промені, який виходить з центру

свічення під кутом  $\alpha \in [0; 2\pi)$  до вертикалі (рис. 3). Як правило, функція  $R(\alpha)$  неоднорідна і змінюється досить хаотично. Без великих похибок можна розглядати її як послідовність реалізацій випадкової величини і застосувати апарат опису статистичних залежностей, що дозволяє обчислити ряд параметрів.

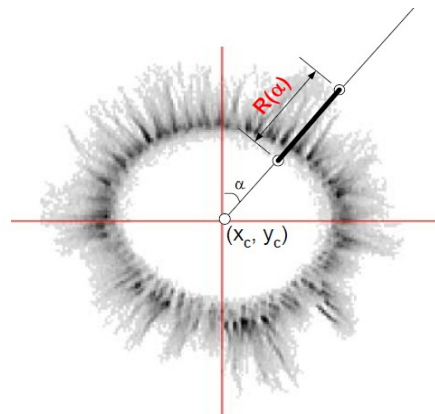


Рисунок 3 – Обчислення функції  $R(\alpha)$

Середній радіус світіння  $\bar{R}$  - є математичним очікуванням значень функції  $R(\alpha)$ . Нормалізоване відхилення обчислюється як:

$$\sigma_{\bar{R}} = \frac{\sigma_R}{\bar{R}},$$

де  $\sigma_R$  - середньоквадратичне відхилення функції  $R(\alpha)$ .

Коефіцієнт форми (безрозмірна величина, що дорівнює  $4\pi$  для окружності і зростає при ускладненні форми фігури):

$$K = \frac{L}{2\pi\bar{R}},$$

де  $L$  - довжина кривої функції  $R(\alpha)$ .

Коефіцієнт форми є мірою порізаності зовнішнього контуру світіння, мінімальне значення дорівнює 1 - відповідає світінню у формі кола або кільця, великі значення - сильно порізане зображення, з великою кількістю розривів контуру.

Ентропійний аналіз дозволяє обчислити міру «інформативності» контуру світіння. Величина ентропії обчислюється на підставі отримання ймовірностей

$p_j$  функцією  $R(\alpha)$  значення  $X_j$  за формулою:

$$H(R(\alpha)) = - \sum_{j=1}^M p_j(R(\alpha_j)) \ln[p_j(R(\alpha_j))]$$

$$p_j(R(\alpha_j)) = \frac{N(R(\alpha_j))}{N_{\Sigma}}, \quad N(R(\alpha_j))$$

де  $N_{\Sigma}$  - загальна кількість значень величини  $R(\alpha_j)$ ,  
 $N$  - кількість всіх значень  $R(\alpha)$ .

ГРВ ентропія є безрозмірною величиною, що характеризує ступінь регулярності контуру зображення, обчисленого при певній яскравості.

Кожний з перерахованих параметрів може бути розрахований не тільки для всього зображення, а й для окремих кутових секторів (з центром в центрі світіння).

б) Фрактальність. Для геометричної інтерпретації газорозрядних процесів розроблений алгоритм обчислення фрактальної розмірності часових рядів параметрів динамічних ГРВ-грам за методом Хігучі [2].

#### ***Висновки за розділом:***

- метод газорозрядної візуалізації принципово дозволяє скоротити терміни діагностики функціонального стану та наявності можливих патологій людини, інших біологічних об'єктів або їх частин;

- апаратні засоби реалізації методу ГРВ мають розгалужену номенклатуру з розрізненими технічними характеристиками, що утруднює проводити коректне порівняння результатів діагностики;

- діагностичний результат базується виключно на інтерпретації яскравості плоскої проекції газорозрядного світіння довкола об'єкта, кодування кольорами параметрів інтенсивності випромінювання, обчислення кількісних характеристик геометричних побудов;

- відсутні дані порівняння результатів ГРВ-діагностики з результатами отриманими за допомогою методів визнаних в медичній практиці.

Таким чином, необхідний аналіз особливостей виникнення електричних розрядів, які використовуються в методі газорозрядної візуалізації.



## 2 ПРОЦЕСИ ФОРМУВАННЯ ГАЗОВОГО РОЗРЯДУ У ДІАГНОСТИЧНІЙ АПАРАТУРІ ТА ЇХ МОДЕЛЮВАННЯ

### 2.1 Загальні положення фізики газового розряду

Сучасна фізика газового розряду вивчає процеси, пов'язані з протіканням електричного струму в газах, з виникненням і підтримкою під дією поля здатності газу проводити електричний струм і поглинати електромагнітні випромінювання [6].

Існує декілька різновидів розрядів [7]. Все розпочинається з розрядного процесу пробою. Наприклад при тиску  $p \sim \text{Тор} = 1 \text{ мм рт. ст.}$  і міжелектродній відстані  $L \sim 1 \text{ см}$  напруга пробою складає декілька сотень вольт. Пробій розпочинається з деякого числа випадкових або штучно утворених електронів. У електричному полі електрон прискорюється і набирає енергію. Досягнувши потенціалу іонізації атомів, він вириває інший електрон, витрачаючи на це придбану енергію. В результаті такого акту іонізації з'являються два повільні електрони. Вони повторюють той же цикл, і так далі. Так розвивається електронна лавина і відбувається розмноження електронів. За  $10^{-7}$ - $10^{-3}$  с газ іонізується помітним чином і електричний струм зростає на декілька порядків.

Подальший хід процесу залежить від ряду умов. При невеликих тисках (наприклад,  $1 - 10 \text{ Тор}$ ) і великому електричному опорі зовнішнього ланцюга, який не дозволяє текти великому струму, в результаті пробою виникає тліючий розряд - один з найбільш поширених і важливих типів розряду. Для нього характерні невелика сила струму ( $i \sim 10^{-6} \dots 10^{-1} \text{ А}$  в трубках радіусом до  $\sim 1 \text{ см}$ ) і досить висока напруга (сотні і тисячі вольт). У досить довгій трубці (скажімо,  $L - 30 \text{ см}$ ) при  $p \sim 1 \text{ Тор}$  утворюється однорідний по довжині, стовп, що красиво світиться. Так роблять барвисті рекламні трубки для вулиць [2].

Практично всюди, за винятком приелектродних областей, іонізований газ в стовпі електронейтральний, тобто представляє собою плазму. Це так званий позитивний стовп тліючого розряду. Плазма в ньому іонізована дуже слабо, до міри іонізації  $10^{-8} \dots 10^{-6}$ , і не є рівноважною. Електрони, що безпосередньо

отримують енергію від поля, мають середню енергію  $\varepsilon \sim 1$  еВ і температурою  $T_e = 10^4$  К. Між тим температура газу, у тому числі і іонів, ненабагато перевищує температуру довкілля 300 К. Такий нерівноважний стан з сильним відривом електронної і газової температур підтримується завдяки малій швидкості виділення джоулевого тепла при відносно великій теплоємності газу і швидкості його природного охолодження. Нерівноважна і міра іонізації. Вона на багато порядків нижче термодинамічно рівноважної величини, що відповідає температурі електронів. Це відбувається внаслідок великої швидкості нейтралізації зарядів у холодному газі [5].

Якщо тиск газу високий, порядку атмосферного, а опір зовнішнього ланцюга малий, так що ланцюг може пропустити сильний струм, а після пробою зазвичай виникає дуговий розряд [5]. Для дуги характерні сильний струм ( $i > 1$  А), низька напруга (десятки вольт) і стовп, що яскраво світиться. У дузі виділяється велика потужність, скляна трубка досить скоро руйнується від перегрівання. Тому, запалюючи дуговий розряд в замкнутій посудині, треба потурбуватися про інтенсивне відведення тепла від його стінок. Дугу часто запалюють прямо у відкритому повітрі. Тоді тепло розсіюється в просторі. У дузі атмосферного тиску зазвичай утворюється термодинамічно рівноважна, так звана низькотемпературна плазма з  $T_e = T = 10^4$  К, що відповідає температурам з рівноважною мірою іонізації  $10^{-3}$ - $10^{-1}$ . Дуговий розряд істотно відрізняється від тліючого механізмом електронної емісії з катода (без катодної емісії не міг би підтримуватись). У тліючому розряді електрони вириваються з поверхні холодного металу під дією позитивних іонів, що потрапляють на катод. У дуговому розряді внаслідок сильного струму катод розігрівається або по усій поверхні, або локально, і відбувається термоелектронна емісія.

При тисках  $p \sim 1$  атм, відстанях між електродами  $l > 10$  см і досить високій напрузі відбувається іскровий розряд.

Іскровий пробій настає після того, як проміжок між електродами перекивається стримерним або лідерним каналом, причому чисто стримерний

процес зовсім не обов'язково веде до пробою. Умови, при яких здійснюється той або інший механізм пробою, стримерний або лідерний, залежать від багатьох і не цілком певних обставин. Тут грають роль міра неоднорідності поля, міра шорсткості електродів, тиск, між електродна відстань, властивості газу: електронегативний або ні, атомарний або молекулярний та інше [2].

Грандіозною формою іскрового розряду є блискавка, для якої «електродами» служать електричні заряди в атмосфері і на поверхні землі. У сильно неоднорідних полях, недостатніх для пробою усього проміжку, може виникнути коронний розряд. Корона, що світиться, з'являється біля загострених об'єктів, де концентрується поле, дротів, що знаходяться під напругою, біля ліній електропередачі.

Так само розрядні процеси можна класифікувати за наступними ознаками [4,5]: станами іонізованого газу і частотному діапазону прикладеного поля.

За першою ознакою розрізнятимемо:

- 1) пробій газу;
- 2) підтримка полем нерівноважної плазми;
- 3) підтримка рівноважної плазми.

За ознакою частоти:

- 1) постійні, низькочастотні, короткочасні, імпульсні електричні поля;
- 2) високочастотні поля (частоти  $f \sim 10^5 \dots 10^8$  Гц);
- 3) надвисокочастотні, або мікрохвильові ( $f \sim 10^9 \dots 10^{11}$  Гц; довжини хвиль  $\sim 10^2 \dots 10^{-1}$  см);
- 4) оптичні (від далекого інфрачервоного до ультрафіолетового).

Поля кожного з діапазонів можуть взаємодіяти з кожним з типів розрядної плазми. Всього виходить 12 варіантів. Усі вони реалізуються на практиці, які знайшли широке застосування у фізичному експерименті і техніці. Типові умови, в яких проявляється кожен з варіантів, зведені в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 - Класифікація розрядів

Частотний діапазон прикладеного поля	Стан іонізованого газу		
	Пробій	Нерівноважна плазма	Рівноважна плазма
Постійне і низькочастотне електричне поле	Запалення тліючого розряду в трубці	Позитивний стовп тліючого розряду	Позитивний стовп дуги високого тиску
Широкополюсові імпульсні процеси	Поодинокий розряд	Послідовність розрядів	Стаціонарний динамічний процес
Високі частоти	Запалення ВЧ - розряду в посудинах з розрідженим газом	ВЧ - ємнісні розряди в розріджених газах	Індукційний плазмовий пальник
НВЧ діапазон	Пробій в хвилеводах і резонаторах	НВЧ - розряди в розріджених газах	НВЧ - плазмотрон
Оптичний діапазон	Пробій газів лазерним випромінюванням	Завершальна стадія оптичного пробою	Безперервний оптичний розряд

Так само можна стверджувати, що іонізація атомів і молекул електронами є домінуючим механізмом виникнення зарядів, і він, як правило, зумовлює саму можливість протікання розрядного процесу. Щоб вирвати електрон з атома (молекули), необхідно витратити енергію, рівну енергії його зв'язку в атомі. Цю величину називають - потенціалом іонізації. Буквально потенціал іонізації - це та різниця потенціалів, яку повинен пройти електрон в постійному полі, щоб придбати енергію, достатню для відриву атомного електрона. Потенціал іонізації виражають в енергетичних одиницях - електрон вольтах. Значення для деяких атомів і молекул приведені в табл. 2.2. Найвищий потенціал іонізації має гелій, найнижчий – цезій [7].

Таблиця 2.2 - Потенціали іонізації газів та речовин

Атом, молекула	Потенціал іонізації, еВ	Коефіцієнт іонізації, $10^{-17}$ см <sup>2</sup> /еВ	Іонізаційний інтервал, еВ	Атом, молекула	Потенціал іонізації, еВ	Коефіцієнт іонізації, $10^{-17}$ см <sup>2</sup> /еВ	Іонізаційний інтервал, еВ
H	13,6			Hg		2,7	10,5–28
He	24,6	0,13	24,6–35	H <sub>2</sub>	15,4	0,59	16–25
Ne	21,6	0,16	21,6–40	N <sub>2</sub>	15,6	0,85	16–30
Ar	15,8	2,0	15–25	O <sub>2</sub>	12,2	0,68	13–40
Kr	14,0			CO <sub>2</sub>	13,8		
Xe	12,1			CO		0,67	14–25
N	14,5	0,59	15–30	Na	5,1		
O	13,6	0,6	14–25	K	4,3		
Hg	10,4	7,9	10,5–13	Cs	3,9		

Ще один важливий класифікаційний фактор це наявність електродів для реалізації розряду. Так що реалізацію можна розділити на: - реалізація з одним електродом; - реалізація з двома електродами; - безелектродна реалізація.

## 2.2 Особливості розряду для технологій візуалізації

У разі ГРВ візуалізації використовують лавинний і ковзний розряди, які є різновидами іскрового [11,15]. Вони утворюються, коли один електрод, наприклад стрижневий, спирається торцем на діелектричну пластину, а іншим електродом служить металева обкладка на іншій її стороні. Розгалужені розрядні канали в газі, притискаючись до діелектрика, розбігаються від стрижня і обтікають пластину аж до обкладання на іншій стороні. На пластині залишається гіллястий слід, викликаний деформаціями матеріалу під дією температури і тиску в іскрових каналах. Слід можна візуалізувати; ці картини називаються фігурами Ліхтенберга. Характер візерунка залежить від полярності

стрижня, а розміри - від значення електричної напруги, що використовується для дослідження грозових розрядів.

Ковзний розряд виникає при швидкому підвищенні напруги на поверхні тонкошарового діелектрика, коли інша його сторона покрита струмопровідним шаром. При великій крутизні наростання електричного потенціалу, за рахунок малої товщини діелектрика, підтримується висока напруженість електричного поля [1]. Структурні елементи для забезпечення розряду такого типу показані на рис. 2.1.

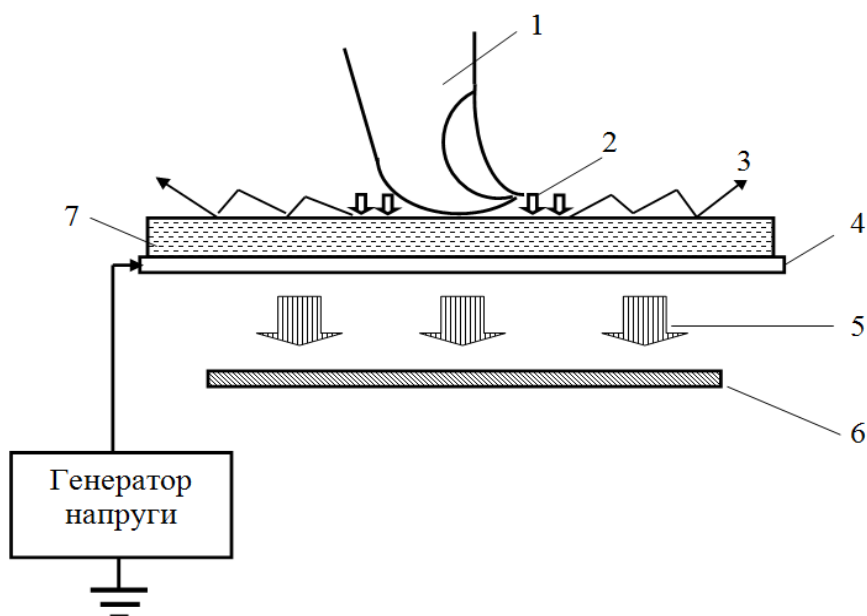


Рисунок 2.1 – Структура елементів для забезпечення процесу ГРВ

1 – об'єкт біологічного походження; 2 – лавинний пробій; 3 – ковзний розряд;  
4 – прозора провідникова плівка; 5 – світіння в оптичному діапазоні випромінювання; 6 – фоточутливий елемент; 7 – генератор імпульсної напруги

Якщо амплітуду імпульсів напруги або тиск газу поступово збільшувати, то при деякому їх значення від описаної вище розрядної фігури розвивається інтенсивний стример: починається наступна (стримерна) стадія розряду, яка потім переходить в іскрову. Через сформований іскровий канал протікають

сильні струми порядку  $10^3 \dots 10^4$  А, внаслідок падіння напруги на зовнішньому опорі або в результаті швидкої розрядки конденсатора. Це викликає інтенсивне виділення джоулевого тепла.

Як видно з наведених даних, величини струмів і напруженостей в каналах стримерної і лідерної стадій розряду на 5-6 порядків перевищують напруженості і струми в біоб'єктах. Тому при ГРВ біоб'єктів слід використовувати в основному початкові (лавинну і початок стримерної) стадії, тому що, тільки в них міститься інформація про емісійні процеси на поверхні біоб'єкту, які істотно впливають на вигляд розряду в цих стадіях. Інтегральна величина струму для ГРВ в імпульсі не перевищує 50 мА [12,13], а струм через досліджуваний об'єкт – 1,5 мА.

Таким чином, при внесенні біологічного об'єкта (БО) у високочастотне ( $f > 1$  кГц) електричне поле з високою напруженістю (до 20...25 кВ/см) навколо об'єкта спостерігається характерне світіння, схоже на коронний розряд [1], [2]. Колір цього світіння прямо пов'язаний з хімічним складом газу, в середовищі якого знаходиться об'єкт, а інші характеристики (насамперед – це просторова форма світіння та розрядний струм) – від природи та стану самого БО. Це світіння часто називають «аурою» біологічного об'єкта, а в науці за цим явищем закріпилася назва «ефект Кірліан» – на честь одного з перших дослідників цього ефекту Кірліан С.Д. [1].

### 2.3 Модель електричних ланцюгів газорозрядних процесів та вибір додаткових параметрів візуалізації

Під час газового розряду в атмосферному повітрі досліджуваний біологічний об'єкт стає ланкою включеною в ланцюг електричного струму. Зважаючи на те, що на частотах електричних процесів до 10 МГц електричні властивості біотканин визначаються в основному резистивними і ємнісними властивостями до моделі цієї ланки можна включити RC- елементи [23].

Інші структурні елементи забезпечення процесу ГРВ (рис. 2.1) також моделюються схемою пов'язаних RC ланцюгів. Зміни комплексного опору БО за рахунок фізичних і фізіологічних процесів призводять до перерозподілу струмів в контурах і зміни параметрів газового розряду. Для аналізу процесів розряду пропонується еквівалентна схема показана рис. 2.2.

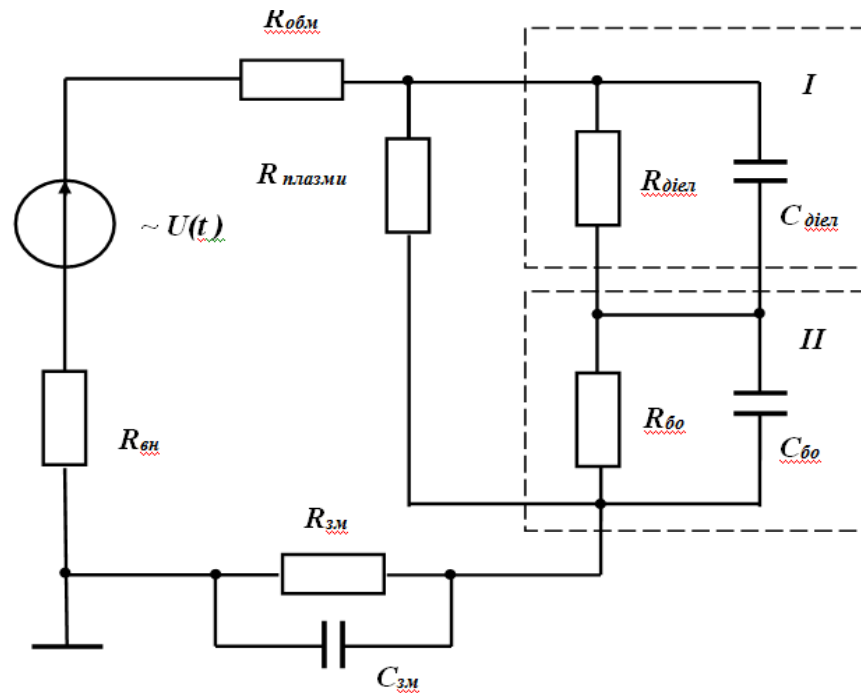


Рисунок 2.2 – Еквівалентна схема моделювання електричних газорозрядних ланцюгів:  $R_{вн}$  – внутрішній опір джерела напруги  $U(t)$ ;  $R_{плазми}$  – опір активних втрат в плазмі розряду;  $R_{діел}$ ,  $C_{діел}$  – резистивно-ємнісні параметри діелектричної пластини;  $R_{обм}$  – резистор обмеження величини розрядного струму;  $R_{зм}$  – активна складова опору ланцюга струму зміщення;  $C_{зм}$  – ємнісна складова ланцюга струму зміщення;  $R_{бо}$ ,  $C_{бо}$  – резистивно-ємнісні характеристики функціонального стану БО

На схемі виділяємо два послідовно включених RC контури I і II. Властивості першого контуру залежать від властивостей діелектричної пластини (частіше за усе скло). Наприклад, при постійності інших параметрів



довжина розрядного треку і напруга переходу в стримерну стадію обернено пропорційні до кореня квадратного з питомої поверхневої ємності [5]:

$$U_{\text{стр}} = \frac{1}{\sqrt{C}}, \quad (2.1)$$

де  $C = k\varepsilon/\delta$ ,  $k$  – коефіцієнт який враховує фізичні сталі та конструктивні особливості,  $\varepsilon$  – відносна діелектрична проникність прозорої пластини,  $\delta$  – товщина пластини.

За результатами проведених досліджень, наявність на поверхні шорсткостей, пилу або вологи, якщо з ними не пов'язана зміна поверхневої провідності, не позначається на зображенні [3].

Параметри другого контуру залежать від властивостей шкірного покриву, біологічного об'єкту і від інтенсивності кровотоку, і можуть сильно коливатися. На підставі проведених аналізів [11] можна виділити основні інформаційні канали дослідження БО в методі ГРВ. Їх можна умовно розділити на дві групи: власні, або спонтанні, і що стимулюють електромагнітним полем. До власних відносяться зміни електропровідності або імпедансу об'єкту як єдиного цілого і окремих його частин, структурна неоднорідність об'єму або поверхні, газовиділення і надслабке оптичне випромінювання. До тих, що стимулюють відносяться різні види електронної емісії, оптичного випромінювання і, у разі водо насичених біоструктур, структурна неоднорідність за рахунок зміщень мікрочасток [10].

Слід зазначити, що у вище перелічених показниках не було згадано вплив потоку крові на отримувану інформаційну картинку. А оскільки кровоносні судини є провідниками, то під дією електричного поля в них, хоч і короткочасно, може протікати електричний струм який може впливати на отримувані результати. Крім того не можна не враховувати дихальні, травні, психоемоційні процеси що протікають в організмі які впливають на склад крові, кровоносний тиск, розширення судин, частоту пульсу і т.д. З усього вище

переліченого можна зробити висновок, що імпульсний розрядний струм залежить від динаміки протікання фізіологічних процесів.

Перерозподіл струму в контурах імовірно відбувається за рахунок струму зміщення. Уперше термін струмів зміщення ввів Максвелл [5]. У діелектриках струм зміщення складається з двох доданків, струмів зміщення у вакуумі і струмів поляризації:

$$j_{zm} = \varepsilon_0 \frac{\partial E}{\partial t} + \frac{\partial P}{\partial t}, \quad (2.2)$$

де  $\varepsilon_0 \frac{\partial E}{\partial t}$  – щільність струму зміщення у вакуумі;

$\frac{\partial P}{\partial t}$  – струм поляризації.

Струм зумовлений впорядкованим рухом пов'язаних електричних зарядів в діелектриках або зміщенням зарядів в неполярних молекулах називається струмом поляризації.

Тобто в ланцюгах змінного струму повний струм завжди замкнутий. На кінцях провідника обривається лише струм провідності, а в діелектриках між кінцями провідника є струм зміщення що замикає ланцюг. Оскільки БО в процесі зняття ГРВ - грами не торкається провідників отже можна припустити, що ланцюг замикається за рахунок струмів зміщення.

Фізичні процеси замикання ланцюга між електродом, до якого прикладена напруга, і БО досконально не вивчені і в літературі практично не викладені. Тому потрібні подальші дослідження цих процесів.

В стадії стаціонарного динамічного розряду (момент фіксації зображення світіння розряду) ефективне значення імпульсного струму зміщення залежить від активного опору біотканин та їх ємнісних властивостей.

В свою чергу, активний опір біотканин та їх ємнісні властивості залежать від фізіологічних процесів, кровонаповнення судин обстежуваного елемента біологічного об'єкта.

Таким чином амплітуда імпульсної напруги виникнення розряду, частота імпульсів, тривалість та сквапність імпульсів, полярність виступають як додаткові параметри процесу газорозрядної візуалізації. Реєстрація цих додаткових параметрів є необхідною для проведення коректної медичної діагностики за результатами світіння коронного ковзного розряду.

***Висновки за розділом:***

- в методі газорозрядної візуалізації використовується імпульсний періодичний коронний ковзний розряд з лавино – стримерним типом пробою в атмосферному повітрі з одним електродом;

- напруга електричного пробою (виникнення світіння) залежить:

- 1) від електрофізичних властивостей діелектричної основи з прозорим напиленим електродом (сенсорного пристрою),
- 2) тиску повітря, складу газової суміші повітря, наявності в повітрі мікрочастинок, концентрації аероіонів,
- 3) емісійних властивостей зовнішнього шару поверхні біологічного об'єкта,
- 4) частоти, тривалості (сквапності), полярності імпульсного струму.

В стадії стаціонарного динамічного розряду (момент фіксації зображення світіння розряду) ефективне значення імпульсного струму зміщення залежить від активного опору біотканин та їх ємнісних властивостей.

В свою чергу, активний опір біотканин та їх ємнісні властивості залежать від фізіологічних процесів, кровонаповнення судин обстежуваного елемента біологічного об'єкта.

Таким чином амплітуда імпульсної напруги виникнення розряду, частота імпульсів, тривалість та сквапність імпульсів, полярність виступають як додаткові параметри процесу газорозрядної візуалізації. Реєстрація цих додаткових параметрів є необхідною для проведення коректної медичної діагностики за результатами світіння коронного ковзного розряду.

### 3 АПАРАТНЕ РІШЕННЯ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ПОКАЗНИКІВ ПРОЦЕСУ ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

#### 3.1 Структура пристрою проведення ГРВ досліджень з реєстрацією додаткових параметрів

Як було зазначено в першому розділі, набув поширення алгоритм медико-біологічної діагностики на основі ГРВ пов'язаний з розподілом інтенсивності випромінювання в залежності від електрофізичних характеристик (фізіологічного стану) біологічно активних точок, що знаходяться в області розряду. Розроблено ряд ГРВ діагностичних пристроїв «ГРВ Камера», «ГРВ Компакт», «ГРВ Експрес» виконаних у вигляді периферійного обладнання до серійних ПК, на яких розміщено програмне забезпечення для цільових досліджень [1, 2]. В цих пристроях для забезпечення виникнення розряду використовується напруга у вигляді прямокутних імпульсів з одиничною сквапністю з фіксованою амплітудою. Амплітуда імпульсів обрана такою що гарантовано забезпечується «світіння» досліджуваного об'єкту.

Але, дослідження газових розрядів що виникають в імпульсному електричному полі доводять, що концентрація аероіонів, достатня для випромінювання в видимому інтервалі оптичного діапазону, залежить від амплітуди, частоти, сквапності імпульсної напруги, а також, електрофізичних властивостей об'єкта який розташований в цьому полі та оточуючого повітряного середовища [4,5,6,7]. У випадку ГРВ медичної діагностики об'єктом є фаланги пальців пацієнта або інші біологічні субстанції що знаходяться на сенсорному пристрої [21]. Для імпульсного газового розряду вимірювальний сенсор забезпечує відсутність безпосереднього гальванічного зв'язку між об'єктом і джерелом високовольтної напруги [14]. Для такої реалізації сенсорного пристрою інтегральним критерієм виникнення розряду,

окрім «світіння», є величина струму зміщення в ланцюзі високовольтного джерела живлення.

Таким чином, додатковими параметрами процесу газорозрядної візуалізації, які відображають електрофізичні характеристики досліджуваного об'єкту можуть бути: амплітуда, частота та сквапність імпульсів джерела напруги, які визначаються за стрибком струму зміщення [19].

Структура пристрою який дозволяє визначати перелічені додаткові параметри ГРВ діагностики показана на рис. 3.1.

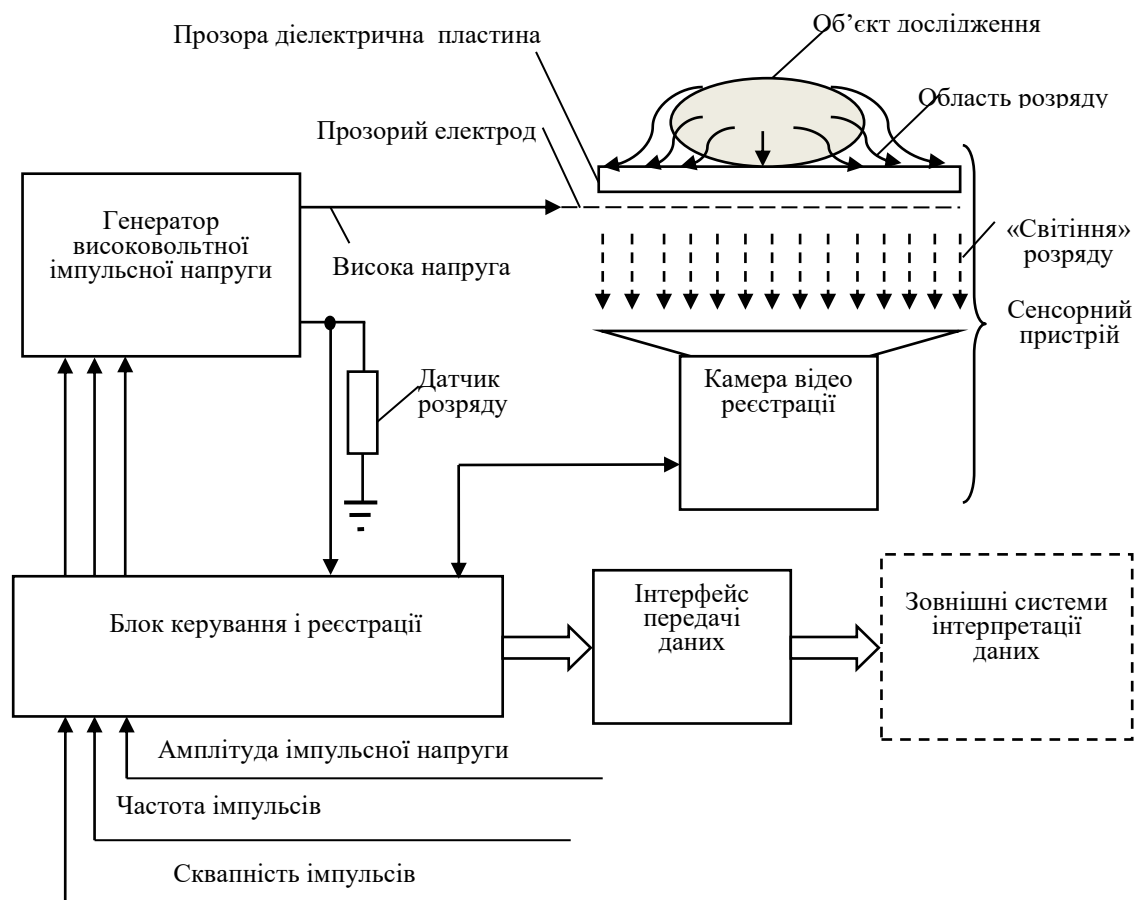


Рисунок 3.1 – Структурна схема пристрою проведення ГРВ досліджень з реєстрацією допоміжних параметрів розряду

Пропонується застосувати покрокове збільшення вихідної імпульсної напруги генератора з записом напруги пробую  $U_n$  в момент стрибка розрядного струму  $i_p$  (відповідна напруга на резистивному датчику розряду) [23]. При подальшому підвищенні  $U_i$  і досягненні яскравості випромінювання розряду

достатньої для спрацювання камери реєстрації, відбувається фіксація зображення з одночасним записом відповідних значень  $U_i$ ,  $U_r$ ,  $i_p$ . Частота імпульсів та їх тривалість залишаються незмінними.

Спрощена структура пристрою який дозволяє визначати перелічені додаткові кількісні показники ГРВ діагностики приведена у додатку В.

До переваг реєстрації запропонованих параметрів газорозрядної візуалізації слід віднести їх кількісне вимірювання і можливість об'єктивного порівняння. Зазначені властивості цих параметрів дають додаткову можливість цифрового опису стану досліджуваного об'єкта, а в подальшому автоматизації проведення діагностики.

### 3.2 Керований генератор високовольтної імпульсної напруги для газорозрядної візуалізації

Переважає більшість публікацій, присвячених дослідженням різних біологічних та небіологічних об'єктів методом ГРВ, акцентуються винятково на інтерпретації результатів, отриманих за допомогою різних модифікацій приладів «ГРВ-камера», «Корона-ТВ та інших [2].

Публікацій, присвячених власне схемотехніці приладів, практично немає. Є кілька схем в мережі Internet (наприклад, <http://lebendige-ethik.net>), але відсутній їх коректний опис. Є схема у дисертації Короткова К.Г. [11], але вона повністю аналогова, зроблена на елементній базі кінця 70-х – початку 80-х років минулого століття.

Однією з задач роботи є створення максимально функціональної і водночас простої у користуванні та за внутрішньою будовою системи для газорозрядної візуалізації аури БО. Враховуючи фізику процесу візуалізації, можна дійти висновку, що частота імпульсів високої напруги впливає на величину струму через ємнісну складову розрядного ланцюга. Одночасно, на високих частотах (десятки, сотні МГц), струм протікає по поверхні об'єкта, не

проникаючи вглиб («скін-ефект»). Також, тривалість імпульсу повинна бути значно меншою, ніж тривалість паузи між сусідніми імпульсами – для зменшення часу впливу сильного електричного поля на БО. Крім того, для зменшення часу впливу поля на об’єкт можна досягти додатково амплітудною модуляцією послідовності імпульсів. Але в цьому випадку при фото фіксації ГРВ-зображення потрібно або вводити синхронізацію витримки тривалості з модульованим сигналом, або взагалі відключати модуляцію. Прилад повинен видавати високу напругу (понад 20 кВ) і водночас бути безпечним для користування. На рис. 3.2 наведена бажана якісна форма послідовності імпульсів для успішної візуалізації [16].

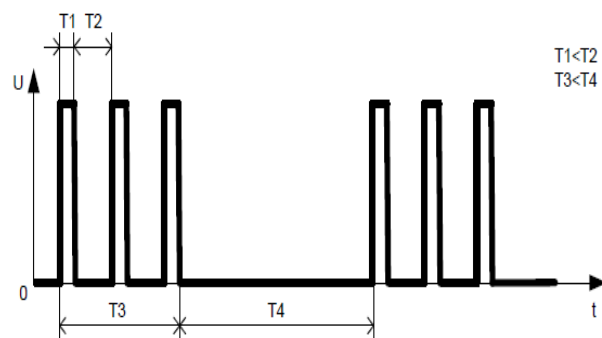


Рисунок 3.2 – Послідовності імпульсів генератора високовольтної напруги

$T_1$  – тривалість імпульсу,  $T_2$  – тривалість паузи між сусідніми імпульсами,  $T_1+T_2$  – період послідовності імпульсів циклу візуалізації,  $T_3$  – тривалість циклу візуалізації,  $T_4$  – інтервал між циклами візуалізації.

Структурна схема блоку генератора високовольтної напруги для ГРВ діагностики представлена на рисунку 3.3.

З блоку управління до блоку генератора високовольтної напруги на інформаційний вхід мікроконтролера надходить сигнал з закладеними в ньому значеннями амплітуди напруги, частоти послідовності імпульсів циклу візуалізації, тривалості імпульсів, сквапності, тривалості експозиції (ці дані є настройками режиму широтно-імпульсної модуляції (ШІМ)). Мікроконтролер

управляє станом транзисторного ключа. Поки він відкритий, відбувається формування імпульсів, амплітуда яких задається підвищуючим трансформатором і надходить на електрод сенсорного пристрою. Підтвердження виникнення газового розряду здійснюється датчиком розряду і передається на блок управління.

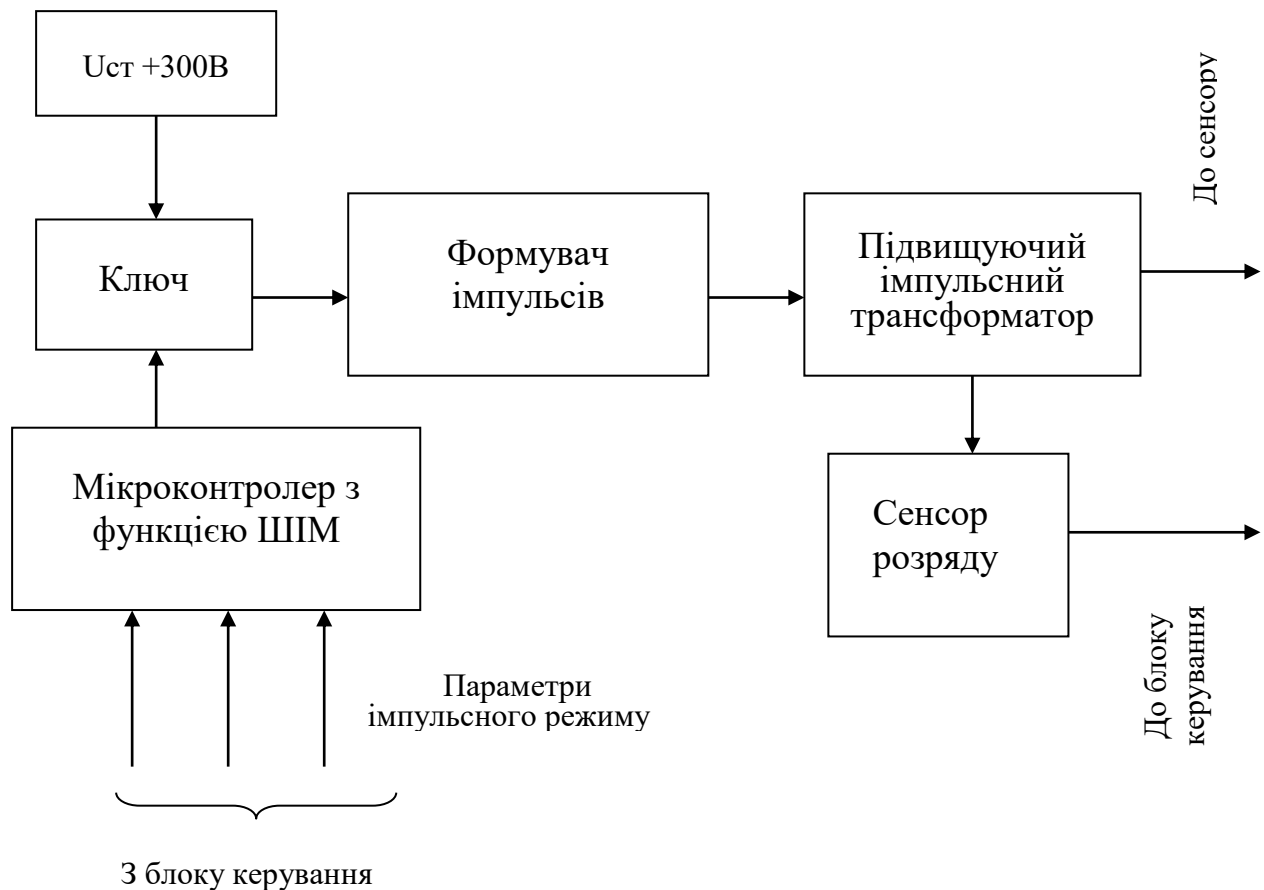


Рисунок 3.3 – Структурна схема блоку генератора високовольтної напруги

### 3.2.1 Принципова схема блоку високовольтної напруги

Схема електрична принципова високовольтного блоку для ГРВ діагностики представлена в додатку А.

На SPI-вхід мікроконтролера надходить цифровий сигнал з блоку управління з заданим кодом значення напруги, частоти, тривалості імпульсів, сквапності, тривалості експозиції. ШІМ - це спосіб кодування сигналу шляхом зміни ширини (тривалості) послідовності прямокутних імпульсів (рис. 3.4).



Оскільки, в заданому режимі ШІМ частота імпульсів залишається незмінною, то при зменшенні тривалості імпульсу ( $T1$ ) збільшується пауза між імпульсами (епюра Б на рис. 3.4) і навпаки: при розширенні імпульсу пауза звужується (епюра В на рис. 3.4).

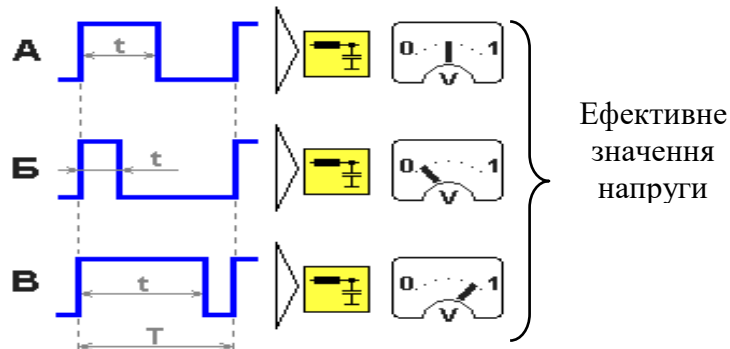


Рисунок 3.4 – Залежність величини вихідної напруги від сквапності імпульсів

Транзистор VT1 працює в ключовому режимі, поки він відкритий то конденсатор C1 заряджається. За рахунок цього встановлюється певне значення напруги (рис 3.5). Діод VD1 задає експонентний вигляд часової залежності характеристики заряду конденсатора (показано пунктиром).

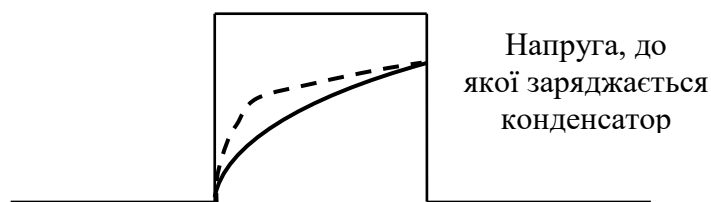


Рисунок 3.5 - Діаграма заряджування конденсатора

Тиристор VD2 управляється мікроконтролером, який визначає тривалість імпульсу напруги, і працює в ключовому режимі. Поки він закритий, конденсатор заряджається, коли він відкривається - конденсатор розряджається, а остаточне посилення здійснює імпульсний трансформатор. Він складається з штампованого пластмасового каркаса, в первинній обмотці 20 витків, а у вторинній - 2090. Магнітопровід ферит НМ2000, сердечник Ш-подібний.

Посилений сигнал через обмежувачий резистор подається на прозорий електрод сенсорної діелектричної пластини.

Застосовано мікроконтролер PIC16C717, з SPI інтерфейсом і широтно-імпульсною модуляцією [10,16]. Структурна схема мікроконтролера представлена на рисунку 3.6.

Особливості ядра мікроконтролера:

- високопродуктивний RISC-процесор;
- всі інструкції виконуються за один такт, крім інструкцій переходу, виконуваних за два такти.

Швидкість роботи:

тактова частота до 20 МГц;

-мінімальна тривалість такту 200 нс.

Периферія:

- timer0: 8-розрядний таймер / лічильник з 8-розрядним попередніми дільником;
- timer1: 16-розрядний таймер / лічильник з попередніми ділителем, може вести рахунок під час сплячого режиму від зовнішнього генератора;
- timer2: 8-розрядний таймер / лічильник з 8-розрядним регістром періоду, попереднім і вихідним дільником;
- модуль захоплення, порівняння, ШІМ;
- захоплення 16-ти розрядів, максимальний дозвіл 12,5 нс;
- порівняння 16-ти розрядів, максимальний дозвіл 200 нс;
- ШІМ з максимальною роздільною здатністю 10 розрядів;
- синхронний послідовний порт (SSP) з інтерфейсами SPI (з Master-режимом) і I2C (з режимами Master / Slave);
- можливість зчитування пам'яті програм (Program Memory Read) для табличних перетворень, збереження символічних рядків і підрахунку контрольної суми;
- програмована схема скидання при падінні напруги живлення (BOR).

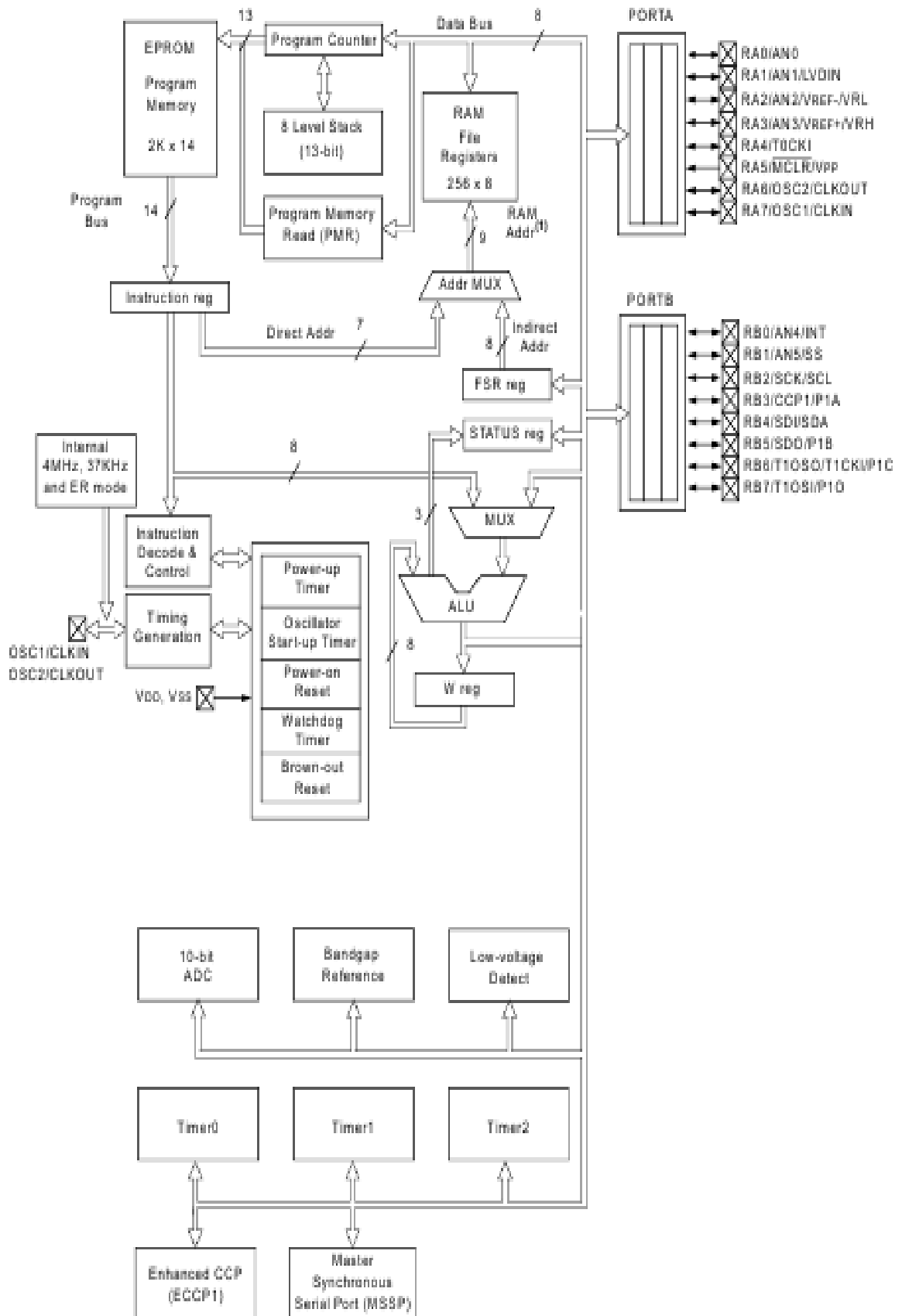


Рисунок 3.6 – Структурна схема PIC16C717

В якості транзисторів VT1 і VT2 використовуємо типи КТ8117а і 2N5457, їх технічні характеристики наведені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Технічні характеристики транзисторів

Біполярний високовольтний транзистор - КТ8117а	
Тип	n–p–n, кремнієвий
Постійна напруга колектор база	500 В
Постійна напруга колектор емітер	400 В
Постійна напруга емітер база	5 В
Постійний струм колектора	10 А
Імпульсний струм колектора	15 А
Постійна розсіювана потужність	0,3 Вт
Температура р–n переходу	+ 150°C
Польовий транзистор -2N5457	
Структура	N-канал
Максимальна напруга стік - виток	25 В
Максимальний струм стік - виток при 25 °С	0.01 А
Постійна розсіювана потужність	0.3 Вт
Крутизна характеристики	6000 мА/В
Порогова напруга на затворі	-7 В
Максимальна напруга стік - виток	25 В

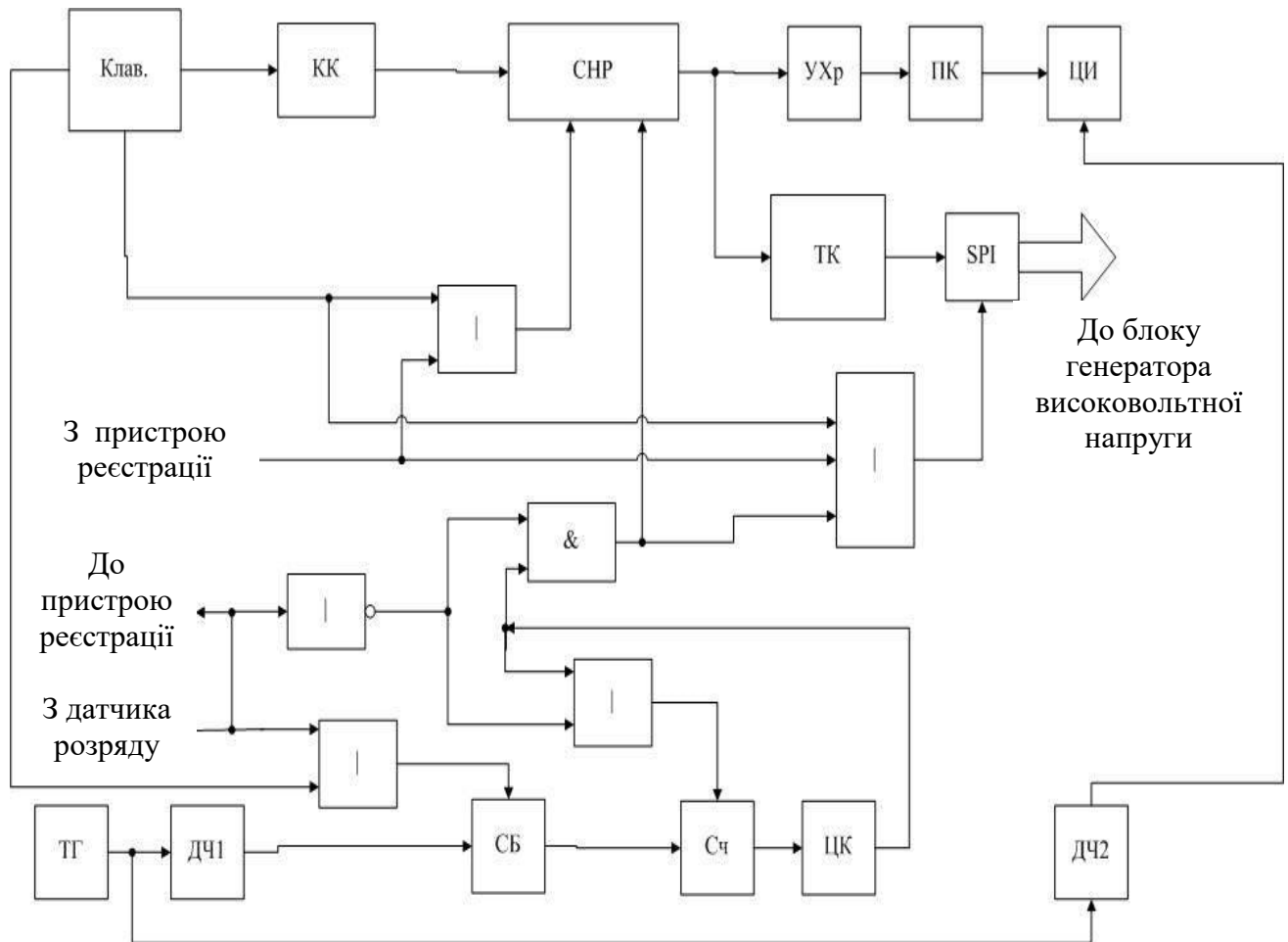
Характеристики інших елементів приведені в додатку Г.

### 3.3 Блок керування пристроєм газорозрядної візуалізації

Блок керування приладом для ГРВ повинен виконувати наступні функції: управляти джерелом високої напруги (ДВН) (зміна амплітуди вихідної напруги відповідним кодованим сигналом, частоти послідовності імпульсів циклу візуалізації, тривалості імпульсів, сквапності, тривалості експозиції) і реєструючим пристроєм (включення / вимикання), стежити за датчиком виникнення розряду, передавати кодоване зображення в ПК.

Структура блоку управління (БУ) представлена на рис. 3.7 [18]. Для введення початкових параметрів роботи приладу ГРВ (значення амплітуди діючих імпульсів) використовуються клавіші «↑» і «↓». При натисканні на відповідну клавішу сигнал від неї надходить на лічильник номера режиму (ЛчНР) і відбувається відповідно збільшення або зменшення значення цього номера. При натисканні кнопки «СТАРТ» блокуються кнопки вибору режиму і до закінчення діагностики прилад не реагує на сигнали від цих кнопок. Також на схему управління (СУ – складається з елементів «і», «або») надходить сигнал що дозволяє подальшу роботу всього пристрою. Зі СУ на схему блокування (СБ) таймера подається сигнал, що дозволяє проходження імпульсів з першого дільника частоти (Дч1), який ділить тактову частоту, що формується тактовим генератором (ТГ) до необхідної, на цифровий компаратор (ЦК), на виході якого формується імпульс при збігу значення на виходах лічильника (Лч1) з кодом, заданого часового інтервалу. Також, код з виходу лічильника номера режиму (ЛчНР) надходить на перетворювач коду (ПК), де він набуває виду, необхідного для його виведення на цифровий індикатор (ЦІ). Пристрій зберігання (ПЗ) являє собою паралельний регістр і фіксує інформацію, що знаходиться на його входах по сигналу дозволу. Записаний в сегмент ПЗ номер режиму в двійковій формі надходить на перетворювач коду (ПК), який перетворює його в семисегментний код індикатора. Цей код подається на напівпровідниковий індикатор, який висвічує відповідне числове

значення.



ТГ – тактовий генератор; ДЧ – дільник частоти; СБ – схема блокування; Лч – лічильник; ЦК – цифровий компаратор; Клав. – клавіатура; КК – кодер клавіатури; ЛчНР – лічильник номеру режиму; ПЗ – пристрій зберігання; ПК – перетворювач коду; ЦІ – цифровий індикатор; ТК – таблиця кодів; SPI – послідовний інтерфейс.

Рисунок 3.7 – Структура блоку керування пристроєм газорозрядної діагностики

При надходженні імпульсу з ЦК на СУ, на вхід послідовного інтерфейсу (SPI) подається сигнал для здійснення передачі байта установки параметрів роботи джерела високої напруги (код відповідає номеру на ЛчНР).

При наявності сигналу з датчика, що свідчить про виникнення розряду, з

тригера на вхід СУ подається відповідний логічний рівень, після чого на СБ надходить сигнал, який забороняє проходження імпульсів на лічильник Лч і на зовнішній пристрій реєстрації, подається сигнал, що дозволяє його роботу. Коли з пристрою реєстрації приходить сигнал закінчення формування зображення, відбувається скидання Лч, ЛчНР і через SPI передається «нульовий» код припинення роботи джерела високої напруги, на ЦІ виводиться номер режиму, при якому було досягнуто виникнення розряду. Після цього при натисканні «СТАРТ» пристрій повертається в початковий стан: кнопки «↑» і «↓» розблоковані, ЛчНР і Лч обнулені, СБ блокує подачу імпульсів на Лч, і можна проводити дослідження наступного об'єкта.

Також слід зазначити, що процес проведення діагностики в будь-який момент можна перервати шляхом натискання на кнопку «СТОП».

Принципова електрична схема блоку керування приведена в додатку, а детальний опис схемотехнічних рішень в роботі [18].

#### ***Висновки за розділом:***

- реєстрація амплітуди імпульсної напруги виникнення розряду, частоти імпульсів, тривалості та сквапності імпульсів, полярності є необхідною додатковою інформацією для проведення коректної медичної діагностики за результатами світіння коронного ковзного розряду;
- значення амплітуди імпульсної напруги виникнення розряду при фіксованих значеннях частоти імпульсів, тривалості та сквапності імпульсів та полярності може бути використане як окремий кількісний діагностичний параметр без обробки зображень;
- розроблена структура пристрою з реєстрацією додаткових параметрів проведення ГРВ досліджень;
- розроблені схемо технічні рішення на основі мікроконтролерів блоків високовольтної напруги та керування пристрою газорозрядної діагностики.

## 4 ПЛАНУВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАПРОПОНОВАНИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ

При проведенні досліджень важливим завданням є коректна обробка даних з використанням статистичних методів. При обробці зображень у програмному комплексі ГРВ передбачено можливість оцінки отриманого масиву даних стандартними статистичними засобами. За допомогою реалізованих візуальних та математичних статистичних оцінок можна визначити відповідність отриманих даних стандартним вимогам, з'ясувати характер розподілу даних усередині кожної серії, попередньо оцінити наявні між групами даних відмінності. Однак остаточний статистичний аналіз результатів повинен проводитися дослідником самостійно із застосуванням стандартних статистичних методів та врахування особливостей експериментальних досліджень.

### 4.1 Основні принципи та методи аналізу даних

Для статистичної обробки дуже важливо оцінити характер статистичного розподілу даних [21]. Основними критеріями під час виборів методу статистичного аналізу отриманих даних є:

- залежність – незалежність вибірок;
- параметричні – непараметричні розподіли.

Залежність – незалежність вибірок визначається з результатів проведення дослідів: якщо дані про один і той самий процес зняті в різний час, в різних умовах, вони є незалежними. При безперервній реєстрації якогось процесу, коли в певний момент включається дія досліджуваного фактора, наприклад вплив фізичного або інформаційного фактору, дані є залежними.



Складніша ситуація з визначенням характеру розподілу даних. Звертаємо увагу, що у більшості випадків реальних експериментів дослідники мають справу з невеликими вибірками, за якими складно визначити характер розподілу, однак у ряді випадків ці вибірки можна вважати такими, що належать до певної генеральної сукупності даних.

Наприклад, для дослідження ГРВ світіння пальців, зазвичай, мають невеликі вибірки навіть у динамічному режимі. Однак, спеціально проведене дослідження показало, що при дотриманні умов зйомки параметри свічення одного пальця добре апроксимуються нормальним розподілом [21]. Це дозволяє у більшості випадків вважати ГРВ дані вибірками з генеральної сукупності з нормальним розподілом. Також можна провести як параметричний, і непараметричний аналіз. У разі сильних залежностей їх результати зазвичай добре збігаються.

ГРВ зображення для експериментальних досліджень переважно обробляються у програмі «ГРВ Наукова Лабораторія» [2,3]. Вона дозволяє легко та швидко проводити статистичні обробки, зберігати файли параметрів та вихідні дані для подальшого аналізу. Крім того, у програмі також передбачено аналіз даних на належність вибірки до нормального чи ненормального розподілу. Числові масиви даних можна обробляти у стандартних програмних середовищах, таких як Statistica, MS Excel, Mathcad. Зокрема, для аналізу однорідності даних та зіставленні кількох масивів даних найбільш часто застосовуються такі статистичні методи:

Т-критерій Стьюдента.

Критерій застосовується для перевірки гіпотези про рівність двох середніх вибірок, що мають нормальний розподіл. t-критерій для залежних вибірок застосовується в тих ситуаціях, що досить часто виникають на практиці, коли важливе джерело внутрішньогрупової варіації (або помилки) може бути легко визначено і виключено з аналізу.

Сутність t-критерію полягає у розрахунку міжгрупової різниці, та порівнянні її з різницею. t-критерій для залежних вибірок використовує лише парні різниці, «ігноруючи» вихідні чисельні значення та їхню варіацію. Таким чином, величина цієї різниці порівнюватиметься не з розкидом вихідних значень, а з розкидом індивідуальних різниць, який відносно малий.

Критерій Вальд-Вольфовитця.

Критерій застосовується перевірки гіпотези про ствердження, що дві групи даних представляють випадкові незалежні вибірки з однієї генеральної сукупності, тобто не відрізняються одна від одної за ознакою, що спостерігається.

Критерій Колмогорова-Смирнова.

Критерій застосовується для перевірки гіпотези того, що дві незалежні вибірки отримані з однієї генеральної сукупності, тобто функції розподілу двох генеральних сукупностей рівні (у разі говорять, що генеральні сукупності однорідні). Критерій незалежить від типу розподілу, не накладає умов на групування даних та їх число в інтервалах, але не враховує зменшення ступеню свободи при визначенні вибірки параметрів емпіричного розподілу. У зв'язку з цим критерій дає дещо підвищену ймовірність неузгодження порівнюваних вибірок, особливо за їх малого обсягу.

Критерій Манн-Уїтні.

Застосовується для порівняння двох незалежних вибірок, перевіряє гіпотезу, яка стверджує, що вибірки отримані з однорідних генеральних сукупностей і, зокрема, мають рівні середні та медіани. Реалізація даного критерію базується на ранговому порівнянні вибірок і дозволяє порівнювати вибірки за відносно невеликої кількості проведених вимірювань (від чотирьох вимірювань для кожної групи).

Критерій згоди Пірсона.

Критерій Пірсона полягає у підрахунку суми  $\chi^2$  - суми з нормованих за теоретичними частотами квадратів розбіжностей між емпіричними частотами двох вибірок. Якщо частоти збігаються,  $\chi^2 = 0$ .

В інших випадках  $\chi^2 > 0$  і тим більше, чим значніше розбіжності. Математичне очікування розподілу  $\chi^2$  дорівнює числу ступенів свободи, мода менше його на дві одиниці, медіана - менше на одиницю, і саме така сума  $\chi^2$  є достовірною для випадкових розбіжностей між частотами.

#### 4.2. Параметричні методи обробки даних. Тест Стьюдента

Статистичний аналіз та порівняння двох груп даних, вибірка з яких має нормальний розподіл, найчастіше проводиться за критерієм Стьюдента (t-тест).

Насправді часто зустрічається ситуація, коли необхідно провести порівняння двох груп результатів багаторазових вимірювань нормально розподілених величин  $x$  і  $y$ . Введемо нову величину, t-критерій Стьюдента:

$$t = \frac{|M_1 - M_2|}{\sqrt{\frac{(N_1 - 1)\sigma_1^2 + (N_2 - 1)\sigma_2^2}{N_1 + N_2 - 2} \left( \frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2} \right)}}$$

де  $M_1, M_2$  – середні арифметичні,  $\sigma_1, \sigma_2$  – стандартні відхилення, а  $N_1, N_2$  – розміри вибірок.

При рівні значимості  $\alpha$  вибірки різні, якщо величина критерію Стьюдента задовольняє наступній умові:  $|t| > t(\alpha, n)$ .

Значення коефіцієнта Стьюдента наведено у таблиці 4.1. Якщо розраховане значення  $t$  більше наведеного в таблиці для наявного розміру вибірки та необхідної достовірності, то за критерієм Стьюдента можна дійти висновку, що вибірки статистично різняться з достовірністю  $\alpha$ . Тобто рівню значимості 0,95 відповідає довірча ймовірність 95%.

Таблиця 4.1. Коефіцієнти Стюдента  $t(\alpha, n)$  для довірчої ймовірності  $\alpha$  ( $n$  - кількість вимірів)

$n$	$\alpha$			
	0,68	0,95	0,99	0,999
2	2,0	12,7	63,7	636,6
3	1,3	4,3	9,9	31,6
4	1,3	3,2	5,8	12,9
5	1,2	2,8	4,6	8,6
6	1,2	2,6	4,0	6,9
7	1,1	2,4	3,7	6,0
8	1,1	2,4	3,5	5,4
9	1,1	2,3	3,4	5,0
10	1,1	2,3	3,3	4,8
15	1,1	2,1	3,0	4,1
20	1,1	2,Г	2,9	3,9
30	1,1	2,0	2,8	3,7
50	1,1	2,0	2,7	3,5
100	1,0	2,0	2,6	3,4

#### 4.3 Критерій Манна-Уїтні (порівняння двох вибірок)

Для обґрунтування статистично достовірної різниці між двома вибірками можна використати критерій Манна-Уїтні.

Мінімальна кількість значень у кожній вибірці має бути не менше чотирьох. Стосовно ГРВ дослідження це означає, що після закінчення експериментів повинно бути дві вибірки значень площі і середньої інтенсивності як мінімум по 4 значення в кожній.

Статистично достовірну різницю слід встановлювати по кожному з параметрів окремо.

Для пояснення наведемо процес обчислень на одному прикладі. Візьмемо дві вибірки значень площі ГРВ-грам по чотири в кожній. В ході експерименту, взятого для прикладу, досліджувалась можливість реєстрації збільшення

концентрації солі KCl на 0,25 г/л у фільтрованій водопровідній воді (об'ємом 1 літр) на приладі ГРВ.

У таблиці 4.2 наведено значення площі ГРВ-грам, отримані під час обробки результатів експерименту.

Проти кожного значення площі ГРВ-грами вказано його ранг – місце у впорядкованому ряду. Рангом найменшої величини буде – 1; ранг найбільшої величини дорівнює числу спостережень, у прикладі – 8. Якщо значення збігаються, їм присвоюють той самий середній ранг (наприклад, якщо три значення поділили 2-е, 3-е і 4-е місця, треба скласти їх значення  $2+3+4=9$  і поділити на їх кількість, тобто на три, тоді всім їм надають ранг – 3). Після переходу до рангів вихідні величини сукупність їх можливих значень не розглядаються.

Таблиця 4.2. Приклад експериментально отриманих результатів та їх ранжування.

Зразки до впливу		Зразки після впливу	
Площа, пікс.	Ранг	Площа, пікс.	Ранг
6423	4	6607	8
6339	1	6498	5
6368	2	6577	7
6395	3	6513	6
	$T = 10$		$T = 26$

Якщо збільшення концентрації солі на 0,25 г/л збільшує значення площі ГРВ-грам, то ранги у групі зразків після впливу повинні бути більшими, ніж у групі зразків до впливу. Мірою розрізнення обирається сума рангів у будь-якій групі і позначається буквою T.

У прикладі значення T для обраної групи зразків до впливу дорівнює 10.

Далі слід перевірити, чи є статистично значуща різниця між двома групами. Для цього треба порівняти отримане значення  $T$  із критичними значеннями у таблиці 4.3. Якщо  $T$  менше або дорівнює першому з них або більше або дорівнює другому, то відмінності статистично значущі.

Таблиця 4.3. Критичні значення критерію Манна-Уїтні

Чисель- ність кожної групи	Приблизний рівень значимості $\alpha$					
	0,05		0,01			
	Критичне значення	Точне значен- ня $\alpha$	Критичне значення	Точне значен- ня $\alpha$	Критичне значення	Точне значен- ня $\alpha$
4	11	25	0,057	10	26	0,026
5	17	38	0,032	15	40	0,008
6	26	52	0,041	23	55	0,009
7	37	68	0,053	33	72	0,011
8	49	87	0,050	44	92	0,010

У разі  $T=10$ , отже групи статистично розрізняються з рівнем значимості 0,026 (з ймовірністю 97,4 %). Таким чином, можна дійти до висновку, що прилад ГРВ дозволяє зареєструвати збільшення концентрації солі КСІ у питній воді на 0,25 г/л.

#### 4.4 Методи медичної діагностики для порівняльної оцінки достовірності ГРВ досліджень з допоміжними параметрами

Різноманітні апаратно-програмні комплекси досягли істотних успіхів в діагностиці психофізіологічного та функціонального стану людини, але усі вони є коштовними, вимагають спеціальної підготовки фахівців, і головне дослідження вимагає значних часових затрат для отримання достовірного результату [21,22]. Метод ГРВ візуалізації є перспективним в усуненні деяких з перерахованих недоліків.

Проте підходи оцінки функціонального стану людини засобами ГРВ не є загально визнаними медичною практикою. Відсутні відомі дослідження що підтверджують достовірність результатів ГРВ діагностики порівняно з класичними методами і апаратними реалізаціями.

Відомі апаратно-програмні комплекси базуються на функціональному зв'язку фізичних характеристик життєдіяльності з комплексом медико-біологічних показників що відбивають фізіологічний і психічний стан людини. Більшість з них пройшла детальну експериментальну клінічну апробацію. Тобто якщо в ГРВ діагностиці є параметр що відповідає вже раніше апробованим, метод можна визнати ефективним.

*Метод електроенцефалографії* реєструє коливання активності біопотенціалів головного мозку. Так званий альфа ритм амплітудою ~50 мкВ і частотою 8-12 Гц і бета ритм частотою 15-30 гц, амплітуда його в 2-4 рази нижча, ніж у альфа-ритму. Існують і інші коливання: гамма, тета ритми. Порушення регулярності коливань біопотенціалів, а також поява патологічних форм сигналів - високоамплітудних повільних (тета- і дельта-хвиль, гострих хвиль, комплексів пік-хвиль і пароксизмальних розрядів виділяють як об'єктивні ознаки функціонального стану людини.

*Стабілографічний метод* зводиться до оцінки біомеханічних показників людини в процесі підтримки їм вертикальної пози. Утримання рівноваги людиною є динамічним феноменом, що вимагає безперервного руху тіла, яке є результатом взаємодії вестибулярного і зорового аналізаторів, суглобово-м'язовою апарату, центральної і периферичної нервової системи. Тобто людина стоїть на сенсорній площині і безперервно переносить свій центр тяжіння, що і реєструється датчиками тиску. Потім дані переводяться в коефіцієнти (індекс рівноваги, амплітуда коливань в сагітальній площині).

*Реографічний метод* діагностики, при якому досліджується кровоток як в конкретних органах і тканинах, так і в усьому організмі в цілому. Суть методу полягає в графічній реєстрації змін електричного імпедансу досліджуваної

області, викликаних змінами кровонаповнення. Тобто по суті реєструється коливання викликані ритмікою роботи серця, процесів дихання, інших фізіологічних процесів, а так само психічного стану. На їх основі розраховується такий показник як реографічний індекс який виступає як об'єктивна характеристика функціонального стану пацієнта.

Метод варіабельної серцевого ритму аналізує показники викликані зміною періоду серцевих скорочень. По суті маємо варіант аналізу параметрів частотної модуляції серцевого ритму чинниками вегетативної і центральної нервової систем, що так само характеризує функціональний стан людини.

На основі розглянутих поширених методів досліджень функціонального стану людини можна зробити наступні оцінки.

Нині розроблені численні різновиди методів електрографії, що дозволяють проводити діагностику, прогнозування і корекцію функціонального стану організму людини, за допомогою яких встановлюється зв'язок між електрофізіологічними і клініко-анатомічними характеристиками людини, вивчається електрична активність його органів і тканин [21]. До найбільш інформативних і широко використовуваних в медичній практиці методів відносяться електроенцефалографія і електрокардіографія а також електроміографія, електрогастрографія, електроокулографія та ін. Все більшого значення в сучасній рефлексодіагностиці і рефлексотерапії набуває електроakupунктура (ЕАП), що об'єднує методики виміру електропровідності біологічно активних точок (БАТ) тіла людини. Класична газорозрядна діагностика використовує теж біологічні особливості БАТ, що впливають на формування газорозрядного зображення, внаслідок зміни імпедансу шкіри залежно від психологічного стану людини.



#### 4.5 Моделювання реєстрації пульсу газорозрядним сенсором

Як було зазначено в висновках за другим розділом, в стадії стаціонарного динамічного розряду ефективне значення імпульсного струму зміщення залежить від активного опору біотканин та їх ємнісних властивостей. В свою чергу, активний опір біотканин та їх ємнісні властивості залежать від фізіологічних процесів, наприклад, кровонаповнення судин обстежуваного елемента біологічного об'єкта [22].

З проведеного аналізу випливає, що приймаючи газорозрядний сенсор за датчик, припускаємо, що струм розрядного ланцюга повинен змінюватися відповідно до зміни активної та ємнісної складової імпедансу при проходженні пульсової хвилі кровонаповнення судин в області вимірювання [22].

Для підтвердження зробленого припущення було використано експериментальний стенд. Структурна схема стенду представлена на рис. 4.1.

У ГРВ пристроях використовується плоский електрод для отримання зображення в площині, проте в стенді був використаний датчик округлої форми. Це рішення було прийняте у зв'язку з відсутністю необхідності отримання зображення для підтвердження ефекту. У цьому датчику існує можливість отримати газовий розряд при істотно менших амплітудних значеннях напруги. Проте форма і частота проходження імпульсів при цьому зберігаються.

Необхідно так само враховувати, що в наявних в розпорядженні для проведення експерименту генераторів Г5-15 і Г5-54 максимальна амплітуда імпульсів не перевищує 50 В при опорі навантаження 500 Ом. В експерименті максимальна амплітуда не перевищувала 25 В.

На відмінність від необхідності напруги більше ніж 3000 В для створення розряду в атмосферному повітрі, використання для газорозрядного датчика газонаповненого індикатора ИН-2-10 потрібні значно менші амплітудні значення напруги 100...300 В. Для їх досягнення був вибраний імпульсний

підвищуючий трансформатор ТВС-110ЛА, первинна обмотка якого підключалась до генераторів імпульсів Г5-15 (Г5-54).

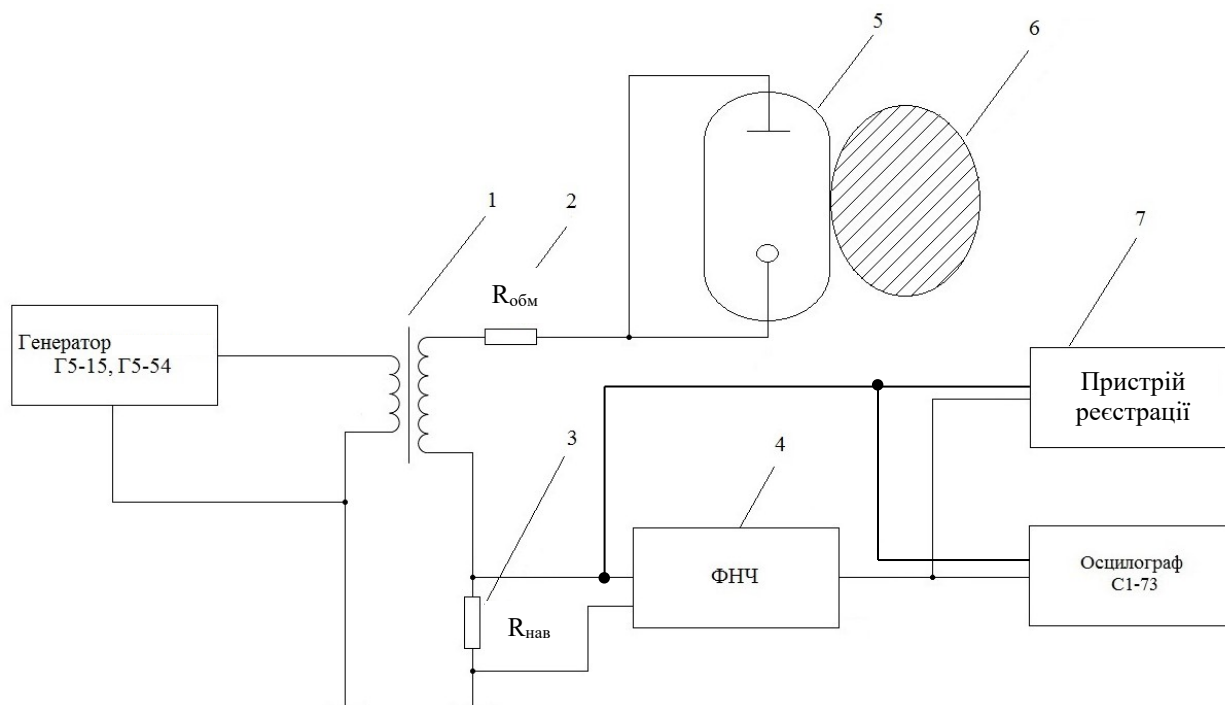


Рисунок 4.1 – Структурна схема експериментального стенду

1 – імпульсний підвищуючий трансформатор; 2 – обмежувальний резистор ( $R_{обм}$ ); 3 – резистор навантаження ( $R_{нав}$ ); 4 – фільтр нижніх частот (ФНЧ); 5 – газорозрядний датчик; 6 - біологічний об'єкт; 7 – пристрій реєстрації (персональний комп'ютер).

Обмежувальний резистор вибирався з урахуванням того, що повинна виконуватися умова:  $R_{нав} \ll R_{обм}$ . Обмежувальний резистор призначений для обмеження максимального струму в ланцюзі розряду, для запобігання випадкам короткого замкнення та захисту експериментатора від враження електричним струмом.

Для придушення мережевої завади частотою 50 Гц був застосований фільтр нижніх частот, з частотою зрізу порядку 10 Гц (рис. 4.2). Фільтр моделювався в комп'ютерному середовищі Circuit design suite 10.0 (Multisim).

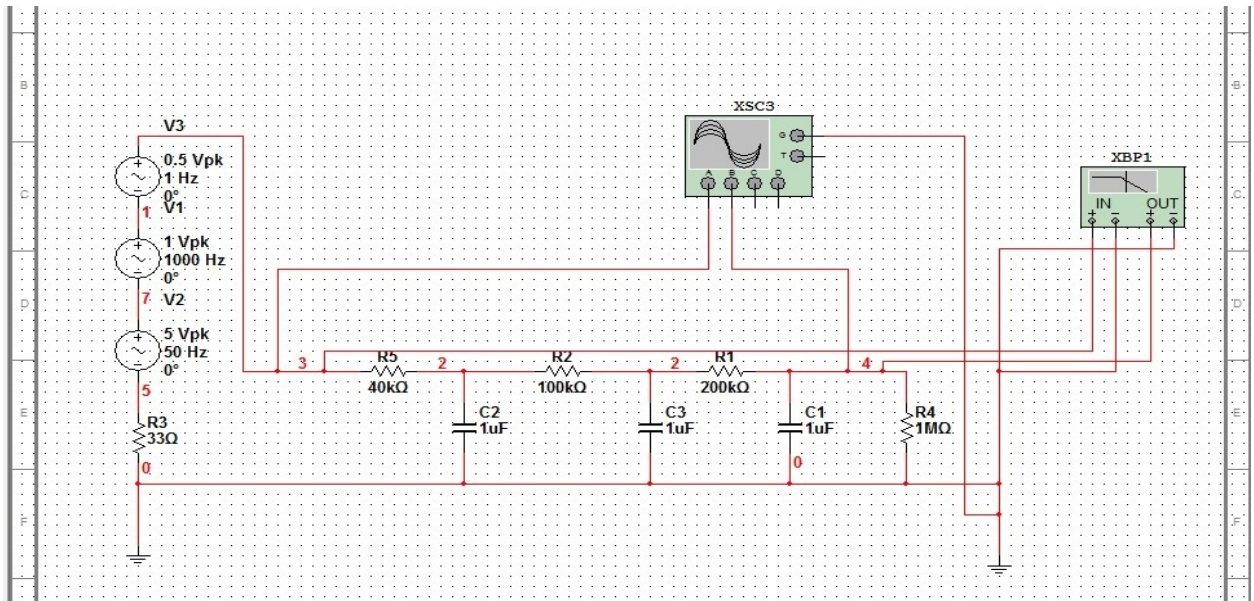


Рисунок 4.2 – Моделювання ФНЧ фільтру

Оскільки необхідність у великій крутизні (АЧХ) амплітудної частотної характеристики фільтру не була потрібна, фільтр має всього три ланки. АЧХ фільтру має наступний вигляд (рис. 4.3)

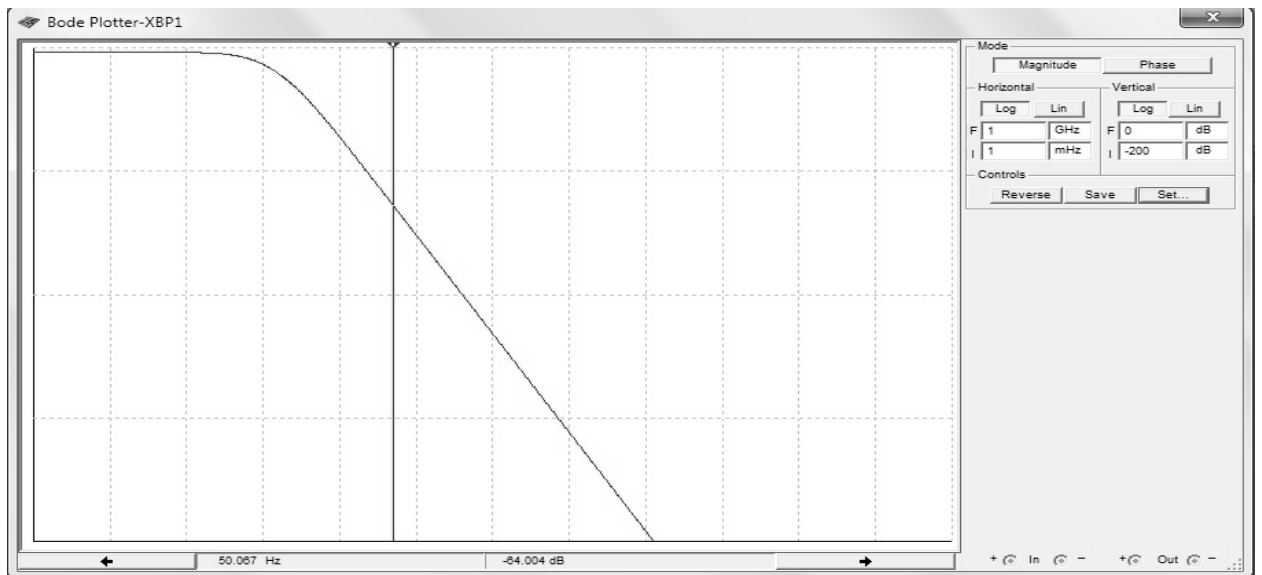


Рисунок 4.3 – АЧХ фільтру нижніх частот

Як видно з рисунку, на частоті  $\sim 50$  Гц придушення завади складає 64 дБ. Цього достатньо для виділення корисного сигналу. Зменшення корисного сигналу на частоті  $\sim 1$  Гц не перевищує 5 дБ.

Для моделювання проходження пульсової хвилі був застосований перфузійний пристрій лабораторного комплексу «Штучна нирка». Частота обертів перфузійного насосу забезпечувала пульсацію рідини (водопровідна вода) в еластичному трубопроводі  $\sim 1$  Гц. Газорозрядний датчик був встановлений на трубопроводі на горизонтальному відрізку гідравлічної системи.

Підключивши експериментальний стенд до ПК через лінійний вхід стало можливо записати отриманий сигнал у вигляді звукового файлу у форматі Waveform Audio File Format (WAVE, WAV), - формат файлу-контейнера для зберігання запису оцифрованого аудіопотоку, підвид RIFF [20]. Цей контейнер, як правило, використовується для зберігання нестислого звуку в імпульсно-кодovій модуляції. Проте контейнер не накладає яких-небудь обмежень на використаний алгоритм кодування. Сигнал був записаний за допомогою програми Cool Record Edit pro 7.9.3.

Отриманий сигнал, пропорційний розрядному струму (напруга на резисторі  $R_{\text{нав}}$ ) має вигляд показаний на рис.4.4.

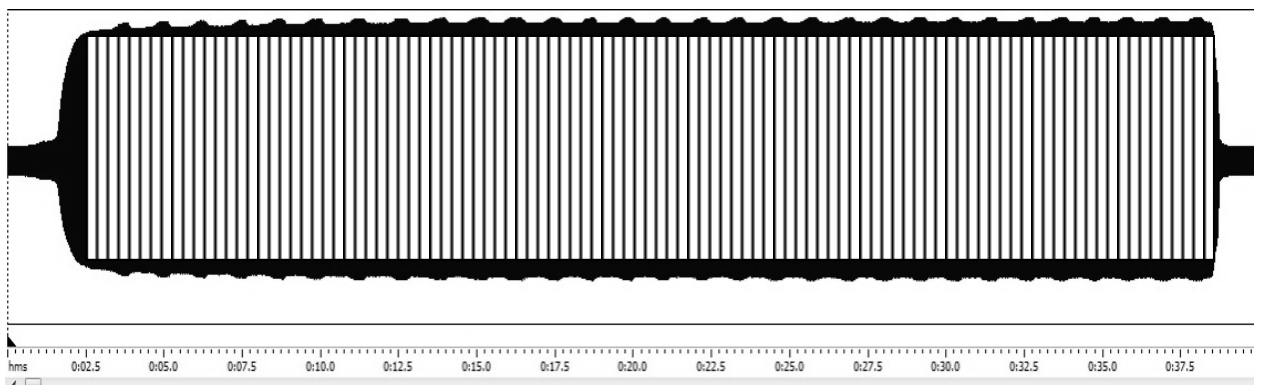


Рисунок 4.4 – Сигнал пульсації рідини, що транспортується, в трубопроводі перфузійного пристрою (фізична модель пульсації кровотоку)

Отриманий інформаційний сигнал був записаний тривалістю 30 с. Оскільки частота напруги генератора становила 1000 Гц на рис. 4.4 несучий сигнал відображено штриховими лініями, модуляційна складова – чорним

фоном. Форма імпульсів несучої частоти в розрядному ланцюзі на резисторі навантаження показана на рис. 4.5.

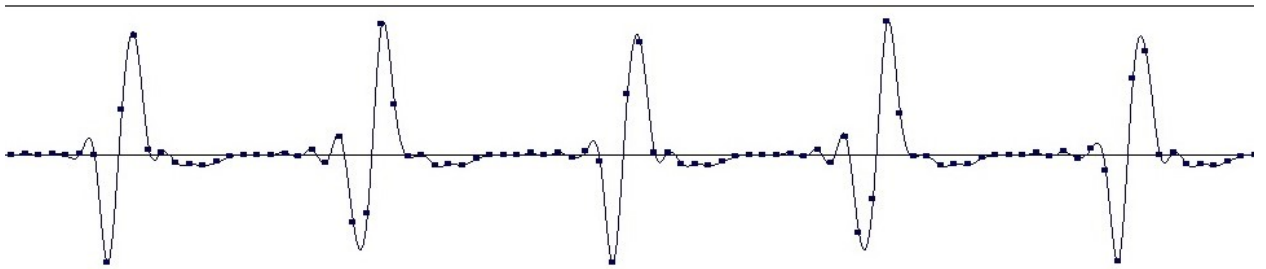


Рисунок 4.5 – Форма імпульсів несучої частоти

Хоча візуально на рис. 4.4 можна розрізнити амплітудну модуляцію несучого сигналу пульсовими хвилями, для їх ідентифікації був проведений спектральний аналіз сигналу. Спершу він був проведений в програмі Cool Record Edit pro 7.9.3 показаний рис. 4.6.

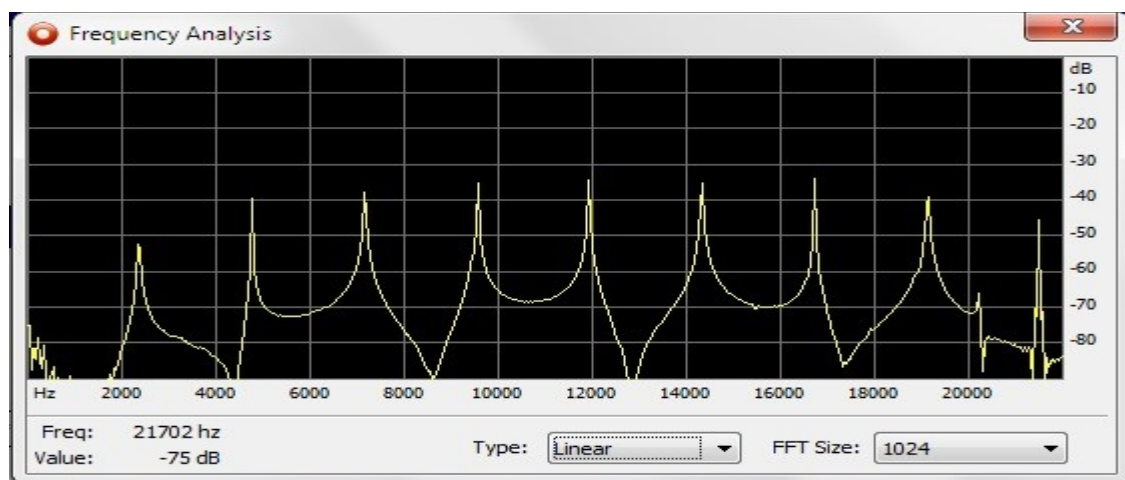


Рисунок 4.6 – Спектр сигналу отриманий в програмі Cool Record Edit

Проте, на отриманій спектрограмі спектр модулюючого сигналу пульсу потребує більш детального масштабування. Тому спектральний аналіз сигналу був так само проведений в середовищі Matlab. В результаті отриманий спектр сигналу пульсаційної складової показано на рис. 4.7.

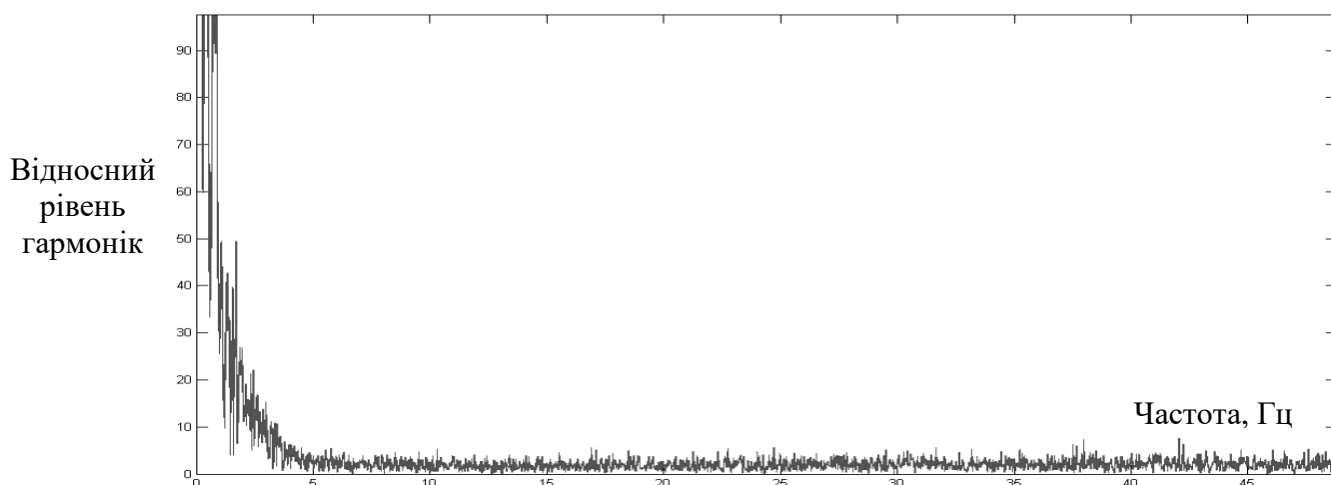


Рисунок 4.7 – Інфразвукова частина спектру сигналу пульсацій

В отриманому спектрі присутні гармонічні складові розташовані в інтервалі частот від 0,5 Гц до 2 Гц. Це підтверджує припущення про те, що прийнявши газорозрядний сенсор (принципово подібний сенсору ГРВ) за датчик, отримаємо струм розрядного ланцюга, який буде змінюється відповідно до активної та ємнісної складової імпедансу при проходженні пульсової хвилі кровонаповнення в області реєстрації.

*Висновки за розділом:*

- приймаючи газорозрядний сенсор, подібний до тих що використовують пристроях ГРВ, за датчик струму розрядного ланцюга можна отримати сигнал, який змінювався відповідно до зміни активної та ємнісної складової імпедансу при проходженні моделі пульсової хвилі кровонаповнення судин в області вимірювання.

Відомо, що біотканини характеризуються істотною ємнісною складовою електрофізичного імпедансу. Якщо прийняти газорозрядний електрод за датчик, то струм розрядного ланцюга повинен змінюватися відповідно до зміни ємнісної складової при проходженні пульсової хвилі кровонаповнення судин кінцівок. Теж саме спостерігається в реографічному методі оцінки функціонального стану людини. Який дає об'єктивну, загально визнану оцінку.

Тому логічно застосувати реографічний метод для порівняльної оцінки достовірності ГРВ досліджень з додатковими параметрами.

## ВИСНОВКИ

Метод газорозрядної візуалізації принципово дозволяє скоротити терміни діагностики функціонального стану та наявності можливих патологій людини, інших біологічних об'єктів або їх частин. Апаратні засоби реалізації методу ГРВ мають розгалужену номенклатуру з розрізненими технічними характеристиками, що утруднює проводити коректне порівняння результатів діагностики. Діагностичний результат в цій апаратурі базується виключно на інтерпретації яскравості плоскої проекції газорозрядного світіння довкола об'єкта.

В результаті проведеного дослідження визначена перспективність використання методу газорозрядної візуалізації для оцінки функціонального стану льотного екіпажу в до і після польотний період.

1. Розглянуті фізичні процеси, та запропонована модель розрядного ланцюга газового розряду довкола біологічного об'єкта в імпульсному електричному полі.

2. Показано, що виникнення розряду та характеристики світіння залежать від амплітуди, тривалості, сквапності, полярності імпульсної напруги. Ці допоміжні параметри визначають коректність подальшої візуальної діагностики.

3. Розроблені схемні рішення блоків керування та генератора високовольтної імпульсної напруги для апаратного врахування додаткових параметрів газового розряду та їх зв'язок з медико-біологічними показниками.

4. Застосовано експериментальний стенд для моделювання зв'язку характеристик струму в колі газорозрядного датчика з параметрами пульсової хвилі кровотоку.

5. Показана можливість верифікації результатів газорозрядної візуальної діагностики шляхом порівняння з даними електроімпедансної реографії.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

- 1 . Коротков, К. Г. Основы ГРВ биоэлектрокардиографии / К.Г. Коротков. – Санкт Петербург: СПбГИТМО, 2001. – 354 с.
2. Коротков, К. Г. Принципы анализа в ГРВ Биоэлектрографии / К. Г. Коротков. – Санкт Петербург: Реноме, 2007. – 286 с.
3. Application of Electrophoton Capture (EPC) Analysis Based on Gas Discharge Visualization (GDV) Technique in Medicine: A Systematic Review / K.G. Korotkov, P. Matravers, D.V. Orlov [et al.] // J of Alternative and Complementary Medicine. – 2010. – Vol. 16. – № 1. – P. 13–25.
4. Аронов, М. А. Электрические разряды в воздухе при напряжении высокой частоты / А. М. Аронов. – М.: Энергия, 1969. – 175 с.
5. Вопросы теории плазмы / Под ред. академика Б.Б. Кадомцева. – М.: Энергоатомиздат, 1989. – 248 с.
6. Грановский, В. Л. Электрический ток в газе / В. Л. Грановский. – М.: Наука, 1971. – 560 с.
7. Райзер, Ю. П. Физика газового разряда / Ю. П. Райзер. – Долгопрудный: Интеллект, 2009. – 725 с.
8. Сучасні методи і засоби для визначення і діагностування емоційного стресу : монографія / за заг. ред. О. П. Мінцера. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 228 с.
9. Шарапов В.М., Роттэ С.В. Использование метода газоразрядной визуализации для исследования психофизиологического состояния человека // Вісник ЧДТУ. – Черкаси, 2008. – Вип.2. – С.179-183.
10. Кухтин В. В., Петельський П. В., Чепурний Ю. В. Апаратна реалізація і діагностичні можливості методу газорозрядної візуалізації // Вісник національного технічного університету України "КПІ", 143 Серія - Радіотехніка. Радіоапаратобудування.-2010.-№42. - С.139-144.



11. Коротков, К. Г. Исследование физических процессов, протекающих при газоразрядной визуализации различных объектов: Дис... канд. физ.-мат. наук. – 01.04.04; Утв. 01.06.83. – Л., 1982. – 227 с.
12. Кожарін, В. В. Електророзрядний метод візуалізації / В. В. Кожарін, М.М. Зацепін, Н.Є. Домород. - Мінськ, 1986. - 134 с .
13. Павлюк, О. А. Метод і засіб газорозрядної візуалізації для аналізу рідиннофазних біооб'єктів.- Дисертація канд. техн. наук: 05.11.17, Вінниц. нац. техн. ун-т. - Вінниця, 2015.- 240 с.
14. Пат. 15435 Україна, МПК (2006) G03B41/00. Пристрій для експрес-діагностики біологічного об'єкта рослинного походження з використанням газорозрядної візуалізації (ефект Кірліан) / Косуліна Н. Г., Черенков О. Д., Кучин Л. Ф., Свергун Ю. Ф. – № а 2005 11561; Заявл. 05.12.2005; Опубл. 17.07.2006, Бюл. №7. – 3 с.
15. Пат. 18211 Україна, МПК (2006) G03B41/00. Пристрій для фотографування та обстеження біологічних об'єктів на основі ефекту Кірліан) / Косуліна Н. Г., Черенков О. Д., Кучин Л. Ф., Свергун Ю. Ф. – № а 2005 11572; Заявл. 05.12.2005; Опубл. 15.11.2006, Бюл. №11. – 4 с.: іл.
16. Коломієць, Р. О. Загальні принципи дослідження біологічних об'єктів за допомогою методу газорозрядної візуалізації // Р. О. Коломієць. Вісник ЖДТУ № 4 (35), Серія –Технічні науки.-2005. - С.61-67.
17. Гончарова О. В. Гармонізація та біотехнологічне оновлення методів дедермінізації якості біологічної продукції // О. В. Гончарова, Пугач А. М. «Молодий вчений» № 9 (36). - 2016. - С.111-114.
18. Oliinyk, V., Babakov, M., Lomonosov, Y., Oliinyk, V., Zinchenko, O. (2022). Modernization of gas discharge visualization for application in medical diagnostics. Technology Audit and Production Reserves, 4 (1 (66)), 21–29. doi: <http://doi.org/10.15587/2706-5448.2022.263397>
19. Олійник, В. П. Вибір додаткових параметрів процесу газорозрядної візуалізації для застосування в медичній діагностиці / В. П. Олійник, С. С.

Бабушенко // III Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ICM–2020): зб. наук. пр. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2020. – С. 195 – 197.

20. Сопряжение датчиков и устройств ввода данных с компьютерами IBM PC: Пер. с англ. / Под. ред.. У. Томпкинса, Дж. Уэбстера. – М.: Мир, 1992. – 592 с.

21. Білинський, Й. Й. Методи і засоби газорозрядної візуалізації для аналізу рідиннофазних біооб'єктів : монографія / Й. Й. Білинський, О. А. Павлюк. – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 120 с.

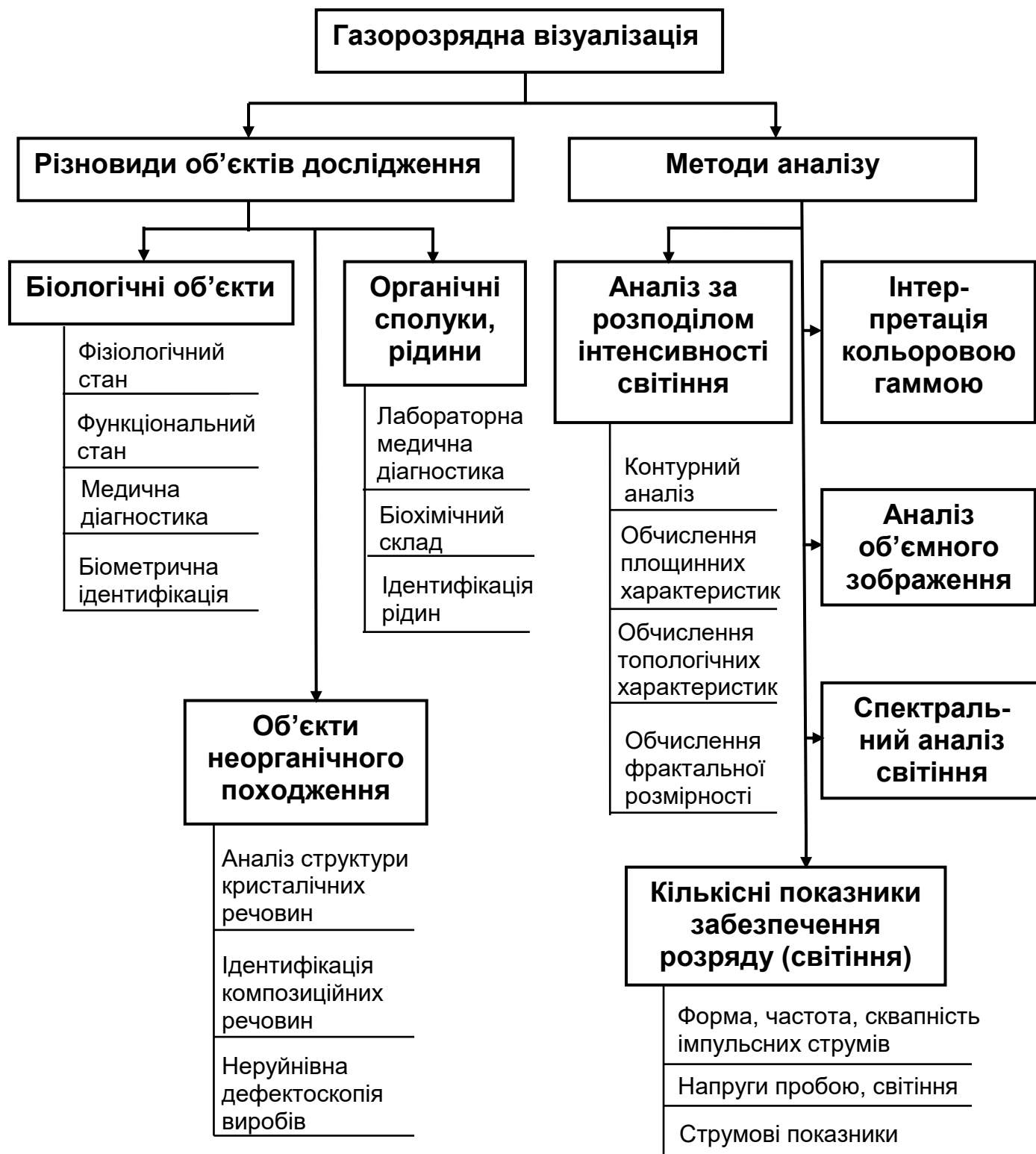
22. Медицинские приборы: Разработка и применение [Текст]. / Авт. Кол.:Джон В. Кларк мл., Майкл Р Ньюман, Валтер Х. Олсон и др.; Ред. Джон Г. Вебстер. – К.: Медторг, 2004. – 620 с.

23. Зінченко, О. М. Удосконалення технічних засобів газорозрядної візуалізації для дослідження зображень біологічних об'єктів / О. М. Зінченко, В. П. Олійник, С. С. Кочетова // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжнародної науково-практичної конференції, присвяченої 125-річному ювілею Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (13-14.12.2023, м. Київ) : ел. збірник / Упоряд.: О. І. Голембіовська – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – С. 87 – 88.

24. Методичні рекомендації щодо підготовки та оформлення кваліфікаційних випускних робіт студентів [Електронний ресурс] : Методичне видання / укладачі: В. М. Олійник, В. П. Олійник, С. М. Куліш. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2023. – 104 с.

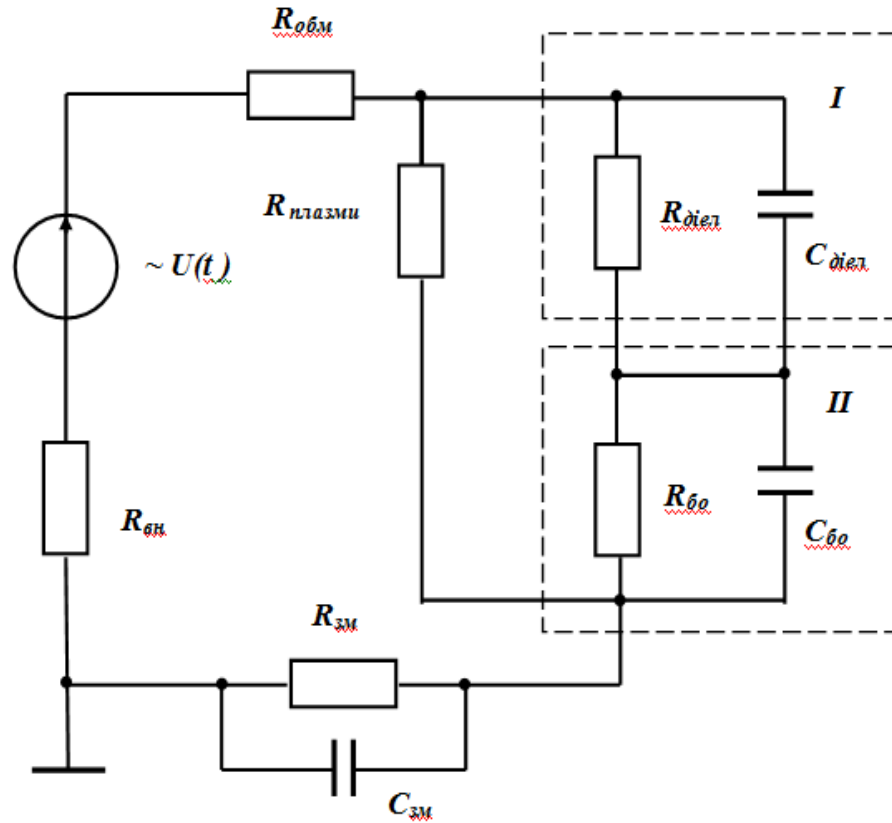
## ДОДАТОК А

Напрями застосування газорозрядної візуалізації медичній і біологічній діагностиці



## ДОДАТОК Б

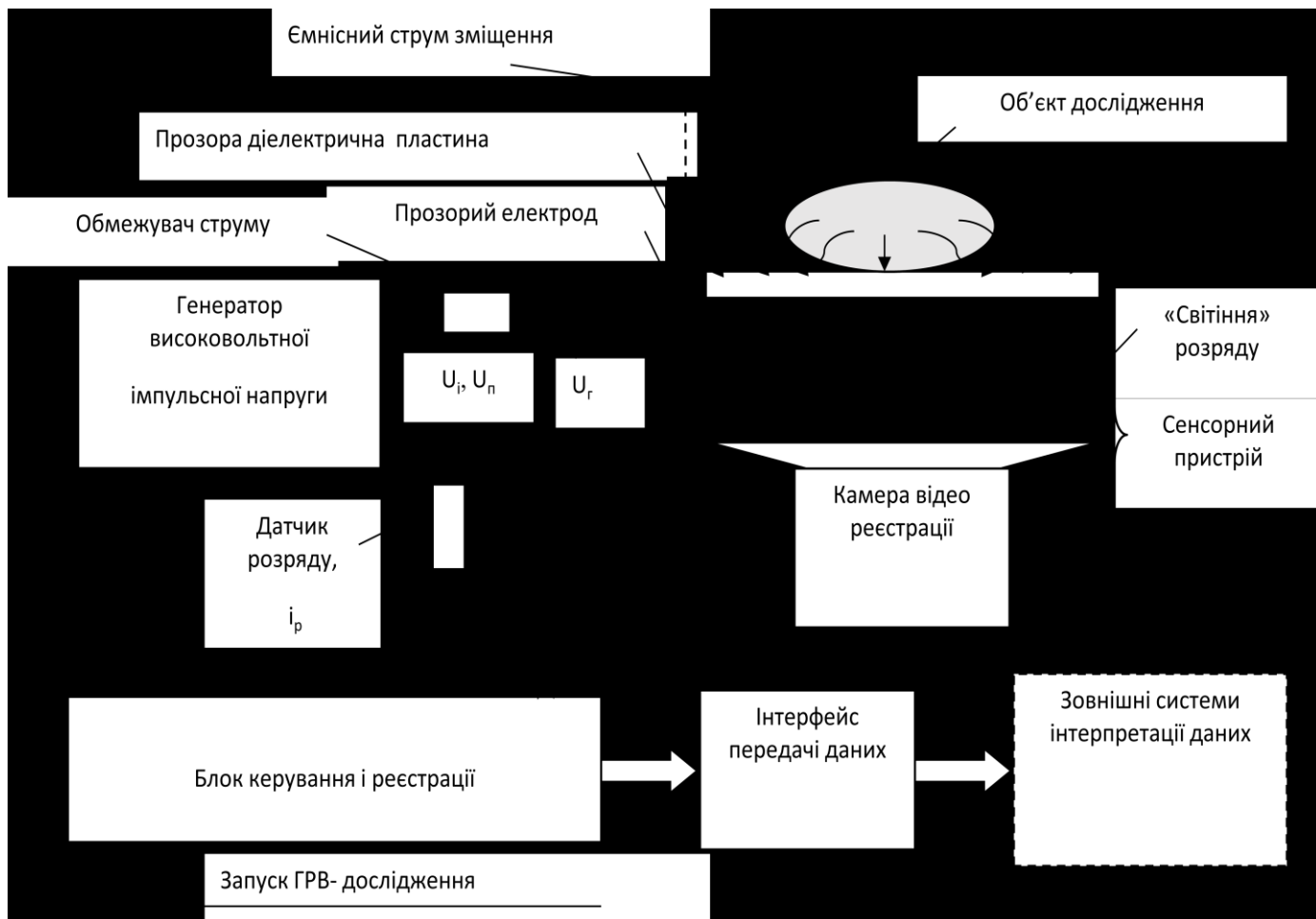
## Електрична модель газорозрядних кіл



$R_{вн}$  – внутрішній опір джерела напруги  $U(t)$ ;  $R_{плазми}$  – опір активних втрат в плазмі розряду;  $R_{діел}$ ,  $C_{діел}$  – резистивно-ємнісні параметри діелектричної пластини;  $R_{обм}$  – резистор обмеження величини розрядного струму;  $R_{зм}$  – активна складова опору ланцюга струму зміщення;  $C_{зм}$  – ємнісна складова ланцюга струму зміщення;  $R_{зо}$ ,  $C_{зо}$  – резистивно-ємнісні характеристики функціонального стану БО

## ДОДАТОК В

**Структура пристрою ГРВ діагностики для реєстрації напруг пробою, горіння (світіння) та відповідних розрядних струмів**

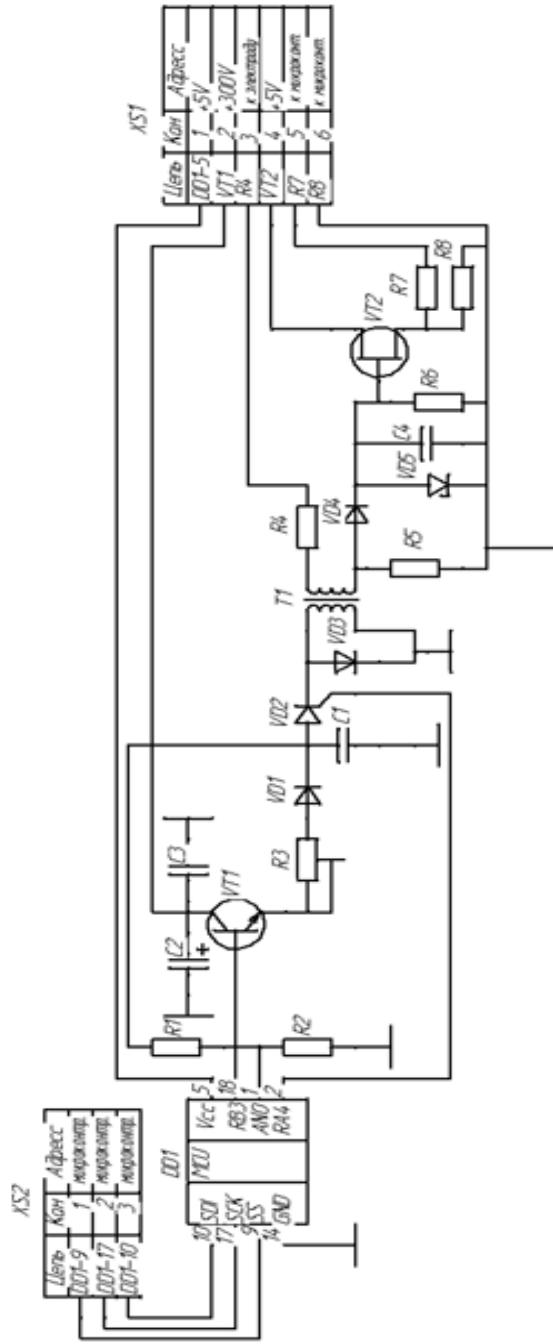


## ДОДАТОК Г

**Блок високовольтної змінної напруги**

**Схема електрична принципова**

XAI 5.564.001.E3



XAI 5.502.001.E3

Блок висковольтної напруги		Лист	Цикл	Місяць
Схема електрична принципова				
№ д.р.	Ізмінення	Питв	Дата	
Видк.	Замовч. С.С.			
Підпис	СФ/Ф/К.Е.С.			
Т.ч.№№				
Н.конт.	СФ/С/С/В.Т.			
Знак.				

XAI, гр. 564М

