Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)
Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр
(назва освітнього ступеня)

на тему: Модернізований прилад для променевої терапії

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

(підпис) Побережний В.В. (прізвище та ініціали)

Керівник (підпис) Ткачук Р.А. (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль (підпис) Паляниця Ю.Б. (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри (підпис) Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)

Рецензент (підпис) Стрембіцький М.О. (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2020

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)
« » 20___ р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Побережному Василю Васильовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Модернізований прилад для променевої терапії

Керівник роботи Ткачук Роман Андрійович, д.т.н., проф.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «*02*» *листопада* 2020 року № *4/7-793*

2. Термін подання студентом завершеної роботи

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина
2. Основна частина
3. Науково-дослідна частина
4. Спеціальна частина
5. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ		
безпека в надзвичайних			
ситуаціях	Стадник І.Я., проф. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання		
2	Аналіз завдання		
3	Виконання розділу 1		
4	Виконання розділу 2		
5	Виконання розділу 3		
6	Виконання розділу 4		
7	Виконання розділу 5		
8	Оформлення пояснювальної записки		
9	Оформлення графічного та презентаційного матеріалу		
10	Попередній захист		
11	Захист		

Студент _____ *Побережний В.В.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ *Ткачук Р.А.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Побережний Василь Васильович. Модернізований прилад для променевої терапії. – Рукопис.

Кваліфікаційна робота магістра за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, ТНТУ, Тернопіль, 2020.

У кваліфікаційній роботі магістра проведено аналіз технічного завдання, огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження, побудовано математичну модель приладу для променевої терапії, проведено конструкторський аналіз схемо-технічних рішень та параметричний синтез модернізованого приладу, розроблено конструкцію приладу.

Розроблено комп’ютерну імітаційну модель медичного зображення та створено спрощену математичну модель томографічного зображення. Отримано радоніський образ томографічного зображення та проведено його реконструкцію зображення та підібрано параметри для покращення якості томографічного зображення..

Ключові слова: комп’ютерна томографія, рентгенівський симулятор, мікроконтролер, математична модель, конструювання.

ANNOTATION

Poberezhny Vasyl. Upgraded device for radiation therapy. - Manuscript.

Master's qualification work in specialty 163 - biomedical engineering, TNTU, Ternopil, 2020.

In the master's qualification work, an analysis of the terms of reference, a review of known solutions and the choice of a research direction, a mathematical model of a device for radiation therapy was built, a design analysis of technical solution schemes and a parametric synthesis of a modernized device was carried out, a device design was developed.

A computer simulation model of a medical image was developed and a simplified mathematical model of a tomographic image was created. A radon image of the tomographic image was obtained and its image was reconstructed and parameters were selected to improve the quality of the tomographic image.

Key words: computed tomography, X-ray simulator, microcontroller, mathematical model, design.

ЗМІСТ

ВСТУП ……... 7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА …….. 9
1.1 Обгрунтування проблеми …….. 9
1.2 Будова рентгенівського симулятора …….… 9
1.3 Узагальнена схема симулятора SLS-9 …… 11
1.4 Огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження …….…….. 12
1.5 Висновок до розділу 1…… 15
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА ..…… 16
2.1 Конструкторська частина …….…….… 16
2.2 Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень пристрою …….. 35
2.3 Висновок до розділу 2 ……..…….……. 38
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА ……... 39
3.1 Створення спрощеної математичної моделі заданого томоґрафічного зображення …… 39
3.2 Отримання РО для заданого зображення …….. 42
3.3 Реконструкція зображення ….…….…….. 44
3.4 Підбір параметрів для покращення якості зображення ……... 45
3.5 Висновок до розділу 3 ……..……. 47
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ ……. 49
4.1 Охорона праці ……... 49
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях……..…… 52
4.3 Висновок до розділу 4 …….. 56
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ 57
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 58
ДОДАТКИ 61

ВСТУП

Актуальність теми. В даний час у медичних дослідженнях широко використовуються комп'ютерні томографи. З їх допомогою можна отримати поперечне комп'ютерно-томографічне зображення. Це зображення має цілий ряд переваг, включаючи можливість його реконструкції в потрібній проекції, а також високу роздільну здатність для передачі низько-контрастних об'єктів, що у комп'ютерних томографів значно вище, ніж в інших методах побудови рентгенівського зображення. Недоліком комп'ютерних томографів є їх дороговизна. Однак існує можливість одержання реконструйованого зображення аналогічного комп'ютерно-томографічному за допомогою рентгенівського симулятора для планування променевої терапії, який має деяку схожість з томографом (джерело і приймач рентгенівського випромінювання, які обертаються навколо тіла пацієнта).

Рентгенівські симулятори знаходять застосування в онкодиспансерах. Для використання симулятора як томографа необхідно, при обертанні випромінювача і приймача (що знаходяться на протилежних сторонах гантрії) навколо об'єкта, неперервно записувати одержуване зображення в пам'ять ЕОМ. Далі, шляхом застосування спеціальних алгоритмів можна одержати зображення аналогічне тому, що одержують за допомогою комп'ютерних томографів. Тут постає задача запуску і зупинки програмного забезпечення, що захоплює відеопослідовність при досягненні гантрії симулятора певних кутів повороту.

Таким чином тема кваліфікаційної роботи магістра є актуальною.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є модернізація приладу для променевої терапії.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

– провести аналітичний огляд відомих рішень для вибору напряму досліджень;

– розробити математичну модель приладу для променевої терапії;

– провести конструкторський аналіз схемо-технічних рішень та параметричний синтез приладу;

– побудувати комп’ютерну імітаційну модель томографічного зображення.

Об’єкт дослідження: процес модернізації приладу для променевої терапії.

Предмет дослідження: схемотехнічні та конструкторські рішення приладу.

Методи дослідження побудовано на базі принципів доказової медицини для обґрунтування моделі томографчного зображення і методів оцінювання його параметрів. Для програмної реалізації алгоритмів опрацювання використано пакет прикладних програм MATLAB.

Практичне значення одержаних результатів. Модернізований прилад та його застосування уможливить покращення технічних показників приладу, а також високу надійність при експлуатації.

Апробація результатів дослідження. Викладені в кваліфікаційній роботі результати доповідались і обговорювались на III Міжнародній студентській науково-технічній конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (м. Тернопіль, 2020 р).

РОЗДІЛ 1
АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Обгрунтування проблеми

Рентгенівський симулятор — це апарат для визначення величини і положення (орієнтації і відділення від випромінювача) області опромінення, а також маркування цієї області на тілі пацієнта при планованій променевій терапії, яка проводиться далі на потужних апаратах з використанням радіоізотопів і прискорювачів частинок. Симулятор також засіб контролю змін осередку захворювання внаслідок опромінення. На основі даних цього контролю лікар приймає рішення про зміну параметрів опромінення при подальшому лікуванні.

Важливість створення і застосування симуляторів зумовлена великою потужністю випромінювання при променевій терапії і необхідністю досить точно направляти його потік на осередок захворювання для досягнення максимального лікувального ефекту при мінімальному впливі на здорові тканини та органи.

Симулятор за своїми електричними і радіаційними параметрами аналогічний діагностичним апаратам. Однак по конструкції і параметрам своїх штативних пристроїв він у відповідності з призначенням має велику подібність з пристроями для променевої терапії.

1.2 Будова рентгенівського симулятора

Потужний рентгенівський випромінювач та підсилювач рентгенівського зображення закріплені на протилежних кінцях П-подібної дуги, яка може здійснювати обертовий рух відносно горизонтальної осі, яка закріплена в станині, що знаходиться на підлозі [2].

Напроти штативу випромінювача і пристрою реєстрації зображення (ПРЗ) встановлено стіл з плаваючою декою, яка розміщена між випромінювавчем і ПРЗ. Завдяки оберту дуги, поступальним рухам деки стола і обертам станини стола пучок

випромінювання може бути напрямлений під довільним кутом в будь-яку точку тіла пацієнта, який лежить на столі.

Каретки, які несуть на собі випромінювач і ПРЗ, можуть здійснювати незалежні поступальні рухи в площині дуги перпендикулярно осі обертання останньої. При подібному поперечному переміщенні випромінювача змінюється фокусна відстань. Це переміщення дає можливість узгоджувати установку симулятора з геометричними параметрами різних терапевтичних апаратів. В свою чергу, переміщення ПРЗ приводить до зміни формату зображення рентгеноскопії. Використовуючи цей рух ПРЗ при обертанні П-подібного плеча, можна підтримувати однакову відстань від ПРЗ до стола. При одночасному русі випромінювача і ПРЗ змінюється масштаб зображення.

Випромінювач містить глибинну діафрагму, маркер поля опромінення і світловий далекомір. До складу маркера входять світловий проектор та молібденові нитки, які утворюють координатну сітку, видиму в рентгенівському випромінюванні і проектовану світловим проектором на тіло пацієнта. Рентгенівське і світлове зображення сітки співпадають в просторі. Переміщуючи шторки діафрагми за допомогою електродвигунів, можна встановлювати величину поля опромінення тіла пацієнта за розмірами рентгенівського зображення осередку захворювання. Кутове положення поля в залежності від орієнтації осередку задають поворотом глибинної діафрагми і маркера відносно центрального променя.

Прямі та зворотні повороти несучої дуги і глибинної діафрагми з маркером, прямі та зворотні переміщення випромінювача, ПРЗ і шторок глибинної діафрагми задаються натисканням відповідних клавіш на пульті керування. Вибраний рух припиняється при звільненні натиснутої клавіші. Після припинення руху на шкалах, розміщених на пульті керування, а також на П-подібному плечі, корпусі діафрагми та опорі стола можна прочитати числові значення кутових і лінійних координат, які визначають величину, положення поля опромінення і її віддаленість від випромінювача.

До складу симуляторів входять потужні автономні рентгенівські пристрої живлення. Вибір оптимального положення пацієнта відносно випромінювача,

орієнтації і розмірів області опромінення для наступного лікування здійснюють під час рентгеноскопії з використанням ПРЗ та телевізійного екрану. Зображення, з координатною сіткою, яке відповідає цим умовам, фіксують на широкоформатній рентгенівській плівці, яка знаходиться в автоматичній касеті під столом пацієнта. Після вимикання рентгенівського випромінювання вмикають світловий маркер і обводять олівцем спроектовані на тіло пацієнта лінії координатної сітки [5,6].

Отримані за допомогою симулятора числові дані, рентгенограми і маркування на тілі пацієнта служать основою для точного планування променевої терапії [1].

1.3 Узагальнена схема симулятора SLS-9 [3]

Симулятор SLS-9 фірми PHILIPS дає можливість точно визначити місце локалізації пухлини в тілі пацієнта. Цей симулятор призначений для проведення радіографії, рентгеноскопії, телетерапії. Симулятор включає в себе: стіл для пацієнта, гантрію — П-подібну дугу із закріпленими на її протилежних кінцях рентгенівського випромінювача та приймача зображення, пульт керування, монітори для спостереження за дослідженнями (див. Рис. 1.1).

В якості приймача рентгенівського зображення в симуляторі використовується рентгенівський електронно-оптичний перетворювач (РЕОП). Він представляє собою електровакуумний пристрій, всередині якого вхідний екран перетворює рентгенівське зображення у видиме з подальшим підсиленням його яскравості електронно-оптичною системою.

В РЕОП рентгенівський екран знаходиться в оптичному контакті з фотокатодом всередині вакуумної колби. В ньому відбувається потрійне перетворення зображення:

- рентгенівське зображення перетворюється в світлове вхідним люмінесцентним екраном, розміщеним у вакуумній колбі;
- світлове зображення через тонку прозору перегородку переноситься на фотокатод, де воно перетворюється в електронне;
- після прискорення в електричному полі і електростатичному фокусуванні електродами електрони утворюють зфокусоване зменшене зображення

на площині катодолюмінесцентного екрану, де знову виникає світлове зображення. Далі зображення фіксується відеокамерою і видається на монітор.

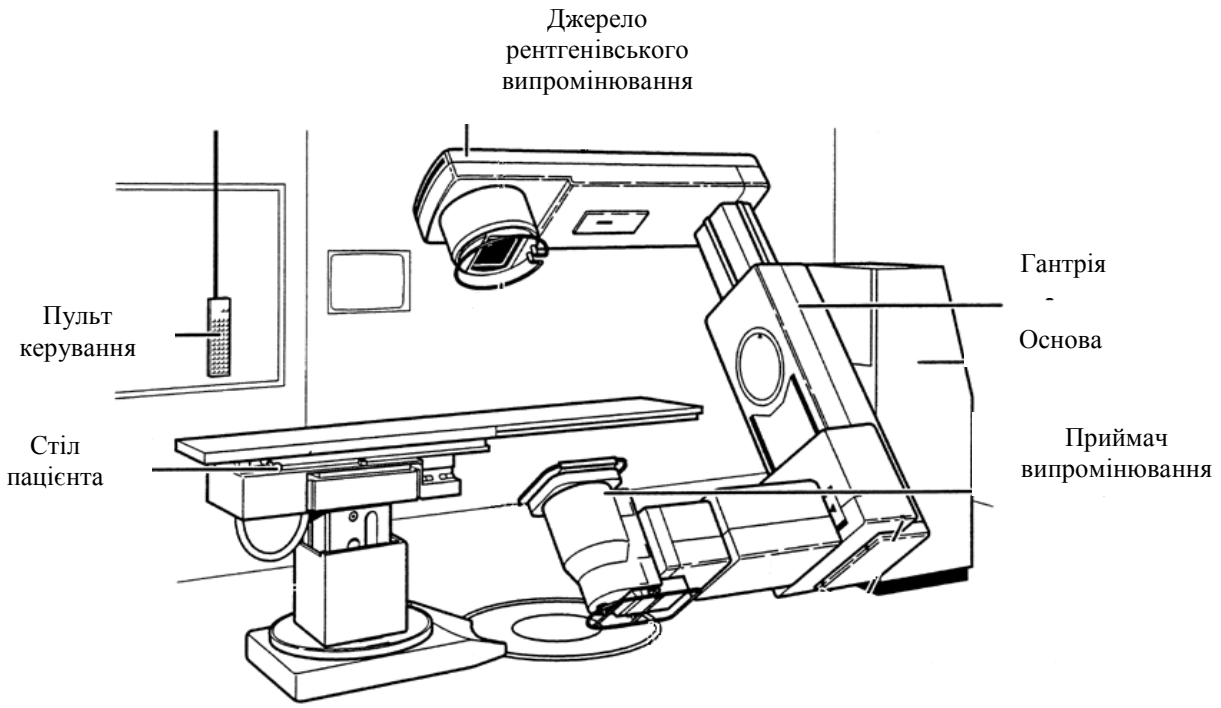


Рис. 1.1 – Узагальнена схема основних вузлів рентгенівського симулятора SLS-9 фірми PHILIPS.

Як відомо, за допомогою комп’ютерної томоґраф ії (КТ) можна виокремити плоске січення тіла; при цьому рентгенівське випромінювання проходить крізь це січення лише в тих напрямках, які лежать всередині нього і паралельні цьому січенню. Частина тіла, розміщена поза даним січенням є з рентгенівським пучком, і тим самим знімається проблема, характерна для звичайної рентгенографії, проблема накладання паразитних зображень від різних глибин [3].

Приймач
випромінювання

1.4 Огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження

Рентгенівське зображення, отримане за допомогою комп’ютерної томоґраф ії, представляє собою зображення деякого зрізу (товщиною, як правило, декілька міліметрів).

Комп’ютерні томоґраф и створюють цифрове зображення шляхом вимірювання інтенсивності рентгенівських променів, які пройшли через тіло під час обертання рентгенівської трубки навколо пацієнта. Коефіцієнт поглинання розгалуженого пучка рентгенівських променів в об’єкті вимірюється за допомогою набору від декількох сот до декількох тисяч рентгенівських детекторів (як правило, твердокристалічних). Детектори збирають інформацію в кожній з проекцій, яка потім оцифровується і аналізується комп’ютером. На основі отриманих даних комп’ютер реконструює поперечне комп’ютерно-томоґраф ічне зображення. Це зображення має цілий ряд переваг, включаючи можливість його реконструкції в потрібній проекції, а також високу здатність до передачі низькоконтрастних об’єктів, яка у комп’ютерних томоґраф ів значно вища, ніж у інших методів побудови рентгенівського зображення.

Отримані за допомогою комп’ютерної томоґраф ії знімки відображають анатомічну структуру об’єкту в даному січенні з просторовою роздільною здатністю близько 1 мм і роздільною здатністю по густині — краще 1%.

На сьогодні розроблено велику кількість ефективних алгоритмів, які дають можливість на швидкодіючих комп’ютерах отримувати томограми за проекціями та реалізованих на комерційних комп’ютерних томоґраф ах.

Конструктивно комп'ютерний томоґраф зазнав значних змін. Виділяють п'ять поколінь КТ-сканерів.

Перше покоління (з 1973 р) – гостронаправлена рентгенівська трубка і детектор синхронно пересуваються уздовж рами, вимірювання відбуваються у 160 положеннях трубки, далі здійснюється поворот рами на 1° і вимірювання повторювалися. Тривалість вимірювань біля 4,5 хвилин, а час на опрацювання отриманих результатів та реконструкцію зображення близько 2,5 години.

Друге покоління (зокрема, CT-1010, EMI, Великобританія) – декілька детекторів, які одночасно виконують роботу, рентгенівська трубка випромінює

віяловий пучок. Аналогічно із представниками томоґрафів першого покоління використовується паралельне сканування. Кут повороту збільшується до 30˚. Загальна тривалість вимірювань – 20 секунд.

Третє покоління (середина 1970-их р.р.) – трубка випромінює широкий пучок променів (у фоомі віяла), який напрямлений на детектори (біля 700), що розташовані по дузі. Це уможливило безперервний оберт трубки та детекторів на 360° (за годинниковою стрілкою) внаслідок використання кільця ковзання при підведенні напруги, що дозволило обійтись без переміщення трубки та скоротити час, щоб отримати одне зображення, до 10 секунд. Такі томоґрафи дали можливість проведення досліджень рухомих частин тіла (легені, черевна порожнина) і зробили можливим розробку спірального алґоритму збору даних. Всі сучасні медичні комп'ютерні томоґрафи належать до третього покоління.

Четверте покоління (Pfizer 0450, США) – нерозривне нерухоме кільце детекторів (+1088 люмінесцентних датчиків), рентгенівська трубка обертається навколо пацієнта і випромінює, у формі віяла, пучок променів. Тривалість сканування (для кожної проекції) – до 0,7 с, а якість зображення покращилась. Тут є необхідним врахування впливу ефекту розсіювання при перенесенні випромінювання, яке в залежності від використовуваної енергії джерела може бути релеївським чи комптонівським.

П’яте покоління (початок 1980-х р.р.) – електронно-променеві томоґрафи в яких потік електронів утворюється за допомогою нерухомої електронно-променевої пушки, яка розміщена за томоґрафом. При проходженні через вакуум, потік фокусується і спрямовується електромагнітними котушками на вольфрамну мішень у вигляді дуги кола (біля 210°), розташовану під столом пацієнта. Мішені, які розміщені в чотири ряди, мають велику масу і охолоджуються проточною водою для тепловідведення. Навпроти мішеней розташована нерухома система швидкодіючих твердотільних детекторів, розташованих у формі дуги (216°). Такі томоґрафи використовуються при дослідженнях серця, оскільки дають можливість отримувати зображення за 33 мс зі швидкістю 30 кадрів / секунду, а число зрізів не обмежується теплоємністю трубки. У цих зображення відсутні артефакти

спричинені пульсаціями серця, але є більш низьке співвідношення сигнал / шум [40].

1.5 Висновок до розділу 1

У розділі на основі огляду відомих аналогів та аналізу технічного завдання до кваліфікаційної роботи встановлено підстави для модернізації приладу для променевої терапії наприкладі рентгенівського симулятора. Вихідним документом є технічне завдання. Вимоги, які висуваються до конструкції приладу визначаються його областю застосування, умовами експлуатації, типом виробництва. Ці вимоги зведені у технічному завданні на модернізацію.

РОЗДІЛ 2
ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Конструкторська частина

2.1.1 Побудова математичної моделі. Сигнал – фізичний процес різної природи, спонтанно вимірюваний чи штучно викликаний і розповсюджуваний у просторі і часі, що у змінах своїх характеристик (параметрів) відображає просторово-часову структуру досліджуваного об’єкту, і є тому засобом перенесення відомостей про об’єкт [4].

Модель – математичний об’єкт, який у стислій конструктивній формі охоплює суттєві для певного класу розв’язуваних задач властивості досліджуваного об’єкту – підстава теоретичного аналізу фізичних закономірностей для інженерних розрахунків технічних засобів, їх використання [4].

Постановка задачі для побудови математичної моделі. Реконструкція зображень за їх проекціями — тобто задача томоґрафії включає в себе три аспекти:

математичний (ґеометричний) — визначає теоретичну можливість отримання зображень за проекціями (значень функції всередині об’єкта за інтеґралами на його границях) та задає алґоритми реалізації реконструкції (методи розв’язання основної задачі томоґрафії) [8,9];

фізичний — задає фізичні принципи, природу сиґналів, що дозволяють отримати проекційні дані для реконструкції зображення внутрішніх структур об’єкта, задає математичну модель томоґрафії, яку необхідно узгодити з інтеґральною ґеометрією Радона [7-9];

технічний — задає засоби відбору фізичних сигналів, даних та реалізації алґоритмів реконструкції.

Без врахування всіх трьох аспектів при проектуванні комп’ютерних томоґрафів реалізувати реконструкцію зображень неможливо.

Інтеґральна ґеометрія Радона [7], яка є математичною основою методу реконструкції, дозволяє точно знайти розподіл речовини в січенні лише за заданим повним набором проекцій при нескінченій кількості ракурсів. З математичної точки зору набір проекцій являє собою сукупність лінійних інтеґралів по прямих. що проходять через досліджуваний біооб'єкт під різними кутами: $R(s,\varphi)=\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\delta(x\cos\varphi+y\sin\varphi-s)dxdy$. Цю математичну абстракцію необхідно узгодити з фізичними реаліями: взаємодія енерґії сиґналу з речовиною може мати нелінійний характер; випромінювання може бути не колімованим (замість прямої — смуга певної ширини або конус), або поширюватись не по прямій, а за сукупністю кривих; характеристики поля сиґналу можуть бути нестаціонарними в часі та просторі та ін.

Для врахування описаних фізичних проблем детально розглянемо загальну схему фізичних процесів, що відбуваються при отриманні проекційних даних.

Загальна фізична схема томографії [9]. Нехай φ — функція поля всередині об’єкта контролю (для деяких видів томоґрафії вона може характеризуватись потоком випромінювання, що використовується для дослідження об’єкта), а ψ — функція енерґії джерела — характеризує вектор джерел сиґналу (поля, випромінювання). Вони належать відповідним нормованим просторам: $\varphi\in\Phi, \psi\in\Psi$.

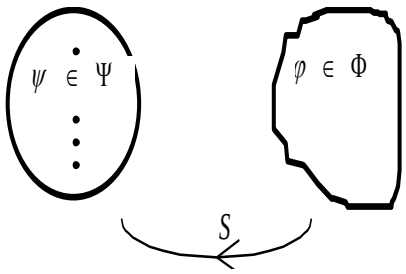


Рис. 2.1 – Фізична схема томографії (пояснення в тексті).

На основі певних фізичних законів (рівняння переносу, закону збереження енерґії тощо) можна записати оператор S — оператор взаємодії енерґії з речовиною,

який задає співвідношення $S\varphi = \psi$ між значенням функції поля в кожній точці простору φ та характеристиками джерел ψ, тобто здійснює перехід (відображення) $S : \Phi \to \Psi$ (див. рис. 1.2). Позначимо через S_f оператор, який враховуватиме розподіл в просторі деякої характеристики об'єкту дослідження $f \in F$.

Оскільки в технічній системі джерела сиґналу, як правило є штучно створені, і тому їхні характеристики ψ можна вважати відомими, то для знаходження значення функції поля у будь-якій точці простору необхідно знайти обернений по відношенню до S_f оператор S_f^{-1}. Тоді

$$\varphi = S_f^{-1}\psi . \tag{2.1}$$

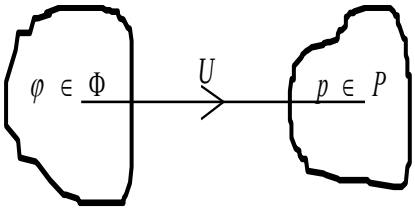


Рис. 2.2 – Функція виміряної поза об'єктом енергії.

Безпосередньо знайти φ в кожній точці простору ми не можемо, при реєстрації сиґналу (характеристик фізичного поля, випромінювання) діє певний оператор вимірювання U (оператор спостереження) і ми отримуємо

$$p = U\varphi , \tag{2.2}$$

де $p \in P$ — функція виміряної поза об'єктом енерґії (див. рис. 1.3).

Взявши до уваги (2.1), маємо:

$$p = US_f^{-1}\psi . \tag{2.3}$$

Вираз (2.3) є записом основного рівняння томоґрафії, виходячи з фізичних принципів. Якщо приймати до уваги сам об'єкт (функцію розподілу його характеристик f), то можна ввести оператор T такий, що

$$Tf = US_f^{-1}\psi, \tag{2.4}$$

тоді рівняння (2.3) можна записати:

$$p = Tf. \tag{2.5}$$

Розв'язавши (2.5) відносно f, тобто знайшовши обернений оператор T^{-1}, отримаємо характеристики об'єкта.

Щоб розв'язати основну задачу томоґрафії, є необхідним: вибір відповідного носія сиґналу (фізичне поле) φ; створення вимірювальної схеми ψ, S_f та *U*, яка ю задоввльнила існування оператора T^{-1} його реалізацію обчислювальними технічними засобами.

Основне рівняння томоґрафії [8]. В ідеальному випадку вигляд оператора T мав би співпадати з інтеґральним оператором Радона: $R(\bullet) \equiv \int_L (\bullet) dl$ *[8]. Для досягенення цього найкраще підходить X-променева томоґрафія. Таким чином творивши певну вимірювальну систему, можна доягнути відповідності T та R.*

Взаємодія X–випромінювання, що є сиґналом, який переносить інформацію про фізичні характеристики об'єкта дослідження в X-променевому томоґрафі, найточніше описується за допомогою виразу:

$$S_f I \equiv \Omega \nabla I + f(r,E) I - \int_{E_1}^{E_2} dE' \int \Sigma_c(\Omega', E', \Omega, E) I(r, \Omega', E') d\Omega' = I_0(r, \Omega, E), \tag{2.6}$$

де r,Ω – просторові та кутові координати, відповідно; E — енергія фотонів; $I(r,\Omega,E)$ — розподіл енергії; $I_0(r,\Omega,E)$ — функція густин джерел X випромінювання; $f(r,E)$ – характеристики речовини; Σ_c – макросічення розсіювання (релеївського та комптонівського).

Оператор S_f та функції φ і ψ відповідно матимуть вигляд:

$$S_f(\bullet) \equiv \Omega\nabla(\bullet) + f(r,E)(\bullet) - \int_{E_1}^{E_2} \left[\int \Sigma_c(\Omega',E',\Omega,E)(\bullet)_{r,\Omega',E'} d\Omega' \right] dE',$$

$$\varphi \equiv I(r,\Omega,E),\ \psi \equiv I_0(r,\Omega,E).$$

Рівняння Больцмана розглядає стаціонарний випадок, коли існує рівновага між процесами ґенерування, поглинання, розсіювання та розповсюдження в просторі X-фотонів. Воно являє собою диференціальне рівняння *I*-го порядку для багатовимірного (3-вимірного) випадку. Для того, щоб його розв’язати, потрібно задати відповідні краєві і граничні умови, які задаються схемою сканування та власне конструкцією випромінювачів, властивостями біооб’єкту та його розташуванням по відношенню до системи сканування.

Енергія X-випромінювання, яка використовується у томоґрафії не більше 120 кеВ [9], а основну частку розсіяних фотонів (>99%) складають разово розсіяні фотони [5,6].

Якщо знехтувати впливом розсіяних фотонів, то рівняння (2.6) можна спростити до такого вигляду:

$$S_f I \equiv \Omega\nabla I_p + f(r,E) I_p = I_0(r,\Omega,E). \qquad (2.8)$$

Для того, щоб знайти аналітичний розв'язок цього рівняння, зробимо ряд припущень, які б спостили його вигляд. Розглянемо найпростіший випадок, коли джерело — точкове, випромінювання поширюється пучком нескінченно малої ширини, за спектральною характеристикою випромінювання моноенерґетичне.

Такого роду модель є адекватною для сучасних томоґрафів з паралельною схемою сканування, які застосовують коліматори для зменшення ширини пучка фотонів та ослаблення ефектів розсіювання та спеціальні технічні рішення для завуження ширини спектру X випромінювання та досить високі рівні енергії. Тоді, взаємодію випромінювання з речовиною описано за допомогою виразу:

$$S_f I \equiv \Omega \nabla I_p + f(r,E) I_p = c_0 \delta(r - r_0) \delta(\Omega - \Omega_0) \delta(E - E_0), \qquad (2.9)$$

де $c_0 > 0$ – потужність джерела випромінювання; r_0 – його координати; Ω_0 – напрям колімації; E_0 — енергія X-фотонів джерела.

Для двовимірного випадку, розв'язуючи (1.9) відносно $I_p(r,\Omega,E)$ і замінивши $r = (x,y) \to (s,\varphi)$, де $\rho = (s,\varphi)$ — нормальні координати на площині, одержимо:

$$S_f^{-1} c_0 \equiv c_0 \exp\left\{ - \int_{\Gamma(s,\varphi)} f(x,y) d\sigma \right\} = I_p(s,\varphi,E_0), \qquad (2.10)$$

де c_0 – потік джерела випромінювання, $\Gamma(s,\varphi)$ — лінія поширення випромінювання. Для отримання з (2.10) вигляду основного рівняння томоґрафії поділимо праву і ліву його частину на c_0 і прологарифмуємо його. В результаті отримано:

$$US_f^{-1} c_0 \equiv \int_{\Gamma(s,\varphi)} f(x,y) d\sigma = R(s,\varphi). \qquad (2.11)$$

Останнє рівняння моделює роботу X-променевого томоґрафа в ідеальному випадку. Вираз (2.11) є математичним записом перетворення Радона. Задача знаходження оберненого перетворення для відновлення зображення за проекціями є розв'язаною для загального випадку [5,6].

Коли припущення про моноенергетичний спектр є неадекватним, тобто *I* залежить від енергії *E,* формула (2.10) перепишеться у вигляді [5]:

$$I_p(s,\varphi,E)=\int I_0(E)\exp\left\{-\int\limits_{\Gamma(s,\varphi)} f(x,y,E)d\sigma\right\}dE. \qquad (2.12)$$

2.1.2 Розробка схеми електричної принципової. Виходячи із розробленої структурної схеми, можна виділити наступні частини проектованої схеми.

Аналогово-цифровий перетворювач (АЦП) вбудований в мікроконтролер повинен перетворювати аналоговий сигнал, пропорційний куту повороту гантрії стимулятора в цифровий код для подальшої обробки за допомогою ЕОМ.

Двохсторонній обмежувач рівня необхідний для обмеження рівня вхідного аналогового сигналу, для запобігання виходу АЦП з ладу при повороті гантрії понад допустимого діапазону.

Необхідно також забезпечити захист АЦП, для запобігання подання на нього сигналів при вимкнутих напругах живлення.

Джерело живлення повинно служити для забезпечення функціонування пристроїв, які входять в схему. Для спрощення схем живлення пропонується вибирати для використання елементи з однаковими вимогами до напруг живлення

З метою інформування про ввімкнутий стан пристрою, необхідно передбачити який-небудь пристрій індикації.

2.1.3 Параметричний синтез модернізованого приладу

В и б і р м і к р о к о н т р о л е р а . Для перетворення аналогового сигналу від давача положення гантрії в цифрову форму, для подальшої обробки за допомогою ЕОМ необхідно використання аналогово-цифрового перетворення.

У мікроконтролері вхідним сигналом є напруга, а вихідним — цифровий код, який відповідає цій напрузі, він утворюється в результаті квантування вхідної напруги по рівням. Принцип роботи АЦП залежить від методу перетворення. За алгоритмом перетворення основні методи перетворення, які використовуються в схемах АЦП, поділяються на методи: послідовного відліку, порозрядного врівноважування (послідовного відліку) і паралельної дії (зчитування) [5].

Найбільш швидкодіючими є АЦП паралельної дії, однак вони також є самими складним і дорогими. АЦП послідовного відліку мають саму низьку швидкодію. Широко поширені АЦП послідовного наближення мають середню швидкодію.

Виходячи із специфіки задачі, для її виконання підійдуть функціонально завершені АЦП, які придатні для безпосереднього спряження з ЕОМ, Такі АЦП вимагають мінімальної кількості допоміжних елементів, мають вбудовані джерела опорної напруги, генератори тактових імпульсів буферні регістри з трьома станами. Важливою вимогою є робота АЦП з ТТЛ рівнями для безпосереднього під'єднання до паралельного порта ЕОМ,

Визначимо необхідну розрядність АЦП, Для забезпечення точності менше одного градуса число розрядів має бути: $n > \log_2 360$. Тобто, n має бути: $n \geq 9$.

Враховуючи вищесказане вибираєм мікроконтролер сімейства AT89 — AT89C51CC03CA-1M, виконаний по КМОН-технології.

Функціональна електрична схема мікроконтролера AT89C51CC03CA-1M показана на рис. 2.3.

Даний мікроконтролер містить в собі:

8-розрядний ЦПУ, оптимізований для функцій керування;
Розширені можливості побітної обробки;
вбудована Flash пам'ять програм;
вбудований ОЗУ даних;
двонапрямлені індивідуально адресовані лінії вводу/виводу;
вбудовані 16-розрядні таймери/лічильники подій;
повний дуплексний UART;
декілька джерел переривань з декількома рівнями пріоритету;
вбудований тактовий генератор;
пасивний (idle) і стоповий (power doun) режими;
можливість розширення зовнішнього ОЗУ і ПЗУ до 64 Кбайт;
режим внутрісхемної емуляції (ONCEa - on circuit emulation).

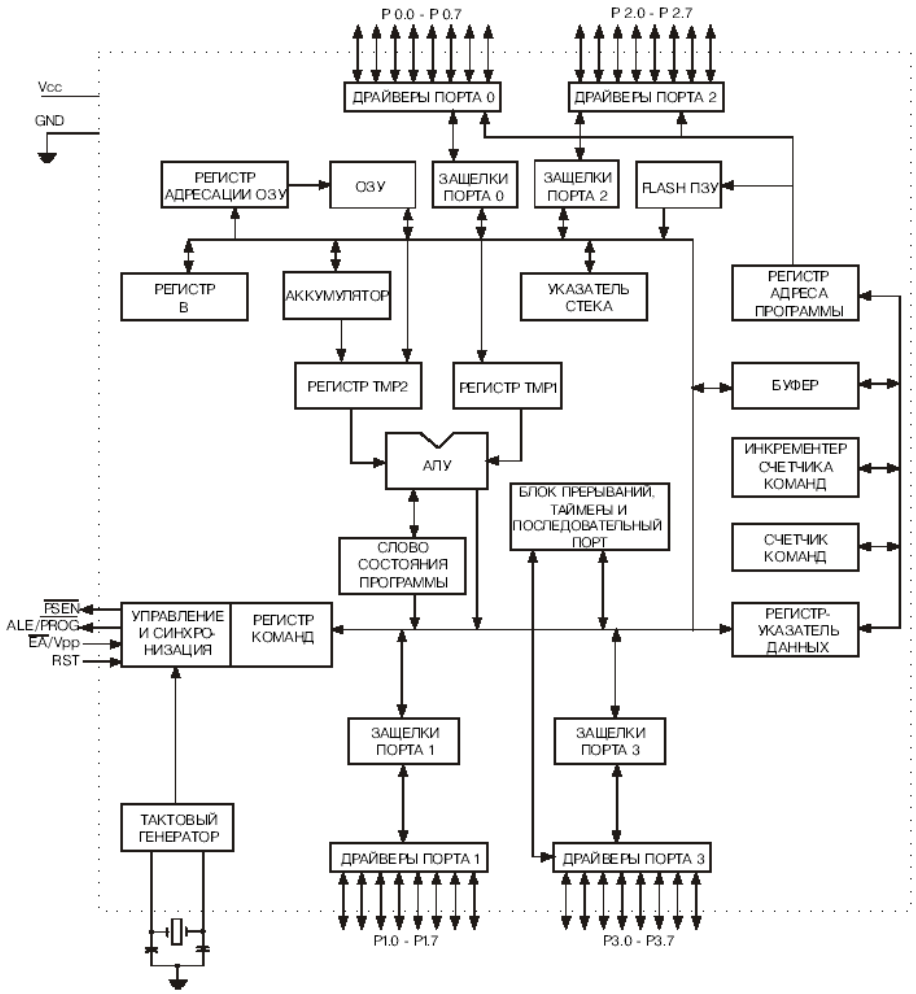


Рис. 2.3 – Функціональна електрична схема мікроконтролера AT89C51CC03CA-1M.

Мікроконтролер фірми Atmel, побудований із застосуванням архітектури 8051, включає MCS-51® в корпусах стандартних типорозмірів з підтримкою функції внутрісистемного програмування, а також, похідні різновиди мікроконтролерів (ROMLESS, ROM, OTP і FLASH) в малогабаритних корпусах з 20-ма виводами.

Його характеристиками є: струм споживання при активному режимі (частота 12 МГц) біля 25 мА, в пасивному режимі (зупинка ЦПП, система переривань, ОЗП, таймери / лічильники подій та послідовний порт – активні, струм споживання зменшується до 15% струм споживання, в режимі «стоп» не більше 100 мкА.

Мікроконтролери AT89 використовуються як вбудовані керуючі контролери в промисловому (-40°C...85°C) і комерційному (0°C...70°C) діапазонах температур.

Основні електричні параметри мікросхеми мікроконтролера AT89C51CC03CA-1M представлені в таблиці 2.1, номера виводів показані на рисунку 2.2.

Таблиця 2.1

Основні характеристики мікроконтролера AT89C51CC03CA-1M

Тип приладу	Сумісність	Напруга жив.(мл), VCC, В	Об'єм Flash ПЗП, байт	Об'єм ПЗП, байт	Групи за тактовою частотою, МГц	Споживання Макс. В актив. (пасив.) режимі, f=12 МГц, VCC=6В, мА	Темп-ний діап.	Тип корпусу (Millitary і Millitary/883 С версії)
AT89C51	80C31	5±20% (5±10%)	4К	128	12, 16, 20, 24	20 (5)	Пром., Комерц., Авто., (Mill.)	44QFP, 44PLCC, 44PQFP, 40PDIP

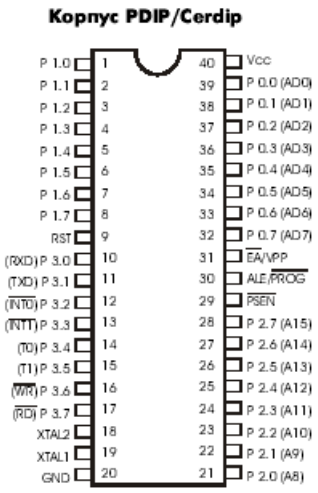


Рис. 2.4 – Номера виводів AT89C51CC03CA-1M.

Обмеження рівня вхідного аналогового сигналу. Кут повооту гантрії можна бачити на її центральній частині. Там знаходиться нерухома кругова шкала з відліками в градусах.

При обертанні гантрії, мітка переміщуючись навколо шкали, дає інформацію про кут повороту. Давач положення гантрії представляє собою змінний багато обертовий резистор, який живиться від двополярної напруги (10 В). Середня точка

резистора, при якій напруга на його виході рівна нулю, відповідає нулю градусів положення гантрії симулятора.

При обертанні гантрії в бік 10 градусів відбувається пропорційне зменшення напруги на центральному виводі резистора, і до 180 градусам воно досягає -7,2 В. При обертанні в цей бік, можна досягнути граничного для обертання в данний бік кута 220 градусів при напрузі на резисторі -8,8 В. Якщо проводити обертання від нуля в бік 350 градусів, то до 180 градусів напруга на здавачі буде 7,2 В. Далі при граничному куті 140 градусов напруга досягає 8,8 В. Т.т. при одинакових кутах повороту гантрії давач кута може подавати різні значення в залежності від того обертанням в який бік цей кут був досягнутий.

Згідно завдання, обробку кута повороту гантрії необхідно проводити при її обертанні від 0 до 180 градусів в той чи інший бік. Тому, з метою запобігання втрати точності, динамічний діапазон АЦП буде використовуватись в цьому діапазоні кутів. Тобто, рівень сигналу при повороті гантрії на 360 градусів буде відповідати зміні вихідного коду АЦП від 0 до 1023. Однак, немає гарантій, що не відбудеться поворот гантрії на більший кут, наслідком чого стане перевищення рівня сигналу на вході АЦП з наступною можливістю виходу його з ладу. В цьому випадку необхідно передбачити захист входу АЦП від перевищення допустимого рівня сигналу при випадковому повороті гантрії більше ніж на 180 градусів від нульового положення.

Як було сказано вище, рівень сигналу, який відповідає повороту гантрії від 180 до 180 градусов повинен відповідати повній шкалі АЦП. При такому повороті гантрії сигнал змінюється від -7,2 В до 7,2 В. Повна ж шкала АЦП відповідає діапазону -5,12 ... +5,12 В. Т.т. необхідно перетворити сигнал із зменшенням його амплітуди (зменшення повинно бути лінійним). Відомо, що лінійно зменшити напругу сигналу можна за допомогою звичайного резистивного подільника. Знаючи вхідний опір АЦП, і задавшись струмом подільника, визначаються номінали його резисторів При цьому необхідно додати змінний резистор для настройки подільника, так як номінали резисторів можуть відрізнятися від розрахованих. Однак, в даному випадку просте застосування резистивного подільника буде

невиправданим, оскільки необхідне двохстороннє обмеження аналогового сигналу по рівню для захисту входу АЦП.

Ефективним способом обмеження рівня вхідного сигналу є використання діодного захисту [7] Для цього створюються два джерела напруги з напругами меншими рівнів необхідного обмеження (на рівень падіння напруги на діоді). Потім вони через діоди підключаються до лінії, по якій проходить обмежуваний сигнал. Джерела напруги можна створити за допомогою подільників напруги. Але тут існує обмеження: еквівалентний опір джерела повинен бути малим в порівнянні із опором джерела сигналу. Тому для ефективної роботи такого обмежувача, в якості джерела напруги необхідно застосувати низькоомний подільник, що приводить до підвищеного енергоспоживання. Крім того обов’язково необхідна настройка подільників Кардинальним розв’язанням даної проблеми є використання в якості джерел напруги параметричних стабілізаторів на стабілітронах. Але звичайні стабілітрони загального застосування не можуть забезпечити необхідної точності: допуск на напругу стабілізації у більшості з них коливається в межах 20%, а температурний коефіцієнт стабілізації дуже великий. Тоді як АЦП вимагає обмеження рівня максимальної додатної напруги на рівні 5,5 В, а робочий діапазон (повна шкала) закінчується на відмітці 5,12 В. Тому при застосуванні звичайних стабілітронів можливо або перевищення допустимої напруги на його вході, або обрізання робочого сигналу. Виходом є застосування спеціальних прецизійних стабілітронів. Але прецизійні стабілітрони на напругу стабілізації менше 6 В не випускаються.

Бажано здійснювати обмеження вхідного сигналу безпосередньо біля входу АЦП, але оскільки необхідні стабілітрони відсутні, можна обмежити вхідний сигнал ще до зменшення його рівня, т.т. обмеження здійснити на рівні 7,2 В (прецизійні стабілітрони з близькими напругами стабілізації є). Потім сигнал, рівень якого не може перевищувати 7,2 В зменшується по амплітуді, і подається на вхід АЦП. При необхідному заданому коефіцієнті передачі, рівень сигналу на вході АЦП не буде перевищувати граничного значення. Хоча у даного методу є недоліки: при настройці коефіцієнту передачі, а також при виході з ладу вузла, який відповідає за зменшення

рівня сигналу, напруга на вході АЦП може перевищити допустиме значення. Але побудова захисту від всіх можливих несправностей приведе до ускладнення схеми, крім того немає гарантій, що у самих засобах захисту не буде відмови. При вибраному способі захисту вхід АЦП захищений від перевищення рівня сигналу за рахунок повороту гантрії понад допустимого діапазону, а також від будь-яких несправностей, включаючи не вірну комутацію провідників, які можуть виникнути поза схемою розроблюваного пристрою спряження. Принципова схема пристрою захисту від перевищення рівня аналогового сигналу представлена на рис. 2.4.

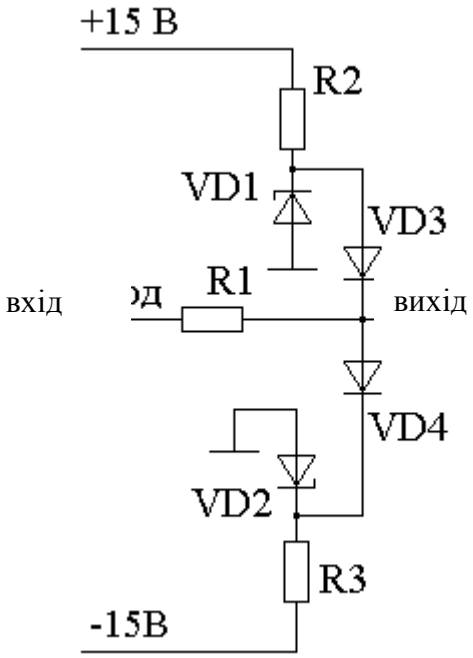


Рис. 2.5 – Двостороній обмежувач рівня для захисту від перевищення рівня вхідного аналогового сигналу.

Стабілітрони *VD1* і *VD2* разом з резисторами *R1* і *R2* для задання струму стабілізації утворюють джерела опорної напруги. Діоди *VD3* і *VD4* використовуються для обмеження рівня аналогового сигналу.

В джерелах напруги, які використовуються для кіл захисту, будуть використовуватись два прецизійних стабілітрона марки КС131А, з номінальною напругою стабілізації 6.6 В. Цей кремнієвий стабілітрон малої потужності призначений для застосування в якості джерела номінальної опорної напруги 6.6 В в

колах постійного струму в діапазоні струмів стабілізації 3...10 мА. Випускається в скляному корпусі з гнучкими виводами. Тип стабілітрону вказаний на корпусі. З боку додатнього виводу (аноду) на корпусі наноситься біла смуга. Маса стабілітрону не більше 5 г. [8] Основні електричні параметри стабілітрону КС131А наведені в табл. 2.2.

Таблиця 2.2.

Основні електричні параметри стабілітрону КС131А

Номінальна напруга стабілізації*, В	6,6
Розкид напруги стабілізації*, %	-5...0...5
Температурний коефіцієнт напруги стабілізації*, % на °С	±0,0005%
Вихід напруги стабілізації*, мВ	-2...-0.5...+1,
Часова нестабільність*, мВ	±1,4
Диференціальний опір при Т=25°С*, Ом	8...11...20
Мінімальний струм стабілізації, мА	7,5
Максимальний струм стабілізації, мА	10
Потужність розсіювання, мВт	70
Температура навколишнього середовища, °С	-60...+125

* При струмі стабілізації рівному 7,5 мА.

Для забезпечення нормальної роботи обмежувачів напруги, необхідно сигнал від давача подавати через резистор. Номінал резистора повинен бути таким, щоб при спрацюванні одного з обмежувачів, струм через відповідний стабілітрон не перевищував встановленої межі. Максимально можливий рівень сигналу, який поступає на схему при граничному повороті гантрії стимулятора не перевищує 9В. Обмеження сигналу проводиться на рівні 7,3 В. Значить падіння напруги на вхідному *R3* не перевищує 1,7 В. Вибравши номінал резистора *R1* рівним 5,1 кОм, максимальний струм обмежувача встановлюється на рівні 0.3 мА. Т.т. при спрацюванні обмежувачів, приріст струму через будь-який із стабілітронів не буде перевищувати 0.3 мА, що не виведе його з робочого режиму.

Визначим номінали резисторів *R1* і *R2*, які задають струм через стабілітрони *VD1, VD2.* Так як, стабілізовану напругу 6,6 В отримуєм з 15В, а номінальний струм стабілізації рівний 7,5 мА, можна визначити номінали резисторів:

$$R1 = R2 = \frac{15 - 6{,}6}{0{,}0075} = 1120 \text{ Ом};$$

Вибравши найближче стандартне значення 1.1 кОм, і взявши резистор з допуском ±10% струм стабілізації буде знаходитись в межах 7,2...8,0 мА, що допустимо для вибраних стабілітронів.

Обмеження сигналу на рівні 7,3 В забезпечується підключенням сигнальної лінії до джерел опорної напруги через діоди *VD3,VD4.* Для цього використовуються германієві діоди КД522, які мають номінальне пряме падіння напруги 0,7 В. Вибір даних пристроїв обумовлений обусловлен підходящим прямим падінням напруги, а також дешевизною і їх малими розмірами. Максимальний постійний прямий струм через діод рівний 16 мА.

Перетворення аналогового сигналу. Після застосування пристроїв обмеження рівня вхідного сигналу виникає необхідність зменшення цього сигналу, для того, щоб він підійшов під параметри мікроконтролера. Найпростіше це зробити за допомогою резистивного подільника. При цьому потрібно врахувати вхідний опір АЦП (необхідний для обмежувачів), параметри самого давача. Сама схема потребує складного налаштування, а при заміні будь-якого параметру можливі перебої в її роботі — зміна напруги спрацювання обмежувачів, рівня вхідного сигналу АЦП. Допустимим вирішенням є використання операційного підсилювача (ОП) як перетворювача напруги сигналу для подачі на вхід АЦП, а також як буфера. Вхідні струми ОП досить малі, і тому обмежуючий резистор, який стоїть на вході, не буде впливати на рівень (напругу) сигналу. Крім того, напруга вхідного сигналу не залежить від вхідного опору АЦП. ОП необхідно використовувати в неінверсному режимі, для забезпечення максимального вхідного опору. Але при такому включенні неможливо забезпечити необхідного коєфіцієнту

підсилення (<1). Тому, після буферного неінвертуючого ОП буде використовуватися ще один ОП, який працює в інверсному режимі з коефіцієнтом підсилення менше одиниці. Застосування для цього подільника навряд чи буде прийнятним, оскільки при розрахунку подільника необхідно враховувати вхідний опір АЦП. А це може привести до похибки при зміні цього параметру.

Коєфіцієнт підсилення першого ОП, який працює в неінвертуючому режимі і використовується в якості буфера рівний одиниці. Проведемо розрахунок необхідного коєфіцієнту підсилення другого ОП, який працює в інферсному режимі і використовується для зменшення рівня сигналу. Так як сигнал, який надходить від давача, симетричний відносно землі, можна робити розрахунок, наприклад, лише для додатнього його значення. Для цього поділим рівень, який відповідає повній шкалі АЦП на максимальний рівень вхідного сигналу:

$$K = \frac{U_{вх.АЦП}}{U_{вх.макс}} = \frac{5{,}12}{7{,}2} \approx 0{,}71;$$

де K — необхідний коефіцієнт підсилення; $U_{вх.АЦП}$ — рівень сигналу, який відповідає повній шкалі АЦП; $U_{вх.макс}$ — максимальний рівень вхідного сигналу (відповідає 180º повороту гантрії).

Таким чином необхідно зменшити сигнал в 1,71 рази або, що еквівалентно, збільшити в 0,71 рази. Розрахуєм номінали резисторів кіл зворотнього зв’язку. Задаючись номіналом резистора *R4*=10 кОм (±5 %) (див. рис. 2.4) і знаючи що коефіцієнт підсилення має бути рівним -0,71 визначимо номінал резистора *R5*:

$$R5 = -K \cdot R4 = 0{,}71 \cdot 10000 = 7100 \ Ом;$$

Але із\за неточності номіналів, а також відсутності резисторів номіналом 7.1 кОм, необхідно передбачити можливість регулювання в деяких межах коефіцієнту підсилення. Для цього номіналом резистора *R5* вибираєм менше стандартне значення 6,2 кОм (± 10%), а послідовно з ним включається змінний резистор *R6* з номіналом 2 кОм (± 10%). При цьому забезпечується необхідне регулювання

коефіцієнту підсилення для компенсації неточності номіналів резисторів *R4* і *R5*. Так при їх похибках виготовлення резисторів, які приводять до максимального коефіцієнта підсилення (*R4* = 9500 Ом, *R5* = 6510 Ом), за допомогою зменшення опору резистора *R6* до нуля, коефіцієнт підсилення можна зменшити до:

$$K = -\frac{R5}{R4} = -\frac{6510}{9500} \approx -0{,}69$$

А при похибках, які приводять до мінімального підсилення (*R4* = 10500 Ом, *R5* = 5890 Ом , коефіцієнт підсилення можна збільшити до:

$$K = -\frac{R5}{R4} = -\frac{5890 + 2000}{10500} \approx -0{,}75$$

Таким чином, при будь-яких допустимих відхиленнях (±10%), опорів резисторів задаючих коефіцієнт підсилення, від номінальних значень, коефіцієнт підсилення можна відрегулювати, і встановити рівним номінальному: -0,71.

Схема перетворення вхідного сигналу, з колами захисту представлена на рис. 2.6.

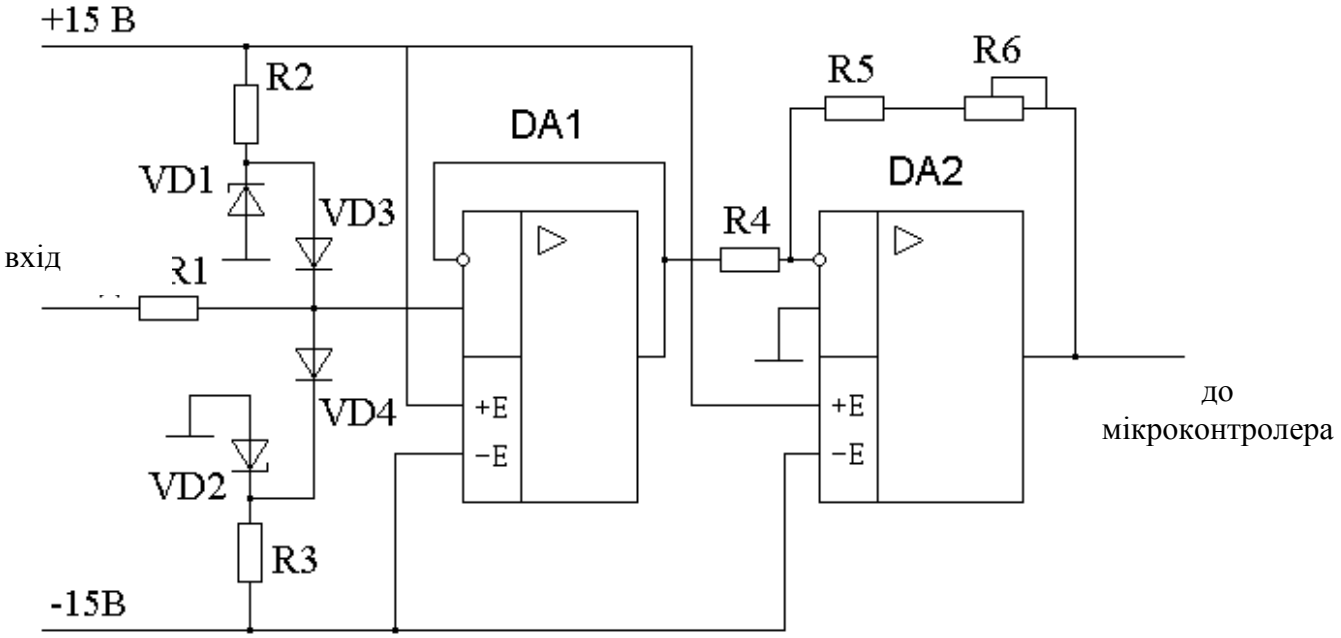


Рис. 2.6 – Схема перетворення вхідного сигналу

Як було сказано вище, резистори задаючі коефіцієнт підсилення, а також вхідний резистор мають допуски ±10%, що є достатнім для забезпечення нормальної роботи пристрою.

Операційні підсилювачі для пристрою необхідно вибирати виходячи з похибок, які не перевищують допустимі. При використанні ОП необхідно враховувати ряд обмежень і відмінностей ідеального ОП від реального, кі можуть в деяких випадках привести довідчутних похибок [7]. Визначимо граничні значення деяких параметрів ОП, для використання в даному пристрої.

Н а п р у г а з с у в у . Завдяки вхідній напрузі зсуву, при нульовій вхідній напрузі вихідна напруга буде рівна: $U_{вых} = K \cdot U_{сдв}$. Максимальний коефіцієнт підсилення, рівний одиниці, має перший ОП. Другий ОП має коефіцієнт підсилення 0,71. Якщо задатися максимальною похибкою із-за напруги зсуву, яка рівна 0,1 молодшошо розряду АЦП (т.т. 1 мВ), то очевидно вимагається ОП з максимальною напругою зсуву, яка не перевищує 1 мВ. Можна, звичайно, застосувати ОП і з більшою напругою зсуву, але тоді необхідно буде використати схему регулювання зміщення нуля, яка потребує настройки. Простіше та ефективніше використати ОП з підходящою напругою зсуву. В цьому випадку відпадає необхідність в настройці нуля. Крім того, ОП з низькими напругами зсуву як правило мають і більш низький дрейф цього параметру.

В х і д н и й с т р у м з м і щ е н н я . Якщо в інвертуючому підсилювачі один із входів заземлений, то навіть за умови ідеального настроювання (тобто напруга зсуву дорівнює нулеві), на виході підсилювача буде присутня відмінна від нуля вихідна напруга. Це відбувається через струм зсуву, що створює спад напруги на резисторах. Він породжує зсув виходу, обумовлений як:

$$U_{вых} = K \cdot I_{см} \cdot \frac{R1 \cdot R2}{R1 + R2}$$

Для забезпечення похибки за рахунок струму зміщення, меншої 1мВ необхідний ОП із струмом зміщення:

$$I_{см} \leq \frac{0{,}001B}{5000Ом} = 0{,}2мкА$$

Вхідний струм зсуву. Цей параметр зумовлений асиметрією вхідних струмів ОП. Але вхідний струм зсуву, як правило, менший вхідного струму зміщення в 10 — 20 разів, і в даному випадку ним можна знехтувати.

Швидкість наростання ОП. Так як ОП будуть працювати з низькочастотними сигналами, цей параметр не має в даному випадку значення.

Вихідний струм. В зв'язку з тим, що вихідний струм ОП обмежений, розмах вихідної напруги на низькоомних навантаженнях також обмежений, але це не приведе до появи похибок, так як навантаженням першого ОП є другий ОП з вхідним опором близько 10 кОм, а навантаженням другого ОП є АЦП, вхідний опір якого також складає 10 кОм.

Коефіцієнт підсилення при розімкнутому колі зворотнього зв'язку. Значення цього параметру немає потреби враховувати, оскільки коефіцієнти підсилення першого і другого ОП рівні, відповідно 1 і 0.71, а частота сигналу, який опрацьовується дуже мала.

Виходячи з вищенаведених вимог, випливає висновок про необхідність застосування прецизійних ОП, так як вони можуть забезпечити необхідні параметри (в основному — малу напругу зміщення). Існує достатня кількість ОП, які підходять встановленим критеріям — вітчизняних та імпортних. Але потрібно зауважити, що недоцільно застосовувати мікросхеми з параметрами, які набагато перевищують необхідні, оскільки це може привести лише до невиправданих витрат.

Найбільш підходящим представляється ОП OPA131P (К140УД25А). Це прецизійний підсилювач з низькою вхідною напругою шуму, внутрішньою частотною корекцією і високим коефіцієнтом підсилення напруги [9]. Особливостями даного ОП є мала напруга зміщення, широкий діапазон напруги

живлення, високий коефіцієнт підсилення (1млн.). Електричні параметри ОП і граничні режими експлуатації наведені відповідно в таблицях 2.3 і 2.4.

Таблиця 2.3

Електричні параметри ОП OPA131P (при $U_п$=±15 В, $R_н$ = 2 кОм, T = +25°C)

Параметр	не менше	не більше
Максимальна вихідна напруга, В	±12	-
Напруга зміщення, мкВ	-	±30
Струм зміщення (вхідний струм), нА	-	±40
Струм зсуву (різниця вхідних струмів), нА	-	25
Струм споживання, мА	-	4,7
Коефіцієнт підсилення напруги, тыс.	1000	-
Макс. синфазна вхідна напруга, В	±11	-
Частота одиничного підсилення, МГц	3	-
Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, дБ	-	114

Таблиця 2.4.

Гранично допустимі значення параметрів і режимів OPA131P

Параметр	не менше	не більше
Напруга живлення, В	±13,5	±16,5
Опір навантаження, кОм	2	-
Синфазна вхідна напруга, В	-	±10
Температура навколишнього середовища, °C	-10	+70

2.2 Конструкторський аналіз схемотехнічних рішень

Вибір супервізора. До мікропроцесорної системи неодноразово висуваються вимоги щодо збереження даних при аварійному вимиканні живлення. При жорсткому скиданні, яке наступає при втраті напруги живлення, процесор формує скидання будь-якої інформації, яка знаходиться у внутрішніх регістрах. Система може мінімізувати цю потенційну втрату, зберігаючи данні в енергонезалежній пам’яті. Однак такий підхід знижує эфективність процесора і надійність запису в пам’ять flash або ПЗП.

Набагато кращі результати можна отримати при застосуванні супервізорів з багатоканальним заміром напруги. Зокрема, за допомогою мікросхеми DS1834, можна робити одночасно заміри двох і більше напруг. Якщо, наприклад, робоча напруга 5 В, то допоміжна повинна бути нижча не більше як на 1 В. Якщо основна напруга починає падати, то супервізор сигналізує про це мікропроцесор і інформація зберігається в енергонезалежному запам’ятовуючому пристрої перш, ніж виникне системне скидання. В даному випадку живлення системи здійснюється від регулятора первинної напруги або батареї. Перевірка напруги живлення процесора здійснюється за стандартом включено/виключено. При цьому, низьковольтний індикатор також контролює первинну напругу. Поріг для індикатора встановлений вище вихідної напруги регулятора. Вихід цього індикатора керує немаскованим перериванням (NMI). Це NMI вказує процесору про початок процедури зберігання даних в енергонезалежній пам’яті. При правильному встановленні індикатора забезпечується достатній час для збереження всіх даних перш ніж регульована напруга живлення знизиться нижче мінімальної робочої напруги, вказаної у специфікації на процесор.

Мікросхема DS1834D призначена для генерування сигналу RESET микропроцесора при:

- поданні напруги для його правильного запуску;
- зниження напруги нижче робочого рівня для уникнення неправильного функціонування мікропроцесора;
- натисканні кнопки скидання.

При підключенні пристрій не потребує додаткової зовнішньої розв’язки; виробляються для діапазонів температур від 0 до +70°С і від –40 до +85°С. Є варіанти з різними граничними відхиленнями (допусками) рабочої напруги від номінального – 5%, 10%, 15% і 20%. Так, при номінальній напрузі живлення 5 В пристрій з допустимим відхиленням 10% буде генерувати сигнал RESET при зниженні напруги живлення до 4,5 В (5 В - 10% = 4,5 В).

Таблиця 2.5.

Основні параметри DS1834D.

Тип	Живлення	Кнопка RESET	Активний рівень RESET	Допуск, %	Тривалість сигналу RESET, ms	Корпуси	Діапазон робочих температур
DS1834D	3.3V & 5V	٧	High	5V(5, 10); 3.3V(10, 20)	350	DIP8, SO8, µSOP8	I

2.3 Проектування джерела живлення і пристрою індикації

Згідно технічного завдання, живлення пристрою необхідно здійснювати від джерел живлення стимулятора напругою ±15 В. Для мікросхем AT89C51CC03CA-1M і DS1834D необхідне джерело живлення напругою +5 В. Отримання даної напруги буди виконуватись із напруги +15 В. Для цього використовується мікросхема стабілізатора напруги КР142ЕН5А, яка забезпечує вихідну напругу +(5±0,1)В. Максимальна вхідна напруга мікросхеми складає 15В, максимальний вихідний струм рівний 2А [11].

На стабілізаторі напруги КР142ЕН5А буде падати значна напруга величиною 10В. Тому необхідно перевірити, чи не перевищує потужність розсіювання даної мікросхеми допустиму. Знаючи, що сумарний струм споживання мікроконтролера і супервізора рівний 10+4=14 мА, визначимо розсіювану потужність:

$$P = I \cdot U = 0{,}014 \cdot 10 = 0{,}14 \text{ Вт};$$

Це значно менше максимально допустимої розсіюваної потужності стабілізатора. З метою покращення перехідних процесів на виході стабілізатора використовується конденсатор ємністю 0,1 мкФ (С4).

Для індикації вмикання живлення в пристрої передбачений індикатор на світлодіоді. В якості світлодіоду використовується пристрій зеленого світла АЛ336В. Визначимо номінал струмозадаючого резистора для світло діоду. Можна живити індикатор від +5В, але при цьому зросте розсіювана потужність на

стабілізаторі напруги. Тому індикатор буде живитись безпосередньо від +15В (вибір джерела зумовлений необхідністю забезпечення рівності споживання струму від обох джерел живлення). Так як падіння напруги на використовуваному світло діоді складає 2.8 В, а номінальний струм споживання рівний 10 мА, номінал резистора визначається як:

$$R = \frac{15 - 2{,}8}{0{,}01} = 1220 \text{ Ом};$$

Вибираєм найближче значення рівне равное 1200 Ом.

Потужність, яка виділяється на даному резисторі визначимо як:

$$P = I^2 \cdot R = 0.01^2 \cdot 1200 = 0.12 \text{ Вт}.$$

Таким чином потужність резистора повинна бути не менше 0.125 Вт. Однак, для забезпечення більшої надійності, використаємо резистор з потужністю розсіювання 0.25 Вт.

2.4 Висновок до розділу 2

У даному розділі побудовано математичну модель Х променевої компютерної томографії, проведено схемо-технічний аналіз модернізованого приладу, обгрунтовано та вибрано елементи і вузли, які уможливлюють роботу модернзованого приладу. Проведено необхідні розрахунки функціональних вузлів приладу.

РОЗДІЛ 3
НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Створення спрощеної математичної моделі заданого томоґрафічного зображення

Томоґрафічне зображення – оптичне представлення розподілу певної характеристики біооб’єкту у площині дослідження.

Враховуючи складність експерименту для побудови та перевірки алгоритмів реконструкції використовують математичні моделі. Щоб отримати Радонівський образ потрібно спершу мати математичну модель самого досліджуваного біооб’єкту. Розглянемо плоский переріз легенів людини (див. рис. 3.1). [49]

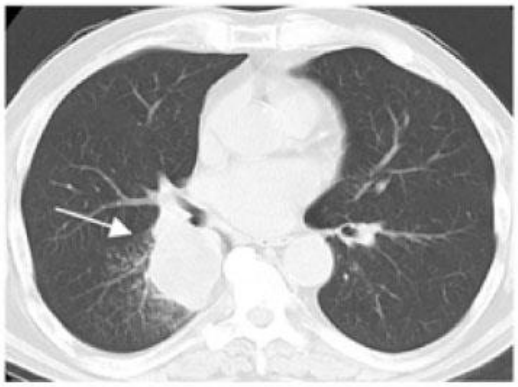


Рис. 3.1 – Томограма легенів

Отримане зображення спрощуємо використовуючи прості ґеометричні об’єкти: круг, еліпс, прямокутник, трикутник, сектор та сеґмент круга тощо (див. рис. 3.2) [49].

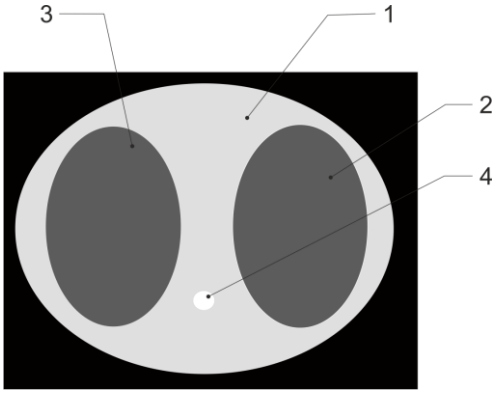


Рис. 3.2 – Спрощене зображення томограми легенів

Зображення на рис.3.1 та рис. 3.2 відрізняються лише в тому, що в одному випадку маємо справу з растровим зображенням (з фіксованою роздільною здатністю), яке не є придатним для оцінки точності реконструкції при інших роздільних здатністях. В іншому випадку – векторне зображення, де задані лише ґеометричні параметри окремих елементарних об’єктів (координати центрів, радіуси тощо). Контури задаються аналітично (формули). При цьому є можливість оцінити точність реконструкції зображення для будь-якої роздільної здатності.

При створенні математичної моделі досліджуваного січення кожен елементарний об’єкт в даному січенні описується виразом, який задає його геометричне розміщення та форму, а також значенням щільності речовини, яка вважається сталою для всіх точок, які належать біооб’єкту. Тим самим формується математичний опис всього досліджуваного перерізу [48, С. 16-18].

Точки, які розміщені всередині еліпса мають довжини горизонтальної та вертикальної напівосей a та b і центром в точці (x_0 , y_0) визначаються з нерівності:

$$\frac{(x-x_0)^2}{a^2}+\frac{(y-y_0)^2}{b^2}\le 1 \qquad \textbf{(3.1)}$$

Для еліпса, повернутого на кут φ, використано поворот системи координат (див. [48, С. 15-16, (2.4)]).

Аналогічно, для прямокутника:

$$(|x| \le a) \& (|y| \le b), \qquad (3.2)$$

прямокутного трикутника:

$$\left(\frac{|x|}{a} + \frac{|y|}{b} \le 1\right) \& (y \ge 0) \qquad (3.3)$$

сектора круга:

$$\left(\frac{|x|}{a} + \frac{|y|}{b} \le 1\right) \& \left(x^2 + (y-b)^2 \le \left(a^2 + b^2\right)\right), \qquad (3.4)$$

сегмента круа:

$$(y \le 0) \& \left(x^2 + (y-b)^2 \le \left(a^2 + b^2\right)\right). \qquad (3.5)$$

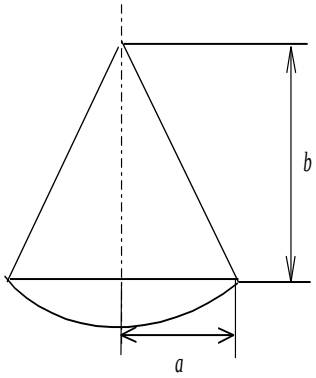


Рис. 3.3 – Елементарні об’єкти у вигляді сектора та сеґмента

Для визначення параметрів елементарних біооб’єктів, необхідно задати масштабуючу шкалу з координатами *x*, *y* та щільністю (яскравістю точок). Для координат в просторі шкала задана в одиницях довжини, для щільності – у відносних величинах, зі зміною у певному діапазоні (для прикладу, від 0 до 1, де 0 (чорний колір на зображенні) – речовини, які практично не поглинають випромінювання (повітря), 1 – речовини з максимальним коєфіцієнтом поглинання – кістки.

Таблиця 3.1

Параметри елементарних об’єктів

№	Тип	μ	a	b	x_0	y_0	φ
1	Еліпс	0,3	98	77	0	0	0
2	Еліпс	-0,2	52	35	-48	0	90
3	Еліпс	-0,2	52	35	-48	0	90
4	Еліпс	0,4	10	7	0	-50	0

Ці дані використано для моделювання процесу отримання проекційних даних та реконструкцію томоґрафічного зображення з роздільною здатністю, яка міняється, та з використанням різного роду алґоритмів. За цими параметрами використовуючи формули (3.1)—(3.5) можна знайти щільність речовини у будь якій точці досліджуваного січення [49].

3.2 Отримання РО для заданого зображення

Після отримання аналітичної моделі досліджуваного зображення, наступним є розробка моделі роботи системи сканування в реальному томоґрафі для отримання проекційних даних – радонівський образ (РО) об’єкту дослідження.

З врахуванням складності аналітичного розв’язку, і дискретності відліків РО проекційних даних у реальних томографах, то часто використання має дискретна модель отримання проекційних даних, де досліджуваний зріз біооб’єкта замінюють його дискретним аналогом – фантомом. Його буде використано як вхідні дані для матмоделювання комп’ютерного реконструктивного томоґрафа.

Важливим параметром тестового зображення є просторова роздільна здатність, яка пов’язана з просторовою частотою зображення.

На практиці, при моделюванні часто доводиться вибирати пробну частоту дискретизації, проводити реконструкцію, оцінювати її якість і після цього коригувати параметри дискретизації та проводити повторне моделювання.

Для створення тестового зображення використано засоби пакету MATLAB (див. додаток ___), або програму ТОМО (див. додаток ____).

Тестове зображення за даними таблиці 3.1 побудоване з використанням команд MATLAB [49]:

```
E=[0.3  98  77   0   0   0;
  -0.2  52  35   48   0   90;
  -0.2    52  35  -48  0  90;
   0.4   5  5 0 -55  0];
% перетворимо значення ґеометричних координат так,
% щоб все зображення було в одиничному квадраті
E=[E(:,1) E(:,2:5)/100 E(:,6)];
 % задамо роздільну здатність такою, щоб розмірність
% зображення була 256 х 256 елементи
F=phantom(E,256);
% виведемо графік зображення на екран
imshow(F);
```

Отримане тестове зображення показано на рисунку 3.4.

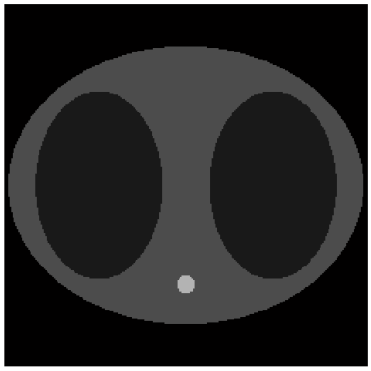


Рис. 3.4 – Тестове зображення (256×256), півтонове представлення.

Для виводу трьохвимірного графіка, показаного використано наступні команди:

```
mesh(F) % виводить тривимірний графік
colormap(gray) % задає сіру півтонову шкалу
rotate3d % дозволяє повертати графік у просторі
         % за допомогою мишки
```

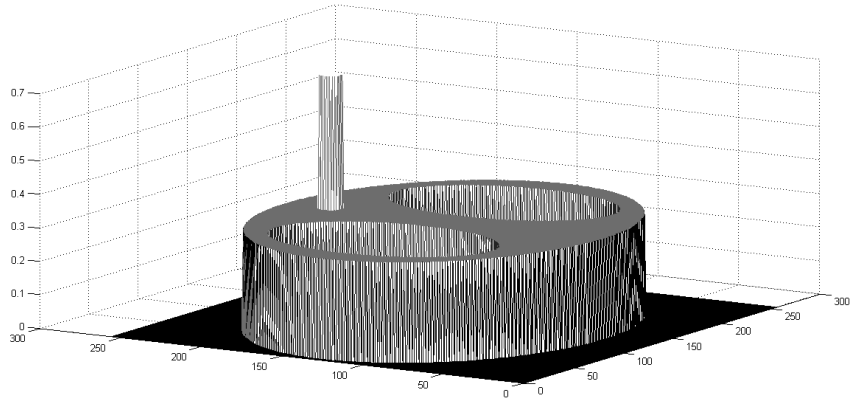


Рис. 3.5 – Трьохвимірний графік тестового зображення (256×256)

Для знаходження РО тестового зображення можна скористатись функцією radon системи MATLAB:

```
phi=0:300/100:179; % 100 рівномірно розподілених кутів
R=radon(F,phi); % знаходимо радонівський образ
imshow(R,[]); % [] задає весь діапазон при виводі
colorbar; % зображення кольорової шкали
colormap(hsv); % перехід кольорів "hsv"
```

Отриманий РО показаний на рисунку 3.6.

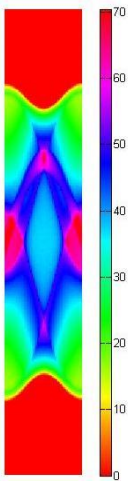


Рис. 3.6 – РО тестового зображення

3.3 Реконструкція зображення

Для проведення реконструкції використаєм апріорну інформацію про досліджеваний об’єкт. В даному випадку використаєм алгоритм реконструкції на основі зворотнього проектування з реконструкцією в частотній області.

На рисунку 3.7 наведено результат одномірних перетворень Фур’є (ПФ) проекцій під різними кутами. Нижче подано приклад програми на MATLAB для знаходження спектрального представлення РО[49]:

```
S=fft(R); % знаходимо радонівський образ в частотній області
figure (3)
rotate3d
mesh(abs(S(1:48,:))); % тривимірний графік
```

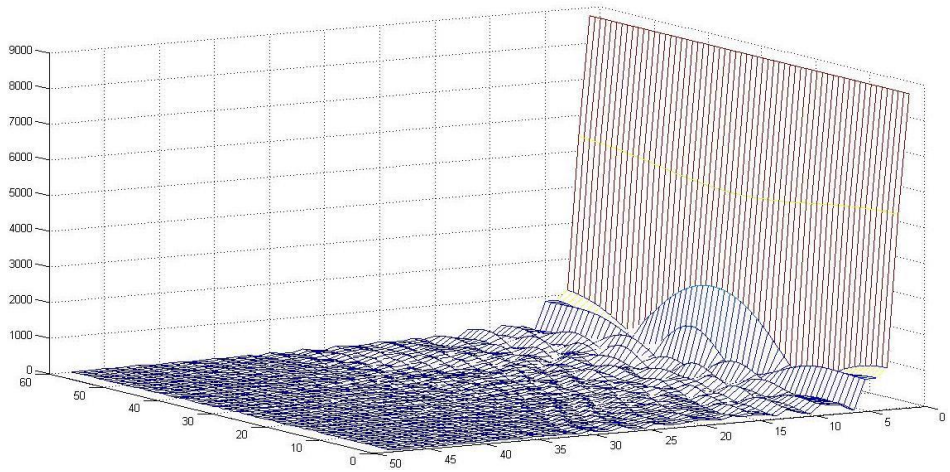


Рис. 3.7 – РО у частотній області

3.4 Підбір параметрів для покращення якості зображення

Фільтрацію РО проведено в частотній області при використанні алгоритму ШПФ і є ефективнішою з точки зору обчислювальних затрат ніж часова згортка. Проте вона вимагає додаткового перетворення з часової в частотну область і зворотнього перетворення з частотної області в часову. З метою підвищення якості результату реконструкції використовується регуляризація. Регуляризацію проведено, шляхом помноження частотної характеристики фільтра на регуляризаційний множник:

$$W_{\alpha}(\omega) = \exp(-\alpha|\omega|)$$

При цьому отримано згладжену характеристику фільтру, яка фізично реалізовна і дає кращі результати при «практичних» проекційних даних.

Програма ТОМО (див. додатки _____) уможливлює синтез фільтру для одновимірної згортки, вибираючи вигляд реґуляризаційної функції та задаючи параметр реґуляризації [49].

```
h=abs(-47:47); % одновимірний частотний фільтр без
% реґуляризації
h=fftshift(h); % міняємо місцями частини вектора для
% ШПФ
h=h';    %транспонуємо вектор
plot(h);% графік частотної характеристики фільтра
for i=1:100; S1(i)=S(:,i).*h; end; % проводимо
% фільтрацію в спектральній області радонівського
% образу S
mesh(abs(S1(1:48,:))); % виводимо графік результату
```

На рисунку 3.8 представлені частотна характеристика фільтра, а на рисунку 3.9 результат фільтрації.

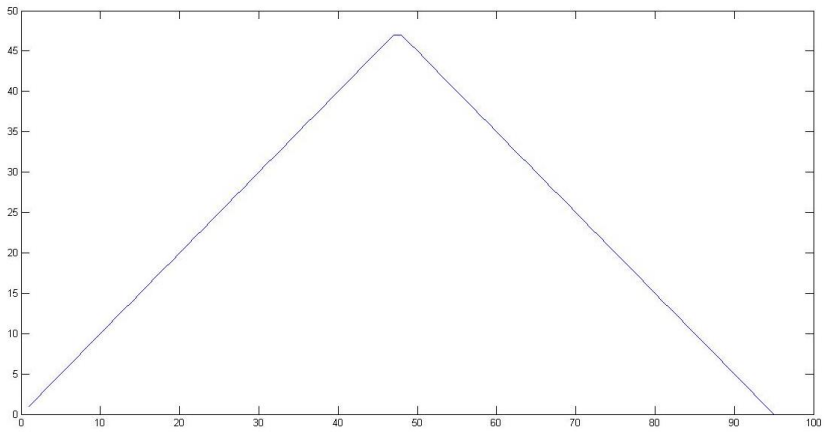


Рис. 3.8 – Частотна характеристика фільтра

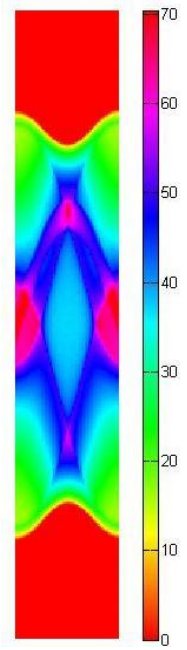


Рис. 3.9 – Фільтрований РО

В залежності від обраного алґоритму реконструкції, наприкінець проводяться або обернене двохвимірне ПФ (алґоритм на основі теореми про центральне січення), або зворотнє проектування (алґоритм зворотнього проектування з використанням ШПФ або згортки), або двохвимірна просторова фільтрація зворотньої проєкції (алґоритм ρ-фільтрації). Оскільки, при зворотньому проєктуванні з використанням ШПФ фільтрація відбувається у частотній області, то необхідно зробити перехід у просторову область, шдяхом зворотнього ПФ для кожної із фільтрованих проекцій.

Зворотнє проектування для алґоритму реконструкції реалізовано функцією

`iradon` в пакеті MATLAB. Параметрами, які задаються є тип інтерполяції при зворотньому проектуванні, і розмірність реконструйованого зображення. Нижче поданий фрагмент програми на MATLAB, що знаходить реконструйоване зображення на основі РО, отриманого на попередньому етапі.

Реконструкцію проводимо за алгоритмом:

```
Y=iradon(R,phi,'nearest','Hann');% знаходимо
% "зворотнє перетворення Радона" - реконструюємо
% зображення методів зворотнього проектування
% phi - задає ті ж кути, для яких обчислювалась
% проекція на етапі 2;
% 'nearest' -- тип інтерполяції "за найближчим
           % значенням"
% 'Hann'-- для реґуляризації використовується
           % вікно Гана
imshow(Y); % півтонове зображення результату
```

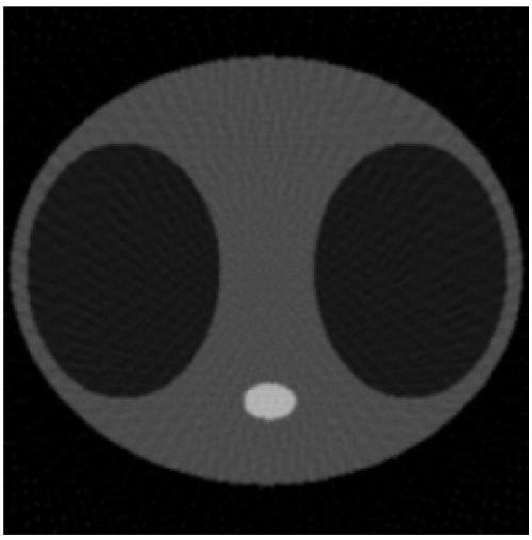


Рис. 3.10 – Реконструйоване зображення

3.5 Висновок до розділу 3

У розділі розроблено комп'ютерну імітаційну модель медичного зображення та створено спрощену математичну модель томографічного зображення. Отримано радоніський образ томографічного зображення та проведено його реконструкцію зображення та підібрано параметри для покращення якості томографічного зображення. Для вирішення проблеми підвищення якості комп'ютерних томограм

запропоновано використовувати математичні методи обробки медичних зображенні засобами MATLAB, які дозволяють отримати більш контрастні й детальні комп'ютерні томограми.

РОЗДІЛ 4
ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Оскільки, у дипломній роботі магістра розглядається питання, яке стосується модернізації приладу для променевої терапії, то доцільно у підрозділі з охорони праці розглянути питання безпеки до організації робіт і робочих місць при роботі з рентгенівськимим установками.

Основні принципи, вимоги та норми із забезпечення захисту персоналу медичного, віднесеного до категорій А та Б, пацієнтів і населення при проведенні медичних рентгенологічних процедур з діагностичною, профілактичною, терапевтичною та дослідницькою метою незалежно від методу їх проведення встановлені державними санітарними правилами і нормами "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур" (далі - Правила) (Наказ МОЗ України № 294 від 04.06.2007 р.).

Методи діагностики, профілактики та лікування, засновані на використанні рентгенівського випромінювання, повинні бути затверджені Міністерством охорони здоров’я України в установленому порядку.

Рентгенівські апарати вітчизняного виробництва, придбані за імпортом, у тому числі отримані за гуманітарною допомогою, що застосовуються у медичній практиці, повинні мати свідоцтво про державну реєстрацію, видане МОЗ України відповідно до Порядку державної реєстрації медичної техніки та виробів медичного призначення, затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 09.11.2004 № 1497, та висновок державної санітарно-епідеміологічної експертизи відповідно до Порядку проведення державної санітарно-епідеміологічної експертизи, затвердженого наказом МОЗ України від 09.10.2000 № 247 (у редакції наказу МОЗ України від 14.03.2006 № 120), зареєстрованого у Міністерстві юстиції України 10.01.2001 за № 4/5195.

Особливості застосування медичного обладнання в приміщеннях, де проводиться МРТ. Поєднання інтенсивного магнітного поля, що застосовується при МРТ скануванні, і інтенсивного радіочастотного поля пред'являє екстремальні вимоги до медичного обладнання, використовуваному під час досліджень. Протипоказаннями до проведення дослідження є: наявність у пацієнта кардіостимуляторів (водіїв ритму серця), слухових апаратів та імплантів невстановленого походження; неадекватна поведінка хворого (психомоторне збудження, панічна атака), стан алкогольного або наркотичного сп'яніння, клаустрофобія (страх і виражений дискомфорт при знаходженні в замкнутих просторах), неможливість зберігати нерухомість протягом всього дослідження (наприклад, внаслідок сильного болю). При наявності в анамнезі хірургічних операцій і чужорідних тіл (імплантів) необхідний сертифікат на імплантований матеріал або довідка від лікаря, що виконував оперативне втручання про безпеку проведення МРТ дослідження з даним матеріалом. Вагітність розглядається як відносне протипоказання. Якщо пацієнтка вагітна або може бути вагітна, їй треба обов'язково повідомити про це лікаря, що проводить дослідження.

У зв'язку з наявністю постійного сильного магнітного поля в приміщення МРТ забороняється провезення каталок для лежачих пацієнтів, крісел-каталок, допоміжних пристроїв, для пересування (милиці, тростини, рамки), що містять металеві компоненти. Особисті речі, прикраси, одяг, містять метал і електромагнітні пристрої не допускаються в кімнату сканування. Для підвищення діагностичної ефективності МРТ досліджень пацієнтам рекомендується приносити з собою дані попередніх МРТ досліджень, інших методів променевої, лабораторної або функціональної діагностики, а так само амбулаторні карти або напряму від лікуючих лікарів із зазначенням області та мети дослідження.

Професійний добір працівників як складова комплексу профілактичних заходів щодо забезпечення безпеки праці. У сучасних умовах безпека праці, надійність та продуктивність технічних систем залежать від професійного добору працівників на підприємствах різних форм власності. Здійснення такого добору передбачено ст. 18 Закону «Про охорону праці» і спрямовано на реалізацію одного з

найважливіших принципів державної політики в галузі охорони праці — пріоритету життя та здоров’я людей щодо результатів виробничої діяльності.

На виконання даного закону наказом Міністерства охорони здоров’я й Держнаглядохоронпраці від 23 вересня 1994 р. № 263/121 затверджено Перелік робіт, для яких є необхідним професійний добір. У ньому зазначені види робіт та психофізіологічні показники для професійного добору. Таким чином, нині існує певна законодавча і правова база для проведення професійного добору працівників на підприємствах.

Професійний добір — одна з найважливіших складових комплексу профілактичних заходів щодо забезпечення безпеки праці, який включає також контроль за проектуванням нових технологій та виробничого устаткування, застосування раціональних режимів праці й відпочинку і засобів індивідуального захисту, ефективне медичне обслуговування, зниження можливих економічних втрат у зв’язку з травматизмом та профзахворюваністю. Значення цих заходів тепер зростає у зв’язку з впровадженням соціального страхування від нещасних випадків і профзахворювань. Тому для широкого введення профдобору на підприємствах необхідні наукове обґрунтування та детальна розробка механізму реалізації його у вигляді заходів.

Основу психофізіологічного професійного добору становить забезпечення адекватності вимог, які висувають фактори умов праці, психофізіологічним можливостям людини. Тому він повинен супроводжуватися попередніми (під час приймання на роботу) й періодичними (в процесі трудової діяльності) медичними оглядами.

Визначаючи професійну придатність, слід враховувати наявність таких відповідних потенційних, професійно значущих властивостей: індивідуальних особливостей людини для можливості виконання конкретного виду трудової діяльності, тобто відповідності її фізичних та психологічних якостей характеру майбутньої праці; відповідності рівня підготовки і професійного досвіду вирішуваним виробничим завданням; стійкості установки на виконання даного виду робіт (заінтересованості, почуття обов’язку тощо).

Виходячи з характеру вимог (особливостей трудового процесу, факторів небезпеки, нервових та фізичних навантажень, шкідливих факторів виробничого середовища), які постають перед людиною в умовах виробництва, професійний добір може ставити за мету піднесення успішності професійної діяльності та освоєння професії, а також профілактику нещасних випадків і професійних захворювань, забезпечення безпеки праці.

Основними напрямами профдобору є: підвищення успішності професійної діяльності; профілактика травматизму; профілактика профзахворювань.

Відомості про рівень специфічної адаптації організму можуть бути використані також як об’єктивний критерій тривалості трудового контракту роботи в шкідливих умовах (при впровадженні контрактної системи приймання на роботу), що стане дійовим фактором поліпшення умов праці на робочих місцях та використання засобів індивідуального захисту.

Крім того, показники стану індивідуальної чутливості та рівня специфічної адаптації можуть бути використані під час розслідування профзахворювань на підприємстві, особливо в разі їх раннього розвитку або під час роботи в умовах допустимих рівнів шкідливих факторів. Це дасть можливість мати об’єктивні дані про підвищену індивідуальну схильність до розвитку профзахворювань, а не тільки передбачати її наявність.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Променева терапія, також радіотерапія — використання іонізуючих випромінювань з лікувальною метою. Променева терапія — один з основних методів лікування онкологічних хворих. В ряді випадків вона застосовується і при деяких непухлинних захворюваннях — остеоартрозах, спондильозах, панариціях, гідраденітах, гострих і хронічних запальних процесах тощо.

Лікувальний ефект іонізуючого випромінювання зумовлений більшою чутливістю пухлини до дії випромінювань (порівняно зі здоровими тканинами, що її оточують). Існують високо-, помірно- і малочутливі до променевої терапії пухлини.

Променеву терапію застосовують самостійно або в комбінації з хірургічним втручанням (перед- і післяопераційне опромінення), з одночасним або наступним введенням протипухлинних хімічних препаратів та інших лікарських речовин, які посилюють її ефективність.

Захист від впливу іонізуючого випромінювання. Питання захисту людини від негативного впливу іонізуючого випромінювання постали майже одночасно з відкриттям рентгенівського випромінювання і радіоактивного розпаду. Це зумовлено такими факторами: по-перше, надзвичайно швидким розвитком застосування відкритих випромінювань в науці та на практиці, і, по-друге, виявленням негативного впливу випромінювання на організм.

Заходи радіаційної безпеки використовуються на підприємствах і, як правило, потребують проведення цілого комплексу різноманітних захисних заходів, що залежать від конкретних умов роботи з джерелами іонізуючих випромінювань і, передусім, від типу джерела випромінювання.

Закритими називаються будь-які джерела іонізуючого випромінювання, устрій яких виключає проникнення радіоактивних речовин у навколишнє середовище при передбачених умовах їхньої експлуатації і зносу.

Це — гамма-установки різноманітного призначення; нейтронні, бета і гамма-випромінювачі; рентгенівські апарати і прискорювачі заряджених часток. При роботі з закритими джерелами іонізуючого випромінювання персонал може зазнавати тільки зовнішнього опромінення.

Захисні заходи, що дозволяють забезпечити умови радіаційної безпеки при застосуванні закритих джерел, основані на знанні законів поширення іонізуючих випромінювань і характеру їхньої взаємодії з речовиною. Головні з них такі:

- доза зовнішнього опромінення пропорційна інтенсивності випромінювання і часу впливу;
- інтенсивність випромінювання від точкового джерела пропорційна кількості квантів або часток, що виникають у ньому за одиницю часу, і обернено Пропорційна квадрату відстані;

- інтенсивність випромінювання може бути зменшена за допомогою екранів.

З цих закономірностей випливають основні принципи забезпечення радіаційної безпеки:

- зменшення потужності джерел до мінімальних розмірів ("захист кількістю");
- скорочення часу роботи з джерелом ("захист часом");
- збільшення відстані від джерел до людей ("захист відстанню");
- екранування джерел випромінювання матеріалами, що поглинають іонізуюче випромінювання ("захист екраном").

Найкращими для захисту від рентгенівського і гамма-випромінювання є свинець і уран. Проте, з огляду на високу вартість свинцю й урану, Можуть застосовуватися екрани з більш легких матеріалів — просвинцьованого скла, заліза, бетону, залізобетону і навіть води. У цьому випадку, природно, еквівалентна товща екрану значно збільшується.

Для захисту від бета-потоків доцільно застосовувати екрани, які виготовлені з матеріалів з малим атомним числом. У цьому випадку вихід гальмівного випромінювання невеликий. Звичайно як екрани для захисту від бета-випромінювань використовують органічне скло, пластмасу, алюміній.

Відкритими називаються такі джерела іонізуючого випромінювання, при використанні яких можливе потрапляння радіоактивних речовин у навколишнє середовище.

При цьому може відбуватися не тільки зовнішнє, але і додаткове внутрішнє опромінення персоналу. Це може відбутися при надходженні радіоактивних ізотопів у навколишнє робоче середовище у вигляді газів, аерозолів, а також твердих і рідких радіоактивних відходів: Джерелами аерозолів можуть бути не тільки виконувані виробничі операції, але і забруднені радіоактивними речовинами робочі поверхні, спецодяг і взуття.

Основні принципи захисту:

- використання принципів захисту, що застосовуються при роботі з джерелами випромінювання у закритому виді;
- герметизація виробничого устаткування з метою ізоляції процесів, що можуть стати джерелами надходження радіоактивних речовин у зовнішнє середовище;
- заходи планувального характеру;
- застосування санітарно-технічних засобів і устаткування, використання спеціальних захисних матеріалів;
- використання засобів індивідуального захисту і санітарної обробки персоналу;
- дотримання правил особистої гігієни;
- очищення від радіоактивних забруднень поверхонь будівельних конструкцій, апаратури і засобів індивідуального захисту;
- використання радіопротекторів (біологічний захист).

Радіоактивне забруднення спецодягу, засобів індивідуального захисту та шкіри персоналу не повинно перевищувати припустимих рівнів, передбачених Нормами радіаційної безпеки НРБУ-97.

У випадку забруднення радіоактивними речовинами особистий одяг і взуття повинні пройти дезактивацію під контролем служби радіаційної безпеки, а у випадку неможливості дезактивації їх слід захоронити як радіоактивні відходи.

Рентгенорадіологічні процедури належать до найбільш ефективних методів діагностики захворювань людини. Це визначає подальше зростання застосування рентгено- і радіологічних процедур або використання їх у ширших масштабах. Проте інтереси безпеки пацієнтів зобов'язують прагнути до максимально можливого зниження рівнів опромінення, оскільки вплив іонізуючого випромінювання в будь-якій дозі поєднаний з додатковим, відмінним від нуля ризиком виникнення віддалених, стохастичних ефектів.

У даний час з метою зниження індивідуальних і колективних доз опромінення населення за рахунок діагностики широко застосовуються організаційні і технічні заходи:

- як виняток необґрунтовані (тобто без доведень) дослідження;
- зміна структури досліджень на користь тих, що дають менше дозове навантаження;
- впровадження нової апаратури, оснащеної сучасною електронною технікою посиленого візуального зображення;
- застосування екранів для захисту ділянок тіла, що підлягають дослідженню, тощо.

Ці заходи, проте, не вичерпують проблеми забезпечення максимальної безпеки пацієнтів і оптимального використання цих діагностичних методів. Система забезпечення радіаційної безпеки пацієнтів може бути повною й ефективною, якщо вона буде доповнена гігієнічними регламентами припустимих доз опромінення.

4.3 Висновки до розділу 4

Даний розділ роботи висвітлює результати проведеного аналізу шкідливих факторів та чинників, що впливають, або можуть вплинути, на коректну роботу персоналу установи де використовується представлений метод дослідження пацієнта з використанням спеціального обладнання. Був встановлений чіткий порядок розробки і впровадження технологій та вимог, щодо запобігання шкідливим факторам та чинникам.

У підрозділі «Безпека у надзвичайних ситуаціях» розкрито питання ефективності системного підходу щодо забезпечення радіаційної безпеки персоналу та пацієнтів при використанні медичної апаратури для променевої терапії.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Рентгенівські симулятори знаходять застосування в онкодиспансерах. Для використання симулятора як томографа необхідно, при обертанні випромінювача і приймача (що знаходяться на протилежних сторонах гантрії) навколо об’єкта, неперервно записувати одержуване зображення в пам’ять ЕОМ. Далі, шляхом застосування спеціальних алгоритмів можна одержати зображення аналогічне тому, що одержують за допомогою комп’ютерних томографів.

У аналітичній частині кваліфікаційної роботи на основі огляду відомих аналогів та аналізу технічного завдання до кваліфікаційної роботи встановлено підстави для модернізації приладу для променевої терапії наприкладі рентгенівського симулятора. Вихідним документом є технічне завдання. Вимоги, які висуваються до конструкції приладу визначаються його областю застосування, умовами експлуатації, типом виробництва. Ці вимоги зведені у технічному завданні на модернізацію

У основній частині побудовано математичну модель Х променевої компютерної томографії, проведено схемо-технічний аналіз модернізованого приладу, обгрунтовано та вибрано елементи і вузли, які уможливлюють роботу модернзованого приладу. Проведено необхідні розрахунки функціональних вузлів приладу.

У розділі «Науково-дослідна частина» розроблено комп’ютерну імітаційну модель медичного зображення та створено спрощену математичну модель томографічного зображення. Отримано радоніський образ томографічного зображення та проведено його реконструкцію зображення та підібрано параметри для покращення якості томографічного зображення. Для вирішення проблеми підвищення якості комп'ютерних томограм запропоновано використовувати математичні методи обробки медичних зображенні засобами MATLAB, які дозволяють отримати більш контрастні й детальні комп'ютерні томограми.

У розділі „Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» та розглянуто питання задані консультантами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. А.А. Детлаф, Б.М. Яворский, Курс физики. – Москва: Высшая школа, 1989. – 588 с.

2. Б.С. Гершунський. Справочник по расчету электронных схем. – Киев: Высшая школа, 1983. – 240 с.

3. Вибір електронних приладів і компонентів: Навчальний посібник / Під. ред. Захарова В.К. – Л: Изд. ЛПІ, 1986.

4. Справочник конструктора и разработчика РЭА. Элементная база. – М., 1992.

5. Фрумкин Г.Д. Расчёт и конструирование радиоаппаратуры. – М.: Высшая школа, 1989.

6. Горобец А.И. и др. Справочник по конструированию радиоэлектронной аппаратуры (печатные узлы). - К.:Техника,1986-312 с.

7. Общетехнический справочник. Под. ред. Е.А. Скороходова. - М.: Машиностоение, 1982. –415 с.

8. Измерения в электронике: Справочник / В.А.Кузнецов, В.В. Долгов, В.М. Коневский и др. / Под. ред. В.А. Кузнецова. – М.: Энергоатомиздат, 1987. – 512 с.

9. Методические указания по экономическому обоснованию технических решений в дипломных проектах. – Москва: МИЗМ, 1983.

10. Методичні вказівки до виконання курсової роботи з “Організації, планування і управління приладобудівного виробництва” та організаційно – економічної частини дипломних проектів конструкторського характеру. – Тернопіль: ТДТУ, 1996.

11. Халімовський М.О. Основи охорони праці: Підручник. 5-е вид. / За ред. М.П. Гандзюка. - К.: Каравела, 2011. - 384 с.

12. Яворський Б.І. Фізико-теоретичні основи конструювання електронних апаратів. Конспект лекцій. – Тернопіль: ТДТУ ім.І.Пулюя, 1999. – 102 с.

13. А.И. Ахиезер. Общая физика. – Київ: Наукова думка, 1981.

14. Ткачук Р.А. Курс лекцій з дисципліни ”Матеріали та основи технології електронних та медичних апаратів”. – Тернопіль: ТДТУ, 1999.

15. Е.И. Монаев. Основы радиоэлектроники. – М.: Радио и связь, 1985. –488 с.

16. Практическое пособие по учебному конструированию РЭА: Справочник / Под редакцией проф. К.Б. Круковского. – Киев: Вища школа, 1992.

17. В.Г. Гусев, Ю.М. Гусев Электроника. – Москва: Высшая школа 1991. – 621 с.

18. P-CAD 2000 User Manual. © 2000 ACCEL Tech.

19. P-CAD 2000 Help System

20. Мацюк О.В.,Піскун С.О. Accel EDA: Навчальний посібник. – Тернопіль: ТДТУ ім.І.Пулюя, 2001. – 84 с.

21. Пік А.І. Автокад 14: Методичні вказівки. – Тернопіль: ТДТУ ім.І.Пулюя, 2000. – 57с.

22. ГОСТ 2.105-79 ЕСКД.Общие требования к текстовымдокументам.

23. ГОСТ 2.106-68 ЕСКД.Текстовые документы.

24. ГОСТ 19.106-78 ЕСКД. Требования к программным документам, выполненным печатным способом.

25. ГОСТ 19.404-79 ЕСКД. Пояснительная записка. Требования к содержанию и оформлению.

26. ГОСТ 19.101-77 ЕСКД. Виды программ и программных документов.

27. ГОСТ 19.105-78 ЕСКД. Общие требования к программным документам.

28. ГОСТ 19.402-78 ЕСКД. Описание программы

29. ГОСТ 2.701-84 ЕСКД. Схемы. Виды и типы. Общиетребования к выполнению.

30. ГОСТ 2.702-75 ЕСКД. Правила выполнения электрических схем.

31. ГОСТ 2.708-81 ЕСКД. Правила выполнения электрических схем цифровой вычислительной техники.

32. ГОСТ 2.710-81 ЕСКД. Обозначения буквенно-цифровые в электрических схемах.

33. ГОСТ 2.109-73 ЕСКД. Основные требования к чертежам.

34. ГОСТ 2.119-73 ЕСКД. Эскизный проект.

35. ГОСТ2.120-73 ЕСКД. Технический проект.

36. ГОСТ 2.417-78 ЕСКД. Правила выполнения чертежей печатных плат.

37. ГОСТ 19.202-78 ЕСКД. Спецификация. Требования к содержанию и оформлению.

38. Яворський Б.І., Микитин Г.І., Яворська Є.Б. Методичні вказівки і завдання до курсового проекту з дисципліни “Основи побудови та застосування біотехнічних та медичних електронних апаратів”. – Тернопіль: ТДТУ, 2000.

39. Яворський Б.І. Фізико-теоретичні основи конструювання електронних апаратів. Тернопіль: ТДТУ, 1999. – 102 с.

40. Белинський В.Т., Гондюл В.П., Гворин А.Б., Круховський-Синевич К.Б., Мазур Ю.Л. Практичиское пособие по учебному конструированию РЭА. — Киев: Высшая школа, 1992.

41. Гершунский Б. С. Справочник по расчёту електронных схем. —Киев: Высшая школа, 1983.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Технічне завдання

Затверджую
завідувач кафедри БТ
Яворська Є.Б.

_____
“____” _____2020 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ
на виконання кваліфікаційної роботи магістра
на тему:

Модернізований прилад для променевої терапії

Узгоджено:

Керівник роботи

д.т.н., проф., проф. кафедри БТ

_____ Ткачук Р.А.

“__” _____ 2020 р.

Виконавець:

Студент групи РБм-61

_____ Побережний М.В.

“__” _____ 2020 р.

Тернопіль 2020 р.

1 НАЗВА РОБОТИ І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

1.1 Прилад для дистанційного вимірювання температури тіла людини.

1.2 Підставою для виконання роботи є наказ по університету № 4/7-793 від «02» листопада 2020 року

2 ВИКОНАВЕЦЬ

Студент групи РБм-61 кафедри БТ Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Побережний Василь Васильович.

3 МЕТА РОБОТИ

3.1 Математичне моделювання біотехнічної системи;
3.2 Аналіз схемо-технічних рішень біотехнічної системи.

4 ВИХІДНІ ДАНІ ДО КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ МАГІСТРА

4.1 Схема структурна приладу.
4.2 Схема електрична принципова АЦП.
4.3 Вузли і блоки радіоелектронної апаратури ОСТ.4ГО.054.089.
4.4 ГОСТ 15150-82, ГОСТ 20790-82 виконанння електронної апаратури відповідно до умов експлуатації.
4.5 Собівартість не більше 2948,6 грн, річна програма випуску 200 шт.

5 ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ ДО ПРИЛАДУ

Параметр	Не менше	Не більше
Число розрядів n	10	-
Нелінійність d_L, %	- 0,1	0,1
Диференційна нелінійність нелинейность d_{LD}, %	- 0,1	0,1
Абсолютна похибка перетворення в кінцевій точці шкали	- 20	20
Напруга зміщення нуля на вході, мВ	- 30	30
Час перетворення t, мкс	-	30
Напруга живлення U1, В	4,5	5,5
Напруга живлення U2, В	-16,5	-13,5
Струм споживання I1	-	10
Струм споживання I2	-	20
Вхідний опір , кОм	10	-
Діапазон уніполярної вхідної напруги, В	-	10,24
Діапазон біполярної вхідної напруги, В	-5,12	5,12

5.1. Вимоги до конструкції апарату.

5.1.1. Електрична принципова схема блоку виконана на друкованій платі, яка повинна бути розміщена у корпусі.

5.1.2. Конструкція блоку повинна забезпечувати вільний доступ до елементів схеми, повинна мати прямокутну форму, всі елементи індикації, а також органи управління повинні бути винесені на передню панель і чітко відображати той чи інший режим.

5.2. Вимоги до надійності.

5.2.1 Блок повинен відповідати вимогам ISO 9001 : 2000
5.2.2 Час наробки на відмову повинен бути, год., не менше 3000
5.2.3 Час безперервної роботи, год., не менше 24
5.2.4 Ймовірність безвідмовної роботи блоку при напрацюванні 400 год, не менше 0,2
5.2.5 Середній термін роботи приладу, не менше, років 5

5.3.Вимоги до умов експлуатації:

5.3.1 За кліматичними умовами експлуатації прилад повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів кліматичного виконання УХЛ4.2: температура навколишнього середовища: від 10 до 40 ºС; прилад зберігає працездатність і зовнішній вигляд після перебування в умовах високої температури від -40ºС до +55ºС; відносна вологість: не більше 80% при температурі 20ºС навколишнього середовища; атмосферний тиск: (750 ± 30) мм. рт. ст.

5.3.2 По механічним умовам експлуатації блок повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів II групи I ступеня жорсткості.

5.4 Вимоги до технологічного і метрологічного забезпечення.

5.4.1 Блок повинен виготовлятися на універсальному обладнанні.

5.4.2 Конструкція блоку повинна забезпечити вимір параметрів стандартними вимірювальними приладами.

5.5 Вимоги до техніки безпеки.

За вимогами електробезпеки апарат повинен відповідати вимогам ГОСТ12.2.025-76 – 01 клас захисту. За ступеемю захисту від ураження електричним струмом апарат повинен відповідати вимогам типу В.

5.6 Умови зберігання: згідно ГОСТу 15150-82:

5.6.1 Група “Л”, сухі і періодично провітрювані приміщення
5.6.2 Відносна вологість, не більше, 80%
5.6.3 Температура, ºС від +10 до +40
5.6.4 Відсутність в повітрі пилу, випарів кислот, лугів, газів, що викликають корозію металів

Примітка: габаритні розміри приладу уточняються в процесі розробки конструкції;

6 ПРОЕКТНІ ЗАДАЧІ

6.1. Огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження.
6.2. Математичне моделювання біотехнічної системи.
6.3. Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень біотехнічної системи.
6.4. Параметричний синтез біотехнічної системи.
6.5. Розробка конструкції біотехнічної системи (компоновка, монтаж, побудова та розрахунок елементів конструкції біотехнічної частини, розрахунок механічної міцності та стійкості, перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу, оптимізація теплових режимів, перевірка та розрахунки показників електромагнітної сумісності).

7 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

7.1 Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення біотехнічної системи
7.2 Експериментальна верифікація теоретичних результатів
7.3 Економічні розрахунки

8 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

8.1 Оцінювання експлуатаційних характеристик біотехнічної системи
8.2 Сервісне обслуговування, ремонт і експертиза біотехнічної системи

9 ОХОРОНИ ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

10 ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

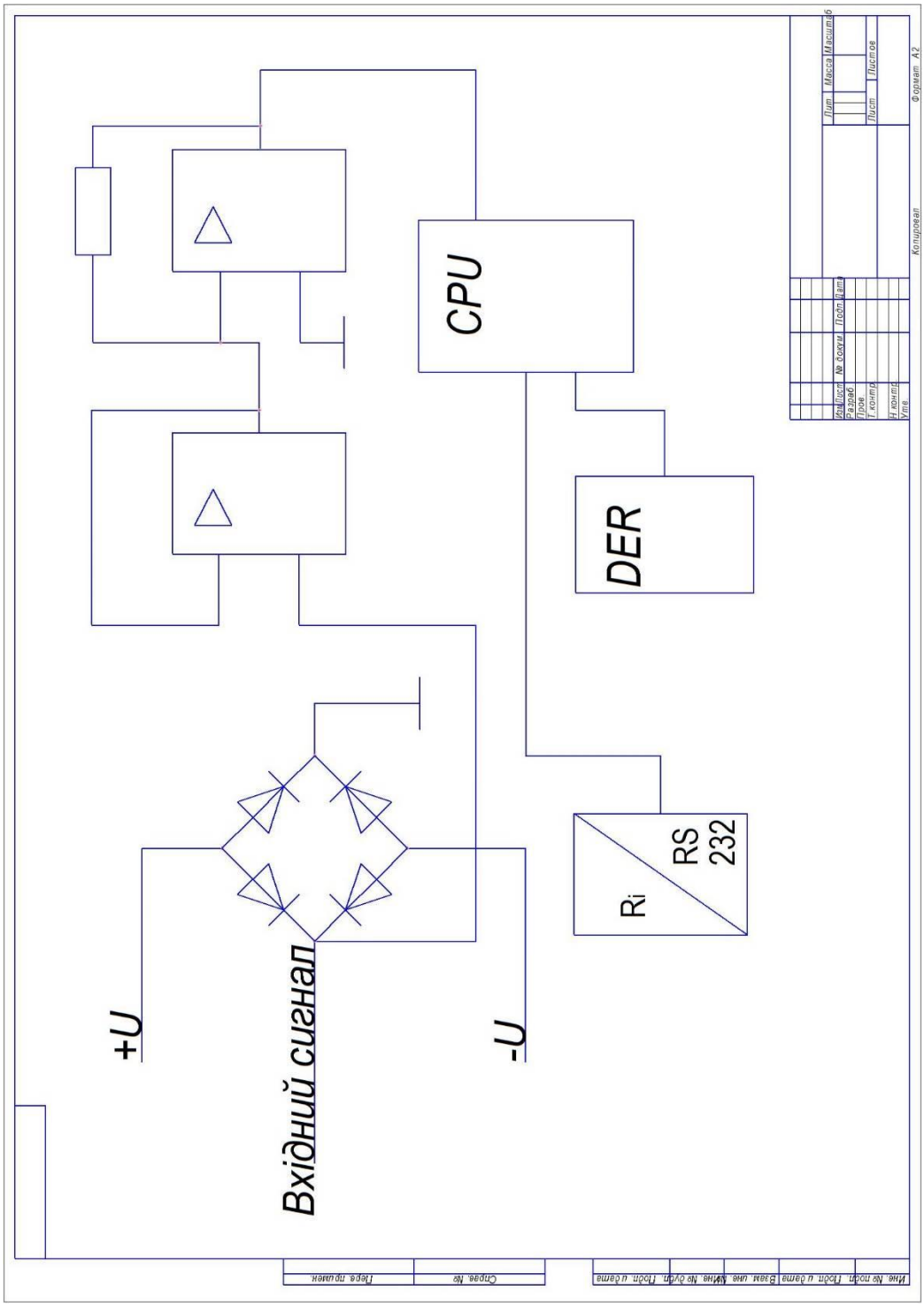
10.1 Конструкторська документація повинна відповідати вимогам ЄСКД, ДСТУ, ЄСТД.
10.2 Комплект конструкторської документації повинен складатися з:
а) пояснювальна записка;
б) схема структурна приладу;
в) схема електрична принципова приладу;
г) блок-схема алгоритму роботи мікроконтролера;
д) складальне креслення друкованого вузла;
е) креслення друкованої плати;
ж) складальне креслення приладу;

11 Виконавець зобов’язаний представляти результати роботи згідно календарного плану.

12 Під час виконання кваліфікаційної роботи в дане технічне завдання можуть вноситися зміни та доповнення по узгодженні сторін.

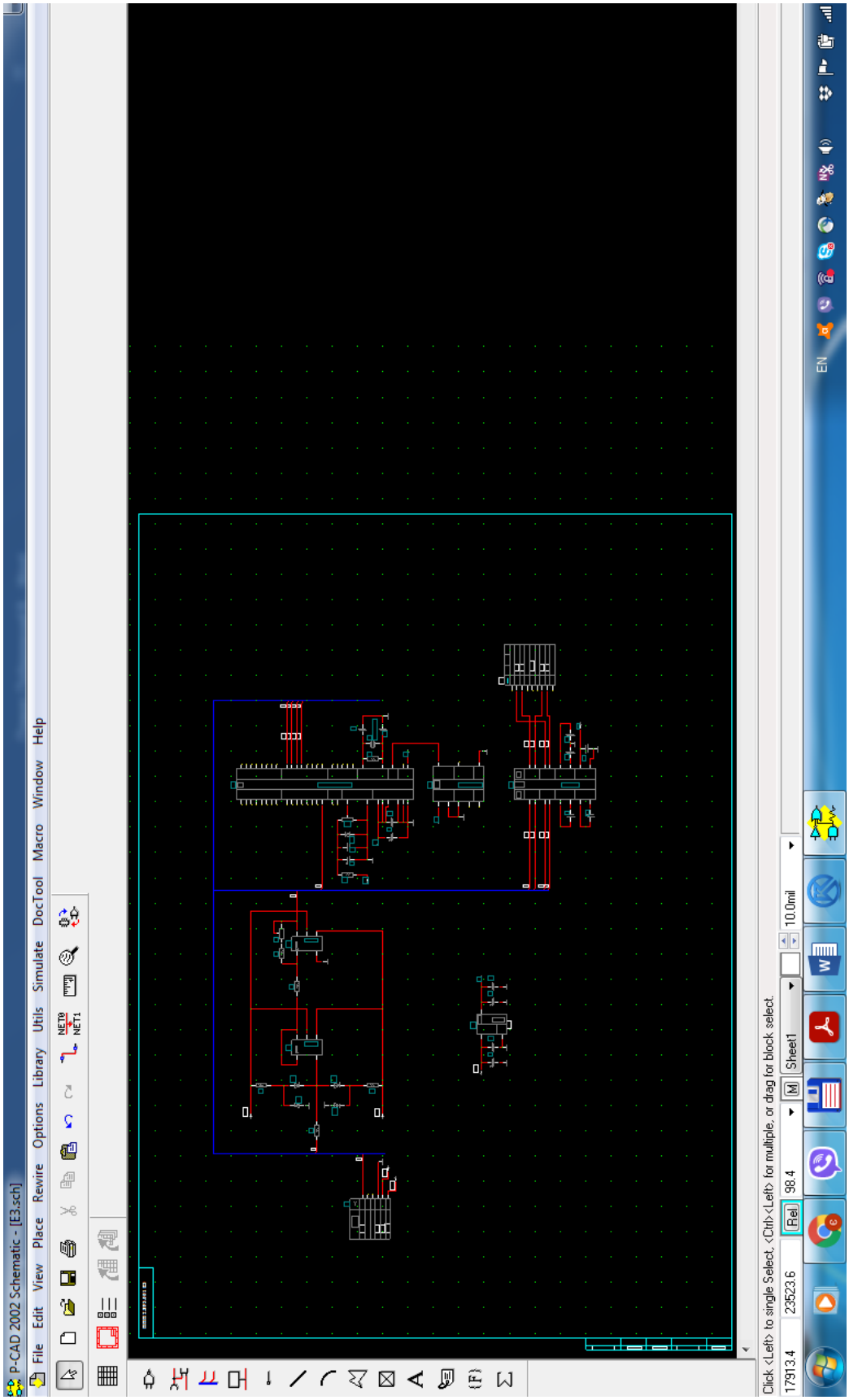
ДОДАТОК Б

Схема функціональна



ДОДАТОК В

Схема електрична принципова



ДОДАТОК Г
Апробація результатів дослідження

III Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"

УДК 621.384.4
Побережний М., Побережний В. – ст. гр. $РБ_м$–51
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ФОТОМЕДИЧНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИ ШТУЧНОМУ ОПРОМІНЕННІ ОЗНАЧЕНОЇ ОБЛАСТІ БІООБ'ЄКТА

Науковий керівник: д.т.н., проф. Р.А. Ткачук

Poberezhnyy M., Poberezhnyy V.
Ternopil State Technical University named after Ivan Pul'uj

PHOTOMEDICAL TECHNOLOGIES FOR ARTIFICIAL IRRADIATION OF BIOOBJECTS

Supervisor: prof. R. Tkachuk

Ключові слова: фотомедицина, біооб'єкт, ультрафіолетове випромінювання, фотомедичні технології.
Keywords: photomedicine, bioobject, ultraviolet radiation, photomedical technologies.

Дослідження впливу та поширення потоку світла в різних біологічних середовищах й виявлення зміни параметрів та явищ, які при цьому виникають, пов'язані із сучасним розвитком фотомедицини.

Фотодинамічна дія ультрафіолетового випромінювання при штучному опроміненні означеної області біооб'єкта (БО) не є достатньо дослідженою. Відомо, що ультрафіолетове випромінювання (із всього діапазону видимого світла) характеризується вищою енергією квантів та більшою різноманітністю відповідних реакцій БО, оскільки воно поглинається значною кількістю біохімічних компонентів клітин, різних рецепторів, шкіри, сполучної тканини тощо. Його широко застосовують у медицині, наприклад, для діагностики та терапії захворювань шкіри (екзем, псоріазу тощо). Лікувальна дія випромінювання залежатиме від вибраної довжини хвилі, інтенсивності, тривалості, локалізації та площі опромінення, а також від своєчасного виявлення in vivo змін реакції організму.

Відомо, що в деяких випадках може спостерігатися сенсабілізоване пошкодження нуклеїнових кислот, білків та ліпідів, порушення енергетичного обміну клітин внаслідок фотохімічного руйнування окремих компонентів, що в свою чергу потребує оперативного оцінювання цих змін в організмі.

З метою подальшого розвитку фотомедичних технологій виникає необхідність в удосконаленні пристроїв випромінювання із впровадженням контролю параметрів процесу й оцінюванням дози впливу на біооб'єкт, наприклад, при лікуванні захворювань шкіри методом фотоферезу (ФФ).

Таким чином, подальше дослідження існуючих джерел випромінювання (ДВ) та оптимальне регулювання їх параметрів із узгодженням стану БО (наявність зворотнього зв'язку), що має перспективи для ширшого застосування наведених технологій, які є актуальними для сучасної медицини.