

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Радіотехнічний факультет

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК 621.372.38

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Г. М. С.
(підпис)

Є. А. Кельц
(ініціали, прізвище)

«18» травня 2018 р.

Магістерська дисертація

за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка

за спеціалізацією Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки

(код і назва спеціальності)

на тему: Дослідження онкологічних за допомогою оптоелектронної системи

Виконав (-ла): студент (-ка) 6 курсу, групи PI-62м

(шифр групи)

Гвановська Катерина Олександрівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник к.т.н., доц. Богомолов М.Ф.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант з охорони праці к.т.н., доцент Каштанов С.Ф.

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент к.т.н., доц. Поддубний В.О.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент

Г. М. С.
(підпис)

Київ – 2018 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет радіотехнічний

Кафедра радіоконструювання та виробництва радіоапаратури

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність 172 – телекомунікації та радіотехніка

Спеціалізація інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної
техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С.А. Нелін
(ініціали, прізвище)

«10» 09 2016 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Намовська Катерина Олександрівна
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Дослідження анокітними за-
допомогою оптичної системи

науковий керівник дисертації К.Т.и, доц. Богданов М.Ф.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «13» березня 2018 р. №94-с

2. Термін подання студентом дисертації 30 травня 2018 року

3. Об'єкт дослідження анокітними

4. Предмет дослідження розміри, деформація та
форма патологічних анокітних

5. Перелік завдань, які потрібно розробити Проведення корект-
ного моделювання оптичної системи.
Робота математичної моделі наміренню оп-
тичного випромінювання в дослідних
об'єктах. Проведення експериментального дослі-
дження за темою дисертації та оформлення результатів

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація: 104 с., 27 рис., 35 табл., 60 дж., 3 додатки.

Ключові слова. ОПТОЕЛЕКТРОНІКА, ДОСЛІДЖЕННЯ, ДІАГНОСТИКА, ОНКОКЛІТИНИ, ТОМОГРАФІЯ.

Актуальність теми. Дослідження форми, розмірів та деформації патологічних онкоклітин є досить важливим етапом діагностики. Сучасні оптоелектронні системи дозволяють істотно збільшити терапевтичне відношення за рахунок «фокусування» дози іонізуючого випромінювання в патологічній ділянці, при цьому не наносячи шкоди здоровим тканинам.

Мета дослідження. Підвищення ефективності методу дифузійної оптичної томографії для дослідження просторового розподілу оптичних параметрів та характеристик патологічних онкоклітин.

Об'єкт дослідження: онкоклітини.

Предмет дослідження: розміри, деформація та форма патологічних онкоклітин.

Методи дослідження. Вирішення прямої задачі імпульсної дифузійної томографії та розробка математичної моделі поширення оптичного випромінювання в біомедичних об'єктах і їх фантомах. Проектування в програмному середовищі LabView.

Наукова новизна одержаних результатів. Підвищення точності отриманих результатів проектування та зменшення кількості розрахунків. Метод дифузійної оптичної томографії є найбільш точним для пошуку та діагностики онкоклітин.

Практичне значення одержаних результатів: розроблено алгоритм для моделювання оптичної структури біологічних тканин, що дозволяють описувати патологічні відхилення.

Публікації: Міжнародна науково-технічна конференція «ФППТБО», Міжнародна науково-технічний журнал «Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах», Міжнародна науково-технічна конференція «РТПСАС» .

ABSTRACT

Master's degree dissertation: 104 p., 27 fig., 35 tab., 60 sources, 3 app.

Keywords: OPTOELECTRONICS, RESEARCH, DIAGNOSTICS, ONCOLOGIC CAGES, TOMOGRAPHY.

Actuality of theme. Research of form, sizes and deformation of pathological oncologic cages is the important enough stage of diagnostics. The modern optronic systems allow substantially to increase a therapeutic relation due to "focusing" of dose of ionizing radiation in a pathological area, here not harming to healthy fabrics.

Research aim. An increase of efficiency of method of diffusive optical tomography is for research of spatial distribution of optical parameters and descriptions of pathological oncologic cages.

Research object: oncologic cages.

Article of research : sizes, deformation and form of pathological oncologic cages.

Research methods. A decision of direct task of impulsive diffusive tomography and development of mathematical model of distribution of optical radiation are in biomedical objects and their phantoms. Planning is in the software environment of LabView.

Scientific novelty of the got results. Increase of exactness of the got results of planning and reduction to the amount of calculations. A method of diffusive optical tomography is most exact for a search and diagnostics of oncologic cages.

Practical value of the got results: an algorithm is worked out for the design of optical structure of biological fabrics that allow to describe pathological rejections.

Publications: the International scientific and technical conference of "PPFTBO", International scientific and technical magazine "the Measuring and calculable technique in technological processes", International scientific and technical conference of "RFSAS".

ЗМІСТ

ВСТУП	9
1 ЗАСТОСУВАННЯ ОПТИЧНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ.....	10
1.1 Аналіз енергетичних характеристик оптичного випромінювання	11
1.2 Особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем	13
1.3 Методи оптичної спектроскопії.....	18
1.3.1 Аналітичний огляд методів оптичного контролю та діагностики у біомедичних дослідженнях	18
1.4 Оптична томографія.....	24
1.5 Оптична когерентна томографія.....	24
1.6 Дифузійна оптична томографія	25
Висновки до розділу	26
2 АНАЛІЗ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ТОМОГРАФІВ. ВИБІР ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ.....	27
2.1 Технічний аналіз сучасних методів томографії	27
2.2 Структурна схема оптичного двохвильового томографа	28
2.3 Структурна схема оптико-електронного око-процесорного томографа. Принцип функціонування	30
2.4 Методи визначення оптичних параметрів біологічних тканин.....	33
Висновки до розділу	39
3 ВИРІШЕННЯ ПРЯМОЇ ЗАДАЧІ ІМПУЛЬСНОЇ ДИФУЗІЙНОЇ ОПТИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ ПРИ ПАТОЛОГІЇ	40
3.1 Розробка математичної моделі для опису оптичної структури біомедичних об'єктів і їх фантомів.....	40
3.2 Розробка математичної моделі поширення оптичного випромінювання в біомедичних об'єктах і їх фантомах	44
3.3 Дослідження відносно однорідного біомедичного об'єкту	45
3.4 Дослідження однорідної поглинаючої неоднорідності.....	47
3.5 Дослідження одиночної розсіювальної неоднорідності	49

3.6 Формування індексу неоднорідності. Дослідження просторового розподілу оптичних параметрів	52
Висновки до розділу	59
4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА Безпека В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	60
4.1Визначення основних потенційно шкідливих та небезпечних виробничих чинників	61
4.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії.....	61
4.2.1 Електробезпека.....	61
4.2.2 Розрахунок вимикаючої здатності електромережі при аварійному режимі роботи електрообладнання	63
4.3 Мікроклімат робочої зони	64
4.4 Розрахунок штучного освітлення на робочих місцях користувачів ВДТПЕОМ	65
4.5 Безпека в надзвичайних ситуаціях	67
4.5.1 Вимоги щодо організації ефективної роботи системи оповіщення персоналу при надзвичайних ситуаціях	67
4.5.2 Обовязки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій	70
4.6 Пожежна безпека.....	71
5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ	73
5.1 Опис ідеї проекту	73
5.2Технологічний аудит ідеї проекту.....	74
5.3Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	75
5.4Розроблення ринкової стратегії проекту	77
5.5Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	78
Висновки до розділу	79
ВИСНОВКИ.....	80
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ	81
ДОДАТОК А.....	87
ДОДАТОК Б	92
ДОДАТОК В.....	96

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

БМК – блок місцевого керування;
БПОЗ – блок перетворення та оброблення зображень;
БТ – біотканини;
ДОТ – дифузійна оптична томографія;
ЕОМ – електронна обчислювальна машина;
ІЧ – інфрачервоний діапазон;
КД – кроковий двигун;
КТ – комп’ютерна томографія;
МРС – матриці розсіювання світла;
МРТ – магнітно-резонансна томографія;
НМФЩ – нормований максимум фотонної щільності;
ОІМС – оптичні інтегральні мікросхеми;
ОКГ – оптичні квантові генератори;
ОКЗ – оптичні канали зв’язку;
ОКТ – оптична когерентна томографія;
ОТ – оптична томографія;
ППФ – пізно пройдені фотони;
РПВ – рівняння переносу випромінювання;
ТФРТ – тимчасових функцій розсіювання точки;
УФ-діапазон – ультрафіолетовий діапазон;
ФАТ – фотоакустична томографія;
ФЕП – фотоелектронні помножувачі.

ВСТУП

Сучасні електронні компоненти дозволяють створювати економічні і надійні оптоелектронні прилади, обладнання й системи, що є найперспективнішими у діагностиці онкозахворювань.

Вироби оптоелектроніки використовують електромагнітне випромінювання оптичного діапазону для прийому, обробки, передачі, а також відображення інформації. Оптоелектронні прилади чутливі до електромагнітного випромінювання в спектральному діапазоні від інфрачервоного до ультрафіолетового. Вони широко застосовуються як випромінювачі і фотоприймачі електромагнітної енергії в цьому діапазоні.

Діагностика онкозахворювань на ранній стадії і лікування значно збільшують шанси на одужання. Дослідження форми, розмірів та деформації патологічних онкоклітин, за допомогою оптоелектронної системи, є досить важливим етапом діагностики.

Онкоклітини активно діляться і швидко зростаються; в нормі схожою активністю володіють клітини кісткового мозку. Відповідно, якщо онкоклітини більш активні, ніж навколишні тканини, то і шкідлива дія випромінювання заподіє їм більш серйозної шкоди. Це обумовлює ефективність променевої терапії при однаковому опроміненні пухлинних клітин і великих обсягів здорової тканини. Однак сучасні оптоелектронні системи для променевої терапії дозволяють істотно збільшити терапевтичне відношення за рахунок «фокусування» дози іонізуючого випромінювання в патологічному вогнищі і відповідного щадіння здорових тканин.

1 ЗАСТОСУВАННЯ ОПТИЧНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ

Сучасні оптичні та оптоелектронні системи є складними комплексами, що містять електронні прилади посилення і перетворення електричних сигналів, автоматичні і обчислювальні пристрої. В процесі перетворення енергії в оптоелектронних приладах велике значення мають перетворення сигналів в електричних і електронних пристроях - їх посилення, фільтрація, модуляція, детектування та ін. При цьому електричні й електронні елементи оптоелектронних приладів працюють в широкому амплітудном і частотному діапазонах сигналів складної форми.

Фізичну основу оптоелектроніки складають процеси перетворення електричних сигналів в оптичні і оптичних в електричні, процеси поширення випромінювання у видимій, інфрачервоній і ультрафіолетовій областях спектра в різних середовищах, а також процеси взаємодії електромагнітних випромінювань оптичного діапазону з речовиною [1].

Лазерні медичні технології відрізняються багатоплановістю, комплексністю, різноманітністю. Лазерна медицина включає вплив лазерного випромінювання на різні частини тіла: шкіра, кістки, м'язи, жирові тканини, сухожилля, внутрішні органи, очі, зубні тканини і т. п. Всі ці тканини мають свої властивості, як оптичні (спектральні характеристики, коефіцієнт відбиття, глибина проникнення випромінювання), так і теплофізичні (теплопровідність, температуропровідність, теплоємність), відмінні від властивостей інших біотканин. Тому розрізняється і характер впливу на них лазерного випромінювання. Відповідно, в кожному випадку необхідно вибирати індивідуальні параметри режиму опромінення: довжину хвилі, тривалість впливу, потужність, частоту проходження імпульсів і т.п. Сильне розходження властивостей біотканин робить можливим специфічні впливи, наприклад, черезшкірний вплив на патологічні тканини (опромінення підшкірних тканин без істотного пошкодження шкіри) [2].

Лазерна діагностика має шикорий спектр областей застосування, та використання лазерів в онкології є досить важливим і служить для вирішення наступних задач:

- видалення злоякісних пухлин на ранніх стадіях;
- реканалізація просвітів пахових органів у невиліковних пацієнтів;
- лікування деяких повільно прогресуючих захворювань;
- усунення метастаз;
- лікування багатьох доброякісних новоутворень (в шлунково-кишковому тракті, на слизових оболонках порожнин рота, носа, гортані, на поверхні шкіри і ін.)

1.1 Аналіз енергетичних характеристик оптичного випромінювання

Під терміном “оптичне випромінювання” (optical radiation) будемо розуміти хвилі видимого для людського ока діапазону, розташованого в межах від 0.38 мкм до 0.78 мкм. Також до оптичного випромінювання відносять ІЧ-діапазон від 0.78 мкм до 10 мкм та УФ-діапазон від 0.14 мкм до 0.38 мкм.

Енергетичні параметри характеризують випромінювання безвідносно до його дії на будь-якої приймач випромінювання і пов'язані з яку переносять випромінюванням енергією.

За допомогою світлових параметрів оцінюють випромінювання в тому випадку, якщо приймачем випромінювання служить людське око. Чутливість ока до світла різної довжини хвилі неоднакова. Вона має максимум при $Z = 0,555$ мкм і швидко знижується при видаленні від цього максимуму. На кордонах видимого діапазону ($Z = 0,38$ мкм і $Z = 0,78$ мкм) чутливість очі практично падає до нуля [1].

На рисунку 1.1 показана відносно спектральна світлова ефективність ока, адаптованого до денного (1) і нічному (2) світла.

Відносна спектральна світлова ефективність $V(Z)$ являє собою усереднений результат багатьох досліджень [1].

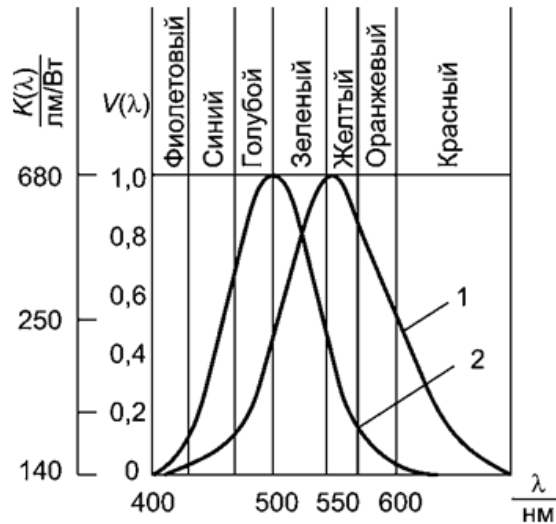


Рисунок 1.1 – Спектральна характеристика чутливості людського ока [1]

Оптичне випромінювання у видимому діапазоні описується світловими параметрами і характеристиками. Кількісні характеристики видимого світла пов'язують із зоровим відчуттям. В інфрачервоному й ультрафіолетовому діапазонах оптичного випромінювання, що не сприймається оком, параметри характеризують безпосередньо енергію, що переноситься випромінюванням. Світлові і енергетичні параметри пов'язані пропорційною залежністю.

Для кількісного опису оптичного випромінювання, а також джерел і приймачів випромінювання використовуються п'ять основних енергетичних параметрів: потік випромінювання і сила випромінювання, параметри, що характеризують випромінювання; енергетична світність і енергетична яскравість, що характеризують джерело випромінювання з урахуванням площі випромінюваної поверхні; енергетична освітленість (опромінення), що характеризує поверхню, яка опромінюється. Для видимого випромінювання застосовуються, відповідно, п'ять світлових параметрів: світловий потік, сила світла, світність, яскравість і освітленість.

У ряді випадків експлуатації випромінювачів потрібен переклад наявних світових параметрів в енергетичні і навпаки. Перехід до енергетичних параметрів здійснюється за допомогою світлової ефективності, яка в загальному випадку дорівнює (1.1):

$$K_v = \frac{P_v}{P_e} = \frac{I_v}{I_e} = \frac{L_v}{L_e} , \quad (1.1)$$

де P_e - потік випромінювання, Вт;

P_v - світловий потік, лм;

I_e - сила випромінювання, Вт/ср;

I_v - сила світла, кд = лм/ср;

L_e - енергетична яскравість, Вт/(пор · м²);

L_v – яскравість, кд / м².

1.2 Особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем

Застосування оптичного випромінювання базується на взаємодії світла з біологічними тканинами [3, 4, 5], а саме його розсіюванні, відбитті та поглинанні. Ці процеси залежать від пігментації шкіри, складу крові, а також від структури колагенових волокон, які визначають розподіл фотонів у опроміненій ділянці тканини. Меланін є базовим пігментом і головним епідермальним хромофором. Поглинання меланіну є найважливішою складовою повного поглинання епідермісу та рогового шару. На рисунку 1.2 показаний спектр поглинання меланіну, що міститься в епідермісі шкіри людини [2].

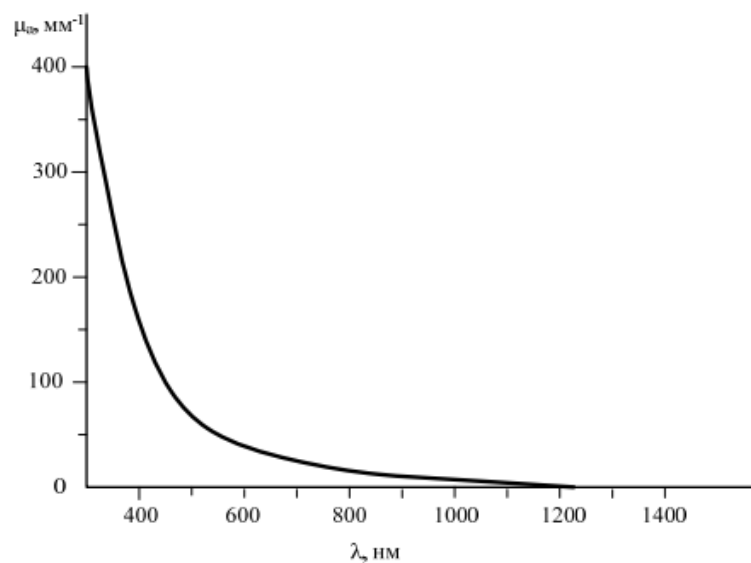


Рисунок 1.2 – Спектр поглинання меланіну [2]

При проведенні розрахунків великий інтерес представляє величина оптичної густини епідермісу, яка залежить від кількості меланіну в базальному шарі. Вона визначається за формулою (1.2):

$$OD = \mu_{mel} \cdot h_e , \quad (1.2)$$

де μ_{mel} – коефіцієнт поглинання меланіну;

h_e – товщина шару епідермісу.

Кількість меланіну в базальному шарі епідермісу, головним чином, залежить від типу шкіри і може змінюватися від 1,5 до 43 %. Дерма за своєю структурою та складом відрізняється від епідермісу і коефіцієнт розсіювання дерми сильніший на коротких довжинах хвиль. Оскільки від розсіювання залежить глибина проникнення випромінювання різних довжин хвиль, в дермі довші хвилі проникають глибше, ніж короткі. Це пов'язано з наявністю меланіну, який краще поглинає на коротких довжинах хвиль. На рисунку 1.3 показане розповсюдження оптичного випромінювання в різних шарах шкіри [3].

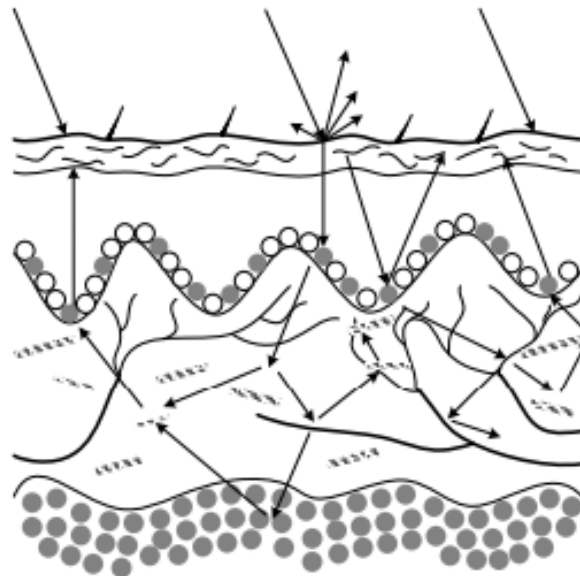


Рисунок 1.3 – Розповсюдження оптичного випромінювання в шкірі людини [3]

Поглиналина дія гемоглобіну домінує на піках 280, 420, 540 та 580 нм з пороговою довжиною хвилі 600 нм. Головна особливість таких біомолекул, як гемоглобін та меланін, полягає у їх складній пороговій структурі, що

лежить в діапазоні від 400 нм до 600 нм. А в ближній інфрачервоній області ці біомолекули, як і вода, мають низьку поглинальну дію. Найглибше випромінювання проходить в тканинах в області терапевтичного вікна в діапазоні від 600 нм до 1300 нм, внаслідок низького поглинання і високого розсіювання. На довжині хвилі 1500 нм і вище поглинальним центром в тканинах є вода [6].

Відмітимо, що для біологічних тканин властивий резонансний характер поглинання випромінювання, що вимагає можливості забезпечення точного підбору необхідної довжини хвилі лазерного випромінювання.

У таблиці 1.1 наведені основні типи лазерів, що традиційно застосовуються в лазерній медицині.

Таблиця 1.1 – Типи лазерів для застосування в лазерній медицині

Тип лазера	Довжина хвилі		Примітки
	Основна	Інші можливі	
Nd:YAG	1,06 мкм	0,53 мкм 0,355 мкм 0,266 мкм	
CO2	10,6 мкм	9,6 мкм	
He-Ne	633 нм	3,391 мкм – ІЧ 543 нм – зелений 594 нм – жовтий 604 нм – помаранчевий	$P_{max} : 100 \text{ мВт}$
Ar	488 нм – блакитний 515 нм – зелений	ряд дискретних ліній в діапазоні 350 - 530 нм (УФ - зелений)	$P_{max} : 30 \text{ Вт}$
Kr	530 нм – зелений 568 нм – жовто- зелений 676 нм - червоний	ряд дискретних ліній в діапазоні 350 - 800 нм (УФ - ІЧ)	$P_{max} : 10 \text{ Вт}$
На барвнику	400 - 900 нм перебудовується в діапазоні шириною 500 - 100 нм для кожного лазера		

На рисунку 1.4 зображено залежність коефіцієнта поглинання та глибини проникнення оптичного випромінювання від властивостей

біологічної тканини [7], згідно з таблицею 1.1. Як видно з рисунка 1.4, найбільша глибина проникнення потрапляє в область терапевтичного вікна. Саме тому для проведення онкологічних досліджень використовують діодні лазери та світлодіоди, які лежать в області червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання.

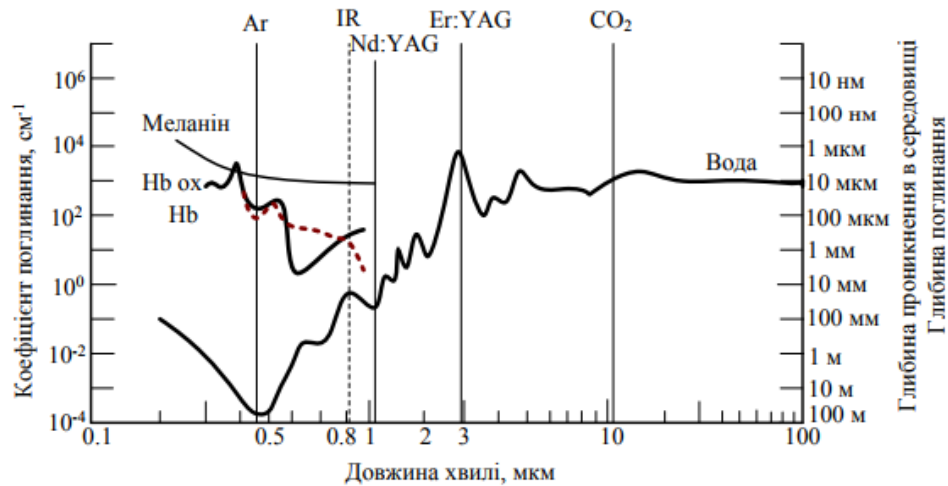


Рисунок 1.4 – Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення оптичного випромінювання у воді, гемоглобіні та меланіні в залежності від довжини хвилі [7]

Важливою властивістю розсіювальної тканини є анізотропія, що визначається фактором анізотропії g (середній косинус кута розсіювання) [7]. Для більшості непрозорих біологічних тканин значення фактора анізотропії лежить в діапазоні від 0,7 нм до 0,95 нм. Залежність фактора анізотропії шкіри (як дерми, так і епідермісу) може бути описана таким емпіричним співвідношенням [7, 13]:

$$g(\lambda) = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(\frac{\lambda - \lambda_{min}}{\lambda_{max}}\right) \right], \quad (1.3)$$

де λ – довжина хвилі, нм;

λ_{min} – мінімальне значення довжини хвилі у вибраному діапазоні;

λ_{max} – максимальне значення довжини хвилі у вибраному діапазоні.

Залежність коефіцієнта розсіювання шкіри від довжини хвилі описується таким виразом [9-12]:

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_0) \cdot \left(\frac{\lambda}{\lambda_{max}} \right)^{-3/2}, \quad (1.4)$$

де λ – довжина хвилі, нм;

λ_{max} – максимальне значення довжини хвилі у вибраному діапазоні;

μ_s – коефіцієнт розсіювання.

В таблиці 1.2 наведені деякі оптичні коефіцієнти рогового шару, епідермісу та дерми людини *in vitro* на різних довжинах хвиль.

Таблиця 1.2 – Оптичні властивості шкіри людини *in vitro*

Тканина	λ , нм	μ_a , cm^{-1}	μ_s , cm^{-1}	$\mu_s(1 - g)$, cm^{-1}	g
Роговий шар	193	6000	-	-	-
	250	1150	2600	260	0,9
	308	600	2400	240	0,9
	337	330	2300	230	0,9
	351	300	2200	220	0,9
	400	230	2000	200	0,9
Епідерміс	250	1000	2000	313	0,69
	308	300	1400	407	0,71
	337	120	1200	338	0,72
	351	100	1100	306	0,72
	415	66	800	206	0,74
	488	50	600	143	0,76
	514	44	600	139	0,77
	585	36	470	99	0,79
	633	35	450	88	0,8
	800	40	420	62	0,85
Дерма	250	26	833	257	0,69
	308	8,7	583	170	0,71
	337	6,1	500	141	0,72
	351	5,2	458	127	0,72
	415	3,5	320	82	0,74
	488	2,6	250	60	0,76
	514	2,2	250	58	0,77
	585	2,2	196	41	0,79
	633	2	187,5	37	0,8
	800	1,7	175	30	0,85

Обернено-розсіяні фотони, що виходять на поверхню тканини, дозволяють аналізувати та відтворювати зображення структури внутрішніх тканин. Такі зображення отримуються за допомогою часових, частотних та стаціонарних методів вимірювання, що використовуються для візуалізації зміни внутрішньої структури тканин. Це дає можливість виявляти патологічні зміни в тканинах, в тому числі різного роду пухлини [14, 15].

1.3 Методи оптичної спектроскопії

Спектроскопічні методи поділяють за природою випромінювання (електромагнітна, електронна, механічна, масспектроскопія), за процесом (поглинання, випромінювання, емісія), а також їх класифікують за довжиною хвиль - ультрафіолетові, видимі, інфрачервоні тощо [3].

Поглинання в біологічних зразках залежить від характеристик домінуючих компонент та вмісту води у тканині. Тому коефіцієнти поглинання та розсіювання – два дуже важливих параметри в оптичних дослідженнях.

Типові значення коефіцієнта поглинання для біологічних тканин відрізняються на декілька порядків і становлять від 10^{-2} см^{-1} до 10^{-4} см^{-1} . В ультрафіолетовій ділянці спектра глибина проникнення є одного порядку з розмірами клітин і становить понад 2 мкм. У діапазоні довжин хвиль від 0,3 мкм до 0,6 мкм (видима ділянка) типова проникаюча здатність випромінювання складає від 0,5 мм до 2,5 мм. Тут явища розсіювання і поглинання світла є одного порядку. Діапазон довжин хвиль від 0,6 мкм до 1,5 мкм (червоне та інфрачервоне випромінювання) характеризується розсіюванням на порядки вищим за поглинання, і глибина проникнення у тканини зростає від 8мм до 10 мм.

1.3.1 Аналітичний огляд методів оптичного контролю та діагностики у біомедичних дослідженнях

Оптичні методи досліджень є ефективним інструментом аналізу та неруйнівного контролю об'єктів і речовин різноманітного походження (полікристалічні, напівпровідникові, астрономічні та ін.) [1,3]. Особливу роль вони відіграють при вивченні властивостей біологічних об'єктів та при виявленні низки захворювань у медицині [4, 6, 8, 9].

Для експериментального визначення оптичних параметрів БТ застосовують дві групи методів – прямі та непрямі [17–22]. Перші побудовані на базових фізичних законах і означеннях (Бугера–Бера та 10 ін.). Параметрами, що вимірюються прямими методами, є коефіцієнт

колімованого пропускання T_s , індикатриса розсіювання для тонких зразків або освітленість всередині об'ємного середовища. Непрямі методи засновані на розв'язанні оберненої задачі розсіювання, яка побудована на основі відповідної теоретичної моделі розповсюдження світла у середовищі, зокрема моделі перенесення випромінювання [9, 19–23].

У таблиці 1.3 наведений порівняльний аналіз найбільш поширених методів неруйнівного контролю параметрів біологічних об'єктів і тканин.

Таблиця 1.3 – Методи оптичного контролю параметрів біологічних об'єктів і тканин

Назва методу	Область застосування	Фактори, що обмежують застосування	Контрольовані параметри	Гранична чутливість	Похибка, %
Візуально-оптичний	Аналіз форми і розмірів, інтроскопія, ендоскопія	Мінімальна яскравість зображення $\leq 1 \text{ кд/м}^2$	Розмір і форма об'єкта	$0,6 \cdot \lambda / A$	0,1–1,0
Рефрактометричний	Дисперсійний контроль, визначення концентрації розчинів біорідин	Оптична непрозорість середовищ	Показник заломлення	$0,6 \cdot \lambda / A$	0,01
Інтерферометричний	Ретинометрія, аналіз товщини рогівки ока, швидкості кровообігу судин	—	Щільність і ширина інтерференційних смуг, контраст спеклструктури	$0,1 \cdot \lambda$	0,1
Дифракційний	Аналіз розмірів об'єктів, шорсткості та структури поверхні	Розмір мікрооб'єктів порядку довжини хвилі	Геометричні розміри, показники заломлення і поглинання	$0,1 \cdot \lambda$	1,0
Спектроскопія квазіпружного розсіювання	Аналіз динамічних характеристик мікрооб'єктів, розмірів і маси розсіювачів	Для слабо поглинаючих, прозорих та квазіоднорідних середовищ	Ширина доплерівського спектра, розмір об'єкта	$0,1 \dots 10^6 \text{ Гц}$ $0,05 \text{ мкм}$	1,0
Калориметричний	Аналіз поглинання, концентрації розчинів, динаміки потоків біорідин	Для оптично неоднорідних речовин	Зміна температури (поглинальна здатність)	$\alpha \sim 10^{-7}$	1,0
Поляризаційний	Аналіз оптично активних біорідин, діагностика патологій та дистрофії біотканин	Оптична непрозорість середовищ	Параметри анізотропії, товщина, ступінь поляризації	$0,6 \cdot \lambda / A$	1,0

Продовження таблиці 1.3

Назва методу	Область застосування	Фактори, що обмежують застос.	Контрол. параметри	Гранична чутливість	Похибка, %
Лазерна нефелометрія	Аналіз концентрації елементів крові, структури біотканин, імунологія, вірусологія	Умови пружного розсіювання	Індикатриса розсіювання (функція розмірів)	0,01 мкм	2,0
Спектральний абсорбційний аналіз	Аналіз і класифікація складу речовини, діагностика оптично щільних біооб'єктів, спектроскопія швидкоплинних процесів	—	Спектральні коеф. відбиття, поглинання, пропускання, концентрація речовини	$\Delta I/I_0 = 10^{-5}$ $\alpha \sim 3 \cdot 10^{-10}$	1,0
Лазерний флуоресцентний аналіз	Дослідження клітин і мікроорганізмів, діагностика онкозахворювань	Для флуоресцентних об'єктів та тканин	Інтенсивність флуоресценції	$0,001 \cdot I_0$	2,0
Оптична томографія	Дослідження патологічних та дистрофічних змін у біотканинах та клітинах	Оптична непрозорість обмежує глибину зондування тканини	Розміри та форма неоднорідностей	$0,1 \cdot \lambda$	1,0
Голографічний	Дослідження об'ємних процесів на тканинах ока	Ступінь когерентності лазера, вібрація	Геометричні параметри, градієнти показ. заломл.	$0,1 \cdot \lambda$	1,0

П р и м і т к а. λ – довжина хвилі; A – апертура оптичної системи; α – мінімальний коефіцієнт поглинання [см^{-1}]; I_0 – інтенсивність випромінювання, що падає; ΔI – різниця інтенсивності вхідного та вихідного випромінювань.

Лазерним джерелам властиві гостра направленість випромінювання, висока монохроматичність та спектральна густина енергії, вони здатні генерувати імпульси малої тривалості до 10^{-14} с та керувати поляризацією випромінювання. На рисунку 1.5 наведено класифікацію лазерних методів досліджень відповідно до фізичних видів взаємодії випромінювання із біологічними об'єктами [16, 17, 23].



Рисунок 1.5 – Лазерні методи досліджень біологічних об'єктів і тканин [16, 17]

Зробивши аналітичний огляд методів оптичного контролю параметрів біологічних об'єктів і тканин можна побачити, що для дослідження патологічних онкоклітин та тканин слід використовувати метод оптичної томографії.

1.4 Оптична томографія

Оптична томографія (ОТ) – це абсолютно неінвазивний діагностичний метод, що набув інтенсивного розвитку в останні десятиріччя і зараз широко використовується в медичній практиці. Основна перевага методу – можливість використання для візуалізації біологічних тканин оптичного випромінювання видимого та ближнього інфрачервоного діапазонів (довжини хвиль від 380 нм до 2,5 мкм). Розрізняють дифузійну оптичну томографію і оптичну когерентну томографію.

1.5 Оптична когерентна томографія

Оптична когерентна томографія (ОКТ) є перспективним напрямком морфологічного дослідження і візуалізації структури відносно тонких (до 1 мм) шарів біотканин на основі когерентних і поляризаційних методів. ОКТ – це нова медично-діагностична технологія візуалізації, яка може формувати зображення поперечного перерізу, тобто томографічного зображення біологічних тканин, з мікронною роздільною здатністю.

ОКТ робить можливою візуалізацію тканин мікроструктури *in vivo* в режимі реального часу з роздільною здатністю в діапазоні від 1 мкм до 10 мкм.[28, 29].

Глибина візуалізації, в більшості тканин, складає від 2 мм до 3 мм. Вона визначається довжиною хвилі та інтенсивністю джерела випромінювання, а також залежністю поглинаючої здатності біотканин від довжини хвилі випромінювання та його ослабленням внаслідок розсіювання. Для м'яких тканин коефіцієнти поглинання і розсіювання для діапазону довжин хвиль від 600 нм до 1300 нм складають відповідно $\mu_a \sim$ від $0,1 \text{ мм}^{-1}$ до 1 мм^{-1} , $\mu_s \sim$ від 10 мм^{-1} до 100 мм^{-1} [30].

1.6 Дифузійна оптична томографія

Дифузійна оптична томографія (ДОТ) є неруйнівним методом візуалізації внутрішньої структури ряду біотканин, яка надає можливість дослідження активності метаболічних процесів у тканині.

При дослідженнях новоутворень МЗ зазначеним методом здійснюють зондування випромінюванням ближнього інфрачервоного діапазону (довжина хвилі від 700 нм до 900 нм) біотканини на значних глибинах проникнення (віж 8 см до 10 см). При цьому виконують позиційно-залежні вимірювання параметрів лазерного випромінювання, що дозволяє діагностувати патології МЗ. У порівнянні з магніто-резонансною томографією системи на основі ДОТ мають значно меншу вартість.

З допомогою дифузної оптичної томографії можна легко виявити наступні патології:

- онкологічні захворювання мозку;
- доброякісні новоутворення, що мають тенденцію до розростання;
- прогресуючі запальні процеси у тканинах головного мозку;
- патології тканин МЗ.

Нова методика дозволила вирішити проблему диференціальної діагностики онкологічних захворювань на ранній стадії, не провокуючи вторинних рецидивуючих пухлинних процесів через відсутність посиленого впливу випромінювання.

Важливою перевагою стає фактор безпеки. Дифузійну оптичну томографію можна застосовувати для діагностики дітей, в тому числі, немовлят, вагітних жінок, важко хворих людей, яким протипоказані шкідливі опромінення [31-35].

Для ранньої діагностики злоякісних пухлин та дослідження патологічних онкоклітин найбільш ефективним було визнано метод дифузійної оптичної томографії. В наступному розділі проведемо порівняння аналогів оптичних томографів.

Висновки до розділу

1. Дослідження форми, розмірів та деформації патологічних онкоклітин, є досить важливим і необхідним етапом на ранній стадії діагностики. Оптичні діапазони надають високу інформативність при дослідженні патологій на ранніх стадіях.

2. На відміну від первинного випромінювання, вторинне забезпечує велику глибину проникнення в біотканину, оскільки його ступінь ослаблення на кожен сантиметр глибини тканини майже в 10 разів менший первинного. Для більшості непрозорих біологічних тканин значення фактора анізотропії лежить в діапазоні від 0,7 до 0,95.

3. Типові значення коефіцієнта поглинання для біологічних тканин відрізняються на декілька порядків і становлять від 10^{-2} см^{-1} до 10^{-4} см^{-1} . В ультрафіолетовій ділянці спектра глибина проникнення є одного порядку з розмірами клітин і становить понад 2 мкм.

4. У діапазоні довжин хвиль від 0,3 мкм до 0,6 мкм (видима ділянка) типова проникаюча здатність випромінювання складає від 0,5 мм до 2,5 мм. Тут явища розсіювання і поглинання світла є одного порядку. Діапазон довжин хвиль від 0,6 мкм до 1,5 мкм (червоне та інфрачервоне випромінювання) характеризується розсіюванням на порядки вищим за поглинання, і глибина проникнення у тканини зростає від 8 мм до 10 мм.

5. Оцінюючи методи оптичного контролю параметрів біологічних об'єктів і тканин, встановлено, що метод оптичної томографії є найбільш відповідним для дослідження патологічних змін у біотканинах та онкоклітинах. Фактором обмеження є оптична непрозорість, що обмежує глибину зондування. Гранична чутливість складає $0,1 \cdot \lambda$, похибка – 1,0%.

6. Для ранньої діагностики злоякісних пухлин та дослідження патологічних онкоклітин найбільш ефективним було визнано метод дифузійної оптичної томографії.

2 АНАЛІЗ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ТОМОГРАФІВ. ВИБІР ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ

2.1 Технічний аналіз сучасних методів томографії

Основні напрямлення клінічного використання частотно-модуляційної ОТ пов'язані з томографією мозку (виявлення внутрішньочерепних гематом, функціональна діагностика мозку, в частості – аналіз гемодинаміки) і діагностика раку молочної залози (оптична мамографія).

На рисунку 2.1 представлена схема оптичного томографа, розробленого фірмою Siemens AG (Германія) [29]. В якості джерел використовуються чотири лазерних діоди з довжинами хвиль 690 нм (частота модуляції 69.5 МГц), 750 нм (69.8 МГц), 788 нм (70.2 МГц) і 856 нм (70.45 МГц)[29].

Недоліками даного томографа є низька інформативність, обумовлена низькою контрастністю отриманого зображення та недосконалістю використаної елементної бази [29].

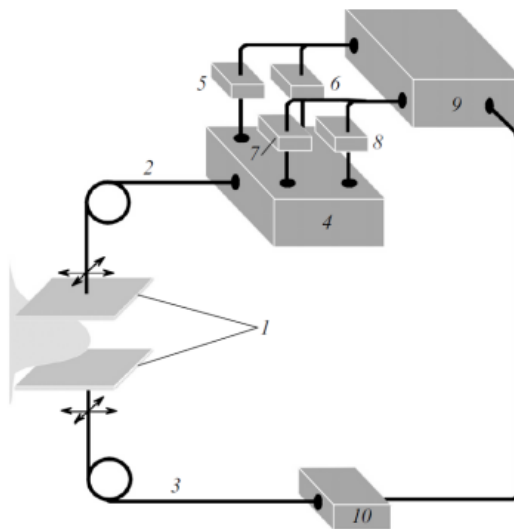


Рисунок 2.1 – Схема оптичного томографа фірми Siemens AG: 1 – пристрій фіксації об'єкту; 2 – світловод для передачі випромінення до об'єкта; 3 – світловод для прийому розсіяного випромінення; 4 – волоконно-оптичний мультиплексор 4×1 ; 5 – 8 – набір лазерних діодів; 9 – блок управління та обробки; 10 – детектор (ФЕП) [29]

На рисунку 2.2 приведена схема частотно-модуляційної системи з використанням амплітудно-фазової компенсації [29].

При формуванні зондуючого випромінювання і детектування розсіючого світла використаний принцип гетеродинної обробки сигналів, що дозволяє здійснювати точні фазові виміри в низькочастотному діапазоні з високою точністю. Джерелами були вісім лазерних діодів з довжиною хвилі 780 нм.

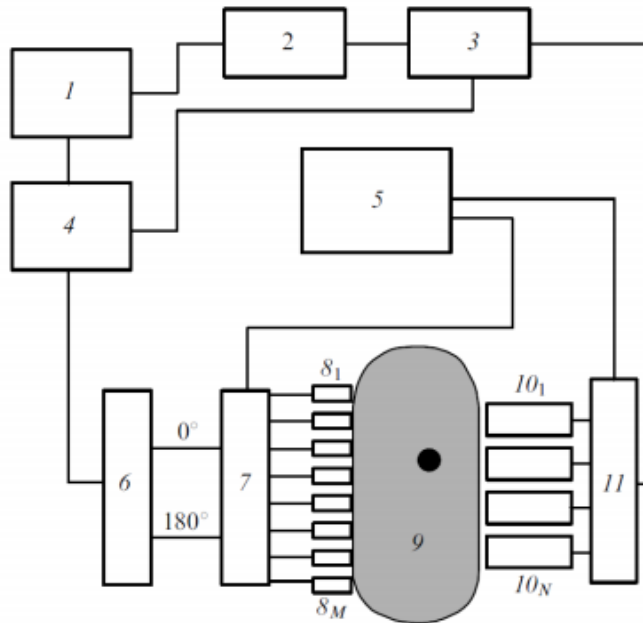


Рисунок 2.2 – Схема оптичного томографа з фазовою компенсацією: 1 – генератор; 2 – фазовий детектор; 3 – гетеродин; 4 – модулятор; 5 – блок обробки; 6 – фазорозщеплювач; 7, 11 – комутатори; 8₁, ..., 8_M – лазерні діоди; 9 – об'єкт; 10₁, ..., 10_N – фото помножувачі [29]

2.2 Структурна схема оптичного двохвильового томографа

В результаті проведеного огляду неінвазивних методів для досягнення поставленої мети було обрано схему оптичного двохвильового томографа в якості об'єкта моделювання [42]. Схема наведена на рисунку 2.3.

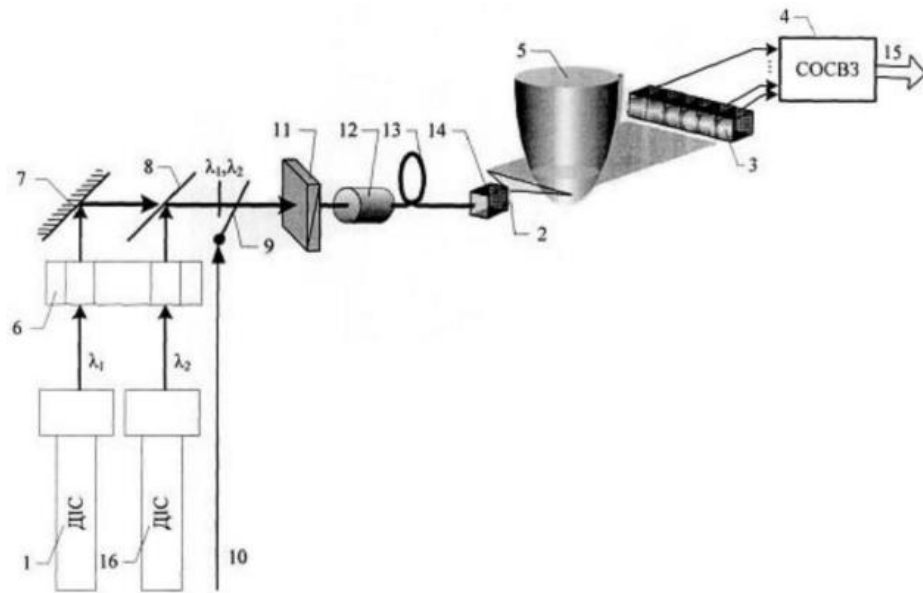


Рисунок 2.3 – Схема оптичного двохвелевого томографа [42]

Оптичний двохвелевий томограф містить перше джерело 1 інфрачервоного світла (ІЧ), циліндричну лінзу 2, лінійку 3 фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, електрично зв'язану з фотоприймачами систему 4 обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5. Крім того, томограф містить друге джерело 16 джерело ІЧ світла, вихід якого оптично з'єднаний із другим входом оптико-механічного модулятора 6 світла, перший вхід якого оптично з'єднаний з виходом першого джерела 1 ІЧ світла, перший вихід оптико-механічного модулятора 6 світла оптично з'єднаний дзеркалом 7, розміщеним під кутом 45° до падаючого на нього випромінювання, вихід якого з'єднаний з першим входом напівпрозорої пластини 8, розміщеної паралельно до дзеркала, другий вхід якої оптично з'єднаний з другим виходом оптико-механічного модулятора 6 світла. Вихід напівпрозорої пластини 8 оптично з'єднаний з затвором 9, другим входом якого є електричний керуючий вхід 10 томографа, вихід затвору оптично з'єднаний з входом поляризатора 11 світла, вихід якого з'єднаний з оптичним роз'ємом 12, що з'єднаний з поляризаційно-чутливим волокном 13, вихід якого з'єднаний з волоконно-оптичним вузлом 14 виведення випромінювання, в який встановлено

циліндричну лінзу 2, паралельний оптичний вихід якої через об'єкт 5 з'єднаний з оптичними входами лінійки 3 фотоприймачів. Виходом 15 оптичного двохвильового томографа є вихід системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта [42].

Оскільки розмірність отриманих зображень є дуже великими, що призводить до збільшення часу їх оброблення на звичайних ЕОМ, що досягає декількох хвилин на одне зображення, виникає необхідність в створенні спеціалізованих процесорів як базових вузлів томографічних систем, які б дозволяли з високою точністю оброблювати зображення за значно менший час.

Таким чином було запропоновано функціональну схему оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації патологічних онкоклітин (в якості зразка беремо тканини молочної залози (МЗ)), для суттєвого покращення його часових характеристик. В якості блоку перетворення та оброблення зображень (БПОЗ) доцільно використати паралельний лінійно-алгебраїчний процесор.

2.3 Структурна схема оптико-електронного око-процесорного томографа. Принцип функціонування

Принципи зондування лазерним випромінюванням і реєстрації отриманих сигналів після проходження через біооб'єкт, покладені в основу функціональної схеми оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації внутрішньої структури МЗ. Схема містить три джерела зондувального випромінювання з різними довжинами ($\lambda_1=690$ нм, $\lambda_2=786$ нм та $\lambda_3=830$ нм) або твердотільні (титан-сапфірові в режимі модуляції добротності λ = від 650 нм до 980 нм) лазери, просторово-часовий модулятор світла, скремблер та поляризатор, які утворюють формувальний канал лінійно-поляризованого світла. Сформоване випромінювання по поляризаційно-чутливому волокну поступає на циліндричну лінзу, що перетворює світловий промінь у горизонтальну лінію, за допомогою якої

виконуються вертикальне сканування по поверхні біотканини. МЗ фіксується слабкою компресією між двома паралельними скляними пластинами, одна з яких є рухомою.

На рисунку 2.4 зображена схема оптико-електронного томографа.

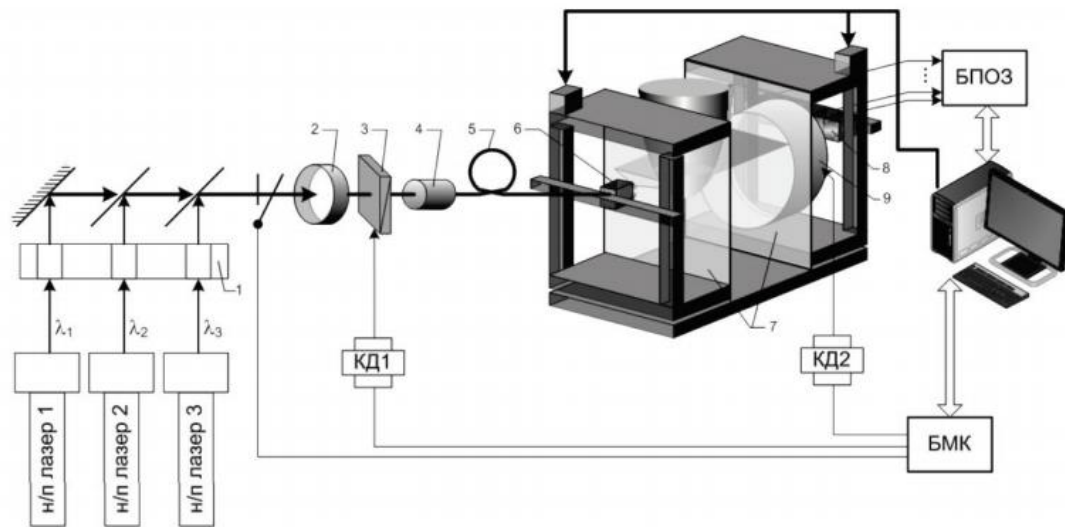


Рисунок 2.4 – Функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації тканин МЗ

Функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації тканин МЗ містить: КД – кроковий двигун; БМК – блок місцевого керування; БПОЗ – блок перетворення та оброблення зображення; 1 – оптико-механічний модулятор світла; 2 – скремблер; 3 – поляризатор; 4 – вузол введення випромінювання в оптичне волокно (оптичний роз'єм); 5 – поляризаційно-чутливе волокно; 6 – волоконно-оптичний генератор лінії; 7 – скляні пластини; 8 – лінійний координатний детектор; 9 – аналізатор.

На рисунку 2.5 зображено візуалізацію онкоклітин МЗ, отриманих за допомогою оптико-електронного око-процесорного томографа.

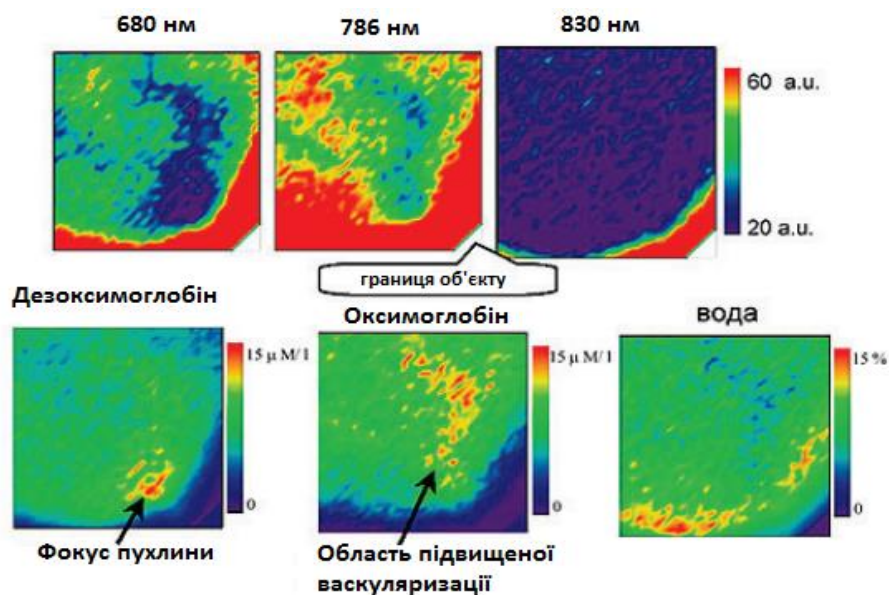


Рисунок 2.5 – Зображення пухлини МЗ in vivo

Зверху – розподіл амплітуди детектованого сигналу (область сканування 70 мм × 70 мм, товщина шару – 60 мм). Знизу – відновлення розподілу компонентів біотканини.

Існуючі стандартизовані методики дослідження МЗ, які вважаються скринінговими (рентген-мамографія), як випромінювання використовують рентгеновське випромінювання. Перевагами цих методик є: відносна простота використання, доволі висока інформативність, невисока вартість обладнання (порівняно з комп'ютерною томографією та магнітно-резонансною томографією). Проте головним недоліком рентгенмамографії є вплив іонізуючого випромінювання на біооб'єкт. Дослідження останніх років стосовно шкідливості впливу іонізуючого випромінювання на організм людини свідчать про можливість виникнення у майбутньому значної кількості так званих рентгеніндукованих пухлин, в тому числі й МЗ. Тому нагальною є потреба розроблення діагностичних методів та засобів, що ґрунтуються на інших принципах взаємодії нешкідливого типу випромінювання з біооб'єктом.

Як сказано вище, ДОТ є неруйнівним методом візуалізації внутрішньої структури багатьох біотканин (БТ) та надає можливість

дослідження метаболічних процесів. Враховуючи особливості анатомічної будови та розташування в організмі, а також гістологічну структуру МЗ, вона може бути вибрана як об'єкт досліджень цим методом.

Технології ДОТ уможливлують досліджувати просторові розподіли функціональних параметрів тканин (ступінь окси- та дезоксигенації гемоглобіну крові, вміст води та жиру), візуалізація яких на кількох інформативних довжинах хвиль світла підвищує достовірність діагностування патологій МЗ [43–45]. Отже, ДОТ є одним з перспективних скринінгових методів сучасної мамографії.

Таким чином, дифузійні хвилі оптичної щільності дозволяють досліджувати оптичні неоднорідності МЗ, проте їх просторова роздільна здатність, як правило, не перевищує 1 см у зв'язку з дифузійним характером розповсюдження світла в тканинах. Крім того, сильне розсіювання зменшує реєстрований світловий потік і час накопичення сигналу для отримання достатнього співвідношення сигнал-шум не дозволяє проводити дослідження в реальному часі без застосування спеціальних швидких алгоритмів розв'язання оберненої задачі.

2.4 Методи визначення оптичних параметрів біологічних тканин

Біомедичні об'єкти представляють собою сильно розсіюючі середовища коефіцієнт розсіювання (μ_s = від 0.2 см^{-1} до 400 см^{-1}) з досить високим коефіцієнтом поглинання (μ_a = 0.02 см^{-1} до 5 см^{-1}), яскраво вираженою анізотропією (g = від 0.9 до 0.95) і середнім відносним показником заломлення вище, ніж у повітря ($n_{\text{object}} \approx 1.4$). При цьому коефіцієнти розсіювання і поглинання для конкретної біологічної тканини не є константами навіть для вузького діапазону довжин хвиль (вищенаведені μ_s та μ_a справедливі тільки для видимого та ближнього ІЧ діапазонів), а навпаки істотно варіюються на її структурних компонентах (клітинних органелах, клітинах, над клітинних утвореннях і т.п.), що відрізняються при цьому формою, розмірами і місцем розташування.

Для більшості біологічних тканин в терапевтичних вікнах прозорості NIR I (від 700 нм до 900 нм) і NIR II (від 1000 нм до 1400 нм) розсіювання переважає над поглинанням.

Методи визначення оптичних параметрів різних біологічних тканин можна умовно розділити на дві групи: прямі і непрямі [2]. Прямі методи найчастіше базуються на законі Бугера-Ламберта-Бера для шару біологічної тканини товщиною d :

$$I_s = (1 - R_F)I_D \cdot e^{-\mu_t d}, \quad (2.1)$$

де I_s – інтенсивність падаючого на біологічну тканину випромінювання;

I_D – інтенсивність пройшовшого через біологічну тканину випромінювання;

R_F – коефіцієнт френелівського відображення при нормальному падінні;

$\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – коефіцієнт екстинкції.

$$R_F = \left(\frac{v_{\text{object}} - 1}{v_{\text{object}} + 1} \right)^2, \quad (2.2)$$

де v_{object} – відносний показник заломлення біологічної тканини і навколишнього середовища.

При цьому коефіцієнт розсіювання визначається наступним чином:

$$\mu_s(x, y, z) = N_{pt} \sigma_s(x, y, z), \quad (2.3)$$

де $\sigma_s(x, y, z)$ – перетин розсіювання;

N_{pt} – кількість розсіюючих частинок (сферичних) в одиниці об'єму біологічної тканини.

Головою перевагою прямих методів є простота (формули 2.1, 2.2) обробки експериментальних даних, а недоліком – необхідність строго дотримуватися численні умови проведення вимірювань (наприклад, однократність розсіювання, зведення до мінімуму ефекту поляризації).

Непрямі методи базуються на ітераційному процесі мінімізації нев'язки між експериментальними і теоретичними величинами [2]. У зв'язку з тим, що найбільш перспективними напрямками використання імпульсної

ДОТ є діагностика патологій молочної залози і головного мозку, розглянемо докладніше, отримані за непрямыми методами, типові оптичних властивості їх структур (таблиці 2.1 і 2.2).

У таблиці 2.1 наведені усередненні оптичні параметри [2] основних структур молочної залози. З таблиці 2.1 випливає наявність істотного оптичного контрасту між патологіями молочної залози і фонові здоровою тканиною. Аналогічні усередненні оптичні параметри для основних структур головного мозку людини [2] наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.1 – Оптичні властивості структур молочної залози

Тип тканини	Довжина хвилі	μ_a , мм ⁻¹	μ_s' , мм ⁻¹
Здорова тканина (жирова і залозиста тканини)	650 – 900	0.03 – 0.05	1.1 – 1.3
Фібroadенома	700 – 900	0.07 – 0.09	1.0 – 1.1
Карцинома протоку	700 – 900	0.09 – 0.11	1.4 – 1.5
Кіста	720 – 900	0.02 – 0.03	1.2 – 1.4

Таблиця 2.2 – Оптичні властивості структур головного мозку

Тип тканини	Довжина хвилі	μ_a , мм ⁻¹	μ_s' , мм ⁻¹
Здорова тканина (жирова тканина, кістки черепа, оболонки мозку, ліквор, сіра і біла речовина)	700 – 900	0.05 – 0.08	1.1 – 1.3
Гістобластома	700 – 900	0.085 – 0.105	1.3 – 1.6
Астроцитوما	720 – 900	0.09 – 0.11	2.2 – 2.9
Менінгома	700 – 900	0.02 – 0.03	1.2 – 1.4
Метастази	720 – 900	0.17 – 0.2	1.8 – 2.2
Набряк	700 – 900	0.07 – 0.09	1.2 – 1.4
Арахноїдальна кіста	690 – 900	0.03 – 0.04	0.4 – 0.5

У зв'язку з вищесказаним логічною є розробка алгоритмів швидкої просторової локалізації оптичних неоднорідностей, тобто алгоритмів знаходження геометричного центру і ефективного радіусу для кожної з оптичних неоднорідностей і їх подальшої візуалізації у вигляді оптичного

зображення внутрішньої структури досліджуваного біомедичного об'єкта з можливістю подальшого відновлення границь оптичної неоднорідності.

Для отримання інформації щодо просторово локалізованих неоднорідностей БТ розв'язується обернена задача. Сьогодні розроблено алгоритми реконструкції зображень, які мають порівняно високу для дифузійних томограм роздільну здатність (0,5 см), але вони є недостатньо швидкими для діагностування в режимі реального часу [46]. Отже, оптимально сконструйована томографічна система для ранньої діагностики патології МЗ (рис. 2.5) має поєднувати найефективніші методи вимірювань із паралельними швидкодіючими методами оброблення інформації.

Запропонована функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації тканин молочної залози може бути реалізована і для часового підходу, а також під час транслюмінаційного зондування біоб'єкта неперервним лазерним випромінюванням.

В основу функціональної схеми оптико-електронного томографа покладена наступна методика досліджень.

2.4 Аналіз методики досліджень тканин молочної залози

Найчіткіший підхід до аналізу поширення світла у розсіювальному середовищі полягає у розв'язанні рівняння переносу випромінювання (РПВ) (2.4) [46], згідно з яким яскравість $\phi(r, s, t)$ фотонів, які переміщуються з точки r в напрямку s за час t , визначається сумою відповідних чинників:

$$\left(\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} + s \cdot \nabla + \mu_{tr}(r) \right) \phi(r, s, t) = \mu_s(r) \int_{S^{n-1}} \theta(s, s') \phi(r, s', t) ds' + q(r, s, t), \quad (2.4)$$

де $\theta(s, s')$ – функція розсіювання, яка визначає ймовірність розсіювання фотонів від напрямку s до s' ;

$\mu_{tr} = \mu_a + \mu_s$ – коефіцієнт екстинкції;

$q(r, s, t)$ – характеризує джерело світла в точці r , що розповсюджується за час t в напрямку s [46].

У першому наближенні в припущенні, що фазова функція $\theta = \theta(s, s')$, тобто не залежить від повного кута, а також, якщо зміна потоку фотонів є повільною, усі джерела є ізотропними і РПВ перетворюється у дифузії (2.5):

$$-\nabla \cdot k(r) \nabla \phi(r, t) + \mu_a \phi(r, t) + \frac{1}{c} \frac{\partial \phi(r, t)}{\partial t} = q_0(r, t), \quad (2.5)$$

де $\phi(r, t) = \int_{s^{n-1}} \phi(r, s, t) ds'$ – щільність фотонів;

$k = \frac{1}{3}(\mu_a + \mu_s)$ – коефіцієнт дифузії.

Хейно і Сомерсало [35] запропонували модифіковане рівняння дифузії для анізотропних тканин, в якому коефіцієнт дифузії $k = \frac{1}{3(\mu_a + \mu_s(1-g))}$ замінено на дифузійний тензор $k = \frac{1}{3((\mu_a + \mu_s)(1 - \mu_s S))}$, де $S \in 3 \times 3$ матрицею, що містить по діагоналі анізотропні коефіцієнти розсіювання. Для того, щоб розв'язок (2.5) був єдиним, необхідне знання як напрямку, так і величини анізотропії.

Для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків патологічних тканин та клітин пропонується метод лазерної відео поляриметрії, яка базується на аналізі растрової матриці Мюллера. Величини анізотропії випромінювання після взаємодії з біотканиною можуть бути представлені через параметри вектора Стокса. Для описання зв'язку вихідного (після взаємодії випромінювання з об'єктом) і вхідного векторів Стокса Г. Мюллер запропоновано матрицю M розмірністю 4×4 [2.6]:

$$S^{\text{вих}} = M \times S^{\text{вх}} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{\text{вх}} \\ S_1^{\text{вх}} \\ S_2^{\text{вх}} \\ S_3^{\text{вх}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{\text{вих}} \\ S_1^{\text{вих}} \\ S_2^{\text{вих}} \\ S_3^{\text{вих}} \end{bmatrix},$$

(2.6)

де $S^{\text{вих}}$ та $S^{\text{вх}}$ – вектори Стокса до та після взаємодії випромінювання з об'єктом.

Елементи матриці Мюллера m_{ij} – дійсні, переважно незалежні числа, що є функціями частоти світла, розмірів, форми, орієнтації та складу розсіювальних частинок досліджуваного зразка [48, 49].

До того ж анізотропна поведінка більшості БТ (шкіра, молочна залоза, м'язові тканини тощо) може бути описана за допомогою головного мінора $M_{3 \times 3}$ матриці Мюллера [48]. Для аналізу анізотропних властивостей локальної ділянки БТ пропонується мультиплікативна модель, за якою плоско-паралельний зразок уявляється послідовністю «елементарних» шарів з певним типом анізотропії (CP – циркулярної фазової, LP – лінійної фазової, LA – лінійної амплітудної) (2.7):

$$M_{3 \times 3} = M_{CP} \cdot M_{LP} \cdot M_{LA} \dots \quad (2.7)$$

Просторові анізотропні властивості біооб'єкта характеризуються растром ($M \times N$) головних мінорів 3×3 матриць Мюллера локальних ділянок зразка [48, 49].

Удосконалено оптичну модель плоско-паралельного зразка неоднорідної анізотропної БТ як сукупності шарів, кожен з яких характеризується растром головних мінорів матриці Мюллера та набором координатних розподілів величин анізотропії $[\delta]_i$, $[\alpha]_i$, $[\theta]_i$, $[\varphi]_i$, $[p]_i$ та $[\Delta]_i$. Модель використано для виявлення патологічних змін у шкірі, що дало можливість, порівняно з методом повної матриці Мюллера, підвищити точність на 19 % та скоротити на 78 % час вимірювань вказаних параметрів.

Особливістю реалізації блока оброблення та реконструкції зображення є орієнтація на принципи око-процесорної обробки [42, 50]: здійснення паралельного векторного введення, виведення та оброблення інформації; ітераційний характер процесу оброблення; виділення сукупності ознак в процесі оброблення, тобто суміщення паралельного оброблення з первинним аналізом вхідного масиву даних.

Висновки до розділу

1. Розглянуто методи визначення оптичних параметрів біологічних тканин та встановлено, що біомедичні об'єкти представляють собою сильно розсіюючі середовища коефіцієнт розсіювання (μ_s = від 0.2 см^{-1} до 400 см^{-1}) з досить високим коефіцієнтом поглинання (μ_a = 0.02 см^{-1} до 5 см^{-1}), яскраво вираженою анізотропією (g = від 0.9 до 0.95) і середнім відносним показником заломлення вище, ніж у повітря ($n_{\text{object}} \approx 1.4$).
2. Запропоновано функціональну схему оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації патологічних тканин (в якості зразка беремо тканини МЗ), для суттєвого покращення його часових характеристик. Встановлено, що схема містить три джерела зондувального випромінювання з різними довжинами ($\lambda_1 = 690 \text{ нм}$, $\lambda_2 = 786 \text{ нм}$ та $\lambda_3 = 830 \text{ нм}$).
3. Розглянуто візуалізацію онкоклітин патологічних тканин МЗ, отриманих за допомогою оптико-електронного око-процесорного томографа. Під час дослідження новоутворень було використано зондування випромінюванням ближнього ІЧ-діапазону (λ = від 700 нм до 900 нм) біотканини на значних глибинах проникнення (від 8 см до 10 см).
4. Встановлено, що дифузійні хвилі оптичної щільності дозволяють досліджувати оптичні неоднорідності МЗ, проте їх просторова роздільна здатність, у зв'язку з дифузійним характером розповсюдження світла в тканинах, як правило, не перевищує 1 см .
5. Запропоновано функціональну організацію схеми оптико-електронного око-процесорного томографа, яка дає змогу збільшити просторову роздільну здатність за рахунок застосування поляризаційно-чутливих елементів.
6. Для проведення діагностування онкоклін та візуалізації патологій тканин МЗ у реальному часі запропоновано здійснювати око-процесорне оброблення інформації.

З ВИРІШЕННЯ ПРЯМОЇ ЗАДАЧІ ІМПУЛЬСНОЇ ДИФУЗІЙНОЇ ОПТИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ ПРИ ПАТОЛОГІЇ

3.1 Розробка математичної моделі для опису оптичної структури біомедичних об'єктів і їх фантомів

Розробка алгоритмів і налагодження програмного забезпечення для моделювання процесу поширення імпульсного випромінювання видимого або ближнього ІЧ діапазону в біологічних тканинах, тобто для розв'язання прямої задачі імпульсної ДОТ вимагає наявності коректної геометричній моделі досліджуваного біоб'єкта [51, 52].

Найпростіші моделі досліджуваних біомедичних об'єктів можуть бути реалізовані на базі канонічних рівнянь сфери, конуса і циліндра [53-55]. При цьому випадково-неоднорідна середовище може бути сформована за допомогою генератора випадкових чисел, а оптична неоднорідність - як розмита сфера (3D випадок) або окружність (2D випадок).

Алгоритм більш достовірного опису оптичних властивостей біомедичного об'єкта, як геометричній моделі та просторових розподілів коефіцієнтів поглинання і розсіяння в ньому представлений на рисунку 3.1. Розглянемо цей алгоритм докладніше.

В якості вихідних даних (блок 2) для опису оптичного будови біомедичного об'єкта при роботі алгоритму (блок 1) використовуються результати КТ або МРТ дослідження цього біоб'єкту. Оскільки здатність послаблювати рентгенівське випромінювання у доброякісних і злоякісних тканин в ряді випадків невелика (наприклад, карцинома молочної залози на фоні здорової залозистої тканини) більш привабливим є використання в якості вихідних даних результатів МРТ дослідження. Біологічні тканини (з геометричної точки зору) в результаті роботи алгоритму подаються як тривимірні кінцеві об'єкти заданої форми, одержувані шляхом апроксимації досліджуваного біоб'єкту кінцево-різницевої схемою [56].

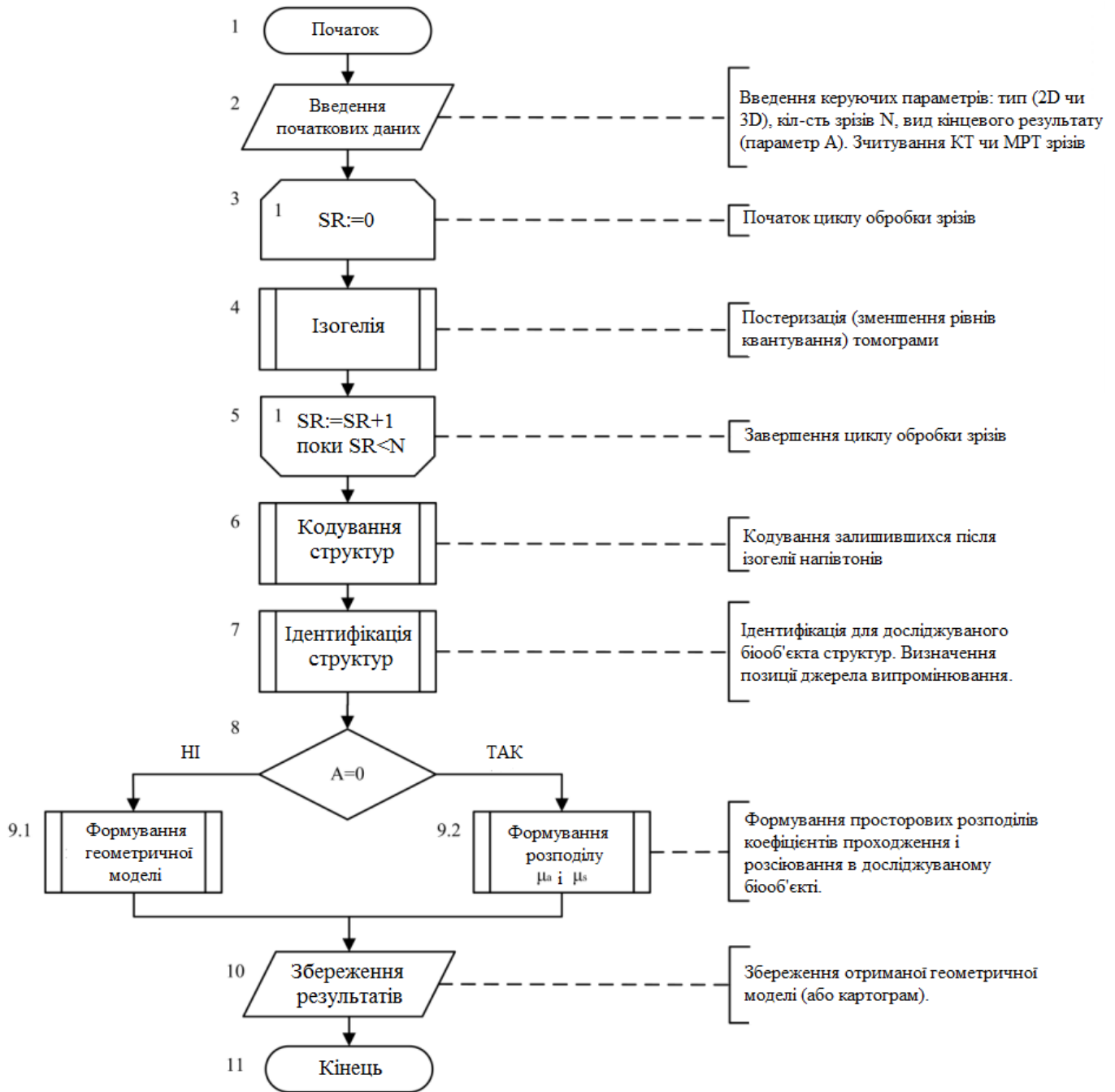


Рисунок 3.1 – Спрощена блок-схема алгоритму опису оптичної структури біологічних тканин і їх фантомів [56]

Проведемо реалізацію алгоритму (рис. 3.1) у вигляді спеціалізованого програмного продукту [57] з допомогою середовища розробки і платформи для виконання програм LabVIEW. Розглянемо результати його роботи на двох прикладах.

У першому прикладі (рисунк 3.2) в якості біологічного об'єкта для проведення комп'ютерних експериментів була обрана голова пацієнта з великою пухлиною мозку та значною кількістю онкологічних клітин. В результаті аналізу томограм [58, 59] у досліджуваного біомедичного об'єкта були виділені наступні основні структури: шкірні покриви, жирова тканина, кістки черепа, спинномозкова рідина, оболонки мозку, сіра і біла речовина, а також пухлина. За цим труктура (рис. 3.2а) на основі довідкової інформації були сформовані геометрична модель досліджуваного об'єкта (рис. 3.2б), а також просторові розподіли коефіцієнтів поглинання (рис. 3.2в) і розсіювання (рис. 3.2г) у ньому. Розміри вказані в міліметрах.

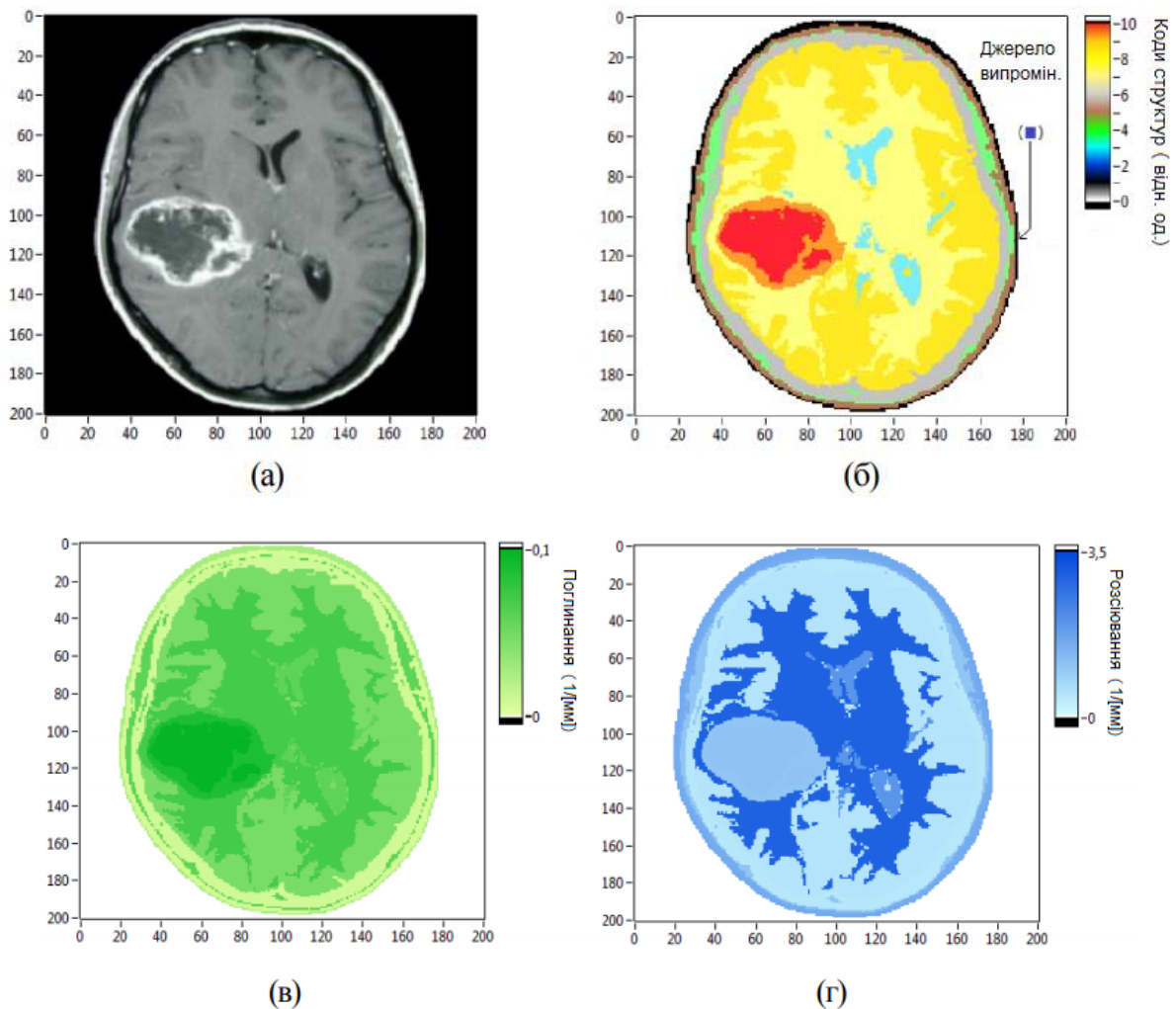


Рисунок 3.2 – Томограма голови людини (а), сформовані на її основі геометрична модель (б) і просторові розподіли коефіцієнтів поглинання (в) і розсіювання (г)

При обробці вихідного зображення (рис. 3.2а) кількість півтонів знижено до 10, що дозволило описати патологічні відхилення в оптичній структурі голови пацієнта з достовірністю $\approx 92\%$.

Важливо відзначити, що розроблена модель може використовуватися для імітації оптичних властивостей будь-яких біомедичних об'єктів (або їх частин) зі змінною роздільною здатністю. На рисунку 3.3 представлені геометрична модель мамографічного об'єкта і просторові розподіли коефіцієнтів поглинання і розсіювання в ньому. Крок сітки становить 0.5 мм.

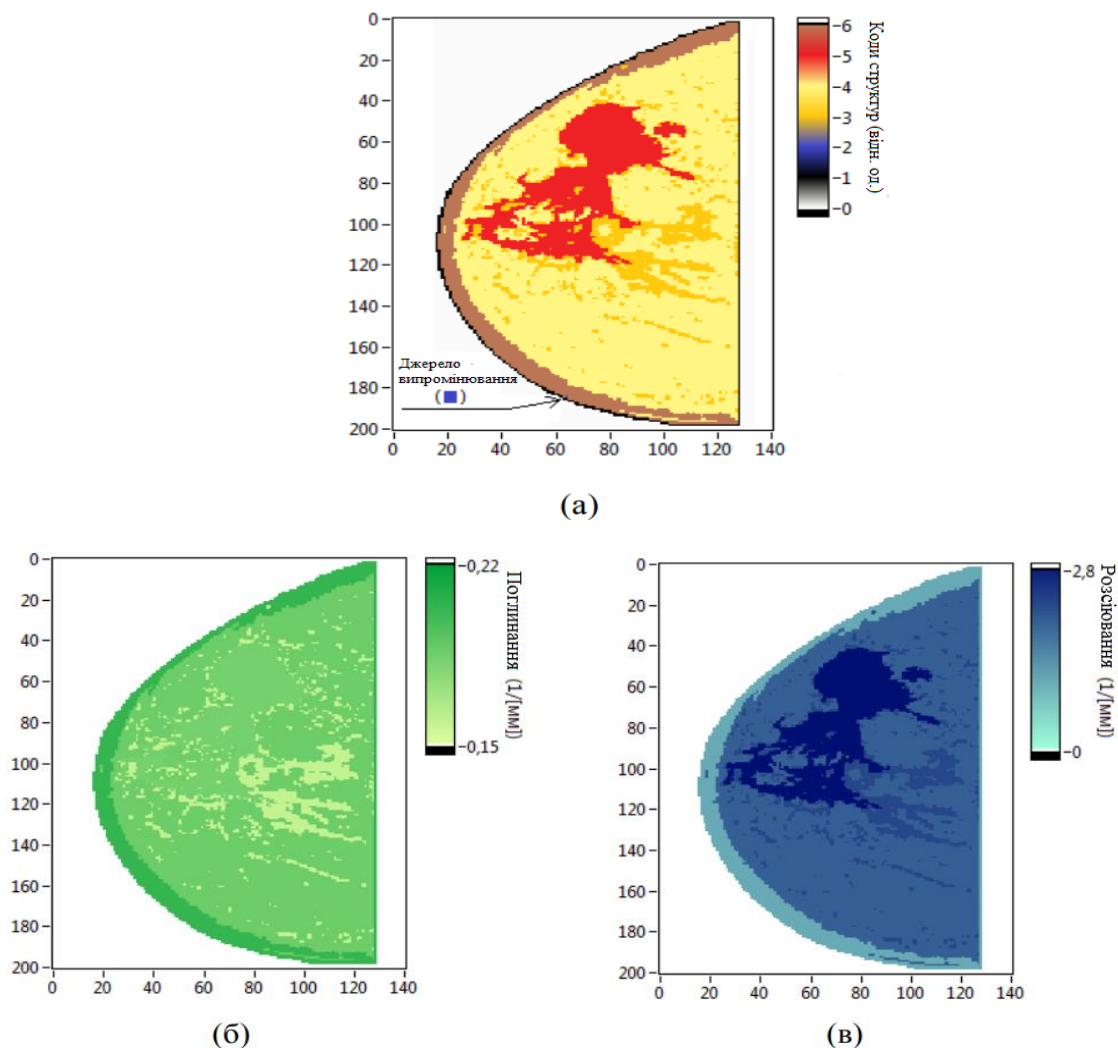


Рисунок 3.3 – Геометрична модель (а) і просторові розподіли коефіцієнтів поглинання (б) і розсіювання (в) для зрізу мамографічного об'єкта.

Мамографічний об'єкт був обраний, оскільки діагностика патологій молочних залоз є одним з основних напрямків використання систем імпульсної ДОТ [60].

Серія додаткових експериментів з КТ і МРТ фігурами не тільки голови людини, але і мамографічних об'єктів показала, що для моделювання з достовірністю > 90% потрібно не більше 20 півтонів.

При обробці вихідного зображення (рисунок 3.2а) кількість півтонів знижено до 6, що дозволило описати патологічні відхилення в оптичній структурі голови людини з достовірністю 86%. Настільки незначне зниження вірогідності в порівнянні з достовірністю опису оптичної структури голови людини, пояснюється більш простим будовою молочної залози.

3. 2 Розробка математичної моделі поширення оптичного випромінювання в біомедичних об'єктах і їх фантомах

Модель поширення імпульсного випромінювання в біологічних тканинах була програмно реалізована в середовищі LabVIEW. Результати моделювання розподілу фотонів в однорідному і неоднорідному сферичному об'єкті показані на рисунку 3.4.

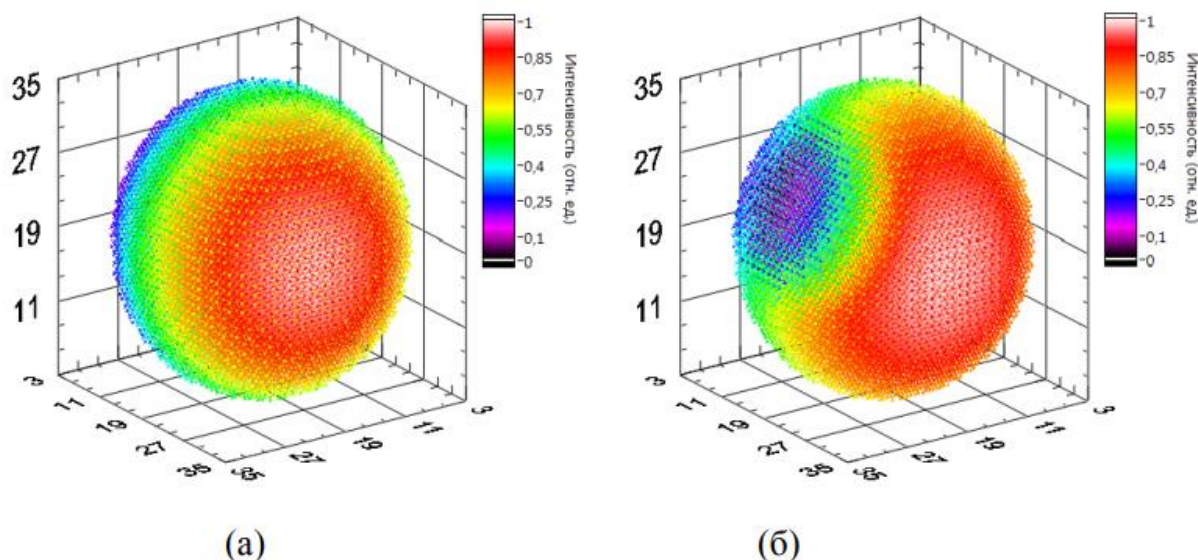


Рисунок 3.4 – Розподіл фотонів в однорідному (а) і неоднорідному (б) сферичних об'єктах через 0.75нс після випускання імпульсу

В однорідному випадку коефіцієнти поглинання і розсіяння для всіх точок об'єкта, що моделюється складають $\mu_a(x, y, z) = 0.004 \text{ мм}^{-1}$ $\mu_s'(x, y, z) = 0.5 \text{ мм}^{-1}$ відповідно. У неоднорідному випадку в моделюючому об'єкті знаходиться сферична поглинаюча неоднорідність із значенням коефіцієнта поглинання 0.01 мм^{-1} . Схема неоднорідного випадку представлена на рисунку 3.5. Крок сітки по всіх трьох координатних осях складає 2 мм. Приріст часу 1 пс.

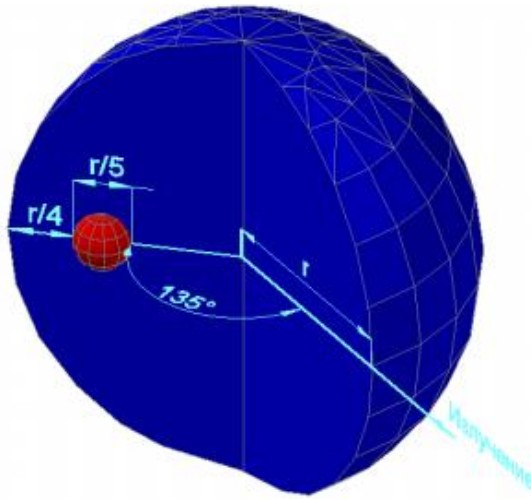


Рисунок 3.5 - Будова моделюючого сферичного об'єкта з поглинаючою неоднорідністю, зміщеною з шару джерела випромінювання і детекторів

Важливо відзначити, що модель міграції фотонів в біологічних тканинах і їх фантомах базується на результатах роботи програмного забезпечення для опису оптичної структури цих тканин і фантомів (пункт 3.1) і тому дозволяє працювати не тільки з сферичними модельними об'єктами, але також і з циліндричними і конічними об'єктами.

3.3 Дослідження відносно однорідного біомедичного об'єкту

В результаті серії комп'ютерних експериментів, для різних однорідних сферичних, циліндричних і конічних фантомів біомедичних об'єктів, було встановлено, що в не залежності від значень коефіцієнтів поглинання, розсіювання, заломлення, а також параметра анізотропії, тобто в будь-яких

однорідних випадках НМФЩ рухається в геометричний центр фантома (рис. 3.6).

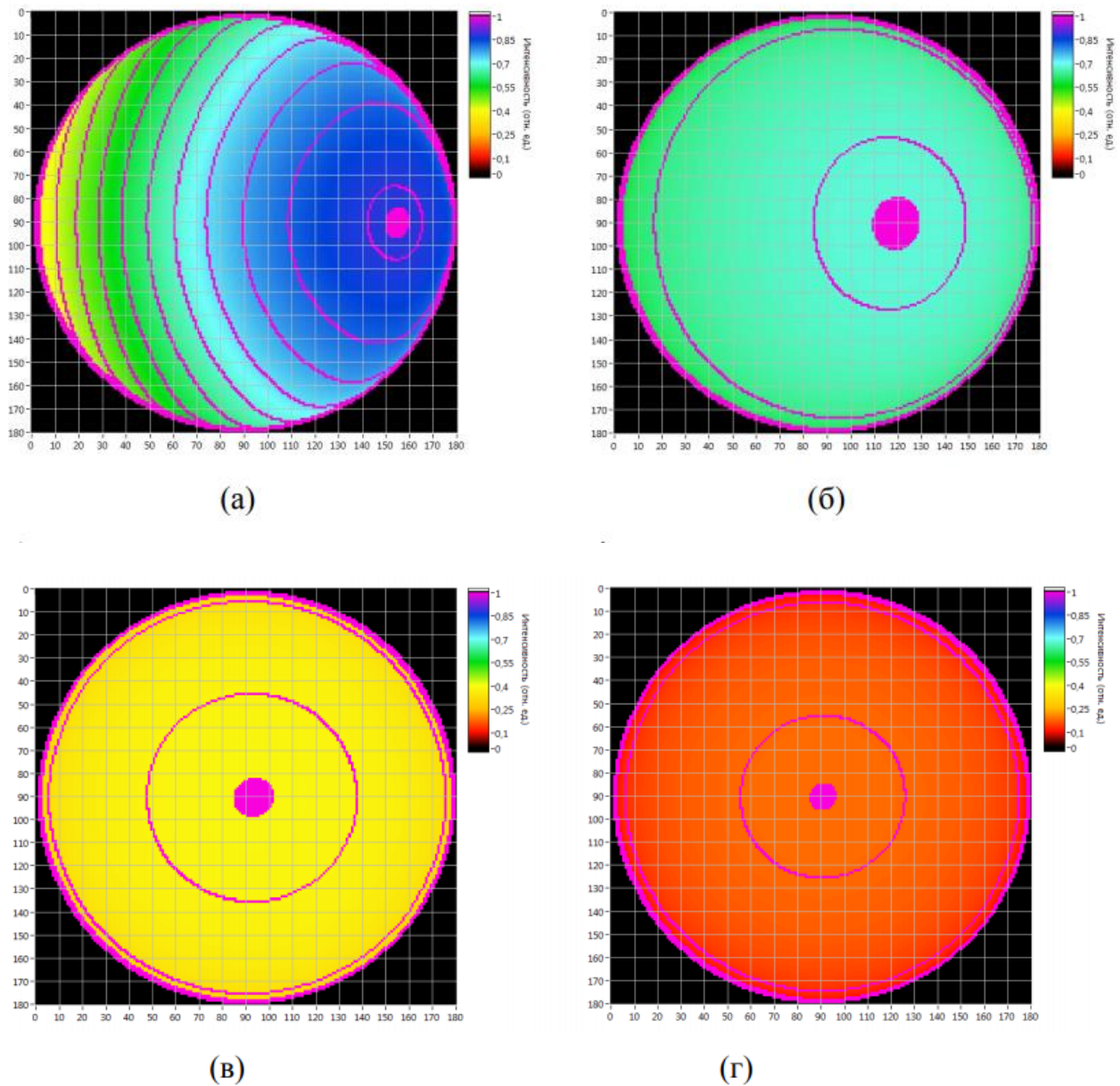


Рисунок 3.6 – Розподіл фотонів в зрізі однорідного сферичного фантома

Даний розподіл фотонів проводився в наступні моменти часу після інжектування фотонів: 0.5нс (а), 2нс (б), 3нс (в), 4.2нс (г).

Важливо відзначити, що при проведенні комп'ютерних експериментів значення оптичних характеристик варіювалися в межах своїх реальних діапазонів для біологічних тканин, а значення мінімального рівня нормованого максимуму фотонної щільності (НМФЩ) бралось з діапазону

$0.99 \geq P > 0.999$. Більш високі значення параметра роблять НМФЩ занадто дрібним і важко помітним, а більш низькі – навпаки, занадто великим.

Представлені на рисунку 3.6 двовимірні розподіли фотонів щільності з накладеним НМФЩ були зроблені для сферичного фантома зі значеннями коефіцієнтів поглинання, розсіювання і заломлення відповідно рівними $\mu_a(x, y, z) = 0.004 \text{ мм}^{-1}$, $\mu_s'(x, y, z) = 0.5 \text{ мм}^{-1}$ та $v_{\text{object}}=1.4$.

При цьому на малюнку 3.8 показаний зріз, зроблений на висоті джерела випромінювання і детекторів. Розміри зображень вказані в міліметрах. Мінімальний рівень фотонної щільності НМФЩ був узятий рівним $P = 0.997$.

Програмна реалізація розподілу фотонів в зрізі однорідного сферичного фантома представлена у додатку В.

3.4 Дослідження однорідної поглинаючої неоднорідності

У разі наявності в досліджуваному біооб'єкті поглинаючої неоднорідності характер руху НМФЩ істотно змінюється. На рисунку 3.7 представлені просторові розподіли фотонів щільності для того ж сферичного фантома (пункт .4 з доданою до нього поглинає неоднорідністю і тих же 4-х моментів часу після інжектування в нього фотонів. Поглинаюча неоднорідність представляла собою сферу діаметром 20 мм, розташовану на глибині 30 мм з центром в площині джерела випромінювання і детекторів під кутом 225° до осі падаючого випромінювання. Коефіцієнт поглинання для неоднорідності склав $\mu_a(x, y, z) = 0.01 \text{ мм}^{-1}$. Координати центру НМФЩ для моменту часу 4.2 нс після інжектування фотонів (рисунок 3.9г) склали 103 (по осі X) і 79 (по осі Y), що сильно відрізняє від координат центру об'єкта (90, 90) і свідчить про те, що одиночна поглинає неоднорідність зміщує НМФЩ в напрямку точки симетричною геометричного центру цієї неоднорідності щодо центру досліджуваного фантома. Серія додаткових комп'ютерних експериментів для фантомів з різними поглинаючими неоднорідностями підтверджує це припущення.

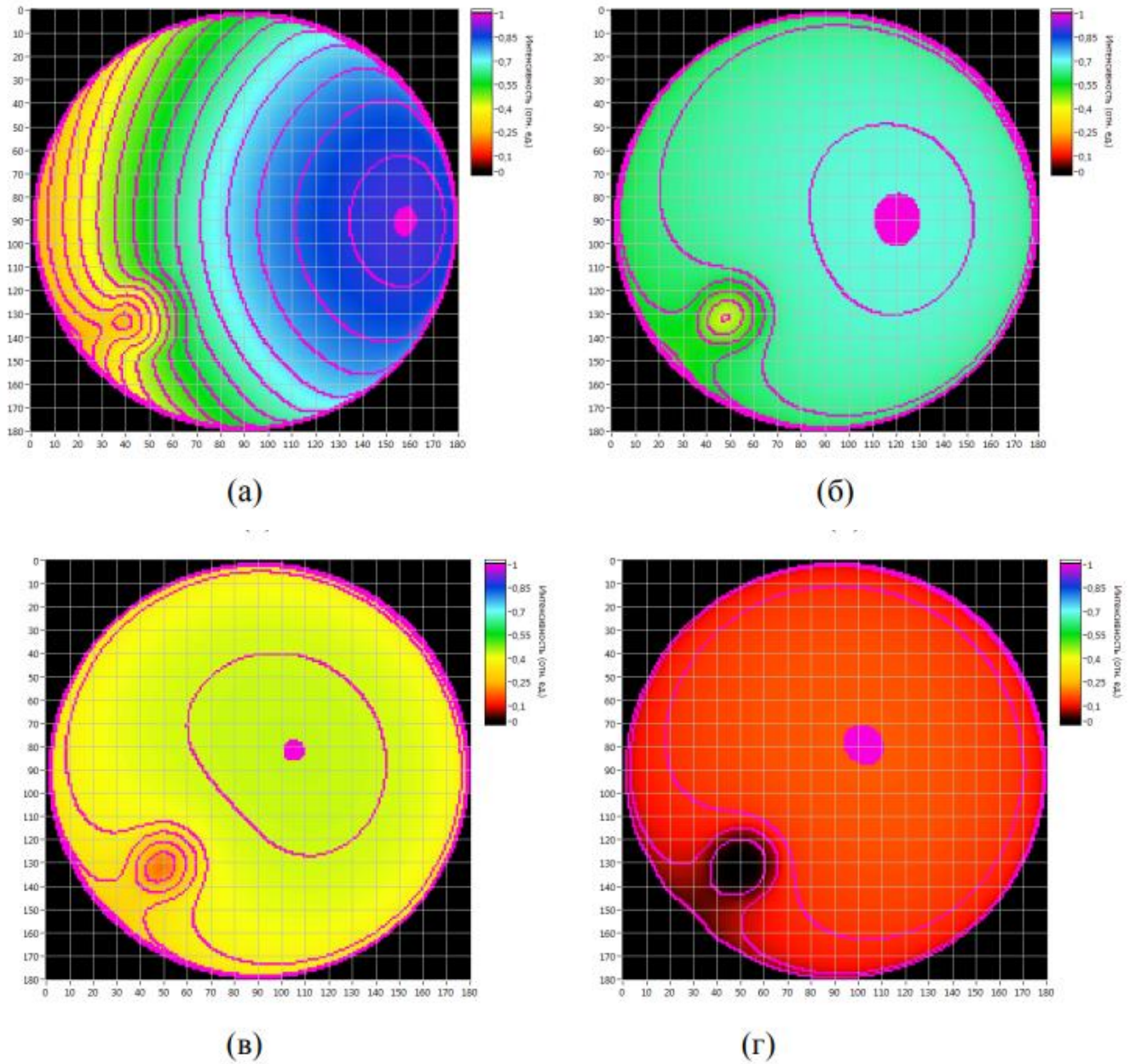


Рисунок 3.7 – Розподіл фотонів в зрізі неоднорідного сферичного фантома (поглинаюча неоднорідність) в наступні моменти часу після інжектування фотонів: 0.5нс (а), 2нс (б), 3нс (в), 4.2нс (г).

Параметр $P = 0.997$.

Результати дослідження занесені до таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Швидкість руху НМФЩ і радіус кривизни його траєкторії в фантомі з поглинаючою неоднорідністю

μ_a 1/мм	$\approx V_{avr}^a$, мм/нс (перші 4нс)	$\approx V_{max}^a$, мм/нс (ділянка тривалістю 0.3нс)	$\approx R_{cur}^a$, мм
0.005	8.4	41.7	3.3
0.01	8.3	41.3	4.1
0.02	8.2	39.8	4.8
0.04	8.0	40.4	5.8
0.08	7.8	39.7	6.5
0.16	7.6	38.9	7.1
0.32	7.4	38.9	7.8

З таблиці 3.1. слід, що з ростом значення коефіцієнта поглинання оптичної неоднорідності μ_a , радіус кривизни R_{cur}^a траєкторії руху НМФЩ істотно збільшується, а середній і максимальний коефіцієнт заломлення швидкості руху НМФЩ трохи знижуються.

Програмна реалізація розподілу фотонів в зрізі неоднорідного сферичного фантома представлено в додатку В.

3.5 Дослідження одиночної розсіювальної неоднорідності

Наявність в модулюючому об'єкті розсіюючої неоднорідності також істотно змінює характер руху НМФЩ, причому як по відношенню до однорідного випадку (рис. 3.6), так і по відношенню до випадку з поглинаючою неоднорідністю (рис. 3.7). Просторові розподіли фотонів щільності в зрізі неоднорідного сферичного об'єкта з розсіюючою неоднорідністю для 5-и (розсіюча неоднорідність збільшує тривалість процесу міграції фотонів) моментів часу після інжектування імпульсу випромінювання представлені на рисунку 3.8.

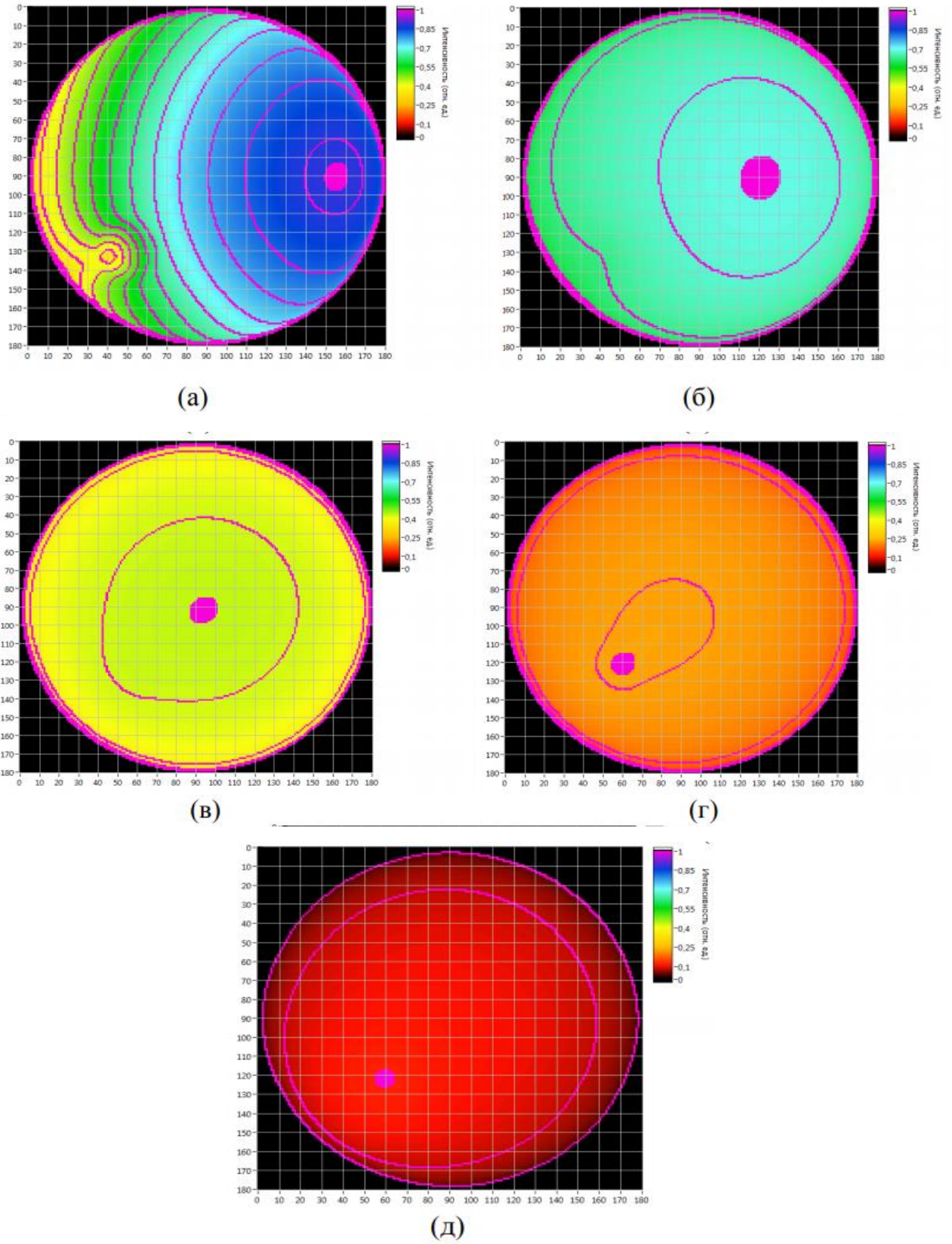


Рисунок 3.8 – Розподіл фотонів в зрізі неоднорідного сферичного фантома

Даний розподіл фотонів в зрізі неоднорідного сферичного фантома (розсіюча неоднорідність) відбувається в наступні моменти часу після інжектування фотонів: 0.5нс (а), 2нс (б), 4нс (в), 5.3нс (г), 6нс (д).

Розміри фантома і неоднорідності, а також її геометричне розташування взяті з попереднього випадку (пункт 3.5), з тією лише різницею, що поглинає неоднорідність замінена розсіює зі значенням $\mu_s(x, y, z) = 2 \text{ мм}^{-1}$. Мінімальний рівень фотонної щільності НМФЩ беремо рівним $P = 0.997$.

Програмна реалізація розподілу фотонів в зрізі неоднорідного сферичного фантома предсталенна в додатку В.

З рисунка 3.8 випливає, що в разі наявності в об'єкті розсіючої неоднорідності НМФЩ рухається в напрямку її геометричного центру. Причому серія додаткових експериментів (таблиця 3.2) показує, що з ростом значення коефіцієнта розсіювання оптичної неоднорідності істотно збільшуються як радіус кривизни R_{cur}^s траєкторії руху НМФЩ, так і середня V_{avr}^s і максимальна V_{max}^s швидкості руху НМФЩ.

Таблиця 3.2 – Швидкість руху НМФЩ і радіус кривизни його траєкторії в фантомі з розсіючою неоднорідністю

μ'_s 1/мм	$\approx V_{avr}^s$, мм/нс (перші 4нс)	$\approx V_{max}^s$, мм/нс (ділянка тривалістю 0.3нс)	$\approx R_{cur}^s$, мм
1	6.2	35.4	11.4
2	7.0	45.3	13.1
4	7.5	51.5	15.6
8	8.1	54.9	17.1
16	8.5	61.8	18.3
32	8.9	67.3	20.4

Важливо відзначити, що швидкість падіння інтенсивності випромінювання в експериментах з поглинаючими неоднорідностями істотно вище, ніж в експериментах з розсіюючими неоднорідностями. Для представлених прикладів (рис. 3.7 і 3.8) різниця становить близько 20%.

Швидкість падіння інтенсивності випромінювання в експерименті з однорідним сферичним фантомом (рис. 3.6) приблизно на 5% нижче, ніж при наявності в об'єкті поглинаючої неоднорідності (рис. 3.7).

Програмна реалізація швидкості руху НМФЦ та зміни радіус кривизни його траєкторії в фантомі з поглинаючою неоднорідністю та з розсіюючою неоднорідністю представлена в додатку В.

3.6 Формування індексу неоднорідності. Дослідження просторового розподілу оптичних параметрів

Введемо поняття індексу неоднорідності - $IN(t)$, який представляється як залежність від часу стандартного відхилення інтенсивності випромінювання від його середніх значень для N -го кількості детекторів. $IN(t)$ має досить високу інформативність. В однорідному випадку він прагне до нуля, а в неоднорідних (поглинаюча неоднорідність) - до паралельних прямих. Мінімум спостерігається, коли поглинаюча неоднорідність розташовується поруч з джерелом випромінювання.

Таким чином, індекс неоднорідності дозволяє легко відрізнити однорідний випадок від групи неоднорідних, але вказати наближене розташування неоднорідності він не може. У зв'язку з цим, пропонується новий підхід до обчислення індексу неоднорідності, як функції від кута α . Цей підхід базується на використанні тільки пізно пройдених фотонів (ППФ), тобто тільки кінцевих частин всіх ТФРТ [64].

Розглянемо алгоритм формування $IN(\alpha)$ докладніше. У всіх ТФРТ, отриманих з детекторів імпульсної ДОТ системи або зі спеціального файлу (блок 2) при виконанні алгоритму (блок 1) для виділення ППФ видаляються початкові області, відповідні рано прийшовшим фотонам, і серединні області, відповідні фотонам із середнім часом прольоту, тобто хвостові частини ТФРТ знаходяться шляхом логічного вирахування двох функцій:

$$R_p(\alpha, t_3) = R(\alpha, t) / R(\alpha, t_2), \quad (3.1)$$

де $t_2 = n, 2n, \dots, T_{\text{isot}}$; $t_2 = T_{\text{isot}}, T_{\text{isot}} + n, \dots, T$; T_{isot} - мінімальний час, що минув з моменту падіння імпульсу на об'єкт до моменту досягнення центру дифузії, коли всі лінії в межах помилки вимірювання можна вважати паралельними.

Індекс неоднорідності $IN(\alpha)$ обчислюється таким чином (рисунк 3.11): спочатку для ППФ кожної ТФРТ визначається середня щільність потоку фотонів, потім вона нормується і на підставі отриманих даних будується її двовимірний графік.

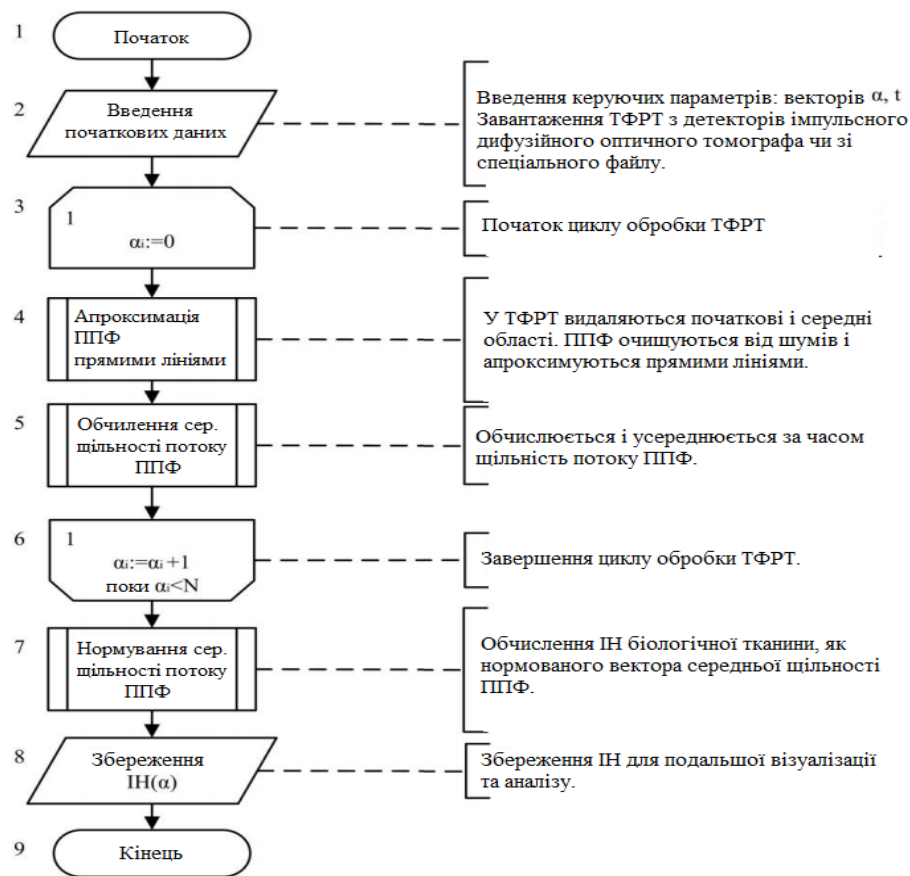


Рисунок 3.11 – Спрощена блок-схема алгоритму формування індексу Неоднорідності $IN(\alpha)$

Результати його роботи для однакових за розмірами однорідного і декількох неоднорідних циліндричних об'єктів показані на графіку (рис. 3.10). В неоднорідних випадках використовувалася поглинаюча неоднорідність розміром 30% від діаметра модельованого об'єкта,

розташована на напіввисоті циліндра під кутом 180° до осі падаючого випромінювання на глибині 10% від діаметра об'єкта.

Для дослідження було обрано значення коефіцієнту розсіювання $\mu_s(x, y, z) = 0.5 \text{ мм}^{-1}$, при різних значеннях коефіцієнта поглинання $\mu_a(x, y, z)$: 0.001 мм^{-1} , 0.0025 мм^{-1} , 0.005 мм^{-1} , 0.01 мм^{-1} , 0.02 мм^{-1} , 0.04 мм^{-1} .

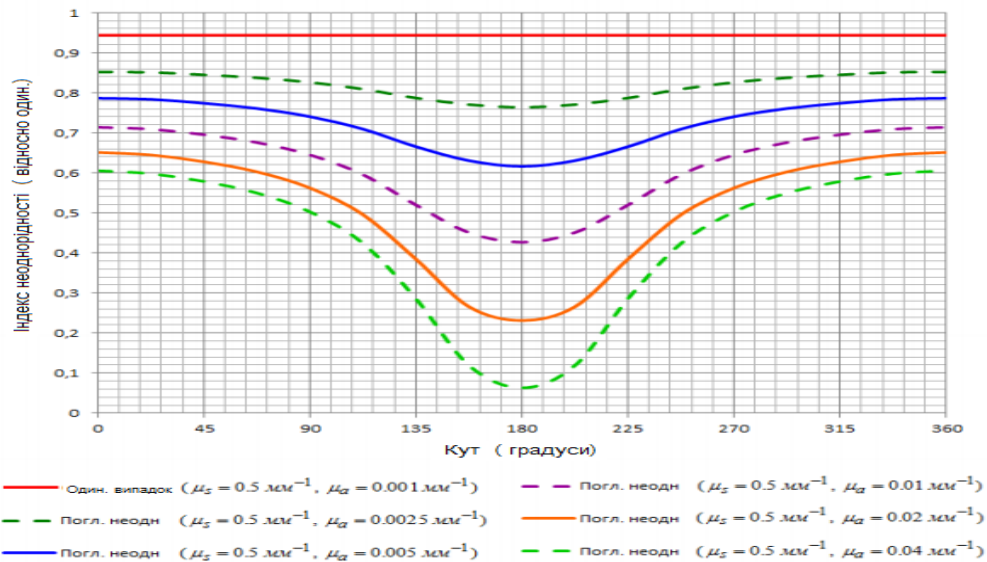


Рисунок 3.10 - Індекс неоднорідності, $IH(\alpha)$, для однорідного і п'яти неоднорідних циліндричних об'єктів

Формування представлених на рисунку 3.10 кривих $IH(\alpha)$ відбувалося в режимі реального часу.

Програмна реалізація ІН представлена в додатку В.

Для формування початкового наближення до просторового розподілу коефіцієнтів поглинання і розсіювання в досліджуваному біомедичному об'єкті індекс неоднорідності перетворюється на ступінчасту функцію таким способом:

$$IH(\alpha)_{st} = \begin{cases} 1, IH(\alpha) \geq P1 \\ 0, P2 \geq IH(\alpha) \geq P1, \\ -1, IH(\alpha) < P2 \end{cases} \quad (3.2)$$

де $IH(\alpha)_{st}$ – ступінчаста функція, $P1$ – рівень середньої щільності ППФ, відповідний впливу на детектори розсіюючої неоднорідності; $P2$ – рівень

середньої щільності ППФ, відповідний впливу на детектори поглинаючої неоднорідності.

Причому, $P1$ має завжди бути більше $P2$.

Реалізуємо формування початкового наближення до просторових розподілів коефіцієнтів поглинання і розсіяння в досліджуваному біомедичному об'єкті за допомогою середовища LabVIEW. Основні етапи роботи програмного забезпечення представлені на рисунках 3.13 - 3.17.

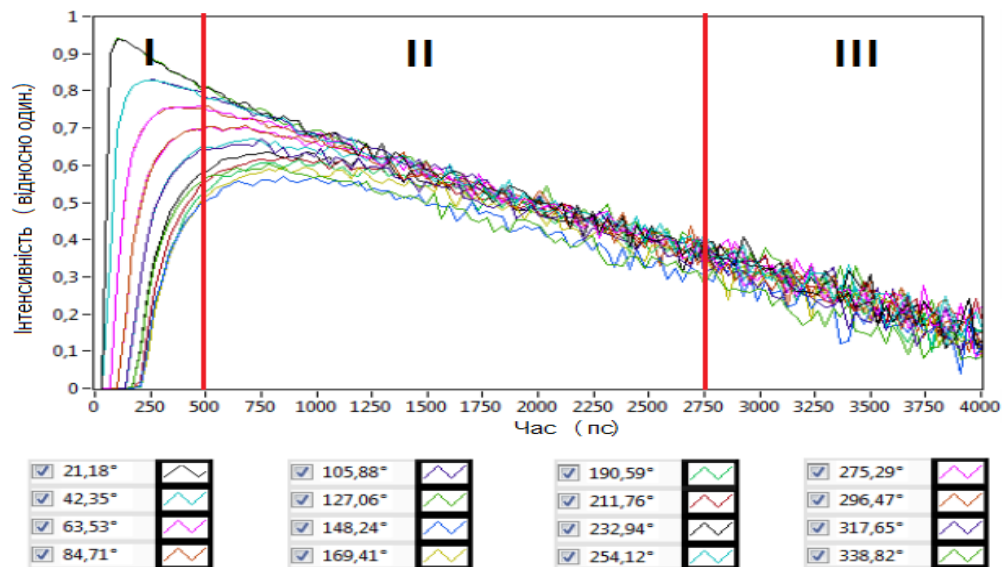


Рисунок 3.11– Набір ТФРТ для циліндричного фантома

При обробці сигналу з детекторів системи для імпульсної ДОТ, в першу чергу, прийнято звертати увагу на початкову і середню частини кожної ТФРТ. Початкова область (I) відповідає рано прийшовшим фотонам, тобто фотонам, які пережили найменшу кількість актів взаємодії на своєму оптичному шляху. Середня частина кожної ТФРТ (II) - це фотони із середнім часом прольоту.

Програмна реалізація набору ТФРТ для циліндричного фантома представлена в додатку В.

Додаткову корисну інформацію про оптичний будові досліджуваної біологічної тканини можна отримати з області III, тобто з пізно прийшовши фотонів (ППФ) (рис. 3.12). Ці частини кожної ВФРТ несуть в собі інтегральну інформацію про оптичний будові біомедичного об'єкта. У разі

відносної однорідності біооб'єкту ТФРТ з плином часу сходяться в одну лінію (рисунк 3.11), тому що спад інтенсивності випромінювання на всіх детекторах стає приблизно однаковим по швидкості.

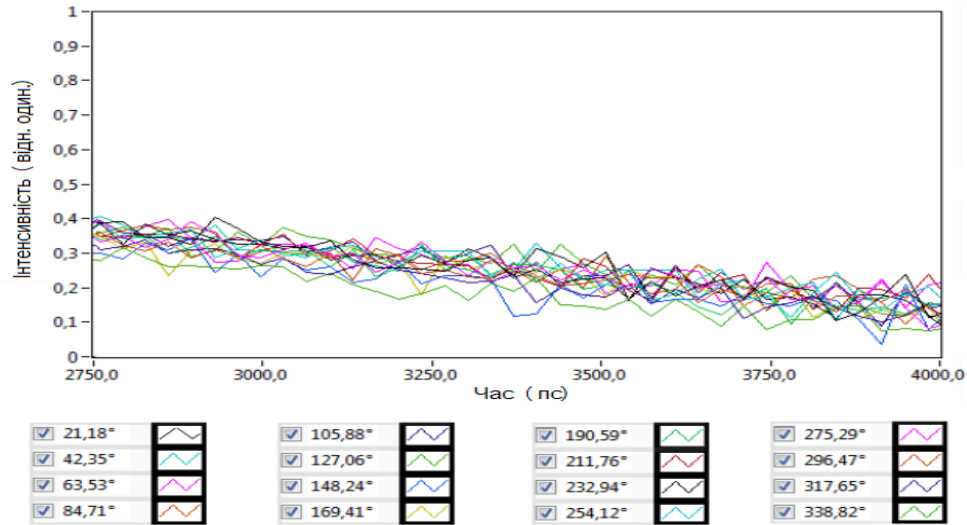


Рисунок 3.12 – ППФ для представлених на попередньому малюнку ТФРТ

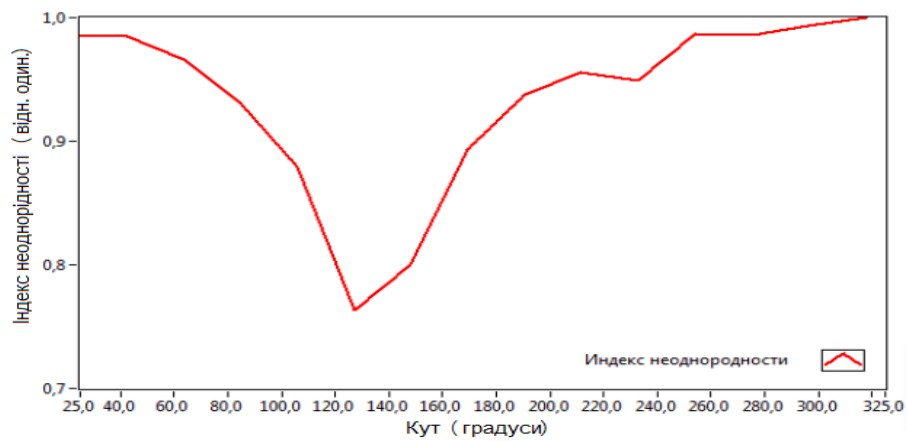


Рисунок 3.13 – - Індекс неоднорідності $ІН(\alpha)$

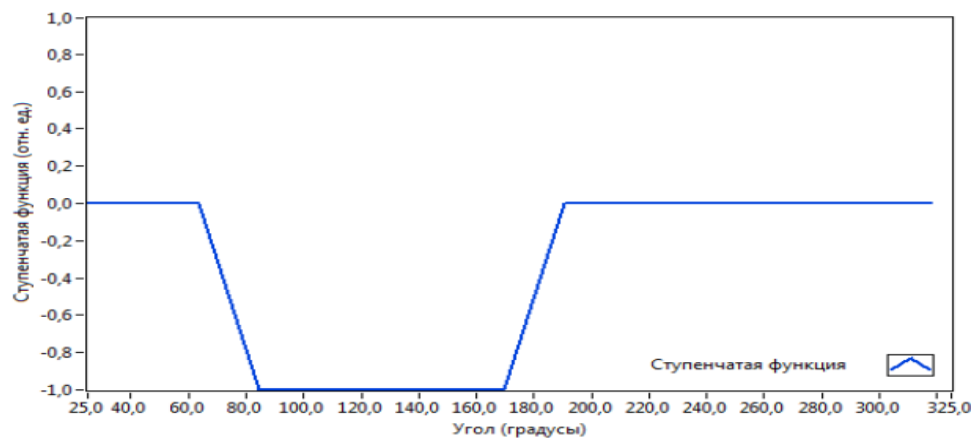


Рисунок 3.14 – Ступінчата функція $ІН(\alpha)_{st}$

В якості досліджуваного об'єкта (рис. 3.11 - 3.15) використано циліндричний фантом, оптичну будову якого в зрізі, зробленому на висоті джерела випромінювання і детекторів, показано на рисунку 3.15а. Розміри рисунків вказані в міліметрах.

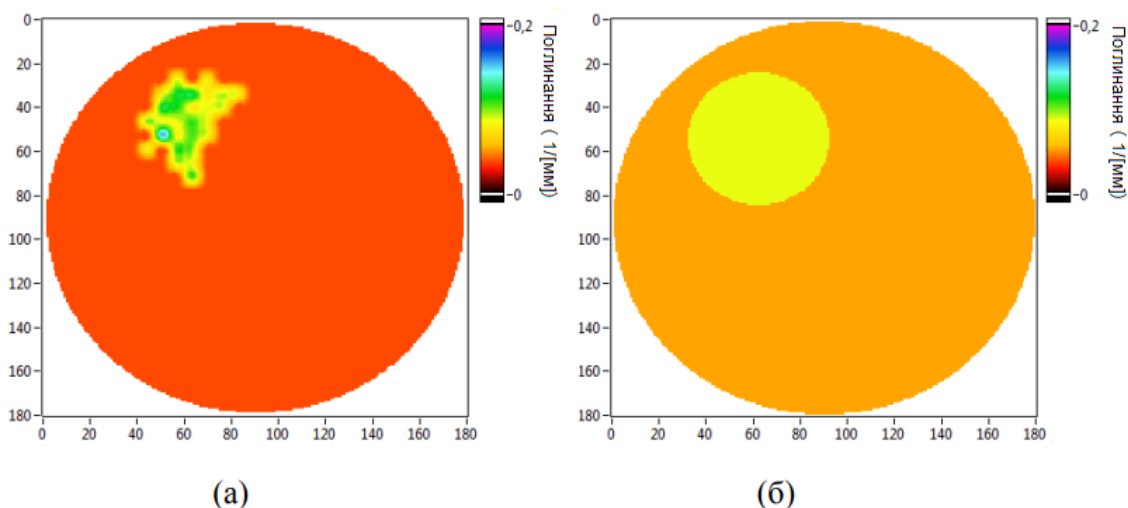


Рисунок 3.15 – Просторовий розподіл коефіцієнта поглинання в досліджуваному фантомі (а), початкове наближення до просторового розподілу коефіцієнта поглинання в цьому ж об'єкті (б)

З рисунка 3.15 випливає, що запропонований підхід дозволяє отримувати початкове наближення, яке описує просторовий розподіл оптичних параметрів в досліджуваному біомедичному об'єкті з високим ступенем достовірності (яка в даному випадку в контурі оптичної неоднорідності складала $> 75\%$). При цьому формування початкового наближення до просторових розподілів коефіцієнтів поглинання і розсіяння було виконано менш ніж за 20 мілісекунд, тобто отримання індексу неоднорідності і початкового наближення вироблялося в реальному часі. Контур неоднорідності представив собою коло, радіусом 35 мм.

Проведемо додатковий експеримент формування ІН (α) і початкового наближення.

Таблиця 3.3 – Результати роботи алгоритмів формування ІН (α) і початкового наближення до $\mu_a(x, y, z)$ та $\mu_s(x, y, z)$ на прикладі сферичного фантома радіусом 7 см.

Досліджуваний об'єкт	Достовірність	Швидкодія
Однорідний випадок $\mu_s(x, y, z) = 1 \text{ мм}^{-1}$, $\mu_a(x, y, z) = 0.05 \text{ мм}^{-1}$. Флуктуація 5%.	$\approx 81\%$	$\approx 13\text{мс}$
Поглинаюча неоднорідність складної будови, $R=1.2$ см.	$\approx 77\%$	$\approx 15\text{мс}$
Розсіююча неоднорідність складної будови, $R=1$ см	$\approx 72\%$	$\approx 14\text{мс}$
Дві поглинаючі неоднорідності складної будови, $R_1=1.5$ см, $R_2=1$ см.	$\approx 75\%$	$\approx 16\text{мс}$
Дві розсіючі неоднорідності складної будови, $R_1=0.8$ см, $R_2=1.5$ см.	$\approx 71\%$	$\approx 19\text{мс}$

Таблиця 3.4 – Результати роботи алгоритмів формування ІН (α) і початкового наближення до $\mu_a(x, y, z)$ та $\mu_s(x, y, z)$ на прикладі конічного фантома висотою 8 см та радіусом основи 5.5 см

Досліджуваний об'єкт	Достовірність	Швидкодія
Однорідний випадок $\mu_s(x, y, z) = 1.3 \text{ мм}^{-1}$, $\mu_a(x, y, z) = 0.03 \text{ мм}^{-1}$. Флуктуація 7%.	$\approx 81\%$	$\approx 13\text{мс}$
Поглинаюча неоднорідність складної будови, $R=0.9$ см.	$\approx 73\%$	$\approx 14\text{мс}$
Розсіююча неоднорідність складної будови, $R=1$ см	$\approx 71\%$	$\approx 13\text{мс}$
Дві поглинаючі неоднорідності складної будови, $R_1=R_2=2$ см.	$\approx 75\%$	$\approx 17\text{мс}$
Дві розсіючі неоднорідності складної будови, $R_1=0.7$ см, $R_2=1$ см.	$\approx 69\%$	$\approx 19\text{мс}$

В результаті серії додаткових експериментів (таблиці 3.3 і 3.4) було встановлено, що достовірність початкового наближення в контурі патології (коло радіусом 35 мм) перевищує 69% при швидкодії на рівні 20 мілісекунд.

Висновки до розділу

1. При обробці вихідного зображення томограми голови з кількість півтонів було знижено з 10, що дозволило описати патологічні відхилення в оптичній структурі голови пацієнта з достовірністю $\approx 92\%$. Знизивши кількість півтонів до 6, достовірність склала $\approx 86\%$.
2. Встановлено, що нормований максимум фотонної щільності у відносно однорідних за своєю оптичною будовою біологічних тканин рухається в напрямку геометричного центру, що призводить до наближено однакової в області пізно пройшовших фотонів інтенсивності випромінювання, що реєструється усіма детекторами імпульсного дифузійного оптичного томографа.
3. Встановлено, що нормований максимум фотонної щільності в біологічних тканинах з вираженою поглинаючою патологічною структурою рухається в напрямку точки симетричного центру цієї неоднорідності відносно центру біомедичного об'єкта, що призводить до більш швидкого спаду інтенсивності випромінювання в області пізно пройшовших фотонів на найближчих до цієї неоднорідності детекторах імпульсного дифузійного оптичного томографа в порівнянні з інтенсивністю випромінювання на інших детекторах.
4. Встановлено, що швидкість падіння інтенсивності випромінювання в експериментах з поглинаючими неоднородностями в середньому на 20% вище, ніж в експериментах з однаковими за розміром розсіюючими неоднорідностями, а швидкість падіння інтенсивності випромінювання в експериментах з однорідним фантомом приблизно на 5% нижче, ніж в експериментах з поглинаючими неоднородностями.
5. Показана можливість визначення наявності відсутності областей патологічних відхилень в оптичній структурі біологічних тканин на основі обчислення, візуалізації і аналізу індексу неоднорідності.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

В цьому розділі визначені основні потенційно шкідливі і небезпечні чинники в науково-дослідницькій роботі з дослідження онкоклітин за допомогою оптоелектронної системи.

Основна увага приділена питанням електробезпеки, та забезпеченню комфортних та безпечних умов на робочих місцях користувачів ВДТ ПЕОЕМ з урахуванням вимог ДСанПіНЗ.3.2.007-98 та ДНАОП0.00-1.31.99

В цьому розділі запропоновані технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії і визначені основні заходи безпеки в надзвичайних ситуаціях.

Приміщення лабораторії має наступні параметри: висота – 3,5 (м) , ширина – 8 (м), довжина – 6 (м).

У лабораторії може працювати одночасно 5 чоловік. Меблі в лабораторії розставлені таким чином, щоб ширина проходів між робочими місцями була не менше 1 метра, і ці проходи були постійно вільні.

Загальна площа лабораторії, займана шафами:

$$S_1 = 5 \text{ (м}^2\text{)}, \text{ а відповідний об'єм: } V_1 = 10 \text{ (м}^3\text{)}.$$

Сумарна площа, займана столами, включаючи стелажі з полками і стільців складає :

$$S_2 = (1,2 \cdot 0,6) \cdot 4 + (1,5 \cdot 0,6) \cdot 3 + (0,4 \cdot 0,4) \cdot 5 = 6,38 \text{ (м}^2\text{)}.$$

Займаний ними об'єм складає:

$$\begin{aligned} V_2 &= (1,2 \cdot 0,6) \cdot 4 \cdot 0,75 + (1,5 \cdot 0,6) \cdot 3 \cdot 0,75 + (0,4 \cdot 0,4) \cdot 5 \cdot 0,45 = \\ &= 2,16 + 2,025 + 0,36 = 4,544 \text{ (м}^3\text{)}. \end{aligned}$$

Тоді загальний об'єм і площа меблів, що знаходяться в лабораторії, буде:

$$S_{\text{заг.}} = S_1 + S_2 = 5 + 6,38 = 11,38 \text{ (м}^2\text{)};$$

$$V_{\text{заг.}} = V_1 + V_2 = 10 + 4,544 = 14,544 \text{ (м}^3\text{)}.$$

Об'єм і площа вільного простору, що приходить на одного робітника в лабораторії:

$$S_{нал.} = (S_{нов.} - S_{заг.}) / 5 = (6 \cdot 8 - 11,38) / 5 = 7,324 \text{ (м}^2\text{)};$$

$$V_{нал.} = (V_{нал} - V_{заг.}) / 5 = (6 \cdot 8 \cdot 3,5 - 14,544) / 5 = 30,691 \text{ (м}^3\text{)}.$$

По основних параметрах досліджуване приміщення відповідає санітарним нормам ДСанПіН 3.3.2.007-98, що приведені в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 — Санітарні норми приміщення

Нормована величина	Приміщення з обчислювальною технікою
Площа лабораторного приміщення на 1 чоловіка	$\geq 6,3 \text{ м}^2$
Об'єм приміщення лабораторії на 1 чоловіка	$\geq 19 \text{ м}^3$
Висота приміщення від підлоги до виступаючих поверхонь перекриття	2,8 м

4.1 Визначення основних потенційно шкідливих та небезпечних виробничих чинників

Основні потенційно шкідливі та небезпечні виробничі чинники, які мають місце під час дослідження онкоклітин за допомогою оптоелектронної системи, є :

- можливість ураження електричним струмом;
 - наявність електромагнітного випромінювання;
 - підвищений рівень шуму;
 - невідповідність освітлення санітарним нормам;
 - несприятливі мікрокліматичні умови;
- можливість виникнення пожежі.

4.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки і гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Електробезпека

Аналіз потенційних причин ураження електричним струмом

Згідно з ГОСТ 12.2.025-76, пристрій для дослідження онкоклітин, який викоористовують за електрозахистом у лабораторному стенді відноситься до І класу і типу В.

Іспитові напруги і мінімальні електричні опори ізоляції для виробів I класу повинні бути:

- мережний ланцюг – доступні для дотику частини 4000В, 7МОм;
- мережний ланцюг – металеві частини, ізольовані від мережного ланцюга тільки основною ізоляцією 1500В, 2МОм;
- металеві частини, ізольовані від мережного ланцюга тільки основною ізоляцією – доступні для дотику частини 2500В, 7МОм;

Так, як оптико-електронний томограф – це виріб медичної техніки, то згідно з ГОСТ 12.2.025-76 на медичну апаратуру, гранично припустимий струм при нормальному режимі роботи складає 0,1 мА, а при аварійному режимі – 0,5 мА.

Усе інше електрообладнання в робочому приміщенні (крім ВДТ ПЕОМ – II клас) по електрозахисту відноситься до 0I та I класів згідно з ГОСТ 12.2.007.0-75.

Відповідно до ГОСТ 12.1038-88, гранично припустимі напруги дотику і струми через людину при нормальному (неаварійному) режимі роботи електроустаткування, яке використовується в робочому приміщенні лабораторії, приведені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2 — Гранично допустимі напруги дотику і струми через людину при нормальному (неаварійному) режимі роботи електрообладнання.

Тип струму	Напруга, В, не більше	Струм, мА, не більше
Змінний 50 Гц	2	0,3
Постійний	8	10

Гранично припустимі напруги дотику і струми через людину в залежності від часу спрацювання автоматів струмового захисту при аварійному режимі роботи електрообладнання приведені в табл. 4.3.

Для захисту людини від поразки електричним струмом у виробничих приміщеннях використовується занулення устаткування. При наявності занулення замикання фази на корпус перетворюється в коротке однофазне

замикання (у трифазних мережах), від струму якого спрацьовує пристрій максимального струмового захисту і відключає ушкоджену електроустановку.

Розрахунок занулення складається з трьох частин :

- розрахунок на відімкнену здатність;
- визначення максимальної напруги корпусу устаткування щодо землі при замиканні фази на корпус ;
- розрахунок робочого і повторного заземлення ;

Таблиця. 4.3 — Допустимі значення напруг дотику і струму від часу спрацювання автоматів струмового захисту (ГОСТ 12.1.038-88)

Струм	Нормована величина	Гранично допустимі струми, мА, і напруги, В, при тривалості дії, с											
		0,01-0,08	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1	Більше 1
Змінний 50 Гц	I_д	650	500	250	165	125	100	85	70	65	55	50	6
	U_д	650	500	250	165	125	100	85	70	65	55	50	36
Постійний	I	650	600	500	330	250	200	170	140	130	110	100	8
	U	650	600	500	330	250	200	170	140	130	110	100	36

4.2.2 Розрахунок вимикаючої здатності електромережі при аварійному режимі роботи електрообладнання

Розрахунок на відімкнену здатність, включає визначення значення струму короткого замикання і перевірку кратності його стосовно номінального струму спрацювання пристроїв максимального струмового захисту. Вихідні дані для розрахунку:

а) $U_{\phi} = 220\text{В}$ - фазова напруга ;

б) кабель чотирьох жильний, матеріал – алюміній: $\rho = 0,028 \text{ (Ом*мм}^2\text{/м)}$;

в) відстань від трансформатора до споживача $L = 150 \text{ (м)}$;

г) номінальний струм спрацьовування автомата захисту $I_{ном}=25$ (А).
Струм однофазного короткого замикання визначається по формулі:

$$I_{к.з.}=U_{\phi} / (r_a+r_n+r_u) = 40 \text{ (А)}, \quad (4.1)$$

де: $r_a = 2.3$ (Ом) - активний опір фазного проводу; $r_n = 2,4$ (Ом) - активний опір нульового проводу; $r_u = 0.84$ (Ом) - розрахунковий опір трансформатора потужністю 250 (Вт).

Кратність струму однофазного короткого замикання стосовно номінального струму спрацьовування автомата захисту дорівнює:

$$K_m = I_{к.з.} / I_{ном} = 10 > K_{м.дон} = 1,4. \quad (4.2)$$

З розрахунків видно (4.2), що при однофазному короткому замиканні автомат струмового захисту буде надійно спрацьовувати.

При однофазному короткому замиканні. нульовий провід і з'єднані з ним корпуси електроустаткування за час спрацьовування максимального струмового захисту знаходяться під напругою ($U_{нр.}$) щодо землі: $U_{нр.} = 99$ (В), що менше максимально допустимого значення 500 (В) при часі спрацювання автомату струмового захисту менше 1 сек.

З метою зниження $U_{нр.}$ як у нормальному, так і в аварійному режимі варто використовувати повторне заземлення нульового проводу.

4.3 Мікроклімат робочої зони

Відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 установлені параметри мікроклімату робочої зони, дотримання, яких забезпечує нормальні умови праці персоналу.

Роботу, виконувану інженерами в процесі розробки, налагодження і зборки даного пристрою, можна віднести до категорії 1а - легкі фізичні роботи (роботи, виконувані сидячи і не потребуючі фізичного напруження), при яких енерговитрати людини не перевищують 138 Вт (до 120 ккал/ч).

Для підтримки оптимальних умов праці лабораторія обладнана кондиціонером, що підтримує наступні параметри повітря робочої зони:

- температура повітря $T = 22^{\circ}\text{C}$;

- відносна вологість повітря $Q = 60 \%$.

Контрольні виміри відносної вологості і температури повітря проводились в теплий і холодний час року, а також проводились виміри швидкості руху повітря в лабораторії. Мікроклімат у приміщенні лабораторії залежить від температури повітря навколишнього середовища, потужності джерел тепловиділяючих і теплопоглинальних, котрі знаходяться в приміщенні. Дані вимірів зведені в таблицю 4.4. З таблиці 4.4 видно, що в лабораторії всі параметри мікроклімату знаходяться в припустимих межах, крім температури повітря в холодний час року.

Для того, щоб підвищити температуру і забезпечити оптимальні умови праці були проведені ряд заходів: утеплення входних дверей і віконних прорізів, а також у лабораторію був поставлений масляний електрообігрівач, що автоматично підтримує температуру повітря в лабораторії $+22^{\circ}\text{C}$.

Таблиця 4.4 — Параметри мікроклімату.

Період року	Категорія праці	Температура $^{\circ}\text{C}$	Відносна вологість, %	Швидкість руху повітря, м/с
		<i>Оптм.</i>	<i>Оптм.</i>	<i>Оптм.</i>
Холодний і перехідний	Легка 1а	22-24	40-60	0,1
Вимірювання	Легка 1а	12-14	65-68	0,1
Теплий	Легка 1а	23-25	40-60	0,1
Вимір.		24-26	60	0,15

4.4 Розрахунок штучного освітлення на робочих місцях користувачів ВДТНЕОМ

Для розрахунку штучного освітлення використовується метод коефіцієнта використання світлового потоку.

Для освітлення приміщення з заданими характеристиками (побілена стеля, стіни світлих тонів, нормальна вологість і запиленість) найбільше підходять люмінесцентні лампи. Серед них найбільш універсальні і широко застосовувані лампи типу ЛБ. При зростанні потужності ламп від 15 (Вт) до 40 (Вт) росте їхня світлова віддача. Вибираємо лампи потужністю 40 (Вт).

Відстань між рядами світильників вибираємо виходячи з формули:

$$\lambda_1 = \frac{L}{h_n}, \quad (4.3)$$

де $\lambda_1 = 1,3$, тому що найбільш вигідне положення для світильників типу “ЛОУ–1” паралельно вікнам; h_n — висота підвісів світильників, $h_n = 2,2$ (м); L — відстань між рядами;

$$L = \lambda_1 \cdot h_n = 2,2 \cdot 1,3 = 0,95 \text{ (м)}.$$

Відстань між рядами світильників і стінами:

$$\partial = \frac{1}{3} \cdot L = \frac{2,86}{3} = 0,95 \text{ (м)}. \quad (4.4)$$

Довжина світильників: $l_{\text{св}} = 1,33$ (м).

Тому що ширина приміщення 8 (м), то світильники розташовуються трьома рядами. По довжині приміщення (паралельно стіні довжиною 6 (м)) розташовуються 4 світильники.

Визначаємо світловий потік усіх ламп:

$$F = \frac{E_{\text{min}} \cdot K_{\text{зап}} \cdot S_n \cdot Z}{\eta}, \quad (4.5)$$

де $K_{\text{зап}}$ – коефіцієнт запасу, що враховує старіння ламп, запилення і старіння світильника, $K_{\text{зап}} = 1,5$; S_n – площа підлоги; Z – коефіцієнт, що є складною функцією багатьох перемінних, і тому обчислюється приблизно, $Z \approx 1,15$; η — визначається по таблиці, як функція індексу приміщення - i , коефіцієнтів відображення стелі — $\beta_{\text{п}} = 70\%$, стін — $\beta_{\text{с}} = 50\%$, робочої поверхні — $\beta_{\text{р.п.}} = 10\%$.

$$i = \frac{S_n}{h \cdot (A + B)} = \frac{48}{3,5 \cdot (6 + 8)} = 0,98.$$

A, B, h – довжина, ширина, висота приміщення;

Звідси: $\eta = 0,6$.

Тоді світловий потік усіх ламп за формулою (4.8):

$$F = \frac{E_{\text{min}} \cdot K_{\text{зап}} \cdot S_n \cdot Z}{\eta} = \frac{500 \cdot 1,5 \cdot 48 \cdot 1,15}{0,6} = 69000 \text{ (лм)}$$

Визначаємо розрахунковий світловий потік однієї лампи:

$$F_{\text{л}} = \frac{F}{n}, \quad (4.6)$$

де n - число ламп ($n = 12 \cdot 2 = 24$).

Підставимо значення у формулу 4.9:

$$F_{\text{л}} = \frac{69000}{24} = 2875 \text{ (лм)}$$

По розрахованому світловому потоці визначаємо тип лампи: "ЛБ-40" зі світловим потоком $F_{\text{с}} = 3120$ (лм).

Тоді фактична освітленість:

$$E_{\text{ф}} = E_{\text{min}} \cdot \frac{F_{\text{с}}}{F_{\text{л}}} = 500 \cdot \frac{3120}{2875} = 542 \text{ (лк)}$$

Фактичний рівень освітленості задовольняє даний розряд зорових робіт.

4.5 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Безпека в надзвичайних ситуаціях регламентується ПЛАС. Основними складовими частинами ПЛАС є розробка технічних рішень та організаційних заходів щодо оповіщення, евакуації та дій персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій, а також визначення основних заходів з пожежної безпеки.

4.5.1 Вимоги щодо організації ефективної роботи системи оповіщення персоналу при надзвичайних ситуаціях

Оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення НС, наприклад при пожежі, здійснюється відповідно до вимог НАПБ А.01.003-2009.

Необхідність обладнання виробничих приміщень певним типом СО визначається згідно з додатком Е до ДБН В.1.1-7-2002 "Захист від пожежі. Пожежна безпека об'єктів будівництва".

При обладнанні виробничих будівель системою оповіщення, їх необхідно поділяти на зони оповіщення з урахуванням об'ємно-планувальних рішень будинків, шляхів евакуації, поділення на протипожежні відсіки тощо,

а також з урахуванням вимог, що наведені в примітці 1 таблиці Е.1 додатка Е до ДБН В.1.1- 7-2002.

Оповіщення про НС та управління евакуацією людей здійснюється одним з наступних способів або їх комбінацією:

- поданням звукових і (або) світлових сигналів в усі виробничі приміщення будівлі з постійним або тимчасовим перебуванням людей;
- трансляцією текстів про необхідність евакуації, шляхи евакуації, напрямки руху й інші дії, спрямовані на забезпечення безпеки людей;
- трансляцією спеціально розроблених текстів, спрямованих на запобігання паніці й іншим явищам, що ускладнюють евакуацію;
- розміщенням знаків безпеки на шляхах евакуації згідно з ДСТУ ISO 6309;
- ввімкненням евакуаційних знаків "Вихід";
- ввімкненням евакуаційного освітлення та світлових покажчиків напрямку евакуації;
- дистанційним відкриванням дверей евакуаційних виходів;
- зв'язком оперативного (чергового) персоналу СО (диспетчера пожежного поста) із зонами оповіщення.

Повинен бути забезпечений розподіл пріоритетів щодо повідомлень для виробничого персоналу у такій послідовності:

I (найвищий) - повідомлення оперативного (чергового) персоналу СО (диспетчера пожежного поста) під час пожежі, або у разі виникнення будь-якої іншої НС;

II - повідомлення, які записані на будь-якому носії та вмикаються автоматично від спрацювання систем пожежної автоматики, або за сигналом оперативного (чергового) персоналу СО (диспетчера пожежного поста);

III - службові повідомлення, що не стосуються організації та управління евакуацією людей.

Затримку часу оповіщення про НС /пожежу/ для різних поверхів будинку необхідно передбачати з урахуванням злиття потоків людей на шляхах евакуації відповідно до розрахунків по ГОСТ 12.1.004 "ССБТ. Пожарная безопасность. Общие требования".

Пульти управління СО необхідно розміщувати у приміщенні пожежного поста, диспетчерської або іншого спеціального приміщення (в разі його наявності). Ці приміщення повинні відповідати вимогам ДБН В.2.5-56-2014

Настінні звукові та мовні оповіщувачі кріпляться на висоті не менше 2,2 м від підлоги, при цьому відстань від стелі до оповіщувача повинна становити не менше 150 мм.

Звукові оповіщувачі повинні комбінуватися зі світловими, які працюють у режимі спалахування, у таких випадках:

- у приміщеннях, де люди перебувають у шумозахисному спорядженні;
- у приміщеннях з рівнем шуму понад 95 дБ.

Евакуаційні світлові покажчики "Вихід" слід вмикати разом з основними освітлювальними приладами робочого освітлення.

Вимоги до світлових покажчиків "Вихід" приймаються відповідно до ДБН В.2.5-28-2006 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення".

Електропостачання, заземлення, занулення, вибір та прокладання мереж оповіщення приймаються згідно з вимогами до систем пожежної сигналізації за ДБН В.2.5-56-2014 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Пожежна автоматика будинків і споруд".

Вимоги до евакуаційного освітлення приймаються відповідно до ДБН В.2.5- 28-2006 "Природне та штучне освітлення". СО в режимі "Тривога" повинна функціонувати протягом часу, необхідного для евакуації людей з будинку, але не менше 15 хвилин.

Електропостачання СО здійснюється за I категорією надійності згідно з "Правилами устрою електроустановок" (ПУЕ) від двох незалежних джерел енергії: основного - від мережі змінного струму, резервного - від акумуляторних батарей тощо.

Звукові оповісники повинні відповідати вимогам ДСТУ EN 54-3:2003 "Системи пожежної сигналізації. Частина 3. Оповісники пожежні звукові".

4.5.2 Обов'язки та дії персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій

У разі виявлення ознак НС працівник, який їх помітив, повинен:

1. негайно повідомити про це засобами зв'язку органи ДСНС та державної пожежної охорони, вказати при цьому адресу, кількість поверхів, місце виникнення пожежі, наявність людей, а також своє прізвище;
2. Організувати оповіщення людей про НС;
3. Вжити заходів щодо евакуації людей та матеріальних цінностей;
4. Вжити заходів щодо ліквідації наслідків НС з використанням наявних засобів.

Керівник та пожежна охорона установи, яким повідомлено про виникнення НС, повинні:

1. Перевірити, чи викликано підрозділи ДСНС та державної пожежної охорони;
2. Вимкнути у разі необхідності струмоприймачі та вентиляцію;
3. У разі загрози життю людей негайно організувати їх евакуацію та їх рятування, вивести за межі небезпечної зони всіх працівників, які не беруть участь у ліквідації наслідків НС;
4. Перевірити здійснення оповіщення людей про НС;
5. Забезпечити дотримання техніки безпеки працівниками, які беруть участь у ліквідації наслідків НС;
6. Організувати зустріч підрозділів ДСНС та державної пожежної охорони, надати їм допомогу у локалізації пожежі.

Після прибуття підрозділів ДСНС та Державної пожежної охорони повинен бути забезпечений безперешкодний доступ їх до місця, де виникла НС.

4.6 Пожежна безпека

Проаналізуємо можливі причини виникнення пожежі і речовини, що можуть горіти.

Можливими причинами виникнення пожежі можуть бути:

1. Несправність в електроустаткуванні – наприклад, пробій ізоляції, несправності, що виникли внаслідок механічних ушкоджень і т.д.;
2. Порушення протипожежного режиму – наприклад, паління в недозволених місцях, користування побутовими електронагрівальними приладами і т.д.

Речовинами які можуть горіти є:

1. Меблі – столи, стільці, тумбочки, виготовлені з дерева;
2. Папір – документація, папір для принтера, шпалери;
3. Конструктивні елементи приміщення – покриття підлог (лінолеум), двері (дерево, дерматинова оббивка), віконні рами (дерево);
4. кабельні лінії та радіодеталі.

Так як усі вище перераховані речовини є твердими речовинами і матеріалами, здатними при взаємодії з повітрям горіти, то розглянуте приміщення, згідно НАПБ Б.07.005-86, можна віднести до пожежонебезпечної категорії “В”.

Згідно з НПАОП 40.1-1.32-01 робочі зони у приміщенні відносяться до пожежонебезпечних робочих зон П-Па.

Приміщення обладнане пожежними сповіщувачами теплової дії типу ДТЛ. Вони встановлені в кожному приміщенні на стелі по дві штуки. Від них інформація по лініям зв'язку надходить на охоронно-пожежний пристрій СИГНАЛ-37М, обладнаний звуковими сповіщувачами.

У приміщенні знаходяться первинні засоби пожежогасіння - це вуглекислотний вогнегасник марки ВВ-5 у кількості трьох штук. Застосування вогнегасника даної марки можливо при пожежогасінні електромереж і електроустановок, що знаходяться під напругою до 1000 В, що відповідає класу пожежі «Е». Відповідно до ДСТУ 3675-98 норматив на кількість вогнегасників виконується.

З метою профілактики загоряння електропроводки необхідно не менш одного разу в три місяці проводити профілактичні огляди електромережі. Рубильники для відключення мережі знаходяться на видному місці, підходи до них звільнені. У випадку виникнення пожежі в приміщенні, згідно ДБН, забезпечена можливість безпечної евакуації людей, що знаходяться в приміщенні, через евакуаційні виходи.

Коридор і ганок не повинні бути захаращеними, мати аварійне освітлення (у даному випадку штучне), міститися в чистоті і порядку. Основні параметри еваковиходів вказані у ДБН В 1.1.007-2004.

Засоби пожежного зв'язку і сигналізації визначені ГОСТ 12.6.004-76 та ДБНЗ.2.5-56.2014. В відділі знаходиться телефон загальноміської мережі. Виклик пожежної охорони здійснюється набором номера 101. План евакуації знаходиться на видному місці.

5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

5.1 Опис ідеї проекту

В межах цього розділу аналізується зміст ідеї, можливі напрямки застосування, основні вигоди які може отримати користувач товару та відмінності від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 5.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Дослідження онкоклітин за допомогою оптоелектронної системи	1. Виробництво	Діагностика онкологічних паталогій на ранніх стадіях захворювання.
	2. Медицина	

Основним конкурентом розроблюваному проекту є діагностика онкоклітин методом МРТ, який є досить поширеним на ринку і ефективним для дослідження онкологічних клітин. Метод МРТ може дати приблизно той же результат, проте таке дослідження завдає певної шкоди пацієнтові за допомогою радіоактивного випромінювання.

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї

Таблиця 5.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/ п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	МРТ	Рентгенівська томографія			
1.	Простота	Широкий діапазон діагностичних можливостей	Універсальність методу	Можливості проведення діагностики пацієнтів з металевими і електронними імплантатами			Оптоелектронні пристрої менш громіздкі і дорогі

2.	Надійність	Надійний спосіб контролю вже виявлених змін в організмі	Дослідження паталогій в мікроскопічних розмірах	Нанесення шкоди організму під час довготривалого використання		Можливість якісного представлення отриманого зображення в 2D і 3D вигляді	Абсолютно безпечний метод для обстеження дітей і вагітних жінок
3.	Швидкість	Час обстеження від 1 до 10 хв	Час обстеження від 15 до 45 хв.	Час обстеження від 1 до 5 хв	Результат отримується після вирішення оберненої задачі		
4.	Попит на послугу	Висока чутливість методики, середня вартість	Висока вартість	Низька вартість			Порівняно з МРТ оптикоелектронні системи на основі ДОТ значно дешевші

5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного розділу проводиться аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту.

Таблиця 5.3 – Технологічна здійсненність проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технології	Доступність технології
1.	Дослідження онколітин за допомогою оптикоелектронної системи	Візуально-отпичний метод	Так	Ні
2.		Метод дифузійної оптичної томографії (ДОТ)	Так	Так
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: метод ДОТ				

Даний проект можливо реалізувати і в якості технологічного шляху обрано метод ДОТ, оскільки даний метод дозволяє проводити більш глибокі дослідження внутрішньо тканинних і внутрішньо клітинних біохімічних процесів, які відбуваються при утворенні пухлинних утворень.

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

В межах даного підрозділу проводиться визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту.

Таблиця 5.4 — Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	1
2	Загальний обсяг продаж, ум. од.	Невідомий
3	Динаміка ринку	Зростає
4	Наявність обмежень для входу	Невідома
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Існують
6	Середня норма рентабельності в галузі, %	Невідома

За результатами аналізу важно зробити висновок щодо привабливості для входження за попереднім оцінюванням.

Визначимо потенційні групи клієнтів.

Таблиця 5.5 Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Діагностика паталогій на ранній стадії захворювання	Хворі на онкозахворювання	Невідомі	Точність, встановлення діагнозу

Проведемо аналіз ринкового середовища: складемо таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають.

Таблиця 5.6 – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Новий метод діагностики	Поєднання декількох методів діагностики в один	Вихід з ринку

Таблиця 5.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Вдосконалення обраного методу діагностики	Додавання нових можливостей у проект, що розроблюється	Розроблення цього методу

Проведемо аналіз пропозиції: визначимо загальні риси конкуренції на ринку.

Таблиця 5.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції – монополістична	Домінує невелика кількість конкуруючих методів діагностики	Встановлення конкурентноздатної ціни на послуги; унікальний підхід до кожного клієнта.
2. За рівнем конкурентної боротьби – міжнародна	Данна послуга надається в різних країнах.	
3. За галузевою ознакою – внутрішньогалузева	Конкуренція виконується в рамках однієї галузі	
4. За характером конку-рентних переваг – цінова	Перевагою даної послуги є її якість, а не ціна	

Проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції у галузі.

Таблиця 5.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Скла-дові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Поста-чаль-ники	Клієн-ти	Товари-замінники
	MPT	Розробники методу для дослідження паталогій онкоклітин	Невідо-мо	Неві-домо	Невідомо
Висновки	Маючи майже монопольне положення на ринку розробник цього методу не буде приділяти уваги розробці	Є можливість виходу на ринок	Невідо-мо	Невідо-мо	Невідомо

За результатами аналізу можна зробити висновок, що працювати на даному ринку можна незважаючи на конкурентну ситуацію.

Таблиця 5.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування
1	Простота	Нешкідливість оптичного випромінювання
2	Дешевизна	Відносна дешевизна джерел і приймачів оптичного діапазону
3	Швидкодія	Побудова реконструйованого зображення займає декілька секунд

Проведемо аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту.

Таблиця 5.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів – конкурентів у порівнянні з проектом, що розробляється						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Простота								
2	Дешевизна								
3	Швидкодія								

Проведемо SWOT-аналіз

Таблиця 5.12 – SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Простота Дешевизна Швидкодія	Слабкі сторони: Невідома компанія Відсутність стартового капіталу
Можливості: Розширення методу діагностики Нові технології	Загрози: Продукти-замінники

З огляду на SWOT-аналіз можна прийти до висновку що нема потреби розробляти альтернативи ринкового впровадження цього проекту.

5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку, а саме опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 5.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Лікарі	Готові	Високий	У сегменті значна конкуренція	Важко
2	Хворі на онко- захворювання	Готові	Високий	У сегменті не значна конкуренція	Важко
Які цільові групи обрано: лікарі, хворі					

Таблиця 5.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції	Базова стратегія розвитку
1	Диференційований маркетинг	Простота, дешевизна, швидкодія	Стратегія спеціалізації

Таблиця 5.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопроход-цем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкуренту?	Стратегія конкурентної поведінки
1	Так	Ні	Ні	Заняття конкурентної ніші

Розробимо стратегію позиціонування, що полягає у формуванні ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект.

Таблиця 5.17 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту
1	Точність встановлення діагнозу на ранній стадії	Стратегія виклику лідера	Простота, дешевизна, швидкодія	Фірми, що спеціалізуються на медичному обладнанні

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Сформуємо маркетингову концепцію товару, який отримає споживач.

Таблиця 5.18 Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Дослідження онкоклітин	Діагностика на ранній стадії	Швидкодія, точність

Таблиця 5.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
1. Товар за задумом	Дослідження онкоклітин за допомогою оптоелектронної системи
2. Товар у реальному виконанні	Властивості:
	1. Простота
	2. Дешевизна
	3. Швидкодія
	Якість: точне встановлення діагнозу
	Пакування: відсутнє
	Марка: відсутня
3. Товар із підкріпленням	До продажу: невідомо
	Після продажу: невідомо

Товар не буде якимось чином захищатись від копіювання та буде поширюватись як є.

Визначимо цінові межі, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на товар.

Таблиця 5.20 Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Межі встановлення ціни на товар
1	70-100 тис. ум. од.	До 10 тис ум. од.	Високий	Безкоштовно

Визначимо оптимальну систему збуту

Таблиця 5.21 – Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Невідома	Вільний доступ до товару	Невідома	Вільний доступ до товару

Розробимо концепцію маркетингових комунікацій

Таблиця 5.22 – Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Невідома	Медицина	Можливості проекту	Донести про можливості проекту	Донесення про можливості та сильні сторони проекту

Висновки до розділу

За результатами проведеного аналізу можна зробити висновок, що є можливість ринкової комерсализації проекту, оскільки на ринку є попит на таку продукцію. Але оскільки метою цього проекту не є матеріальне збагачення, продукт буде поширюватись все ж таки швидко, для надання послуг цільовій аудиторії.

ВИСНОВКИ

Дслідження методом дифузійної оптичної томографії для просторового розподілу оптичних параметрів та характеристик патологічних онкоклітин показав наступні результати:

1. Розроблений алгоритм для моделювання оптичної структури біологічних тканин, дозволяє описувати патологічні відхилення з достовірністю $> 90\%$.
2. Розроблені алгоритми для автоматичного формування з урахуванням закономірностей міграції нормованого максимуму фотонної щільності індексу неоднорідності біологічної тканини і початкового наближення до просторового розподілу коефіцієнтів поглинання має розсіяння в ній з достовірністю (на границі патологій) $> 69\%$ і середньою тимчасовою затримкою ≈ 20 мілісекунд, тобто в реальному масштабі часу;
3. Проведені додаткові експерименти формування початкового наближення до просторових розподілів коефіцієнтів поглинання і розсіяння змінюючи радіуси неоднорідностей, показали патологічні відхилення з достовірністю в межах від $\approx 69\%$ до $\approx 81\%$.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ

1. Хансперджер, Р. Интегральная оптика / пер. с англ. — М.: Мир, 1995. — 380 с.
2. А.В.Приезжаев и др. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989. Селиванов, Л. В. Основы оптики. — Новосибирск: СибГАТИ, 1997. — Ч. V. — 56 с.
3. Мальке, Г. Волоконно-оптические кабели / пер. с англ. / Г. Мальке, П. Гессинг. — Новосибирск : Издатель, 1997. — 264 с
4. Верещагин, И. К. Введение в оптоэлектронику / И. К. Верещагин, Л. А. Косяченко, С. М. Кокин. — М.: Высш. шк., 1991. — 191 с.
5. Чео, П. К. Волоконная оптика / пер. с англ. — М. : Энергоатомиздат, 1988. — 279 с
6. Пихтин, А. Н. Оптическая и квантовая электроника. — М.: Высш. шк., 2001. — 573 с
7. Убайдуллаев, Р. Р. Волоконно-оптические сети — М.: Эко Трендз, 2001. — 267 с.
8. Ландсберг, Г. С. Оптика. — М. : Наука, 1976. — 926 с.
9. Дианов, Е. М. Волоконные лазеры — новый прорыв в лазерной физике / Е. М. Дианов, И. А. Буфетов // *Lightwave Russian edition*. — 2004. — № 4. — С. 45–49.
10. Буфетов, И. А. Оптический разряд в волоконных световодах / И. А. Буфетов, Е. М. Дианов // *Lightwave Russian edition*. — 2004. — № 4. — С. 50–51.
11. Дианов, Е. М. Достижения в области создания фотонно-кристаллических волокон и сверхширокополосных усилителей // *Lightwave Russian edition*. — 2004. — № 1. — С. 8–11.
12. Наний, О. Е. Волоконно-оптическая связь: Экономическая реальность и технологические перспективы // *Lightwave Russian edition*. — 2004. — № 1. — С. 18–21.

13. Наний, О. Е. Приемники цифровых волоконно-оптических систем связи // *Lightwave Russian edition*. — 2004. — № 1. — С. 50–51.
14. Бонсек, Р. Обеспечение высокой пропускной способности городских сетей при использовании экономичной инфраструктуры / Р. Бонсек, П. Дикинсон, С. Дас // *Lightwave Russian edition*. — 2004. — № 3. — С. 18–20.
15. Гауэр, Д. Оптические системы связи / пер. с англ. — М.: Радио и связь, 1989. — 500 с.
16. Шарупич, Л. С. Оптоэлектроника / Л. С. Шарупич, Н. М. Тугов. — М. : Энергоатомиздат, 1984. — 256 с.
17. Ярив, А. Введение в оптическую электронику. — М.: Высш. шк., 1983. — 398 с.
18. Гроднев, И. И. Волоконно-оптические линии связи. — М.: Радио и связь, 1990. — 223 с.
19. Справочник по лазерной технике / пер. с нем. / под ред. А. П. Напартович. — М. : Энергоатомиздат, 1991. — 544 с.
20. Васильев, А. М. Оптическая электроника / А. М. Васильев, М. А. Кропоткин, В. В. Тихонов. — Л. : Энергоатомиздат, 1990. — 176 с.
21. Быстров, Ю. А. Оптоэлектронные приборы и устройства. — М. : Радио Софт, 2001. — 256 с.
22. Тугов, Н. М. Полупроводниковые приборы / Н. М. Тугов, Б. А. Глебов, Н. А. Чарыков. — М.: Энергоатомиздат, 1990. — 576 с.
23. Селиванов, Л. В. Основы оптики. — Новосибирск : СибГАТИ, 1997. — Ч. IV. — 63 с.
24. Optical coherence tomography – 15 years in cardiology / T.Yonetsu, B.E. Bouma, K. Kato [et al.] // *Circulation J.* – 2013. – Vol. 77 (8). – P. 1933-1940.
25. Evaluation of age-related macular degeneration with optical coherence tomography / P.A. Keane, P.J. Patel, S. Liakopoulos [et al.] // *Survey of ophthalmology*. – 2012. – Sep. – 57 (5). – P. 389-414.

26. Relationship between Retinal Nerve Fiber Layer Measurement and Signal Strength in Optical Coherence Tomography / C.Y.L. Cheung, C.K.S. Leung, D. Lin [et al.] // Ophthalmology. – 2008. – Vol. 115. – Iss. 8. – P. 1347-1351.
27. Schlachter S. Optical coherence tomography/ gastroenterology: Advanced OCT: Next-gen OCT for the esophagus / S. Schlachter, P. MacCarthy // BioOptics World. – 2013. – Vol. 6. – Iss. 3. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: URL <http://www.bioopticsworld.com/articles/print/volume-6/issue-3/features/optical-coherencetomography-gastroenterology--advanced-oct--nex.html>.
28. Interobserver Agreement for the Detection of Barrett's Esophagus with Optical Frequency Domain Imaging / J. Sauk, E. Coron, L. Kava [et al.] // Dig. Dis. Sci. – 2013. – Vol. 58 (8). – P. 2261-2265.
29. Spectrally encoded confocal microscopy of esophageal tissues at 100 kHz line rate / S.C. Schlachter, D. Kang, M.J. Gora [et al.] // Biomed. Opt. Express. – 2013. – Aug. 13. – Vol. 4 (9). – P. 1636-1645.
30. Polarization-sensitive optical coherence tomography / J.F. De Boer, T.E. Milner, M.G. Ducros [et al.] // Handbook of Optical Coherence Tomography. Eds B.E. Bouma and G.J. Tearney – New York: Marcel Dekker Inc., 2002. – P. 237-274.
31. Imaging of the retinal pigment epithelium in age-related macular degeneration using polarization sensitive optical coherence tomography / C. Ahlers, E. Göttinger, M. Pircher [et al.] // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 2010. – Vol. 51. – P. 2149-2157.
32. Segmentation and quantification of retinal lesions in agerelated macular degeneration using polarization-sensitive optical coherence tomography / B. Baumann, E. Göttinger, M. Pircher [et al.] // J. Biomed. Opt. – 2010. – Vol. 15, Iss. 6. – P. 061704.

33. Three-dimensional polarization sensitive OCT imaging and interactive display of the human retina / E. Götzinger, M. Pircher, B. Baumann [et al.] // Opt. Express. – 2009. – Vol. 17. – P. 4151-4165.
34. Nondestructive clinical assessment of occlusal caries lesions using near-IR imaging methods / M. Staninec, S.M. Douglas, C.L. Darling [et al.] // Lasers in Surgery and Medicine. – 2011. – Vol. 43, Iss. 10. – P. 951-959.
35. Zhang Y. Imaging with Raman Spectroscopy / Y. Zhang, H. Hong, W. Cai // Curr Pharm Biotechnol. – 2010. – Vol. 11 (6). – P. 654-661.
36. Wang L.V. Prospects of photoacoustic tomography / L.V. Wang // Med. Phys. – 2008. – 35 (12). – P. 5758-5767.
37. Hatcher M. Photoacoustic imaging begins clinical move / M.Hatcher // Daily coverage of the optics & photonics industry and the markets that it serves. 25 Apr 2012. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: URL <http://optics.org/indepth/3/3/5>
38. Li C. Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine / C. Li, L. V. Wang // Physics in Medicine and Biology. – 2009. – Vol. 54, № 19. – P. R59-R97.
39. A brain tumor molecular imaging strategy using a new triple-modality MRI-photoacoustic-Raman nanoparticle / M.F. Kircher, A. de la Zerda, J.V. Jokerst [et al.] // Nature Medicine. – 2012. – Vol. 18. – P. 829-834.
40. Analysis of cancer tissues by means of spectroscopic methods / B. Pacholczyk, A. Fabiańska, R. Kusińska [et al.] // Contemp. Oncol. (Pozn). – 2012. – Vol. 16 (4). – P. 290-294.
41. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Мусійчук І.В., Бондарчук Я.М. Паралельний матричний спецобчислювач для системи томографії // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №7(14). – С.122 – 125.
42. Дисгормональні захворювання та рак молочної залози: [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://intranet.tdmu.edu.ua/data/kafedra/internal/obsretr_fpo/lectures_stud/uk.

43. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования: [Монография] / В. Календер. – М.: Техносфера. – 2006. – 344 с.
44. Бутаков Е.А. Обработка изображений на ЭВМ / Е.А. Бутаков, В.И. Островский, И.Л. Фадеев. – М.: Радио и связь. – 1987. – 240 с.
45. Головкин Б.А. Параллельные вычислительные системы. – М.: Наука, 1980. – 243 с.
46. Gibson A.P. Recent advances in diffuse optical imaging / A.P. Gibson, J.C. Hebden, S.R. Arridge // *Phys. Med. Biol* – 2005. – Vol.50. – R1 – R43.
47. Tuzhansky S.Y. Methods and means of polarization parameter control in biotissue imaging polarimetry / S.Y. Tuzhansky // *Proc. of SPIE.* – 2007. – Vol. 6682. – P. 1—10.
48. Тужанський С.Є. Визначення параметрів анізотропії зразків біотканин на основі аналізу головного мінору 3×3 матриці Мюллера / С.Є. Тужанський, С.М. Савенков, О.С. Клімов // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. – 2008. – №1(15). – С. 144 – 153.
49. Кожем'яко В.П. Класифікаційна модель створення прототипу образного комп'ютера / В.П. Кожем'яко, Т.Б. Мартинюк., А.В. Кожем'яко // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. – 2006. – №2 (12). – С. 129 – 141.
50. Effect of discretization error and adaptive mesh generation in diffuse optical absorption imaging / M. Guven, B. Yazici, K. Kwon [et al.] // *Inverse Problems*. – 2007. – Vol. 23. – № 3. – P. 1135. – doi: 10.1088/0266-5611/23/3/018.
51. Коновалов, А. Б. Расчет весовых функций для реконструкции поглощающих неоднородностей тканей по времяразрешенным оптическим проекциям / А. Б. Коновалов, В. В. Власов // *Квантовая электроника*. – 2014. – Т. 44. – № 8. – С. 719 – 725.

52. Модель миграции фотонов в сильно рассеивающих цилиндрических и сферических конечных объектах / А. Ю. Потлов, С. Г. Проскурин, С. В. Фролов. – 18 марта 2014 г.
53. Yamada, Y. Diffuse optical tomography: Present status and its future / Y. Yamada, S. Okawa // Optical Review. – 2014. – Vol. 21. – Is. 3. – P. 185 – 205. – doi: 10.1007/s10043-014-0028-7.
54. Тучин, В. В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / Перевод с английского под редакцией В. В. Тучина. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2012. – 812 с. – ISBN: 978-5-9221-1422-6.
55. Моделирование миграции нормированного максимума фотонной плотности в сильно рассеивающих средах со сложной структурой / А. Ю. Потлов, К. И. С. Галёб, С. В. Фролов, С. Г. Проскурин // Фундаментальные исследования. – 2015. – № 12. – Ч. 5. – С. 940 – 944
56. Формирование математической модели оптических свойств биологического объекта в распределённых координатах по результатам КТ или МРТ исследования / А. Ю. Потлов, С. Г. Проскурин, С. В. Фролов. – 12 апреля 2016 г.
57. Атлас головного мозга Университета штата Мичиган (США) [Электронный ресурс]. – Загл. с экрана. – Режим доступа: <https://msu.edu/~brains/brains/human/index.html>.
58. База данных "Cancer Imaging Archive" Национального Института Онкологии (США) [Электронный ресурс]. – Загл. с экрана. – Режим доступа: <http://www.cancerimagingarchive.net>.
59. База данных "Cancer Imaging Archive" Национального Института Онкологии (США) [Электронный ресурс]. – Загл. с экрана. – Режим доступа: <http://www.cancerimagingarchive.net>.
60. База данных по цифровой маммографии Университета Южной Флориды (США) [Электронный ресурс]. – Загл. с экрана. – Режим доступа: <http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/Database.html>.

ДОДАТОК А

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

(підпис)

(розшифровка підпису)

(дата)

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ
НА МАГІСТЕРСЬКУ ДИСЕРТАЦІЮ

Дослідження онкоклітин за допомогою оптоелектронної системи

1 Підстава для виконання роботи

Підставою для виконання роботи є завдання на магістерську дисертацію.

2 Мета і призначення

Метою роботи є дослідження параметрів біологічних об'єктів та вдосконалення лазерної системи з метою підвищення роздільної здатності систем діагностики.

2.1 Об'єкт та предмет дослідження

Об'єкт дослідження: онкоклітини.

Предмет дослідження: розміри, деформація та форма патологічних онкоклітин.

2.2 Мета роботи

Підвищення ефективності методу дифузійної оптичної томографії для дослідження просторового розподілу оптичних параметрів та характеристик патологічних онкоклітин.

2.3 Задачі, які потребують вирішення

1. Розробка алгоритму для моделювання оптичної структури біологічних тканин, що дозволяють описувати патологічні відхилення.
2. Аналіз отриманих значень.

3 Вихідні данні для проведення роботи

1. А.В.Приезжаев и др. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989. Селиванов, Л. В. Основы оптики. — Новосибирск: СибГАТИ, 1997. — Ч. V. — 56 с.
2. Быстров, Ю. А. Оптоэлектронные приборы и устройства. — М. : Радио Софт, 2001. — 256 с.
3. Optical coherence tomography – 15 years in cardiology / T.Yonetsu, B.E. Bouma, K. Kato [et al.] // Circulation J. – 2013. – Vol. 77 (8). – P. 1933-1940.
4. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Мусійчук І.В., Бондарчук Я.М. Паралельний матричний спецобчислювач для системи томографії //

Оптико- електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №7(14). – С.122 – 125.

5. Дисгормональні захворювання та рак молочної залози: [Електронний ресурс].

4 Вимоги до виконання

1. Підвищити ефективність методу дифузійної оптичної томографії для дослідження просторового розподілу оптичних параметрів та характеристик патологічних онкоклітин.
2. Програмно реалізовувати алгоритм в середовищі LabView.
3. Проаналізувати отримані результати та зробити висновки.

5 Етапи та термін виконання

Етап роботи	Зміст етапу	Термін виконання
Вибір напряму дослідження	Пошук та аналіз літератури; Розроблення, погодження та затвердження ТЗ;	Вересень 2017 року
Теоретичні та експериментальні дослідження	Теоретичні розрахунки; Проведення експериментальних робіт та досліджень (лабораторні розрахунки); Обробка результатів; Складання висновків за результатами досліджень	Жовтень 2017 року – лютий 2018 року

Узагальнення і оцінювання результатів та складання звітної документації	Узагальнення результатів теоретичних і експериментальних робіт; Оцінювання повноти і якості поставлених завдань; Підготовка комплексу звітної документації	Березень – квітень 2018 року
Захист дисертації	Представлення дисертації кафедрі; Попередній захист; Захист перед екзаменаційною комісією	Травень 2018 року

6 Очікувані результати та порядок реалізації

1. Теоретичний огляд характеристик оптоелектронних систем;
2. Теоретичні розрахунки;
3. Результати експериментальних досліджень;
4. Програмна реалізація алгоритмів в середовищі LabView.

7 Матеріали, які подаються по закінченню дисертації

1. Завдання на магістерську дисертацію;
2. Технічне завдання;
3. Пояснювальна записка;
4. Мультимедійна презентація.

8 Порядок приймання дисертації та її етапів

1. Поетапне узгодження з керівником;
2. Представлення кафедрі;

3. Попередній захист;
4. Захист перед екзаменаційною комісією.

9 Вимоги до розроблюваної документації

1. ДСТУ 3008-2015. Інформація та документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлювання.
2. ДСТУ 3973-2000. Система розроблення та поставлення продукції на виробництво. Правила виконання науково-дослідних робіт. Загальні положення.

10 Приблизний зміст дисертації

1. Аналітичний огляд;
2. Вибір методів діагностики;
3. Виконання теоретичних розрахунків та проведення експериментів, обробка експериментальних даних;
4. Висновки.

Виконавець

(підпис)

(розшифровка підпису)

Науковий керівник

(підпис)

(розшифровка підпису)

ДОДАТОК Б

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
КРЕМЕНЧУЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ МІХАЙЛА ОСТРОГРАДСЬКОГО



**XVI МІЖНАРОДНА НАУКОВО-ТЕХНІЧНА
КОНФЕРЕНЦІЯ
ФІЗИЧНІ ПРОЦЕСИ ТА ПОЛЯ ТЕХНІЧНИХ
І БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ**

Посвідчення УкрІНТЕІ № 755 від 14.12.2016

Матеріали конференції



Кременчук – 2017

**ОПТОЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА ДИСТАНЦІЙНОГО ВІМІРЮВАННЯ
ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ**

Сачік К.О., Богомолов М.Ф.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Просп. Перемоги, 37, Солом'янський район, м. Київ, 03056, Україна. E-mail: dan_ket@ukr.net
Розглянуто фізичні основи оптоелектронної системи дистанційного вимірювання біологічних об'єктів та
нано методи діагностики, з метою покращення отриманої інформації про стан організму людини на мікроп
Ключові слова: оптоелектроніка, дослідження, вимірювання.

БІОЛОГІЧНІ ТА МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ

**OPTOELECTRONIC SYSTEM OF DISTANCE MEASUREMENT OF CHARACTERISTICS
OF BIOLOGICAL OBJECTS**

Sachik K.O., Bogomolov M.F.

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

просп. Перемоги, 37, Solomensky District, Kyiv, 03056, Ukraine. E-mail: dan_ket@ukr.net

The physical basis of the optoelectronic system of remote measurement of biological objects were considered, diagnostic methods were combined in order to improve the received information on the state of the human organism at the micro level.

Key words: optoelectronics, research, measurement.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. Метою роботи є огляд фізичних основ оптоелектронної системи дистанційного вимірювання характеристик біологічних об'єктів та подання методів діагностики, з метою покращення отриманої інформації про стан організму людини на мікроп.

Сучасні електронні компоненти дозволяють створювати малогабаритну, економічну та надійну електронну апаратуру. Центральне місце займають оптоелектронні пристрої, а саме оптоелектронні системи дистанційного дослідження. Ці системи використовують електромагнітне випромінювання оптичного діапазону для приймання, обробки, передачі та відображення інформації.

Лазерна система дозволяє суттєво підвищити здатність систем діагностики, оскільки розділена здатність є найважливішою характеристикою будь-якого методу медичної візуалізації. Вона залежить від технічних параметрів діагностичного приладу і природної контрастності тканини, яку хотіли розрізнити даний метод.

Подання двох методів діагностики дозволяє суттєво покращити інформаційну можливість сучасних діагностичних систем. Універсальність методу полягає в можливості суттєво збільшити характеристики передавальної і приймальної апаратури.

МАТЕРІАЛИ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. Було обрано рентгенівський та ультразвуковий методи діагностики для дистанційного вимірювання біологічного об'єкту, що дозволяють контролювати функціональну активність тканин та органів таких об'єктів. За протоколом європейського стандарту, було обрано діапазон частот від 2400 до 2425 МГц, який дозволений для медичного застосування.

Для реалізації поставленої задачі в результаті аналітичного огляду обрано таку блок-схему оптоелектронної системи (рис. 1).

ВИСНОВКИ. Використовуючи обрані методи діагностики можна визначити математичні параметри та характеристики біологічного середовища. З використанням дистанційної оптоелектронної системи можна дослідити модель біологічного середовища на мікроп, оскільки оптоелектроніка представляє собою перспективне напрямлення мікроелектроніки.

ЛІТЕРАТУРА

1. Рак У.Г. Основы дистанционного зондирования / пер. с англ. М. Техносфера, 2006. – 336с.
2. Оптоелектронні прилади і пристрої: Навч. Посібник – М. Еко-Транс, 2006. – 272 с.
3. Y. Savenko. Advantages functions method for definition of integrated methodology for creating the medical-diagnostic systems // Measuring and Calculating Equipment in Technological Process. Vol. 2, pp.136-140, 2016.

РЕОГРАФІЧНА СИСТЕМА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ СУДИН ЛЮДИНИ

Ткаченко Ю.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

просп. Перемоги, 37, Солом'янський район, м. Київ, 03056, Україна. E-mail: tkachenkojuulia@gmail.com

Прозначено основні принципи реографії та створення реографічної системи для дослідження стану судин людини.

Ключові слова: реографія, судини, дослідження.

A REOGRAPHIC SYSTEM FOR STUDYING A STATE OF A HUMAN VESSELS

Tkachenko J.V.

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

просп. Peremogy, 37, Solomensky District, Kyiv, 03056, Ukraine. E-mail: tkachenkojuulia@gmail.com

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет

РТПСАС 2018 REFSDS

Міжнародна науково-технічна конференція
РАДІОТЕХНІЧНІ ПОЛЯ, СИГНАЛИ, АПАРАТИ ТА СИСТЕМИ

Матеріали конференції
19 – 25 березня 2018
Київ, Україна

Международная
научно-техническая конференция
РАДИОТЕХНИЧЕСКИЕ ПОЛЯ,
СИГНАЛЫ, АППАРАТЫ И
СИСТЕМЫ

Материалы конференции
19 – 25 марта 2018
Киев, Украина

International
Scientific and Technical Conference
RADIOENGINEERING FIELDS,
SIGNALS, DEVICES
AND SYSTEMS

Conference Proceeding
March 19– 25, 2018
Kyiv, Ukraine

Київ — 2018

Радіоелектроніка біомедичних технологій

ДОСЛІДЖЕННЯ ОНКОКЛІТИН ЗА ДОПОМОГОЮ ОПТОЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ

Івановська К. О.; Богомазов М. Ф., к.т.н., доцент

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Поширення онкологічних захворювань обумовлює створення сучасних приладів діагностики і моніторингу, що спрямовані на підвищення ефективності методів реєстрації та оброблення біомедичних показників, а також розвиток медичних засобів діагностики.

Діагностика раку на ранній стадії і лікування значно збільшують шанси на одужання. Дослідження форми, розмірів та деформації патологічних онкоклітин, за допомогою оптоелектронної системи, є досить важливим етапом діагностики.

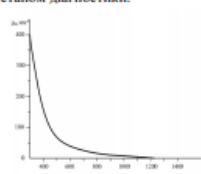


Рис. 1. Спектр поглинання меланіну

Застосування оптичного випромінювання базується на взаємодії світла з біологічними тканинами [1], а саме його розсіюванні, відбитті та поглинанні. На рис. 1 показаний спектр поглинання меланіну, що міститься в епідермісі шкіри людини.

При проведенні розрахунків великий інтерес представляє величина оптичної густини епідермісу, яка залежить від кількості меланіну в базальному шарі. Вона визначається за формулою $OD = \mu_{\text{mel}} \cdot h_e$, де μ_{mel} – коефіцієнт поглинання меланіну; h_e – товщина шару епідермісу.

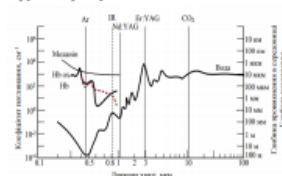


Рис. 2. Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення оптичного випромінювання у воді, гемоглобіні та меланіні в залежності від довжини хвилі

На рис. 2 зображено залежність коефіцієнта поглинання та глибини проникнення оптичного випромінювання від властивостей біологічної тканини [2].

Як видно з рисунка, найбільша глибина проникнення потрапляє в область терапевтичного вікна. Саме тому для проведення досліджень патології онкоклітин використовують діодні лазери та світлодіоди, які лежать в області червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання.

Міжнародна науково-технічна конференція
«Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи»

247

Радіоелектроніка біомедичних технологій

Важливою властивістю розсіювальної тканини є анізотропія. Залежність фактора анізотропії шкіри (як дерми, так і епідермісу) може бути описана таким емпіричним співвідношенням (2):

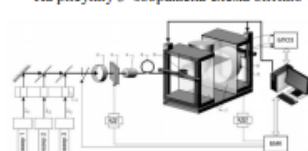
$$g(\lambda) = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(-\frac{\lambda - 500}{729,1}\right) \right] \quad (2)$$

Залежність коефіцієнта розсіювання шкіри від довжини хвилі описується таким виразом (3) [2]:

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_0) \cdot \left(\frac{\lambda}{\lambda_0} \right)^{-3/2} \quad (3)$$

Принципи зондування лазерним випромінюванням і ресстрації отриманих сигналів після проходження через біооб'єкт, покладені в основу функціональної схеми оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації внутрішньої структури онкоклітин та тканин. Схема містить три джерела зондувального випромінювання з різними довжинами ($\lambda_1=690$ нм, $\lambda_2=786$ нм та $\lambda_3=830$ нм) або твердотільні (титан-сапфірові в режимі модуляції добротності $\lambda=650-980$ нм) лазери, просторово-часовий модулятор світла, скремблер та поляризатор, які утворюють формувальний канал лінійно-поляризованого світла.

На рисунку 3 зображена схема оптико-електронного томографа.



Рисунки 3. Функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації онкоклітин

Томографічна система для ранньої діагностики патології онкоклітин (рис. 3) поєднує найефективніші методи вимірювань із пара-лельними швидкодіючими методами оброблення інформації. Для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків патологічних тканин та клітин пропонується метод лазерної відео поляриметрії, яка базується на аналізі растрової матриці Мюллера. Величини анізотропії випромінювання після взаємодії з біотканиною можуть бути представлені через параметри вектора Стокса. Для описання зв'язку вихідного (після взаємодії випромінювання з об'єктом) і вхідного векторів Стокса Г. Мюллер запропонував матрицю М розмірністю 4×4 [3]:

$$S^{\text{out}} = M \times S^{\text{in}} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0^{\text{in}} \\ S_1^{\text{in}} \\ S_2^{\text{in}} \\ S_3^{\text{in}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{\text{out}} \\ S_1^{\text{out}} \\ S_2^{\text{out}} \\ S_3^{\text{out}} \end{bmatrix} \quad (4)$$

де S^{out} та S^{in} – вектори Стокса до та після взаємодії випромінювання з об'єктом.

Міжнародна науково-технічна конференція
«Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи»

248

Радіоелектроніка біомедичних технологій

Елементи матриці Мюллера m_{ij} – дійсні, переважно незалежні числа, що є функціями частоти світла, розмірів, форми, орієнтації та складу розсіювальних частинок досліджуваного зразка.

До того ж анізотропна поведінка більшості БТ (шкіра, молочна залоза, м'язові тканини тощо) може бути описана за допомогою головного мінора $M_{3 \times 3}$ матриці Мюллера [3]. Для аналізу анізотропних властивостей локальної ділянки БТ пропонується мультиплікативна модель, за якою плоско-паралельний зразок уявляється послідовністю «елементарних» шарів з певним типом анізотропії (CP – циркулярної фазової, LP – лінійної фазової, LA – лінійної амплітудної) [5]:

$$M_{3 \times 3} = M_{CP} \cdot M_{LP} \cdot M_{LA} \quad (5)$$

Просторові анізотропії властивості біооб'єкта характеризуються растром ($M \times N$) головних мінорів 3×3 матриці Мюллера локальних ділянок зразка. Поляризаційний метод діагностики застосовується для ранньої діагностики патології онкоклітин та дозволяє з точністю контролювати параметри анізотропії, розміри, досліджувати деформацію та форму патологічних клітин.

Перелік посилань

1. Игнатов А.Н. Основы оптоэлектроники. – Новосибирск: СибГТУИТ, 2005. – 291 с.
2. Оптическая биомедицинская диагностика [в 2 т.]. Т. 1 / Пер. с англ.; Под ред. В.В. Тучина. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 560 с.
3. Тужанский С.Е. Визначення параметрів анізотропії зразків біотканини на основі аналізу головного мінора 3 матриці Мюллера / С.Е. Тужанський, С.М. Савенков, О.С. Климов // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №1(15). – С. 144 – 153.

Анотація

В роботі розглянуто оптичні властивості взаємодії світла з біологічними середовищами та розглянуто схему оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації внутрішньої структури онкоклітин та тканин. Запропоновано метод лазерної відео поляриметрії для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків онкоклітин.

Ключові слова: оптоелектроніка, дослідження, онкоклітини.

Аннотация

В работе рассмотрены оптические свойства взаимодействия света с биологическими средами и рассмотрено схему оптико-электронного глаз-процессорного томографа для визуализации внутренней структуры онкоцитов и тканей. Предложен метод лазерной видео поляриметрии для анализа характеристик анизотропии в ходе исследования плоско-параллельных образцов онкоцитов.

Ключевые слова: оптоэлектроника, исследование, онкоциты.

Abstract

The optical properties of the interaction of light with biological media are considered in this work and the scheme of optoelectronic eye-processor tomograph for visualization of internal structure of oncocytes and tissues. The method of laser video polarimetry for analyzing the anisotropy characteristics during the study of flat-parallel samples of oncocytes is proposed.

Keywords: optoelectronics, research, oncology.

Міжнародна науково-технічна конференція
«Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи»

249

Biomedical measurements and technologies

фізико-хімічної та інженерної) інтегрованої методології, що дозволяє визначити стан та причини виконання окремих елементів інтегрованої методології.

Метод функцій переваг характеризується простотою і чіткістю з точки зору врахування інформації на основі якої певна функція переваги побудована, що дозволяє аналізувати інтегровані методології доволіною структурою функціональної схеми та надає можливість розширення класу таких методів з рахунок утворення нових функцій переваг.

За рахунок використання оптичелектронних сенсорів реєстрації біомедичних сигналів, які працюють в інфрачервоному та червоному діапазонах забезпечується абсолютно безпечне та комфортне діагностування різних вікових груп і фізичного стану населення (включаючи дуже важких хворих наприклад, після аварій, опіків і т.і.) безпечні умови праці обслуговуючого персоналу та підвищується якість медичного обслуговування.

Галузь застосування таких систем : лікарні, діагностичні центри, кабінети функціональної діагностики на базі сучасної обчислювальної та оптичелектронної техніки для оперативної діагностики СС і створенням бази даних на кожного пацієнта, кабінети фізичних процедур та мануальної терапії.

Отже, як висновок можна сказати, що інтегрування дозволяє покращити процес створення оптичелектронної системи для оперативного урахування вимог охорони здоров'я, а радіотехнічні методи, що використані, дозволяють поліпшити функціональні особливості, зокрема ранню діагностику.

Література

1. Савенко Я.В. Переваги функцій методу визначення інтегрованої методології для створення медико-діагностичних систем // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічному процесі, 2016 136-140с.
2. Самойлов В.О. Медицинская биофизика: Учебник для вузов – СПб, 2007 г.
3. Савенко Я.В. Інтегрована методологія створення медико-діагностичних систем // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічному процесі., 2015 - 162-166с.
4. Рис У. Г. Основы дистанционного зондирования. / пер. с англ. М.:Техносфера, 2006.–336с.
5. Оптичелектронні прилади і пристрої: Навч. Посібник – М.:Еко-Трандз, 2006. – 272 с.

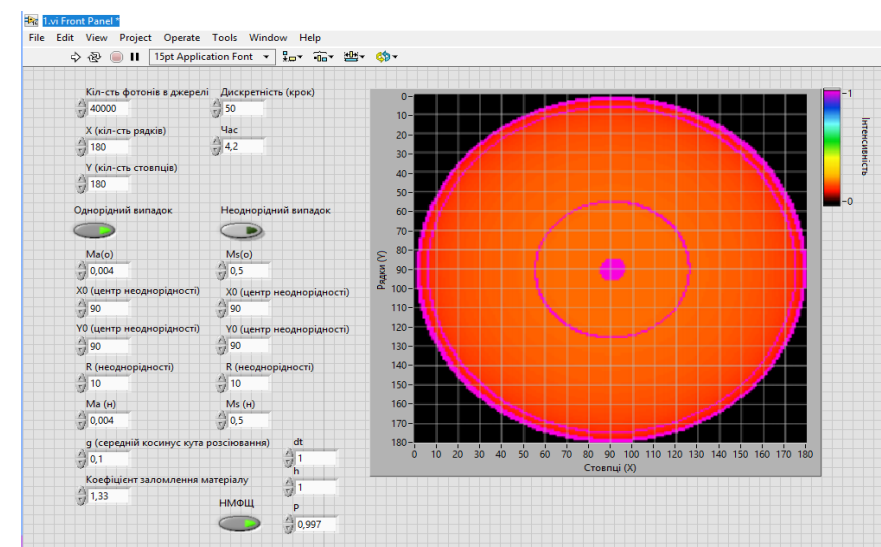
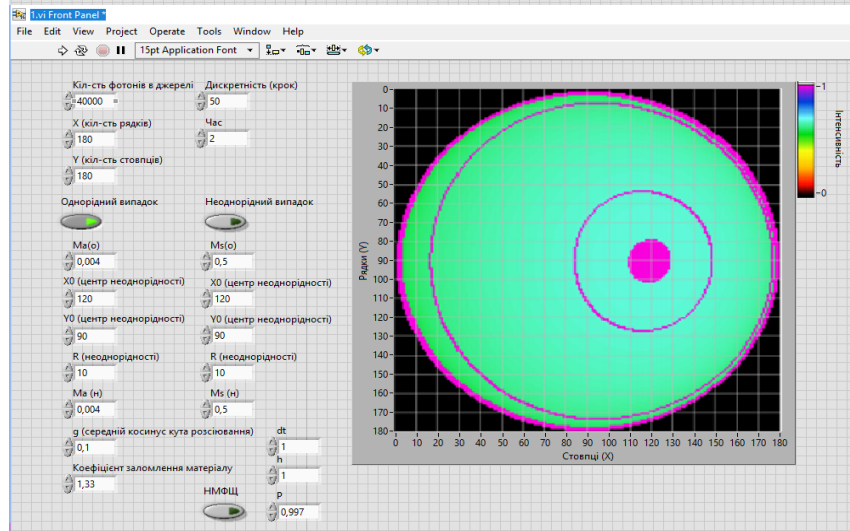
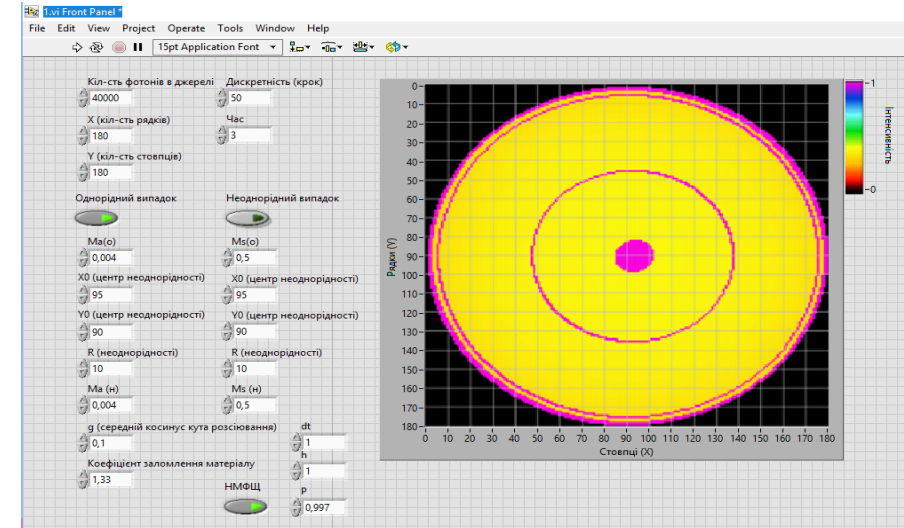
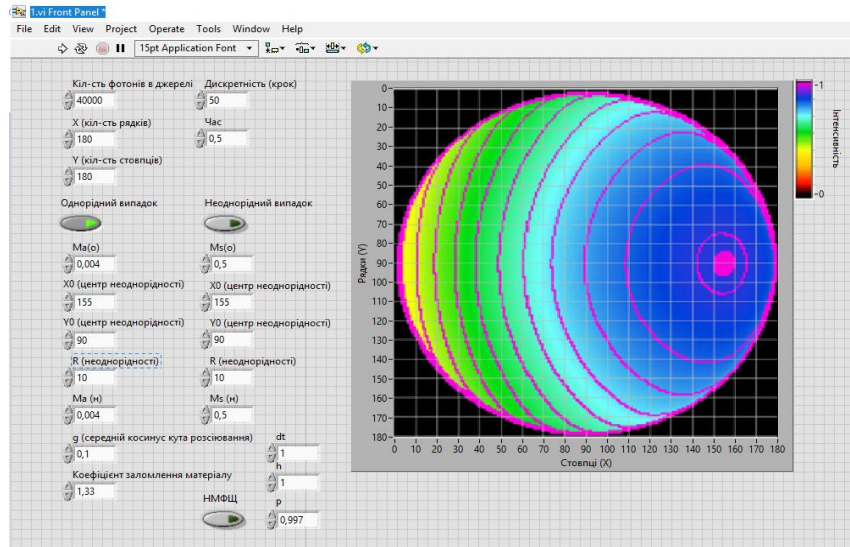
References

1. Y.V. Savenko Perevagi funkciy metoda viznachennya integrovanoi metodologii dlya stvorenniya mediko-diagnosticskikh sistem Vimiryuvai'na ta obchisluyvai'na tekhnika v tekhnologichnomu procesi, 2016 - 136-140s.
2. V.O. Samoilov Medicinskay Biofizika: Uchebnik dlya vuzov - St. Petersburg, 2007
3. Y.V. Savenko Integrovana metodologiya stvorenniya mediko-diagnosticskikh sistem // Vimiryuvai'na ta obchisluyvai'na tekhnika tekhnologichnomu procesi., 2015 - 162-166s.
4. Ris U. G. Osnovy distantsionnogo zondirovaniya. / per. s angl. M.:Tekhnosfera, 2006.–336s.
5. Optoelektronni priladi i pristroi: Navch. Posibnik – M.:Eko-Transd, 2006. – 272 s.

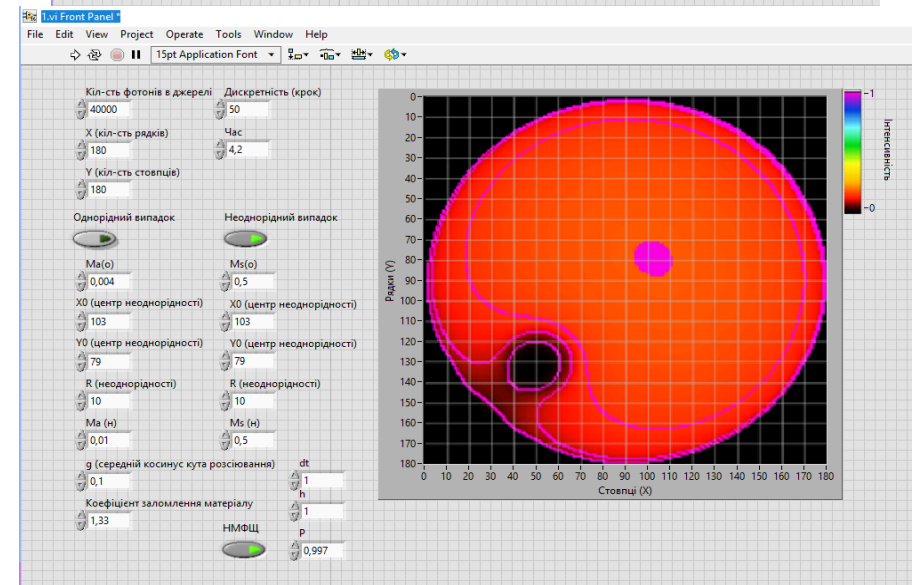
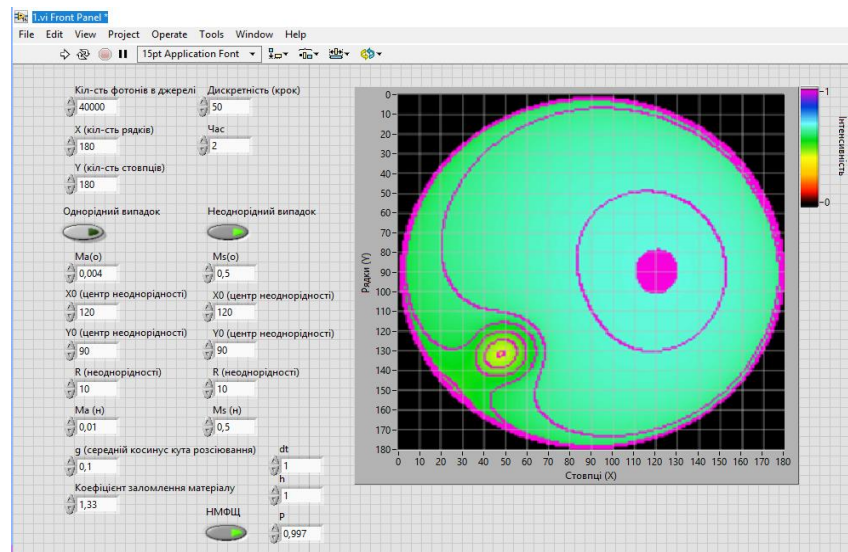
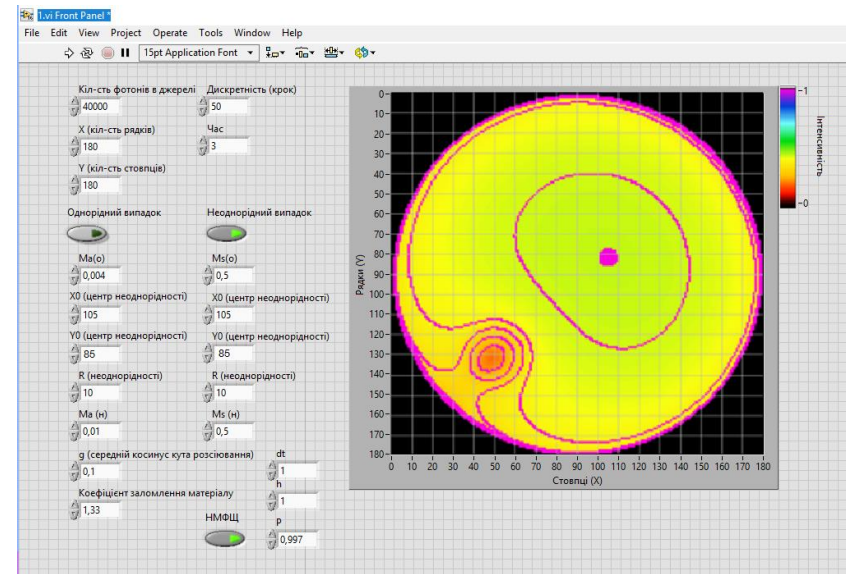
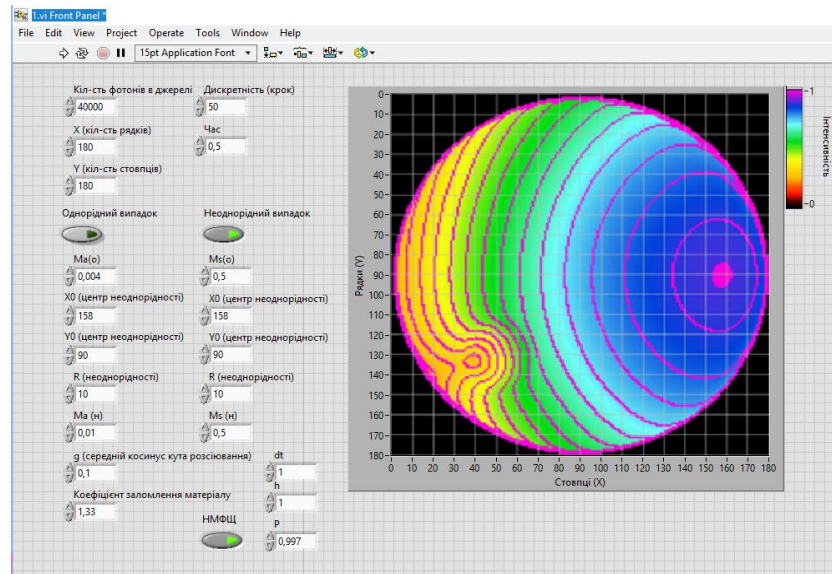
Рецензія/Peer review : 23.06.2017 р. Надрукована/Printed :27.10.2017 |
Стаття рецензована редакційною колегією

ДОДАТОК В

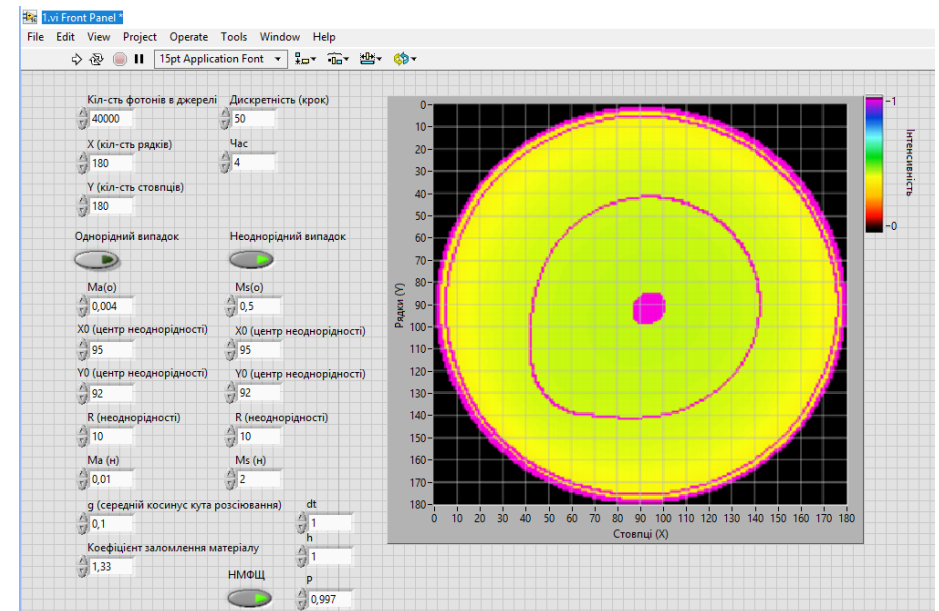
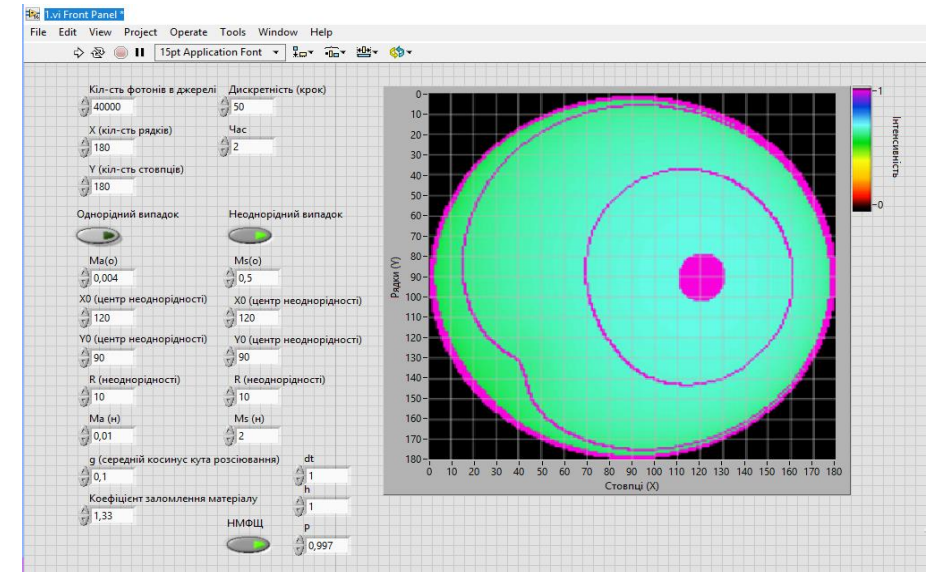
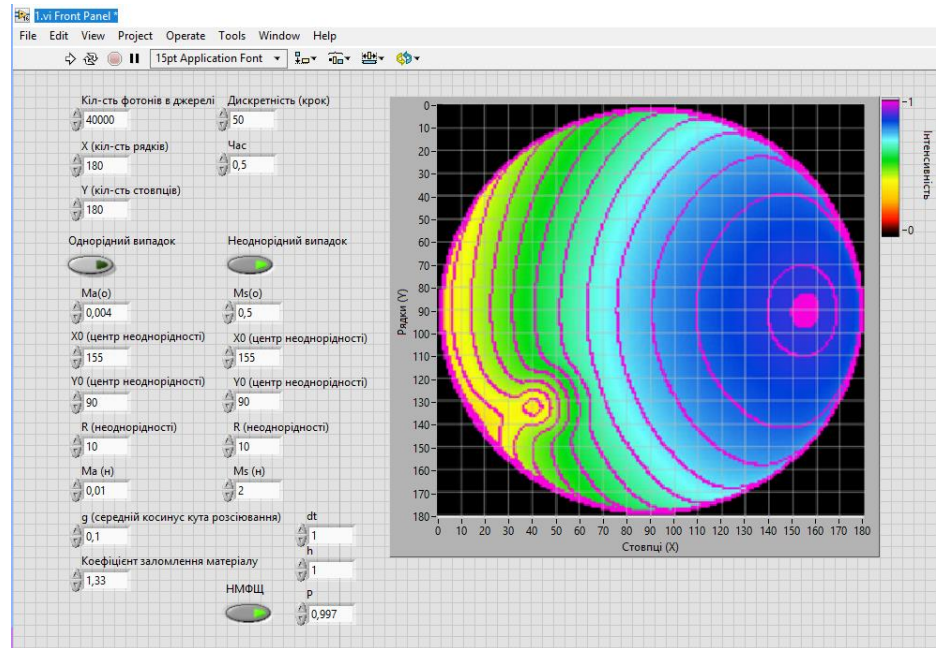
Програмна реалізація розподілу фотонів в зрізі однорідного сферичного фантома (відповідно до рис. 3.6).

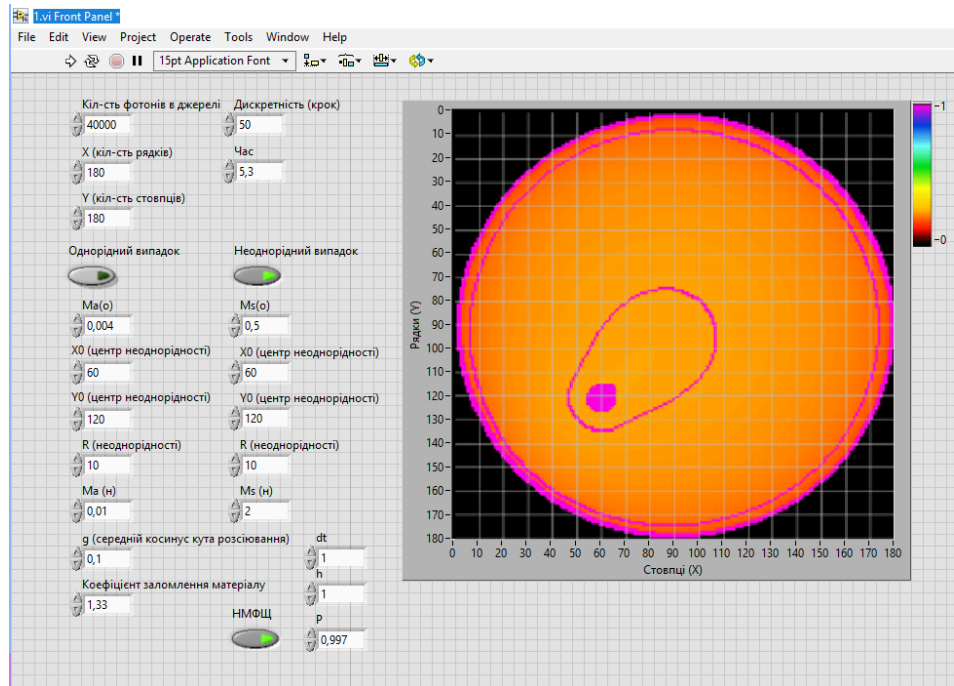


Програмна реалізація розподілу фотонів в зрізі неоднорідного сферичного фантома з поглинаючою неоднорідністю (відповідно до рис. 3.7)

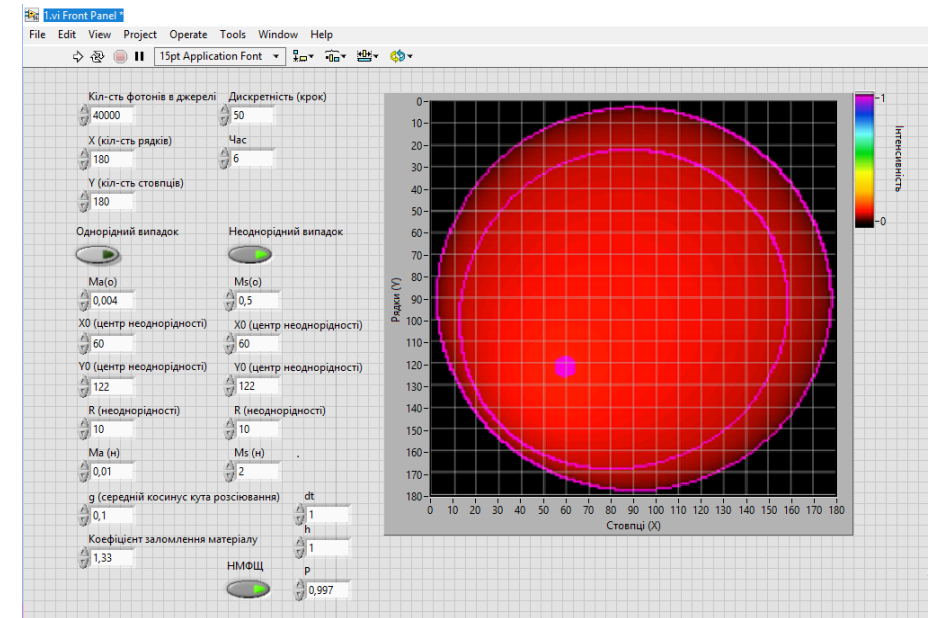


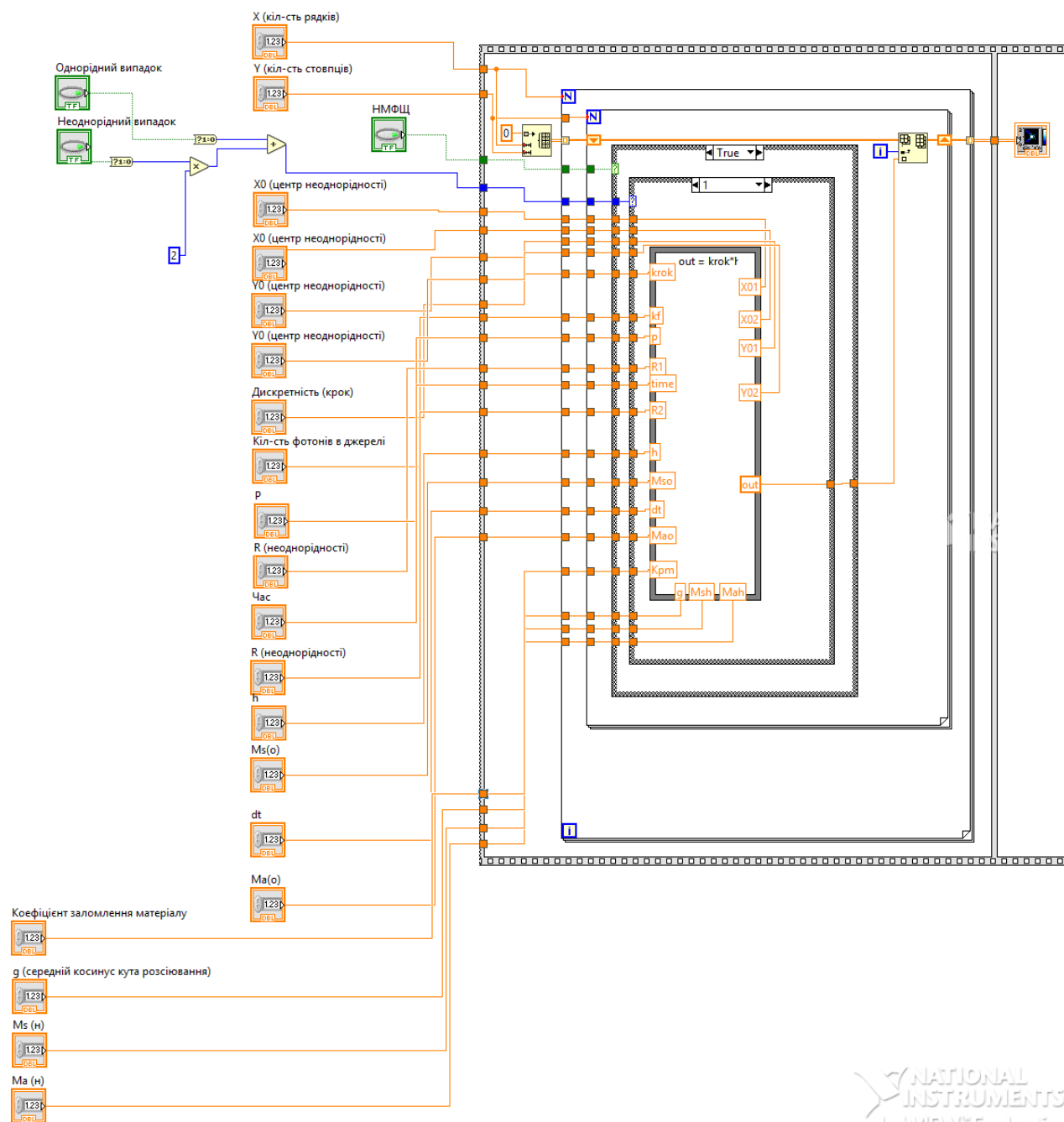
Програмна реалізація розподілу фотонів в зрізі
неоднорідного сферичного фантома з розсіючою
неоднорідністю (відповідно до рис. 3.8)



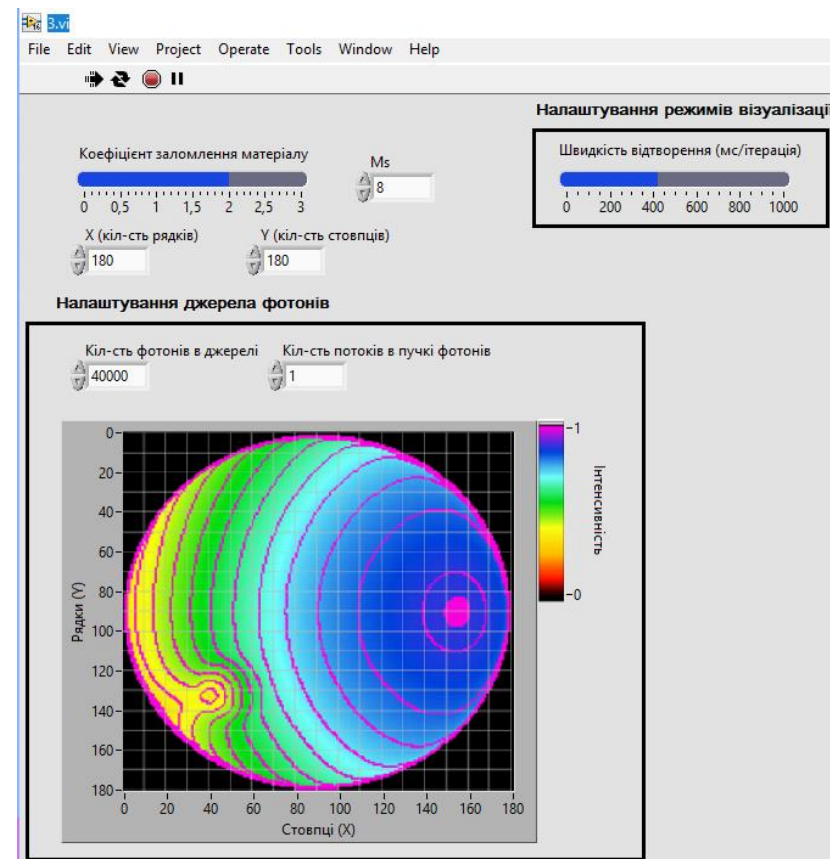
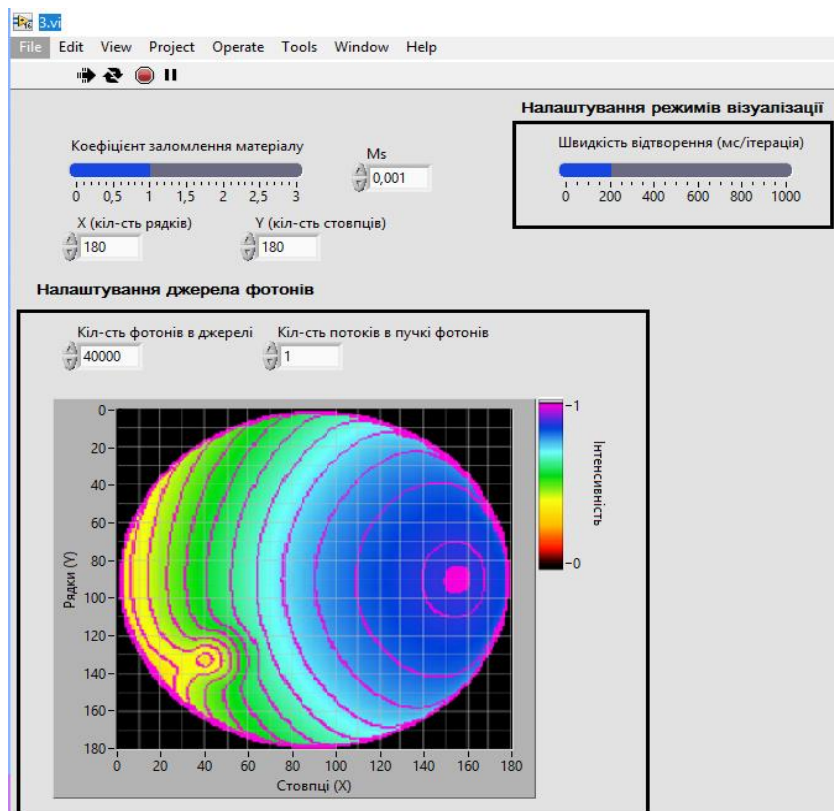


Block Diagram до пунктів 1-3

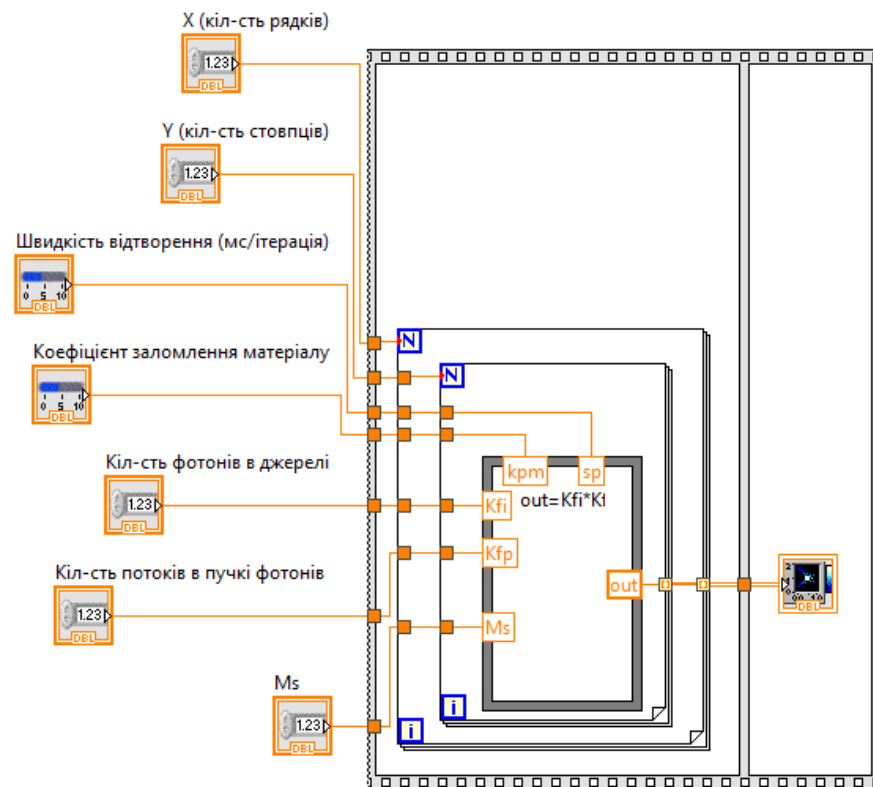




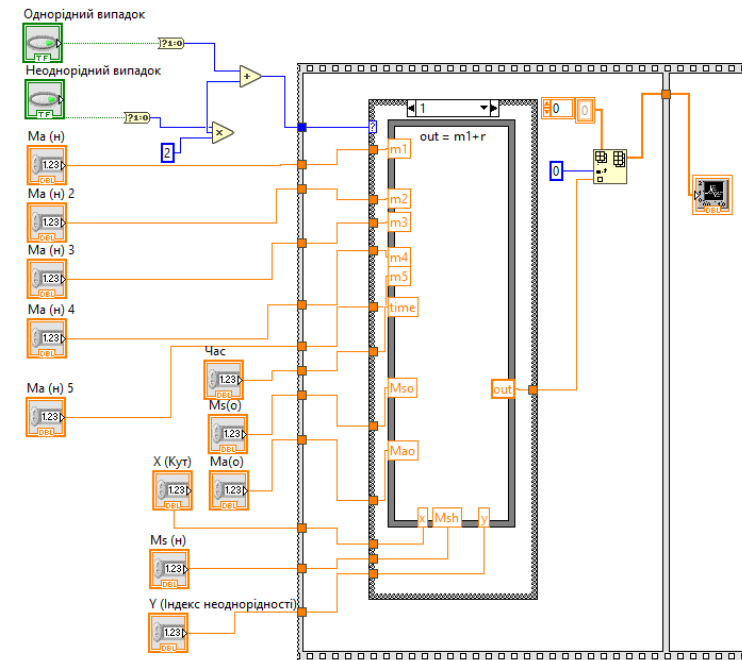
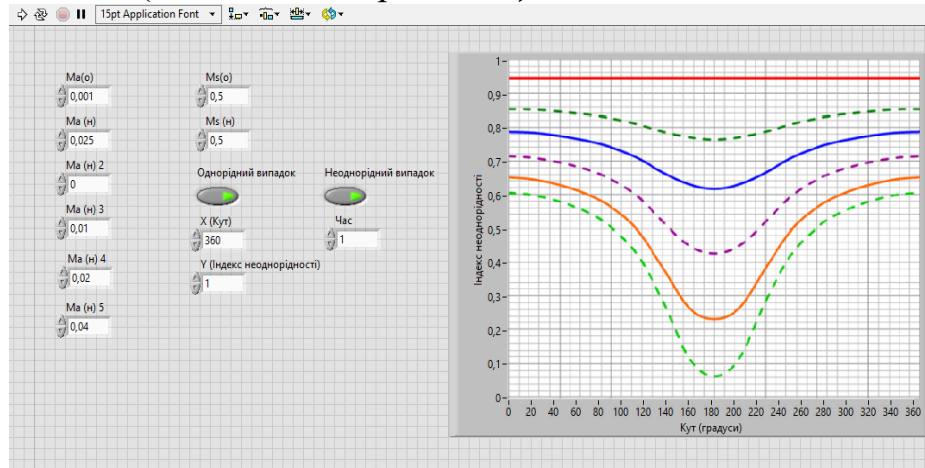
Програмна реалізація швидкості руху НМФЦ та зміни радіус кривизни його траєкторії в фантомі з поглинаючою неоднорідністю та з розсіюючою неоднорідністю (відповідно до табл. 3.1 та табл. 3.2)



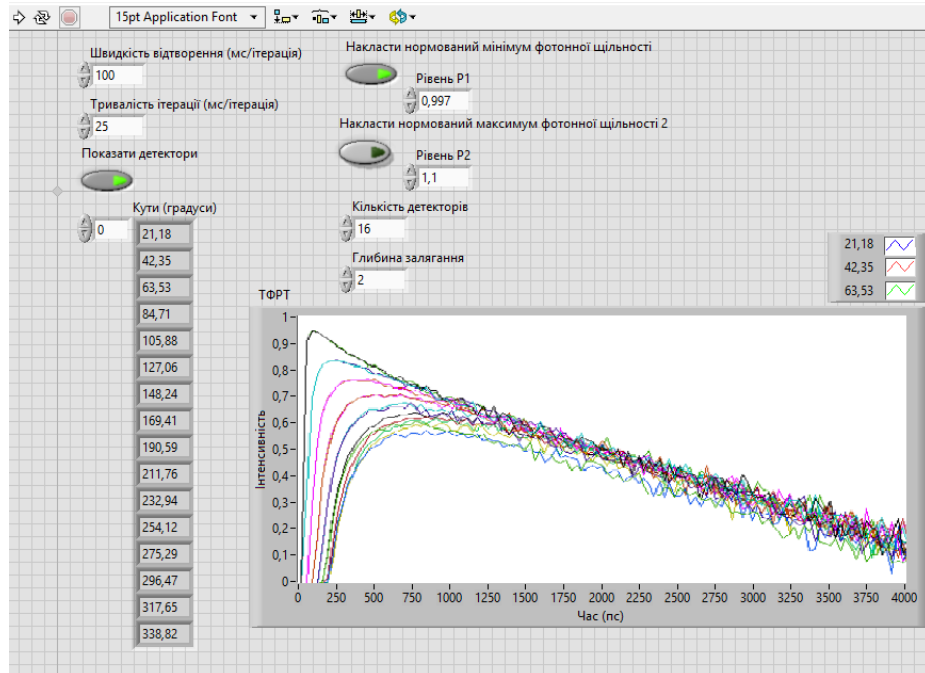
Block Diagram



Програмна реалізація індексу неоднорідності, $IN(\alpha)$, для однорідного і п'яти неоднорідних циліндричних об'єктів (відповідно до рис. 3.10)



Програмна реалізація набору ТФРТ для
циліндричного фантома (відповідно до рис. 3.11)



Block Diagram

