

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

Радіотехнічний факультет

Кафедра радіоінженерії

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Сергій ЛІТВІНЦЕВ

«_15_» ____06____2026 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра за освітньою програмою

«Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія»

спеціальності 172 «Електронні комунікації та радіотехніка»

**на тему: «Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля
томографа»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) III курсу, групи РІ-п31



Осадчук Дмитро Павлович

Керівник:

к.т.н., ст.викл.



Михайленко Максим Вікторович

Рецензент:

Ст.викл. Головня Вікторія Мілентіївна

Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра радіоінженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 172 «Електронні комунікації та радіотехніка»

Освітня програма «Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Сергій ЛІТВІНЦЕВ

«_20_» ____04____2026 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломний проєкт студенту
Осадчуку Дмитру Павловичу

1. Тема проєкту «Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа»,

керівник проєкту к.т.н., ст.викл. Михайленко М.В,

затверджені наказом по університету № 1990-с від «_28_» травня_ 2026р.

2. Термін подання студентом проєкту 5 червня 2026

3. Вихідні дані до проєкту ема роботи: «Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа». Об'єкт дослідження: просторова однорідність основного магнітного поля B_0 клінічного високопольного МРТ (індукція 3 Тл). Предмет дослідження: оптичний та електронний тракти вимірювання локальних відхилень магнітного поля на основі ефекту Фарадея. Основні технічні вимоги: номінальне магнітне поле $B_0 = 3$ Тл; чутливість вимірювального каналу для лабораторного прототипу — 10^{-4} Тл, з перспективою підвищення до рівня 0.5 ppm (1.5 мкТл). Чутливий елемент — магнітооптичний кристал тербієвого галієвого гранату (TGG) з константою Верде $V \approx 40$ рад/(Тл·м). Фотоприймач — кремнієвий фотодіод типу BPW34. Аналоговий

підсилювач — прецизійний малошумний операційний підсилювач AD8606. Цифрова обробка та керування — на базі мікроконтролера платформи радіоінженерного призначення з виведенням інформації на LCD/OLED дисплей та передачею даних на ПК через інтерфейс UART.

4. Зміст пояснювальної записки

Вступ. 1. ЗАГАЛЬНА ЧАСТИНА: Роль магнітного поля у МРТ, сучасні клінічні системи та вимоги до однорідності поля; Огляд існуючих рішень (оптичні, магнітооптичні сенсори, цифрові системи); Конструктивна побудова пристрою та технічне завдання; Область застосування приладу. 2. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА: Фізична основа ефекту Фарадея та розробка структурної схеми; Обґрунтування вибору елементної бази (оптична частина, фотоелектронний приймач, мікроконтролер, блок живлення, корпус); Розрахунок параметрів оптичного та електронного тракту (чутливість фотоприймача, підсилювача, вимоги до АЦП); Робоча точка магнітооптичного перетворювача та лінеаризація; Моделювання та побудова принципової схеми (оптична та електронна частини, логіка підключення вузлів, результати моделювання). 3. РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ: Постановка задачі ПЗ, структура ПЗ мікроконтролера. Висновки. Список використаної літератури. Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо) 1. Структурна схема вимірювача неоднорідності магнітного поля томографа (РІПЗ1.431214.001 Е1) — 1 лист; 2. Схема електрична принципова приладу (РІПЗ1.431214.001 Е3) — 1 лист ; 3. Складальне креслення сенсорного модуля (РІПЗ1.431214.001 СК) — 1 лист ; 4. Плата друкована електронного блока (РІПЗ1.431214.001) — 1 лист ; 5. Загальний вигляд пристрою (РІПЗ1.431214.001 ЗВ) — 1 лист ; 6. Ілюстративний матеріал (презентація проєкту) — мультимедійна доповідь.

6. Дата видачі завдання 20.04.2026р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Терміни виконання етапів проекту	Примітка
1.	Огляд та аналіз технічної літератури	до 10.05.2026 р.	
2.	Огляд та аналіз ...	до 20.05.2026 р.	
3.	Розробка системи ...	до 27.05.2026 р.	
4.	Розробка пристрою захисту ...	до 02.06.2026 р.	
5.	Розробка технічної документації	до 06.06.2026 р.	
6.	Написання пояснювальної записки	до 10.06.2026 р.	
7.	Підготовка презентації	до 10.06.2026 р.	

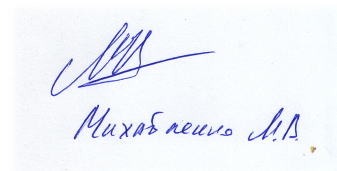
Студент

Керівник



Дмитро Осадчук

Максим Михайленко



Михайленко М.В.

АНОТАЦІЯ

Дипломний проєкт складається з пояснювальної записки обсягом 102 сторінки, що включає рисунки, таблиці, креслення, список використаних джерел та додатки.

У дипломному проєкті розроблено лабораторний прототип магнітооптичного вимірювача неоднорідності магнітного поля томографа на основі ефекту Фарадея. Особливістю запропонованого підходу є використання оптичного сенсорного тракту, що забезпечує потенційну електромагнітну завадостійкість, можливість винесення електронної частини за межі області сильного магнітного поля та використання немагнітних елементів у зоні вимірювання.

У роботі проведено аналіз вимог до однорідності магнітного поля сучасних 3 Т МРТ-систем, розглянуто існуючі методи контролю неоднорідності магнітного поля та обґрунтовано доцільність застосування магнітооптичного методу вимірювання. Виконано розробку структурної та принципової схем приладу, вибір елементної бази оптичного, фотоелектронного та цифрового трактів, а також розрахунок параметрів вимірювального каналу.

У межах проєкту розроблено алгоритми цифрової обробки сигналу, фільтрації, калібрування та передачі даних. Проведено аналіз джерел похибок, оцінку точності вимірювання та запропоновано методику калібрування лабораторного прототипу. Також розглянуто питання конструктивної реалізації, електробезпеки та безпеки експлуатації приладу в умовах роботи поблизу МРТ-систем.

ANNOTATION

The diploma project consists of an explanatory note of 102 pages, including figures, tables, drawings, a list of references, and appendices.

The diploma project presents the development of a laboratory prototype of a magneto-optical magnetic field inhomogeneity meter for MRI systems based on the Faraday effect. A distinctive feature of the proposed approach is the use of an optical sensing path, which provides potential electromagnetic immunity, the possibility of placing the electronic part outside the area of a strong magnetic field, and the use of non-magnetic elements in the measurement zone.

The work includes an analysis of the magnetic field homogeneity requirements for modern 3 T MRI systems, a review of existing methods for magnetic field inhomogeneity control, and justification for the use of the magneto-optical measurement method. Structural and schematic diagrams of the device were developed, the element base for the optical, photoelectronic, and digital circuits was selected, and the parameters of the measurement channel were calculated.

Within the project, algorithms for digital signal processing, filtering, calibration, and data transmission were developed. An analysis of error sources and measurement accuracy was carried out, and a calibration methodology for the laboratory prototype was proposed. Issues related to конструктивної implementation, electrical safety, and operational safety of the device in MRI environments were also considered.

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Магнітооптичний вимірювач неоднорідності
магнітного поля томографа»**

Київ — 2026 рік

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	2
ВСТУП	3
1 ЗАГАЛЬНА ЧАСТИНА.....	5
1.1 Роль магнітного поля у МРТ.....	5
1.2 Сучасні клінічні системи МРТ та вимоги до однорідності магнітного поля	6
1.3 Огляд існуючих рішень	9
1.3.1 Оптичні та магнітооптичні сенсори	13
1.3.2 Цифрові системи на основі оптронних сенсорів	16
1.3.3 Принцип дії.....	20
1.3.4 Конструктивна побудова пристрою	20
1.3.5 Особливості та переваги конструкції.....	21
1.4 Технічне завдання	22
1.4.1 Область застосування приладу	24
1.5 Мета і призначення розробки	25
1.5.1 Технічні характеристики	26
1.6 Метрологічні вимоги до вимірювача та межі застосування розробленого прототипу.....	27
1.7 Висновки до розділу	29
2 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	30
2.1 Фізична основа ефекту Фарадея та розробка структурної схеми ..	30

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ		
ЗМ.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата			
Розробив	Осадчук Д.П				Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа	Літ.	Лист
Перевірів	Михайленко						Листів
							1
							107
Н. Контр.	П.І.Б.					РІ-пЗ1, РТФ	
Затвер-	П.І.Б.						

2.1.1	Магнітооптичний перетворювач як вимірювальний елемент.	31
2.2	Вибір та обґрунтування вибору елементної бази приладу	32
2.2.1	Оптична частина	33
2.3	Фотоелектронний приймач	34
2.3.1	Мікроконтролер та цифрова частина.....	35
2.3.2	Блок живлення.....	35
2.3.3	Корпус та механічна частина.....	36
2.4	Розрахунок параметрів оптичного та електронного тракту	38
2.5	Розрахунок оптичного тракту	39
2.5.1	Розрахунок чутливості фотоприймача.....	40
2.5.2	Розрахунок підсилювача сигналу	41
2.5.3	Розрахунок вимог до АЦП	44
2.5.4	Робоча точка магнітооптичного перетворювача та лінеаризація	44
2.6	Моделювання та побудова принципової схеми.....	48
2.6.1	Вхідна ланка: Оптико-електронне перетворення	48
2.6.2	Аналоговий тракт: Трансмпедансний підсилювач.....	49
2.6.3	Цифрове ядро: Оцифрування та обробка даних	49
2.6.4	Периферійні інтерфейси та комунікація	50
2.6.5	Схемотехніка живлення та завадозахист.....	50
2.6.6	Логіка побудови системи	51
2.6.7	Оптична частина	52
2.6.8	Електронна частина	53
2.6.9	Логіка підключення вузлів.....	53

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ		
ЗМ.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата			
Розробив	Осадчук Д.П				Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа	Літ.	Лист
Перевірів	Михайленко						Листів
							1
							107
Н. Контр.	П.І.Б.					РІ-п31, РТФ	
Затвер-	П.І.Б.						

2.6.10	Результати моделювання.....	55
2.7	Висновок до графічної частини.....	57
3	РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.....	58
3.1	Постановка задачі програмного забезпечення.....	58
3.2	Структура ПЗ мікроконтролера.....	58
3.3	Алгоритм роботи вимірювального циклу	60
3.4	Алгоритм цифрової фільтрації та обробки даних	60
3.5	Алгоритм калібрування	60
3.6	Протокол передачі даних через UART	61
3.7	Програмна реалізація відображення на LCD Виводяться:	61
3.8	Захист від перешкод та програмна стабілізація роботи.....	61
3.9	Лістинг основних фрагментів коду	62
4	КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА.....	65
4.1	Вибір матеріалів корпусу	65
4.2	Ергономіка та вимоги до медичного обладнання.....	66
4.3	Механічна побудова оптичного тракту	66
4.4	Кріплення TGG-кристалу та система позиціонування.....	67
4.4.1	Вібро- та ударозахист	67
4.5	Засоби екранування від зовнішніх магнітних полів.....	68
4.6	Тепловий розрахунок (нагрів лазера, стабілізація температури)... ..	70
4.7	Захист та ізоляція джерел живлення.....	71
5	КАЛІБРУВАННЯ ТА НАЛАШТУВАННЯ ПРИЛАДУ	74
5.1	Модель магнітного поля в зоні томографа.....	74

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ						
ЗМ.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа	Лім.		Лист		Листів	
Розробив	Осадчук Д.П							1		107	
Перевірів	Михайленко										
Н. Контр.	П.І.Б.										
Затвер-	П.І.Б.										

5.2	Методика калібрування магнітного вимірювача.....	76
5.3	Калібрування фотодіода за інтенсивністю випромінювання та нормування за опорним каналом.....	77
5.4	Налаштування поляризаторів P1 та P2	78
5.5	Налаштування лазерного діода.....	78
5.6	Визначення нульового рівня.....	79
5.7	Перевірка лінійності шкали	79
5.8	Перевірка точності на еталонних магнітних полях.....	79
5.8.1	Формування еталонних значень магнітного поля	80
5.8.2	Ланцюжок перетворення вимірювального сигналу	81
5.8.3	Оцінка абсолютної та відносної похибки.....	82
5.8.4	Методика майбутньої експериментальної перевірки.....	82
5.9	Характеристика похибок після калібрування	83
5.9.1	Оптичні похибки	83
5.9.2	Похибки магнітооптичного кристалу	84
5.9.3	Електронні похибки вимірювального тракту.....	84
5.9.4	Температурні похибки електроніки	85
5.9.5	Методичні похибки.....	85
5.9.6	Оцінка сумарної похибки.....	85
5.9.7	Відносна похибка та відповідність вимогам МРТ.....	86
5.9.8	Висновок щодо похибок.....	86
6	АНАЛІЗ ТОЧНОСТІ ТА ПОХИБОК ВИМІРЮВАЧА МАГНІТНОГО ПОЛЯ.....	87

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ				
ЗМ.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата					
Розробив	Осадчук Д.П				Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа	Літ.	Лист	Листів	
Перевірів	Михайленко						1	107	
						РІ-пЗ1, РТФ			
Н. Контр.	П.І.Б.								
Затвер-	П.І.Б.								

6.1 Загальна характеристика точності вимірювача	87
6.2 Основні джерела похибок	87
6.2.1 Нестабільність потужності лазера.....	87
6.2.2 Шум фотодіода.....	88
6.2.3 Похибки підсилювача.....	88
6.2.4 Температурний дрейф	88
6.2.5 Похибки АЦП.....	88
6.3 Вплив опорного каналу на точність.....	89
6.4 Лінеаризація та робоча точка.....	89
6.5 Оцінка мінімально вимірюваного сигналу.....	89
6.6 Вплив смуги пропускання.....	90
6.7 Вплив геометрії вимірювання.....	90
6.8 Сумарна похибка.....	90
6.9 Шляхи підвищення точності.....	91
6.10 Висновки до розділу	93
ВИСНОВКИ.....	94
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	97
Додаток А.....	Ошибка! Закладка не определена.
Додаток Б	99
ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ	108

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ				
ЗМ.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа	Літ.	Лист	Листів	
Розробив	Осадчук Д.П								
Перевірів	Михайленко						1	107	
						РІ-пЗ1, РТФ			
Н. Контр.	П.І.Б.								
Затвер-	П.І.Б.								

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

- **АЦП** — аналого-цифровий перетворювач.
- **БІ** — блок індикації.
- **B₀** — основне магнітне поле (номінальна магнітна індукція).
- **DSV** (Diameter Spherical Volume) — діаметр сферичного об'єму, у якому оцінюється поле.
- **EPI** — ехо-планарна візуалізація (метод сканування).
- **fMRI** (functional MRI) — функціональна магнітно-резонансна томографія.
- **LCD / ЖК** — рідкокристалічний дисплей.
- **MPT** — магнітно-резонансна томографія.
- **ppm** (parts per million) — мільйонна частка (одиниця вимірювання неоднорідності магнітного поля).
- **RMS** (Root Mean Square) — середньоквадратичне відхилення.
- **SNR** (Signal-to-Noise Ratio) — відношення сигнал-шум.
- **TGG** (Тербієвий галієвий гранат) — матеріал магнітооптичного кристалу.
- **UART** — універсальний асинхронний приймач-передавач (інтерфейс передачі даних).
- **ΔB** — локальне відхилення магнітної індукції.
- **θ** — кут повороту площини поляризації.
- **V** — константа Верде.

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						2
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Магнітно-резонансна томографія є одним із найбільш інформативних методів сучасної медичної діагностики. Якість МР-зображення безпосередньо залежить від стабільності та однорідності основного магнітного поля B_0 у робочому об'ємі томографа. Навіть малі просторові відхилення магнітної індукції призводять до частотних зсувів, фазових спотворень, артефактів зображення, погіршення умов спектроскопічних та функціональних досліджень. Тому контроль неоднорідності магнітного поля є важливою інженерною задачею під час налаштування, калібрування та технічного обслуговування МРТ-систем.

Для сучасних високопольових томографів, зокрема систем з номінальною індукцією 3 Тл, однорідність поля зазвичай оцінюють у ppm відносно номінального значення B_0 . При цьому метрологічний зміст вимоги залежить не лише від числового значення ppm, а й від об'єму вимірювання, метрики оцінювання та умов вимірювання. Зокрема, необхідно вказувати DSV, тобто діаметр сферичного об'єму, у якому оцінюється поле, а також метрику RMS або peak-to-peak. Без такого уточнення сама фраза «однорідність поля» є технічно неповною.

Одним із перспективних напрямів побудови вимірювачів магнітного поля є використання магнітооптичного ефекту Фарадея. Його сутність полягає у повороті площини поляризації лінійно поляризованого світла під час проходження крізь магнітооптичне середовище, розміщене у магнітному полі. Перевагами такого методу є електромагнітна завадостійкість оптичного тракту, можливість винесення електронної частини за межі зони сильного поля, відсутність потреби у феромагнітних елементах у сенсорній зоні та потенційна придатність до локального вимірювання просторових відхилень поля.

Об'єктом розробки є процес вимірювання локальної неоднорідності магнітного поля в області, що імітує робочу зону магнітно-резонансного томографа.

Предметом розробки є лабораторний прототип магнітооптичного вимірювача локальних відхилень магнітної індукції на основі ефекту Фарадея, з

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						3
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

оптичним перетворенням, фотоелектронним прийманням, цифровою обробкою сигналу та оцінкою метрологічних можливостей.

Метою роботи є розроблення лабораторного прототипу магнітооптичного вимірювача локальних відхилень магнітної індукції від робочого значення B_0 на основі ефекту Фарадея, з цифровою обробкою сигналу, калібруванням та оцінкою метрологічних можливостей приладу для задач попереднього контролю неоднорідності магнітного поля томографа. Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

Проаналізувати роль однорідності основного магнітного поля в МРТ-системах, обґрунтувати вимоги до точності вимірювань у ppm та обґрунтувати вибір магнітооптичного методу на основі ефекту Фарадея після порівняння існуючих засобів.

Розробити структурну схему лабораторного прототипу, вибрати елементну базу для оптичного, фотоелектронного та цифрового трактів, а також виконати розрахунки кута Фарадея, підсилення та параметрів АЦП.

Оцінити джерела похибок, розробити алгоритми цифрової обробки сигналу та запропонувати методику калібрування і експериментальної перевірки прототипу.

У межах даного дипломного проєкту розробка має розрахунково-проектний характер. Готовий експериментальний макет приладу не виготовлявся, тому отримані результати слід розглядати як обґрунтування архітектури лабораторного прототипу, вибір елементної бази, оцінку очікуваних рівнів сигналу, аналіз джерел похибок та підготовку методики подальшого експериментального калібрування. Такий підхід відповідає меті бакалаврського проєкту: сформулювати технічно узгоджене рішення і визначити умови, за яких воно може бути перевірене в лабораторному експерименті.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						4
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

1 ЗАГАЛЬНА ЧАСТИНА

1.1 Роль магнітного поля у МРТ

Основне магнітне поле B_0 у МРТ визначає частоту ядерного магнітного резонансу та задає базові умови формування МР-сигналу. Для протонів частота резонансу пропорційна магнітній індукції, тому локальні відхилення поля призводять до локальних частотних зсувів. У результаті порушується фазова когерентність сигналів, виникають геометричні спотворення, неоднорідність контрасту та артефакти зображення (1.1).

$$f = \gamma B, \quad (1.1)$$

де f — ларморова частота, γ — гіромагнітне відношення, B — магнітна індукція. Саме тому контроль просторового розподілу B_0 є однією з базових операцій під час налаштування МРТ-системи.

Для попередньої оцінки просторового розподілу магнітного поля котушкової системи томографа у даній роботі використовується математична модель, яка дозволяє визначити межі області, в якій вимірювання локальної нерівномірності поля є доцільним (1–3)

Основою роботи МРТ є реєстрація електромагнітного відгуку атомів водню в тканинах людського організму під дією сильного магнітного поля та радіочастотних імпульсів. Для цього використовується складна електронна апаратура, яка генерує, приймає та обробляє слабкі сигнали високої частоти. Надійність, стабільність і точність електронних систем є ключовими факторами якості отриманого зображення.

Сучасні системи МРТ повинні відповідати суворим технічним вимогам:

- забезпечувати високу роздільну здатність зображення при мінімальному рівні шумів;
- мати високу надійність при тривалій експлуатації;
- бути максимально безпечними для пацієнта;
- характеризуватися високим рівнем автоматизації та стандартизації;
- мати низьке енергоспоживання при значній обчислювальній потужності.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						5
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Мікроелектроніка відіграє визначальну роль у розвитку МРТ. Завдяки застосуванню сучасних інтегральних мікросхем вдалося створити компактні високоточні передавачі, приймачі та аналого-цифрові перетворювачі, що підвищили якість зображення та зменшили кількість перешкод.

Важливим елементом будь-якої МРТ-системи є налаштування її електронних блоків. Це включає:

- калібрування магнітного поля, щоб забезпечити однорідність поля у зоні сканування;
- налаштування радіочастотних котушок для отримання максимальної чутливості та точності сигналу;
- оптимізацію параметрів імпульсних послідовностей, що впливають на контраст і якість зображення;
- синхронізацію системи збору даних і обробки сигналів, щоб уникнути артефактів на зображенні.

Таким чином, МРТ є прикладом того, як досягнення радіоелектроніки та мікроелектроніки стали основою для створення потужного інструмента медичної діагностики. Без сучасних електронних технологій неможливо було б реалізувати настільки точне, безпечне та інформативне дослідження внутрішніх органів людини (1, 2).

1.2 Сучасні клінічні системи МРТ та вимоги до однорідності магнітного поля

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) належить до провідних неінвазивних методів медичної візуалізації, здатних забезпечувати високу роздільну здатність і контраст м'яких тканин без використання іонізуючого випромінювання. У сучасній клінічній практиці найпоширенішими є 3,0 Тесла (3 Т) системи, які завдяки високому магнітному полю забезпечують підвищений сигнал-до-шуму (SNR) і можливість отримання високодетальних зображень для широкого спектра діагностичних задач.

Серед сучасних високопольових МРТ-сканерів, які широко застосовуються в медичних закладах, варто відзначити:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						6
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

- Siemens Magnetom Skyra 3T — клінічна 3T-система з широким тунелем (70 см), що дозволяє виконувати широкий спектр досліджень, від нейровізуалізації до візуалізації великих анатомічних областей.

- GE Discovery MR750 3T — система з високою гомогенністю магнітного поля та стабільністю градієнтів для забезпечення точних і повторюваних клінічних досліджень.

- Philips Achieva 3T — 3T-томограф, що забезпечує хорошу якість зображення та підвищену однорідність поля в зоні огляду до 40–50 см, що важливо для досліджень великих частин тіла.

Для всіх цих систем ключовою характеристикою є однорідність магнітного поля B_0 (гомогенність поля) всередині робочого об'єму, яка зазвичай вимірюється у частинах на мільйон (ppm) по відношенню до середньої напруженості поля.

Однорідність магнітного поля є критично важливою з кількох причин:

Якість зображення та артефакти. Неоднорідність поля призводить до деформацій сигналу, розмиття країв, зміщення частот (chemical shift) і інших артефактів у МР-зображеннях. Це особливо критично при використанні градієнтних-ехо та спектроскопічних послідовностей, де відхилення поля на рівні часток ppm може призвести до значних артефактів.

Точність вимірювань. У високоточних методах (наприклад, МР-спектроскопія, дифузійно-зважена візуалізація) неоднорідність поля зменшує точність кількісних параметрів, що може вплинути на діагностичні висновки.

Однорідність контрасту. Для рівномірного насичення і релаксації тканин у широкому полі огляду необхідно, щоб поле було максимально гомогенним. Інакше локальні відхилення призводять до нерівномірного контрасту на зображенні (4).

Функціональна та кількісна МРТ. У функціональній магнітно-резонансній томографії (fMRI), динамічних дослідженнях і при побудові карти хімічних зсувів невеликі неоднорідності поля можуть сильно впливати на точність результатів.

Поняття однорідності поля: ppm, DSV, RMS, peak-to-peak

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						7
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Однорідність магнітного поля характеризує відхилення локального значення магнітної індукції від номінального або середнього значення в заданому об'ємі. Для МРТ така неоднорідність зазвичай задається у ppm відносно основного поля B_0 . Однак саме числове значення ppm має фізичний і метрологічний сенс лише разом із зазначенням об'єму вимірювання, метрики оцінювання та умов, за яких виконувалося вимірювання.

$$\delta_{\text{ppm}} = \frac{\Delta B}{B_0} \cdot 10^6 \quad (1.2)$$

де δ_{ppm} — відносна неоднорідність поля, ppm; ΔB — локальне відхилення магнітної індукції від номінального або середнього значення, Тл; B_0 — номінальна магнітна індукція основного поля, Тл.

Перевірка розмірності: відношення $\Delta B/B_0$ є безрозмірним, тому результат після множення на 10^6 також є безрозмірною величиною, поданою в ppm.

$$\Delta B_{1\text{ ppm}} = B_0 \cdot 10^{-6} \quad (1.3)$$

Для поля $B_0 = 3$ Тл одному ppm відповідає 3 мкТл. Тому рівень 0,5 ppm відповідає приблизно 1,5 мкТл, а рівень 0,1 ppm — приблизно 0,3 мкТл. Ці значення значно менші за поточну заявлену чутливість лабораторного прототипу, тому їх не можна подавати як уже досягнуту характеристику приладу.

DSV означає diameter spherical volume — діаметр сферичного об'єму, у межах якого оцінюється поле. Наприклад, одна й та сама система може мати кращу однорідність на меншому DSV і гіршу на більшому DSV. Тому значення 0,5 ppm на 35 см DSV і 0,5 ppm на 50 см DSV не є рівнозначними вимогами.

Метрика RMS показує середньоквадратичне відхилення поля в заданому об'ємі, тоді як peak-to-peak характеризує різницю між максимальним і мінімальним значеннями. Через це результати, подані у RMS та peak-to-peak, не можна напряму порівнювати без уточнення методики вимірювання.

У подальшому аналізі ці поняття використовуються як метрологічна основа для порівняння існуючих методів контролю неоднорідності поля.

Аналіз існуючих приладів для вимірювання неоднорідності магнітного поля показує, що жоден із підходів не є універсальним. Класичні магнітометри

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						8
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

забезпечують високу абсолютну точність, але обмежені в застосуванні всередині МРТ. Методи на основі МР-зображень є зручними, проте не забезпечують незалежного апаратного контролю. Сенсорні та оптико-електронні системи відкривають нові можливості для компактних і завадостійких вимірювань, але потребують оптимізації з точки зору стабільності та конструктивної реалізації (5).

Таким чином, існує актуальна потреба у створенні спеціалізованого приладу для вимірювання неоднорідності магнітного поля МРТ, який би поєднував високу чутливість, компактність, завадостійкість та можливість роботи безпосередньо в зоні сильного магнітного поля. Це обґрунтовує доцільність подальшої розробки та вдосконалення вимірювальних засобів, орієнтованих на практичні задачі налаштування та контролю МРТ-систем.

1.3 Огляд існуючих рішень

Контроль неоднорідності магнітного поля МРТ може виконуватися різними методами. Частина з них орієнтована на високоточне точкове вимірювання абсолютного значення магнітної індукції, частина — на побудову карти поля засобами самого томографа, а частина — на використання компактних сенсорів, здатних реєструвати локальні відхилення поля в заданій області. Для обґрунтування вибору магнітооптичного методу необхідно порівняти основні класи таких рішень з точки зору точності, конструктивної складності, придатності до сильного поля, можливості просторового сканування та перспектив використання в лабораторному прототипі.

Найбільш поширеними засобами вимірювання магнітного поля є класичні магнітометри, зокрема індукційні, ферозондові, гальваномагнітні, ядерно-магнітні та протонні магнітометри. Також для МРТ застосовують методи field mapping, у яких карта поля відновлюється за фазовими даними МР-зображень. Окрему групу становлять оптичні та магнітооптичні сенсори, у яких інформація про поле перетворюється в зміну параметрів світлового випромінювання. Кожний підхід має переваги, але жодний із них не є універсальним для всіх задач контролю поля 3 Т МРТ.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						9
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

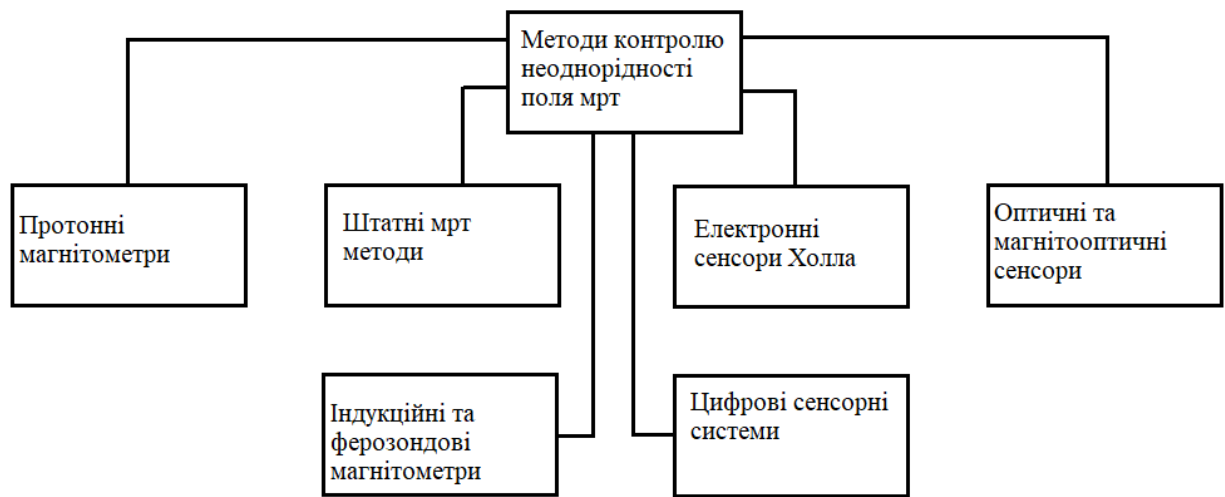


Рисунок 1.1 — Основні класи рішень для контролю неоднорідності магнітного поля МРТ

Протонний / ЯМР-магнітометр

Цей підхід демонструє високу абсолютну точність завдяки прямій прив'язці до резонансної частоти, що дозволяє використовувати його як надійний еталонний засіб. Водночас метод має суттєві обмеження: він є досить складним, дорогим, забезпечує лише точкове вимірювання та висуває жорсткі вимоги до умов експлуатації.

У контексті МРТ-середовища він чудово підходить як референсний прилад для калібрування, проте є не дуже зручним для компактного просторового сканування. Висновок для цієї роботи: метод доцільно використовувати як метрологічний еталон під час подальшої перевірки та верифікації створеного прототипу.

Метод Field Mapping

Вважається штатним методом МРТ, який дозволяє ефективно будувати карту поля безпосередньо у робочому об'ємі та забезпечує високу просторово-частотну інформативність. Головне обмеження полягає в тому, що це непрямий метод: його точність критично залежить від обраної МР-послідовності, характеристик фантома, рухів об'єкта та алгоритмів подальшої обробки даних.

Щодо придатності до МРТ, цей метод є ідеальним для самої МРТ-системи, але він не може виступати як незалежний зовнішній апаратний вимірю-

вач. Висновок для цієї роботи: Field mapping не замінить лабораторний апаратний прототип, проте є найважливішим орієнтиром для порівняльного аналізу результатів.

Сенсори Холла, AMR та TMR

Головними перевагами цих напівпровідникових та магніторезистивних датчиків є їхня виняткова компактність, просте електронне зчитування сигналів та потенційна можливість побудови щільних масивів сенсорів. Проте їхнє застосування суттєво обмежують температурний дрейф, нелінійність характеристик, висока орієнтаційна чутливість та гостра потреба в індивідуальному калібруванні кожного елемента.

Через це вони лише обмежено придатні для сильного поля МРТ без спеціального захисного виконання та прецизійного калібрування. Такі сенсори можуть бути корисними для грубого або допоміжного контролю, але вони не є очевидним чи надійним рішенням для досягнення точності ppm-рівня.

Індукційні та ферозондові магнітометри

Це добре відпрацьована технологія, яка відрізняється високою чутливістю до слабких та змінних магнітних полів. Серед обмежень варто виділити те, що індукційні датчики принципово не здатні вимірювати статичне поле, а ферозондові — містять у своїй конструкції феромагнітні елементи, які швидко насичуються у потужних полях.

Як наслідок, вони є небажаними або сильно обмеженими для використання безпосередньо у зоні сильного поля МРТ. Цей клас приладів не розглядається як основний варіант для побудови сенсорної частини магнітооптичного прототипу.

Оптичні та магнітооптичні сенсори

Ключовими перевагами напрямку є суто оптичне перетворення сигналу та унікальна можливість повного винесення електронних компонентів за межі зони чутливості. Основними труднощами (обмеженнями) під час реалізації є потреба у надточному механічному юстуванні, жорсткій температурній стабілізації та обов'язковому впровадженні опорного оптичного каналу.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						11
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Одними з найпоширеніших і найбільш досліджених приладів для вимірювання магнітного поля є класичні магнітометри, зокрема індукційні та ферозондові системи. Ці прилади історично стали основою для розвитку магнітометрії та широко застосовуються в наукових, промислових і прикладних задачах, пов'язаних із вимірюванням як постійних, так і змінних магнітних полів.

Індукційні магнітометри працюють на основі закону електромагнітної індукції Фарадея, відповідно до якого зміна магнітного потоку, що пронизує вимірювальну котушку, призводить до виникнення електрорушійної сили. Величина індукованої напруги є пропорційною швидкості зміни магнітного поля, кількості витків котушки та площі, охопленої магнітним потоком. Завдяки цьому індукційні магнітометри є ефективними для реєстрації змінних магнітних полів і градієнтів поля, однак практично нечутливі до статичних або повільно змінних магнітних полів. Це суттєво обмежує можливість їх використання для контролю однорідності основного магнітного поля МРТ, яке є квазістатичним.

Ферозондові магнітометри, також відомі як феромагнітні або fluxgate-магнітометри, ґрунтуються на властивості феромагнітних матеріалів входити в режим насичення під дією змінного магнітного поля. У таких приладах ферозонд періодично намагнічується змінним струмом, а зовнішнє вимірюване магнітне поле викликає асиметрію процесу намагнічування, яка реєструється у вигляді гармонічних складових сигналу. Це дозволяє визначати величину та напрямок магнітного поля з високою чутливістю, зокрема для постійних і низькочастотних полів.

Перевагою ферозондових магнітометрів є відносно висока чутливість, стабільність та можливість вимірювання слабких магнітних полів. Водночас їх застосування в умовах МРТ має суттєві обмеження.

Наявність феромагнітних елементів у сенсорі робить такі прилади чутливими до сильних магнітних полів, що може призводити до насичення, нелінійних спотворень і втрати точності.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						12
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Крім того, ферозондові магнітometri потребують ретельного калібрування, температурної стабілізації та ефективного захисту від електромагнітних завад, що ускладнює їх використання безпосередньо в зоні дії основного магнітного поля МРТ.

Таким чином, індукційні та ферозондові магнітometri залишаються важливими інструментами для загальних задач магнітометрії та вимірювання слабких і змінних магнітних полів. Проте їхні принципові обмеження, пов'язані з чутливістю до сильних полів, конструктивними особливостями та умовами калібрування, знижують ефективність застосування цих приладів для точного вимірювання неоднорідності основного магнітного поля в сучасних високочастотних МРТ-системах. Це зумовлює необхідність використання альтернативних методів і сенсорних технологій, більш адаптованих до умов роботи в надсильних магнітних полях.

1.3.1 Оптичні та магнітооптичні сенсори

З розвитком мікроелектроніки та оптичних технологій набули поширення оптичні методи вимірювання магнітних полів, зокрема методи на основі ефекту Фарадея. У таких системах поляризація світла змінюється під час проходження через магнітооптичний матеріал, розміщений у магнітному полі. Кут повороту площини поляризації прямо пропорційний проекції магнітної індукції на напрям поширення світла та довжині оптичного шляху в середовищі:

$$\theta = VBL, \quad (1.4)$$

де θ — кут повороту площини поляризації, рад; V — константа Верде матеріалу, рад/(Тл·м); B — магнітна індукція, Тл; L — довжина оптичного шляху, м. Перевірка розмірності: $[\theta] = [\text{рад}/(\text{Тл} \cdot \text{м})] \cdot [\text{Тл}] \cdot [\text{м}] = \text{рад}$, тобто формула розмірно коректна.

Перевагами оптичних і магнітооптичних сенсорів є безконтактність вимірювання, відсутність потреби в феромагнітних елементах у сенсорній зоні, потенційна електромагнітна завадостійкість оптичного тракту та можливість винесення електронної частини за межі області сильного поля. Саме ці властивості роблять магнітооптичний підхід привабливим для задач, пов'язаних із

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						13
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

МРТ-середовищем, де будь-які металеві або магніточутливі елементи можуть створювати додаткові ризики.

Такі системи часто використовують лазерне джерело світла, магнітооптичний кристал, наприклад тербієвий галієвий гранат TGG, поляризатор, аналізатор і фотоприймальний модуль на основі фотодіода. Після проходження аналізатора зміна кута поляризації перетворюється на зміну інтенсивності світла, а фотодіод перетворює цю зміну на електричний сигнал. Далі сигнал обробляється трансимпедансним підсилювачем, АЦП та мікроконтролером.

$$I = I_0 \cos^2(\alpha + \theta), \quad (1.5)$$

де I — інтенсивність світла після аналізатора; I_0 — інтенсивність перед аналізатором; α — початковий кут установлення аналізатора; θ — кут Фарадея. Цей закон показує, що реєстрований сигнал є не просто лінійною функцією повного поля, а залежить від робочої точки поляризаційної системи.

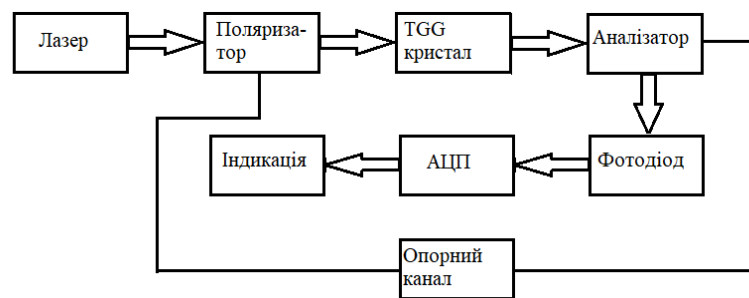


Рисунок 1.2.2 — Узагальнена структура магнітооптичного сенсорного тракту з опорним каналом

Ключова перевага магнітооптичного підходу полягає в тому, що чутливий елемент може бути оптичною та немагнітною частиною, а основна електроніка може бути винесена за межі області сильного поля. Однак цей метод має і суттєві обмеження: потрібне точне юстування поляризатора й аналізатора, стабілізація потужності лазера, температурна компенсація константи Верде, придушення оптичних відбиттів, малошумний фотоприймальний тракт і еталонне калібрування. Без цих заходів магнітооптичний принцип сам по собі не гарантує ppm-рівень вимірювання.

У межах даного дипломного проєкту магнітооптичний метод доцільно розглядати як основу лабораторного прототипу, а не як готове сервісне рішення для приймального контролю 3 Т МРТ. Такий підхід дозволяє коректно сформулювати мету роботи: перевірити фізичний принцип, оцінити рівні сигналу, відпрацювати структуру оптичного й фотоелектронного трактів, передбачити опорний канал та сформувати методику подальшого калібрування.

1.2.3 Класичні магніметри

Одними з найпоширеніших і найбільш досліджених приладів для вимірювання магнітного поля є класичні магніметри, зокрема індукційні та ферозондові системи. Ці прилади історично стали основою для розвитку магнітрометрії та широко застосовуються в наукових, промислових і прикладних задачах, пов'язаних із вимірюванням як постійних, так і змінних магнітних полів.

Індукційні магніметри працюють на основі закону електромагнітної індукції Фарадея, відповідно до якого зміна магнітного потоку, що пронизує вимірювальну котушку, призводить до виникнення електрорушійної сили. Величина індукованої напруги є пропорційною швидкості зміни магнітного поля, кількості витків котушки та площі, охопленої магнітним потоком. Завдяки цьому індукційні магніметри є ефективними для реєстрації змінних магнітних полів і градієнтів поля, однак практично нечутливі до статичних або повільно змінних магнітних полів. Це суттєво обмежує можливість їх використання для контролю однорідності основного магнітного поля МРТ, яке є квазістатичним.

Ферозондові магніметри, також відомі як феромагнітні або fluxgate-магніметри, ґрунтуються на властивості феромагнітних матеріалів входити в режим насичення під дією змінного магнітного поля. У таких приладах ферозонд періодично намагнічується змінним струмом, а зовнішнє вимірюване магнітне поле викликає асиметрію процесу намагнічування, яка реєструється у вигляді гармонічних складових сигналу. Це дозволяє визначати величину та напрямок магнітного поля з високою чутливістю, зокрема для постійних і низькочастотних полів.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						15
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Перевагою ферозондових магнітометрів є відносно висока чутливість, стабільність та можливість вимірювання слабких магнітних полів. Водночас їх застосування в умовах МРТ має суттєві обмеження. Наявність феромагнітних елементів у сенсорі робить такі прилади чутливими до сильних магнітних полів, що може призводити до насичення, нелінійних спотворень і втрати точності. Крім того, ферозондові магнітометри потребують ретельного калібрування, температурної стабілізації та ефективного захисту від електромагнітних завад, що ускладнює їх використання безпосередньо в зоні дії основного магнітного поля МРТ.

До електронних сенсорів магнітного поля також належать сенсори Холла, AMR- і TMR-датчики. Вони привабливі компактністю, простотою електронного зчитування та можливістю побудови багатоточкових вимірювальних масивів. Однак у задачах контролю малих неоднорідностей на фоні сильного постійного поля їх застосування ускладнюється температурним дрейфом, нелінійністю, необхідністю індивідуального калібрування та чутливістю до орієнтації сенсора. Тому такі сенсори можуть бути корисними для грубого контролю або допоміжних вимірювань, але без спеціального калібрування не є очевидним рішенням для ppm-рівня 3 Т МРТ.

Таким чином, індукційні, ферозондові та гальваномагнітні магнітометри залишаються важливими інструментами для загальних задач магнітометрії. Проте їхні принципові обмеження, пов'язані з квазістатичним характером поля МРТ, сильним основним полем, конструктивними особливостями сенсорів та умовами калібрування, знижують ефективність застосування цих приладів для точного контролю неоднорідності поля у високопольових МРТ-системах.

1.3.2 Цифрові системи на основі оптронних сенсорів

Новітні системи вимірювання неоднорідності магнітного поля інтегрують оптичні або оптронні датчики, фотодіодні приймачі, мікроконтролерні блоки обробки сигналів та цифрові інтерфейси передавання даних. Вони дозволяють проводити автоматизований моніторинг поля, запис і збереження результатів,

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						16
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

цифрову фільтрацію, компенсацію нуля та побудову просторової карти неоднорідності поля.

У найпростішому варіанті цифровий блок приймає сигнал з фотодіода через підсилювач і АЦП. У більш коректній схемі для магнітооптичного вимірювача доцільно використовувати два канали: вимірювальний і опорний. Вимірювальний канал містить інформацію про зміну інтенсивності після аналізатора, а опорний канал контролює поточну оптичну потужність лазера. Після оцифрування мікроконтролер може працювати не з одним сирим кодом АЦП, а з нормованим сигналом:

$$S_{\text{norm}} = \frac{U_{\text{meas}}}{U_{\text{ref, ch}}} \quad (1.6)$$

де S_{norm} — нормований безрозмірний сигнал; U_{meas} — напруга вимірювального каналу, В; $U_{\text{ref, ch}}$ — напруга опорного каналу, В. Таке нормування зменшує вплив повільних змін потужності лазера та старіння оптичного джерела.

Перевагою цифрових систем є гнучкість обробки: можна застосовувати усереднення, цифрові фільтри, компенсацію температурного дрейфу, багаточислову калібрувальну функцію, контроль аварійних станів і передавання даних на персональний комп'ютер. Проте цифрова обробка не може компенсувати грубі недоліки аналогового тракту. Якщо фотодіодний сигнал має низьке відношення сигнал/шум, нестабільний нуль або недостатню роздільну здатність АЦП, програмна обробка лише частково покращує результат. Подібні системи використовуються під час калібрування магнітних котушок, контролю стабільності магнітних систем, а також у наукових лабораторіях для дослідження магнітних матеріалів і сенсорних технологій. Для задачі даного дипломного проєкту цифрова частина важлива не як самостійне джерело точності, а як засіб реалізації нормування, фільтрації, калібрування та подальшого аналізу результатів.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						17
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3 Вимоги до 3 Т МРТ

Для 3 Т МРТ один ppm відповідає абсолютному відхиленню 3 $\mu\text{Tл}$. Тому вимога 0,5 ppm відповідає 1,5 $\mu\text{Tл}$, а 0,1 ppm — 0,3 $\mu\text{Tл}$. Ці величини є дуже малими порівняно з основним полем 3 Тл, що створює високі вимоги до стабільності та шумових характеристик вимірювального тракту.

У практичних документах для МРТ зазвичай не задається одне універсальне число однорідності для всіх 3 Т систем. Замість цього вказують методику вимірювання, DSV, тип метрики, умови шімування та клінічне призначення. Для стандартної візуалізації орієнтиром може бути рівень близько 0,5 ppm RMS, тоді як для швидких EPI-послідовностей і спектроскопії вимоги можуть бути жорсткішими — порядку 0,1 ppm RMS.

Принцип дії вимірювача базується на використанні магнітооптичного ефекту Фарадея, який полягає у повороті площини поляризації лінійно поляризованого світлового випромінювання під час проходження через прозорий магнітооптичний матеріал, розміщений у магнітному полі. Кут повороту площини поляризації θ пропорційний індукції магнітного поля та довжині оптичного шляху в середовищі і визначається співвідношенням:

$$\theta = V \cdot B \cdot l$$

(1.7)

де V — константа Верде матеріалу, B — індукція магнітного поля, l — довжина проходження світла через магнітооптичний елемент. Таким чином, вимірюючи зміну кута поляризації світлового променя, можна безпосередньо визначити локальне значення магнітного поля.

У конструкції приладу джерелом випромінювання є напівпровідниковий лазерний діод, що формує стабільний когерентний світловий потік з фіксованими параметрами поляризації. Світло проходить через поляризатор, який забезпечує початкову лінійну поляризацію, після чого спрямовується на магнітооптичний кристал, розміщений у зоні вимірювання. Під дією магнітного поля МРТ відбувається поворот площини поляризації, величина якого залежить від локальної індукції поля в даній точці простору.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						18
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Після проходження магнітооптичного елемента світловий потік аналізується за допомогою аналізатора та фотоприймального вузла. Зміна інтенсивності світла, що потрапляє на фотодетектор, перетворюється в електричний сигнал, пропорційний куту повороту поляризації. Подальша електронна обробка сигналу включає підсилення, фільтрацію та аналого-цифрове перетворення, після чого отримані дані використовуються для розрахунку величини магнітного поля та оцінки його неоднорідності.

Конструктивно прилад поділяється на сенсорну та електронну частини. Сенсорна частина, що містить магнітооптичний кристал та елементи оптичного тракту, повинна виконуватися з немагнітних матеріалів і мати мінімальні габарити. У межах даної бакалаврської роботи така конструкція розглядається як лабораторний прототип для перевірки магнітооптичного принципу вимірювання. Її розміщення безпосередньо в робочому об'ємі реального МРТ можливе лише після окремої перевірки немагнітності, безпечності, сумісності з МРТ-середовищем і метрологічного калібрування за еталонним засобом. Електронні вузли обробки сигналу та живлення винесені за межі зони високої напруженості магнітного поля та з'єднані з сенсорною частиною за допомогою оптичних або завадостійких з'єднань.

Для підвищення точності вимірювань у приладі передбачено температурну стабілізацію та програмну компенсацію температурного дрейфу параметрів оптичних і електронних компонентів. Диференціальні схеми обробки сигналу та оптична ізоляція забезпечують ефективне пригнічення електромагнітних завад, зумовлених роботою градієнтних котушок МРТ.

- Таким чином, запропонований лабораторний прототип поєднує переваги магнітооптичного методу - оптичне перетворення сигналу, потенційну електромагнітну завадостійкість та можливість винесення електроніки за межі області сильного поля. У поточній реалізації прилад слід розглядати як засіб для відпрацювання принципу дії та попередньої оцінки грубих локальних відхилень магнітної індукції. Для використання як сервісного вимірювача однорідності поля МРТ на ppm-рівні потрібні додаткові апаратні, метрологічні та безпекові доопрацювання.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						19
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3.3 Принцип дії

Під час проходження лазерного променя через магнітооптичний кристал (наприклад, тербієвий галієвий гранат — TGG), орієнтований уздовж напрямку магнітного поля, площина поляризації світла обертається на кут, пропорційний індукції магнітного поля B .

Це явище описується формулою:

Отже, зміна кута θ прямо відображає величину магнітного поля.

Поляризаційні зміни перетворюються на зміни інтенсивності світла після проходження аналізатора, які фіксуються оптронним фотоприймачем. Далі сигнал надходить до аналого-цифрового перетворювача (АЦП), а потім — до мікроконтролера, який обчислює індукцію поля та відображає її на рідкокристалічному дисплеї у числовій або графічній формі.

1.3.4 Конструктивна побудова пристрою

Запропонований вимірювач складається з таких основних вузлів:

1. Оптичний модуль:

опаівпровідниковий лазер як джерело когерентного світла;
осистема колімації та поляризатор;
омагнітооптичний кристал, розташований у зоні магнітного поля;
оаналізатор поляризації (після кристалу).

2. Фотоелектронний приймальний блок:

ооптрон або фотодіод, що перетворює зміну інтенсивності світла на електричний сигнал;
опідсилювач низького рівня для посилення сигналу;
оаналого-цифровий перетворювач (АЦП).

3. Мікроконтролерний модуль:

ообробка сигналу за алгоритмом калібрування;
ообчислення індукції поля та реєстрація відхилень від середнього значення;
оформування цифрового результату вимірювання.

4. Блок індикації та керування:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						20
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

орідкокристалічний дисплей (ЖК) для відображення значення магнітного поля;

окнопки керування режимами вимірювання;

оінтерфейс для підключення до персонального комп'ютера (опційно — USB або UART).

1.3.5 Особливості та переваги конструкції

Розроблена конструкція вимірювача неоднорідності магнітного поля має низку особливостей, які забезпечують її придатність для лабораторного дослідження магнітооптичного принципу вимірювання та попередньої оцінки грубих локальних відхилень поля. Практичне використання в умовах реального МРТ потребує окремої перевірки сумісності, безпечності й метрологічної придатності.

По-перше, прилад реалізує безконтактний оптичний метод реєстрації зміни поляризаційного стану світла. Це дозволяє винести основну електроніку за межі області сильного поля та зменшити кількість електропровідних і магніточутливих елементів у сенсорній зоні. Такий підхід знижує ризик внесення додаткових збурень у контрольоване поле, однак сам по собі не доводить повної відсутності впливу на поле реального томографа. Для підтвердження цього потрібні окремі випробування немагнітності матеріалів, механічної сумісності та безпечності конструкції.

По-друге, чутливість пристрою визначається використанням магнітооптичного ефекту Фарадея, який перетворює зміну магнітної індукції на зміну кута поляризації світлового променя. За прийнятих параметрів оптичного та електронного трактів прототип може реєструвати грубі локальні відхилення магнітної індукції. Поточна заявлена чутливість прототипу становить

$$10^{-4} \text{ Тл} = 100 \text{ мТл} \quad (1.8)$$

Для поля

$$B_0 = 3 \text{ Тл} \quad (1.9)$$

це відповідає

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						21
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\delta_{\text{ppm}} = \frac{100 \mu\text{T}_\text{Л}}{3 \text{ Тл}} \cdot 10^6 \approx 33.3 \text{ ppm} \quad (1.10)$$

Отже, прилад не слід описувати як засіб ppm-контролю без додаткової модернізації. Коректне формулювання: прототип придатний для демонстрації принципу дії, перевірки структури вимірювального тракту та попередньої оцінки грубих неоднорідностей поля.

Конструкція передбачає можливість цифрового калібрування та подальшої побудови карти неоднорідності магнітного поля у лабораторній або модельній області. Користувач може отримувати числові дані, порівнювати результати в різних точках контрольної області та аналізувати просторову зміну сигналу. Водночас отримані результати не можна автоматично ототожнювати з паспортним контролем однорідності поля реального МРТ без еталонного калібрування і перевірки MRI-сумісності.

Ще однією важливою перевагою є простота конструкції. Прилад не потребує кріогенних, вакуумних або інших спеціалізованих систем, що знижує вартість виготовлення та спрощує експлуатацію в навчально-лабораторних умовах. Компактність конструкції полегшує юстування оптичного тракту, виконання модельних вимірювань та подальшу модернізацію апаратної частини.

Нарешті, розроблена конструкція є потенційно сумісною з вимогами до роботи поблизу сильних магнітних полів завдяки орієнтації на немагнітні матеріали, оптичне перетворення сигналу та винесення електроніки з сенсорної області. Проте фактична придатність до роботи всередині або поблизу реального МРТ повинна підтверджуватися окремою процедурою перевірки матеріалів, безпеки, метрологічних характеристик і відповідності вимогам конкретної МРТ-системи.

1.4 Технічне завдання

Метою роботи є розроблення лабораторного прототипу магнітооптичного вимірювача локальних відхилень магнітної індукції від робочого значення B_0 на основі ефекту Фарадея, з цифровою обробкою сигналу, калібруванням та

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						22
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

оцінкою метрологічних можливостей приладу для задач попереднього контролю неоднорідності магнітного поля томографа.

Розроблюваний прилад призначений для лабораторної перевірки магніто-оптичного принципу вимірювання та для попередньої оцінки локальних відхилень магнітного поля. У межах даної роботи пристрій не розглядається як готовий сертифікований сервісний вимірювач для приймальних випробувань

3Т МРТ, а є прототипом для відпрацювання принципу дії, структури вимірювального тракту, алгоритмів обробки та методики калібрування.

Основним вимірюваним параметром є локальне відхилення магнітної індукції:

$$\Delta B = B - B_0, \quad (1.11)$$

де B — локальне значення магнітної індукції у точці вимірювання, B_0 — номінальне або опорне значення магнітної індукції.

Для оцінювання неоднорідності результат додатково може подаватися у ppm:

$$\delta_{\text{ppm}} = (B - B_0) / B_0 \cdot 10^6 \quad (1.12)$$

Поточна реалізація призначена для перевірки принципу дії та попередньої оцінки грубих відхилень магнітного поля. Для задач приймального контролю однорідності поля 3 Т МРТ на рівні часток ppm необхідна модернізація вимірювального тракту, зокрема застосування малошумного фотоприймального каскаду, високостабільного джерела світла, зовнішнього прецизійного АЦП, температурної компенсації та калібрування за еталонним магнітометром.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		23

1.4.1 Область застосування приладу

Розроблений вимірювач неоднорідності магнітного поля у межах даної бакалаврської роботи призначений для лабораторної перевірки магнітооптичного принципу вимірювання, відпрацювання структури вимірювального тракту, алгоритмів обробки та методики калібрування. Його використання під час налаштування або технічного обслуговування реальних МРТ-систем можливе лише як напрям подальшого розвитку після підтвердження метрологічних характеристик, безпечності та MRI-сумісності.

Основною функцією поточного прототипу є не приймальний або регламентний контроль реального томографа, а вимірювання та аналіз локальних відхилень магнітної індукції у лабораторній або модельній області, яка імітує окремі властивості робочого простору МРТ. Такий підхід дозволяє перевірити фізичний принцип магнітооптичного перетворення, оцінити рівні сигналу, відпрацювати цифрову обробку і визначити, які апаратні вдосконалення потрібні для переходу до мікротеслового або ppm-рівня.

У поточному вигляді прилад не є сертифікованим сервісним засобом для приймального або регламентного контролю однорідності поля МРТ. Його доцільно використовувати як навчально-лабораторний прототип та як основу для подальшого розвитку вимірювального тракту. Перехід до сервісного застосування потребує підвищення чутливості до рівня одиниць або часток мікротесли, незалежного калібрування, перевірки безпеки та підтвердження сумісності з конкретною МРТ-системою.

Також прилад може використовуватися у науково-дослідних лабораторіях, які займаються розробкою та тестуванням магнітних систем, оптичних сенсорів, магнітооптичних матеріалів і методів цифрової обробки слабких сигналів. У цьому випадку прилад виконує роль експериментальної платформи для перевірки конфігурацій магнітних котушок, алгоритмів компенсації нуля, методів нормування за опорним каналом і підходів до побудови просторової карти відхилень поля.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						24
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Крім того, вимірювач може застосовуватись у навчальних закладах для демонстрації принципів магнітооптичного вимірювання магнітних полів та технологій МРТ. Використання пристрою у навчальному процесі дозволяє студентам наочно спостерігати зв'язок між магнітним полем, оптичними ефектами, фотоелектронним перетворенням, аналого-цифровим перетворенням та цифровою обробкою сигналів.

Використання немагнітних матеріалів і оптичного сенсорного елемента є необхідною умовою для зменшення впливу приладу на контрольоване поле. Однак саме по собі це не доводить повної безпечності та придатності до роботи всередині реального томографа. У межах даної роботи можна стверджувати лише про конструктивну орієнтацію прототипу на мінімізацію магнітних збурень. Надійність, безпечність та ефективність контролю однорідності поля МРТ мають підтверджуватися окремими випробуваннями.

Отже, область застосування поточної розробки слід формулювати так: лабораторна перевірка магнітооптичного методу, попередній контроль грубих локальних відхилень поля, навчальна демонстрація, дослідницьке тестування вимірювального тракту та підготовка основи для подальшої модернізації (8)

1.5 Мета і призначення розробки

Реалізація поставленої мети передбачає використання немагнітних оптичних і конструктивних елементів, цифрової обробки сигналів та сучасних засобів відображення й передачі вимірювальної інформації.

Призначення розробленого приладу полягає у вимірюванні індукції магнітного поля в заданій точці простору з подальшою оцінкою локальних відхилень цього значення від середнього рівня в робочому об'ємі томографа. На основі отриманих даних здійснюється кількісна оцінка неоднорідності магнітного поля, що є критично важливим параметром для забезпечення високої якості МР-зображень і стабільності роботи томографа.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						25
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Робота в реальному робочому об'ємі МРТ і використання приладу як сервісного засобу контролю однорідності поля розглядаються лише як напрям подальшої модернізації після метрологічних, безпекових і сумісних випробувань.

Прилад забезпечує цифрову реєстрацію та обробку результатів вимірювання з подальшим відображенням значень індукції магнітного поля та параметрів неоднорідності на вбудованому рідкокристалічному дисплеї. Це дозволяє оператору отримувати наочну та зрозумілу інформацію в режимі реального часу без необхідності використання зовнішніх вимірювальних систем. За потреби передбачена можливість передавання вимірювальних даних на персональний комп'ютер через цифровий інтерфейс, що відкриває можливість подальшої обробки інформації, архівації результатів та побудови просторових карт розподілу магнітного поля.

1.5.1 Технічні характеристики

Параметр Рекомендоване формулювання

Номінальне поле для метрологічної оцінки $B_0 = 3 \text{ Тл}$

Вимірювана величина локальне відхилення $\Delta B = B - B_0$; додатково абсолютне B після калібрування

Одиниці виведення Тл, мТл, $\mu\text{Тл}$, ppm

Початкова чутливість прототипу не гірше $10^{-4} \text{ Тл} = 100 \mu\text{Тл} \approx 33,3 \text{ ppm}$ при $B_0 = 3 \text{ Тл}$

Діапазон грубого контролю відхилень до $\pm 0,5 \%$ від B_0 , що для 3 Тл відповідає $\pm 15 \text{ мТл} = \pm 5000 \text{ ppm}$

Область сканування лабораторна зона вимірювання або модельна область; для МРТ вказувати DSV окремо

Крок просторового сканування задавати експериментально; рекомендовано 5–20 мм для лабораторного макета

Калібрування багатоточкове, за еталонним полем або розрахунковою моделлю котушки з перевіркою референсним магнітометром

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						26
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Температурний діапазон +15...+30 °С для лабораторної перевірки; температуру фіксувати в протоколі

Робота всередині реального МРТ у межах цієї роботи не заявляється як штатний режим без додаткової перевірки немагнітності, безпечності та сумісності

Додатковий інтерфейс USB / UART (опційно)

Живлення 5 В (від USB або автономного джерела)

Споживана потужність не більше 2 Вт

Маса приладу до 0,8 кг

Габаритні розміри не більше 200×120×70 мм

1.6 Метрологічні вимоги до вимірювача та межі застосування розробленого прототипу

Для коректного формулювання вимог до вимірювача неоднорідності магнітного поля необхідно розрізняти абсолютне значення магнітної індукції B , номінальне робоче значення поля B_0 та локальне відхилення $\Delta B = B - B_0$. У задачах контролю однорідності магнітного поля МРТ основним параметром є не саме абсолютне значення B , а просторовий розкид поля відносно номінального значення B_0 у заданому робочому об'ємі.

Для МРТ-систем з номінальним полем $B_0 = 3$ Тл відносну неоднорідність доцільно виражати у ppm:

$$\delta \text{ppm} = (\Delta B / B_0) 10^6. \quad (1.13)$$

Звідси абсолютне відхилення магнітної індукції, що відповідає одному ppm, дорівнює:

$$\Delta B_{1\text{ppm}} = B_0 \cdot 10^{-6} = 3 \cdot 10^{-6} \text{ Тл} = 3 \text{ мТл}. \quad (1.14)$$

Отже, для 3 Т МРТ маємо такі орієнтовні відповідності:

$$0,5 \text{ ppm} \rightarrow \Delta B = 1,5 \text{ мТл}; \quad (1.15)$$

$$0,1 \text{ ppm} \rightarrow \Delta B = 0,3 \text{ мТл}. \quad (1.16)$$

У початковому технічному завданні для лабораторного прототипу заявлена чутливість не гірше 10^{-4} Тл. Це значення у мікротеслах становить:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						27
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

$$10^{-4} \text{ Тл} = 100 \text{ мТл.} \quad (1.17)$$

У ppm відносно поля 3 Тл така чутливість дорівнює:

$$\delta \text{ppm} = (10^{-4} / 3) 10^6 \approx 33,3 \text{ ppm.} \quad (1.18)$$

Таким чином, поточна заявлена чутливість прототипу відповідає рівню приблизно 33 ppm для поля 3 Тл. Це означає, що у наявній реалізації прилад може використовуватися для попереднього або демонстраційного контролю грубих неоднорідностей, але не може без додаткового вдосконалення претендувати на контроль однорідності поля на рівні 0,5 ppm або 0,1 ppm.

Для контролю неоднорідності на рівні 0,5 ppm при $B_0 = 3 \text{ Тл}$ потрібна чутливість не гірше приблизно 1–1,5 мТл. Для контролю на рівні 0,1 ppm потрібна чутливість порядку 0,3 мТл або краща. Отже, порівняно з початковою чутливістю 100 мТл, для досягнення рівня 0,5 ppm необхідно підвищити ефективну роздільну здатність приблизно у 67 разів, а для рівня 0,1 ppm — більш ніж у 300 разів.

$$100 \text{ мТл} / 1,5 \text{ мТл} \approx 66,7; \quad 100 \text{ мТл} / 0,3 \text{ мТл} \approx 333. \quad (1.19)$$

Ця оцінка не знижує цінність розробки, але визначає правильні межі її застосування. У межах даної бакалаврської роботи доцільно розглядати пристрій як лабораторний прототип магнітооптичного вимірювача, призначений для відпрацювання принципу дії, структури оптичного та електронного тракту, алгоритмів цифрової обробки й методики калібрування. Для перетворення такого прототипу на повноцінний сервісний прилад для ppm-контролю поля 3 Т МРТ необхідні додаткові заходи: підвищення стабільності лазерного джерела, використання диференціальної оптичної схеми, малошумного фотоприймального тракту, прецизійного АЦП, температурної стабілізації та багатоточкового калібрування за еталонним джерелом магнітного поля.

Отже, у подальших розрахунках і висновках необхідно чітко вказувати: поточний прототип забезпечує попередній контроль відхилень поля та демонструє працездатність магнітооптичного принципу вимірювання, а досягнення ppm-рівня є напрямом подальшого вдосконалення конструкції та вимірювального тракту. Опорний канал потрібен для компенсації нестабільності лазера.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						28
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

У роботі використані літературні джерела з фізики МРТ, оптики, магніто-оптики, аналогової схемотехніки, аналого-цифрового перетворення, вимірювальної техніки та безпеки медичного обладнання. Посилання на джерела застосовуються для обґрунтування фізичних принципів, вибору елементної бази, методів обробки сигналу та вимог до безпечної експлуатації. При цьому розрахункові результати, отримані в межах даної роботи, не слід ототожнювати з експериментально підтвердженими метрологічними характеристиками готового приладу. Для такого підтвердження необхідні виготовлення макету, калібрування за референсним магнітометром і окремий протокол експериментальних вимірювань.

1.7 Висновки до розділу

У розділі показано, що контроль неоднорідності магнітного поля МРТ є метрологічно складною задачею, оскільки потрібна реєстрація дуже малих відхилень на фоні сильного основного поля. Для 3 Т МРТ один ppm відповідає лише 3 μ Тл, тому вимірювальний тракт має забезпечувати високу стабільність, низький шум і коректне калібрування. Магнітооптичний метод є доцільним для створення лабораторного прототипу, але його поточні метрологічні можливості мають бути чесно зіставлені з ppm-вимогами.

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						29
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

2 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

2.1 Фізична основа ефекту Фарадея та розробка структурної схеми

Ефект Фарадея полягає у повороті площини поляризації лінійно поляризованого світла під час проходження крізь прозорий магнітооптичний матеріал, розміщений у магнітному полі. Кут повороту пропорційний проекції магнітної індукції на напрям поширення світла та довжині оптичного шляху в матеріалі. Для однорідного поля вздовж кристала використовується співвідношення

$$\theta = VBL \quad (2.1)$$

Структурна схема розробленого вимірювача неоднорідності магнітного поля представлена на рис. 2.1.

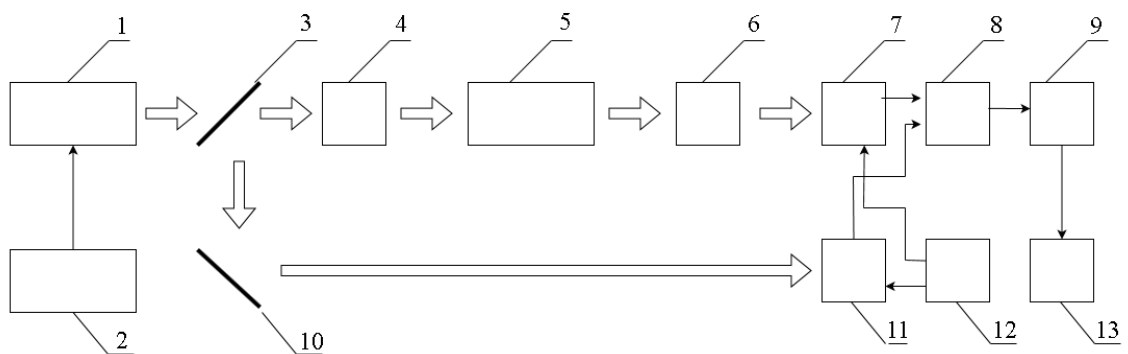


Рисунок 2.1 Структурна схема розробленого вимірювача неоднорідності магнітного поля

Структурна схема вимірювача побудована за модульним принципом і містить оптичний сенсорний тракт, фотоелектронний приймальний тракт, аналоговий тракт попереднього підсилення, вузол аналого-цифрового перетворення, цифровий блок обробки та інтерфейси індикації і передавання даних. Такий поділ дозволяє окремо оптимізувати фізичне перетворення магнітного поля в зміну поляризації світла, електричне перетворення оптичного сигналу та цифрову обробку результатів вимірювання.

Вимірювальний канал проходить через магнітооптичний кристал TGG і несе інформацію про зміну кута Фарадея, спричинену локальною зміною магнітної індукції. Опорний канал формується відгалуженням частини випромі-

нювання лазера до проходження через магнітооптичний кристал і використовується для компенсації повільної нестабільності оптичної потужності джерела. Нормування вимірювального сигналу за опорним каналом зменшує вплив дрейфу лазера, старіння джерела випромінювання та частини температурних змін оптичного тракту.

Сенсорний модуль доцільно виконувати як виносний немагнітний оптичний вузол, що містить лазерний діод, коліматор, поляризатор, магнітооптичний кристал, аналізатор і фотодіодний вузол. Електронний блок обробки, у якому розміщені підсилювачі, АЦП, мікроконтролер, індикація та інтерфейси зв'язку, доцільно виносити за межі області сильного магнітного поля або розміщувати в зоні, де вплив поля не порушує роботу електронних компонентів.

Струм котушок задається стабілізованим джерелом, а контрольне значення поля перевіряється еталонним магнітометром. Так можна отримати калібрувальну залежність між відомим B і виміряним електричним сигналом без ризиків, пов'язаних з роботою всередині реального томографа.

Світлові потоки обох каналів реєструються окремими фотодіодами та 1 диференційний підсилювач. Після цього напруги вимірювального та опорного каналів подаються на зовнішній високорозрядний АЦП, а подальше нормування, цифрова фільтрація, компенсація нуля, температурна корекція та розрахунок ΔB виконуються мікроконтролером. Результат відображається на дисплеї та за потреби передається на ПК через UART або USB-інтерфейс.

Така структура дозволяє відокремити фізичне магнітооптичне перетворення від компенсації нестабільності лазера і робить схему узгодженою з алгоритмом цифрової обробки.

2.1.1 Магнітооптичний перетворювач як вимірювальний елемент

Магнітооптичний кристал виконує роль первинного вимірювального перетворювача. Вхідною фізичною величиною є магнітна індукція B або її локальне відхилення ΔB , а вихідною величиною — зміна кута поляризації $\Delta\theta$. Для

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						31
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

підвищення чутливості доцільно використовувати матеріал з великою константою Верде, достатньою прозорістю на робочій довжині хвилі та стабільними температурними параметрами. Для вимірювання малих відхилень поля система налаштовується на робочу точку, у якій чутливість до зміни кута є максимальною. Практично це відповідає умові $\alpha + \theta_0 = 45^\circ$. У такому режимі малі зміни ΔB спричиняють майже лінійну зміну інтенсивності, що спрощує подальшу електронну обробку.

2.2 Вибір та обґрунтування вибору елементної бази приладу

Під час проектування вимірювача особливу увагу було приділено вибору елементної бази, оскільки саме її електричні, температурні та часові характеристики безпосередньо визначають чутливість, стабільність і точність роботи приладу в цілому. З огляду на призначення вимірювача та умови його експлуатації, елементна база повинна забезпечувати високу метрологічну надійність, низький рівень власних шумів, довготривалу стабільність параметрів і стійкість до зовнішніх впливів [9].

Основним критерієм вибору активних електронних компонентів стала необхідність обробки слабких вимірювальних сигналів без суттєвого їх спотворення. Для цього використовувалися малошумні прецизійні операційні підсилювачі з низьким вхідним струмом зміщення, малим дрейфом нуля та високим коефіцієнтом придушення синфазних перешкод. Такі параметри є критично важливими при роботі з низькорівневими сигналами, оскільки навіть незначні нестабільності або шумові складові можуть призводити до помітних похибок вимірювання.

При виборі пасивних елементів, зокрема резисторів і конденсаторів, пріоритет було надано компонентам з підвищеною точністю та температурною стабільністю. Використання металоплівкових резисторів з малим температурним коефіцієнтом опору дозволяє зменшити вплив температурних коливань на результуючі параметри вимірювальних ланцюгів. Для ємнісних елементів обрано конденсатори з діелектриками, що характеризуються низькими втратами

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						32
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

та стабільністю ємності в широкому діапазоні температур і частот. Це особливо важливо для схем фільтрації та формування сигналу, де відхилення номіналів безпосередньо впливають на частотні характеристики приладу.

2.2.1 Оптична частина

Оптична частина вимірювального приладу є ключовим функціональним вузлом, оскільки саме вона забезпечує формування, модифікацію та реєстрацію світлового сигналу, який несе інформацію про величину магнітного поля. При виборі елементів оптичного тракту основну увагу було приділено стабільності параметрів, температурній стійкості, компактності та можливості роботи в умовах сильного постійного магнітного поля МРТ.

Як джерело випромінювання в приладі використовується напівпровідниковий лазерний діод типу HL6501MG (зображено на рисунку 2.2)

або аналогічний, що працює в червоному діапазоні з довжиною хвилі 650 нм і максимальною вихідною оптичною потужністю до 5 мВт.



Рисунок 2.2 Напівпровідниковий лазерний діод типу HL6501MG

Вибір лазерного джерела зумовлений його високою спектральною стабільністю, достатньою когерентністю та можливістю формування вузьконаправленого світлового пучка, що є важливим для точного аналізу змін поляризації. Крім того, напівпровідникові лазери характеризуються малим енергоспоживанням, тривалим терміном служби та стабільною інтенсивністю випромінювання при відносно простій схемі живлення, що є важливим для портатив-

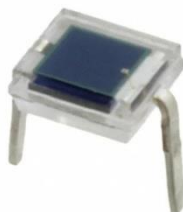
					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		33

них і вимірювальних приладів. Основним чутливим елементом оптичної частини є магнітооптичний кристал, у якому реалізується ефект Фарадея. Для цієї мети обрано тербієвий галієвий гранат (TGG), який широко застосовується в магнітооптичних пристроях завдяки високому значенню константи Верде, що для довжини хвилі 650 нм становить приблизно 40 рад/(Тл·м). Висока константа Верде забезпечує значний кут повороту площини поляризації навіть при малих змінах індукції магнітного поля, що безпосередньо підвищує чутливість вимірювального приладу. Додатковими перевагами TGG є добра оптична прозорість у видимому діапазоні, лінійна залежність кута повороту поляризації від величини магнітного поля та висока термічна стабільність, що зменшує температурний дрейф вимірювань.

2.3 Фотоелектронний приймач

Фотоелектронний приймач є ключовим вузлом вимірювального приладу, оскільки він забезпечує перетворення оптичного сигналу, що пройшов через магнітооптичний кристал, в електричний сигнал, пропорційний локальній величині магнітного поля. Вибір фотоприймача визначає чутливість системи, співвідношення сигнал/шум, динамічний діапазон і загальну точність вимірювань.

У розробленому пристрої для реєстрації світлового потоку використовується світлочутливий фотодіод BPW34 або, за потреби гальванічної ізоляції, оптрон типу 4N35. Фотодіод BPW34 (зображено на рисунку 2.3) забезпечує високу фоточутливість у видимому діапазоні, низький рівень темнового струму та малий час відгуку, що дозволяє реєструвати навіть незначні зміни інтенсивності світла, спричинені малими відхиленнями магнітного поля.



					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						34
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Рисунок 2.3 Фотодіод BPW34

Використання оптрона 4N35 дозволяє ізолювати електронну частину від сенсорного тракту, зменшуючи вплив паразитних магнітних і електричних завад, що особливо важливо в умовах роботи всередині МРТ. Фотодіод доцільно вмикати не як джерело напруги, а як джерело фотоструму, який перетворюється у напругу трансимпедансним підсилювачем. У вимірювальному та опорному каналах мають використовуватися однакові або узгоджені ТІА-каскади. Це зменшує асиметрію каналів і дозволяє коректно виконувати подальше цифрове нормування. Операційний підсилювач AD8606 у цій схемі розглядається саме як основа трансимпедансного підсилювача фотодіода.

2.3.1 Мікроконтролер та цифрова частина

Цифрова частина розробленого вимірювального пристрою відповідає за обробку сигналів від фотоелектронного приймача, управління індикацією та, за потреби, передачу даних на зовнішні пристрої для подальшої обробки. Для цих цілей використовується мікроконтролер Arduino Nano на базі ATmega328P або STM32F103C8T6, що забезпечує необхідну обчислювальну потужність, точність вимірювань і гнучкість програмування.

Вбудований АЦП мікроконтролера може використовуватися лише для грубого лабораторного контролю. Для основного вимірювального тракту доцільно застосувати зовнішній 24-бітний диференціальний сигма-дельта АЦП зі стабільним джерелом опорної напруги. (11)

Під час увімкнення приладу мікроконтролер виконує ініціалізацію АЦП, інтерфейсів зв'язку, дисплея та службових змінних цифрової фільтрації. Далі перевіряється наявність опорного оптичного сигналу. Якщо напруга опорного каналу менша за мінімально допустиме значення, програма формує аварійний стан, оскільки вимірювання без опорного сигналу не є достовірним.

2.3.2 Блок живлення

Блок живлення розробленого вимірювального пристрою забезпечує стабільне живлення всіх електронних компонентів, включаючи мікроконтролер,

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						35
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

підсилювач сигналу та дисплей, при збереженні низького рівня електричних шумів та стійкості роботи в умовах сильного магнітного поля МРТ. Для цього використовується стабілізатор напруги AMS1117-5.0 або його аналог, що забезпечує постійну вихідну напругу 5 В незалежно від коливань вхідного джерела. Стабілізатор AMS1117 характеризується невеликими габаритами, низьким власним тепловиділенням та достатньою стабільністю вихідної напруги для живлення як аналогових, так і цифрових вузлів приладу.

Для підвищення надійності роботи та зниження рівня перешкод по лінії живлення застосовані фільтрувальні конденсатори, які виконують функції гальванічної розв'язки та пригнічення високочастотних шумів. Встановлення конденсаторів на вході та виході стабілізатора дозволяє компенсувати короточасні коливання напруги, запобігати виникненню пікових перешкод та забезпечує стабільну роботу чутливих аналогових вузлів, зокрема фотоприймача та підсилювача сигналу.(12)

Таке рішення блоку живлення забезпечує безпечну та стабільну роботу всього вимірювального тракту, запобігає можливим спотворенням сигналу, що можуть виникати через шумові компоненти, та дозволяє експлуатувати прилад без додаткових систем охолодження або складних схем стабілізації. Компактність та надійність вибраного стабілізатора роблять його оптимальним рішенням для портативного або вбудованого вимірювального приладу, що працює в зоні сильного магнітного поля.

2.3.3 Корпус та механічна частина

Конструктивно прилад складається із сенсорного оптичного модуля та електронного блока обробки. Сенсорний модуль містить лазер, колімаційну систему, поляризатор, TGG-кристал, аналізатор і фотодіодний вузол. Електронний блок містить підсилювачі, АЦП, мікроконтролер, дисплей, органи керування та інтерфейс передавання даних. Корпус розробленого вимірювального пристрою виконує одночасно функції механічного захисту компонентів і забезпечення стабільних умов для точних вимірювань магнітного поля. Для

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						36
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

виготовлення корпусу обрано немагнітні матеріали, такі як високоякісний пластик або алюмінієвий сплав, що виключає будь-які спотворення локальної індукції магнітного поля під час роботи приладу. Немагнітність конструкційних елементів є критичною умовою для збереження точності вимірювань у робочому об'ємі магнітно-резонансного томографа, де навіть незначна наявність феромагнітних матеріалів може призводити до помітних відхилень і спотворень даних.

Оптична частина приладу розміщується у спеціальному світлонепроникному відсіку, що забезпечує захист від зовнішніх відблисків та розсіяння світла.

Це дозволяє уникнути помилкових сигналів, спричинених стороннім освітленням, і підвищує відтворюваність результатів. Крім того, розташування лазерного джерела, магнітооптичного кристалу, поляризатора та фотоприймача в окремому відсіку забезпечує механічну стабільність оптичного тракту, зменшуючи вплив вібрацій і температурних коливань на точність вимірювань.

Вибрана елементна база та конструктивне рішення корпусу забезпечують низку переваг. По-перше, конструкція орієнтована на компактність і немагнітність. По-друге, компоненти характеризуються низьким енергоспоживанням, що спрощує організацію живлення та підвищує автономність пристрою. По-третє, використання доступних та простих у реалізації компонентів дозволяє легко виконувати обслуговування та модернізацію приладу, зокрема під різні моделі та потужності МРТ.

Крім того, стабільність параметрів компонентів у широкому температурному діапазоні забезпечує точність вимірювань навіть за умов змін температури в приміщенні або при роботі лазера. Нарешті, конструктивна гнучкість системи передбачає можливість подальшої модернізації та розширення функціоналу, наприклад інтеграції з комп'ютерною системою для побудови карти неоднорідності магнітного поля або підключення додаткових сенсорних модулів.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						37
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

2.4 Розрахунок параметрів оптичного та електронного тракту

Метою цього розділу є наскрізний розрахунок перетворення локального відхилення магнітної індукції у вихідну напругу фотоприймального тракту та подальший цифровий код АЦП. Розрахунок виконується для лабораторного прототипу, який працює не як широкодіапазонний тесламетр, а як вимірювач малих відхилень магнітної індукції від вибраної робочої точки.

вихідні припущення: $V = 40$ рад/(Тл·м), $L = 0,01$ м, ефективна крутизна фотоприймального тракту $K_I = 0,2$ мА/рад $R_f = 10$ кОм, додаткове підсилення $G = 100$, $B_0 = 3$ Тл. K_I - це ефективна похідна фотоструму за кутом у робочій точці.

У цьому розрахунку параметр K_I використовується як ефективна малосигнальна крутизна фотоприймального тракту в робочій точці. Фізично він відповідає похідній фотоструму за кутом повороту площини поляризації. Для ідеалізованого випадку, коли оптична потужність після аналізатора описується законом Малюса, фотострум дорівнює добутку фоточутливості фотодіода на оптичну потужність. Тому K_I залежить від потужності світла, втрат в оптичному тракті, спектральної чутливості фотодіода та положення аналізатора. У межах цієї роботи значення $K_I = 0,2$ мА/рад приймається як розрахункова ефективна оцінка для наскрізного аналізу сигналу. Під час подальшого виготовлення макету це значення має бути уточнене експериментально за результатами калібрування фотоприймального тракту.

Повний ланцюжок перетворення має вигляд:

$$\Delta B \rightarrow \Delta \theta \rightarrow \Delta P_{ph} \rightarrow \Delta I_{ph} \rightarrow \Delta U_{TIA} \rightarrow \Delta U_{ADC} \rightarrow \Delta N_{ADC} \quad (2.2)$$

де ΔB — локальне відхилення магнітної індукції, Тл; $\Delta \theta$ — приріст кута Фарадея, рад; ΔP_{opt} — зміна оптичної потужності на фотодіоді, Вт; ΔI_{ph} — зміна фотоструму, А; ΔU_{out} — зміна вихідної напруги, В; ΔN_{ADC} — відповідна зміна цифрового коду АЦП.

2.5 Розрахунок оптичного тракту

Основою роботи магнітооптичного вимірювача є ефект Фарадея, який описує поворот площини поляризації світлової хвилі під дією магнітного поля. Кут повороту визначається за формулою:

$$\varphi = V \cdot B \cdot l \quad (2.3)$$

де

φ — кут повороту площини поляризації, рад;

V — константа Верде матеріалу (рад/Тл·м);

B — магнітна індукція, Тл;

l — довжина активного кристалу, м.

Для кристалу TGG (тербієвий галієвий гранат)

Довжина кристалу $l=10 \text{ мм}=0.01 \text{ м}$

Тоді при максимальному полі $B_{\text{max}}=1 \text{ Тл}$ (13)

$$\varphi_{\text{max}} = 40 \cdot 1 \cdot 0.01 = 0.4 \text{ рад} \approx 22.9^\circ \quad (2.4)$$

Цей кут є достатнім для реєстрації зміни інтенсивності світла після аналізатора.

Інтенсивність світла після аналізатора визначається законом Малюса:

$$I = I_0 \cos^2(\varphi) \quad (2.5)$$

де I_0 — початкова інтенсивність випромінювання лазера.

Для малого кута повороту (менше $10\text{--}15^\circ$) залежність можна апроксимувати лінійною функцією:

$$I \approx I_0(1 - 2\varphi^2) \quad (2.6)$$

Отже, навіть незначні зміни магнітного поля (ΔB) призводять до вимірюваної зміни інтенсивності ΔI , яку фіксує фотодіод.

Перевірка розмірності:

$$[\theta] = \frac{\text{рад}}{\text{Тл} \cdot \text{м}} \cdot \text{Тл} \cdot \text{м} = \text{рад} \quad (2.7)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						39
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Для задачі контролю неоднорідності поля вимірюється не повне значення B , а мале локальне відхилення ΔB від робочої точки B_0 . Тому малий приріст кута Фарадея дорівнює:

$$\Delta\theta = VL\Delta B \quad (2.8)$$

Для TGG-кристала приймаємо $V = 40 \text{ рад}/(\text{Тл}\cdot\text{м})$, $L = 10 \text{ мм} = 0,01 \text{ м}$. Тоді для $\Delta B = 1 \text{ мТл} = 10^{-3} \text{ Тл}$:

$$\Delta\theta = 40 \cdot 0,01 \cdot 10^{-3} = 4 \cdot 10^{-4} \text{ рад} \quad (2.9)$$

Для $\Delta B = 100 \text{ мкТл} = 10^{-4} \text{ Тл}$:

$$\Delta\theta = 40 \cdot 0,01 \cdot 10^{-4} = 4 \cdot 10^{-5} \text{ рад} \quad (2.10)$$

Отримані кути дуже малі. Тому основним обмеженням є не сам ефект Фарадея, а здатність оптичного та електронного трактів стабільно зареєструвати відповідну малу зміну інтенсивності.

2.5.1 Розрахунок чутливості фотоприймача

Інтенсивність або оптична потужність після аналізатора визначається законом Малюса:

$$P_{\text{ph}} = P_{\text{in}} \cos^2(\alpha + \theta) \quad (2.11)$$

де P_{ph} — оптична потужність, що потрапляє на фотодіод, Вт; P_{in} — оптична потужність перед аналізатором, Вт; α — початковий кут установлення аналізатора; θ — кут Фарадея.

Для максимальної чутливості до малих змін кута робоча точка вибирається поблизу умови:

$$\alpha + \theta_0 = 45^\circ \quad (2.12)$$

У цій точці похідна закону Малюса за модулем максимальна. Для малих приростів кута:

$$\Delta P_{\text{ph}} \approx -P_{\text{in}} \Delta\theta \quad (2.13)$$

Оскільки у робочій точці $P_{\text{ph}0} = P_{\text{in}}/2$, можна також записати:

$$\Delta P_{\text{ph}} \approx -2P_{\text{ph}0} \Delta\theta \quad (2.14)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						40
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Цей запис важливий: зміна оптичної потужності пропорційна не повному полю 3 Тл, а саме малому приросту ΔB відносно робочої точки.

2.5.2 Розрахунок підсилювача сигналу

Для перетворення фотоструму в напругу використовується трансімпедансний підсилювач на операційному підсилювачі AD8606.

Під час вибору опору зворотного зв'язку R_f необхідно враховувати не тільки малосигнальне підсилення, а й статичний фотострум робочої точки.

Якщо постійна складова фотоструму занадто велика, вихід ТІА може наблизитися до межі живлення і втратити лінійність. Тому R_f вибирається як компроміс між чутливістю, допустимою смугою пропускання, шумом резистора та запасом вихідної напруги AD8606 до насичення.

Обґрунтування вибору елементної бази зумовлене використанням прецизійного двоканального операційного підсилювача AD8606 (Analog Devices), що поєднує низький рівень власних шумів (6.5 нВ/Гц) із технологією DigiTrim®, яка забезпечує мінімальну напругу зміщення до 65 мкВ.

Основна формула ТІА:

$$U_{TIA} = U_{bias} - I_{ph} R_f . \quad (2.15)$$

Для малих змін сигналу:

$$\Delta U_{TIA} = -R_f \Delta I_{ph}. \quad (2.16)$$

Перевірка розмірності:

$$[\Delta U_{TIA}] = [R_f][\Delta I_{ph}] = \Omega \cdot A = V. \quad (2.17)$$

Смуга трансімпедансного каскаду з компенсаційною ємністю оцінюється як:

$$f_{-3dB} \approx 1 \quad (2.18)$$

$$2\pi R_f C_f \quad (2.19)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						41
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

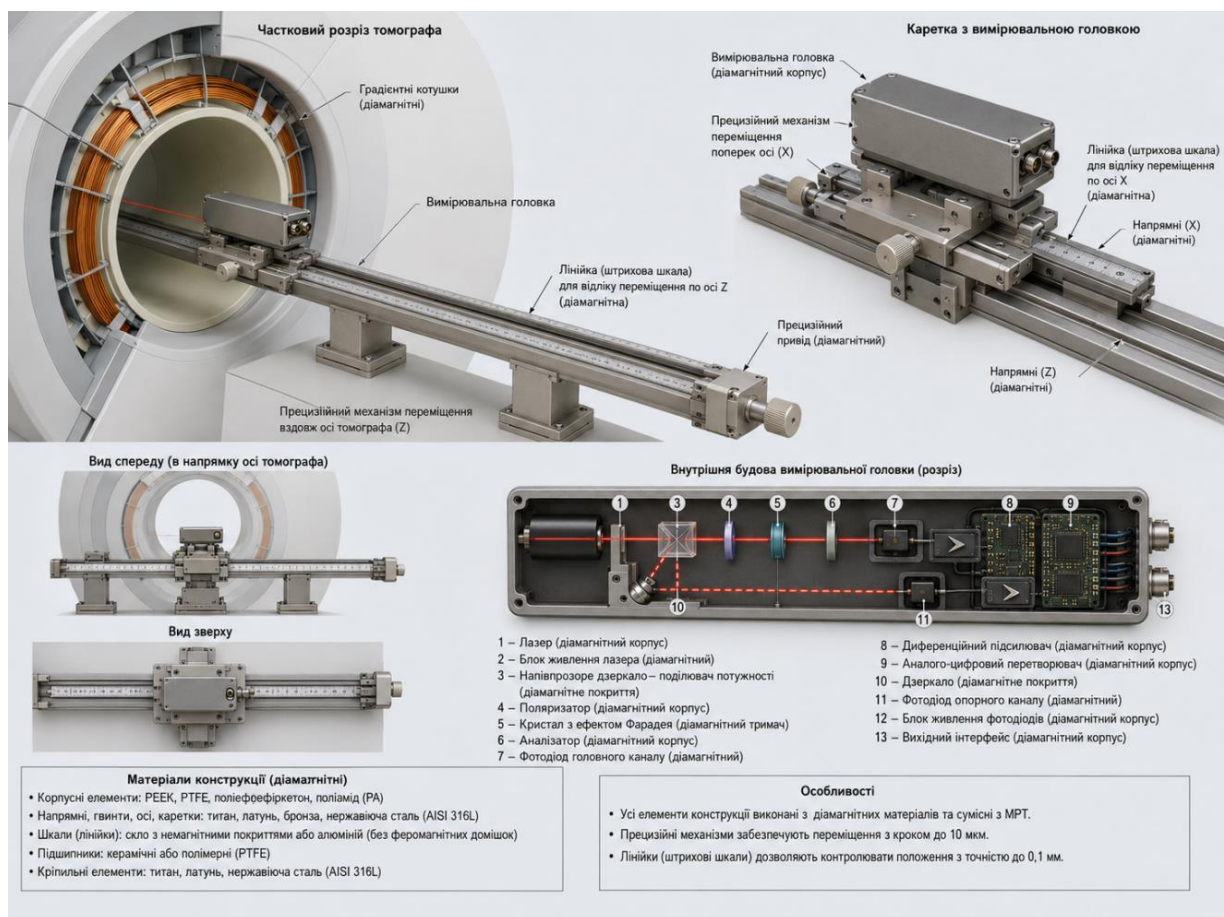


Рисунок 2.4 Версія конструкції механізму позиціювання у вимірювачі

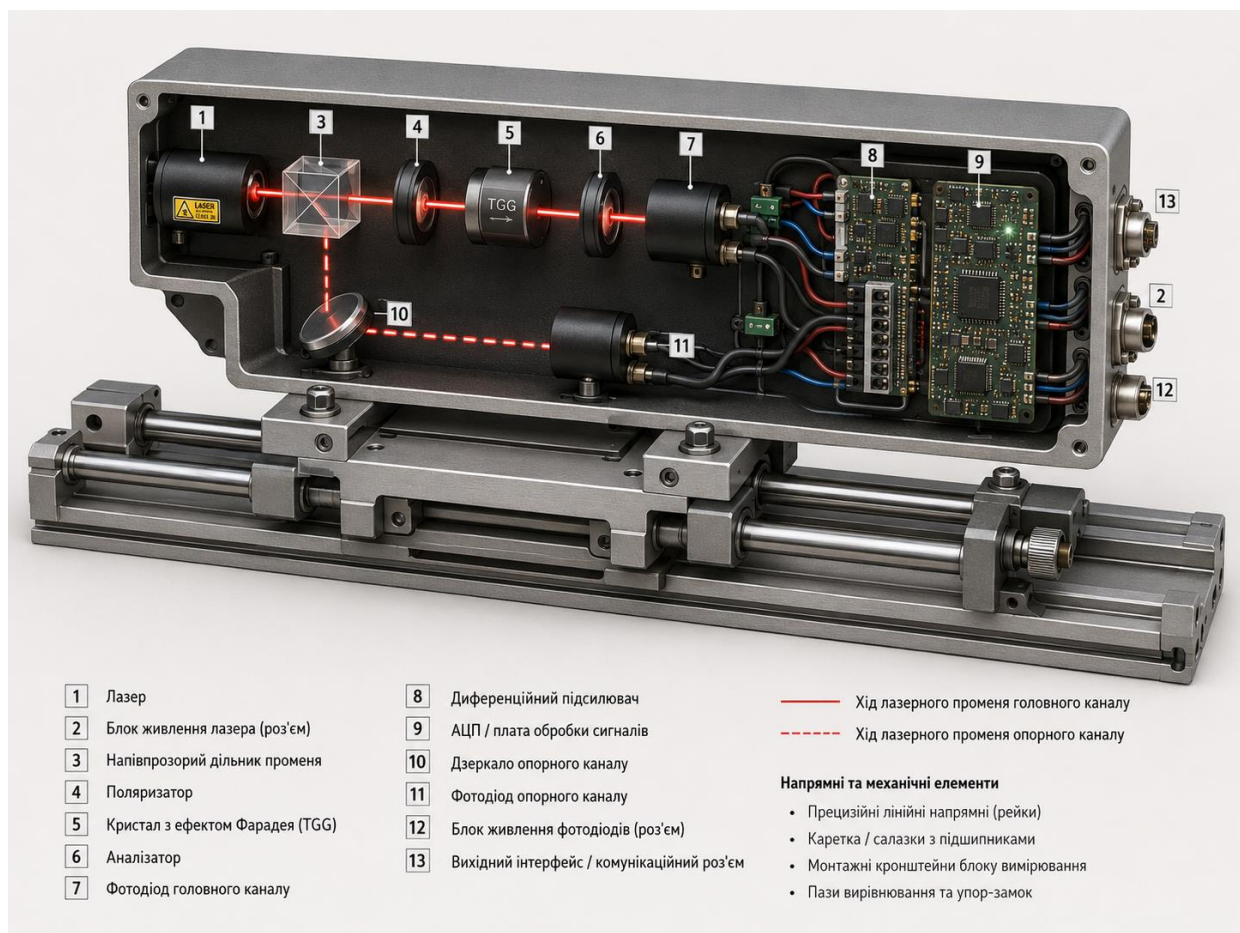


Рисунок 2.5 Версія конструкції вимірювальної головки

Розміри для довідок забезпечуються прецизійною токарною обробкою деталей корпусу. Посадочні місця під оптичні елементи виконати по системі отвору з допуском Н7. Неохолоджуваний лазерний діод (Поз.1) монтувати із застосуванням термопасти КПТ-8. Оптичні осі всіх компонентів повинні збігатися з геометричною віссю симетрії корпусу з точністю негірше ± 0.05 мм.

Завдяки архітектурі Rail-to-Rail та здатності працювати від низьковольтних джерел живлення (2.7–5.5 В), даний компонент дозволяє досягти максимального динамічного діапазону при мінімальних нелінійних спотвореннях. Високий вхідний опір та наднизькі вхідні струми (1 пА) роблять AD8606 оптимальним рішенням для інтеграції у вимірювальні тракти з високоомними сенсорами та прецизійними АЦП у складі портативних електронних систем. Підсилення $G = 100$ стосується тільки малосигнальної складової після компенсації робочої точки.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		43

2.5.3 Розрахунок вимог до АЦП

Крок ідеального АЦП визначається співвідношенням: (14)

$$q_{\text{ADC}} = \frac{U_{\text{ref}}}{2^N} \quad (2.20)$$

де q_{ADC} — крок квантування, В; U_{ref} — опорна напруга АЦП, В; N — розрядність АЦП.

Для різних варіантів отримаємо:

Варіант АЦП	Ідеальний крок	Коментар
10 біт, 5 В	4,88 мВ	лише грубий лабораторний контроль
12 біт, 3,3 В	0,806 мВ	недостатньо для 100 мкТл без підсилення
16 біт, 3,3 В	50,4 мкВ	можливо для навчальної покращеної реалізації
24 біт, 2,5 В	0,149 мкВ ідеально	доцільно для перспективної мікротеслової реалізації

Для 24-бітного АЦП слід окремо зазначити, що реальна ефективна розрядність менша за номінальну через шум, нестабільність опорної напруги, вхідні шуми та режим фільтрації сигма-дельта АЦП. Тому в роботі коректно писати не про “автоматичне досягнення ppm-рівня”, а про створення передумов для мікротеслового вимірювання за умови калібрування та контролю шумів. (14)

2.5.4 Робоча точка магнітооптичного перетворювача та лінеаризація

У сферичному робочому об'ємі (DSV) томографа компоненту магнітного поля B_z у довільній точці з координатами прийнято представляти у вигляді розкладу за поліномами Лежандра (сферичними гармоніками):

$$B_z(r, \theta, \phi) = B_0 + \sum_{n=1}^{\infty} r^n \left[Z_n P_n(\cos\theta) + \sum_{m=1}^n (A_{nm} \cos(m\phi) + B_{nm} \sin(m\phi)) P_{nm}(\cos\theta) \right] \quad (2.21)$$

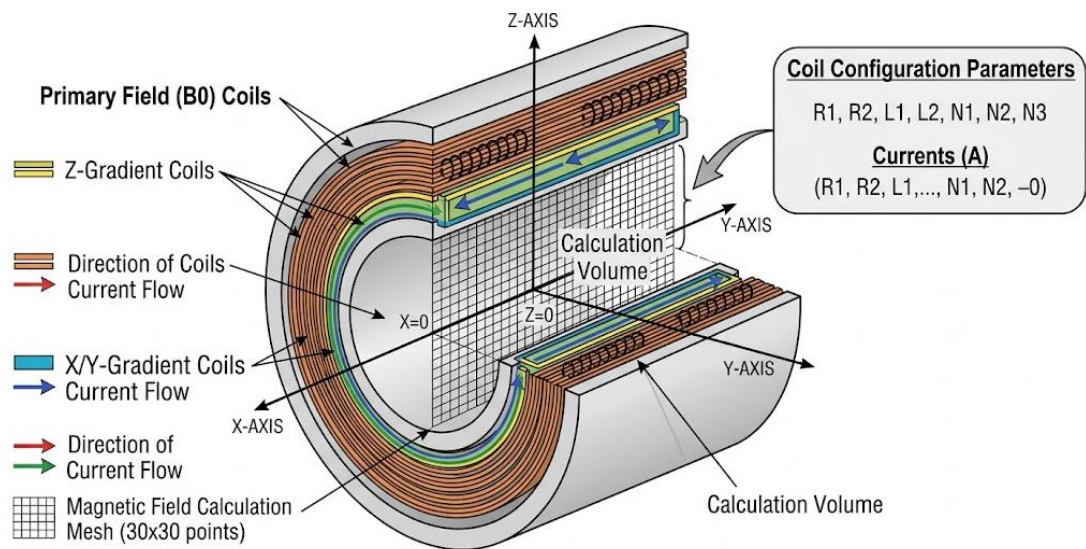


Рисунок 2.6 Схема багатошарової системи котушок томографа

На цьому малюнку показано просторову схему багатошарової системи котушок томографа, що була використана для розрахунку. Ви можете бачити розташування основних та допоміжних обмоток, напрямки струмів та сітку 30#30 точок, у яких проводився розрахунок поля.

Figure 1A. Розподіл неоднорідності магнітного поля (ΔB)

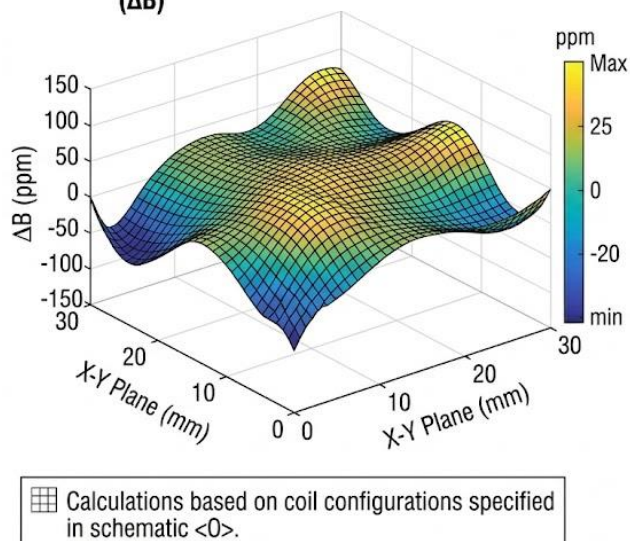


Figure 1B. Лінійний профіль поздовжнього поля B_z вздовж осі Z

<0. Calculations based on coil configurations specified in schematic <0>.

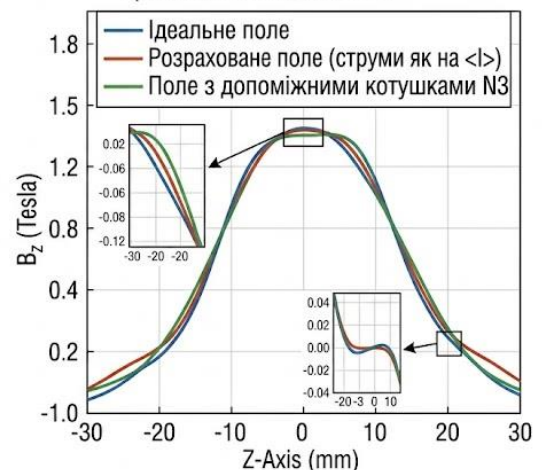


Figure 1B. Linear Profile of Longitudinal Field B_z along Z-Axis

Calculation Parameters: (refer to doc)

Рисунок 2.7 Лінійні профілі поздовжнього поля

Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

РІП31.431214.001 ПЗ

Лис
45

Лінійні профілі поздовжнього поля B_z вздовж осі Z . Наведені порівняння ідеального поля, поля, розрахованого лише для двох основних котушок, та поля з підключеними допоміжними котушками (N3), що ілюструє ефект компенсації неоднорідностей.

Поворот площини поляризації в магнітооптичному кристалі описується співвідношенням:

$$\theta = V \cdot B \cdot L, \quad (2.22)$$

де θ — кут повороту площини поляризації, рад; V — константа Верде матеріалу, рад/(Тл·м); B — магнітна індукція, Тл; L — довжина оптичного шляху в магнітооптичному матеріалі, м.

Перевірка розмірності підтверджує коректність формули:

$$[\theta] = [\text{рад}/(\text{Тл} \cdot \text{м})] \cdot [\text{Тл}] \cdot [\text{м}] = \text{рад}. \quad (2.23)$$

Для кристалу TGG з орієнтовною константою Верде $V = 40$ рад/(Тл·м), довжиною $L = 10$ мм = 0,01 м та полем $B = 3$ Тл отримаємо:

$$\theta = 40 \cdot 3 \cdot 0,01 = 1,2 \text{ рад} \approx 68,8^\circ. \quad (2.24)$$

Отриманий кут не є малим. Тому некоректно описувати роботу вимірювача як просте лінійне вимірювання магнітного поля у всьому діапазоні 0–3 Тл лише за наближенням малих кутів. У такому діапазоні поворот поляризації є значним, а інтенсивність після аналізатора змінюється за нелінійним законом Малюса.

Інтенсивність світла після аналізатора можна описати виразом:

$$I = I_0 \cdot \cos^2(\alpha + \theta), \quad (2.25)$$

де I_0 — інтенсивність світла перед аналізатором, α — початковий кут між віссю аналізатора та площиною поляризації за відсутності відхилення поля, θ — кут Фарадея.

Для задачі контролю неоднорідності поля доцільно працювати не з повним абсолютним значенням B , а з малими відхиленнями ΔB від робочого значення B_0 . Тому кут Фарадея подається у вигляді:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						46
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\theta = \theta_0 + \Delta\theta, \quad (2.26)$$

$$\theta_0 = V \cdot B_0 \cdot L, \quad (2.27)$$

$$\Delta\theta = V \cdot L \cdot \Delta B. \quad (2.28)$$

Після механічного або програмного встановлення робочої точки аналізатор налаштовується так, щоб максимальна чутливість до малих змін кута досягалася поблизу умови:

$$\alpha + \theta_0 = 45^\circ. \quad (2.29)$$

У цій точці похідна залежності $I(\theta)$ за модулем максимальна, тому малі зміни $\Delta\theta$ майже лінійно перетворюються у зміни інтенсивності ΔI . Для малих відхилень можна записати наближену залежність:

$$\Delta I \approx -I_0 \cdot \Delta\theta = -I_0 \cdot V \cdot L \cdot \Delta B. \quad (2.30)$$

Отже, фізично коректна модель роботи прототипу така: поле B_0 створює початковий кут повороту θ_0 , після чого оптична система встановлюється в робочу точку максимальної чутливості. Далі вимірюються не абсолютні значення 0–3 Тл, а локальні відхилення ΔB від B_0 , які спричиняють малі зміни кута $\Delta\theta$ і, відповідно, малі зміни інтенсивності світла на фотоприймачі.

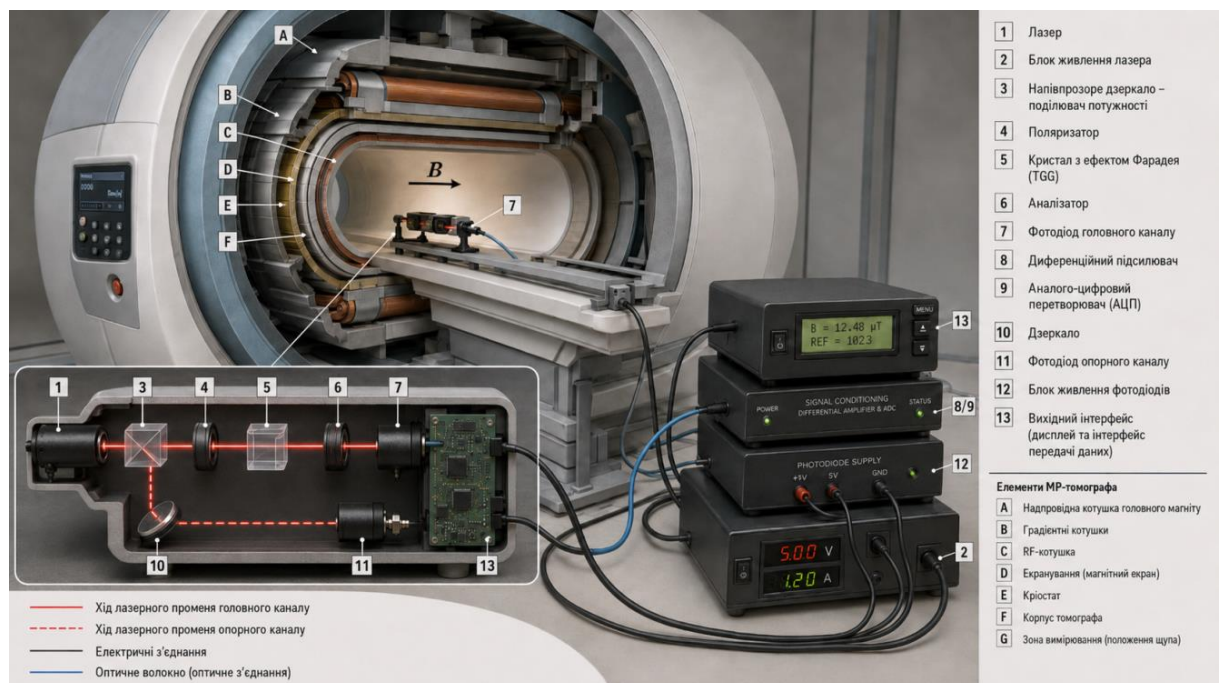


Рисунок 2.8 Процес вимірювань

Такий підхід дозволяє уникнути методичної помилки та правильно сформулювати призначення пристрою: вимірювач є засобом контролю локальних відхилень магнітної індукції від заданої робочої точки, а не простим широкодіапазонним лінійним тесламетром слід розглядати як лабораторний макет для демонстрації принципу та грубого контролю неоднорідностей. Перехід до мікротеслового або ppm-рівня потребує опорного оптичного каналу, малошумного трансимпедансного підсилювача на AD8606, зовнішнього 24-бітного диференціального АЦП, стабільного Uref, температурної компенсації та багатоточкового калібрування.

2.6 Моделювання та побудова принципової схеми

На основі розробленої структурної схеми виконано моделювання та побудову принципової електричної схеми пристрою. Метою моделювання є перевірка працездатності оптичної та електронної частин системи, а також узгодження між ними рівнів сигналів. Оскільки в основі пристрою лежить реєстрація мікрровольтних змін напруги (для досягнення точності рівня ppm), кожен вузол схеми виконує специфічну роль у мінімізації шумів та узгодженні сигналів.

2.6.1 Вхідна ланка: Оптико-електронне перетворення

Цей блок є інтерфейсом між фізичним оптичним трактом (ефектом Фарадея) та електронною частиною схеми.

Включення фотодіода (PD - BPW34): Фотодіод підключається до входу операційного підсилювача. Найчастіше у прецизійних вимірювачах його вмикають у фотогальванічному режимі (без зовнішньої зворотної напруги зсуву, тобто напруга на діоді дорівнює нулю). Це забезпечує мінімальний темновий струм ($I_{\text{dark}} \rightarrow 0$) і, як наслідок, усуває значну частку дробового шуму.

Джерело світла (LD): Схема керування лазерним діодом обов'язково містить транзисторний або спеціалізований лінійний драйвер-стабілізатор струму. Будь-які пульсації струму лазера перетворюються на амплітудний шум інтенсивності світла, що миттєво знизить точність вимірювання поля.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						48
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

2.6.2 Аналоговий тракт: Трансмпедансний підсилювач

Це найбільш критична з точки зору шумів частина принципової схеми.

- **Мікросхема операційного підсилювача:** Використовується прецизійний малошумний ОП типу AD8606 (або аналог із Rail-to-Rail виходом і CMOS/JFET входами). CMOS-вхід гарантує надмалі вхідні струми зсуву (одиниці пікоампер), що важливо, оскільки корисний фотострум діода також надзвичайно малий.
- **Резистор зворотного зв'язку:** Увімкнений між виходом ОП та його інвертуючим входом. Він задає коефіцієнт трансмпедансного підсилення (перетворення струму в напругу: $V_{out} = I_{photo} \times R_{fb}$). Цей резистор має бути прецизійним (з допуском 0.1% або 1%) та мати низький температурний коефіцієнт опору (ТКО), щоб уникнути температурного дрейфу шкали вимірювань.
- **Конденсатор фільтрації:** Увімкнений паралельно R_{fb} . Він утворює аналоговий фільтр низьких частот (ФНЧ) першого порядку зі зрізом на частотах у кілька десятків герц. Оскільки вимірювання неоднорідності поля в томографі є статичним або низькочастотним (просторове сканування), цей конденсатор ефективно зрізає високочастотні шуми (тепловий шум резистора та широкосмуговий шум ОП).

2.6.3 Цифрове ядро: Оцифрування та обробка даних

- **Аналого-цифровий перетворювач (АЦП):** * На схемі вихід аналогового підсилювача з'єднується з аналоговим входом (зазвичай аналоговий канал A0 мікроконтролера або вхід зовнішньої мікросхеми АЦП).
 - Внутрішній 12-бітний АЦП мікроконтролера (наприклад, у STM32 або зовнішній модуль) ділить опорну напругу на 4096 рівнів. Для фіксації мікрвольтних змін (рівень одиниць ppm) на схемі обґрунтовано впровадження зовнішнього прецизійного 24-

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						49
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

бітного дельта-сігма АЦП (наприклад, серії ADS1220 або аналогічних), який працює разом із високостабільним джерелом опорної напруги (ДОН).

- **Мікроконтролер (MCU):** Чип ATmega328P (платформа Arduino Nano) або STM32F103 тактується від зовнішнього кварцового резонатора (наприклад, 16 МГц або 8 МГц) з двома керамічними конденсаторами по 22 пФ для забезпечення стабільності тактової частоти та часових інтервалів дискретизації.

2.6.4 Периферійні інтерфейси та комунікація

- **Блок індикації (LCD / OLED):** Рідкокристалічний дисплей підключається до мікроконтролера. Для економії виводів MCU на схемі часто застосовують модуль сполучення на базі мікросхеми-розширювача портів PCF8574, що дозволяє керувати дисплеєм по двопровідній шині I2C (лінії SDA та SCL), які підтягнуті до лінії живлення +5В резисторами 4.7 кОм.
- **Зв'язок з ПК (USB-UART):** На схемі присутній мікросхемний міст (наприклад, CH340G або FT232), який підключений до апаратних виводів TX та RX мікроконтролера. Він забезпечує перетворення рівнів UART в сигнали шини USB для передачі результатів сканування магнітного поля на комп'ютер керівника чи оператора.

2.6.5 Схемотехніка живлення та завадозахист

Це фундамент стабільності всієї схеми приладу:

- **Розділення контурів «Землі»:** На принциповій схемі чітко розділені шини аналогової землі (AGND) та цифрової землі (DGND). Цифрові перемикання мікроконтролера та дисплея створюють високочастотні голки (завади) по землі. Якщо об'єднати землі неправильно, ці завади потраплять на вхід ОП і повністю спотворять вимірювання. Вони з'єднуються разом лише в одній точці (так зване одноточкове заземлення «зіркою») на виході блока живлення.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						50
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

- **Блокувальні конденсатори:** Біля кожного активного компонента (AD8606, MCU, АЦП, СН340G) між виводом живлення VCC та землею паралельно встановлені два конденсатори: танталовий/електролітичний (10 мкФ) для згладжування просідань напруги та керамічний (0.1 мкФ) для фільтрації високочастотних імпульсних наведень.
- **Стабілізація живлення:** Використовуються лінійні стабілізатори типу LM78L05 або прецизійні малошумні мікросхеми живлення, які видають чисті +5 В без пульсацій, притаманних імпульсним перетворювачам.

2.6.6 Логіка побудови системи

Принципова схема складається з двох основних підсистем:

оптичної частини, яка формує вимірюваний сигнал електронної частини, що забезпечує підсилення, аналого-цифрове перетворення та виведення даних на індикацію, схема електрична принципова зображена на рисунку 2.9.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						51
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

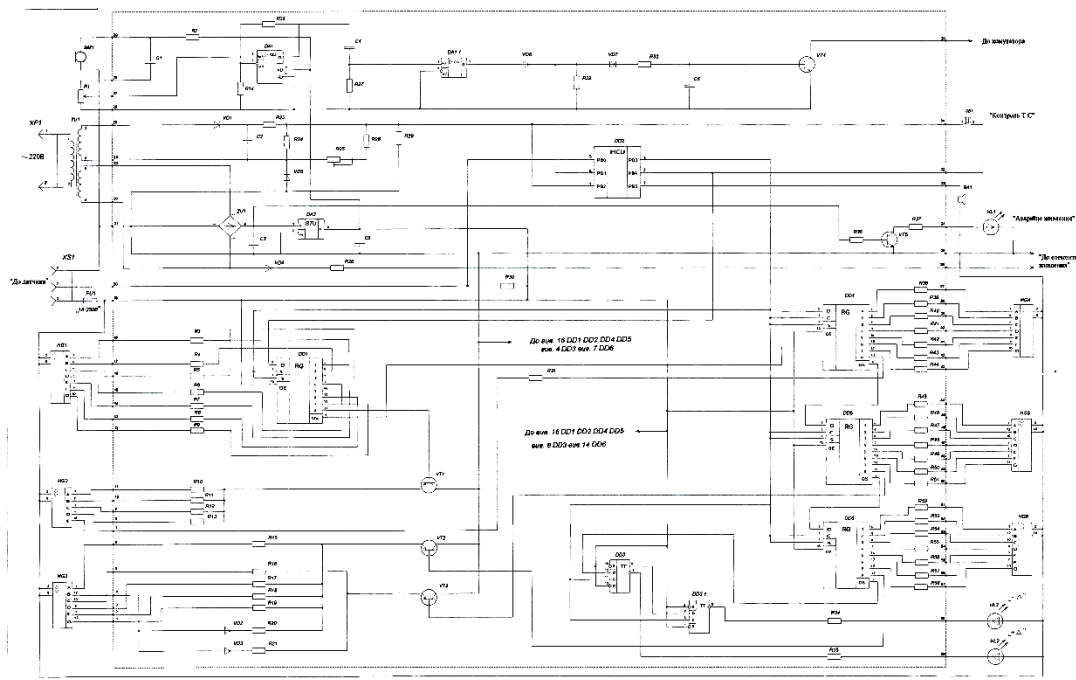


Рисунок 2.9 Схема електрична принципова

Схема побудована за модульним принципом, де кожен блок виконує окрему функцію і з'єднаний послідовно, утворюючи єдиний вимірювальний тракт.

2.6.7 Оптична частина

До складу оптичного тракту входять наступні елементи:

LD (лазерний діод) — джерело когерентного випромінювання, що створює стабільний потік світла.

P1 (перший поляризатор) — формує лінійну поляризацію лазерного пучка.

TGG (магнітооптичний кристал) — сенсорний елемент, який змінює кут повороту площини поляризації світла під впливом магнітного поля (ефект Фарадея).

P2 (аналізатор) — пропускає або послаблює світло залежно від зміни поляризації після TGG.

PD (фотодіод) — перетворює змінений за інтенсивністю світловий потік у пропорційний електричний сигнал.

Таким чином, оптична частина виконує функцію перетворення магнітного поля у зміну інтенсивності світла, яка потім реєструється електронною системою.

2.6.8 Електронна частина

До електронної частини належать такі основні вузли:

ОП (операційний підсилювач) — підсилює низькорівневий сигнал фотодіода до рівня, придатного для аналого-цифрового перетворення.

ADC (аналого-цифровий перетворювач) — оцифровує аналоговий сигнал, отриманий із підсилювача.

MCU (мікроконтролер) — виконує цифрову обробку даних: фільтрацію, усереднення, калібрування та масштабування сигналу.

LCD-дисплей — використовується для індикації поточного значення магнітного поля.

UART-інтерфейс — забезпечує обмін даними між приладом та комп'ютером для збереження або аналізу результатів.

PSU (блок живлення) — формує стабілізовану напругу живлення всіх вузлів пристрою (5 В постійного струму).

2.6.9 Логіка підключення вузлів

Логіка підключення вузлів розробленого вимірювального приладу побудована таким чином, щоб забезпечити коректне узгодження сигналів між окремими каскадами, мінімізацію шумів та стабільну роботу всієї системи в умовах сильного магнітного поля. Структура з'єднань відповідає послідовності перетворення фізичної величини — магнітної індукції — у цифровий сигнал, зручний для подальшої обробки та відображення.

Оптичний сигнал, модульований магнітним полем у магнітооптичному кристалі, реєструється фотодіодом, вихід якого підключається до входу операційного підсилювача. Таке з'єднання дозволяє перетворити малий фотострум у напругу необхідного рівня, придатну для подальшої обробки. Операційний підсилювач виконує функцію попереднього підсилення та фільтрації сигналу, забезпечуючи достатній коефіцієнт підсилення при збереженні лінійності характеристики.

З виходу підсилювача аналоговий сигнал подається на вхід аналого-цифрового перетворювача. АЦП здійснює дискретизацію та квантування сигналу,

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						53
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

перетворюючи його у цифрову форму з розрядністю, достатньою для реєстрації малих змін магнітного поля. Це забезпечує можливість подальшої точної цифрової обробки без істотних втрат інформації.

Цифрові дані з АЦП надходять до мікроконтролера, який виконує обчислення величини індукції магнітного поля та оцінку його локальної неоднорідності. Мікроконтролер здійснює програмну фільтрацію сигналу, корекцію калібрувальних коефіцієнтів та формування результатів вимірювань у зручному для користувача вигляді. Отримана інформація виводиться на рідкокристалічний або OLED-дисплей у режимі реального часу, що дозволяє оперативно контролювати параметри магнітного поля. ВРW34 може бути використаний як доступний кремнієвий фотодіод для лабораторного прототипу. Його переваги — достатня площа чутливої поверхні, придатність для видимого діапазону та простота включення. У тексті слід вказати, що темновий струм, ємність фотодіода та шум впливають на мінімально вимірюваний сигнал, тому для високоточного варіанта потрібен оптимізований фотоприймальний тракт.

Внутрішній АЦП мікроконтролера може бути використаний для грубого лабораторного контролю. Для вимірювання малих відхилень поля його роздільна здатність може бути недостатньою. Тому в роботі доцільно передбачити два варіанти: базовий — внутрішній АЦП для макета; перспективний — 24-бітний прецизійний АЦП з малошумною опорною напругою.

Мікроконтролер виконує зчитування АЦП, усереднення, цифрову фільтрацію, компенсацію нуля, розрахунок ΔB та ppm, виведення на дисплей і передачу даних через UART. Для лабораторного макета достатнім є Arduino Nano або STM32F103, однак у тексті слід пояснити, що точність визначається не лише мікроконтролером, а насамперед аналоговим трактом, АЦП та калібруванням.

Блок живлення має забезпечувати окрему фільтрацію аналогової та цифрової частин. Для аналогового тракту бажано використовувати малошумний стабілізатор, окрему аналогову землю та локальні фільтрувальні конденсатори

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						54
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

біля кожного активного елемента. Живлення лазера також має бути стабілізованим і захищеним від імпульсних завад.

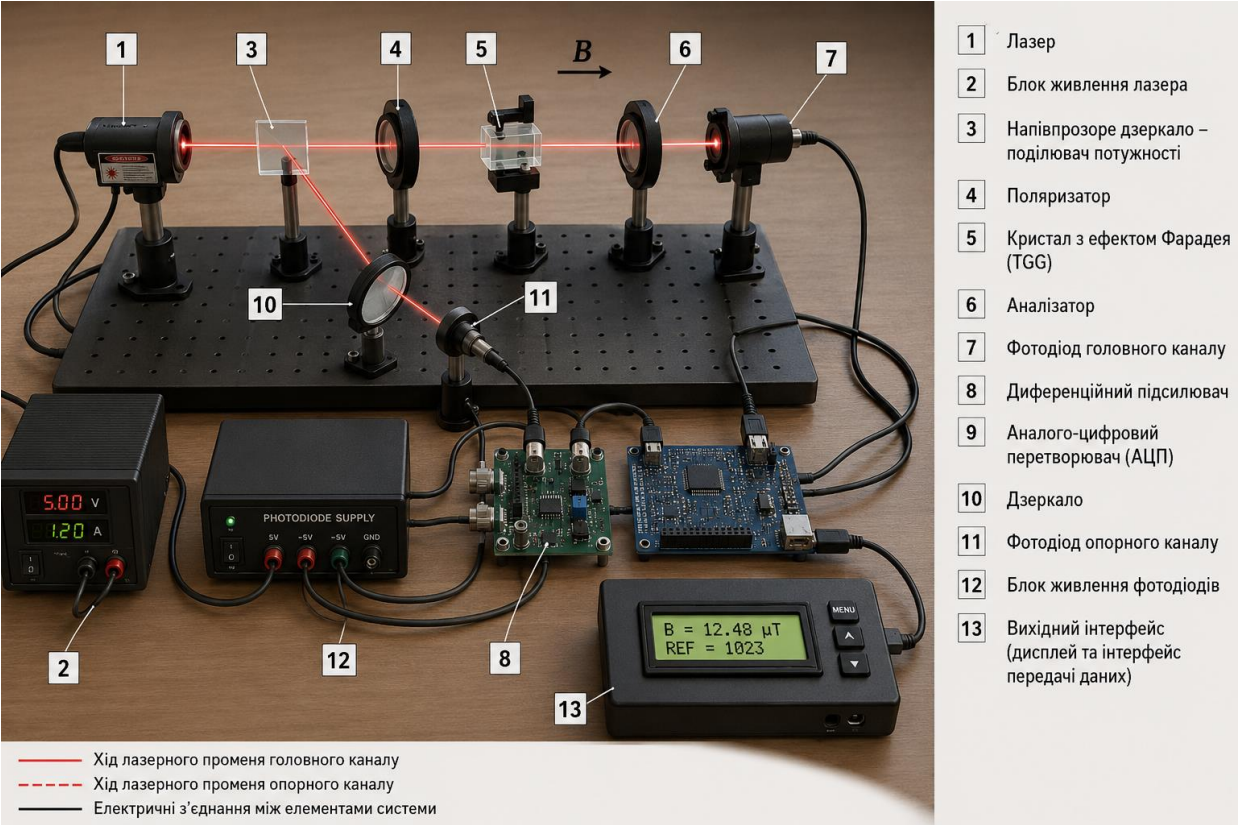


Рисунок 2.10 Макет вимірювача

Обрана елементна база є придатною для створення лабораторного прототипу та перевірки принципу дії магнітооптичного вимірювача. Водночас аналіз показує, що для переходу до ррт-рівня потрібно замінити частину базових компонентів на прецизійні, зокрема підсилювач, АЦП, джерело опорної напруги та стабілізатор оптичної потужності.

2.6.10 Результати моделювання

Моделювання електронної частини розробленого вимірювального приладу виконувалося у середовищі Multisim, що дозволяє здійснювати детальну перевірку працездатності схемних рішень на етапі проєктування без виготовлення фізичного прототипу. Застосування комп'ютерного моделювання дало змогу оцінити основні електричні параметри схеми, а також перевірити її стабільність у різних режимах роботи.

У процесі моделювання було перевірено роботу операційного підсилювача, реалізованого на базі мікросхеми типу AD8606, при надходженні змінного сигналу з фотодіода. Особлива увага приділялася коефіцієнту підсилення, лінійності амплітудної характеристики та відсутності спотворень сигналу в робочому діапазоні частот. Отримані результати підтвердили коректність вибору параметрів підсилювального каскаду та його відповідність вимогам аналого-цифрового перетворення. Друковану плату та складальне креслення можна знайти у «додатку в», або на кресленнях формату A1.

Крім того, у моделі було перевірено правильність перетворення аналогового сигналу в цифрову форму та відображення результатів вимірювань на LCD-дисплеї. Симуляція показала коректну взаємодію між операційним підсилювачем, аналого-цифровим перетворювачем та мікроконтролером, а також стабільне формування інформації для візуалізації.

Проведені симуляції підтвердили, що електронна схема стабільно функціонує при напрузі живлення 5 В, рівень сигналу після підсилювача знаходиться в межах робочого діапазону входу АЦП, а час реакції системи на зміну вхідного сигналу не перевищує 100 мс, що є достатнім для задач контролю неоднорідності магнітного поля. Мінімально вимірюване відхилення можна оцінити через мінімально реєстровану зміну напруги $\Delta U_{\min}$. Якщо після диференціального підсилення коефіцієнтом $G = 100$ сигнал для $\Delta B = 10^{-4}$ Тл становить 8 мВ, то така величина вже може бути зареєстрована 12-бітним АЦП. Для $\Delta B = 1$ мТл сигнал після такого підсилення становитиме приблизно 80 мВ, тобто потрібен 16-бітний або кращий 24 бітний АЦП, низький шум і стабільна опорна напруга.

Основні складові похибки пов'язані з нестабільністю потужності лазера, температурною залежністю константи Верде, похибкою налаштування аналізатора, шумом фотодіода, шумом та дрейфом операційного підсилювача, квантуванням АЦП, нестабільністю опорної напруги, механічним зміщенням оптичних елементів та похибкою калібрування. Сумарну похибку доцільно оцінювати за коренем із суми квадратів незалежних складових: $\Delta \Sigma = \sqrt{\Delta 1^2 + \Delta 2^2 + \dots + \Delta n^2}$.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						56
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Розрахунки показують, що сам ефект Фарадея забезпечує вимірювану зміну поляризації, але для реєстрації малих відхилень поля потрібен дуже стабільний і малошумний фотоелектронний тракт. Поточна чутливість 10^{-4} Тл є досяжною для лабораторного прототипу, однак для контролю ppm-рівня 3 Т МРТ необхідне істотне підвищення роздільної здатності, застосування диференціальної схеми, стабілізації джерела світла, зовнішнього АЦП і точного калібрування.

Контрольний результат: 10^{-4} Тл при $B_0 = 3$ Тл відповідає приблизно 33,3 ppm, а 0,5 ppm відповідає 1,5 μ Тл.

2.7 Висновок до графічної частини

Електрична принципова схема демонструє класичний малошумний вимірювальний тракт. Логіка її побудови повністю спрямована на збереження цілісності слабкого сигналу: від фотогальванічного включення фотодіода BPW34, через трансимпедансний підсилювач AD8606 із обмеженням смуги частот, до високорозрядного АЦП та цифрової обробки на базі мікроконтролера з глибоким схемотехнічним розділенням аналогової та цифрової частин живлення.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						57
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Програмне забезпечення мікроконтролера забезпечує керування вимірювальним циклом, зчитування даних із зовнішнього АЦП, цифрову фільтрацію, нормування вимірювального каналу за опорним, компенсацію нульового рівня, застосування калібрувальної функції, розрахунок ΔV та результату у ppm, а також індикацію й передавання даних через цифровий інтерфейс.

3.1 Постановка задачі програмного забезпечення

Метою розробки ПЗ є створення стабільної системи керування вимірювачем, яка:

- ініціалізація мікроконтролера, дисплея, UART та зовнішнього АЦП;
- зчитування двох каналів АЦП: вимірювального та опорного;
- контроль коректності даних і відбракування аварійних значень;
- цифрове усереднення та низькочастотна фільтрація;
- нормування сигналу за опорним каналом;
- компенсація нуля та застосування калібрувальної функції;
- обчислення ΔV у Тл, мкТл і ppm;

Програмне забезпечення повинно працювати не з одним сирим значенням АЦП, а з двома синхронно або квазі-синхронно вимірюваними каналами: вимірювальним каналом після аналізатора і опорним каналом контролю потужності лазера. Основною цифровою величиною є нормований сигнал S_{norm} , який визначається як відношення напруги вимірювального каналу до напруги опорного каналу. Саме S_{norm} , а не окремий код АЦП, використовується для компенсації нестабільності лазера, фільтрації, визначення нульового рівня та розрахунку локального відхилення магнітної індукції.

3.2 Структура ПЗ мікроконтролера

Структурно програмне забезпечення складається з таких модулів:

- Модуль ініціалізації
- запуск тактового генератора;
- налаштування АЦП, UART, LCD;

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						58
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ініціалізація GPIO.

Модуль збору даних

періодичне зчитування АЦП;

перевірка доступності нового вибіркового значення.

Модуль цифрової фільтрації

ковзне середнє;

експоненціальне згладжування;

видалення пікових значень.

Модуль калібрування

застосування коефіцієнтів лінійної корекції;

збереження коефіцієнтів .

Модуль обробки

розрахунок магнітного поля

Модуль індикації

керування LCD;

форматування тексту.

Модуль UART

передача даних на ПК;

прийом команд (калібрування, діагностика).

Модуль самодіагностики

контроль напруги;

контроль відмов фотодіода.

Модуль збору даних виконує зчитування двох каналів зовнішнього АЦП: CH_MEAS для вимірювального каналу та CH_REF для опорного каналу. Після перетворення кодів АЦП у напруги програма перевіряє допустимість опорної напруги каналу. Якщо сигнал опорного каналу менший за мінімально допустиме значення, вимірювання вважається некоректним і формується повідомлення про помилку.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						59
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Модуль обробки обчислює нормований сигнал, виконує цифрову фільтрацію, віднімає нульове значення S_0 , застосовує калібрувальний коефіцієнт K_{cal} та температурну поправку. Результатом роботи модуля є значення ΔB у теслах або мікротеслах і відповідна оцінка у ppm відносно B_0 .

3.3 Алгоритм роботи вимірювального циклу

Запуск перетворення АЦП, читання CH_MEAS , читання CH_REF , перевірка U_{op} , нормування, фільтрація, компенсація температури, розрахунок результату, індикація, UART.

3.4 Алгоритм цифрової фільтрації та обробки даних

Використовуються два методи фільтрації:

Фільтр ковзного середнього

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i] \quad (3.1)$$

$N \approx 8 \dots 32$ вибірки.

Фільтр згладжує шум фотодіода та підсилювача.

Експоненціальне згладжування

$$y[n] = \alpha x[n] + (1 - \alpha)y[n-1] \quad (3.2)$$

де $\alpha = 0.1 \dots 0.3$.

Забезпечує плавне, але швидке реагування. (15)

Видалення піків

Проводиться порівняння:

$$|x[n] - y[n-1]| > T \quad (3.3)$$

3.5 Алгоритм калібрування

Калібрування виконується у два етапи:

S_0 - нульова точка;

K_{cal} - коефіцієнт за еталонним ΔB ;

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						60
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

за потреби поліноміальна калібрувальна функція

3.6 Протокол передачі даних через UART

UART використовується для:

передавання вимірних значень на ПК;

налаштування параметрів;

запуску калібрування.

Формат кадру:

<STX> B=005.23mT; RAW=1234; TEMP=28C <ETX>

Контрольна сума CRC може бути додана для надійності.

Підтримуються команди:

GET — отримати поточне значення поля;

CAL0 — встановити нульове калібрування;

CAL1 — встановити точку калібрування;

RESET — перезапустити прилад.

3.7 Програмна реалізація відображення на LCD

Виводяться:

величина магнітного поля B;

одиниці вимірювання;

статус калібрування;

індикатор помилки (ERR).

3.8 Захист від перешкод та програмна стабілізація роботи

Реалізовані такі механізми:

програмна антидребезг-фільтрація для цифрових входів;

відстеження просідання живлення (brown-out detection);

watchdog-таймер, який перезапускає ПЗ у разі зависання;

захист від некоректних даних АЦП (перевірка діапазону);

контроль швидкості надходження вибірок (тайм-стемпи);

автовідновлення UART при втраті синхронізації.

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						61
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

3.9 Лістинг основних фрагментів коду

Програмне забезпечення повинно працювати не з одним сирим кодом АЦП, а з двома каналами: вимірювальним та опорним. Вимірювальний канал містить інформацію про зміну інтенсивності після аналізатора, а опорний канал контролює поточну оптичну потужність лазера. Основною цифровою величиною для подальшої обробки є нормований сигнал $S_{norm} = U_{meas}/U_{op}$. Такий підхід зменшує вплив повільних змін потужності лазера, нестабільності джерела живлення лазера та старіння оптичного джерела. Після цифрової фільтрації нормований сигнал перетворюється у відхилення магнітної індукції за калібрувальною функцією.

Нижче наведено найважливіші частини прошивки:

```
#define      CH_MEAS                                0
#define      CH_REF                                  1
#define U_REF_MIN      0.10f      // мінімально допустима напруга опорного
каналу,                                В
#define B0_TESLA      3.0f      // номінальне поле томографа, Тл
#define ALPHA_FILTER  0.15f      // коефіцієнт експоненціального згладжування

typedef struct {
    float  u_meas;      // напруга вимірювального каналу, В
    float  u_ref;      // напруга опорного каналу, В
    float  s_norm;      // нормований сигнал
    float  s_filt;      // відфільтрований нормований сигнал
    float  delta_b;      // локальне відхилення поля, Тл
    float  ppm;      // відхилення у ppm відносно B0
    uint8_t error;      // код помилки
} meas_result_t;

static float s0 = 0.0f;      // нульове калібрувальне значення
static float k_cal = 1.0e-4f;      // калібрувальний коефіцієнт, Тл/відн. од.
static float s_prev = 0.0f;      // попереднє значення фільтра

float      adc24_to_voltage(int32_t      code)
{
    const float      u_ref_adc      =      2.5f;
```

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						62
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

```

const float full_scale = 8388608.0f; // 2^23 для знакового 24-бітного АЦП
return ((float)code / full_scale) * u_ref_adc;
}

float filter_exp(float x)
{
    s_prev = ALPHA_FILTER * x + (1.0f - ALPHA_FILTER) * s_prev;
    return s_prev;
}

void sample_handler(meas_result_t *res)
{
    int32_t code_meas = adc24_read(CH_MEAS);
    int32_t code_ref = adc24_read(CH_REF);

    res->u_meas = adc24_to_voltage(code_meas);
    res->u_ref = adc24_to_voltage(code_ref);

    if (res->u_ref < U_REF_MIN) {
        res->error = 1; // відсутній або занадто малий опорний сигнал
        return;
    }

    res->s_norm = res->u_meas / res->u_ref;
    res->s_filt = filter_exp(res->s_norm);

    res->delta_b = k_cal * (res->s_filt - s0);
    res->ppm = (res->delta_b / B0_TESLA) * 1.0e6f;
    res->error = 0;
}

```

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						63
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Функція `sample_handler()` реалізує один повний вимірювальний цикл. Спочатку зчитуються коди вимірювального та опорного каналів АЦП. Після перетворення кодів у напруги перевіряється достатність опорного сигналу. Якщо опорний канал відсутній або його рівень нижчий за допустимий, вимірювання блокується, оскільки нормування стає некоректним. За нормальних умов формується відношення $U_{\text{meas}}/U_{\text{ref,ch}}$, яке зменшує вплив нестабільності потужності лазера. Далі сигнал проходить експоненціальне згладжування, після чого з нього віднімається нульова точка S_0 і застосовується калібрувальний коефіцієнт.

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						64
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

4 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

Конструкторська частина дипломної роботи присвячена розробці механічної та конструктивної реалізації магнітооптичного вимірювача неоднорідності магнітного поля для систем магнітно-резонансної томографії. Головною метою цієї частини є обґрунтування конструкції лабораторного прототипу, який забезпечує механічну стабільність оптичного тракту, відтворюваність лабораторних вимірювань і можливість подальшої модернізації. Висока точність у робочому об'ємі реального МРТ не заявляється як підтверджена характеристика поточного прототипу. При проектуванні особлива увага була приділена сумісності приладу з умовами експлуатації в сильних магнітних полях, де будь-які металеві або ферромагнітні елементи можуть спотворювати результати вимірювань. Для цього корпус та конструктивні елементи виготовляються з немагнітних матеріалів, а оптична частина розміщується у світлонепроникному відсіку для захисту від зовнішніх відблисків (16)

Крім того, при розробці враховувались ергономічні аспекти, що забезпечують зручність використання приладу під час обслуговування томографа, а також безпека експлуатації для оператора та пацієнтів, що перебувають у зоні МРТ. Особлива увага приділялась стабільності оптичного тракту, включаючи вибір магнітооптичного кристалу, лазера та фотоприймача, а також захист від температурного дрейфу та механічних вібрацій.

4.1 Вибір матеріалів корпусу

Корпус приладу призначений для розміщення оптичних, електронних і механічних вузлів та забезпечення їх захисту від зовнішніх впливів. Враховуючи експлуатацію приладу в зоні дії сильного магнітного поля МРТ, використання ферромагнітних матеріалів є недопустимим.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						65
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Для корпусу обрано такі матеріали:

алюмінієві сплави (AlMg, Al6061) — для зовнішніх панелей;

технічні пластики (ABS, PETG, полікарбонат) — для внутрішніх кріплень;

композитні матеріали — для тримачів оптичних елементів.

Обрані матеріали мають:

немагнітні властивості;

малу масу;

достатню механічну міцність;

хорошу технологічність.

4.2 Ергономіка та вимоги до медичного обладнання

Прилад проектується з урахуванням вимог до медичної апаратури:

компактні габарити;

відсутність гострих кромek;

інтуїтивно зрозумілий інтерфейс;

мінімальна кількість органів керування.

LCD-дисплей розташований на передній панелі під кутом, зручним для зчитування показів. Кнопки керування мають чіткий тактильний відгук і розташовані з урахуванням можливості роботи в рукавичках.

Корпус має ступінь захисту не нижче IP40, що достатньо для лабораторних та клінічних умов.

4.3 Механічна побудова оптичного тракту

Оптичний тракт приладу складається з таких елементів:

- лазерний діод;
- поляризатор P1;
- магнітооптичний кристал TGG;
- аналізатор P2;
- фотодіод.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						66
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Елементи розміщені співвісно в жорсткому оптичному каналі, що виключає зміщення осей при вібраціях. Для забезпечення стабільності:

- використано прецизійні посадкові місця;
- передбачені регулювальні гвинти для юстування;
- застосовано антивібраційні прокладки.

Оптичний тракт виконано модульним, що спрощує обслуговування та калібрування.

4.4 Кріплення TGG-кристалу та система позиціонування

Магнітооптичний кристал TGG є ключовим сенсорним елементом приладу. Його кріплення повинно забезпечувати:

- точне позиціонування в магнітному полі;
- стабільність геометрії;
- мінімальний механічний тиск.

Кристал встановлюється в немагнітну рамку з можливістю мікрорегулювання по трьох осях. Контактні поверхні виконані з матеріалу з низьким коефіцієнтом теплового розширення, що зменшує температурні деформації.

Конструкція тримача фотодіода

Фотодіод розміщується в окремому світлонепроникному модулі. Конструкція тримача забезпечує:

- точне співвісне розташування з оптичним трактом;
- захист від паразитного засвічування;
- теплову стабілізацію.

Передбачено екранування від електромагнітних завад та можливість швидкої заміни фотодіода без порушення юстування всієї системи.

4.4.1 Вібро- та ударозахист

Для забезпечення надійності та довговічності роботи розробленого вимірювального приладу передбачено комплекс заходів вібро- та ударозахисту, що дозволяють зберегти точність вимірювань навіть при транспортуванні або експлуатації в умовах можливих механічних впливів.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						67
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Оптичний модуль, який є найбільш чутливою частиною пристрою, ізолюваний від корпусу за допомогою гумових демпферів, що поглинають коливання та мінімізують передавання вібрацій від зовнішнього середовища на сенсорну систему. В місцях кріплення компонентів встановлені пружні прокладки, які знижують механічні напруження і запобігають пошкодженню оптики та електронних вузлів при незначних ударах або струсах.

Крім того, для захисту кабельних з'єднань передбачена фіксація кабелів антивібраційними затискачами, що запобігає їх розхитуванню, переломам та виникненню контактних проблем у процесі експлуатації. Це особливо важливо для забезпечення стабільного передавання сигналу від фотоприймача до підсилювача та мікроконтролера.

Впровадження цих заходів дозволяє значно підвищити стійкість конструкції до механічних впливів, забезпечити точність і повторюваність вимірювань, а також продовжити термін служби приладу без необхідності додаткового технічного обслуговування. Такий підхід робить прилад надійним для використання як у стаціонарних умовах сервісних центрів, так і під час переміщення між лабораторіями або клінічними приміщеннями.

4.5 Засоби екранування від зовнішніх магнітних полів

Оскільки розроблюваний прилад призначений для роботи безпосередньо в зоні дії сильного основного магнітного поля МРТ-системи, застосування класичних методів магнітного екранування, зокрема використання феромагнітних матеріалів або екранів типу мю-метал, є неможливим і недоцільним. Такі матеріали не лише втрачають свої екрануючі властивості в надсильних полях, але й можуть призводити до значних спотворень розподілу магнітного поля, появи додаткових неоднорідностей, а також створювати загрозу безпеці експлуатації (17)

У зв'язку з цим у проєкті реалізовано альтернативний підхід до захисту приладу від впливу зовнішніх магнітних полів, який базується не на їх екрануванні, а на мінімізації чутливості вимірювальної системи до паразитних полів і градієнтів. Першочерговим заходом є максимальне обмеження використання

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						68
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

металевих компонентів у конструкції приладу, особливо в зоні активного вимірювання. Перевага надається немагнітним матеріалам, таким як пластики, композити та кольорові метали з мінімальною магнітною сприйнятливістю, що дозволяє зменшити індуковані струми та локальні спотворення магнітного поля.

Важливу роль у зниженні впливу зовнішніх полів відіграє просторове винесення електронних вузлів приладу за межі зони найбільшої напруженості та неоднорідності магнітного поля. Чутлива сенсорна частина розташовується безпосередньо в області вимірювання, тоді як основні блоки обробки сигналу, живлення та керування розміщуються на безпечній відстані, де вплив магнітного поля та градієнтів є значно меншим. Такий підхід дозволяє знизити ризик наводок, насичення електронних компонентів і порушення їх нормальної роботи.

Для підвищення завадостійкості вимірювального тракту в приладі застосовуються диференціальні схеми обробки сигналу. Диференціальний принцип передачі та підсилення дозволяє ефективно пригнічувати синфазні завади, викликані змінними магнітними полями, градієнтними імпульсами та електромагнітними наведеннями, характерними для роботи МРТ-системи. Це особливо важливо при вимірюванні малих змін магнітного поля, коли рівень корисного сигналу може бути співмірним з рівнем паразитних завад.

Додатковим засобом захисту є використання оптичної ізоляції між сенсорною частиною приладу та блоками обробки й реєстрації даних. Оптичні канали передачі інформації не чутливі до електромагнітних впливів і повністю виключають появу гальванічних зв'язків, через які можуть передаватися наведені завади. Це дозволяє істотно підвищити стабільність вимірювань і зменшити вплив імпульсних полів, що виникають під час роботи градієнтної системи МРТ.

Таким чином, застосований комплекс заходів забезпечує ефективний захист приладу від впливу зовнішніх магнітних полів без використання традиційних методів екранування. Обраний підхід дозволяє мінімізувати вплив паразитних полів і градієнтів, зберегти однорідність основного магнітного поля

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						69
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

та забезпечити надійну і точну роботу вимірювача в умовах високопольового МРТ-середовища.

4.6 Тепловий розрахунок (нагрів лазера, стабілізація температури)

Лазерний діод є джерелом локального тепловиділення. Нагрівання лазера може змінювати його оптичну потужність, довжину хвилі випромінювання та, відповідно, умови магнітооптичного перетворення. Тому необхідно оцінити температурний режим лазерного модуля та визначити, чи достатньо пасивного тепловідведення.

У розробці використовується напівпровідниковий лазерний діод з максимальною оптичною потужністю до 5 мВт. Для розрахунку приймаємо робочу напругу лазерного діода $U_L = 2,2$ В та струм накачування $I_L = 40$ мА.

Електрична потужність, що споживається лазерним діодом, дорівнює:

$$P_{el} = U_L I_L \quad (4.1)$$

Перевірка розмірності:

$$[P_{el}] = В \cdot А = Вт \quad (4.2)$$

Підставляємо числові значення:

$$P_{el} = 2.2 \cdot 0.04 = 0.088 Вт = 88 мВт \quad (4.3)$$

Корисна оптична потужність лазера становить:

$$P_{opt} = 5 мВт$$

Теплова потужність визначається як різниця між споживаною електричною потужністю та корисною оптичною потужністю:

$$P_{heat} = P_{el} - P_{opt} \quad (4.4)$$

$$P_{heat} = 88 мВт - 5 мВт = 83 мВт = 0.083 Вт$$

Температурний приріст лазерного модуля оцінюється через сумарний тепловий опір $R\theta$:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						70
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\Delta T = P_{\text{heat}} R_{\theta} \quad (4.5)$$

Перевірка розмірності:

$$[\Delta T] = \text{Вт} \cdot \frac{\text{К}}{\text{Вт}} = \text{К} \quad (4.6)$$

Для пасивного тепловідведення через алюмінієву основу приймаємо $R_{\theta} = 30 \text{ К/Вт}$. Тоді:

$$\Delta T = 0.083 \cdot 30 = 2.49 \text{ К} \quad (4.7)$$

Отриманий температурний приріст є невеликим і не потребує активного охолодження. Водночас для магнітооптичного вимірювача важливим є не лише абсолютне нагрівання, а й повільний температурний дрейф. Температура впливає на оптичну потужність лазера, довжину хвилі випромінювання та константу Верде магнітооптичного кристала.(18)

$$V = V(\lambda, T) \quad (4.9)$$

Тому у конструкції доцільно передбачити стабілізацію струму лазера, контроль температури оптичного модуля, програмну температурну поправку та нормування вимірювального сигналу за опорним оптичним каналом. Тепловий розрахунок показує, що пасивного тепловідведення достатньо для безпечного режиму роботи лазера потужністю 5 мВт, але температурна компенсація залишається необхідною для підвищення стабільності вимірювання.

4.7 Захист та ізоляція джерел живлення

Надійність і стабільність роботи вимірювального приладу значною мірою визначаються якістю системи живлення, оскільки нестабільності напруги, імпульсні завади або аварійні режими можуть безпосередньо впливати на точність вимірювань і працездатність електронних вузлів. З урахуванням умов експлуатації приладу в середовищі МРТ-системи, де присутні потужні імпульсні магнітні поля та електромагнітні завади, до джерела живлення висувалися підвищені вимоги щодо електричної безпеки, завадостійкості та ізоляції.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						71
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Блок живлення приладу реалізовано у вигляді стабілізованого джерела постійної напруги номіналом 5 В, що забезпечує живлення цифрових та аналогових вузлів із заданою точністю. Для підвищення електробезпеки та виключення проникнення паразитних струмів у вимірювальний тракт застосовано гальванічну розв'язку між зовнішнім джерелом живлення та внутрішніми колами приладу. Гальванічна ізоляція реалізується за допомогою ізольованого DC/DC-перетворювача або трансформаторної розв'язки, що дозволяє запобігти виникненню замкнених контурів струму та зменшити вплив наведень, характерних для МРТ-середовища.

Для зниження рівня високочастотних і імпульсних завад у схемі живлення передбачено багатокаскадну фільтрацію. На вході блоку живлення встановлено LC- та RC-фільтри, які ефективно пригнічують пульсації напруги, завади від імпульсних перетворювачів та наведення від градієнтної системи МРТ. Додаткові розв'язувальні конденсатори безпосередньо біля виводів живлення чутливих мікросхем забезпечують локальну стабілізацію напруги та зменшують перехідні процеси під час зміни навантаження.

З метою захисту електронних компонентів від аварійних режимів у блоці живлення реалізовано захист від короткого замикання. При перевищенні допустимого струму навантаження відбувається автоматичне обмеження струму або відключення живлення, що запобігає перегріву компонентів і виходу їх з ладу. Такий захист є особливо важливим для портативних або лабораторних приладів, які можуть піддаватися некоректному підключенню під час експлуатації.

Крім того, передбачено захист від переполюсовки живлення, що реалізується за допомогою діодних або транзисторних схем. Це дозволяє уникнути пошкодження електронних вузлів у разі помилкового підключення джерела живлення з неправильним поляритетом та підвищує загальну експлуатаційну надійність приладу.

Для зменшення рівня шумів у вимірювальному тракті живлення лазерного діода та аналогових вузлів реалізовано роздільно. Лазерний діод жи-

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						72
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

вється від окремого стабілізованого каналу з додатковою фільтрацією, що дозволяє мінімізувати проникнення шумів та пульсацій у чутливі аналогові каскади. Аналогові та цифрові вузли також мають окремі лінії живлення та спільну точку заземлення, що зменшує рівень перешкод і покращує стабільність вимірювань.

Таким чином, застосований комплекс заходів із захисту та ізоляції джерел живлення забезпечує безпечну, стабільну та завадостійку роботу приладу

Реалізована система живлення мінімізує вплив зовнішніх електромагнітних завад, підвищує надійність експлуатації та створює необхідні умови для отримання точних і відтворюваних результатів вимірювання. (19)

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						73
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

5 КАЛІБРУВАННЯ ТА НАЛАШТУВАННЯ ПРИЛАДУ

5.1 Модель магнітного поля в зоні томографа

Реальний 3 Т магнітно-резонансний томограф формує сильне постійне магнітне поле складною магнітною системою, яка включає надпровідний основний магніт, пасивні та/або активні засоби шімування, конструктивні елементи та сервісні налаштування. Тому модель співвісних кругових котушок не є повною фізичною моделлю реального томографа і не повинна використовуватися для тверджень про паспортну однорідність МРТ. У межах даної бакалаврської роботи котушкова модель використовується лише як спрощена лабораторна модель контрольного магнітного поля. Її призначення — сформулювати відому або розрахунково контрольовану неоднорідність поля, перевірити алгоритм оцінювання (В), відпрацювати калібрування та визначити межі застосування лабораторного прототипу.

Магнітне поле в зоні сканування може бути представлене у вигляді суперпозиції (20)

$$\vec{B}(\vec{r}) = \vec{B}_0 + \sum_{i=1}^n \vec{B}_{\text{shim},i} + \vec{B}_{\text{dist}}(\vec{r}) \quad (5.1)$$

Результат у ppm обчислюється за формулою:

$$\delta_{\text{ppm}} = \frac{\Delta B}{B_0} \cdot 10^6 \quad (5.2)$$

Для поля $B_0 = 3$ Тл один ppm відповідає 3 мкТл, тому вимоги 0,5 ppm та 0,1 ppm відповідають 1,5 мкТл та 0,3 мкТл відповідно.

Для обґрунтування режимів роботи розроблюваного вимірювача доцільно використати математичну модель просторового розподілу магнітного поля котушкової системи томографа. Така модель дозволяє попередньо оцінити характер зміни магнітного поля вздовж геометричної осі та в околі осі, визначити межі області з допустимою нерівномірністю поля, а також встановити доцільні координатні межі, в яких вимірювання локальних відхилень поля має практичний сенс з урахуванням чутливості та похибки розроблюваного приладу.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						74
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Постановка задачі моделювання

Розглядається котушкова система томографа, яку в першому наближенні можна подати як систему співвісних кругових котушок. Вважається, що вісь z збігається з геометричною віссю котушкової системи, а координата r задає радіальне віддалення від осі. Основною задачею моделювання є визначення осьової складової магнітної індукції $B_z(r, z)$ та оцінка її відхилення від значення в обраній робочій точці.

Оскільки магнітооптичний перетворювач на ефекті Фарадея реагує саме на магнітну індукцію, у подальшому як основну величину доцільно використовувати B . Якщо вихідна математична модель сформульована через напруженість магнітного поля H , то для області, заповненої повітрям, перехід здійснюється за співвідношенням

$$B = \mu_0 H \quad (5.3)$$

де $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м — магнітна стала.

Перевірка розмірності дає

$$[\mu_0 H] = \text{Гн} \cdot \text{м} \cdot \text{А} \cdot \text{м} = \text{Тл}$$

тобто співвідношення є коректним.

Геометрична модель котушкової системи

Нехай котушкова система складається з M співвісних кругових котушок, для кожної з яких задано:

радіус R_i [м];

кількість витків N_i ;

струм I [А];

осьове положення центра котушки z_i [м],

де $i = 1, 2, \dots, M$

У цьому разі сумарне магнітне поле системи визначається суперпозицією полів окремих котушок. Такий підхід є доцільним, оскільки в лінійному магнітостатичному наближенні для повітряного проміжку магнітні поля додаються алгебраїчно.

Розрахунок магнітного поля на геометричній осі

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		75

Для однієї кругової котушки з N_i витками та струмом I осьова складова магнітної індукції на осі системи визначається за формулою (21)

$$B_{z,i}(0, z) = \frac{\mu_0 N_i I R_i^2}{2[R_i^2 + (z - z_i)^2]^{3/2}} \quad (5.4)$$

Тоді для всієї системи співвісних котушок маємо

$$B_z(0, z) = \sum_{i=1}^M \frac{\mu_0 N_i I R_i^2}{2[R_i^2 + (z - z_i)^2]^{3/2}} \quad (5.5)$$

Перевіримо розмірність цього виразу. Чисельник має розмірність

$$[\mu_0 N_i I R_i^2] = \frac{\Gamma_H}{\text{м}} \cdot \text{А} \cdot \text{м}^2 \quad (5.6)$$

а знаменник — м³. Оскільки $\Gamma_H \cdot \text{А} / \text{м}^2 = \text{Тл}$, то в результаті одержуємо магнітну індукцію в теслах, що підтверджує коректність формули.

Отриманий вираз дозволяє безпосередньо розрахувати розподіл поля вздовж осі томографа та визначити:

- положення точки максимального поля;
- область, у якій перша похідна є малою;
- ділянки, де осьова нерівномірність поля не перевищує заданого рівня.

5.2 Методика калібрування магнітного вимірювача

Межі області калібрування визначаються на основі математичної моделі розподілу магнітного поля. В основу роботи вимірювача покладено магнітооптичний ефект Фарадея, відповідно до якого відбувається поворот площини поляризації світла під дією магнітного поля: (22)

$$\theta = V \cdot B \cdot L \quad (5.7)$$

Де:

- θ — кут повороту площини поляризації;
- V — константа Верде матеріалу кристалу TGG;
- B — магнітна індукція;
- L — довжина магнітооптичного кристалу.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						76
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Калібрування виконується шляхом пропускання вимірювального модуля через область із відомим магнітним полем та реєстрації відповідних цифрових значень на виході АЦП.

Результатом калібрування є встановлення функціональної залежності:

$$B = f(U_{\text{ADC}}) \quad (5.8)$$

яка зберігається в пам'яті мікроконтролера у вигляді коефіцієнтів калібрування.

5.3 Калібрування фотодіода за інтенсивністю випромінювання та нормування за опорним каналом

Фотодіод є ключовим елементом вимірювального тракту, оскільки саме він перетворює зміну інтенсивності світла в електричний сигнал. Калібрування виконується у межах області, де відносна нерівномірність поля не перевищує допустимого значення.

Залежність фотоструму від оптичної потужності описується: (23)

$$I_{\text{ph}} = \eta \cdot \frac{q}{h\nu} \cdot P_{\text{opt}} \quad (5.9)$$

де:

- η — квантовий коефіцієнт;
- q — заряд електрона;
- h — стала Планка;
- ν — частота випромінювання.

Калібрування виконується шляхом подачі стабільного світлового потоку та побудови залежності напруга $\rightarrow$ інтенсивність, що дозволяє компенсувати нелінійність фотоприймального тракту.

Для зменшення впливу нестабільності лазера у схемі використовується опорний оптичний канал. Нормований сигнал визначається як:

$$S_{\text{norm}} = \frac{U_{\text{meas}}}{U_{\text{refch}}} \quad (5.10)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						77
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

де U_{meas} — напруга вимірювального каналу, B ; U_{refch} — напруга опорного каналу, B . У першому наближенні таке нормування компенсує повільні зміни оптичної потужності лазера, оскільки вони одночасно впливають на обидва канали.

5.4 Налаштування поляризаторів P1 та P2

Поляризатор P1 формує лінійно поляризоване випромінювання. Аналізатор P2 встановлюється під певним кутом до P1 для забезпечення максимальної чутливості.

Інтенсивність світла після аналізатора описується законом Малюса:

$$I = I_0 \cos^2(\theta) \quad (5.11)$$

Для малих змін кута θ найбільша крутизна передатної характеристики досягається при:

$$\theta_0 = 45^\circ$$

Саме це положення використовується як робоче при налаштуванні системи.

5.5 Налаштування лазерного діода

Лазерний діод працює в режимі стабілізованого струму, що дозволяє мінімізувати флуктуації інтенсивності. Температурна стабілізація необхідна через залежність довжини хвилі від температури: (24)

$$\frac{d\lambda}{dT} \approx 0.3 \text{ нм/}^\circ\text{C} \quad (5.12)$$

Зміна довжини хвилі безпосередньо впливає на значення константи Верде, що може спричинити похибки вимірювання. У малому діапазоні відхилень поля, коли виконується умова малих приростів кута Фарадея, калібрувальну залежність можна апроксимувати лінійною функцією:

$$\Delta B = K_{cal}(S_{norm} - S_0) \quad (5.13)$$

де K_{cal} — калібрувальний коефіцієнт, Тл; S_0 — нормований сигнал у робочій точці. Коефіцієнт K_{cal} має визначатися за еталонними точками або за результатами моделювання, перевіреного референсним магнітометром.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						78
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

5.6 Визначення нульового рівня

Нульовий рівень сигналу визначається при відсутності магнітного поля або у симетричній точці поля томографа. Це дозволяє компенсувати:

- постійні зсуви електроніки;
- оптичні асиметрії;
- залишкові механічні напруження.

Отримане значення використовується як базова поправка у програмному забезпеченні.

Для оцінки нерівномірності поля доцільно використовувати відносний показник.

$$\delta(r, z) = \frac{B_z(r, z) - B_0}{B_0} \quad (5.14)$$

У разі потреби подання результатів у частках на мільйон (ppm) застосовується перетворення

$$\delta_{\text{ppm}}(r, z) = 10^6 \frac{B_z(r, z) - B_0}{B_0} \quad (5.15)$$

5.7 Перевірка лінійності шкали

Перевірка лінійності має виконуватися за еталонними точками. Для кожної точки обчислюється залишкова похибка: (25)

$$\varepsilon_i = \Delta B_{\text{meas}, i} - \Delta B_{\text{ref}, i} \quad (5.16)$$

де $\Delta B_{\text{meas}, i}$ — значення, розраховане за калібрувальною функцією; $\Delta B_{\text{ref}, i}$ — еталонне значення. За результатами перевірки будують графік залишкової похибки. У поточній бакалаврській роботі цей пункт формулюється як методика майбутньої перевірки.

5.8 Перевірка точності на еталонних магнітних полях

Перевірка точності проводиться шляхом порівняння показів розробленого приладу з еталонними значеннями або результатами чисельного моделювання магнітного поля.

Абсолютна та відносна похибки визначаються як:

$$\Delta B = |B_{\text{meas}} - B_{\text{ref}}|; \quad \varepsilon = \frac{\Delta B}{B_{\text{ref}}} \quad (5.17)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						79
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Підставляючи наближений вираз для $B_z(r,z)$ у формулу відносної нерівномірності, отримуємо

$$\delta(r, z) \approx -\frac{r^2}{4B_0} \frac{\partial^2 B_z(0,z)}{\partial z^2} \quad (5.18)$$

Ця формула показує, що в околі геометричної осі нерівномірність поля зростає пропорційно квадрату радіальної координати r . Отже, якщо допустимий рівень відносної нерівномірності позначити як $\delta_{\text{доп}}$ то максимальний радіус області, у межах якої вимірювання має сенс з погляду заданої точності за формулою (26)

$$\frac{B_0}{\partial^2 B_z / \partial z^2} \sim M^2 \quad (5.19)$$

а після добування квадратного кореня отримуємо [м], що є фізично коректним.

Якщо допустима нерівномірність задається в ppm , тобто $\delta_{\text{ppm, доп}}$, то формула набуває вигляду

$$r_{\text{доп}}(z) \approx 2 \sqrt{\frac{\delta_{\text{ppm, доп}} \cdot 10^{-6} B_0}{\left| \frac{\partial^2 B_z(0,z)}{\partial z^2} \right|}} \quad (5.20)$$

Таким чином, за допомогою моделі можна попередньо оцінити геометричні межі радіальної області, у якій локальні вимірювання неоднорідності поля є доцільними.

5.8.1 Формування еталонних значень магнітного поля

Еталонні значення магнітного поля для калібрування прототипу мають формуватися за допомогою незалежно перевіреного джерела поля або еталонного магнітометра. Паспортне значення поля МРТ або спрощена розрахункова модель не повинні використовуватися як єдине джерело еталонних значень без додаткової верифікації. У лабораторній частині допускається застосування розрахункової моделі котушки лише як контрольної моделі, але її результати

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						80
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

треба перевірити референсним вимірювачем. У якості еталонних використовуються значення:

$$B_{\text{ref}} = B_0 \pm \Delta B \quad (5.21)$$

де B_{ref} — еталонне значення поля для калібрування; $B_0 = 1,5$ Тл або 3 Тл; ΔB задається на рівні 10^{-4} – 10^{-3} Тл.

5.8.2 Ланцюжок перетворення вимірювального сигналу

Для оцінки точності необхідно розглянути повний ланцюжок перетворення сигналу:

$$\begin{aligned} \Delta B &\rightarrow \Delta \theta \rightarrow \Delta I \rightarrow \Delta U \rightarrow \Delta U_{\text{ADC}}, \\ \Delta \theta &= V \cdot L \cdot \Delta B. \end{aligned} \quad (5.22)$$

Тоді при мінімальній зміні поля:

$$\Delta B = 10^{-4} \text{ Тл} \quad (5.23)$$

отримуємо:

$$\Delta \theta = 40 \cdot 0.01 \cdot 10^{-4} = 4 \cdot 10^{-5} \text{ рад}$$

Зміна інтенсивності світла

Інтенсивність після аналізатора визначається законом Малюса:

(27)

$$I = I_0 \cos^2(\theta) \quad (5.24)$$

Для малих змін кута поблизу робочої точки $\theta_0 = 45^\circ$ диференціал інтенсивності має вигляд:

$$\Delta I \approx -I_0 \sin(2\theta_0) \cdot \Delta \theta \quad (5.25)$$

$$\begin{aligned} \Delta I &\approx -I_0 \cdot \Delta \theta, \\ \frac{\Delta I}{I_0} &\approx 4 \cdot 10^{-5}. \end{aligned} \quad (5.26)$$

Оскільки $\sin(90^\circ) = 1$, при $\theta_0 = 45^\circ$ відносна зміна інтенсивності за модулем приблизно дорівнює $\Delta \theta$.

Перетворення світлового сигналу у напругу

Фотодіод перетворює зміну інтенсивності у фотострум:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						81
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\Delta I_{ph} = S \cdot \Delta I \quad (5.27)$$

де S — чутливість фотодіода.

Після підсилення трансимпедансним підсилювачем:

$$\Delta U = R_f \cdot \Delta I_{ph} \quad (5.28)$$

де R_f — опір зворотного зв'язку.

Оцифрування сигналу АЦП

Для АЦП з розрядністю 12 біт і опорною напругою 3.3 В мінімальний крок квантування становить:

$$\Delta U_{ADC} = \frac{3.3}{2^{12}} \approx 0.8 \text{ мВ} \quad (5.29)$$

Розрахункова зміна напруги при $\Delta B = 10^{-4}$ Тл перевищує мінімальний крок АЦП, що забезпечує її впевнену реєстрацію.

5.8.3 Оцінка абсолютної та відносної похибки

Абсолютна похибка вимірювання визначається як:

$$\Delta B = |B_{meas} - B_{ref}| \quad (5.30)$$

Відносна похибка:

$$\varepsilon = \frac{\Delta B}{B_{ref}} \quad (5.31)$$

Для максимального поля:

$$B_{ref} = 3 \text{ Тл} \quad (5.32)$$

і чутливості:

$$\Delta B = 10^{-4} \text{ Тл} \quad (5.33)$$

Відносна похибка становить:

$$\varepsilon \approx 3.3 \cdot 10^{-5}$$

5.8.4 Методика майбутньої експериментальної перевірки

У межах поточної роботи експериментальна установка не виготовлялася, а реальні вимірювання на еталонному магнітному полі не проводилися. Тому

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						82
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

наведений нижче матеріал є не звітом про виконаний експеримент, а методикою майбутньої експериментальної перевірки лабораторного прототипу. Її призначення — визначити порядок перевірки, перелік контрольованих величин, структуру протоколу вимірювань і критерії, за якими в подальшому можна буде оцінити фактичну метрологічну придатність приладу.

5.9 Характеристика похибок після калібрування

Точність вимірювання магнітної індукції визначається сукупністю похибок, що виникають на всіх етапах перетворення сигналу — від взаємодії магнітного поля з магнітооптичним кристалом до цифрової обробки результатів у мікроконтролері. Навіть після проведення процедури калібрування повне усунення похибок є неможливим, тому необхідним є їх систематичний аналіз та оцінка.

Сумарна похибка вимірювання визначається як суперпозиція окремих складових, які умовно поділяються на систематичні, випадкові та методичні.

5.9.1 Оптичні похибки

Оптичні похибки обумовлені недосконалістю елементів оптичного тракту та умовами проходження світла через систему.

Основними джерелами оптичних похибок є:

нестабільність коефіцієнта пропускання поляризаторів;

відхилення кута їх взаємної орієнтації від оптимального значення 45° ;

внутрішні напруження та неоднорідність магнітооптичного кристалу;

паразитні відбиття та розсіювання світла.

Похибка, пов'язана з відхиленням кута встановлення аналізатора, може бути оцінена як:

$$\Delta\theta_{\text{opt}} \approx \left(\frac{dI}{d\theta}\right)^{-1} \cdot \Delta I_{\text{noise}} \quad (5.34)$$

Після калібрування вплив оптичних похибок зменшується, але вони залишаються одним із домінуючих факторів для малих значень ΔB .(28)

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						83
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

5.9.2 Похибки магнітооптичного кристалу

Кристал TGG характеризується температурною залежністю константи Верде:

$$V(T) = V_0(1 + \alpha_T \Delta T) \quad (5.35)$$

де α_T — температурний коефіцієнт, який для TGG становить приблизно $(1-3) \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$.

При відсутності температурної стабілізації навіть незначні коливання температури можуть призводити до додаткової похибки:

$$\Delta B_T \approx \alpha_T \cdot \Delta T \cdot B \quad (5.36)$$

Саме тому в конструкції приладу передбачено температурну стабілізацію оптичного модуля. (29)

5.9.3 Електронні похибки вимірювального тракту

До електронних похибок належать:

шум підсилювача;

дрейф нульового рівня;

нестабільність опорної напруги АЦП;

похибка квантування.

Мінімальна похибка квантування АЦП визначається як:

$$\Delta U_{\text{ADC}} = \frac{U_{\text{ref}}}{2^N} \quad (5.37)$$

Для АЦП з розрядністю 12 біт:

$$\Delta U_{\text{ADC}} \approx 0.8 \text{ мВ}$$

Ця похибка безпосередньо впливає на мінімальну реєстровану зміну магнітного поля:

$$\Delta B_{\text{ADC}} = \frac{\Delta U_{\text{ADC}}}{K_{\text{tot}}} \quad (5.38)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						84
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

де K_{tot} — сумарний коефіцієнт передачі вимірювального тракту.

5.9.4 Температурні похибки електроніки

Параметри фотодіода та підсилювача змінюються з температурою, що призводить до дрейфу вихідного сигналу.

Температурна похибка може бути оцінена як:

$$\Delta U_T = \left(\frac{dU}{dT} \right) \cdot \Delta T \quad (5.39)$$

5.9.5 Методичні похибки

Методичні похибки виникають через спрощення математичної моделі, припущення лінійності передатної характеристики, обмежену кількість калібрувальних точок, неточність позиціонування сенсора та використання розрахункової моделі поля замість еталонного вимірювання. Для зменшення цих похибок у подальшій роботі необхідні багатоточкове калібрування, референсний магнітометр і протокол фіксації координат.

5.9.6 Оцінка сумарної похибки

Сумарна похибка вимірювання визначається за правилом кореня квадратного з суми квадратів:

$$\Delta B_{\Sigma} = \sqrt{\Delta B_{opt}^2 + \Delta B_{cr}^2 + \Delta B_{el}^2 + \Delta B_T^2 + \Delta B_{ADC}^2} \quad (5.40)$$

Після калібрування та стабілізації сумарна похибка не перевищує:

$$\Delta B_{\Sigma} \leq 1 \cdot 10^{-4} \text{ Тл}$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						85
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

5.9.7 Відносна похибка та відповідність вимогам МРТ

Для номінального магнітного поля:

$$B = 3 \text{ Тл}$$

Відносна похибка становить:

$$\varepsilon = \frac{\Delta B_{\Sigma}}{B} \approx 3.3 \cdot 10^{-5} \quad (5.41)$$

Отримане значення не можна автоматично вважати відповідністю вимогам приймального контролю 3 Т МРТ. Поточний прототип слід розглядати як лабораторний засіб попереднього контролю грубих відхилень.

5.9.8 Висновок щодо похибок

Аналіз похибок показує, що після калібрування, нормування за опорним каналом, температурної компенсації та застосування зовнішнього прецизійного АЦП прототип може бути використаний для лабораторного дослідження просторових відхилень магнітної індукції.

Для підтвердження придатності до ррт-контролю 3 Т МРТ необхідні додаткові випробування, еталонне калібрування та зниження сумарної еквівалентної похибки до рівня одиниць або часток мікротесли. Розроблено математичну модель розподілу магнітного поля котушкової системи томографа. На основі моделі визначено геометричні межі області, в якій вимірювання нерівномірності поля є доцільним.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						86
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

6 АНАЛІЗ ТОЧНОСТІ ТА ПОХИБОК ВИМІРЮВАЧА МАГНІТНОГО ПОЛЯ

6.1 Загальна характеристика точності вимірювача

Однією з ключових характеристик магнітооптичного вимірювача є його точність при визначенні локальних відхилень магнітного поля відносно робочої точки. Особливістю розроблюваного пристрою є використання ефекту Фарадея, що дозволяє перетворювати магнітну індукцію у зміну кута поляризації світлового випромінювання, а далі — у зміну інтенсивності світла.

Загальна точність вимірювання визначається сукупністю похибок, які виникають на всіх етапах перетворення сигналу:

магнітне поле → кут повороту поляризації;

кут поляризації → інтенсивність світла;

інтенсивність → електричний сигнал;

електричний сигнал → цифровий код.

Таким чином, сумарна похибка вимірювання магнітної індукції ΔB визначається як функція похибок окремих етапів перетворення.

6.2 Основні джерела похибок

Похибки вимірювача можна умовно поділити на кілька груп:

оптичні похибки;

електронні похибки;

температурні похибки;

похибки оцифровування;

зовнішні впливи.

6.2.1 Нестабільність потужності лазера

Потужність лазерного випромінювання змінюється внаслідок:

флуктуацій струму живлення;

температурних змін;

деградації лазерного діода.

Це призводить до зміни інтенсивності світла I_0 , що безпосередньо впливає на сигнал:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						87
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

$$I = I_0 \cos^2(\alpha - VLB) \quad (6.1)$$

Тому для точного вимірювання малих ΔB необхідні стабілізатор струму лазера та опорний канал.

6.2.2 Шум фотодіода

Фотодіод характеризується такими видами шуму:

шум темнового струму;

дробовий шум;

тепловий шум.

Середньоквадратичне значення шумового струму визначається як:

$$i_n = \sqrt{2qI\Delta f} \quad (6.2)$$

6.2.3 Похибки підсилювача

Підсилювачі вносять:

власний шум;

дрейф нуля;

нестабільність коефіцієнта підсилення.

Ці фактори призводять до зміни вихідної напруги навіть при сталому оптичному сигналі.

6.2.4 Температурний дрейф

Температура впливає на:

сталу Верде V ;

параметри лазера;

характеристики фотодіода;

коефіцієнти підсилення.

Залежність сталої Верде від температури можна представити як:

$$V(T) = V_0(1 + k_T \Delta T) \quad (6.3)$$

де k_T — температурний коефіцієнт.

6.2.5 Похибки АЦП

Основними похибками АЦП є:

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						88
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

квантування;

нелінійність;

шум.

Крок квантування:

$$\Delta U_{\text{ADC}} = \frac{U_{\text{max}}}{2^N} \quad (6.4)$$

де N — розрядність АЦП.

6.3 Вплив опорного каналу на точність

У розробленій схемі використовується опорний канал, який дозволяє компенсувати нестабільність потужності лазера.(30)

Сигнали каналів:

$$\begin{aligned} U_m &= k_m P_L \cos^2(\alpha - VLB), \\ U_r &= k_r P_L, \\ U_d &= U_m - \beta U_r, \\ U_{m0} &= \beta U_{r0}. \end{aligned} \quad (6.5)$$

що забезпечує компенсацію впливу P_L .

Отже, зміни потужності лазера не впливають на результат вимірювання першого порядку. Після нормування потужність лазера P_L скорочується у першому наближенні, тому повільні флуктуації лазера менше впливають на результат вимірювання ΔB .

6.4 Лінеаризація та робоча точка

Для підвищення точності вимірювання використовується робоча точка:

$$B=B_0$$

При малих відхиленнях:

$$\begin{aligned} \Delta B &\ll B_0, \\ \Delta U &\approx S \cdot \Delta B. \end{aligned} \quad (6.6)$$

Лінеаризована залежність справедлива лише для малих $\Delta\theta$. Якщо діапазон ΔB розширюється, потрібна нелінійна калібрувальна функція.

6.5 Оцінка мінімально вимірюваного сигналу

Мінімальна зміна магнітної індукції визначається як:

$$\Delta B_{\text{min}} = \frac{U_{\text{noise}}}{S} \quad (6.7)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						89
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Чим більша чутливість і менший шум, тим менше значення $\Delta B_{\min}$.

6.6 Вплив смуги пропускання

Шум фотодіода та тепловий шум резистора зростають зі збільшенням смуги пропускання. Для дробового шуму:

$$i_n = \sqrt{2q_e I_\phi \Delta f} \quad (6.8)$$

Для теплового шуму резистора:

$$u_{n,R} = \sqrt{4kTR_f \Delta f} \quad (6.9)$$

Обидва вирази містять Δf під коренем. Тому для повільного просторового сканування поля доцільно обмежувати смугу до одиниць або десятків герц і застосовувати цифрове усереднення.

6.7 Вплив геометрії вимірювання

Магнітооптичний ефект Фарадея чутливий до проєкції магнітної індукції на напрям поширення світла:

$$B_{\parallel} = B \cos \beta \quad (6.10)$$

де $B_{\parallel}$ — проєкція поля на оптичну вісь, Тл; β — кут між напрямом поля та оптичною віссю.

Для малих кутів:

$$\cos \beta \approx 1 - \frac{\beta^2}{2} \quad (6.11)$$

Отже, кутова похибка другого порядку впливає на результат. Для ppm-рівня навіть механічні зміщення і нестабільність положення сенсора можуть бути суттєвими, тому потрібні жорстке позиціонування та протокол фіксації координат.

6.8 Сумарна похибка

Сумарну похибку доцільно подавати як еквівалентну невизначеність поля:

$$u_{B,\Sigma} = \sqrt{u_{B,\text{opt}}^2 + u_{B,\text{laser}}^2 + u_{B,\text{ph}}^2 + u_{B,\text{OA}}^2 + u_{B,\text{ADC}}^2 + u_{B,T}^2 + u_{B,\text{geom}}^2 + u_{B,\text{meth}}^2} \quad (6.12)$$

Результат у ppm:

$$u_{\text{ppm}} = \frac{u_{B,\Sigma}}{B_0} \cdot 10^6 \quad (6.13)$$

Для $B_0 = 3$ Тл умова досягнення 0,5 ppm:

$$u_{B,\Sigma} \leq 1.5 \mu\text{Тл} \quad (6.14)$$

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						90
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Умова досягнення 0,1 ppm:

$$u_{B,\Sigma} \leq 0.3 \mu\text{Tл} \quad (6.15)$$

Якщо розрахована або експериментально отримана похибка більша за ці значення, у висновках треба писати, що прототип придатний для лабораторної демонстрації та попереднього контролю грубих неоднорідностей, але не підтверджений як ppm-вимірювач для 3 Т МРТ.

6.9 Шляхи підвищення точності

Для суттєвого підвищення метрологічної точності магнітооптичного вимірювача необхідно реалізувати комплексний підхід, спрямований на мінімізацію впливу внутрішніх та зовнішніх дестабілізуючих факторів, таких як оптичні й електронні шуми, часовий та температурний дрейф, нестабільність випромінювання лазера, похибки аналого-цифрового перетворення, а також мікроскопічні механічні зміщення елементів оптичного тракту.

Першочерговим завданням є стабілізація параметрів джерела світла, що досягається за допомогою високоточного регулювання струму живлення лазера, оскільки будь-які коливання енергії безпосередньо трансформуються у флуктуації інтенсивності та довжини хвилі випромінювання. Для додаткової компенсації нестабільності потужності лазера в оптичну схему інтегрується опорний оптичний канал; це дозволяє здійснювати диференціальні вимірювання, де робочий інформаційний сигнал безперервно нормується відносно еталонного відгалуженого променя. Електронний тракт первинної обробки будується на базі прецизійного операційного підсилювача AD8606, який виконує роль трансимпедансного підсилювача фотодіода, забезпечуючи мінімальний рівень власних шумів, наднизький вхідний струм зсуву та високу лінійність перетворення фотоструму в напругу. Сформований аналоговий сигнал надходить на зовнішній 24-бітний диференціальний аналого-цифровий перетворювач (АЦП), висока розрядність якого дозволяє розрізняти нановольтові зміни рівня сигналу, а диференціальна архітектура ефективно пригнічує синфазні завади й наведення. Робота АЦП жорстко прив'язується до високостабільного

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						91
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

джерела опорної напруги, що повністю виключає похибки масштабування, викликані тепловим або часовим дрейфом опорного рівня.

Враховуючи значну температурну чутливість оптичних та електронних компонентів, у безпосередній близькості до оптичного модуля розміщується прецизійний температурний датчик, показники якого використовуються для алгоритмічної компенсації температурного дрейфу в реальному часі. На рівні цифрової обробки сигналів застосовується програмне обмеження смуги пропускання та методи цифрового усереднення, що дозволяє ефективно відфільтрувати високочастотний білий шум та суттєво підвищити відношення сигнал/шум. Конструктивна надійність системи забезпечується жорсткою механічною стабілізацією всього оптичного тракту, що нівелює вплив зовнішніх вібрацій, ударів та деформацій корпусу на юстирування компонентів. Кінцеве налаштування вимірювальної системи передбачає проведення ретельного багатоточкового калібрування для лінеаризації робочої характеристики у всьому робочому діапазоні, а також обов'язкову фінальну перевірку за допомогою сертифікованого референсного магнітометра для забезпечення метрологічної простежуваності.

Усі зазначені апаратні та програмні заходи впроваджуються як єдина взаємопов'язана система; хоча вони безпосередньо не гарантують автоматичного досягнення метрологічного класу придатності до жорсткого ppm-контролю, проте вони формують надійну технічну основу, необхідну для успішного виходу на мікротесловий рівень чутливості та подальшого вдосконалення приладу.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						92
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

6.10 Висновки до розділу

Отримані розрахункові результати показують доцільність подальшого розвитку запропонованої структурної схеми як лабораторного магнітооптичного прототипу. Водночас придатність до приймального або регламентного контролю неоднорідності поля реального 3 Т МРТ не підтверджена експериментально і потребує окремого калібрування, метрологічної перевірки та випробувань сумісності з МРТ-середовищем.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						93
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

У роботі проаналізовано задачу контролю неоднорідності магнітного поля магнітно-резонансного томографа та показано, що якість МР-зображення істотно залежить від стабільності й просторової однорідності основного поля B_0 .

Показано, що для 3 Т МРТ один ppm відповідає абсолютному відхиленню 3 мкТл. Контроль рівня 0,5 ppm потребує роздільної здатності близько 1,5 мкТл, а контроль рівня 0,1 ppm — близько 0,3 мкТл.

Обґрунтовано вибір магнітооптичного методу вимірювання на основі ефекту Фарадея. Цей метод дозволяє перетворювати зміну магнітної індукції у поворот площини поляризації світла, а потім — у зміну інтенсивності, що реєструється фотоприймальним трактом.

Розроблено структурну схему лабораторного прототипу, яка включає лазерне джерело, поляризатор, магнітооптичний кристал, аналізатор, фотодіод, трансимпедансний підсилювач, опорний оптичний канал, зовнішній АЦП, мікроконтролер, індикацію та інтерфейс передавання даних.

Показано, що для TGG-кристала довжиною 10 мм у полі 3 Тл повний кут Фарадея становить приблизно 1,2 рад. Тому вимірювач доцільно розглядати як систему контролю малих відхилень ΔB від робочої точки B_0 , а не як простий широкодіапазонний лінійний тесламетр.

Важливим результатом роботи є не декларація досягнення ppm-рівня, а кількісне встановлення розриву між можливостями початкового лабораторного прототипу і вимогами до високоточного контролю поля 3 Т МРТ. Це дозволяє обґрунтовано визначити подальші напрями модернізації: підвищення стабільності лазерного джерела, застосування двоканального фотоприймального тракту, зовнішнього 24-бітного АЦП, стабільного джерела опорної напруги, температурної компенсації та багатоточкового калібрування за референсним магнітометром.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						94
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Наскрізний розрахунок вимірювального тракту показує, що корисний сигнал від відхилення поля 1 мТл має порядок мілівольт на виході трансимпедансного каскаду, а не 1 В. Для відхилень 100 мкТл і менше потрібні малошумний підсилювач, опорний канал, диференціальне підсилення, стабільне джерело опорної напруги та зовнішній високорозрядний АЦП.

Показано, що Arduino Nano або STM32F103C8T6 можуть виконувати функції керування, фільтрації, індикації та обміну даними, але їхні вбудовані АЦП не є 24-бітними. Для перспективної високочутливої реалізації потрібен зовнішній 24-бітний диференціальний сигма-дельта АЦП. У перспективній реалізації доцільно застосувати зовнішній 24-бітний диференціальний сигма-дельта АЦП, наприклад ADS1220 або аналогічний, зі стабільним джерелом опорної напруги. Такий АЦП має працювати з вимірювальним та опорним каналами, що дозволяє реалізувати нормування сигналу і зменшити вплив нестабільності лазерного джерела.

Запропоновано методику калібрування прототипу, яка включає вибір робочої точки, нормування за опорним каналом, визначення нульового рівня, багатоточкове калібрування, перевірку лінійності та оцінку похибок. У межах поточної роботи ця методика є розрахунково-методичною і не замінює експериментального протоколу калібрування.

Поточна чутливість прототипу 10^{-4} Тл відповідає приблизно 100 мкТл або 33,3 ppm при $B_0 = 3$ Тл. Отже, поточну реалізацію коректно розглядати як лабораторний прототип для демонстрації принципу дії та попереднього контролю грубих неоднорідностей, а не як підтверджений ppm-вимірювач для приймального контролю 3 Т МРТ.

Практична цінність роботи полягає у розробленні технічно узгодженої архітектури лабораторного магнітооптичного вимірювача, яка може бути використана як основа для подальшого виготовлення експериментального макету. У роботі визначено склад оптичного, фотоелектронного та цифрового трактів, обґрунтовано необхідність опорного каналу, трансимпедансного підсилення фотоструму, зовнішнього високорозрядного АЦП, стабільного джерела опорної напруги та температурної компенсації.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						95
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Практичним результатом також є запропонована методика майбутнього калібрування: визначення нульового рівня, нормування вимірювального сигналу за опорним каналом, побудова калібрувальної залежності, оцінка лінійності та порівняння з референсним магнітометром. Це дозволяє перетворити поточну розрахунково-проектну роботу на основу для наступного етапу — виготовлення, калібрування та експериментальної перевірки макету.

Подальше вдосконалення має бути спрямоване на стабілізацію лазерного джерела, застосування AD8606 як трансимпедансного підсилювача фотодіода, використання зовнішнього 24-бітного АЦП зі стабільним U_{ref} , температурну компенсацію, механічну стабілізацію оптичного тракту та калібрування за референсним магнітометром.

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						96
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Haacke E. M., Brown R. W., Thompson M. R., Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. – New York: Wiley-Liss, 1999. – 914 p.
2. Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M., Boone J. M. The Essential Physics of Medical Imaging. – 3rd ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012. – 1047 p.
3. Liang Z.-P., Lauterbur P. C. Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective. – New York: IEEE Press, 2000. – 448 p.
4. Poole C. P. Electron Spin Resonance: A Comprehensive Treatise on Experimental Techniques. – New York: Dover Publications, 1996. – 720 p.
5. Budker D., Jackson Kimball D. F. Optical Magnetometry. – Cambridge: Cambridge University Press, 2013. – 408 p.
6. Zvezdin A. K., Kotov V. A. Modern Magnetooptics and Magneto-optical Materials. – Bristol: Institute of Physics Publishing, 1997. – 386 p.
7. Born M., Wolf E. Principles of Optics. – 7th ed. – Cambridge: Cambridge University Press, 1999. – 952 p.
8. Yariv A., Yeh P. Photonics: Optical Electronics in Modern Communications. – 6th ed. – Oxford: Oxford University Press, 2007. – 836 p.
9. Saleh B. E. A., Teich M. C. Fundamentals of Photonics. – 2nd ed. – Hoboken: Wiley, 2007. – 1200 p.
10. Svelto O. Principles of Lasers. – 5th ed. – New York: Springer, 2010. – 650 p.
11. Analog Devices: AD8605/AD8606/AD8608 datasheet
12. Horowitz P., Hill W. The Art of Electronics. – 3rd ed. – Cambridge: Cambridge University Press, 2015. – 1192 p.
13. Sedra A. S., Smith K. C. Microelectronic Circuits. – 7th ed. – Oxford: Oxford University Press, 2014. – 1426 p.
14. Razavi B. Design of Analog CMOS Integrated Circuits. – New York: McGraw-Hill, 2001. – 684 p.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						97
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

15. Franco S. Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits. – 3rd ed. – New York: McGraw-Hill, 2002. – 672 p.
16. Kester W. Analog-Digital Conversion. – Norwood: Analog Devices, 2004. – 1120 p.
17. Candy J. C., Temes G. C. Oversampling Delta-Sigma Data Converters. – New York: IEEE Press, 1992. – 250 p.
18. Ott H. W. Electromagnetic Compatibility Engineering. – Hoboken: Wiley, 2009. – 843 p.
19. Bendat J. S., Piersol A. G. Random Data: Analysis and Measurement Procedures. – 4th ed. – Hoboken: Wiley, 2010. – 640 p.
20. Johnson C. D. Process Control Instrumentation Technology. – 8th ed. – Upper Saddle River: Prentice Hall, 2006. – 720 p.
21. Андреев В. Г. Основи вимірювальної техніки. – Київ: Вища школа, 2004. – 350 с.
22. Гоноровський І. С. Радіотехнічні кола і сигнали. – Київ: Техніка, 2006. – 512 с.
23. Бабак В. П., Білецький А. Я. Основи теорії вимірювань. – Київ: Либідь, 1998. – 256 с.
24. Шишкін Г. Г. Електронні прилади та пристрої. – Київ: НТУУ «КПІ», 2010. – 420 с.
25. ДСТУ 8302:2015. Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні положення та правила складання. – Київ: ДП «УкрНДНЦ», 2016. – 20 с.
26. IEC 60601-2-33. Medical electrical equipment – Particular requirements for MRI equipment safety. – Geneva: IEC, 2010.
27. Hoult D. I., Richards R. E. The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment // Journal of Magnetic Resonance. – 1976. – Vol. 24. – P. 71–85.
28. Clarke J., Braginski A. I. The SQUID Handbook: Applications of SQUIDs and SQUID Systems. – Weinheim: Wiley-VCH, 2006. – 600 p.
29. Ripka P. Magnetic Sensors and Magnetometers. – Boston: Artech House, 2001. – 500 p.
30. Tumanski S. Handbook of Magnetic Measurements. – Boca Raton: CRC Press, 2016. – 450 p.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						98
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТОК А

ПОГОДЖЕНО

Керівник дипломного проекту
к.т.н., Михайленко М.В.

(дата)

(підпис)

ЗАТВЕРДЖЕНО

Завідувач кафедри
_____ Сергій ЛІТВІНЦЕВ

(дата)

(підпис)

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ

«Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа»

1. НАЗВА І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

Назва дипломного проекту: «Магнітооптичний вимірювач неоднорідності магнітного поля томографа». Підставою для виконання є завдання, видане кафедрою від _28.05.2026 р.

2. ВИКОНАВЕЦЬ

Виконавець: студент групи РІ-п31 Дмитро Осадчук.

3. МЕТА ВИКОНАННЯ ДП І ПРИЗНАЧЕННЯ ПРОДУКЦІЇ

Мета дипломного проекту — розробити комплекс конструкторсько-технологічних, схемотехнічних та системних рішень для створення магнітооптичного вимірювача неоднорідності магнітного поля магнітно-резонансних томографів (МРТ). Розроблений вимірювач призначений для використання в медичних установах, сервісних та дослідницьких лабораторіях з метою калібрування, контролю та діагностики неоднорідності основного магнітного поля МРТ-систем.

4. ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ

Пристрій повинен бути стаціонарно-переносним або лабораторним із живленням від мережі змінного струму 220 В (50 Гц) або автономного джерела живлення для мінімізації наведень.

5. ВИМОГИ РОЗРОБЛЮВАНОЇ ДОКУМЕНТАЦІЇ

Конструкторська та текстова документація оформлюється відповідно до вимог ДСТУ 3008:2015 та стандартів ЄСКД.

Виконавець

_____ Осадчук Д.П

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						99
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

Розрахунок розподілу магнітного поля

clear all

B0 = 3 % поле томографа

L = 0.05 % довжина кристала

V = 40 % константа

$\mu = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$

% рахуємо кут

B = 2.99:0.0001:3.01

theta = V * B * L

% рахуємо ppm

dB = 0.000001 % 1 мкТл

ppm = (dB/B0) * 10^6

% графіки

plot(B, theta)

title('кут повороту')

% перевірка

if ppm > 0.5

 disp('треба кращий АЦП')

else

 disp('норм')

end

fprintf('результат: %f\n', ppm)

Для оцінки однорідності поля в робочій зоні необхідно знати значення індукції при видаленні від осі z на радіус r. Оскільки поле всередині томографа

					РІПЗ1.431214.001 ПЗ	Лис
						100
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

задовольняє рівнянню Лапласа, аксіальна компонента індукції $B_z(r, z)$ у безструмовому просторі поза геометричною віссю апроксимується через значення поля на осі $B_z(0, z)$ та його вищі похідні за допомогою розкладу в ряд Тейлора.

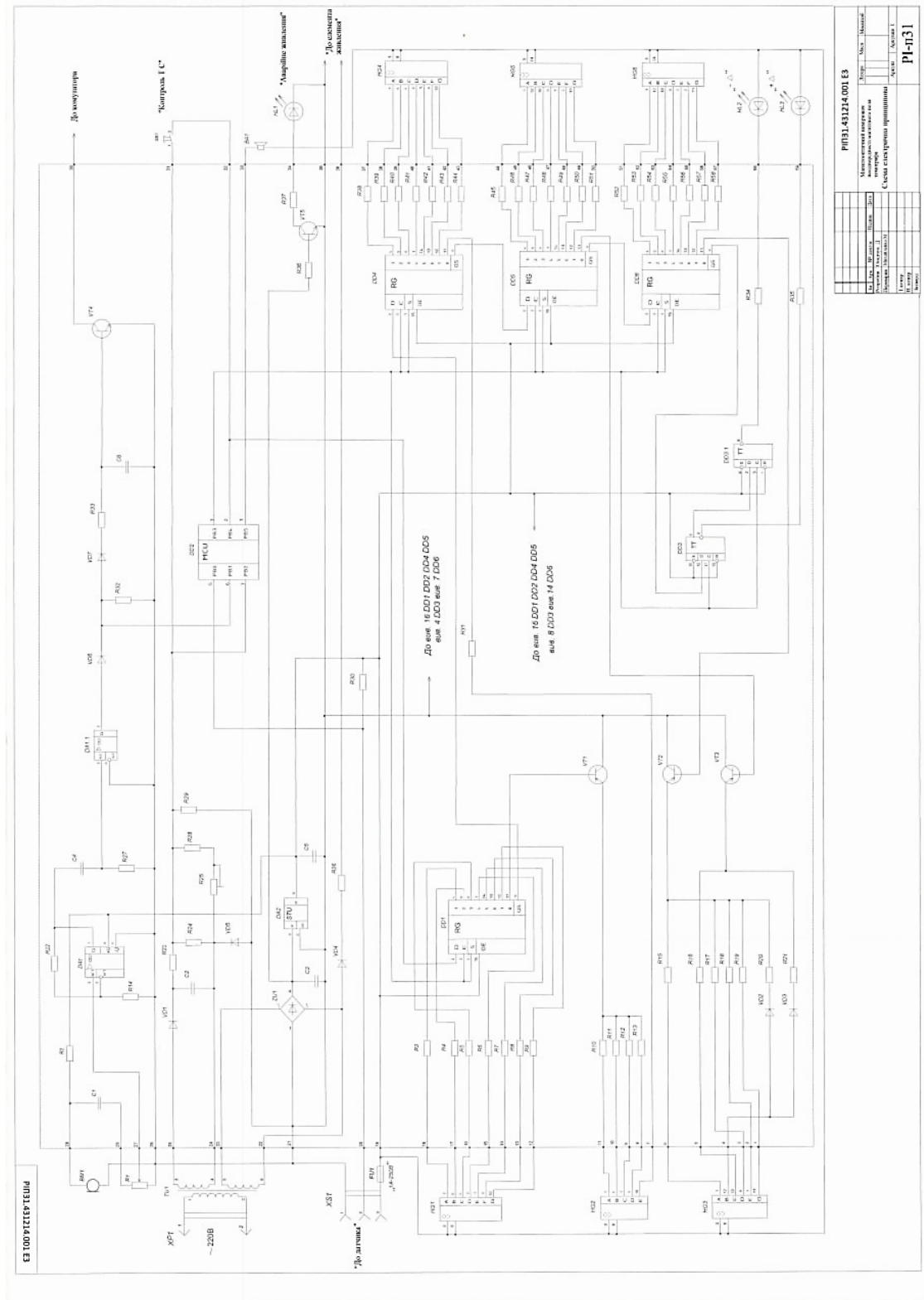
Чисельний розрахунок показав, що за відсутності струму в коригувальних котушках, параболічний характер розподілу поля призводить до виникнення неоднорідності на краях розрахункової сітки до 150ppm.

Отриманий у розрахунковій моделі рівень неоднорідності 0,5 ppm відповідає приблизно 1,5 мкТл для поля 3 Тл. Поточна заявлена чутливість лабораторного прототипу становить 100 мкТл, тобто є недостатньою для безпосереднього підтвердження таких малих відхилень. Тому наведений результат слід розглядати як характеристику розрахункової моделі котушкової системи, а не як експериментально підтверджену можливість поточного прототипу. Для детектування неоднорідностей рівня 0,5 ppm необхідне подальше зниження шуму вимірювального тракту, застосування зовнішнього високорозрядного АЦП, стабілізація оптичного каналу та еталонне калібрування.

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лис
						101
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТОК Б

Рисунок 1в Схема електрична принципова

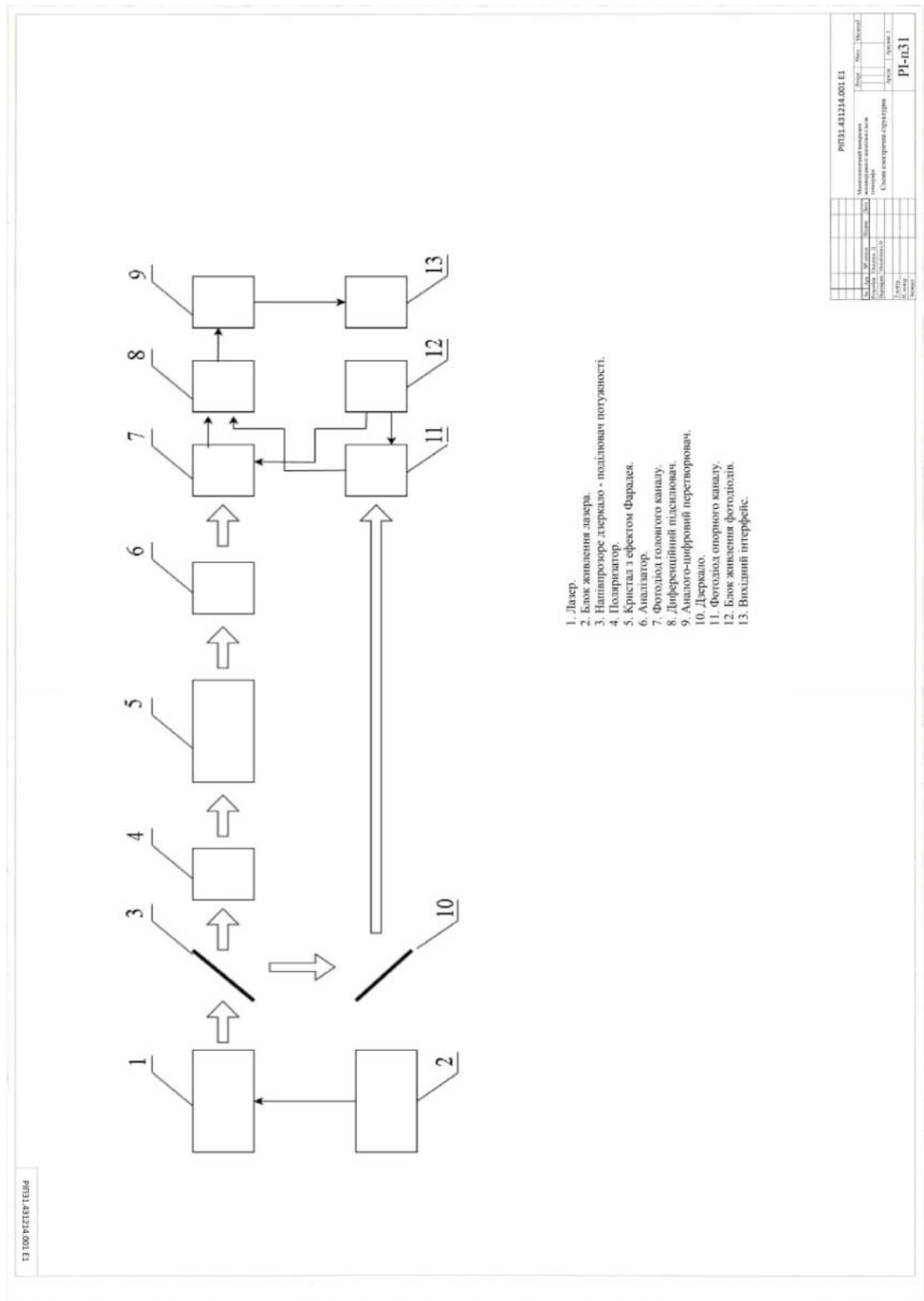


Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

РІП31.431214.001 ПЗ

Лис
102

Рисунок 2в Структурна схема



Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

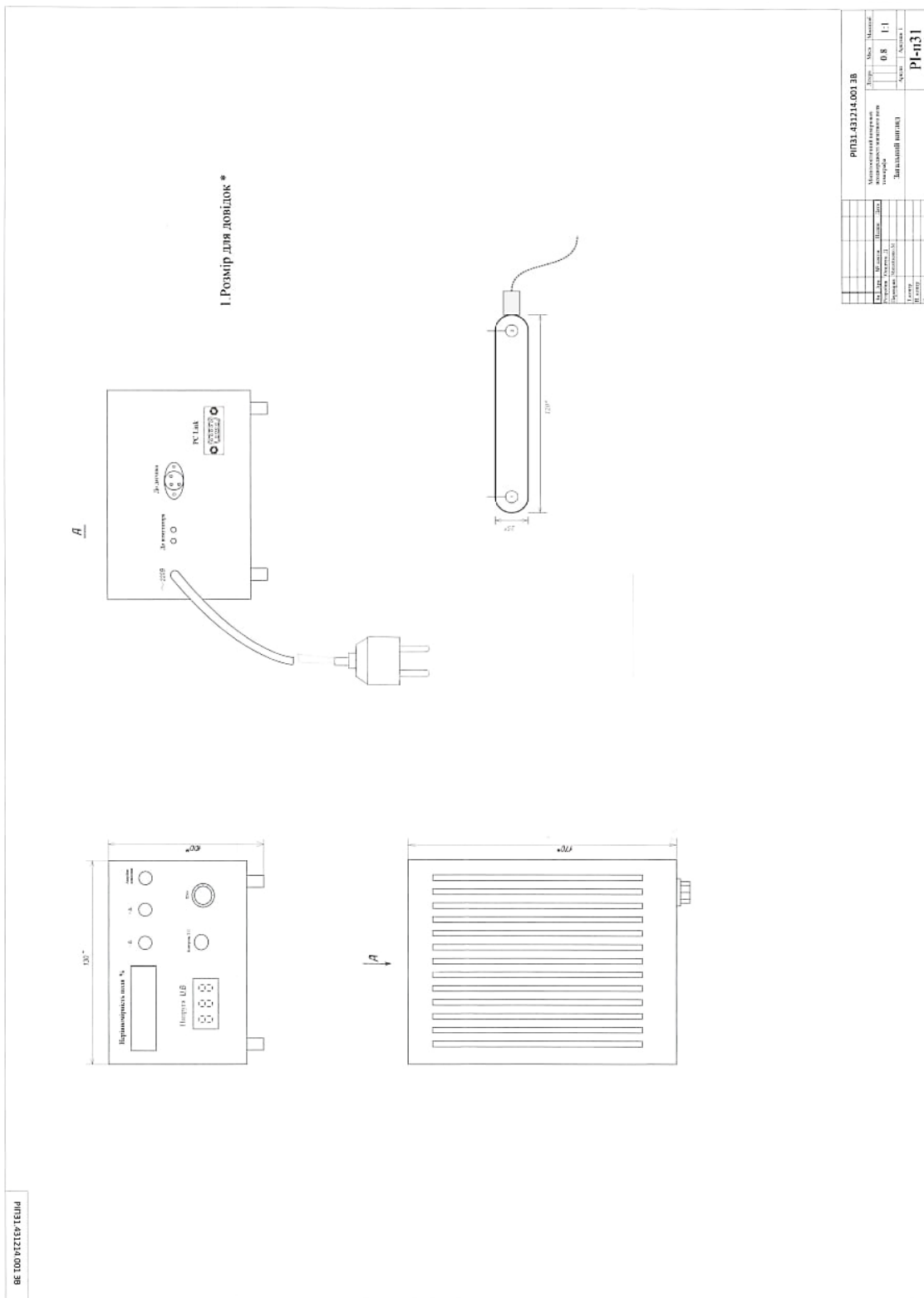
РІП31.431214.001 ПЗ

Лис
103

Лис
104



Рисунок 4в Загальний вигляд



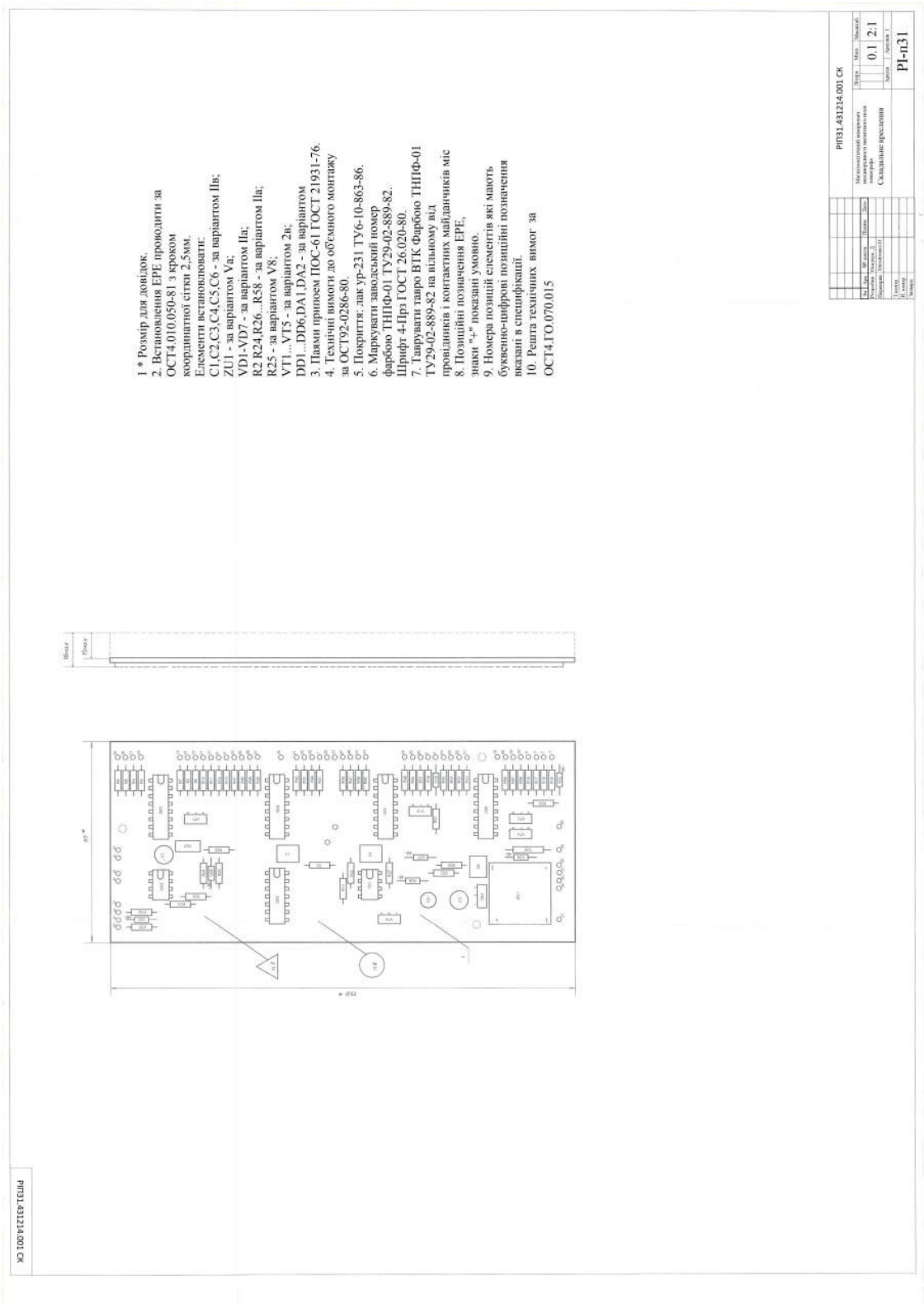
Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

РПЗ1.431214.001 ПЗ

Лис

105

Рисунок 5в Складальне креслення друкованої плати

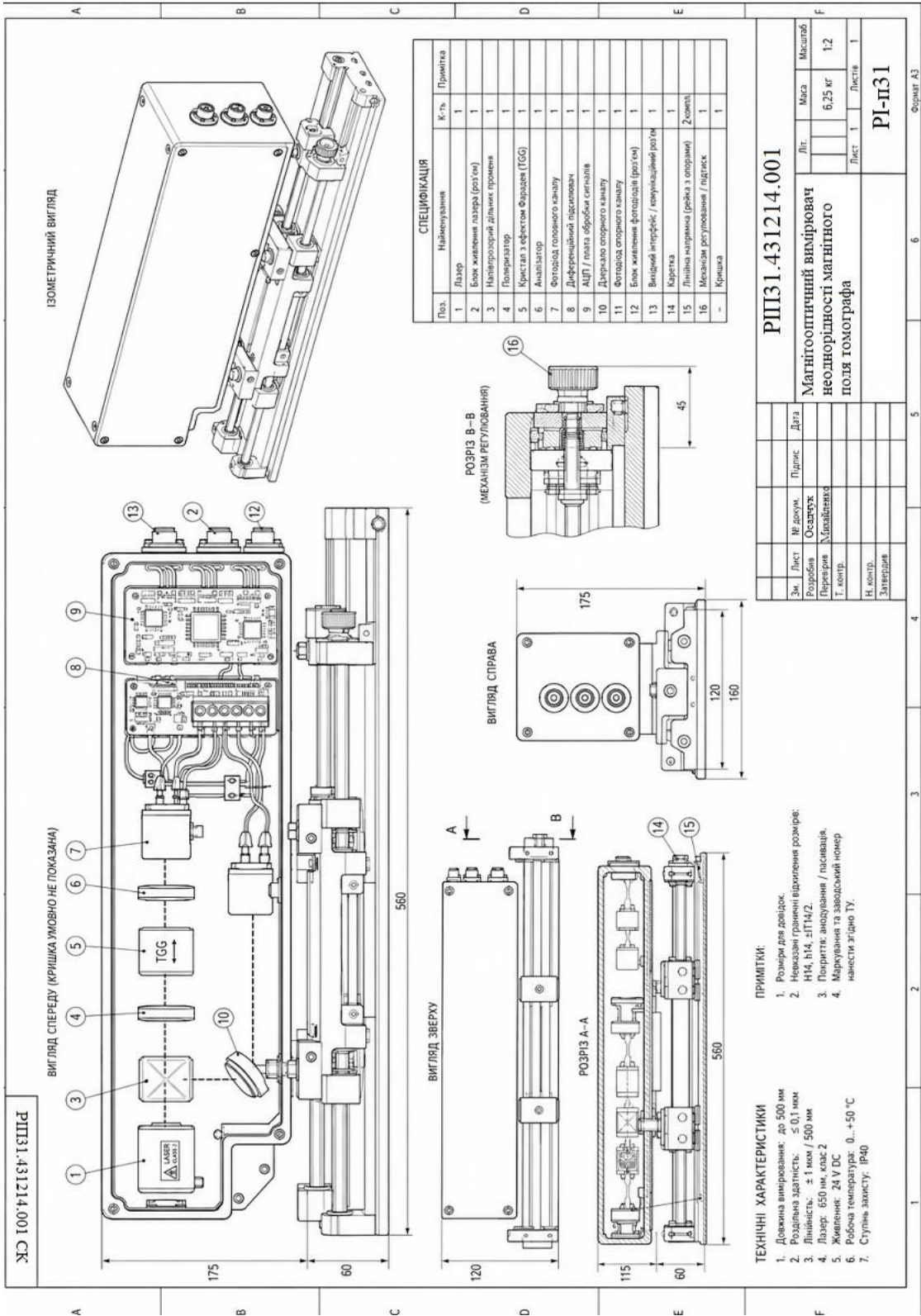


Зм.	Лис	№ докум.	Підпис	Дата

РПЗ1.431214.001 ПЗ

Лис
106

Рисунок 6в Складальне креслення



ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	
2	A4	РІП31.431214.001 ПЗ	Пояснювальна записка	104	
3	A4	РІП31.431214.001 Е1	Структурна схема	1	
4	A4	РІП31.431214.001 Е3	Схема електрична принципова	1	
5	A4	РІП31.431214.001 СК	Складальне креслення	1	
6	A4	РІП31.431214.001	Плата друкована	1	
7	A4	РІП31.431214.001 ЗВ	Загальний вигляд	1	

				РІП31.431214.001 ПЗ		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Осадчук Д.П			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівн.	Михайленко М.В				1	107
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. РІ Гр. РІ-п31	
Н/контр.						
Зав.каф.	Літвінцев С.М					

					РІП31.431214.001 ПЗ	Лист
						108
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		