

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

Інститут інформаційних технологій

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

Побережник Михайло Степанович

(прізвище, ім'я, по батькові)

УДК 621.396

(індекс)

МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА

Розроблення випромінювача з керованим розподілом магнітного поля для
апарату магнітолазерної терапії

(назва роботи)

Метрологія і вимірювальна техніка

(назва освітньої програми)

175 Інформаційно-вимірювальні технології

(шифр і назва спеціальності)

Побережник М.С.

(підпис, ініціали та прізвище здобувача освітнього ступеня)

Науковий керівник Кононенко Марина Андріївна, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Допущено до захисту

Завідувач кафедри

О.Є Середюк.

(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Рецензент

(посада) (підпис) (дата) (ініціали та прізвище)

Робота містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

Івано-Франківськ

2024

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

(повне найменування закладу вищої освіти)

Інститут інформаційних технологій

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

Освітній рівень магістр

Спеціальність 175 інформаційно-вимірювальні технології

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ІВТ

Середюк О.Є.

« » 20 року

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

Побережнику Михайлу Степановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Розроблення випромінювача з керованим розподілом магнітного поля для апарату магнітолазерної терапії

керівник роботи Кононенко Марина Андріївна, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затвержені наказом закладу вищої освіти від "03" грудня 2024 року № 787/7

2. Строк подання студентом роботи 13 грудня 2024 року

3. Вихідні дані до роботи Максимальне значення магнітної індукції магнітного випромінювача 75 мТл

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Основи лікування магнітним полем і лазерами у медицині 2 Розроблення блоків апарату для магнітолазерної терапії 3. Метрологічний контроль вихідних параметрів апаратів для магнітолазерної терапії

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

МР.МТТМ-51.00.00.001. Структурна схема апарату для магнітолазерної терапії

МР.МТТМ-51.00.00.002. Магнітні насадки.

МР.МТТМ-51.00.00.003. Конструкція випромінювача

МР.МТТМ-51.00.00.004. Електрична схема терміналу

МР.МТТМ-51.00.00.005. Порядок обробки результатів вимірювання магнітних характеристик апарату для магнітолазерної терапії

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Нормо-контроль	Біліщук В.Б., доцент		

7. Дата видачі завдання 15.10.2024р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Основи лікування магнітним полем і лазерами у медицині	15.10.-1.11.2024р.	
2.	Розроблення блоків апарату для магнітолазерної терапії	02.11.-19.11.2024р.	
3.	Метрологічний контроль вихідних параметрів апаратів для магнітолазерної терапії	20.11 – 28.11.2024р.	
4.	Висновки по роботі	29.11-30.11.2024р.	
5.	Оформлення пояснювальної записки та графічної частини	01.12.-13.12.2024р.	

Студент _____
(підпис)

Побережник М.С.
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____
(підпис)

Кононенко М.А.
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Магістерська робота: "Розроблення випромінювача з керованим розподілом магнітного поля для апарату магнітолазерної терапії".
Побережник М.С., ІФНТУНГ, 2024, 65 с., 15 рис., 5 табл., 5 аркушів графічного матеріалу, 33джерела.

Метою роботи є розроблення вузлів апарату для магнітолазерної терапії з можливим корегуванням параметрів діючого поля для покращення лікувального ефекту.

Для вирішення цієї задачі було досліджено основні конструкторські та технічні рішення апаратів магнітолазерної терапії, розроблено схему магнітного випромінювача, що забезпечує максимальну величину магнітної індукції в зоні впливу лазерного випромінювання апарату для магнітолазерної терапії.

Розглянуто організаційні та законодавчі засади здійснення контролю вихідних параметрів апаратів магнітолазерної терапії та наведено алгоритм та приклад з обробки результатів контролю магнітної індукції апарату на максимальному її значенні.

**МАГНІТНА ТЕРАПІЯ, ЛАЗЕРНА ТЕРАПІЯ, МАГНІТОЛАЗЕРНА
ТЕРАПІЯ, ЛАЗЕРНЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, МАГНІТНИЙ
ВИПРОМІНЮВАЧ, МАГНІТНА ІНДУКЦІЯ, МІЛІТЕСЛАМЕТР,
ПОХИБКА**

ABSTRACT

Master's work: "Development of a controllable emitter distribution of the magnetic field for the device magnetolaser therapy". Poberezhnik M., IFNTUNG, 2024, 65 pp., 15 figures, 5 tables, 5 sheets of graphic material, 33 sources.

The purpose of the work is to develop the device components for magnetolaser therapy with the possible adjustment of the active field parameters to improve the therapeutic effect.

To solve this problem, the main design and technical solutions of magnetolaser therapy devices were investigated. A scheme of a magnetic emitter was developed, which ensures the maximum value of magnetic induction in the influence radiation zone of the device for magnetolaser therapy.

The organizational and legislative principles of monitoring the output parameters of magnetolaser therapy devices are considered, and an algorithm and a processing example of the monitoring results of the device's magnetic induction at its maximum value are given.

MAGNET THERAPY, LASER THERAPY, MAGNETOLASER THERAPY, LASER RADIATION, MAGNETIC EMITTER, MAGNETIC INDUCTION, MILITESLAMETER, ERROR

ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
1. ОСНОВИ ЛІКУВАННЯ МАГНІТНИМ ПОЛЕМ І ЛАЗЕРАМИ У МЕДИЦИНІ.....	9
1.1 Біофізичні основи магнітотерапії	9
1.2 Застосування лазерів у медицині	11
1.3 Поняття про магнітолазерну терапію.....	14
1.4 Існуючі апарати магнітолазерної терапії.....	15
2 РОЗРОБЛЕННЯ БЛОКІВ АПАРАТУ ДЛЯ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ.....	23
2.1 Структурна схема апарату для магнітолазерної терапії	23
2.2 Розроблення випромінювача апарату для магнітолазерної терапії.....	25
2.2.1 Дослідження способів корекції розподілу магнітного поля в зоні дії оптичного випромінювання апаратів для магнітолазерної терапії.....	25
2.2.2 Розрахунок котушки підмагнічування магнітолазерного випромінювача.....	33
2.3 Розрахунок джерела живлення	35
2.4 Вибір блоку індикації	39
3. МЕТРОЛОГІЧНИЙ КОНТРОЛЬ ВИХІДНИХ ПАРАМЕТРІВ АПАРАТІВ ДЛЯ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ	43
3.1 Організаційні та законодавчі засади ринкового та метрологічного нагляду за медичними приладами та апаратами.....	43
3.2 Особливості лазерної терапевтичної апаратури як об'єкта метрологічного забезпечення	49
3.3 Засоби контролю потужності лазерного випромінювання терапевтичної апаратури.....	51
3.4 Вибір засобу контролю вихідних параметрів магнітного поля апаратів для магнітолазерної терапії	55
3.5 Обробка результатів контролю параметрів магнітного поля розробленого апарату.....	57
ВИСНОВКИ.....	61
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ НА ДЖЕРЕЛА.....	62

ВСТУП

Актуальність теми. Фізіотерапія (грец. Physis-природа; therapeia – терапія) – область медицини, що вивчає дію на організм людини різних природних або штучно одержуваних (преформованих) фізичних факторів і що використовує їх з метою збереження, відновлення і зміцнення здоров'я. Сучасна фізіотерапія володіє величезною кількістю за фізичною природою, фізіологічної, лікувальної дії і способами застосування методів. Застосування їх постійно розширюється, і сьогодні важко назвати захворювання, при якому фізіотерапевтичні методи не могли б бути застосовані на користь хворих. Якщо спочатку лікувальні фізичні фактори використовувалися тільки з метою доліковування хворих з хронічними захворюваннями, то зараз область їх застосування значно ширше. Основними напрямками фізичної медицини є лікувальний (власне фізіотерапія), реабілітаційний, профілактичний, діагностичний.

Магнітотерапія – напрямок фізіотерапії, заснований на впливі постійного або змінного магнітного поля низької частоти на весь організм (загальна магнітотерапія) або його частина (локальна магнітотерапія).

Магнітні поля мають протизапальну, протинабрякову, седативну, болезаспокійливу дію. Під впливом магнітних полів поліпшується мікроциркуляція крові, стимулюються регенеративні процеси в тканинах.

Постійне геомагнітне поле, пов'язане з ядром Землі і його корою, змінюється в часі. Ці зміни не дуже значні за величиною і мають цикл до одного року. Хоча в організмі не знайдено спеціальних рецепторних зон, що сприймають електромагнітні коливання, але є достовірні відомості про вплив природних магнітних полів на вищі центри нервової і гуморальної регуляції, на біоструми мозку і серця, на проникність біологічних мембран, на властивості водних і колоїдних систем організму.

Експериментально-клінічні дослідження і багаторічний практичний досвід підтвердили можливість суттєвого підвищення ефективності магнітної терапії при поєднанні її з дією лазерного випромінювання на вогнище патології. Так виникла окрема галузь у фізіотерапії – магнітолазерна терапія, яка потребує на сьогоднішній день створення нових апаратів з розширеними можливостями та розроблення нових методик лікування.

У наш час випускаються десятки апаратів магнітолазерної терапії (МЛТ): стаціонарні і переносні; багатопрофільні і спеціалізовані, які базуються на використанні різних лазерів і магнітних полів.

За роки розвитку магнітолазерної терапії постійно зростають вимоги до апаратури, які в узагальненій формі були сформульовані відносно недавно. Настав зовсім новий етап розвитку магнітолазерної терапевтичної апаратури, як актуального напрямку медичного апаратобудування, формування єдиної цілеспрямованої політики у розробці і виготовленні на основі максимально тісної співпраці дослідників різних спеціальностей, практичних лікарів і виробників.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Результати досліджень, які відображені у магістерській роботі, виконано автором відповідно до плану навчання на кафедрі інформаційно-вимірювальних технологій Івано-Франківського національного технічного університету нафти і газу. Ця робота виконана за безпосередньою участю автора як виконавця окремих розділів.

Мета роботи полягає у розробленні випромінювача з корегованим розподілом магнітного поля в зоні дії апарату для магнітолазерної терапії.

Задачі дослідження. На основі проведеного аналізу існуючих апаратів магнітної, лазерної та магнітолазерної терапії необхідно дослідити основні конструкторські та технічні рішення, що дозволяють розробити

засоби з можливим корегуванням параметрів діючого поля для покращення лікувального ефекту.

Для вирішення мети та задачі дослідження у магістерській роботі слід сформулювати наступні завдання:

- проаналізувати існуючі апарати для магнітолазерної терапії та принципи створення апаратури для магнітолазерної терапії;

- розробити блоки апарату для магнітолазерної терапії з покращеними характеристиками: випромінювач, що дозволяє корегувати магнітне поле, та блок живлення;

- розглянути заходи з проведення метрологічного контролю вихідних параметрів апаратів для магнітолазерної терапії та розробити методику контролю їх вихідних параметрів.

Об'єктом дослідження є процес створення та корегування магнітного поля в зоні дії апарату для магнітолазерної терапії.

Предметом дослідження є результати вимірювання вихідних параметрів магнітного поля апарату для магнітолазерної терапії.

Методи дослідження: аналіз теоретичних знань, теорія вимірювань, методи математичної статистики і теорії ймовірності.

Наукова новизна та практичне значення роботи полягає у проведеному аналізі існуючих апаратів магнітної, лазерної та магнітолазерної терапії, дослідженні основних конструкторських та технічних рішень, що дозволяють розробити засоби з можливим корегуванням параметрів діючого поля для покращення лікувального ефекту, а також результати роботи можуть бути використані у начальному процесі на кафедрі інформаційно-вимірювальних технологій ІФНТУНГ.

1 ОСНОВИ ЛІКУВАННЯ МАГНІТНИМ ПОЛЕМ І ЛАЗЕРАМИ У МЕДИЦИНІ

1.1 Біофізичні основи магнітотерапії

При лікуванні магнітним полем (магнітотерапії) на хворого діють постійним, змінним, пульсуючим, імпульсним, а також біжучим або обертовим магнітним полем. Перераховані магнітні поля, на відміну від високочастотних, не роблять на організм хворого теплової дії [1].

Основним параметром, що характеризує біотропну та інші дії магнітного поля, є магнітна індукція. Одиницею виміру магнітної індукції є тесла або частіше вживається тисячна частка тесли – мілітесла. В основі лікувальної дії магнітних полів лежать відомі фізичні закони. Коли провідник (наприклад, кров у судині) рухається в неоднорідному постійному магнітному полі або на нерухому біологічну структуру (м'язи, нервові клітини) діє змінне в часі магнітне поле, в них, за законом електромагнітної індукції Фарадея, наводяться електрорушійні сили і, відповідно, кільцеві струми. Густина цих струмів визначається швидкістю зміни магнітного поля (руху провідника в неоднорідному постійному магнітному полі) і електропровідністю біоткани [2].

Електропровідність біоткани залежно від її хімічного складу змінюється в дуже широких межах і найбільших значень досягає у спинномозковій рідині та сироватці крові. На електричний заряд, що рухається в магнітному полі в напрямку, перпендикулярному вектору швидкості заряду, діють сили Лоренца, незмінні в постійному магнітному полі і знакозмінні в змінному магнітному полі. Це явище реалізується на всіх рівнях організму (атомарний, молекулярний, субклітинний, клітинний, тканинний) [3].

Постійне магнітне поле (ПМП) в даній точці простору не змінюється в часі ні за величиною, ні за напрямком. Джерелами ПМП є постійні магніти з різних матеріалів і різних конструкцій, а також електромагніти (індуктори) з феромагнітними осерддями або без них, в обмотках яких проходить постійний електричний струм [2].

Дослідження виявили різноманітні ефекти, що виникають при взаємодії ПМП з біологічними молекулами. Під впливом ПМП змінюється електронний потенціал молекул біоткани, в результаті чого значно підвищується рівень метаболічних процесів, окислювально-відновних реакцій і вільно-радикального окислення. Лікувальні ефекти магнітотерапії ПМП: протизапальний, протинабряковий, місцевий трофічний, коагулорегулюючий, стимулюючий регенераційні процеси [4].

Для лікувального впливу використовують різні види низькочастотних магнітних полів: змінне (ЗМП), пульсуюче (ПуМП), що біжить (БіМП), що обертається (ОбМП). Магнітна індукція цих полів не перевищує 50 мТл. ПуМП змінюється в часі за величиною, але не за напрямком. ПуМП, БіМП і ОбМП змінюються в часі і за величиною, і за напрямком. В основі механізму лікувальної дії низькочастотних магнітних полів покладено ті ж закономірності, що і для постійних полів. Однак головним діючим фактором є формування в біотканині індукованих електричних струмів, густина яких визначається швидкістю зміни магнітної індукції, тобто частотою й амплітудою магнітного поля [5].

Показання для призначення ЗМП і ПуМП: вялозаживаючі гнійні рани, опіки, трофічні виразки, флебіт, тромбофлебіт, наслідки закритих травм головного мозку, енцефалопатії, ішемічний інсульт, пошкодження периферичних нервів, діабетичний поліневрит і вазопатії. Показання для призначення БіМП: за загальною методикою впливу: ішемічна хвороба серця, облітеруючий атеросклероз периферичних артерій; по місцевій методиці впливу: тромбофлебіт, посттромбофлебітичний синдром, діабетичні нейропатії та вазопатії, кінцівок. Показання для призначення ОбМП: за

загальною методикою впливу: злякисні новоутворення в період передопераційного та післяопераційного ведення хворого; в комплексі з променевою, гормональною та хіміотерапією при лікуванні віддалених метастазів (генералізованих форм злякисних пухлин); променева хвороба; імунодефіцитні стани організму; астеноневротичні стани; захворювання вегетативної нервової системи; дегенеративно-дистрофічні захворювання опорно-рухової системи; захворювання серцево-судинної системи; по місцевій методиці впливу: при захворюваннях ока, вуха, горла і носа [2, 6].

Високоінтенсивна імпульсна магнітотерапія (ВІМТ) полягає в лікувальному впливі імпульсного магнітного поля (ІМП) з частотою проходження імпульсів близько 0,5 Гц, тривалістю, що не перевищує декількох мілісекунд і амплітудою, що досягає на робочій поверхні індуктора 1500 і більше мТл. У тканинах організму, які знаходяться у змінному магнітному полі, наводяться електричні струми, густина яких тим більше, чим більше швидкість зміни магнітного поля. Для магнітних полів, створюваних апаратами ВІМТ, ця швидкість на 2-3 порядки більше, ніж для магнітних полів, створюваних апаратами низькочастотної магнітотерапії, відповідно, більше і густина наведених електричних струмів [6].

Лікувальні ефекти ВІМТ: нейростимулюючий, аналгетичний, протинабряковий, протизапальний, вазоактивний, стимулюючий процеси регенерації в ушкоджених тканинах [6].

1.2 Застосування лазерів у медицині

У діагностиці лазерне випромінювання може використовуватися як поза організмом (*ex vitro*), так і для прямого аналізу органів і тканин пацієнта (*in vitro*). Наведемо деякі приклади застосування лазерів в діагностиці [7]. Застосування *ex vitro*. Через тонкий кварцовий капіляр прокачується спеціально оброблена кров (див. рис. 1.1). Випромінювання лазера

направляють на прозорий капіляр і викликає флюоресценцію клітин крові. Флюоресцентне світіння вловлюється чутливими датчиками.

Це світіння специфічно для кожного типу клітин крові, що проходять поодиноці в області лазерного випромінювання. Тому є можливість підрахувати їх кількість в заданому об'ємі крові, а також отримати з високою точністю кількісні показники по кожному типу клітин. Такий прилад, що заснований на даному принципі, називається *гемоцитометр*. Продуктивність цього приладу в сотні разів перевищує продуктивність аналізу крові лаборантом традиційним способом. І точність, і об'єктивність результатів також істотно вище [8].

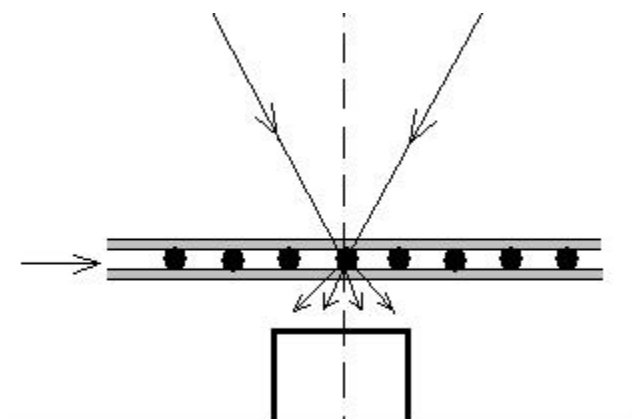


Рисунок 1.1 – Застосування лазерного випромінювання для діагностики крові

Ще більш досконалим діагностичним лазерним аналізатором є *проточний флуориметр*, в якому клітини перед прогоном через капіляр фарбуються спеціальними барвниками, так що з'являється можливість не тільки дослідити окремі типи, а й різновиди типів клітин крові. При цьому можливий аналіз не тільки клітин крові, а й будь-яких інших клітинних елементів, виділених з будь-яких тканин організму для діагностики [8].

Лазерну діагностику часто називають методом оптичної біопсії.

В останні роки інтенсивно досліджуються і розробляються методи оптичної томографії. Різні методи оптичної томографії, їх особливості, можливості та перспективи детально викладені в [7].

Практично з початку використання лазерів відома оздоровча дія лазерного випромінювання низької інтенсивності. Механізми лікувального ефекту лазерної терапії не завжди є цілком зрозумілими. Проте, відома їх оздоровча дія, протизапальна дія, підвищення імунітету, структурні зміни, активація макромолекул РНК, ДНК, а також відсутність несприятливих результатів при їх застосуванні. Тому метод лазерної терапії вельми перспективний і необхідний для подальших досліджень [9].

У всіх випадках, розглянутих вище, використовується лазерне випромінювання відносно низької потужності, при якій випромінювання не завдає безпосереднього пошкодження тканинам і клітинам живого організму. При лазерної хірургії руйнування тканини відбувається безпосередньо в процесі впливу. У лазерної хірургії використовуються досить потужні лазери, густина потужності випромінювання яких достатня для видалення, руйнування або термічного некрозу клітин, тканин чи інших об'єктів, що підлягають ліквідації. Саме в галузі лазерної хірургії досягнутий великий прогрес - порівняно з іншими областями лазерної медицини [10].

У таблиці 1 наведені основні типи лазерів, що традиційно застосовуються у лазерній медицині.

Таблиця 1.1 – Основні типи лазерів, що традиційно використовуються у лазерній медицині.

Тип лазера	Довжина хвилі		Примітки
	Основна	Інші можливі	
Nd:	1,06 мкм	0,53 мкм 0,355 мкм 0,266 мкм	
YAG	10,6 мкм	9,6 мкм	

Продовження табл. 1.1

He-Ne	633 нм	3,391 мкм – ІЧ 543 нм – зелений 594 нм – жовтий 604 нм – помаранчевий 612 нм – помаранчевий	100 мВт
Ar	488нм – блакитний 515 нм – зелений	Ряд дискретних ліній в діапазоні 350 – 530 нм (УФ – зелений)	30 Вт
Kr	530 нм – зелений 568 нм – жовто-зелений 676 нм – червоний	Ряд дискретних ліній в діапазоні 350 – 800 нм (УФ – ІЧ)	10 Вт
На барвнику	400 – 900 нм з налаштуванням в діапазоні шириною 500 – 100 нм для кожного лазера		

1.3 Поняття про магнітолазерну терапію

Магнітолазерна терапія – поєднаний вплив на організм з лікувально-профілактичними цілями магнітним полем і низькоінтенсивним лазерним випромінюванням. Метод запропонований А.К. Полонським з співавторами у 1977р. Як магнітному полю, так і лазерному випромінюванню притаманні, протизапальний, знеболюючий, протинабряковий, імуномодулюючий та інші ефекти. Така схожість лікувальних ефектів передбачає їх посилення (синергізм) при одночасному використанні цих фізичних впливів. При одночасному застосуванні низькоінтенсивного лазерного випромінювання та постійного магнітного поля поряд з додаванням односпрямованих фізіологічних і лікувальних ефектів виникає ряд фізико-хімічних і біофізичних змін, які важливі для обґрунтування магнітолазерної терапії (МЛТ) і розуміння її своєрідної дії на організм. При одночасному впливі магнітним полем і лазерним випромінюванням, наприклад, в тканинах може виникати фотомагнітоелектричний ефект. Суть його полягає в тому, що при розміщенні в магнітному полі напівпровідника, що опромінюється світлом, в

ньому виникає електрорушійна сила (ЕРС), що досягає декількох десятків вольт [11].

Наведення ЕРС, як відомо, може істотно позначитися на властивостях і функціях рідин організму, зокрема впливати на стан крові, мікроциркуляцію і проникність судин.

Основні лікувальні ефекти МЛТ: протизапальний, знеболюючий, иммунокоригуючий, трофікорегенеруючий, антиспастичний і антигіпоксичний. Для МЛТ використовують різні варіанти поєднання магнітних полів і лазерних випромінювань. Найбільш часто поєднують постійне магнітне поле з безперервним або імпульсним низькоінтенсивним лазерним випромінюванням у червоній та інфрачервоній областях спектру. Техніка та методика МЛТ нагадує проведення процедур лазерної терапії і багато в чому залежить від типу використовуваного апарату [12].

1.4 Існуючі апарати магнітолазерної терапії

Апарат магнітолазерної терапії «МУРАВЕЙ» (мураха) застосовується для лазерного опромінення крові (див. рис. 1.2).



Рисунок 1.2 – Апарат «МУРАВЕЙ» (мураха)

Апарат магнітолазерної терапії «МУРАВЕЙ» являє собою портативний малогабаритний пристрій, що має в якості випромінювача матрицю з 10 імпульсних лазерних діодів. Довжина хвилі випромінювання 0,89 мкм,

максимальна імпульсна потужність випромінювання 50-70 Вт (можливе регулювання потужності від нуля до максимального значення), частота проходження імпульсів 80 Гц з можливістю низькочастотної модуляції потоку частотою 2,4 Гц. Апарат має автоматичний таймер, звукову та світлову сигналізацію часу початку і закінчення процедури. Живлення апарату здійснюється від батареї типу Крона або від мережевого адаптера. На рідкокристалічному дисплеї з підсвічуванням відображаються: значення потужності випромінювання, час процедури і ступінь розряду батареї. Для зручності користування апаратом передбачені захист від випадкового включення і автоматичного вимкнення апарату, якщо він тривалий час не використовується (захист від «забудькуватості»). Для проведення процедур магнітно-лазерної терапії є магнітна насадка. Апарат має невелику вагу і легко вміщається на долоні. Частота проходження імпульсів 80 Гц забезпечує неспецифічну активацію функцій різних тканин і систем. Модуляція потоку імпульсного випромінювання частотою 2,4 Гц резонансно активує підкіркові структури, що регулюють вегетативні процеси в організмі, функції блукаючого нерва. Ефективність впливу на організм лазерного випромінювання збільшується при одночасному застосуванні постійного магнітного поля (магніто-лазерна терапія) [13].

Технічні характеристики апарата:

- режим випромінювання імпульсний;
- довжина хвилі лазерного випромінювання при температурі 25 ± 5 °С, мкм 0.89 ± 0.03 ;
- частота повторення імпульсів, Гц 80 ± 5 ;
- тривалість імпульсів випромінювання, нс 170 ± 50 ;
- максимальна імпульсна потужність випромінювання, Вт 50 ... 80;
- максимальна імпульсна опроміненість в площі вихідного вікна апарату, Вт/см $2,4 \dots 9$;

- площа опромінюваної поверхні, 2 см: при контактному впливі – 10, при впливі на відстані 2 см від вихідного вікна – 18, при впливі спільно з магнітною насадкою – 10;
- частота модуляції, Гц 2.4 ± 0.1 ;
- шпаруватість модулюючого сигналу 2 ± 0.4 ;
- максимальна магнітна індукція в області виходу лазерного випромінювання, мТл 40 ... 90;
- час експозиції в автоматичному режимі, хвилин 0.5, 1, 2, 4;
- електроживлення:
 1. Від мережі 220 В, 50 Гц – Адаптер 9 В;
 2. Автономне – Батарея 1604А (типу "Корунд")
- час роботи від батареї, год, не менше 50;
- маса апарату (без блоку живлення), кг, не більше 0.2
- габарити, мм 150 x 65 x 50.

Апарат лазерної терапії « МИЛТА-Ф-5-01» зображено на рис. 1.3



Рисунок 1.3 – Апарат лазерної терапії МИЛТА-Ф-5-01

Апарат лазерної терапії МИЛТА-Ф-5-01 – невеликий і зручний лазерний терапевтичний апарат, який здійснює терапевтичний вплив на

організм людини трьома лікувальними факторами: інфрачервоним (ІЧ) лазерним випромінюванням, світлодіодним ІЧ-випромінюванням і магнітним полем. Лікування апаратом МИЛТА-Ф-5-01 проводиться шляхом зовнішнього впливу на певні області тіла на спеціально підібраних до кожного конкретного захворювання режимах роботи. Лікування апаратом є безпечним і безболісним. Апарат МИЛТА-Ф-5-01 має мікропроцесорне управління, цифровий дисплей, реєстрацію наявності випромінювання, таймер, червоне підсвічування області, що опромінюється, звукову та цифрову сигналізацію. За бажанням замовника апарат може комплектуватися штативом-тримачем, спеціальними окулярами, що захищають очі від лазерного випромінювання, а також світловодними насадками [13].

Технічні характеристики апарату:

- маса, г 650;
- довжина хвилі ІЧ - випромінювання лазера і світлодіодів, мкм 0,89;
- частота повторення імпульсів лазерного випромінювання, Гц 5, 50, 80, 150, 600, 1500;
- потужність випромінювання світлодіодів, мВт 0; 50; 100;
- потужність випромінювання лазера (імпульсна), Вт не менше 5, 7 або 9 Вт (залежно від моделі);
- магнітна індукція, мТл, не менше 20;
- вбудований таймер, хв 1; 2; 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9;
- електроживлення від мережі 220В, 50Гц.

Апарат фізіотерапевтичний РЕФТОН-01-Ф-Л-С зображено на рис. 1.4.



Рисунок 1.4 – Апарат фізіотерапевтичний РЕФТОН-01-Φ-Л-С

Апарат призначений для впливу на організм людини з лікувальними і профілактичними цілями діадинамічними струмами, синусоїдально-модульованими струмами і постійним (гальванічним), а так само лазерним і магнітолазерним випромінюваннями. Дозволяє ефективно здійснювати лікувальні та реабілітаційні заходи при терапії різних патологічних станів, лікарський електрофорез, електростимуляцію і т.ін. Апарат призначений для застосування в лікувальних і профілактичних закладах широкого профілю, а також для лікування пацієнтів у домашніх і амбулаторних умовах [13].

Технічні характеристики:

- маса, г 650;
- довжина хвилі ІЧ випромінювання лазера і світло діодів, мкм 0,89;
- частота повторення імпульсів лазерного випромінювання, Гц 5, 50, 150, 600, 1500;
- потужність випромінювання світло діодів, мВт 0, 50, 100;
- потужність випромінювання лазера (імпульсна), Вт не менше 5, 7 або 9 (в залежності від моделі);
- магнітна індукція, мТл, не менше 35;
- вбудований таймер, хв. 1; 2; 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9;
- живлення від мережі 220 В, 50 Гц.

Апарат для магнітолазерної терапії "МІТ-МТ" зображено на рисунку 1.5.



Рисунок 1.5 – Апарат для резонансної магнітоквантової терапії "МІТ-МТ"

Апарат для резонансної магнітоквантової терапії "МІТ-МТ" (варіант МЛТ) застосовується для виконання зональної фізіотерапії з використанням магнітного поля і оптичного потоку червоного або інфрачервоного (синього) діапазонів спектру на резонансних частотах органів або систем. Апарат застосовується для лікування різних захворювань, в основі яких лежить порушення імунної та ендокринної систем місцевого кровообігу, набряків, больових синдромів, запальних процесів і ряду психосоматичних захворювань, переважно неврозів і реактивних станів, особливо ускладнених порушенням сну. У хірургічній практиці апарат застосовується в післяопераційному періоді [13].

Технічні характеристики:

Потужність світлового потоку:

- червоного 50 ± 10 мВт;
- інфрачервоного 50 ± 10 мВт;
- синього 20 ± 10 мВт;
- максимальне значення магнітної індукції на поверхні аплікатора 25-30мТл;

– діапазон встановлюваних резонансних частот модуляції світлового потоку і магнітного поля 0-10 Гц з дискретністю 0,1 Гц.

– апарат працює від мережі змінного струму частотою 50 Гц і напругою 220 В;

– споживана потужність не більше 20 ВА;

– маса апарату не більше 2,5 кг;

– габаритні розміри апарату 240x140x75 мм.

Апарат для ультразвукової та магнітолазерної терапії «МІТ-11» зображено на рис. 1.6.



Рисунок 1.6 – Апарат для УЗ і МЛТ «МІТ-11»

Апарат призначений для лікування пацієнтів з використанням низькочастотного або середнечастотного ультразвуку та імпульсного магнітного поля, в поєднанні з оптичним потоком червоного і інфрачервоного (або синього) спектра.

Ультразвук є унікальним фізичним фактором, що забезпечує мікромасаж на рівні тканини і клітини, що призводить до збільшення мікроциркуляції в області впливу і збільшенню швидкості протікання біохімічних реакцій. Магнітне поле в поєднанні з оптичним потоком володіє яскраво вираженим протибольовими та протинабрякову дію. Крім унікального поєднання перерахованих факторів, апарат МІТ-11 забезпечує можливість трирівневого принципу впливу, тобто одночасного впливу на центральну нервову систему (проекція довгастого мозку), периферичну нервову систему (сегмент хребта) і на сам орган або його проекцію [13].

Технічні характеристики:

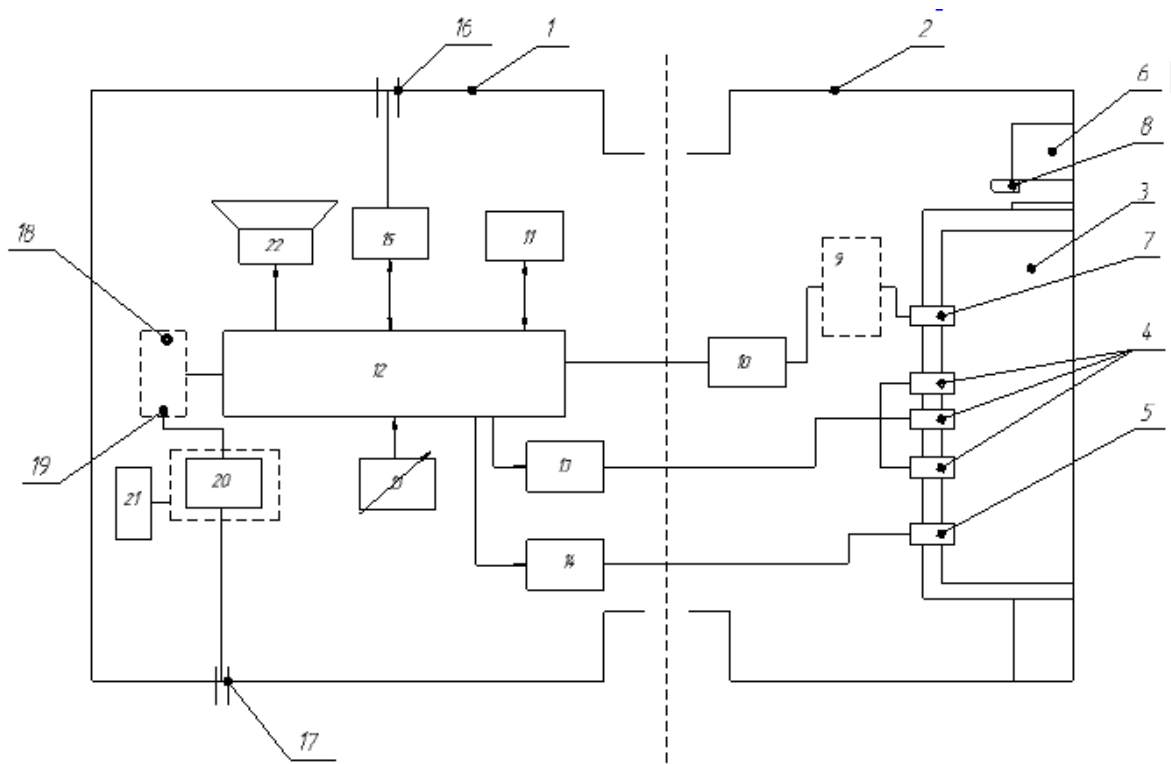
- робоча частота ультразвукового генератора, кГц 44 (880);
- амплітуда ультразвукових коливань низькочастотного випромінювача, мкм 2, 3, 4, 5;
- потужність ультразвукових коливань середньочастотного випромінювача, Вт/см² 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2, 1.5;
- магнітна індукція на поверхні кожного індуктора, мТл 2, 8, 12, 154;
- довжина хвилі оптичного потоку:
 - в червоному діапазоні спектру, мкм 0,67;
 - в інфрачервоному діапазоні спектра, мкм 0,78;
- максимальна потужність оптичного потоку:
 - червоного або синього спектру, мВт 25;
 - інфрачервоного спектру, мВт 100;
- апарат забезпечує установку частот модуляції, Гц від 0 до 99;
- апарат забезпечує режим «гойдання» частоти, Гц від 1 до 10 і від 10 до 100 протягом 10 с;
- таймер часу апарату забезпечує установку тривалості процедури від 1 до 99 хв.

У такому стислому огляді неможливо описати всі можливі конструкції апаратів для МЛТ, особливості їх реалізації та застосування. Метою даної магістерської роботи є розроблення випромінювача для апарату магнітолазерної терапії, що дозволить забезпечити плавне регулювання магнітної індукції в зоні впливу лазерного випромінювання без зміни відстані магнітної насадки до об'єкту впливу та здійснення аналізу організаційних засад щодо перевірки параметрів апаратів для проведення лікувальних процедур.

2 РОЗРОБЛЕННЯ БЛОКІВ АПАРАТУ ДЛЯ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ

2.1 Структурна схема апарату для магнітолазерної терапії

За основу взято апарат для магнітолазерної терапії «МИЛТА-Ф-8-01». Розглянемо структурну схему апарату, яку зображено на рисунку. 2.1.



- 1 - пульт управління; 2 - термінал; 3 - камера; 4 - світлодіоди; 5 - лазерний випромінювач; 6 - джерело постійного магнітного поля;
7 - фотодіод; 8 - додатковий фотодіод; 9 - другий перемикач;
10 – фотоприймач; 11 - блок цифрової індикації; 12 - мікропроцесор;
13 - джерело живлення світлодіодів; 14 - джерело живлення лазерного випромінювача; 15 - блок адаптації; 16 - інформаційний вхід-вихід апарату;
17 - сигнальний вхід апарату; 18 - запускаючий вхід апарату;
19 - перший перемикач; 21- формувач пачок імпульсів;
22 - блок звукової індикації; 23 – дисплей

Рисунок 2.1 - Структурна схема апарату «МИЛТА-Ф-8-01»

Порядок роботи апарату МЛТ наступний [14]. Мікропроцесор 12 формує сигнал, що надходить на блок звукової індикації 22, сигнал якого сповіщає про готовність апарату до роботи і про закінчення опромінення (кінець експозиції).

Блок адаптації 15 апарату дозволяє управляти мікропроцесором 12, задаючи із зовнішнього комп'ютера необхідний режим роботи для конкретного пацієнта і отримувати на комп'ютері інформацію про результати роботи з пацієнтом (потужність випромінювання світлодіодів, частота повторення лазерного випромінювача, енергія (доза), отримана пацієнтом за час сеансу, коефіцієнт відбиття від біоб'єкту та ін.)

У режимі зовнішнього запуску апарату на вхід 18 від зовнішнього генератора надходить запускаючий імпульс, який через перший перемикач 19 надходить на мікропроцесор 12, де формується імпульс запуску лазера з частотою, яка визначається зовнішнім генератором.

Оператор за допомогою пульта управління 1 може регулювати кількість імпульсів у пачці від 1 до 20 і їх затримку. Сформований в формувачі пачок імпульсів 21 сигнал через перший перемикач 19 надходить в мікропроцесор 12, де формується пачка імпульсів, що запускає лазерний випромінювач 5.

При роботі з областю серця пацієнта термінал 2 накладається на область серця з боку грудей. Всі інші операції при роботі з апаратом і біоб'єктом такі ж, як і в автономному режимі, за винятком установки частоти повторення лазерного випромінювання, яка в даному випадку визначається частотою биття серця.

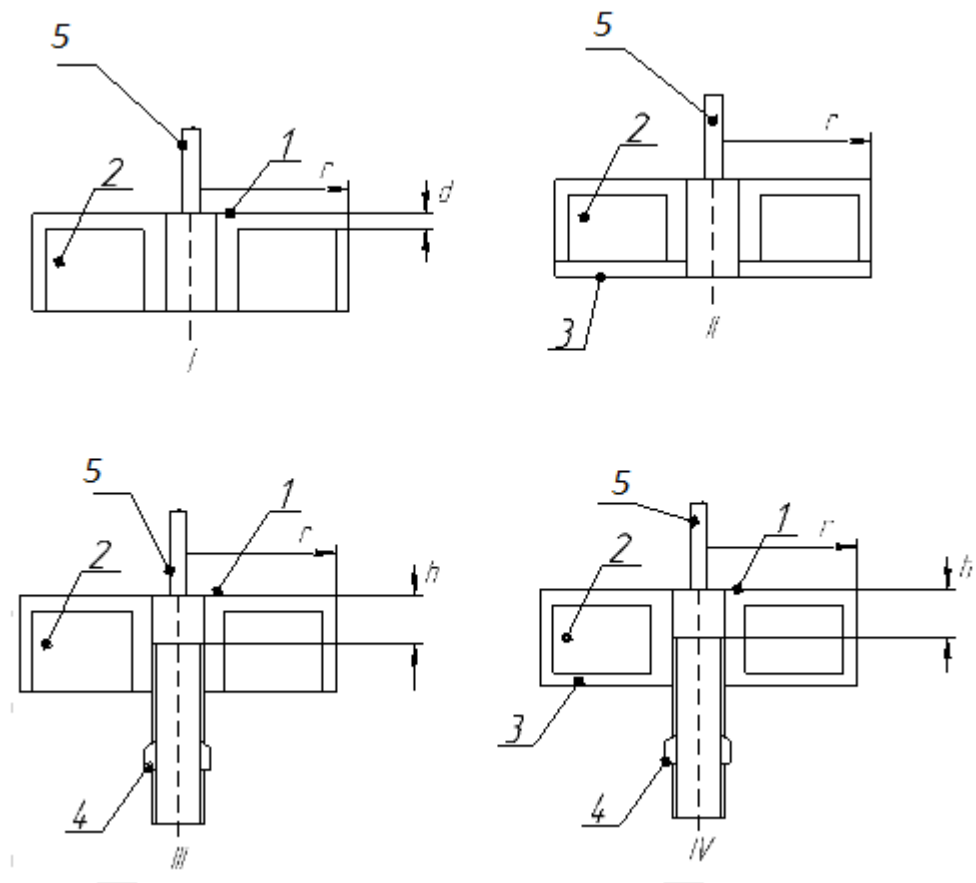
2.2 Розроблення випромінювача апарату для магнітолазерної терапії

2.2.1 Дослідження способів корекції розподілу магнітного поля в зоні дії оптичного випромінювання апаратів для магнітолазерної терапії

Як вже вказувалося раніше, одним із способів підвищення біологічної активності та терапевтичної ефективності низькоінтенсивного лазерного випромінювання є його спільна дія з постійним магнітним полем. [15].

В ряді робіт [14-17] розглянуто та проаналізовано метод збільшення магнітної індукції, створюваної кільцевим магнітом апаратів для магнітолазерної терапії, і можливості її плавного регулювання в зоні дії оптичного випромінювання. Вивчення розподілу магнітної індукції проводили на поверхні насадки, виконаної на базі кільцевого магніту К36х 18х6 з фериту. Зовнішній діаметр магніту - 36 мм, внутрішній-діаметр - 18 мм, висота - 6 мм. Матеріал корпусу насадки – сплав Д16. Величину магнітної індукції контролювали за допомогою мілітесламетра портативного універсального ТП2-2У, фіксуючи його давач на поверхні насадки, оберненої до об'єкта впливу. При цьому протилежна сторона насадки була обернена в бік джерела лазерного випромінювання (рисунок 2.2). При проведенні вимірювань розподілу магнітного поля давач мілітесламетра послідовно переміщувався уздовж радіуса r . Величина зазору між поверхнею магніту 2 і давачем мілітесламетра b задається товщиною плоскої стінки насадки, яка становила $d = 0,5 \pm 0,02$ мм.

Основна відносна похибка виміру магнітної індукції постійного магнітного поля у вимірюваному діапазоні значень для мілітесламетри ТП2-2У не перевищувала $\pm 2,9\%$ [18].



I – насадка 1 без осердя; *II* – насадка з осердям у вигляді пластини 3 з отвором, котра розташована на поверхні зі сторони, оберненої до лазерного діоду; *III* – насадка з осердям у вигляді трубки 4, розташованої уздовж осі магніту 2; *IV* – насадка з осердям у вигляді пластини 3 з отвором, що розташована на поверхні магніту 2 зі сторони, оберненої до лазерного діоду і трубки 4, розташованої уздовж осі магніту; 5 – давач мілітесламетра

Рисунок 2.2 – Магнітні насадки

Розподіл магнітної індукції B на поверхні магнітної насадки 1, виконаної за варіантом *I* (рис.2.2) показано на рисунку 2.3, крива *I*. За нульову точку по осі r на графіку, наведеному на рисунку 2.3, прийнята точка, розташована на поверхні насадки зі сторони, що обернена до об'єкта впливу, і, відповідно, до центру магніту. При цьому значення r збільшується в міру переміщення давача мілітесламетра від центру до периферії магнітної насадки. Для зазначеного конструктивного рішення крива *I* (рис.2.3) характеризує розподіл

магнітного поля (на поверхні насадки 1), створюваного власне кільцевим магнітом 2 за відсутності в насадці будь-якого осердя. Як видно з представлених даних, при переміщенні датчика 5 мілітесламетра від центру магніту до його периферії спостерігається зміна полярності магнітного поля, що знаходить своє відображення в зміні знаку магнітної індукції [17].

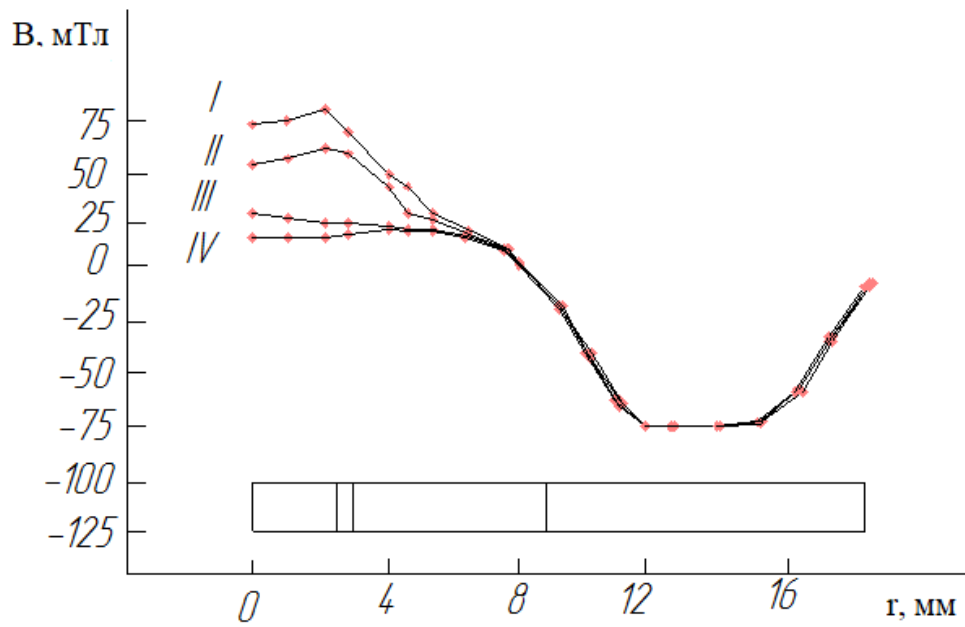


Рисунок 2.3 – Розподіл магнітної індукції насадок по проекціям

При обраному положенні магніту величина В характеризується позитивними значеннями в центрі насадки і негативними – в області проекції тіла кільцевого магніту 2. Як видно з кривої I, максимальне за абсолютною величиною значення магнітної індукції спостерігається на відстані $r = 12 \dots 15$ мм від центру насадки I, тобто в області, розташованій над проекцією тіла магніту 2, і становить $|B| = 72 \dots 73$ мТл. Магнітна індукція, виміряна в тих же умовах на поверхні насадки в центрі магніту в 3,5 ... 4 рази нижче величини, що реєструється в зоні проекції тіла магніту 2.

Варіант II (рис.2.2) конструктивного рішення магнітної насадки 1 припускав установку пластини 3 (з отвором), виконаної з магнітом'якого матеріалу (електротехнічна сталь 21880) і розташованої на площині магніту 2 зі

сторони, оберненої до джерела оптичного випромінювання. Як показали проведені вимірювання, установка такої пластини надає певний вплив на розподіл магнітної індукції уздовж поверхні насадки 1, зверненої до об'єкта впливу. Даний висновок випливає з кривою II, представленої на рис. 12. Як видно з наведених даних, максимальне значення магнітної індукції в центрі насадки 1 складає $|B| = 27$ мТл, тоді як в зоні проекції тіла магніту в тих же умовах $|B| = 74 \dots 78$ мТл. Тобто використання пластини 3 з магнітом'якого матеріалу дозволяє підвищити магнітну індукцію в центральній частині насадки 1. Однак і в цьому випадку магнітна індукція в центрі насадки 1 практично в 3 рази нижче абсолютного значення магнітної індукції в зоні проекції тіла магніту 2.

Більш виражений перерозподіл магнітної індукції уздовж поверхні насадки 1 зі сторони, оберненої до об'єкта впливу, спостерігається при використанні як осердя трубки 4, виготовленої з магнітом'якого матеріалу (електротехнічна сталь 21880) і розташованої уздовж осі магніту 2 (рис. 2.2, варіант III) . Розподіл магнітної індукції при наявності вказаного осердя, розташованого вздовж осі магніту таким чином, що сторона магніту, обернена до об'єкта впливу, перебуває з торцевої поверхні трубки 4 (тобто величина зазору $h = 0$), представлено на кривій III рисунка 2.3. Відзначимо, що при вищевказаних вимірах пластини 3 на магнітну насадку 1 не встановлюється. Як впливає з представлених даних, наявність осердя, виконаного у вигляді трубки 4, призводить до підвищення магнітної індукції в центрі насадки 1 при її вимірі зі сторони об'єкта впливу до $|B| = 52$ мТл. Ще більше значення магнітної індукції ($|B| = 58$ мТл) спостерігається на відстані $r = 2,5 \dots 3,0$ мм від центру насадки 1, тобто в області проекції стінок трубки 4. При цьому величина магнітної індукції над проекцією тіла магніту 2 не змінилася в порівнянні з іншими варіантами розташування осердя і склала $|B| = 70 \dots 75$ мТл при $r = 12 \dots 15$ мм.

Однак, найбільше значення магнітної індукції в області дії лазерного випромінювання, тобто в центральній зоні магнітної насадки 1,

спостерігається при використанні двох осердь, один з яких виконаний у вигляді трубки 4, а інший – з пластини 3 з отвором (рис. 2.2, варіант IV). Розподіл магнітної індукції на поверхні насадки 1 зі сторони, оберненої до об'єкта впливу, для даного варіанту конструктивного рішення насадки (за умови $h = 0$) викликає перерозподіл магнітної індукції таким чином, що в центрі насадки 1 магнітна індукція має значення 73 мТл, близьке до величини магнітної індукції, зареєстрованої над проекцією тіла магніту 2, для якої $|B| = 74 \dots 78$ мТл при $r = 12 \dots 15$ мм. Відзначимо, що над проекцією стінок трубки 4, тобто на відстані $r = 2,5 \dots 3$ мм від центру насадки 1, величина $|B| = 78$ мТл, що відповідає значенню, вимірюваному над проекцією тіла магніту [16].

Таким чином, результати, наведені на рисунку 2.3, свідчать, що оптимальним рішенням для забезпечення максимальної величини магнітної індукції в зоні впливу лазерного випромінювання апаратів для магнітолазерної терапії є використання осердя, виготовленого з магнітом'якого матеріалу і включає в себе трубку 4, розташовану вздовж осі кільцевого магніту 2, і пластину 3 з отвором, розташовану на поверхні магніту 2 зі сторони, оберненої до джерела випромінювання [16].

Слід зазначити, що запропоновані конструктивні рішення насадки для магнітолазерної терапії дозволяють забезпечити плавне регулювання магнітної індукції в зоні впливу лазерного випромінювання без зміни відстані магнітної насадки до об'єкта впливу. Регулювання величини магнітної індукції може здійснюватися за рахунок зміни величини зазору між поверхнею насадки, оберненої до об'єкта впливу, і торцем трубки. Така конструкція магнітної насадки забезпечує максимальну величину магнітної індукції в зоні впливу лазерного випромінювання, яка становить 27 – 74 мТл, а також дозволяє забезпечити плавне регулювання магнітної індукції в зоні впливу лазерного випромінювання без зміни відстані магнітної насадки до об'єкта впливу.

Сучасні технології лазерної терапії припускають різноманітні способи впливу оптичним випромінюванням для реалізації його регуляторного впливу на організм людини: вплив на вогнища ураження зовнішньої локалізації; вплив на проекції внутрішніх вогнищ через шкірний покрив; вплив на вогнища ураження внутрішньополосної локалізації; надвенозний (через шкіру) вплив на кров; внутрішньосудинне (внутрішньовенозне) опромінення крові з використанням одноразових стерильних світлопровідних систем; внутрішньосуглобовий і внутрішньотканинний вплив (метод фотоблокад); вплив на біологічно активні точки (лазерна акупунктура) і рефлексогенні зони [15, 16].

Як джерела випромінювання в фототерапевтичних апаратах в даний час використовуються переважно лазерні діоди (напівпровідникові лазери) у видимій і ближній інфрачервоній областях спектру. Завдяки можливості вибору довжини хвилі випромінювання в широкому діапазоні, компактності, відсутності високої напруги в джерелах живлення, малої споживаної потужності, відсутності тендітних скляних компонентів, легкість у реалізації зміни впливових параметрів (потужності випромінювання, частоти проходження імпульсів), надійності і довговічності, комерційної доступності та т.ін., зазначені напівпровідникові випромінювачі практично витіснили інші типи лазерів з сучасної серійної терапевтичної апаратури [12, 14].

З цієї причини розроблені і досить широко застосовуються фототерапевтичні апарати, що передбачають вплив лазерним випромінюванням на патологічні ділянки порожнинної локалізації через світлопровідний інструментарій, оптично пов'язаний з випромінювачем [14]. При цьому (на відміну від першого покоління терапевтичної апаратури на базі напівпровідникових лазерів) випромінювач просторово відділений від джерела живлення і з'єднаний з ним за допомогою гнучкого електричного кабелю. Як правило, світлопровідна насадка в цьому випадку виконана з прямої або зігнутої трубки з нержавіючої сталі 11 ... 18 см, всередині якої розташований моноволоконний кварцовий полімерний світлодіод діаметром 0,6 .. 1,0 мм.

Найчастіше введення випромінювання лазерного діода в світловод здійснюється без використання додаткових оптичних елементів (за рахунок проведення вхідного торця світловода безпосередньо до вихідного вікна джерела випромінювання), іноді - за допомогою короткофокусної лінзи, що фокусує випромінювання на вхідний торець світлопровідної насадки [14]. Таке технічне рішення вигідне тим, що ступінь поляризації випромінювання на виході лазерного діода величиною $p \approx 0,9$ знижується незначно і становить $p \approx 0,8$ [16].

Недоліком даного конструктивного рішення є те, що необхідна підтримка фіксованої відстані між лазерним випромінювачем і поверхнею тіла в процесі всього сеансу фототерапії тривалістю 5 ... 10 хв. В іншому випадку через сильну розбіжність випромінювання, яка у лазерних діодів становить до 45° , зміна відстані «випромінювач - поверхня тіла» призводить до зміни площі світлової плями і відповідно до зміни густини потужності випромінювання, що визначає ефективність лікування.

З цього приводу ряд авторів [14, 15] рекомендує здійснювати зовнішні неінвазивні впливи колімованим променем (що подається через щілину), забезпечуючи досить високу інтенсивність впливу випромінювання. У цьому випадку вплив здійснюється на кілька точок в області патологічного вогнища з оптимальною щільністю потужності світлового потоку. Апаратура на базі напівпровідникових лазерів, як правило, не передбачає можливості впливу колімованим випромінюванням.

Як показує проведений аналіз відомих конструктивних підходів до побудови лазерної терапевтичної апаратури, реалізація всієї сукупності способів впливу лазерним випромінюванням для проведення фототерапії з використанням одного випромінювача є найчастіше або малоефективною, або вимагає використання набору дрібних змінних оптичних елементів (мікрооб'єктиву з різною фокусною відстанню), що створює відомі незручності при експлуатації виробу.

Розглянемо наступне конструктивне рішення магнітолазерного випромінювача з рухомим коліматором.

Відмінною особливістю конструкції такого апарату для лазерної та магнітолазерної терапії є використання коліматора, здатного переміщатися уздовж оптичної осі випромінювача, що призводить до зміни відстані між коліматором і лазерним діодом. Внаслідок сильної розбіжності випромінювання лазерного діода таке переміщення коліматора супроводжується зміною розбіжності світлового потоку на виході випромінювача [16].

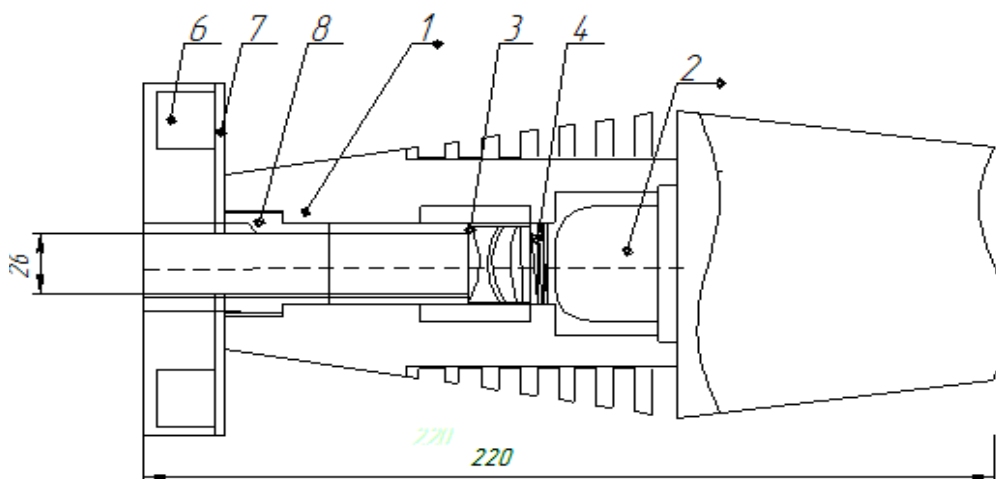


Рисунок 2.4 – Випромінювач

Лазерний терапевтичний апарат містить випромінювач (рис.2.4), в корпусі 1 якого встановлений лазерний діод 2, а також коліматор 3, призначений для зміни кута розбіжності лазерного випромінювання за рахунок переміщення уздовж оптичної осі. Між лазерним діодом 2 і коліматором 3 встановлено пружину стискання 4. Її розміщення у випромінювачі не перешкоджає проходженню випромінювання від лазерного діода 2 до коліматора 3.

На торці корпусу 1 лазерного випромінювача розміщується порожниста фокусуєча насадка 5, глибина «занурення» якої в лазерний випромінювач регулюється за допомогою різьбового з'єднання. Пружина 4, розтискаючись,

прагне утримувати коліматор 3 на максимально можливій відстані від лазерного діода 2.

Отже максимальна відстань коліматора від джерела випромінювання визначається положенням порожнистої насадки 5. Зовнішній діаметр корпусу коліматора 3 і внутрішній діаметр отвору в корпусі 1 випромінювача узгоджені таким чином, щоб коліматор 3 пересувався по ковзній насадці під силою пружності пружини 4. Корпус коліматора 3 трохи подовжений для зменшення можливості його кутового відхилення від оптичної осі при переміщенні.

Після введення в насадку лазерного випромінювача з джерелом постійного магнітного поля (кільцевого магніту) лазерне випромінювання впливає безпосередньо на об'єкт. Типові густини потужності випромінювання для процедури магнітолазерного впливу, складають 80 ... 100 мВт/см², колімоване безперервне випромінювання червоної області спектра має довжину хвилі 670 нм та індукцію постійного магнітного поля в зоні дії лазерного випромінювання 50 .. 75 мТл [14].

2.2.2 Розрахунок котушки підмагнічування магнітолазерного випромінювача
Виконаємо розрахунок магнітної котушки, яка дозволить створювати магнітне поле $B = 75$ мТл [19].

1. Визначаємо напруженість магнітного поля

Котушка підмагнічування повинна забезпечувати своїм магнітним полем $\mu =$

1. Беручи магнітну індукцію $B = 75$ мТл, можна визначити напруженість магнітного поля (H).

$$B = \mu \cdot \mu_0 \cdot H . \quad (2.1)$$

Тоді з (2.1) випливає:

$$H = \frac{B}{\mu \cdot \mu_0} = \frac{75}{1.4\pi \cdot 10^{-7}} = 187 \frac{\text{кА}}{\text{м}} . \quad (2.2)$$

2. Визначимо кількість витків котушки підмагнічування і її розміри. Кількість витків визначимо за формулою, в якій наведена залежність напруженості магнітного поля від геометричних параметрів «товстого» соленоїда.

$$H = 0,4 \cdot \pi \cdot \frac{W \cdot I}{h} \cdot k_H, \quad (2.3)$$

де W - число витків котушки підмагнічування; I - повний струм, що протікає по одному витку котушки підмагнічування; h - довжина котушки підмагнічування; k_H - поправочний множник напруженості магнітного поля для соленоїдів.

Тоді з (2.3) слідує:

$$W = \frac{H \cdot h}{0,4\pi \cdot I \cdot k_H}. \quad (2.4)$$

3. Визначимо величину струму, що протікає по витках котушки підмагнічування

$$I = j \cdot S = 5 \cdot 1,33 = 6,56 \text{ A}, \quad (2.5)$$

де j – щільність струму ($j = 5 \frac{\text{A}}{\text{мм}^2}$); S – площа поперечного перерізу дроту:

$$S = \frac{\pi d^2}{4} = \frac{3,14 \cdot 1,3^2}{4} = 1,33, \quad (2.6)$$

де d - діаметр дроту котушки підмагнічування, вибираємо $d = 1,3$ мм.

Тоді $S = 1,33 \text{ мм}^2$.

Отже:

$$I = 5 \cdot 1,33 = 6,65 \text{ A}. \quad (2.7)$$

Поправочний множник напруженості магнітного поля для соленоїдів беремо з [20].

Внутрішній радіус котушки приймаємо $a = 18$ мм, тоді зовнішній радіус котушки підмагнічування $b = 36$ мм.

4. Визначаємо число витків котушки підмагнічування

$$W = \frac{106 \cdot 10^3 \cdot 282 \cdot 10^{-3}}{0,4\pi \cdot 6,65 \cdot 0,8} = 4475 \text{ витков} \quad (2.8)$$

5. Визначимо активний опір

$$R = \frac{\rho \cdot 4 \cdot 2 \cdot R_{сер} \cdot W}{d^2}, \quad (2.9)$$

де $R_{сер}$ – середній радіус «товстого» соленоїда.

$$R = \frac{1,786 \cdot 10^{-8} \cdot 4 \cdot 2 \cdot 122,85 \cdot 10^{-3} \cdot 4475}{(1,3 \cdot 10^{-3})^2} = 470 \text{ м} \quad (2.10)$$

6. Визначимо індуктивність соленоїда

$$L = \mu_0 \cdot \mu \cdot W^2 \cdot \frac{\pi \cdot a^2}{h} \cdot k_L, \quad (2.11)$$

де k_L – поправочний множник індуктивності для «товстого» соленоїда.

З графіка для поправочного множника індуктивності для різних

соленоїдів для $\frac{b}{a} = 2$ знаходимо $k_L = 1$.

$$L = 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 9 \cdot (4475)^2 \cdot \frac{\pi \cdot (94,5 \cdot 10^{-3})^2}{282 \cdot 10^{-3}} \cdot 1 = 22,5 \text{ Гн}. \quad (12)$$

2.3 Розрахунок джерела живлення

Джерело живлення призначене для створення необхідних напруг у вторинних колах живлення $\pm 5 \text{ В}$, $\pm 20 \text{ В}$ і забезпечення номінального струму споживання приладу. Первинним джерелом живлення є мережа змінного струму промислової частоти 50 Гц і напругою 220В.

Визначимо максимальний струм споживання у вторинних колах живлення, для цього наведемо інформацію про струми споживання мікросхем приладу в таблиці 2.1.

Таблиця. 2.1 – Струми споживання мікросхем

Позиційне позначення	Тип мікросхеми	Плата	Коло живлення
-------------------------	-------------------	-------	------------------

DA1	AT89S52	A1	±5 В
DD1	КР554СА3Б	A1.1	
DA1	КР544УД2Б	A1	±20В
DD1	AT89S52	A1,1	

1. Максимальний струм споживання по колу ± 5 В:

$$I_{cn}(+5B) = 12 + 2 + 13 + 52 + 28 + 50 + 50 \cdot 10^{-3} + 160 = 317,05 \text{ мА.} \quad (2.13)$$

2. Струм дільника напруги $R1, R2$:

$$I_{\partial.\max} = 2,8 \cdot 10^{-3} \text{ А.} \quad (2.14)$$

3. Струм, що протікає через резистор $R3$:

$$I_{R3} = \frac{15}{10^4} = 1,5 \cdot 10^{-4} \text{ А.} \quad (2.15)$$

4. Струм, що протікає через обмотку реле $K1$:

$$I_{k1} = 25 \cdot 10^{-3} \text{ А.} \quad (2.16)$$

5. Струм колектора транзистора VT3:

$$I_{k.VT3} = 100 \cdot 10^{-3} \text{ А} \quad (2.17)$$

6. Струм дільника напруги $R8, R9$ на платі A1.

$$I_{\partial.\max(R9,R10)} = 5,7 \cdot 10^{-3} \text{ А.} \quad (2.18)$$

$$I_{cn}(+5B) = \frac{2,8 + 45 + 21 + 14 + 40 + 12 + 3,5}{2} + 1,5 + 25 + 5,7 + 100 = 201,35 \text{ мА.} \quad (2.18)$$

Максимальний струм споживання по колу -5 В:

7. Струм через резистор $R9$:

$$I_{R9}(\max) = 6,4 \cdot 10^{-3} \text{ А.}$$

8. Струм дільника напруги $R10$:

$$I_{\partial.\max(R10)} = 5,7 \cdot 10^{-3} \text{ А.}$$

$$I_{nom}(-5B) = \frac{2,8 + 45 + 21 + 14 + 40 + 12 + 3,5}{2} + 6,4 + 5,7 = 81,25 \text{ мА.} \quad (2.19)$$

9. Максимальний струм споживання по колу ±20 В:

$$I_{nom}(\pm 24V) = 2 \cdot \left(I_{mR10} \cdot \sqrt{\frac{0.333}{2}} \right) = 2 \cdot 1,59 \cdot \sqrt{\frac{0.333}{2}} = 1,28 \text{ A.} \quad (2.20)$$

Оскільки розроблюваний блок живлення побудований на мікросхемних стабілізаторах постійної напруги, весь розрахунок буде зводитися до вибору трансформатора живлення, мостового випрямляча, і фільтра, тобто елементів, що забезпечують нормальну роботу цих стабілізаторів без перевищення їх допустимих параметрів [21].

Стабілізатор напруги + 5 В - мікросхема D1 типу AT89S52 має максимальний струм навантаження $I_{nmax} = 2 \text{ A}$, вхідна напруга повинна бути в межах $U_{вх} = [7,5 \dots 15] \text{ В}$.

Стабілізатор напруги $\pm 20 \text{ В}$ - мікросхема D1 типу K142ЕН6 має $I_{nmax} = 2 \text{ A}$; $U_{вх(max)} = \pm 30 \text{ В}$ (типове значення $\pm 20 \text{ В}$). Стандартний резистор R3 в невеликих межах дозволяє регулювати вихідну напругу цього стабілізатора.

Виходячи із заданих вхідних параметрів стабілізаторів і максимального струму навантаження по кожному значенню напруги, виберемо стандартний броньовий трансформатор живлення TV1 типу ТПП 271 - 220 - 50 потужністю 57 ВА [22].

Трансформатор має максимальний струм по кожній обмотці 0,815 А. Для живлення стабілізатора напруги D1 по колу живлення + 5 В, з'єднаємо в паралель обмотки 11 - 12 і 13 - 14 TV1 напругою 10 В для економічного режиму роботи трансформатора.

Для живлення D1 використовуємо обмотки 15 - 16 і 17 - 18 вихідною напругою 20 В.

10. Розрахуємо джерело живлення +5 В:

На виході діодної зборки VD1 амплітуда пульсацій під навантаженням згідно з схемою включення випрямляча:

$$U_m = U_{обм.11-12} \cdot \sqrt{2} - 2 \cdot U_{д.пр.VD1} = 10 \cdot \sqrt{2} - 2 \cdot 0,7 = 12,7 \text{ В.} \quad (2.21)$$

11. Визначимо величину ємності фільтра C1:

$$C1 = \frac{I_{cn(+5B)} \cdot \Delta t}{\Delta U_{C1}}, \quad (2.22)$$

де Δt – період пульсацій напруги на вході стабілізатора; ΔU_{C1} – амплітуда пульсацій на ємності $C1$.

Заданося стандартним значенням [$C1 = 2200$ мкФ; 40В; К50 - 35] і розрахуємо амплітуду пульсацій на виході випрямляча VD1:

$$\Delta U_{C1} = \frac{I_{\text{пот}}(+5В) \cdot \Delta t}{C1} = \frac{317 \cdot 10^{-3} \cdot 0,01}{2200 \cdot 10^{-6}} = 1,44 \text{ В.} \quad (2.23)$$

12. Дійсне значення напруги на $C1$ під навантаженням становитиме:

$$U_{C1} = U_m - \Delta U_{C1} = 12,7 - 1,44 = 11,26 \text{ В.} \quad (2.24)$$

13. Дійсне значення напруги на вході D1 не менше гранично допустимого, що відповідає нормальній роботі стабілізатора. У режимі максимального струму навантаження на D1 розсіюється потужність:

$$P_{D1} = (U_{C1} - U_{\text{вих}}) \cdot I_{\text{ном}}(+5В) = (11,26 - 5) \cdot 317 \cdot 10^{-3} = 1,98 \text{ Вт.} \quad (2.25)$$

14. Для розсіювання цієї потужності застосуємо мідну пластинку $20 \times 20 \times 1,5$ мм³ для тепловідведення. Корисна площа розсіювання пластинки:

$$S_T = 2 \cdot 2 + 4 \cdot 2 \cdot 0,15 = 4 + 1,2 = 5,2 \text{ см}^2. \quad (2.26)$$

15. Тепловий опір переходу тепловідвід - середовище:

$$R_{\text{т.с.}} = \frac{1}{K_T \cdot S_T}, \quad (2.27)$$

де $K_T = 0,038 \frac{\text{Вт}}{\text{°C} \cdot \text{см}^2}$ – коефіцієнт теплопровідності міді.

$$R_{\text{т.с.}} = \frac{1}{0,038 \cdot 5,2} = 5,06 [\text{°C/Вт}], \quad (2.28)$$

16. Потужність, що тривало розсіюється радіатором:

$$P = \frac{(T_{\text{к.мак}} - T_{\text{окр.мак}})}{R_{\text{п.к.}} + R_{\text{к.т.}} + R_{\text{т.с.}}}, \quad (2.29)$$

де $T_{\text{к.мак}} = 100\text{°C}$ – максимальна температура корпусу мікросхеми DA1; $T_{\text{сер.мак}} = 60\text{°C}$ – максимальна температура навколишнього середовища; $R_{\text{п.к.}}$, $R_{\text{к.т.}}$ – теплові опори перехід – корпус і корпус тепловідвід мікросхеми D1 відповідно.

17. Прийmemo типовe значення $R_{n.k.} = 1 \text{ }^\circ\text{C/Вт}$. Якщо радіатор прикріпити до корпусу мікросхеми, користуючись кремнійорганічною теплопровідною пастою КПТ8, то тепловий опір перехід – корпус можна знизити до $1 \text{ }^\circ\text{C/Вт}$, тоді:

$$P = \frac{100 - 60}{1 + 1 + 5,06} = 5,66 \text{ Вт.} \quad (2.30)$$

оскільки $P > P_{D1}$, мікросхема D1 перегріватися не буде.

Вибираємо діодну зборку VD1 – КЦ405А, з максимальним прямим середнім струмом 1 А.

2.4 Вибір блоку індикації

Блок індикації – це пристрій, призначений для відображення або сигналізації параметрів, що вимірюють чи контролюють.

Динамічна індикація побудована на 8-розрядному мікроконтролері AT89S52. AT89S52-високопродуктивний КМОП 8-розрядний мікроконтролер з 8 кБ внутрішньосхемною програмованою флеш-пам'яттю. Пристрій виробляється з використанням технології Atmel. Швидкодія і мала споживана потужність завжди відрізняли таку продукцію ще з часів випуску першого мікроконтролера AT90S1200 в 1997 году.

Технологія рiсоPower стала результатом багаторічних досліджень і розробок компанії Atmel. PicoPower дозволяє мікроконтролерам AVR досягти найменшого в промисловості рівня споживання: 650 нА з працюючим лічильником реального часу і 100 нА у режимі увімкнення [23].

Технологія рiсоPower включає в себе ряд способів з економії енергії в активному режимі і режимі сну.

Обраний мікроконтролер має незалежну пам'ять великого об'єму і розташування виводів за аналогією стандартного мікроконтролера 80C51. Вбудована флеш-пам'ять може бути запрограмована внутрішньосхемно або за допомогою звичайного програматора незалежної пам'яті. За рахунок

комбінації 8-розрядного ЦПУ з внутрішньосхемною програмованою флеш-пам'яттю на одному кристалі AT89S52 від Atmel він є потужним мікроконтролером, що забезпечує високу гнучкість і рентабельність рішень для багатьох завдань вбудованого управління .

AT89S52 забезпечує наступні стандартні характеристики: 8 кБ флеш-пам'яті, 256 байт ОЗУ, 32 лінії введення-виведення, сторожевий таймер, два показчика даних, три 16-розрядних таймера-лічильника, 6-векторна 2-рівнева система переривань, повнодуплексний послідовний порт, вбудований генератор і схема тактування. Крім того, AT89S52 розроблений зі статичною логікою для роботи на частоті аж до 0 Гц і підтримує два режиму зниження енергоспоживання, що настраюються програмно.

Блок-схему AT89S52 зображено на рисунку 2.5, а розташування виводів – на рисунку 2.6.

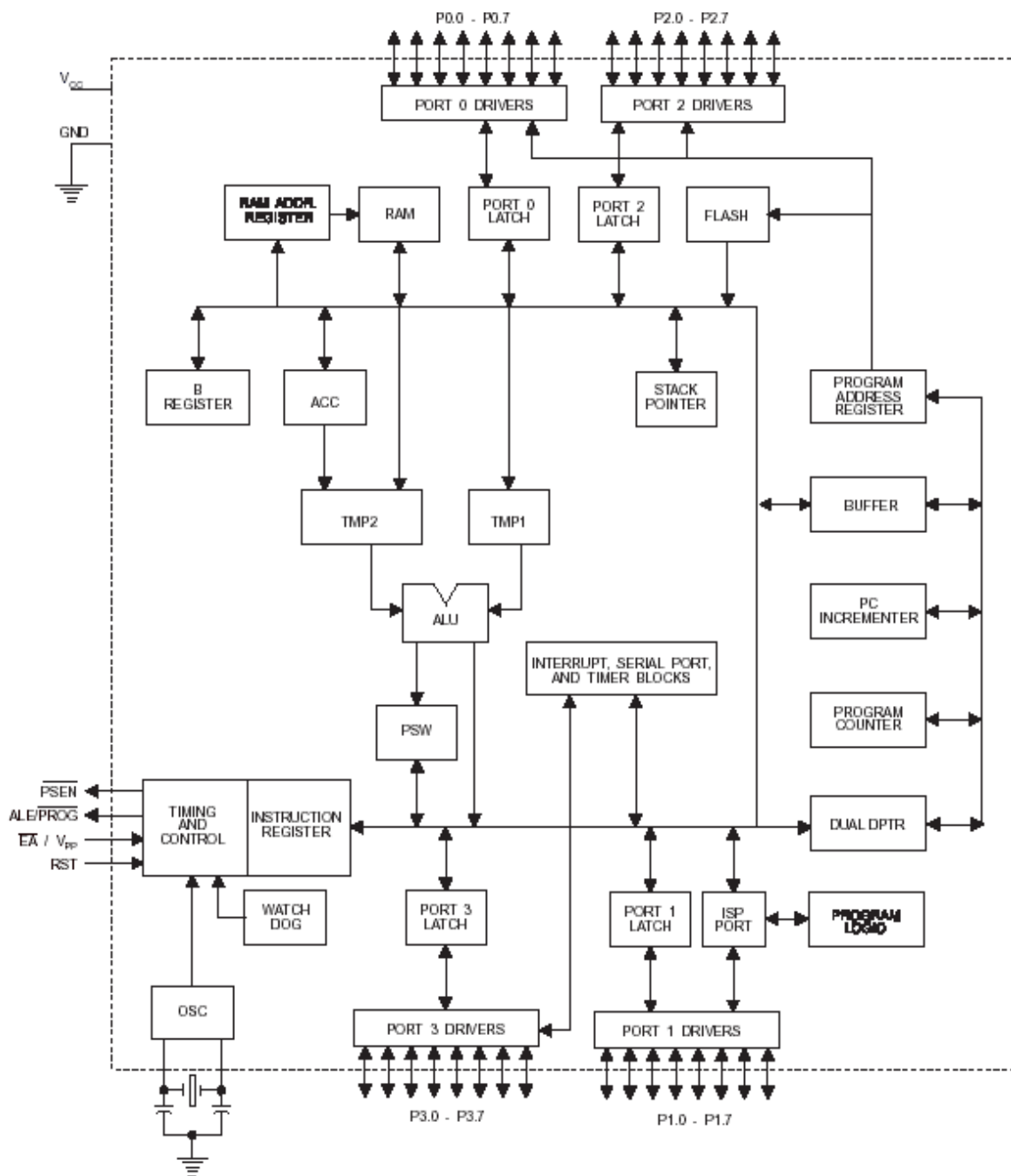


Рисунок 2.5 - Блок-схема AT89S52

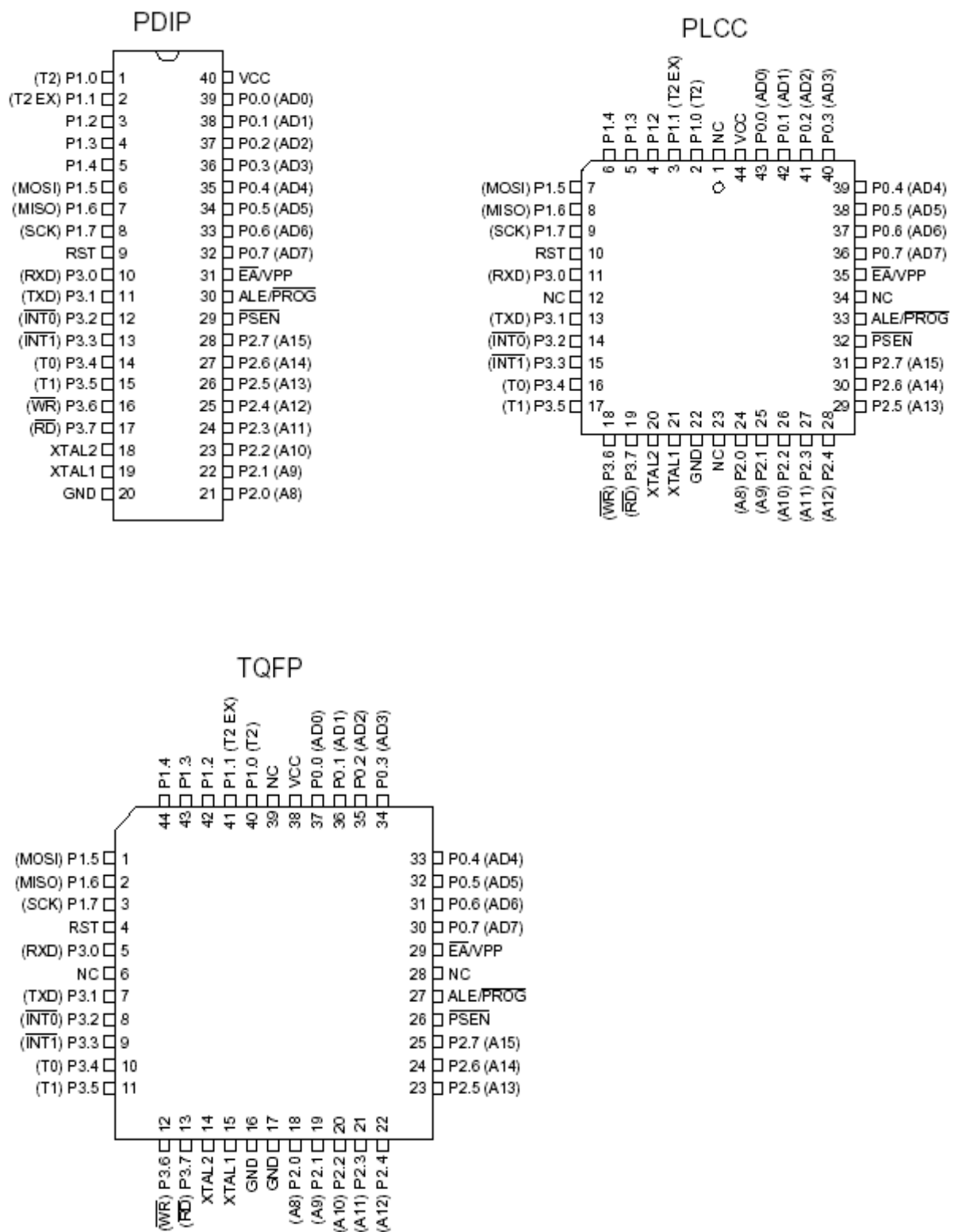


Рисунок 2.6 - Розташування виводів

3 МЕТРОЛОГІЧНИЙ КОНТРОЛЬ ВИХІДНИХ ПАРАМЕТРІВ АПАРАТІВ ДЛЯ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ

3.1 Організаційні та законодавчі засади ринкового та метрологічного нагляду за медичними приладами та апаратами

Метрологічний контроль і нагляд за виробами медичної техніки здійснюється відділами ринкового та метрологічного нагляду територіальних органів місцевого самоврядування з метою перевірки додержання вимог Закону «Про метрологію та метрологічну діяльність» та інших нормативно-правових актів України й нормативних документів із метрології.

Сфера державного метрологічного контролю й нагляду поширюється на вимірювання, пов'язані із забезпеченням охорони здоров'я, захисту життя та здоров'я громадян, якості та безпеки продуктів харчування, стану навколишнього природного середовища, безпеки умов праці, об'єктивності торговельно-комерційних операцій та розрахунків між покупцем та продавцем, податкових, банківських і митних операцій, обліку енергетичних і матеріальних ресурсів тощо.

Одним з основних питань метрології у сфері медицини є встановлення придатності засобів вимірювальної техніки до застосування, виходячи з контролю їх метрологічних характеристик.

Загальновідомо, що лікар може призначити правильне лікування лише за умови правильного діагнозу захворювання. А визначення діагнозу базується на клініко-діагностичному дослідженні людини, на вимірюванні параметрів функціонування його органів та систем.

Керівництво медичних установ у переважній більшості відповідально ставиться до виконання метрологічних робіт. Своєчасно проведена перевірка додає впевненості в правильності отриманої інформації про стан пацієнта, а це, в свою чергу, передумова для встановлення вірного діагнозу. Але, на

жаль, непоодинокі випадки, коли використовуються не повірені або непрацездатні прилади. Хибні покази медичного приладу або результату аналізу інколи можуть коштувати життя пацієнту.

В Законі України «Про метрологію та метрологічну діяльність» [24] та в інших нормативно-правових актах і нормативних документах з метрології [25] встановлено, що всі медичні прилади, які мають відношення до охорони здоров'я та життя людини, підлягають державному метрологічному нагляду та періодичному метрологічному контролю. Повірка, атестація, калібрування засобів вимірювальної техніки, контроль вихідних параметрів медичного обладнання, що використовується в медичних установах є гарантією точності їх роботи і підтвердження якості медичних послуг.

Постановою Кабінету Міністрів України № 374 від 04.06.2015 року [26] встановлений перелік законодавчо регульованих засобів вимірювальної техніки, які підлягають повірці.

До цього переліку потрапили:

- медичні апарати (електрофорез, УВЧ, магнітна і лазерна терапія, лазерні камери, та ін.), які використовуються для фізіотерапевтичних процедур. Повинні обов'язково проходити контроль вихідних параметрів і мати чинне свідоцтво про придатність до застосування;

- випробувальне обладнання (сушильні шафи, сита, термостати, печі та ін.), яке використовується для відтворення нормованих зовнішніх факторів (навантажень), має обов'язково проходити атестацію і мати дієвий атестат;

- засоби вимірювальної техніки (діагностичне обладнання, пульсоксиметри, ваги, тонометри, дефібрилятори та ін.), які використовуються для отримання даних про стан хворого, повинні обов'язково проходити періодичну повірку і мати чинне свідоцтво про повірку. Саме ці прилади використовуються для забезпечення захисту життя та охорони здоров'я громадян.

В умовах дії воєнного стану, а також протягом трьох місяців після його завершення, повірки засобів вимірювальної техніки в Україні не

здійснюються. Про це йдеться в Постанові Кабінету Міністрів України від 05.04.2022 р. № 412 «Деякі питання повірки законодавчо регульованих засобів вимірювальної техніки в умовах воєнного стану» [27].

«Установити, що позитивні результати періодичної, позачергової повірки та повірки після ремонту законодавчо регульованих засобів вимірювальної техніки, засвідчені відбитком повірочного тавра на таких засобах чи записом з відбитком повірочного тавра у відповідному розділі експлуатаційних документів та/або оформлені свідоцтвом про повірку законодавчо регульованого засобу вимірювальної техніки, строк дії яких закінчився у період воєнного і надзвичайного стану та протягом місяця після його припинення чи скасування, чинні на період воєнного і надзвичайного стану та протягом трьох місяців після його припинення чи скасування на всій території України або в окремих її місцевостях», – йдеться в постанові [27].

Але, господарська діяльність з медичної практики в Україні підлягає обов'язковому ліцензуванню (п. 15 ч. 1 ст. 7 Закону України «Про ліцензування видів господарської діяльності» [28]). Відповідно до цього Закону ЛІЦЕНЗІАТ зобов'язаний: затвердити перелік законодавчо регульованих засобів вимірювальної техніки, що перебувають в експлуатації, та своєчасно з дотриманням встановлених міжповірочних інтервалів подавати такі засоби вимірювальної техніки на періодичну повірку.

Медичні прилади – це вироби медичної техніки, призначені для отримання, накопичення та (або) аналізу інформації щодо стану організму людини з діагностичною та профілактичною метою. До них відносяться апарати функціональної діагностики: електрокардіографи, реографи, енцефалографи, апарати УЗД. Усі вони підлягають обов'язковій повірці. Медичні апарати – це вироби медичної техніки, призначені для лікувального або профілактичного впливу на організм людини. До них відноситься фізіотерапевтичні апарати. Всі вони є джерелами якогось випромінювання: електромагнітного (апарати УВЧ, ВЧ, СВЧ-терапії типу УВЧ-66, «Ромашка», «Ранет», «Волна» та ін.); магнітного поля (апарати магнітотерапії типу

«Полюс», «Олимп», «Магнітер» та ін.); магнітолазерного; оптичного (апарати лазеротерапії типу «Узор», «Медик», «Ягода», Мустанг» та ін.), а також джерела ультрафіолетового випромінювання: бактерицидні випромінювачі, джерела медичного призначення, солярії.

Усі апарати мають нормовані характеристики. Лікар, при призначенні процедури, вказує значення величини параметра, впливу на пацієнта (струм, напруга, потужність, частота, коефіцієнт модуляції та ін.). Застосування у лікувальній практиці несправних фізіотерапевтичних апаратів призводить до низької ефективності процедури. Перевищення на виході фізіотерапевтичних апаратів значень встановленої величини може нести небезпеку для здоров'я і життя пацієнта. Доведено, що перевищення значень лазерного випромінювання видимого і інфрачервоного А-діапазонів довжин хвиль викликає опіки сітківки, а перевищення значень лазерного випромінювання інфрачервоного В-діапазону довжин хвиль ініціює зміни у кришталіку і роговій оболонці.

Для запобігання випадків застосування несправних медичних апаратів, а також для забезпечення безпечного їх застосування (як для пацієнтів, так і для обслуговуючого медичного персоналу) і проводиться перевірка та контроль вихідних параметрів медичних апаратів. Питання контролю параметрів медичних апаратів гостро стоїть не тільки в Україні. В Директиві Ради Європейського Союзу (93/42/ЕЕС) відносно засобів медичної техніки дано визначення засобів медичної техніки, а також чітко визначено, що: «Якщо засоби призначені для генерації в спеціальних медичних цілях небезпечних рівнів випромінювань, користь від яких, як вважається, переважає над ризиками, які несуть в собі випромінювання, то користувач повинен мати можливість контролювати це випромінювання».

Незважаючи на те, що на перший погляд багато медичного обладнання та фізіотерапевтичної апаратури не є ЗВТ і не підпадають під дію Закону України «Про метрологію та метрологічну діяльність», більш уважний розгляд цієї проблеми дає дещо інші висновки. А саме: таке відношення до

державного метрологічного нагляду медичної апаратури склалося тому, що виробники медичної апаратури не забезпечують оснащення медичної апаратури вбудованими або укомплектованими ЗВТ для повірки та калібрування, стандартними зразками, фантомами та ін.

Тобто, зараз треба наполягати не на тому, що медична апаратура не є ЗВТ, а на тому, що жодний фізіотерапевтичний апарат не може бути запроваджений у виробництво, вироблятися та бути використаний у лікувальних закладах доти, поки між цим апаратом та пацієнтом на початку фізіотерапевтичної процедури (хоча б на початку робочого дня) не стояв би ЗВТ, який би вимірював енергетичні потоки, що спрямовуються з медичного апарата на пацієнта, а саме: електромагнітне, інфрачервоне, магнітне, лазерне, світлове, високочастотне, радіоелектронне, ультразвукове випромінювання.

Цей контролюючий ЗВТ має підтвердити, що випромінювання, яке спрямовується на пацієнта, носить саме лікувальний ефект, а не руйнує здоров'я людини. Розробники медичної апаратури, Мінпромполітики, Дерспоживстандарт, який затверджує національні стандарти та гармонізує міжнародні стандарти з українськими, територіальні органи, які затверджують технічні умови на обладнання, мають забезпечити такий стан, щоб всі фізіотерапевтичні апарати були укомплектовані або вбудованими, або виносними ЗВТ.

На сьогодні до України у масовому порядку із-за кордону завозиться нова медична апаратура. Ця апаратура накопичується на складах. Не регламентовано та законодавчо не унормовано, який центральний орган виконавчої влади та які установи в Україні мають слідкувати за завезенням цієї апаратури, немає фахівців, щоб розібратися у технічних характеристиках та лікувальному ефекті апаратури. Ніхто в Україні не контролює комплектність обладнання та наявність технічної документації з її використання [29].

Безпосередньо виробу медичної техніки, які мають вихідні параметри, не є об'єктами державного метрологічного контролю (ДМК). Проте, на вимірювання вихідних параметрів цих виробів існують методики вимірювань, які є об'єктами ДМК і державного метрологічного нагляду (ДМН), як методики виконання вимірювань, результати яких використовуються під час проведення робіт по забезпеченню охорони здоров'я. Тобто, виробу медичної техніки, що мають вихідні параметри, з цього погляду, опосередковано знаходяться в полі зору ДМН.

Окрім цього, Держспоживстандартом України затверджено «Технічне завдання на проведення ДМН за забезпеченням єдності вимірювань у сфері охорони здоров'я» (ТЗ), згідно з яким, враховуючи специфіку даного напрямку, додатково до вимог «Інструкції про порядок здійснення ДМН за забезпеченням єдності вимірювань» (ПМУ 16-2000) здійснюється перевірка: проведення контролю вихідних параметрів медичної апаратури згідно з листом МОЗ України від 09.12.1998р. за № 19.04-04/44 (п.2.2.1 ТЗ); результатів контролю потужності випромінювання ультрафіолетових випромінювачів медичного призначення, бактерицидних ламп та соляріїв (п.2.2.2 ТЗ).

Суб'єкти господарювання, які здійснюють вимірювання (контроль) вихідних параметрів у сфері поширення ДМН, повинні бути атестовані на проведення цих вимірювань [24].

Івано-Франківський центр стандартизації, метрології та сертифікації (ЦСМС) відповідно до чинного законодавства атестоване на проведення вимірювань у сфері та поза сферою поширення ДМН. Перелік медичної техніки, контроль вихідних параметрів якої здійснює Івано-Франківський ЦСМС: апарати магнітотерапії; апарати дарсонвалізації; дефібрилятори; апарати лазеротерапії (без вбудованих вимірювальних каналів); джерела ультрафіолетового випромінювання (лампи бактерицидні, опромінювачі УФ-діапазону фізіотерапевтичних кабінетів).

Саме фахівці Івано-Франківського ЦСМС надали консультацію, щодо матеріалу, викладеному у даному розділі.

3.2 Особливості лазерної терапевтичної апаратури як об'єкта метрологічного забезпечення

Лазерна терапевтична апаратура як об'єкт метрологічного забезпечення має ряд специфічних особливостей, що стримують її розвиток. Ці особливості мають як суб'єктивний, так і об'єктивний характер.

По-перше, експлуатація лазерної техніки здійснюється в переважній більшості випадків медичними фахівцями, які не мають достатніх технічних навичок і знань, які вимагають спеціальної фізико-технічної кваліфікації. Тому однією з основних експлуатаційних (по-суті, технологічних) вимог до лазерної та вимірювальної медичної апаратури є задача її технічного спрощення, недоцільність створення складних пристроїв контролю та управління. Додатково слід зазначити, що технічне обслуговування в процесі експлуатації цієї апаратури зазвичай здійснюється на недостатньо високому рівні через відсутність у медичних закладах відповідних фахівців.

По-друге, більшість сучасних лазерних апаратів працюють в інфрачервоному діапазоні довжин хвиль, де випромінювання візуально не може спостерігатися і контролюватись при експлуатації апарату медичним фахівцем, що ще більше посилює зазначені вище труднощі.

Об'єктивні особливості лазерної медичної апаратури носять принциповий характер, в першу чергу пов'язаний з розбіжністю лазерного випромінювання. На відміну від газових і твердотільних лазерів напівпровідникові, що отримали в останні роки широке поширення і зайняли домінуюче положення в лазерній медичній апаратурі, через малі розміри резонаторів мають значно більшу розбіжність випромінювання. Це призводить до специфіки у техніці вимірювання потужності випромінювання у відповідній лазерній медичній апаратурі.

Внаслідок великої розбіжності та специфічної діаграми спрямованості випромінювання відбувається у досить великому тілесному куті (до 60 і більше градусів). Для вимірювання всієї потужності таких випромінювачів у техніці зазвичай застосовують прилади з порожнинними приймачами або порожнинними приймальними головками, зокрема на основі фотометричної кулі (ФМК), що забезпечує перехоплення випромінювання у дуже великому (до 180 градусів) тілесному куті. (Додатково у засобах вимірювань на основі ФМК застосовують заходи щодо корекції спектральної характеристики чутливості, що значно знижують залежність чутливості від довжини хвилі випромінювання.)

Однак габаритні розміри ФМК, складніші в порівнянні з найпростішими фотометрами системи реєстрації не дозволяють застосовувати їх у конструкції лазерних терапевтичних апаратів. Як правило, у лазерних терапевтичних апаратах (ЛТА) використовують фотометри на основі напівпровідникових фотоприймачів з плоскою поверхнею та обмеженою кутовою апертурою. Це призводить до того, що при вимірі у фотометр потрапляє тільки частина випромінювання, обмежена апертурою фотоприймача. Крім того, відбувається значне перевибиття падаючого під великими кутами випромінювання від поверхні фотоприймача. Внаслідок цього результати вимірювання потужності виявляються заниженими.

Такий же результат одержують і при калібруванні ЛТА, якщо як засіб вимірювання не використовується ФМК. Тому основне метрологічне «навантаження», пов'язане із забезпеченням достовірності та єдності вимірювань потужності оптичного випромінювання, переносять на спеціалізовану контрольно-вимірювальну та повірочну апаратуру, що знаходиться у спеціалізованих метрологічних підрозділах чи центрах. Такий підхід звужує вимоги до фотометрів лазерних медичних апаратів та кваліфікаційні вимоги до персоналу, що працює з ними, забезпечуючи одночасно необхідні метрологічні характеристики зазначених апаратів.

Використання в практиці застосування лазерних медичних апаратів різноманітних оптичних насадок, що також послаблюють випромінювання і істотно змінюють геометрію пучка, поряд із зазначеними вище особливостями призводить до додаткового ускладнення метрологічного забезпечення в даній області.

Додатково слід звернути увагу на ще один важливий момент, пов'язаний з подальшим розвитком лазерної медичної техніки. Створення ЛТА нового покоління, що передбачає запровадження зворотних зв'язків між пацієнтом та лазерним апаратом, надання апаратурі низки діагностичних функцій, автоматизацію процесу лікування тощо в обов'язковому порядку вимагає забезпечення можливості достовірного вимірювання параметрів випромінювання та гнучкого керування цими параметрами. Виконання цих вимог неможливе без наявності у складі апаратів спеціалізованих засобів вимірювання та відповідного їх метрологічного забезпечення.

3.3 Засоби контролю потужності лазерного випромінювання терапевтичної апаратури

На сучасному етапі розвитку медичної лазерної апаратури поряд із вбудованими в апарати лазерної терапії вимірювачами потужності використовується відносно невелика кількість як серійних малогабаритних фотометрів так і вимірювачів з фотометричною кулею.

Розглянемо особливості зовнішніх пристроїв для контролю лазерного випромінювання на прикладах найпоширеніших у лазерній медицині вимірювачів оптичної потужності [31].

Вимірювач потужності лазерного випромінювання РБК-7.101 призначений для вимірювання середньої потужності безперервного лазерного випромінювання довжиною хвилі 0,63-0,64 мкм (рис. 3.1).

Основні технічні характеристики РБК-7 101 представлені у табл. 3.1.



Риунок 3.1 – Вимірювач потужності лазерного випромінювання
РБК-7.101

Таблиця 3.1 – Технічні характеристики вимірювача РБК-7. 101

Найменування параметра	Значення
Довжина хвилі випромінювання, мкм	0,63 - 0,64
Діапазон вимірювання середньої потужності лазерного випромінювання, мВт	2-50
Границі вимірювання потужності, мВт	5, 15, 50
Діаметр променя, мм (не більше)	11
Допустима густина потужності випромінювання, Вт/см ²	12,7
Граничний кут падіння випромінювання, град	10
Похибка вимірювання, % (не більше)	15
Габарити, мм	180×100×60
Маса, кг	1,0

Вимірювач РБК-7.101 застосовують як робочий засіб вимірювання при виробництві й експлуатації газових і напівпровідникових лазерів і виробів на їх основі.

Для контролю параметрів лазерного випромінювання застосовують вимірювач потужності лазерного випромінювання ИМЛИ-2 (рис. 3.2). Даний вимірювач призначено для вимірювання середньої потужності випромінювання лазерів і лазерних установок у видимій і ближній ІЧ областях спектру. Вимірювач може бути використаний для вимірювання довготривалої нестабільності лазерного випромінювання, коефіцієнту послаблення різних оптичних середовищ, світлофільтрів, послаблювачів лазерного випромінювання та інших вимірювань, де потребують відносні вимірювання двох або декількох рівнів потужності вимірюваного випромінювання [31].



Рисунок 3.2 – Вимірювач потужності лазерного випромінювання ИМЛИ-2

Принцип дії вимірювача потужності лазерного випромінювання заснований на перетворенні лазерного випромінювання у фотострум приймачем лазерного випромінювання, в якості котрого використано кремнієвий фотодіод. Величина фотоструму пропорційна середньої

потужності вимірюваного випромінювання і реєструється вимірювальним блоком.

Шкала індикаторного приладу вимірювача проградуєрована в одиницях потужності для довжин хвиль випромінювання 0,63 мкм і 0,85 мкм. Для одержання дійсного значення потужності показ приладу необхідно помножити на величину K , значення якої наведено у додатку паспорта вимірювача для різних значень довжин хвиль.

Основні технічні характеристики вимірювача потужності лазерного випромінювання ИМЛИ-2 наведено у табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Технічні характеристики вимірювача ИМЛИ-2

Найменування параметра	Значення
Спектральний діапазон вимірювача, мкм	0,45 – 1,06
Діапазон вимірюваних потужностей, мВт	0,03 – 300
Вхідна приймальна апертура, мм	8
Границя допустимої основної похибки вимірювача (на довжинах хвиль калібрування), %	10
Границя допустимої додаткової похибки вимірювача у робочому інтервалі температур, %	2
Час встановлення показів вимірювача, с	не більше 8
Довжина хвилі лазерного випромінювання при калібруванні вимірювача, мкм	0,63; 0,85
Максимальна електрична споживана потужність, ВА	не більше 10

Слід звернути увагу на важливий момент, пов'язаний з подальшим розвитком лазерної медичної техніки. Створення АЛТ нового покоління, що передбачає запровадження зворотних зв'язків між пацієнтом та лазерним апаратом, надання апаратурі низки діагностичних функцій, автоматизацію процесу лікування тощо, в обов'язковому порядку вимагає забезпечення можливості достовірного вимірювання параметрів випромінювання та гнучкого керування цими параметрами. Виконання цих вимог неможливе без

наявності у складі фізіотерапевтичних кабінетів спеціалізованих засобів вимірювання та їх відповідного метрологічного забезпечення.

3.4 Вибір засобу контролю вихідних параметрів магнітного поля апаратів для магнітолазерної терапії

Розглянутий у даній роботі апарат відноситься до апаратів медичної техніки, а саме до пристроїв фізіотерапевтичної дії лазерним випромінюванням разом з магнітним полем на внутрішні і зовнішні тканини біологічного об'єкта. Логічно, що при контролі вихідних параметрів апарату необхідно вимірювати як параметри лазерного випромінювання, так і параметри діючого на об'єкт магнітного поля.

Оскільки у даній магістерській роботі приділено увагу та розрахункам вузлів апарату для магнітолазерної терапії саме для здійснення магнітного впливу на об'єкт, то буде доцільним висвітлити більш детально процедуру контролю параметрів магнітного поля, що створюється розробленим засобом.

Максимальне значення магнітної індукції створюваного магнітного поля розробленого апарата $B = 75$ мТл. Виходячи з цього необхідно обирати відповідний засіб вимірювання. Найбільш вживаний для такої мети є милитесламетр портативний універсальний ТПУ. На рисунку 3.3 зображено загальний вигляд приладу [18].

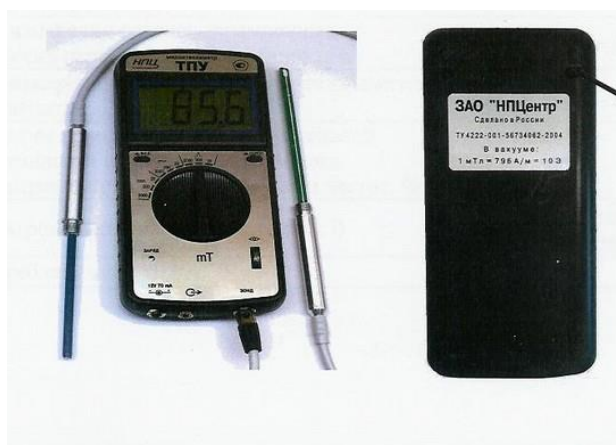


Рисунок 3.3 – Милитесламетр портативний універсальний ТПУ

Даний прилад призначений для досліджень магнітних систем різного призначення (магнітних сепараторів, магнітотерапевтичних апаратів і пристроїв і т.ін.), для контролю рівнів магнітних полів різних об'єктів і на робочих місцях у відповідності до санітарних норм і правил, для вимірювань магнітної індукції поблизу поверхонь зразків і деталей, для контролю режимів намагнічування і розмагнічування, а також залишкової намагніченості у магнітопорошковій дефектоскопії. Є зручними в експлуатації.

Вимірювана магнітна індукція приладом: постійне поле (=); змінне поле, середньовипрямлені (~) й амплітудні (Λ) значення, частота 20 – 5000 Гц; імпульсне поле (Λ, тривалість фронту імпульсів 0,1 – 2000 мс).

Границі основної відносної похибки δ_0 , %, при вимірюванні:

- постійного магнітного поля:

$$\delta_0 = \pm [2,0 + 0,1 (B_2/B - 1)], \quad (3.1)$$

де B_2 – граничне значення діапазону вимірювання мілітесламетра; B – покази мілітесламетра, мТл;

- середньовипрямлених значень змінного магнітного поля у діапазоні частот 20 – 1000 Гц:

$$\delta_0 = \pm [2,5 + 0,2 (Bn/B - 1)]; \quad (3.2)$$

- амплітудних значень змінного у діапазоні частот 20 – 1000 Гц, імпульсного поля (Λ):

$$\delta_0 = \pm [5,0 + 0,5 (Bn/B - 1)]. \quad (3.3)$$

Границі додаткової частотної похибки δ_ω , %, в діапазоні частот 1 – 5 кГц:

$$\delta_\omega = \pm 5,0 \cdot (f - 1), \quad (3.4)$$

де f – частота вимірюваного магнітного поля у кГц.

Робота мілітесламетра заснована на вимірюванні магнітної індукції за допомогою вимірювального перетворювача Холла. ЕРС Холла, пропорційна вимірюваній магнітній індукції, поступає в електронний блок приладу.

Інформація про значення магнітної індукції індукується на цифровому табло в мілітеслах [18].

При вимірюванні магнітної індукції постійного магнітного поля вимірювальний зонд встановлюють таким чином, щоб вимірювальний перетворювач опинився у потрібній точці вимірюваного магнітного поля, причому площина вимірювального перетворювача була нормальною до вектора магнітної індукції. Далі проводять відлік показів цифрового табло.

Результати вимірювань заносять у протокол.

3.5 Обробка результатів контролю параметрів магнітного поля розробленого апарату

Вимірювання магнітної індукції, що створюється магнітною системою апарату для МЛТ, будемо проводити для випадку її максимального значення $B = 75$ мТл.

При контролі параметрів магнітного поля апарату для МЛТ було здійснено 10 вимірювань магнітної індукції B , мТл. Обробку результатів вимірювань проводили за наступним порядком [32].

1. Визначити точкову оцінку істинного значення вимірюваної величини – середнє арифметичне результатів спостережень.

2. Розрахувати випадкові відхилення результатів та їх квадрати.

3. Розрахувати точкову оцінку середньо-квадратичного відхилення (СКВ) результатів вимірювань. Вважати, що результати розподілені за нормальним законом, задавшись значенням довірчої імовірності $P=0,95$, знайти довірчу похибку результату вимірювань і довірчий інтервал для СКВ.

4. Визначити наявність грубих похибок і промахів. Якщо такі присутні – відповідні результати вимірювань відкинути і повторити обробку для скороченого масиву даних.

5. Записати результат вимірювань у вигляді $B = (\bar{B} + t_c \cdot S_B)$, $P=0,95$, $n=10$.
де \bar{B} – середнє арифметичне результатів спостережень;

t_c – значення коефіцієнту Стьюдента для вибраної імовірності і числа спостережень;

S_B – середньо-квадратичне відхилення.

Отже, в результаті розрахунків одержано такі результати.

1. Визначимо точкову оцінку істинного значення магнітної індукції – середнє арифметичне результатів спостережень за формулою:

$$\bar{B} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n B_i \quad (3.5)$$

де n – кількість результатів спостережень; B_i – значення результату i -го спостереження.

Тоді, $\bar{B} = 75,04$ мТл

2. Розрахуємо випадкові відхилення результатів та їх квадрати. Розрахунки подамо у вигляді таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Результати вимірювань та розрахунків

№ п/п	Виміряне значення B_i , мТл	Обраховане значення випадкових відхилень $(B_i - \bar{B})$, мТл	Обраховані квадрати випадкових відхилень $(B_i - \bar{B})^2$, мТл ²
1	75,1	0,07	0,0049
2	75,2	0,17	0,0289
3	75,1	0,07	0,0049
4	75,3	0,27	0,0729
5	75,0	- 0,03	0,0009
6	74,9	- 0,13	0,0169
7	74,8	- 0,23	0,0529
8	75,3	0,27	0,0729
9	74,8	- 0,23	0,0529
10	74,9	- 0,13	0,0169

3. Розрахуємо точкову оцінку середньо-квадратичного відхилення результатів вимірювань за формулою Бесселя:

$$S_B = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (B_i - \bar{B})^2} \quad (3.6)$$

Значення $(B_i - \bar{B})^2$ візьмемо із таблиці 3.2. Отже:

$$S_B = \sqrt{\frac{0,325}{10-1}} = 0,190 \text{ мТл}$$

4. Знайдемо довірчу похибку результату вимірювань та довірчий інтервал для СКВ:

а) найвірогіднішим значенням результату вимірювання є вибіркоче середньоарифметичне, визначене за формулою (3.5);

б) вибіркоче середньоквадратичне відхилення обчислюється за формулою:

$$S_{\bar{B}} = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n-1)} \cdot \sum_{i=1}^n (B_i - \bar{B})^2} \quad (3.7)$$

і набуває значення $S_{\bar{B}} = \sqrt{\frac{0,325}{10 \cdot 9}} = 0,131 \text{ мТл}$

в) надійна межа ε випадкової похибки результату вимірювання визначимо за формулою:

$$\varepsilon = t_c \cdot S_{\bar{B}} \quad (3.8)$$

де t_c - коефіцієнт надійності для імовірності Р (за коефіцієнтом Стюдента). Для імовірності $P=0,95$ і $n=10$ $t_c=2,228$ (довідникові дані).

Тоді $\varepsilon = 2,228 \cdot 0,131 = 0,038$. Отже $B=(75,04 \pm 0,038)$ мТл

5. Для визначення грубих похибок і промахів визначимо показник нормальності:

а) $B_{max} = 75,03$ мТл, тоді

$$V_{max} = \frac{B_{(max)} - \bar{B}}{S_B} \quad (3.9)$$

$$V_{max} = \frac{75,3 - 75,04}{0,19} = 1,37$$

б) $B_{min} = 74,8$ мТл

$$V_{min} = \frac{B_{(min)} - \bar{B}}{S_B} \quad (3.10)$$

$$V_{\min} = \frac{74,8 - 75,04}{0,19} = -1,26$$

Для $n=10$ за критерієм появи грубих помилок з довідникових даних знаходимо значення критерію $h=2,29$.

Тепер $|V_{\max}| \leq h$ та $|V_{\min}| \leq h$, тому ці значення спостережень і значення які знаходяться між ними не відкидаємо з вибірки.

6. На основі експериментальної вибірки напишемо результат у вигляді:

$$B = \bar{B} \pm (t_c \cdot S_B), \quad (n = 10, P = 0,95),$$

$$B = 75,04 \pm 0,038 \text{ мТл} \quad (n = 10, P = 0,95)$$

Невизначеність при нормальному законі розподілу визначається як [33]:

$$u(B_i) = \frac{a}{2}, \quad \text{при } P=0,95 \quad (3.11)$$

$$u(B_i) = \frac{a}{3}, \quad \text{при } P=0,99 \quad (3.12)$$

де a - половина інтервалу неточності, який одержано за формулою (3.8).

Отже, невизначеність результату вимірювань складе 0,019 мТл.

Даний результат дозволяє зробити висновок про придатність до експлуатації розробленого апарату для магнітолазерної терапії за його магнітними характеристиками.

ВИСНОВКИ

У ході виконання магістерської роботи був проведений аналіз впливу магнітного поля та лазерного випромінювання на людину із лікувальною метою, проведено аналіз засобів, що здійснюють магнітолазерну терапію при поєднанні дії магнітного поля і лазерного випромінювання, що значно покращує лікувальний ефект.

У роботі наведено розрахунок магнітного випромінювача для апарату магнітолазерної терапії, виходячи з даних досліджень найбільш оптимального максимального значення магнітної індукції. Також виконано розрахунок блоку живлення та запропонована електрична схема терміналу.

Оскільки розроблений апарат не є засобом вимірювальної техніки, він не підлягає повірці, але частково на таку техніку розповсюджується державний метрологічний контроль вихідних параметрів. Після наведених організаційних та законодавчих засад здійснення такого контролю було обрано засоби вимірювальної техніки, які слід застосовувати при здійсненні контролю вихідних параметрів апарату магнітолазерної терапії, а саме потужності лазерного випромінювання та параметрів створюваного апаратом магнітного поля.

Також наведено алгоритм та приклад з обробки результатів контролю магнітної індукції апарату на максимальному її значенні 75 мТл. Одержаний результат задовольняє вимогам, що висуваються до медичної техніки такого призначення.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ НА ДЖЕРЕЛА

1. Гуляр С.О. Постійні магнітні поля та їх застосування у медицині / С.О. Гуляр, Ю.П. Лиманський. - К.: Ін-т фізіол. ім. А.А. Богомольца НАН України, 2006. - 320 с.
2. Сердюк В.В. Магнітотерапія: минуле, сьогодення, майбутнє. Довідковий посібник / В.В. Сердюк. - К.: «Азимут - Україна», 2004. - 536 с.
3. Дорошук І.А., Терещенко М.Ф. Система стимуляції біологічних тканин з діагностикою / Збірник праць XII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15- 16 травня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. - 2019. - 487 с., С. 305-308.
4. Тимчик Г.С. Фізіотерапевтична апаратура : навч. посіб. [для студ. вищ. навч. закл. за напрямом підготов. "Приладобудування"] / Г. С. Тимчик, М. В. Філіппова, І. М. Діордіца ; М-во освіти і науки, молоді та спорту України, Нац. техн. ун-т України "Київ. політехн. ін-т". - К. : НТУУ "КПІ", 2012. - 279 с.
5. I. Degen. Magnetotherapy / Practical medicine, 2010. - 271 p.
6. Терещенко М. Ф. Моделювання впливу змінних магнітних полів на параметри біологічних тканин / Терещенко М. Ф., Рудик В. Ю. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування . – 2011. – Вип. 41. – С. 131–139. – <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/4256>
7. Самосюк І.З. Магнітолазероультразвукова терапія. Нові технології фізіотерапевтичного лікування / І.З. Самосюк, А.О. Владимиров, Н.В. Чухраєв, Н.І. Самосюк, О.Н. Чухраєва, М.О. Стукалін, М.К. Гунько. - К.: НМАПО ім. П.Л. Шупика, УО фізичної і реабілітаційної медицини, 2016. - 320 с.
8. Терещенко М. Ф. Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об'єкт лазерним випромінюванням / М. Ф. Терещенко, С. П.

Якубовський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2012. – Вип. 44. – С. 90 – 97.

9. Лазерні медичні технології: навчальний посібник/[Готра З.Ю., Павлов С.В., Микитюк З.М. та ін.] – Вінниця: ВНТУ, 2017. – 158с.

10. Glinkovski W., Pokora L.:Lasery w terapii/W. Glinkovski, L. Pokora//Laser Instruments – Centrum Techniki. – 1993/ – 177р.

11. Фізіотерапія і медична реабілітація: poradnik. У 2-х томах / В.М. Запорожан, І.П. Шмакова, В.В. Кенц [та ін.]; за ред. В.М. Запорожана.-Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2010.- Т. 1. Фізичні, лікувальні та профілактичні фактори, пристрої та методи.-88 с.

12. Федоров С.М. Сучасні погляди на магнітолазерну і фотоманітну терапію та їх застосування в неврологічній практиці / С.М. Федоров// Клінічна фотомедицина. Фотобіологія та фотомедицина, 1, 2 '2016. – С. 38-50.

13. Магнітолазерна терапія: апарат в Україні. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:

https://prom.ua/ua/Magnitolazernaya-terapiya-apparat.html?srsId=AfmBOootYhqu96OiaBLxugW9tN6N2yV7PTDz_GID7OTcXZQqc3_xZThd

14. Кожем'яко В.П. Лазерні біомедичні системи: навчальний посібник/[В.П. Кожем'яко, З.Ю. Готра, С.В. Павлов та ін.]. – Вінниця: ВДТУ, 2000. – 143с.

15. Сучасні аспекти лазерної терапії / Під ред. В.. Попова. – Черкаси: Вертикаль, 2011. – 608 с.

16. Клепач М.М., Терещенко М.Ф. Вплив магнітного поля на глибину проникнення фармацевтичних препаратів / Збірник праць XII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. - 2019. - С. 309-312.

17. Автоматизовані магнітотерапевтичні апарати: монографія / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, В. Ю. Рудик та ін. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2020. – 272 с.

18. Міліметр універсальний тп2-2у в Україні. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:

<https://prom.ua/ua/Milliteslametr-universalnyj-tp2-2u.html?srsltid=AfmBOopHNMMRonGn2EqOgtX0jZTRz-wrjfJ9vHfcS6dPOQoi9WyUXqkI>

19. Вступ в Comsol Multiphysics 5.2. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу:

https://www.comsol.ru/shared/downloads/IntroductionToCOMSOLMultiphysics_5.2_ru.pdf

20. Мілих В. І. М75 Розрахунки магнітних полів в електротехнічних пристроях : навчальний посібник / В. І. Мілих. Харків : ФОП Панов А. М., 2021. 136 с.

21. Компенсаційні стабілізатори напруги [Електронний ресурс]. — Режим доступу :

<https://studfiles.net/preview/3904261/page:5/>

22. Компенсаційні стабілізатори напруги [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <https://studfiles.net/preview/3904261/page:5/>

23. Пристрої індикації [Електронний ресурс]. — Режим доступу :

<http://radioded.ru/content/view/112/62/>

24. Закон України “Про метрологію та метрологічну діяльність”. Відомості Верховної Ради (ВВР), 2014, № 30, ст.1008:

<https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1314-18#Text;>

<https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2740-19#Text.>

25. Законодавчо-нормативна база в метрології медицини : навчально-методичні матеріали / Укладач : В. Р. Сердюк. – Вінниця : ВНТУ, 2017 – 156с.

http://pdf.lib.vntu.edu.ua/books/IRVC/Serduk_2017_156.pdf

26. Постанова КМУ від 4 червня 2015 р. № 374: «Про затвердження переліку категорій законодавчо регульованих засобів вимірювальної техніки, що підлягають періодичній повірці»

https://zakononline.com.ua/documents/show/348893_682273

27. Постанові Кабінету Міністрів України від 05.04.2022 р. № 412 «Деякі питання повірки законодавчо регульованих засобів вимірювальної техніки в умовах воєнного стану»

<https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/412-2022-%D0%BF#Text>

28. Закон України «Про ліцензування видів господарської діяльності». Відомості Верховної Ради (ВВР), 2015, № 23, ст.158.

<https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/222-19#Text>

29. Метрологія в медицині. [Електронний ресурс]. — Режим доступу :

<https://cratia.ua/ua/metrological-verification-of-medical-devices-in-ukraine/>

30. Яненко О.П. Метрологія медичної і біологічної апаратури: Навчальний посібник. – Житомир: ЖІТІ, 1998. – 158с.

31. Вимірювачі потужності лазерного випромінювання. [Електронний ресурс]. — Режим доступу :

https://prom.ua/ua/p1099544515-rbk-7101-izmeritel.html?srsltid=AfmBOoq0MIAGsjDZyLn4qOKF22mVRZ5iITlwg6_-CP3WKv43zIPNuW53

32. Володарський Є.Т., Малиновський Б.Н., Туз Ю.М. Планування і організація вимірювального експерименту. Київ: Вища школа, 1987. 280 с.

33. Васілевський, О. М. Основи теорії невизначеності вимірювань : підручник / О. М. Васілевський, В. Ю. Кучерук, Є. Т. Володарський. – Вінниця: ВНТУ, 2015. – 230 с