

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем
(повне найменування інституту, назва факультету)

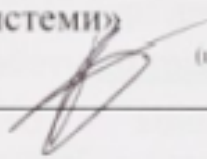
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(повна назва кафедри)

Бакалаврська дипломна робота на тему:

«Система лазерної фотонної терапії та реабілітації з температурним контролем»

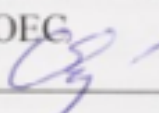
Виконала: студентка 4 курсу, групи КОІС-206
спеціальності 152 – Метрологія та
інформаційно-вимірювальна техніка, ОП
«Комп'ютеризовані оптико-інформаційні
системи»

(шифр і назва спеціальності)


Сковрунська Д. Б.

(прізвище та ініціали)

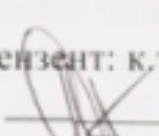
Керівник: к.т.н., доц., доцент кафедри
БМІОЕС


Тужанський С.С.

(прізвище та ініціали)

« 17 » 06 2024 р.

Рецензент: к.т.н., доц. каф. ІРТС


Дудатьєв І.А.

(прізвище та ініціали)

« 17 » 06 2024 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри БМІОЕС  Л.Г. Коваль

« 17 » 06 2024 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Галузь знань – 15 Автоматизація та приладобудування
Спеціальність – 152 – Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
Освітньо-професійна програма – Комп'ютеризовані оптико-інформаційні системи

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 Л.Г. Коваль

“ 11 ” 02 2024 року

З А В Д А Н Н Я

НА БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТЦІ

Сковрунській Діані Богданівні

1. Тема роботи Система лазерної фотонної терапії та реабілітації з температурним контролем

Керівник роботи Тужанський Станіслав Євгенович, к.т.н., доцент
затверджені наказом ВНТУ від “11” березня 2024 року № 80

2. Термін подання студентом роботи 30 травня 2024 р.

3. Технічні вимоги до засобу – система комбінованої (лазерної та світлодіодної) терапії для військової медицини, робоча довжина хвилі лазера – 840 нм, потужність лазера - 100 мВт; оптична потужність комбінованої LED-матриці (16x16) – 250 мВт; 8-бітний мікроконтролерний блок керування, датчик температурного контролю поверхні опромінення – напівпровідниковий, з точністю 0,3°C; блок живлення – 220 В, 50 Гц.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): Вступ; технічне обґрунтування доцільності розробки; аналіз та класифікація методів та засобів лазерної терапії та реабілітації при різних видах захворювань, розробка методу опромінення, структури, оптичних і електричних схем засобу, моделювання параметрів випромінювача, аналіз роботи системи, висновки; список використаних джерел; додатки.

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

5.1 Схема структурна системи лазерної фотонної терапії та реабілітації з температурним контролем

5.2 Схема блоку керування

5.3 Схема блоку температурного контролю

5.4 Схема блоку живлення лазера

5.5 Схема блоку живлення світлодіодної матриці

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	виконання прийняв
Спеціальна частина	Тужанський С.Є. к.т.н., доцент кафедри БМІОЕС	20.02.2024 <i>СЗ</i>	30.05.2024 <i>СЗ</i>

7. Дата видачі завдання 20.02.2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
		початок	закінчення	
1	Формування та затвердження теми бакалаврської дипломної роботи (БДР)	20.02.2024	24.03.2024	<i>Виконано</i>
2	Виконання оглядової частини. Перший рубіжний контроль виконання БДР	25.03.2024	26.04.2024	<i>Виконано</i>
3	Виконання спеціальної частини. Другий рубіжний контроль виконання БДР	27.04.2024	27.05.2024	<i>Виконано</i>
4	Попередній захист БДР	30.05.2024	10.06.2024	<i>Виконано</i>
5	Рецензування	11.06.2024	19.06.2024	<i>Виконано</i>
6	Захист БДР	20.06.2024	23.06.2024	<i>Виконано</i>

Студентка

[Підпис]
(підпис)

Д.Б. Сковрунська

(ініціали і прізвище)

Керівник роботи

[Підпис]
(підпис)

С.Є. Тужанський

(ініціали і прізвище)

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська кваліфікаційна робота складається з 66 сторінок формату А4, на яких є 21 рисунок, 3 таблиці, список використаних джерел містить 15 найменувань.

Бакалаврська дипломна робота присвячена дослідженню методів і схем фотонної терапії та реабілітації при опроміненні уражених ділянок тканин лазерним і світлодіодним випромінюванням. Моделюються процеси взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами. Здійснюється порівняльний аналіз існуючих засобів і методів фототерапії, обґрунтовується вибір компонентів засобу, синтезуються структурна схема пристрою та електричні схеми основних вузлів автоматизованої системи лазерної фотонної терапії та реабілітації з температурним контролем. Також виконується розрахунок характеристик лазерного діодного випромінювача та його оптичної схеми.

Ключові слова: лазер, світлодіод, фотонна терапія, біотканина.

ABSTRACT

Bachelor qualifying work consists of 66 pages of A4 format, on which there are 21 figures, 3 tables, the list of sources used contains 15 items.

The bachelor's thesis is devoted to the study of methods and schemes of photon therapy and rehabilitation when irradiating affected areas of tissue with laser and LED radiation. The processes of interaction of optical radiation with biotissues are modeled. A comparative analysis of existing means and methods of phototherapy is carried out, the choice of the components of the means is substantiated, the structural diagram of the device and electrical diagrams of the main nodes of the automated system of laser photon therapy and rehabilitation with temperature control are synthesized. The characteristics of the laser diode emitter and its optical circuit are also calculated.

Keywords: laser, LED, photon therapy, biotissue, semiconductor.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ	6
1.1 Характеристики терапевтичних лазерів.....	6
1.2 Процеси і методи лазерної терапії.....	10
1.3 Аналіз пристроїв лазерної та фотонної терапії	19
1.4 Медико-технічні вимоги до фотонних пристроїв терапії.....	28
1.5 Висновки до розділу 1.....	29
2 МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ. РОЗРАХУНОК ЛАЗЕРА І ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ	30
2.1 Модель сукупної дії оптичного випромінювання на тканину	30
2.2. Модельний розрахунок характеристик лазера	35
2.3 Розрахунок оптичної системи лазера	40
2.4 Висновки до розділу 2.....	43
3 АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА ЛАЗЕРНОЇ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ.....	44
3.1 Структурна схема фототерапевтичного апарату	44
3.2 Синтез схем лазерного випромінювача	45
3.3 Синтез схем світлодіодного випромінювача	49
3.4 Блок керування і температурного контролю.....	51
3.5 Висновки до розділу 3.....	59
ВИСНОВКИ	60
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	61
ДОДАТКИ.....	63
ДОДАТОК А (обов'язковий). Протокол перевірки БДР на наявність текстових запозичень	64
ДОДАТОК Б (обов'язковий). Ілюстративна частина.....	68

ВСТУП

Актуальність теми. Лазерні медичні технології активно розвиваються понад шістдесят років з часу винаходу лазерів. Перший пристрій на рубіновому лазері апробований у США для лікування захворювань сітківки ока у 1962 році. Важливе місце у лазерних медичних технологіях займає фотонна терапія.

Лазерне випромінювання – універсальний інструмент дії, вимірювань, контролю та біомедичних досліджень для застосування у багатьох напрямках науки і техніки завдяки таким властивостям [1]:

- дистанційний вплив на біологічні об'єкти (можливість діяти на відстані, не травмуючи навколишні тканини),
- широкий діапазон енергій та спектральної дії (різні значення енергій та довжини хвиль лазерів дозволяють вирішувати велике коло задач у різних медичних та технологічних галузях),
- точність фокусування і ефективність доставки енергії (сучасна оптика і волоконні світловоди доставляють випромінювання до будь-якої ділянки організму, навіть до судин).

Воєнні події, екологічні зміни, несприятлива клініка захворювань та численні побічні ефекти традиційної терапії роблять немедикаментозні методи лікування, до яких відноситься лазерна медицина, дедалі актуальнішими в Україні. Останнім часом набувають розвитку також й інші фотонні методи терапії та реабілітації, зокрема з використанням світлодіодних та спеціалізованих лампових джерел [2].

Впровадження лазерів і світлодіодів у практичній лікувальній медицині зумовлено широким спектром дії сучасних фотонних медичних пристроїв. У наш час актуальним є використання лазерних та інформаційно-вимірювальних технологій зокрема у реабілітації та військовій медицині.

Ефективність лазерної і фотонної терапії значною мірою ґрунтується на таких факторах [3]:

1) фундаментальне розуміння механізмів дії лазерного випромінювання на біологічні об'єкти (розширення наукових знань про взаємодію світла з клітинами та біотканинами, визначення оптимальних умов для стимуляції регенерації тканин, зменшення болю та запалення, знищення шкідливих мікроорганізмів тощо);

2) інноваційні характеристики лазерних фотонних систем (сучасна фізіотерапевтична апаратура володіє високою точністю, гнучкістю налаштувань та широким діапазоном потужності, що дає можливість підбирати оптимальні режими лікування для кожного пацієнта).

Разом з тим, незважаючи на значний прогрес у лазерній та фотомедицині, існують певні обмеження адаптивності та ефективності багатьох фотонних терапевтичних приладів, зумовлені такими чинниками [4]:

- неповне використання потенціалу комплексного (сумісного) опромінення лазерами та фотонними випромінювачами різних робочих довжин хвиль;
- недосконалий контроль (відсутність динамічного контролю біологічних змін у робочій зоні при опроміненні робить процес лікування недостатньо адаптивним).

Ключовим завданням при проектуванні фотонних медичних систем є вибір оптимальних параметрів випромінювача та оптичної системи доставки випромінювання. Важливими факторами, які визначають ефективність лазерної (фотонної) терапії, є:

- розподіл спектральної щільності оптичної потужності (енергії) (рівномірний розподіл дозволяє забезпечити однаковий вплив на всі ділянки ураженої зони, контрольований розподіл може бути використаний для більш точного впливу на певні ділянки);
- спектральний склад випромінювання та його оптичні характеристики (визначає глибину проникнення, ефективність поглинання та точність контролю);
- тривалість імпульсів (впливає на глибину проникнення та біологічний ефект випромінювання);

- частота та форма слідування імпульсів (впливають на характер біологічного впливу та динаміку лікувального процесу, різноманітні режими імпульсного опромінення дозволяють підбирати оптимальні параметри для конкретного захворювання).

Вивченню цих параметрів та дослідженню глибини проникнення випромінювання у біологічні тканини присвячені роботи провідних виробників лазерних медичних систем [5], [6].

Таким чином, розробка багатофункціональної системи для лазерної фотонної терапії та реабілітації із підвищеною ефективністю дії на уражені ділянки за рахунок сукупної дії лазерів та світлодіодів із гнучким вибором режимів і частот модуляції та динамічним контролем температури у робочій зоні є актуальною науково-технічною задачею.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розширення функціональних можливостей засобів фотонної терапії та підвищення адаптивності фізіотерапії за рахунок мультиспектральної дії лазерного та світлодіодних випромінювання із динамічним температурним контролем поверхні ураженої зони при опроміненні.

Для досягнення мети необхідно вирішити такі завдання:

- провести порівняльний аналіз сучасних методів і засобів лазерної та фотонної терапії;
- сформулювати медико-технічні вимоги до лазерних і фотонних напівпровідникових апаратів фізіотерапії та реабілітації;
- здійснити модельний розрахунок дії лазерного випромінювання на тканину;
- здійснити розрахунок основних оптичних і електричних характеристик випромінювачів;
- виконати обґрунтування вибору компонентів, розробити структурну схему лазерної фотонної системи, електричні схеми живлення і керування випромінювачами, схему блоку вимірювального температурного контролю.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ

1.1 Характеристики терапевтичних лазерів

Останнім часом у фізіотерапії, медичній реабілітації, спортивній та естетичній медицині широко застосовують лазерні пристрої для фотонної терапії із використанням ультрафіолетового (0,3 мкм), червоного (0,63-0,67 мкм) постійного та ближнього інфрачервоного (0,85-0,9 мкм) імпульсного лазерного випромінювання.

Лазер як джерело світла характеризується енергією E , потужністю P і тривалістю дії τ (тривалістю імпульсу для імпульсних лазерів) випромінювання, зв'язані між собою співвідношенням [1]:

$$P = E/\tau. \quad (1.1)$$

До інших важливих параметрів лазерів відноситься коефіцієнт корисної дії (ККД) та довжина хвилі випромінювання λ .

Сучасні терапевтичні лазери генерують когерентне випромінювання майже у всій частині оптичного діапазону, від ультрафіолетової області ($\lambda=0,3$ мкм) до інфрачервоної області ($\lambda= 10$ мкм і вище).

Унікальними особливостями лазерного випромінювання, які якісно відрізняють його від випромінювання звичайних джерел світла та зумовлюють його широке застосування в багатьох напрямках науки, техніки і медицини є [1], [2]:

- висока когерентність,
- монохроматичність,
- висока направленість,
- висока густина потужності та енергії випромінювання.

Важливою властивістю лазерного випромінювання є мале розходження випромінювання, зокрема внаслідок генерації фотонів, напрямом яких є паралельним до осі оптичного резонатора лазера.

Кутове розходження лазерного випромінювання обмежується явищем дифракції когерентних хвиль на вихідному дзеркалі резонатора:

$$\Theta_{min} \geq 1,22\lambda/d, \quad (1.2)$$

де d - діаметр дзеркала.

Густина потужності випромінювання дорівнює відношенню потужності P випромінювання до площі S поперечного перерізу лазерного пучка ($Вт/м^2$):

$$P_s = P/S. \quad (1.3)$$

Відповідно густина енергії E_s випромінювання дорівнює відношенню енергії до площі S перерізу лазерного пучка ($Дж/м^2$):

$$E_s = E/S. \quad (1.4)$$

Когерентне випромінювання лазера з допомогою оптичної системи лінз можна сфокусувати на малу площу поверхні об'єкта. Густина потужності лазерного випромінювання у фокусі, внаслідок підсумовування енергії величезної кількості когерентних випромінювань окремих атомів, які приходять у дану точку простору в однаковій фазі, досягає величезних значень. Лазерне випромінювання з високою густиною потужності супроводжується. Таке інтенсивне випромінювання при взаємодії з речовиною змінює його оптичні властивості.

Крім зазначених вище характеристик ефективність дії лікувальних лазерів залежить від терапевтичної дози лазерного випромінювання. Лазерне світло, що попадає на поверхню тканини, підлягає законам оптики - воно частково відбивається, розсіюється, поглинається або проходить крізь тканину. З точки зору лазерної терапії найважливішою проблемою є ефективне підведення випромінювання на відповідну глибину тканини і перетворення енергії світла лазера в інші види біологічної чи хімічної енергій. Таке підведення потужності

лазерного випромінювання у часовому інтервалі називається енергетичною дозою випромінювання.

Щоб визначити енергетичну дозу випромінювання для імпульсного режиму, треба спочатку визначити середню потужність P_c . Потім визначаємо енергетичну дозу, помноживши P_c на час роботи лазера.

Середню потужність визначають з виразу:

$$P_c = P_i t_i f, \quad (1.5)$$

де P_i - потужність імпульсу; t_i - тривалість імпульсу; f - частота повторення імпульсів.

Важливими фізичними величинами, що характеризують лазерне випромінювання, є густина потужності (PD) і густина енергії (ED) випромінювання. Перша з цих величин - це густина потужності випромінювання лазерного пучка, який падає на біотканину. Розрізняють поверхневу густину потужності $PD_s = P/S [Вт/см]$ і об'ємну густину потужності $PD_v = P/V [Вт/см^3]$.

Дані величини можна легко контролювати через зміну потужності випромінювання в лазерному пучку. Освітлюючи тканину лазером з різних відстаней можемо отримати різну густину потужності на тій самій глибині тканини. Для прикладу, при опроміненні пучком діаметром 0,1 мм, поверхневу густину потужності можна обчислити як:

$$PD_s = P / \pi r^2, \quad (1.6)$$

де P – вихідна потужність лазера в $мВт$, r - радіус плями в см.

Підставивши відповідні величини для $1 мВт$ пучка отримаємо:

$$PD_s = 1 мВт / 3,14 \cdot (0,05)^2 = 12,7 Вт/см^2.$$

Визначення об'ємної густини потужності зумовлюється застосуванням відповідного оптичного зонда (вихідної форми пучка випромінювання). Основними формами лазерного пучка є циліндричний (колімований) та конусоподібний (збіжний або розбіжний).

В терапевтичній практиці найчастіше використовують щільність енергії випромінювання, яка характеризується потужністю випромінювання, часом опромінення і освітленою площею чи об'ємом:

$$ED_s = P \cdot t / S, \quad (1.7)$$

$$ED_v = P \cdot t / V. \quad (1.8)$$

У зв'язку із розвитком напівпровідникових технологій все більшого використання набувають напівпровідникові інжекційні (діодні) лазери для терапії [3], [4].

У якості активного середовища в лазерних діодах найчастіше застосовуються гетероструктури GaAlAs/GaAs, InAsP/InP, GaP_xAs_{1-x}, Al_xGa_{1-x}, Al_xGa_{1-x}As/GaAs, InGaAsSb та інші сполуки, які перекривають діапазон довжин хвиль від видимого (0,65мкм) до ближнього інфрачервоного (1,7мкм). Діапазон світлопропускання напівпровідників (0,4 – 2,0 мкм) добре вписується в спектральний діапазон для фотонної терапії та реабілітації.

Для покращення характеристик інжекційних лазерів застосовують гетероструктури, в яких використовується декілька гетеропереходів і р-п-переходів [5].

До переваг інжекційних напівпровідникових лазерів можна віднести: малі розміри, пряме перетворення енергії електричного струму у когерентне випромінювання, можливість генерації неперервного й імпульсного індукованого випромінювання, високий К.К.Д., значну питому потужність з одиниці об'єму речовини, а також простоту модуляції випромінювання у широкій смузі частот.

Для використання у волоконно-оптичних системах застосовують також гетеролазери із розподіленим зворотнім зв'язком (РЗЗ), які відрізняються як більшим значенням коефіцієнту внутрішнього виходу (до 70%) при менших значеннях щільності струмів генерації ($8 \cdot 10^2$ А/см²), так і кращою селективністю мод лазера.

1.2 Процеси і методи лазерної терапії

Унікальні властивості лазерного випромінювання відкрили широкі можливості його застосування у різних медичних галузях – від терапії до діагностики. Клінічні дослідження довели ефективність терапевтичної дії лазерів ультрафіолетового, видимого та інфрачервоного спектрів як для місцевого застосування на патологію, так і лікувального впливу на весь організм.

Доведено, що низькоенергетичне лазерне випромінювання (НЕЛВ) має виражену терапевтичну дію. Залежно від характеру його взаємодії з біологічними тканинами розрізняють [7]:

1) фотофізичний і фотохімічний вплив, при якому поглинене біотканинами світло збуджує в них атоми і молекули, викликає фотохімічні і фотофізичні реакції;

3) незбуджений вплив, коли біосубстанція не змінює своїх властивостей, в процесі взаємодії зі світлом. Це такі ефекти, як розсіювання, відбиття та проникнення. Цей вид використовують для діагностики (наприклад - лазерна спектроскопія).

Лазерне випромінювання може відбиватися, поглинатися, розсіюватися, перевипромінюватися біологічними середовищами. Одна з причин обмеженої глибини проникнення полягає у спектральному поглинанні (абсорбції) лазерного випромінювання біологічними тканинами. Абсорбція переважно і є тією початковою дією, яка передують наступним змінам у опромінену організм.

Глибина проникнення лазерного випромінювання в тканини є практично важливою та визначає реальні межі можливого використання відповідних лазерів. Ущільнення біотканин тиском дозволяє збільшити інтенсивність глибинного опромінення в десятки разів.

Одночасно з поглинанням у тканині відбувається відбивання світла від поверхні між двома середовищами, заломлення на границях оптично різнорідних середовищ, розсіювання світла частинками тканини та ін. Таким загальне

ослаблення випромінювання включає окрім поглинання, втрати за рахунок інших оптичних явищ.

Враховуючи, що світлопоглинання являє собою молекулярний процес, який в кінцевому результаті залежить від концентрації поглинаючих випромінювання молекул, величина поглинання на клітинному і субклітинному рівні може суттєво змінюватись навіть від органели до органели. Нарешті, поглинання є функцією довжини хвилі, і тому коефіцієнт поглинання істотно змінюється для лазерів різних областей спектральної дії [3].

Внаслідок неоднорідної структури тканини велике значення для терапії має прецизійне локальне підведення до неї світлової енергії.

Процес поширення лазерного випромінювання залежить від структури тканини, вмісту води, пігментів, ферментів [5]. Так, в ряді дослідів було встановлено, що сильно пігментована тканина печінки поглинає випромінювання інтенсивніше, ніж м'язова тканина [6].

Процес поширення лазерного випромінювання залежить від структури тканини, наявності води, вмісту гемоглобіну, меланіну і т. д.

При зіткненні випромінювання з тканиною відбуваються одночасно всі вищезгадані процеси (відбивання, розсіювання, абсорбція). Річ у тому, що при біостимуляційній дії треба вибрати випромінювання, для якого домінують процеси ефективної трансмісії і абсорбції. Відбивання і розсіювання використовують переважно для діагностики.

Абсорбція і трансмісія на окремих глибинах тканини залежить від наявності в них фотоакцепторів, таких як частинки води, меланіни і гемоглобін. На рисунку 1.1 показано типовий спектр трансмісії і поглинання випромінювання для цих фотоакцепторів. На ньому виразно видно важливі для лазерної біостимуляції розміри оптичного вікна, де трансмісія випромінювання стабільна. Можна також зауважити ділянки великої або навіть 100%-ної абсорбції лазерного світла в елементарних фотоакцепторах. Видно, що вода і тканини, багаті на воду, будуть найбільше поглинати випромінювання з довжиною хвилі, меншою ніж 400нм і більшою ніж 1200 нм. Максимальну абсорбцію має гемоглобін для 500-590 нм,

тому лазерне випромінювання 632,8 нм має біостимуляційний вплив на елементи крові.

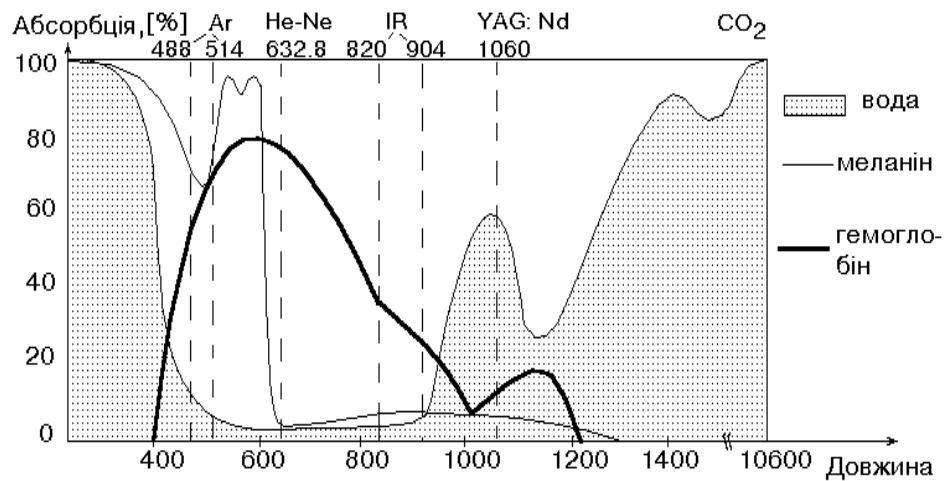


Рисунок 1.1 - Абсорбція випромінювання в типових фотоакцепторних тканинах

Найкраще для біостимуляційних процесів використовувати довжини хвиль, які містяться всередині згаданого вже "оптичного вікна", тобто від 550 нм до 950 нм. Світло довжиною хвилі поза даними межами абсорбується в поверхневих шарах і не викликає стимуляційного ефекту у глибині тканини.

Трансмісія самого світла в тканині залежить від його довжини хвилі і потужності, але не залежить від того як довго буде освітлюватися дана точка. Наприклад, якщо використовувати лазерне джерело з середньою потужністю виходу 30 мВт, то з лазера емітується близько 10^{16} фотонів на секунду. Це означає, що кожної секунди до тканини проникає 10^{16} фотонів, і в даний момент часу в тканині не може бути більше, ніж 10^{16} фотонів.

Фотони лазерного джерела досягають певної глибини в тканині незалежно від часу освітлення даного пункту. На рисунку 1.2, а кількість падаючої на тканину енергії зображено стрілками. Досягнення наступних шарів тканини пов'язане зі зменшенням енергії. Половиною глибиною проникнення називається глибина шару тканини, до якого надходить 50% початкової енергії. Процес біостимуляції може бути викликаний на такій глибині тканини, на якій

був абсорбований останній фотон лазерної хвилі. Шкіра пропускає всередину біля 80% світлової енергії (рисунок 1.2, б) при перпендикулярному падінні променів на тканину. Залежність глибини проникнення лазерної хвилі з різними енергіями схематично показано на рисунку 1.2, в.

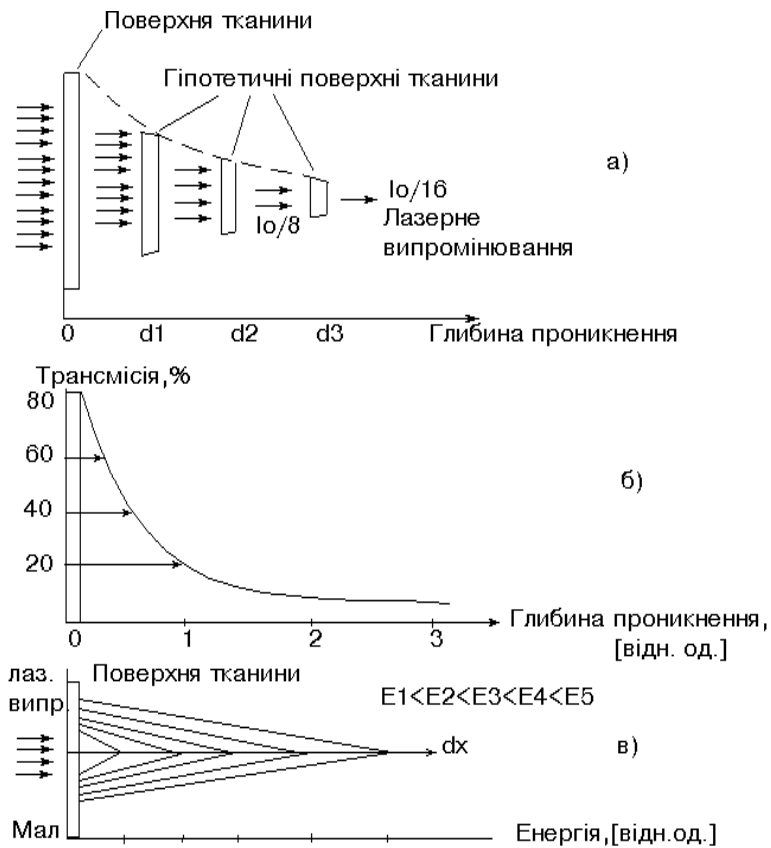


Рисунок 1.2 - Проникнення випромінювання в біотканину

Рисунок 1.2 підтверджує так звану теорію "одинокого фотона". Згідно з цією теорією, достатньо одного вміщеного в тканині фотона в певний момент часу, щоб викликати біоенергетичний процес. Рисунок 1.2 є справедливим для м'яких тканин і базується на емпіричних даних.

На рисунку 1.3 представлено порівняння глибини проникнення випромінювання лазерів, які найчастіше застосовуються в медицині [8].

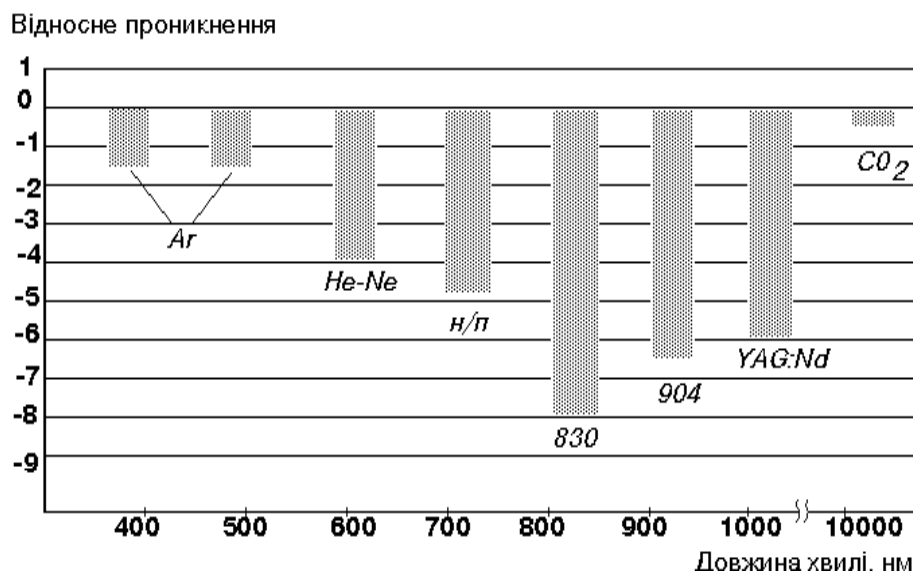


Рисунок 1.3 – Залежність проникнення лазерного випромінювання від довжини хвилі

Лазерне світло має досить високу здатність проникнення в тканини. Вибіркове поглинання випромінювання біомолекулами обумовлене збігом довжини хвилі лазера і максимумів спектра їх поглинання λ_{max} . Від довжини електромагнітної хвилі залежить і глибина проникнення НЕЛВ через шкіру. Проникна здатність випромінювання у видимому діапазоні в цілому збільшується з довжиною хвилі (від 1 мкм- 2,5 мм для $\lambda=300-400$ нм до 20–30 мм для $\lambda=630-660$ нм). Найбільша проникна здатність відповідає ближньому ІЧ діапазону (до 50–70 мм для $\lambda=950-1070$ нм). У дальньому ІЧ діапазоні відбувається різке зниження проникної здатності лазерного випромінювання.

Залежність глибини проникнення l лазерного випромінювання в живі біотканини шкіри від довжини хвилі для різної інтенсивності наведена на рис. 1.4. Криві 1–3 відповідають проникненню потужності лазерного випромінювання на 75, 50 і 25 % від максимальної, поданої на поверхню тканини. Крива 4 показує порогове значення потужності, більше якої лазерне випромінювання вже не змінює проникну здатність на біотканини [9].

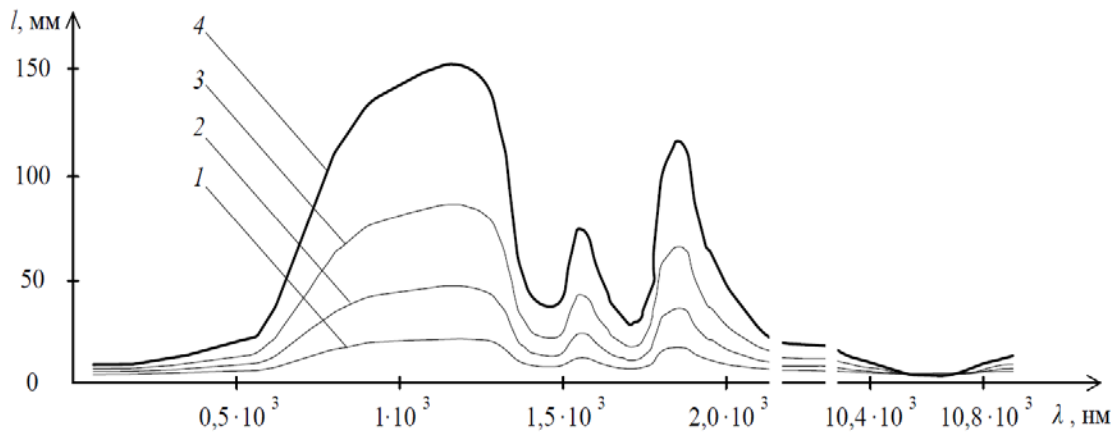


Рисунок 1.4 – Залежність глибини проникнення лазерного випромінювання в живій тканини від потужності та довжини хвилі

У ряді досліджень по порівнянню поглинання червоного випромінювання з різними фізичними властивостями було встановлено, що просторова когерентність майже не впливає на поглинання, а поляризоване випромінювання поглинається менш активно ніж неполяризоване. Якщо врахувати можливість транспортування випромінювання вглиб тканини при допомозі волоконної оптики і можливе наступне його розсіювання то можна сподіватися на подальше розширення сфери клінічного використання лазерів [9].

Розглянемо техніку лазерного опромінення, яка застосовується в терапевтичній та реабілітаційній практиці.

В роботі [1] розглядається класифікація техніки лазерного опромінення. Його можна поділити на безконтактне і контактне. Окрім того, існують різні види техніки опромінення: поверхнева, точкова, інвазійна або неінвазійна. Останні два терміни за [2] також мають назву: зовнішнє опромінення (екстракорпоральне) і внутрішнє (інтракорпоральне).

Точкове освітлення найчастіше виконують за допомогою ручного зонда. Поверхнєве опромінення можна виконувати як вручну, так і автоматично. На практиці автоматичну дію реалізують за допомогою так званого дзеркального сканера. В кожному випадку слід пам'ятати, що випромінювання не повинне падати на тканину під кутом, відмінним від прямого, іншими словами, лазерний

пучок повинен бути перпендикулярним до поверхні (в такому випадку досягається максимальна трансмісія).

Для аналізу ефективності використання лазерів використовують поняття максимального ступеня ефективності лазеротерапії $E_{\text{макс}}$, що характеризує частину вихідної потужності лазерного випромінювання, яка абсорбується об'ємом патологічної тканини [3].

Ефективну енергетичну дозу визначають як [3]:

$$D_{\text{еф}} = P_{\text{сер}} \times t_{\text{опром}} \times E_{\text{макс}}. \quad (1.9)$$

На $E_{\text{макс}}$ впливає вибір контактного чи безконтактного освітлення біотканини [2]. Метод зовнішнього лазерного опромінення зводиться до безпосередньої дії лазерного променя на шкіру чи слизову оболонку, причому, в безконтактних методах лазерний промінь проходить від джерела до пацієнта через оптичне прозоре середовище - повітря. За допомогою різних оптичних систем можна сфокусувати промінь до мінімального діаметра (наприклад, при дії на біологічно активні точки) або, навпаки, розфокусувати - для опромінення необхідної ураженої площі [4].

Серед методів контактної терапії найбільшого поширення зазнав метод тиску лазерного зонда на тканину, при якому збільшується глибина проникнення випромінювання. Метод освітлення з пульсуючим надавлюванням дістав назву метода "довбання" ("woodpecker technique"). "Довбання" виконують ритмічним надавлюванням зонда, що викликає додатковий масаж опроміненої тканини.

На практиці для більшої ефективності лазеротерапії часто поєднують контактні методи освітлення з безконтактними [2].

Для покращення ефективності дії лазерного випромінювання на організм використовують безпосереднє його підведення до патологічної ділянки, тобто методику інтракорпорального лазерного опромінення.

Внутрішньопорожнинне (*internal abdomen*) лазерне опромінення може бути направленим, прицільним (під візуальним контролем) або сліпим.

Внутрішньосудинне (*internal vessels*) лазерне опромінення крові використовується в клінічній практиці з початку 80-х років і зарекомендувало себе як найефективніший метод низькоенергетичної лазерної дії. Застосовується переважно при тяжких патологіях, в реанімації та інтенсивній терапії, кардіології і хірургії.

Методика виконання процедури внутрішньосудинного опромінення полягає в тому, що гнучкий світловідвід вводить в кровоносну вену через фторопластовий катетер (або голку для ін'єкцій) на глибину, що перевищує довжину катетера на 1-3 мм, завдяки чому усувається можливість травмування судини.

Для опромінення крові використовують потужність випромінювання (на вихідному торці світловода) від 1 до 5 мВт. Сумарна доза опромінення (в Дж) за сеанс розраховується за формулою [5]:

$$E = 0,1m. \quad (1.10)$$

Розрахунок часу опромінення (однієї процедури) проводиться за формулою [5]:

$$T = 0,1m/P, \quad (1.11)$$

де T - час (сек.); m - маса тіла (кг); P - потужність на торці світловода (Вт).

Згідно з [2], для визначення конкретного поглинання тканиною лазерного випромінювання при нормальному падінні використовують закон Ламберта-Бера:

$$I = (1-R)I_0 \exp(-\mu \cdot d), \quad (1.12)$$

де I_0 – інтенсивність вхідного випромінювання, I – інтенсивність випромінювання в тканині на відповідній глибині, μ – коефіцієнт абсорбції, d – ширина шару тканини, R – коефіцієнт відбиття.

З метою збільшення глибини терапевтичного впливу та скорочення часу сеансів лазерної терапії використовують спосіб матричної компоновки лазерних

випромінювачів таким чином, щоб їх промені перекривалися в глибині тканини [4-5].

У роботах [4, 5] запропонований метод лазерної терапії внутрішніх захворювань на основі надшкірної доставки лазерної енергії в область розташування органу. На найбільшу глибину в тканини проникає ближнє ІЧ випромінювання, тому часто використовують напівпровідникові лазерні випромінювачі ЛПІІ-101. Але при використанні таких лазерів для реалізації терапевтичного впливу на тканини, розташовані на глибині понад 2-3 см тривалість сеансів лазерної терапії може перевищувати добу, тому матричний підхід підвищує ефективність лікування і зменшує час процедур.

Класифікацію лазерних терапевтичних пристроїв для медицини представлено на рисунку 1.4.

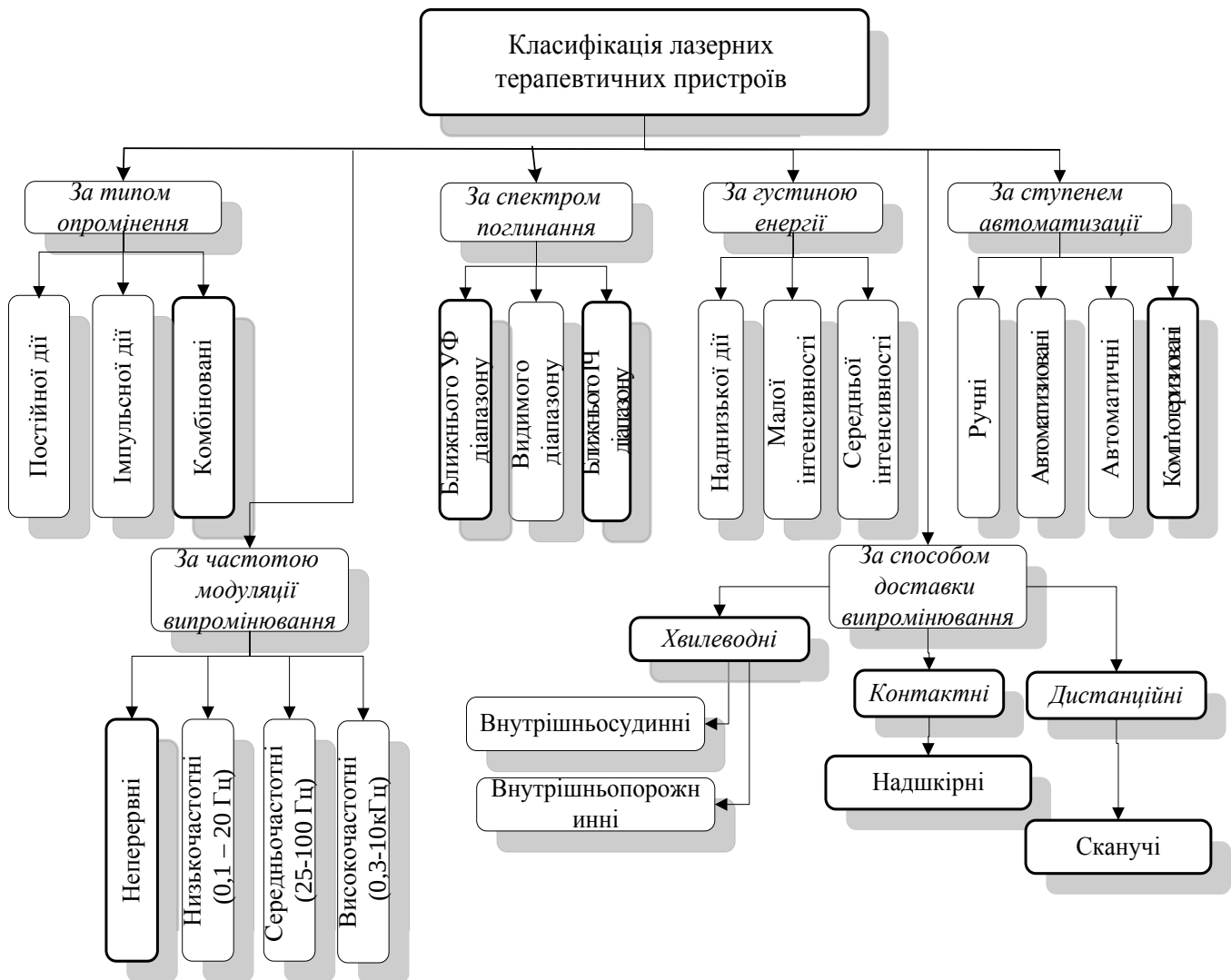


Рисунок 1.4 – Класифікація лазерних терапевтичних пристроїв

1.3 Аналіз пристроїв лазерної та фотонної терапії

На вітчизняному ринку апаратури для фізіотерапії та реабілітації наявний широкий вибір обладнання для фотонної терапії як відомих світових (Lumenis, BTL, Alvi-Prague, Antisel, Lumenis, Coherent, Candella та ін.), так і українських компаній. Основними виробниками лазерної та фотонної апаратури в Україні є: ТОВ «Медичні інноваційні технології»; Український центр лазерної медицини «АППАМЕД» (м. Київ); Науково-виробнича медико-біологічна корпорація

«Лазер і здоров'я»; Харківське виробниче об'єднання «Радіореле»; Науково-виробнича фірма «Пульсар» (м. Харків); приватне мале виробниче підприємство «Фотоніка Плюс» (м. Черкаси).

Розвиток фотоніки та мікроелектроніки, зокрема для інформаційно-виміральної техніки стимулював створення нових комп'ютеризованих систем фотонної терапії універсальної дії з широким набором можливостей. Збільшилась кількість робочих спектральних діапазонів, режимів роботи і методик лікування, з'явилися ознаки інтелектуального керування, які забезпечують якісно нові можливості для лікаря і пацієнта [5], [6].

Наявність в сучасних апаратах мікропроцесорного керування характеристик енергетичної дози опромінення, тривалості, форми і частоти імпульсів випромінювання дозволяє реалізувати точні цифрові режими роботи засобу. Такий підхід дозволяє підібрати індивідуальний режим роботи для кожного пацієнта з можливістю задання в інтерактивному режимі лікарем дози опромінення, кількості сеансів лікування та подальшого їх відтворення у запрограмованій послідовності.

Застосування пілотного лазерного пучка для інфрачервоних систем дозволяє забезпечити оптимальний набір режимів опромінення засобу фотонної терапії із попереднім налаштуванням системи для безпечної роботи.

Конфігурація сучасної системи автоматизованої фотонної терапії та реабілітації має забезпечити такі функції:

- управління тривалістю процедури залежно від потрібної енергетичної дози опромінення;
- використання лазерних та світлодіодних випромінювачів різної спектральної дії, що мають можливість дистанційного підключення до єдиного блоку керування;
- використання різної фотонної енергії, форми, частоти та глибини модуляції імпульсів випромінювання;

- ведення електронної бази даних пацієнтів: реєстрацію та облік даних сеансів і параметрів лікування, запам'ятовування робочих режимів для повторних процедур;
- інтелектуальне управління (за наявності каналів зворотнього зв'язку і датчиків контролю).

Поява інтелектуальних програмних засобів керування (на основі штучного інтелекту) у комп'ютеризованих системах фотонної терапії дозволяє додатково оптимізувати роботу медперсоналу та підвищити ефективність лікування і реабілітації, більш точно керувати процесом опромінення ураженої зони, режимами роботи та характеристиками випромінювання.

Розглянемо фотонні терапевтичні апарати із дистанційними випромінювачами, які представлені на вітчизняному ринку медичного обладнання. Великий клас таких приладів складають лазерні пристрої з набором випромінювачів різної спектральної дії [7], [8]. Також на ринку представлені світлодіодні системи терапії та реабілітації, в тому числі матричного типу із можливістю опромінення великої площі поверхні та комбіновані системи [9].

Апарат «Ліка-терапевт М» виробництва ПП «Фотоніка Плюс» (Україна) (рис. 1.1) застосовується в якості джерела лазерного випромінювання видимого та інфрачервоного діапазонів спектру з метою проведення процедур лазерної терапії у фізіотерапії, медичній реабілітації, для санаторно-курортного лікування, естетичної медицини та фотодинамічної терапії [7].



Рисунок 1.1 – Лазерний апарат «Ліка-терапевт М» [7]

Апарат «Ліка-терапевт М» складається з електронного блоку і виносних рукояток з вбудованими лазерними випромінювачами, кожна з яких окремо підключається до електронного блоку керування. Таке конструктивне виконання апарата дозволяє підключати блоку різні види виносних рукояток, що генерують лазерне випромінювання оптичною потужністю від 50 до 250 мВт різного спектрального складу (у видимому та інфрачервоному діапазонах). Виносні модулі забезпечують виконання контактних процедур лазерної терапії з використанням фіолетового (405 нм), синього (445 нм), зеленого (532 нм), червоного (660 нм) та інфрачервоних (780 нм або 810 нм) лазерних випромінювачів. Пристрій забезпечує незалежну роботу лазерних каналів, ступінчасте регулювання і контроль потужності лазерних випромінювачів, установку і контроль часу процедури, модуляцію випромінювання та контроль дози опромінення [7].

Широкий вибір світловодних периферичних насадок забезпечує зручність і простоту проведення процедур лазерної терапії при лікуванні пацієнтів різного профілю (гінекологія, проктологія, оториноларингологія, дерматологія і косметологія тощо).

Апарат світлодіодний «LIKA-LED» ПП «Фотоніка Плюс» (рис. 1.2) є новим фотонним пристроєм з 7" сенсорною панеллю управління «Touchscreen», призначеним для застосування в експериментальній медицині та біології. Апарат «LIKA-LED» також забезпечує ступінчасте регулювання та контроль потужності випромінювання, встановлення та контроль часу процедури, модуляцію випромінювання, контроль дози випромінювання, можлива одночасна робота до трьох каналів випромінювання. Оптична потужність випромінювання кожного з каналів до 100 мВт. Вибір довжин хвиль випромінювання – від 450 нм до 735 нм (8 типів випромінювачів).



Рисунок 1.2 – Фотонний апарат «LIKA-LED» [7]

Прилад також застосовується у вінницьких закладах охорони здоров'я, в тому числі для реабілітації військових за участі фахівців з кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем ВНТУ.

Лазерний фотонний прилад LasoRehab Mobile LS2100 виробництва Біомед (Україна) випромінює монохроматичне, когерентне і поляризоване лазерне світло, яке допомагає поліпшити мікроциркуляцію крові, стимулює процес ангиогенезу, збільшує кількість та активність ферментів і змінює секрецію нейромедіаторів і гормонів (рис. 1.3). Він забезпечує безперервну та імпульсну лазерну терапію, широко використовувану для реабілітації, ортопедії та спортивної медицини. Стандартний набір містить два лазерних випромінювачі – червоний (довжина хвилі 650 нм) потужністю до 200 мВт та інфрачервоний (довжина хвилі 850 нм) потужністю до 2Вт, а також комбіновані багатодіодні комбіновані аплікатори на 650 нм (5 лазерів потужністю до 100-200 мВт + 4 світлодіоди по 10 мВт) [9].



Рисунок 1.3 – Лазерний фотонний апарат LasoRehab Mobile LS2100 [9]

Апарат фотонної терапії T-07 Alvi Prague (Чехія) - професійний косметологічний апарат для фототерапії шкіри (обличчя та ін.). Спектральний склад випромінювання – світлодіоди з довжинами хвиль 462 нм (сині), 490 нм (бірюзові), 525 нм (зелені), 580 нм (жовті), 415 нм (фіолетові); 600 нм (помаранчеві) та 650 нм (червоні) (рис.1.4) [9].



Рисунок 1.4 - Апарат фотонної терапії T-07 [10]

Одними з найбільш універсальних медичних апаратів для фототерапії корпорації «Лазер і Здоров'я» (Україна) є фотонні матриці Коробова «Барва-Флекс» [11]. Зовнішній вигляд однієї з таких матриць наведено на рис. 1.5. Фотонні матриці призначені для використання в кардіології, пульмонології, гінекології, отоларингології, стоматології, гастроентерології, дерматології, в спортивній медицині для підготовки спортсменів до змагань, в домашніх умовах для індивідуального лікування і профілактики цілого ряду захворювань [12].



Рисунок 1.5 – Фотонна матриця Коробова «Барва-Флекс» [11]

В основу лікувальної дії фотонних матриць «Барва-Флекс» покладена здатність спрямованих світлових хвиль ІЧ і видимої частини спектра збільшувати енергетичну активність клітинних мембран, приводити в дію процеси регенерації, збільшувати поглинання кисню тканинами. Таке випромінювання має протизапальний, загоюючий і анальгезуючий ефекти, знімає больові синдроми в суглобах, хребті і м'язах, нормалізує роботу регуляторних систем організму людини (імунної, ендокринної і центральної нервової). Під дією світла ІЧ і видимої частини спектра активізується мікроциркуляція в зоні опромінювання, що приводить до підвищення ефективності використання лікарських препаратів і дозволяє знижувати їх дозування.

Відмітною особливістю фотонних матриць є те, що вони мають гнучку основу. Це дозволяє матрицям повторювати форму тієї частини тіла людини, до якої вони прикладаються, що забезпечує максимально ефективну передачу випромінювання світлодіодів без втрат на відбиття на межі повітря – шкіра

людини. Базовий варіант матриці містить 24 світлодіоди, розташованих еквідистантно в чотири ряди по шість світлодіодів в кожному ряду.

Порівняльний аналіз характеристик розглянутих лазерних і фотонних пристроїв наведено у табл. 1.1.

Таблиця 1.1 – Характеристики пристроїв лазерної і фотонної терапії

Назва (тип) пристрою	Довжина хвилі, мкм	Середня потужність, мВт	Робочий діапазон частот, Гц (режим роботи)	Час опромінення	Методика дії та доставки випромінювання	Контроль енергетичної дози
Ліка-терапевт М (LD)	0,405 0,445 0,53 0,66 0,78 0,81	0...50 0...50 0...50 0...250 0...150 0...2	0,1...100 (cv+qw)	1 сек... 100хв.	Контактна / волоконний інструмент	0,01...100Дж ±20%
LIKA-LED (LED)	0,45 0,465 0,48 0,53 0,6 0,635 0,656 0,735	0...100 0...100 0...100 0...100 0...100 0...100 0...100 0...100	(cw)	0,1-60хв	Контактна / дистанційна	0,01...100Дж ±20%
LasoRehab Mobile LS2100 (LD+LED)	0,65 0,81	0...200 0...200	1...10000 (cv+qw)	0,1-4хв.	Контактна	-
T-07 (LED)	0,415 0,462 0,49 0,525 0,58 0,6 0,65 0,735	н/д	1-100 (cv+qw)	0,1-99хв	Контактна / дистанційна	-
Барва-Флекс (LED)	0,405 0,47 0,505 0,525 0,595 0,61 0,66 0,94	0...200 0...200 0...200 0...200 0...200 0...200 0...200 0...200	1-100 (cv+qw)	0,1-99хв	Контактна	-

1.4 Медико-технічні вимоги до фотонних пристроїв терапії

Фотонні напівпровідникові апарати для фізіотерапії та реабілітації повинні відповідати таким медико-технічним вимогам:

1. Можливість регулювання вихідної потужності випромінювання в широких межах: від 0,1-0,2 мВт до 20-200 мВт (постійний режим) та від 0 до 10 Вт (імпульсний режим) в залежності від довжини хвилі і розмірів пучка;
2. Можливість регулювання частот модуляції випромінювання напівпровідникових лазерів – від 0,1 Гц до $5 \div 10$ кГц (постійний режим).
3. Використання виносних контактних випромінювачів та/або універсальних магістральних світловодних насадок із спеціалізованим волоконним інструментарієм (залежно від захворювання);
4. Можливість роботи в режимі з автоматичною експозицією, при якому забезпечується автоматичне припинення подачі лазерного променя до пацієнта після закінчення встановленого часу процедури із супровідним звуковим сигналом;
5. Електробезпека;
6. Простота в користуванні, ергономічність [4].

Використання лазерів у медицині, як і будь-якої іншої апаратури, регулюється спеціальними нормами. Згідно з ними, лазерне світло шкідливе для шкіри і очей.

За звичайних умов найбільш небезпечним лазерне випромінювання є для сітківки та рогівки ока, а також для шкірного покриву.

При роботі з лазерами необхідно забезпечити такі умови роботи, при яких не перевищуються гранично допустимі рівні опромінення очей та шкіри. Міри безпеки полягають у створенні захисних екранів, каналізації лазерного випромінювання по світловодах, використанні захисних окулярів тощо. Захисні окуляри повинні ретельно підбиратися, в залежності від робочої довжини хвилі лазерного світла, а їх спектр пропускання перевірятися. Окуляри повинні

ефективно придушувати випромінювання на лазерній довжині хвилі, однак бути, по можливості, не занадто темними.

В таблиці 1.3 подано гранично допустиму густину потужності випромінювання при часі експозиції в 1сек для напівпровідникових лазерів.

Таблиця 1.3 – ГДР для шкіри і очей

Тип лазера	Довжина хвилі, нм	Допустима густина потужності, мВт/см ²	
		для очей	для шкіри
Напівпровідниковий	670	1,8	1100
	904	4,6	1100

1.5 Висновки до розділу 1

Проведений аналіз лазерних і світлодіодних терапевтичних апаратів свідчить про широкий вибір можливостей та інструментів для фотонної терапії та реабілітації, наявних на вітчизняному ринку. Технічні характеристики таких пристроїв дозволяють використовувати їх для лікування широкого кола захворювань у дерматології, косметології, реабілітації та спортивній медицині. Разом з тим на ринку досить мало пристроїв із динамічним контролем параметрів опромінення за температурними або іншими біологічними ознаками пацієнта в процесі лікування. У засобів фототерапії із такими можливостями точність відповідного контролю є недостатньо високою (табл.1.1). Удосконалення таких засобів дозволить не тільки розширити функціональні можливості та ефективність фототерапії, але і ще збільшити кількість можливих областей застосувань .

2 МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ. РОЗРАХУНОК ЛАЗЕРА І ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ

2.1 Модель сукупної дії оптичного випромінювання на тканину

Одним з найбільш поширених методів для розрахунків розподілу випромінювання у тканинах є теорія переносу та дифузійне наближення теорії переносу, які дають досить точні розв'язки при відносно простій геометрії задач [3].

Стаціонарна теорія передачі випромінювання (ТПВ) описується наступним інтегрально-диференціальним рівнянням, яке описує розповсюдження світла в непрозорому середовищі:

$$\frac{\partial I(r,s)}{\partial s} = -\mu_t I(r,s) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(r,s) f(s,s') d\Omega', \quad (2.1)$$

де $I(r,s)$ - це відбиття від точки r у напрямку s , $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ - абсолютний коефіцієнт послаблення, μ_a - коефіцієнт поглинання, μ_s - коефіцієнт розсіювання, $f(s,s')$ - функція розсіювання фази, Ω - тілесний кут.

Для моделювання розподілу лазерного випромінювання різних довжин хвиль, а також при сукупній їх взаємодії найбільш узгоджені з експериментальними результати отримують при використанні методу Монте-Карло [3-5], який дозволяє з великою точністю розрахувати багатовимірні світлові поля у біотканинах з урахуванням складних граничних умов та геометрії задач. Основою застосування такого методу є моделювання розповсюдження фотонів у середовищі з певними значеннями показників заломлення, коефіцієнтів поглинання α та розсіювання β , а також певною функцією розсіювання фотонів $p(g)$.

Основні етапи моделювання процесу взаємодії оптичного випромінювання, що має у своєму складі декілька довжин хвиль з біотканиною:

1. Аналіз умов падіння на поверхню зразка пучка фотонів з просторовими та кутовими характеристиками, що відповідають параметрам лазерного та світлодіодного джерела. Просторові характеристики у загальному випадку визначаються розподіленням випромінювання у поперечному перерізі пучка і у випадку лазера мають або гаусове, або рівномірне розподілення. Кутове розподілення фотонів визначається формулами:

$$\phi = \left\{ \begin{array}{l} \phi_{col} = \phi_{drop}, \\ \phi_{foc} = \arctg \left(\frac{0 \leq \varsigma \leq r}{f} \right) \\ \phi_{mis} = 0 \leq \varsigma \leq (NA + \phi_{nad}) \end{array} \right\} \quad (2.2)$$

де φ - кут падіння окремого фотона на зразок (ϕ_{col} - у випадку колімованого випромінювання ϕ_{foc} - у випадку розбіжного випромінювання), r - радіус лазерного пучка на фокусуючому елементі, f - фокусна відстань фокусуючого елементу, NA - чисельна апертура волокна, ϕ_{mis} - кут падіння пучка на зразок.

2. Вибір довжини хвилі випромінювання здійснюється з урахуванням енергетичного вкладу кожної з складових, для випромінювання з двома довжинами хвиль:

$$\lambda = \left\{ \begin{array}{l} \lambda_1, \text{ якщо } \varsigma \geq \frac{E_1}{E_1 + E_2}; \\ \lambda_2, \text{ якщо } \varsigma \leq \frac{E_1}{E_1 + E_2} \end{array} \right\} \quad (2.3)$$

3. Процес відбиття від границі розподілу повітря-біотканина проводять виходячи з умови: якщо $\xi > R$, фотон проникає у біотканину.

Вибір довжини вільного пробігу та напрямку руху фотона між зіткненнями з частинками середовища:

$$l = -\frac{\ln \varsigma}{\lambda + \beta}, \varphi = 2\pi\varsigma, \mu = p(g) \quad , \quad (2.4)$$

де l - довжина вільного перебігу фотона у середовищі, α та β - коефіцієнти відбиття та розсіювання середовища, ψ та μ - кути у циліндричній системі координат, що визначають напрямок руху фотона у середовищі, $p(g)$ - функція розсіювання фотонів, g - середній косинус кута розсіювання.

Таким чином, маючи розподіл питомої енергії (або потужності), які розглядаються з точки зору джерел тепла з урахуванням конвекції, можливо отримати розв'язки рівняння теплопровідності [6]. Результати розрахунку температурного поля за отриманим розподілом випромінювання у біотканині добре узгоджуються з експериментальними даними [5].

Розглянемо модель, за допомогою якої можна знайти взаємозв'язок між оптичною та тепловою глибинами проникнення випромінювання у шарі БТ, для якого поглинання переважає над розсіюванням ($\mu_a > 10\mu_s$, для більшості БТ виконується при $\lambda > 1$ мкм) [7, 8]. Розглянемо плоский однорідний зразок БТ, на який нормально падає гостронаправлений пучок низькоінтенсивного лазерного випромінювання (оптичні параметри та теплопровідність в межах зразка БТ вважаємо сталими).

Закон Бугера–Ламберта–Бера у цьому випадку має такий вигляд [10]

$$I(\lambda) = (1 - R_f)I_0 \exp[-\mu_e X_{opt}(\lambda)], \quad (2.5)$$

де $X_{opt}(\lambda) = \frac{1}{\mu_a} = \frac{\lambda}{4\pi n k}$ – глибина шляху оптичного проникнення при лінійній взаємодії монохроматичного випромінювання із БТ; μ_a – коефіцієнт поглинання зразка біотканини; n і k – відповідно, показники заломлення та поглинання на довжині хвилі світла λ .

Загальну просторову і часову характеристики температурного розподілу в опромінену об'ємі тканини можна визначити за рівнянням теплопровідності [12]

$$\frac{dT}{dt} = \frac{q}{\rho \cdot c} + \frac{\lambda_s \cdot \nabla^2 T}{\rho \cdot c}, \quad (2.6)$$

де ∇^2 – оператор Лапласа; ρ – густина тканини; λ_s – теплопровідність матеріалу; c – питома теплоємність; T – температура; q – щільність просторово-часового температурного розподілу у БТ.

Аналітичне розв'язання рівняння (2.6) у тривимірному об'ємі БТ в конкретному випадку є дуже складним. Розглянемо випадок розповсюдження тепла тільки вздовж напрямку поширення лазерного пучка. Відповідна температурна просторово-часова залежність випромінювання із щільністю температурного розподілу $q(x', t')$ має вигляд [13]

$$T(x, t) = \frac{1}{\rho c \sqrt{\pi \lambda}} \int_0^1 \int_{-\infty}^{\infty} \frac{q(x', t')}{\sqrt{t-t'}} \exp\left(-\frac{(x-x')^2}{4\lambda(t-t')}\right) dx' dt'. \quad (2.7)$$

При незначному нагріванні БТ, зокрема під дією низькоінтенсивного лазерного випромінювання, можна використати одновимірну модель теплопровідності [16], для якої ізотермічна залежність глибини проникнення випромінювання у БТ від часу має вигляд

$$X_{term} = \frac{2k_{tm}W}{A} \sqrt{\chi \cdot t}, \quad (2.8)$$

де t – час дії випромінювання на тканину; k_{tm} – температурний коефіцієнт; A – площа поперечного перерізу пучка; W – потужність випромінювання; $\chi = \frac{\lambda_s}{\rho c}$ – термодинамічна характеристика зразка.

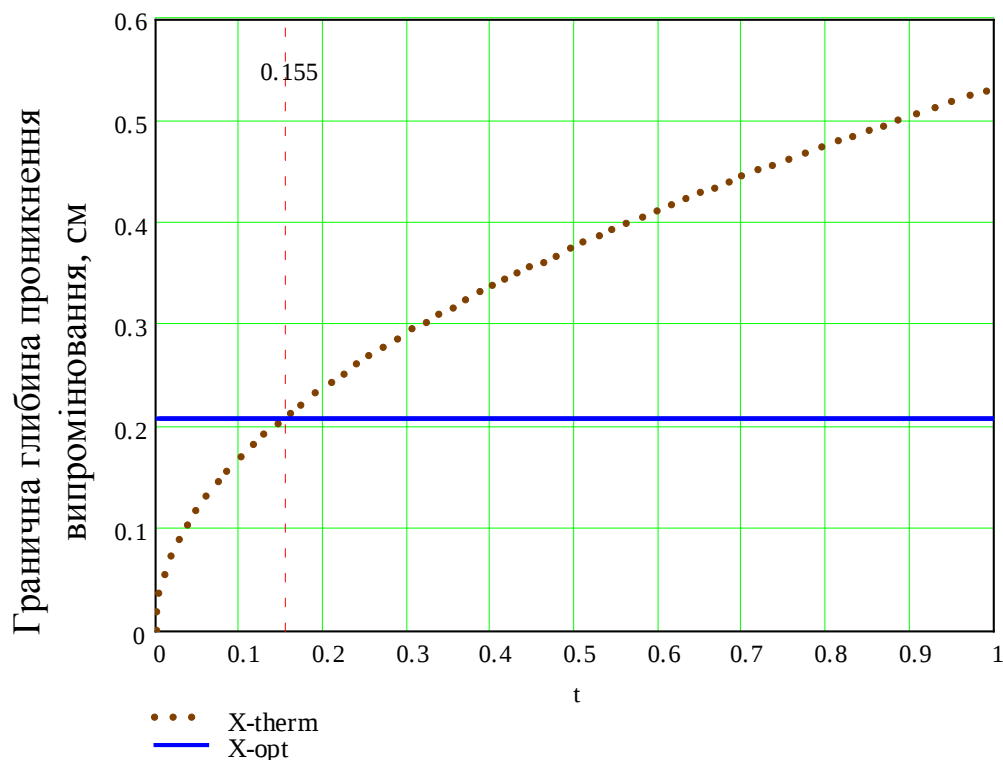
Таким чином, можна визначити граничний час, при якому глибини проникнення оптичного випромінювання і тепла стають однаковими

$$t_{th} = 4 \cdot \chi \cdot X_{opt}^2. \quad (2.9)$$

Після підстановки (2.9) у (2.8) отримаємо залежність, яка враховує ефекти оптичного і порогового теплового проникнення лазерного випромінювання в біотканину [18]

$$X_{th} = k \sqrt{\frac{\lambda^2 \lambda_s^2}{\rho^2 c^2 \pi^2 n^2 k^2}} \cdot \frac{W}{A} \quad (2.10)$$

В межах описаного підходу при $t_o < t_{th}$ глибина проникнення є сталою та визначається тільки оптичними властивостями БТ (не залежить від тривалості лазерного імпульсу). При тривалості дії лазера $t_o \geq t_{th}$ гранична глибина проникнення збільшується внаслідок процесу теплопровідності. Модельні залежності глибини термічного і оптичного проникнення випромінювання ($\lambda=0,87\text{мкм}$; $W=5\text{мВт}$; $A=0,1\text{см}^2$) від тривалості дії лазера у жировій тканині людини ($n = 1,86$; $R = 0,5$; $k = 0,18$; $c = 1930 \text{ Дж/кгK}$; $\rho = 1600 \text{ кг/м}^3$) наведені на рис. 2.1.



Тривалість дії лазера t, с

Рисунок 2.1 - Модельні залежності глибини термічного (X-therm) і оптичного (X-opt) проникнення від тривалості дії лазерного випромінювання у жировій тканині людини

Отриманий підхід корисний для аналізу доцільної тривалості випромінювання при роботі лазера у імпульсному режимі, наприклад, у лазерній терапії дерматологічних, гінекологічних та інших захворювань.

2.2. Модельний розрахунок характеристик лазера

Для наступних розрахунків знаходимо з [5] характеристики типової сполуки InGaAsP: кристалічна структура – кубічна T_d^2 , боровський радіус $a_b=6,06-6,09 \text{ \AA}$, діелектрична проникність $\varepsilon_o=14,5-15$, питома провідність $\sigma = 10^3 - 10^4 \text{ См/м}$, показник заломлення $n = 3,81 \div 3,87$.

Ширина забороненої зони для інжекційного лазера на основі

$\text{Ga}_x\text{In}_{1-x}\text{As}_y\text{P}_{1-y}/\text{GaP}$ [2]:

$$E_g(x, y) = 1,35 - 0,72y + 0,12y^2,$$

$$y = \frac{2,2x}{1 + 0,063x}$$

Як відомо, центральна довжина хвилі випромінювання лазерного діода пов'язана із шириною забороненої зони як

$$\lambda_0 [\text{мкм}] = \frac{hc}{E_g} \approx \frac{1,24}{E_g} [\text{eV}].$$

Для отримання заданої довжини хвилі 0,84 мкм відповідне значення енергії $E_g = 1,476 \text{ eV}$. Відповідне значення відносної концентрації $y=0,335$, $x=0,151$.

Таким чином, можлива рекомендована формула сполуки $\text{Ga}_{0,15}\text{In}_{0,85}\text{As}_{0,34}\text{P}_{0,66}$.

Розміри активного тіла лазера, які необхідні для наступних обчислень обираємо типовими в залежності від довжини кристала $l=500 \text{ мкм}$ (для стандартної конфігурації лазерного діода $a < b$, $a < l$): ширина - $a=200 \text{ мкм}$, висота - $b=300 \text{ мкм}$.

Тип оптичного резонатора та його властивості визначаються параметрами конфокальності та дифракційними втратами (числами Френеля) : $g_1 = 1 - \frac{L}{\rho_1}$;

$$g_2 = 1 - \frac{L}{\rho_2}.$$

$$N_1 = \frac{a_1^2}{\lambda \cdot L}; \quad N_2 = \frac{a_2^2}{\lambda \cdot L},$$

де a_1, a_2 – радіуси дзеркал; ρ_1, ρ_2 – радіуси кривизни дзеркал;

Згідно теорії оптичних резонаторів [3,4] резонатор стійкий, коли виконується нерівність:

$$0 \leq g_1 g_2 \leq 1,$$

1- $g_1 g_2 < 0$ (нестійкий резонатор, електромагнітна хвиля вже після декількох відбиттів розбігається та більше не попадає на дзеркало).

Для напівпровідникового лазера оптичний резонатор є плоским (Фабрі-Перо резонатор), $g_1 = g_2 = 1$ ($\rho_1 = \rho_2 = \infty$), і умова стійкості гранична. Такий резонатор працює на границі стійкості, але внаслідок різниці показників заломлення активної області та прилеглих до неї зон світлова хвиля не може вийти за межі цієї області.

Визначимо дифракційні втрати резонатора та оптимальні умови роботи оптичної системи. Плоскі дзеркала резонатора повинні мати радіус максимальної грані перерізу активного шару лазера $a = d = 10 \text{ мкм}$, тобто числа Френеля резонатора для випромінювання $0,84 \text{ мкм}$:

$$N_F = \frac{10^2 \cdot 10^{-12}}{500 \cdot 10^{-6} \cdot 0,84 \cdot 10^{-6}} = 0,307.$$

Відповідні дифракційні втрати для плоских резонаторів апроксимують за формулою [4]:

$$\beta \approx \frac{1}{N_F} = 3,25 \text{ (см}^{-1}\text{)}$$

Для визначення втрат на дзеркалах знаходимо коефіцієнт френелівського відбиття на торцях дзеркал лазерного кристала (показник заломлення $n=3,85$)[6]:

$$R = \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2} = \frac{2,85^2}{4,85^2} = 0,345.$$

Використання просвітлювальних антивідбивальних шарів на торцях лазера дозволяє зменшити вказану величину до 0,1%, а також загасити механізми збудження додаткових мод. Також це можливо зробити за допомогою встановлення дзеркал із розподіленим зворотнім зв'язком. Кут Брюстера знаходимо з умови повного внутрішнього відбиття на межі поділу лазер-повітря:

$$\theta_b = \arcsin \frac{n_2}{n_1} = \arcsin \frac{1}{3,85} = 0,2627 \text{ рад} = 15,05^\circ.$$

Для забезпечення роботи інжекційного напівпровідникового лазера необхідно виконання умови оптичного обмеження. Для цього коефіцієнт відбиття дзеркал повинен бути високим, що є можливим при використанні високоефективних відбиваючих діелектричних покриттів.

Максимальний коефіцієнт відбиття для непарної кількості шарів діелектрика m [8]:

$$R_{\max} = \left(\frac{n_1 n_p n_n^{m-3} - n_e^{m-1}}{n_1 n_p n_n^{m-3} + n_e^{m-1}} \right)^2,$$

де n_1 , n_p – показники заломлення середовища і підкладинки, n_v і n_n – показники заломлення шарів діелектрика відповідно із низьким та високим показниками заломлення.

Засобами програмного пакету Matchcad 2001 визначимо необхідну кількість шарів покриття для забезпечення необхідного відбиття ($> 90\%$).

$$m := 1, 3..25$$

$$n_1 := 3.85$$

$$n_p := 3.85$$

$$n_b := 4.35$$

$$n_n := 3.65$$

$$R(m) := \left(\frac{n_1 \cdot n_p \cdot n_n^{m-3} - n_b^{m-1}}{n_1 \cdot n_p \cdot n_n^{m-3} + n_b^{m-1}} \right)^2$$

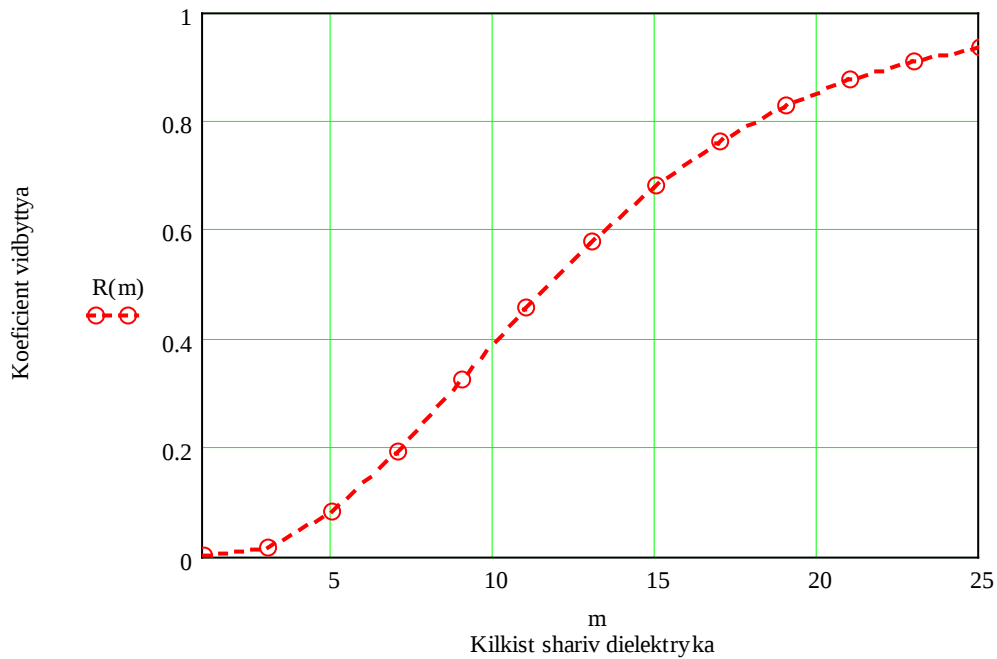


Рисунок 2.2 - Функція залежності відбиття дзеркал від кількості шарів діелектрика

Згідно проведеним обчисленням для кількості шарів 27 отримаємо значення коефіцієнта відбиття 0,936. При цьому оптична товщина шарів діелектрика повинна бути однаковою:

$$n_s d_s = n_n d_n = \frac{\lambda}{4},$$

що відповідає товщині шарів із високим та низьким коефіцієнтами відбиття $d_s = 0,76 \mu\text{м}$ та $d_n = 0,91 \mu\text{м}$.

Відповідні загальні втрати на дзеркалах (пропускання вихідного дзеркала 5%):

$$\alpha_{mir} = (1 - R_1) + (1 - 0,95R_2) = 0.06 + 0.11 \approx 0.17.$$

Таким чином, загальні втрати у резонаторі:

$$\alpha_{tot} = \alpha_{dif} + \alpha_w + \alpha_{mir} + \alpha_{fr} \approx \alpha_{dif} + \alpha_{mir} = 3,25 + 0,17 = 3,42 \text{ (см}^{-1}\text{)}$$

Обчислимо добротність такого оптичного резонатора:

$$Q = \frac{2\pi l}{\lambda_p} \frac{1}{\alpha_{tot}} = \frac{6,283 \cdot 500 \cdot 10^{-4}}{0,84 \cdot 10^{-4} \cdot 3,42} = 1413$$

Невеликі значення обчисленої добротності (у порівнянні із іншими лазерами) пов'язані із досить великими втратами та малими розмірами резонатора.

Добротність оптичного резонатора пов'язана із спектральною шириною лінії генерації лазерного випромінювання:

$$\Delta\nu_p = \frac{\nu_0}{Q} = \frac{c}{\lambda Q} = 3,266 \cdot 10^{11} [\text{Гц}].$$

Власні коливання резонатора знаходяться у суперпозиції двох плоских хвильових пучків.

Резонансні частоти власних коливань (мод) у резонаторах визначаються співвідношенням:

$$f_{mnp} = \frac{c}{4L} (1 + 2p + 2m + 2n) = \frac{3 \cdot 5 \cdot 10^8}{4 \cdot 500 \cdot 10^{-6}} = 7,5 \cdot 10^{11} \text{Гц для } H_{101}.$$

Сусідні моди резонатора відрізняються за частотою на величину:

$$\Delta f = \frac{c}{4l} = 1,5 \cdot 10^{11} \text{Гц}$$

У лазерах із розподіленим зворотнім зв'язком також використовують наближену формулу відстані між частотами мод:

$$\Delta\omega = \omega_{m-1} - \omega_m \approx \frac{\pi c}{n_g L},$$

для значення ефективного показника заломлення $n_g=3,9$ та довжини активної області лазера 500мкм:

$$\Delta f = \frac{c}{2n_g L} = \frac{3 \cdot 10^8}{2 \cdot 3,9 \cdot 500 \cdot 10^{-6}} \approx 76,92 \text{ГГц}.$$

Порогове значення коефіцієнта підсилення інжекційного напівпровідникового лазера (беремо експериментальне значення внутрішніх втрат для лазера із ПГС 50см^{-1}):

$$g_{\text{пор}} = \alpha_i + \frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}} = 68,35 [\text{см}^{-1}].$$

Густина порогового струму інжекційного лазера:

$$J_{\text{пор}} = g_{\text{пор}} \frac{8\pi e n^2 \Delta\nu D}{\eta_q \lambda_0^2},$$

де η_q - внутрішня квантова ефективність лазерного діода (беремо типове значення при $T=300\text{K}$ $\eta_q = 0,75$;

D – ширина світловипромінювального шару (2мкм);

$\Delta\nu = 1,5 \cdot 10^{13}\text{Гц}$ - ширина спектру спонтанного випромінювання (експ.)

$J_{\text{пор}} = g_{\text{пор}} \frac{8\pi e n^2 \Delta\nu D}{\eta_q \lambda_o^2}$ Диференціальний квантовий ККД, виражений через

параметри лазерного резонатора: $\eta_d = \frac{1-R_1}{\left(1+\sqrt{\frac{R_1}{R_2}}\right)(1-\sqrt{R_1 R_2})} \frac{\frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}}{\alpha + \frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}} = 0,154$

Ефективна площа р-п –переходу: $S = h \cdot d = 2 \cdot 10^{-4} \cdot 500 \cdot 10^{-4} = 10^{-5}[\text{см}^2]$.

Відповідно струм накачки лазерного діода:

$$I_{\text{н}} = J_{\text{пор}} S = 0,0354[\text{А}].$$

Вихідна потужність напівпровідникового лазера у лінійному режимі для довжини хвилі 0,84 мкм (робочий струм 0,1А):

$$P_{\text{out}} = h\nu [I_{\text{роб}} - I_{\text{н}}] \frac{1}{e \left(1 + \alpha_l \frac{l}{\ln^2 \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}} \right)} \approx 0,095[\text{Вт}] = 95\text{мВт}$$

2.3 Розрахунок оптичної системи лазера

Для розрахунків оптичної системи для фокусування визначимо розбіжність досліджуваного лазера для основної (TEM₀₀) моди:

$$\begin{aligned} \varphi &= \varphi_{\text{дифр}} + \varphi_{\text{геом}} = \frac{2,44\lambda}{D} + 0,939 \sqrt{\frac{2\lambda}{R_{\text{екв}}}} = \frac{2,44 \cdot 0,84 \cdot 10^{-6}}{0,01} + 0,939 \sqrt{\frac{2 \cdot 0,84 \cdot 10^{-6}}{1,333}} = \\ &= 2,8 \cdot 10^{-3}(\text{рад.}) \end{aligned}$$

Конфокальний параметр пучка, перетвореного лінзою із фокусною відстанню 10мм, встановленою встик із лазером (відстань від лінзи до перетяжки (що знаходиться на вихідному дзеркалі $a \sim 1$ см з конструктивних міркувань):

$$R'_e \approx \frac{R_e}{(1 + \frac{a}{f'})^2 + (\frac{R_e}{2f'})^2} \approx 3 \cdot 10^{-4}.$$

Дифракційне та абераційне збільшення діаметра пучка при фокусуванні лазера у пучок із малим поперечним перерізом визначається за формулою [9]:

$$2y' = \sqrt{\frac{2\lambda R'_e}{\pi}} + 1,22 \frac{\lambda a}{D} + 2\Delta y',$$

де D - діаметр вхідної зіниці системи (враховуємо 1см), $\Delta y'$ - повздовжня сферична аберація системи у площині перетяжки перетвореного пучка.

За вищенаведеною формулою при мінімальних поперечних сферичних абераціях (внаслідок малих розмірів об'єкта та малого кута падіння променя $\Delta y' = \Delta S' \operatorname{tg} \sigma'_A = \Delta S' \cdot 0,0013$, $\Delta S' \rightarrow 0$ - повздовжня сферична аберація практично відсутня внаслідок малих кутів падіння) значення мінімального розміру діаметра перетяжки системи:

$$2y' = \sqrt{\frac{2 \cdot 0,65 \cdot 3}{3,141}} \cdot 10^{-5} \text{ м} + 1,22 \frac{0,65 \cdot 10^{-6} \cdot 0,005}{0,01} \approx 10,7 \text{ мкм}.$$

Відомо, що об'єктив із фокусною відстанню f' , встановлений за вихідним торцем лазера з кутом розбіжності променів 2θ , фокусує випромінювання у задній фокальній площині на площадку розміром [9]:

$$\delta = 2 f' \operatorname{tg} \theta.$$

Таким чином:

$$\delta = 2 \cdot 10,7 \cdot 10^{-3} \cdot 2,828 \cdot 10^{-3} = 60,52 \text{ мкм}.$$

Бачимо, що така однокомпонентна система з тонкої позитивної короткофокусної лінзи реально забезпечить фокусування плями потрібних розмірів у світловод.

Оскільки обраний діаметр світлопровідної жили більший за розраховану величину, тонка лінза, встановлена на вихідному торці лазерного резонатора задовільняє вимогам щодо узгодження лазерного резонатора із волокном.

На рис. 2.3 показана схема вводу лазерного випромінювання у світловод

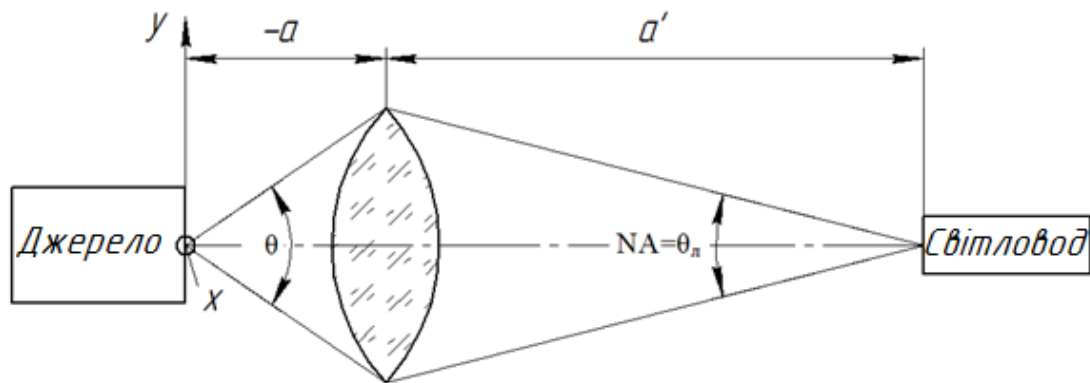


Рисунок 2.3 – Схема вводу лазерного випромінювання у світловод

Для фокусування пучка лазера у волоконний світловод (пропонується застосовувати полімерний світловод МС2 із перерізом 600 мкм) достатньо застосовувати короткофокусну збиральну лінзу. Пропонується для роботи магістральний світловод МС2 із роз'ємним з'єднувачем SMA-905 виробництва ПП Фотоніка Плюс (м. Черкаси) (рис. 2.4). У якості світловодних насадок пропонуються металеві наконечники із різними кутами направленості дифузно розсіяного випромінювання.



Рисунок 2.4 – Магістральний світловод МС2

2.4 Висновки до розділу 2

Наведено модель взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною при сукупній дії лазерних і світлодіодних випромінювачів з різними спектральними і просторовими характеристиками пучків. Розглянуто модель оптичного і теплового проникнення низькоенергетичного лазерного випромінювання у тканину на основі рівняння теплопровідності, наведено графіки модельної залежності глибини термічного (X-therm) і оптичного (X-opt) проникнення від тривалості дії лазерного випромінювання у жировій тканині людини. Модель може бути корисною для аналізу ефективної тривалості випромінювання при роботі лазера у імпульсному режимі, наприклад, у лазерній терапії дерматологічних та інших захворювань.

Виконано модельний інженерний розрахунок оптичних та енергетичних характеристик лазерного діода, для реалізації заданих характеристик випромінювача рекомендовано формулу сполуки лазерного напівпровідникового випромінювача $\text{Ga}_{0,15}\text{In}_{0,85}\text{As}_{0,34}\text{P}_{0,66}$.

Розраховано параметри оптичної системи випромінювача та її узгодження із лазерним модулем.

3. АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА ЛАЗЕРНОЇ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ

3.1 Структурна схема фототерапевтичного апарату

Структурну схему пристрою для комбінованої лазерної та світлодіодної терапії, що розробляється, наведено на рис. 3.1.

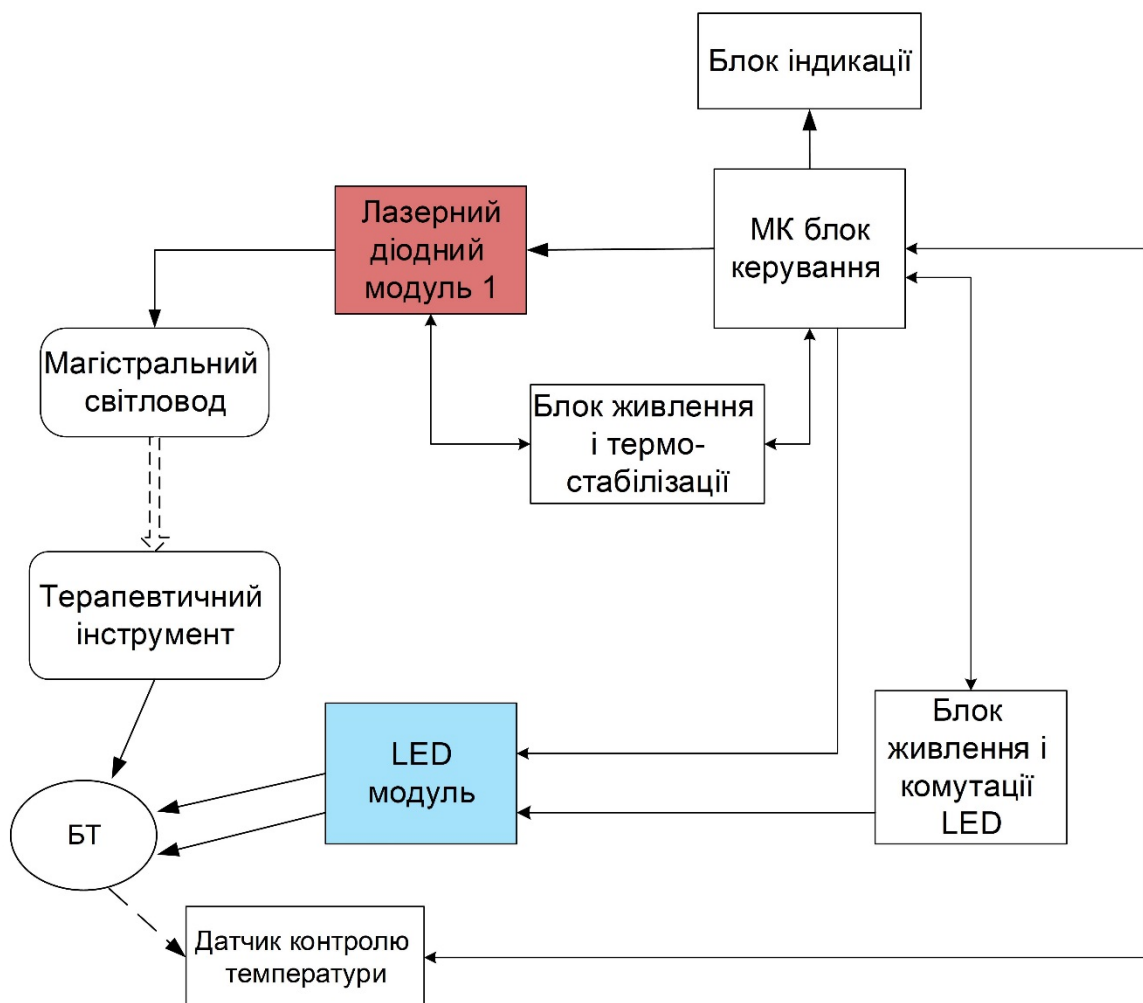


Рисунок 3.1 – Узагальнена структурна схема апарату лазерно-світлодіодної терапії

Основними функціональними блоками пристрою є такі:

- лазерний діодний модуль з фотодіодом зворотного зв'язку;

- блок живлення і термостабілізації лазера (елемент термостабілізації Пелтьє);
- світлодіодний матричний модуль LED (4 спектральних групи по 16 світлодіодів кожна);
- блок живлення і комутації світлодіодного модуля;
- узгоджувальна волоконно-оптична система (забезпечує підключення через магістральний світловод терапевтичного інструменту);
- мікроконтролерний блок формування сигналів і керування потужністю лазера (струмовий стабілізатор);
- блок індикації роботи лазера;
- датчик контролю температури.

Лазерний фотонний терапевтичний пристрій містить складається з двох керованих каналів - лазерного та світлодіодного модуля із блоком живлення і комутації, оптичної схеми випромінювача і сполучного з ним блоку управління, що містить багатоканальний генератор сигналів запуску з запам'ятовуючим пристроєм для зберігання кодів частот запуску і автоматичними регуляторами напруги живлення лазера і світлодіодів в частотному діапазоні по кожному з каналів, входи яких з'єднані з виходами схеми управління, а виходи - з входами запуску каналів випромінювання. У пристрої суміщені декілька незалежних каналів випромінювання в одному випромінювачі, введено схему дистанційного включення генератора сигналів запуску у випромінювачі, включення автоматичних регуляторів напруги живлення лазерів для вирівнювання імпульсної потужності в частотному діапазоні в кожен канал генератора сигналів запуску.

3.2 Синтез схем лазерного випромінювача

Для підвищення ефективності впливу лазерного випромінювання на організм пропонується лазерний терапевтичний діодний пристрій, що включає

схему управління, генератор-формувавч імпульсів запуску, стабілізоване джерело напруги і лазерний випромінювач. Це забезпечується рядом додаткових схем, а саме: використанням додаткових генераторів-формувавч імпульсів запуску, регуляторів напруги живлення випромінювача; схемою дистанційного керування, вихід якої підключений до пускового входу джерела напруги, запам'ятовуючим блоком для записаних кодів частот проходження імпульсів запуску, адресний вхід якого з'єднаний з виходом адреси коду частоти схеми управління, а інформаційний вихід - із входом записи частоти кожного генератора-формувавча.

При цьому входи кожного регулятора напруги з'єднуються відповідно з виходами вибору каналу, установки та адреси коду частоти схеми управління і з виходом стабілізованого джерела напруги, другий входи кожного генератора-формувавча з'єднуються з виходом вибору каналу схеми управління, треті - з генератором тактових імпульсів, а виходи кожного генератора-формувавча і регулятора напруги підключаються до входу відповідного випромінювача.

На рис. 3.2 представлена схема генератора-формувавча імпульсів запуску, регулятора напруги живлення випромінювача, схема напівпровідникового лазерного випромінювача, схеми керування запам'ятовувального блоку та їх взаємозв'язку.

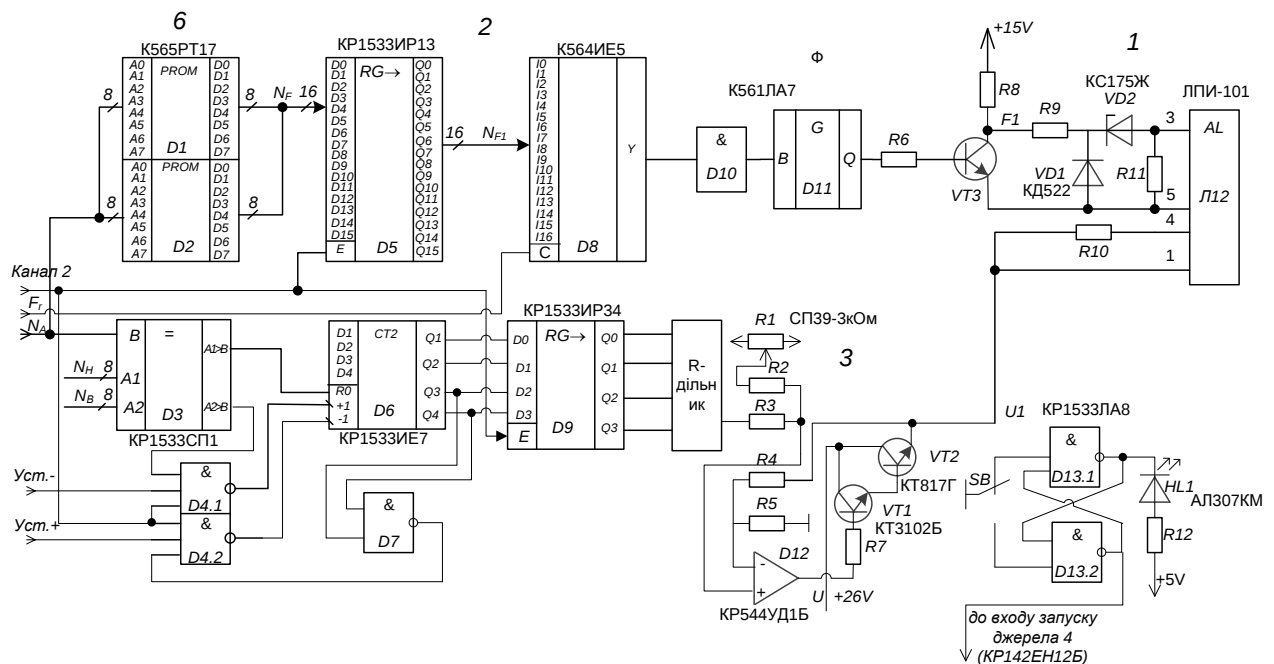


Рисунок 3.2 - Функціональна схема драйвера лазерного модуля

Робота схеми здійснюється послідовно, в режимах УСТАНОВКА і ПУСК і пояснюється за допомогою рис. 3.2. У режимі УСТАНОВКА проводиться послідовна запис частот F_1 , F_2 проходження імпульсів запуску і напруг U_{p1} , U_{p2} регулювання живлення лазера в генератори-формуваці 2 і регулятори 3 при закритих виходах U_1 , U_2 таким чином. Число дискретних сигналів УСТАНОВКА від схеми 7 за допомогою кнопкового перемикача підраховується у двійковому 8-розрядному паралельному коді NA . У відповідності з кодом NA адреси комірки пам'яті запам'ятовує блок 6, який встановлює на своїх виходах 16-розрядний код NF записуваної частоти, раніше записаний і зберігається у комірках ПЗП (див. рис. 2, D1, D2 КР556РТ17) з відповідною адресою. Під впливом сигналу КАНАЛ 1 вибору каналу, встановлюваного схемою 7, код NF записується в регістр D5 (див. рис. 3.3, КР1533ІР13) першого генератора 2 і передається паралельним кодом NF_1 на керуючі входи лічильника-дільника частоти D8 (рис. 3.3, К564ІЕ15), що ділить частоту $F_{г} = 1$ МГц на коефіцієнт, що визначається кодом NF_1 , до частоти F_1 . Одночасно із записом частоти в канал проводиться установка напруги регулювання живлення лазера в регулятор 3 таким чином. Код NA надходить на вхід дворівневої схеми порівняння кодів D3 (див. рис. 3.3, КР1533СП1), на входах установок якої встановлені коди N_n і N_v , що відповідають номерам комірок блоку 6 з кодами частот нижньої F_n і верхньої F_v границь діапазону регулювання. Виходи схеми D3 $A_1 > B$ (при $F < F_n$) і $A_2 > B$ (при $F < F_v$) керують включенням двійкового реверсивного лічильника D6 (рис. 2, КР1533ІЕ7) за допомогою вентилів D4.1, D4.2 (КР1533ЛА4) таким чином, що сигнали УСТАНОВКА надходять на рахункові входи лічильника D6 тільки в частотному діапазоні регулювання F_n - F_v . Вентиль D7 (КР1533ЛА3) обмежує рахунок коду лічильником D6 до 12, що відповідає 12 значенням напруги регулювання U_{p1} . За сигналом КАНАЛ 1 цей код записується в регістр D9 (КР1533ІР34) і передається на перетворювач код-напруга, який підсумовує розряди коду на дільнику і виробляє на виході операційного підсилювача D12 (КР544УД1Б) одне з 12 значень напруги регулювання U_{p1} . Початкова напруга регулювання

встановлюється резистором R1 (СПЗ-39А-3, 3 кОм). Аналогічним чином проводиться установка частоти F2 і напруги регулювання U_{p2} в другі генератор 2 і регулятор 3. Записувані частоти F1, F2 контролюються частотомером і відображаються на цифровому індикаторі (дисплеї) пристрою.

З виходів формувачів Φ імпульси запуску з частотами проходження F1 і F2 надходять на входи запуску лазерних випромінювачів 1, кожен з яких містить напівпровідниковий лазер AL із внутрішньою схемою накачування (режим випромінювання - імпульсний, довжина хвилі випромінювання - 840 нм). У режимі ПУСК проводиться одночасне включення виходів U1, U2 регуляторів 3 таким чином (див. рис. 3.3). При натисканні кнопки SB (МП9) зводиться RS-тригер ПУСК (D13, КР1533ЛА8), включається світлодіод HL (АЛ307КМ) схеми 8, сигнал ПУСК включає стабілізоване джерело 4 напруги $U = 26$ В (див. рис. 3.2), виконаний, наприклад, на мікросхемі КР142ЕН2Б в стандартному включенні з регулюючим елементом, наприклад, транзистором КТ817Г, і напруга U з джерела 4 надходить на входи регулюючих елементів VT1 (КТ3102БМ), VT2 (КТ817Г) регуляторів 3, які встановлюють на виходах напругу живлення лазерів U1, U2 залежно від встановлених в режимі УСТАНОВКА напруг регулювання U_{p1} , U_{p2} . При включенні живлення випромінювачі 1 входять в режим імпульсної інжекції випромінювання. На рис. 3.3 VD1 - діод КД522; VD2 - стабілітрон КС175Ж.

Модуль працює під керуванням мікроконтролера за вбудованими програмами. Установка всіх параметрів випромінювання відбувається за допомогою псевдосенсорних клавіш клавіатури на передній панелі, відповідні значення потужності на виході світловода відображаються на LED-індикаторі.

Лазерний діодний модуль конструктивно пропонується виготовити у вигляді малогабаритного апарату, в якому всі основні функціональні вузли (випромінювач, джерело живлення, блоки керування та ін.) пропонується виготовити у єдиному корпусі.

Оскільки найбільш важливою складовою частиною лазера являється випромінювач, розглянемо його будову і конструкцію більш детально.

Випромінювач конструктивно виготовлений у металевому корпусі та встановлюється на радіатор із пластиною Пелтьє, що забезпечує регуляцію тепло виведення у кристалі. До виводу 2 під'єднується фотодіод зворотного зв'язку, який виконує функції контролю струму у кристалі, й отже потужності лазерного випромінювання на виході модуля.

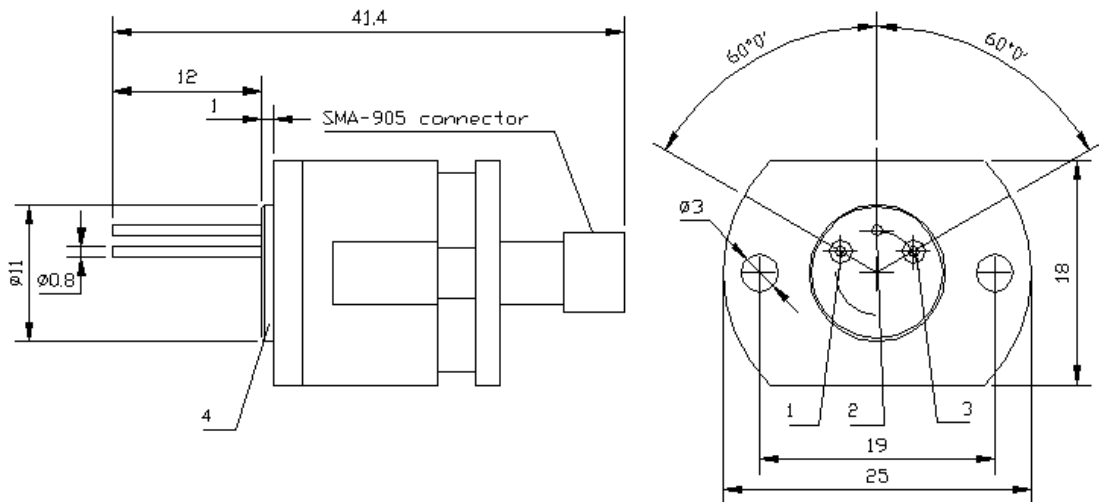


Рисунок 3.3 - Випромінювач лазерного діода

3.3 Синтез схем світлодіодного випромінювача

Блок живлення LED випромінювача пропонується виконати в мініатюрному пластмасовому корпусі 1 (рис. 3.4), суміщеному з вилкою 2 для підключення до розетки електричної мережі. На верхньому боці корпусу розташований світлодіодний індикатор 3, призначений для сигналізації про наявність напруги на виході блока живлення. На правому боці корпусу знаходиться гніздо 4 для підключення до блока живлення перехідного кабелю 5 з двома роз'ємами. Роз'єм 6 призначений для підключення перехідного кабелю до гнізда 4 блока живлення. Роз'єм 7 призначений для підключення фототерапевтичних апаратів до перехідного кабелю.

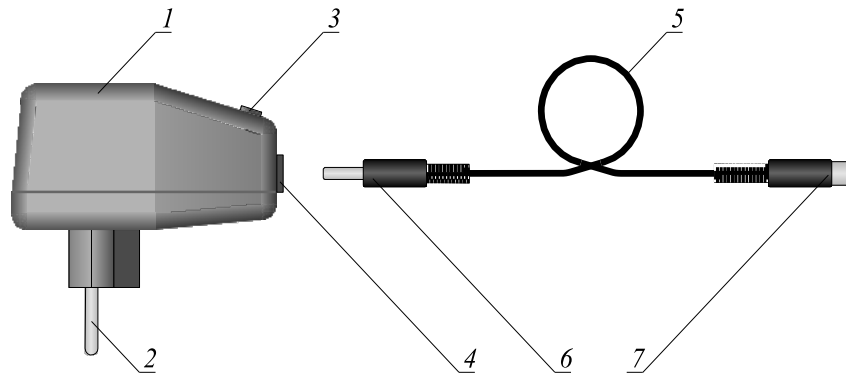


Рисунок 3.4 – Ескіз конструкції блока живлення LED випромінювача

Спеціалізований блок живлення світлодіодної матриці реалізуємо за традиційною для малопотужних джерел схемою з стандартних компонентів (трансформатор, випрямний діодний міст, фільтр, стабілізатор).

Принципова електрична схема блока живлення для LED модуля наведена на рис. 3.5.

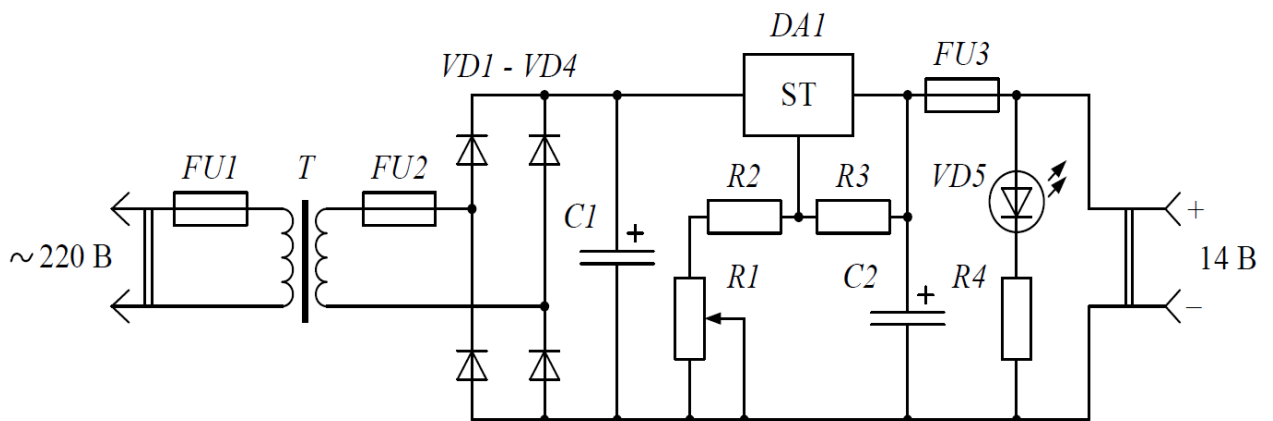


Рисунок 3.5 – Принципова електрична схема блока живлення LED випромінювача

Мережевий трансформатор T виконує функцію перетворення напруги електричної мережі та гальванічної розв'язки вихідних електричних ланцюгів блоку від зовнішньої мережі. Такий підхід дозволяє забезпечити потрібний рівень електробезпеки і захист від ураження електричним струмом користувача

пристрою. Діодний міст VD1-VD4 (DB207S або аналог) виконаний за інтегральною технологією і виконує функцію випрямлення вихідної напруги трансформатора Т. Конденсатор С1 виконує функцію фільтра, згладжуючи пульсації випрямленої напруги. Інтегральний стабілізатор компенсаційного типу DA1 (L7812CV або аналог) служить для стабілізації вихідної напруги блока живлення до 12 В (або до 14В) при змінах напруги мережі та опору навантаження. Світловипромінювальний діод VD5 виконує функцію індикатора напруги на виході блока живлення. Для захисту елементів блока живлення від струмових перевантажень у вхідних та у вихідних ланцюгах застосовують вставки плавкі (запобіжники) FU1-FU3.

Для забезпечення роботи світлодіодного модуля фотонної терапії від блока живлення він має підключається через перехідний кабель. Блок живлення виготовляється у корпусі з вбудованою вилкою для живлення від зовнішньої електромережі. Індикатор на корпусі блоку живлення модуля показує чи є вихідна напруга, а наявність випромінювання світлодіодного модуля – відповідно про працездатність пристрою.

У світлодіодному модулі розроблюваного пристрою використовується 4 групи по 4 шт. світлодіодів (кожна відповідного спектрального складу), схема живлення таких груп є ідентичною (у випадку зміни потужності відповідної групи керування струмом здійснюється мікроконтролером).

3.4 Блок керування і температурного контролю

Для керування випромінюванням, частотою модуляції та тривалістю випромінювання від лазерного та світлодіодного випромінювача пропонується багатоканальний мікропроцесорний блок імпульсного керування для забезпечення роботи фотонного апарату у безперервному та імпульсному режимах, а також для дозування процедури за тривалістю дії.

Максимальна потужність випромінювання будь якого з фотонних апаратів буде мати місце у безперервному режимі. В імпульсному режимі середнє значення потужності випромінювання буде складати половину від максимального значення, бо тривалість імпульсів дорівнює тривалості пауз між ними. Блок керування LED модуля пропонується виготовити у пластмасовому корпусі. електронні компоненти блока змонтувати на друкованій платі, яку разом з мережевим трансформатором розташувати усередині корпусу. Кнопки керування пропонується розмістити на верхній панелі корпусу, а саме:

- тумблер мережевого вимикача, призначеного для включення і виключення блока керування;
- чотири точкові світлодіодні індикатори світлодіодних груп «940», «660», «525» і «470», які вказують довжину хвилі у нанометрах відповідних груп світлодіодного масива;
- сенсорні кнопки «940», «660», «525» і «470» для вибору довжини хвилі світлодіодних груп;
- світлодіодний індикатор «ПУСК»;
- кнопка «ПУСК», призначена для початку процесу опромінювання і його дострокового припинення;
- цифровий світлодіодний індикатор «ТАЙМЕР»;
- кнопки «▼» и «▲» зменшення і збільшення, призначені для установки тривалості опромінювання;
- кнопки «▼» и «▲» зменшення і збільшення, призначені для вибору режиму роботи блока керування і задання частоти модуляції світлового потоку в імпульсному режимі;
- цифровий світлодіодний індикатор «ЧАСТОТА Гц», призначений для відображення вибраного режиму роботи блока керування або частоти модуляції світлового потоку в імпульсному режимі.

Функціональну електричну схему мікропроцесорного блока керування наведено на рис. 3.6.

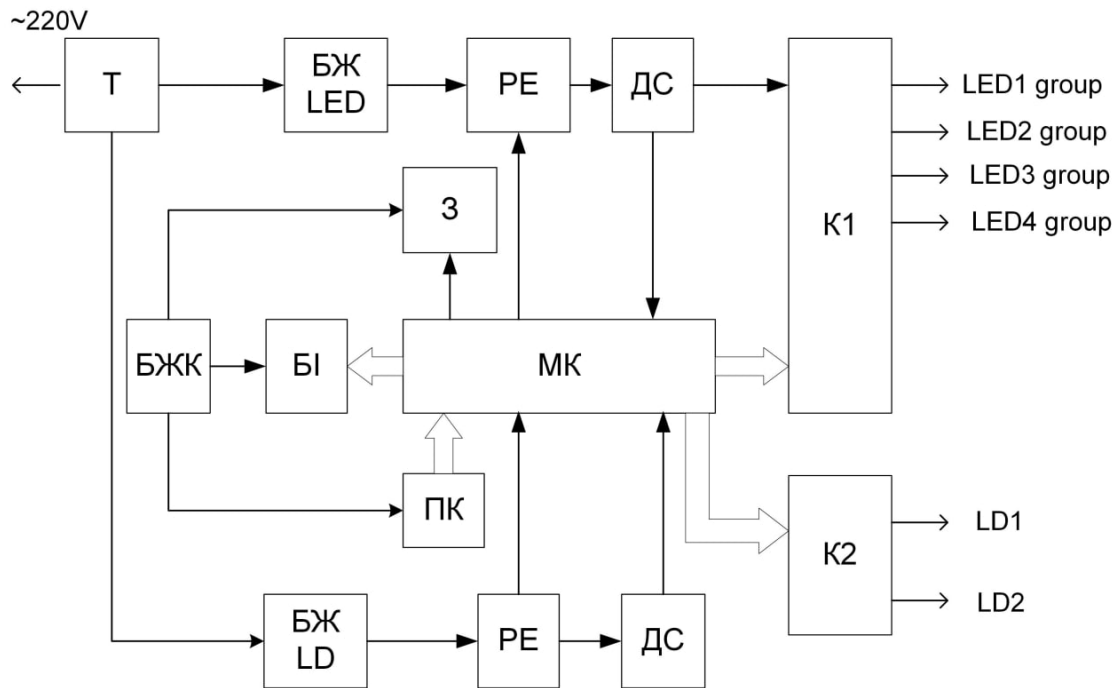


Рисунок 3.6 – Функціональна електрична схема мікропроцесорного блока керування пристрою фотонної терапії та реабілітації

Основним елементом блока керування є мікроконтролер (МК), що виконує функції блока обробки інформації, яка надходить від пульта керування (ПК), на вхід якого надходять сигнали від датчика струму (ДС). Крім того, МК виконує функції цифро-імпульсного перетворювача з широтно-імпульсним законом перетворення, що забезпечує обмеження тривалості опромінювання, цифро-імпульсного перетворювача з частотно-імпульсним законом перетворення, що формує період проходження імпульсів вихідної напруги каналів блока в імпульсному режимі, а також цифро-імпульсного перетворювача з широтно-імпульсним законом перетворення, що формує тривалість цих імпульсів.

Основними складовими мікропроцесорного блока керування фотонними випромінювачами є:

ПК – пульт керування, що дозволяє вибрати режим роботи блока керування (безперервний, імпульсний), задавати частоту модуляції випромінювання в герцах (при імпульсному режимі роботи) і тривалість опромінювання в хвилинах, вибрати довжину хвилі випромінювання (або їх комбінації), вид

випромінювачів (лазерний, світлодіодний чи комбінований);

БСІ – блок світлової індикації у своєму складі містить:

- цифровий світлодіодний індикатор частоти (у Гц), призначений для відображення режиму опромінювання або значення заданої частоти модуляції в імпульсному режимі опромінювання;
- цифровий світлодіодний індикатор таймера (у хвилинах), призначений для відображення заданої тривалості опромінювання або тривалості до закінчення процедури;
- точкові світлодіодні індикатори «940», «660», «525» і «470», що вказують довжину хвилі світлодіодного випромінювача та лазерних діодів (окремі);
- світлодіодний індикатор для пуску, призначений для індикації процесу опромінювання;

З – блок звукової індикації (зумер), призначений для сигналізації про початок і закінчення процесу опромінювання;

Т – мережевий трансформатор, що забезпечує гальванічну розв'язку мікропроцесорної частини блока і його навантаження з живлячою мережею і знижує її напругу до рівнів, необхідних для живлення елементів схеми;

БЖLED – блок живлення світлодіодного масиву, що містить у своєму складі випрямляч, ємнісний фільтр, стабілізатор напруги і призначений для стабілізації напруги на основному і додаткових виходах блока керування на рівні 14V (або 12 V) ;

РЕ – релейний елемент, призначений для відключення виходу першого блока живлення від подальших блоків і виходів блока керування;

ДС – датчик струму, що дозволяє контролювати сумарний вихідний струм блока керування для організації захисту при виникненні перевантажень по струму;

К – комутатор вихідної напруги блока керування, що забезпечує переривання струму в ланцюгах відповідних груп світлодіодного випромінювача та лазерних діодів для модуляції світлового потоку;

БЖК – блок живлення контролера, що містить у своєму складі

випрямляч, ємнісний фільтр, стабілізатор напруги і призначений для стабілізації напруги на рівні 5 В, яка необхідна для живлення мікроконтролера елементів індикації;

БЖLD – блок живлення лазерних випромінювачів (стабілізатор струму).

Вибір елементної бази розпочинаємо з вибору цифрового датчика температури. У якості цифрового датчика температури обираємо DS1820 компанії Dallas Semiconductor. Основним критерієм при виборі датчика є робочий діапазон (0-70°C) та точність контролю не менше $\pm 0,5^\circ\text{C}$.

Функціональним ядром DS 18B20 є температурний датчик прямого перетворення в цифровий код. Це патентована схема використовує 2 генератора частоти з різними температурними коефіцієнтами, налаштованими на одну температурну точку. Різниця між кількістю вироблених одним і іншим генераторами імпульсів за одиницю часу є вихідним значенням для визначення відповідності цифрового коду та вимірюваної температури. Накопичувальний суматор, що входить в функціональне ядро, дозволяє скорегувати всі нелінійності у всьому діапазоні температур. Тому додаткового підстроювання або використання АЦП не потрібно.

DS18B20 з 12-розрядним зчитуванням, однак користувач може конфігурувати розрядність в 9, 10, 11 або 12 розрядів.

Обмін інформацією з DS18B20 здійснюється по однодротовому інтерфейсу.

Далі вибираємо мікроконтролер. В даний час на ринку представлене велике різноманіття мікроконтролерів різних сімейств та виробників. Найпоширенішими та найбільш популярними серед них є продукція фірми Atmel. Це мікроконтролери, що мають стандартну архітектуру MCS51, та RISC мікроконтролери [9, 10]. Основним критерієм вибору мікроконтролера є кількість ліній введення/виведення. Для реалізації задач керування параметрами лазера, потрібно дві лінії для реалізації зв'язку з датчиком температури та 11 ліній для керування індикаторами. Отже потрібна кількість ліній введення/виведення складає 13. Цьому критерію задовольняє мікроконтролер ATiny23131 [11].

Мікроконтролер AT90S2313 є 8-ми розрядним контролером з RISC архітектурою. Гнучкі режими адресації, реалізовані в командах, і регістровий файл обсягом тридцять два 8-розрядних слова (кожен регістр файлу зв'язаний безпосередньо з АЛП) забезпечують виконання більшості інструкцій протягом одного такту. Три пари з 32-х регістрів можуть використовуватися для адресації вбудованої пам'яті даних [11].

Мікроконтролер містить 2 Кбайт внутрісистемно програмованого Flash, 512 байт СОЗП і 512 байт внутрісистемно програмованого ЕСППЗП, 16 ліній вводу/виводу загального призначення, 32 регістри загального призначення, два таймера/лічильника з режимом захоплення і порівняння, "сторожовий" таймер, систему внутрішніх і зовнішніх переривань, програмований послідовний приймач/передавач UART, програмований сторожовий таймер з внутрішнім генератором, послідовний порт з інтерфейсом SPI. Вбудована Flash пам'ять програм може перепрограмуватися безпосередньо в системі шляхом інтерфейсу SPI (в послідовному низьковольтному режимі) або програмуватися стандартними програматорами енергонезалежної пам'яті (в 12-вольтовому паралельному режимі).

Максимальне споживання приладів в активному режимі складає 3.0 мА і в пасивному режимі 1.2 мА (при $V_{CC} = 3 \text{ В}$ і $f = 4 \text{ МГц}$). В стоповому режимі, при працюючому сторожовому таймері, мікроконтролер споживає 15 мкА.

Для відображення значення температури будемо використовувати світлодіодні семисегментні індикатори із загальним анодом. Основним критерієм вибору типу індикатора є розмір відображуваного символу та колір його світіння. Для забезпечування гарного зчитування інформації про температуру розмір відображуваних символів не повинен бути меншим за 20 мм. Для покращення ергономічних характеристик пристрою колір світіння повинен не «звичайним», наприклад, жовтим. Цим критеріям задовольняє індикатор типу LTD6610E, основні характеристики якого такі [12]:

- Розмір індикатора становить 25x19 мм;
- Розсіювання потужності на сегмент 75 мВ;

- Максимальний прямий струм на одному сегменті 100 мА;
- Постійний прямий струм на сегменті 25 мА;
- Зворотна напруга 5В;
- Довжина хвилі світіння 630 нм.

Схема електрична принципова цифрового температурного датчика наведена на рис. 3.8.

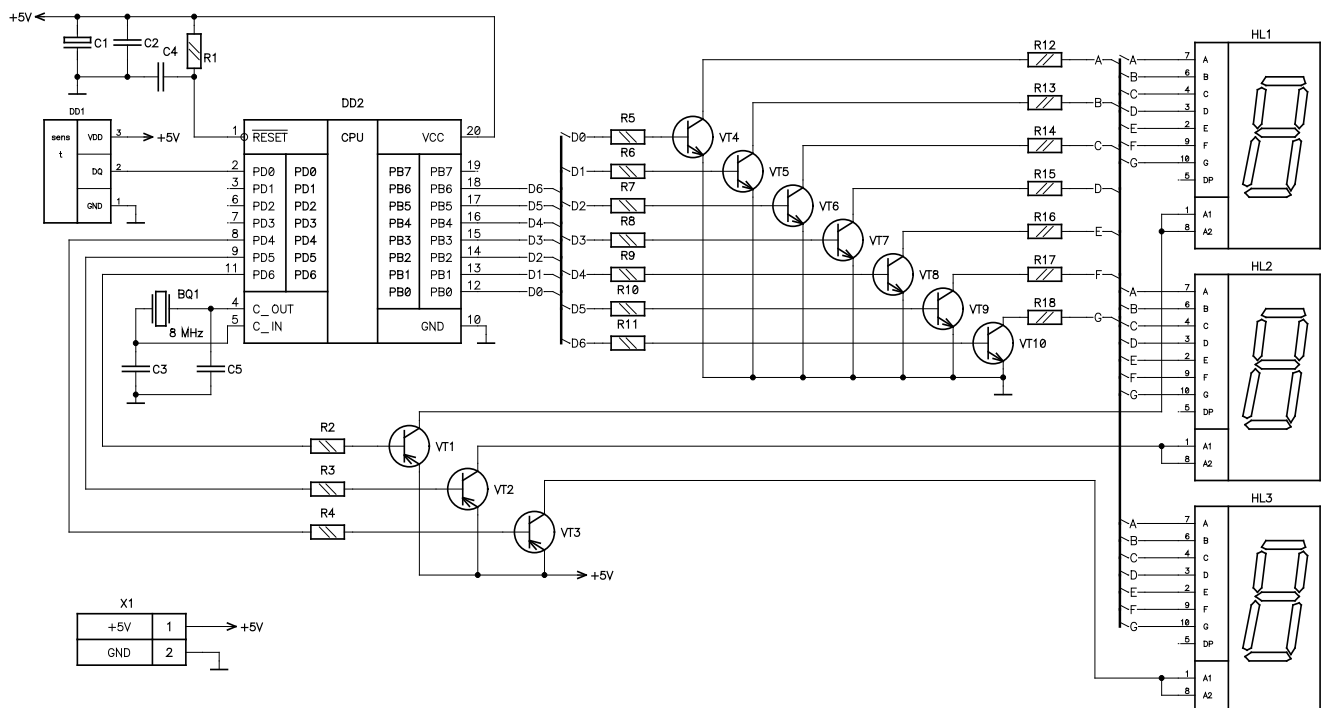


Рисунок 3.7 – Схема температурного датчика

Основу схеми цифрового термометра складає мікроконтролер DD2. До виводів XTAL1, XTAL2 мікроконтролера підключається кварцевий резонатор BQ1, який разом із конденсаторами C3 та C5 задає частоту роботи системи. Резистор R1 та конденсатор C4 забезпечують формування сигналу скидання при вмиканні живлення.

Лінія PD0 мікроконтролера DD2 утворює однодротову шину, по якій здійснюється обмін даним з датчиком температури DD1. Отримувані з датчика дані представлені у вигляді 9-бітного значення в додатковому коді. Оскільки це значення займає 2 байти, усі розряди старшого байта дорівнюють знаковому

розряду. Дискретність представлення температури складає 0.5°C .

Виведення результатів вимірювання на три семисегментних індикатори HL1, HL2 та HL3 реалізується через порти В та D. Порт В використовується для керування сегментами індикаторів. Керування сегментами здійснюється за допомогою транзисторних ключів VT4 – VT10. За допомогою двійкових кодів, що видаються на лінії PB0 – PB6, формуються образи символів на індикаторах HL1, HL2 та HL3. За допомогою сигналів на лініях PD4, PD5 та PD6 порту D та ключових каскадів на транзисторах VT1, VT2 та VT3 подається напруга на аноди індикаторів HL1, HL2 та HL.

При переведенні однієї з ліній PD4, PD5 та PD6 у стан логічного нуля відповідний транзисторний ключ відкриється, і аноди світлодіодів одного з індикаторів HL1, HL2 та HL3 підключаться до шини живлення + 5В. При цьому світитися будуть ті сегменти індикатора через які буде текти струм. Протікання струму через необхідні сегменти забезпечується транзисторними ключами на транзисторах VT4 – VT10. Струм через сегмент індикатора буде текти тоді, коли відповідний транзистор буде відкритим, тобто тоді коли на базі цього транзистора буде присутнім сигнал високого логічного рівня, який подається через лінії PB0 – PB6 порту В мікроконтролера DD2.

В даній схемі використовують динамічний режим індикації, при якому у кожний момент часу активним є тільки один з індикаторів HL1, HL2 та HL3. У відповідності до цього у кожний момент часу світитися лише одна цифра з трьох. Для того, щоб не було помітно мерехтіння, перемикання між знакомісцями, тобто формування логічного нуля на лініях PD4, PD5 та PD6 мікроконтролера повинно здійснюватися з частотою не меншою за 50 Гц.

Резистори R12...R18 обмежують струми світлодіодних сегментів індикаторів.

Живлення пристрою здійснюється від зовнішнього джерела напругою +5В. Ця напруга подається на схему через роз'єм X1.

Таким чином, у запропонованому цифровому пристрої фотонної терапії і реабілітації реалізовано поєднання дії лазерного та світлодіодного керування

модулів випромінювачів мультиспектральної дії, керованих мікропроцесорним блоком управління, комутації і динамічного температурного контролю, що забезпечує можливість комбінованої адаптивної дії лазерного і світлодіодного опромінення ураженої зони біотканини.

3.5 Висновки до розділу 3

У розділі роботи наведено структурну схему пристрою фотонної терапії та реабілітації на основі комбінованої дії лазерного і світлодіодного випромінювачів із динамічним температурним контролем робочої зони опромінення.

Виконано синтез електричних схем керування випромінювачів пристрою, зокрема драйвера лазерного діода та блоку керування світлодіодними групами.

Виконано синтез та розглянуто опис роботи функціональної схеми блоку керування світлодіодним масивом випромінювача та електричної схеми цифрового датчика температурного контролю робочої зони опромінення.

Запропоновано ескізи конструкцій лазерного випромінювача і блока живлення світлодіодного модуля.

ВИСНОВКИ

В бакалаврській дипломній роботі зроблено аналіз і класифікацію засобів для лазерної і фотонної терапії. Проведено аналіз методів лазерної терапії, характеристик лазерних і світлодіодних джерел випромінювання, розглянуто принципи та особливості їх роботи. Виконано порівняльний аналіз функціональних характеристик сучасних приладів лазерної і світлодіодної терапії від різних виробників. Сформульовано медико-технічні вимоги до засобів фотонної терапії та реабілітації.

Наведено модель взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною при сукупній дії лазерних і світлодіодних випромінювачів з різними спектральними і просторовими характеристиками пучків. Проведено моделювання глибини оптичного і теплового проникнення низькоенергетичного лазерного випромінювання на основі рівняння теплопровідності від тривалості дії лазерного випромінювання у жировій тканині людини.

Виконано модельний розрахунок характеристик лазерного напівпровідникового випромінювача. Здійснено розрахунок оптичних, електричних та енергетичних характеристик випромінювача для цифрового фототерапевтичного пристрою, а також оптичної системи лазерного випромінювача.

Синтезовано загальну структурну схему цифрового апарату фотонної терапії і реабілітації на основі комбінованої дії лазерного і світлодіодного опромінення чотирьох спектральних діапазонів із динамічним температурним контролем робочої зони,

Розроблено електричні схеми випромінювачів, блоку живлення керування та цифрового блоку динамічного температурного контролю поверхні робочої зони опромінення. Досліджено їх особливості та зроблено опис роботи пристрою в цілому.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Готра З.Ю., Павлов С.В., Микитюк З.М. [та ін.] Лазерні медичні технології: навчальний посібник. Вінниця: Вінницький національний технічний університет (ВНТУ), 2017. 158 с.
2. Оптоелектронні і лазерні системи в електроніці та медицині : навчальний посібник / Л. В. Однодворець, І. М. Пазуха, І. М. Лукавенко. Суми : Сумський державний університет, 2022. 127 с.
3. Павлов С.В., Готра З.Ю. Оптоелектронні медичні системи [Текст] : навч. посіб. Вінниця : ВНТУ, 2011. 156 с.
4. Кожем'яко В. П., Готра З. Ю., Павлов С. В. [та ін.]. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.3. Лазерні біомедичні системи: навчальний посібник. Вінниця : ВДТУ, 2000. 143 с.
5. Тужанський С. Є. Математическое моделирование оптимальных параметров воздействия низкоэнергетического лазерного излучения и гемангиомы / С. Є. Тужанський, В. С. Коноплицкий, Е. А. Терентьев та ін. // Хірургія України. 2002. №4. С. 63—66.
6. Лазерна фізика: Підручник / В. І. Григоруk, П. А. Коротков, А. І. Хижняк. К. : “МП Леся”, 1997. 480 с.
7. Михайлусов Р.Н., Негодуйко В.В., Велигоцкий А.Н., Ромаев С.Н., Свириденко Л.Ю. Фотодинамічна терапія вогнепальних ран м'яких тканин // Фотобіологія та фотомедицина. 2020. № 28. С. 31-38.
8. Павлов С. В. Ефективність застосування лазерних технологій в медичній практиці / С. В. Павлов, Т. Т. Ошовська, С. Є. Тужанський та ін. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. 2001. №2. С. 120-123.
9. Методи та засоби діагностики. Основи лазерних лабораторних методів біомедичних досліджень [Електронний ресурс] : уклад. М. Ф. Богомолів, В. В. Шликов, В. Б. Максименко. Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2021. 150 с.

URL: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/40127>

10. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації [Текст] : монографія / С. В Павлов, О. Г. Аврунін, С. М. Злепко [та ін.]; за ред. С. Павлова, О. Авруніна. Вінниця : ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. 260 с.

11.Лазерний апарат «Ліка-терапевт» [Електронний ресурс] –

URL: <http://www.fotonikaplus.com.ua/produksiya/lazernye-apparaty/apparat-lazernyj-terapevticheskij-lika-terapevt-m.html> .

12.Апарат світлодіодний «LIKA-LED» [Електронний ресурс] –

URL: <http://www.fotonikaplus.com.ua/produksiya/lazernye-apparaty/product/58-apparat-svetodiodnyj-lika-led.html>

13.Апарат фотон-терапії T-07 Alvi Prague [Електронний ресурс] –

URL: https://www.tufishop.com.ua/uk/apparat-fototerapii-foton-terapii-t-07.html?gad_source=1&gclid=CjwKCAjwmrqzBhAoEiwAXVpgonaoDdsiU4CT3GsJD6OVDGYE97U1QkhcqI3JNg-nczONu2QgD3ON0hoCy94QAvD_BwE

14. Павлов С.В. Дослідження та розробка нових методів проведення фотодинамічної терапії з використанням лазерного випромінювання / С.В. Павлов, С.Є. Тужанський, В.В. Холін, О.М. Чепурна [та ін.] // Фотобіол. Фотомед. 2014. №1-2. С. 101-104

15. Кокодий Н.Г., Коробов А.М., Ши Х., Посохов Н.Ф., Шульга С.Н., Тиманюк В.А. Теплові процеси при локальному лазерному нагріві біологічної тканини // Фотобіологія та фотомедицина. 2019. № 27. С. 49-57.

16. Чепурна О. М. Розробка і апробація нового варіанту методу фотодинамічної терапії пухлин із застосуванням лазерного скануючого пристрою / О. М. Чепурна, І. О. Штонь, В. С. Войцехович, В. В. Холін, Рональд У. Ровіра, О. С. Камінський, М. Ф. Гамалія // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. 2014. № 1. С. 128-131.

ДОДАТКИ

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Система лазерної фотонної терапії та реабілітації з температурним контролем

Тип роботи: бакалаврська дипломна робота

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, факультет інформаційних електронних систем
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 83,3% Схожість 16,7%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи


(підпис)

Сковруньська Д.Б.
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

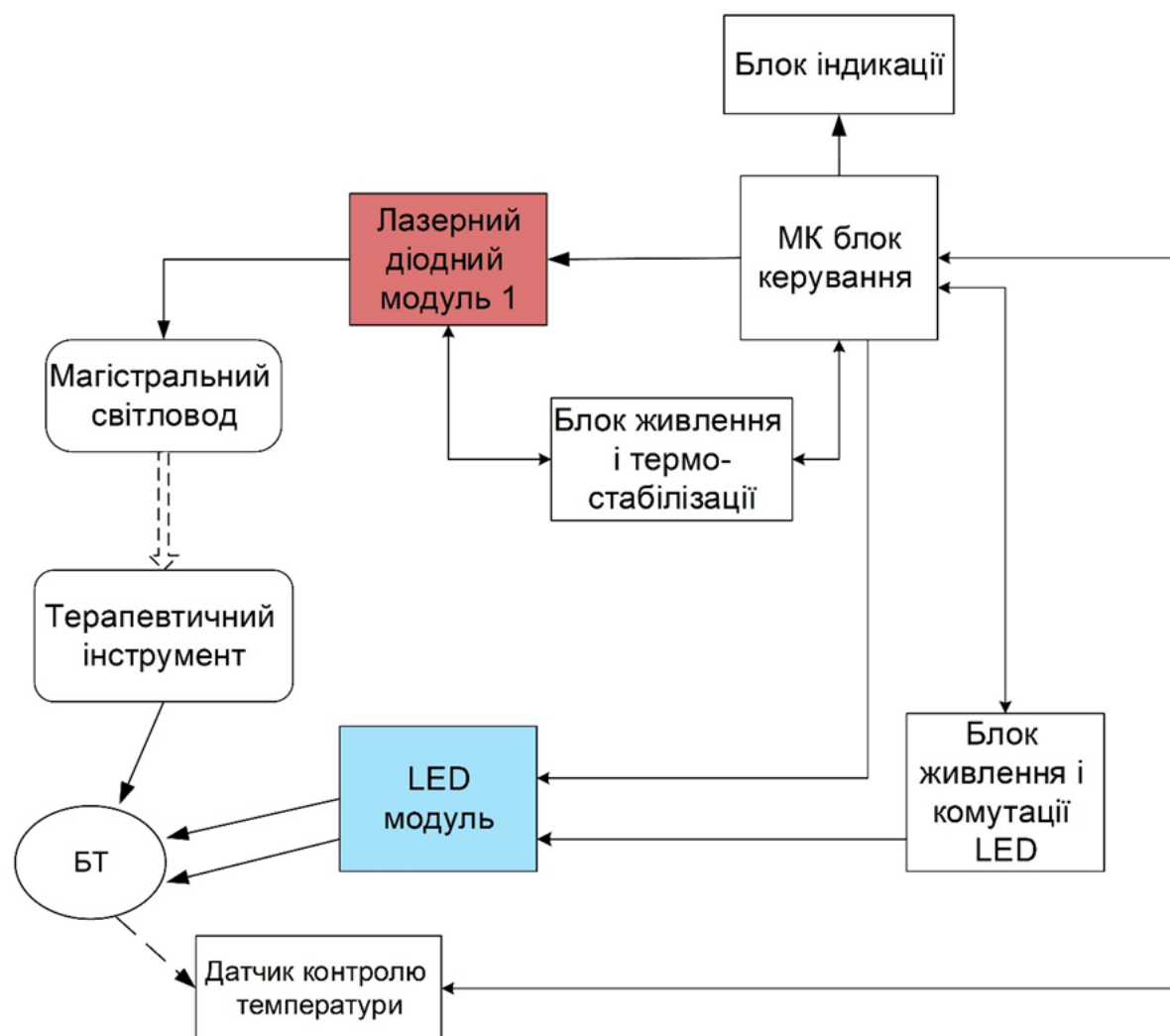
Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

Додаток Б
(обов'язковий)

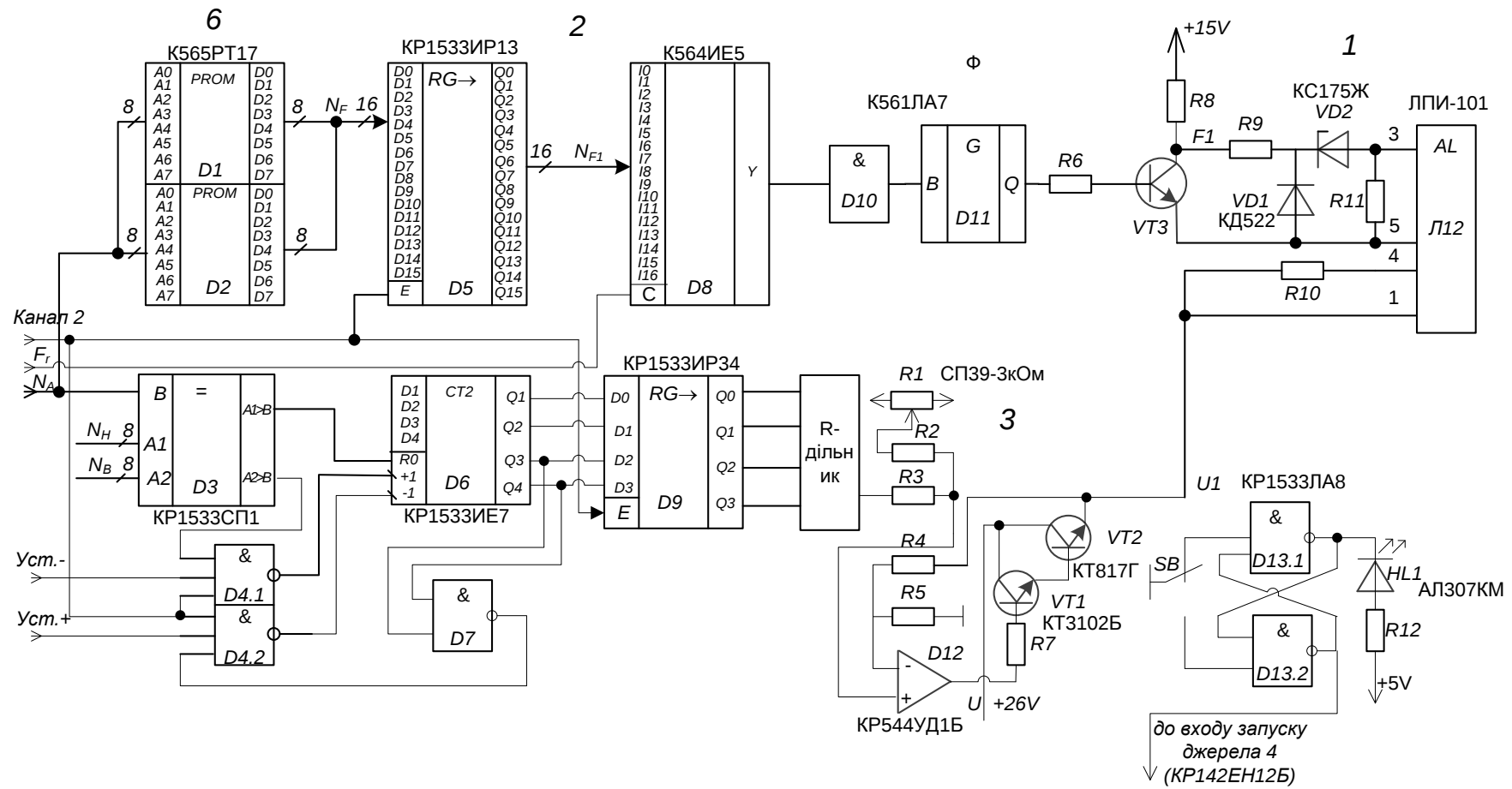
СИСТЕМА ЛАЗЕРНОЇ ФОТОННОЇ ТЕРАПІЇ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ З
ТЕМПЕРАТУРНИМ КОНТРОЛЕМ

Ілюстративна частина

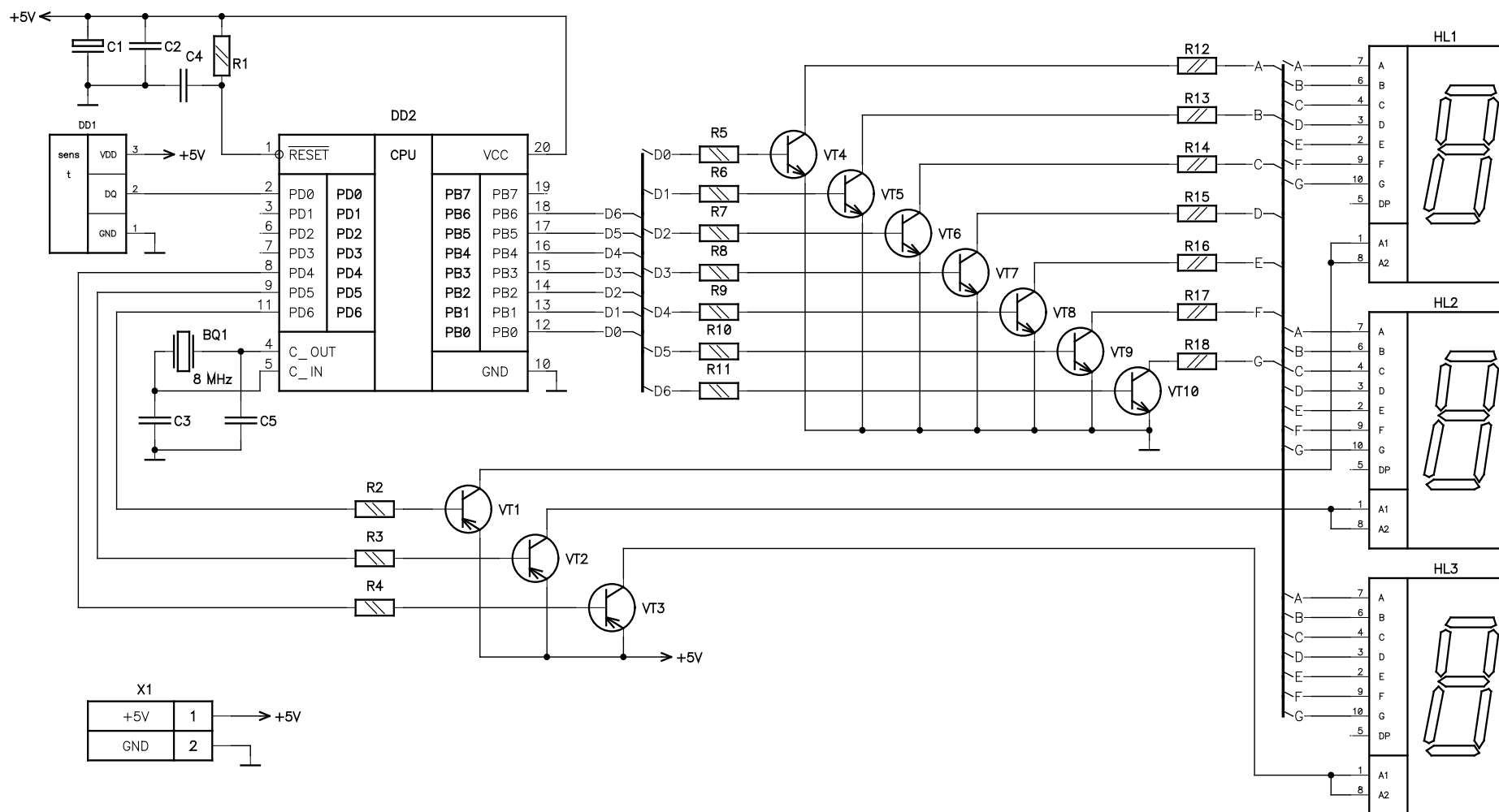
Структурна схема системи лазерної фотонної терапії та реабілітації з температурним контролем



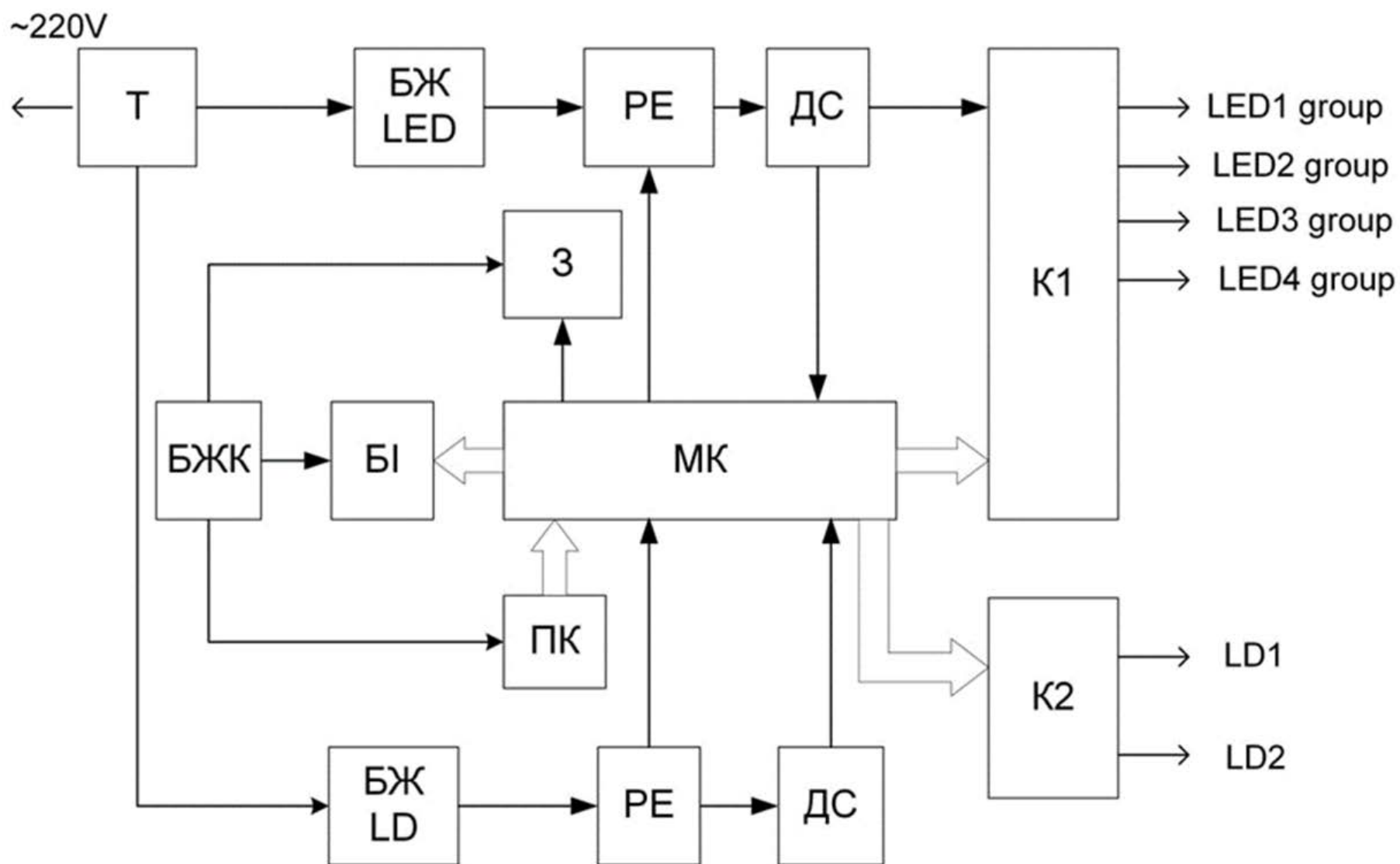
Електрична схема драйвера діодного лазера



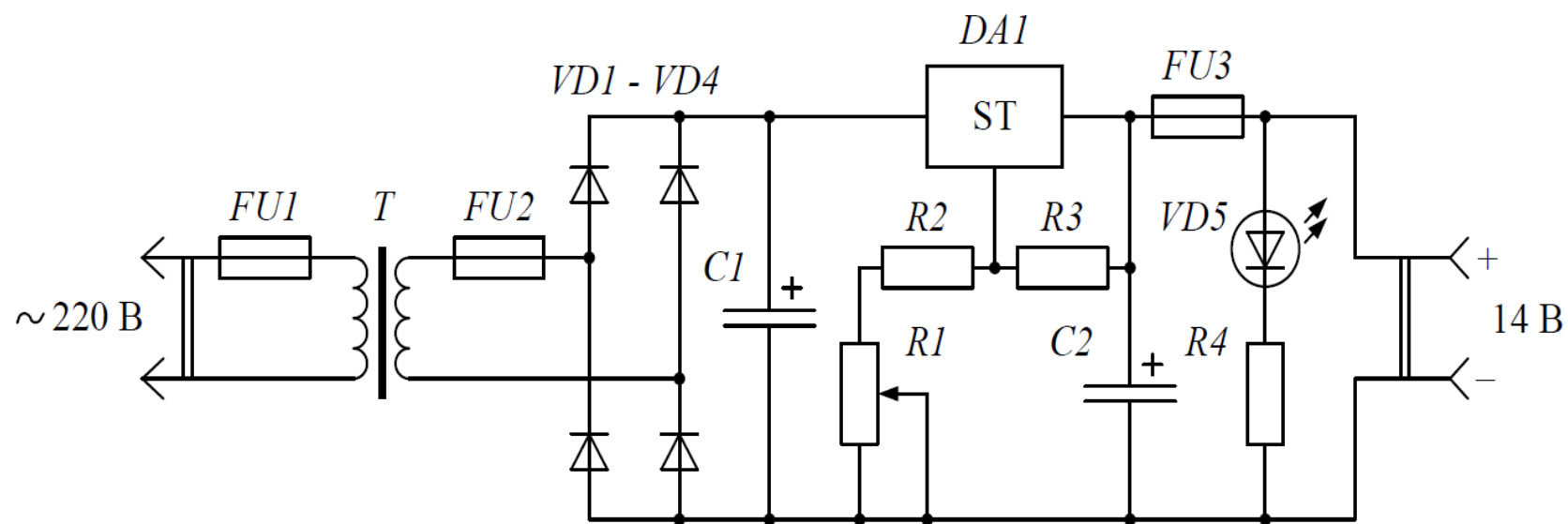
Електрична схема блоку температурного контролю робочої області опромінення



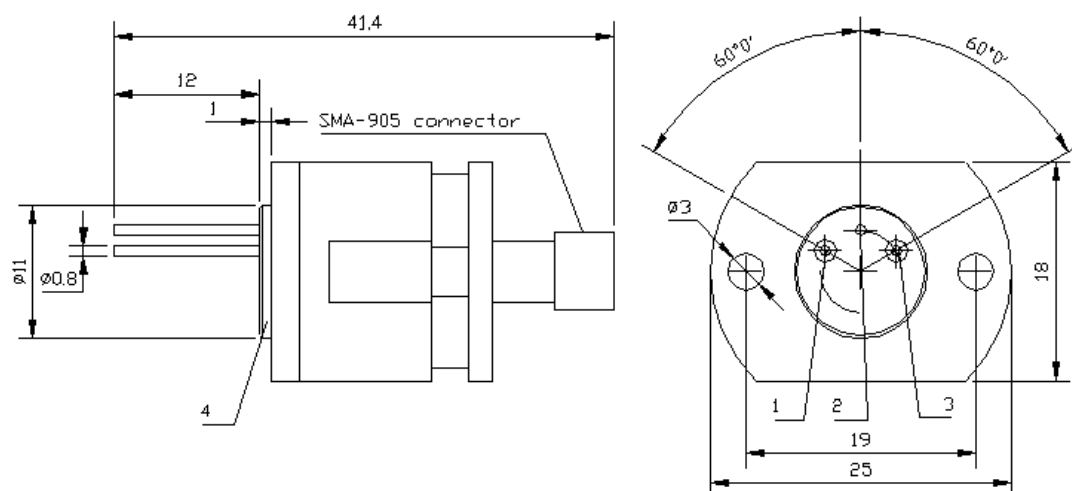
Функціональна схема мікропроцесорного блоку керування системи фотонної терапії



Електрична схема блоку живлення світлодіодного випромінювача



Лазерний діодний модуль і магістральний світловод



Ескіз блока живлення світлодіодного модуля

