

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

Факультет робототехніки та приладобудування

Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 Наталія СТЕЛЬМАХ

«12» 06 2026 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи
та технології в приладобудуванні»**

**спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»**

на тему: «Автоматизований лазерний терапевтичний апарат»

Виконав:

Студент IV курсу, групи ПБ-321

Павленко Андрій Борисович



Керівник:

Доцент, к.т.н., доцент

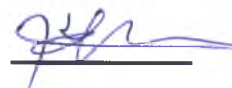
Терещенко Микола Федорович



Рецензент:

Старший викладач

Кравченко Ігор Володимирович



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

Студент



Київ – 2026 року

[illegible]

					ДПБ.ПБ-321.05.1720.01.000 ПЗ		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	Відомість дипломного проєкту	Арк.	Аркушів
Розроб.		Павленко А. Б.				1	83
Керівн.		Терещенко М. Ф.				КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ	
Консульт.							
Н. контр.							
Зав. каф.		Стельмах Н. В.					

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет робототехніки та приладобудування

Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів

Рівень вищої освіти - перший (бакалаврський)

Спеціальність - 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 **Наталія СТЕЛЬМАХ**

«12» 06 2026 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Павленко Андрію Борисовичу

1. Тема проєкту **«Автоматизований лазерний терапевтичний апарат»**, керівник проєкту Терещенко Микола Федорович, доцент, кандидат технічних наук, доцент, затверджені наказом по університету від « 25 » травня 2026 р. № 1888-с
2. Термін подання студентом проєкту 01 червня 2025 року
3. Вихідні дані до проєкту: Довжина лазерного випромінювання 375-980нм; Максимальна потужність лазерного випромінювання(потужність регулюється) 100 мВт; Час випромінювання 0,01-99,99±20% с.; Потужність, що споживається апаратом не більше 30 Вт; Напруга живлення 220В і 50Гц
4. Зміст пояснювальної записки

Конструкторська частина: аналіз параметрів і характеристик лазерного випромінювання, що використовуються в автоматизованому лазерному терапевтичному апараті. Дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини. Проведення патентно-інформаційного пошуку в галузі лазерної терапевтичної апаратури. Розробка функціонально-структурної схеми автоматизованого лазерного терапевтичного апарату. Розробка алгоритмів та режимів його роботи. Розрахунок параметрів впливу лазерного випромінювання на поверхневі

тканини людини. Розробка алгоритмів контролю та керування процесом лазерної терапії. Висновки по конструкторській частині.

Технологічна частина: Розрахунок терапевтичного лазерного апарату на технологічність. Розробка схеми складального складу випромінювача та технологічної схеми. Висновки по технологічній частині.

5. Перелік графічного матеріалу: порівняльна схема фізико-біологічного впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини. Узагальнена класифікація існуючих систем та апаратів лазерної терапії. Загальна функціонально-структурна схема автоматизованого лазерного терапевтичного апарата. Алгоритми керування його роботою. Складальне креслення автоматизованого лазерного терапевтичного апарата. Загальний вигляд апарата. Креслення деталей (деталювання). Структурна схема складання випромінювача. Технологічна схема складання випромінювача.

6. Дата видачі завдання « 01 » квітня 2026 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Огляд та аналіз впливу параметрів лазерного випромінювання на біологічні тканини в контексті лазерної терапії	01 квітня - 06 квітня 2026 р.	Виконано
2	Проведення патентно-інформаційного пошуку в галузі лазерних терапевтичних апаратів	07 квітня - 13 квітня 2026 р.	Виконано
3	Аналіз існуючих систем, методів та апаратів лазерної терапії	14 квітня - 30 квітня 2026 р.	Виконано
4	Розробка конструкції автоматизованого лазерного терапевтичного апарата	01 травня - 04 травня 2026 р.	Виконано
5	Розрахунок та оцінка параметрів лазерного випромінювання для терапевтичного застосування	06 травня - 11 травня 2026 р.	Виконано
6	Розрахунок параметрів компонентів та схем апарата	12 травня - 19 травня 2026 р.	Виконано
7	Проведення технологічних розрахунків та їх технічне обґрунтування	19 травня - 23 травня 2026 р.	Виконано
8	Розробка структурної та технологічної схем складання апарата	24 травня - 26 травня 2026 р.	Виконано
9	Розробка та реалізація алгоритмів роботи апарату	27 травня - 31 травня 2026 р.	Виконано
10	Написання пояснювальної записки, оформлення дипломного проєкту та подача до захисту	01 червня 2026 р.	Виконано

Студент
Керівник



Андрій ПАВЛЕНКО
Микола ТЕРЕЩЕНКО

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1	9
КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА	9
<u>1.1.</u> Характеристики та основні параметри дії лазерного випромінювання.	10
1.2. Дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини (шкіру)	14
1.3. Проведення патентно-інформаційного пошуку об'єктів інтелектуальної власності	19
1.4. Огляд, аналіз та класифікація існуючих апаратів і систем лазерної терапії	23
1.5. Розробка структурно-функціональної схеми автоматизованого лазерного терапевтичного апарата	33
1.6. Проєктування алгоритмів керування та обґрунтування режимів роботи апарата	38
1.7. Розрахунок параметрів лазерного випромінювання для терапевтичного застосування	44
1.8. Параметри електричних схем та систем керування	47
1.9. Обґрунтування напрямків автоматизації роботи лазерного терапевтичного апарата	52
Висновок по конструкторській частині	54
РОЗДІЛ 2	56
ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА	56
2.1. Оцінка технологічності конструкції автоматизованого лазерного терапевтичного апарата	57
2.2. Розробка технологічної схем складання випромінювача	61
2.3. Розробка структурної схем складання випромінювача	62
Висновок до технологічної частини	63
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	65
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	66
ДОДАТКИ	70

АНОТАЦІЯ

Дипломний проєкт на тему «Автоматизований лазерний терапевтичний апарат» містить 86 сторінок, 8 таблиць, 26 ілюстрацій та 34 джерела відповідно до списку використаної літератури.

Метою дипломного проєкту є розроблення автоматизованого лазерного терапевтичного апарата.

У роботі проведено аналіз літературних і патентних джерел, а також виконано детальний аналіз сучасних апаратів і систем лазерно-світлової терапії. Розроблено класифікацію методів, апаратів і систем лазерно-світлової терапії. Запропоновано структурну схему та модифікований алгоритм керування роботою автоматизованого лазерного терапевтичного апарата (АЛТА). Розроблено тривимірну модель виробу та виконано складальне креслення, а також створено структурну і технологічну схеми складання. Проведено розрахунки параметрів електричних кіл, характеристик лазерного випромінювання та виконано технологічні розрахунки конструкції АЛТА.

Ключові слова: лазерна терапія, автоматизований лазерний терапевтичний апарат, автоматизована система, лазерне випромінювання, терапевтичний апарат.

ANNOTATION

The diploma project entitled "Automated Laser Therapeutic Device" consists of 86 pages, 8 tables, 26 figures, and 34 references according to the bibliography.

The purpose of the diploma project is to develop an automated laser therapeutic device.

The project includes an analysis of scientific literature and patent sources, as well as a detailed review of modern laser-light therapy devices and systems. A classification of laser-light therapy methods, devices, and systems has been developed. A structural scheme and a modified control algorithm for the operation of the automated laser therapeutic device (ALTD) have been proposed. A three-dimensional model of the device and an assembly drawing have been developed, together with structural and technological assembly diagrams. Calculations of electrical circuit parameters, laser radiation characteristics, and technological calculations of the ALTD design have been carried out.

Keywords: laser-light therapy, automated laser therapeutic device, automated system, laser radiation, therapeutic device.

ВСТУП

Лазерна терапія є одним із перспективних напрямків сучасної медицини, що базується на використанні монохроматичного когерентного оптичного випромінювання для досягнення терапевтичного ефекту в біологічних тканинах. Широкий спектр терапевтичних можливостей, неінвазивність та висока ефективність методу зумовлюють зростаючий інтерес до розробки автоматизованих лазерних терапевтичних апаратів.

Незважаючи на значний прогрес у галузі лазерної медичної техніки, більшість сучасних апаратів потребують ручного налаштування параметрів випромінювання, що підвищує ризик помилок оператора та обмежує відтворюваність процедур. Впровадження систем автоматизованого керування дозволяє забезпечити точне дозування лазерного впливу, контроль часу та потужності опромінення, підвищити безпечність і ефективність терапевтичних процедур.

У зв'язку з цим розробка автоматизації лазерного терапевтичного апарата є актуальним інженерно-технічним завданням, спрямованим на підвищення ефективності та безпечності лазеротерапевтичних процедур. Особливу увагу при цьому приділено створенню системи автоматичного контролю температури в зоні опромінення та реалізації алгоритмів керування, які забезпечують підтримання оптимальних режимів роботи апарата.

Метою дипломного проєкту є модифікація автоматизованого лазерного терапевтичного апарата з функціями контролю та регулювання параметрів лазерного випромінювання для забезпечення безпечного та ефективного проведення лікувальних процедур. Для досягнення поставленої мети у роботі виконано аналіз сучасних лазеротерапевтичних систем, розроблено структурну та функціональну схеми апарата, обґрунтовано вибір елементної бази, розроблено алгоритми автоматичного керування та контролю температурного режиму, а також проведено розрахунки основних параметрів системи та розроблено технологічну та структурну схеми складання.

РОЗДІЛ 1

КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

1.1. Характеристики та основні параметри дії лазерного випромінювання.

Лазерне випромінювання є особливим видом електромагнітного випромінювання, яке характеризується високою когерентністю, монохроматичністю, спрямованістю та значною щільністю енергії. Завдяки цим властивостям лазери знайшли широке застосування в медицині, промисловості, телекомунікаціях та наукових дослідженнях. У медичній практиці лазерне випромінювання використовується для проведення терапевтичних процедур, оскільки дозволяє здійснювати локальний вплив на біологічні тканини без механічного втручання.

Формування лазерного випромінювання ґрунтується на трьох основних фізичних процесах: поглинанні енергії, спонтанному та індукованому випромінюванні. Саме процес індукованого випромінювання є основою роботи лазера, оскільки забезпечує генерацію фотонів з однаковою довжиною хвилі, фазою та напрямком поширення.

На відміну від звичайних джерел світла, лазерне випромінювання має такі характерні властивості:

Монохроматичність - випромінювання відбувається у вузькому спектральному діапазоні довжин хвиль;

Когерентність - хвилі мають узгоджені фазові характеристики;

Висока спрямованість - лазерний промінь характеризується малою кутовою розбіжністю;

Висока щільність потужності - енергія концентрується на невеликій площі поверхні;

Поляризованість - більшість лазерів генерують випромінювання з певною поляризацією.

За основу розробки був взятий апарат лазерний терапевтичний «LIKA-LD»



Рис.1.1 Апарат лазерний терапевтичний «LIKA-LD» [1].

Для розробки автоматизованого лазерного терапевтичного апарата використовуються лазерні випромінювачі червоного та інфрачервоного діапазонів, які найчастіше застосовуються в фізіотерапії. Основні технічні характеристики апарата наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 - Основні характеристики лазерного терапевтичного апарата

Параметр	Значення
Довжина хвилі червоного випромінювання	638 нм
Довжина хвилі інфрачервоного випромінювання	940 нм
Максимальна потужність червоного випромінювання	до 100 мВт
Максимальна потужність інфрачервоного випромінювання	до 100 мВт
Напруга живлення	230 В, 50 Гц
Час випромінювання	1- 3540 с
Споживана потужність	до 30 Вт

Основними параметрами лазерного випромінювання, які визначають ефективність терапевтичного впливу, є довжина хвилі, потужність, щільність потужності та діаметр лазерного пучка.

Довжина хвилі (λ) - визначає глибину проникнення випромінювання в біологічні тканини та особливості взаємодії з клітинними структурами.

$$\lambda = \nu T \quad (1.1)$$

де (ν) - швидкість поширення хвилі;

(T) - період коливань.

Потужність (P) - випромінювання характеризує кількість енергії, що випромінюється за одиницю часу[2].

$$P = \frac{E}{t} , \quad (1.2)$$

де (E) - енергія випромінювання;

(t) - час випромінювання.

Щільність потужності (θ) - визначає концентрацію енергії на поверхні біологічної тканини та є одним із найважливіших параметрів під час проведення лазеротерапії.

$$\theta = \frac{P}{S} , \quad (1.3)$$

де (P) - потужність випромінювання;

(S) - площа опромінюваної поверхні.

Діаметр лазерного пучка - визначає площу впливу лазерного випромінювання та безпосередньо впливає на щільність потужності в зоні опромінення. Зі зменшенням діаметра пучка концентрація енергії зростає, що дозволяє підвищити ефективність терапевтичного впливу.

Спектр лазерного випромінювання - це сукупність довжин хвиль, які генеруються лазерним джерелом. Лазерне випромінювання поділяється на ультрафіолетовий, видимий та інфрачервоний діапазони. У терапевтичних апаратах найчастіше використовуються червона область видимого спектра (630-670 нм) та ближня інфрачервона область (780-900 нм), оскільки саме ці довжини хвиль забезпечують оптимальне проникнення в біологічні тканини та високу ефективність фотобіомодуляції.

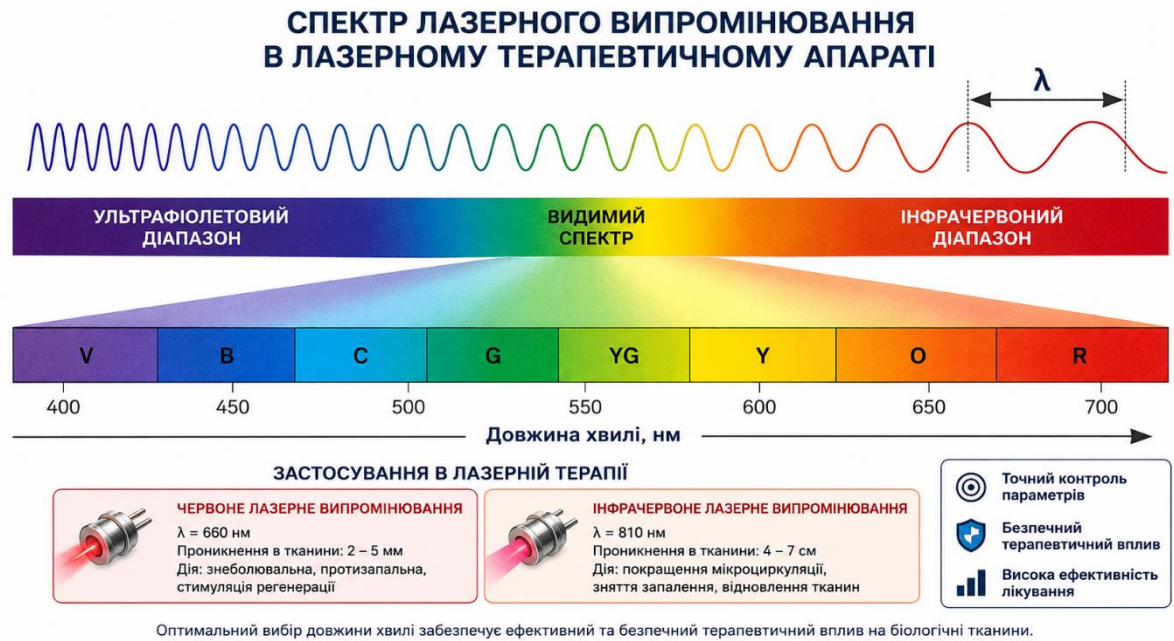


Рис. 1.1. Залежність діапазону випромінювання від довжини хвилі [4].

Таким чином, основними параметрами лазерного випромінювання, що визначають ефективність роботи автоматизованого лазерного терапевтичного апарата, є довжина хвилі, потужність, щільність потужності, діаметр пучка та спектр лазерного випромінювання. Контроль і стабілізація цих параметрів є необхідною умовою забезпечення безпечного та ефективного проведення лазеротерапевтичних процедур.

1.2. Дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини (шкіру)

Дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини є одним із ключових напрямів розвитку сучасної лазерної медицини. Завдяки можливості точно дозувати енергію та вибірково впливати на певні структури організму лазерне випромінювання широко використовується у фізіотерапії, реабілітації, дерматології, стоматології та хірургії. Ефективність терапевтичного впливу визначається параметрами випромінювання, серед яких найбільше значення мають довжина хвилі, потужність, щільність енергії та тривалість опромінення.

Взаємодія лазерного випромінювання з біологічною тканиною залежить від її оптичних властивостей та характеристик самого випромінювання. Глибина проникнення лазерного променя визначається насамперед довжиною хвилі. Для червоного випромінювання з довжиною хвилі 660 нм характерний вплив переважно на поверхневі шари тканин, тоді як інфрачервоне випромінювання з довжиною хвилі 810 нм здатне проникати значно глибше, забезпечуючи терапевтичний вплив на м'язові та сполучні тканини.

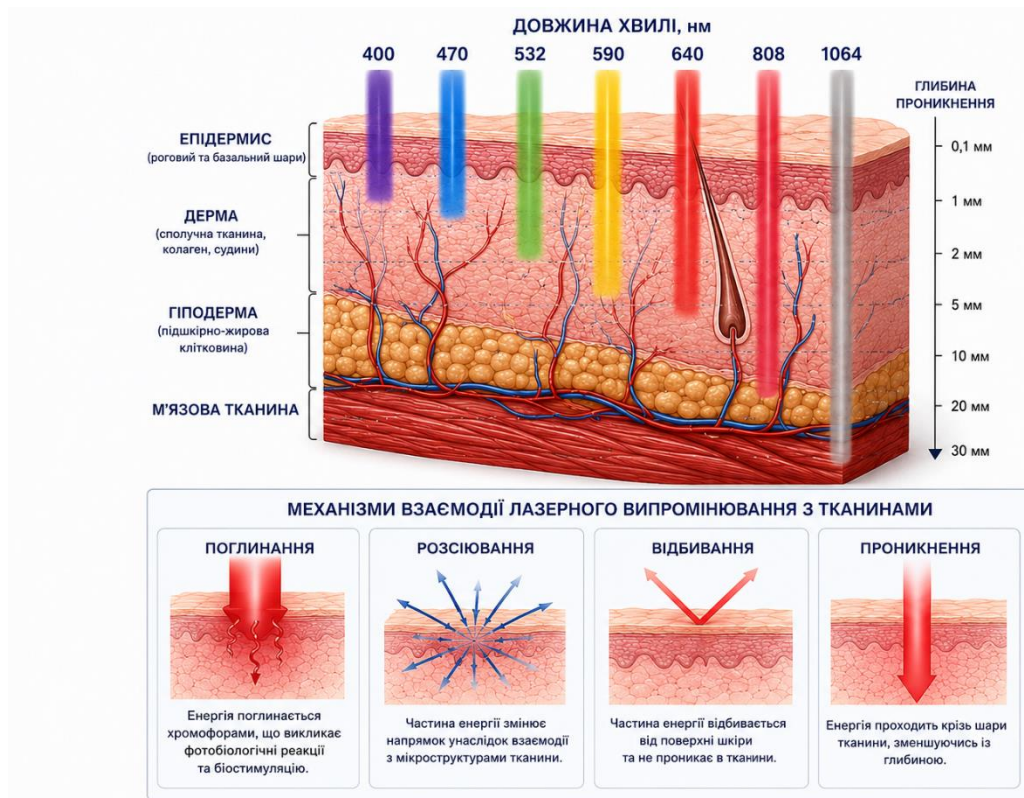


Рис. 1.2. Дія лазерного випромінювання на шкіру.

Основними механізмами взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною: поглинання, розсіювання, відбивання, проникнення (проходження через тканину) [3].

Поглинання лазерного випромінювання

Поглинання є основним процесом, який визначає біологічний ефект лазеротерапії. Лише та частина енергії, яка була поглинута тканиною, здатна викликати фізіологічні та біохімічні зміни в організмі.

Поглинання відбувається спеціальними молекулами - хромофорами. Основними хромофорами біологічних тканин є:

- меланін;
- гемоглобін;
- вода;
- цитохром-С-оксидаза.

Меланін, що міститься в епідермісі, інтенсивно поглинає випромінювання видимого діапазону. Гемоглобін поглинає світло переважно в синьо-зеленій та жовто-зеленій областях спектра і бере участь у процесах фотобіомодуляції кровообігу. Вода є основним поглиначем інфрачервоного випромінювання та визначає теплові ефекти лазерного впливу.

Ступінь поглинання характеризується коефіцієнтом поглинання тканини. Чим вищий коефіцієнт поглинання, тим більша частина енергії затримується у поверхневих шарах і тим меншою є глибина проникнення випромінювання[4].

Розсіювання лазерного випромінювання

Розсіювання виникає внаслідок взаємодії лазерного променя з неоднорідними структурами тканини: клітинами, колагеновими волокнами, міжклітинною рідиною та іншими мікроструктурами.

У більшості біологічних тканин розсіювання є одним із домінуючих процесів у видимому та ближньому інфрачервоному діапазонах. Внаслідок

цього частина енергії поширюється в різних напрямках, що збільшує об'єм тканини, який піддається терапевтичному впливу.

Відбивання лазерного випромінювання

Відбивання відбувається на межі розділу двох середовищ, зокрема між повітрям і поверхнею шкіри. Частина енергії лазерного променя втрачається ще до проникнення в тканину.

Для шкіри коефіцієнт відбиття може становити від 10 до 55 % залежно від довжини хвилі, ступеня пігментації, вологості, віку пацієнта та інших факторів. Саме тому під час проведення лазеротерапії необхідно враховувати індивідуальні особливості пацієнта.

Проникнення лазерного випромінювання

Проникнення характеризує здатність лазерного випромінювання досягати певної глибини тканини. Воно визначається співвідношенням процесів поглинання та розсіювання.

Для терапевтичних апаратів найбільший інтерес становлять червоний та ближній інфрачервоний діапазони спектра. Червоне випромінювання проникає на глибину кількох міліметрів і впливає переважно на поверхневі тканини. Інфрачервоне випромінювання може проникати на декілька сантиметрів, забезпечуючи вплив на м'язи, сухожилля та суглоби.

Клітинні механізми дії лазерного випромінювання

Біологічна дія лазерного випромінювання реалізується через первинні та вторинні клітинні механізми.

До первинних механізмів належать:

- активація мітохондріального дихального ланцюга;

- стимуляція цитохром-С-оксидази;
- вивільнення оксиду азоту (NO);
- збільшення утворення активних форм кисню;
- локальні температурні зміни біомолекул.

Під дією лазерного випромінювання підвищується енергетична активність клітини, активуються процеси метаболізму та регенерації тканин.

До вторинних механізмів належать:

- підвищення внутрішньоклітинної концентрації АТФ;
- збільшення концентрації іонів кальцію (Ca^{2+});
- активація натрій-калієвих насосів;
- зміна електричного потенціалу клітинних мембран;
- стимуляція синтезу білків та факторів росту.

У результаті відбувається прискорення процесів загоєння, покращення мікроциркуляції крові, зменшення запалення та больового синдрому, що і визначає терапевтичний ефект лазерного випромінювання.

Водночас надмірна потужність або тривалий вплив можуть викликати небажане локальне нагрівання тканин і навіть термічні ушкодження. Саме тому в сучасних лазерних терапевтичних апаратах особливого значення набувають системи автоматичного контролю параметрів випромінювання та температури біологічної тканини.

Таким чином, була досліджена дія лазерного випромінювання на біологічну тканину, що визначається складними фізичними та біологічними процесами, серед яких основними є поглинання, розсіювання, відбивання та проникнення випромінювання. Розуміння цих процесів є необхідним для розробки автоматизованого лазерного терапевтичного апарата, який

забезпечуватиме максимальну ефективність лікування при високому рівні безпеки для пацієнта.

1.3. Проведення патентно-інформаційного пошуку об'єктів інтелектуальної власності

За результатами літературно - патентного пошуку встановлено ряд відомих технічних рішень, які можуть розглядатися як найближчі аналоги розроблюваного нами автоматизованого лазерного терапевтичного апарата

Патент України 152756 Автоматизований адаптивний лазерний апарат [5]

Систему лазерно-світлової терапії, яка поєднує декілька фізичних факторів впливу на біологічні тканини, а саме лазерне випромінювання, поліхроматичне світлодіодне випромінювання, магнітне поле та ультразвукову дію. Основою системи є високочастотний генератор електричних сигналів, імпульсний модулятор, регулятор вихідної потужності та п'єзоелектричний перетворювач, забезпечуючи формування та керування параметрами випромінювання. Особливістю конструкції є використання п'єзокристалічної пластини, встановленої під кутом до підкладки. Кут між пластиною та підкладкою може змінюватися в межах від -45° до $+45^{\circ}$, що дозволяє регулювати характеристики випромінювання залежно від умов проведення терапії. На робочій поверхні перетворювача розміщені постійні магніти, які забезпечують магнітотерапевтичний вплив.

Система містить поліхроматичний випромінювач, виконаний на основі RGB-світлодіодів, що дає можливість здійснювати терапію червоним, зеленим або синім світлом. За допомогою високочастотного генератора та імпульсного модулятора реалізується регулювання частоти та інтенсивності світлового випромінювання.

До складу пристрою входять блоки живлення, керування, індикації та клавіатури, а також лазерний випромінювач, розташований у виносній рукоятці. Для контролю параметрів роботи використовується блок контролю оптичної потужності з фотоприймачем, який забезпечує стабілізацію вихідного лазерного випромінювання. Температурні датчики, розміщені безпосередньо на виході лазерного випромінювача та підключені до блоку керування. Що дозволяє здійснювати безперервний моніторинг температури в зоні опромінення та запобігати перегріванню біологічних тканин під час проведення лікувальних процедур.

Перевагою розглянутого технічного рішення є поєднання декількох терапевтичних факторів впливу та реалізація системи температурного контролю.

US9084622B2 «Автоматизована система лазерного лікування» 2023 р., США [6]

Автоматизована система лазерного лікування (рис. 1.3), призначена для виконання контрольованого впливу лазерного випромінювання на визначені ділянки шкіри пацієнта. Особливістю системи є використання автоматизованого керування лазерною головкою та технологій комп'ютерного зору для підвищення точності проведення лікувальних процедур. Принцип роботи системи полягає у попередньому визначенні зони обробки, побудові її цифрової моделі та подальшому автоматичному спрямуванні лазерного випромінювання відповідно до отриманих координат. Для цього використовується система технічного зору, яка виконує тривимірне сканування поверхні тіла пацієнта та формує її 3D-модель.

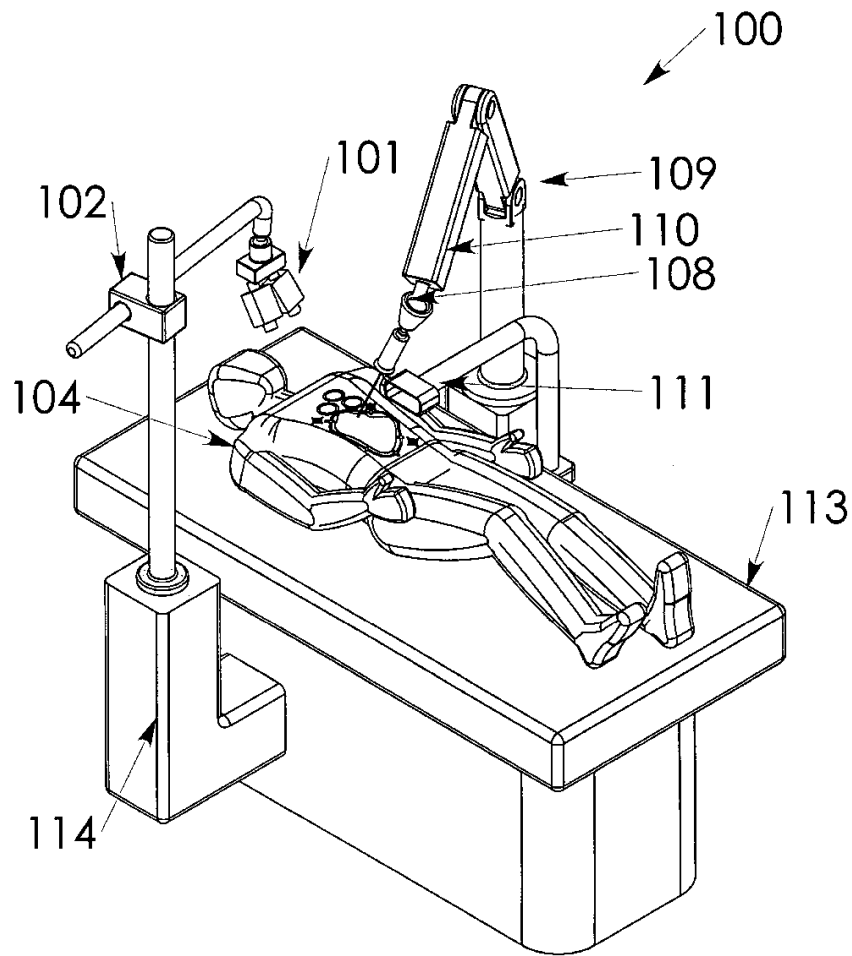


Рис. 1.3. Автоматизована система лазерного лікування[6]

Створена тривимірна карта використовується для контролю положення лазерної головки в режимі реального часу. Система постійно відстежує взаємне розташування лазерного випромінювача та оброблюваної поверхні, що дозволяє коригувати траєкторію руху лазерної головки під час виконання процедури.

Перевагою даного технічного рішення є можливість автоматичного оновлення 3D-моделі у випадку зміни положення пацієнта або зміни геометрії поверхні, яка обробляється. Система здатна виявляти небажані зміщення лазерної головки, що можуть виникати внаслідок зовнішніх механічних впливів або випадкових зіткнень з елементами конструкції. Контролер системи безперервно аналізує відхилення між фактичним та розрахунковим

положенням лазерної головки. У разі перевищення допустимого порогового значення система автоматично коригує параметри руху або призупиняє процедуру до усунення помилки. Такий підхід дозволяє мінімізувати ризик пошкодження здорових тканин та забезпечує високу точність дозування лазерної енергії. [6]

Патент України 154786. Лазерний автоматизований терапевтичний апарат [7].

Особливістю даної конструкції є використання волоконно-оптичного об'єднувача, який забезпечує суміщення випромінювання від декількох лазерних джерел у єдиному світловому каналі. Такий підхід дозволяє підвищити ефективність передачі лазерної енергії та забезпечити формування необхідних параметрів терапевтичного випромінювання.

Конструкція апарата містить джерела лазерного випромінювання, систему об'єктивів, світловод, коліматор та дифракційний елемент, які спільно забезпечують формування та рівномірний розподіл лазерного пучка в зоні опромінення. Використання волоконно-оптичного об'єднувача дає можливість застосовувати декілька лазерних діодів одночасно, що особливо важливо при створенні багатоканальних терапевтичних систем. Для забезпечення ефективного введення випромінювання кут нахилу граней загального світловода повинен задовольняти умову:

$$\varphi: \varphi \leq \frac{\pi}{2} - \arcsin \frac{n_2}{n_1} - \arcsin \frac{NA}{n_1}$$

де n_1 - показник заломлення матеріалу світловода;

n_2 - показник заломлення середовища грані;

NA - числова апертура загального світловода

Кут між осями під'єданого та загального світловодів визначається співвідношенням:

$$V = \frac{\pi}{2} - \nu - \varphi - \arcsin\left(\frac{n_1}{n_0} \cdot \cos 3\varphi\right) + \arcsin\left(\frac{n_3}{n_0} \cdot \nu\right)$$

де n_0 - показник заломлення середовища загального світловода;

n_3 - показник заломлення середовища під'єданого світловода;

ν - кут нахилу перпендикуляра до торцевої поверхні під'єданого світловода.

Перевагою запропонованого технічного рішення є наявність системи контролю температури, блоків керування та живлення лазерних випромінювачів. Це дозволяє автоматизувати процес лікування, контролювати режими роботи лазерів та забезпечувати безпечний рівень впливу на біологічні тканини.

Розглянутий патент містить ряд технічних рішень, які доцільно використати під час проєктування автоматизованого лазерного терапевтичного апарата, при розробці оптичної головки, системи об'єднання випромінювання від декількох лазерних діодів та системи автоматичного керування параметрами терапевтичного впливу.

1.4. Огляд, аналіз та класифікація існуючих апаратів і систем лазерної терапії

Проведемо аналіз сучасних апаратів, які займають провідні позиції у сфері лазерної терапії.

BTL-6000 High Intensity Laser

BTL-6000 High Intensity Laser є сучасною системою високоінтенсивної лазеротерапії класу IV, яка використовується у фізичній реабілітації, спортивній медицині та ортопедії. Апарат працює на довжині хвилі 1064 нм,

що забезпечує проникнення випромінювання в тканини на глибину до 10 см. Перевагою системи є поєднання високої потужності та автоматизованого сканування області лікування [9]. Лазер забезпечує біостимулюючий, протизапальний та знеболювальний ефекти. У системі реалізовані готові клінічні протоколи лікування для різних патологій опорно-рухового апарату .



Рис.1.4 BTL-6000 High Intensity Laser[9]

Таблиця 1.2. Технічні характеристики BTL-6000 High Intensity Laser [9]

Параметр	Значення
Тип лазера	Nd:YAG
Довжина хвилі	1064 нм
Максимальна потужність	12 Вт
Глибина проникнення	до 10 см
Режими роботи	безперервний, імпульсний, одиночний імпульс
Кількість протоколів	61
Клас лазера	4
Калібрування	автоматичне
Габарити	320×190×280 мм

Zimmer OptonPro 25W

OptonPro є одним із найбільш потужних фізіотерапевтичних лазерів класу IV. Його особливістю є одночасне використання трьох довжин хвиль - 810 нм, 980 нм та 1064 нм. Це дозволяє впливати як на поверхневі рецептори болю, так і на глибоко розташовані тканини. Система має сенсорний інтерфейс, вбудовані терапевтичні протоколи та контроль температури шкіри через датчик, інтегрований у випромінювач [10].



Рис.1.5 Zimmer OptonPro 25W [10]

Таблиця 1.3. Технічні характеристики Zimmer OptonPro 25W [10]

Параметр	Значення
Тип лазера	Діодний Class IV
Довжини хвиль	810 нм, 980 нм, 1064 нм
Максимальна потужність	25 Вт
Мінімальний діаметр зони впливу	10 мм

Клас лазера	4
Напруга живлення	100-240 В
Частота мережі	50-60 Гц
Габарити	300×350×200 мм
Вага	3,8 кг
Захист	Class II
Тип інтерфейсу	сенсорний дисплей

ASA MLS M8 Robot

ASA MLS M8 є роботизованою системою лазеротерапії нового покоління. Апарат використовує технологію MLS (Multiwave Locked System), яка поєднує безперервне випромінювання 808 нм та імпульсне випромінювання 905 нм. Така комбінація забезпечує одночасний протизапальний та знеболювальний ефекти. У системи є роботизована лазерна головка, яка автоматично сканує зону лікування без участі оператора[11].



Рис.1.6 ASA MLS M8 Robot [11]

Таблиця 1.4. Технічні характеристики ASA MLS M8 Robot [11]

Параметр	Значення
Довжина хвилі 1	808 нм
Довжина хвилі 2	905 нм
Пікова потужність	75 Вт
Частота модуляції	1-2000 Гц
Тривалість процедури	1 с - 45 хв
Роботизоване сканування	так
Режими лікування	біль, набряк, біостимуляція, тригерні точки
Дисплей	кольоровий сенсорний
Тип лазера	MLS Class IV

Медик-2К

Медик-2К належить до низькоінтенсивних лазеротерапевтичних апаратів. Використовується для лікування захворювань опорно-рухового апарату, неврологічних порушень та реабілітації після травм. Використовує два випромінювачі - червоного та інфрачервоного діапазону.



Рис.1.7 Медик-2К [12]

Таблиця 1.5. Технічні характеристики Медик-2К [12]

Параметр	Значення
Червоний лазер	660 нм
Потужність червоного лазера	3-50 мВт
Інфрачервоний лазер	810 нм
Потужність ІЧ лазера	0-100 мВт
Кут розбіжності	≤ 5 мрад
Режим роботи	безперервний
Споживана потужність	40 В·А
Живлення	220 В, 50 Гц
Час безперервної роботи	до 1,5 год

ЛІКА-Терапевт

Апарат призначений для лазеротерапії, лазеропунктури та біостимуляції тканин. Використовується у фізіотерапії, стоматології та реабілітації [13].



Рис.1.8 ЛІКА-Терапевт [13]

Таблиця 1.6. Технічні характеристики ЛІКА-Терапевт [13]

Параметр	Значення
Довжина хвилі	635 нм
Потужність випромінювання	до 30 мВт
Режим роботи	безперервний, імпульсний
Частота модуляції	1-10000 Гц
Тип випромінювача	напівпровідниковий
Індикація	цифрова
Живлення	220 В
Споживана потужність	до 20 Вт

Adonyss Carbon Frax CO₂

Adonyss Carbon Frax CO₂ є фракційним вуглекислотним лазером, призначеним для дерматологічних, косметологічних та гінекологічних процедур. Апарат виконує абляційне омолодження шкіри, видалення новоутворень та лікування рубців [14].

Рис.1.9 Adonyss Carbon Frax CO₂ [14]

Таблиця 1.7. Технічні характеристики Adonyss Carbon Frax CO₂ [14]

Параметр	Значення
Потужність	40 Вт
Довжина хвилі	10600 нм
Енергія імпульсу	1-100 мДж
Тривалість імпульсу	0,1-2,6 мс
Відстань між точками	0,1-20 мм
Режими сканування	випадковий, послідовний
Фокусна відстань	50 мм
Кут розбіжності	0,3 мрад
Напруга живлення	220 В
Маса	47 кг

Таблиця 1.8. Порівняльна характеристика сучасних лазеротерапевтичних апаратів

Параметр	BTL-6000 HIL	Zimmer OptonPro	ASA MLS M8 Robot	Медик-2К	LIKA-Терапевт	Adonyss Carbon Frax CO ₂
Тип апарата	Високоінтенсивна лазеротерапія	Високоінтенсивна лазеротерапія	Роботизована лазеротерапія	Низькоінтенсивна лазеротерапія	Низькоінтенсивна лазеротерапія	Фракційний CO ₂ - лазер
Основне призначення	Реабілітація, ортопедія	Фізіотерапія, спортивна медицина	Автоматизована фізіотерапія	Фізіотерапія	Лазеротерапія, лазеропунктура	Дерматологія, косметологія
Тип лазера	Nd:YAG	Діодний	MLS (діодний)	Напівпровідниковий	Напівпровідниковий	CO ₂
Довжина хвилі, нм	1064	810, 980, 1064	808, 905	660, 810	635	10600
Кількість довжин хвиль	1	3	2	2	1	1

Максимальна потужність	12 Вт	25 Вт	75 Вт (пікова)	100 мВт	30 мВт	40 Вт
Режим роботи	Безперервний, імпульсний	Безперервний, імпульсний	MLS-режим	Безперервний	Безперервний, імпульсний	Імпульсний
Частота модуляції	до 20 кГц	програмована	1-2000 Гц	-	1-10000 Гц	-
Глибина проникнення	до 100 мм	до 80 мм	до 50 мм	до 20 мм	до 10 мм	поверхнева абляція
Автоматичне сканування	Ні	Ні	Так	Ні	Ні	Так
Роботизоване позиціонування	Ні	Ні	Так	Ні	Ні	Ні
Контроль потужності	Так	Так	Так	Частково	Так	Так
Контроль температури	Ні	Так	Ні	Ні	Ні	Ні
Сенсорний дисплей	Так	Так	Так	Ні	Ні	Так
Попередньо встановлені протоколи	Так	Так	Так	Ні	Ні	Так
Живлення	100-240 В	100-240 В	220 В	220 В	220 В	220 В
Вага	≈12 кг	3,8 кг	≈25 кг	≈5 кг	≈3 кг	47 кг
Клас лазера	IV	IV	IV	IIIВ	IIIВ	IV
Рівень автоматизації	Середній	Середній	Високий	Низький	Низький	Середній

Отже, сучасні апарати та системи лазерної терапії можуть бути класифіковані за такими основними ознаками:

- довжиною хвилі;
- характером впливу на тканини;

- типом активного середовища;
- принципом дії;
- рівнем автоматизації процесу лікування;
- сферою медичного застосування;
- режимом генерації.



Рис. 1.10. Класифікація апаратів лазерної терапії

Проведений аналіз сучасних лазеротерапевтичних апаратів показав, що їх конструктивні та функціональні особливості визначаються призначенням, потужністю випромінювання, довжиною хвилі та ступенем автоматизації. Більшість апаратів можуть бути систематизовані за наведеними класифікаційними ознаками[15].

Таким чином, результати проведеного огляду та аналізу показали доцільність створення автоматизованого лазерного терапевтичного апарата нового покоління. Основними напрямками його вдосконалення мають стати впровадження інтелектуальних алгоритмів керування, системи контролю

температури біологічної тканини та автоматичного регулювання параметрів лазерного випромінювання. Використання зазначених технічних рішень дозволить підвищити точність дозування енергії, покращити безпечність процедур і забезпечити стабільність терапевтичного ефекту, що є важливою умовою ефективного застосування лазерної терапії в сучасній медицині.

1.5. Розробка структурно-функціональної схеми автоматизованого лазерного терапевтичного апарата

Наразі актуальною є розробка автоматизованих апаратів, здатних забезпечувати стабільність параметрів випромінювання та здійснювати безперервний контроль температури біологічних тканин у зоні опромінення. Використання таких систем дозволяє підтримувати заданий рівень потужності лазерного випромінювання протягом усього терапевтичного процесу, а також своєчасно реагувати на зміну температурного режиму оброблюваної ділянки. Застосування температурного моніторингу сприяє запобіганню перегріванню тканин, зменшує ризик виникнення термічних ушкоджень та підвищує безпечність проведення лікувальних процедур. Крім того, автоматичне регулювання параметрів випромінювання дозволяє забезпечити стабільність терапевтичного впливу та підвищити ефективність лікування. [16]

У зв'язку з цим розробка структурно-функціональної схеми автоматизованого лазерного терапевтичного апарата є актуальним науково-технічним завданням, спрямованим на вдосконалення існуючих методів лазерної терапії та розширення можливостей їх практичного застосування в сучасній медицині.

Для розробки структурно-функціональної схеми лазерного терапевтичного апарату за основу було взято апарат «Медик-2к».

Структурно-функціональна схема лазерного терапевтичного апарату «Медик-2к» зображено на рис. 1.11.

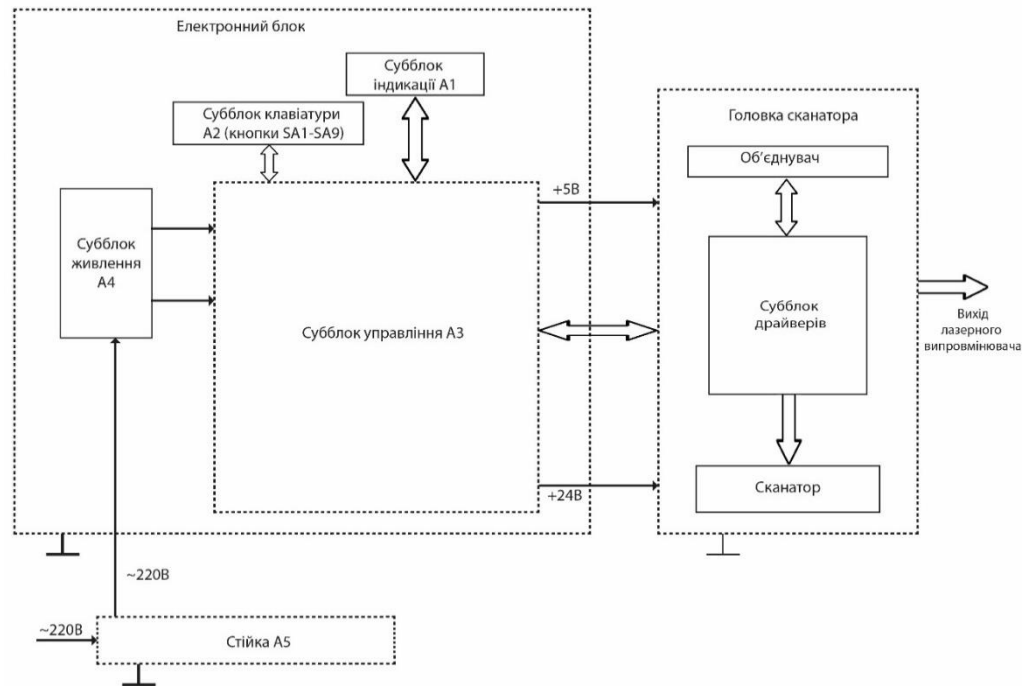


Рис.1.11. Структурно-функціональна схема апарату «Медик-2к»[12]

По структурно-функціональній схемі апарату «Медик-2К» видно, що в його конструкції відсутні засоби контролю безпеки процесу опромінення. Після формування в сканувальній головці лазерне випромінювання безпосередньо впливає на біологічну тканину без контролю її температурного стану та оцінки можливого перегрівання. Такий підхід може призводити до зниження безпечності процедури та підвищення ризику виникнення небажаних термічних ефектів.

З метою усунення зазначених недоліків було запропоновано та розроблено структурно-функціональну схему комбінованого лазерного терапевтичного апарату, яка передбачає реалізацію системи контролю температури в зоні опромінення.

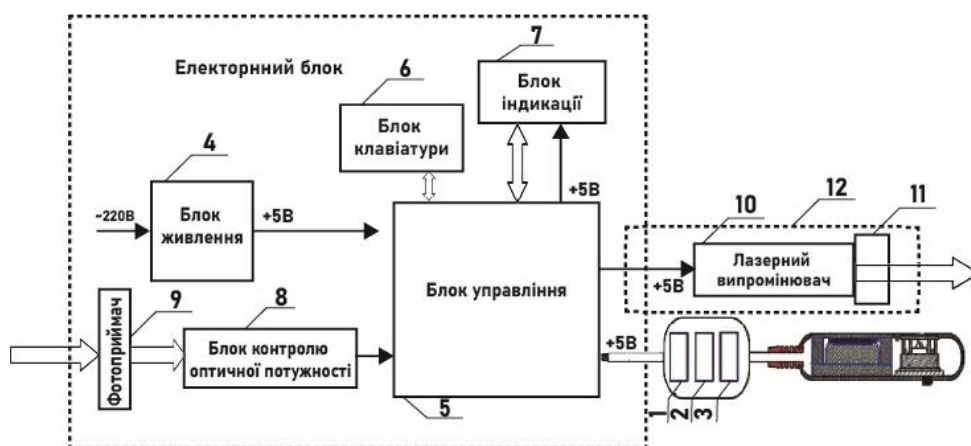


Рис.1.12. Структурно-функціональна схема комбінованого лазерного терапевтичного апарату з контролем температури

Комбінований лазерний терапевтичний апарат, структурно-функціональна схема якого наведена на рис. 1.12, працює таким чином. Електроживлення всіх функціональних вузлів системи забезпечується блоком живлення 4, який формує необхідні напруги для роботи електронних компонентів апарату. Керування режимами роботи здійснюється за допомогою клавіатури 6, через яку оператор задає необхідні параметри лікувальної процедури. Інформація про вибраний режим роботи, поточні налаштування та стан системи відображається на блоці індикації 7. Обробка команд користувача та координація роботи всіх функціональних вузлів виконується блоком керування 5. Перед початком терапевтичної процедури проводиться контроль оптичної потужності лазерного випромінювача 10. Для цього частина випромінювання надходить на фотоприймач 9, сигнал з якого передається до блока контролю оптичної потужності 8. Отримані дані аналізуються блоком керування 5, який порівнює фактичне значення потужності з допустимими параметрами обраного режиму роботи. У випадку відповідності параметрів встановленим значенням система переходить до робочого режиму. Після активації лазерного випромінювача 10 випромінювання через оптичну систему спрямовується на оброблювану ділянку біологічної тканини. У зоні дії лазерного променя встановлено температурний датчик 11, який здійснює

безперервний контроль температури тканини під час проведення процедури. Інформація про температуру надходить до блока керування, де виконується її постійний аналіз. У разі досягнення температурою тканини гранично допустимого значення 42°C блок керування автоматично зменшує потужність випромінювання або припиняє роботу лазерного випромінювача, запобігаючи перегріванню та виникненню термічних ушкоджень. Для підвищення точності позиціонування випромінювача та зручності виконання процедур лазерний випромінювач 10 встановлений на рухомій опорній конструкції 12, що дозволяє змінювати його положення відносно оброблюваної ділянки тіла пацієнта[17].

Більш досконалим є запропонована структурно-функціональна схема автоматизованого лазерного терапевтичного апарата (АЛТА), що поєднує систему контролю оптичної потужності та систему моніторингу температури біологічної тканини. Реалізація зазначених функцій дозволяє підвищити ефективність лікування, забезпечити стабільність параметрів лазерного випромінювання та значно покращити безпеку проведення лазеротерапевтичних процедур.

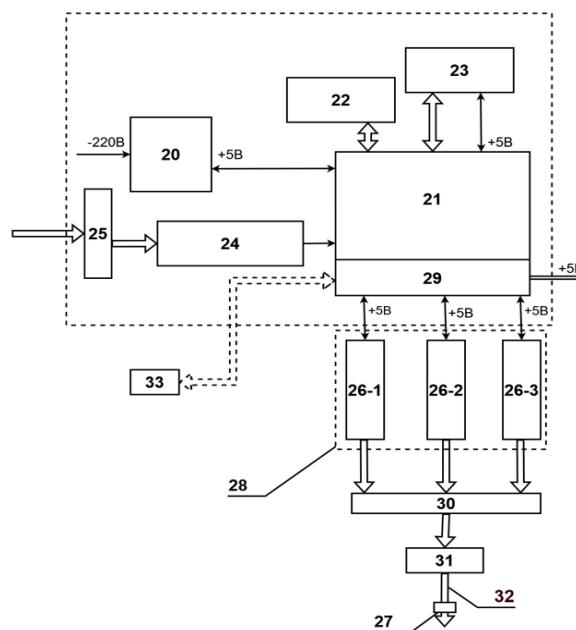


Рис.1.13. Структурно-функціональна схема АЛТА

На рис. 1.13 представлено структурно-функціональну схему автоматизованого лазерного терапевтичного апарату. До складу системи входять блок живлення 20, блок керування 21, блок клавіатури 22, блок індикації 23, блок контролю оптичної потужності 24 з фотоприймачем 25, мікропроцесорний модуль 29, лазерні випромінювачі 26-1, 26-2 та 26-3, суматор оптичних сигналів 30, світловод 31, температурний датчик 27 та виносна стійка 28 для позиціонування випромінювачів.

Живлення всіх функціональних вузлів системи здійснюється від блока живлення 20. Керування режимами роботи виконується блоком керування 21, який взаємодіє з клавіатурою 22 та блоком індикації 23. За допомогою клавіатури оператор задає необхідні параметри терапевтичної процедури, а інформація про вибрані режими та поточний стан системи відображається на дисплеї.

Для контролю стабільності роботи лазерних випромінювачів передбачено блок контролю оптичної потужності 24, з'єднаний з фотоприймачем 25. Перед початком процедури проводиться перевірка потужності кожного лазерного випромінювача. Отримані значення надходять до блока керування 21, де порівнюються із заданими параметрами. У разі відповідності фактичних значень встановленим режимам система переходить у робочий стан. Лазерні випромінювачі 26-1, 26-2 та 26-3 формують випромінювання різних спектральних діапазонів. За допомогою суматора оптичних сигналів 30 їх випромінювання об'єднується в єдиний мультиспектральний лазерний потік, який через об'єktiv і світловод 31 спрямовується до зони лікування. Такий підхід дозволяє поєднати переваги декількох довжин хвиль та підвищити ефективність терапевтичного впливу на біологічні тканини.

Для забезпечення безпечного проведення процедури на кінці світловода встановлено температурний датчик 27, який здійснює безперервний контроль температури в зоні опромінення. Інформація від датчика надходить до

мікропроцесора 29, де виконується аналіз поточного температурного режиму. У разі перевищення встановленого порогового значення температури в 42° С система автоматично зменшує потужність випромінювання або припиняє роботу лазерних джерел, запобігаючи перегріванню тканин та виникненню термічних ушкоджень. Для підвищення точності позиціонування та зручності експлуатації лазерні випромінювачі можуть встановлюватися на рухомій виносній стійці 28. Крім того, система підтримує дистанційне керування та обмін даними через бездротовий канал зв'язку з виносним пультом керування 33.

Таким чином, запропонований автоматизований лазерний терапевтичний апарат забезпечує формування мультиспектрального лазерного випромінювання, автоматичний контроль його потужності та безперервний моніторинг температури біологічної тканини. Реалізація зазначених функцій дозволяє підвищити ефективність терапевтичного впливу, мінімізувати ризик термічних ушкоджень та забезпечити високий рівень безпеки під час проведення лікувальних і реабілітаційних процедур.

1.6. Проєктування алгоритмів керування та обґрунтування режимів роботи апарата

Щоб забезпечити високу ефективності автоматизованого лазерного терапевтичного апарата необхідно здійснювати постійний контроль основних параметрів лазерного випромінювання, зокрема довжини хвилі, потужності випромінювання, щільності енергії та часу експозиції. Необхідність такого контролю обумовлена складними процесами взаємодії лазерного випромінювання з біологічними тканинами, серед яких поглинання, розсіювання, відбивання та проникнення світлової енергії в тканини. Терапевтичний ефект безпосередньо залежить від стабільності параметрів випромінювання та безперервного моніторингу потужності лазерного променя та температури біологічної тканини в зоні опромінення. Контроль

зазначених параметрів дозволяє запобігти надмірному нагріванню тканин, виникненню опіків та іншим небажаним термічним ефектам, а також забезпечити відтворюваність результатів лікування. Одним із таких алгоритмів є метод автоматизованого контролю параметрів лазерного випромінювання, який базується на аналізі характеристик оброблюваної ділянки та дозволяє визначати оптимальні режими терапії залежно від стану біологічної тканини та індивідуальних особливостей пацієнта.

Другим алгоритмом є метод максимально допустимої потужності, який передбачає автоматичне підвищення інтенсивності лазерного випромінювання до безпечного рівня з подальшим контролем реакції тканин на терапевтичний вплив. Використання такого алгоритму дозволяє досягти максимальної ефективності лікування без перевищення допустимих параметрів опромінення[20].

Наступним алгоритмом у практиці лазерної терапії застосовується метод фіксованої потужності, відповідно до якого процедура проводиться за попередньо встановлених значень потужності випромінювання. Вибір режиму здійснюється залежно від типу захворювання, локалізації патологічного процесу та індивідуальних особливостей пацієнта.

Застосування сучасних алгоритмів керування дозволяє адаптувати параметри лазерного випромінювання до конкретних умов проведення процедури та підвищити ефективність лікування. Особливого значення набуває впровадження алгоритмів автоматичного контролю температури біологічної тканини, які забезпечують безпечне використання лазерного випромінювання та мінімізують ризик виникнення термічних ушкоджень.

Метою даного етапу роботи є розробка та вдосконалення алгоритму керування автоматизованим лазерним терапевтичним апаратом шляхом впровадження функції контролю температури в зоні лазерного впливу.

Реалізація такого алгоритму дозволить своєчасно коригувати параметри випромінювання залежно від температурного стану тканини, зменшити ймовірність виникнення перегріву, почервоніння, запальних реакцій, опіків та інших небажаних наслідків процедури[19].

За основу для розробки алгоритму керування було обрано лазеротерапевтичний апарат «Медик-2К».

Розробимо алгоритм роботи апарату «Медик-2к» та зобразимо на рис. 1.14.



Рис. 1.14. Алгоритм керування апарату «Медик-2к» [12]

Алгоритм роботи апарата «Медик-2К» реалізується таким чином. Після ввімкнення апарата електроживлення подається на всі його функціональні вузли та системи. Далі відбувається формування високочастотного електричного сигналу та генерація лікувального випромінювання, яке використовується для впливу на біологічні тканини пацієнта. На наступному етапі оператор обирає необхідний режим роботи відповідно до типу захворювання та призначеного протоколу лікування. Після встановлення параметрів апарат переходить у робочий режим і розпочинає процедуру лазерної терапії. Після завершення встановленого часу опромінення робота апарата припиняється, а система вимикається.

Для усунення зазначених недоліків було запропоновано алгоритм керування комбінованим лазерним терапевтичним апаратом, структурну схему якого наведено на рис. 1.15. Робота вдосконаленої системи розпочинається з подачі живлення на всі функціональні вузли та пристрої апарата. Після цього здійснюється формування високочастотного електричного сигналу та підготовка системи до генерації терапевтичного лазерного випромінювання. Перед переходом у робочий режим виконується контроль оптичної потужності лазерного випромінювача. Отримані значення порівнюються із заданими параметрами, і лише у випадку їх відповідності встановленим вимогам система дозволяє початок лікувальної процедури. Під час роботи апарата здійснюється безперервний контроль температури біологічної тканини в зоні лазерного впливу. У разі перевищення допустимого температурного порогу система автоматично коригує параметри випромінювання або припиняє роботу лазерного випромінювача, забезпечуючи безпечне проведення процедури. Після завершення лікування система автоматично завершує робочий цикл та переходить у режим вимкнення.

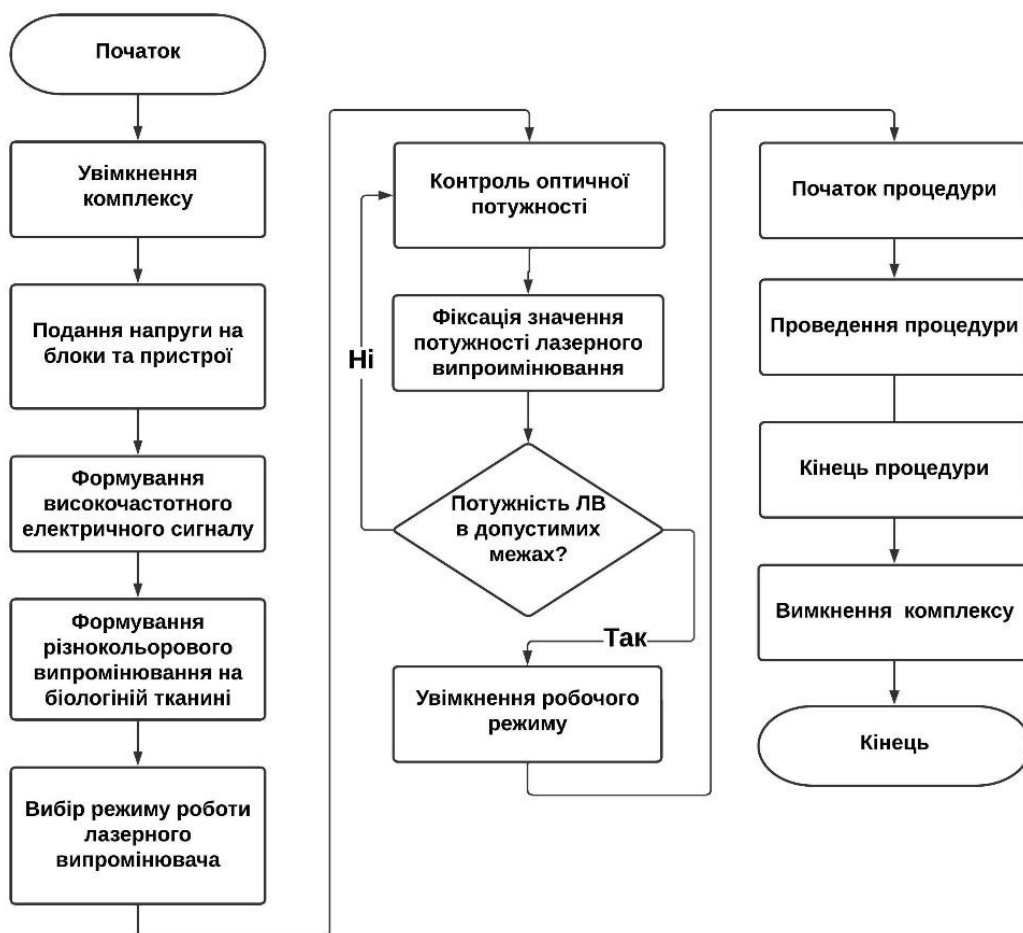


Рис. 1.15. Алгоритм керування КЛТА

Після аналізу алгоритму керування апарата «Медик-2К» та розгляду можливостей його модернізації було розроблено вдосконалений алгоритм керування автоматизованим лазерним терапевтичним апаратом із функцією температурного контролю, який наведено на рис. 1.18. Основною особливістю запропонованого алгоритму є впровадження системи моніторингу температури біологічної тканини в зоні лазерного опромінення.

Робота алгоритму розпочинається з увімкнення системи та подачі живлення на всі функціональні вузли апарата. Після цього здійснюється формування електричних сигналів, генерація лазерного випромінювання та вибір необхідного режиму роботи відповідно до призначеної терапевтичної процедури. Далі виконується налаштування параметрів випромінювання,

зокрема потужності лазерного променя, після чого апарат переходить у робочий режим. Під час проведення процедури температурний датчик безперервно вимірює температуру біологічної тканини в зоні впливу лазерного випромінювання. Отримані дані передаються до блока керування, де здійснюється їх аналіз та порівняння з гранично допустимим значенням температури. Якщо температура тканини знаходиться в межах допустимого діапазону, система продовжує роботу в заданому режимі до завершення процедури. У випадку перевищення встановленого порогового значення температури ($+42^{\circ}\text{C}$) блок керування автоматично формує команду на відключення живлення лазерного випромінювача та припинення опромінення без участі оператора. Такий підхід дозволяє запобігти перегріванню біологічної тканини та виникненню небажаних термічних ушкоджень. Після завершення процедури або спрацювання системи захисту апарат переходить у режим вимкнення.

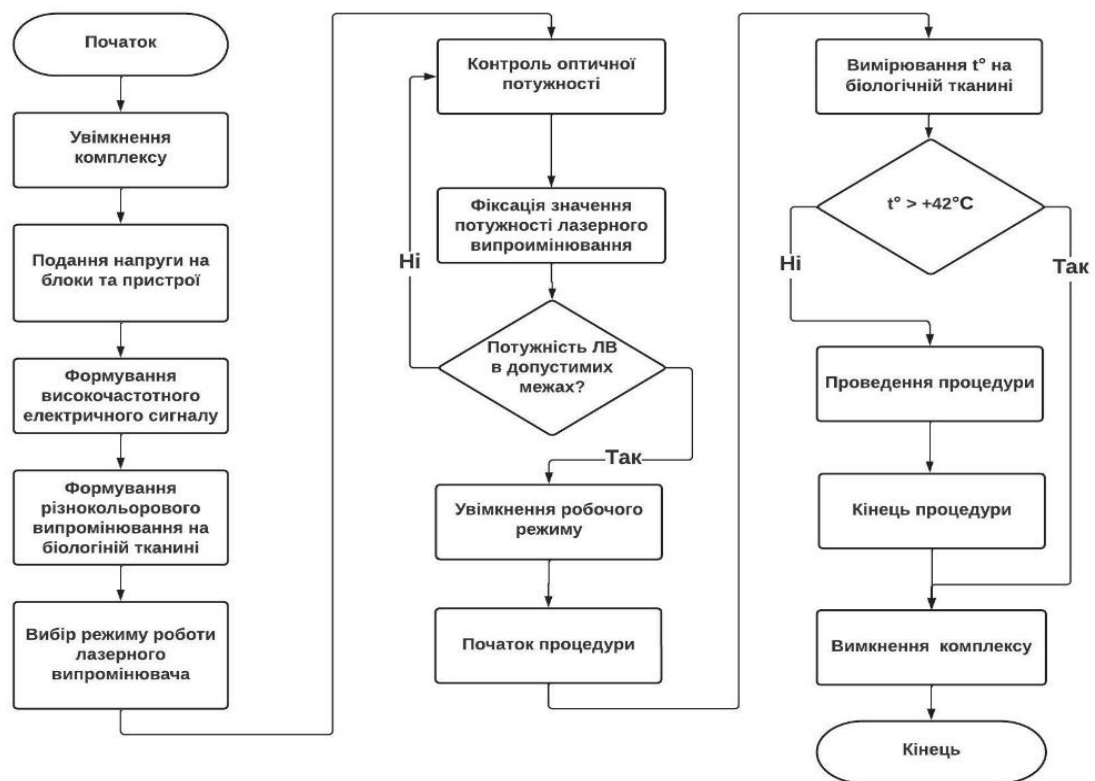


Рис. 1.16. Модифікований алгоритм керування АЛТА з контролем температури

Таким чином, було проведено аналіз алгоритму керування існуючого лазеротерапевтичного апарата та розглянуто можливості його вдосконалення. На основі виявлених недоліків розроблено алгоритм керування автоматизованим лазерним терапевтичним апаратом із системою контролю температури біологічної тканини. Запропонований алгоритм забезпечує безперервний моніторинг температури в зоні опромінення та автоматичне реагування на перевищення допустимих значень, що дозволяє підвищити безпеку проведення процедур, зменшити ризик термічних ушкоджень тканин і покращити ефективність лазеротерапевтичного лікування в медичних закладах.

1.7. Розрахунок параметрів лазерного випромінювання для терапевтичного застосування.

Для визначення основних параметрів лазерного випромінювання наведемо вихідні дані, прийняті відповідно до проєкту:

Довжина хвиль:

- Ч-випромінювання $\lambda_{\text{ч}} = 638 \text{ нм}$

- ІЧ-випромінювання $\lambda_{\text{іч}} = 940 \text{ нм};$

Потужність:

- Ч-випромінювання $P_{\text{ч}} = (10 - 100) \text{ мВт} \pm 20\%$,

- ІЧ-випромінювання $P_{\text{іч}} = (10 - 100) \text{ мВт} \pm 20\%$.

Розрахунок частоти лазерного випромінювання. Частота визначається за формулою:

$$f = \frac{c}{\lambda}, \quad (1.1)$$

де:

$c = 2,99 \cdot 10^8$ м/с - швидкість світла;

λ - довжина хвилі.

Для червоного випромінювання:

$$f_{\text{ч}} = \frac{c}{\lambda} = \frac{2,99 \cdot 10^8}{638 \cdot 10^{-9}} = 469 \text{ ТГц}$$

Для інфрачервоного випромінювання

$$f_{\text{іч}} = \frac{2,99 \cdot 10^8}{940 \cdot 10^{-9}} = 318 \text{ ТГц}$$

Розрахуємо період випромінювання за формулою:

$$T = \frac{1}{f}, \quad (1.2)$$

Для червоного випромінювання:

$$T_{\text{ч}} = \frac{1}{469 \cdot 10^{12}} = 2,13 \text{ фс}$$

Для інфрачервоного випромінювання:

$$T_{\text{іч}} = \frac{1}{318 \cdot 10^{12}} = 3,14 \text{ фс}$$

Враховуючи часові характеристики випромінювання, енергія лазерного променя може бути представлена у вигляді послідовності окремих імпульсів. Для оцінки енергетичних параметрів системи виконаємо розрахунок енергії одного імпульсу для червоного та інфрачервоного лазерного випромінювання.

Спочатку визначимо максимальне значення енергії імпульсу лазерного випромінювання, використовуючи наступну залежність:

$$E = P(max) \cdot T, \quad (1.3)$$

де P - потужність випромінювання, T - період.

Максимальне значення енергії імпульсу для червоного лазерного випромінювання визначаємо за формулою:

$$E_q(max) = 100 \cdot 10^{-3} \cdot 2,13 \cdot 10^{-15} = 2,13 \cdot 10^{-16} \text{ Дж}$$

Максимальне значення енергії імпульсу для інфрачервоного лазерного випромінювання визначаємо за формулою:

$$E_{iq}(max) = 100 \cdot 10^{-3} \cdot 3,14 \cdot 10^{-15} = 3,14 \cdot 10^{-16} \text{ Дж}$$

Виконаємо розрахунок мінімальної енергії імпульсу за відповідною залежністю:

$$E = P(min) \cdot T, \quad (1.4)$$

де P - потужність лазерного випромінювання, T - період.

Мінімальна енергія імпульсу червоного випромінювання розраховується з урахуванням мінімального значення потужності джерела та періоду коливань випромінювання:

$$E_q(min) = 10 \cdot 10^{-3} \cdot 2,13 \cdot 10^{-15} = 2,13 \cdot 10^{-17} \text{ Дж}$$

Мінімальна енергія імпульсу інфрачервоного випромінювання розраховується з урахуванням мінімального значення потужності джерела та періоду коливань випромінювання:

$$E_{iq}(min) = 10 \cdot 10^{-3} \cdot 3,14 \cdot 10^{-15} = 3,14 \cdot 10^{-17} \text{ Дж}$$

1.8. Параметри електричних схем та систем керування

У розробленому автоматичному лазерному терапевтичному апараті блок живлення реалізовано на основі прецизійного стабілізатора напруги TL431, силового MOSFET-транзистора та операційного підсилювача (рис. 1.19). Така схема забезпечує формування стабілізованої постійної напруги живлення для електронних вузлів апарата та дозволяє підтримувати необхідні параметри живлення незалежно від коливань вхідної напруги або зміни навантаження[25].

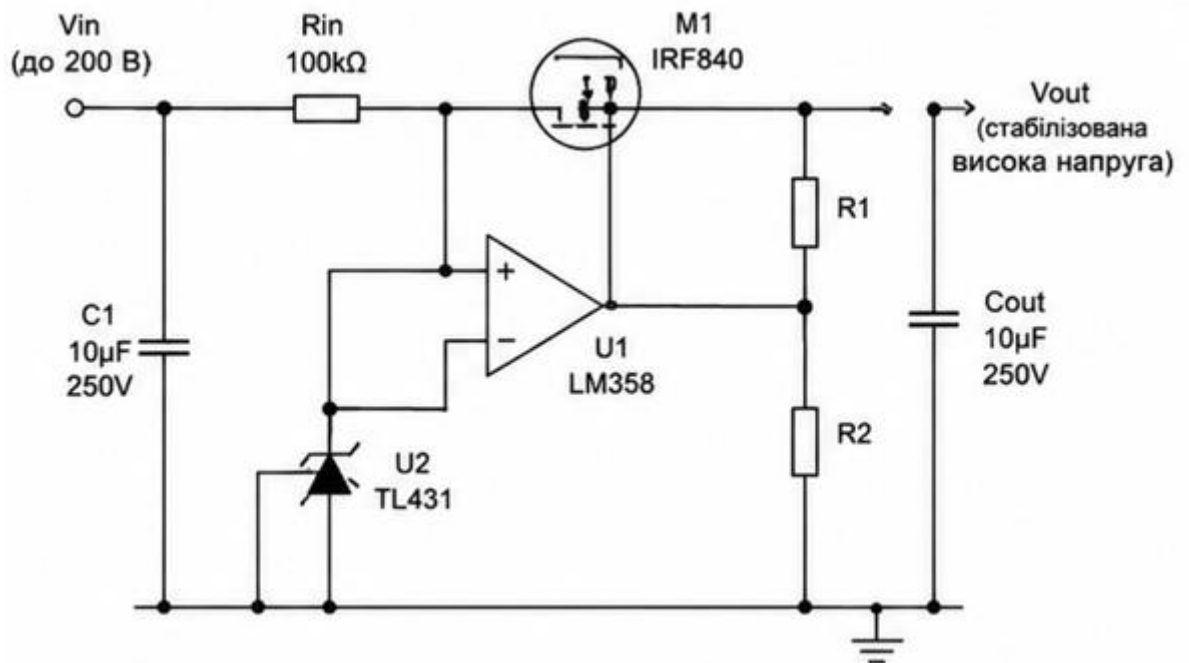


Рис. 1.18. Стабілізатор високої напруги [25]

Приведемо характеристики стабілізатора високої напруги з специфікації:

$$V_{out} = 12\text{В};$$

$$I_{load} = 0.2 - 1.5\text{ А};$$

$$V_{in(max)} = 24\text{В};$$

$$V_{in(min)} = 12\text{В};$$

$$T_a = 0 - 50^{\circ}\text{C};$$

$$R_c = 1 \frac{^{\circ}\text{C}}{\text{Вт}};$$

$$R_a = 50^{\circ} \frac{\text{C}}{\text{Вт}};$$

$$T_j = 150^{\circ}\text{C}.$$

Виконаємо розрахунок втрати на перепаді напруги за наступною формулою:

$$P_D(\max) = (V_{in}(\max) - V_{out}) \cdot I_{load}(\max) \quad (1.5)$$

$$P_D(\max) = (24 - 12\text{В}) \cdot 1\text{А} = 12\text{Вт}$$

Розрахуємо температуру р-п переходу без тепловідводу:

$$T_j = P_D \cdot R_a + T_a(\max) \quad (1.6)$$

$$T_j = 12\text{Вт} \cdot 8 \frac{^{\circ}\text{C}}{\text{Вт}} + 60^{\circ}\text{C} = 146^{\circ}\text{C}$$

Крім того, в блоці живлення також присутній елемент UC3573, що є понижуючим перетворювачем, він представлений на рис.1.19.

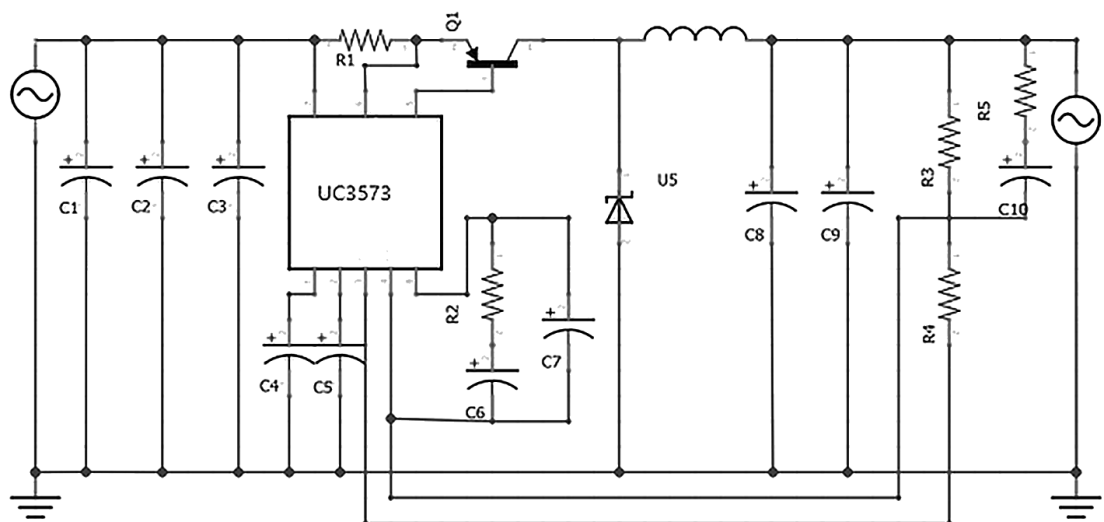


Рис. 1.19. Понижуючий перетворювач [26]

Приведемо характеристики понижуючого перетворювача з специфікації[26]:

$$V_{in}(max) = 24V;$$

$$V_{in}(min) = 15V;$$

$$V_{out} = 5V;$$

$$I_{load} = 1.5 A$$

$$\eta = 0,8$$

$$f_{sw} = 100 \text{ кГц};$$

$$\text{Напруга пульсації: } V_{ripper} = 25\text{мВ}$$

Вихідна потужність (максимальна):

$$P_{out}(max) = V_{out} \cdot I_{load}(max) \quad (1.7)$$

$$P_{out}(max) = 5V \cdot 1,5A = 7,5\text{Вт}$$

Вхідна потужність:

$$P_{in} = \frac{P_{out}}{\eta} \quad (1.8)$$

$$P_{in} = \frac{7,5\text{Вт}}{0,8} = 9,38 \text{ Вт}$$

Вхідний струм при мінімальній напрузі:

$$I_{in}(min) = \frac{P_{in}}{V_{in}(min)} \quad (1.9)$$

$$I_{in}(min) = \frac{9,38\text{Вт}}{15V} = 0,63A$$

Вхідний струм при максимальній напрузі:

$$I_{in}(max) = \frac{P_{in}}{V_{in}(max)} \quad (1.10)$$

$$I_{in}(max) = \frac{9,38\text{Вт}}{24\text{В}} = 0,39\text{А}$$

Максимальний струм:

$$1,4 \cdot I_{load}(max) = 1,4 * 1,5\text{А} = 2,1\text{А}$$

Мінімальна індуктивність:

$$L_{min} = \frac{(V_{in}(max) - V_{out}) \cdot \left(1 - \frac{V_{out}}{V_{in}(max)}\right)}{1,4 \cdot I_{load}(min) \cdot f_{sw}} \quad (1.11)$$

$$L_{min} = \frac{(24\text{В} - 5\text{В}) \cdot \left(1 - \frac{5\text{В}}{24\text{В}}\right)}{1,4 \cdot 0,5\text{А} \cdot 100\text{кГц}} = 215 \text{ мкГц}$$

де f_{sw} - робоча частота понижуючого перетворювача,
 $I_{out}(min)$ - очікуваний струм навантаження(мінімальний).

Вихідний конденсатор:

$$C_{out}(min) = \frac{I_{out}(max) - \frac{V_{out}}{V_{in}(max)}}{V_{ripper} \cdot f_{sw}} \quad (1.12)$$

$$C_{out}(min) = \frac{1,5\text{А} \cdot \left(1 - \frac{5\text{В}}{24\text{В}}\right)}{25\text{мВ} * 100\text{кГц}} = 475 \text{ мкФ}$$

Вхідний конденсатор:

$$C_{in} = \frac{P_{in}}{V_{ripper}^2 \cdot f_{sw}} \quad (1.13)$$

$$C_3 = \frac{9,38 \text{ ВТ}}{25 \text{ мФ}^2 \cdot 100 \text{ кГц}} = 150 \text{ мкФ}$$

Конденсатор завдання частоти C3:

$$C_3 = \frac{1}{15 \cdot f_{sw}} \quad (1.14)$$

$$C_3 = \frac{1}{15 \cdot 100 \text{ кГц}} = 667 \text{ пФ}$$

Найближче стандартне значення - 680 пФ

Виконаємо розрахунок резистора R1. Обраний контролер має вбудовану систему імпульсного струмового захисту, що забезпечує автоматичне вимкнення ключового елемента при досягненні порогової напруги 0,47 В на вимірювальному резисторі. Для забезпечення надійної роботи системи приймемо запас між максимальним робочим струмом і струмом спрацювання захисту на рівні 20 %[30].

Струм спрацювання захисту: $1,2 \cdot 2,1 \text{ А} = 2,52 \text{ А}$.

Розрахуємо опір резистора:

$$R_1 = \frac{0,47}{2,52} = 0,1865 \text{ Ом}$$

Виберемо найближчий стандартний резистор - 0.1 Ом.

Виконаємо розрахунок резистивного діляника напруги, утвореного резисторами R3 та R4. Опір нижнього плеча діляника визначається за формулою:

$$R_4 = \frac{2B}{1\text{mA}} = 2 \text{ кОм}$$

Фактичне значення струму через дільник становить: 1,005мА

$$R_4 = \frac{(5B - 2B)}{1,005\text{мА}} = 2,98 \text{ кОм}$$

1.9. Обґрунтування напрямків автоматизації роботи лазерного терапевтичного апарата

Лазерна терапія - це одним із сучасних напрямів лікування, який базується на використанні лазерного випромінювання для досягнення лікувального ефекту в різних галузях медицини. Завдяки високій точності впливу на біологічні тканини цей метод сприяє стимуляції регенеративних процесів, прискоренню загоєння та покращенню функціонального стану організму.

Серед існуючих методів фізіотерапевтичного впливу особливе місце займають автоматизовані терапевтичні лазерні апарати. Їх робота ґрунтується на формуванні спрямованого світлового або лазерного потоку, який забезпечує ефективний вплив на біологічні тканини та широко застосовується в реабілітаційній медицині, фізіотерапії та косметології.

У процесі проходження лазерного випромінювання через біологічні тканини відбуваються фізичні процеси поглинання, відбиття та розсіювання світлової енергії. Саме тому ефективність лікування значною мірою залежить від стабільності параметрів випромінювання та контролю умов проведення процедури. Одним із найважливіших параметрів є температура біологічної тканини в зоні опромінення, оскільки її надмірне підвищення може призвести до виникнення небажаних термічних ефектів. Також, важливим є підтримання

стабільного рівня потужності лазерного випромінювання протягом усього лікувального процесу[33].

Сучасні тенденції розвитку лазерної терапії спрямовані на впровадження автоматизованих систем керування, які забезпечують підвищення точності та ефективності лікування. Автоматизація дозволяє зменшити вплив людського фактора, забезпечити відтворюваність результатів процедур, підвищити безпечність лікування та покращити умови роботи медичного персоналу.

Розвиток автоматизованих апаратів лазерної терапії передбачає впровадження засобів автоматичного регулювання параметрів випромінювання, систем моніторингу та зворотного зв'язку, а також технологій контролю стану біологічної тканини в режимі реального часу. Використання таких рішень дозволяє адаптувати параметри лікування до індивідуальних особливостей пацієнта та забезпечувати більш ефективний терапевтичний вплив[32].

У даній роботі за базову систему було обрано лазеротерапевтичний апарат «LIKA-LD» [1]. Аналіз його конструкції показав, що одним із основних недоліків є відсутність засобів контролю температури біологічної тканини під час проведення процедури. Це може призводити до перегрівання шкіри та виникнення небажаних побічних ефектів. Для усунення зазначеного недоліку запропоновано модернізацію системи шляхом впровадження температурного датчика та алгоритму автоматичного контролю температури в зоні опромінення. Розроблена система забезпечує безперервний моніторинг температури поверхні шкіри та автоматичне припинення роботи лазерного випромінювача у випадку перевищення встановленого граничного значення. Такий підхід дозволяє підвищити безпечність проведення процедур, мінімізувати ризик термічних ушкоджень тканин та покращити ефективність лікування.

Запропоновані технічні рішення дозволяють реалізувати автоматизований контроль температурного режиму під час проведення лазеротерапії, підвищити ефективність використання лазерного випромінювання та забезпечити додатковий рівень захисту пацієнта від перегрівання тканин. Розроблена система має значний потенціал для впровадження у сучасних медичних закладах та може бути використана в реабілітації, фізіотерапії й косметології.

Висновок по конструкторській частині

На основі проведеного аналізу патентної документації, науково-технічної літератури та сучасних апаратів лазерної терапії було запропоновано модернізацію лазерного апарату «LIKA-LD» шляхом впровадження температурного датчика для безперервного контролю температури біологічної тканини пацієнта в зоні лазерного впливу. Запропоноване рішення спрямоване на підвищення безпеки проведення лікувальних процедур та запобігання перегріванню тканин. У процесі дослідження також було виконано огляд і порівняльний аналіз сучасних апаратів та систем лазерної терапії, що дало можливість сформулювати їх класифікацію за основними технічними та функціональними ознаками. На основі отриманих результатів було систематизовано існуючі підходи до побудови та використання автоматизованих терапевтичних лазерних апаратів.

У межах даного розділу розроблено структурно-функціональну схему автоматизованого лазерного терапевтичного апарата, а також алгоритм керування його роботою. Запропоновані технічні рішення створюють передумови для підвищення рівня автоматизації процесу лікування, забезпечують контроль температурних параметрів у режимі реального часу та сприяють безпечному використанню лазерного випромінювання. Реалізація розроблених рішень дозволяє розширити функціональні можливості апарата

та підвищити ефективність його застосування в реабілітації, фізіотерапії, косметології та інших напрямках сучасної медицини.

РОЗДІЛ 2
ТЕХНОЛОГІЧНА ЧАСТИНА

2.1. Оцінка технологічності конструкції автоматизованого лазерного терапевтичного апарата

За допомогою програмного забезпечення SolidWorks, було розроблено креслення конструкції блоку електронного АЛТА (рис.2.1).

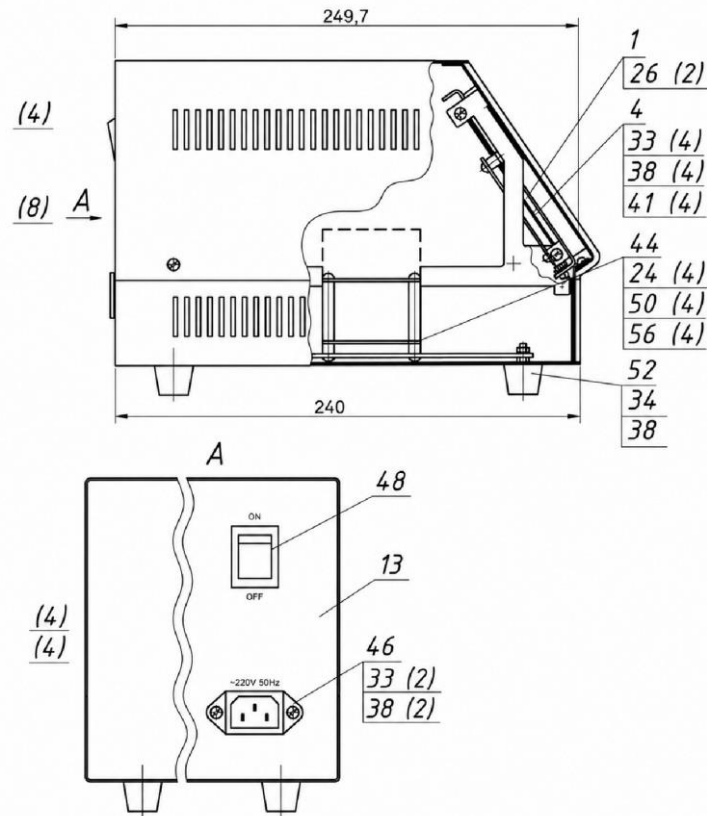


Рис. 2.1. Креслення блоку електронного АЛТА

На рис 2.1. зображено блок електронний, що складається з наступних елементів:

- | | | |
|---------------------------|----------------------------|------------------------|
| 1) Блок електронний АЛТА; | 14) Панель передня; | 44) Блок живлення; |
| 2) Рукоятка; | 15) Пластина; | 46) Вилка мережева |
| 3) Панель передня; | 16) Основа; | триконтактна; |
| 4) Дно; | 17) Панель задня; | 48) Вимикач; |
| 5) Основа; | 18) Екран; | 50) Втулка ізоляційна; |
| 6) Вимірювач потужності; | 22-23) Гвинт ДСТУ11644-95; | 52) Ніжка; |
| 7) Субблок керування; | 26-29) Гвинт ДСТУ17473-93; | 54) Розетка; |
| 8) Динамік; | 32-34) Гвинт ДСТУ17475-93; | 56) Стійка; |
| 9) Блок індикації; | 37-38) Гайка ДСТУ17475-93; | 38) Фільтр мережевий; |
| 12) Кришка; | 41) Шайба 3.04.016 ДСТУ | |
| 13) Шайба; | 10450-94; | |

Представимо зовнішній вигляд блоку електронного АЛТА у вигляді 3D-моделі на рис.2.2.



Рис.2.2. Зовнішній вигляд блоку електронного АЛТА

Для оцінювання виробу на технологічність доцільно використовувати систему загальних показників. До основних загальних показників можна віднести наступні показники: [28]:

- 1) уніфікації вузлів;
- 2) уніфікації виробу;
- 3) конструкторської складності;
- 4) уніфікації деталей.

1) Уніфікацію вузлів розраховуємо за наступною формулою:

$$K_{yH.N} = \frac{N_{yH}}{N_{\Sigma}}, \quad (2.1)$$

де N_{yH} – кількість складальних одиниць, що уніфіковані;

N_{Σ} – сума складальних одиниць, що уніфіковані.

$$K_{yH.N} = \frac{4}{9} = 0,44$$

Для порівняння результату технологічності використовуються такі критерії оцінювання:

- $K_{yH.N} < 0,2$ – технологічність низька;
- $K_{yH.N} = 0,2-0,4$ – технологічність задовільна;
- $K_{yH.N} > 0,4$ – технологічність висока.

Оскільки отриманий коефіцієнт дорівнює $K_{yH.N} = 0,44$, можна зробити висновок про високий рівень технологічності.

2) Уніфікацію виробу розраховуємо за наступною формулою:

$$K_{yH} = \frac{N_{yH} + n_{yH}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}}, \quad (2.2)$$

де N_{Σ} – сума складальних одиниць, N_{yH} – кількість складальних одиниць, що уніфіковані, n_{Σ} – сума всіх деталей, n_{yH} – кількість всіх деталей, що уніфіковані.

$$K_{yH} = \frac{N_{yH} + n_{yH}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} = \frac{4 + 10}{9 + 15} = 0,58.$$

Для порівняння результату технологічності використовуються такі критерії оцінювання:

- $K_{ун.} < 0,25$ – технологічність незадовільна;
- $K_{ун.} = 0,25-0,5$ – технологічність задовільна;
- $K_{ун.} > 0,5$ – технологічність висока.

Оскільки отриманий коефіцієнт дорівнює $K_{ун} = 0,58$, можна зробити висновок про високий рівень технологічності

3) Конструкторську складність розраховуємо за наступною формулою:

$$K_{сл.} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.3)$$

де n_{Σ} – сума всіх деталей, N_{Σ} – сума складальних одиниць, що уніфіковані.

$$K_{сл.} = \frac{4}{15} = 0,26$$

Для порівняння результату технологічності використовуються такі критерії оцінювання:

- $K_{сл.} < 0,1$ – технологічність низька;
- $K_{сл.} = 0,1-0,2$ – технологічність задовільна;
- $K_{сл.} > 0,2$ – технологічність висока.

Оскільки отриманий коефіцієнт дорівнює $K_{сл.} = 0,26$, можна зробити висновок про високий рівень технологічності.

4) Критерії уніфікації деталей розраховуємо за наступною формулою:

$$K_{ун.п.} = \frac{n_{ун.}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.4)$$

де n_{Σ} – сума всіх деталей, $n_{ун.}$ – кількість всіх деталей, що уніфіковані;

$$K_{ун.п.} = \frac{10}{15} = 0,67,$$

Для порівняння результату технологічності використовуються такі критерії оцінювання:

- $K_{\text{ун.п.}} < 0,3$ – технологічність погана;
- $K_{\text{ун.п.}} = 0,3-0,6$ – технологічність задовільна;
- $K_{\text{ун.п.}} > 0,6$ – технологічність хороша.

Оскільки отриманий коефіцієнт дорівнює $K_{\text{ун.п.}} = 0,67$, можна зробити висновок про високий рівень технологічності.

2.2. Розробка технологічної схем складання випромінювача

Перед початком розроблення технологічної схеми складання (ТСС) визначають базовий елемент, відносно якого здійснюватиметься подальше складання виробу. У даному випадку в якості базової лінії складання було обрано корпус (поз. 1)

Послідовність складання: Першою операцією в Корпус 1 необхідно загвинтити Втулку 2. Наступною дією збираємо Вузол Радіатор СБ, під час складання вузла в Радіатор 3 послідовно встановлюються Фотодіод 7, Вставка 5 та Перехідник 4, після чого утворюється готовий вузол Радіатор СБ. На наступному етапі до зібраного вузла «Радіатор СБ» приєднується Корпус 1 із встановленою Втулкою 2, після чого з'єднання фіксується Гвинтом 8. Далі встановлюються Трубка 12 та Кабель 11. Далі проходимо випробування, контроль та отримуємо готову Рукоятку лазерного випромінювача. Розроблена ТСС зображена на рис. 2.3.

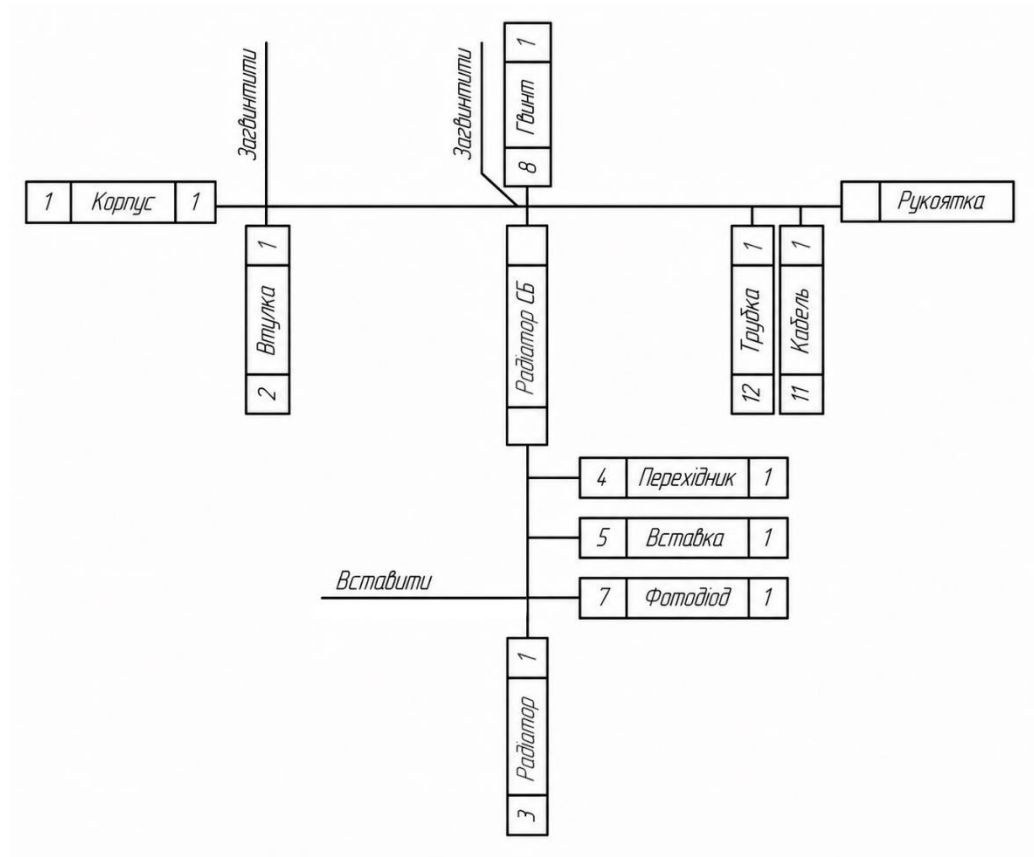


Рис. 2.3. ТСС рукоятки лазерного випромінювача

2.3. Розробка структурної схем складання випромінювача

На основі розробленої технологічної схеми складання формується структурна схема складання (ССС). Спочатку на схемі виділяють основні складальні одиниці та вузли, після чого до них послідовно приєднують відповідні деталі, відображаючи порядок складання виробу. У верхній частині схеми розміщується готовий виріб як кінцева складальна одиниця, нижче показуються основні вузли, а ще нижче – деталі, з яких вони складаються. В нижній частині схеми розташовуються стандартні та нестандартні елементи, що входять до складу відповідних вузлів. Розроблена структурна схема складання представлена на рис. 2.4.

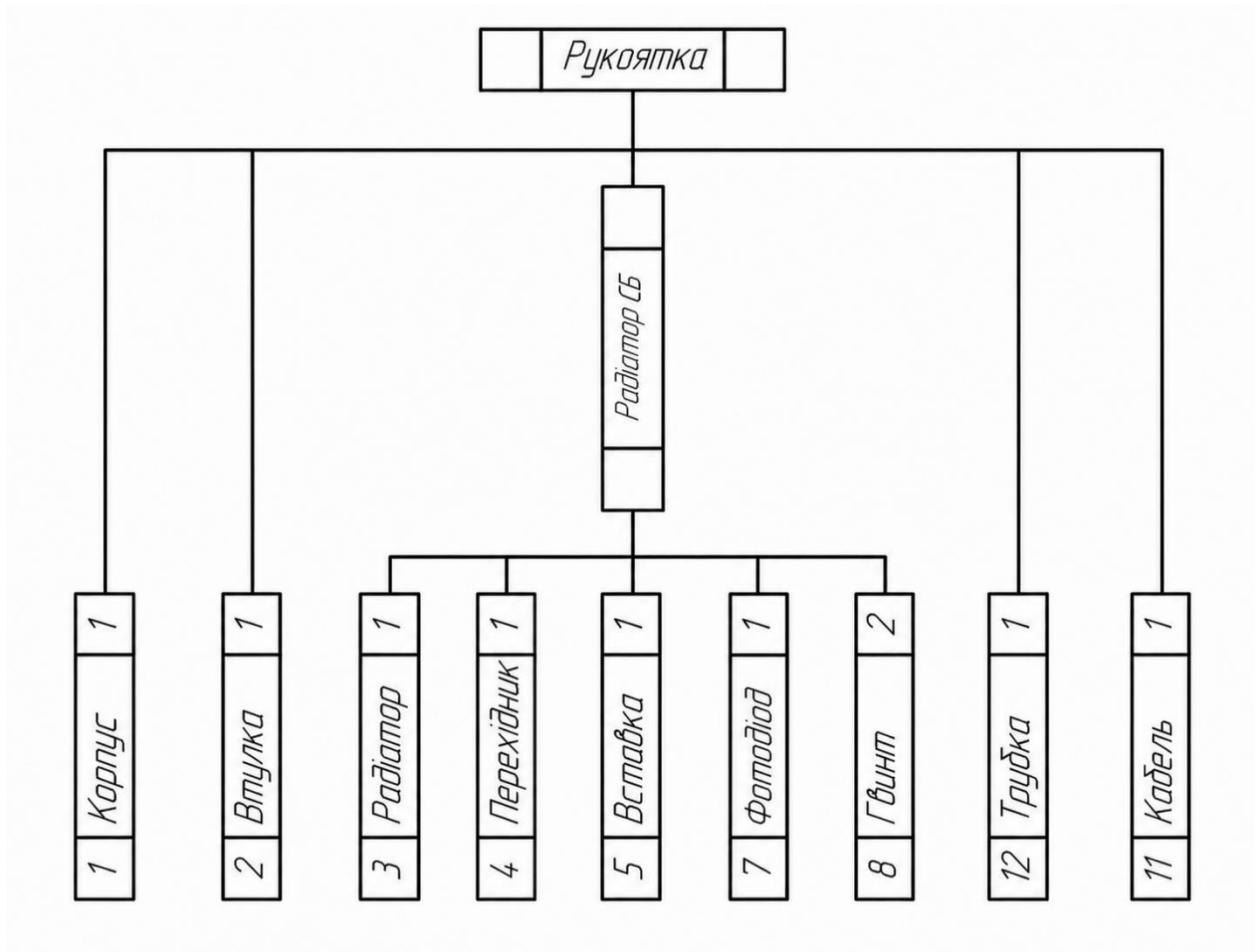


Рис. 2.4. Структурна схема складання рукоятки лазерного випромінювача

Висновок до технологічної частини

У процесі виконання технологічного розділу було розроблено перспективну конструкцію рукоятки лазерного випромінювача. Розроблено технологічну та структурну схеми складання, впровадження яких сприятиме підвищенню ефективності та продуктивності процесу складання виробу. Також створено тривимірну модель електронного блоку АЛТА.

У ході роботи проведено розрахунки для оцінки технологічності електронного блоку АЛТА за чотирма основними критеріями: рівнем уніфікації вузлів, уніфікації виробу, конструкторської складності та уніфікації деталей. Отримані результати дозволили визначити рівень технологічності

конструкції та підтвердити доцільність застосованих конструкторсько-технологічних рішень.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У ході виконання дипломного проєкту проведено структурно-конструктивну розробку та комплексне дослідження, спрямоване на створення автоматизованого лазерного терапевтичного апарата. Виконано аналіз основних параметрів і характеристик лазерного випромінювання, а також досліджено особливості його взаємодії з біологічними тканинами. На основі опрацювання науково-технічної літератури та патентних джерел проведено аналіз існуючих методів лазерної терапії, що дало змогу виконати огляд і класифікацію сучасних апаратів та систем даного призначення.

Одним із основних результатів роботи є розроблення оптимальної структурно-функціональної схеми автоматизованого лазерного терапевтичного апарата та алгоритмів керування його роботою. Крім того, виконано розрахунок параметрів лазерного випромінювання та електричних кіл, що дозволило визначити раціональні значення параметрів для забезпечення ефективного та безпечного проведення терапевтичних процедур.

Розроблений автоматизований лазерний терапевтичний апарат є ефективним засобом для проведення лікувальних процедур та забезпечує підвищення безпеки їх виконання завдяки контролю температури в зоні дії лазерного випромінювання на біологічні тканини. Також у роботі виконано технологічні розрахунки, розроблено структурну та технологічну схеми складання лазерного випромінювача, а також створено тривимірну модель основних конструктивних елементів виробу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Апарат лазерний хірургічний «LIKA LD». Технічна документація. ПП «Фотоніка Плюс», Україна. URL: <https://www.fotonikaplus.com.ua/>
2. Лазерні, оптико-електронні прилади та системи. Ч.2. Параметри лазерного випромінювання: монографія / Ю. П. Мачехін, О. С. Гнатенко ; Харків : ФОП Панов А.М., 2021. – 141 с. ISBN 978-966-637-975-0
3. Вплив низькоінтенсивного лазерного випромінювання на біологічні об'єкти / В. В. Пантьо, В. І. Ніколайчук, В. І. Пантьо // Науковий вісник Ужгородського університету – Ужгород: Видавництво УжНУ «Говерла», 2009. – Вип. 26. – с. 73–75. – Бібліогр.: с. 95–98
4. Бородай І.І., Прудніков Д.К., БІОФІЗИЧНА ХАРАКТЕРИСТИКА ВПЛИВУ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ / Збірник тез доповідей VII Всеукраїнської науково-технічної конференції, Випуск 7. – Одеса: ОП, ІМІ, кафедра біомедичної інженерії / Укл.: Дудзінський Ю.М., Манічева Н.В., Сакун С.К. – 2021. – С. 43–47.
5. Автоматизований адаптивний лазерний апарат: Патент України 152756 URL: https://base.nipo.gov.ua/efiling/show_claim.php?prop_id= (дата звернення: 25.04.2026)
6. Автоматизована система лазерного лікування : пат. US9084622B2 США. Опубл. 24.04.2018. URL: <https://patents.google.com/patent/US9084622B2/en> (дата звернення: 25.04.2026).
7. Лазерний автоматизований терапевтичний апарат: Патент України 154786 URL: https://base.nipo.gov.ua/efiling/show_claim.php?prop_id= (дата звернення: 25.04.2026)
8. BTL-6000 HIGH INTENSITY LASER. URL: <https://physiocare.in/product/btl-6000-high-intensity-laser-12w/> (дата звернення: 13.05.2026).
9. BTL Industries Ltd. BTL-6000 High Intensity Laser User Manual. BTL Industries Ltd., 2023. URL: <https://www.btlnet.com> (дата звернення: 13.05.2026).

10. Zimmer MedizinSystems Introduces New OptonPro 25W High-Power Laser. URL: <https://ptproductsonline.com/pain-management/laser/zimmer-medizinsystems-introduces-new-optonpro-25w-high-power-laser/> (дата звернення: 13.05.2026).
11. ASA MLS M8 (Multiwave Locked System). URL: <https://www.asalaser.com/en/mlsr-laser-therapy/m8> (дата звернення: 13.05.2026).
12. ЧМПП «Фотоника Плюс» - Апарат лазерний "Медик-2К". URL: <http://www.fotonikaplus.com.ua/produktsiya/lazernye-apparaty/apparat-lazernyj-skaniruyushchij-medik-2k.html> (дата звернення: 13.05.2026).
13. ЧМПП «Фотоника Плюс» - Апарат лазерний терапевтичний "Лица-терапевт М". URL: <http://www.fotonikaplus.com.ua/produktsiya/lazernye-apparaty/product/45-nazvanie-tovara.html> (дата звернення: 13.05.2026).
14. Adonyss - професійне лазерне та косметологічне обладнання. Adonyss CarbonFrax CO2 Фракційний лазер CO2. URL: <https://adonyss.com.ua/ua/product/carbonfrax-co2> (дата звернення: 13.05.2023).
15. Mechanisms of laser-tissue interaction: I. optical properties of tissue. Ansari, M. A., & Mohajerani, E. (2011).
16. Laser technology. CRC press. Xinju, L., Lan, X., & Huamin, C. (2010).
17. Therapeutic light device: пат. US20030199946A1 США. URL: <https://patents.google.com/patent/US20030199946>. (дата звернення: 17.05.2026)
18. Laser photocoagulation for proliferative diabetic retinopathy. Evans JR, Michelessi M, Virgili G. Cochrane Database Syst Rev. 2014 Nov 24; doi: 10.1002/14651858.CD011234.pub2. 2014(11):CD011234. PMID: 25420029; PMCID: PMC6823265.
19. М. Ф. Терещенко, М. Р. Печена, Г. С. Тимчик / Моніторинг зміни температур при лазерній терапії // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2015. – №47. – С. 156–162.
20. “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method” / Mykola Tereshchenko, Ruslan Ivanenko, Sergey Matvienko, Anatolii Kravchenko, Vadim Shevchenko, Eastern-EuropeanJournal of

Enterprise Technologies, 1/5 (103), pp. 19–29, 2020. doi: 10.15587/1729-4061.2020.193429.

21. Photodynamic therapy for cancer. *NatRev Cancer*. Dolmans DE, Fukumura D, Jain RK. 2003 May;3(5):380-7. doi: 10.1038/nrc1071. PMID: 12724736.

22. Photodynamic therapy with WST09 (Tookad): quantitative studies in normal colon and transplanted tumours. Woodhams JH, MacRobert AJ, Novelli M, Bown SG. *Int J Cancer*. 2006 Jan doi: 10.1002/ijc.21335. 15;118(2):477-82. PMID: 16052532.

23. Турбіцький О.С., Терещенко М.Ф., Яковенко І., Волошко О.В., Комарова О.С. Патент України на КМ № 159832. Автоматизована система лазерно-світлової терапії / Заявка u202406273 від 30.12.2024.Опубл. 09.07.2025, Бюл. № 28.

24. Дослідження впливу лазерного випромінювання на температурні процеси в біологічних тканинах / М. Ф.Терещенко, Г. С. Тимчик, О. С. Гнатейко, О. Г. Ляшенко. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2015. – №49. – С. 153–158.

25. Texas Instruments. TL431, TL432 Precision Programmable Reference : datasheet. Dallas : Texas Instruments, 2015. 36 p. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl431.pdf> (дата звернення: 17.05.2026)

26. UC1573A, UC2573A, UC3573A High Efficiency Switching Regulator [Electronic resource] / Texas Instruments. – URL: <https://www.ti.com/lit/gpn/uc3573a> (дата звернення: 17.05.2026)

27. Лазеротерапевтична автоматизована система Автоматизація, електроніка, інформаційно-вимірювальні технології: освіта, наука, практика / Пащенко Г.А., Терещенко М.Ф.. Матеріали IV Міжнарод. наук.-техн. конфер., 01-02 грудня 2022 р. / Г.В. Лісачук(голова оргком.) Х. 2022. 232 с., - с.47-52

28. Design and evaluation of a novel portable erythema-melanin-meter. Dolotov LE, Sinichkin YP, Tuchin VV, Utz SR, Altshuler GB, Yaroslavsky IV. Lasers Surg Med. 2004; doi: 10.1002/lsm.10233. 34(2):127-35. PMID: 15004824.
29. З. Ю. Готра, С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко [та ін.] / Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати: навчальний посібник. Ч.3: Лазерні біомедичні системи / ; МОН України. ВДТУ, 2000. – 134 с.
30. Взаємозамінність, стандартизація та технічні вимірювання : Навчальний посібник / В. В. Кухарчук, В. Ю. Кучерук, В. П. Долгополова та ін. – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 219 с.
31. Технологія складання, регулювання та випробування приладів: Підручник/ В.О. Румбешта. –К.: НТУУ «КПІ», 2014. – 364 с. Бібліогр.: с.361-362. – 100 пр. ISBN 978-966-622-633-7
32. С. П. Якубовський, М. Ф. Терещенко. / Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об'єкт лазерним випромінюванням // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2012. – №44. – С. 90–97.
33. Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах / Терещенко М. Ф., Швидкий В.В. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2018. – Вип. 54(2)/ 2017, – С.111-117.
34. Дипломний проєкт бакалавра: виконання, оформлення та захист : навч. посіб. / Уклад. : С. П. Вислоух, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2022. – 64 с.

ДОДАТКИ

ЗАТВЕРДЖУЮ
Директор ТОВ «НМЦ Медінтех»

 (підпис) М.Ф. Терещенко (ініціали, прізвище)
« 29 » травня 2026 р.

АКТ 5/2026

**впровадження в виробництво матеріалів дипломного проєкту, як
ескізного проєкту**

на тему: «Автоматизований лазерний терапевтичний апарат»

виконану студентом **Павленко Андрієм Борисовичем,**

керівник дипломного проєкту **Терещенко Микола Федорович**

Виконаний дипломний проєкт на основі завдань найважливіших напрямів фундаментальних та прикладних наукових досліджень КПІ імені Ігоря Сікорського по напрямку створення медичних засобів, цільової програми наукових досліджень НАН України «Матеріали для медицини і медичної техніки та технології їх отримання і використання» на 2017-2025 роки, затвердженої Постановою Президією НАН України №76 від 15.03.2017, та договору про співпрацю № Д/0002.01/1700.02/197/2022 від 26.09.2022 р. між КПІ ім. Ігоря Сікорського та ТОВ «НМЦ МЕДІНТЕХ» впроваджено на основі наступних підстав:

Результати розробки та дослідження є актуальним при створенні нових типів автоматизованих систем лазерної медицини та розробці нових лазерних випромінювачів, згідно напрямку створення медичних засобів і Програм пріоритетних досліджень на 2021-2026 р.р.

Отримані результати проєктування автоматизованого лазерного терапевтичного апарату, методика розрахунків, конструкції блоків та схем можуть бути використані в спільних роботах ТОВ «НМЦ МЕДІНТЕХ» та КПІ ім. Ігоря Сікорського.

Результати роботи з технічних рішень дипломного проєкту впроваджені в ТОВ «НМЦ МЕДІНТЕХ».

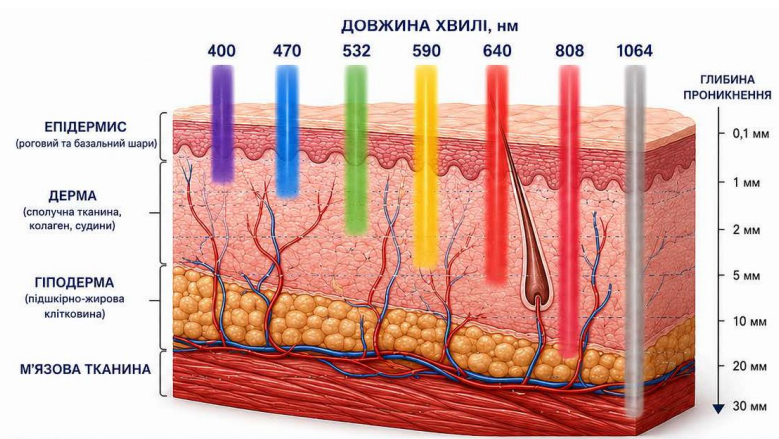
Отримані дані по дипломному проєкту будуть використані в підрозділах ТОВ «НМЦ МЕДІНТЕХ» в 2025-2026 рр.

ДПБ.ПБ-321.05.1720.01.001 СХ

Справ. №

Підп. і дата

Підп. і дата



МЕХАНІЗМИ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З ТКАНИНАМИ

ПОГЛИНАННЯ

Енергія поглинається хромофорами, що викликає фотобіологічні реакції та біостимуляцію.

РОЗСІЮВАННЯ

Частина енергії змінює напрямок унаслідок взаємодії з мікроструктурами тканини.

ВІДБИВАННЯ

Частина енергії відбивається від поверхні шкіри та не проникає в тканини.

ПРОНИКНЕННЯ

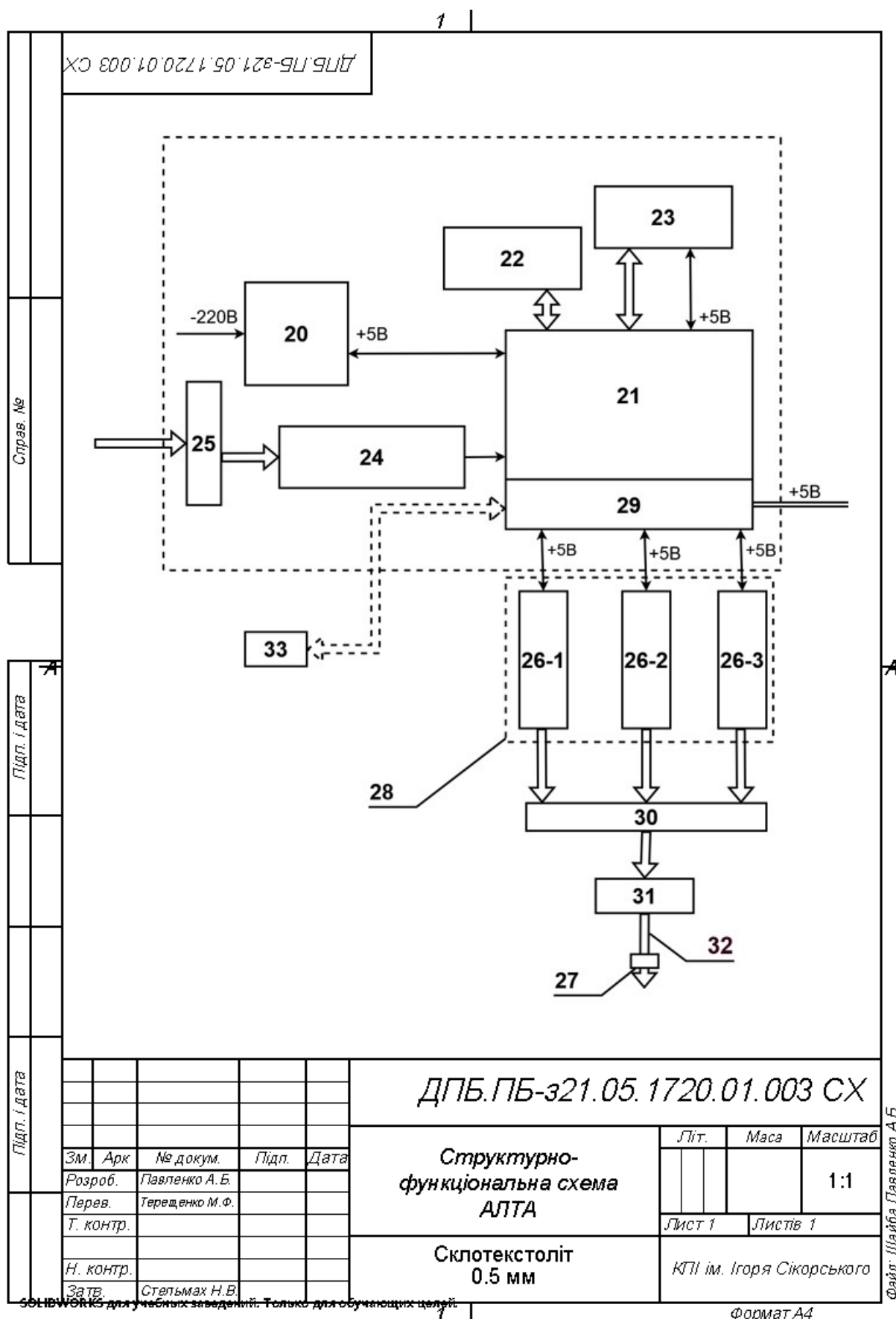
Енергія проходить крізь шари тканини, зменшуючись із глибиною.

					ДПБ.ПБ-321.05.1720.01.001 СХ							
					Схема дії лазерного випромінювання	Літ.			Маса		Масштаб	
Зм.	Арк	№ докум.	Підп.	Дата							1:1	
Розроб.		Павленко А.Б.										
Перев.		Терещенко М.Ф.										
Т. контр.												
					Склотекстоліт 0.5 мм	Лист 1			Листів 1			
Н. контр.						КПІ ім. Ігоря Сікорського						
Затв.		Стельмах Н.В.										

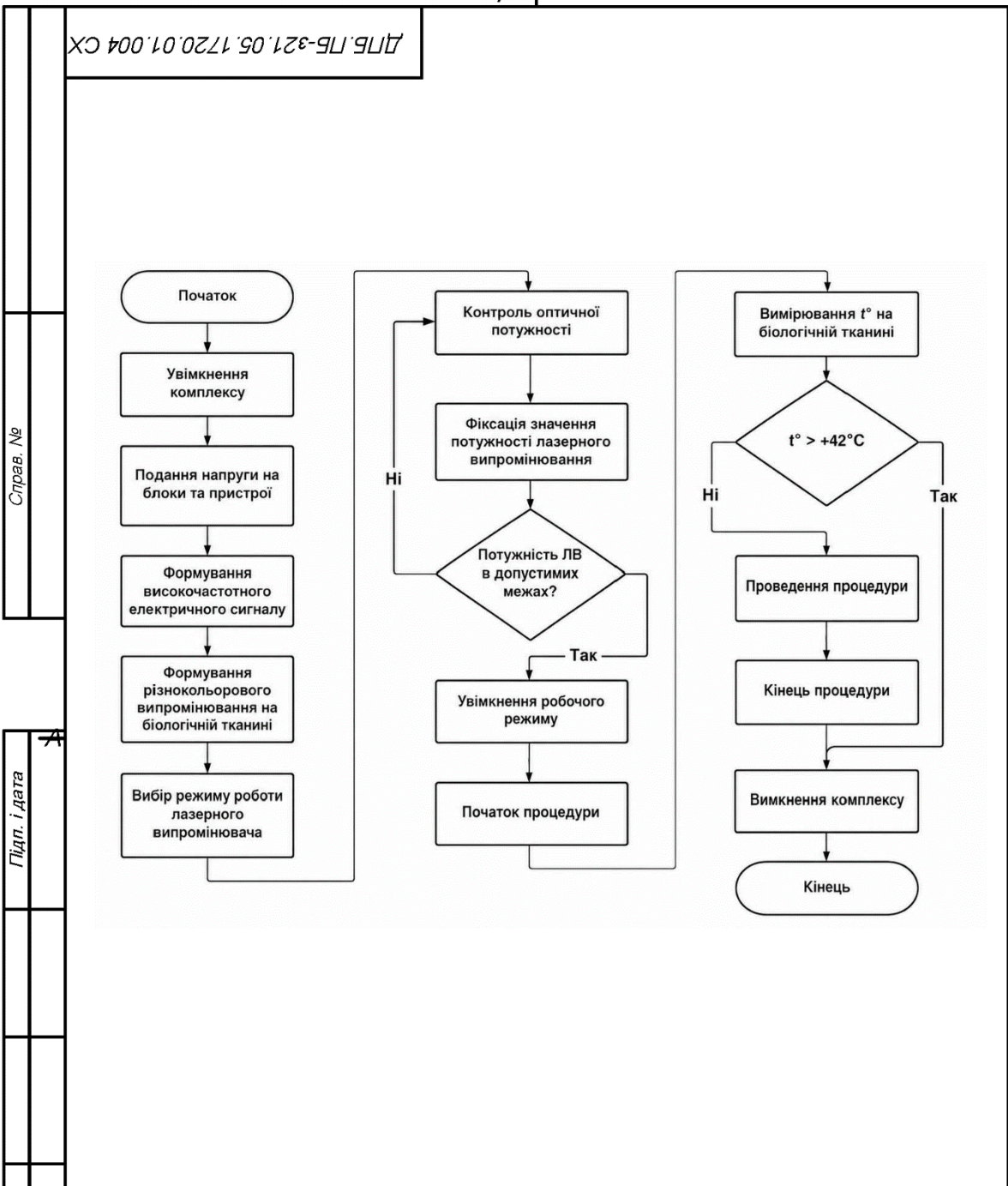
SOLIDWORKS для учасників закладення. Только для обучающих целей.

Формат А4

Файл: Шайба Павленко А.Б.



ДПБ.ПБ-321.05.1720.01.004 СХ



ДПБ.ПБ-321.05.1720.01.004 СХ				
Алгоритм роботи АЛТА				
Склотекстоліт 0.5 мм				
Зм.	Арк	№ докум.	Підп.	Дата
Розроб.		Павленко А.Б.		
Перев.		Терещенко М.Ф.		
Т. контр.				
Н. контр.				
Затв.		Стельмах Н.В.		

Файл: Шайба Павленко А.Б.

1

ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.005 СХ

Справ. №

Підп. і дата

Підп. і дата

Підп. і дата

Зм. Арк. № докум. Підп. Дата

Розроб. Павленко А.Б.

Перев. Терещенко М.Ф.

Т. контр.

Н. контр.

Затв. Стельмах Н.В.

ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.005 СХ

Автоматизований лазерний
терапевтичний апарат

ЗД Модель

Літ. Маса Масштаб

Лист 1 Листів 1

КПІ ім. Ігоря Сікорського

Файл: LIKA-LED заг. вид

Формат А4

1

ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.000 ЗВ

Справ. №

Front view dimensions: 265 (width), 169 (total height), 154 (display area height). Callouts: 2 (LIKA-LED logo), 5 (CONTROL knob), 12 (top right corner), 22 (4) (top right corner detail), 9 (top right corner detail), 18 (top right corner detail), 26 (8) (top right corner detail), 3 (bottom right corner), 54 (bottom center feet).

Top view dimensions: 254 (width). Callouts: 16 (top left corner), 34 (4) (top left corner detail), 38 (4) (top left corner detail), 41 (4) (top left corner detail), 58 (top left corner detail), 22 (2) (top left corner detail), 44 (top left corner detail), 28 (4) (top left corner detail), 8 (top left corner detail), 27 (top left corner detail), 7 (top right corner), 29 (4) (top right corner detail), 50 (4) (top right corner detail), 15 (top right corner), 32 (top right corner detail), 37 (top right corner detail), 14 (top right corner detail).

Розміри для довідок.

ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.000 ЗВ				
Автоматизований лазерний терапевтичний апарат				
Складальний кресленик				
Зм.	Арк	№ докум.	Підп.	Дата
Розроб.		Павленко А.Б.		
Перев.		Терещенко М.Ф.		
Т. контр.				
Н. контр.				
Затв.		Стельмах Н.В.		

Літ.	Маса	Масштаб
		-
Лист 1		Листів 1

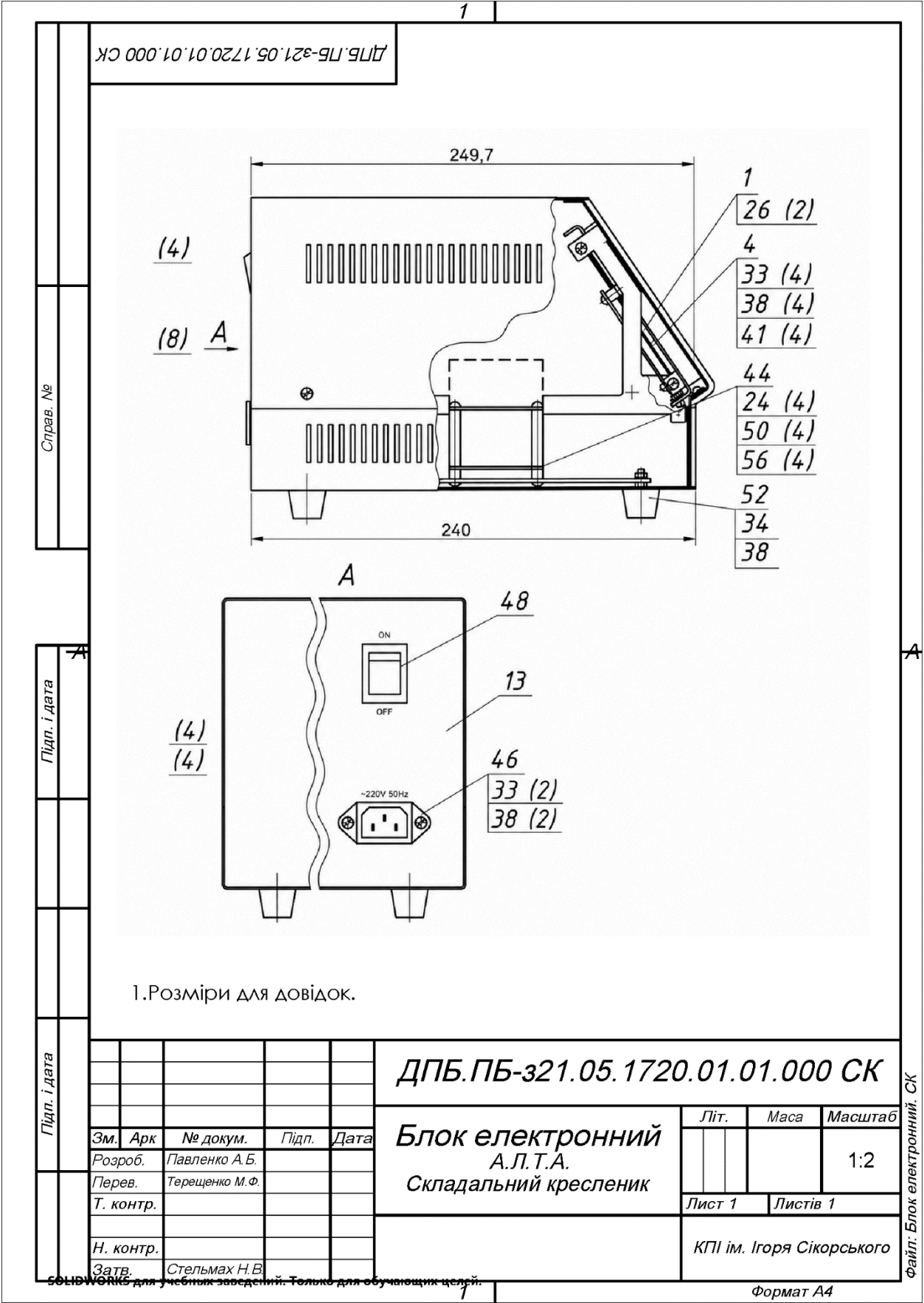
КПІ ім. Ігоря Сікорського

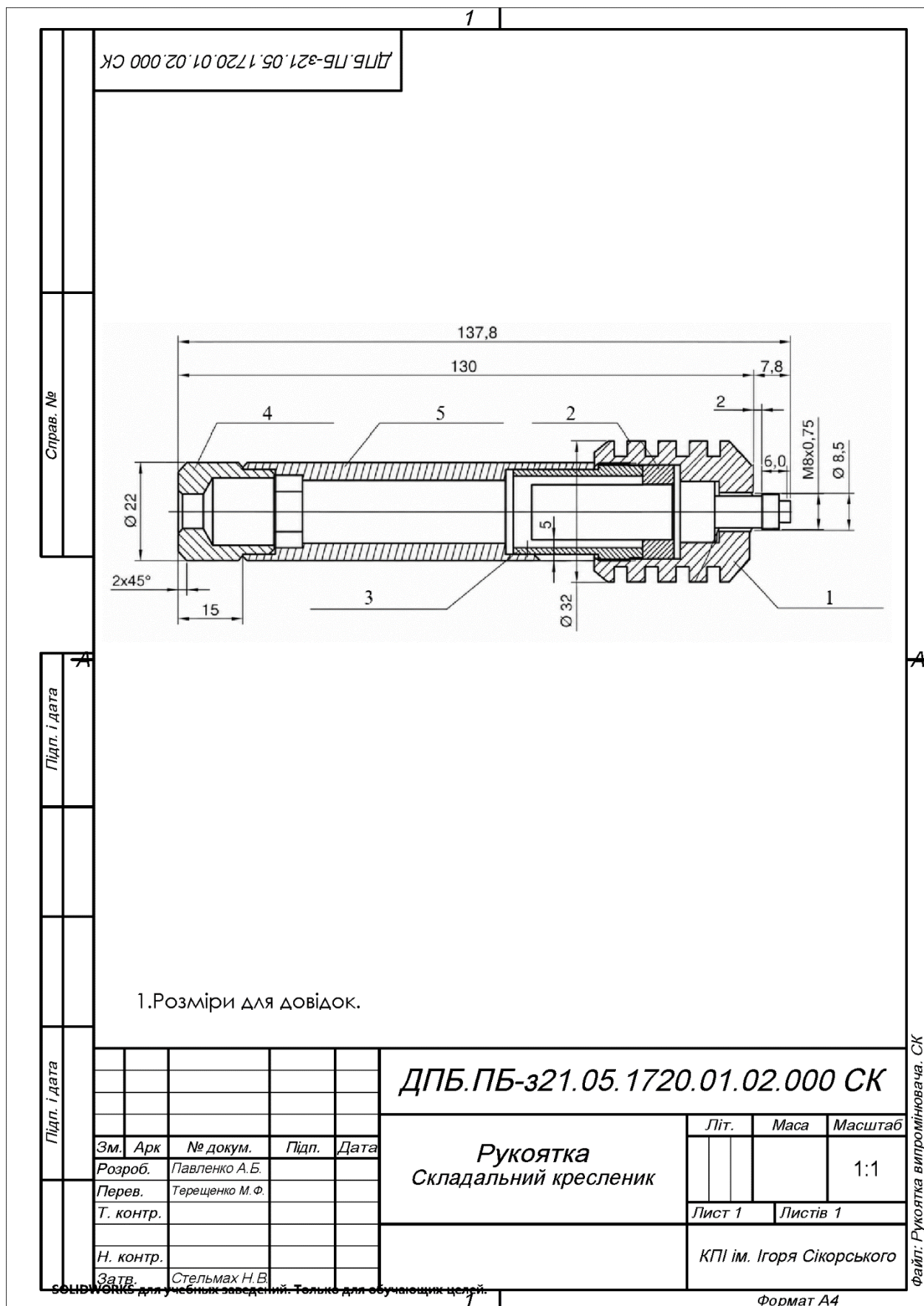
Підп. і дата

Підп. і дата

Файл: LIKA-LED заг. вид

Формат А4





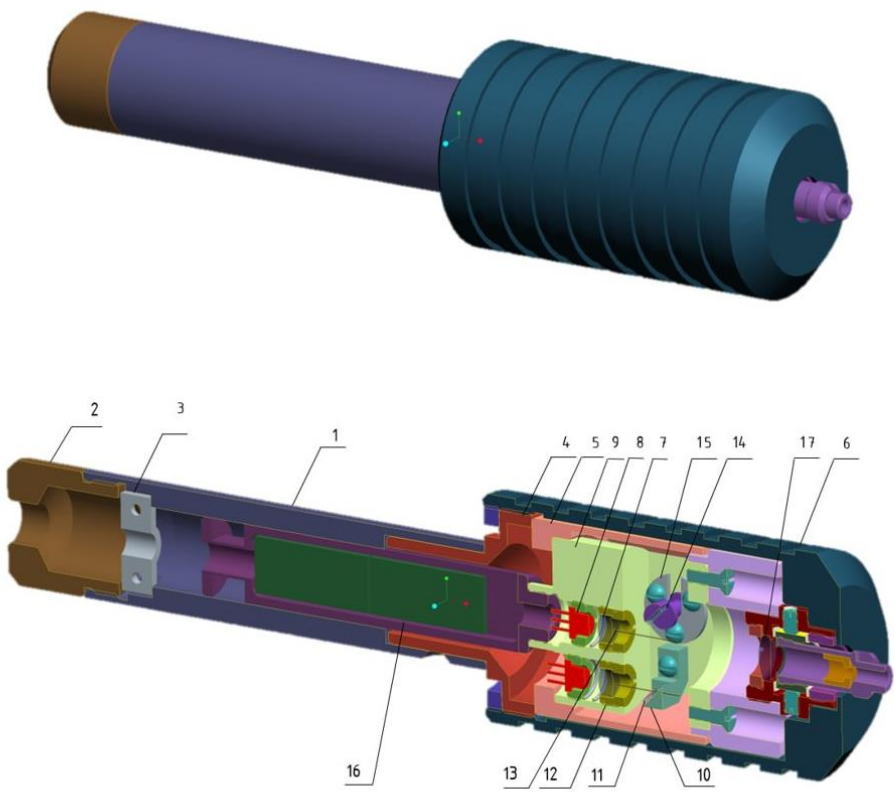
1

ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.006 СХ

Справ. №

Підп. і дата

Підп. і дата



						ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.006 СХ				
Зм.	Арк	№ докум.	Підп.	Дата	Рукоятка лазерного випромінювача ЗД Модель			Літ.	Маса	Масштаб
Розроб.		Павленко А.Б.								-
Перев.		Терещенко М.Ф.						Лист 1	Листів 1	
Т. контр.								КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Н. контр.										
Затв.		Стельмах Н.В.								

Формат А4

Файл: LIKA-LED заг. вид

Формат	Зона	Позиція	Позначення	Найменування	Кільк.	Примітка
				<u>Документація</u>		
A4			ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.000 СК	Складальне креслення		
				<u>Складальні одиниці</u>		
A4	1		ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.000	Блок електронний АЛТА	1	
A4	2		ДПБ.ПБ-з21.05.1720.02.000	Рукоятка	1	
	3			Панель передня	1	
	4			Дно	1	
	5			Основа	1	
	6			Вимірювач потужності	1	
	7			Субблок керування	1	
	8			Динамік	1	
	9			Блок індикації	1	
				<u>Деталі</u>		
A4	12		ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.001	Кришка	1	
A4	13		ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.002	Шайба	1	
	14			Панель передня	1	
	15			Пластина	1	
	16			Основа	1	
	17			Панель задня	1	
	18			Екран	1	
				<u>Стандартні вироби</u>		
				Гвинт ДСТУ11644-95		
	22			M3-6gx6.58.016	6	
	23			M3-6gx12.58.016	4	
			ДПБ.ПБ-з21.05.1720.01.000			
Зм	Арк	№ докум.	Підпис	Дата	Автоматизований лазерний терапевтичний апарат	
Розроб.		Павленко А.Б.				
Перевір.		Герещенко М.Ф.				
Н. контр.						
Затв.		Стельмах Н.В.			Літ. Аркуш Аркуші	
					1 3	
					КПІ ім. Ігоря Сікорського	

Формат		Вона	Позиція	Позначення	Найменування	Кільк.	При- мітка	
					Гвинт ДСТУ17473-93			
			26		M2.5-6gx5.58.016	10		
			27		M2.5-6gx10.58.016	2		
			28		M3-6gx6.58.016	4		
			29		M3-6gx10.58.016	5		
					Гвинт ДСТУ17475-93			
			32		M2-6gx5.58.016	4		
			33		M3-6gx8.58.016	8		
			34		M3-6gx20.58.016	4		
					Гайка ДСТУ17475-93			
			37		M2-6H 016	8		
			38		M3-6H 016	12		
			41		Шайба 3.04.016 ДСТУ10450-94	14		
					<u>Інші вироби</u>			
			44		Блок живлення MPS-30-5	2		
			46		Вилка мережна триконтактна			
					АС-1 220В 10А	1		
			48		Вимикач MSW 250В 10А	1		
			50		Втулка ізоляційна 3,5х5	8		
Інв. № подл.	Взаим. инв. №	инв. № дубл.	Підп. і дата					Арк.
Ізм		Лист	№ докум.	Підп.	Дата.	ДПБ.ПБ-321.05.1720.01.000		2

[illegible]

1001.01.001.05.1720.01.001

265

12

110.5

1°

2

1

1

1

2

3

4

5

6

7

8

9

10

11

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

29

30

31

32

33

34

35

36

37

38

39

40

41

42

43

44

45

46

47

48

49

50

51

52

53

54

55

56

57

58

59

60

61

62

63

64

65

66

67

68

69

70

71

72

73

74

75

76

77

78

79

80

81

82

83

84

85

86

87

88

89

90

91

92

93

94

95

96

97

98

99

100

101

102

103

104

105

106

107

108

109

110

111

112

113

114

115

116

117

118

119

120

121

122

123

124

125

126

127

128

129

130

131

132

133

134

135

136

137

138

139

140

141

142

143

144

145

146

147

148

149

150

151

152

153

154

155

156

157

158

159

160

161

162

163

164

165

166

167

168

169

170

171

172

173

174

175

176

177

178

179

180

181

182

183

184

185

186

187

188

189

190

191

192

193

194

195

196

197

198

199

200

201

202

203

204

205

206

207

208

209

210

211

212

213

214

215

216

217

218

219

220

221

222

223

224

225

226

227

228

229

230

231

232

233

234

235

236

237

238

239

240

241

242

243

244

245

246

247

248

249

250

251

252

253

254

255

256

257

258

259

260

261

262

263

264

265

266

267

268

269

270

271

272

273

274

275

276

277

278

279

280

281

282

283

284

285

286

287

288

289

290

291

292

293

294

295

296

297

298

299

300

301

302

303

304

305

306

307

308

309

310

311

312

313

314

315

316

317

318

319

320

321

322

323

324

325

326

327

328

329

330

331

332

333

334

335

336

337

338

339

340

341

342

343

344

345

346

347

348

349

350

351

352

353

354

355

356

357

358

359

360

361

362

363

364

365

366

367

368

369

370

371

372

373

374

375

376

377

378

379

380

381

382

383

384

385

386

387

388

389

390

391

392

393

394

395

396

397

398

399

400

401

402

403

404

405

406

407

408

409

410

411

412

413

414

415

416

417

418

419

420

421

422

423

424

425

426

427

428

429

430

431

432

433

434

435

436

437

438

439

440

441

442

443

444

445

446

447

448

449

450

451

452

453

454

455

456

457

458

459

460

461

462

463

464

465

466

467

468

469

470

471

472

473

474

475

476

477

478

479

480

481

482

483

484

485

486

487

488

489

490

491

492

493

494

495

496

497

498

499

500

501

502

503

504

505

506

507

508

509

510

511

512

513

514

515

516

517

518

519

520

521

522

523

524

525

526

527

528

529

530

531

532

533

534

535

536

537

538

539

540

541

542

543

544

545

546

547

548

549

550

551

552

553

554

555

556

557

558

559

560

561

562

563

564

565

566

567

568

569

570

571

572

573

574

575

576

577

578

579

580

581

582

583

584

585

586

587

588

589

590

591

592

593

594

595

596

597

598

599

600

601

602

603

604

605

606

607

608

609

610

611

612

613

614

615

616

617

618

619

620

621

622

623

624

625

626

627

628

629

630

631

632

633

634

635

636

637

638

639

640

641

642

643

644

645

646

647

648

649

650

651

652

653

654

655

656

657

658

659

660

661

662

663

664

665

666

667

668

669

670

671

672

673

674

675

676

677

678

679

680

681

682

683

684

685

686

687

688

689

690

691

692

693

694

695

696

697

698

699

700

701

702

703

704

705

706

707

708

709

710

711

712

713

714

715

716

717

718

719

720

721

722

723

724

725

726

727

728

729

730

731

732

733

734

735

736

737

738

739

740

741

742

743

744

745

746

747

748

749

750

751

752

753

754

755

756

757

758

759

760

761

762

763

764

765

766

767

768

769

770

771

772

773

774

775

776

777

778

779

780

781

782

783

784

785

786

787

788

789

790

791

792

793

794

795

796

797

798

799

800

801

802

803

804

805

806

807

808

809

810

811

812

813

814

815

816

817

818

819

820

821

822

823

824

825

826

827

828

829

830

831

832

833

834

835

836

837

838

839

840

841

842

843

844

845

846

847

848

849

850

851

852

853

854

855

856

857

858

859

860

861

862

863

864

865

866

867

868

869

870

871

872

873

874

875

876

877

878

879

880

881

882

883

884

885

886

887

888

889

890

891

892

893

894

895

896

897

898

899

900

901

902

903

904

905

906

907

908

909

910

911

912

913

914

915

916

917

918

919

920

921

922

923

924

925

926

927

928

929

930

931

932

933

934

935

936

937

938

939

940

941

942

943

944

945

946

947

948

949

950

951

952

953

954

955

956

957

958

959

960

961

962

963

964

965

966

967

968

969

970

971

972

973

974

975

976

977

978

979

980

981

982

983

984

985

986

987

988

989

990

991

992

993

994

995

996

997

998

999

1000

1001

1002

1003

1004

1005

1006

1007

1008

1009

1010

1011

1012

1013

1014

1015

1016

1017

1018

1019

1020

1021

1022

1023

1024

1025

1026

1027

1028

1029

1030

1031

1032

1033

1034

1035

1036

1037

1038

1039

1040

1041

1042

1043

1044

1045

1046

1047

1048

1049

1050

1051

1052

1053

1054

1055

1056

1057

1058

1059

1060

1061

1062

1063

1064

1065

1066

1067

1068

1069

1070

1071

1072

1073

1074

1075

1076

1077

1078

1079

1080

1081

1082

1083

1084

1085

1086

1087

1088

1089

1090

1091

1092

1093

1094

1095

1096

1097

1098

1099

1100

1101

1102

1103

1104

1105

1106

1107

1108

1109

1110

1111

1112

1113

1114

1115

1116

1117

1118

1119

1120

1121

1122

1123

1124

1125

1126

1127

1128

1129

1130

1131

1132

1133

1134

1135

1136

1137

1138

1139

1140

1141

1142

1143

1144

1145

1146

1147

1148

1149

1150

1151

1152

1153

1154

1155

1156

1157

1158

1159

1160

1161

1162

1163

1164

1165

1166

1167

1168

1169

1170

1171

1172

1173

1174

1175

1176

1177

1178

1179

1180

1181

1182

1183

1184

1185

1186

1187

1188

1189

1190

1191

1192

1193

1194

1195

1196

1197

1198

1199

1200

1201

1202

1203

1204

1205

1206

1207

1208

1209

1210

1211

1212

1213

1214

1215

1216

1217

1218

1219

1220

1221

1222

1223

1224

1225

1226

1227

1228

1229

1230

1231

1232

1233

1234

1235

1236

1237

1238

1239

1240

1241

1242

1243

1244

1245

1246

1247

1248

1249

1250

1251

1252

1253

1254

1255

1256

1257

1258

1259

1260

1261

1262

1263

1264

1265

1266

1267

1268

1269

1270

1271

1272

1273

1274

1275

1276

1277

1278

1279

1280

1281

1282

1283

1284

1285

1286

1287

1288

1289

1290

1291

1292

1293

1294

1295

1296

1297

1298

1299

1300

1301

1302

1303

1304

1305

1306

1307

1308

1309

1310

1311

1312

1313

1314

1315

1316

1317

1318

1319

1320

1321

1322

1323

1324

1325

1326

1327

1328

1329

1330

1331

1332

1333

1334

1335

1336

1337

1338

1339

1340

1341

1342

1343

1344

1345

1346

1347

1348

1349

1350

1351

1352

1353

1354

1355

1356

1357

1358

1359

1360

1361

1362

1363

1364

1365

1366

1367

1368

1369

1370

1371

1372

1373

1374

1375

1376

1377

1378

1379

1380

1381

1382

1383

1384

1385

1386

1387

1388

1389

1390

1391

1392

1393

1394

1395

1396

1397

1398

1399

1400

1401

1402

1403

1404

1405

1406

1407

1408

1409

1410

1411

1412

1413

1414

1415

1416

1417

1418

1419

1420

1421

1422

1423

1424

1425

1426

1427

1428

1429

1430

1431

1432

1433

1434

1435

1436

1437

1438

1439

1440

1441

1442

1443

1444

1445

1446

1447

1448

1449

1450

1451

1452

1453

1454

1455

1456

1457

1458

1459

1460

1461

1462

1463

1464

1465

1466

1467

1468

1469

1470

1471

1472

1473

1474

1475

1476

1477

1478

1479

1480

1481

1

ДПБ. ПБ-321.05.1720.01.008 ТСС

1

2

1 Корпус

2 Втулка 1

3 Радіатор 1

4 Перехідник 1

5 Вставка 1

7 Фотодіод 1

8 Гвинт 1

11 Кабель 1

12 Грудка 1

Рукоятка

Заставити

Заставити

Вставити

Підп. і дата

Підп. і дата

ДПБ. ПБ-321.05.1720.01.008 ТСС

Рукоятка лазерного випромінювача

Технологічна схема складання

Лист А-ПН-1.0 ДСТУ 19904-94 1-й-ст-сп ДСТУ 16523-94

Листів 1

Лист 1

Маса

Літ.

Масштаб 1:1

Затв. Н. контр. Стальмах Н.В.

Перев. Тарашченко М.Ф.

Розроб. Павленко А.Б.

Зм. Лист

Дата

Підп.

Підп. і дата

Файл: Креслення

формат А3

1

ЗОНІВВЕРКС для учебных заведений. Только для обучающих целей.