

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЧОРНОМОРСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМЕНІ ПЕТРА МОГИЛИ

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

**БЄЛІКОВ ОЛЕКСАНДР ЄВГЕНОВИЧ**

УДК 004.42+004.7]:[615.85:77](043.5)

**ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ЕЛЕМЕНТІВ  
КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ І МЕРЕЖ  
ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ І ЛІКУВАННЯ ЗАСОБАМИ ФОТОТЕРАПІЇ**

05.13.05 – комп'ютерні системи та компоненти

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

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

\_\_\_\_\_ О. Є. Беліков

Науковий керівник:

**Трунов Олександр Миколайович**

доктор технічних наук, професор

Миколаїв – 2021

## АНОТАЦІЯ

*БЄЛІКОВ О. Є.* Підвищення ефективності елементів комп'ютерних систем і мереж для профілактики і лікування засобами фототерапії – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.05 – комп'ютерні системи та компоненти. – Чорноморський національний університет імені Петра Могили. – Миколаїв, 2021.

У дисертації досліджено теоретичні та практичні аспекти розроблення та розвитку методів і технічних засобів удосконалення елементів комп'ютерних систем і мереж, що забезпечують ефективне функціонування систем профілактики і лікування засобами фототерапії. Проаналізовано методи, моделі та технологічні рішення, що повинні інтенсифікувати процеси мікрокровоотоку. Встановлюються їх недоліки, основними з яких є нелінійність моделей та складність їх прямого застосування на стадіях проектування і функціонування автоматизованих систем керування (АСК) і недостатня ефективність інструментів проектування елементів комп'ютерних систем і мереж профілактики, лікування, відновлення засобами фототерапії.

**Метою дисертаційного дослідження** поставлено розробку теоретичних основ підвищення ефективності елементів формування та фізіотерапевтичного впливу із заданими параметрами за рахунок впровадження архітектурних рішень реалізації комп'ютерних систем фототерапії та удосконалення їх структурних елементів за рахунок їх інноваційного розвитку.

**Об'єктом дослідження** є комп'ютеризовані системи та фототерапевтичні прилади, що забезпечують перебіг процедур за приписом лікаря.

**Предмет дослідження** – методи та засоби розвитку архітектурних реалізацій приладів фототерапії як елементів комп'ютеризованих систем, що реалізують технології профілактики та лікування. Загальний науковий

результат роботи – вирішення актуальної науково-практичної задачі створення комп'ютерно-інтегрованих систем, моделей і методів контролю параметрів фототерапевтичних процедур та режимів роботи устаткування і його повірки.

**У вступі** обґрунтовано актуальність обраної теми дисертації і її зв'язок із державними науковими програмами і темами. Сформульовано мету й задачі дослідження, характеристики наукової новизни, теоретичного і практичного значення отриманих результатів.

**В першому розділі** проведено огляд літературних джерел, проаналізовано сучасні методи та інструментальне забезпечення реалізації процедур фототерапії. На підставі аналізу останніх робіт вчених США, Великої Британії, Італії, Німеччини, Польщі та України визначено основні нерозв'язані проблеми і недоліки існуючих систем, означено тенденції консолідованого розвитку комп'ютерно-інтегрованих технологій і елементів комп'ютерних систем відповідно до вимог і потреб ефективного проведення процедур фототерапії. Встановлено, що головними недоліками сучасних систем фототерапії, які на сьогодні використовуються у NASA або у шпиталях США, Великої Британії, або у фірмі Celluma, та які обмежують розкриття переваг фототерапії, є нездатність таких систем формувати та контролювати потоки випромінювання за інтенсивністю, дозою, спектральним складом та часовим перебігом процесу випромінювання. Крім того, вони не здатні забезпечувати зворотний зв'язок у системі за станом пацієнта та біотканини. На підставі проведеного порівняльного аналізу були означені перспективні напрями розвитку архітектурних реалізацій комп'ютеризованих систем з урахуванням їх сучасного рівня розвитку елементів. Визначено як основу будови перспективних портативних та стаціонарних комп'ютеризованих приладів та архітектурні рішення, що здатні забезпечувати реалізацію перспективних технологій фототерапії. Для підвищення ефективності приладів фототерапії та лікування в основу створення комп'ютеризованих приладів покладено кілька ідей. Перша з них – це ідея опромінювати

біотканину системою дискретних над'яскравих світлодіодів або лазерних діодів як випромінювачів, що була запропонована та розвивалась протягом двох останніх десятиріч професором А. М. Коробовим та його послідовниками. Друга ідея – спеціальні архітектурні реалізації комп'ютеризованих систем, щоб розширити можливості і підвищити ефективність впливу електромагнітного випромінювання червоної та інфрачервоної частин спектра за рахунок зовнішнього впливу спеціально орієнтованого стаціонарного та імпульсного магнітного поля (що належить професору О. М. Трунову). У її основу покладено висновки досліджень моделі взаємодії фотонів з радикалами фотоакцепторів клітин біотканини. Крім того, визначено, що для адекватного реагування на перебіг процедур фототерапії в системі необхідно передбачати корекцію впливу в часі, у просторі на основі зворотного зв'язку за розташуванням патологічних ділянок, полем температури, пульсовими хвилями, рівнем концентрації кисню у крові (оксигенацією) та за станом пацієнта.

Отже, відповідно до сучасних вимог профілактики та лікування методами фототерапії та тенденцій консолідованого розвитку, що встановлено, для реалізації фототерапевтичної процедури за діагностичним приписом лікаря розглядаються комп'ютеризовані системи, які придатні до формування потоків випромінювання відповідно до параметрів та спектрального складу. Також вимогою їх ефективного функціонування передбачається, що вони повинні бути придатні до передпроцедурного контролю і протоколюванню параметрів у ході процедури, корекції параметрів процедури з диференціальним урахуванням параметрів стану пацієнта.

**У другому розділі** розглядається розвиток архітектурних реалізацій інноваційних приладів фототерапії як елемента комп'ютеризованих систем, що у сукупності реалізують технології профілактики та лікування. Встановлено, внаслідок аналізу тенденцій розвитку апаратури фототерапії та елементної бази комп'ютеризованих систем, що задачу опромінення можна розв'язати двома шляхами. Перший – застосуванням розподілених, нерухомих

джерел опромінення, що упорядковано у матрицю. Другий – формуванням стаціонарних джерел визначеного спектрального складу, що випромінюють потоки променів на систему рухомих у взаємно-ортогональних площинах дзеркал.

Визначено, що прогресивність запропонованої комп'ютеризованої системи зумовлена введенням функціональних елементів, що забезпечуватимуть формування спектра опромінення, контроль величини параметрів опромінення саме на поверхні біотканини та відстані від поверхні до датчика інтенсивності опромінення. Крім того, введення додаткового контролю параметрів пульсової хвилі, концентрації кисню у крові, температури разом із параметрами додаткового магнітного поля та бездротовим зв'язком змінює принципово функції і терапевтичні можливості приладів.

Разом з тим, показано, що таке рішення підвищує ефективність опромінення пацієнта за рахунок формування постійної і змінних складових магнітного поля із забезпеченням величини вектора напруженості, що розраховується і реалізується комп'ютеризованою системою. Причому такий вплив, як керований і контрольований в часі та просторі, реалізується комп'ютеризованою системою також і на підставі даних зворотного зв'язку. А обмін інформацією між приладом та лікарем – здійснюватися за допомогою бездротових протоколів передачі даних та мобільних застосунків.

Досліджено застосовність напівпровідникових світлодіодів з високою потужністю випромінювання, розв'язано задачу керування матрицею таких світлодіодів мікроконтролером із застосуванням схем підсилювачів. Досліджено керування через аналогові та цифрові виходи і запропоновано сформувати періодичний сигнал заданого закону, що наближається до гармонічного широтно-імпульсного моделювання разом зі схемами пасивної фільтрації на основі RC ланок. З метою зменшення значень опорів та ємностей RC-ланок слід використовувати максимальну частоту та «Fast PWM», режим формування широтно-імпульсної модуляції (ШІМ) сигналу апаратними

засобами SPI та UART-інтерфейсів або драйверами світлодіодів WS2811 та WS2812.

Отже, першочергово визначені компоненти запропонованої архітектури на основі моделювання та порівняльного аналізу уточнюються як однокристальні 8-бітні мікроконтролери або 32-бітні мікроконтролери та платформи на їх основі. Продемонстровано, що розв'язок задачі формування хвиль впливу як альтернативне рішення, що з метою економії кількості каналів керування матричними випромінювачами, моделює процеси застосування мікросхем-драйверів адресних світлодіодів або крокових двигунів.

Продемонстровано, що для визначення просторового розташування патологічних ділянок існуючі засоби отримання, обробки та передачі зображень у видимій та інфрачервоній частинах спектра потребують удосконалення. Показано, що додатково обраний лазерний далекомір та засоби переміщення в просторі детекторів інфрачервоного вимірювання температури і випромінювачів забезпечують розширення інформаційної обізнаності про стан біотканини і потребують включення до переліку параметрів зворотного зв'язку.

Для підвищення густини ймовірності активації клітин фотонами під час фототерапії була поставлена та розв'язана задача про струм, що тече у колі з послідовно з'єднаними струмозалежними індуктивністю і ємністю.

На підставі припущення про існування неперервних законів розподілу інтенсивності, поставлена та розв'язана методом множників Лагранжа задача про оптимальні відстані між осями світлодіодів у випромінювачі, що побудована у вигляді матриць.

**У третьому розділі** розглянуто розвиток архітектурних реалізацій інноваційних приладів із застосуванням мережевих технологій для перевірки точкових, матричних та інших систем випромінювачів. Такі системи досліджено як елемент комп'ютеризованих систем, що у сукупності реалізують технології профілактики та лікування. Представлено результати 3D-моделювання їх елементів, розроблено стенди для експериментального

дослідження. Показано на прикладах розбіжності фактичних і паспортних параметрів просторового розподілу одиничних випромінювачів.

Експериментально досліджено основні методи повірки та калібрування напівпровідникових випромінювачів, визначені недоліки цих методів та запропоновані шляхи удосконалення за рахунок новітніх комп'ютерних компонентів та засобів. Розроблено мікроконтролерний стенд для повірки енергетичної потужності точкового випромінювача. Проведені дослідження восьми обраних типів випромінювачів червоної та інфрачервоної частини спектра, які були рекомендовані для подальшого використання.

Розроблено та досліджено функціональну схему та просторову модель у ліцензованому середовищі Onshape і мікроконтролерну частину стенда для повірки просторового розподілу енергетичної потужності випромінювача. На основі проведених досліджень були сформовані просторові діаграми випромінювачів що дозволило підвищити точність формування площі матричних випромінювачів.

Використання відомого способу визначення довжини світлової хвилі, що проходить через дифракційну решітку з фіксацією засобами комп'ютерних компонентів та програмних продуктів обробки зображень (наприклад, Photoshop demo), дозволило отримати чисельні значення довжин хвиль випромінювачів для задач фототерапії.

Проведені дослідження матричних випромінювачів за допомогою засобів отримання зображень і моделювання в системі Maple експериментально встановлено діапазон величин відстаней до біотканини для розташування випромінювача або їх системи для забезпечення оптимальної густини розподілу енергії по поверхні що підтвердили працездатність і практичну необхідність розробленої методології повірки устаткування фототерапії.

Запропоновані комп'ютеризовані стенди для повірки характеристик випромінювачів та результати досліджень стимулювали запропонувати систему передпроцедурної експрес-повірки приладів фототерапії.

**Четвертий розділ** присвячено створенню макетів та конструкції комп'ютеризованих систем фототерапії, в яких реалізовані отримані теоретичні положення наведених результатів досліджень. Продемонстровано, що результати удосконалення запропонованих архітектур комп'ютерних систем за допомогою мобільних застосунків впроваджуються у фотодерматологію. Досліджено і визначено умови, що забезпечують перпендикулярність падаючих променів на поверхню шкіри обличчя людини.

Реалізація умов перпендикулярності падаючих променів дозволила розробити просторову модель маски, виконати розгортку як основу для гнучких плат з вмонтованими випромінювачами, розробити та виготовити як електричні принципові схеми силових частин, так і елементи мікроконтролерних блоків.

На підставі вимог до реабілітації новонароджених для лікування неонатальної гіпербілірубінемії визначено зміни до архітектурних рішень функціональної схеми, запропонованої у розділі 2, комп'ютеризованої системи фототерапії.

Запропоновано на підставі результатів аналізу властивостей SMD-світлодіодів застосувати спеціалізовану підложку, з фіксацією випромінювачів та придатну до дезінфекції і знезараження. Впровадження запропонованих змін та високоефективних випромінювачів дозволило реалізувати гнучкі інкапсульовані матричні випромінювачі і контактне опромінювання, убезпечити очі дитини від шкідливого яскравого світла та підвищити ефективність терапії мінімум на 15%. Інтеграція датчиків до інкапсульованого випромінювача та наявність керування через мобільний застосунок дозволяє контролювати процес терапії віддалено та навіть у домашніх умовах.

Запропоновані технічні рішення цього дисертаційного дослідження були також імплементовані в приладах фототерапії для відновлювальної медицини. Продемонстровані мікроконтролерні прилади для відновлення



ділянок хребта людини, портативні прилади для локального відновлення мікрокровотоку та прилад для лікування ЛОР-захворювань людини.

Розроблені конструктивні рішення було впроваджено під час розробки IoT «Ultimate mask» та «MedLED» в однойменних стартапах ([www.facebook.com/UltimateLEDMask](http://www.facebook.com/UltimateLEDMask)) ([www.facebook.com/ledsforkids](http://www.facebook.com/ledsforkids)).

**У висновках** сформульовано основні наукові та практичні результати дисертаційної роботи.

**У додатках** наведено акти впровадження результатів дисертаційної роботи, список публікацій за темою дисертації та лістинги програм для мікроконтролерних приладів.

**Ключові слова:** фототерапія, комп'ютеризована система, зворотний зв'язок з пацієнтом, світлодіод, резонансно-конформаційний вплив.

## СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Трунов О. М., Беліков О. Є., Приставка Л. О., Саченко П. П. Апаратні засоби для лікування ушкоджень хребта: проблеми та перспективи. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2008. Т. 74. Вип. 87. С. 57–59; **внесок автора:** технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів; **база (и):** *Google Scholar*

2. Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Експериментальне дослідження апаратних та програмних засобів МПС фізичної реабілітації хребта й тазостегнових суглобів. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2008. Т. 74. Вип. 87. С. 63–65; **внесок автора:** отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка; **база (и):** *Google Scholar*

3. Трунов О. М., Беліков О. Є. Моделювання взаємодії ЕМВ з біологічними об'єктами під час світлолікування. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2009. Т. 107. Вип. 94. С. 23–27; **внесок автора:** пошук та аналіз існуючих теорій взаємодії електромагнітного випромінювання з біологічними об'єктами; **база (и):** *Google Scholar*

4. Беліков О. Є., Чимбір О. М., Щесюк О. В. Система забезпечення мікроклімату в кювезі. *Наукові праці. Серія : Техногенна безпека : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 233. Вип. 221. С. 134–138; **внесок автора:** аналіз технічних реалізацій, пропозиція основної ідеї, структура пропонованої комп'ютеризованої системи та складові елементи конструкції; **база (и):** *Google Scholar, Index Copernicus*

5. Беліков О. Є. Кисличенко Є. О. Штучне освітлення рослин захищеного ґрунту. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 232. Вип. 220. С. 20–23;

**внесок автора:** пропозиція основної ідеї, склад комп'ютеризованої системи, технічні та мережеві засоби для реалізації запропонованої ідеї, аналіз засобів реалізації та вибір оптимальних, формулювання висновків; **база (и):** *Google Scholar, Index Copernicus*

6. Беліков О. Є., Плохенко М. В., Щесюк О. В. Система автоматизації апарату для фотодинамічної терапії при лікуванні захворювань шкіри *Наукові праці. Серія : Техногенна безпека. Радиобіологія : наук.-метод. журнал. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 261. Вип. 249. С. 74–78; внесок автора:* пропозиції щодо удосконалення ідеї, структура пропонованої автоматизованої системи та технічні засоби для реалізації ідеї; **база (и):** *Google Scholar, Index Copernicus*

7. Кубов В. І., Беліков О. Є., Фабрикова В. С. Автономний лічильник кількості води. *Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал. Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2017. Т. 307. Вип. 295. С. 60–65; внесок автора:* порівняння основних конкурентних ідей, формування структури з основних елементів комп'ютеризованої системи, аналіз та вибір засобів бездротової передачі даних; **база (и):** *Google Scholar, Ulrichsweb, Index Copernicus*

8. Беліков О. Є. Розробка комп'ютерної системи вимірювання просторового розподілу сили світла напівпровідникових випромінювачів для задач фототерапії. *Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал. Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2018. Т. 317. Вип. 305. С. 91–96; база (и):* *Google Scholar, Ulrichsweb, Index Copernicus*

#### **Доповіді на міжнародних конференціях, що реферуються у Scopus**

9. Trunov A., Belikov A. Application of recurrent approximation to the synthesis of neural network for control of processes phototherapy. *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS) : proceedings of the 8th IEEE Int. Conf., Warsaw, 24–26 Sept. 2015. Warsaw, 2015. Vol. 2; внесок автора:* пропозиції щодо елементів структури комп'ютеризованої системи, побудова структури системи; **база (и):** *SCOPUS.*

10. Trunov A., Kozub N., Belikov A. The Methods and Means for Enhancement of the Rehabilitation Efficiency of the Tone of the Spine Areas. *Electronics and Nanotechnology (ELNANO 2018)* : proceedings of the 38th IEEE Int. Conf., Kyiv, 24–26 Apr. 2018. Kyiv, 2018. P. 387–393; **внесок автора**: технічна реалізація системи отримання теплових зображень, їх комп'ютерний аналіз; **база (и)**: *SCOPUS*.

11. Trunov A., Belikov A. Development of architectural realizations of phototherapy computer's systems for prevention and treatment. *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS)* : proceedings of the 10th IEEE Int. Conf., Metz, 18–21 Sept. 2019. Metz, 2019. No. 094; **внесок автора**: пропозиції щодо структурних елементів фототерапевтичних комп'ютеризованих систем, технічні реалізації; **база (и)**: *SCOPUS*.

12. Formation of method of synthesis of parameters of devices of prevention and post therapeutic restoration of spine zones / Belikov A. et. al. *Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)* : proceedings of the 15th IEEE Int. Conf., Zbarazh – Lviv, 23–26 Sept. 2020. Zbarazh – Lviv, 2020. P. 247–250; **внесок автора**: схемотехнічні пропозиції та реалізації; **база (и)**: *SCOPUS*.

### Всеукраїнські конференції

13. Трунов О. М., Беліков О. Є., Приставка Л. О., Саченко П. П. Стенд для лікування ушкоджень хребта та тазостегневих суглобів. Могілянські читання – 2007: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 29–04 лист. 2007 р. Миколаїв : Вид-во МДГУ ім. Петра Могили, 2007; **внесок автора**: технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів.

14. Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Мікропроцесорна система контролю процесу фізичної реабілітації хворих на міжхребцеву грижу. Могілянські читання – 2007: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 29–04 лист. 2007 р. Миколаїв : Вид-во МДГУ ім. Петра

Могили, 2007; **внесок автора:** отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка.

15. Трунов О. М., Беліков О. Є. Проблеми та перспективи практичної реалізації патенту «Спосіб світлолікування». Могилянські читання – 2008: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 20–24 жовт. 2008 р. Миколаїв : Вид-во МДГУ ім. Петра Могили, 2008; **внесок автора:** технічна реалізація мікропроцесорної частини стенду.

16. Трунов О. М., Беліков О. Є. Автоматизований світлотерапевтичний пристрій з МП керуванням. Применение лазеров в медицине и биологии. VII Васильевские чтения : материалы XXIX междунар. науч.-практ. конф., г. Харьков, 21–24 мая, 2008 г. Харьков, 2008; **внесок автора:** пропозиції щодо технічних удосконалень, створення програмного коду для керування автоматизованим стендом.

17. Трунов О. М., Беліков О. Є., Приставка Л. О., Саченко П. П. Апаратні засоби фракційної терапії. Применение лазеров в медицине и биологии. VII Васильевские чтения : материалы XXIX междунар. науч.-практ. конф., г. Харьков, 21–24 мая, 2008 г. Харьков, 2008; **внесок автора:** технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів.

18. Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Експериментальне дослідження апаратних та програмних засобів МПС фізичної реабілітації хребта та тазостегнових суглобів. Применение лазеров в медицине и биологии. VII Васильевские чтения : материалы XXIX междунар. науч.-практ. конф., г. Харьков, 21–24 мая, 2008 г. Харьков, 2008; **внесок автора:** отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка.

19. Трунов О. М., Беліков О. Є. Аналіз апаратних можливостей приладів для вимірювання оптичних характеристик і параметрів ЕМВ. Могилянські читання – 2010: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний,

національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 18–24 жовт. 2010 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2010; **внесок автора:** огляд основних методів та приладів вимірювання оптичних характеристик, порівняльна характеристика методів.

20. Трунов О. М., Беліков О. Є., Мухамедов Є. С., Іхсанов Б. Ш. Моделювання хвиль опромінювання в світлолікувальних технологіях. Могилянські читання – 2011: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 31–04 листоп. 2011 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011; **внесок автора:** створення програмної частини керування мікроконтролерним пристроєм для формування хвиль випромінювання.

21. Беліков О. Є. Особливості програмування МК приладів світлолікування. Могилянські читання – 2011: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 31–04 листоп. 2011 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011.

22. Трунов О. М., Беліков О. Є. Профилактика и реабилитация застойных процессов организма человека. Політ Ю. А. Гагаріна і розвиток авіації і космонавтики у ХХІ ст. : міжнар. наук.-практ. конф., м. Миколаїв, 2011 р. Миколаїв : Миколаївський національний університет ім. В. О. Сухомлинського, 2011; **внесок автора:** огляд пропонованих засобів для фотонної терапії в умовах відкритого космосу та польових шпиталів.

23. Беліков О. Є. Інфузійна терапія з внутрішньовенним опроміненням крові. Применение лазеров в медицине и биологии : XXXV міжн. наук.-практ. конф., м. Харків, 25–28 травн. 2011 р. Харків : Харківський національний університет ім. В. Н. Каразіна, 2011.

24. Беліков О. Є. Методичні підходи до метрології приладів світлолікування. Могилянські читання – 2012: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-

метод. конф., м. Миколаїв, 29–02 листоп. 2012 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2012.

25. Беліков О. Є., Мальченко О. В. Реєстрація випромінювання та побудови зображень у дальній ІЧ частині спектру. Могилянські читання – 2013: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 11–17 листоп. 2013 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2013; **внесок автора:** технічна реалізація комп'ютеризованого стенда для отримання зображень радіаційного (теплого) випромінювання.

26. Щесюк О. В., Беліков О. Є., Чимбір О. М. Система зволоження повітря для кувеза. Могилянські читання – 2013: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 11–17 листоп. 2013 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2013; **внесок автора:** пропозиції щодо удосконалення ідеї, структура пропонованої автоматизованої системи та технічні засоби для реалізації ідеї.

27. Беліков О. Є., Река П. В. Досвід інкапсуляції сонячних фотовольтаїчних елементів. Ольвійський форум – 2016: стратегії країн Причорноморського регіону в геополітичному просторі : міжнар. наук.-практ. конф., м. Миколаїв, 9–12 черв. 2016 р. Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2016; **внесок автора:** пропозиції щодо структурної будови, виготовлення дослідних зразків, виконання досліджень.

### Патенти

28. Спосіб світлолікування: пат. 28313 Україна: МПК А61N 5/06. № 200706073; заявл. 01.06.2007; опубл. 10.12.2007, Бюл. № 20. 4 с.

29. Апарат світлолікування: пат. 55251 Україна: МПК А61N 5/06. № 201006373; заявл. 25.05.2010; опубл. 10.12.2010, Бюл. № 23. 5 с.

30. Апарат штучного кровообігу: пат. 63837 Україна: МПК А61М 1/00, А61М 5/00, А61М 39/00. № 201102684; заявл. 09.03.2011; опубл. 25.10.2011, Бюл. № 20. 6 с.

31. Апарат інфузійної терапії новонароджених із внутрішньовенним опроміненням крові: пат. 70364 Україна: МПК А61М 5/142, А61Н 5/067. № 201113251; заявл. 10.11.2011; опубл. 11.06.2012, Бюл. № 11. 7 с.

32. Ультразвуковий зволожувач для кувеза: пат. 85905 Україна: МПК А61М 11/00. № 201305140; заявл. 22.04.2013; опубл. 11.12.2013, Бюл. № 23. 9 с.

33. Спосіб лікування хвороб хребта та апарат для його реалізації: пат. 96333 Україна: МПК А61Н 23/02, А61Н 1/02, А61F 5/04, А61F 5/37, А61F 7/00, А61Н 5/06, А61Н 1/00, А61Н 2/00. № 200913033; заявл. 14.12.2009; опубл. 25.10.2011, Бюл. № 20. 7 с.

34. Освітлювач для теплиць: пат. 102166 Україна: МПК А01G 9/20. № 201501548; заявл. 23.02.2015; опубл. 26.10.2015, Бюл. № 20. 6 с.

35. Автоматизована система для гістроскопічного дослідження з терапевтичними функціями: пат. 107081 Україна: МПК А61В 1/00, А61В 1/303, А61Н 5/06. № 201509957; заявл. 12.10.2015; опубл. 25.05.2016, Бюл. № 10. 7 с.

36. Пристрій для профілактики і лікування інфекційних захворювань та білірубінемії у дітей до 2-х років: пат. 108116 Україна: МПК А61Н 5/06. № 201509405; заявл. 30.09.2015; опубл. 11.07.2016, Бюл. № 13. 5 с.

37. Портативний сонячний зарядний пристрій: пат. 123067 Україна: МПК Н02J 7/35. № 201707949; заявл. 31.07.2017; опубл. 12.02.2018, Бюл. № 3. 6 с.

38. Автономний тепловізор: пат. 124369 Україна: МПК G02В 23/00. № 201709362; заявл. 25.09.2017; опубл. 10.04.2018, Бюл. № 7. 8 с.

39. Автономний лічильник кількості води: пат. 124371 Україна: МПК G01F 1/06. № 201709368; заявл. 25.09.2017; опубл. 10.04.2018, Бюл. № 7. 11 с.

40. Дослідницький стенд для демонстрації та вимірювання прискорення вільного падіння: пат. 137616 Україна: МПК G09В 23/08. № 201904586; заявл. 26.04.19; опубл. 25.10.19, Бюл. № 20. 8 с.

41. Установка для лазерної різки і гравірування із системою автоматичного фокусування лазерного променя на поверхні оброблюваного



матеріалу: пат. 138634 Україна: МПК В23К 26/046. № 201904584; заявл. 26.04.2019; опубл. 10.12.2019, Бюл. № 23. 8 с.

42. Сканер об'ємних об'єктів: пат. 139992 Україна: МПК G03C9/08, G03B35/00. № 201904585; заявл. 26.04.2019; опубл. 10.02.2020, Бюл. № 3. 7 с.

43. Пристрій для об'ємного друку з магнітними шарнірними з'єднаннями: пат. 142629 Україна: МПК В41F17/00, F16C11/06. № 201910167; заявл. 03.10.2019; опубл. 25.06.2020, Бюл. № 12. 7 с.

## ABSTRACT

BELIKOV O.E. Improving the effectiveness of computer systems and networks for the prevention and treatment of phototherapy - Manuscript.

The thesis for a scientific degree of the technical sciences candidate on a specialty 05.13.05 - computer systems and components. - Petro Mohyla Black Sea National University. - Mykolaiv, 2021.

**The aim of the dissertation research** is to develop theoretical foundations to increase the formation and physiotherapeutic elements' influence effectiveness with the specified parameters through the implementation of architectural solutions for computer systems of phototherapy and improvement of their structural elements through their innovative development.

**The thesis examines** theoretical and practical aspects of elaboration and development of scientific bases, methods, and technical means of computer systems and networks improving. It will provide effective functioning of prevention and treatment systems through phototherapy. The author analyzed methods, models, and technological solutions capable of intensifying microcirculation processes. The author establishes their shortcomings, the main of them are nonlinearity of computer systems and networks models and their direct application at stages of automated control systems (ACS) and low efficiency design and functioning tool elements complexity in prevention, treatment, recovery through phototherapy due to their innovative development.

**The study objects** are computerized systems and phototherapy devices that provide the procedure prescribed by a doctor.

**The research subject** is methods and means of developing architectural realizations of phototherapy devices' computerized systems elements that implement prevention and treatment technologies. The general scientific result of the work is the solution to the actual scientific and practical problem of the creating computer-integrated systems, models, and methods for phototherapeutic equipment procedures and modes and its verification control parameters.

**The introduction** substantiates the relevance of the chosen topic with the dissertation and its connection with state research programs and topics. The purpose and tasks of research, characteristics and the received results with scientific novelty, theoretical and practical value are formulated.

**The first section reviews** the literature analyzes modern methods and tools for the implementation of phototherapy procedures. The analysis of recent works of scientists from the USA, Great Britain, Italy, Germany, Poland, and Ukraine allowed identifying the main unresolved problems and shortcomings of existing systems, to identify trends in consolidated development of computer-integrated technologies and computer systems following the requirements and needs of effective conducting phototherapy procedures. The main disadvantages of modern phototherapy systems currently used at NASA or in US hospitals, Celluma Canada or London, and which limit the disclosure of the benefits of phototherapy, are the inability of such systems to generate and control radiation fluxes by intensity, dose, spectral composition and time course of the irradiation process. Besides, they cannot provide feedback in the system on the patient's condition and the biological tissue. The author has defined the perspective directions of development of architectural realizations of computerized systems consider their current development level of elements based on the comparative analysis. The author defined the architectural solutions that can ensure the implementation of advanced phototherapy technologies as the basis for constructing advanced portable and stationary computerized devices. There are several ideas behind computerized devices' development to increase the

effectiveness of phototherapy and treatment devices. The first is the idea of irradiating biological tissue with a system of discrete super-bright LEDs or laser diodes as irradiators, which has been proposed and developed over the last two decades by Professor A.M. Korobov and his followers. The second idea is a unique architectural implementation of computerized systems to expand the capabilities and increase the efficiency of electromagnetic radiation of the red and infrared parts of the spectrum due to the external influence of specially oriented static and pulsed magnetic fields (belongs to Professor O.M. Trunov). It is based on the findings of studies of photons' model of interaction with radicals of photo acceptors of biological tissue cells. Also, the author determined that to adequately respond to the course of phototherapy procedures in the system, it is necessary to time correction, space, based on feedback on the location of pathological areas, temperature field, pulse waves, blood oxygen concentration (oxygenation) and according to the condition of the patient.

Thus, following modern requirements for prevention and treatment by phototherapy and established trends of consolidated development, for the implementation of phototherapy procedures according to the doctor's prescription, computerized systems are considered suitable for the formation of radiation fluxes according to parameters and spectral composition. Also, the requirement of their effective functioning assumes that they must be suitable for pre-procedural control, control, and recording of parameters during the procedure, correction of procedure parameters with differential consideration of the patient's condition parameters. The latter is the solution to the first problem.

**The second section** considers the innovative phototherapy devices architectural implementations' development of as an element of computerized systems that together implement prevention and treatment technologies. The structural composition of the equipment for prevention and treatment using phototherapy to a greater extent determines their ability to implement functional tasks. The author established the analysis of phototherapy equipment and element base computerized systems tendencies development that specialists can solve

irradiation in two ways. The first is the use of distributed, stationary radiation sources arranged in a matrix. The second is the formation of stationary sources of a specific spectral composition that emit ray fluxes to a system of mirrors moving in mutually orthogonal planes, which rotate programmatically and provide bands of formed varying radiation intensity on the surface of the biological tissue.

The formulation and solution of problems of optimal design of such systems are required to implement therapeutic efficacy and consumer accessibility.

The author established that the proposed computerized system's progressiveness is due to introducing functional elements that will ensure the irradiation spectrum's formation, control of the irradiation parameters on the biological tissue surface, and the distance from the surface to the irradiation intensity sensor. The introduction of additional control of pulse wave parameters, blood oxygen concentration, temperature, and the additional magnetic field parameters and wireless communication fundamentally changes the functions and therapeutic capabilities of the devices.

However, the author showed that such a solution could increase the patient's irradiation efficiency by forming constant and variable components of the magnetic field with the magnitude of the stress vector calculated by a computerized system. Furthermore, specialists realize such influence as managed and controlled in time and space by a computerized system based on feedback data. Matrix radiation control specialists can implement using microcontroller tools. Moreover, the exchange of information between the device and the doctor - to be carried out using wireless data protocols and mobile devices.

The author studied the applicability of semiconductor LEDs with high radiation power. Also, he solved the problem of controlling the matrix of such LEDs by a microcontroller using amplifier circuits. The control through analog and digital outputs of the formation of a given law's periodic signal, close to the harmonic pulse-width modeling and the passive filtering schemes, is investigated.

The author investigated the problem of modeling the irradiation waves of the set of LEDs of the three PWM modes matrix. The author showed that the PWM

signal requires smoothing for all three possible modes of formation to smoothly increase and gradually decrease signals, which will coincide with biological signals, such as a pulse wave.

RC units with a minimum resistance value should be used to smooth the signal ripple. Also, a good rating of electrolytic capacitors.

To reduce the values of RC-links resistances and capacitances, you should use the maximum frequency. Also, it would help if you used the "Fast PWM", the mode of PWM signal generation by hardware SPI and UART-interfaces or LED drivers WS2811 and WS2812.

Thus, the proposed architecture's priority components based on modeling and comparative analysis are specified as single-chip 8-bit microcontrollers. Or it could be 32-bit microcontrollers and platforms based on them. The latter is the solution to determining the structure - the second problem of the study. The solution of the problem of forming waves of influence as an alternative solution. This solution to save the number of control channels of matrix emitters simulates the application of chip drivers of address LEDs or stepper motors. It was found that the WS2812 chips have a higher speed compared to WS2811. But are not suitable for powering matrix emitters.

It is demonstrated that to determine the spatial location of pathological areas, the existing means of obtaining. Processing and transmitting images in the visible and infrared parts of the spectrum need to be improved. It has been shown that the additionally selected laser rangefinder and the means of moving in space infrared temperature detectors and emitters provide an increase in information about the state of the tissue. And also need to be included in the list of feedback parameters. A problem was posed to increase the probability density of cell activation by photons during phototherapy. The problem of current flow in a circuit with inductance and capacitance dependent on current was solved.

Based on the simulation results' analysis, it is established that the application of analytical and numerical methods of description and modeling of transients in the pulse current circuit allows modifying modern drivers. And also expand their

application, including for powering phototherapy emitters.

Based on the assumption of continuous intensity distribution laws existence, there is the problem of optimal distances between the axes of LEDs in the emitter. It is constructed in the form of matrices, with a setting and solving by the method of Lagrange factors.

**The third section** considers the development of innovative devices' architectural implementations. It uses network technology to calibrate point, array, and other emitter systems. Such systems have been studied as an element of computerized systems. It implements prevention and treatment technologies. The results of 3D modeling of their characteristics are presented. Stands for experimental research are developed. It is shown on examples of discrepancies of actual and passport parameters of single rectifiers' spatial distribution. It is impossible to provide an adequate prescription of the therapeutic effect without carrying out verification and calibration. The main methods of calibration and calibration of semiconductor emitters have been studied. The shortcomings of these methods have been identified. Ways of improvement at the expense of the latest computer components and tools have been proposed. A microcontroller stand has been developed to verify the energy power of a point emitter.

Studies of eight selected types of emitters of the red and infrared parts of the spectrum were recommended for further use.

The functional scheme and spatial model in the licensed Onshape environment and the microcontroller part for the radiator's energy power spatial distribution verification are developed and researched.

On the basis of the conducted researches, the spatial diagrams of radiators were formed. It allowed increasing the accuracy of formation of the area of matrix radiators.

The use of a well-known method of determining the wavelength of light passing through a diffraction grating with means of fixing computer components and image processing software (for example, Photoshop demo) allowed us to obtain numerical values of emitter wavelengths for phototherapy.

There are studies of matrix emitters using imaging and modeling tools in the Maple system experimentally established a range of distances to the biotissue for the emitter's location or system. This made it possible to ensure the optimal density of energy distribution on the surface. The effectiveness and practical necessity of the developed methodology for the verification of phototherapy equipment were confirmed.

The proposed computerizing stands for the verification of emitter characteristics. And also, research results stimulated to offer a system of phototherapy devices pre-procedure rapid verification.

Thus, creating a model of emitter elements, the development of the architectural implementation of microcontroller and software parts of the stand for verification of the spatial distribution of energy power of point, unit and emitter system allows based on experimental studies to form spatial diagrams of emitters. And also determine their suitability for procedures.

**The fourth section** is devoted to the creation of models and the design of computerized phototherapy systems. They implement the obtained theoretical provisions of the research results. It is shown that the results of improving the proposed architectures of computer systems with the help of mobile applications are implemented in photo dermatology (fig. 16). The conditions that will ensure the perpendicularity of the incident rays on the human face's surface have been studied and determined.

The implementation of the conditions of perpendicularity of incident rays allowed to development a spatial model of the mask. Also, to perform scanning as a basis for flexible boards with built-in emitters. Besides, to develop, manufacture both electrical schematics of power parts and microcontroller units.

Based on neonatal rehabilitation requirements for the treatment of neonatal hyperbilirubinemia, changes in the architectural solutions of the functional scheme were determined. The project was proposed in section 2 of the computerized phototherapy system.

Based on the analysis of SMD-LEDs properties, it is proposed to use a

specialized substrate with fixing of the emitters. It is suitable for disinfection and disinfection, due to which the spectral composition of the radiation changes. The introduction of the proposed changes and highly effective emitters allowed to implementation of flexible encapsulated matrix emitters. Contact radiation protects the child's eyes from harmful bright light. And also increase the effectiveness of therapy by at least 15%. The integration of sensors into the encapsulated emitter and the availability of control via a mobile application allow you to monitor the therapy process remotely and even at home.

The proposed technical solutions of this dissertation research have been implemented in phototherapy devices for therapeutic medicine.

Microcontroller devices for the restoration of the human spine were demonstrated. In the same way, portable devices for local microflow restoration and an instrument for the treatment of human ENT diseases have been demonstrated.

The developed design solutions were implemented during the development of IoT "Ultimate mask" and "MedLED". It was in the eponymous startups ([www.facebook.com/UltimateLEDMask](http://www.facebook.com/UltimateLEDMask)) ([www.facebook.com/ledsforkids](http://www.facebook.com/ledsforkids)).

The main scientific and practical results of the dissertation are formulated in the conclusions.

The appendices contain the acts of implementation of the results of the dissertation. Besides, a list of publications on the topic of the dissertation and listings of programs for microcontrollers.

Key words: phototherapy, computerized system, patient feedback, LED, resonance-conformational influence.



## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ .....	28
ВСТУП .....	29
РОЗДІЛ 1 СУЧАСНИЙ СТАН РОЗВИТКУ МЕТОДІВ І ІНСТРУМЕНТАЛЬНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ФОТОТЕРАПІЇ .....	39
1.1 Проблема створення інструментального забезпечення елементів комп'ютерних систем фото терапії – наукова сутність та актуальність розвитку.....	39
1.2 Аналіз тенденцій сучасних поглядів на процеси та досягнення у розвитку комп'ютерних систем та їх апаратних і програмних засобів, що придатні для використання у фототерапії .....	47
1.2.1 Метод резонансно-конформаційної терапії та комп'ютеризовані засоби його реалізації .....	47
1.2.2 Формування структури та обґрунтування вибору компонентів мережі і каналів зв'язку .....	64
1.2.3 Інтерфейси передачі даних .....	66
1.3 Оцінка ефективності технологій, процесів як інструмент порівняльного аналізу та задачі дослідження.....	69
Висновки до розділу 1 .....	71
РОЗДІЛ 2 РОЗВИТОК АРХІТЕКТУРНИХ РЕАЛІЗАЦІЙ ПРИЛАДІВ ФОТОТЕРАПІЇ, ЯК ЕЛЕМЕНТУ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИХ СИСТЕМ, ЩО РЕАЛІЗУЮТЬ ТЕХНОЛОГІЇ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ	72
2.1 Порівняльний аналіз властивостей та розробка елементів комп'ютерних систем і функціональних реалізацій технології профілактики та лікування.....	72
2.1.1 Розвиток засобів формування пульсового сигналу за рахунок широко-імпульсної модуляції як режиму роботи контролерів.....	81
2.1.2 Порівняльний аналіз застосовності засобів формування пульсового сигналу за рахунок мікросхем драйверів світлодіодних випромінювачів .....	85
2.1.3 Порівняльний аналіз застосовності засобів формування пульсового сигналу за рахунок реалізації протоколів на базі WS2812B мікросхеми драйверу світлодіодних випромінювачів .....	88

2.2	Розвиток архітектури стаціонарних джерел випромінювачів сформованого спектрального складу, що випромінюють контрольовані рухомі потоки променів.....	92
2.3	Розвиток архітектури стаціонарних приладів фототерапії за рахунок засобів отримання зображень у видимій та інфрачервоній частинах спектру .....	104
2.3.1	Розробка загальної архітектури платформи для процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів та засобів оптичного контролю.....	104
2.3.2	Розробка архітектури платформи для відлагодження процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів та з використанням далекоміру .....	106
2.3.3	Розробка архітектури платформи для відлагодження процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів з використанням інфрачервоної матриці.....	109
2.4	Постановка задачі дослідження та аналіз розв'язку задачі про струм, що тече у колі зі струмозалежними індуктивністю і ємністю ..	111
2.4.1	Постановка задачі про струм у котушках матриць .....	111
2.4.2	Розв'язок задачі про струм, що тече у колі з послідовно з'єднаними струмозалежними індуктивністю і ємністю.....	114
2.4.3	Синтез величини зовнішньої напруги, що забезпечить необхідне максимальне значення сили струму .....	116
2.5	Розвиток архітектури стаціонарних приладів фототерапії за рахунок удосконалень драйверу крокового двигуна.....	120
2.6	Постановка та розв'язок задачі про оптимальне розташування світлодіодів у матриці.....	131
	Висновки до розділу 2 .....	137
<b>РОЗДІЛ 3 УДОСКОНАЛЕННЯ КОМПОНЕНТІВ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ КАЛІБРУВАННЯ ТА ПОВІРКИ ФОТОТЕРАПЕВТИЧНИХ ПРИЛАДІВ</b>		<b>139</b>
3.1	Застосування мережевих технологій та комп'ютерних елементів для удосконалення повірки одиничних випромінювачів .....	139
3.2	Застосування мережевих технологій та комп'ютерних елементів для повірки одиничних випромінювачів .....	144
3.2.1	Використання елементів нечіткого логічного висновку для підвищення точності результату .....	144

3.2.2	Повірка енергетичної потужності та встановлення закону просторового розподілу випромінювання точкового випромінювача .....	148
3.2.3	Повірка спектрального складу випромінювання точкового випромінювача .....	163
3.2.4	Вимірювання поверхневого розподілу опромінювання матричних випромінювачів в режимі реального часу .....	168
3.3	Удосконалення засобів перед процедурної повірки приладів фототерапії.....	175
	Висновки до розділу 3 .....	178
<b>РОЗДІЛ 4 ВПРОВАДЖЕННЯ РЕАЛІЗАЦІЙ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ І МЕРЕЖ ФОТОТЕРАПІЇ ДО ІННОВАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ.....</b>		<b>179</b>
4.1	Удосконалення та впровадження комп'ютеризованої системи фото дерматології.....	179
4.2	Впровадження комп'ютеризованої системи реабілітації неонатальної гіпербілірубінемії .....	186
4.3	Удосконалення приладів швидкого відновлення мікрокровотоку .	195
	Висновки до розділу 4 .....	203
	<b>ВИСНОВКИ .....</b>	<b>204</b>
	<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....</b>	<b>207</b>
	<b>ДОДАТОК А Акти впровадження результатів дисертації` .....</b>	<b>224</b>
	<b>ДОДАТОК Б Список публікацій за темою дисертації .....</b>	<b>228</b>
	<b>ДОДАТОК В Програмний код комп'ютеризованої фототерапевтичної системи для опромінення локальних ділянок тіла .....</b>	<b>236</b>
	<b>ДОДАТОК Г Програмний код автоматизованого стенду для встановлення закону просторового розподілу випромінювання точкового випромінювача.....</b>	<b>240</b>

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

- АСК – автоматизовані системи керування
- ШИМ (PWM) – широтно-імпульсна модуляція
- SMD – Surface Mount Device (укр. пристрій для поверхневого монтажу)
- RFID – Radio Frequency Identification (укр. радіочастотна ідентифікація)
- LED – Light-Emitting Diode (укр. світлодіод)
- NASA – National Aeronautics and Space Administration (укр. Національне управління з аеронавтики і дослідження космічного простору)
- ЕМВ – електромагнітне випромінювання
- USB – Universal Serial Bus (укр. універсальна послідовна шина)
- IDE – Integrated Development Environment (укр. інтегроване середовище розробки)
- ПЗ – програмне забезпечення
- АЦП – аналогово-цифровий перетворювач
- BLE – Bluetooth Low Energy (укр. Bluetooth з низьким енергоспоживанням)
- МК – мікроконтролер
- ККД – коефіцієнт корисної дії
- ОМК – однокристальний мікроконтролер
- SPI – Serial Peripheral Interface (послідовний периферійний інтерфейс)
- UART – Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (укр. універсальний асинхронний приймач/передавач)
- ПЗЗ – прилад із зарядовим зв'язком
- IR – Infrared (укр. інфрачервоний)
- WALT – World Association for Laser Therapy (укр. всесвітня асоціація лазерної терапії)
- IESNA – Illuminating Engineering Society of North America (укр. Світлотехнічне Товариство Північної Америки)
- CIE – Commission International de l'Éclairage (укр. Міжнародна комісія з освітлення)

## ВСТУП

### Обґрунтування вибору теми дослідження

Сучасна історія розвитку медикаментозного лікування та фізіотерапії свідчить [1-13], що розвиток комп'ютеризованих і комп'ютерних систем і компонентів [14-16] докорінно змінює погляди на методи і інструменти діагностування, лікування, а також на їх енергоефективність [17-22]. Потреба у розподіленій системі індивідуальних приладів приводить до інтеграції результатів теорії прийняття рішень, нечіткої логіки та штучного інтелекту [23-26] як одного із шляхів розвитку інших галузей життєдіяльності людини. Останнє супроводжується розвитком безпроводного зв'язку та хмарних сервісів [27-30]. У зв'язку з означеним потребують свого подальшої розвитку питання розробки теоретичних основ створення і вдосконалення високоефективних технічних і програмних компонентів комп'ютерних систем [31], зокрема, розробці моделей і засобів побудови пристроїв фототерапії [32].

Практична необхідність оснащення лікарень, фізіотерапевтичних кабінетів, медичних центрів комп'ютеризованими системами та інноваційними засобами, що контролюють параметри низькоінтенсивної фототерапії, у тому числі і лазерної, у ході якої, відповідно до діагностичних приписів проводяться, профілактика, лікування та посттравматичне відновлення за стандартами доказової медицини є актуальною потребою сьогодення. Розвиток приладів індивідуальної терапії їх впровадження і поширення теж є вимогою, що особливо гостро набуває актуальності в умовах пандемії та впровадження страхової медицини.

Стрімкий розвиток 4-ї промислової революції характеризується поширенням багатьох нових технологій, в тому числі інтернет речей (IoT). У зв'язку з цим функціональна структура та зв'язок фізичних пристроїв, датчиків та програмного забезпечення, що здійснюють передачу і обмін даними між суб'єктами взаємодії і комп'ютерними системами за допомогою стандартних протоколів зв'язку потребує перегляду і удосконалення елементів

комп'ютерних систем та їх компонентів [33, 34] з урахуванням вимог доказової медицини [35-38]. Одним з характерних процесів роботи IoT пристроїв є живлення від вторинних джерел через такий тип пристроїв як драйвери. Їх робота і визначає ефективність системи в цілому. Останнім часом стрімко розвиваються нові типи драйверів робота яких ґрунтується як на різних типах елементної бази, так і на різних алгоритмах та засобах формування вихідного сигналу .

Останнім часом спостерігається невинне вдосконалення відновлювальних джерел живлення та розвиток новітніх джерел, наприклад, живлення від енергії зчитування даних (RFID) [37], живлення від радіосигналу (бездротова зарядка) та інші. З іншого боку, виробники радіоелектронних компонентів, в тому числі мікроконтролерів та мікропроцесорів, постійно вдосконалюють такі параметри, як енергоспоживання. Можна зробити висновок, що розробка електронних приладів та комп'ютерних що характеризуються автономністю та зниженим енергоспоживанням, займає лідируючу позицію у переліку наукових досліджень останніх років. Розробкою компонентів комплексних систем подібних за складністю задач, що розв'язуються і потребують консолідованого розвитку займалися такі вчені, як: Алгулієв Р. М., Алекперов Р. К., Гергель В. П., Гиббонс Р., Гордєєв Б. М., Гуменюк В. А., Доуней А., Дрозд О. В., Жуков І. А., Кессельман К., Коваленко В. М., Коваленко І. І., Кондратенко Ю. П., Корягіна Д. А., Купін А. І., Петренко А. В., Коробов А. М., Кременецький Г. М., Любимський Е. З., Медіковський М. О., Мусієнко М. П., Павлов Г. М., Посохов Н. Ф., Саченко А. О., Ситніков В. С., Тимчик Г. С., Топорков В. В., Тягунова М. Ю., Харченко В. С., Кіпенський А. В. та ін.

Перспективними джерелами не медикаментозного електромагнітного впливу на біотканину є малоінтенсивні лазери та над'яскраві світлодіоди та спеціалізовані випромінювачі [39-44]. Вони мають високу чутливість до поданої напруги як керуючого впливу та швидкодію, малі габарити і масу. Однак, як показано у останніх роботах з фототерапії вчених Крутмана Ж.,

Гросвайнера Л., Клименка М. О., Коробова А. М., Посохова Н. Ф., та їх колеги і послідовників, для підвищення ефективності фізіотерапевтичних процесів необхідною умовою є параметрична контрольованість. Часова дозованість, відповідно до діагностичного припису та стану пацієнта, синхронізація до фази електрокардіографічного імпульсу та пульсової хвилі ось далеко не всі параметри керування і контролю [44-56]. За цих умов також необхідно забезпечити високу завадостійкість, малий рівень власних шумів, підвищену радіаційну стійкість, технологічність, що є безумовною перевагою для їх впровадження в якості приладів фототерапії. Проте відсутність комп'ютерних систем і засобів, що здатні комплексно визначати експрес параметри біотканини, такі як сатурація киснем, кровонаповненість стримувало використання фототерапії в якості не медикаментозної технології лікування. До недавнього часу науково-технічна база проектування і вдосконалення приладів фототерапії обмежувалася, в основному, лише зміною форми, розмірів і матеріалу кріплення випромінювачів, а також виду коливань опромінення, що добре простежується за джерелами [39-43].

Отже, розробка нових моделей та засобів підвищення ефективності пристроїв фототерапії на базі сучасних досягнень комп'ютеризованих систем та їх компонентів, що забезпечуватиме реалізацію контрольованої відповідності, дозованості впливу, відповідно до діагностичного припису та синхронізації до фази електрокардіографічного імпульсу і пульсової хвилі, що потребує регламентації, моделювання і контролю [57-60]. Такий, далеко не повний перелік задач вимірювання параметрів стану і керування та контролю і формування керуючого впливу, обґрунтовують, що створення комп'ютеризованих пристроїв з фототерапії є комплексною актуальною задачею розв'язок якої уже регламентується протоколами [57].

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційне дослідження виконувалось у відповідності до завдань двох науково-дослідних робіт: 8. Фундаментальні, прикладні та експериментальні дослідження для розв'язання комплексної проблеми проектування,

виробництва та випробування всіх класів біологічних та медичних приладів і систем. Дисертаційна робота проводилася відповідно до завдань науково-дослідних робіт: *«Розроблення мобільних малогабаритних та стаціонарних бездротових приладів ранньої діагностики, профілактики, лікування та посттравматичних відновлень військово-цивільного застосування»*, номер державної реєстрації – **0119U100422**; *«Розробка модулів автоматизації бездротових приладів відновлення пост-інфарктних, пост-інсультних пацієнтів в індивідуальних умовах віддаленої реабілітації»*, номер державної реєстрації – **0121U109898**, у яких автор був виконавцем. Також протягом 2017–2020 років автор як виконавець та керівник брав участь у ряді наукових проєктів, що спрямовані на вдосконалення комп'ютеризованих систем лікування засобами фототерапії в рамках стартапів.

**Мета і задачі дослідження.** Метою дисертаційного дослідження є розробка теоретичних основ підвищення ефективності елементів формування та контролю фізіотерапевтичного впливу із заданими параметрами за рахунок впровадження архітектурних рішень реалізації комп'ютерних систем фототерапії та удосконалення їх структурних елементів.

У роботі поставлені та вирішені такі задачі:

– провести аналіз стану та тенденцій розвитку технологій фототерапії і устаткування, що їх реалізує;

– визначити структуру та характеристики комп'ютеризованої системи збору і обробки інформації у ході процедур фототерапії, провести порівняльний аналіз елементних баз її створення та запропонувати оптимальну;

– дослідити перехідні процеси в колі із струмозалежними індуктивностями за рахунок опису магнітних властивостей ферромагнітного осереддя, що дозволяють описувати перехідні процеси у електромагнітних колах імпульсної дії;



– розробити та дослідити систему комп'ютеризованого контролю параметрів процедури та супроводжуючих дій, що визначають умови її проведення та динаміку стану пацієнта;

– дослідити засоби імплементації до комп'ютерно-інтегрованої системи, підсистеми перед процедурної повірки устаткування для опромінення, шляхом формування додаткових каналів зв'язку та створення автоматизованої системи керування програмою контролю параметрів випромінювання та умовами їх вимірювання у тому числі підсистеми контролю відстані до ділянки, що опромінюється та засобів архітектурних і мережових реалізацій випромінювача, як елементу комп'ютерних систем і мереж, що реалізують технології профілактики та лікування.

**Об'єкт дослідження** - комп'ютеризовані системи та фототерапевтичні прилади, що забезпечують терапевтичні процедури.

**Предмет дослідження** - методи та засоби розвитку архітектурних реалізацій приладів фототерапії, як елементів комп'ютеризованих систем, що реалізують технології профілактики та лікування.

**Методи дослідження.** У дисертації для вирішення наукових задач використані наступні методи досліджень: теорії автоматичного керування, теорії коливальних систем із зосередженими параметрами та теорії електричних ланцюгів – для досліджень функціональних моделей і моделювання роботи структурних елементів; методи аналітичні та чисельні для аналізу диференціальних рівнянь електричних кіл; методи комп'ютерного моделювання LTSpice, Maple – для розробки математичної моделі функціонування комп'ютерної системи в умовах обмеженої кількості аналогових вихідних каналів; фізичні експерименти на макетах і дослідних зразках при проведенні експериментальних досліджень властивостей систем.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Наукова новизна одержаних результатів полягає у створенні комп'ютерно-інтегрованих систем, моделей та методів контролю параметрів процедур та режимів роботи устаткування і його повірки.

**Вперше розроблено:**

– комп'ютерно-інтегровану систему, що реалізує спосіб резонансно-конформаційної терапії у середовищі Arduino контролерів, які за рахунок формування керованого опромінення в умовах стаціонарного та імпульсного магнітних полів забезпечують задану дозу та інтенсивність опромінення за приписом лікаря;

– метод корекції параметрів драйверу імпульсних сигналів повинні містити засоби моделювання та корекції параметрів для заданого виду імпульсного сигналу з урахуванням властивостей струмозалежних елементів та задачі, що розв'язується;

– розроблено комп'ютеризовану систему перед процедурної повірки устаткування фототерапії.

**Набув подальший розвиток:**

– метод представлення нелінійних процесів в колі із струмо-залежними індуктивностями за рахунок опису магнітних властивостей феромагнітного осереддя, що дозволяє описувати перехідні процеси у електромагнітних колах імпульсної дії;

– метод комп'ютеризованого контролю параметрів процедури та супроводжуючих дій, що визначають умови її проведення та динаміки стану пацієнта.

**В роботі удосконалено:**

– Засоби інтеграції до комп'ютерно-інтегрованої системи, підсистеми перед процедурної повірки устаткування для опромінення, шляхом формування додаткових каналів зв'язку та створення автоматизованої системи керування програмою контролю параметрів випромінювання та умовами їх перебігу;

– Засоби інтеграції до складу комп'ютерно-інтегровану систему, підсистеми контролю відстані до ділянки, що опромінюється та засобів дистанційного вимірювання її температури.

### **Практичне значення отриманих результатів.**

У дисертації, на основі виконаних автором досліджень, вирішено науково-технічну задачу створення комп'ютеризованої системи, що забезпечує терапевтичні процедури засобами фототерапії з підвищеною ефективністю.

У результаті виконаних автором досліджень було виявлено ряд закономірностей, аналіз яких дозволяє стверджувати, що сформульовані в роботі задачі можуть вважатися виконаними. При виконанні роботи були використані коректні і достовірні методи дослідження в наслідок чого:

1. Практичне цінність роботи полягає в розширенні науково-технічної бази проектування комп'ютеризованих приладів на базі одноплатних комп'ютерів, лазерних далекомірів, пристроїв перед процедурної повірки.

2. Отриманий аналітичний опис параметрів драйверів з урахуванням змін заряду та сили струму у колі із змінними індуктивністю та ємністю, дозволила синтезувати двох параметричний закон зміни зовнішньої напруги, що забезпечує досягнення необхідної величини максимального значення сили струму за заданий проміжок часу з необхідною частотою слідування.

3. Отриманні результати моделювання елементів комп'ютеризованих систем і мереж, що реалізують технології профілактики та лікування підтверджують: ефект модульованого випромінювання досягається шляхом широтно-імпульсного моделювання, шляхом фільтрації сигналу, апаратними засобами SPI та UART-інтерфейсів або драйверами світлодіодів WS2811 та WS2812.

4. Розроблені варіанти архітектури для відлагодження процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів з використанням далекомірів та інфрачервоної матриці контролю температури дозволяє реалізовувати як метод резонансно-конформаційної терапії, так і контролювати параметри процедур.

5. Чисельні методи опису і моделювання перехідних процесів у колі імпульсного струму дозволяють модифікувати параметри і налаштовувати

сучасні драйвери крокових двигунів TMC2100 для розв'язку задач фототерапії.

6. Розроблені варіанти комп'ютеризованої системи повірки є інструментом дослідження та повірки, що дозволяє проводити вимірювання параметрів випромінювання як одиничних, так і груп випромінювачів на базі оцінки інтегральних величин та індикатрис.

7. Розроблені і застосованні алгоритми і програми у середовищі програмування Arduino дозволяє реалізовувати необхідний набір функцій комп'ютеризованих систем калібрування та повірки фототерапевтичних приладів.

8. Запропоновані пристрої передпроцедурної повірки дозволяє контролювати параметри устаткування відповідно до вимог протокольної медицини.

9. Отримані результати експериментальних випробувань систем практичного впровадження в дерматології, в неонатології та відновлювальній медицині комп'ютеризованих систем фототерапії, показали, що розроблені компоненти мають необхідні параметри для організації фототерапевтичних процедур за приписами лікаря.

**Особистий внесок здобувача.** Основні положення і результати дисертаційного дослідження отримані автором особисто. За результатами наукових досліджень опубліковано 8 робіт, що надруковано у фахових виданнях України [13, 16, 17, 30-32, 44, 67], 4 – у працях міжнародних конференцій, які індексовано у науково-метричних базах даних **Scopus** [49, 110-112], одному патенті на винахід України та 15 патентах на корисну модель. У роботах, опублікованих у співавторстві, дисертанту належать: отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка [13]; порівняння основних конкурентних ідей, формування структури з основних елементів комп'ютеризованої системи, аналіз та вибір засобів бездротової передачі даних [17]; пропозиція основної ідеї, склад комп'ютеризованої системи,

технічні та мережеві засоби для реалізації запропонованої ідеї, аналіз засобів реалізації та вибір оптимальних, формулювання висновків [30]; аналіз технічних реалізацій, пропозиція основної ідеї, структура запропонованої комп'ютеризованої системи та складові елементи конструкції [31]; пропозиції щодо удосконалення ідеї, структура запропонованої автоматизованої системи та технічні засоби для реалізації ідеї [32]; технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів [44]; схемо-технічні пропозиції та реалізації [49]; пошук та аналіз існуючих теорій взаємодії електромагнітного випромінювання з біологічними об'єктами (*in vivo* та *in vitro*) [67]; пропозиції щодо структурних елементів фототерапевтичних комп'ютеризованих систем, технічні реалізації [110]; пропозиції що до елементів структури комп'ютеризованої системи, побудова структури системи [111]; технічна реалізація комп'ютеризованої системи отримання теплових зображень, їх комп'ютерний аналіз [112].

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення дисертаційної роботи доповідалися і обговорювалися на 19 конференціях: Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS) (2015р., Warsaw, Poland); 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) (2018 р., м. Київ, Україна); 10th IEEE Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS) (2019р., Metz, France); 15th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies, (CSIT) (2020р., Zbarazh Castle, Ukraine); «Могилянські читання» (2007–2020 рр., м. Миколаїв, Україна); «Ольвійський форум» (2008–2019 рр., м. Миколаїв, Україна); «Применение лазеров в медицине и биологии» (2008, 2011 р., м. Харків, Україна); «Політ Ю.А.Гагаріна і розвиток авіації і космонавтики у 21 ст» (2011 р., м. Миколаїв, Україна).

За результатами роботи над дисертаційним дослідженням було подано та отримано 1 патент України на винахід та 15 патентів України на корисну модель.

### **Публікації**

За темою дисертації було опубліковано 43 наукових роботи, з них: 8 – у фахових виданнях; 4 публікації, що реферуються у Scopus; 15 – у збірниках матеріалів міжнародних та всеукраїнських науково-технічних конференцій; 16 – патентів України.

### **Структура дисертації**

Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 162 найменувань та чотирьох додатків. Загальний обсяг дисертації – 243 сторінок, з них 4 додатки на 20 сторінках, 19 таблиць, 113 рисунків.

## РОЗДІЛ 1

### СУЧАСНИЙ СТАН РОЗВИТКУ МЕТОДІВ І ІНСТРУМЕНТАЛЬНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ФОТОТЕРАПІЇ.

#### **1.1. Проблема створення інструментального забезпечення елементів комп'ютерних систем фото терапії – наукова сутність та актуальність розвитку**

Практика застосування фототерапії протягом кількох останніх десятиріч підтверджує, що низькоенергетичне опромінення світлом у дальньому червоному до майже інфрачервоного діапазону спектру (630-1000 нм) з використанням лазерних енергетичних випромінювачів або світлодіодних масивів ініціює біологічні процеси *in vitro* та *in vivo* [1-5]. Клінічне застосування фототерапії для лікування травм м'яких тканин та для прискорення загоєння ран підтверджує її ефективність більше 30 років [1,2, 5-7, 58]. Фототерапія з використанням низько енергетичних червоних лазерних променів та червоних світлодіодних масивів (640–690 нм; пік 670 нм) застосовується в різних клінічних та експериментальних умовах для сприяння загоєнню ран та регенерації тканин [3,8,9]. На клітинному рівні фотовипромінювання при низьких впливах може спричинити значні біологічні ефекти, включаючи клітинну проліферацію та вивільнення факторів росту клітин [10-12]. Виявлено, що опромінення є причиною вироблення колагену та фібробласту. Фотобіомодуляція світлодіодними (LED) масивами також збільшує активність цитохромоксидази сітківки у щурів та клітинну проліферацію діабетичних мишей [8,13].

Сучасні технології фототерапії, фотодинамічної терапії [61-67] реалізують у якості терапевтичного впливу електромагнітне випромінювання видимого, інфрачервоного та ультрафіолетового частин спектру на патологічні ділянки тіла людини з метою лікування різних хвороб. В останніх роботах [58, 66, 68] теоретично обґрунтовано, що порушення мікро- і макроциркуляцій

кровотоку та лімфотоку, а також гальмування окислювально-відновлювальних процесів у клітинах є причинами етіології більшості хвороб, остеохондрозів, ран, м'язової болі та інших. Разом з тим, там же доведено [66-71], що активізація фотоакцепторів є більш ефективною при комплексному впливі спеціально сформованим поляризованим світлом спектрального складу, що призначено у стаціонарному магнітному полі, яке спеціально орієнтовано [68-71].

У більшості робіт і приладів, які розроблено в колективі під керівництвом професора А.М. Коробова показано, що опромінення системою окремих дискретних джерел червоного світла є найбільш ефективним [72, 73]. Переконливим доказом такого твердження є також сукупність робіт, у яких демонструється результати опромінення світловими хвилями діапазону 630-680 нм, яке генеруються напівпровідниковими випромінювачами з довжиною хвилі, що близька до одного з максимумів спектру фототерапевтичного впливу [74]. У ряді зразків використовується ближній інфрачервоний діапазон 890 нм, що збігається з іншою смугою біодії [75]. Дуже важливо, що цей діапазон збігається з "вікном прозорості" більшості біотканин, що забезпечує більш глибоке проникнення випромінювання – до декількох сантиметрів з урахуванням деякого ослаблення – у порівнянні з довжинами хвиль червоної спектральної області [76]. Останнє дозволяє сформувати необхідну фототерапевтичну дозу при опроміненні органів, розташованих у глибині організму з урахуванням поглинання випромінювання і розсіювання [45, 48, 51, 54, 77]. У зв'язку із спектральною селективністю більшості фотобіологічних реакцій і відносно вузькими спектрами біодії багатьох біологічних систем, монохроматичне випромінювання використовується при лікуванні безлічі захворювань [78]. Смуги поглинання багатьох клітинних хромофорів є відносно широкими (20-30 нм), що й дозволяє використовувати матриці напівпровідникових джерел із спектральною шириною випромінювання на напіввисоті порядку 10-20 нм. При цьому довжину хвилі випромінювання обов'язково підбирається такою, що збігається з максимумом спектра біодії [52, 79]. Раніше до робіт професора А.М. Коробова та його колег



вважалося, що, крім зазначених ознак, випромінювання також повинне мати властивості когерентності й поляризованості, які здатен забезпечувати лазер [75, 76, 80, 81]. Характерними представниками лазерних приладів фототерапії слід вважати Omnilux, Revitalight, і ClearXL [82]. Однак, на сьогоднішній день численні дані свідчать про подібність дії лазерного випромінювання, тобто когерентного й поляризованого, з випромінюванням від некогерентного й неполяризованого джерела [79, 83]. Крім того, на глибині понад 200 мкм зазначені властивості значно слабшають, і при більшій глибині експериментальні дані свідчать про подібність впливу випромінювання над'яскравих світлодіодів і лазера [84]. Отже, на сьогоднішній день існують дані, які вказують на те, що властивості когерентності й поляризованості не грають істотної ролі в досягненні ефекту фотобіостимуляції, хоча це питання вимагає подальшого вивчення [85]. Очевидно, у зв'язку з цим далі починає спостерігатись переважне використання матриць напівпровідникових джерел, що дозволяє одночасно опромінювати великі патологічні ділянки, аж до опромінення всієї людини [86]. При цьому форма підкладки, на якій розміщуються напівпровідникові випромінювачі, забезпечує необхідну гнучкість, тобто в першому наближенні повторює просторову форму біологічного об'єкта. На рис. 1.1. за даними робіт [79, 86-87] подано узагальнене порівняння залежностей питомої потужності від площі опромінення для основних джерел оптичного діапазону, що набули широке поширення у фототерапії.

Як свідчать дані графіків матриця світлодіодів здатна забезпечувати питому потужність порядку  $100 \text{ мВт/см}^2$  практично на будь-якій площі біооб'єкту. Лазерні джерела можуть забезпечувати набагато більшу інтенсивність, однак тільки на малій площі. Їх переваги у досягненні величини питомої потужності швидко стають недоліками при зростанні площі біооб'єкта, оскільки пляма опромінення локалізована і має малу площу.

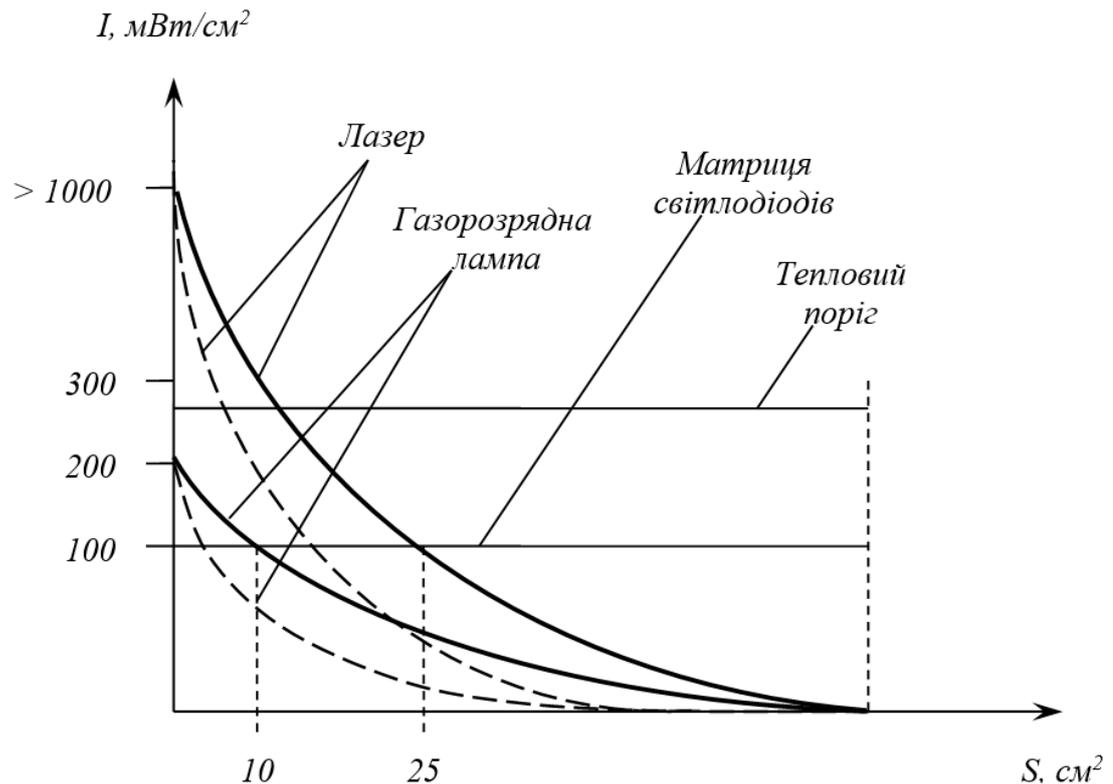


Рисунок 1.1 – Залежність питомої потужності випромінювання ( $I$ ) на поверхні біологічного об'єкту від його площини ( $S$ ) для найбільш типових оптичних джерел

Отже, опромінення системою джерел має переваги в порівнянні з іншими методиками починаючи вже із площі  $25 \text{ cm}^2$ . Отже, при необхідності проводити опромінювання великих площ набувають конструкції приладів, що використовують принцип матричного опромінення.

На сьогоднішній день відомі різні види матричних приладів фототерапії які виробляються та продаються для різних лікувальних цілей. Наприклад, прилад світлодіодної фототерапії (рис. 1.2) випромінює червоне світло, яке поглинається тканиною пацієнта через шкіру [8-10, 88]. Це запускає каскад реакцій, які поступово звільняють енергію та стимулюють загоєння.

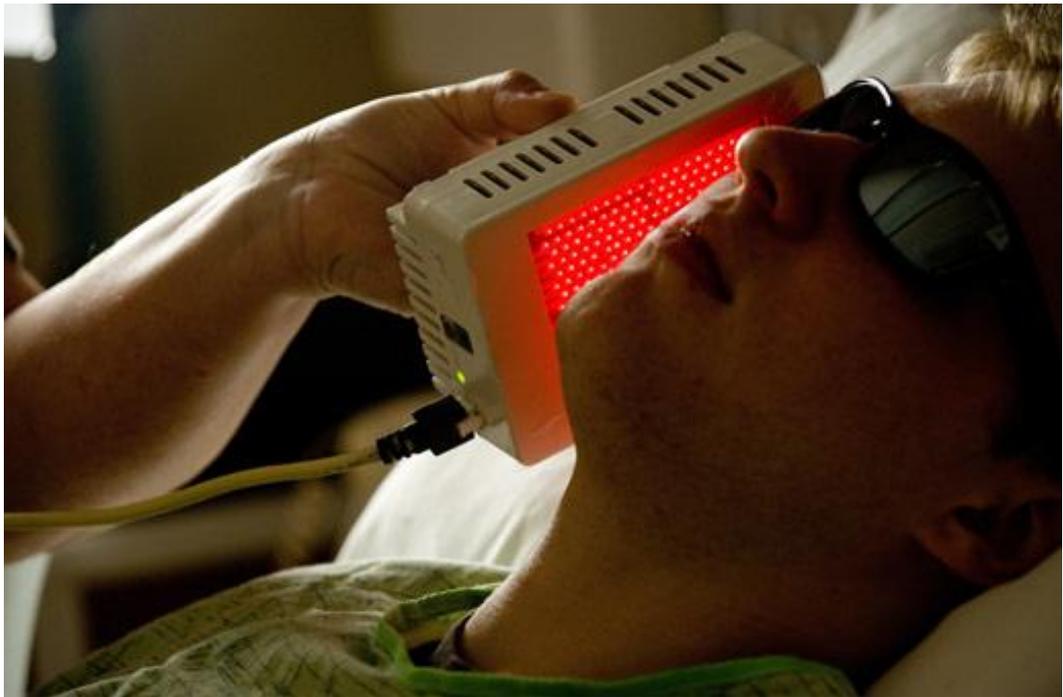


Рисунок 1.2 – Світлодіодний пристрій, розроблений NASA [9]

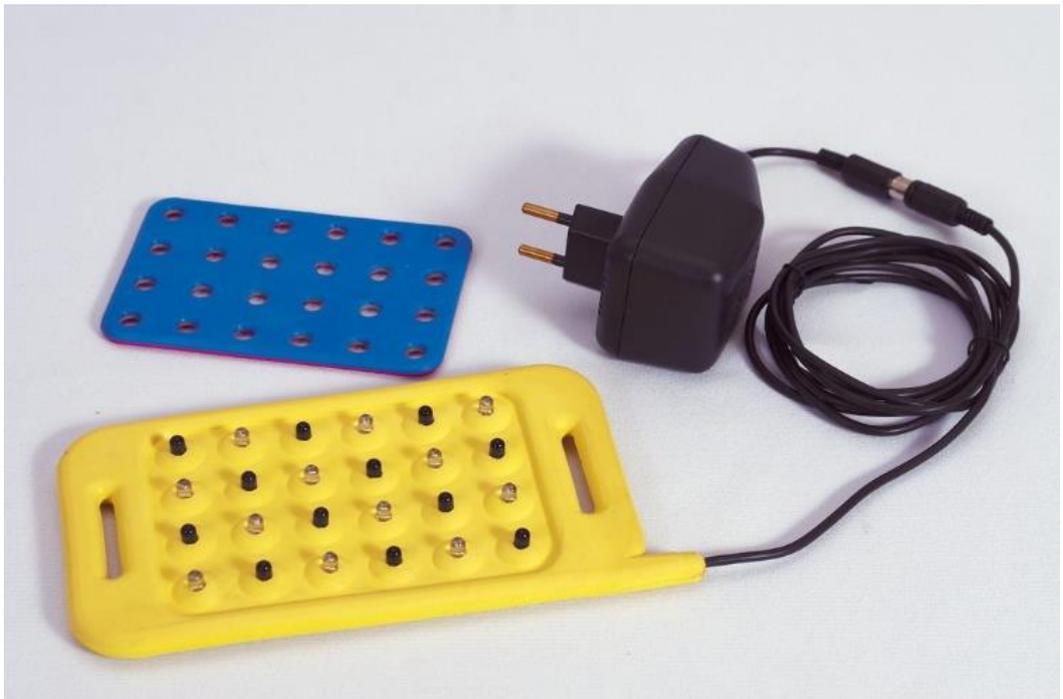


Рисунок 1.3 – Фотонна матриця Коробова

Червоне світло від світлодіодного масиву (рис. 1.3), допомагає лікувати рани, опіки, виразки шкіри при діабеті та мукозит ротової порожнини – поширений і надзвичайно болісний побічний ефект променевої терапії.

На рис. 1.4 показаний світлодіодний пристрій для лікування болю в різних частинах тіла [73].



Рисунок 1.4 – Гнучкий світлодіодний пристрій [89]

Даний пристрій має гнучку основу, яка дозволяє повторювати поверхню тіла. Максимальну температуру світлодіодів можна встановити на  $41^{\circ}\text{C}$  або нижче, обмеживши світлодіодний струм або модуляцію ширини імпульсу, щоб не пошкодити шкіру теплом, що розсіюється світлодіодами під час роботи. Для спеціальних застосувань світлодіодної фототерапії потрібні різні структури або конструкції. Для підвищення ефективності фототерапії необхідно згенерувати світлодіодне випромінювання з більш вираженими біотропними параметрами [90, 91]. Отже, першочерговим завданням при розробці апаратури для світлотерапії є пошук нового виду модуляції світлодіодного опромінення, розробка системи зворотного зв'язку з пацієнтом, оптимальний вибір точок і зон для випромінювання при різних захворюваннях. Останнім часом в літературі все частіше обговорюється реалізації таких фототерапевтичних систем з використанням елементів комп'ютерних мереж [14, 16, 17, 18, 25, 27, 28, 29, 30]. Особливо розгляд

побудови приладів фототерапії як елементу системи IoT стимулює успіхи, що підтверджено в роботах [23, 35-38]. Функціональна блок-схема такої системи показана на рис. 1.5.

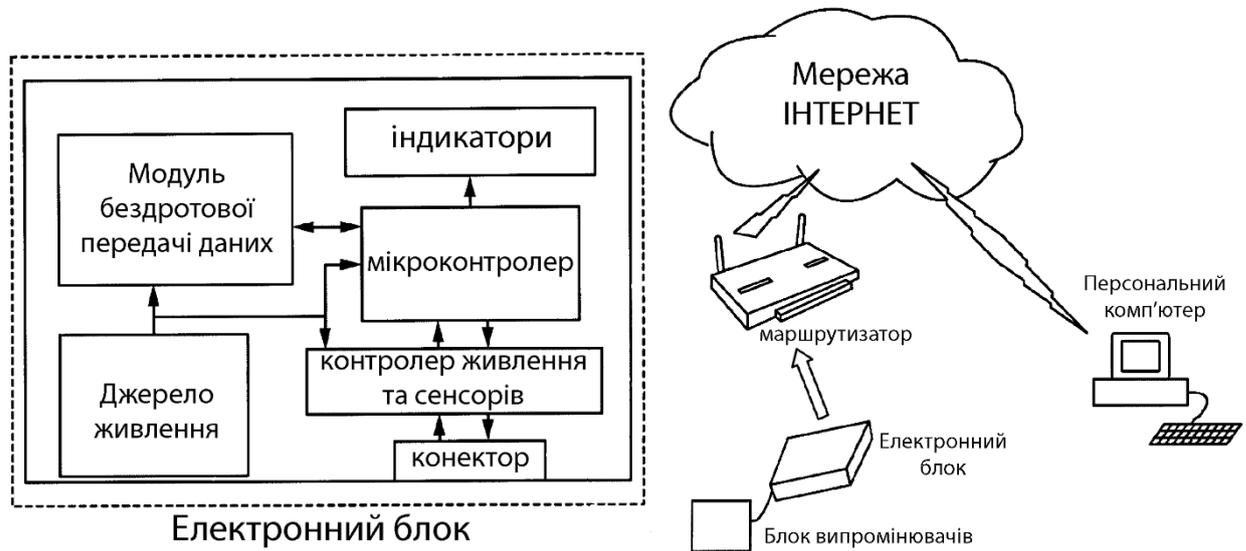


Рисунок 1.5 – Функціональна схема відомої фототерапевтичної системи

Така система, окрім терапії, виконує заміри (зокрема температури) та передає дані до мобільних пристроїв чи персональних комп'ютерів через бездротові мережі та/або через інтернет, а також може змінювати програму опромінення згідно з даними у вбудованій пам'яті чи за командою від віддаленого пристрою.

Подальший розвиток інструментів фототерапії, що усуває означені недоліки, простежується при апаратній реалізація відомого способу світлолікування [92]. Сутність описаного способу полягає у використанні джерел червоного (620-660 нм) та інфрачервоного (820-950 нм) світла, інтенсивність яких розподілена по поверхні та модулюється у часі, а смуги теплового випромінювання переміщується в просторі в напрямку основного руху крові. Зазначена модуляція відбувається як у просторі, так і у часі. Апарат виконано у вигляді моноблоку з матрицею випромінювачів.

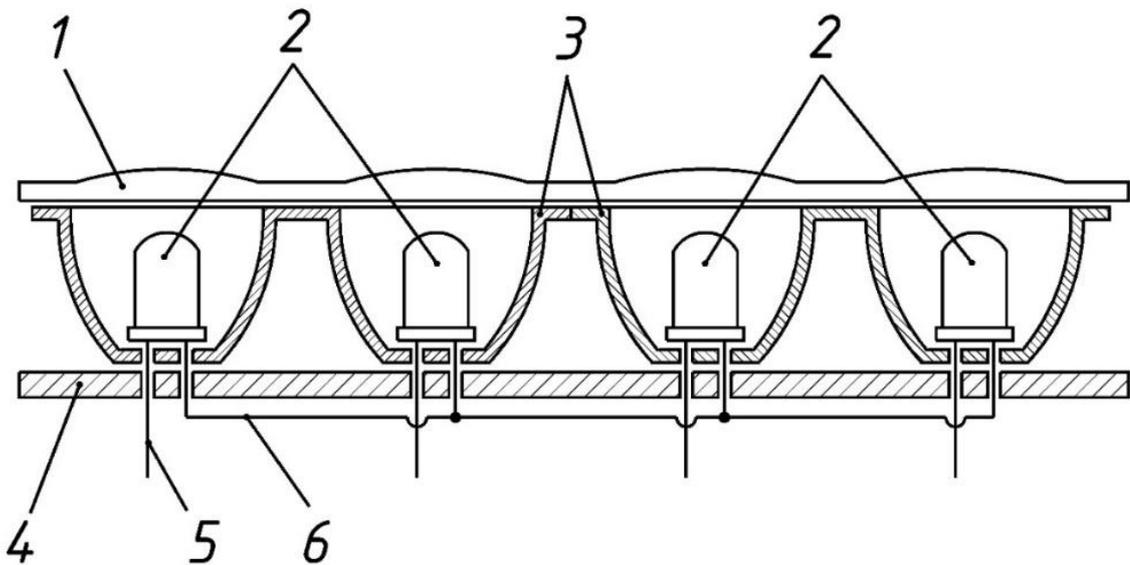


Рисунок 1.6 – Конструктивна схема блоку випромінювачів апарату, що реалізує фототерапії світлом комбінованого спектру

Можливе автономне живлення апарату та живлення від мережі за допомогою блоку живлення. Автономне живлення апарату забезпечується елементами живлення хімічного типу. Для підвищення ефективності апаратної реалізації представленого способу організовано повернення втраченої його частки опромінення шляхом дзеркального відбиття від внутрішньої поверхні корпусу відбивача [93]. Конструктивна схема блоку випромінювачів апарату, що реалізує фототерапії світлом комбінованого спектру подано на рис. 1.6. Блок випромінювачів містить наступні елементи: захисна плівка (1), дискретні джерела (2), відбивачі (3), жорстка основа (4), струмоведучі провідники (5, 6).

Отже, проблема створення ефективного інструментального забезпечення приладів фототерапії є невід’ємною задачею розробки елементів комп’ютерних систем фототерапії, що забезпечують одночасний контроль параметрів впливу і параметри стану пацієнта та подальші успіхи впровадження фототерапії.

## **1.2 Аналіз тенденцій сучасних поглядів на процеси та досягнення у розвитку комп'ютерних систем та їх апаратних і програмних засобів, що придатні для використання у фототерапії**

### **1.2.1. Метод резонансно-конформаційної терапії та комп'ютеризовані засоби його реалізації**

Технічне рішення, у якому реалізовано спосіб модульованого опромінення, що визначило нову тенденцію представлено у патенті [94]. Під час роботи апарату у постійному магнітному полі постійних магнітів опромінювання біотканини виконується поляризованим світлом, яке випромінюється лазером, а також не поляризованим - випромінюється світлодіодами. Не зважаючи на введення нових впливів це рішення не досягло своєї мети, оскільки магнітне поле для постійних магнітів початково направлено перпендикулярно до поверхні біотканини, таке розташування магнітів обмежило робочу зону між різнойменними полюсами поверхні біотканин. Крім того, воно не дозволяло збільшити глибину робочої зони, у якій патології підлягають лікуванню, оскільки не зменшувало енергії активації радикалів. Завдяки роботі з фотонної терапії [55, 56] та робіт академіка Тийни Йоханнесовни Кару [61, 63] стало відомо, що фотони червоного спектра, а саме з довжиною хвилі 632-642 нм активізують основні процеси. Це призводить до розриву радикалів С-оксидази мітохондрії і утворення вільного електрона [70], який захоплюється гемом і т.д. Головною перешкодою застосування фототерапії глибоких шарів біотканини, є те, що світло червоного спектра з такою довжиною хвилі практично повністю поглинається вже на глибині 15-20 мм, в той час як велика кількість патологій, що пов'язані з порушенням кровообігу, знаходиться на глибині 60-70 мм в тілі пацієнта.

У зв'язку з цим, слід визначити, що подальший розвиток фототерапії глибоких шарів біотканини простежується у винаході, що сформульовано як "Спосіб резонансно-конформаційної фотонної терапії та пристрій, що його реалізує" [95]. Що також було реалізовано у винаході «Автоматизована система

для гістероскопічного дослідження з терапевтичними функціями» [96]. Метою цього способу та тенденцією, що він започатковує є підвищення ефективності взаємодії електромагнітного випромінювання та збільшення глибини проникнення. Останнє досягається за рахунок зменшення енергії активації, розриву зв'язків та перебудові радикалів довгих вуглецевих молекул. Як показано у роботах [1, 2, 4, 63], приклад однієї з моделей процесів, що відбуваються у клітинах біотканини, може розглядатись у наступній послідовності. Фотон падає на цитохром С-оксидази термінального ферменту дихального ланцюга у наслідок взаємодії звільнює електрон, що захоплюється гемом. Останнє прискорює процес метаболізму на клітинному рівні. Підвищення ефективності взаємодії потоку фотонів, як мета, досягається введенням випромінювання зменшеної частоти до складу обраного спектру.

Пропозиція вибору напрямку орієнтації магнітного поля ґрунтується на теоретичному висновку, про його вплив при заданому напрямку переміщення смуг світла, та вектора напруженості падаючих хвиль на енергію активації радикалів.

Нерозв'язаною лишається задача реалізувати модель взаємодії, що синхронізована у часі і узгоджена у просторі при взаємній орієнтації векторів напруженості хвиль опромінення та зовнішнього магнітного поля.

Для визначення і доведення впливу постійного спеціально орієнтованого магнітного поля з додатковою змінною його складової, розглянуто радикал, що є головним чинником початку процесів у біотканині [95]. Радикал, що приєднано до молекули представимо як диполь. Початок системи координат зв'яжемо з його позитивним зарядом. За умов адіабатичного наближення, діючі сили на електрон, задовольняють умову рівноваги. Задаємо у цій системі координат положення електрона радіус вектором  $r$  та запишемо умову рівноваги під сил пружної взаємодії із позитивним зарядом диполя, сил тертя та Лоренца:

$$\ddot{\vec{r}} + 2\beta\dot{\vec{r}} + \omega_0^2\vec{r} = -\frac{e}{m}\mu\mu_0\vec{V} \times \vec{H}. \quad (1.1)$$



Розглянемо випадок коли магнітне поле однорідне та задано вектором, що має компоненти у системі координат диполя  $\vec{H} = |O, O, H|^T$ , тоді векторне рівняння (1.1) перепишемо у вигляді системи трьох рівнянь, яка, у свою чергу, розпадеться на два неоднорідних і одне однорідне:

$$\begin{cases} \ddot{x} + 2\beta\dot{x} + \omega_0^2 x + 2\Omega\dot{y} = 0 \\ \ddot{y} + 2\beta\dot{y} + \omega_0^2 y - 2\Omega\dot{x} = 0 \\ \ddot{z} + 2\beta\dot{z} + \omega_0^2 z = 0 \end{cases} \quad (1.2)$$

Введемо позначення параметрів системи (1.2):

$$\Omega = \frac{e\mu\mu_0 H}{m} - \text{частота прецесії радикала};$$

$\beta$  – коефіцієнт затухання;

$\omega_0$  – власна частота.

Загальний розв'язок (1.2) шукаємо методом підстановки Ейлера та у вигляді суми векторів:

$$\vec{r} = \begin{bmatrix} a \\ b \\ o \end{bmatrix} e^{i\omega t} + \begin{bmatrix} o \\ o \\ c \end{bmatrix} e^{i\omega_2 t}, \quad (1.3)$$

де амплітуди  $a, b, c$  – є комплексні величини. Підставивши (1.3) в систему (1.2), отримаємо систему алгебраїчних рівнянь:

$$\begin{cases} a(\omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2) + 2\Omega\omega i b = 0 \\ b(\omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2) - 2\Omega\omega i a = 0, \\ c(\omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2) = 0 \end{cases} \quad (1.4)$$

або

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} \omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2, 2\Omega\omega i \\ -2\Omega\omega i, \omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} = 0 \\ \omega_0^2 + 2\beta\omega_2 i - \omega_2^2 = 0 \end{cases} \quad (1.5)$$

Оскільки  $a \neq 0$  і  $b \neq 0$  одночасно, то останні рівняння системи справджуються тільки за умов:

$$\text{Det} \begin{bmatrix} \omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2, 2\Omega\omega i \\ -2\Omega\omega i, \omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2 \end{bmatrix} = 0, \quad (1.6)$$

або:

$$\omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2 = \pm 2\Omega\omega.$$

Взявши до уваги тільки додатні корені, знайдемо частоти коливань:

$$\omega_{1,2} = \beta i - \Omega \pm \sqrt{\omega_0^2 + \Omega^2 - \beta^2 - 2\Omega\beta i}$$

$$\omega_{3,4} = \Omega + \beta i \pm \sqrt{\omega_0^2 + \Omega^2 - \beta^2 + 2\Omega\beta i}$$

Стан поляризації зсунутих компонент визначається з системи (1.4):

$$\frac{a}{b} = -i \frac{2\Omega\omega}{\omega_0^2 + 2\beta\omega - \omega^2},$$

але з урахуванням додатного кореня (6), тобто

$$\omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2 = 2\Omega\omega, \quad a = -ib = be^{-i\pi/2},$$

це свідчить, що коливання із зменшеною частотою, тобто зміщені у червоний бік спектру по вісі X, відстають за фазою на кут  $90^\circ$  від коливань по вісі Y. Обидва коливання дають колове обертання – утворюють правогвинтову поляризацію. Для фіолетової компоненти з урахуванням другого рівняння з (1.6)

$$\omega_0^2 + 2\beta\omega i - \omega^2 = -2\Omega\omega \text{ напишемо } a = bi = e^{i\pi/2}.$$

Звідси випливає, що ця компонента поляризована за лівим колом і коливання по вісі X випереджають коливання по вісі Y на кут  $90^\circ$ .

Коливання по вісі Z задовольняє рівнянню

$$\ddot{z} + 2\beta\dot{z} + \omega_0^2 z = 0$$

і є незмінним під впливом поля.

Припустимо, що відповідно до моделі диполя, відбулася взаємодія першого електрона, під впливом електромагнітного випромінювання (ЕМВ). Частота, внаслідок чого, зменшується, а гілки параболи (коефіцієнт пружності системи), що представляють енергію осцилятора розійшлися. Знизилася ордината параболи (визначає енергію активації), знизилася точка перетину

параболи та енергії першого диполя із гілкою параболи другого диполя. Профіль вільної конформаційної енергії є лише доповненням до електронної вільної енергії, але буде спостерігатися вплив на зниження активаційних бар'єрів вздовж реакційної координати. Для визначення впливу форми магнітного поля та його орієнтації слід доповнити рівняння руху електрона трьома додатковими силами:

– по-перше, випадкова сила  $\vec{F}(t)$  зумовлена випадковими флуктуаціями у структурі сусідніх молекул;

– сила  $e\vec{E}(t)$  зумовлена електричною швидкозмінною складовою поля ЕВМ;

– сила Лоренца  $e\mu\mu_0\dot{\vec{r}} \times [\vec{H}_v(t)]$  зумовлена впливом магнітного поля, а саме швидкозмінною складовою поля ЕМВ  $\vec{H}_v(t)$ .

З урахуванням наведеного, рівняння руху електрона набуде вигляду

$$\ddot{\vec{r}} + 2\beta\dot{\vec{r}} + \omega_0^2\vec{r} = \left\{ \vec{F}(t) - e\vec{E}(t) - e\mu\mu_0\dot{\vec{r}} \times [\vec{H}_v(t) + \vec{H}_c] \right\} m^{-1}.$$

Оскільки конформаційний рух, зумовлений зовнішнім впливом, породжує неоднорідність, то виникає обмежена дифузія у змінній потенціальній ямі зменшеної глибини, що може бути описано рівнянням Фоккера-Планка у одновимірному наближенні [97]:

$$\frac{\partial P(x,t)}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} D(x) \left[ \frac{\partial P(x,t)}{\partial x} + \frac{1}{kT} P(x,t) \frac{\partial u(x)}{\partial x} \right],$$

де  $P(x, t)$  – густина ймовірності знайти систему у момент часу  $t$  та із значенням координати  $X$   $D(x)$  – коефіцієнт конформаційної дифузії,  $u(x)$  – конформаційний потенціал. Температура залежності коефіцієнта дифузії визначається залежністю від енергії активації

$$D(x) = \frac{kT}{b(x)} e^{-\frac{\varepsilon(x)}{kT}}.$$

Зменшуючи потенціальний бар'єр, електромагнітне випромінювання збільшує конформаційну дифузію та густина ймовірності проходження крізь

потенціальний бар'єр. При зменшенні потенціального бар'єру, електромагнітне випромінювання збільшує конформаційну дифузію. Також збільшується густина ймовірності проходження крізь бар'єр, це стає причиною виникнення значних конформаційних рухів, котрі виникають у об'ємі глобули. Це пояснює проходження іонів крізь канали біологічних мембран, а також активізацію проникнення субстрату, під впливом ЕМВ, до активного центру ферменту. Зміна конформаційної густини виникає через переміщення лігандів у макромолекулах під впливом електромагнітного випромінювання, це призводить до перебудови конформаційного стану та, як наслідок, лікування на мікрорівні.

Під час лікування способом резонансної конформаційно-фотонної терапії для на глибини до 60-70 мм, слід забезпечити послідовність наступних дій:

- створення у зоні лікування стаціонарного постійного магнітного поля, величина модуля вектору магнітної індукції якого сягає десятків Тесл, що забезпечує зниження потенціального бар'єру, а напрям якого зорієнтовано по поверхні біотканини та перпендикулярно напрямку головного кровотоку;

- створення у зоні лікування неоднорідного поля інтенсивностей опромінення за рахунок опромінення шарів біотканини світлом, що випромінюється системою дискретних джерел регульованого спектру інфрачервоного та видимого діапазону, що попередньо визначається за діагнозом і призначенням лікаря;

- забезпечення орієнтації площини коливань вектора напруженості електричного поля для максимального ступеню поляризації світла співнапрямлено із напрямом головного кровотоку у ділянках біотканини, що лікується, з наступним переміщенням неоднорідного поля інтенсивностей опромінення за напрямом головного кровотоку з періодичним повторенням опромінення та додатковим опроміненням змінним магнітним полем, частота якого співвимірювана із частотою зміни інтенсивності опромінення світла, тобто більша за неї, але не більше ніж на порядок, вектор напруженості якого

зорієнтовано перпендикулярно головному кровотоку, так само як і у стаціонарного постійного магнітного поля. Теоретичним підґрунтям, пояснюючим інноваційну ефективність запропонованої у даному способі дії є вплив постійного магнітного поля на енергію активації радикалів [67, 68]. Під впливом постійної складової поля на радикали молекул довгих вуглецевих ланцюгів буде спостерігатися ефект, який полягає у зменшенні енергії активації, завдяки чому фотони меншої енергії, тобто більшої довжини хвилі, а саме інфрачервоного діапазону, зможуть забезпечувати розрив зв'язків. Крім цього змінна складова магнітного поля продукує їх колові конформаційні рухи і забезпечує відновлення молекул за рахунок конформаційної дифузії, густина ймовірності якої максимальна на резонансній частоті, що забезпечується підбором частоти змінної складової магнітного поля.

Отже, додатковий вплив магнітним полем, що містить постійну та змінну складову зменшує потенціальний бар'єр, збільшує конформаційну дифузію та густину ймовірності її утворення. Останнє викликає значні конформаційні рухи як наслідок впливу ЕМВ, що виникають у об'ємі глобули, яка з точки зору динаміки є складною структурованою системою із цілим набором конформаційних рухів із різним часом існування. Такий підхід пояснює активізацію під впливом ЕМВ проникнення субстрату до активного центру ферменту, а також проходження іонів крізь канали біологічних мембран. Переміщення лігандів, починаючи з електронів в макромолекулах під впливом ЕМВ, викликає зміну конформаційної густини ймовірності та, як наслідок, перебудову конформаційного стану, що призводить до лікувального ефекту на мікрорівні. На рис. 1.7 – 1.10 подані схематичні зображення приладу, що реалізує спосіб [95]. Прилад працює в наступний спосіб. Мікроконтролер 12 за алгоритмом відповідно до діагнозу лікаря визначає параметри напруги, що формується та подається після підсилення підсилювачем 13 на різні клеми постійних 6 та змінних електромагнітів 7, які зібрано у матрицю електромагнітів 14, та матрицю світлодіодів 11. Формування за допомогою мікроконтролера 12 узгоджених між собою за

амплітудою та фазою напруг поданих після підсилення на матрицю світлодіодів створює в біотканині максимуми інтенсивності світла відповідного спектрального складу. Останні рухаються у ній, при цьому сама біотканина має змінені властивості під впливом магнітного поля, а саме його постійної складової. Змінна складова магнітного поля забезпечує періодичні конформаційні рухи. Все це разом взяте призводить до зниження загального рівня енергії потенціального бар'єру, конформаційної перебудови та утворення конформаційної дифузії і як наслідок структурної перебудови ланцюгів довгих молекул.

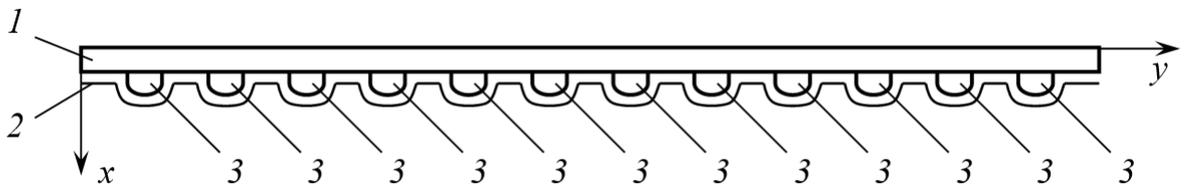


Рисунок 1.7 – Конструктивна схема матриці світлодіодів та її орієнтація у системі координат (вид з боку)

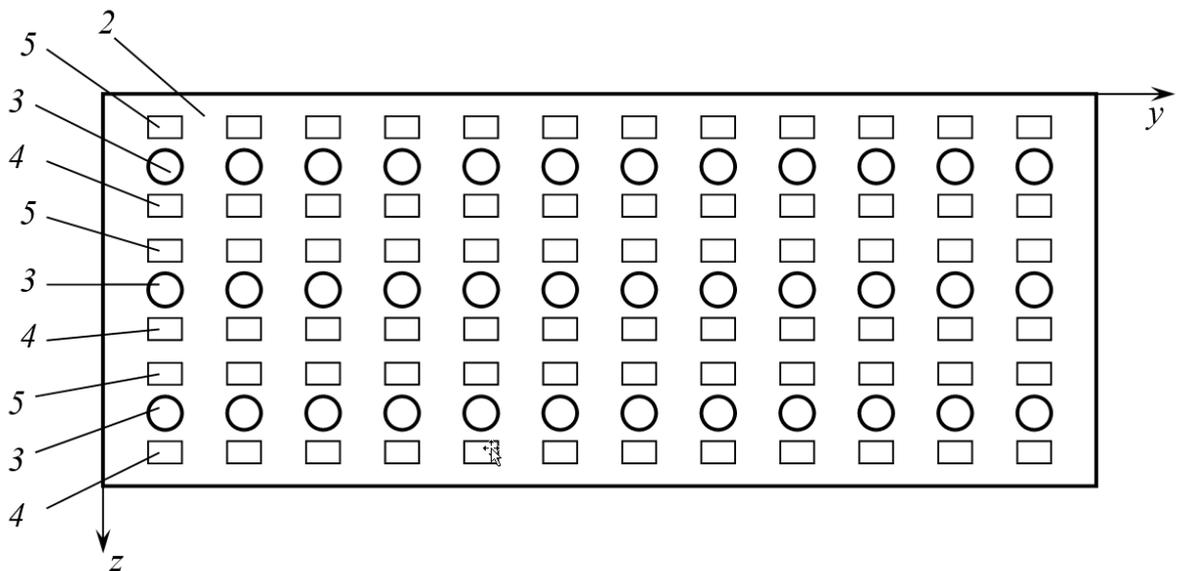


Рисунок 1.8 – Конструктивна схема матриці світлодіодів та її орієнтація у системі координат (вид із сторони випромінювачів)

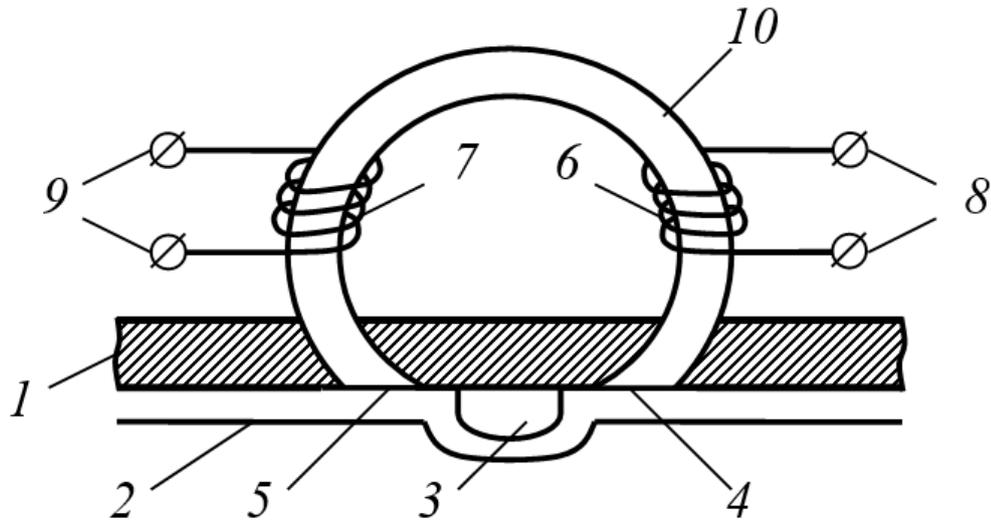


Рисунок 1.9 – Конструктивна схема матриці світлодіодів та її орієнтація у серед полюсів електромагніту

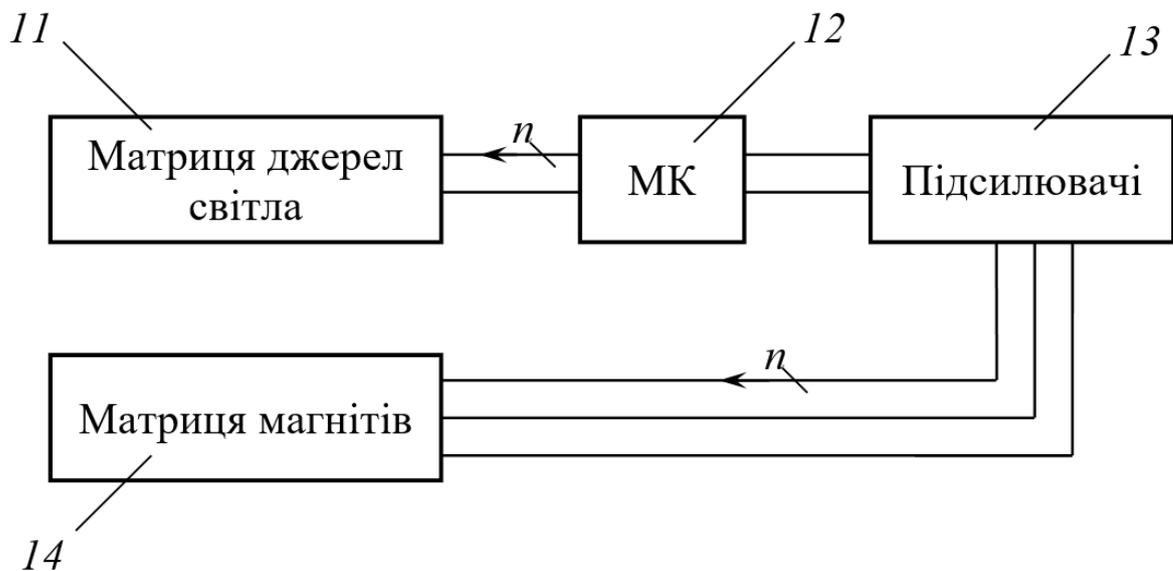


Рисунок 1.10 – Функціональна схема елемента випромінювачів як структурного елемента комп'ютерної системи

Отже, реалізація приладу та його характеристики вартості і ефективності визначаються можливостями роботи комп'ютеризованої системи, підсилювачів та матриць випромінювачів і магнітів. Крім того, споживання енергії визначається здатністю до утворення періодично високих

напруженостей магнітного поля у імпульсі із регульованою сквапністю. Реалізація означеної технології фототерапії, передбачає наявність елементів комп'ютерних систем. Останні забезпечуватимуть налагодження портів, передбачають вибір діапазону частот перемикання та часової протяжності, який керує випроміненням світлодіоду, роботу з масивами і здатність для збереження й використання декількох видів робочих програм та швидкий перезапуск.

Одним з найпоширеніших простих в управлінні та економічно привабливим, який позитивно себе зарекомендував при створенні приладів світлолікування [92], є мікроконтролер ATtiny2313. Його архітектура містить два порти (PortB – 8 каналів, PortD – 7 каналів), що суттєво спрощує роботу з ними завдяки наявності трьох регістрів (рис. 1.11): PortX, PinX, DDRX (де X – буква порту).

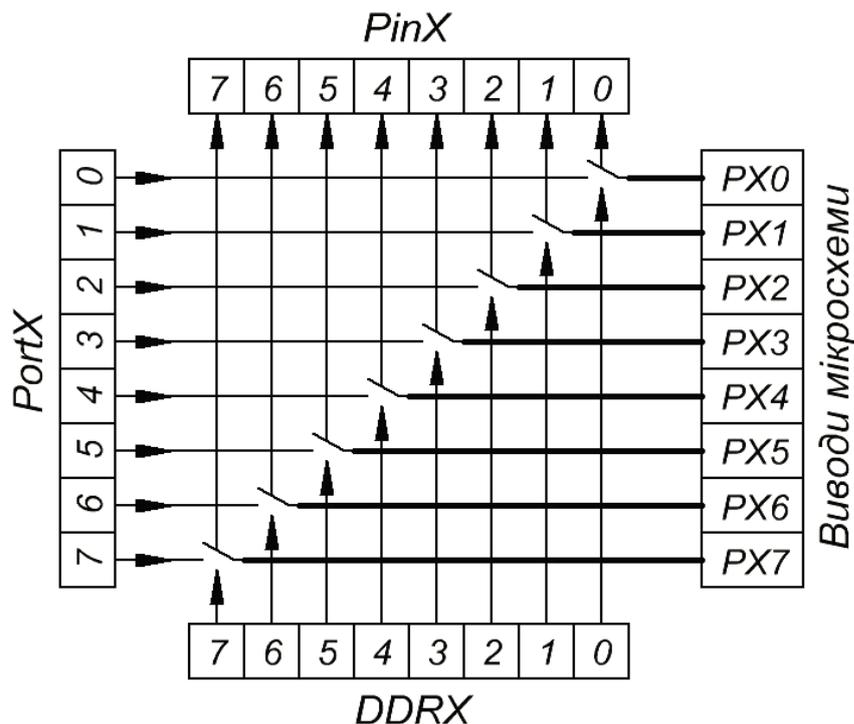


Рисунок 1.11 – Конструктивна схема підключення каналів портів, що забезпечує селективне програмне підключення випромінювачів або інших споживачів



У *PinX* записується інформація, що вводиться, *PortX* містить інформацію яка буде виводитись, *DDR<sub>X</sub>* містить інформацію про те, який з каналів працює на введення а який на виведення («0» – введення, «1» – виведення). Тобто, якщо необхідно щоб *PX1* отримував інформацію, то у відповідному біті *DDR<sub>X</sub>* повинно стояти значення «0», і навпаки, щоб *PX5* виводив інформацію - у відповідному біті *DDR<sub>X</sub>* повинно стояти значення «1».

Апріорі всі канали порту налагоджені на отримання інформації, а необхідно, щоб весь порт *B* лише виводив інформацію. Тобто, усі біти *DDR<sub>B</sub>* повинні містити одиницю (в *DDR<sub>B</sub>* необхідно записати «1111111»). А оскільки *DDR<sub>B</sub>* не є регістром загального призначення (РЗП), то не має можливості напряду записати константу до нього, але можна вивести в нього значення з РЗП.

Отже налагодження порту виконується у два кроки: 1 – присвоєння РЗП константи, 2 – виведення РЗП у *DDR<sub>B</sub>*.

```
ldi Temp, 0b11111111 ;присвоєння
out DDRB,Temp      ;виведення
```

Другою перевагою є простота визначення параметрів тактового сигналу, що забезпечує призначену швидкість руху смуги інтенсивності випромінювання. Експериментально визначено, що основною умовою для встановлення швидкості перемикання світлодіодів є швидкість кровотоку в тій чи іншій частині тіла. Для її визначення лікар враховує такі характеристики як діаметр та вид (венозні чи артеріальні) кровоносних судин, розгалуженість кровоносної системи, вид патології в тій чи іншій ділянці тіла. Вибір швидкості виконується відповідно до обраного методу світлолікування [75, 59, 46, 86, 91]. Слід зазначити, що на підставі визначеної необхідної швидкості руху електромагнітної хвилі та відстані між світлодіодами розробленого пристрою розраховуються затримка часу. Останнім етапом реалізації програмної затримки є запис отриманого числа такту до *OCR1A*. Даний регістр складається з двох 8-ми бітних регістрів, отже необхідно спочатку перетворити число тактів затримки (18750) у шістнадцяткову систему та

завантажити старші та молодші розряди у відповідні регістри *OCR1AH* і *OCR1AL*.

$$18750 (10) = 493E (16)$$

$$OCR1AH = 0x49$$

$$OCR1AL = 0x3E$$

Третьою перевагою є також простота роботи з масивами. Як відомо, існуючі зразки фототерапевтичних апаратів проектуються та виготовляються під методики лікування. Розмаїття існуючих методик лікування (і апаратів) пояснюється розмаїттям хвороб за для лікування яких були розроблені методики. Прогресивною з точки зору витрат споживача є тенденція підвищення універсальності. Однак, вимога універсальності часто призводить і до підвищення вартості приладу за системою вартісних і лікувальних показників. З іншого боку, підвищення універсальності за рахунок розвитку програмного коду без зміни електричної схеми не несе на собі суттєвого підвищення вартості приладу у цілому.

Отже, програмування мікроконтролеру на обмежену кількість програм (Хвиля-М їх сім), які відповідають найбільш розповсюдженим методикам фототерапії. Для цієї мети вирішено було використовувати масиви даних, в кожний з масивів записується послідовність вмикання каналів та перемикання між ними. Використання масивів значно спрощує програмний код та перепрограмування (зміну режимів), а також, зручніше візуально орієнтуватись яка частина програми реалізує той чи інший режим.

Для програмування зручно, коли кількість масивів кратне числу 2 (2, 4, 8,...). Нехай вони будуть називатись *Array0*, *Array1*, *Array2*, ...і т. п. Наприклад, програма переміщення хвилі в просторі в одному напрямку записується наступним чином:

*Array0:*

*.db 0b10000000,0b01000000*

*.db 0b00100000,0b00010000*

*.db 0b00001000,0b00000100*

```
.db 0b00000010,0b00000001
```

```
.db 0,0
```

Остання строчка масиву (*.db 0,0*) це мітка закінчення масиву, коли програма доходить до неї, то повертається на початок масиву. Частина програми яка відповідає за читання масиву виконує наступні функції. У випадку кількості масивів рівних 8 необхідні лише 3 двійкових розряди ( $3^2 = 8$ ), тому усі розряди старші третього відсікаються командою

```
andi ResCnt,0b00000011.
```

Далі виконується порівняння лічильника скидання (*ResCnt*) з числами від 0 до 7. Від того якому числу дорівнює лічильник залежить початкова адреса відповідного масиву який і виводиться в порт.

Для простоти зміни режимів введено спеціальну кнопку. Зрозуміло, що для зміни режиму роботи апарата необхідні органи керування (наприклад кнопки). Найпростішим шляхом реалізації є однокнопковий метод, за яким усі запрограмовані режими будуть змінюватись по чергово з натисканням однієї кнопки. Її можна приєднати до незадіяних портів мікроконтролера та запрограмувати необхідні дії при її натисканні. Однак для даних цілей можна використати зовнішній вивід мікросхеми "Reset". Використання цього виводу обумовлене тим фактом, що при скиданні (обробці переривання Reset) вміст регістрів не стирається, крім того виводи порту *D* залишаються вільними (для майбутніх модернізацій). Схема приєднання кнопки на вивід "Reset" показана на рис. 1.12.

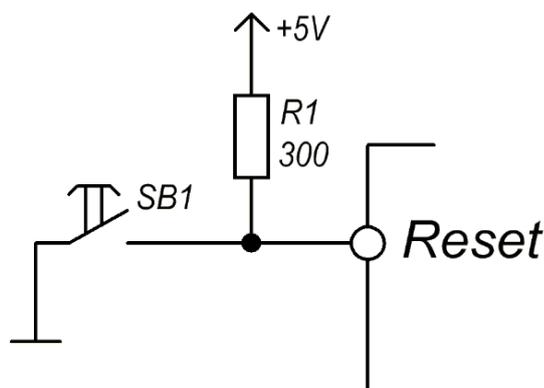


Рисунок 1.12 – Схема приєднання кнопки на вивід "Reset"

Для того, щоб натискання кнопки перемикало програми необхідно виділити певний регістр для лічильника скидання, тобто при кожному натисканні значення лічильника повинно збільшуватись на 1. Отже, нехай лічильник називається *ResCnt*, тоді:

```
.def ResCnt=R21.
```

Ставити інкремент даного регістру напряму на мітку "*Reset*" не можна, оскільки кожна з кнопок має брязкіт. Завдяки брязкоту, при одиничному натисканні кнопки, скидання може виконуватись декілька разів, а лічильник підраховує кожен з цих разів. Отже, команду інкременту необхідно ставити через затримку, за цих умов помилкові спрацьовування, час між якими менше часу затримки, не призведуть до інкременту лічильника.

Першочерговою задачею деталізації узагальненої структури сучасних зразків приладів фототерапії традиційно є обґрунтування і вибір мікроконтролеру. Досвід існуючих проектів та набір можливостей свідчить, що для створення апаратної частини за принципом IoT рішення [32-34] існують декілька популярних варіантів платформ: Arduino або ESP або Raspberry Pi.

Тенденції розвитку сьогодення та широке різноманітне впровадження Arduino плат пов'язано із оснащенням наборами цифрових та аналогових штифтів вводу/виводу, які можуть поєднуватися з різними платами розширення (shields) або платами для макетування та доповнення іншими схемами, які інтегруються до загального пристрою. Наявність для деяких плат послідовного інтерфейсу зв'язку, універсальна послідовна шина (USB), яка також придатна для завантаження програм з персональних комп'ютерів роблять Arduino привабливими для створення надійних, простих у експлуатації приладів фототерапії. Крім того, мікроконтролери можуть бути запрограмовані за допомогою мов програмування C і C++. Також слід зазначити, що проект Arduino забезпечує інтегроване середовище розробки (IDE), засноване на проекті Processing [98]. Шість його функцій забезпечують

процес створення програмного забезпечення (ПЗ) проектів різної складності, що є теж однією з переваг застосування контролерів сімейства Arduino.

Перевагою і одночасно недоліком, який ускладнює вибір, є той факт, що на сьогодні існує багато плат похідних від Arduino. Деякі є функціонально еквівалентними Arduino і можуть використовуватися взаємозаміною. Більшість плат Arduino складаються з 8-бітного мікроконтролера AVR Atmel (ATmega8, ATmega168, ATmega328, ATmega1280, ATmega2560) з різною кількістю флеш-пам'яті, штифтами та можливостями. 32-розрядний Arduino Due на базі Atmel SAM3X8E був представлений у 2012 році. Безумовно, що стандартизація властивостей такого набору спростила би процес розробки приладів у тому числі комп'ютеризованих приладів фототерапії.

Другим мікроконтролером, що є привабливим для розробки приладів фото терапії є AVR. Більшість плат Arduino, включаючи Arduino Uno, використовують мікроконтролер AVR ATmega. У Arduino Uno використовується ATmega 328p. Due є винятком; тут використовується мікроконтролер ARM Cortex. Цей мікроконтролер відповідає за зберігання всього вашого складеного коду та виконання команд, які ви вказуєте. Мова програмування Arduino надає вам доступ до периферійних пристроїв мікроконтролера, включаючи аналого-цифрові перетворювачі (АЦП), штифти вводу/виводу загального призначення (введення/виведення), шини зв'язку (включаючи I2C та SPI) та послідовні інтерфейси. Керамічний резонатор з частотою 16 МГц підключений до тактових штифтів ATmega, синхронізує всі програмні команди. В ньому передбачено кнопку Скидання, для перезапуску виконання програми. Більшість плат Arduino оснащені світлодіодним налагодженням, вже підключеним до контакту 13, що дозволяє запускати першу програму (миготить світлодіод) без підключення додаткових схем [99].

Таблиця 1.1 – Порівняльні характеристики поколінь Raspberry Pi

Покоління	Модель	Форм фактор	Ethernet	Wireless	GPIO
Raspberry Pi 1	B	Стандарт (85,6*56,5 мм)	так	ні	26 пінів
	A		ні		
	B+		так		
	A+	Компакт (65*56,5 мм)	ні		
Raspberry Pi 2	B	Стандарт	так	ні	40 пінів
Raspberry Pi Zero	Zero	Zero (65*30 мм)	ні	ні	
	W/WH			так	
Raspberry Pi 3	B	Стандарт	так	так	
	A+	Компакт	ні		
	B+	Стандарт	так		
Raspberry Pi 4	B (1 GiB)	Стандарт	так	так	
	B (2 GiB)				
	B (4 GiB)				

Платформа Raspberry Pi отримала широке розповсюдження і зараз може використовуватись як медіацентр, веб-сервер, контролер роботів та моделей, сховище даних, мережевий монітор, система безпеки, ігровий сервер, персональний комп'ютер та багато іншого.

Така широка розповсюдженість пояснюється з одного боку доступністю, а з іншого боку – потужним набором характеристик.

Протягом останніх восьми років було випущено понад 10 версій даної платформи з різними форм факторами та технічними можливостями. Останні моделі платформи Raspberry Pi обладнані сучасним багатоядерним ARM процесором, вбудованим графічним процесором, великим обсягом оперативної пам'яті та підтримкою підключення флеш карток у якості заміни жорсткого диску для зберігання операційної системи та програм. До складу платформи Raspberry Pi також входять порти, а саме 5 USB-портів та порт HDMI для виведення відеосигналу.

Порівняльний огляд характеристик поколінь Raspberry Pi наведено в табл. 1.1. Raspberry Pi 4 Model B вийшов у червні 2019 року з 64-розрядним з

чотирьох ядерним процесором ARM Cortex-A72 1,5 ГГц, бортовим 802.11ac Wi-Fi, Bluetooth 5, повним гігабітним Ethernet (пропускна спроможність не обмежена), двома USB 2.0 порти, два порти USB 3.0 та підтримка подвійного монітора через пару портів HDMI (тип HDMI D) для роздільної здатності до 4К. Pi 4 також живиться через порт USB-C, що забезпечує додаткову потужність периферійним пристроям нижче, якщо використовується з відповідним блоком живлення. Отже, своєю розрядністю, засобами обміну даними, типом та кількістю портів має безумовну перевагу [100].

Перспективними для застосування в приладах фототерапії розглядаються процесорів ARM. Їх ядро базується на архітектурі RISC (Reduced Instruction Set Computing, а архітектура побудована на основі скороченого набору команд). Використання простих і ефективних інструкцій процесора, які можуть виконуватися за один цикл є основною їх відмінністю.

Перенос в будь якому проекті додатків зусиль на розробку ПЗ є головною концептуальною ідеєю і можливістю RISC розробок, що безумовно є їх перевагою. Внаслідок цього програмування RISC-процесорів висуває більш суттєві вимоги до ефективності компіляторів, в порівнянні з архітектурою CISC (Complete Instruction Set Computing, архітектура процесорів з широким набором різних машинних команд змінної довжини і різним часом їх виконання), що є головним недоліком ARM. Мікропроцесори з CISC архітектурою (наприклад, Intel x86) не настільки вимогливі до програмних засобів розробки - тут основний акцент робиться на продуктивність апаратної частини [101].

Найбільш привабливим рішенням для створення приладів фототерапії є контролери з архітектурою з відкритим кодом. Плати під назвою Arduino, що містять ці мікросхеми Atmel у поєднанні з умовами підключення, а також безкоштовним набором інструментів для розробки знизили вхідну точку цін. На відміну від ПК, ці процесори є менш потужні з низькою кількістю оперативної пам'яті та можливостей зберігання. Вони не замінюють робочий стіл або ноутбук. Для тих, хто хоче більше потужності у своїх пристроях,

Raspberry Pi розробили дуже дешеву (~ 45 доларів) плату, засновану на процесорах ARM, які мають набагато більше пам'яті та використання мікро SD для постійного зберігання даних. Ці пристрої запускають варіант операційної системи Linux.

Arduino має різноманітні фізичні розміри у відкритих апаратних виконаннях. Основний мікроконтролер, що взято за основу є ATmega328. На сьогоднішній день екземпляри цих необроблених процесорів на eBay можна знайти за ціною менше \$2 з повністю побудованими з конфігурованими платами, що містять їх обв'язку на суму менше 3 доларів. Це в 10-20 разів дешевше, ніж Raspberry Pi.

### **1.2.2 Формування структури та обґрунтування вибору компонентів мережі і каналів зв'язку**

Розвиток характеристик засобів зв'язку приваблює своїми потенціальними можливостями [102] для будови приладів фототерапії з новими властивостями. Однак не варто забувати і про безпеку передачі даних медичного призначення [103]. Модулі зв'язку між контролером пропонованої комп'ютеризованої системи та мережею (Wi Fi) представлені сьогодні двома типами апаратних рішень, а саме ESP8266 та ESP32 [104]. Контролери ESP..., що забезпечують міст між Wi Fi точкою та існуючим мікроконтролером, а також здатні запускати автономні програми. Ці контролери є широко розповсюдженими, саме вони знаходяться практично на всіх платах зв'язку.

Відмінність різновидів цих плат полягає у кількості відкритих штифтів GPIO, кількість наданої флеш-пам'яті, стиль штифтів, роз'ємів та різні інші технічні особливості, пов'язані з конструкцією (табл. 1.2 та 1.3). З точки зору програмування, вони всі однакові.



Таблиця 1.2 – Характеристики мікроконтролера ESP8266

Напруга	3.3 В
Споживаний струм	10 мкА - 170 мА
Флеш пам'ять	16 МБ максимально (512 кБ)
Процесор	Tensilica L106 32 bit
Частота процесора	80-160 МГц
Оперативна пам'ять	32 кБ + 80 кБ
Кількість виводів	17 (з різними функціями)
АЦП	1 з 1024 кроками (10 біт)
Підтримка 802.11	b/g/n/d/e/i/k/r
Максимальна кількість TCP підключень	5

Другий варіант апаратного рішення задачі зв'язку – ESP32 (табл. 1.3) включає підтримку Bluetooth з низькою енергією (BLE) споживання [104]. Він також має 8 каналів аналогово-цифрового перетворення. Вважається, що вони вимірюватимуть 0 – 4 В із 12 біт (0-4095). Одним з найбільш хвилюючих аспектів ESP32 є те, що він розвинувся з одного ядра 80 МГц (ESP8266) до подвійних ядер 160 МГц.

Таблиця 1.3 – Характеристики мікроконтролера ESP32

Напруга	3.3 В
Споживаний струм	5 мкА - 260 мА
Флеш пам'ять	64 МБ максимально (1 МБ)
Процесор	Xtensa Dual-Core 32-bit LX6
Частота процесора	160-240 МГц (на ядро)
Оперативна пам'ять	520 кБ
Кількість виводів	34 (з різними функціями)
АЦП	до 18 каналів (12 біт)
Підтримка 802.11	b/g/n/e/i
Bluetooth	v4.2 BR/EDR та BLE

Існує декілька популярних моделей мікроконтролера на основі ESP [104] такі як: Wemos D1 та NodeMCU.

Таблиця 1.4 – Характеристики плат мікроконтролерів

Плата	Наявність WiFi	Ціна	Кількість портів
Raspberry Pi Zero	-	32 \$	40
Raspberry Pi Zero WH	+	36 \$	40
Raspberry Pi 3	+	47 \$	40
Raspberry Pi 4	+	62 \$	40
Node MCU	+	6 \$	11
Wemos D1	+	6 \$	16
Wemos D1 mini	+	7 \$	13

Наявність найбільшої кількості портів вводу/виводу робить Wemos D1 найбільш привабливим для проектів з керування різними приладами із зворотнім зв'язком (табл. 1.4).

### 1.2.3 Інтерфейси передачі даних

Оскільки нам потрібна робота з хмарними сервісами то нам потрібно вибрати правильний бездротовий інтерфейс. У табл. 1.5 описані переваги та недоліки використання популярних протоколів для створення стенду [102].

Таблиця 1.5 – Характеристики протоколів передачі даних

Протокол	Переваги	Недоліки
HTTP	Немає обмежень на радіус прийому сигналу. Можна керувати пристроєм у будь-якому місці. Великі можливості кастомізації програмного рішення	Потребує постійного доступу до мережі Інтернет
MQTT	Легкий в роботі	Як правило працює з готовим програмним забезпеченням тим самим обмежуючи можливість кастомізації програмного рішення

LoRa	Великий радіус приймання сигналу (~10 км)	Побудований на схемі приймач-передавач Потребує додаткового модуля зв'язку
------	---	---

Для функціонування приладу потрібно з'єднання до Інтернету через WiFi мережу. Як правило для розгортання Wi Fi мережі використовується роутер. На рис. 1.13 та 1.14 показані блок-схеми роботи локальної мережі. Роутер під'єднується до мережі Інтернет напряму через кабель або через модем. Він виконує функції розподілу Інтернету до інших пристроїв. Розподіл бездротового Інтернету здійснюється за стандартом IEEE 802.11.

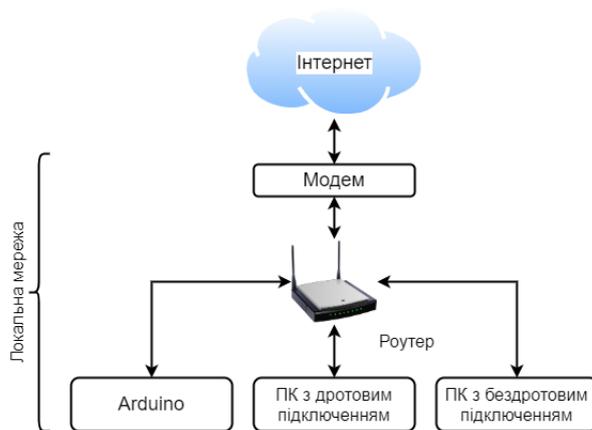


Рисунок 1.13 – Блок схема роботи пристрою через локальну мережу



Рисунок 1.14 – Блок схема керування пристроєм через моб. застосунок

Керування пристроєм через локальну мережу обмежує можливості користувача. Для усунення цих обмежень застосовується керування через сервер. На схемі рис. 1.15 подано один з прикладів керування пристроєм через сервер. Найбільш вдалим серед перелічених варіантів протоколів є рішення HTTP.



Рисунок 1.15 – Схема керування пристроєм через сервер



Рисунок 1.16 – Схема роботи точки доступу

Цей протокол надає змогу керувати пристроєм не лише через локальну мережу, а через сервер. Тим самим поширюючи радіус, з якого можна контролювати пристрій (користувач та прилад можуть знаходитися у різних кімнатах або навіть будівлях). На схемі рис. 1.16 подано в якості точки доступу використовується роутер, станція підключається до мікроконтролерного пристрою що містить WiFi модуль. Найважливіші параметри, які повинен забезпечувати роутер - підтримка стандарту IEEE 802.11 та роботу на частоті 2.4 ГГц. У більшості проектів обирається модель роутера від фірми TP-Link TL-WR841ND [105] (рис. 1.17). Характеристики обраного роутера представлені в табл. 1.6.

Таблиця 1.6 – Характеристики маршрутизатора TP-Link TL-WR841ND

Стандарт	802.11b, 802.11g, 802.11n
Максимальна пропускну здатність	300 Мбіт/с
Частота WiFi	2,4 ГГц
Інтерфейс підключення	Fast Ethernet



Рисунок 1.17 – Маршрутизатор TP-Link TL-WR841ND [105]

Для всіх проектів, що реалізують IoT-рішення, важливу роль відіграє безпека даних [103]. Поширеними на сьогоднішній день є такі заходи безпеки, що впроваджувались у різних проектах та добре себе зарекомендували:

- шифрування роутера рівня WPA2 (найбільш безпечний рівень);
- передача даних через HTTPS (безпечна версія HTTP);
- впровадження SSL сертифікату для підключення контролера до мережі.

Додатковою проблемою такого технічного рішення є пропускна здатність мережі яку потрібно враховувати, оскільки швидкість отримання даних впливає на затримку між зверненням користувача та діями приладу. Слід зазначити, що для приладів лазерної хірургії та властивість очевидно буде головною перешкодою, але для приладів фототерапії із світлодіодними випромінюючими матрицями вона не буде такою гострою.

### **1.3 Оцінка ефективності технологій, процесів як інструмент порівняльного аналізу та задачі дослідження**

Для вибору кількісних показників визначення ефективності, скористуємось уніфікованим методом, що запропоновано в роботі [106] та впроваджено для оцінки ефективності різних технологічних процесів [107, 108].

У якості фактору, що визначає результат фототерапії приймемо кількість клітин, фотоакцептори яких було активовано. Позначимо їх величину літерою  $N_a$ . Ймовірність наявності акту активації позначимо  $P_a$ . Сумарні витрати на курс процедур фото терапії позначимо  $C_a$ , а  $T_a$  позначимо величину часу. За цих позначень ефективність оцінюється наступним чином:

$$E = \frac{N_a P_a}{C_a T_a}$$

Кількість активованих клітин у об'ємі  $dV$  подаємо виходячи із закону розподілу інтенсивності у просторі  $I(x, y, z, t)$  на поверхні, яка перпендикулярна до напрямку опромінення. Характер поглинання та розсіяння описується законом Бугера - Ламберта – Бера і визначаються величинами коефіцієнтів поглинання  $\alpha$  та екстинкції  $\alpha'$  і спектрального складу  $\varphi(\lambda)$ :

$$N_a = \int_0^{T_a} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \iiint_0^l \frac{\varphi(\lambda) I(x, y, z, t)}{h\nu} d\lambda dx dy dz \exp(-(\alpha + \alpha')x) dt.$$

Ймовірність активації:

$$\frac{m\varphi(\lambda) I(x, y, z, t)}{h\nu\rho(x, y, z)} d\lambda \exp(-(\alpha + \alpha')dx).$$

Витрати на проведення процедур розраховуються як:

$$C_a = V_w T_a + \sum_{j=1}^q v_j T_j + \sum_{i=1}^n k_i C_i,$$

де  $V_w$  - заробітна плата години персоналу,  $v_j$  - вартість  $j$ - тої експлуатаційної витрати,  $T_j$ - її час,  $k_i$ - коефіцієнт амортизації  $i$ -того типу обладнання,  $C_i$  - його вартість.

## **Висновки до розділу 1**

1. Головною не розв'язаною проблемою є відсутність у структурі приладів фототерапії комп'ютеризованих або комп'ютерних систем, які здатні забезпечити скоординований вплив.

2. Наявність можливостей забезпечувати одночасність науково-обґрунтованої дії медикаментозного та фізико-молекулярного характеру, параметри яких є регульованими та контрольованими за величиною та перебігом у часі розширює можливості та підвищить ефективність процедур фототерапії.

## РОЗДІЛ 2

### **РОЗВИТОК АРХІТЕКТУРНИХ РЕАЛІЗАЦІЙ ПРИЛАДІВ ФОТОТЕРАПІЇ, ЯК ЕЛЕМЕНТУ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИХ СИСТЕМ, ЩО РЕАЛІЗУЮТЬ ТЕХНОЛОГІЇ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ**

Формування функціональної структури та вимог до компонентів пристроїв, що забезпечують опромінення біотканини досягається за рахунок впровадження комп'ютерних систем і мереж. Склад устаткування профілактики і лікування, що реалізується засобами фототерапії у більшій мірі визначають можливості реалізації функціональних задач. Як встановлено в наслідок аналізу тенденцій розвитку апаратури фототерапії та елементної бази комп'ютеризованих систем, що подано у першому розділі, задачу опромінення можна розв'язати двома шляхами [92-96]. Перший шлях полягає у застосуванні розподілених, нерухомих джерел опромінення, що упорядковано у матрицю, а переміщення потоку променів здійснюється за рахунок упорядкованого, наприклад, почергового вмикання/вимикання кожного з них [13]. Другий шлях полягає у застосуванні стаціонарних джерел сформованого спектрального складу, що випромінюють потоки променів на систему рухомих у взаємно-ортогональних площинах дзеркал, які програмовано обертаються і забезпечують переміщення смуг сформованої нерівномірної інтенсивності випромінювання по поверхні біотканини [92].

#### **2.1 Розвиток структури розподілених нерухомих дискретних випромінювачів сформованого спектрального складу.**

Більшість апаратів фототерапії випромінюють контрольовані потоки променів ультрафіолетового, видимого та інфрачервоного частин спектру, що утворюється над 'яскравими світлодіодами. Постановка та розв'язок задач оптимального проектування таких систем нашо вхується на вимогу реалізації, терапевтичної ефективності та споживацької доступності. За цих ознак перспективності набувають прилади, різновиди функціонування яких можуть бути узагальнені концептуальною моделлю (рис. 2.1). Її прогресивність зумовлена введенням таких функціональних елементів, що забезпечуватимуть



формування спектру опромінення, контроль величини параметрів опромінення, саме на поверхні біотканини, та відстані від поверхні до датчика інтенсивності опромінення. Крім того, введення додаткового контролю параметрів пульсової хвилі таких як концентрації кисню у крові та температури разом із параметрами додаткового магнітного поля та бездротовим зв'язком змінює принципово функції і терапевтичні можливості приладів [71, 95, 96, 109-112]. Другий варіант концептуальної моделі приладу, що підключено до об'єднаної мережі системи фізіотерапевтичних кабінетів, лікарні, шпиталю, серверів, вузлів, баз даних та хмарних сервісів подано на рис. 2.2.

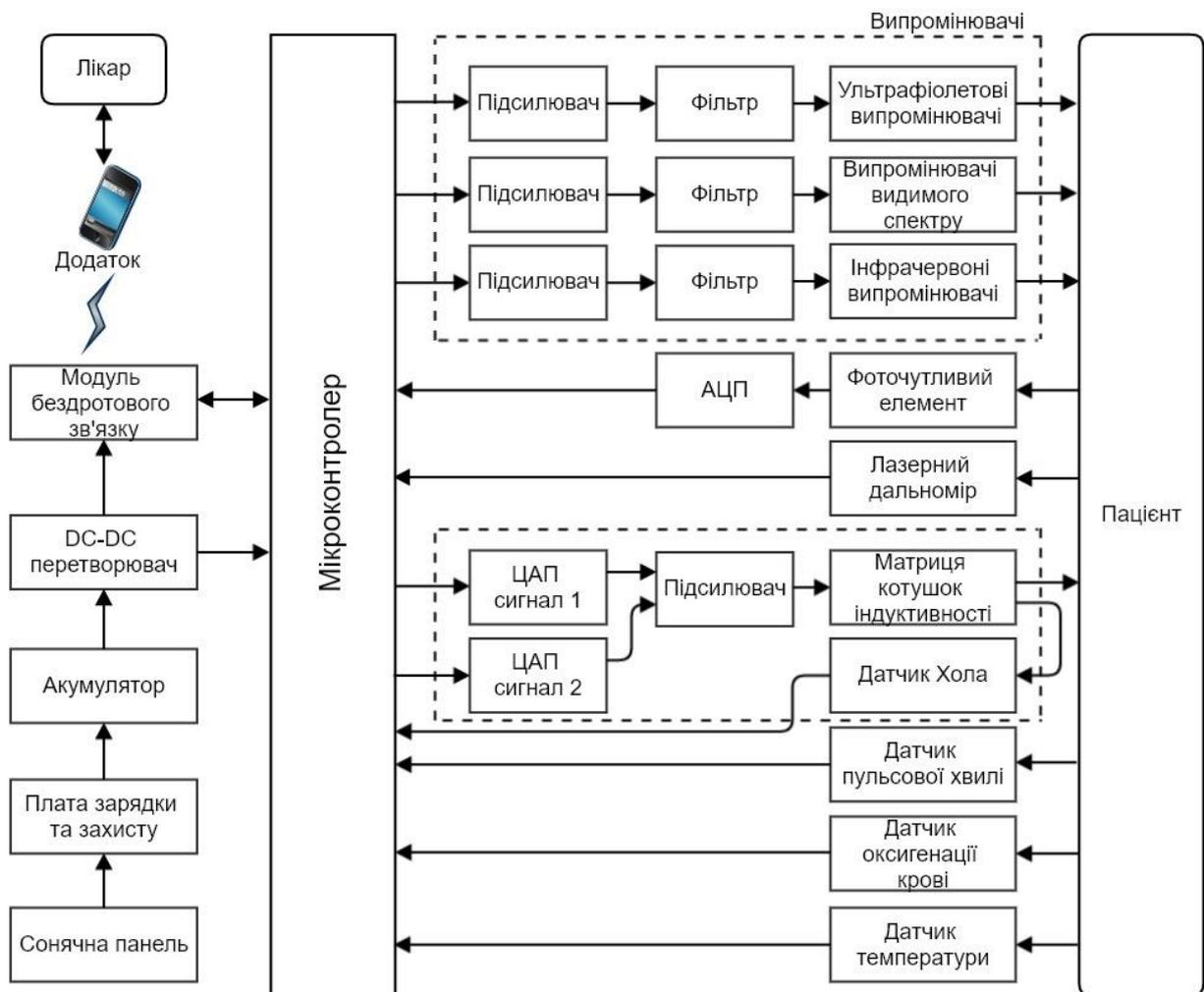


Рисунок 2.1 – Структура фототерапевтичної системи нерухомих дискретних випромінювачів на базі однокристальних мікроконтролерів та одноплатних комп'ютерів

Представлений варіант структури Рис. 2.1 здатен реалізовувати формування необхідного електромагнітного опромінювання за допомогою розподілених нерухомих дискретних випромінювачів із заданими параметрами спектрального складу, інтенсивності, дози, площини опромінювання. Разом з тим, таке рішення має можливості для підвищення ефективності опромінення пацієнта за рахунок формування постійної і змінних складових магнітного поля із забезпеченням величини вектора напруженості, що розраховується комп'ютеризованою системою. При чому, такий вплив як керований і контрольований в часі та просторі реалізується комп'ютеризованою системою на підставі даних зворотного зв'язку. Керування випромінюванням такої матриці може бути реалізовано за допомогою мікроконтролерних засобів. Обмін інформацією між приладом та лікарем виконується за допомогою бездротових протоколів передачі даних та мобільних пристроїв. З іншого боку, структура системи дозволяє реалізувати задачі діагностування пацієнта для відслідковування ефективності терапії та швидкого реагування на динаміку лікування та корекції призначень лікаря. Пропонована структура складається з наступних основних функціональних компонентів (рис. 2.1): мікроконтролер призначений для формування та керування процесом електромагнітного опромінення за приписом лікаря у видимому, інфрачервоному та ультрафіолетовому частинах спектру, а також для формування постійної і змінних складових додаткового магнітного поля. Додатково така структура здатна реалізовувати функцію контролю отриманого випромінювання, як оптичного так і магнітного, визначення відстані між апаратом та пацієнтом для розрахунку площі опромінювання та збирання діагностичної інформації про стан пацієнта, а саме: пульс, оксигенацію крові, температуру. Модуль бездротового зв'язку забезпечує процес прийому та передавання інформації від приладу до смартфона і у зворотному напрямі. Обраний модуль може працювати або за протоколом Bluetooth або Wi-Fi. У якості випромінювачів зазвичай використовуються напівпровідникові світлодіоди з високою потужністю випромінювання.

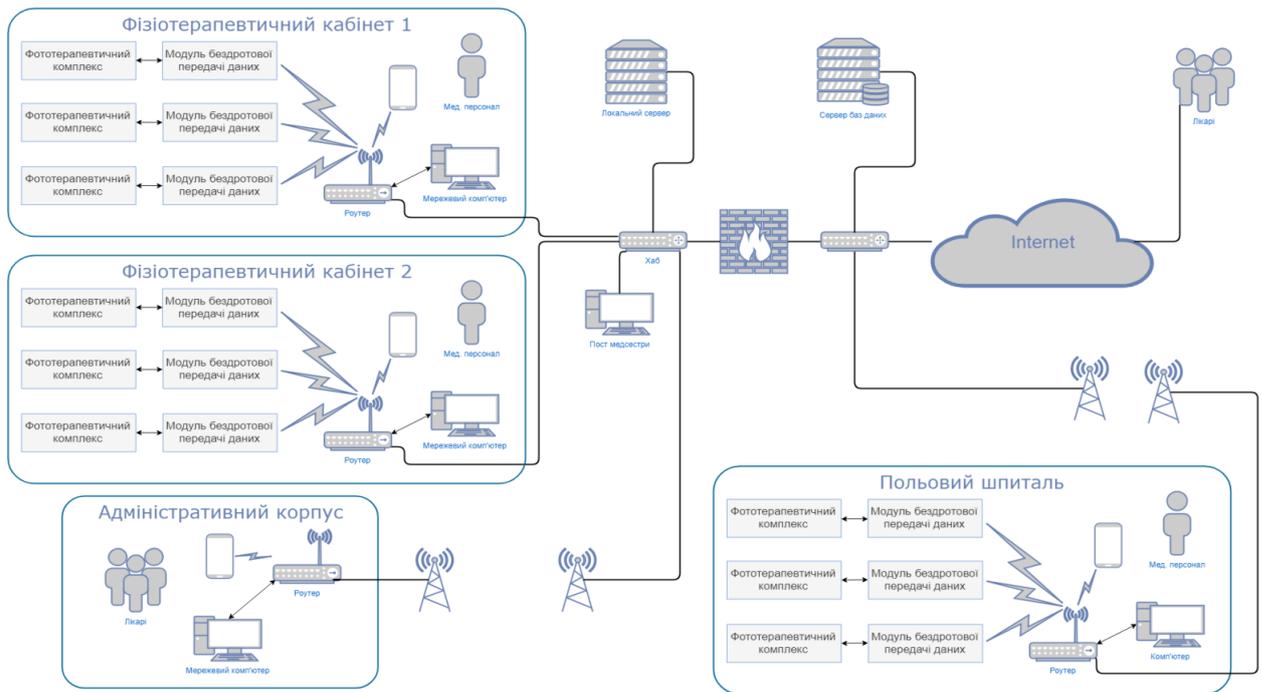


Рисунок 2.2 – Функціональна блок-схема підключення приладів до об'єднаної мережі

Для керування матрицею таких світлодіодів використовується мікроконтролер, але вихідної потужності мікроконтролерів недостатньо, тому застосовуються схеми підсилювачів. Зазвичай сигнали з виходів мікроконтролерів мають форму меандрів, а випромінювання від світлодіодів має бути сформоване по закону схожому на синусоїдальний. Одним із ефективних рішень є широтно-імпульсне генерування сигналу разом зі схемами пасивної фільтрації [110]. Система живлення портативних апаратів (на прикладі структури, що зображена на рис. 2.1) реалізується шляхом використання високоємнісних малогабаритних акумуляторів. Схеми зарядки та захисту таких акумуляторів можуть доповнюватись портативною сонячною панеллю. Слід зауважити, що всі лінії живлення не показані у структурі з метою спрощення сприйняття загальної схеми. Розв'язок задачі керування терапевтичною процедурою за кількома лікувальними критеріями у тому числі і таким як доступність, реалізується шляхом формування світлових смуг заданого спектрального складу та інтенсивності [68, 71]. Останнє успішно реалізує 8-ми бітний мікроконтролер (наприклад ATmega8). Приклад

схемотехнічного рішення, яке запропоновано в роботі, як таке, що ефективно реалізує підключення мікроконтролера до світлодіодної матриці подано на рис. 2.3.

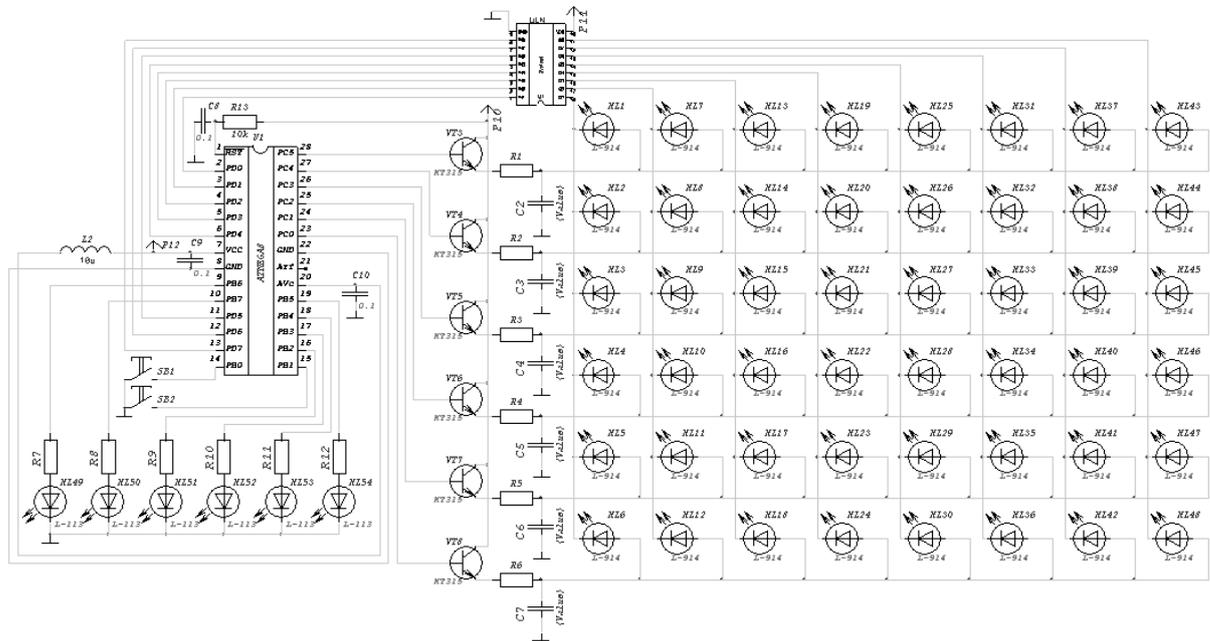


Рисунок 2.3 – Електрична принципова схема підключення мікроконтролера до матриці світлодіодів

Експериментальні випробування, що проведено за схемами, які доповнюють концептуальну модель, дозволили мінімізувати кількість мікроелементів. Так внаслідок оптимізації і вивчення роботи схеми встановлено, що схема повинна складатися з наступних елементів: мікроконтролер ATmega8 та його обв'язка, кнопки керування, матриця світлодіодів XL1-XL48, елементів підсилення які працюють в режимі ключа (транзистори VT3-VT8 та транзисторна збірка ULN2803), ланцюги пасивної фільтрації які складаються з RC контурів. Для забезпечення оптимального функціонування мікроконтролера необхідно виконати ряд умов: ввімкнути живлення, забезпечити генерацію тактових імпульсів, організувати початкове скидання, приєднати периферійні пристрої к портам вводу виводу [113]. Подвійне живлення контролера ATmega8: «цифрове» VCC, GND (вивід 8) і «аналогове» AVCC, GND (вивід 22), підвищує його надійність роботи в

цілому. При стандартному ввімкненні (коли на входи виходи подаються логічні рівні 1 та 0) вони з'єднуються паралельно (Рис. 2.4). Конденсатори обов'язково керамічні, з малим струмом втрат розташовані як найближче до «своїх» виводів МК. Така схема, є мінімальною по кількості елементів, відповідно до рекомендацій [114] має два джерела живлення.

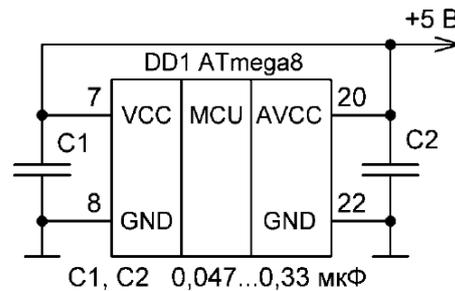


Рисунок 2.4 – Стандартна організація живлення мікроконтролера АТМega8

Розрахунок величин параметрів індуктивності та ємності знизить рівень завад, що генерується крізь лінію живлення простим LC-фільтром (рис. 2.5). Таке рішення забезпечує розробку приладу як елементу промислової апаратури (рис.2.2) відповідно до норм електромагнітної сумісності.

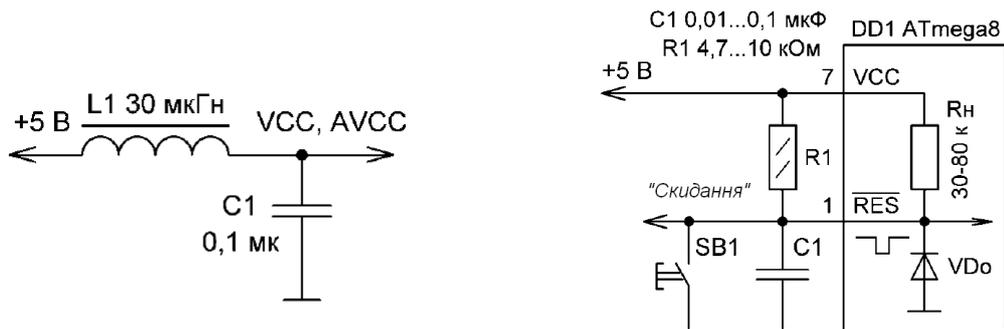


Рисунок 2.5 – LC-фільтр по живленню

Рисунок 2.6 – Схема приєднання кнопки зовнішнього скидання

У ході дослідження осцилограм на практиці виявлено, що МК сімейства AVR гірше працюють при використанні високої напруги живлення (більше 6 В). Крім того, необхідно обмежувати максимальний струм, що тече крізь

виводи VCC, GND, оскільки він не повинен перевищувати значення 200 мА, тому в якості захисту доцільно використовувати малопотужний стабілізатор 78L05. Також, рекомендовано на вивід RESET (вивід 1) встановлювати стандартне коло «резистор-конденсатор» (4,7 кОм, 0.01 мкФ). Зовнішнє скидання виконується шляхом встановлення кнопки скидання на вході виводу RESET, за допомогою якої можна згенерувати присутність логічного рівня «0» більше 1,5 мкс (рис. 2.6). Також з метою підвищення споживацької привабливості можна використовувати внутрішній RC генератор [115]. Використання такого резонатора по перше є економічно вигідним, оскільки при цьому не потребується використання зовнішніх додаткових елементів. Разом з тим таке рішення необхідно застосовувати лише для пристроїв, що не потребують високої часової точності. Частота сигналу внутрішнього генератора фіксована і складає 1, 2, 4, 8 МГц (при напрузі живлення 5В). Для використання внутрішнього RC генератора необхідно запрограмувати (записати 0) конфігураційну комірку (fuse bit) RCEN, яка розташована у виділеній області FLASH пам'яті. Як зазначалось в першому розділі, використання мікроконтролерів у якості блоку формування модульованого сигналу має ряд переваг у порівнянні з використанням комп'ютера або інтегральних схем. Однак, формування управляючого сигналу на базі МК має свої особливості та обмеження, а саме:

- за допомогою МК можна сформувати послідовність сигналів прямокутної форми опорної частоти (або меншої за опорну);
- за допомогою мікроконтролера (МК) окрім прямокутного сигналу існує можливість формування аналогового сигналу (реалізовано лише в контролерах старшого рівня), однак кількість таких каналів обмежена (6 каналів у ATmega8 та 8 каналів у ATmega16).

Отже, зрозуміло, що для формування модульованого управляючого сигналу можна використовувати або цифрові, або аналогові канали. У зв'язку з тим, що кількість аналогових каналів значно менша у порівнянні із

цифровими і вони реалізовані лише в більш коштовних МК, то з метою зменшення вартості апаратної реалізації, вибір був зупинений на дослідженні особливостей формування сигналів цифровими каналами.

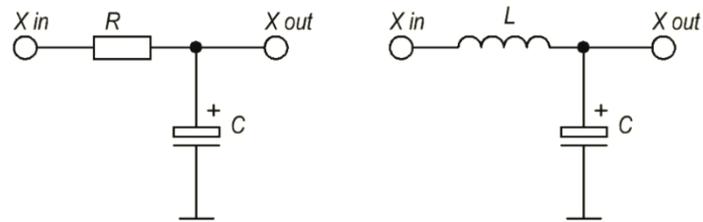


Рисунок 2.7 – Фільтруючі ланки на дискретних елементах

Використовувати управляючі сигнали за формою меандру як джерело пульсацій є недоцільним, а значить необхідно згладжувати передній та задній фронти прямокутного сигналу. Звідси витікає необхідність у виборі способу згладжування, при чому обов'язковою умовою є мінімізація витрат на додаткові елементи схеми. Отже, дослідимо здатність до згладжування фільтрів, що побудовано на дискретних елементах (RC- або LC-ланках) за схемами рис. 2.7. Перехідні процеси та особливості використання такого типу фільтру було промодельоване за допомогою пакету SwCAD/LTspice четвертої версії. Як показало моделювання та аналіз його результатів моделювання виявили наступні недоліки:

У зв'язку з тим, що частота моделювання прямокутного сигналу низька, то для забезпечення необхідної крутизни зростання та спадання сигналу потрібно використовувати електролітичні конденсатори з ємністю в декілька мікрофард (нераціонально з точки зору габаритів та вартості), використовувати опір в декілька КОм (що в свою чергу наближає коефіцієнт корисної дії (ККД) до нульового значення), або значно підвищувати частоту прямокутного сигналу. На рис. 2.8 продемонстрована спроба згладжувати меандр з частотою до 2 Гц, де зеленим кольором позначений вхідний сигнал з мікроконтролера, синім позначений сигнал після проходження першої ланки фільтрації, а червоним – сигнал після проходження другої ланки фільтрації. Як

видно з графіків згладжування низькочастотного меандру не призводить до бажаного результату.

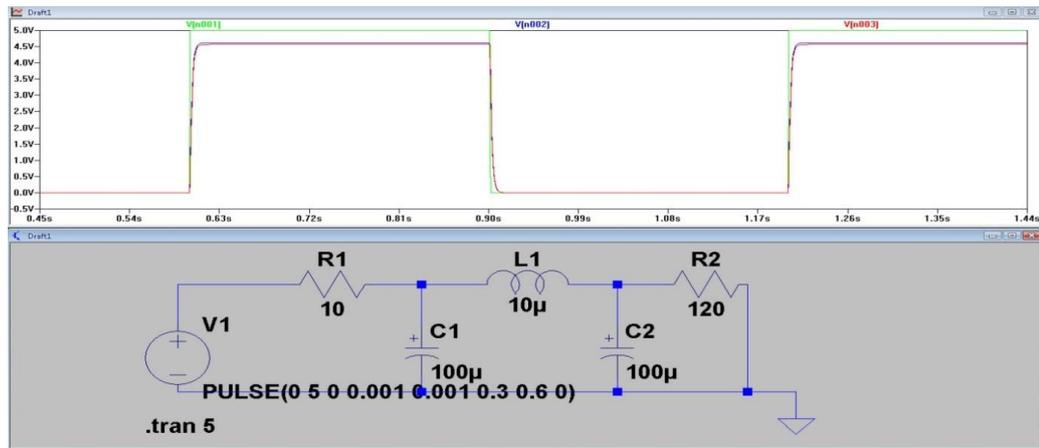


Рисунок 2.8 – Моделювання проходження прямокутного сигналу з частотою 1.667 Гц крізь дві згладжувальні ланки

Використання двох або більше послідовно з'єднаних згладжувальних ланок підвищує ефективність згладжування, однак, збільшення кількості RC ланок збільшує вартість приладу у цілому.

Такий спосіб отримання плавномінного сигналу призводить до появи заднього фронту що виходить за межі початкового прямокутного сигналу, що слід враховувати при формуванні вхідного сигналу.

Отже, у зв'язку тим, що для усунення пульсацій як основної проблеми при побудові сигналу, що змінюється плавно, неефективно використовувати апаратні можливості (конденсатори великої ємності та резистори високого опору). оскільки це вимагає додаткових плат, що нарощуються на плату контролеру та погіршує температурні режими їх роботи. Проаналізуємо та дослідимо альтернативні програмні можливості мікроконтролера для збільшення частоти сигналу.



### **2.1.1 Розвиток засобів формування пульсового сигналу за рахунок широтно-імпульсної модуляції як режиму роботи контролерів**

В роботах [90, 110] показано, що частота меандру не повинна виходити за рамки умови співпадіння швидкості руху крові із швидкістю руху смуги опромінювання в просторі. Для виконання цієї умови необхідно скористатись широтно-імпульсною модуляцією (ШІМ) сигналу, а потім отриманий сигнал пропустити крізь фільтр. В мікроконтролерах сімейства Atmel передбачено декілька режимів ШІМ модуляції.

#### **Fast PWM**

В цьому режимі внутрішній лічильник рахує від нуля до 255, після досягнення переповнення скидається в нуль і рахунок починається знову. Коли значення в лічильнику досягає значення регістра порівняння, то відповідний йому вивід ОСхх скидається в нуль. При встановленні лічильника в 0 на вивід подається напруга еквівалентна логічній одиниці. Частота отриманого ШІМ сигналу визначається наступним чином: При частоті процесора 4 МГц, таймер рахує до 256 з тактовою частотою. Значить один період ШІМ буде визначати  $4000000/256 = 15625$  Гц.

#### **Phase Correct PWM**

ШІМ з точною фазою. Працює схоже, але тут лічильник рахує дещо по іншому. Спочатку від 0 до 255, потім від 255 до 0. Вивід ОСхх при першому збігу скидається, при другому встановлюється. Але частота ШІМ при цьому падає вдвічі, через більший період. Основне його призначення, робити багатофазні ШІМ сигнали, наприклад, трифазну синусоїду. Щоб при зміні шаруватості не збивався кут фазового зсуву між двома ШІМ сигналами. Тобто центри імпульсів в різних каналах і на різній шаруватості будуть збігатися. Графічне порівняння роботи двох режимів ШІМ показано на рис. 2.9.

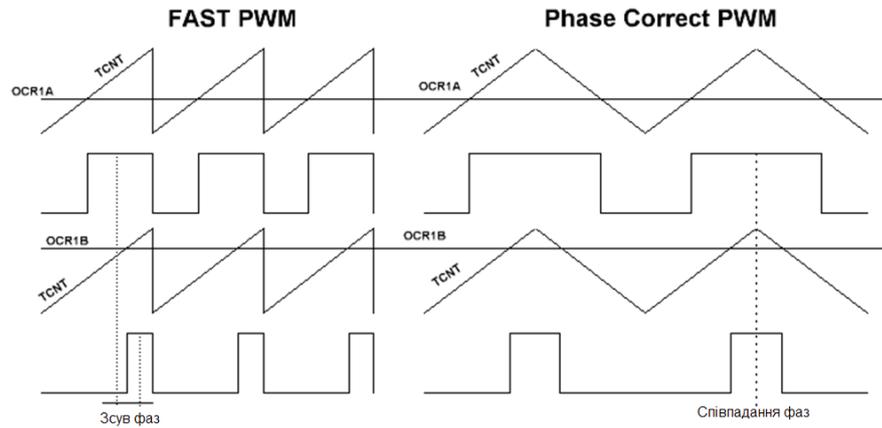


Рисунок 2.9 – Графічне представлення роботи режимів ШІМ модуляції

Щоб запобігти спотворенням імпульсів, в регістр порівняння будь-яке значення потрапляє через буферний регістр і заноситься тільки тоді, коли значення в лічильнику досягне максимуму. Тобто до початку нового періоду ШІМ імпульсу.

### Clear Timer On Compare

Скидання при порівнянні. Це частотно-імпульсне моделювання сигналу. Тут таймер починає відлік не від 0 до межі, а від 0 до регістру порівняння. А після чого скидається (рис. 2.10).

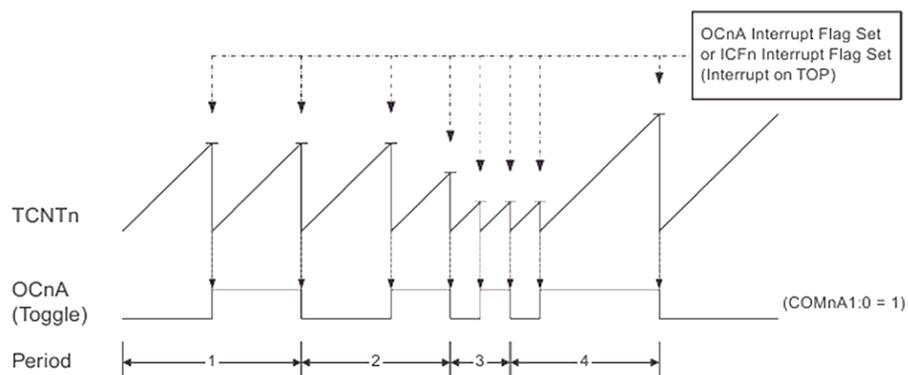


Рисунок 2.10 – Графічне представлення вихідного сигналу з МК методом частотно-імпульсного моделювання

В результаті, на виході отримуються імпульси завжди однакової шаруватості, але різної частоти (рис. 2.10). Найчастіше цей режим

застосовується з метою відраховування періодів (генерування переривань) із заданою точністю.

Для розв'язку задачі моделювання хвиль опромінення (роботи матриці світлодіодів) доцільно використовувати перший режим ШІМ. Однак ШІМ сигнал потребує згладжування для отримання повільнозростаючого та повільноспадного сигналів, які співпадатимуть з біологічними сигналами, наприклад – пульсовою хвилею. Цифрове моделювання підтвердило гіпотезу про реальність таких можливостей. На рис. 2.11, 2.12 та 2.13 показані результати моделювання низькочастотного ШІМ-сигналу, пропущеного крізь RC-ланки з різними значеннями опорів та ємності.

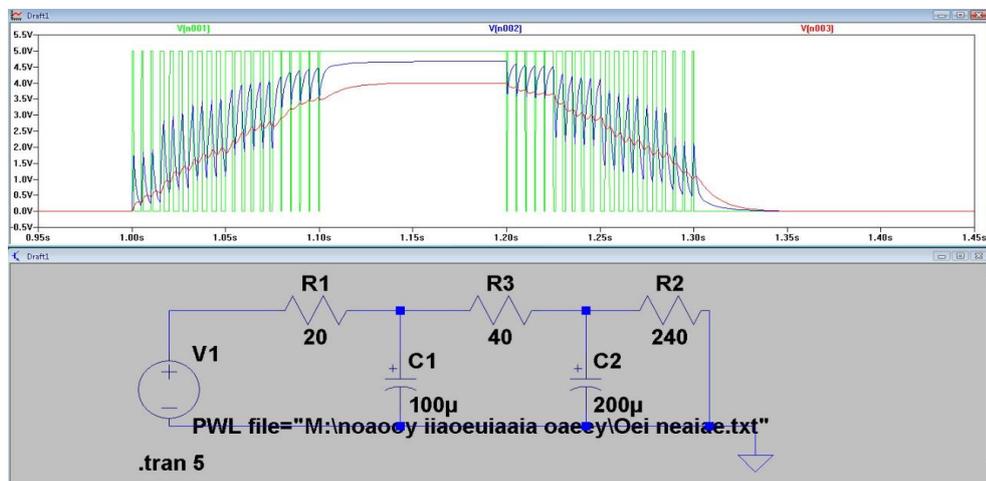


Рисунок 2.11 – Графічне представлення результатів моделювання проходження ШІМ сигналу крізь дві RC ланки  $20\Omega$  та  $40\Omega$ ,  $100\mu\text{F}$  та  $200\mu\text{F}$

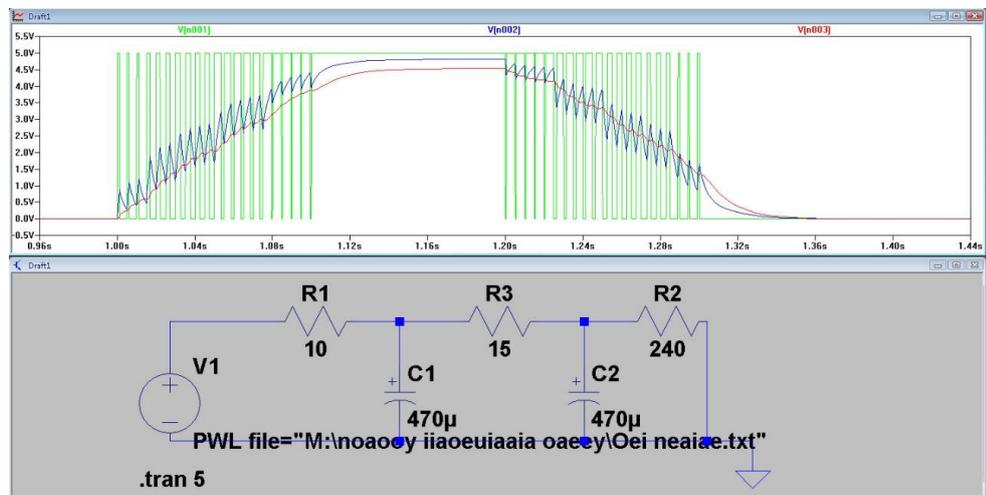


Рисунок 2.12 – Моделювання проходження ШІМ сигналу крізь дві RC ланки  $10\Omega$  та  $15\Omega$ ,  $470\mu\text{F}$  та  $470\mu\text{F}$  відповідно

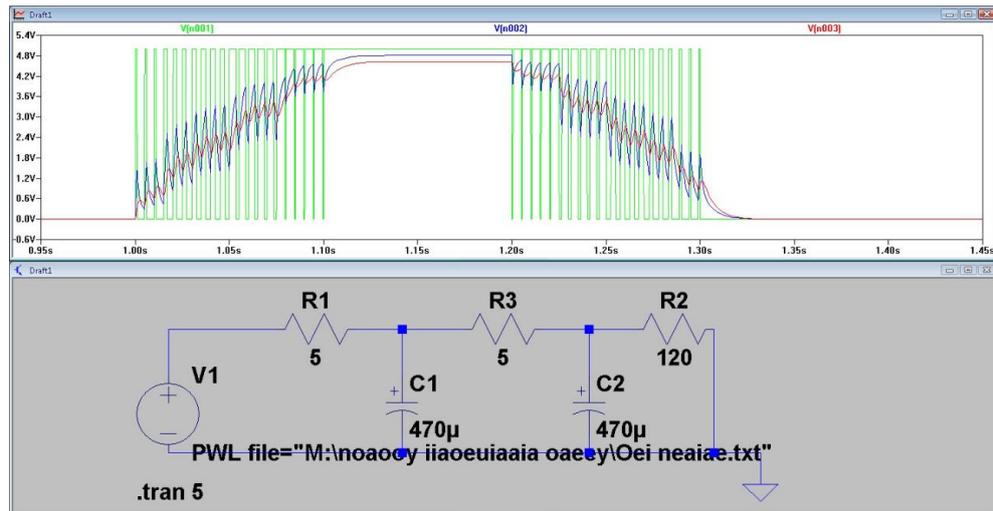


Рисунок 2.13 – Моделювання проходження ШІМ сигналу крізь дві RC ланки  $5\Omega$  та  $5\Omega$ ,  $470\mu\text{F}$  та  $470\mu\text{F}$  відповідно

Зменшення пульсацій (збільшення коефіцієнту згладжування) як після першої так і після другої ланки можна спостерігати як при збільшенні значень опорів (зниження ККД), так і при збільшенні ємності конденсаторів (збільшення габаритних розмірів та вартості). Крім того, збільшення опорів RC ланок призводить до збільшення часу спадання сигналу до нуля, а значить до більшого виходу згладженого сигналу за межі прямокутного. Незначні залишкові пульсації сигналу не впливатимуть на якість випромінювання світлодіодів, оскільки вони мають власну ємність і інерційність яка нівелює ці пульсації. Оптимальним для задачі побудови хвиль опромінювання є використання однокристальних мікроконтролерів (ОМК) за умов формування ШІМ сигналів (див. пункт 2.2). Для згладжування пульсацій сигналів слід використовувати RC ланки з мінімальним значенням опору та достатнім номіналом електролітичних конденсаторів. Для покращення якості згладжування слід використовувати дві послідовно з'єднані RC ланки. З метою зменшення значень опорів та ємностей RC ланок слід використовувати максимальну частоту Омк та «Fast PWM» режим формування ШІМ сигналу.

## 2.1.2 Порівняльний аналіз застосовності засобів формування пульсового сигналу за рахунок мікросхем драйверів світлодіодних випромінювачів

Альтернативним рішенням для розробки матриць випромінювачів в приладах фототерапії, що реалізують визначений закон випромінювання є використанням лінійки драйверів. Технічна привабливість їх застосування обумовлена вигідними характеристиками, а саме:

- компактність – драйвер може бути розміщений в корпусі світлодіоду;
- простота управління – управляється за допомогою простого послідовного інтерфейсу, який легко реалізувати як програмно, так і використовуючи апаратні інтерфейси МК (такі як SPI і UART);
- управління по одній лінії (не враховуючи живлення);
- необмежена кількість включених послідовно світлодіодів;
- відносно невелика вартість у порівнянні з аналогами.

**WS2801** (рис. 2.14) – представлена стандартна мікросхема-драйвер для RGB-світлодіоди з послідовним інтерфейсом SPI (є лінія даних і тактова лінія), що використовуються у вбудованих конструкціях пікселів. Цей драйвер здатен генерувати електрорушійну сили, що закон зміни якої у часі характеризується  $0,4 \div 6V$ ; Максимальна сила струму якого досягає  $5 \div 150mA$ ; він потребує встановлення радіатора, оскільки потужність, що розсіюється складає 1,5 Вт.

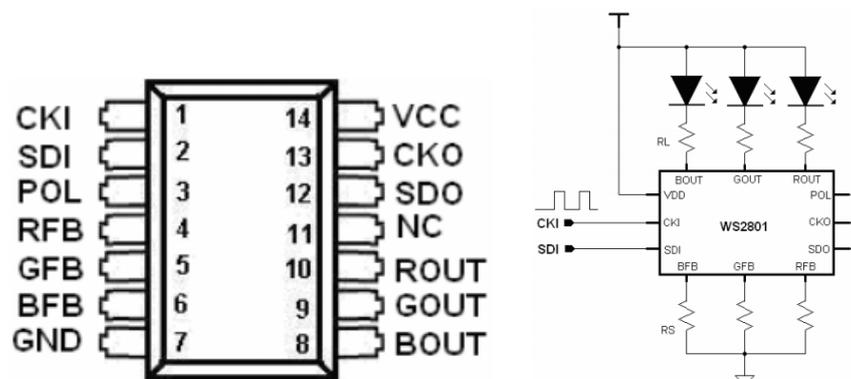


Рисунок 2.14 – Опис виводів та схема підключення драйвера WS2801

**WS2811** (рис. 2.15) – є другим типом мікросхеми, що придатна для керування RGB-світлодіодом. Її головними перевагами є компактність (8 ніг, на відміну від WS2801 – 14 ніг) та однолінійний послідовний інтерфейс.

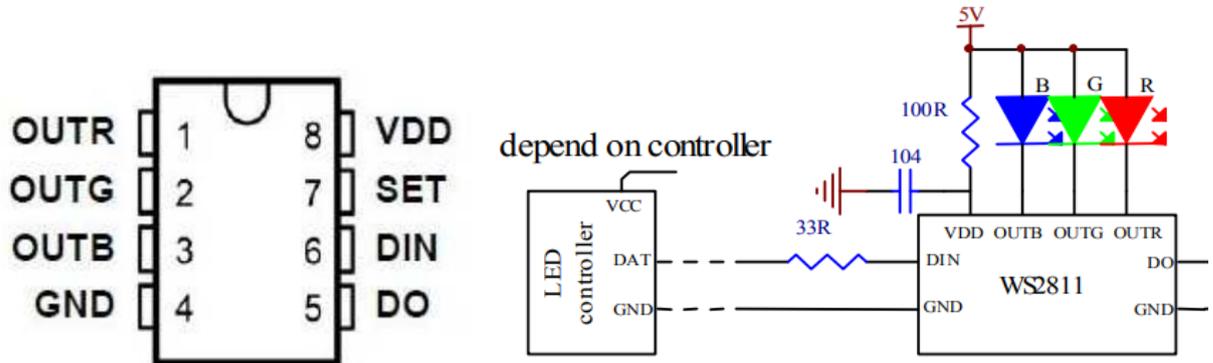


Рисунок 2.15 – Опис виводів та схема підключення драйвера WS2811

**WS2812** (рис. 2.16) – третім типом є інтегровані мікросхеми в SMD корпусі 5050 із вбудованим драйвером та світлодіодами [116]. Корпус має 6 ніг для припаювання. Як і в попередньому WS2811 інтерфейс однолінійний, але часові фази протоколу несумісні.

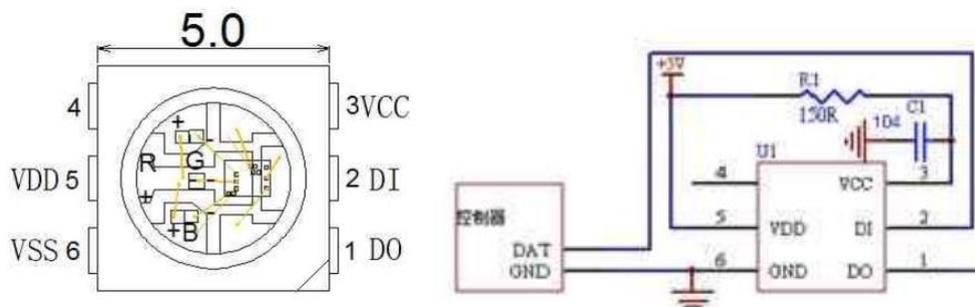


Рисунок 2.16 – Опис виводів та схема підключення драйвера WS2812

**WS2812B** (рис. 2.17) – ця версія є аналогом попереднього драйвера **WS2812**, але вже містить 4-ре ніжки і має зміненими часові фази протоколу, які сумісні, при використанні компромісних значень тимчасових періодів сигналів.

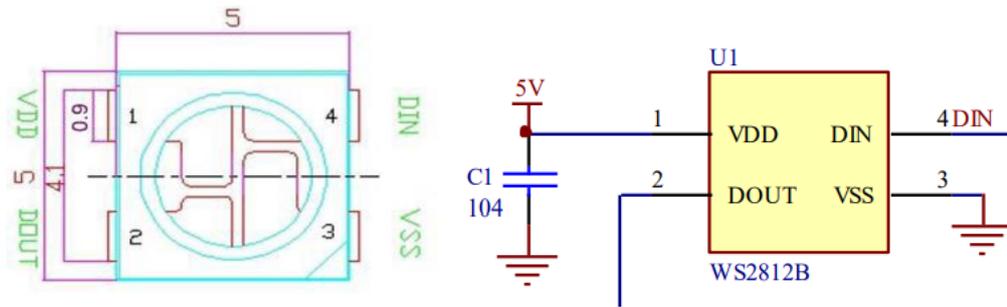


Рисунок 2.17 – Опис виводів та схема підключення драйвера WS2812B

Отже, означена мікросхема WS2812B має 3 типи випромінюючих світлодіодів (червоний, синій і зелений) і розширені можливості за рахунок ШІМ-драйвера, який керує їх яскравістю. ШІМ-драйвери 8-ми бітові, тобто, для кожного з діодів можливі 256 градацій яскравості і, відповідно, для того, щоб встановити яскравість кожного з 3-х світлодіодів, потрібно передати  $8 \cdot 3 = 24$  біта (3 байта) інформації. Протокол передачі інформації однолінійний з фіксованою швидкістю. Одиниці та нулі інформації про яскравість кодуються тривалістю високого і низького рівня сигналу в лінії. Час передачі одного біта складає  $0,8 + 0,45 = 1,25$  мкс. Час передачі всього пакету з 24 біт для одного пікселя WS2812B становить  $24 \cdot 1,25 = 30$  мкс. Для 1000 світлодіодів –  $1000 \cdot 30 = 30$  мс (що, наприклад, дозволяє оновлювати по одній лінії панно  $30 \times 30$  пікселів з частотою 30 разів на секунду). Як показано на рис. 2.18 кожен з пікселів WS2812B має 2 виводи живлення (VDD, VSS), вхід (DIN) і вихід (DOUT). На вхід DIN подається інформація (24 біта) для установки нового кольору. Інформація про колір передається побітно (починаючи зі старшого біта) послідовно для кожної зі складових світлодіодів G, R, B. Запис значень кольору послідовно з'єднаних пікселів відбувається в такий спосіб. Перші 24 біта подані на DIN записуються в власну тимчасову пам'ять (колір поки залишається незмінним з попереднього разу) перший піксель. Наступні біти перший піксель пропускає через себе і видає на вихід DOUT. Другий піксель повторює дії першого (залишаючи собі перші 24 біта, що було отримано) і так по ланцюжку. Для того, щоб значення кольорів з тимчасової пам'яті пікселів

стали активними повинна бути витримана пауза в передачі (reset code) протягом 50 мкс. Після цієї паузи цикл можна повторювати знову.

### **2.1.3 Порівняльний аналіз застосовності засобів формування пульсового сигналу за рахунок реалізації протоколів на базі WS2812B мікросхеми драйверу світлодіодних випромінювачів**

Є кілька способів реалізувати протокол роботи світлодіодів на базі WS2812B:

- апаратний за допомогою SPI-інтерфейсу;
- апаратний за допомогою UART-інтерфейсу;
- програмний.

Перевага перших двох способів – це можливість звільнити МК від частини роботи з передачі біт інформації про колір пікселя. Недоліки цих способів – по-перше, обмежена кількість ліній керування пікселями (у МК зрідка буває багато незадіяних інтерфейсних виходів), по-друге, потрібне додаткове розбиття байтів інформації про колір на пачки бітів (що частково з'їдає вільний час МК в моменти апаратної передачі біт).

*Реалізація протоколу WS2812B за допомогою SPI.*

Слід акцентувати увагу, що у WS2812B кодування нулів і одиниць відбувається за правилом 1/3 (як вказано у технічній документації). Тобто нуль передається як 1/3 часу високого рівня і 2/3 низького. Одиниця – це 2/3 високий і 1/3 низький рівень. На рис. 2.18 продемонстровано як це виглядає. З цього випливає, що для передавання одного біта для WS2812B нам досить 3х біт переданих по SPI.



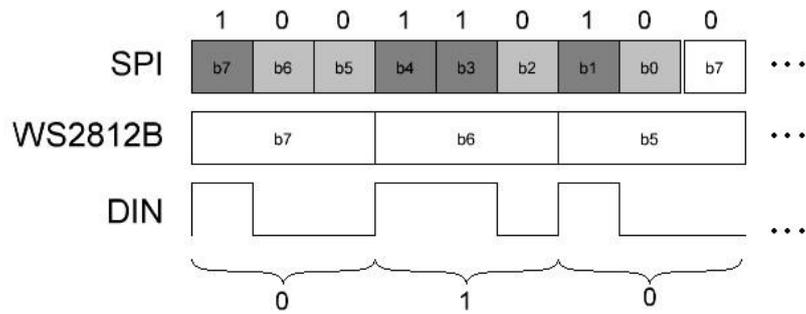


Рисунок 2.18 – Передача інформації по протоколу SPI

Як видно на рис. 2.18, щоб сформувати потрібну послідовність нулів і одиниць, доведеться дробити первинну інформацію про яскравість кожного світлодіода на шматочки, крім того, в байт, що передається по SPI, не вписуються тріади і їх доведеться дробити теж, переносячи частину інформації в наступну частину, що не досить зручно. Однак, спираючись на дослідження [116] стає зрозуміло, що для пікселя важлива тривалість періоду високого рівня, а низький рівень може бути з більшим відхиленням, ніж зазначено в документації. Тому можна подовжити послідовність біт SPI з трьох до чотирьох (дивись рис. 2.19).

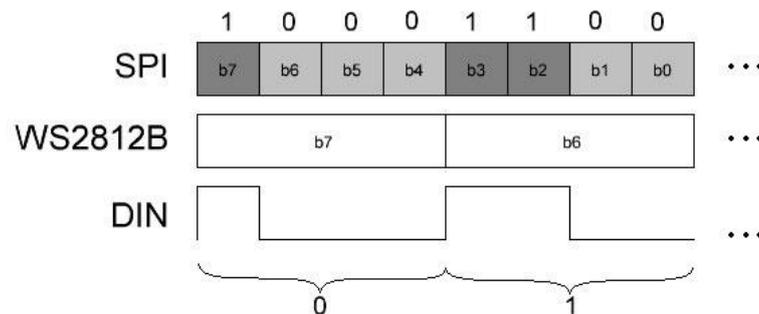


Рисунок 2.19 – Подовження послідовності біт для SPI з 3х до 4х

Для видачі інформації на пікселі використовується тільки один вивід SPI – MOSI. Виводи MISO і SCK залишаються незадіяними. Частота SPI повинна бути  $1 / 0.4\text{мкс} = 2.5\text{МГц}$ .

*Реалізація протоколу WS2812B за допомогою UART.*

Слід зауважити, що даний протокол має певні особливості, які ускладнюють реалізацію:

- UART в паузах утримує вихідну лінію (TXD) на високому рівні, що для пікселів неприпустимо, так як неможливо буде уникнути невизначеностей в моменти початку і закінчення передачі;
- відповідно, потрібно інвертувати сигнал перед подачею його на пікселі;
- а, так як лінія інвертується, потрібно інвертувати і передані дані;
- UART-пакет, на відміну від SPI, містить службові біти – це старт-біт і стоп-біт (біт парності потрібно відключати в настройках UART – він не потрібен). Додаткові біти службової інформації потрібно враховувати при формуванні переданого байта, так як вони теж підуть в піксель.

Отже, якщо врахувати всі нюанси, виходить ідеальна реалізація протоколу. Встановлюємо швидкість UART 2.5 МГц (це нестандартно), встановлюємо розмір кадру 7 біт (замість стандартних 8-ми), прибираємо біт парності, залишаємо один стоп-біт і отримуємо результат який показано на рис. 2.20.

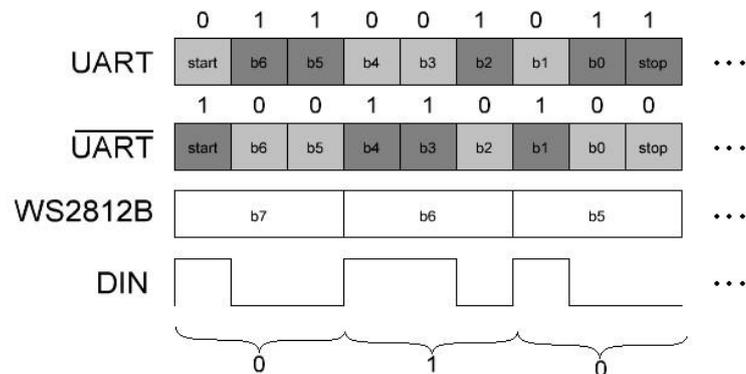


Рисунок 2.20 – Формування бітів даних по протоколу UART

Перевагою програмної реалізації *протоколу WS2812B* є те, що вона дає змогу використовувати довільну кількість ліній у МК для підключення лінії світло-діодів та управляти ними незалежно. Недолік полягає у тому, що протокол досить швидкий і це накладає обмеження на процедуру формування сигналів і, звичайно, в моменти виведення значень кольору всі переривання у МК повинні бути заборонені. Перша проблема, яку доводиться вирішувати –

це формування малих тимчасових інтервалів. Для прикладу зазначимо, що МК працює на частоті 16МГц. Час одного такту 0,0625 мкс. Для формування інтерфейсу WS2812B нам потрібно формувати 2 тимчасові інтервали: 0,4мкс (6 тактів) і 0,85 мкс (14 тактів). Всього період біта складає 20 тактів. Очевидно, що мова високого рівня не здатна сформувати код з точною розмірністю по тактам. Це реалізуємо на мові низького рівня та використаємо асемблер для цієї процедури.

Інша проблема, що виникає це проблема точності формування часових проміжків. Якщо ми говоримо про передачу даних тільки для одного пікселя обсягом 3 байти, то періоди задаються дуже точно, прописуючи окремо буквально кожен біт. Інша справа, якщо потрібно передавати масив значень в одній послідовності без пауз. Тут доводиться створювати алгоритм, який, крім того, що формує сигнал (керує виводом МК), ще й зчитує дані з масиву даних в SRAM (або Flash), можливо, здійснює нескладну обробку даних. В цьому випадку дуже складно буде вкластися в 20 тактів періоду передачі біта і, неминуче, будуть виникати ситуації, де витрачений час на обробку перевищує допустимі значення часу. Однак, якщо за основу взяти дослідження [116], то означені проблеми можна вирішити. Результати дослідження приведені в таблиці 2.1. Представлений аналіз властивостей показує, якщо обрати рішення WS2812B, яке допускає програмну реалізацію протоколу, то проблема розв'язується з найкращими показниками.

Таблиця 2.1 – Порівняльний аналіз параметрів світлодіодних драйверів

Показник	Драйвер WS2812B	Драйвер WS2812	Кількість циклів WS2812
$T_{HI\_IN}$ "0"	62.5 нс – 563 нс	62.5 нс – 500 нс	< 3
$T_{HI\_IN}$ "1"	$\geq 625$ нс	$\geq 563$ нс	> 3
$T_{PERIOD\_IN}$	$\geq 1063$ нс	$\geq 875$ нс	> 5
$T_{DELAY\_IN\_OUT}$	$\approx 208$ нс	$\approx 166$ нс	1
$T_{HI\_OUT}$ "0"	$\approx 416$ нс	$\approx 333$ нс	2
$T_{HI\_OUT}$ "1"	$\approx 832$ нс	$\approx 666$ нс	4
$T_{RESET}$	> 9 мкс	> 10.8 мкс	-

Отже, малогабаритні та дешеві прилади відновлювальної фототерапії слід виготовляти за схемою рис. 2.3, з контролерами, що реалізують режими ШІМ та драйверів WS2812B світлодіодів, які забезпечують протоколи апаратні SPI і UART інтерфейси та програмний ШІМ.

## **2.2 Розвиток архітектури стаціонарних джерел випромінювачів сформованого спектрального складу, що випромінюють контрольовані рухомі потоки променів**

Подальший розвиток комп'ютеризованих засобів фототерапії може здійснюватися за рахунок формування потоків променів стаціонарних джерел, що випромінюються на систему рухомих у взаємно-ортогональних площинах дзеркал. Їх здатність до програмованого обертання забезпечує переміщення смуг сформованої інтенсивності випромінювання по поверхні біотканини [117]. Як показано на рис. 2.21, запропонована структура дозволяє реалізувати формування необхідного електромагнітного опромінювання із заданими параметрами спектрального складу, інтенсивності, дози, площини опромінювання і, разом з тим, впливати на пацієнта магнітним полем з обраним вектором напруженості. При чому, такий вплив має бути сформованим та контрольованим [117]. Особливо це стосується параметрів інтенсивності та площі опромінювання, які контролюються у режимі реального часу. Реалізація таких завдань неможлива без використання мікроконтролерних засобів. З іншого боку, структура системи дозволяє реалізувати задачі діагностування пацієнта для відслідковування ефективності терапії та швидкого реагування на динаміку лікування та призначення лікаря. Більшість інформації, що необхідна для діагностування, при застосуванні запропонованої структури (рис. 2.21) є цифровою і потребує обробки та зберігання. За цих умов, у якості діагностичних елементів все частіше обираються фоточутливі матриці або камери. Отже, реалізація такої системи можлива тільки за рахунок впровадження комп'ютерних елементів із

значними обчислювальними ресурсами і можливостями застосування високошвидкісних протоколів передачі даних.

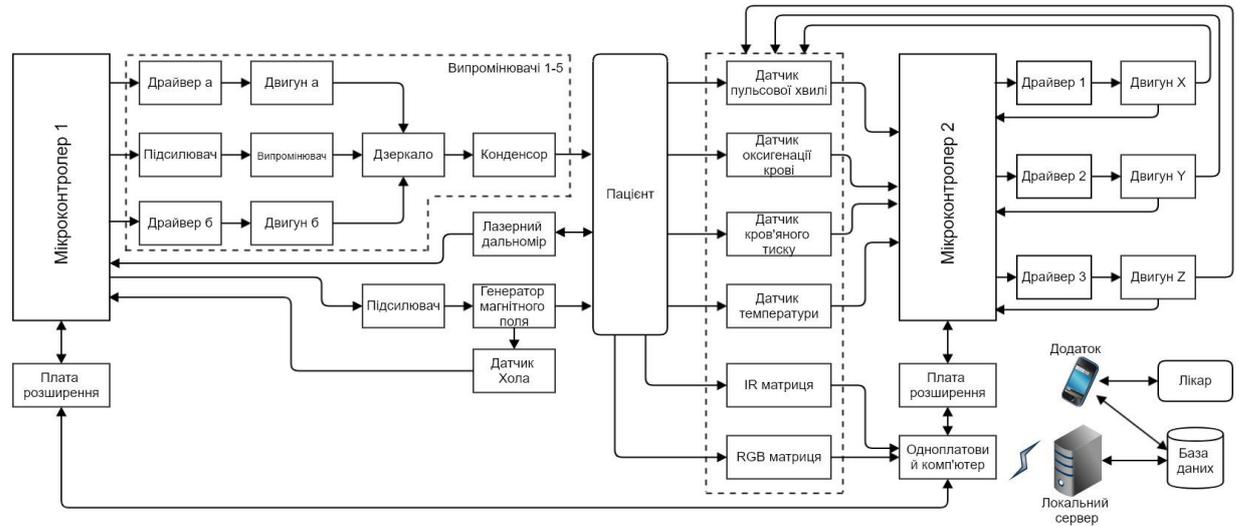


Рисунок 2.21 – Структура фототерапевтичної системи рухомих променів на базі однокристальних мікроконтролерів та одноплатних комп'ютерів

Пропонована структура складається з 32 двох основних функціональних компонентів (рис. 2.21). Мікроконтролер 1 призначений для формування та керування електромагнітним опромінюванням у видимому (синій, зелений, червоний), інфрачервоному та ультрафіолетовому частинах спектру, а також для формування необхідного магнітного поля. Додатковою функцією є контроль отриманого випромінювання. Мікроконтролер 2 призначений для збирання діагностичної інформації від пацієнта, а саме: пульс, оксигенацію крові, кров'яний тиск, температуру. Одноплатний комп'ютер використовується для керування мікроконтролерами, отримання зображень з матриць (видимі та інфрачервоні) і для передавання даних (отримання команд) через сервери до баз знань та лікаря.

Випромінювачі 1-5 використовуються для формування складного та керованого випромінювання у основних частинах спектру, які застосовуються для терапії (ультрафіолетова, синя, зелена, червона та інфрачервона).

Керування випромінюванням здійснюється рухомою оптичною системою яка складається із випромінювача, дзеркала та конденсора. Для забезпечення

високої точності руху використовуються крокові двигуни, що позначені на рис. 2.21.

У якості зворотного зв'язку від пацієнта використовуються датчики пульсової хвилі, оксигенації крові, кров'яного тиску та температури. Для точного визначення площі опромінювання використовується лазерний далекомір.

Передача отриманої діагностичної інформації до лікаря та отримання призначень (команд) від лікаря здійснюється через бездротові/дротові мережі. В процесі передачі інформації вона зберігається у базі знань. Пропонується використання нейронних мереж для пришвидшення процесу діагностування та формування рекомендацій лікарю на основі накопичених знань.

### **Порівняльна характеристика перспективних архітектурних платформ для відлагодження на базі однокристальних мікроконтролерів.**

На сьогоднішній день існує кілька популярних технічних рішень для розробки мікроконтролерних пристроїв і засобів без яких, як показано на рис. 2.21, неможливо створити електромагнітне опромінювання із заданими параметрами, швидко опрацьовувати інформацію від датчиків чи передавати дані через бездротові мережі. Для порівняння були обрані наступні платформи [118]: Arduino Uno; Arduino Due; MBED; Discovery; Raspberry PI. Перелік існуючих платформ значно ширший, однак слід зосередити увагу на розповсюджених та доступних варіантах. Arduino Uno – достатньо проста плата (рис. 2.22) на основі 8-розрядних мікроконтролерів фірми AVR, широке розповсюдження ці плати отримали завдяки відкритій апаратній платформі. Платформа Arduino дозволяє швидко реалізовувати задуми завдяки поступовому навчанню користувача, великим обсягам документації, посібникам, прикладам, книгам і корисним порадам на форумах і блогах. Принципова електрична схема показана на рис. 2.22.

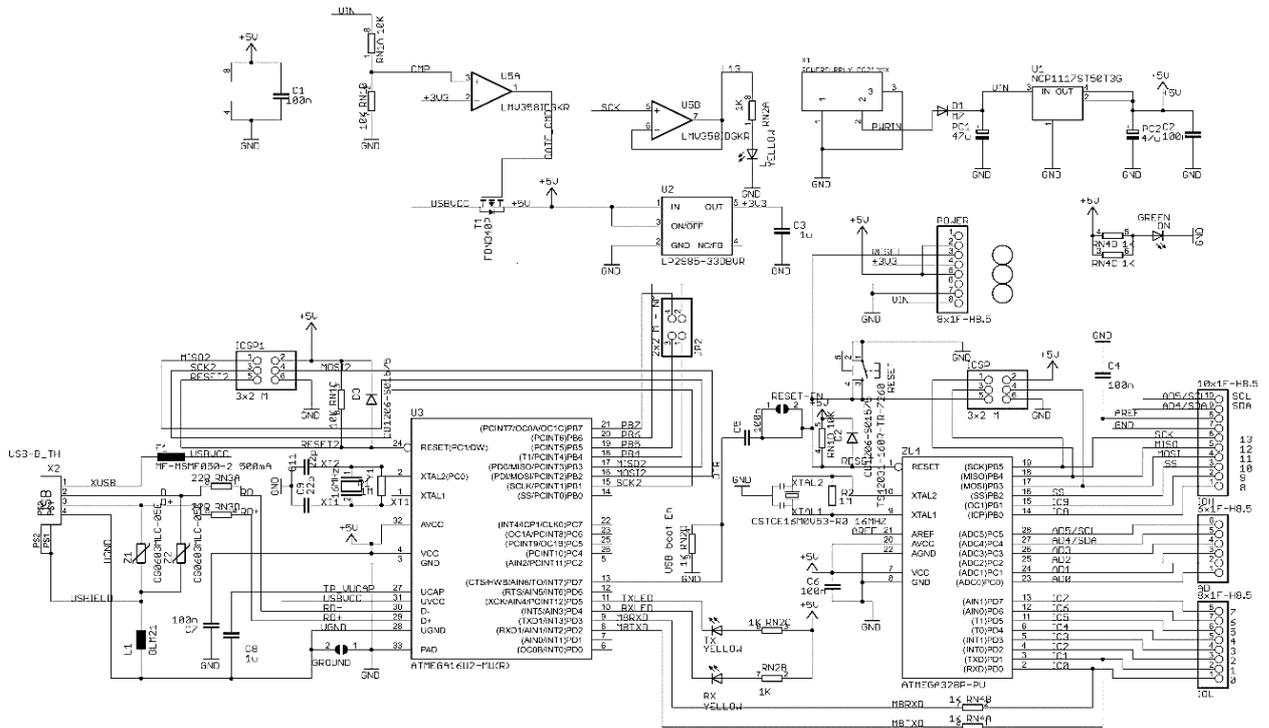


Рисунок 2.22 – Схема електрична принципова модуля Arduino Uno

Як видно з електричної принципової схеми (рис. 2.22) дана платформа побудована на 8-ми розрядних мікроконтролерах, що не завжди задовольняє потребам у обчисленнях великих масивів даних у режимі реального часу, або керуванням великою кількістю пристроїв, що потребують значних обчислень.

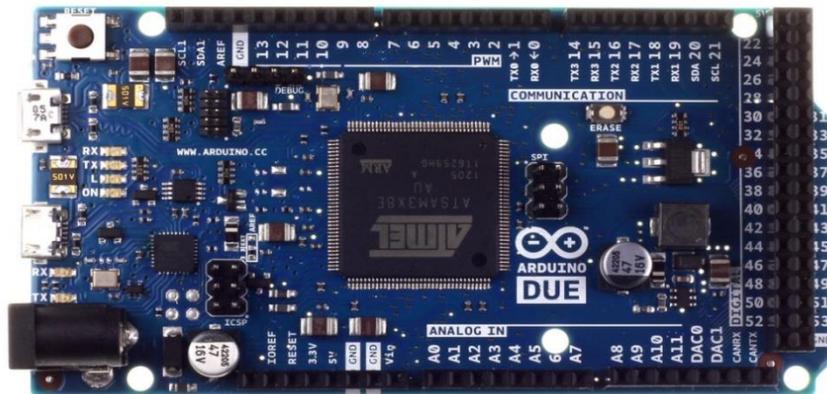


Рисунок 2.23 – Зовнішній вигляд плати Arduino Due

Наступним кроком стала розробка більш функціональної плати Arduino Due – першої плати на 32-розрядному ARM мікроконтролері (рис. 2.23) з ядром Cortex-M3. Була також розроблена нова версія інтегрованого

середовища розробки Arduino IDE 1.5, що містить компілятор ARM на додачу до AVR.

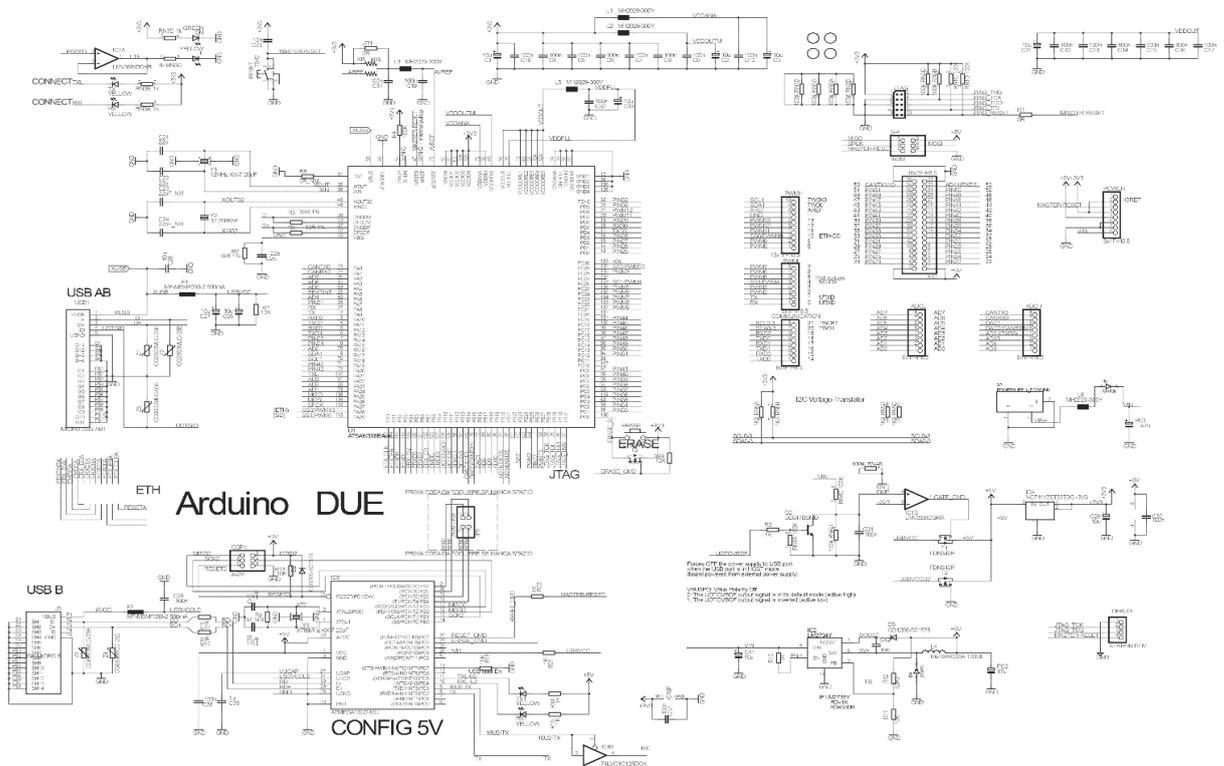


Рисунок 2.24 – Схема електрична принципова модуля Arduino Due

На електричній принциповій схемі (рис. 2.24) можна побачити значно розширений функціонал завдяки використанню 32 розрядного мікроконтролера. Прямим конкурентом платформи Arduino Due є платформа MBED (рис. 2.25) від компанії NXP, на яку встановлюються мікроконтролери з ядром ARM Cortex-M0 або Cortex-M3. У моделі, яку можна порівняти з Arduino Due, встановлений мікроконтролер LPC1768.



Рисунок 2.25 – Зовнішній вигляд плати MBED



При безпосередньому порівнянні вартості двох плат Arduino Due має нижчу вартість, але це не зовсім вірно. Якщо детально порівняти функціонал, можна побачити, що обидві плати використовують чип з ядром Cortex-M3, в якому інтегровано Ethernet MAC, сумісний зі стандартом IEEE 802.3. Але, на відміну від Arduino Due, MBED розроблена так, щоб забезпечити безпосереднє і просте підключення до мережі. Для цієї мети на платі встановлена мікросхема однопортового інтерфейсу фізичного рівня Ethernet 10/100 DP83848J (від фірми Texas Instruments). Переглянувши офіційні проектні файли плати Arduino Due в середовищі Eagle, можна переконатись, що у Arduino Due також присутній цей функціонал. Ви можете бачити підключення відповідних ліній мікроконтролера до конектора «ETH» (рис. 2.24). Конектор також присутній в проекті друкованої плати, але за її межами. Отже, підключення плати Arduino Due до Ethernet не передбачено. Іншим важливою відмінністю MBED від Arduino Due є те, що при напрузі живлення 3.3 В MBED має 5 В сумісні виходи, а Arduino Due немає. Якщо розглядати необхідність використання мікросхем перетворення рівнів для забезпечення повної сумісності з платами розширення, розробленими для налагодження плати Arduino Uno, і відсутність інтерфейсу Ethernet то стає очевидним, що фактична вартість плати Arduino Due стає значно вищою за MBED. Крім того, Due не може на даний момент вважатися завершеним рішенням з точки зору середовища розробки та програмних бібліотек, оскільки бажання розробників зберегти зворотну сумісність з кодом і бібліотеками, написаними для Arduino Uno, робить розробку коду для Due досить складною з огляду на значні відмінності цих двох плат.

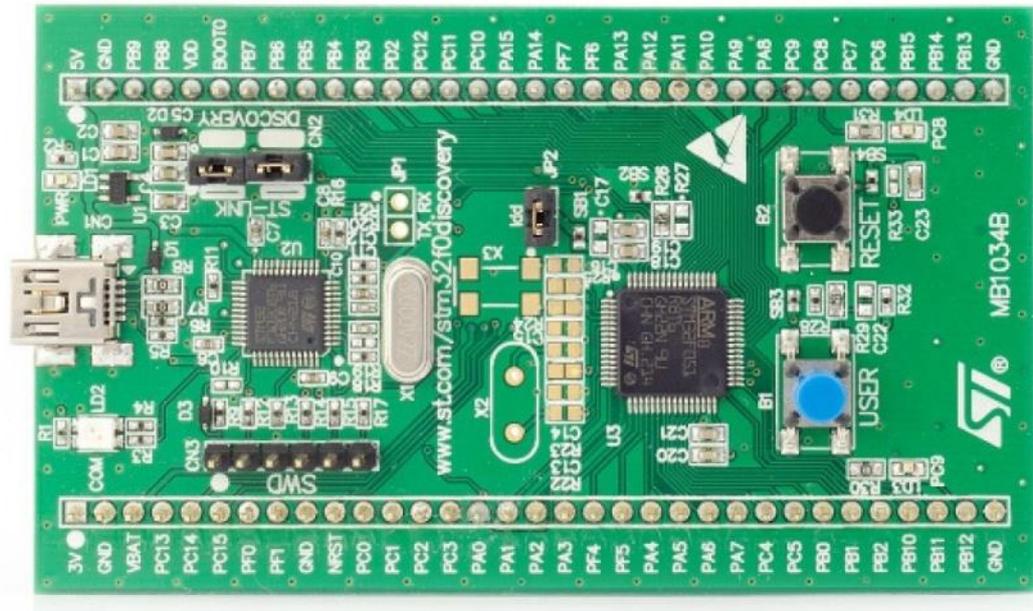


Рисунок 2.26 – Зовнішній вигляд плати Discovery

Компанія STMicroelectronics створила кілька налагоджувальних плат практично для будь-якого мікроконтролера ARM, які вона випускає. Розглянемо плату Discovery F0 (рис. 2.26) з мікроконтролером серії STM32F0 на ядрі Cortex-M0, котрий по продуктивності можна порівняти з мікроконтролером LPC11U24, встановленим на платі MBED. Зауважимо, що головною особливістю плати є досить низька ціна, близько 8 Євро, на відміну від 65 євро за MBED або 47 Євро за Due. Хоча всі зазначені плати мають продуктивність 32-розрядного мікроконтролера серії STM32. Однак, стримуючим фактором для використання MBED в першу чергу буде відсутність інтегрованого середовища розробки для платформи Discovery. Компанія надає тільки список рекомендованих інструментів розробки і програмування, а саме:

- Середовище IAR Embedded Workbench for ARM (EWARM);
- набір програмних інструментів RealView Microcontroller Development Kit (MDK-ARM) компанії Keil;
- Середовище Atollic TrueSTUDIO STM32;
- інструменти TASKING VX-toolset for ARM Cortex-M від компанії Altium.

Таблиця 2.2 – Порівняння фрагментів коду для плат Arduino та Discovery

Код для плати Discovery	код для платформи Arduino
<pre> uint16_t G_ADCValue = 0; G_ReadVal float = 0; G_SendBuff char [64]; void setup (void) {uint16_t i = 0; char L_readChar; Serial.begin (115200);} void loop () { delay (2000); while (1) {delay(2000); G_ADCValue = analogRead (A2); G_ReadVal = (float) (* POWER_SUPPLY G_ADCValue) / 4095; sprintf (G_SendBuff, "% f Volts", G_ReadVal); Serial. print ("ADC read:"); Serial.println (G_SendBuff) i ++ if(i&gt; 10) i = 0 while(Serial.available ()) {L_readCharSerial.read = (); Serial.write (L_readChar );} Serial.println ("");}} </pre>	<pre> # define TEMP 2 float val = 0.0, T = float 0.0, float VADC = 5; STAMPA_T double = 0; void setup () {Serial.begin(9600);} void loop (){ STAMPA_T= (temp ()); Serial.print (STAMPA_T); } float temp (){ double nread = 10.0, double sum = 0.0 ; for (int i = 0; i&lt; nread; i ++){ val = analogRead (TEMP), T = (((VADC/1024.0 * val) -0.5) * 100); sum +=T; } delay (100) ; return (sum / nread); } </pre>

Такий набір інструментів говорить про те, що платформа Discovery розроблялась для професіоналів. Перераховані програмні продукти не є безкоштовними, можна використовувати версії з обмеженнями або слід придбати ліцензію, вартість якої може досягати кількох тисяч Євро. Розмір плати теж має значення, Discovery приблизно в три рази більше за габаритами, ніж MBED. Отже, відсутність власного середовища розробки та великі габарити дозволили значно знизити вартість плати Discovery, але не дає відповідь на поставлені проблемні питання. Розглянемо тепер простий

приклад коду (табл. 2.2) – збір і відображення даних про температуру за допомогою аналогового сенсора, в ролі якого може виступати, наприклад, MCP9700A. Використовувати будемо бібліотеки, розроблені для забезпечення сумісності коду Arduino з платою Discovery.

Як видно з коду (табл. 2.2), структура і елементи керування схожі між собою. Однак, щоб використовувати код написаний для Arduino з платою Discovery необхідно зробити невеликі зміни, які мають важливе значення для коректної компіляції та виконання. Можна знову зробити висновок що використання плати Discovery має ускладнення для розробників без досвіду роботи, тобто можна зіткнутися з труднощами при компіляції коду при наявності в ньому помилок.



Рисунок 2.27 – Зовнішній вигляд плати Raspberry Pi

Наступним технічним рішенням є платформа Raspberry Pi, яку часто називають одно платним комп'ютером, і яка позиціонується на ринку як

привабливе рішення для багатьох розробників. На сьогоднішній день на платі встановлено 512 Мбайт ОЗУ і вартість цього варіанту плати близько 30 Євро.

Головним обчислювальним центром плати є потужна система на кристалі Broadcom BCM2835, до складу якої входить ядро ARM11, що працює на частоті до 700 МГц, і графічний процесор, здатний відтворювати відео з якістю BlueRay (рис. 2.27). Потужність процесора можна порівнювати із Pentium III, але енергоспоживання в 10 разів менше (5 Вт проти 50 Вт). На платі також встановлені 3.5 мм роз'єм аудіо інтерфейсу, RCA роз'єм і сучасний HDMI порт для передачі цифрового потоку відео і аудіо. Також встановлено роз'єм Ethernet RJ45 і здвоєний порт USB A для підключення периферійних пристроїв. Використовувана операційна система Linux, кілька дистрибутивів якої спеціально оптимізовані під Raspberry Pi, запускається з карти пам'яті microSD. Порівняльна характеристика різних версій платформи Raspberry Pi показана в табл 2.3.

Таблиця 2.3 – Порівняння властивостей версій платформи Raspberry Pi

Версія	Процесор	Частота	Кількість ядер	ОЗП	GPIO	USB	Ethernet	WiFi	Bluetooth	Ціна
<b>A</b>	ARM1176JZ-F	700 МГц	1	256 МБ	26 пінів	1 порт				\$20
<b>A+</b>	ARM1176JZ-F	700 МГц	1	256 МБ	40 пінів	1 порт				\$25
<b>B</b>	ARM1176JZ-F	700 МГц	1	512 МБ	26 пінів	2 порти	Так			\$35
<b>B+</b>	ARM1176JZ-F	700 МГц	1	512 МБ	40 пінів	4 порти	Так			\$30
<b>2B</b>	ARM Cortex-A7	900 МГц	4	1 ГБ	40 пінів	4 порти	так			\$35
<b>Zero</b>	ARM1176JZ-F	1 ГГц	1	512 МБ	40 пінів	1 порт				\$5
<b>3B</b>	ARM Cortex-A53 x64	1,2 ГГц	4	1 ГБ	40 пінів	4 порти	Так	802.11n	4.1	\$35
<b>3B+</b>	ARM Cortex-A53 x64	1,4 ГГц	4	1 ГБ	40 пінів	4 порти	Так	2,4/5 ГГц 802.11b/g/n/ac	4.2	\$35
<b>4B</b>	ARM Cortex-A72 x64	1,5 ГГц	4	1-4 ГБ	40 пінів	4 порти	Так	2,4 ГГц та 5,0 ГГц IEEE 802.11ac	5.0	\$35+
<b>400</b>	BCM2711 ARM Cortex-A72 x64	1,8 ГГц	4	4 ГБ	40 пінів	2 × USB 3.0 та 1 × 2.0	Так	2,4 ГГц; 5,0 ГГц IEEE 802.11b/g/n/ac	5.0, BLE	\$70 - \$100

І хоча важко порівнювати плату Arduino, яка була задумана як інструмент для швидкого прототипування електронних пристроїв, з платою Raspberry Pi, яка має на меті дати повний доступ до розробки доступних комп'ютерів, але з іншого боку, привабливість високої обчислювальної потужності і великої кількості інтерфейсів на Raspberry Pi, в поєднанні з універсальністю Linux, дала потужний набір інструментів для творчості розробників, і зараз вже є можливість використання плат розширення Arduino з платформою Raspberry Pi. Схема електрична принципова плати розширення ArduiPi показана на рис. 2.28.

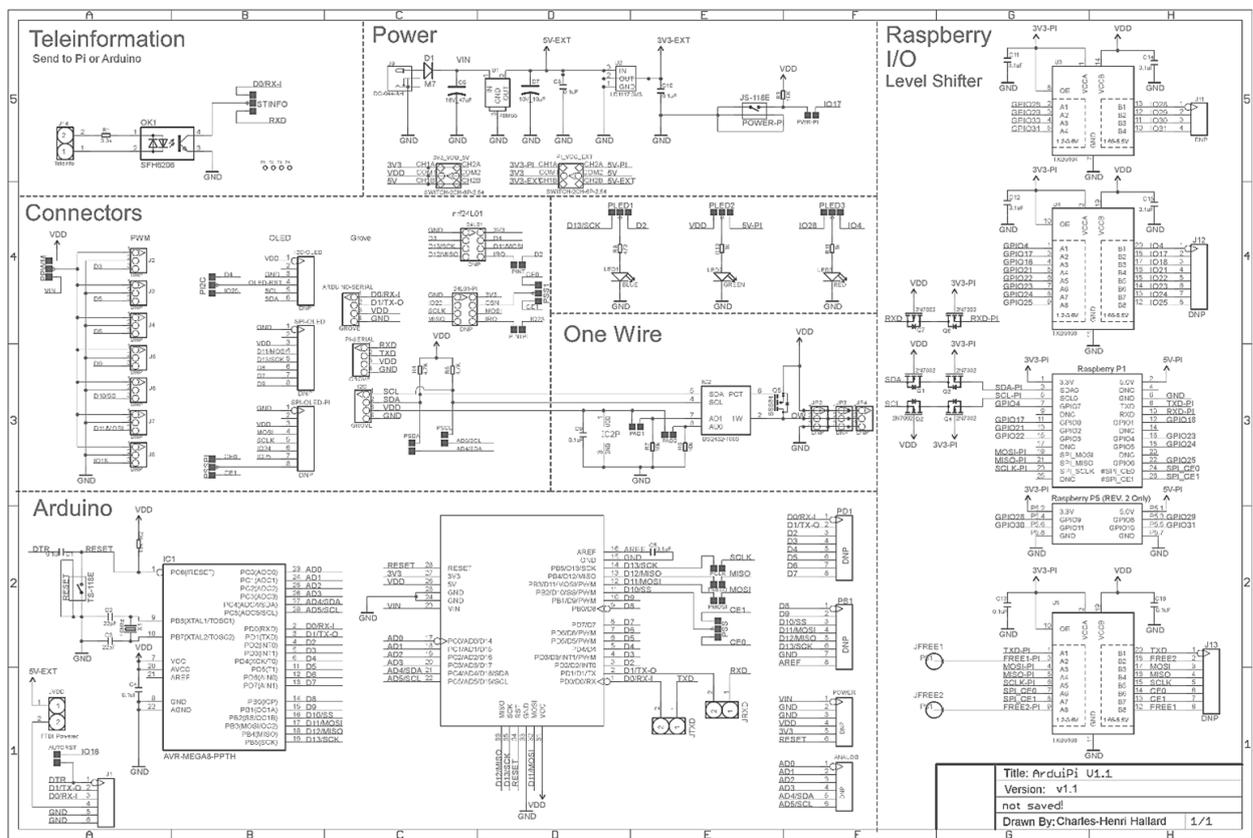


Рисунок 2.28 – Схема електрична принципова плати розширення ArduiPi

В результаті розгляду основних популярних платформ на базі яких можна побудувати комп'ютеризовану фототерапевтичну систему, була складена порівняльна таблиця (табл. 2.4), в якій показані основні важливі для проектування характеристики.

Таблиця 2.4 – Порівняння хар-ик платформ для фотерапевтичної системи

Платформа	Arduino Uno	Arduino Due	Discovery	Raspberry PI 4	NodeMCU
<b>Розрядність контролера, фірма</b>	8-ми розрядний, Atmel	32-х розрядний, Atmel	32-х розрядний, ST Electronics	64-х розрядний, Raspberry PI Foundation	32-х Розрядний, Expressif Systems
<b>Напруга живлення, В</b>	5-12	5-12	2.5-6	5	2.5-16
<b>Тактова частота</b>	16 МГц	84 МГц	168 МГц	1.5 ГГц	80 МГц
<b>Обсяг FLASH пам'яті</b>	32 кбайт	512 кбайт	1 Мбайт	-	4 Мбайт
<b>Обсяг SRAM пам'яті</b>	2 кбайт	96 кбайт	192 кбайт	2/4/8 Гбайт	64 кбайт
<b>Обсяг EEPROM</b>	1 кбайт	-	-	-	-
<b>Кількість входів/виходів</b>	20	66	80	28	14
<b>Інтерфейси</b>	USART x1, SPI x1, I2C x1	UART x4, SPI x1, I2C x2, CAN x2	USART x2, I2C x2, SPI x2	UART x6, I2C x6, SPI x5, SDIO x1, SD Card x1, Micro-HDMI x2, USB2 x2, USB3 x2, Bluetooth 5.0, Raspberry Pi Camera port x1, Raspberry Pi display port x1, Gigabit Ethernet port x1, 802.11 b/g/n/ac Wireless LAN	UART x1, SPI x1, I2C x1,
<b>Середовище розробки</b>	Arduino IDE, Atmel Studio	Arduino IDE, Atmel Studio	Keil uVision, Atollic TrueSTUDIO, IAR Embedded, Workbench	IDLE/Scratch/Squeak/Linux	Arduino IDE/Eclipse
<b>Можливість підключення до мережі</b>	Відсутня	Відсутня	Відсутня	Wi-Fi, Ethernet	Wi-Fi
<b>Вартість</b>	3 Євро	10 Євро	18 Євро	45 Євро	2 Євро
<b>Наявність готових бібліотек</b>	+	-	-	-	+

Отже, на основі проведеного аналізу можна зробити висновки щодо оптимального вибору необхідних компонентів. Отже, у якості

мікроконтролерів 1 та 2 (що позначені на рис. 2.21) слід обрати платформу Arduino UNO, оскільки під неї вже існує безліч технічних рішень, а саме датчики, драйвери, підсилювачі та узгоджувачі рівнів, які використовуються у запропонованій структурі діагностично-терапевтичної системи. У якості одноплатного комп'ютера доцільно використовувати платформу Raspberry Pi, оскільки вона має вбудовані можливості для роботи з потоковою відеоінформацією, передачі даних через бездротові та дротові мережі, та може бути поєднана через плати розширення з платформою Arduino UNO. Крім того, у обраних платформах значно легше реалізовувати проекти за рахунок великої кількості готових програмних рішень, які знаходяться у вільному доступі.

### **2.3 Розвиток архітектури стаціонарних приладів фототерапії за рахунок засобів отримання зображень у видимій та інфрачервоній частинах спектру**

#### **2.3.1 Розробка загальної архітектури платформи для процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів та засобів оптичного контролю**

З метою реалізації обраної технології діагностично-терапевтичного комплексу неможливо обійтись без використання таких комп'ютерних елементів як ПЗЗ (прилад із зарядовим зв'язком) матриці, оскільки саме завдяки таким засобам як матриці стає можливо отримувати діагностичну інформацію від біотканини в режимі реального часу з високим ступенем інформативності, наприклад [119]. Для порівняльного аналізу засобів отримання зображень була сформована окрема структура елементів (рис. 2.29), яка є частиною запропонованого діагностично-терапевтичного комплексу. Додатково у структурі що продемонстрована на рис. 2.29 показана функція живлення та введена функція автономної роботи у польових умовах (наприклад в умовах бойових дій) [120, 121]. Актуальність використання



такого типу живлення властива багатьом IoT пристроям та показана в роботах [19-22]

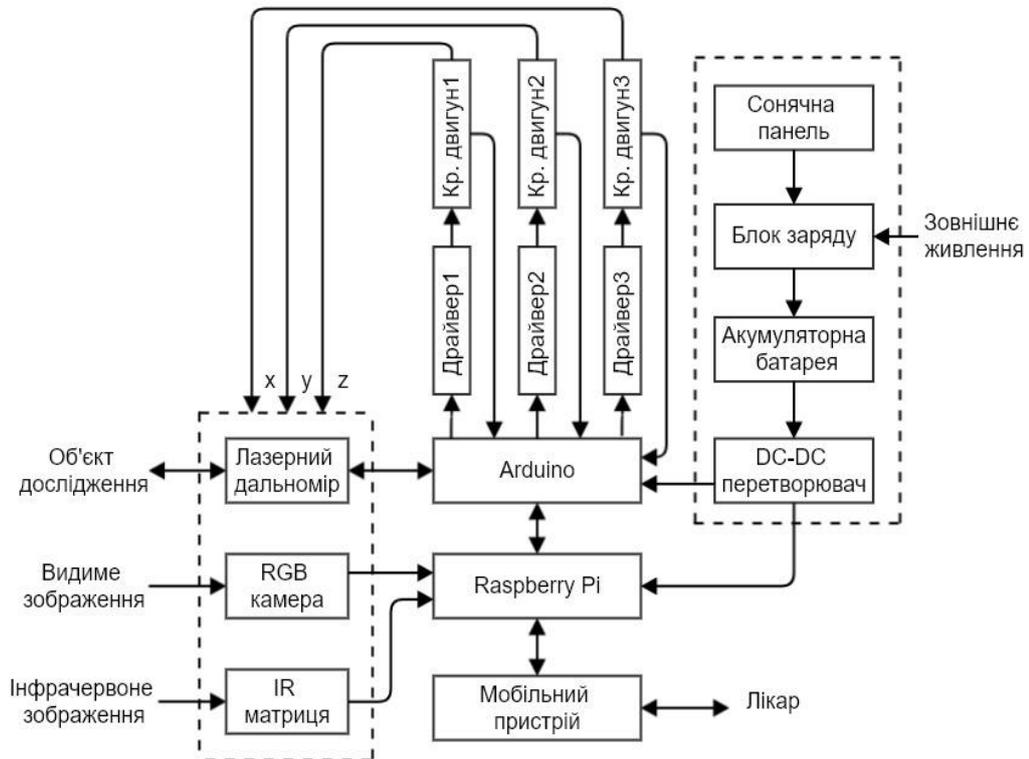


Рисунок 2.29 – Структура поєднання засобів отримання та передачі діагностичної інформації з автономним живленням

До складу структури, що показана на рис. 2.29 входять наступні функціональні елементи:

- Arduino – платформа на базі 8-ми розрядного мікроконтролера фірми AVR, яка виконує функцію керування переміщенням діагностичних елементів у просторі та отримання значень від лазерного далекоміру;
- Raspberry Pi – платформа на базі кристалу Broadcom BCM2835, до складу якої входить ядро ARM11, яка виконує функцію керування пристроєм, отримання інформації від матриць та передавання інформації до лікаря;
- Лазерний далекомір виконує функцію визначення відстані від камер до об'єкта дослідження з метою точного визначення площі (наприклад площі опікового ураження шкіри);

- RGB камера – засіб отримання зображень у видимій частині спектру;
- IR матриця – засіб отримання зображень у інфрачервоній частині спектру;
- Драйвер 1-3 – мікросхема керування кроковим двигуном;
- Кроковий двигун 1-3 – забезпечують переміщення платформи з матрицями та далекоміром з метою фокусування на проблемних ділянках та підвищення інформативності діагностування;
- Батарея – забезпечує безперебійне живлення за умов відсутності зовнішнього підключення живлення;
- Блок заряду – виконує функцію підзарядки батареї та відслідковує електричні параметри батареї для зниження ризиків перезаряду та перерозряду батареї;
- DC-DC перетворювач – перетворює значення напруги яке є на батареї до потрібних значень для живлення необхідних блоків комплексу;
- Сонячна панель – додаткове джерело енергії яке здатне підзаряджати батарею у денний час (за наявності денного світла).

### **2.3.2 Розробка архітектури платформи для відлагодження процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів та з використанням далекоміру**

Відомо, що за допомогою лазера відстань вимірюють шляхом прямого виміру часу переміщення лазерного імпульсу від лазера до об'єкту та у зворотному напрямі. Цей метод називають імпульсним (або TOF) і застосовують в основному в тих випадках, коли відстані до потрібного об'єкту досить великі ( $> 100\text{м}$ ). Так як швидкість світла дуже висока, то за один імпульс лазера досить складно з великою точністю виміряти час прольоту світла, а отже, відстань. Для вимірювання часових інтервалів з такою точністю

використовують ПЛІС і спеціалізовані мікросхеми. Однак, існують і інші лазерні методи заміру відстані, одним з них є фазовий. У цьому методі, на відміну від попереднього, лазер працює постійно, але його випромінювання амплітудно модулюється сигналом певної частоти. Відбите від об'єкта випромінювання приймається фотоприймачем, і його фаза порівнюється з фазою опорного сигналу – від лазера. Наявність затримки при поширенні хвилі створює зсув фаз, який і вимірюється далекоміром.

Відстань визначається за формулою:

$$L = \frac{c}{2f} \cdot \frac{\varphi}{2\pi};$$

де,  $c$  – швидкість світла,  $f$  – частота модуляції лазера,  $\varphi$  – фазовий зсув.

Ця формула справедлива лише в тому випадку, якщо відстань до об'єкта менше половини довжини хвилі змодельованого сигналу, яка дорівнює  $c/2f$ .

Якщо частота модуляції дорівнює 10 МГц, то відстань, яка вимірюється може доходити до 15 метрів, і при зміні відстані від 0 до 15 метрів різниця фаз буде змінюватися від 0 до 360 градусів. Зміна зсуву фаз на 1 градус в такому випадку відповідає переміщенню об'єкта приблизно на 4 см.

При перевищенні цього відстані виникає неоднозначність - неможливо визначити, скільки періодів хвилі укладається у відстані. Для вирішення неоднозначності частоту модуляції лазера перемикають, після чого вирішують систему рівнянь.

Найпростіший випадок – використання двох частот, на низькій частоті приблизно визначають відстань до об'єкта (але максимальна відстань все одно обмежена), на високій визначають відстань з потрібною точністю, при використанні високої частоти точність вимірювання відстані буде вищою.

Так як існують відносно прості способи вимірювати фазовий зсув з високою точністю, то точність вимірювання відстані в таких далекомірах може доходити до 0.5 мм. Саме фазовий принцип використовується в далекомірах, що вимагають великої точності вимірювання - геодезичних далекомірах, скануючих далекомірах, що встановлюються на роботах.

Однак у методу є і недоліки – потужність випромінювання лазера який працює у постійному режимі помітно менше, ніж у імпульсного лазера, що не дозволяє використовувати фазові далекоміри для вимірювання великих відстаней. Крім того, вимірювання фази з потрібною точністю може займати певний час, що обмежує швидкодію приладу.

Отже, Для використання у системі було обрано фазовий лазерний далекомір на базі модуля CJMCU-5303. Схему підключення обраного модуля до платформи Arduino зображено на рис. 2.30.

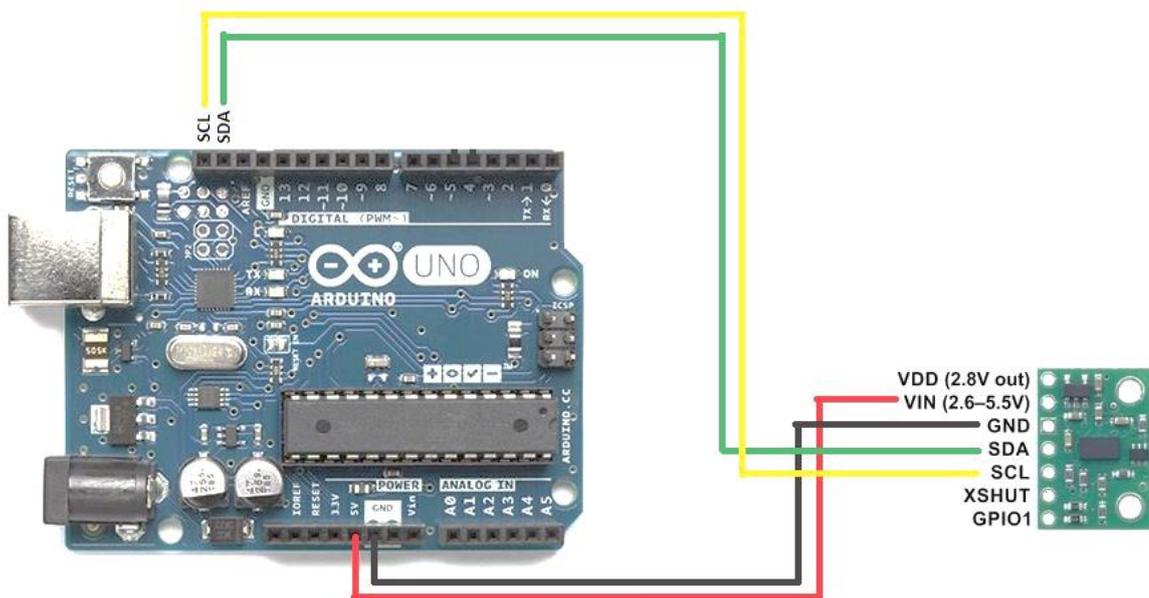


Рисунок 2.30 – Схема підключення далекоміру до платформи Arduino

Характеристики:

- Напруга живлення: 3,3-5 В;
- Вимірюється відстань до 2м;
- Значення показів датчика не залежать від властивостей поверхні;
- Струм: до 300 мкА;
- Вихідний інтерфейс: I<sup>2</sup>C (адреса: 0x29);
- 3 режими роботи (швидкодія, точність, дальність)

### 2.3.3 Розробка архітектури платформи для відлагодження процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів з використанням інфрачервоної матриці.

IR матриця – це узагальнений термін для різних пристроїв які здатні вимірювати радіаційне (теплове) випромінювання від об'єктів на віддалені, в яких елементи впорядковані у вигляді двовимірного масиву.



Рис 2.31 – Модуль на основі термопарних матриць

На рис. 2.31 зображений модуль на основі термопарних матриць. Модулі на основі термопарних матриць можуть мати один з трьох інтерфейсів для передачі даних: UDP, UART або SPI. Вибір інтерфейсу передачі даних визначається вимогами замовника. Наприклад, модуль з інтерфейсом UDP підключається до комп'ютера користувача через Ethernet і управляється за допомогою спеціалізованого графічного інтерфейсу. Модуль з інтерфейсом UART (TTL-рівень) є ідеальним рішенням для використання в портативних пристроях, але його обмеженням є максимальна частота MCLK, не перевищує 2,2 МГц. Так само можна підключити модуль з інтерфейсом UART до стандартного передавача RS232 для використання з спеціалізованим графічним інтерфейсом [119].

Особливості:

- Роздільна здатність 8x8, 16x4, 32x31, 64x62, 82x62 пікселів;

- Інтегрована оптика з різним кутом огляду;
- Вбудована електроніка для обробки сигналу;
- Вимірювання температури об'єкта кожним пікселем;
- Інтерфейс передачі даних UDP, UART або SPI;
- Компактні розміри, низьке енергоспоживання;
- Температурна компенсація;
- Робота при негативних температурах.

У якості прикладу на рисунку 2.32 наведемо модуль НТРА32х31 UDP де продемонстроване оптичне орієнтування пікселя.

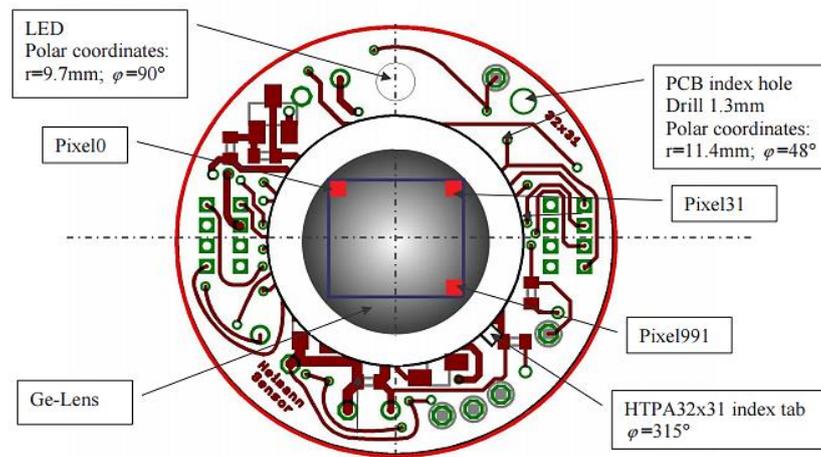


Рисунок 2.32 – Функціональне зображення орієнтування пікселів модуля НТРА32х31

Характеристики:

- Електроживлення – 3.3 В, 300 мА;
- IDD ( Режим очікування) – 75 мА;
- IDD ( Експлуатаційне очікування) – 135 мА;
- VDD – постачання (+3.3 В DC);
- Швидкість передачі – варіюється від 115200 байт/с до 460800 байт/с в залежності від розміру модуля;

## 2.4 Постановка задачі дослідження та аналіз розв'язку задачі про струм, що тече у колі зі струмозалежними індуктивністю і ємністю

### 2.4.1 Постановка задачі про струм у котушках матриць.

Розглянемо приклад системи опромінення, яка реалізує процес фототерапії лазерними або світловими діодами [95] (рис. 2.13). В роботах, наприклад [110, 111, 117] теоретично встановлено, що крім загально відомих параметрів таких як довжина хвилі, інтенсивність, доза є не менш важливим у організації ефективної фототерапії створення додаткових умов, у вигляді спеціально орієнтованого магнітного поля [110]. Крім того, важливим при організації цих процесів є форма законів зміни сили струму та їх синхронізація у часі. Припустимо, що для підвищення ефективності матрицю опромінювачів з'єднано з цифровими виводами мікроконтролера, а матрицю котушок магнітів, що створює комбіноване магнітне поле приєднано до аналогових виводів мікроконтролера через підсилювачі (рис. 2.33).

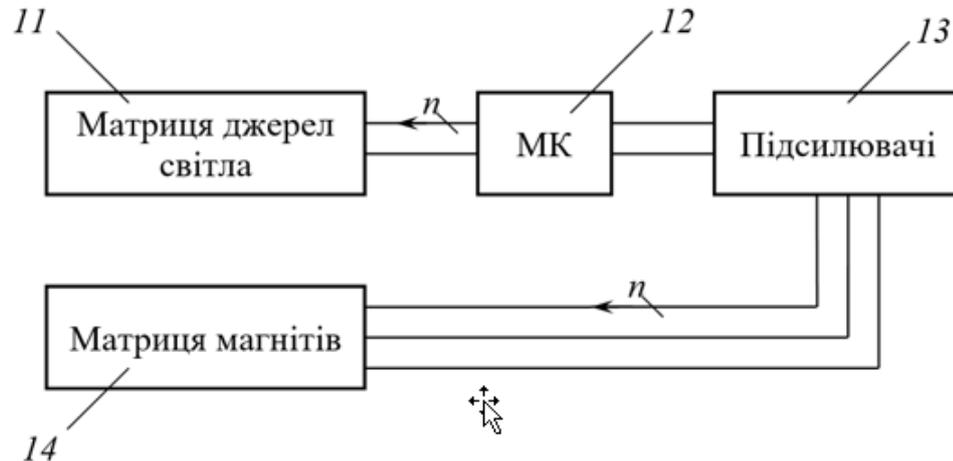


Рисунок 2.33 – Схема під'єднання цифрових виходів процесору до окремих комірок фото опромінення матриці

Магнітне поле утворюється котушками, які живляться незалежними джерелами з постійною та змінною складовими електрорушійних сил  $U_{ini}(t)$ . Індекс  $i$  пробігає значення  $i=1,2,3$ , що означає незалежність цих трьох джерел живлення. Для підвищення ефективності впливу і зменшення енергетичних

витрат магнітне поле формується котушками зі спільним розірваним магнітопроводом із полюсними наконечниками.

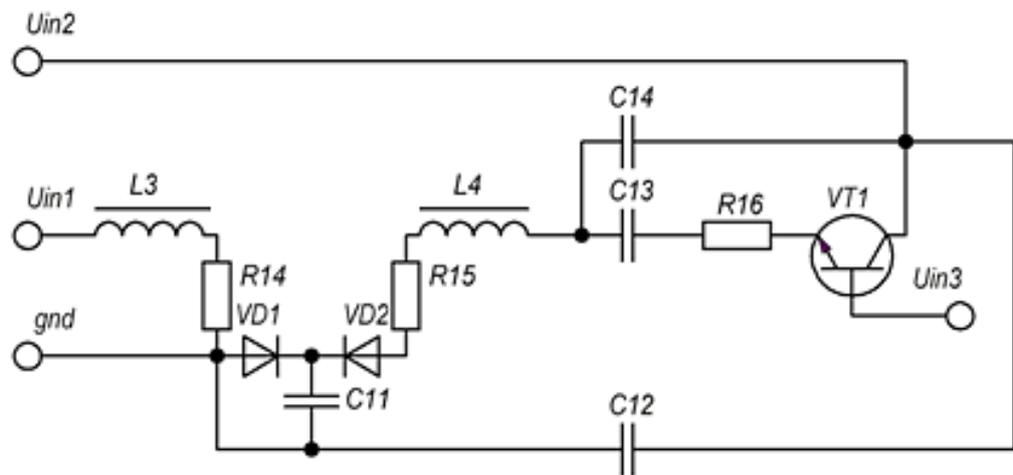


Рисунок 2.34 – Схема під'єднання джерел опромінення до однієї комірки, що формує комбіноване магнітне поле

Для дослідження і порівняння далі будемо покладати, що котушки для створення постійної складової і пульсуючої магнітного поля під'єднано до спеціальних комірок (рис. 2.34). Індуктивність котушок, що формують комбіноване магнітне поле з феромагнітним осереддям може наближено розраховуватись за звичайним виразом індуктивності соленоїда, якщо апроксимувати магнітну відносну проникність осереддя:

$$\mu = \frac{A + Bi}{D + Ci}; A = \mu_{\min} D; B = \mu_f C. \quad (2.1)$$

У рівнянні (2.1) позначено  $\mu_{\min}$  - значення відносної магнітної проникності при нульовій напруженості зовнішнього магнітного поля, а  $\mu_f$  - її значення при насиченості, що подано через константи апроксимації  $D$  та  $C$  для даного матеріалу осереддя. Крім того, введемо експериментальний коефіцієнт  $k$ , який визначається формою котушки і розрізу, але не залежить від сили струму. За цих умов з урахуванням, що індуктивність  $L$ , ємність  $C$  та активний опір  $R$  послідовно з'єднанні, напишемо для миттєвих значень за другим правилом Кірхгофа:



$$\frac{d^2q}{dt^2} + \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) \frac{dq}{dt} + \frac{q}{LC} - \frac{U(t)}{L} = 0 \quad (2.2)$$

Тут позначено  $U(t)$ ,  $q$  відповідно закон зміни спаду напруги та заряд, що накопичено в конденсаторі. Множення на експоненціальний множник

$$e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt} \quad (2.3)$$

рівняння (2.2) розв'яжемо інтегруванням обох частин. Після інтегрування виразу, показника степеню експоненціального множника подаємо у неявному вигляді закон зміни миттєвого значення сили струму:

$$i = \frac{e^{-\int \frac{R}{L} dt}}{L} \left\{ C_1 - \int \left[ \frac{\int idt}{C} - U(t) \right] e^{\int \frac{R}{L} dt} dt \right\}. \quad (2.4)$$

Константу інтегрування  $C_1$  визначимо з початкових умов значень сили струму  $I_0$ , індуктивності  $L_0$  та ємності за наближеним виразом:

$$C_1 = I_0 L_0 e^{\int \frac{R}{L} dt} \Big|_{t_0} + \left[ \int \left[ \frac{\int idt}{C} - U(t) \right] e^{\int \frac{R}{L} dt} dt \right] \Big|_{t_0} \quad (2.5)$$

Отримані вирази розв'язків (2.4) – (2.5) подані у неявному вигляді, що очевидно буде перешкодою для їх застосування при проектуванні і виборі схемо-технічних рішень. У зв'язку з цим загальну задачу слід розділити на два випадки із скінченним та нескінченним значенням ємності, що відповідає її шунтуванню. Отже, струм що тече у колі комірки (рис. 2.14) утворює магнітне поле у котушках індуктивностей  $L_3$  та  $L_4$ . Миттєва напруженість результуючого магнітного поля  $H$  розраховується за принципом суперпозиції:

$$H = i_{st} n_{st} + i(t) n_{var} = I_{\min} \left( \bar{i}_{st} n_{st} + m \bar{i}(t) n_{var} \right), \quad (2.6)$$

де позначено  $I_{\max}$ ,  $\bar{i}_{st}$ ,  $\bar{i}$ ,  $m$  відповідно максимально можливе значення сили струму, яке прийнято за масштаб, та безрозмірні струми у котушці постійної та пульсуючої складової магнітного поля і відношення величини максимального струму до мінімального.

Отже, для розв'язку задачі підвищення ефективності процесу фототерапії виникає необхідність максимізувати напруженість магнітного

поля без перевантаження електричного кола елементів та котушок. Також необхідно мінімізувати загальні витрати енергії у проміжок часу між кожними стрибками пульсової хвилі. Останній періодично настає після забезпечення ефекту активації відриву електрону С оксидази мітохондрії клітини до наступного сплеску пульсової хвилі. Отже для постановки і розв'язку цієї задачі необхідно мати вираз закону зміни сили струму, бажаний закон зміни напруженості магнітного поля та синтезувати керуючий вплив у вигляді закону зміни спаду напруги, що синхронізовані і подаються на входи 1, 2, 3.

#### 2.4.2 Розв'язок задачі про струм, що тече у колі з послідовно з'єднаними струмозалежними індуктивністю і ємністю

Представлена постановка задачі, подає вираз сили струму у неявному вигляді. Його перетворення до явного вигляду ускладнено у зв'язку з необхідністю обліку заряду, що у свою чергу знаходиться інтегруванням сили струму. Скористаємось у першому наближенні виразом сили струму, який знайдено як розв'язок рівняння (2.4) за умов, що індуктивність  $L$  і ємність  $C$  константи. Представимо за другим правилом Кірхгофа для послідовно з'єднаних елементів кола суму миттєвих значень спадів напруги та миттєвого значення електрорушійної сили, а після ділення на значення індуктивності отримаємо:

$$\frac{d^2q}{dt^2} + \left(\frac{R}{L}\right)\frac{dq}{dt} + \frac{q}{LC} = \frac{U(t)}{L}. \quad (2.7)$$

Формулюємо початкові умови та закон зміни електрорушійної сили:

$$t = 0, q = q_0; i = 0; U(t) = U_0 + U_a t. \quad (2.8)$$

За цих умов загальний розв'язок представимо:

$$q(t) = e^{-\frac{Rt}{2L}}(C_2 \cos wt + C_3 \sin wt) + a + bt, \quad (2.9)$$

$$a = C(U_0 - RU_a C); b = U_a C.$$

$$\text{де позначено: } w = \sqrt{1/LC - (R/4L)^2}, \quad (2.10)$$

та константи інтегрування будуть визначенні:

$$C_2 = q_0 - a, C_3 = \frac{R}{2wL}(q_0 - a) - \frac{b}{w}. \quad (2.11)$$

Наступне наближення знайдемо скориставшись розв'язком (2.9), що отримано за умов постійності величин ємності і індуктивності. Шляхом простого множення та ділення доданків (2.2), що містять  $q$  та  $U(t)$  на силу струму та експоненціальний множник отримаємо точне рівняння, що описує процес у колі:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{dq}{dt} e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt} \right) / \frac{dq}{dt} e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt} + \left[ \frac{q}{iLC} - \frac{U(t)}{iL} \right] = 0. \quad (2.12)$$

За умов, що означено, отримаємо розв'язок для сили струму або першої похідної від заряду, якщо доповнимо рівняння (2.12) рівнянням зв'язку та утворимо систему:

$$\left\{ \frac{dq_{n+1}}{dt} = C_{1,2} e^{\int \left[ \frac{U(t)}{iL} - \frac{q}{iLC} \right] dt} e^{-\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt}. \quad (2.13)$$

Останній відповідно до методу рекурентної апроксимації і лінійної схеми наближення представимо після розкладу через  $n+1$  та  $n$ -не наближення і приведення подібних:

$$\left\{ \begin{aligned} i_{n+1} &= \frac{C_{1,2} e^{\int \left[ \frac{U(t)}{Li_n} - \frac{q_n}{CLi_n} \right] dt}}{e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt}} \left[ 1 - (q_{n+1} - q_n) \int \frac{dt}{CLi_n} + i_n \int \frac{1}{Li_n^2} \left( U(t) - \frac{q_n}{C} \right) dt \right] \times \\ &\times \left[ 1 + \frac{C_{1,2} e^{\int \left[ \frac{U(t)}{Li_n} - \frac{q_n}{CLi_n} \right] dt}}{e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt}} \times \int \frac{1}{Li_n^2} \left( U(t) - \frac{q_n}{C} \right) dt \right]^{-1} \end{aligned} \right. \quad (2.14)$$

Вираз для заряду через другу константу інтегрування  $C_{2,2}$ , отримується інтегруванням закону струму і початкові умови (2.8):

$$q_{n+1} = C_{2,2} + \int \left\{ \frac{C_{1,2} e^{\int \left[ \frac{U(t) - q_n}{Li_n - CLi_n} \right] dt}}{e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt}} \left[ 1 - (q_{n+1} - q_n) \int \frac{dt}{CLi_n} + i_n \int \frac{1}{Li_n^2} \left( U(t) - \frac{q_n}{C} \right) dt \right] \times \right. \\ \left. \times \left[ 1 + \frac{C_{1,2} e^{\int \left[ \frac{U(t) - q_n}{Li_n - CLi_n} \right] dt}}{e^{\int \left( \frac{R}{L} + \frac{dL}{Ldt} \right) dt}} \times \int \frac{1}{Li_n^2} \left( U(t) - \frac{q_n}{C} \right) dt \right]^{-1} \right\} dt. \quad (2.15)$$

Однак, головна складність розрахунку за цим виразом зумовлена необхідністю інтегрування та визначення значень інтегралів у точках початкових умов.

### 2.4.3 Синтез величини зовнішньої напруги, що забезпечить необхідне максимальне значення сили струму

Покладемо у першому наближенні, що індуктивність та ємність є константи, а сила струму набуває максимального значення за проміжок часу  $\Delta t$ , тоді відповідно до (2.9) – (2.11) напишемо:

$$i(t) = -\frac{R}{2L} e^{-\frac{Rt}{2L}} (C_2 \cos wt + C_3 \sin wt) + w e^{-\frac{Rt}{2L}} (-C_2 \sin wt + C_3 \cos wt) + b. \quad (2.16)$$

Максимальне значення сили струму при заданих параметрах кола знайдемо з необхідної умови максимуму. Ця умова виконується, якщо коефіцієнти при однакових доданках виразу похідної від струму задовольняють системі:

$$\left\{ \left( \frac{R}{2L} \right)^2 - w^2 = 0; w \frac{R}{2L} - w = 0. \right. \quad (2.17)$$

Її розв'язок визначає частоту  $w = R/2L$ , але оскільки вона вже визначена за (2.10), то параметри кола оберемо виходячи із умови їх рівності, що еквівалентно:

$$\frac{L}{C} - \frac{R^2}{2} = 0; L = \frac{CR^2}{2}; C = \frac{2L}{R^2}. \quad (2.18)$$

Величину амплітудного значення сили струму знайдемо додаванням взаємно ортогональних коливань:

$$I_{\max} = U_a C \left[ 1 + e^{-\frac{Rt}{2L}} \sqrt{1 + \left( \left( \frac{q_0}{U_a C} - \frac{U_0}{U_a} - RC \right) \frac{R}{L} - 1 \right)^2} \right]. \quad (2.19)$$

Отже, синтез параметрів спаду напруги приладів профілактики та пост лікувального відновлення зон хребта проведемо за вимогою створення максимальної напруженості магнітного поля. Так за вимогою [120, 121] та відповідно рівнянням (2.6) визначимо значення максимального струму:

$$I_{\max} = (H - I_{\min} n_{st}) / n_{var}, \quad (2.20)$$

а мінімальне значення та швидкість зростання спаду напруги обчислюється:

$$U_0 = I_{\min} R_{14};$$

$$U_a = \frac{(H - I_{\min} n_{st})}{n_{var} C \left[ 1 + e^{-\frac{Rt}{2L}} \sqrt{1 + \left( \left( \frac{q_0}{U_a C} - \frac{U_0}{U_a} - RC \right) \frac{R}{L} - 1 \right)^2} \right]} \quad (2.21)$$

Тепер коли відомі частота та амплітуда максимальної сили струму знайдемо період слідування  $T = 4\pi L/R$  та величину втрат енергії за проміжок часу дії імпульсу на активному опорі, що обмежено огинаючою до процесу зміни квадрату сили струму:

$$Q \leq \int_0^t \left[ b + R \left( e^{-\frac{Rt}{2L}} \right) \times \sqrt{b^2 + \left( (q_0 - U_0 C - R U_a C^2) \frac{R}{L} - b \right)^2} \right]^2 dt \quad (2.22)$$

Отже, навіть при наближеному розгляді видно що збільшення ємності пропорційно збільшує амплітуду сили струму, а збільшення індуктивності зменшує швидкість її спаду у часі.

**Чисельне та фізичне моделювання процесів живлення випромінювачів приладів відновлення мікро кровотоку уражених зон.**

На підставі побудованої моделі було поставлено і проведено чисельне та фізичне моделювання. При моделюванні підключення комірок здійснювалось за схемою рис. 2.34. Параметри елементів схеми подано у таб. 2.5. У першій частині фізичного моделювання було досліджено суттєвість впливу змін

індуктивності на перебіг змінного струму у колі. У ході експерименту було подано напругу на входи  $U_{in1}$ ,  $U_{in2}$ ,  $U_{in3}$  відповідно до задачі експерименту та призначення входу. Так на вхід 1 подавалась стабілізована постійна напруга 5 В. Комбіноване джерело живлення забезпечувало стабілізовану напругу при навантаженні до 2 А при максимальних пульсаціях  $\pm 2$ мкА. Генератори забезпечували регульовану напругу до 27 В із змінною шаруватістю.

Таблиця 2.5 – Параметри елементів, що використовувались у ході чисельного та фізичного моделювання

№	Індуктивність, L3, Гн	Індуктивність, L4, Гн	Ємність C11, мкФ	Ємність C12, мкФ	Ємність, C13, мкФ	Опір R14, Ом	Опір R15, Ом
1	2	6	0,47	0,1	0,22	100	10
2	2	8	2	0,1	0,47	100	10
3	2	10	3	0,22	0,22	200	20
4	2	12	4	0,22	0,47	200	20

Як показали дані спостереження за спадом напруги на еталонному опорі напруга та її хід динамічного перебігу суттєво залежать від зміни величин індуктивності при незмінних інших параметрах. Так, практично обернено пропорційно індуктивності, при незмінній ємності змінювався струм. Отже, було обґрунтовано необхідність проведення другої частини моделювання у колі зі струмозалежними індуктивністю і ємністю. Дані про зміни параметрів процесів подані у таб. 2.6. У ході моделювання прийнято опорну частоту 70 ударів за хвилину та прийнято частотою слідування. До точок виміру встановлювався еталонний опір у 1 кОм. В колонці 2 подані значення амплітудної величини сили струму, що тече крізь котушку  $L4$  змінного магнітного поля. У третій колонці подано часову протяжність

Таблиця 2.6 – Залежність параметрів процесів на індуктивності у комірці опромінення

№	Сила струму, мА	Часова протяжність імпульсу,	Приріст Часової протяжності	Частота слідування $\nu$ , Гц	Скважність $\tau = \Delta T_{max} T I 0^3$	Максимальний струм, А
1	10	118,658	5,522	1,1666	6,44265	2,576
2	20	159,52	46,384	1,1666	54,1173	2,465
3	60	277,1254	163,9894	1,1666	191,33	2,135
4	100	357,7674	244,6314	1,1666	285,417	1,915

імпульсу, а у четвертій її приріст. При незмінній частоті слідування зміна амплітуди електрорушійної сили на вході  $U_{in2}$  дозволяла регулювати і задавати силу струму, тоді як регулювання амплітуди сигналу на вході  $U_{in3}$ , забезпечувало зміну параметрів паралельної гілки та у колі в цілому. У ході фізичного моделювання спостерігається суттєвий вплив умов, що змінюють фазу між струмом та електрорушійною силою на амплітудні значення сили струму у котушці індуктивності. Так простежується складний вплив зміни індуктивності, що викликано зміною сили струму на магнітні властивості осереддя та зсув власних частот. Очевидно, що складність механізму формування фази та його залежність від типу з'єднання елементів ускладнює алгоритм розрахунку параметрів, вибір типу з'єднання та синтезу керуючого впливу  $U_{in3}$ . З аналізу даних колонок шість та сім видно, що збільшення амплітудного значення сили струму супроводжується зменшенням скважності. Такий результат демонструє, що зміна сили струму при правильній організації величини керуючого впливу забезпечує керуємий відбір імпульсу енергії та підвищує ефективність випромінювача відповідно до рекомендацій робіт [120, 121].

### **Проблеми та перспективи подальших досліджень**

У ході формування моделі, яка здатна описати електричні процеси живлення випромінювачів приладів відновлення мікро-кровотоку уражених зон встановлено, що забезпечити ефективне перетворення енергії вдається за рахунок регулювання величини скважності пульсуючого струму. На сьогодні створити одно полярний пульсуючий струм не є проблемою. Такі сигнали утворюються як за рахунок генераторів на «і» та «ні» елементах так і безпосереднього програмуванням аналогових виходів процесора з формуванням ШІМ сигналу. Більш вагомою є проблема, що утворена нелінійністю керуемого транзистору. Останній містить нелінійний активний опір та струмозалежну ємність переходу. Якщо модель поведінки транзистора може бути описана на підставі даних довідника або знята експериментально то вимір величини ємності RLC-метрами проводиться тільки у статичному режимі, а не як функція сили струму.

Отже, внаслідок виконаної роботи відкривається можливість проводити математичне моделювання процесів у колі зі струмозалежними індуктивностями та ємностями. Безумовно, що дослідження змін потужності, що споживається для різних не синусоїдальних законів та введення коефіцієнтів спожитої енергії прямим інтегруванням дозволить побудувати алгоритми керуючих впливів, які мінімізують витрати енергії.

### **2.5 Розвиток архітектури стаціонарних приладів фототерапії за рахунок удосконалень драйверу крокового двигуна.**

Для забезпечення руху складових частин діагностично-терапевтичного комплексу використовуються двигуни постійного струму та крокові двигуни. Впровадження приводу до складу якого входять крокові двигуни обумовлено, перш за все, їх поширеністю, низькою вартістю, а також точністю позиціонування без використання зворотного зв'язку по кутовому положенню. Щоб забезпечити спрямований впорядкований обертання ротору двигуна, потрібне використання контролера, що формує і подає на фазні котушки



імпульси напруги у строго визначеній послідовності. Однак, для ефективного перетворення електричної енергії в кінетичну, потрібний окремий пристрій, здатний забезпечувати кроковий двигун більш високими потужностями ніж контролер від окремого джерела живлення. Розробці такого пристрою - драйверу крокового двигуна і приділимо увагу.

На рис. 2.35 представлена типова найпростіша схема драйвера біполярного крокової двигуна з використанням мікросхеми L293D.

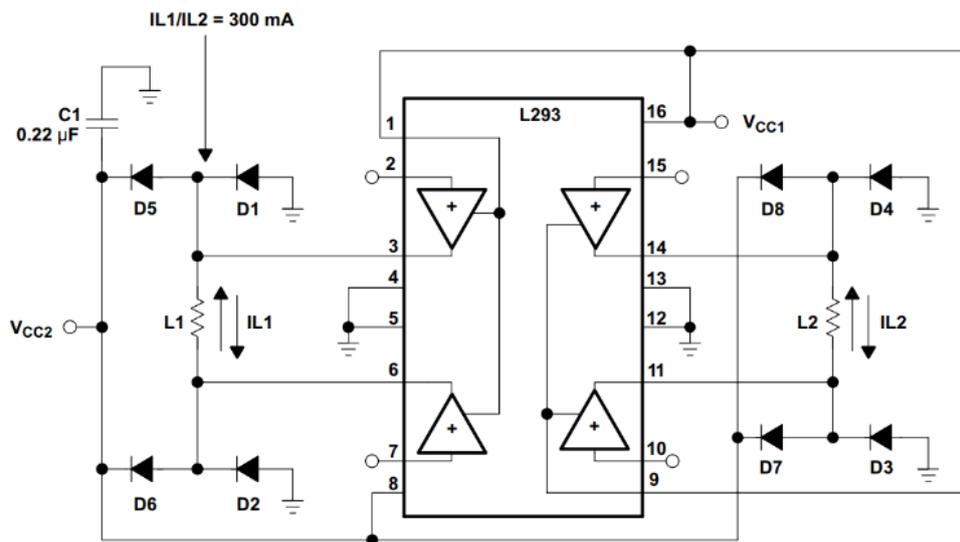


Рисунок 2.35 – Схема драйвера біполярного крокового двигуна на базі мікросхеми L293D

Як видно з аналізу схеми рис. 2.35, просте замикання двох діодних мостів – по одному на кожну фазу – не може бути ефективним. Команди контролера, що подаються драйвером, замикають мости в послідовності і полярності, але не враховують зсув фази струму, що здійснюється внаслідок електрорушійної сили самоіндукції на струмозалежній індуктивності. Даний функціонал не відповідає наявним завданням керування рухом ротора двигуна, тому потребує перегляду. Розглянемо інші існуючі аналоги, що реалізують елементи керуючої логіки та усувають означені недоліки. Іншим драйвером, що набув широкого розповсюдження є A4988 (рис. 2.36). Його розроблено на базі мікросхеми Allegro A4988, під плату розширення RAMPS, що підключається до Arduino MEGA. Популярність RAMPS, як простої і дешевої платформи для апаратної частини принтерів 3D друку, зробила A4988

стандартизованим форм-фактором для інших драйверів на окремому носії. Даний драйвер має широке розповсюдження завдяки доступності та простоті виконання, крім того, він має високий ступінь стабільності, термічної стійкості та високу прецизійність.

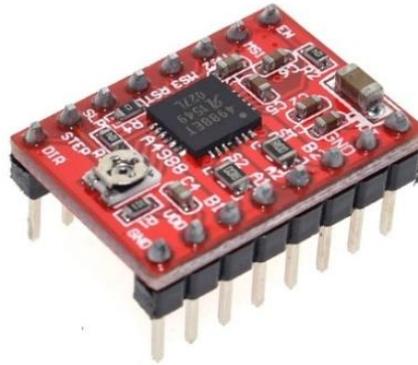


Рисунок 2.36 – Зовнішній вигляд драйвера A4988

Основні технічні характеристики драйвера 4988:

- Розміри: 1,524 \* 2,032 см;
- Вага: 1,3 г;
- Діапазон робочих напруг: 8 - 35 В;
- Максимальний струм без охолодження: 1 А;
- Максимальний струм з активним охолодженням: 2 А;
- Діапазон напруг живлення логіки: 3,3 - 5 В;
- Режими мікростепінгу: повний, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16;
- Захист від зворотної полярності: Немає.

Функціональна схема драйвера зображена на рис. 2.37.

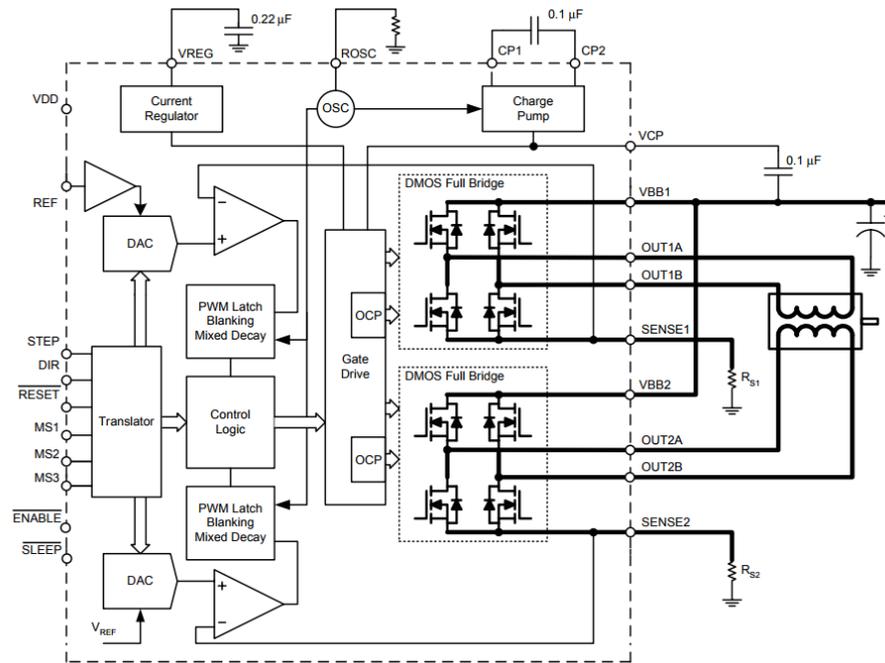


Рисунок 2.37 – Функціональна схема драйвера 4988

Особливостями, які виділяють цей драйвер в порівнянні з абсолютно простими схемами є:

- Управління двома фазами одночасно, завдяки чому вдалося підвищити крутний момент крокового двигуна і імплементувати мікрокроковий режим.
- Простий контрольний інтерфейс – по одному виводу на крок і напрямок відповідно.
- Можливість регулювати фазний струм через вбудований потенціометр.
- Захист від перегріву, замикання на землю і навантаження. Блокування при недостатній напрузі живлення.
- П'ять режимів мікростепінгу від повного кроку до 1/16, що дозволило уникнути резонансу і вібрації в механічній системі, а також підвищило точність позиціонування.
- Автоматичне перемикання між режимами швидкого і повільного згасання струму.

До недоліків драйвера A4988 слід віднести те що він погано працює в режимі мікростепінгу на граничних струмах, однак, в комбінації з низькоіндуктивними кроковими двигунами, негативний ефект можна в деякій мірі знизити без вдавання до заходів, на кшталт зниження максимального струму і, відповідно, прискорень. Іншим недоліком даного драйверу є високий рівень шуму, який спричиняється роботою крокового двигуна під керуванням даного драйверу.

Драйвер DRV8825 (рис. 2.38) побудований на базі чіпа від компанії Texas Instruments з метою забезпечення більш високої потужності на відміну від A4988.

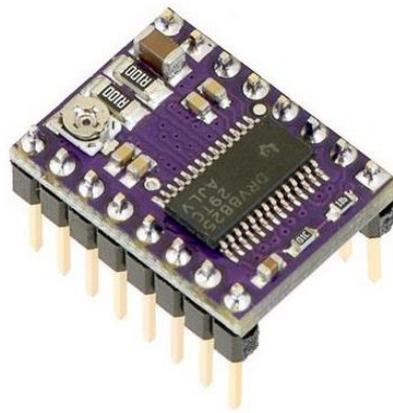


Рисунок 2.38 – Зовнішній вигляд драйвера DRV8825

Якщо порівняти між собою розташування виводів (рис. 2.37 та 2.38) то стає зрозумілим, що вони майже повністю збігаються. Однак драйвер DRV8825 має більшу потужність (на 50%) ніж A4988 та має ті ж самі функції, але і має додаткові. З них чотиришарова мідна підкладка, що дозволяє краще відводити тепло від мікросхеми, додатковий мікрокроковий режим (1/32 кроку) і вивід FAULT, який роз'єднується в разі перегріву.

Основні технічні характеристики драйвера DRV8825:

- Розміри: 1,524 \* 2,032 см;
- Вага: 1,6 г;
- Діапазон робочих напруг: 8.2 - 45 В;

- Максимальний струм без охолодження: 1,5 А;
- Максимальний струм з активним охолодженням: 2.2 А;
- Діапазон напруг живлення логіки: 2,5 – 5,25 В;
- Режими мікростепінгу: повний, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16, 1/32;
- Захист від зворотної полярності: Немає.

Функціональна схема драйвера зображена на рис. 2.39.

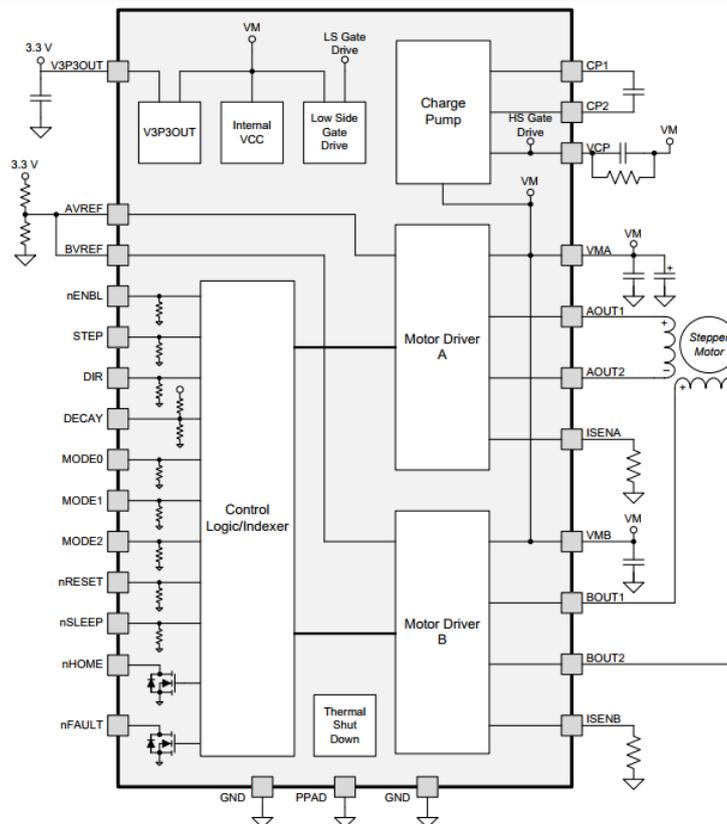


Рисунок 2.39 – Функціональна схема драйвера DRV8825

До недоліків драйверу DRV8825 слід віднести незадовільну роботу в мікрокроковому режимі на гранично виставленому струмі, однак демонструє високі характеристики крутного моменту на відносно підвищеній напрузі живлення і відповідних модифікаціях. Відповідно в парі з цим драйвером рекомендується використовувати високоіндуктивні крокові двигуни. Не рекомендується використовувати режим 1/32 кроку на платах з 8-ми бітними мікроконтролерами (наприклад Arduino mega 2560), оскільки висока частота

контрольних імпульсів в такому режимі вимагає більше обчислювальних ресурсів, ніж дані мікроконтролери можуть надати.

Драйвер TMC2100 (рис. 2.40) в англomовному інтернеті називають Silent-Step-Stick. Silent-Step-Stick - це драйвер крокової двигуна заснований на інтегральному чипі Trinamic TMC2100. Слово Silent перекладається як "тихий". Тобто це тихий драйвер крокової двигуна.

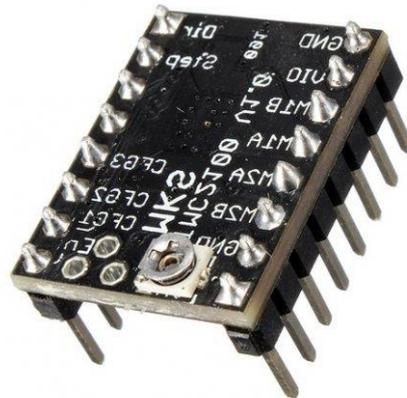


Рисунок 2.40 – Зовнішній вигляд драйвера TMC2100

Основні технічні характеристики:

- Логіка сумісна з драйвером A4988;
- Струм до 1,2A (максимально до 2,5 A);
- Налаштування мікрокрокового режиму від 1/16 до 1/256;
- Напруга для двигуна від 5 до 45 В;
- Режим stealthChop - для безшумної роботи і плавного руху, надзвичайно плавний рух є корисним для багатьох застосунків;
- Режим spreadCycle - пропонує плавну роботу і велику енергетичну ефективність в широкому діапазоні швидкостей і навантажень, тобто дуже швидка реакція на зміну швидкості і навантаження двигуна

Розглянемо деякі властивості даного драйвера. Режим роботи – stealthChop. При низьких і середніх швидкостях двигун буде працювати майже безшумно. Проте, цей режим stealthChop різко знижує крутний момент

двигуна. Двигуни зазвичай швидко переміщують досить важкі осі, а цей режим передбачає використання тільки на середніх і низьких швидкостях. Інакше можливі пропуски кроків. Режим SpreadCycle використовує два "розкладання фаз" на один крок, щоб двигун працював більш ефективно. Двигуни зазвичай нагріваються, особливо якщо вони працюють швидко. Більш ефективний драйвер знижує тепло і надійніше керує двигуном.

Наступною корисною характеристикою є інтерполяція мікрокроків – microPlayer. Це означає, що якщо процесор надсилає команду до драйвера TMC2100 зробити один мікрокрок, то драйвер робить 16 інтерпольованих мікрокроків на кожен реальний мікрокрок. Тобто він може зробити 256 мікрокроків ( $16 * 16$ ) і немає необхідності процесору для обчислення всіх 256 мікрокроків, драйвер забирає на себе обчислювальні навантаження. Більша кількість мікрокроків призводить до більш безшумної та точної роботи крокових двигунів. Однак, обчислення струму та моментів у перехідному процесі проводиться за припущення про постійність індуктивності та інших параметрів струмозалежних елементів.

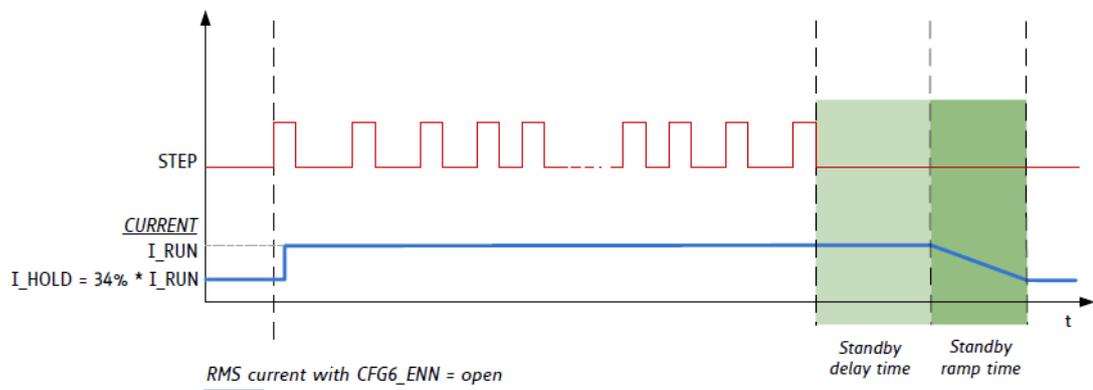


Рисунок 2.41 – Графік роботи крокового двигуна та відповідний струм навантаження

Також корисною є властивість зниження струму в режимі простою. Тобто, якщо двигун не обертається, то нагрів буде знижуватися. Якщо поглянути на графік з технічної документації даного драйвера (рис. 2.41) то можна побачити, що синьою лінією позначена сила струму, червоною робота

двигуна. Зелена зона – це двигун в незадіяному стані. Струм знижується зі 100% до 34%.

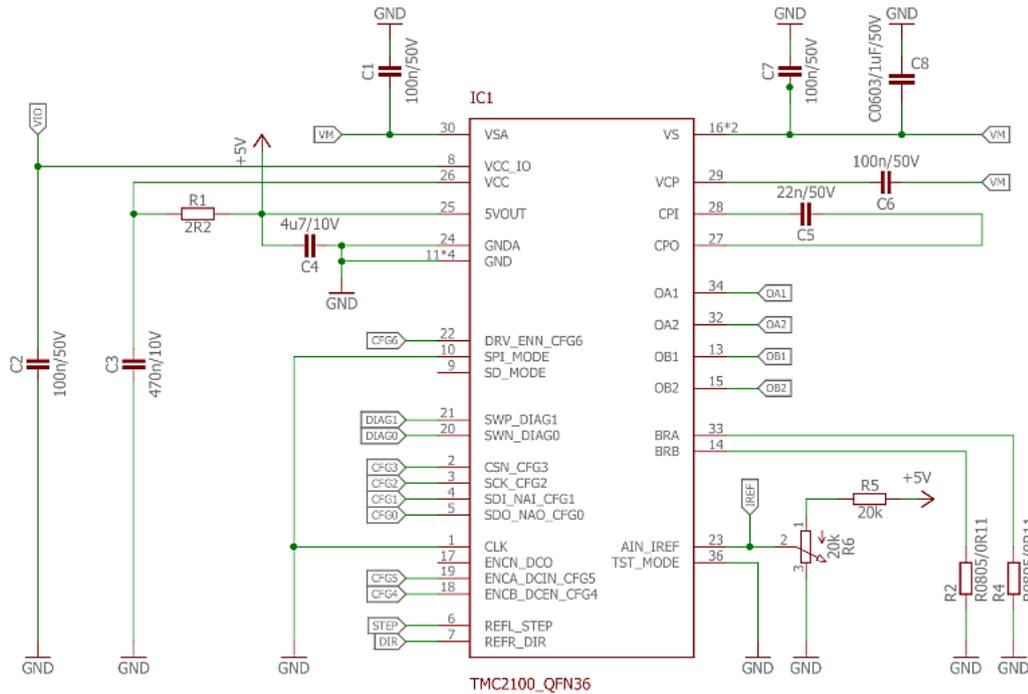


Рисунок 2.42 – Схема електрична принципова драйвера TMC2100

Якщо поглянути на електричну принципову схему (рис. 2.42), то можна побачити що режими роботи даного драйвера обираються налаштуванням відповідних перемикачів.

Отже, подальший розвиток схем драйверів вимагає наявності інструменту, що дозволяє описувати перехідні процеси у колі імпульсного струму при мінімізації суми спадів напруг на ємності і індуктивності, що послідовно включені та максимізації струму на активних опорах обмоток котушок двигуна.

Розв'язок поставленої задачі здійснимо для рівняння (2.2) за умов, що напруга яку подано на вхід обмотки змінюється імпульсно та періодично за законом:

$$U(t) = U_d t + c \sum_{k=1}^K e^{-D \left( t - \left[ 1 + \frac{t}{T} \right] t_k \right)^2}, \quad (2.23)$$



де позначено  $T$  - період, а  $\left[ \frac{t}{T} \right]$  - цілу частину числа для відносного часу

відповідно.

Враховуючи, що для струмозалежних величин будь який параметр є складною функцією часу, перепишемо рівняння (2.2):

$$\frac{d^2q}{dt^2} + \left( \frac{R}{L} + \frac{1}{L} \frac{dL}{dt} \right) \frac{dq}{dt} + \frac{q}{LC} - \frac{U(t)}{L} = 0 \quad (2.24)$$

Останнє розв'яжемо чисельним методом Ейлера. Для чого спочатку визначимо старшу похідну:

$$\frac{d^2q}{dt^2} = \frac{1}{1 + \frac{dL}{L}} \left[ \frac{U(t)}{L} - \left( \frac{R}{L} \right) i - \frac{q}{LC} \right]. \quad (2.25)$$

Тоді першу похідну знайдемо із розкладу по другій:

$$\frac{dq}{dt} = i_0 + \frac{d^2q}{dt^2} \Big|_{t=t_0} \Delta t, \quad (2.26)$$

а сам розв'язок представимо:

$$q = q_0 + \frac{dq}{dt} \Delta t. \quad (2.27)$$

Здійснимо моделювання для кола з параметрами:  $T = \frac{60}{70} c$ ,

$U_a = 1,35, C = 25, D = 200000, t_k = 0,01c$ . Розрахунок наближень подано у таблицях 2.7 та 2.8. Так у табл. 2.7. представлено у колонці 2 та 3 відповідно час та закон зміни спаду напруги як функції часу. У колонках чотири, п'ять та шість подано відповідно значення сили струму заряду та індуктивності для десятого наближення а у колонках сім вісім дев'ять їх відносна похибка. Дані табл. 2.7. свідчать, що перехідний процес достатньо швидко збігається. Відносна похибка для сили струму, заряду та індуктивністю визначаються з відносною похибкою максимальне значення якої менше за 1%. Максимум значення спаду напруги і максимальне значення сили струму не співпадають за фазою.

Таблиця 2.7 – Параметри перехідного імпульсного процесу кола із струмозалежною індуктивністю

№	t, c	U, B	I <sub>10</sub> ,	q <sub>10</sub> , K	L <sub>10</sub> ,	EI, %	E <sub>q</sub> , %	EL, %
1	0,001	0,00135	0,00704241	7,05241E-06	1,346877	0,002083506	0,002080552	0,0016081
2	0,002	0,00277	0,00704296	7,05297E-06	1,346959	0,000374879	0,000374348	0,0002893
3	0,003	0,00544	0,00704402	7,05402E-06	1,347114	-0,00118586	-0,00118418	-0,0009153
4	0,004	0,02406	0,00705137	7,06137E-06	1,348199	-0,00958605	-0,00957247	-0,0074008
5	0,005	0,17519	0,00711083	7,12084E-06	1,356976	0,00040769	0,000407118	0,0003153
6	0,006	1,02715	0,00743169	7,44169E-06	1,404318	-0,00263548	-0,00263194	-0,0020572
7	0,007	4,14192	0,00845269	8,4627E-06	1,554763	-0,03632877	-0,03628585	-0,0290731
8	0,008	11,2440	0,01028000	1,029E-05	1,823258	-0,09923666	-0,09914022	-0,082064
9	0,009	20,4804	0,01215538	1,21654E-05	2,097807	0,238762863	0,238566599	0,2021667
10	0,01	25,0135	0,01296239	1,29724E-05	2,21564	0,572995249	0,572553545	0,4891074
11	0,011	20,4831	0,01215433	1,21643E-05	2,097655	0,195984929	0,195823814	0,1659428
12	0,012	11,2494	0,01028215	1,02922E-05	1,823573	-0,06250358	-0,06244285	-0,0516891
13	0,013	4,15002	0,00845561	8,46562E-06	1,555193	-7,4847E-06	-7,47583E-06	-5,9902E-06
14	0,014	1,03795	0,00743566	7,44567E-06	1,404904	0,004119447	0,004113914	0,00321588
15	0,015	0,18869	0,00711610	7,12611E-06	1,357754	0,001569887	0,001567684	0,0012144
16	0,016	0,04026	0,00705782	7,06782E-06	1,349151	0,001178082	0,001176415	0,0009097
17	0,017	0,02433	0,00705151	7,06152E-06	1,348221	0,001121228	0,001119641	0,00086563
18	0,018	0,02436	0,00705153	7,06153E-06	1,348223	0,001099646	0,001098089	0,00084897
19	0,019	0,02565	0,00705203	7,06204E-06	1,348298	0,001079914	0,001078385	0,00083375
20	0,02	0,027	0,00705257	7,06257E-06	1,348376	0,001060051	0,00105855	0,00081842

Швидкість збіжності ітераційного процесу продемонстровано у табл. 2.8. У першій колонці подано час, у другій друга похідна від заряду за часом, у третій сила струму, у четвертій заряд у п'ятій індуктивність у восьмому наближенні. З шостої по дев'яту колонках подані дані для дев'ятого наближення для аналогічних величин.

Перегляд та порівняння даних для восьмого дев'ятого та десятого наближення свідчить про монотонну збіжність між наближеннями для усіх величин у тому числі й для індуктивності. Однак, незалежно від номера ітерації наближення, в усіх з них спостерігається зсув фаз між максимумами спаду напруг та силою струму.

Таблицях 2.8 – Параметри перехідного імпульсного процесу кола із струмозалежною індуктивністю для двох послідовних наближень

t, c	$\ddot{q}_8$	$I_8, A$	$q_8 K$	$L_8, Гн$	$\ddot{q}_9$	$I_9, A$	$q_9, K$	$L_9, Гн$
0,001	-2,95512	0,007045	7,05488E-06	1,347241	-2,95773	0,007042	7,05227E-06	1,346855
0,002	-2,95659	0,007043	7,05341E-06	1,347024	-2,95706	0,007043	7,05294E-06	1,346955
0,003	-2,95738	0,007043	7,05262E-06	1,346907	-2,9559	0,007044	7,0541E-06	1,347126
0,004	-2,95976	0,00704	7,05024E-06	1,346556	-2,94795	0,007052	7,06205E-06	1,348299
0,005	-2,88874	0,007111	7,12126E-06	1,357039	-2,88919	0,007111	7,12081E-06	1,356972
0,006	-2,57008	0,00743	7,43992E-06	1,404056	-2,56811	0,007432	7,44189E-06	1,404347
0,007	-1,55986	0,00844	8,45014E-06	1,552914	-1,54423	0,008456	8,46577E-06	1,555215
0,008	0,258866	0,010259	1,02689E-05	1,820157	0,290206	0,01029	1,03002E-05	1,824754
0,009	2,195828	0,012196	1,22058E-05	2,103718	2,126358	0,012126	1,21364E-05	2,093566
0,01	3,053673	0,013054	1,30637E-05	2,228955	2,888124	0,012888	1,28981E-05	2,204803
0,011	2,187507	0,012188	1,21975E-05	2,102502	2,130514	0,012131	1,21405E-05	2,094174
0,012	0,26883	0,010269	1,02788E-05	1,821619	0,288579	0,010289	1,02986E-05	1,824515
0,013	-1,54438	0,008456	8,46562E-06	1,555192	-1,54438	0,008456	8,46562E-06	1,555193
0,014	-2,56158	0,007438	7,44842E-06	1,40531	-2,56464	0,007435	7,44536E-06	1,404858
0,015	-2,88227	0,007118	7,12773E-06	1,357993	-2,884	0,007116	7,126E-06	1,357738
0,016	-2,94083	0,007059	7,06917E-06	1,349351	-2,94226	0,007058	7,06774E-06	1,349139
0,017	-2,94718	0,007053	7,06282E-06	1,348413	-2,94856	0,007051	7,06144E-06	1,348209
0,018	-2,94719	0,007053	7,06281E-06	1,348411	-2,94855	0,007051	7,06145E-06	1,348211
0,019	-2,94671	0,007053	7,06329E-06	1,348483	-2,94804	0,007052	7,06196E-06	1,348286
0,02	-2,9462	0,007054	7,0638E-06	1,348558	-2,9475	0,007052	7,0625E-06	1,348365

Аналогічно зсув фаз притаманний і для індуктивності, але тут максимуму теж зсув відносно навіть сили струму.

Отже, представлені дані моделювання доводять кількісно, що будь якій драйвер повинен містити засоби моделювання та корекції виду імпульсного сигналу з урахуванням властивостей струмозалежних елементів та задачі, що розв'язується.

## 2.6 Постановка та розв'язок задачі про оптимальне розташування світлодіодів у матриці

Вирішення задачі просторового розподілу інтенсивності випромінювання фотоматричних апаратів [74] тісно пов'язане з задачею про оптимальне розташування світлодіодів у матриці.

Для опису процесу профілактики та лікування методами резонансної конформаційної терапії і спостереження за параметрами зворотного зв'язку після обробки результатів заміру інтенсивності -  $I(x, y)$ , визначається доза -  $D$ .

Крім того, для аналізу якості взаємодії опромінення, яке проходить крізь поверхню -  $S$  біологічної тканини у кількості  $N_\nu(x, y, t)$  - фотонів у точці з координатами  $(x, y, z)$  в момент часу  $t$  за напрямом  $z$ , визначається біологічний результат -  $N_e$ . У ході такого аналізу виникає необхідність розрахунку та контролю трьох основних величин інтенсивності, дози, та кількості активованих клітин, що представлено через операції інтегрування наступним чином:

$$\begin{aligned} I(x, y) &= \int_{\nu_1}^{\nu_2} f(x, y, z, \nu, t) h\nu d\nu; \\ D &= \iint_{V, t} I(x, y) dV dt; \\ N_e &= \int_0^t \int_0^\infty \iiint \rho(\nu) \exp(-\gamma z) f(x, y, z, \nu, t) dx dy dz d\nu dt. \end{aligned} \quad (2.28)$$

У цьому визначенні позначено  $N_e$ , та  $\rho(\nu)$  - кількість електронів, що відірвано та ймовірність відриву електронів від цитохром-с-оксидази мітохондрії клітини. Останнє теоретично обґрунтовує [8, 10 – 11, 62-69], що властивості випромінювачів такі які визначаються тільки експериментально  $f(x, y, z, \nu, t)$  - спектральний розподіл густини енергії на одиницю об'єму біотканини та сумарний коефіцієнт поглинання та розсіювання енергії  $-\gamma$  визначають і фізіотерапевтичний результат та потребують поточного і перед процедурного контролю. Крім того, задачу синтезу параметрів перебігу процедур та їх корекції необхідно ставити як задачу мінімізації квадрату відхилень з обмеженнями нерівності [122, 123]. Для постановки такої задачі розглянемо плоску матрицю з прямокутним розташуванням світлодіодів. Введемо правосторонню декартову систему координат, початок якої лежить у нижньому лівому куті, площина  $XOY$  співпадає з площиною матриці, а вісь  $Z$  до неї перпендикулярна. За цих умов при рівному розташуванні  $n$  рядків та  $m$  стовбчиків максимально можливу інтенсивність результуючого випромінювання представимо:

$$I_n(x, y) = \int_{V_1}^{V_2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m I_{maxij} f_{ij}(t) h\nu e^{-\gamma z} e^{-\sigma \left[ (x-x_{kij})^2 + (y-y_{kij})^2 \right]} dV; \quad (2.29)$$

Постановка та розв'язок задач оптимального проектування таких систем наштовхується на вимогу реалізації, терапевтичної ефективності та споживацької доступності. За цих ознак перспективності набувають прилади, різновиди функціонування яких можуть бути узагальнені наступною функціональною блок схемою (рис. 2.1). За цих умов сформуємо цільову функцію  $F(x, y)$ , яка представиться через два означені поняття: розподіл інтенсивності  $I(x, y)$ , що експериментально заміряне при даних керуючих впливах та максимально можливий теоретичний розподіл інтенсивності  $I_n(x, y)$  за тих же умов. Отже, напишемо:

$$F(x, y) = [I_n(x, y) - I(x, y)]^2.$$

Розглянемо обмежену площу поверхні біотканини, що опромінюється за одну процедуру, та представимо її через параметри конструкції при рівномірному розташуванні  $n$  рядків та  $m$  стовпчиків:

$$S = ab = [2a_0 + d + (m-1)\delta_x][2b_0 + d + (n-1)\delta_y], \quad (2.30)$$

де позначено  $a$  та  $b$  довжину та ширину прямокутної області випромінювача відповідно,  $d$ - діаметр світлодіода, відступи  $a_0$  та  $b_0$  від краю області і  $\delta_x$ ,  $\delta_y$  є відстані між центрами світло діодів за напрямками вісі  $OX$  та  $OY$ . При таких позначеннях координати центрів світлодіодів запишуться:

$$x_{kij} = a_0 + d + (j-1)\delta_x; \quad y_{kij} = a_0 + d + (i-1)\delta_y. \quad (2.31)$$

Отже, сформулюємо задачу визначення оптимальних значень геометричних параметрів побудови матриці, як задачу оптимізації з обмеженнями нерівностями на ресурс. До останніх віднесемо обмеження наступні умови на граничну величину інтенсивності, дози та умову на величину площі опромінення за одну процедуру без перестановки. Припустимо, що гранична величина допустимих інтенсивності  $[I]$ , дози  $[D]$  та

площі поверхні біо-тканини  $[S]$  відома. За цих умов задача у загальному вигляді запишеться:

$$\begin{cases} \min_{\delta_x, \delta_y} F(x, y) = [I_n(x, y) - I(x, y)]^2 \\ [2a_0 + d + (m-1)\delta_x][2b_0 + d + (n-1)\delta_y] \leq [S]; \\ I_{max} \leq [I]; \\ D_{max} \leq [D]. \end{cases} \quad (2.32)$$

Її розв'язок проведемо методом множників Лагранжа. Функцію Лагранжа у загальному вигляді подаємо:

$$\begin{aligned} L(\bar{\delta}, \bar{\Lambda}) = & [I_n(x, y) - I(x, y)]^2 + \lambda_1 \{ [2a_0 + d + (m-1)\delta_x][2b_0 + d + (n-1)\delta_y] - [S] \} + \\ & + \lambda_2 \{ I_{max} - [I] \} + \lambda_3 \{ D_{max} - [D] \} \end{aligned} \quad (2.33)$$

та зведемо задачу до канонічної системи рівнянь нелінійного програмування з обмеженнями нерівностями, як задачу про сідлову точку [69-71, 122]:

$$\begin{cases} \frac{\partial L(\bar{\delta}, \bar{\Lambda})}{\partial \delta_x} \delta_x - V_x \delta_x = 0; \\ \frac{\partial L(\bar{\delta}, \bar{\Lambda})}{\partial \delta_y} \delta_y - V_y \delta_y = 0; \\ \frac{\partial L(\bar{\delta}, \bar{\Lambda})}{\partial \lambda_1} \lambda_1 + W_1 \lambda_1 = 0; \\ \frac{\partial L(\bar{\delta}, \bar{\Lambda})}{\partial \lambda_2} \lambda_2 + W_2 \lambda_2 = 0; \\ \frac{\partial L(\bar{\delta}, \bar{\Lambda})}{\partial \lambda_3} \lambda_3 + W_3 \lambda_3 = 0; \\ V_x \delta_x + V_y \delta_y = 0; \\ W_1 \lambda_1 + W_2 \lambda_2 + W_3 \lambda_3 = 0 \end{cases} \quad (2.34)$$

Розрахунок кількості рівнянь показує, що система не має єдиного розв'язку, тому її необхідно доповнити або застосувати підхід що запропоновано в [69-71, 123-125] та збільшити кількість незалежних рівнянь до 10 або доповнити модель додатковими незалежними умовами та припущеннями. Слід зазначити, що іншою математичною складністю є операція інтегрування розподілу інтенсивності за спектральним складом по частоті  $\nu$  та координатами  $x, y, z$ . Як показує аналіз системи рівнянь (2.34) ефективним спрощенням задачі може бути розгляд запису системи для

найбільш характерної точки розташування одного світло діоду, який оточує чотири інші, що розташовано по хрестовій схемі. Припустимо також для спрощення, що бажаний розподіл інтенсивності від розташування світлодіодів не залежить. За цих умов перепишемо цільову функцію:

$$F(x, y) = \left\{ \sum_{q=1}^2 \sum_{i=i-1}^{i=i+1} \sum_{j=j-1}^{j=j+1} I_{maxqij} f_{qij}(t) h\nu_q e^{-\gamma z} e^{-\sigma \left[ (x-x_{kij})^2 + (y-y_{kij})^2 \right]} - I((x, y)) \right\}^2 =$$

$$= \left\{ \sum_{q=1}^2 \sum_{i=i-1}^{i=i+1} \sum_{j=j-1}^{j=j+1} I_{maxqij} f_{qij}(t) h\nu_q e^{-\gamma z} e^{-\sigma \left[ (x-x_{kij})^2 + (y-y_{kij})^2 \right]} - I(x, y) \right\}^2.$$

Припускаючи, що однакова сума результату освітлення (окремих впливів) світлодіодів різного спектрального діапазону дає однаковий результат, напишемо цільову функцію:

$$F(x, y) = \left\{ h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z} \sum_{i=i-1}^{i=i+1} \sum_{j=j-1}^{j=j+1} e^{-\sigma \left[ (x-x_{kij})^2 + (y-y_{kij})^2 \right]} - I(x, y) \right\}^2 =$$

$$= \left\{ h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z} \left\{ 1 + 2e^{-\sigma \left[ (\delta_x)^2 \right]} + 2e^{-\sigma \left[ (\delta_y)^2 \right]} \right\} - I(x, y) \right\}^2. \quad (2.35)$$

З урахуванням спрощеної функції (2.6.8) система рівнянь спроститься і матиме вигляд:

$$2(h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z})^2 \left\{ -4\sigma \delta_x e^{-\sigma \left[ (\delta_x)^2 \right]} \right\} \times$$

$$\times \left\{ \left\{ 1 + 2e^{-\sigma \left[ (\delta_x)^2 \right]} + 2e^{-\sigma \left[ (\delta_y)^2 \right]} \right\} - I(x, y) \right\} \delta_x + \lambda_1(m-1) [2b_0 + d + (n-1)\delta_y] \delta_x +$$

$$+ \lambda_2 \left\{ h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z} \left\{ -4\sigma \delta_x e^{-\sigma \left[ (\delta_x)^2 \right]} \right\} \right\} \delta_x + \lambda_3 \left\{ h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z} \left\{ -4\sigma \delta_x e^{-\sigma \left[ (\delta_x)^2 \right]} \right\} \right\} \delta_x - V_x \delta_x = 0;$$

$$2(h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z})^2 \left\{ -4\sigma \delta_y e^{-\sigma \left[ (\delta_y)^2 \right]} \right\} \times$$

$$\times \left\{ \left\{ 1 + 2e^{-\sigma \left[ (\delta_x)^2 \right]} + 2e^{-\sigma \left[ (\delta_y)^2 \right]} \right\} - I(x, y) \right\} \delta_y + \lambda_1(n-1) [2a_0 + d + (m-1)\delta_x] \delta_y +$$

$$+ \lambda_2 \left\{ h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z} \left\{ -4\sigma \delta_y e^{-\sigma \left[ (\delta_y)^2 \right]} \right\} \right\} \delta_y + \lambda_3 \left\{ h\nu_q I_{maxqij} e^{-\gamma z} \left\{ -4\sigma \delta_y e^{-\sigma \left[ (\delta_y)^2 \right]} \right\} \right\} \delta_y - V_y \delta_y = 0;$$

$$\{[2a_0+d+(m-1)\delta_x][2b_0+d+(n-1)\delta_y]-[S]\}\lambda_1+W_1\lambda_1=0;$$

$$\left\{h\nu q I_{\max qij} e^{-\gamma z} \left\{1+2e^{-\sigma[(\delta_x)^2]}+2e^{-\sigma[(\delta_y)^2]}\right\}\right\}-[I]\}\lambda_2+W_2\lambda_2=0;$$

$$\left\{[2a_0+d+(m-1)\delta_x][2b_0+d+(n-1)\delta_y]h\nu q I_{\max qij} e^{-\gamma z} \left\{1+2e^{-\sigma[(\delta_x)^2]}+2e^{-\sigma[(\delta_y)^2]}\right\}\right\}-[D]\}\lambda_3+W_3\lambda_3=0;=0.$$

Розв'язок системи рівнянь дозволяє отримати зв'язок відстаней за ортогональними напрямками для різних типів світлодіодів. Так у табл. 2.9 наведено значення оптимальних відстаней між осями світло діодів червоного спектру, а у табл. 2.10 інфрачервоного спектрів різних виробників.

Таблиця 2.9 – Параметри червоних світлодіодів

Назва та Ø	Номинальний струм, мА	Номинальна напруга, В	Розсіювана потужність, мВт	$\lambda$ , нм	Просторовий кут (кут половини інтенсивності), град	Інтенсивність випромінювання, мКд	Відстань між вісями світлодіодів, м
FYL-5013LURC1C, 5мм	20	2,1-2,2	45	630	15	7000	0,012899
L660-06U, 5мм	50	1,9-2,3	120	660	6	4000	0,013016
TLDR5800, 5мм	50	1,8-2,2	100	650	4	2500	0,013103
TLCR5800, 5мм	50	2,1-2,7	135	620	4	25000	0,012647
503FRD-12L/26, 5мм	20	1,9-2,1	60	620	30	5000	0,012961
BT-204SEK, 5мм	30	2-2,5	75	625	20	8500	0,01286



Таблиця 2.10 – Параметри інфрачервоних світлодіодів

Назва та Ø	Номинальний струм, мА	Номинальна напруга, В	Розсіювана потужність, мВт	$\lambda$ , нм	Просторовий кут (кут половини інтенсивності), градус	Загальний потік випромінювання, мВт	Інтенсивність випромінювання, мВт/стерад	Відстань між вісями світлодіодів, м
SFH 4501, 5мм	100	1,5-1,8	180	940	15	32	90	0,012928
L850-02UP, 5мм	100	1,5-1,6	160	850	6	25	230	0,012726
L870-06AU, 5мм	100	1,5-1,7	160	870	12	22	150	0,012814
FYL-5013IR, 5мм	60	1,5-1,7	100	850	20	-	130	0,012837
TSAL6100, 5мм	100	1,35-1,6	160	970	10	40	170	0,012811

Отже, визначено оптимальна відстань між вісями світлодіодів за умов упорядкованої матриці. Однак, нелінійність системи інтегральних рівнянь стримує пошук оптимальних розв'язків [69-71, 123-126], а отриманий чисельний розв'язок не є чутливим до змін у схемі розташування світлодіодів. Отримані результати дають підстави для оптимального проектування матриць пристроїв фото терапії з урахуванням припущень.

## Висновки до розділу 2

1. Дослідження концептуальної моделі комп'ютерно-інтегрованої системи, яка реалізує спосіб резонансно-конформаційної терапії у середовищі Arduino контролерів, шляхом комп'ютерного, математичного і фізичного моделювання структурних елементів, доводять, що фототерапевтична система нерухомих дискретних випромінювачів зконфігурована на базі однокристальних мікроконтролерів та одноплатних комп'ютерів за рахунок формування керованого опромінення в умовах стаціонарного та імпульсного магнітних полів забезпечує задану дозу та інтенсивність опромінення за приписом лікаря;

2. Результати моделювання елементів комп'ютеризованих систем, які реалізують у технології профілактики та лікування свідчать, що шляхом застосування апаратних засобів SPI, UART-інтерфейсів та Clear Timer On Compare програмно або реалізацією протоколу WS2812 драйверами світлодіодів з наступною фільтрацією сигналу досягається ефект модульованого випромінювання біотканини.

3. Архітектура платформи, що розроблена для відлагодження процедури фототерапії шляхом застосування однокристальних мікроконтролерів з використанням далекомірив та інфрачервоної матриці контролю температури, дозволяє реалізовувати як метод резонансно-конформаційної терапії так і контролювати параметри процедур, що розширює її функціональні можливості.

4. Рекурентна аналітична залежність, шляхом опису динаміки змін заряду та сили струму у колі із змінними індуктивністю та ємністю, дозволяє синтезувати дво-параметричний закон зміни зовнішньої напруги, що забезпечує мету: досягнення необхідної величини максимального значення сили струму за заданий проміжок часу із необхідною частотою слідування.

5. Модель перехідних процесів шляхом обліку струмозалежних властивостей елементів обґрунтовує модифікацію драйверів крокових двигунів TMC2100.

6. Мінімізація квадрату різниці інтенсивностей, що утворюється на поверхні біотканини та за приписом лікаря шляхом урахування їх параметрів та обмежень на фізичні властивості біо-тканини і діагностичні приписи лікаря визначає оптимальну відстань між вісями світлодіодів у матриці.

## РОЗДІЛ 3

### УДОСКОНАЛЕННЯ КОМПОНЕНТІВ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ КАЛІБРУВАННЯ ТА ПОВІРКИ ФОТОТЕРАПЕВТИЧНИХ ПРИЛАДІВ

Розв'язок задачі неперервної перевірки (повірки) та контролю параметрів фототерапевтичного обладнання є актуальною практичною задачею реалізації сучасного лікування за протоколом. Відповідно до неї повірка джерел світла, що використовуються у якості випромінювачів, є одним з невід'ємних етапів, який визначає якість контрольованого впливу. За даними всесвітньої асоціації лазерної терапії (WALT) [127] та за даними інших дослідників [47, 61, 77, 83, 84, 97, 128] експлуатаційний контроль випромінювачів приладів фототерапії повинен включати контроль наступних критичних характеристик: довжина хвилі, інтенсивність потоку випромінювання, доза опромінення, яка визначається потужністю та площею опромінення напрямом і просторовим розподілом потоку світла. Повірка та тарування таких характеристик як доза опромінювання інтенсивність або енергетична потужність опромінювання потребує вимірювань у режимі реального часу, що вимагає застосування сучасних швидкодіючих комп'ютерних систем.

#### **3.1 Визначення основних фотометричних характеристик що є визначальними для фототерапії**

Фототерапевтичне обладнання в залежності від типу випромінювача можна поділити на два основні види [39-43, 73, 87-89, 91, 93, 94, 105]: одиничні та система дискретних випромінювачів. Доцільно розробити комплексну методику оцінки всіх видів приладів фототерапії, втім, з технічної точки зору це завдання важко вирішити. Отже, перспективною є методика яка здатна проводити повірку та тарування як системи дискретних так і окремих випромінювачів та здатна адаптуватись до контролю експериментальних типів приладів фототерапії. Порівняння основних оптичних джерел випромінювання, що одержали широке поширення у фототерапії, показує,

переваги матриці напівпровідникових випромінювачів - світлодіодів [73, 87-91].

Отже, необхідно розробити методику експлуатаційних досліджень приладів фототерапії на основі напівпровідникових світлодіодів (light emission diode – LED), яка повинна охоплювати основні (критичні) для фототерапії характеристики випромінювання, такі як: довжина хвилі (нм), інтенсивність Вт/м<sup>2</sup>, доза (Дж), що залежить від енергетичної потужності випромінювання (Вт/см<sup>2</sup>), площі опромінювання біотканини (см<sup>2</sup>) та часу (хв). Загальновідомо, що зв'язок між усіма переліченими характеристики випромінювання виражаються наступним чином:

Довжина хвилі напівпровідникових випромінювачів залежить від типу PN переходу. Дана залежність обернено пропорційна:

$$\lambda_{\max} = \frac{1240}{\varepsilon_g} \text{ (нм)},$$

де:

$\lambda_{\max}$  – максимальна довжина хвилі;

$\varepsilon_g$  – ширина забороненої зони напівпровідника (eВ).

Густину дози опромінювання можна визначити із наступної залежності:

$$D = \frac{\Delta P \cdot t}{S} \text{ (Дж)},$$

де:  $D$  – густина дози опромінювання;  $\Delta P$  – середнє значення потужності випромінювання;  $t$  – час процедури;  $S$  – площа опромінювання біотканини [127]. Вимірювати безпосередньо дозу опромінювання неможливо. Тому слід вимірювати її складові: потужність випромінювання та розподіл інтенсивності по поверхні. Потужність випромінювання, а саме силу світла можна виміряти за законом «обернених квадратів»:

$$I_v = \frac{L^2 \cdot i}{K} \text{ (кД)},$$

де позначено  $I_v$  – сила світла;  $L^2$  – відстань до фотометра;  $i$  – струм фотометра;  $K$  – коефіцієнт перетворення фотометра, що залежить від спектра випромінювача та частотної характеристики фотометра. Середнє значення

потужності може варіюватись в залежності від кількості випромінювачів та режиму їх роботи. Площа опромінювання біотканини визначається з характеристик просторового розподілення сили світла (або кута випромінювання):

$$S = \pi \cdot \left( l \cdot \operatorname{tg} \frac{\alpha}{2} \right)^2 \text{ (см}^2\text{)},$$

де  $S$  – площа опромінювання біотканини;  $l$  – відстань від випромінювача до біотканини;  $\alpha$  – кут випромінювання світлодіода. Даний вираз дійсний лише для одного напівпровідникового випромінювача з круглою лінзою. Для оцінки означених вище параметрів в фізиці використовуються різноманітні методи. Найбільшого розповсюдження отримали фотометричний та радіометричний методи вимірювання. Фотометричні методи зазвичай використовуються для видимого діапазону світла, а оскільки у фототерапії використовується значно ширший діапазон ніж видиме світло, то для вимірювання оптичних характеристик фототерапевтичних приладів доцільніше обирати радіометричні методи за умови обмеження радіометричного діапазону довжинами хвиль, що використовуються у фототерапії. Ефективність використання радіометричних методів обумовлена відсутністю оптичного фільтра на вході датчика, що виключає цілий клас похибок, пов'язаних з точністю попадання корекції відносної спектральної чутливості датчика ближче до кривої видності ока. Крім того, зникає необхідність використання розрахунків енергетичних величин з фотометричних (за допомогою люменеквіваленту). Використання такого методу потребує попередніх вимірювань спектрального розподілу щільності енергетичної яскравості «широкосмугових» випромінювачів (білі LED, більшість ламп), або випромінювачів невідомої довжини хвилі (у випадку відсутності документації). Однак, одночасно такі виміри необхідні і для підвищення точності вимірювань люксометром. Отже, можна зробити висновок, що вимірювання безпосередніх енергетичних одиниць за

допомогою радіометричних засобів виявляються точнішими та коректнішими з точки зору фізики процесу вимірювання.

Основною відмінністю між фотометричним та радіометричним методами є ширша спектральна чутливість фотодіодів, які використовуються для вимірів без оптичного фільтра. Спектральна чутливість  $s(\lambda)$  радіометра може бути виражена абсолютним коефіцієнтом  $s_0$  і відносною функцією  $s_r(\lambda)$ , причому:

$$s(\lambda) = s_0 \cdot s_r(\lambda)$$

Якщо детектор опромінюється випромінюванням зі спектральним розподілом  $X(\lambda)$ , фотострум  $i$  можна розрахувати за формулою:

$$i = X_0 s_0 \int_0^{\infty} s_r S(\lambda) d(\lambda)$$

де:  $X(\lambda) = X_0 \cdot S(\lambda)$ ,  $X(\lambda)$  – коефіцієнт нормалізації,  $S(\lambda)$  – відносний спектральний розподіл, а  $X(\lambda)$  представляє радіометричну вимірювану властивість. Відносна спектральна чутливість радіометра повинна бути як можна більш лінійною в області спектра яка призначена для вимірювань.

Графічні приклади спектральної чутливості двох кремнієвих фотодіодів представлені на рис. 3.1.

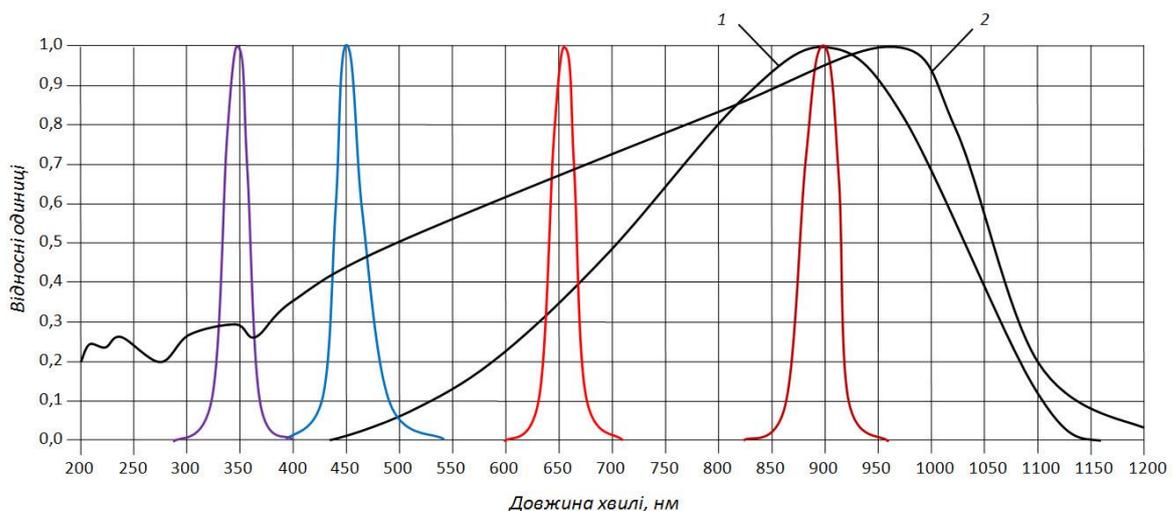


Рисунок 3.1 – Графіки спектральної чутливості фотодіодів ФД-9К (1) радянського виробництва та S2281 (2) фірми Hamamatsu

Як видно із графіку, японські фотодіоди S2281 (S1336 та S1337) [129] мають значно ширшу смугу спектральної чутливості, ніж ФД-9К, та можуть ефективно використовуватись для дослідження світлодіодів будь якої довжини хвилі (на рис. 3.1 додатково продемонстровані графіки випромінювання найбільш розповсюджених діапазонів у фототерапії). Їх спектральна чутливість в ультрафіолетовому та синьому діапазоні не нижча за 0,2 (20%) від максимальної. Крім того, існує вітчизняний аналог – фотодіод ФД-9К, який теж може бути корисний при дослідженні світлодіодів червоної та ближньої інфрачервоної частин спектру (наприклад для приладів Хвиля-М, Дюна-Т, Фотонні матриці Коробова). На відміну від описаних японських елементів, фотодіоди радянського виготовлення мають переваги для вітчизняних користувачів: низька ціна елементу та доступність. Що обумовлено значною розповсюдженістю елементів на території України та ближнього зарубіжжя.

Отже, можна зробити висновок, що для вимірювання енергетичної потужності випромінювання світлодіодів слід використовувати радіометричний метод з обмеженням довжин хвиль світловим діапазоном. У якості детектора можна використовувати фотодіоди радянського виготовлення ФД-9К для вимірювання у червоній та інфрачервоній частині спектру. У випадку необхідності вимірів у синій та ультрафіолетовій частині – слід обирати більш широкосмуговий фотодіод, наприклад S2281 [129].

Отже, обґрунтований вибір типу напівпровідникового широкосмугового фотодіоду у якості датчику дозволяє обрати метод вимірювання потужності випромінювання та реалізувати як комп'ютеризовану систему експериментального дослідження, так і сформувати бази даних про властивості випромінювачів.

## 3.2 Застосування мережевих технологій та комп'ютерних елементів для повірки одиничних випромінювачів

### 3.2.1. Повірка енергетичної потужності одиничного випромінювача.

Для вимірювання середньої потужності випромінювання можна використовувати наступну оптичну схему (рис. 3.2):

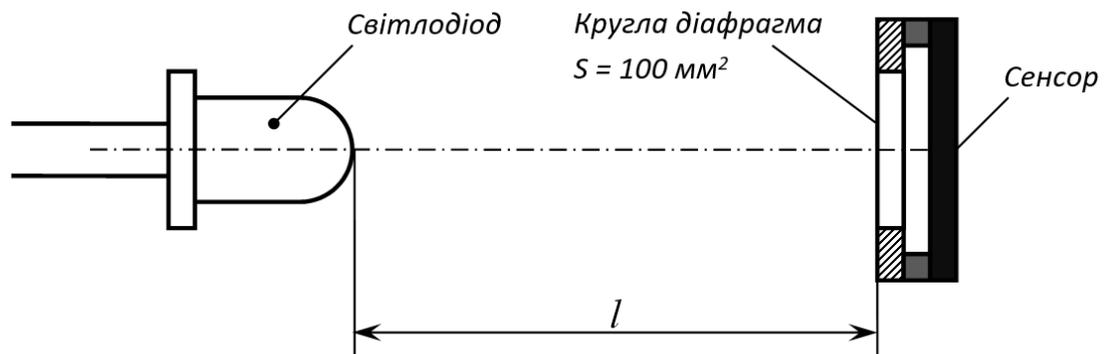


Рисунок 3.2 – Стандартна схема вимірювання середньої потужності випромінювання світлодіода, де  $l$  - відстань ( $l = 0.1$  або  $0.316$  м)

При використанні такої оптичної схеми, механічна вісь світлодіода повинна співпадати з віссю діафрагми. Вимірювання середньої потужності випромінювання може виконуватись методом порівняння.

Вимірювання виконуються шляхом порівняння з еталонним світлодіодом аналогічним спектральним та просторовим розподілом сили світла. Середня сила світла світлодіода  $I_{LED}$  визначається з наступного виразу:

$$I_{LED} = \frac{R}{R_0} I_{LED}^0,$$

де:

$I_{LED}^0$  та  $I_{LED}$  – середня сила світла еталонного та досліджуваного світлодіодів відповідно.  $R_0$  та  $R$  – сигнали фотометра для еталонного та досліджуваного світлодіодів відповідно.

Даний метод доцільно використовувати при вимірюванні значної кількості світлодіодів одного типу. Однак, при необхідності вимірювань



світлодіодів з різним спектральним або просторовим розподілом сили світла такий метод є нерациональним.

Дослідження проводиться на установці схема електрична якої представлена на рис. 3.3.

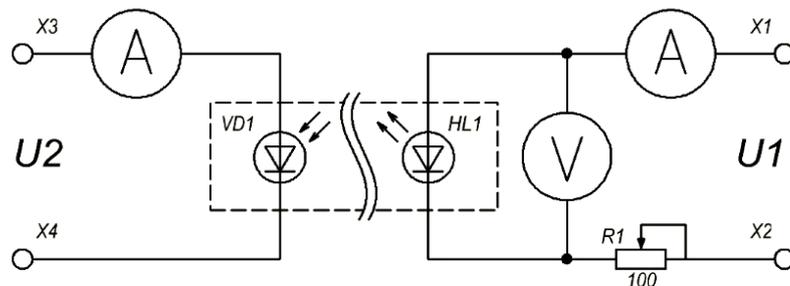


Рисунок 3.3 – Схема електрична принципова установки для дослідження світлодіодів

Установка представляє собою непрозорий циліндр діаметром 5,1 мм (на схемі позначений пунктирною лінією) на кінці якого кріпляться фотодіод *VD1* та світлодіод *HL1* таким чином, щоб нормаль до апертури фотодіода співпадала з нормаллю до апертури світлодіода. Довжина циліндру (відстань між світло- та фотодіодом) регулюється. Змінний резистор *R1* призначений для регулювання струму що проходить крізь світлодіод. Напруга живлення світлодіода *U1* та напруга живлення фотодіода *U2* беруться зі стабілізованого блоку живлення моделі БЗ-58. Вимірювальні прилади призначені для фіксації даних струму та напруги під час дослідів.

З метою автоматизації отримання та обробки даних була розроблена комп'ютеризована система на базі платформи Arduino, схема якої показана на рис. 3.4.

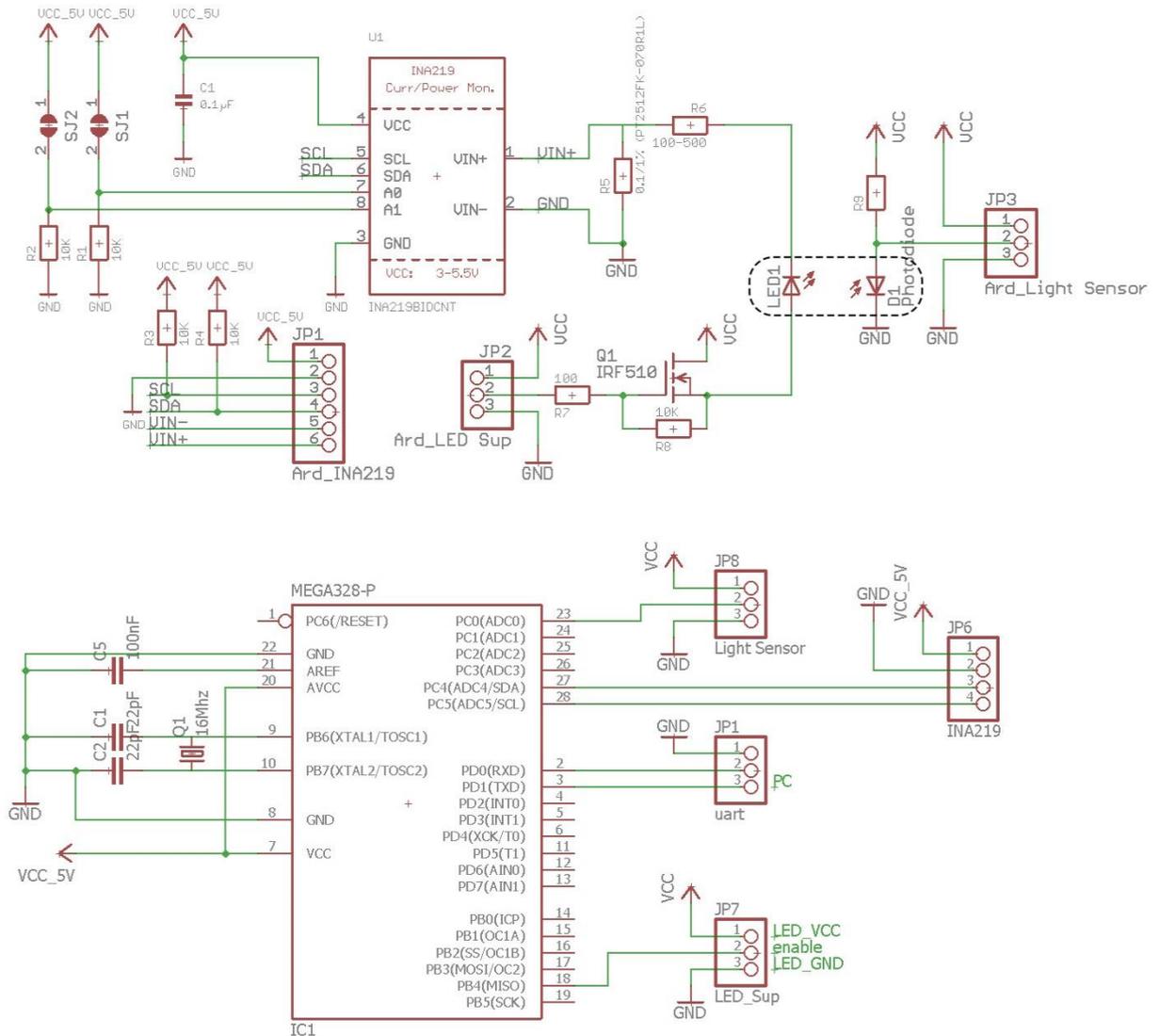


Рисунок 3.4 – Схема електрична принципова комп'ютеризованої системи перевірки енергетичної потужності точкового випромінювача

Отже, за допомогою розробленого стенду було проведено ряд досліджень для порівняння над'яскравих світлодіодів червоної (довжина хвилі 660 нм) та інфрачервоної (довжина хвилі 850нм) результати яких представлені на рисунках 3.5 та 3.6. Для зручності графічного відображення струмів фото- та світлодіода подано у відносних одиницях.

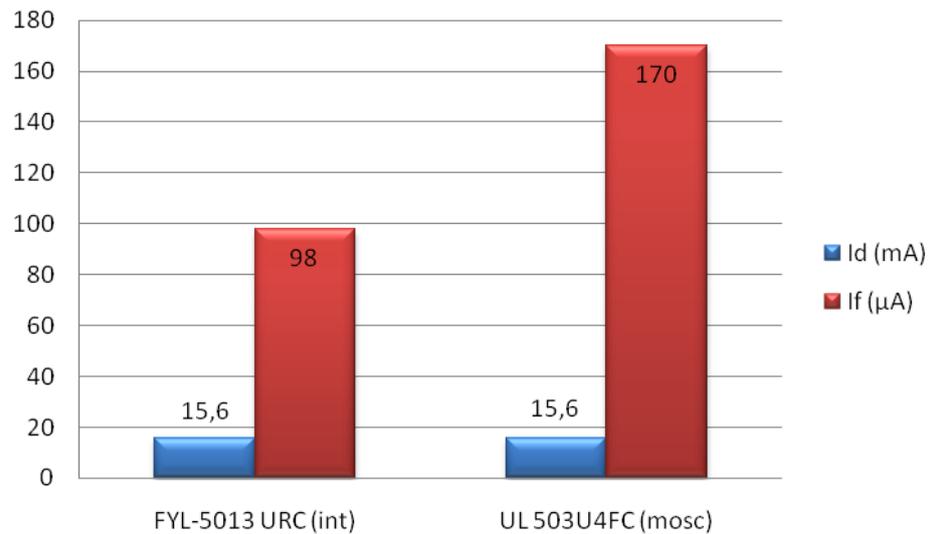


Рисунок 3.5 – Порівняльне дослідження червоних світлодіодів (660нм)  
FYL-5013 URC та UL 503U4FC

Якщо поставити за мету вибір випромінювачів із максимальним ККД, то слід зупинити вибір на світлодіоді UL 503U4FC, енергетична потужність якого, як видно з рисунку 3.5, перевищує потужність світлодіода FYL-5013 майже в два рази.

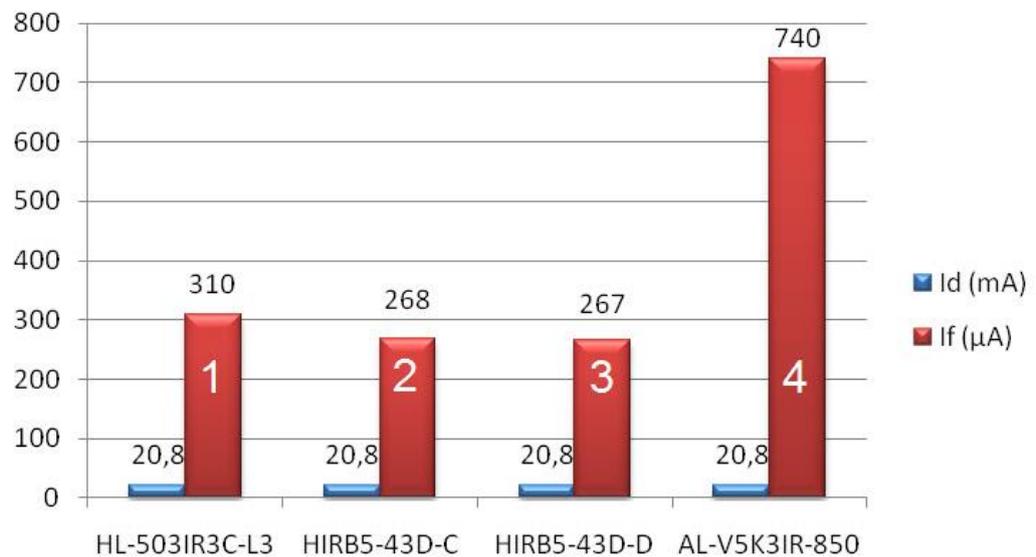


Рисунок 3.6 – Порівняльне дослідження інфрачервоних світлодіодів (850нм) HL-503IR3C-L3 (1), HIRB5-43D-C (2), HIRB5-43D-D (3), AL-V5K3IR-850 (4)

Результати досліджень інфрачервоних світлодіодів також однозначні. З точки зору ефективності випромінювання необхідно зробити вибір у бік світлодіода AL-V5K3IR-850.

Отже, можна зробити висновок, що запропонована система перевірки енергетичної потужності дозволяє виконувати порівняльний аналіз одиничних випромінювачів на основі кількісних характеристик випромінювання.

### **3.2.2. Перевірка енергетичної потужності та встановлення закону просторового розподілу випромінювання точкового випромінювача.**

Під час дослідження точкових випромінювачів вимірюють або середню, або повну потужність випромінювання. Вимірювання середньої потужності випромінювання може виконуватись трьома методами: методом порівняння, методом калібрування та методом спектрального корегування [130, 131].

Метод порівняння доцільно використовувати при вимірюванні значної кількості світлодіодів одного типу. Однак, при необхідності вимірювань світлодіодів з різним спектральним або просторовим розподілом сили світла такий метод є нераціональним.

При використанні методу калібрування радіометр потрібно відкалібрувати за спектральним коефіцієнтом перетворення по спектру еталонного джерела типу А [132]. Відносна спектральна чутливість радіометричної головки і відносні спектральні розподілення потужності випромінювання світлодіодів повинні бути відомі. Однак використання такого методу ускладнене необхідністю використання лампи типу А у якості еталонного джерела.

Використання методів вимірювання середньої потужності випромінювання мають перевагу в тривалості процесу та простоті виконання. Однак, їх використання може призводити до значних похибок пов'язаних з припущенням, що просторовий розподіл сили світла світлодіода рівномірний. Ступінь даної невідповідності значно збільшується при дослідженні світлодіодів з малим кутом світіння [133].

На сьогоднішній день використовуються два принципово різних метода вимірювання повного світлового потоку напівпровідникових випромінювачів: гоніометричний та метод «інтегруючої сфери» [134].

Метод «інтегруючої сфери» є достатньо точним і дозволяє проводити виміри світлового потоку джерела з довільним розподілом випромінювання в навколишньому просторі. Виходячи із теорії фотометричного шару [135] світловий потік, що розсіюється внутрішньою стінкою, розподіляється по ній рівномірно. Якщо всередину порожнистої сфери (стінка якої має коефіцієнт відбиття  $\rho = \text{const}$ ) помістити джерело  $S$  що випромінює світловий потік  $F$ , то відбитий від стінки потік створить у всіх точках однакову освітленість  $E_L$ .

Однак, даний метод має значний недолік при його використанні для вимірювання світлодіодів з вузьким спектральним діапазоном випромінювання (усі кольорові світлодіоди). Недолік полягає у необхідності зменшення або усунення похибки корегування та систематичної похибки пов'язаної з переходом від каліброваного джерела світла типу А. Тобто необхідні розрахунки поправочних коефіцієнтів для кожного типу світлодіоду та його режиму роботи. Крім того, метод «інтегруючої сфери» призначений для виміру повного світлового потоку світлодіоду (в межах  $180^\circ$ ), а це недоцільно для фототерапевтичних задач з точки зору закону відбиття/заломлення світла.

Більшість виробників електромагнітних випромінювачів, в якості способу визначення просторового розподілу сили світла, використовують гоніометричний метод. Суть цього методу полягає в покроковій фіксації значень сили світла випромінювача при його повороті на відомий кут. Зменшення похибки вимірювань та отримання найбільш достовірного просторового розподілу можливо при мінімальному значенні кроку кута повороту випромінювача відносно сенсора та при умові екранування від зовнішнього опромінювання.

За допомогою гоніометра одночасно вимірюються просторовий розподіл та осьова сила світла. Результат досліджень визначається за допомогою

індикатрис випромінювання великого числа площин ( $n \cdot I\nu(\Theta)$  при  $n \rightarrow \infty$ ) і наступним обчисленням середнього значення [135]. Цей метод не вимагає еталонних випромінювачів і є найбільш точним в порівнянні з методом вимірювання в інтегральному фотометрі.

До недоліків даного методу можна віднести тривалість вимірювання, особливо при використанні малого кутового кроку. Однак даний недолік можна усунути якщо автоматизувати процес вимірювання реалізуючи комп'ютеризовану технологію виміру та передачі даних за допомогою підключення до прийомо-передаючих мережевих елементів.

Отже, обрано гоніометричний метод вимірювання просторового розподілу сили світла, що модифіковано з урахуванням сучасного стану розвитку комп'ютерних елементів та бездротових мережевих технологій.

Для більшості гоніометрів прийнята схема, за якою рухливим елементом виступає фотодіод, така схема вважається більш точнішою, оскільки при ручному переміщенні похибка ціни поділки для фотодіоду менше ніж у схемі з рухливим випромінювачем. Однак забезпечити автоматизоване переміщення фотодіоду по коловій траєкторії значно складніше ніж обертати вісь закріпленого світлодіода із малим кроком. Крім того, рухливі елементи на поверхні півсфери ускладнюють виготовлення корпусу та екранування від зовнішнього світла [16].

Отже, пропонується розробити автоматизовану комп'ютеризовану систему для перевірки просторового розподілу сили світла, яка буде без додаткової участі оператора виконувати поступове дискретне переміщення випромінювача (або приймача) у двох взаємно перпендикулярних площинах (наприклад  $X$  та  $Y$ ) з відносно малим кутом повороту вектора випромінювання за один крок. При цьому буде виконуватись автоматизоване знімання характеристик з фотоприймача на кожному кроку (в межах 180 градусів). Отримані дані про місцезнаходження (тобто про кут вектора випромінювання) випромінювача (чи приймача) та дані, що знімаються з приймача мають

передаватись до персонального комп'ютера, зберігатись та формувати обраний тип файлу (IES файл).

Функціональна схема пропонованої комп'ютеризованої системи представлена на рис. 3.7.

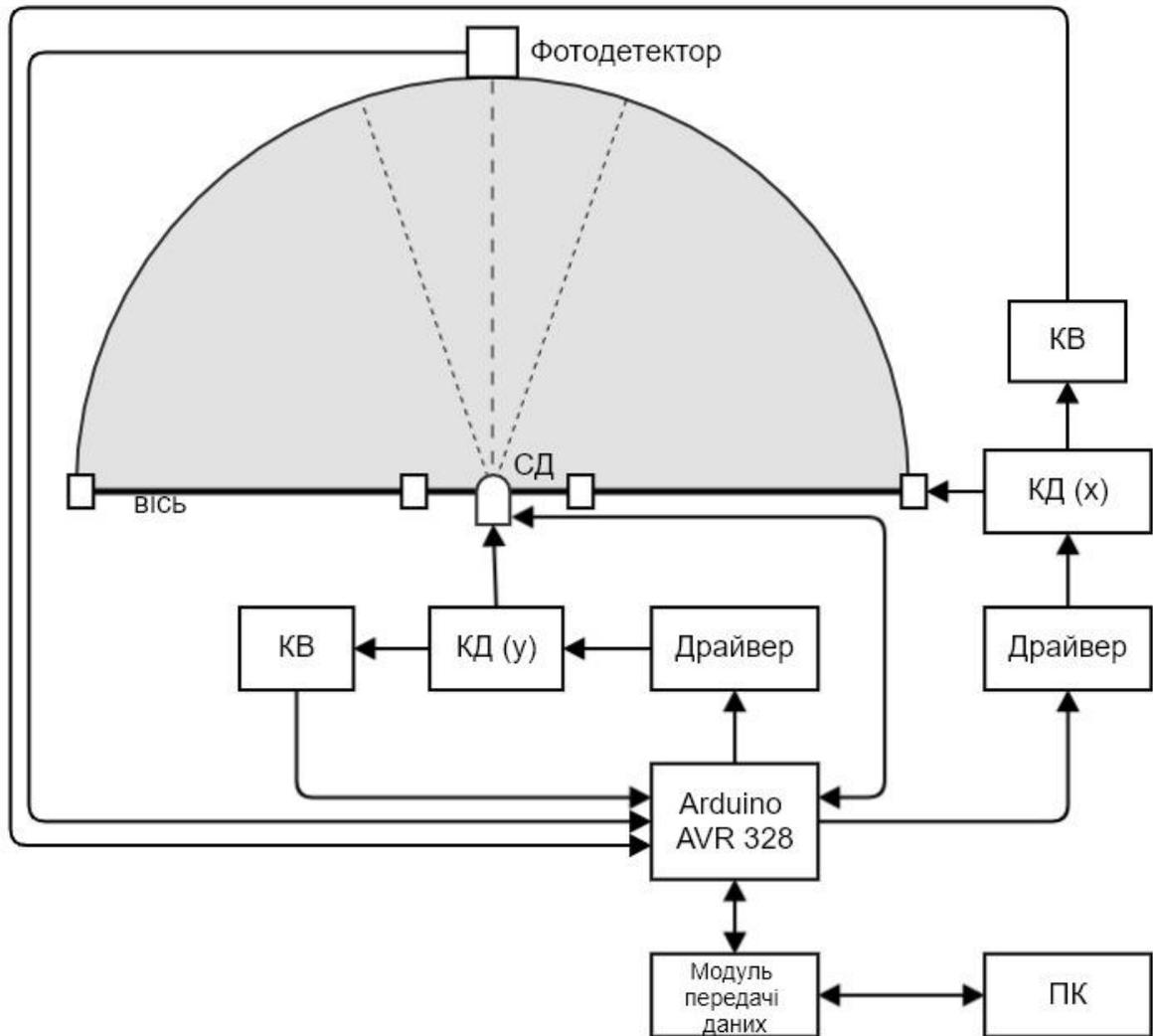


Рисунок 3.7 – Функціональна схема автоматизованої комп'ютеризованої системи вимірювання просторового розподілу сили світла точкового випромінювача

Як видно з рис. 3.7, комп'ютеризована система складається з: персонального комп'ютера, модуля передачі даних, платформи Arduino, крокових двигунів (КД<sub>x</sub> та КД<sub>y</sub>), драйверів крокових двигунів, кінцевих вимикачів (КВ), світлодіода (досліджуваній точковий випромінювач),

фотодетектора (приймач), корпусу у вигляді напівсфери (екран від зовнішнього світла).

Схема електрична принципова підключення точкового випромінювача (LED1) який досліджується показана на рис. 3.8.

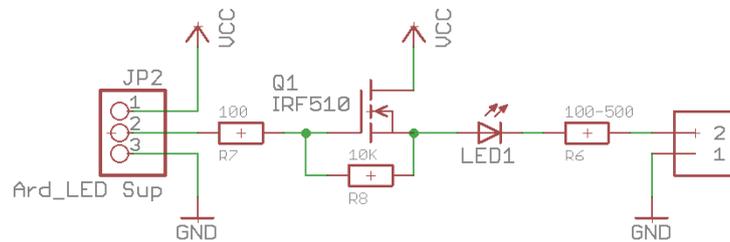


Рисунок 3.8 – Схема підключення досліджуваного світлодіода

Як показано на рис. 3.8, схема електрична принципова складається з досліджуваного світлодіода (LED1), польового транзистора (Q1) який виконує функцію вимикача для світлодіода (тобто працює в режимі ключа). Використання такого рішення дозволяє значно розширити спектр можливих досліджуваних світлодіодів, бо не завжди напруга живлення світлодіодів може співпадати з напругою живлення платформи Arduino. Вибір типу польового транзистора виконується відповідно до напруги «відкриття», тобто такий транзистор має спрацьовувати від логічних рівнів напруги, такі транзистори маркуються додатковим позначенням Logic Level. Зі сторони затвора польового транзистора встановлюється підтягуючий резистор. Він необхідний для утримання низького рівня напруги на затворі транзистора при відсутності сигналу високого рівня від Arduino. Це унеможливує хибні спрацювання. Встановлення резистора в розрив з боку платформи Arduino (R7), обумовлене необхідністю захисту платформи Arduino від можливих викидів напруги в моменти вимикання польового транзистора. Резистор R6 використовується для обмеження максимального струму світлодіода. Контакти 1 та 2 слугують розривом для підключення модуля вимірювання напруги та струму який протікає через світлодіод.



Для відтворення високої достовірності отриманих результатів дослідження необхідно під час експерименту контролювати напругу живлення та струм світлодіода, було прийняте рішення про використання модуля виміру напруги та струму на базі мікросхеми INA219 [136]. Електрична схема модуля INA219 показана на рис. 3.9.

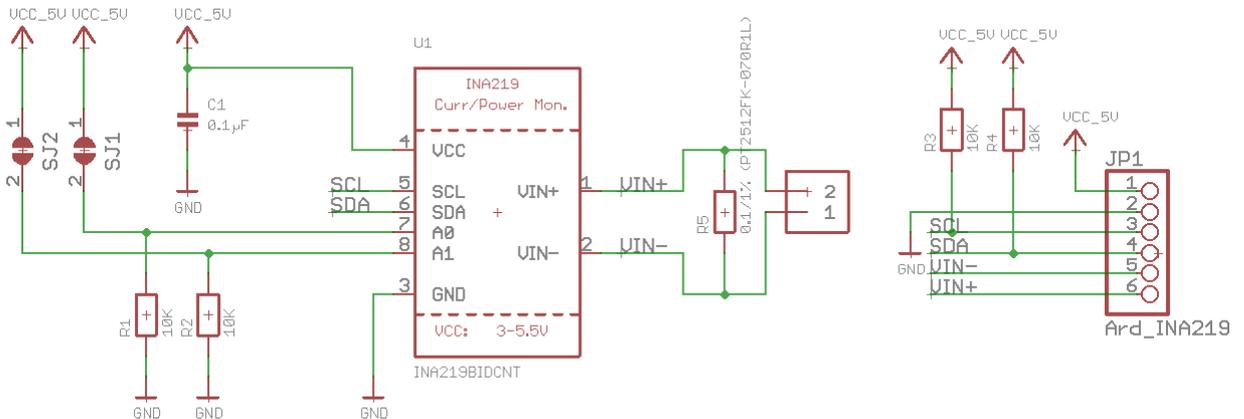


Рисунок 3.9 – Електрична принципова схема модуля виміру струму та напруги INA219

До складу обраного модуля входить прецизійний резистор (R5) з опором 0,1 Ом, який слугує шунтом та сама мікросхема INA219, яка по чергово (за рахунок внутрішнього перемикача) вимірює струм і напругу та передає одержані дані до платформи Arduino по протоколу I2C [98]. Джампери SJ1 та SJ2 необхідні для зміни адресації даної мікросхеми.

Випромінювання світлодіода реєструється фотоприймачем який знаходиться на поверхні півсфери. Схема підключення фотодетектора показана на рис. 3.10.

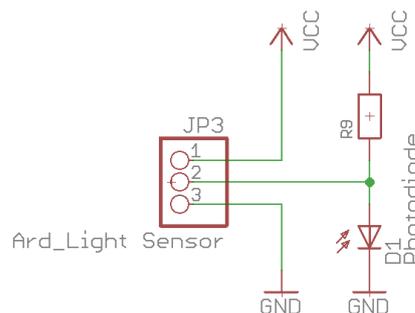


Рисунок 3.10 – Схема підключення фотодіода до платформи Arduino

Номинал резистора R9 обирається із розрахунку половини максимального робочого струму фотодіода для довжини хвилі випромінювання світлодіода при очікуваній максимальній освітленості. Вибір фотодіода виконується за спектральними характеристиками та апертурою. Для інфрачервоної та ближньої інфрачервоної частин спектра можна використовувати фотодіод ФД-7К.

Схема стабілізації напруги 5В для живлення Arduino та інших модулів показана на рис. 3.11.

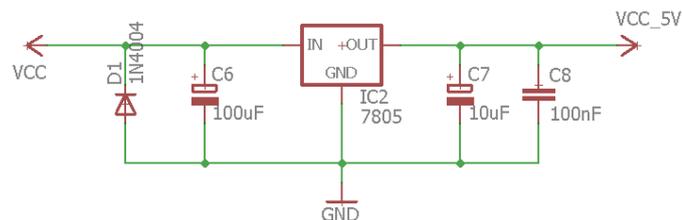


Рисунок 3.11 – Схема стабілізації напруги 5В

Основним елементом схеми виступає мікросхема 7805 яка обмежує максимальну напругу на виході на рівні 5В. Конденсатори С6-С8 використовуються для усунення ймовірних частотних завад від джерела живлення та забезпечення стабільного живлення навіть при короткотермінових стрибкоподібних зростаннях струму живлення.

Для забезпечення обертальних рухів випромінювача відносно площини Х та Y доцільно використовувати крокові двигуни. Застосування крокових двигунів обумовлено, перш за все, їх поширеністю, низькою вартістю, а також вони дозволяють отримувати точне позиціонування без використання зворотного зв'язку від датчиків кутового положення. Були обрані двигуни з серії Nema17 з кроком 0,9 градусів через їх доступність, точність та високу якість виготовлення. Кількість цілих кроків при обертанні на кут 180° складає 200 ітерацій.

Щоб отримати спрямований впорядкований рух крокового двигуна, потрібне використання контролера, що передає імпульси на фазні котушки двигуна у чіткій послідовності. Однак, для ефективного перетворення електричної енергії в кінетичну, потрібний окреме пристрій, здатний забезпечувати кроковий двигун більш високими потужностями від окремого джерела живлення. Дану функцію виконують драйвери крокових двигунів. Був обраний драйвер A4988 який розроблено американською компанією Pololu на базі мікросхеми Allegro A4988. На сьогоднішній день даний драйвер вважається стандартизованим форм-фактором для драйверів крокових двигунів невеликої потужності.

Схема підключення основних блоків, у тому числі драйверів крокових двигунів та кінцевих вимикачів до платформи Arduino показано на рис. 3.12.

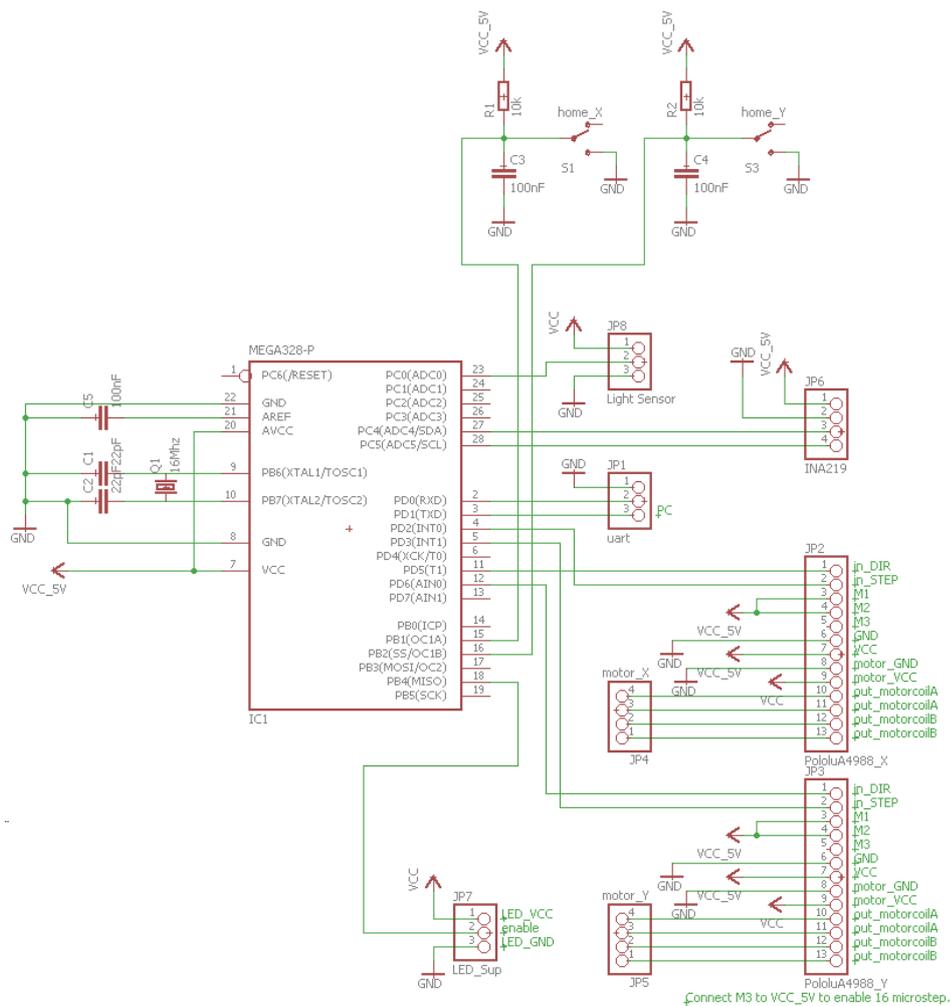


Рисунок 3.12 – Схема підключення основних модулів до платформи Arduino

Основним елементом платформи Arduino виступає 8-ми бітний мікроконтролер Mega328 від компанії AVR. Кінцеві вимикачі `home_X` та `home_Y` підключаються до цифрових виводів мікроконтролера і слугують засобами знаходження початкової точки вимірювання (руху світлодіода), наприклад,  $-90^\circ$  для осі X.

Підключення датчика струму та напруги INA219 виконується до портів SDA та SCL, оскільки даний датчик передає дані за протоколом I2C. Дані від фотодіода надходять до аналогового входу ADC0. Команди про переміщення двигунів (`step` та `dir`) мікроконтролер надсилає з цифрових виводів так само як надсилає команди вмикання/вимикання до світлодіода. Передача даних до персонального комп'ютера та отримання команд з нього виконується через серійний порт (uart).

З метою створення корпусу півсфери та тримачів основних механічних елементів була розроблена просторова модель стенду для досліджень у програмному пакеті Onshape [137]. Зовнішній вигляд моделі продемонстрований на рис. 3.13.

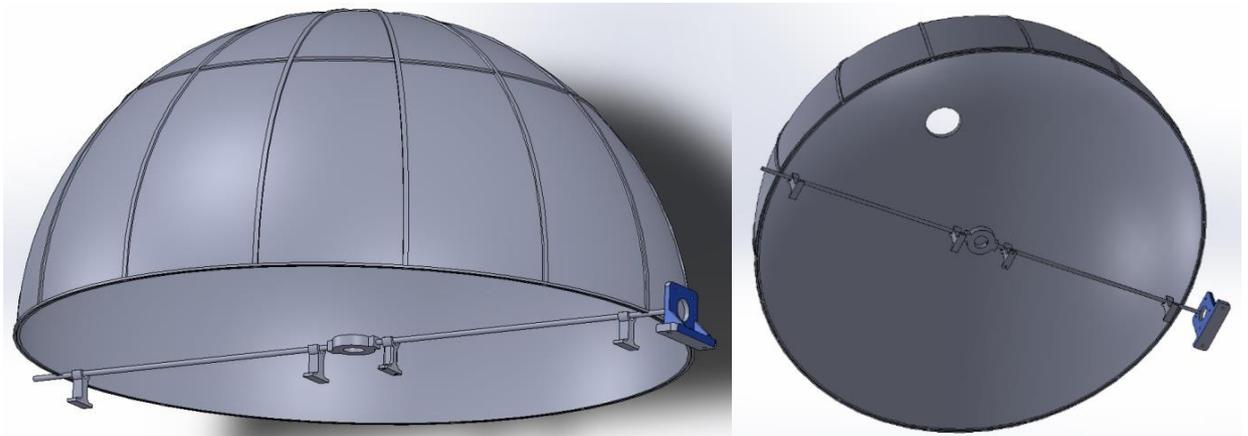


Рисунок 3.13 – Просторова модель півсфери та основних механічних вузлів виконана в програмному пакеті Onshape

На даній моделі не відображені крокові двигуни, підшипники, муфти, зустрічне кріплення півсфери, світлодіод та фотодіод. Отримана модель була

роздрукована на 3D-принтері з пластику PLA чорного кольору з товщиною сопла 0,6 мм та висотою шару 0,25 мм.

Для зберігання інформації про фотометричні характеристики світловипромінюючих приладів використовуються спеціальні формати файлів. Одним з найпоширеніших форматів є IES. IES був розроблений Світлотехнічним Товариством Північної Америки (Illuminating Engineering Society of North America, IESNA) і в даний час є найбільш поширеним форматом цифрової передачі фотометричних даних [138]. Він широко використовується багатьма виробниками світлотехнічної продукції і сумісний з усіма професійними програмами, пов'язаними з розрахунком освітлення, такими як 3D Max, DIALux, Relux, Light-in-Night, Calculux та інші. На підставі пробних експериментів та порівнянь реалізацій форматом файлів обрано IESNA.

З метою оптимізації спрощення подальшої обробки та візуалізації отриманих результатів досліджень був розроблений алгоритм та написано програмний код який виконує формування файлу IES де записуються не лише дані про просторовий розподіл сили світла, а і додатково формат, дані про хід вимірювання, інформація про джерело, залежності джерела, дата дослідження та інші.

Експериментальні спроби реалізувати роботу системи засвідчили, необхідність застосувати алгоритм із виконанням передумов стабілізації сили струму джерела та встановлення нульового положення двигуна.

Алгоритм роботи апаратної частини зведено до послідовності наступних дій наступний:

- Після перезапуску виконати налаштування сили струму на світлодіоді та встановити нульове положення крокового двигуна.
- Після встановлення “домашнього” положення, потрібно виконати поворот на 180 градусів проти годинникової стрілки.

- Під час повороту потрібно кожні 0,9 градусів виконувати зчитування даних з фотодіоду та відправляти їх в СОМ-порт.
- Після завершення зчитування потрібно зробити поворот на 90 градусів за годинниковою стрілкою та вимкнути кроковий двигун.

Для керування кроковим двигуном була вибрана бібліотека AccelStepper.

```
void setup() {
  /* Pin Settings Block */
  pinMode(EN_PIN, OUTPUT);
  pinMode(LIM_SWITCH, INPUT_PULLUP);
  pinMode(DIODE_PIN, INPUT);
  pinMode(START_BUTT, INPUT_PULLUP);
  pinMode(LED_PIN, OUTPUT);

  Serial.begin(115200);

  /* LED Control And Manual Current Adjustment */
  digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
  delay(100);

  //Serial.print("Waiting for manual current correction");
  while (digitalRead(START_BUTT) == false) {
    //Serial.print(".");
  }
  //Serial.println("");

  /* Homing procedure */
  stepper_x.setMaxSpeed(MAX_SPEED);
  homing();

  /* 180 degree turn */
  stepper_x.move(angleToSteps(-180));
}
```

Рисунок 3.14 – Фрагмент програми, що реалізує функцію setup()

В функції setup виконується налаштування портів вводу виводу, Всі кнопки підключено як INPUT\_PULLUP (рис. 3.14), це зроблено для того щоб запобігти невизначений стан порту. Далі встановлюємо швидкість 115200

бод/с для СОМ-порта та вмикаємо світлодіод, після цього чекаємо натискання START\_BUTT, що свідчитиме про те, що користувач завершив налаштування сили струму на світлодіоді. Наступним ми задаємо максимально можливу швидкість для нашого крокового двигуна та розпочинаємо процес встановлення «домашньої» позиції (рис. 3.15).

```
void homing() {  
  
    //Serial.println("Homing Started");  
    /* Move CW until limit switch triggered */  
    stepper_x.setSpeed(FAST1);  
    moveUntilLim();  
  
    stepper_x.setAcceleration(160);  
    stepper_x.move(-10 * STEPS_MODE);  
    //Serial.print("Moving forward...");  
    while (stepper_x.run()) {  
        //Serial.print(".");  
    }  
    //Serial.println("");  
  
    stepper_x.setSpeed(MEDIUM0);  
    moveUntilLim();  
  
    stepper_x.setCurrentPosition(0);  
    //Serial.println("Homing finished");  
  
}  
  
void moveUntilLim() {  
  
    while (digitalRead(LIM_SWITCH) == false) {  
        stepper_x.runSpeed();  
    }  
}
```

Рисунок 3.15 – Фрагмент програми, що реалізує функцію homing()

Для знаходження нульової позиції використаний кінцевий вимикач. Спочатку вмикаємо двигун на високій швидкості та чекаємо поки він дійде до кінцевого вимикача, потім, для того щоб точно встановити нульову позицію, повертаємо двигун на декілька кроків в зворотному напрямі і вже з меншою швидкістю виконуємо натискання кінцевого вимикача та встановлюємо нульову позицію через метод `setCurrentPosition(0)` класу `AccelStepper` (рис. 3.16).

```
double angleToSteps(int angle) { return (double)(angle / 1.8) * STEPS_MODE; }
double stepsToAngle(int steps) { return (double)(1.8 / STEPS_MODE) * steps; }
```

Рисунок 3.16 – Фрагмент програми, що реалізує конвертацію кроків

Для того щоб далі в кодї вказувати кути замість кількості кроків, були написані дві додаткові функції які конвертують кроти в кути та навпаки. Нема17 за один крок робить поворот на 1.8 градуса, тому наприклад якщо ми хочемо перевести 180 градусів в кроки нам потрібно розділити  $180 / 1.8$ , це буде дійсним якщо двигун працює в повно кроковому режимі, тобто за 1 крок він робить 1.8 градуса, проте далі нам буде потрібна більша точність, тому в нашому конкретному випадку він працює з кроком  $1/16$ , змінна `STEPS_MODE` містить налаштування для різних режимів роботи. Тому, в нашому випадку 180 градусів це  $1600$  кроків  $((180 / 1.8) * 16)$ .

В функції `loop` нам потрібно зчитувати значення з фотодіоду кожні 8 кроків, для цього додана змінна `previousStepp`, яка містить попередній крок, і якщо різниця між поточним кроком та минулим рівна 8 то виконуємо зчитування даних з фотодіоду, відправку даних в ком-порт та оновлення змінної `previousStepp` (рис. 3.17).



```

void loop() {

  if (stepper_x.distanceToGo() == 0 && executed != true) {
    stepper_x.move(angleToSteps(90));
    enableStepper(EN_PIN);
    executed = true;
  }

  stepper_x.run();

  if ( executed != true) {

    if ( -stepper_x.currentPosition() - previousStepp >= readingInterval) {
      Serial.print(stepsToAngle(-stepper_x.currentPosition()));
      Serial.print(";");
      Serial.println(analogRead(DIODE_PIN));

      previousStepp = -stepper_x.currentPosition();
    }
  }

  if ( !stepper_x.isRunning() ) {
    disableStepper(EN_PIN);
  }
}

```

Рисунок 3.17 – Фрагмент програми, що реалізує функцію loop()

Дані відправляються в форматі angle;diodeValue, де angle – це поточний кут та diodeValue дані зчитані з фотодіоду. Такий запис дозволяє дуже легко обробляти дані. Наприклад, дані з ком порта можливо одразу копіювати наприклад в Excel, та використовуючи “Майстер розподілу тексту по стовпцях” розділити його на два стовпця (рис. 3.18).

Змінна executed містить стан виконання повороту. Після повороту на 180 градусів, про це свідчить метод distanceToGo, що повертає кількість кроків до цілі, і якщо кроковий двигун виконав мету, то метод повертає 0, – то тоді ми змінюємо напрям і робимо поворот на 90 градусів.

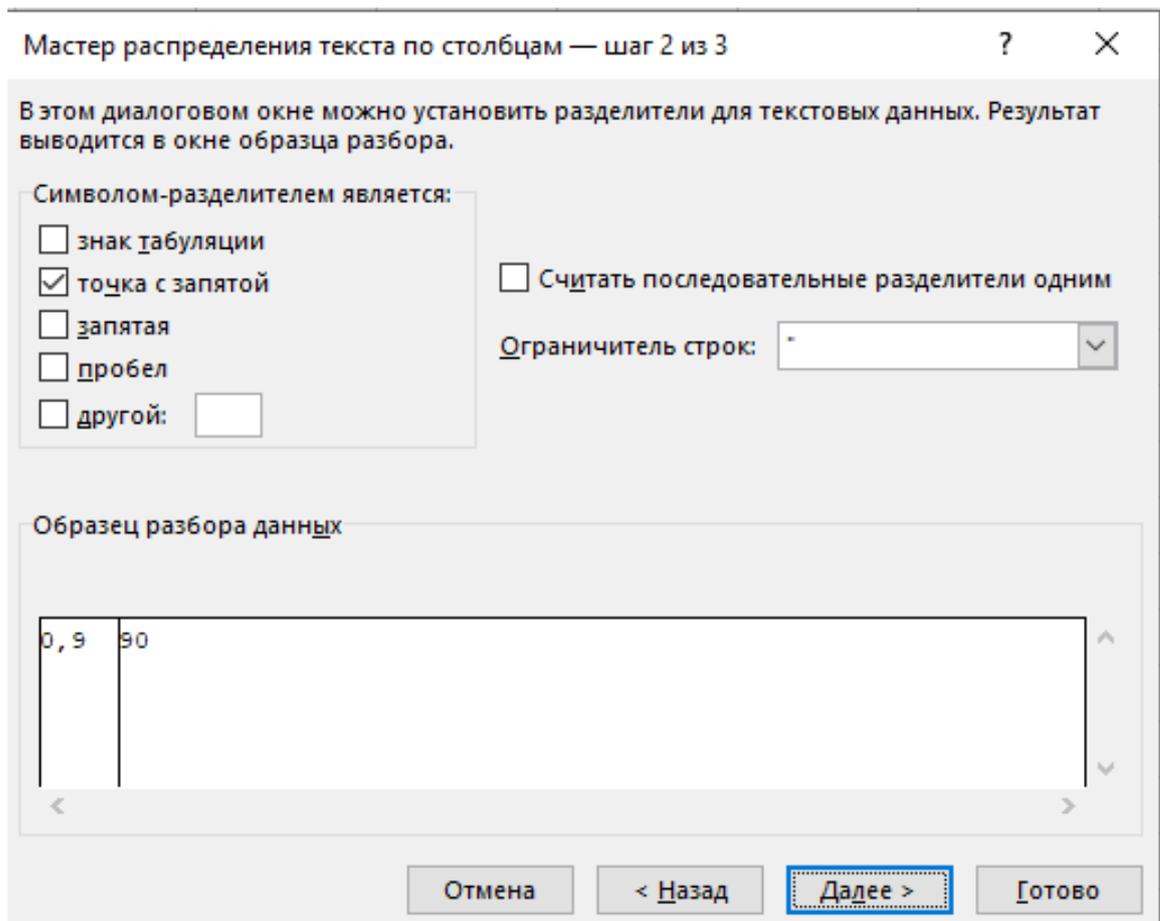


Рисунок 3.18 – Зображення екрана обробки даних СОМ-порта за допомогою  
 “Майстер розподілу тексту по стовпцях” Excel

Після виконання всіх цілей метод `isRunning` поверне 0, що свідчить про те що можна вимкнути двигун щоб запобігти перегрів драйверу крокового двигуна. Для вмикання та вимикання використовується функція `enableStepper` та `disableStepper` (рис. 3.19).

```
void enableStepper(int enablePin) { digitalWrite(enablePin, 0); }
void disableStepper(int enablePin) { digitalWrite(enablePin, 1); }
```

Рисунок 3.19 – Фрагмент програми, що реалізує функції вмикання та  
 вимикання двигуна

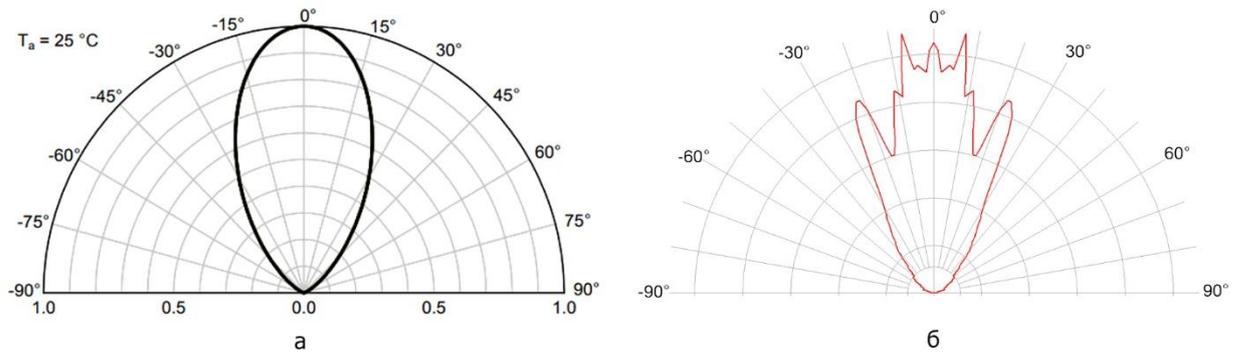


Рисунок 3.20 – Просторовий розподіл сили світла світлодіода: а – графік наданий виробником; б – візуалізація результатів вимірювання

Відмінність результатів, що отримано у ході експерименту у порівнянні з даними наданими у технічній документації на світлодіод китайського виробництва представлено на рисунку 3.20. Як видно з рисунку просторовий розподіл сили світла не носить плавний характер зростання значення інтенсивності, а має декілька пікових перепадів на кутах  $20^\circ$  та  $8^\circ$ .

Отже, запропонована система перевірки просторового розподілу світлодіодів задовільняє поставленим вимогам та значно прискорює отримання IES-файлу на відміну від систем з ручним керуванням.

### 3.2.3. Перевірка спектрального складу випромінювання точкового випромінювача.

Однією з визначальних характеристик електромагнітного випромінювання є ступінь відповідності спектрального складу випромінювання максимуму поглинання, або, іншими словами – максимуму терапевтичного ефекту [77-80]. Додатково, спектральний склад пов'язаний з глибиною проникнення випромінювання у внутрішні шари біотканини [45, 48, 52]. Отже, точне визначення довжини хвилі випромінювача одна з основних задач перевірки фототерапевтичних приладів.

Є кілька методів вимірювання спектрального складу випромінювання, але найчастіше використовують колориметричний, фотометричний або спектро-радіометричний методи вимірювання.

**Колориметричний метод** передбачає вимір світла від об'єкту за допомогою датчика з трьома фільтрами. Зазвичай спектральна чутливість датчика оптимізована так, щоб вона співпадала з спектральною чутливістю людського ока. Вихідний сигнал дається в координатах кольору X, Y, Z Комісії CIE (Commission International de l'Eclairage).

При **фотометричному методі** використовується кілька датчиків, що визначають колір у великій кількості вузьких діапазонів. Вузькі діапазони отримуються шляхом використання різних світлофільтрів. Потім комп'ютер обчислює координати кольору в кожному діапазоні і інтегрує отримані дані.

Реалізацію перших двох методів можна зустріти в датчиках кольору, що з успіхом використовуються в таких сферах як: промислова автоматика, побутова техніка, світлодіодне підсвічування РК – дисплеїв, вимірювання кольору в медичному обладнанні [139]. Однак використання такого типу датчиків та методів для визначення довжини хвилі світлодіодів що використовуються у фототерапії є недоцільним з огляду на ширший спектральний діапазон.

**Спектро-радіометричний метод** будується на ефекті розкладення електромагнітної хвилі на складові частини шляхом використання призми або дифракційної решітки (рис. 3.21). Найчастіше використовують один з двох методів вимірювання: на відбиття і на пропускання.

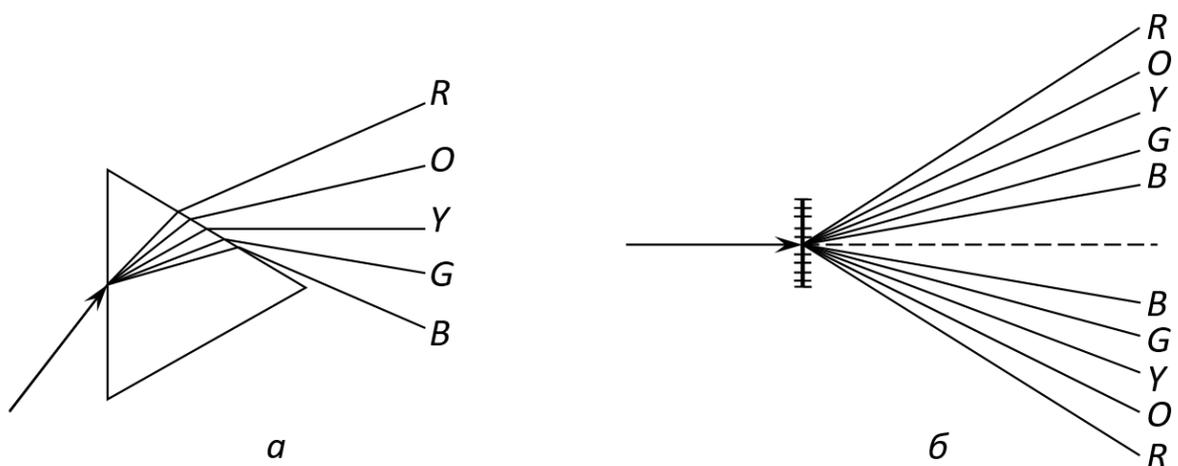


Рисунок 3.21 – Розкладення білого світла призмою (а) та дифракційною решіткою (б) на пропускання

При проходженні монохроматичного (та умовно монохроматичного – до  $\pm 20$  нм) світла крізь дифракційну решітку, можна спостерігати окрім максимуму, додаткові кольорові плями першого, другого і т. д. порядку (рис. 3.22).

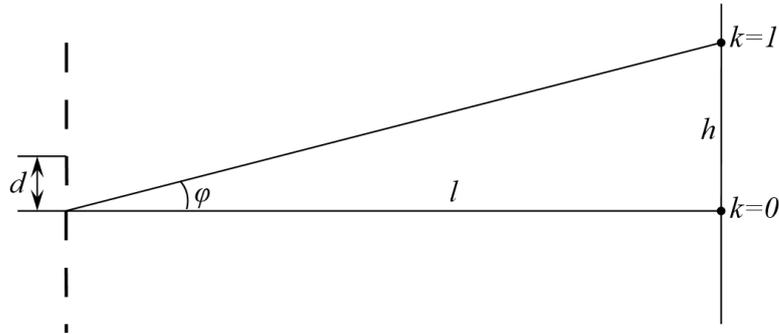


Рисунок 3.22 – Накладення світлових хвиль (отримання максимумів) монохроматичного світла при проходженні крізь дифракційну решітку

З теоретичної точки зору, максимуми будуть знаходитись під кутом  $\varphi$  за наступною умовою:

$$d \cdot \sin \varphi = k\lambda$$

де:

$d$  – період дифракційної решітки;

$k$  – число, що показує порядок інтерференції ( $\pm 1, \pm 2, \pm 3$  і т.д.);

$\lambda$  – довжина електромагнітної хвилі.

Оскільки значення кута ( $\varphi$ ) достатньо мале, тоді при наближенні:

$$\sin \varphi = \operatorname{tg} \varphi$$

Відомо, що:

$$\operatorname{tg} \varphi = h / l,$$

де:

$h$  – відстань між максимумами;

$l$  – відстань від дифракційної решітки до екрана.

Отже отримуємо:

$$\lambda = d \cdot h / l \cdot k.$$

Достатньо високої точності у визначенні довжини хвилі можна досягти при великих значеннях  $l$  (та  $h$ ). Однак, задоволення таких умов створює ряд складнощів при застосуванні даного методу для світлодіодів, а саме значні габаритні розміри дослідного обладнання та значні втрати енергії електромагнітних хвиль при проходженні значних відстаней. Дані недоліки можна усунути при використанні увігнутих дифракційних решіток (що працюють на відбиття). З метою автоматизації процесу визначення довжини хвилі доцільно використати гібридну фотодіодну лінійку [140].

З метою автоматизації та підвищення точності повірки точкових напівпровідникових випромінювачів запропоновано використання комп'ютеризованої системи на базі одноплатного комп'ютера (що показана на рис. 3.23). В даному випадку використовується спектро-радіометричний метод у поєднанні з можливостями обробки цифрових зображень отриманих від ПЗЗ матриці.

Для визначення довжини хвилі необхідно знати масштаб отриманого зображення, який визначається фокусною відстанню  $F$  об'єктива фотоапарата та розміром пікселя  $L$  матриці. Крім того, необхідно виміряти зміщення зображень що відповідають довжині хвилі випромінювача (відстань між характерними точками максимумів  $h_\lambda$ ).

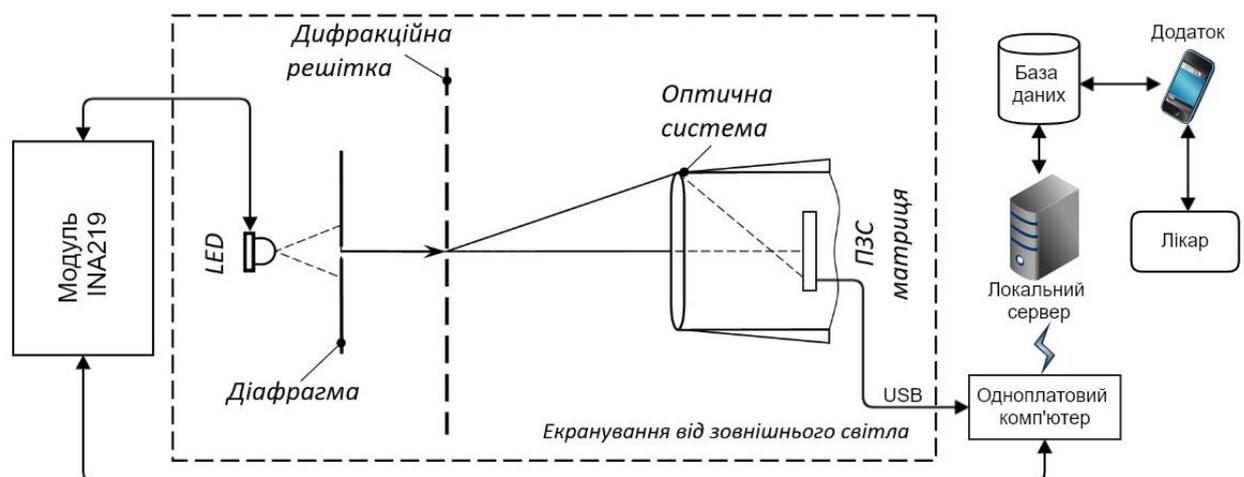


Рисунок 3.23 – Комп'ютеризована система отримання зображення для визначення довжини хвилі точкового напівпровідникового випромінювача

Як показано вище, максимуми будуть спостерігатися під кутом  $\varphi$  за умови (11). З виразу (11) та (12) отримуємо:

$$\sin\left(\arctan\left(\frac{L \cdot h_\lambda}{F}\right)\right) = \frac{L \cdot h_\lambda}{F}$$

$$\lambda = \frac{(d \cdot \sin(\varphi))}{k} = \frac{L \cdot d \cdot h_\lambda}{k \cdot F}$$

Усі основні складові отриманого виразу відомі з характеристик ПЗЗ матриці та оптичної системи, до вимірюваної величини відноситься лише  $h_\lambda$ . Виміри величини  $h_\lambda$  доцільно проводити в графічному редакторі, наприклад Photoshop, за допомогою інструмента «лінійка», попередньо виставивши одиниці вимірювання «пікселі». Для підвищення точності вимірювання (особливо широкосмугових випромінювачів) слід працювати в різних каналах (RGB), виконати декілька вимірювань та усереднити отримані значення.

Приклад обробки отриманого зображення у графічному редакторі показаний на рис. 3.24.

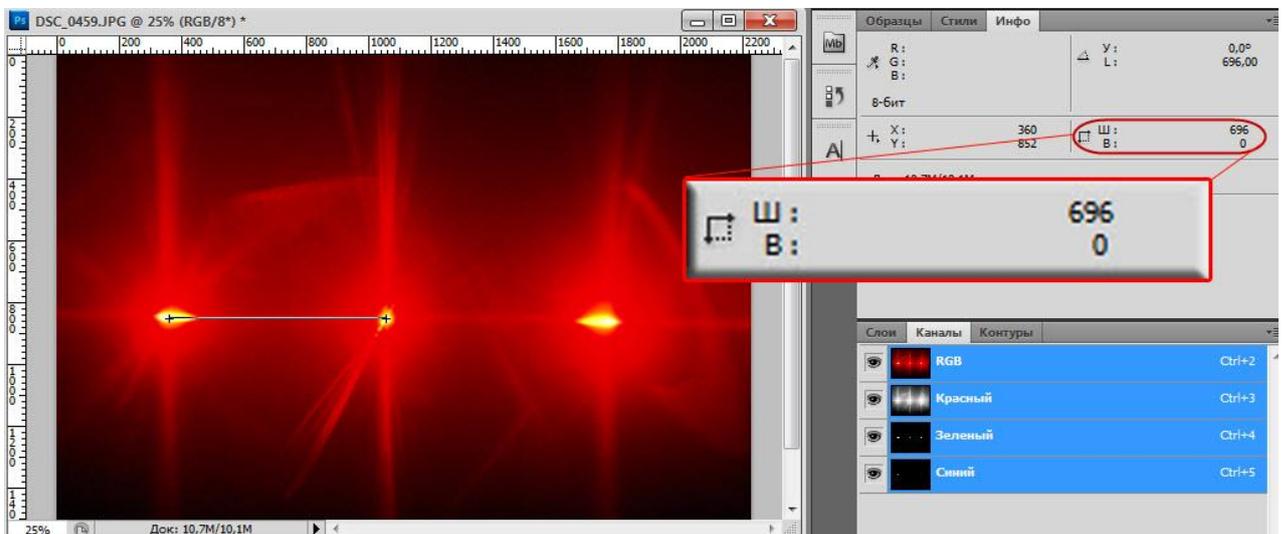


Рисунок 3.24 – Визначення відстані між максимумами у графічному редакторі Photoshop версії CS5 (demo)

### 3.2.4 Вимірювання поверхневого розподілу опромінювання матричних випромінювачів в режимі реального часу

Як було зазначено у пункті 3.1.1 даного дослідження за допомогою гоніометра одночасно вимірюються просторовий розподіл та осьова сила світла точкового випромінювача. У випадку формування матриці випромінювачів (наприклад для задач фототерапії) гоніометричний метод використовувати недоцільно, оскільки при дослідженні кожного випромінювача фототерапевтичної матриці, витрати часу помножуються на кількість випромінювачів, при цьому не враховуються перекриття світлових потоків, що ними випромінюються. скільки для визначення площі опромінювання біотканини враховується лише випромінювання, що падає на поверхню біотканини під невеликим кутом (основуючись на співвідношенні відбиття/заломлення), то доцільно скористатись фото або відео засобами реєстрації світла з комп'ютерними елементами обробки та передачі даних.

З технічної точки зору, схема дослідження площі опромінення може бути реалізована наступним чином (рис. 3.25).

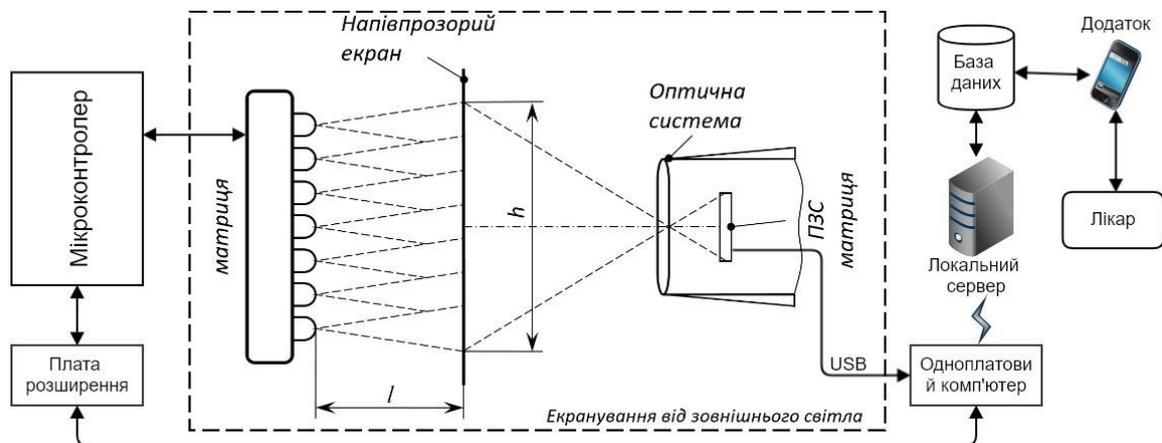


Рисунок 3.25 – Функціональна схема дослідження площі опромінення біотканини LED матрицею в режимі реального часу за допомогою мережевих технологій, де  $h$  – висота ділянки опромінення,  $l$  – відстань від матриці до екрану (біотканини)



У якості напівпрозорого екрану можна використовувати міліметровий папір різної щільності в залежності від потужності випромінювання. Міліметровий папір дає змогу достатньо точно визначати значення площі опромінення (похибка вимірювання складає  $0,25 \text{ мм}^2$ ).

Внутрішня поверхня екрану від зовнішнього світла повинна бути світлопоглинаючою для усунення похибки через перевідбиття.

ПЗЗ матриця дає змогу автоматизувати процес підрахунку площі опромінювання за рахунок обробки отриманих зображень на спеціалізованому програмному забезпеченні. Границя опромінення може бути визначена при встановленні мінімального значення яскравості пікселів зображення відповідної довжини хвилі.

Використання такого способу визначення площі опромінювання не потребує математичних підрахунків при переході від одного випромінювача до матриці. Враховується перекриття, неспівпадіння оптичної та механічної вісей випромінювачів та недоліки юстування при монтажі у корпусі приладу. Значно спрощується процес дослідження зміни площі опромінювання при віддаленні матриці випромінювачів від об'єкту (біотканини). Оскільки досліджується матриця а не окремі випромінювачі, і процес частково автоматизується, то витрати часу значно скорочуються.

Для дослідження використовується апарат світлолікування «Хвиля-М». Джерелом випромінювання в даному апараті є червоні і інфрачервоні над'яскраві світлодіоди. Об'єктом дослідження є випромінювання в червоному діапазоні (660 нм) апарату світлолікування [13].

Методика дослідження:

1. Отримати зображення просторового розподілу випромінювання на різних відстанях від апарату світлолікування.

2. Проаналізувати отримані зображення за допомогою прикладного програмного пакету для роботи з візуальними зображеннями ImageTools СКМ MAPLE [141].

Зображення були отримані за допомогою цифрової матриці шляхом просвічування апаратом світлолікування напівпрозорої плівки яка імітує тонкий шар біотканини на різних відстанях від апарату (1мм, 10 мм, 50 мм, 100 мм, 160 мм), що, в свою чергу, дає змогу негайно оцінити площу опромінюваної поверхні.

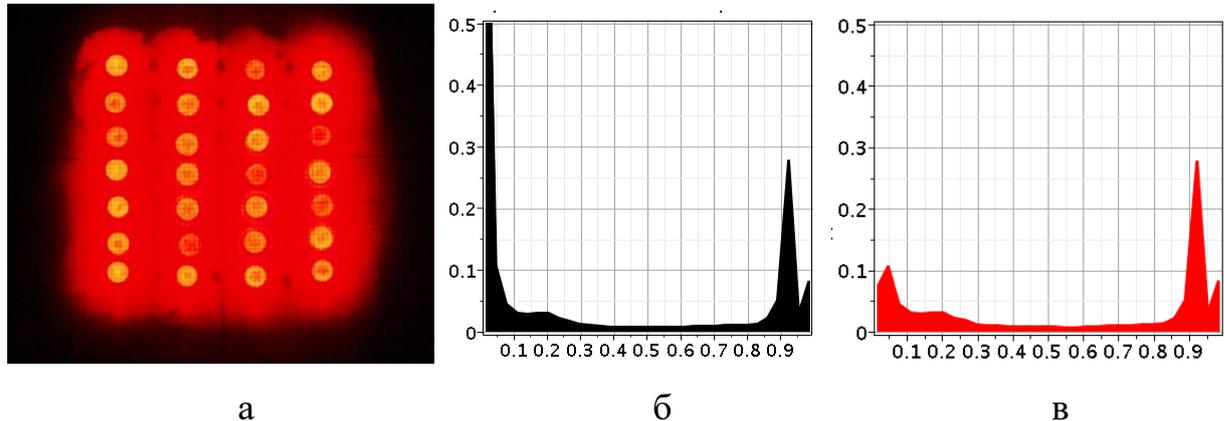


Рисунок 3.26 – Дослідження на відстані 1мм, де а – отримане зображення, б – ТУТ гістограма інтенсивності зображення, в – гістограма інтенсивності червоного шару

З рис. 3.26. а видно, що площа поверхні складає  $4 \times 5 = 20 \text{ см}^2$ .

Застосування стандартних команди Read імпортувати зображення в СКМ Maple та обчислювати гістограму, а за допомогою команди Histogram:

```
> Histogram(img1, 32);
```

```

      32 x 3 Matrix
      Data Type: float_8
      Storage: rectangular
      Order: Fortran_order
  
```

```
>
```

обчислити та за командою PlotHistogram:

```
PlotHistogram(img1, 32, normalized, thickness=3, gridlines=true, axes=boxed, color=black, decomb=true, filled=true, labels=[`інтенсивність`, `доля пікселів`],
```

будувати обчислену гістограму. Досліджуване зображення є тришаровою матрицею.

З гістограми (рис. 3.26. б) видно, що є два піки високої інтенсивності 0,92 та 1,0 що складають 28% та 8% відповідно, а також більше 50% пікселів низької інтенсивності (практично чорного кольору).

Для того, щоб деталізувати яскравість саме червоного випромінювання, виокремимо шар червоного кольору від інших за допомогою команди `GetLayer`, та побудуємо гістограму цього шару (рис. 3.26. в).

```
> lay1:=GetLayer( img1, 1);
```

```
lay1 := [ 1..1566 x 1..1846 Array
          Data Type: float8
          Storage: rectangular
          Order: C_order ]
```

```
> Histogram(lay1, 32);
```

```
[ 1 .. 32 Vectorcolumn
  Data Type: float8
  Storage: rectangular
  Order: Fortran_order ]
```

```
>
```

```
PlotHistogram(lay1, 32, normalized, thickness=3, gridlines=
true, axes=boxed, color=red,
decomb=true, filled=true, labels=[`інтенсивність`, `доля
пікселів`]);
```

Як видно з рис. 3.26 в, доля пікселів низької інтенсивності помітно зменшилася та склала близько 11 %.

Для чисельної оцінки інтенсивності використовуємо команду `Intensity` з параметрами `minimum`, `maximum`, `range`, `mean`, `variance`, `rms`, `energy`, тобто мінімальне, максимальне значення, діапазон, середнє арифметичне, дисперсію, середньоквадратичне та енергію (квадрат середньоквадратичного) інтенсивності зображення.

```
> all:=map2(Intensity, lay1, [minimum, maximum,
range, mean, variance, rms, energy]):
> evalf[3](all);
```

```
[0., 1., 0. ..1., 0.558, 0.153, 0.682, 0.465]
```

Мінімальне значення – 0, та максимальне – 1 означає, що інтенсивність пробігає весь діапазон значень від найбільш темного, до найяскравішого.

Дисперсія, дорівнює 0,153 вказує на суттєвий розкид значень інтенсивності.

Інші 3 параметри, особливо останній (квадрат середньоквадратичного значення), знадобляться для порівняння отриманих результатів.

Наступним кроком є отримання гістограм при віддалені апарату від екрану.

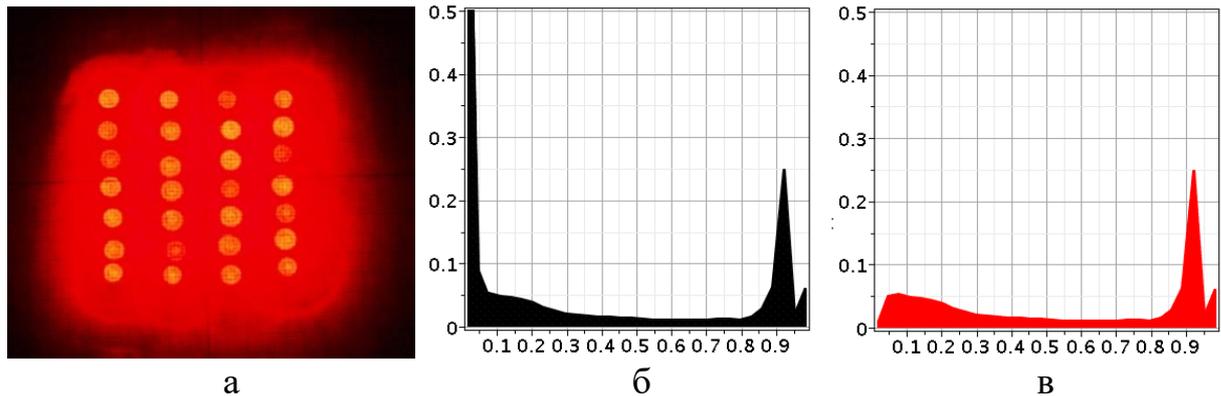


Рисунок 3.27 – Дослідження на відстані 10мм, де а – отримане зображення, б – гістограма інтенсивності зображення, в – гістограма інтенсивності червоного шару

Як видно з рис. 3.2.26. а, площа випромінювання складає приблизно  $6 \times 6 = 36 \text{ см}^2$ . А на гістограмах (рис 3.27. б та 3.27. в) можна побачити незначне збільшення кількості пікселів із низькою інтенсивністю.

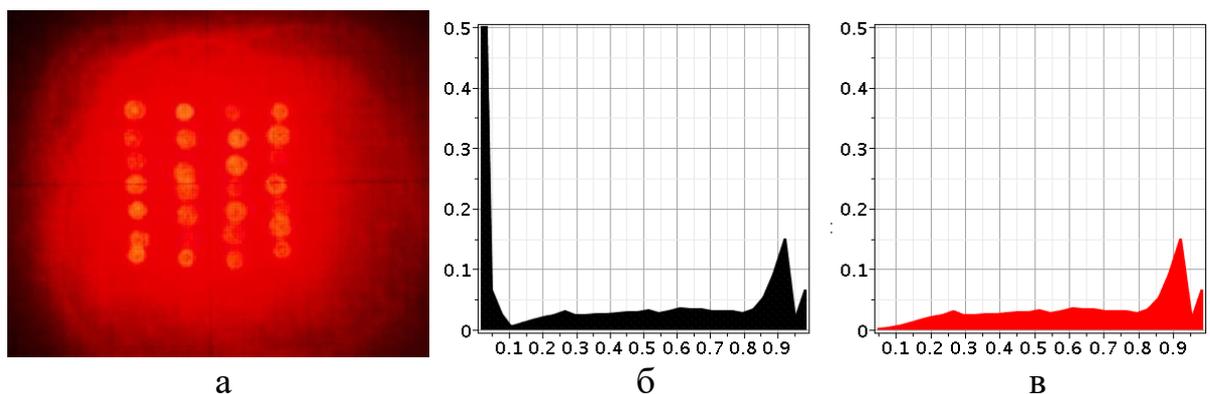


Рисунок 3.28 – Дослідження на відстані 50мм, де а – отримане зображення, б – гістограма інтенсивності зображення, в – гістограма інтенсивності червоного шару

Як показано на рис. 3.28 а, площа опромінюваної поверхні на відстані 50 мм від апарату складає приблизно  $7 \times 7 = 49$  см<sup>2</sup>. З гістограм видно, що просторовий розподіл яскравості зсунувся в сторону середньояскравих пікселів разом із зменшенням кількості пікселів із високою та низькою яскравістю. Тобто з віддаленням від апарату світловий потік стає більш рівномірним.

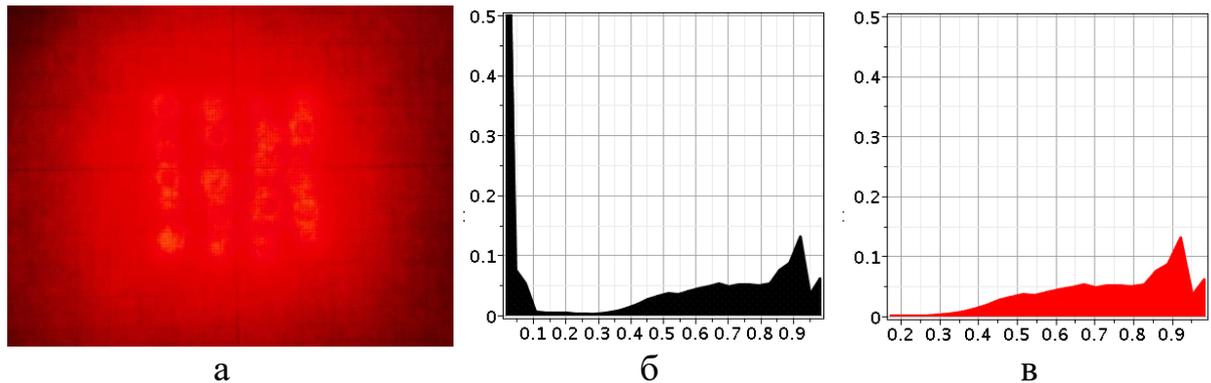


Рисунок 3.29 – Дослідження на відстані 100мм, де а – отримане зображення, б – гістограма інтенсивності зображення, в – гістограма інтенсивності червоного шару

Площа опроміненої поверхні на відстані 100 мм від апарату складає приблизно  $7,5 \times 7,5 = 56,25$  см<sup>2</sup>. На рисунку 3.29 а можна побачити отримане зображення на відстані 100 мм від апарату.

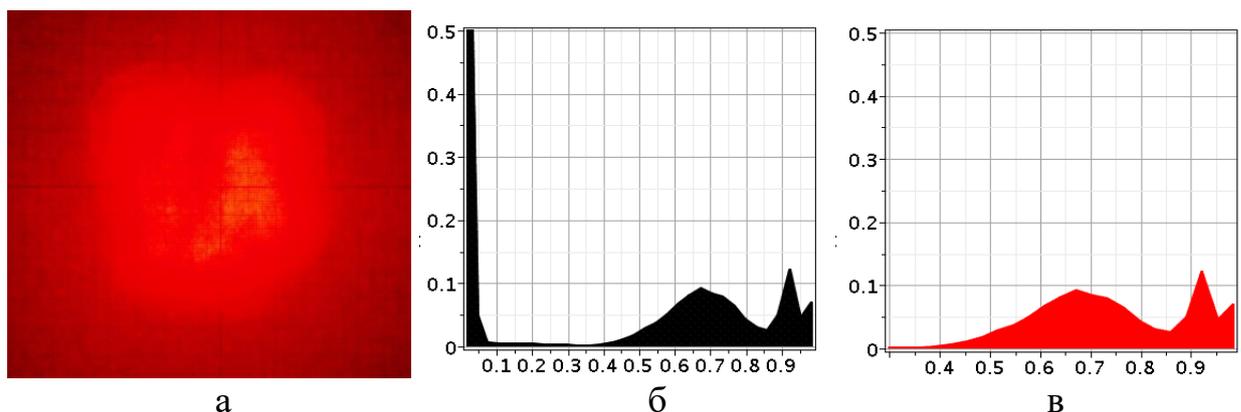


Рисунок 3.30 – Дослідження на відстані 160мм, де а – отримане зображення, б – гістограма інтенсивності зображення, в – гістограма інтенсивності червоного шару

На гістограмах (рис. 3.29 б та 3.29 в) чітко видно, що кількість середньояскравих пікселів збільшується та зсувається в сторону значення 0,7. При цьому зменшується кількість пікселів з яскравістю 0,9 та 1. Освітленість темних зон зросла та стала більш рівномірною.

З рис. 3.30 а можна встановити, що площа опроміненої поверхні на відстані 160 мм від апарату складає приблизно  $8 \times 8,5 = 68 \text{ см}^2$ . Проаналізувавши гістограми показані на рис. 3.30 б та 3.30 в можна зробити висновок, що поверхня отримує рівномірне опромінювання з максимумом інтенсивності в межах 0.7. Що пояснюється перекриттям випромінювання від кожного джерела світла.

На основі отриманих даних (табл. 3.1) будемо графік залежності параметрів інтенсивності від відстані між апаратом світлолікування та опромінюваною поверхнею.

Таблиця 3.1 – Порівняння параметрів інтенсивності зображень

Відстань		1мм	10мм	50мм	100мм	160мм
Мінімальне значення	min	0	0	0,031	0,180	0,282
Максимальне значення	max	1	1	1	1	1
Діапазон	range	0..1	0..1	0,031..1	0,180..1	0,282..1
Середньоарифметичне значення	mean	0,558	0,566	0,664	0,749	0,75
Дисперсія	variance	0,153	0,127	0,0655	0,0296	0,022
Середньоквадратичне значення	rms	0,682	0,668	0,711	0,769	0,764
Енергія	rms <sup>2</sup>	0,465	0,447	0,506	0,591	0,584

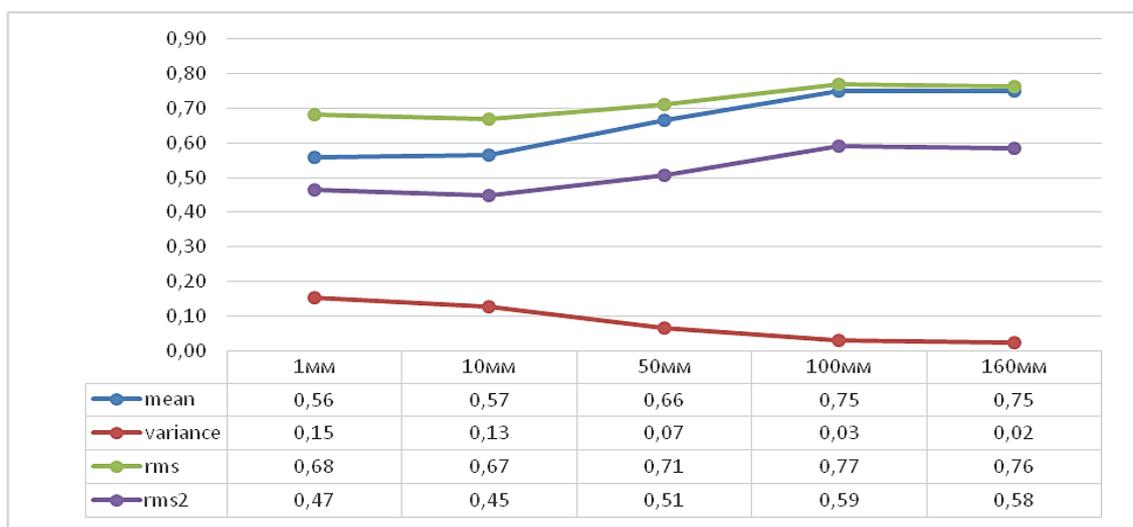


Рисунок 3.31 – Графік залежності параметрів інтенсивності від відстані між апаратом світлолікування та опромінюваною поверхнею

Виходячи із даних таблиці 3.1 та графіків на рис. 3.31, очевидно, що найбільша інтенсивність випромінювання буде тоді, коли апарат знаходиться на відстані 100-160 мм від поверхні (біотканини). Разом із цим площа опромінюваної поверхні може варіюватися в межах 55-70 см<sup>2</sup>. При віддаленні апарату світлолікування від опромінюваної поверхні на 160мм і більше, площа опромінення буде зростати, але інтенсивність буде зменшуватись. Це пояснюється тим, що при відстані 100-160 мм світловий потік від вузькоспрямованих світлодіодів досягає своєї максимальної щільності, а тим самим і інтенсивності.

Проведено дослідження енергетичної потужності випромінювання світлодіодів ближнього інфрачервоного та видимого діапазонів, яка є радіометричним аналогом сили світла. А також проведено дослідження просторового розподілу інтенсивності за допомогою програмного пакету ImageTools СКМ Maple [141]. Доведено, що для негайного отримання даних про площу опромінювання фототерапевтичними апаратами та значень інтенсивності на поверхні біотканини слід використовувати фотоматричні засоби разом з комп'ютерною обробкою отриманих зображень. Це, в свою чергу, дозволить визначати параметри опромінювання біотканин в режимі реального часу та автоматизувати процес фототерапії.

### **3.3 Удосконалення засобів перед процедурної повірки приладів фототерапії**

В результаті створення комп'ютеризованої системи дослідження окремих випромінювачів та системи випромінювачів у цілому встановлено, що комп'ютеризована система фототерапії потребує контролю та передпроцедурної повірки. Концепція передпроцедурної повірки стане необхідною умовою контрольованих процедур фототерапії, особливо для лазерних джерел випромінювання. Враховуючи досвід проведеного експерименту, очевидно систему перед процедурної повірки слід проектувати такою, що задовольняє вимогам простоти у використанні, малої вартості,

габаритів та маси. Функціональна схема концептуального варіанту перед процедурної повірки представлена на рис. 3.32.



Рисунок 3.32 – Функціональна схема автоматизованої системи повірки

Для проектування основних елементів системи та узгодження їх габаритних розмірів було використане хмарне програмне забезпечення Onshape [137]. На рис. 3.33 представлено один з варіантів комп'ютеризованої системи перед процедурної повірки комп'ютеризованої системи фототерапії.

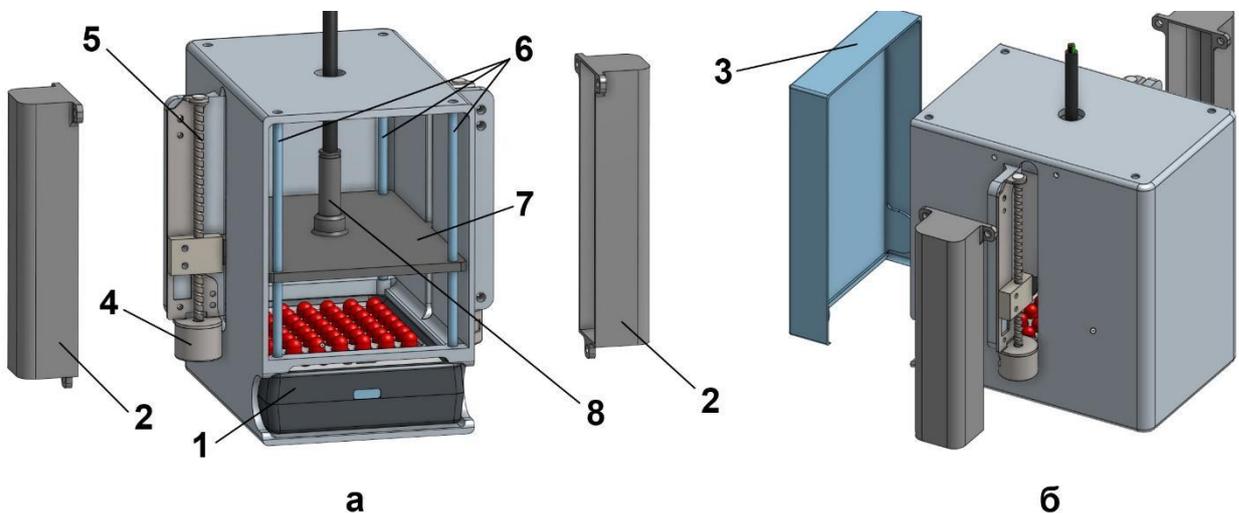


Рисунок 3.33 – Проектована автоматизована система,

де а – вид спереду; б – вид збоку

Система складається з наступних елементів: 1 – апарат фототерапії, 2 – Кришки механізмів, 3 – кришка корпусу, 4 – кроковий двигун, 5 – черв'ячний механізм, 6 – направляючі, 7 – рухома платформа, 8 – камера.



Система працює наступним чином. Відкривається кришка корпусу та всередину встановлюється апарат фототерапії, який потребує повірки, в робочому стані. Кришку непрозорого корпусу закривають та починають процедуру повірки. Платформа переміщується у задане положення і камера фіксує зображення. Процедура повторюється для всіх заданих відстаней (тобто положень платформи). Отримані зображення передаються до комп'ютера та обробляються з метою отримання висновку по досліджуваним параметрам.

До складу варіанту системи перед процедурної повірки входять: комп'ютеризована система фототерапії, що розташовано у корпусі. У корпусі розташовані по периметру направляючі 6 на яких може переміщатись платформа 7 по вісі Z. На платформі 7 зафіксовано камеру 8, що здатна реєструвати інтегральні параметри випромінювання. Приклад виконавчого механізму за для переміщення платформи 7 показаний на рис. 3.33. Виконавчий механізм складається з крокових двигунів 4 та черв'ячного механізму 5 Для спрощення системи і зменшення вартісних та масогабаритних характеристик та з метою скорочення часу на всю процедуру повірки скористаємось ідеєю перевірки системи фототерапії на відхилення параметрів, від паспортних. Останнє забезпечується наступним чином. Після фабричної перевірки проводиться перевірка за процедурою та на аналогічному устаткуванні, яке постачається разом із системою. За цих умов процес повірки зводиться до точкових перевірок, а висновок про відповідність формується на підставі порівнянь належності до діапазонів допустимих відхилень за сукупністю параметрів. Доповнення таких систем повірки мобільними додатками розширює можливості автоматизованого контролю якості стану технологічного устаткування для проведення комп'ютеризованої фототерапії.

### **Висновки до розділу 3**

1. Комп'ютеризована система дозволяє проводити вимірювання параметрів випромінення як одиничних та і груп випромінювачів на базі оцінки інтегральних величин.
2. Застосування алгоритмів обробки та керування і програм у середовищі програмування Arduino дозволяє реалізовувати необхідний набір функції комп'ютеризованих систем калібрування та повірки фототерапевтичних приладів.
3. Запропонована концепція пристрою передпроцедурної повірки дозволяє контролювати параметри устаткування відповідно до вимог протокольної медицини.

## РОЗДІЛ 4

### ВПРОВАДЖЕННЯ РЕАЛІЗАЦІЙ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ І МЕРЕЖ ФОТОТЕРАПІЇ ДО ІННОВАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ПРОФІЛАКТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ

Розвиток практичного застосування комп'ютеризованих систем фототерапії є відповіддю на виклики, що спостерігаються у останні роки та фіксуються як збільшення частоти дерматологічних уражень шкіри [59, 60, 82, 128], жовтяниць у новонароджених [57], порушень мікро-кровоотоку та як наслідок більшості хвороб [28]. Особливості відхилень як причина виникнення передумов хвороб та різниця характеру процедурних впливів приводить до суттєвих відмінностей систем фототерапії. Розв'язок протиріч в задачі створення ефективних і доступних комп'ютеризованих приладів фототерапії приводить до рішення реалізовувати їх як спеціалізовані системи.

#### **4.1 Удосконалення та впровадження комп'ютеризованої системи фотодерматології**

Удосконалення та розвиток елементів комп'ютеризованих систем фототерапії обумовлено змінами функціональних можливостей структурних елементів, що впроваджено у їх загальну структуру (розділи 2 та 3). Специфіка відмінностей, самих дерматологічних хвороб та їх урізноманітнення у останні роки, фіксуються як збільшення частоти дерматитів, нейродермітів. Виходячи із головної причини та риси дермокосметичних хвороб необхідно проводити процедури терапії для сухої та подразненої, а також атипової шкіри, під час загострення ремісії. Клінічно та дерматологічно доведено ефективність кожного засобу як такого, що зменшує сухість, лущення та стягування, водночас полегшує свербіння. Ефективність кожного продукту або процедур у боротьбі із сухістю, лущенням та відчуттям стягнення і свербіж доводить не добра переносимість зневолення атиповою шкірою [142, 143]. Використання одноразових захисних плівок з малим коефіцієнтом поглинання для робочої смуги частот опромінення відкриває шлях до реалізації механізмів

спільної дії. Лосьйони і креми (наприклад, Серія Active Care) для основного догляду містять комбінацію жирних кислот (омега-6) та лікохалкону А, які наповнюють шкіру, відновлюючи її природний бар'єр та збільшують його стійкість. Ці продукти інтенсивно зволожують шкіру, водночас зменшуючи шорсткість, свербіж і стягнення, внаслідок атипової шкіри. Однак, інтенсифікація обміну та підвищення рухливості цих речовин досягається за рахунок, збільшення рухливості у роговому, блискучому, зернистому, остистому і основному шарах надшкір'я. Реалізація останньої і є основною технічною задачею, розв'язок якої забезпечуватиме комп'ютеризована система фототерапії [32]. Означене накладає особливі вимоги на вибір джерел випромінювання, організацію режимів їх роботи, контролю дози та часової протяжності опромінення у циклі. Забезпечення специфічного характеру розподілу і руху смуг опромінення призводить до специфічного формування форм поверхонь на яких розташовуються розподілені джерела. Так для вирішення цієї задачі обрано спеціальні форми для обличчя.

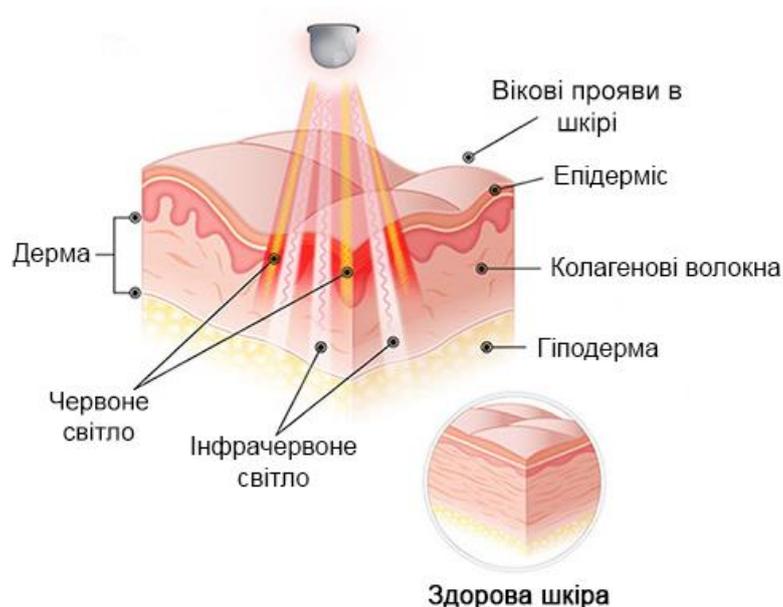


Рисунок 4.1 – Шкіра людини в перерізі з основними структурними елементами на які впливає ЕМВ червоного та інфрачервоного випромінювання

На рис. 4.1. продемонстровано шари шкіри глибина проникнення червоного та інфрачервоного випромінювання в шкіру та структурні елементи на які впливає дане випромінювання.

Опромінювання здійснює вплив на колагенові та еластанові волокна наряду з опромінюванням капілярів з кров'ю в нижніх шарах шкіри, таким чином стимулюючи ділення клітин означених волокон разом із забезпеченням трофіку тканин шкіри [144]. Стимуляція вироблення колагену та еластану сприяє підвищенню пружності шкіри та розгладженню зморшок на шкірі.

З метою формування діапазонів смуг світла, які впливають на кровонаповнені судин у фазі збільшення об'єму у другому розділі була запропонована структура комп'ютеризованої системи із зворотним зв'язком за параметрами стану пацієнта. Було вирішено скористатись спрощеною структурою з датчиками оксигенації крові та датчиками пульсової хвилі (рис. 4.2).

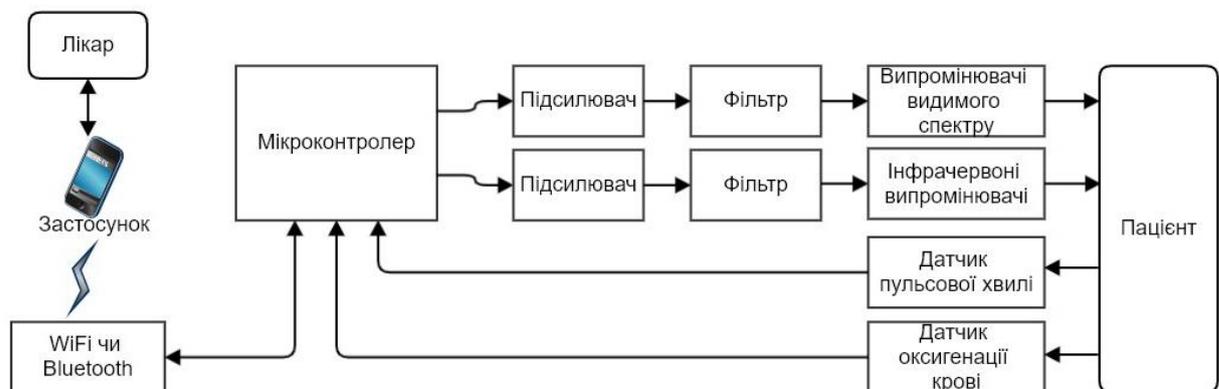


Рисунок 4.2 – Функціональна схема запропонованої комп'ютеризованої системи для терапії шкіри

На функціональній схемі можна побачити, що дані про стан пацієнта, що реєструються датчиками надходять до мікроконтролера, якій на основі вбудованої програми та за параметрами терапії, які вказує лікар, керує інфрачервоними та червоними випромінювачами, що формують смуги світла які опромінюють шкіру пацієнта. Дані про оксигенацію крові, частоту пульсації крові (яка відповідає частоті серцевих скорочень) та інші параметри

надходять до мобільного застосунку користувача та/або лікаря де зберігається та накопичується для подальшого використання, наприклад для прогнозування подальших сеансів терапії та параметрів впливу.

Окрім задачі формування смуг світла, які синхронні пульсаціям крові у підшкірних судинах, була також вирішена задача забезпечення перпендикулярності розташування випромінювачів відносно складної поверхні тіла людини, а саме обличчя. Була розроблена 3D-модель корпусу складної форми яка враховувала середньомаксимальні значення розмірів обличчя людей [145-147].

Розробка моделі корпусу виконувалось в демоверсії програмного продукту «3DMax». Результати моделювання можна побачити на рис. 4.3.

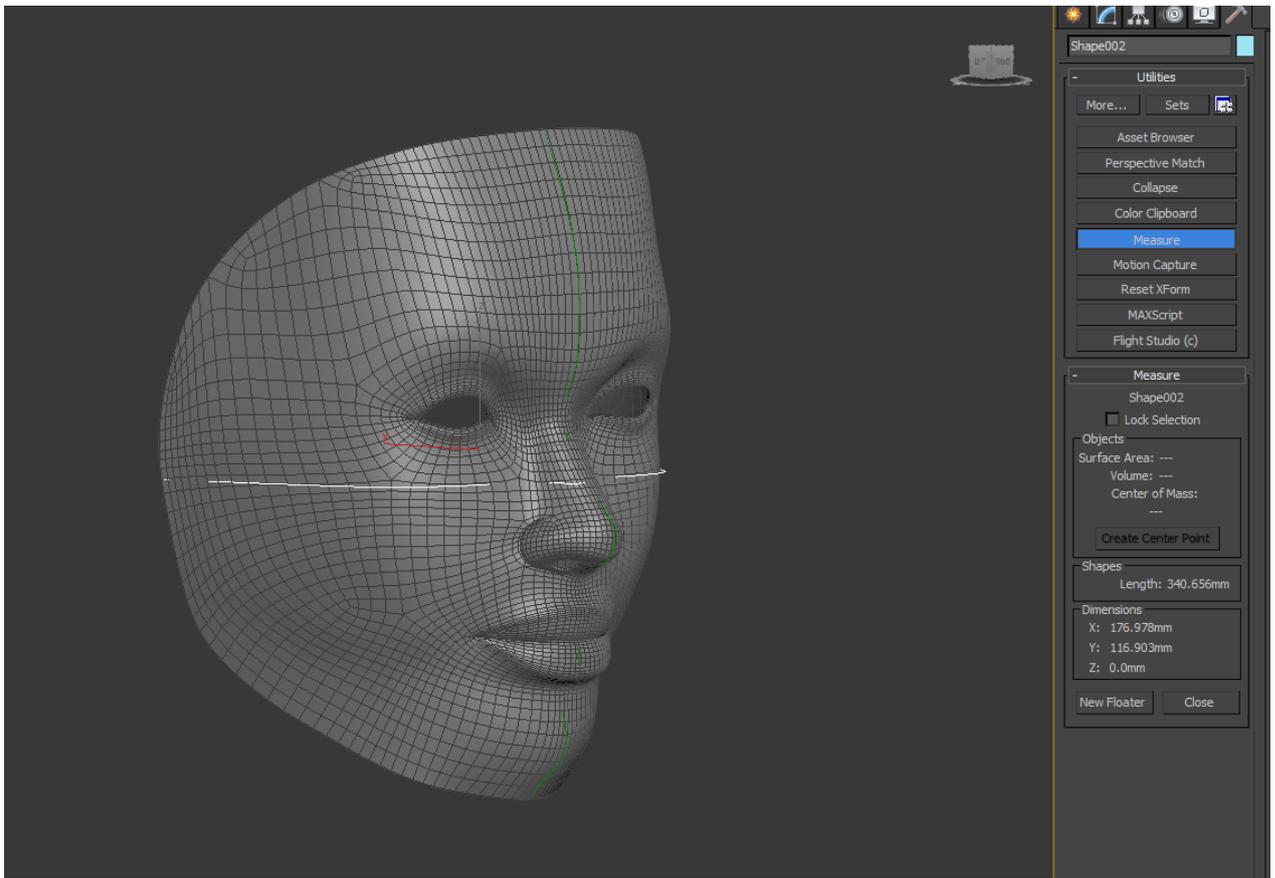


Рисунок 4.3 – Зовнішній вигляд розробленої 3D моделі корпусу в програмному продукті 3D Max демо

Додатковою задачею під час розробки корпусу було отримання естетичного зовнішнього вигляду. Оскільки даний корпус є частиною

комп'ютеризованої системи для терапії зокрема вікових проявів шкіри обличчя для задоволення зростаючих потреб у косметології, то естетичний вигляд значно спонукатиме потенційних клієнтів спробувати систему в дії та придбати її для домашнього використання у подальшому.

Наступним кроком є інтеграція світлодіодних випромінювачів в розроблений корпус. На шляху реалізації даного етапу постало питання електричних з'єднань випромінювачів. Для зручності та естетичності був обраний відповідний матеріал підложки струмоведучих ліній, а саме полімід – матеріал гнучких плат. І відповідно було розроблено друковану плату в безкоштовному програмному продукті «SprintLayout» шостої версії (рис. 4.4). Схема електрична принципова розробленої системи показана на рис. 4.5.

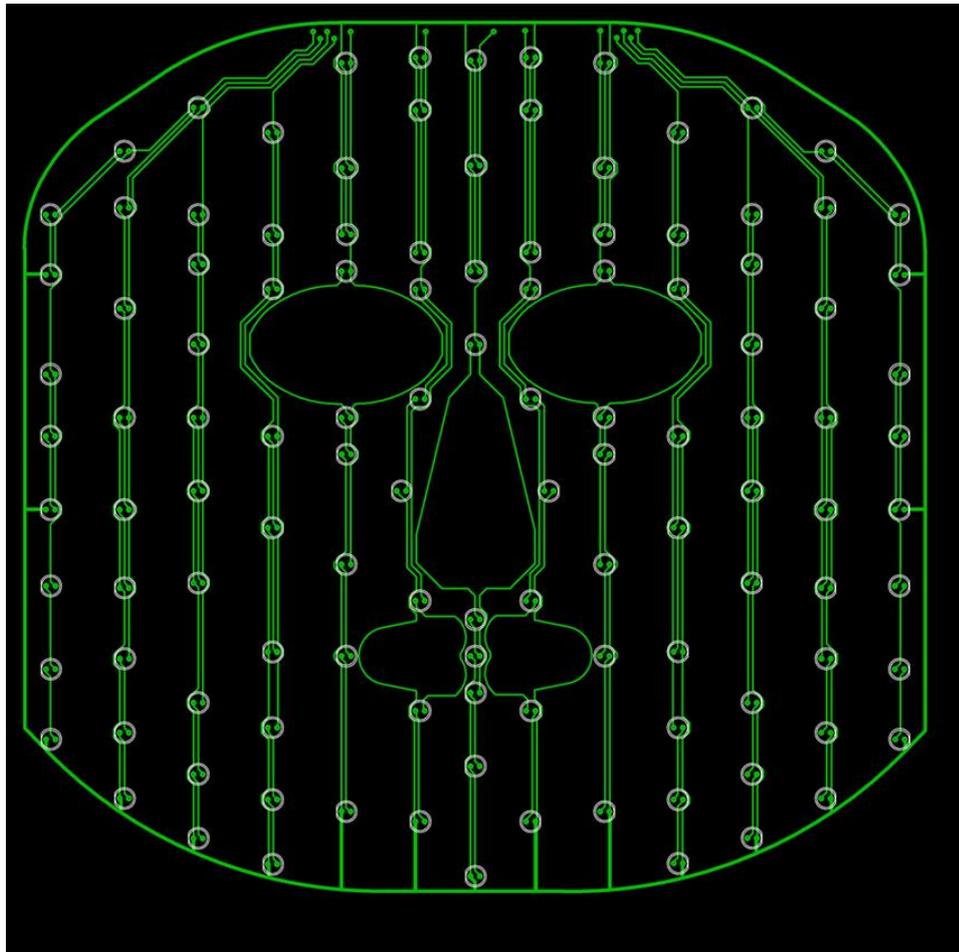


Рисунок 4.4 – Розроблена друкована плата для випромінювачів

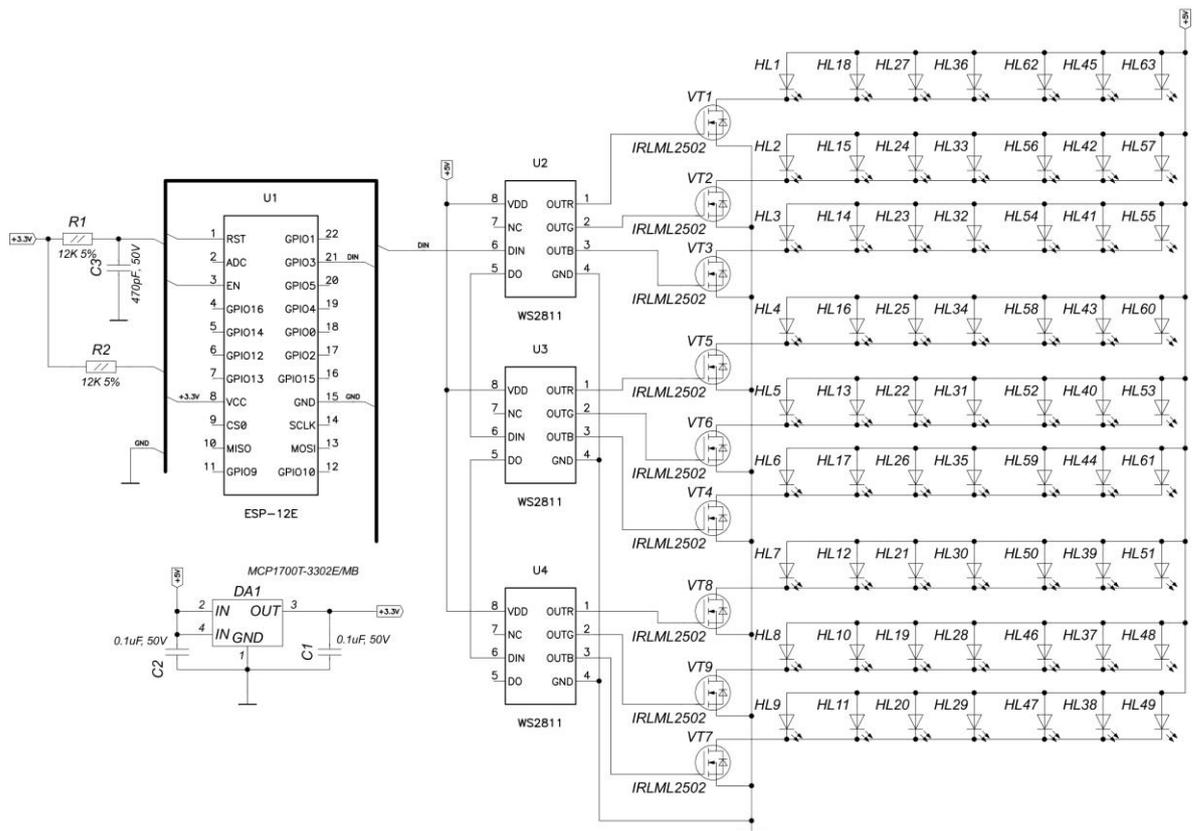


Рисунок 4.5 – Схема електрична принципова комп’ютеризованої системи для терапії шкіри обличчя

На схемі електричній принциповій (рис. 4.5) можна побачити мікроконтролер ESP-12 що управляє процесом випромінювання та використовується як модуль передавання/приймання даних на мобільний застосунок, мікросхеми-драйвери WS2811 які використовуються для формування ШІМ сигналів, підсилювачі на основі польових транзисторів IRLML2502 та матриця світлодіодних випромінювачів.

Однак, в процесі реалізації було виявлено, що виготовлена плата не співпадає по розмірам з 3D-моделлю корпусу, іншими словами – через неврахування «об’ємностей» корпусу випромінювачі і плата загалом не попадають в означені точки. Для вирішення цієї проблеми було виконано розгортку моделі корпусу на площину, яку можна побачити на рис. 4.6.



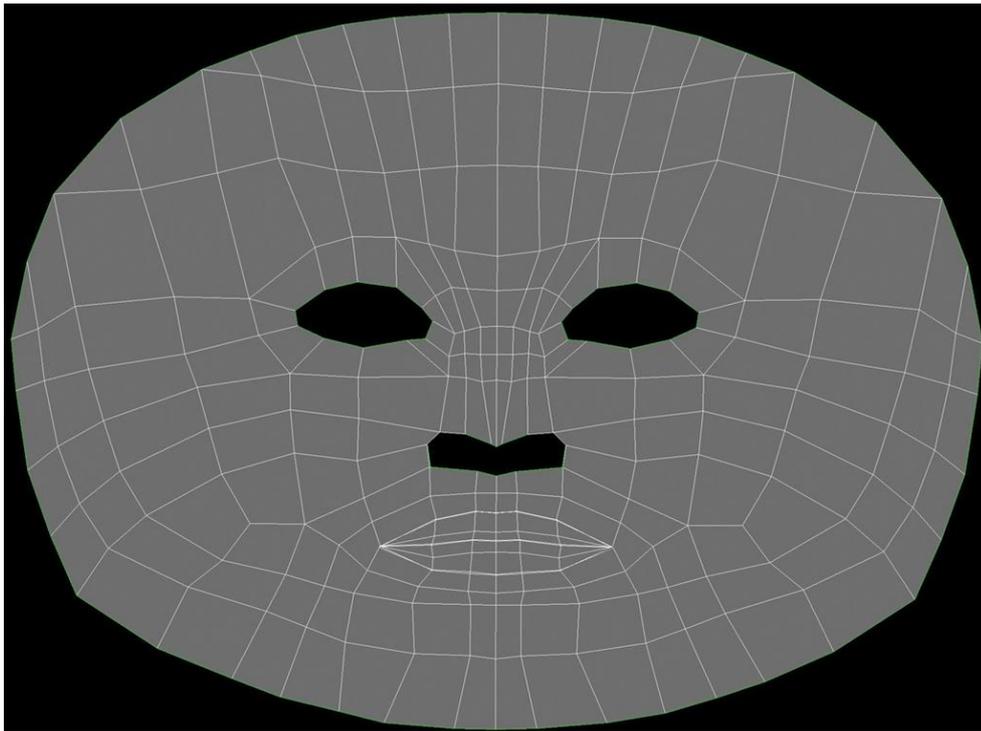


Рисунок 4.6 – Розгортка об’ємної моделі корпусу на площину

Для того, щоб управляти розробленою системою (вводити параметри терапії), отримувати дані про стан пацієнта від датчиків, накопичувати дані та відображати їх для користувача/лікаря був розроблений мобільний застосунок інтерфейс якого можна побачити на рис. 4.7.

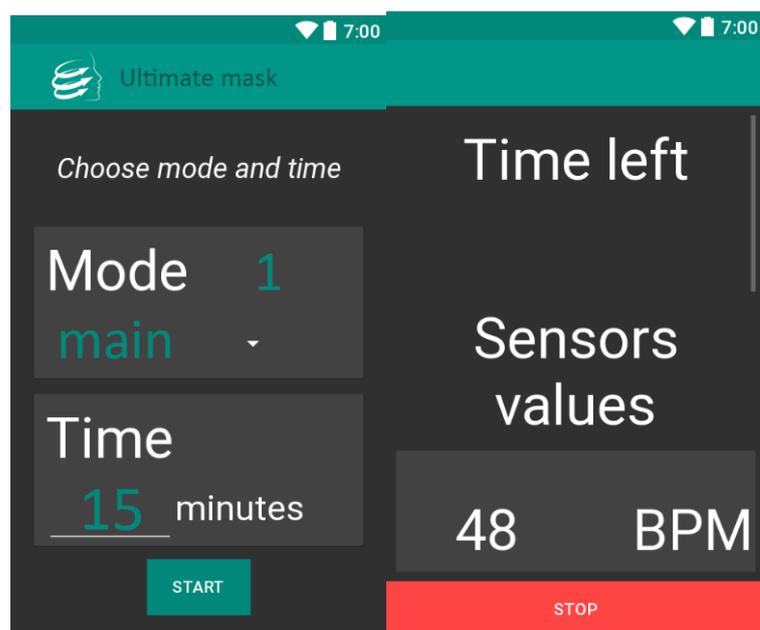


Рисунок 4.7 – Інтерфейс розробленого мобільного застосунку

## 4.2 Впровадження комп'ютеризованої системи реабілітації неонатальної гіпербілірубінемії

Розвиток практичного застосування комп'ютеризованих систем фототерапії є відповіддю на викликів, що спостерігаються у останні роки та фіксуються як збільшення частоти жовтяниць у новонароджених. Останнє вимагає концентрації зусиль різногалузевих фахівців та пошуку більш ефективних і економічних методів лікування. У зв'язку із означеним розглянемо технічні рішення спеціалізації елементів комп'ютерних систем, що підвищують ефективність та покращують застосовність до новонароджених

Жовтяниця це візуальний прояв гіпербілірубінемії, є одним з найбільш частих патологічних відхилень у новонароджених. Вона зустрічається у 50-60 % доношених і у 70-90 % недоношених новонароджених [148]. При переважній більшості неонатальних жовтяниць в крові підвищується рівень непрямого білірубіну. Він не розчиняється у воді, але добре розчиняється в ліпідах, тому при високій концентрації в плазмі легко проникає в тканини мозку, викликаючи загибель клітин, а в подальшому важкі неврологічні порушення, інвалідизацію дитини і навіть його загибель [149].

Концентрація білірубіну в організмі дитини нерівномірна. Так, найвища концентрація білірубіну в шкірі новонароджених спостерігається в кінцівках, а найнижча концентрація – в шкірі голови [150]. Різниця в концентрації білірубіну між цими зонами може складати до п'яти разів. Для лікування жовтяниці новонароджених застосовують медикаментозні засоби (інфузійна терапія адсорбентами, антиоксидантами) і немедикаментозні методи (фототерапія, озокеритолікування, переливання крові) [151].

Основним з відомих способів лікування гіпербілірубінемій є фототерапія – опромінювання новонародженого лампами видимого випромінювання з довжиною хвилі 450 нм. Для цього дитину оголюють, попередньо закривши очі і статеві органи, і поміщають в кювез для підтримки

температури повітря в межах 33-34 °С. Над кювезом встановлюють опромінювач на значній відстані. Тривалість процедури становить 2-3 години, загальний час впливу до 18-20 годин, проводять щодня протягом декількох днів [152]. Даний спосіб має ряд недоліків. До них відносяться: значна тривалість процедури, трудомісткість способу (необхідність підтримки оптимального температурного режиму повітря в кювезі), ймовірність побічних ефектів (поява висипання на шкірі, здуття живота, синдром «бронзового дитини», тромбоцитопенія, дефіцит рибофлавіну). Крім першого способу також відомий спосіб лікування неонатальних жовтяниць методом гелій-неонової лазеротерапії на проекцію печінки з 4-х позицій і симетричні паравертебральні точки на рівні С3-С4 і Т5-Т10, що мають сегментарно-метамірний зв'язок з гепатобіліарною системою [153]. Його недоліками які стримують впровадження є: по-перше, монохроматичне лазерне випромінювання при впливі на печінку підвищує функціональну активність її ферментів, але не надає фотодеструктивну дію на білірубін, що є важливою ланкою патогенетичного лікування [154]. По-друге, лікування гелій-неоновим лазером здійснюється спеціально навченим персоналом і тільки в умовах стаціонару вимагає дотримання правил лазерної безпеки (застосування захисних окулярів для персоналу і пацієнта, необхідність регулярного інженерного контролю), що значно підвищує вартість лікування. По-третє, використання для світлової дії паравертебральних зон може погіршити стан дитини за рахунок нестабільної для цього віку вегетативної регуляції. По-четверте, при лазеротерапії передбачається тривалий до 14 днів курс лікування.

Відомий також спосіб лікування гіпербілірубінемії методом внутрішньовенного опромінювання крові синім лазерним випромінюванням крізь катетер на фоні інфузійної терапії [155]. Опромінювання крові *in vivo* значно підвищує ефективність даного методу, оскільки випромінювання не зазнає втрат при проходженні шкіряного бар'єру. Однак даний метод має суттєвий недолік – інвазивність, з усіма витікаючими наслідками.

Інший відомий спосіб лікування гіпербілірубінемії ґрунтується на опромінюванні слизової оболонки ротової порожнини новонароджених за допомогою соски із вмонтованими випромінювачами [156]. До переваг даного методу слід віднести високу ефективність опромінювання за рахунок впливу на приповерхневі кров'яні судини слизової оболонки, тобто опромінювання за даним методом не зазнає втрат у шкіряному бар'єрі. До недоліків даного методу можна віднести низьку інтенсивність випромінювання внаслідок малого розміру випромінювачів, що розміщуються в сосці. Також даний метод дуже важко застосовувати для новонароджених, оскільки вони не звикли тримати соску одразу після народження (у деяких випадках до кількох місяців).

Також відомий апарат світлолікування [93], в якому використовуються напівпровідникові випромінювачі що зібрані у групи разом із світловідбивачами та захисною плівкою. Така будова випромінювачів дозволяє досягти високої густини випромінювання, а значить вищої ефективності терапії. До недоліків даного апарату можна віднести використання випромінювачів великого розміру та складнопрофільні відбивачі, що унеможлиблює виготовлення гнучкого приладу.

Метою впровадження комп'ютеризованої системи лікування неонатальних жовтяниць – підвищення ефективності терапії, скорочення термінів лікування неонатальних жовтяниць, підвищення комфорту для дитини, впровадження у побутове використання за рахунок вбудованих алгоритмів проведення процедур та віддаленої передачі даних.

Для досягнення поставленої мети пропонується лікувати гіпербілірубінемію новонароджених методом, що базується на контактному кризьшкірному опромінюванню крові синім світлом (450нм) усього тіла дитини без опромінення шкіри голови, отже, уникаючи використання пов'язок на очі та забезпечуючи комфортний температурний режим. Комфорт для дитини досягається використанням гнучкої основи для випромінювачів на базі фольгованої поліамідної плівки. Безпека для дитини досягається за рахунок

інкапсуляції випромінювачів ультрапрозорими гнучкими плівками. Функціональна схема запропонованого приладу показана на рис. 4.8.

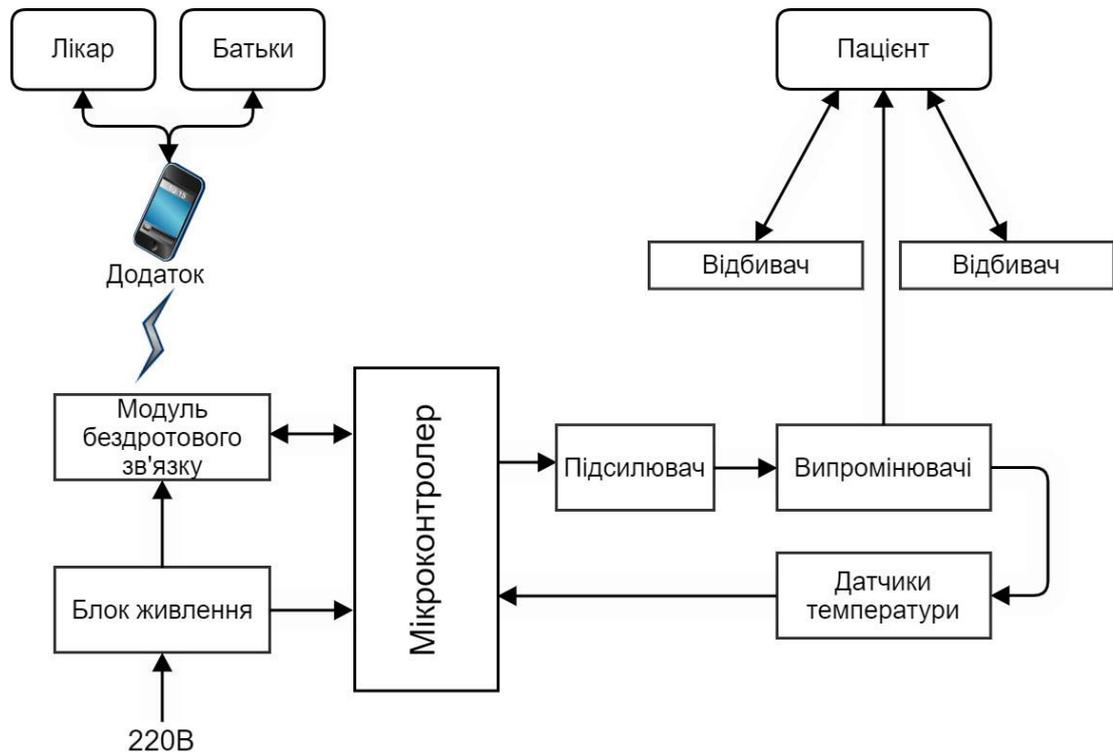


Рисунок 4.8 – Функціональна схема пропонованої системи для лікування неонатальної гіпербілірубінемії

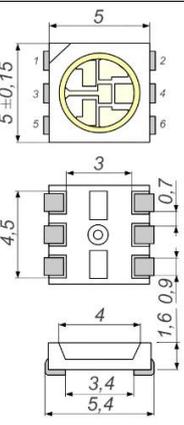
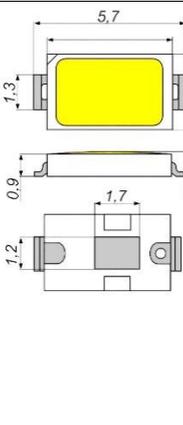
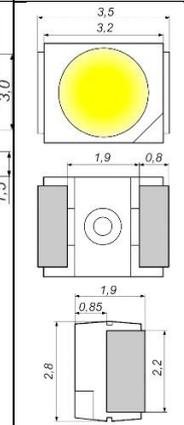
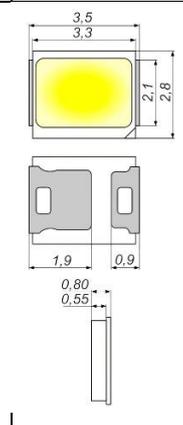
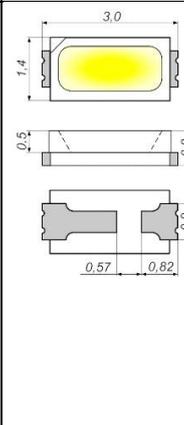
Удосконалення загальної структури комп'ютеризованої системи фототерапії, що розроблено у розділі 2 та 3, здійснювалось шляхом спеціалізації із врахуванням етіології хвороби та процесів у ході її терапії. Як наслідок проведено наступні зміни. Замінено випромінювачі на напівпровідникові з довжиною хвилі випромінювання ( $450 \text{ нм} \pm 10 \text{ нм}$ , що не мають інших спектральних смуг випромінювання), кутом випромінювання  $120^\circ - 140^\circ$ . Дані випромінювачі мають низький профіль та високий коефіцієнт корисної дії (ККД), а саме  $\approx 20\%$ . За рахунок цього, на їх основі можливо побудувати тонкі гнучкі прилади якими можна обгорнути оголену дитину повністю або без голови (для усунення ризику опромінення очей дитини) і при цьому не викликати ні теплових опіків, ні теплового дискомфорту.

Отже, пропонований пристрій складається з наступних блоків (рис. 4.8): блок вторинного живлення, що розташований окремо від гнучкої частини

приладу із вмонтованими датчиками температури та напівпровідниковими випромінювачами, мікроконтролера та модуля бездротового зв'язку, підсилювача та світловідбиваючої поверхні.

Вибір напівпровідникових випромінювачів ґрунтувався як на енергетичних параметрах, так і на габаритних розмірах. Було вирішено зупинитись на світлодіодах поверхневого монтажу (тобто SMD - surface mount device). Основні види SMD світлодіодів та їх характеристики представлені у табл. 4.1

Таблиця 4.1 – Основні види та характеристики SMD-світлодіодів

	SMD 5050	SMD 5730	SMD 3528	SMD 2835	SMD 3014
Габаритні розміри, мм					
Потужність, Вт	0,3	0,5	0,11	0,24	0,12
Яскравість, Лм	25	60	6,5	20	10
Площа тепловідводу, мм <sup>2</sup>	5,4	5,25	3,74	6,6	2,1
Проходимість світла, %	87	94	83	96	92

Для вибору конкретного типорозміру слід зосередити увагу на параметри товщини світлодіодів (з точки зору забезпечення мінімальної товщини, а значить і гнучкості), яскравості (забезпечення високої ефективності терапії) та теплової віддачі. Оптимальним, з точки зору цих трьох параметрів, є типорозмір 2835.

У якості підсилювача використовуються польові транзистори (наприклад IRFZ44N), які здатні забезпечувати високий струм керування (до 49А), високу частоту перемикання (для забезпечення керування ШІМ) і при цьому має високий ККД [157].

У якості зворотного зв'язку за температурою використовується інтегральний датчик TMP102. Габаритні розміри такого датчика показані на рис. 4.9.

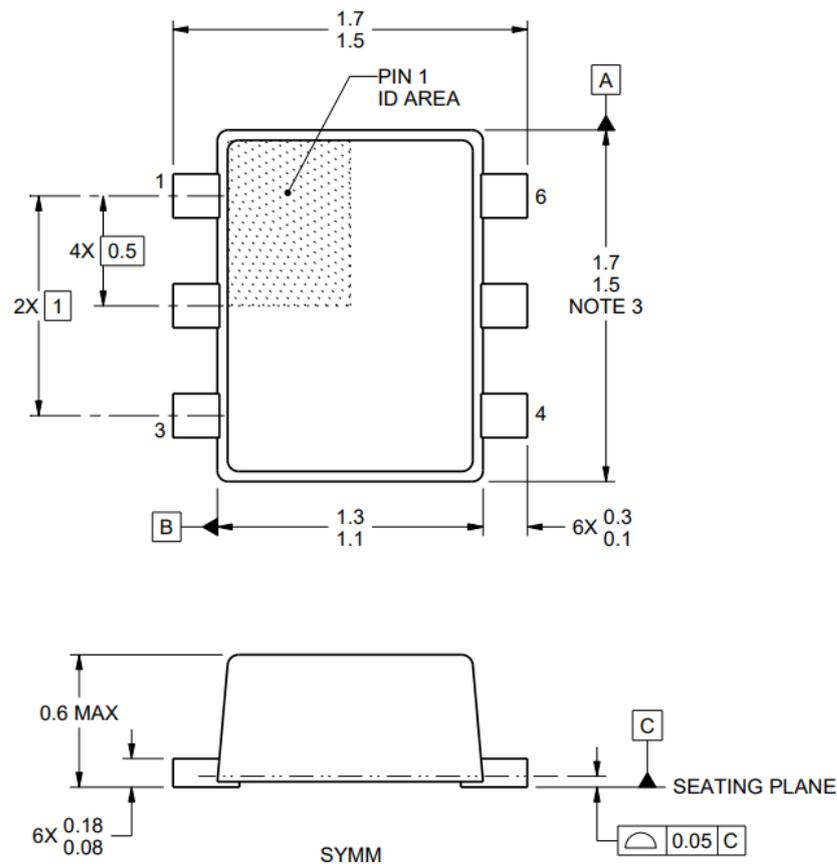


Рисунок 4.9 – Габаритні розміри інтегрального датчика TMP102

Висота датчика на перевищує 0,6 мм. До переваг використання даного датчика слід віднести підтримку декількох протоколів передачі даних (SMBus, Two-Wire, and I2C), низьке енергоспоживання і точність  $\pm 0,5$  °C [158].

Більш детально будову гнучкої частини апарату можна побачити на рис. 4.10. На зображенні показані шари гнучкої частини, де в прозорому інкапсулянті розташовані напівпровідникові випромінювачі змонтовані на тонких струмоведучих доріжках, також в інкапсулянті розміщена

світловідбиваюча поверхня, а з обох сторін дана гнучка частина захищена прозорою плівкою. Товщина такої гнучкої частини приладу не перевищує 3-4мм. Для зручності, на зворотній частині під прозорою плівкою розміщується інструкція по експлуатації.

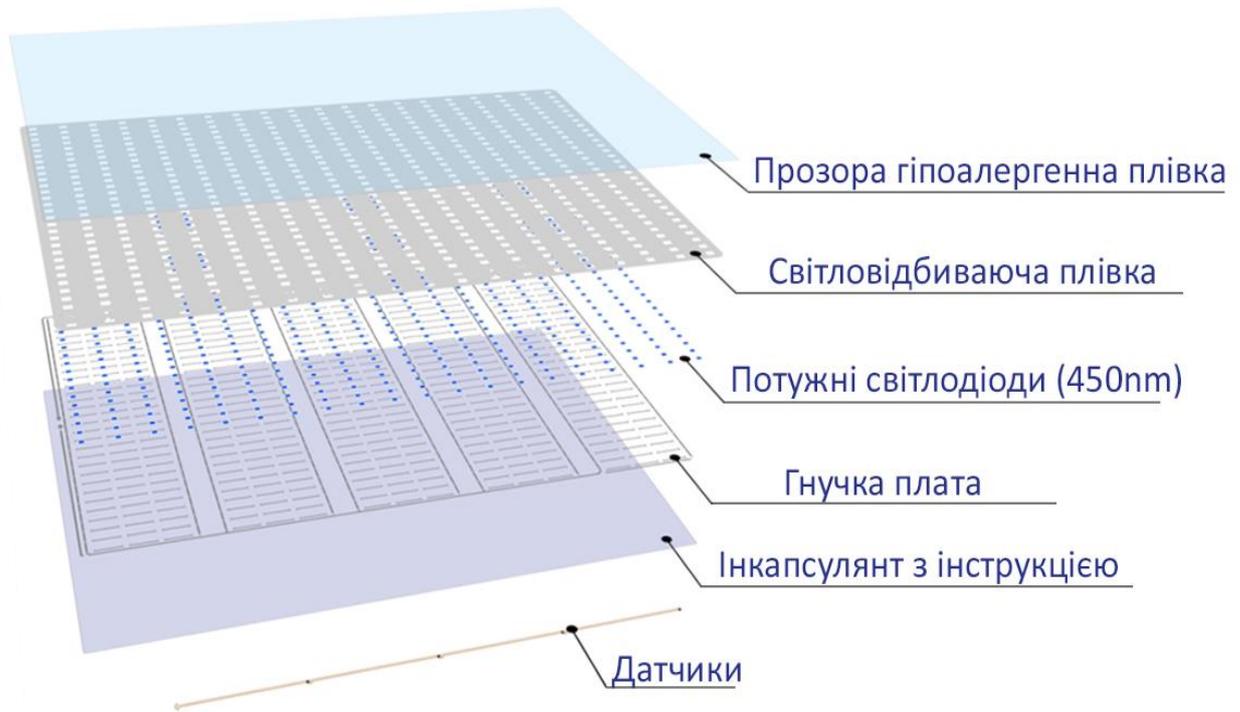


Рисунок 4.10 – Основні шари гнучкого випромінювача

Пропонований прилад працює наступним чином: перед ввімкненням блоку вторинного живлення 1 в мережу 220В прилад розміщують на горизонтальній поверхні (наприклад, на дитячому ліжку) випромінювачами догори, при бажанні робочу поверхню можна накрити одним шаром тонкої марлі, але не обов'язково. Потім зверху вкладають оголену дитину. Для кращого ефекту лікування рекомендується використання двох гнучких випромінювачів – зверху і знизу від дитини. Для забезпечення комфортної для дитини температури та для запобігання потрапляння яскравого світла в очі дитині (без використання пов'язок) слід використовувати спеціальний конверт в якому розміщується і випромінювачі і дитина (рис. 4.11). Потім вмикають апарат у мережу 220В. З блоку вторинного живлення надходить постійна напруга малого (безпечного) значення, наприклад 5 – 12В. Отримана напруга



подається на мікроконтролер, який за встановленою програмою зв'язується з наявним мобільним пристроєм (медичного персоналу чи батьків). На мобільному пристрої встановлюється програма опромінювання та час опромінювання, після чого, мікроконтролер вмикає подачу живлення на випромінювачі через підсилювач. Під час опромінювання мікроконтролер постійно (не рідше 1 разу за 10 секунд) опитує датчики температури, у випадку перевищення комфортного для дитини рівня температури мікроконтролер автоматично зменшує потужність випромінювання. Тобто, передбачений захист від перегріву приладу та дитини. При надходженні живлення до випромінювачів, вони починають генерувати низькоінтенсивне електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі  $450 \text{ нм} \pm 10 \text{ нм}$  (синє світло), яке потрапляє на ділянку шкіри дитини. Частина світла проникає всередину шкіри у венозні капіляри де і знаходиться білірубін. Інша частина світла відбивається від шкіри у напрямку приладу, при повертанні до приладу відбите світло попадає на відбивачі 5 і знову повертається у напрямку шкіри.



Рисунок 4.11 – Зовнішній вигляд приладу – конверт з вмонтованими випромінювачами, блоком керування та бездротової передачі даних

Процедура виконується протягом декількох годин. Ефект зниження рівня білірубіну в крові дитини може спостерігатися як на перший день використання так і на 2й-3й день (це пов'язано з індивідуальними параметрами протікання хвороби). Загальний час процедури не перевищує 20 годин на добу.

До переваг використання даного приладу під час лікування неонатальних жовтяниць у новонароджених дітей можна віднести:

1. Використання низькопрофільних напівпровідникових випромінювачів дозволяє виготовити тонкий та гнучкий апарат герметичність якого досягається за рахунок використання прозорого гнучкого інкапсулянту. Гіпоалергенні (екологічно чисті) захисні плівки не викликають негативних реакцій у дітей. За рахунок цього стає можливим проведення контактного способу опромінення шкіри, що підвищує ефективність лікування (опромінюється саме шкіра дитини а не ліжко в цілому).

2. За рахунок всебічного розташування випромінювачів значно збільшується площа опромінювання шкіри у порівнянні з іншими методиками опромінювання, що призводить до підвищення ефективності процедури.

3. Використання відбивачів світла 5 дозволяє повертати відбите від шкіри світло. Отже також підвищується ефективність лікування.

4. За рахунок контактного способу опромінювання дітей значно спрощується процедура в цілому. Тобто, під час опромінювання не обов'язково одягати на дитячі очі пов'язки, бо при загортанні тіла в апарат без голови випромінювання буде напрямлене лише на шкіру тіла на безпечній відстані від очей. Отже, стає не потрібен медичний персонал для слідкування за пов'язкою на очах. Процедури можуть проводитись і в домашніх умовах.

5. Під час проходження процедури при температурі навколишнього середовища нижче 25°C, не потрібно спеціально підігрівати повітря, всередині конверту автоматично підтримується комфортна температура. Отже, дуже зручно проводити процедури під час сну, що значно спрощує догляд.

6. При використанні апарату в жарких умовах передбачений захист від перегріву як апарату так і самої дитини. Використання напівпровідникових випромінювачів з високим ККД також значно зменшує ймовірність перегріву приладу за рахунок нагріву випромінювачів. Це все унеможливує отримання теплових ударів дитиною. Додатково, такий високий ККД значно зменшує витрати електроенергії, а значить підвищує економічність процедури фототерапії.

7. Використання умовно-монохроматичних (тобто із шириною спектральної смуги близько 20нм) випромінювачів зводить до нуля ймовірність появи побічних ефектів при фототерапії.

#### **4.3 Удосконалення приладів швидкого відновлення мікрокровотоку**

Практичне застосування комп'ютерних систем фототерапії для профілактики та зниження больових синдромів у суглобах коліна, плеча, ліктя, кінцівок та особливо попереку [13, 44, 93, 95, 112] ускладнено наявністю дротів та ненадійністю їх з'єднань. Відповіддю на потреби хворих з нестерпними м'язовими болями та ранами різної етіології [78, 105, 159-161], що спостерігаються у останні роки, є розробка новітніх комп'ютеризованих фототерапевтичних систем [110, 111]. Останнє вимагає концептуальних змін у структурі комп'ютеризованої фототерапії. Застосування бездротового живлення із вмонтованим малогабаритним зарядним пристроєм та потужними літій-іонними акумуляторами є розв'язками задачі побудови малогабаритного бездротового приладу фототерапії.

Пропонована структура комп'ютеризованої системи для локального опромінювання ділянок тіла показана на рис. 4.12.

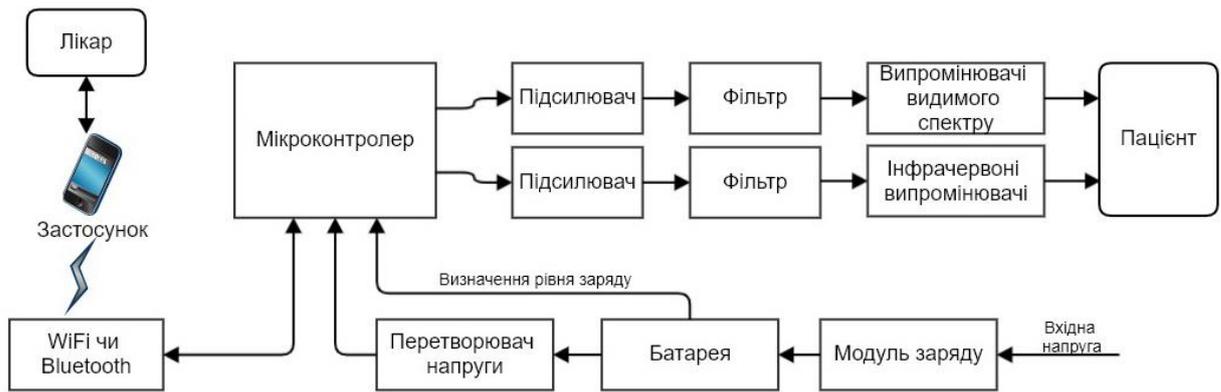


Рисунок 4.12 – Функціональна схема комп’ютеризованої системи для локального опромінювання біотканини

Представлена функціональна схема має в своєму складі випромінювачі видимої та інфрачервоної частин спектру, ланки підсилювачів та фільтрації для формування заданого закону наростання та падіння напруги на випромінювачах, мікроконтролер, блок бездротової передачі даних. У якості живлення використовується Li-Ion акумулятор у поєднанні з перетворювачем напруги за для забезпечення стабільної напруги живлення для мікроконтролера. Для підзарядки акумулятора використовується модуль зарядки на інтегральній мікросхемі TP4056 [162], схема електрична принципова модуля зарядки показана на рис. 4.13.

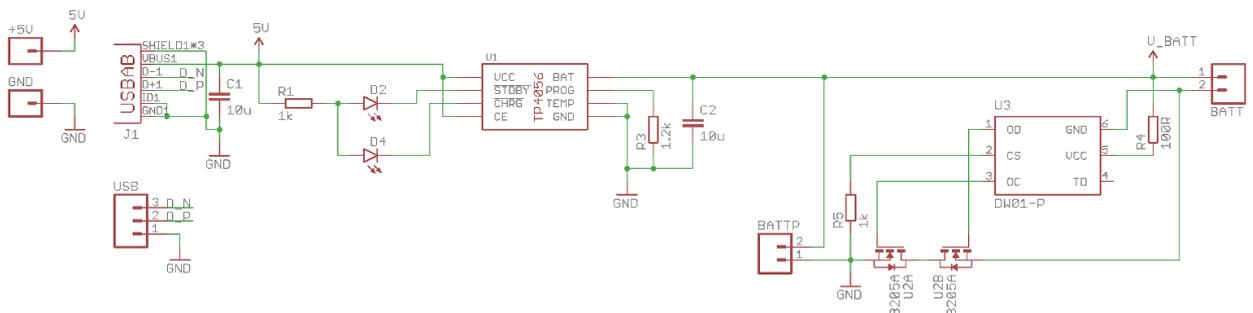


Рисунок 4.13 – Схема електрична принципова блоку зарядки акумулятора на базі мікросхеми TP4056

До основних функцій модуля зарядки відносяться: контроль та захист від максимальної напруги на акумуляторі; контроль рівня мінімальної напруги

на акумуляторі та захист від розряду; захист від струму короткого замикання; обмеження максимального струму заряду; побудова алгоритму подачі напруги на акумулятор під час зарядження; індикація процесу заряду та завершення процесу заряду.

Випромінювачі пропонованої системи з'єднано паралельно у групи за характеристиками, а саме, у смуги за однією довжиною хвилі (наприклад червоні та інфрачервоні) [92, 93]. Схема електрична принципова матриці випромінювачів показана на рис. 4.14.

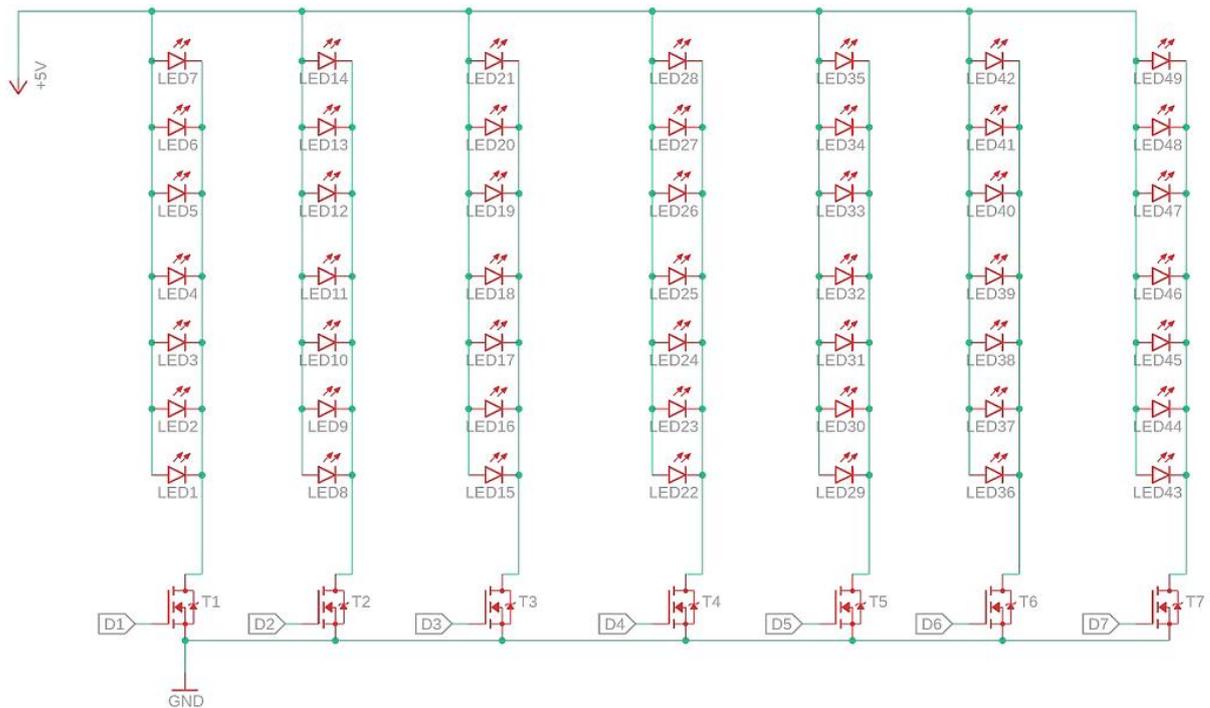


Рисунок 4.14 – Матриця червоних та інфрачервоних світлодіодів

З метою виготовлення матриці на основі виводних світлодіодів (вибір яких був виконаний у попередніх розділах даного дисертаційного дослідження) була розроблена та виготовлена печатна плата (рис. 4.15). Розробка печатної плати виконувалась у програмному продукті SprintLayout шостої версії, яка розповсюджується безкоштовно.

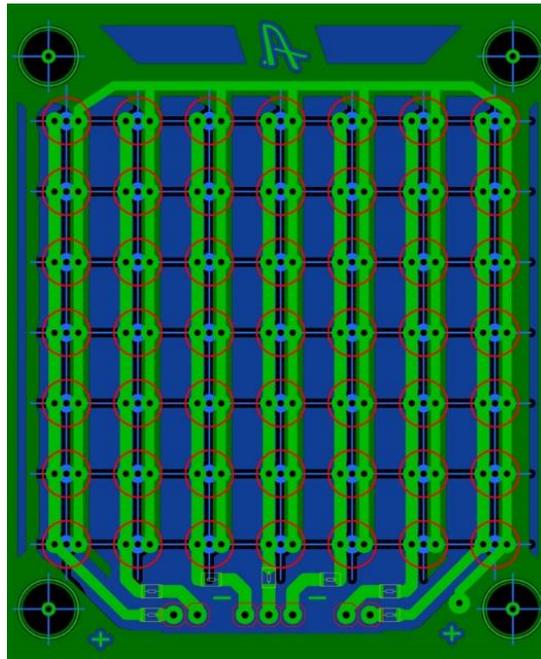


Рисунок 4.15 – Печатна плата матриці вивідних світлодіодів червоної та інфрачервоної частин спектру

Також були розроблені та виготовлені печатні плати мікроконтролерної частини означеної системи опромінення локальних ділянок тіла та мікроконтролерної частини гнучкого апарату для профілактики та лікування ділянок хребта людини (рис. 4.16).

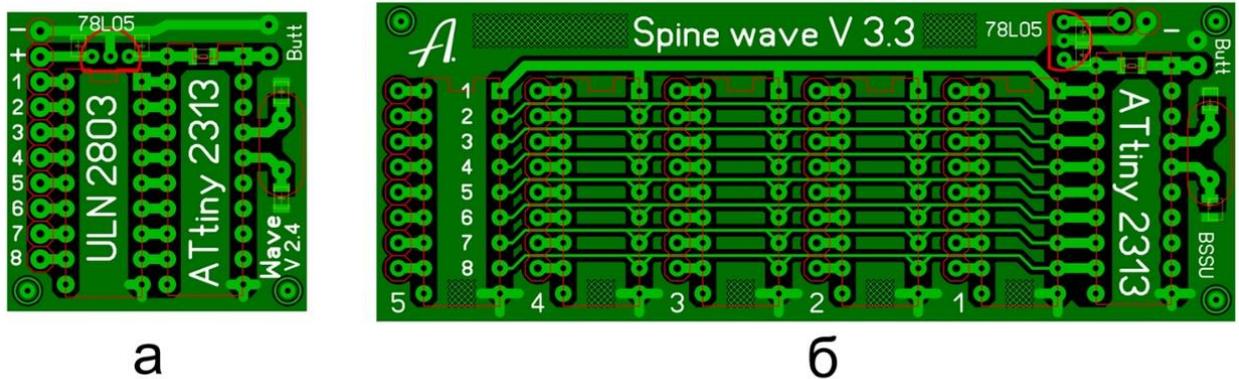


Рисунок 4.16 – Друковані плати мікроконтролерних частин, де а – плата системи локального опромінення, б – плата системи опромінювання хребта

Для розташування виготовлених компонентів та елементів системи була розроблена просторова модель корпусу в програмному продукті Onshape

[137], що надається безкоштовно для викладачів та студентів. Розроблена просторова модель показана на рис. 4.17.

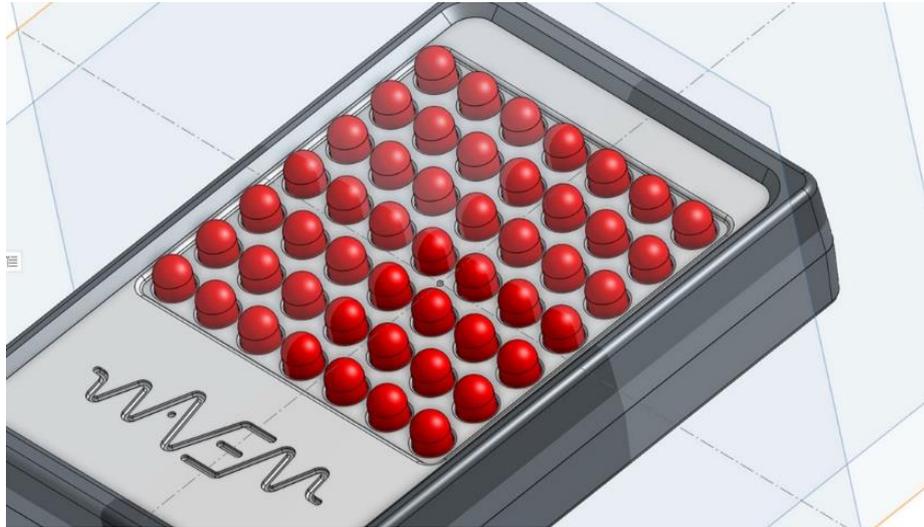


Рисунок 4.17 – Зовнішній вигляд параметричної просторової моделі системи для опромінювання локальних ділянок тіла

Окрім зовнішнього вигляду була розроблена і внутрішня будова корпусу та враховані особливості виготовлення даного корпусу за технологіями об'ємного друку. Зовнішній вигляд виготовленого приладу показаний на рис. 4.18.



Рисунок 4.18 – Зовнішній вигляд виготовленої системи опромінювання локальних ділянок тіла людини

Конструктивно означена система виконана у вигляді прямокутного блоку з вбудованими в ньому матрицею випромінювачів, мікроконтролерним блоком керування, Li-Ion акумулятором в якості елемента живлення, до якого через модуль заряду та роз'єм Type-C приєднується блок живлення (під час процесу заряду акумулятора). Технічні характеристики розробленої та виготовленої системи наведені у табл. 4.2.

Таблиця 4.2 – Технічні характеристики запропонованої системи

Ємність Li-Ion акумулятора, мА/год	2000
Споживана потужність апарату не більше, ВА	8
Кількість точкових випромінювачів (світлодіодів), шт.	64 або 49
Довжина хвилі електромагнітного випромінювання:	
для червоної частини спектру, нм	640 - 660
для інфрачервоної частини спектру, нм	890 - 920
Форма матриці	прямокутна
Габаритні розміри матриці, мм	51x51, 51x45
Середня потужність випромінювання не більше, мВт	100
Кількість режимів роботи матриці, шт.	3 або 7
Габаритні розміри приладу, мм	105x64x30
Маса приладу, кг	0.070

Розроблено та виготовлено модифікації комп'ютеризованих систем для використання при захворюваннях ЛОР-органів (носова та ротова порожнини) та при захворюваннях рухового апарату, зокрема для лікування ділянок хребта, загальний вигляд таких систем представлений на рис. 4.19 та 4.20.





Рисунок 4.19 – Розроблена та виготовлена модифікація для лікування ЛОР захворювань

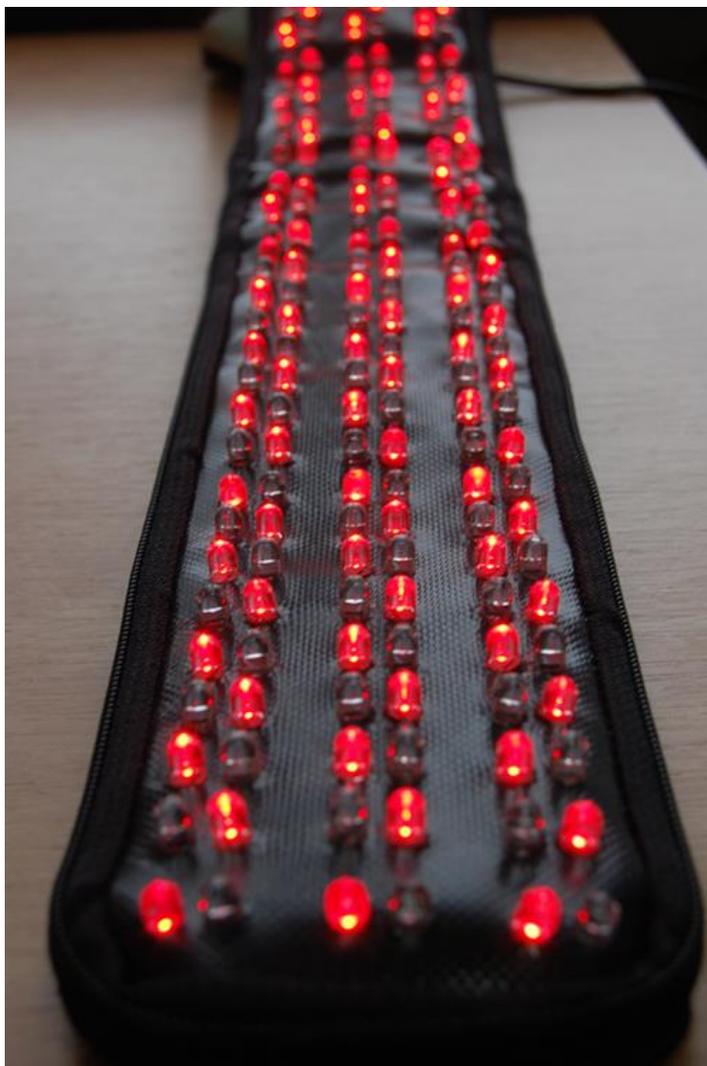


Рисунок 4.20 – Модифікація системи для лікування захворювань опорно-рухового апарату

Розроблена та виготовлена версія апарату на гнучких платах показаний на рис. 4.21.



Рисунок 4.21 – Модифікація на гнучких платах та світлодіодах поверхневого монтажу

Отже, у наслідок розробки комп'ютерних систем для лікування методами фототерапії у дерматології, реабілітації неонатальної гіпербілірубінемії або для швидкого відновлення мікрокровотоку, які представлено у даному розділі роботи, отримано досвід, що дозволяє порівнювати універсальні (рис. 2.1, 2.2, 2.21) та спеціалізовані рішення. Універсальні рішення необхідно застосовувати для великої кількості пацієнтів з широким переліком діагнозів, що потребують спеціальних налаштувань, тому вони придатні для використання у лікарнях, шпиталях фітнес кабінетах. Крім того, їх вартість суттєво вища. Спеціалізовані рішення мають спрощену структуру комп'ютерної системи, а їх ефективність підвищується також за рахунок спеціального проектування гнучких плат і оптимального вибору параметрів матриць випромінювачів.

## Висновки до розділу 4

1. Застосування методів 3D проектування для розв'язку зворотної задачі забезпечення перпендикулярності напрямку променів, які генерують випромінювачі відносно складної поверхні тіла людини та формування смуг світла, що синхронні пульсаціям крові у підшкірних судинах шляхом розгортки та використанням гнучких плат матриць, підвищує ефективність спеціалізованої системи дерматології.

2. Застосування керованих смуг опромінення, що генеруються комп'ютерною системою наряду з вибором плоских SMD випромінювачів і спеціальних світло-відбиваючих підложок та інкапсуляції їх гіпоалергенними захисними плівками, які не викликають негативних реакцій у дітей, дозволяє проводити контактне опромінювання шкіри, що підвищує ефективність лікування та мінімізує загальні енерговитрати

3. Розв'язок задачі формування структури комп'ютеризованої системи для локального опромінювання ділянок тіла вимагає концептуальних змін у вигляді бездротового живлення із вмонтованим малогабаритним зарядним пристроєм та потужними літій-іонними акумуляторами, що забезпечить надійність опромінення за рахунок усунення джерел відмов у роз'ємах та дротах живлення.

## ВИСНОВКИ

У дисертації на основі виконаних теоретичних досліджень вирішено актуальну науково-технічну задачу створення комп'ютеризованої системи, що забезпечує терапевтичні процедури засобами фототерапії з підвищеною ефективністю.

У ході виконання дослідження:

1. Сучасний стан елементної бази дозволяє конфігурувати ефективну фототерапевтичну систему нерухомих дискретних випромінювачів на базі однокристальних мікроконтролерів та одноплатних комп'ютерів.

2. Як свідчать результати моделювання елементів комп'ютеризованих систем і мереж, що реалізують технології профілактики та лікування ефект модульованого випромінення досягається шляхом широтно-імпульсного моделювання, з наступною фільтрацією сигналу, апаратними засобами SPI та UART-інтерфейсів або драйверами світлодіодів WS2811 та WS2812.

3. Розробка архітектури для відлагоджування процедури фототерапії на базі однокристальних мікроконтролерів з використанням далекомірів та інфрачервоної матриці контролю температури дозволяє реалізовувати як метод резонансно-конформаційної терапії так і контролювати параметри процедур.

4. Рекурентна аналітична залежність, що описує динаміку змін заряду та сили струму у колі із змінними індуктивністю та ємністю, дозволила синтезувати двох параметричний закон зміни зовнішньої напруги, що забезпечує досягнення необхідної величини максимального значення сили струму за заданий проміжок часу із необхідною частотою слідування.

5. Застосування чисельних методів опису і моделювання перехідних процесів у колі імпульсного струму дозволяє модифікувати сучасні драйвери крокових двигунів TMC2100.

6. Комп'ютеризована система повірки дозволяє проводити вимірювання параметрів випромінення як одиничних та і груп випромінювачів на базі оцінки інтегральних величин так і індикатрис.

7. Застосування алгоритмів і програм у середовищі програмування Arduino дозволяє реалізувати необхідний набір функції комп'ютеризованих систем калібрування та повірки фототерапевтичних приладів.

8. Запропонований пристрій передпроцедурної повірки дозволяє контролювати параметри устаткування відповідно до вимог протокольної медицини.

9. Результати експериментальних випробувань систем практичного впровадження в дерматології, в неонатології та відновлювальній медицині комп'ютеризованих систем фототерапії, показали, що розроблені компоненти мають необхідні параметри для організації фототерапевтичних процедур за приписами лікаря.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Наукова новизна одержаних результатів полягає у створенні комп'ютерно-інтегрованих систем, моделей і методів контролю параметрів процедур та режимів роботи устаткування і його повірки.

**Вперше розроблено:**

– комп'ютерно-інтегровану систему, що реалізує спосіб резонансно-конформаційної терапії у середовищі Arduino контролерів, які за рахунок формування керованого опромінення в умовах стаціонарного та імпульсного магнітних полів забезпечують задану дозу та інтенсивність опромінення за приписом лікаря;

– метод корекції параметрів драйвера імпульсних сигналів, що містить засоби моделювання та корекції параметрів для заданого виду імпульсного сигналу з урахуванням властивостей струмозалежних елементів та задачі, що розв'язується;

– комп'ютеризовану систему передпроцедурної повірки устаткування фототерапії.

**Набув подальший розвиток:**

– метод представлення нелінійних процесів у колі зі струмозалежними індуктивностями за рахунок опису магнітних властивостей ферромагнітного осереддя, що дозволяє описувати перехідні процеси в електромагнітних колах імпульсної дії;

– метод комп'ютеризованого контролю параметрів процедури та супроводжуючих дій, що визначають умови її проведення та динаміки стану пацієнта;

– метод оптимального вибору геометричних параметрів матриць світлодіодів.

**У роботі вдосконалено:**

– засоби інтеграції до комп'ютерно-інтегрованої системи, підсистеми передпроцедурної перевірки устаткування для опромінення шляхом формування додаткових каналів зв'язку та створення автоматизованої системи керування програмою контролю параметрів випромінювання та умовами їх перебігу;

– засоби інтеграції до складу комп'ютерно-інтегрованої системи, підсистеми контролю відстані до ділянки, що опромінюється, та засобів дистанційного вимірювання її температури.

Результати дослідження впроваджено на ТОВ «Рівер Солар» та ТОВ «Іннова Центр».

Здійснено впровадження результатів дисертаційного дослідження в навчальний процес на кафедрі «Автоматизації та комп'ютерно-інтегрованих технологій» при викладанні дисциплін «Виконавчі механізми систем автоматизації», «Датчики та сенсори систем автоматизації».

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

- [1] Karu T. Primary and secondary mechanisms of action of visible to near-IR radiation on cells. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 1999. Vol. 49, Issue 1. P. 1–17.
- [2] Karu T. Low power laser therapy. *Biomedical Photonics Handbook* / ed. by T. Vo-Dinh. Boca Raton : CRC Press, 2003. Ch. 48. P. 1–25.
- [3] Conlan M. J., Rapley J. W., Cobb C. M. Biostimulation of wound healing by low-energy laser irradiation. *Journal of Clinical Periodontology*. 1996. Vol. 23, Issue 523. P. 492–496.
- [4] Effects of visible and near-infrared lasers on cell cultures / R Lubart et al. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 1992. Vol. 12, Issue 312. P. 305–310.
- [5] Biostimulation of wound healing by lasers: experimental approaches in animal models and in fibroblast cultures / R. P. Abergel et al. *The Journal of Dermatologic Surgery and Oncology*. 1987. Vol. 13, Issue 2. P. 127–133.
- [6] Mester E., Jaszszagi-Nagy E. The effects of laser radiation on wound healing and collagen synthesis. *Studia Biophysica*. 1973. Vol. 35. P. 227–230.
- [7] Attenuation of infarct size in rats and dogs after myocardial infarction by low-energy laser irradiation / U. Oron et al. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001. Vol. 28, Issue 3. P. 204–211.
- [8] Effect of NASA light-emitting diode irradiation on molecular changes for wound healing in diabetic mice / H. T. Whelan et al. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 2003. Vol. 21. P. 67–74.
- [9] Effect of NASA light-emitting diode (LED) irradiation on wound healing / H. T. Whelan et al. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 2001. Vol. 19. P. 305–314.
- [10] Biostimulatory windows in low intensity laser activation: lasers, scanners and NASA's light emitting diode array system / A. P. Sommer et al. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 2001. Vol. 19. P. 29–33.

- [11] Treatment of experimentally induced transient cerebral ischemia with low energy laser inhibits nitric oxide synthase activity and up-regulates the expression of transforming growth factor-beta 1 / M. C. Leung et al. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2002. Vol. 31. Issue 4. P. 283–288.
- [12] Yu W., Naim J. O., Lanzafame R. J. The Effect of laser irradiation on the release of bFGF from 3T3 fibroblasts. *Photochemistry and Photobiology*. 1994. Vol. 59. P. 167–170.
- [13] Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Експериментальне дослідження апаратних та програмних засобів МПС фізичної реабілітації хребта й тазостегнових суглобів. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2008. Т. 74. Вип. 87. С. 63–65.
- [14] Drozd J., Drozd A. Models, methods and means as resources for solving challenges in co-design and testing of computer systems and their components. *The International Conference on Digital Technologies 2013 : proceedings of the 9th IEEE Int. Conf., Zhilina, 2013*. P. 176–180.
- [15] Drozd A., Lobachev M., Drozd J. The problem of on-line testing methods in approximate data processing. *International On-Line Testing Symposium (IOLTS'06) : proceedings of the 12th IEEE Int. Conf., 2006*. P. 6.
- [16] Беліков О. Є. Розробка комп'ютерної системи вимірювання просторового розподілу сили світла напівпровідникових випромінювачів для задач фототерапії. *Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2018. Т. 317. Вип. 305. С. 91–96.
- [17] Кубов В. І., Беліков О. Є., Фабрикова В. С. Автономний лічильник кількості води. *Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2017. Т. 307. Вип. 295. С. 60–65.
- [18] Савинов В. Ю. Оптимальне енергоспоживання розподілених комп'ютерних систем з енергообмеженими вимірювальними модулями при



- вирішенні випадкових задач. Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2013. Т. 229. С. 5–8.
- [19] Іванчук О. В., Козел В. М., Дроздова Є. А. Проблеми енергоефективності систем інтернету речей. Вісник Херсонського національного технічного університету. Інформаційні технології. 2020. № 3 (74).
- [20] Powering the internet of things / Н. Jayakumar et al. Proceedings of the 2014 international symposium on Low power electronics and design. 2014. P. 375–380.
- [21] Somov A., Giaffreda R. Powering IoT devices: Technologies and opportunities. IEEE IoT Newsletter, 2015.
- [22] Gawali S. K., Deshmukh M. K. Energy autonomy in IoT technologies. Energy Procedia, 2019. № 156. P. 222–226.
- [23] Omelianenko S., Kondratenko Y., Kondratenko G., Sidenko I. Advanced system of planning and optimization of cargo delivery and its IOT application. Advanced Information and Communications Technologies (AICT 2019) : proceedings of the 3th IEEE Int. Conf., Lviv, 2–6 Jul. 2019. Lviv, 2019. P. 302–307. DOI: 10.1109/AIACT.2019.8847744.
- [24] Pomanysochka Y., Kondratenko Y., Kondratenko G., Sidenko I. Soft computing techniques for noise filtration in the image recognition processes. Electrical and Computer Engineering (UKRCON'2019) : proceedings of the 2nd IEEE Ukraine Conf., Lviv, 2–6 Jul. 2019. Lviv, 2019. DOI: 10.1109/UKRCON.2019.8879910.
- [25] Krapivina H., Kondratenko Y., Kondratenko G. Multi-criteria decision making approaches for choice of wireless communication technologies for IoT-based systems. CEUR Workshop Proceedings, 2019. Vol. 2403. P. 73–82. URL: <http://ceur-ws.org/Vol-2403>. (дата звернення: 03.09.2020).
- [26] Kondratenko Y., Kondratenko G., Sidenko I. Hesitant fuzzy information processing based on the generalized aggregation of resulting trapezoidal linguistic terms. CEUR Workshop Proceedings, 2019. Vol. 2387. P. 479–484. URL: <http://ceur-ws.org/Vol-2387/>. (дата звернення: 03.09.2020).

- [27] Heatmaps for catering establishments' web-applications available via MAS-improved wireless networks / I. S. Burlachenko et al. *Wireless Systems within the IEEE International Conferences on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IEEE IDAACS-SWS 2020)* : proceedings of the 5th IEEE Int. Symp., Dortmund, 17–18 Sept. 2020. Dortmund, 2020. P. 1–6. DOI: 10.1109/IDAACS-SWS50031.2020.9297107.
- [28] Hardware-software complex to diagnostic and rehabilitation the patients with damages of cervical-thoracic spine and hand nerves / V. Shurbin et al. *Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* : proceedings of the 40th IEEE Int. Conf., Kyiv, 22–24 Apr. 2020. Kyiv : Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, 2020. P. 493–498. DOI: 10.1109/ELNANO.2020.9088866.
- [29] Obukhova K., Zhuravska I., Burenko V. Diagnostics of power consumption of a mobile device multi-core processor with detail of each core utilization. *Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering (TCSET)* : proceedings of the 15th IEEE Int. Conf., Lviv, 25–29 Feb., 2020. Lviv : Lviv Polytechnic National University, 2020. DOI: 10.1109/TCSET49122.2020.235456.
- [30] Беліков О. Є. Кисличенко Є. О. Штучне освітлення рослин захищеного ґрунту. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 232. Вип. 220. С. 20–23.
- [31] Беліков О. Є., Чимбір О. М., Щесюк О. В. Система забезпечення мікроклімату в кювезі. *Наукові праці. Серія : Техногенна безпека : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 233. Вип. 221. С. 134–138.
- [32] Беліков О. Є., Плохенко М. В., Щесюк О. В. Система автоматизації апарату для фотодинамічної терапії при лікуванні захворювань шкіри *Наукові праці. Серія : Техногенна безпека. Радіобіологія : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 261. Вип. 249. С. 74–78.

- [33] Review of Internet of Things (IoT) in electric power and energy systems / G. Bedi. et al. IEEE Internet of Things Journal. 2018. Vol. 5, Issue 2. P. 847–870.
- [34] Madakam S., Lake V., Lake V., Lake V. Internet of Things (IoT): A literature review. Journal of Computer and Communications. 2015. Vol. 3, Issue 5. P. 164.
- [35] Towards fog-driven IoT eHealth: Promises and challenges of IoT in medicine and healthcare / B. Farahani et al. Future Generation Computer Systems. 2018. Vol. 78. P. 659–676.
- [36] Sensors and related devices for IoT, medicine and smart-living / T. Ernst et al. 2018 IEEE Symposium on VLSI Technology. IEEE, 2018. P. 35–36.
- [37] RFID technology for IoT-based personal healthcare in smart spaces / S. Amendola et al. IEEE Internet of things journal. IEEE, 2014. Vol. 1, Issue 2. P. 144–152.
- [38] Health monitoring and management using Internet-of-Things (IoT) sensing with cloud-based processing: Opportunities and challenges / M. Hassanaliheragh et al. 2015 IEEE International Conference on Services Computing. IEEE, 2015. P. 285–292.
- [39] Система светотерапии Bremed BioSun BD7000 [39734]. Dopomoga.ua. URL: [https://dopomoga.ua/sistema-svetoterapii-bremed-biosun-bd7000-11846/?gclid=EAIAIQobChMIg9OM0vKq7wIVuSB7Ch2Q\\_g8cEAQYASABEgL\\_OPD\\_BwE](https://dopomoga.ua/sistema-svetoterapii-bremed-biosun-bd7000-11846/?gclid=EAIAIQobChMIg9OM0vKq7wIVuSB7Ch2Q_g8cEAQYASABEgL_OPD_BwE). (дата звернення: 15.09.2020).
- [40] Аппарат ультрафиолетового облучения дерматологический Псоролajt 20-2. Медтехника Zenet. URL: [https://zenetdnepr.com.ua/p1237377018p-sorolajt.html?source=merchant\\_center&gclid=EAIAIQobChMIg9OM0vKq7wIVuSB7Ch2Q\\_g8cEAQYAiABEgImn\\_D\\_BwE](https://zenetdnepr.com.ua/p1237377018p-sorolajt.html?source=merchant_center&gclid=EAIAIQobChMIg9OM0vKq7wIVuSB7Ch2Q_g8cEAQYAiABEgImn_D_BwE). (дата звернення: 19.09.2020).
- [41] Устройство неонатальное для фототерапии и обогрева НО-АФ-КР1. Prom.ua. URL: [https://prom.ua/p928254712-ustrojstvo-neonatalnoe-dlya.html?utm\\_source=google\\_pla&utm\\_medium=cpc&utm\\_content=pla&utm\\_campaign=cpc\\_0\\_5\\_1\\_meditinskoe\\_oborudovanie\\_i\\_rashodnyie\\_materialyi&utm\\_term=%7](https://prom.ua/p928254712-ustrojstvo-neonatalnoe-dlya.html?utm_source=google_pla&utm_medium=cpc&utm_content=pla&utm_campaign=cpc_0_5_1_meditinskoe_oborudovanie_i_rashodnyie_materialyi&utm_term=%7)

Bkeyword%7D&gclid=EAIaIQobChMIg9OM0vKq7wIVuSB7Ch2Q\_g8cEAQY  
BCABEGluPvD\_VwE. (дата звернення: 19.09.2020).

- [42] Лампа фототерапии Amelux. Ukrmedresource. URL: <https://www.ukrmedresource.com/ru/pr/lampa-fototerapyu-amelux/>. (дата звернення: 19.09.2020).
- [43] Лампа для фототерапії Okuman. ForaMed. URL: <https://foramed.com.ua/uk/neonatologiya/vidkriti-reanimaciyni-sistemi/lampa-dlya-fototerapiyi-okuman.html>. (дата звернення: 19.09.2020).
- [44] Трунов О. М., Бєліков О. Є., Приставко Л. О., Саченко П. П. Апаратні засоби для лікування ушкоджень хребта: проблеми та перспективи. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал*. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2008. Т. 74. Вип. 87. С. 57–59.
- [45] Барун В. В., Иванов А. П., Вологовская А. В., Улащик В. С. Спектры поглощения и глубина проникновения света в нормальную и патологически измененную кожу человека. *Журнал прикладной спектроскопии*. 2007. Т. 74, № 3. С. 387–394.
- [46] Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод расчета характеристик световых полей в задачах оптической диагностики и персонифицированной терапии биологических тканей. *Журнал прикладной спектроскопии*. 2013. Т. 80, № 2. С. 273–280.
- [47] Методика контроля эффективности фототерапии биотканей / С. А. Лысенко и др. *Вестник БГУ. Сер. 1*. 2014. № 3. С. 52–56.
- [48] Лысенко С. А., Кугейко М. М., Лисенкова А. М. Неинвазивное определение спектральной глубины проникновения света в кожу. *Оптика и спектроскопия*. 2013. Т. 115, № 5. С. 184–191.
- [49] Formation of method of synthesis of parameters of devices of prevention and post therapeutic restoration of spine zones / Belikov A. et. al. *Computer Sciences and Information Technologies (CSIT): proceedings of the 15th IEEE Int. Conf., Zbarazh – Lviv, 23–26 Sept. 2020*. Zbarazh – Lviv, 2020. P. 247–250.

- [50] Лысенко С. А., Кугейко М. М., Фираго В. А., Собчук А. Н. Неинвазивный экспресс-анализ содержания гемоглобинов в крови с использованием оптоволоконного спектрофотометра. Журнал прикладной спектроскопии. 2014. Т. 81, № 1. С. 128–136.
- [51] Лысенко С. А., Кугейко М. М., Фираго В. А., Собчук А. Н. Аналитическая модель спектра диффузного отражения кожной ткани. Квантовая электроника. 2014. Т. 44, № 1. С. 69–75.
- [52] Agati G., Fusi F. Quantum yield and skin filtering effects on the formation rate of lumirubin. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 1993. Vol. 18, Issue 2/3. P. 197–203.
- [53] Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод оперативной количественной интерпретации мультиспектральных изображений биологических тканей. Оптика и спектроскопия. 2013. Т. 115, № 4. С. 148–157.
- [54] Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод оперативной количественной интерпретации спектрально-пространственных профилей диффузного отражения биологических тканей. Оптика и спектроскопия. 2013. Т. 114, № 2. С. 105–114.
- [55] Асимов Р. М., Асимов М. М., Рубинов А. Н. Лазерно-индуцированная оксигенация биотканей: новая технология устранения тканевой гипоксии в раковых опухолях. Лазерная медицина. 2008. Т. 12, № 1. С. 9–14.
- [56] Лепешкевич С. В., Коновалова Н. В., Джагаров Б. М. Исследование методом лазерной кинетической спектроскопии бимолекулярных стадий реакции оксигенации  $\alpha$ - и  $\beta$ -субъединиц гемоглобина человека в R-состоянии. Биохимия. 2003. Т. 68, № 5. С. 676–685.
- [57] Про затвердження клінічного протоколу надання неонатологічної допомоги дітям «жовтятиця новонароджених»: наказ Міністерства охорони здоров'я України від 27.04.2006 р. № 255. Дата оновлення: 08.06.2007. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0255282-06#Text>. (дата звернення: 22.07.2020).

- [58] О процедуре фототерапии. Memorial Sloan Kettering Cancer Center. URL: <https://www.mskcc.org/ru/cancer-care/patient-education/about-your-phototherapy-procedure>. (дата звернення: 14.12.2020).
- [59] Школа дерматоонкології. Рекомендації относительно фототерапії при псоріазе. Medical Knowledge Hub Dermatology. Київ, 12–14 бер. 2021. URL: <https://derma.medknowhub.com/news/rekomendatsii-otnositelno-fototerapii-pri-psoriazе>. (дата звернення: 05.06.2020).
- [60] Joint American Academy of Dermatology – National Psoriasis Foundation guidelines of care for the management and treatment of psoriasis with phototherapy / C. A. Elmetts et al. Journal of the American Academy of Dermatology. 2019. Vol. 81(3). P. 775–804. [PMID: 31351884].
- [61] Karu T. Photobiological fundamentals of low-power laser therapy. Laser Health : abstr. of the 1-st international congress. Limawssol, 1997. P. 207–210.
- [62] Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. Australian Dental Journal. 2003. Vol. 48. P. 146–155.
- [63] Karu T. Multiple roles of cytochrome c oxidase in mammalian cells under action of red and IR-A radiation. IUBMB Life. 2010. Vol. 62, Issue 8. P. 607–610.
- [64] Photoradiation therapy for the treatment of malignant tumors / T. J. Dougherty et al. Cancer Research. 1978. Vol. 38 P. 2628–2635.
- [65] Parker S. P. Laser–Tissue Interaction. Lasers in Dentistry – Current Concepts. Springer, Cham, 2017. P. 29–55.
- [66] Vo-Dinh T. Biomedical Photonics Handbook: Therapeutics and Advanced Biophotonics. Boca Raton : CRC Press, 2014. P. 767.
- [67] Трунов О. М., Беліков О. Є. Моделювання взаємодії ЕМВ з біологічними об'єктами під час світлолікування. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2009. Т. 107. Вип. 94. С. 23–27.
- [68] Trunov A. N. Peculiarities of the interaction of electromagnetic waves with bio tissue and tool for early diagnosis, prevention and treatment. Electronics and

- Nanotechnology (ELNANO) : proceedings of the 36th IEEE Int. Conf., Kyiv, 19–21 Apr. 2016. Kyiv, 2016. P. 169–174. DOI: 10.1109/elnano.2016.7493041.
- [69] Трунов О. М. Рекурентна апроксимація у задачах моделювання та проектування : монографія. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011. 272 с.
- [70] Trunov A. Theoretical Predicting the Probability of Electron Detachment for Radical of Cell Photo Acceptor. Electronics and Nanotechnology (ELNANO) : proceedings are available in IEEE Xplore Digital Library IEEE 37th Int. Conf., Kyiv, Apr. 2017. Kyiv, 2017. P. 353–357.
- [71] Trunov A. Recurrent Approximation in the Tasks of the Neural Network Synthesis for the Control of Process of Phototherapy. Computer Systems for Healthcare / ed. P. Bilski, Fr. Guerriero. Denmark : River Publishers, 2017. P. 213–248.
- [72] Куличенко В. В. Новые возможности фототерапевтических аппаратов корпорации «Лазер и здоровье» / Е. И. Сокол и др. *Применение лазеров в медицине и биологии: материалы XXIII Международной научно-практической конференции, 25-28 мая 2005 г.:* материалы конференции. – Николаев, 2005. – С. 127-132.
- [73] Коробов А. М., Коробов В. А., Лісна Т. О. Фототерапевтичні апарати Коробова А. – Коробова В. серії «Барва». Харків : ХНУ ім. В. Н. Каразіна, 2015. 186 с.
- [74] Разработка алгоритма расчета пространственного распределения интенсивности излучения фотоматричных терапевтических аппаратов / В. П. Жаров и др. Медицинская техника. 2002. № 4. С. 5–10.
- [75] Антонов С. Н. Проблема поиска и реализации оптимальных режимов воздействия в низкоинтенсивной лазерной терапии. Физическая медицина. 1994. Т. 4, № 1–2. С. 79–80.
- [76] Евстигнеев А. Р. О возможном механизме действия импульсного излучения полупроводниковых лазеров на биоткани. Физическая медицина. 1996. Т. 5. № 1–2. С. 8.

- [77] Huang Y.-Y., Chen A. C.-H., Carroll J. D., Hamblin M. R. Biphasic dose response in low level light therapy. *Dose Response*. 2009. Vol. 7, Issue 4. P. 358–383.
- [78] Миненков А. А. Применение низкоинтенсивного лазерного излучения в физиотерапии / Применение низкоинтенсивных лазеров в клинической практике / под ред. О. К. Скобелкина. Москва, 1997. С. 149–156.
- [79] Meulemans E., Wemer M. *Light Sources for Photobiology and Phototherapy*. New York, 1995.
- [80] Гамалея Н. Ф. Механизмы биологического действия излучения лазеров / Лазеры в клинической медицине. Москва : Медицина, 1996. С. 51–97.
- [81] Toshio O. A tribute to the late Endré Mester, the «godfather» of phototherapy. *Laser Therapy*. 2008. № 17. С. 5–7.
- [82] Low-level laser (light) therapy (LLLT) in skin: stimulating, healing, restoring / P. Avci et al. *Seminars in Cutaneous Medicine and Surgery*. 2013. Vol. 32, Issue 1. P. 41–52.
- [83] Владимиров В. А. Эфферентная медицина. Москва : НИИФХМ. 1994. С. 23–25.
- [84] Илларионов В. Е. Основы лазерной терапии. Москва : Респект, 1992. 128 с.
- [85] Лобко В. В., Кару Т. Й., Летохов В. С. Существенна ли когерентность низкоинтенсивного лазерного света при его воздействии на биологические объекты. *Биофизика*. 1985. Т. 30. С. 366–371.
- [86] Laser hybrid and phototherapeutic technologies for oncology / V. P. Zharov et al. *Proceedings of SPIE*. 2000. Vol. 4059. P. 192–204.
- [87] Menyaev Y. A., Zharov V. P. Experience in Development of Therapeutic Photomatrix Equipment. *Biomedical Engineering*. 2006. Vol. 40, Issue 2. P. 57–63. DOI: 10.1007/s10527-006-0042-6.
- [88] NASA light emitting diode medical applications from deep space to deep sea / H. T. Whelan et al. *Space Technology and Applications International Forum*. 2001. P. 35–45.



- [89] Celluma light therapy. Celluma light therapy. URL: <https://www.celluma.com/>. (дата звернення: 24.07.2020).
- [90] Lukyanovich P. A., Zon V. A., Kunin A. A., Pankova S. N. Light intensity modulation in phototherapy. *Laser Physics*. 2015. Vol. 25, Issue 4.
- [91] Меняев Ю. А., Жаров В. П. Опыт разработки фотоматричной терапевтической аппаратуры. *Медицинская техника*. 2006. № 2. С. 4.
- [92] Спосіб світлолікування: пат. 28313 Україна: МПК А61N 5/06. № 200706073; заявл. 01.06.2007; опубл. 10.12.2007, Бюл. № 20. 4 с.
- [93] Апарат світлолікування: пат. 55251 Україна: МПК А61N 5/06. № 201006373; заявл. 25.05.2010; опубл. 10.12.2010, Бюл. № 23. 5 с.
- [94] Апарат для магнитолазерной терапии: пат. 2134601 Росія: МПК А61N5/06, А61N2/08. № 97110615/14; заявл. 23.06.1997; опубл. 20.08.1999. 8 с.
- [95] Спосіб резонансно-конформаційної фотонної терапії та пристрій, що його реалізує: пат. 100029 Україна: МПК А61N 5/06. № 201005737; заявл. 12.05.2010; опубл. 12.10.2012, Бюл. № 21. 8 с.
- [96] Автоматизована система для гістроскопічного дослідження з терапевтичними функціями: пат. 107081 Україна: МПК А61В 1/00, А61В 1/303, А61N 5/06. № 201509957; заявл. 12.10.2015; опубл. 25.05.2016, Бюл. № 10. 7 с.
- [97] Волькенштейн М. В. Биопфизика. Москва : Наука, 1988. С. 591.
- [98] Bayle J. C Programming for Arduino. Packt Publishing Ltd, 2013. 512 p.
- [99] Blum J. Exploring Arduino®: Tools and Techniques for Engineering Wizardry. John Wiley & Sons, Inc., 2020. 512 p.
- [100] Raspberry Pi. Raspberry Pi Foundation. URL: <https://www.raspberrypi.org/>. (дата звернення: 27.04.20).
- [101] Магда Ю. Программирование и отладка C/C++ приложений для микроконтроллеров ARM. Москва : ДМК Пресс. 2017. 170 с.

- [102] IBM Redbooks. Building Smarter Planet Solutions with MQTT and IBM WebSphere MQ Telemetry / V. Lampkin et al. Copyright International Business Machines Corporation, 2012. 270 p.
- [103] Gupta A. The IoT Hacker's Handbook A Practical Guide to Hacking the Internet of Things. Apress, 2019. 330 p.
- [104] Kolban N. Kolban's Book on ESP32 & ESP8266. Leanpub, 2016. 436 p.
- [105] 300Mbps Wireless N Router. TP-Link. 2015. URL: [https://static.tp-link.com/res/down/doc/TL-WR841N\\_11.0.pdf](https://static.tp-link.com/res/down/doc/TL-WR841N_11.0.pdf). (дата звернення: 16.02.2020).
- [106] Trunov A. N. The formation of unified method of technological process effectiveness evolution. Problemy informacijnyh tehnologij. 2014. Vol. 1, Issue 14. P. 104–108.
- [107] Трунов О. М. Розвиток методів оцінки ефективності систем керування роботизованими комплексами у глибоководних технологіях / Вестник ХНТУ. Херсон, 2013. № 1 (46). С. 328–337.
- [108] Трунов А. Н. Оценка эффективности технологии программирования. Научно-технический журнал. Авиационно-космическая техника и технология. Харьков : ХАИ, 2014. № 10 (117). С. 178–182.
- [109] Trunov A. Diagnostic of Inflammation and choice of therapy' alternatives in accordance with several standards. Advanced Information and Communications Technologies (AICT'2019) : proceedings of the 3rd IEEE Int. Conf., Lviv, 2–6 Jul. 2019. DOI: 10.1109/AIACT.2019.8847919.
- [110] Trunov A., Belikov A. Development of architectural realizations of phototherapy computer'systems for prevention and treatment. Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS–2019) : proceedings of the 10th IEEE Int. Conf., Metz, 18–21 Sept. 2019. No. 094.
- [111] Trunov A., Belikov A. Application of recurrent approximation to the synthesis of neural network for control of processes phototherapy. Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications

- (IDAACS) : proceedings of the 8th IEEE Int. Conf., Warsaw, 24–26 Sept. 2015. Warsaw, 2015. Vol. 2;
- [112] Trunov A., Kozub N., Belikov A. The Methods and Means for Enhancement of the Rehabilitation Efficiency of the Tone of the Spine Areas. Electronics and Nanotechnology (ELNANO 2018) : proceedings of the 38th IEEE Int. Conf., Kyiv, 24–26 Apr. 2018. Kyiv, 2018. P. 387–393
- [113] Рюмик С. М. Мікро контролери AVR. Радіоаматор. № 3 (139), 2005. С. 35–39.
- [114] AVR042: AVR Hardware Design Considerations URL: [http://www.atmel.com/dyn/resources/prod\\_documents/doc2521.pdf](http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc2521.pdf). (дата звернення: 27.03.2020).
- [115] Евстифеев А. В. Микроконтроллеры AVR семейства Mega. Москва : Додэка-XXI, 2007. С. 257–259.
- [116] Light\_WS2812 library V2.0 – Part I: Understanding the WS2812. Tim's Blog. URL: [https://cpldcpu.wordpress.com/2014/01/14/light\\_ws2812-library-v2-0-part-i-understanding-the-ws2812/](https://cpldcpu.wordpress.com/2014/01/14/light_ws2812-library-v2-0-part-i-understanding-the-ws2812/). (дата звернення: 27.03.2020).
- [117] Method of diagnosis, prevention, treatment and restoration of functions of a tissue when dosed impact magnitude and device for its realization: patent for invention № 101068 Ukraine: № 201105583. Appl. 04.05.2011, publ. 25.02.2013, Bul. № 4. 2013.
- [118] The Ultimate Comparison of IOT Development Boards. Open Electronics. URL: <https://www.open-electronics.org/the-ultimate-comparison-of-iot-development-boards/>. (дата звернення: 24.04.2020).
- [119] Thermopile Arrays and Imaging. Heimann Sensor. 2015. URL: <https://www.heimannsensor.com/thermopile-arrays>. (дата звернення: 23.11.2018).
- [120] Colak I., Demirtas M. Kabalci E. Design, optimisation and application of a resonant DC link inverter for solar energy systems. COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering. 2014. Vol. 33. P. 1761–1776.

- [121] Li R. Xu D. A zero-voltage switching three-phase inverter. *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2014. Vol. 29. P. 1200–1210.
- [122] Зайченко Ю. П. Дослідження операцій. Четверте видання. Київ : ЗАТ ВІПОЛЬ, 2000. 688 с.
- [123] Trunov A. N. The Increasing of Degree of Completeness for Solution of Financial and Business Problems in Nonlinear Programming with Constraints Inequalities. *Journal of Computational Optimization in Economics and Finance*. New York : Nova Science Publishers Inc., 2014. P. 243–253.
- [124] Trunov A. N. Application of Analytical Learning to the Synthesis of a Neural Network for Process Control Physical Rehabilitation. *Biomedical engineering and Electronics*. 2015. № 2.
- [125] Trunov A. N. Modernization of means for analysis and solution of nonlinear programming problems. *Quantitative Methods In Economy*. Warsaw, 2015. Vol. XVI, No. 2. P. 133–141.
- [126] Trunov A. Realization of Paradigm of Prescribed Control of Nonlinear object as the Maximization Adequacy Problem. *Eastern-European Journal Enterprise Technology*. 2016. № 4/4 (82). P. 50–58.
- [127] Recommended treatment doses for Low Level Laser Therapy. WALT. 2010. URL: [https://waltza.co.za/wp-content/uploads/2012/08/Dose\\_table\\_780-860nm\\_for\\_Low\\_Level\\_Laser\\_Therapy\\_WALT-2010.pdf](https://waltza.co.za/wp-content/uploads/2012/08/Dose_table_780-860nm_for_Low_Level_Laser_Therapy_WALT-2010.pdf). (дата звернення: 03.09.2020).
- [128] Krutmann J., Hönigsmann H., Elmetts C. A. *Dermatological Phototherapy and Photodiagnostic Methods*. 2nd ed. Publisher Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2020. XVI, 447 p.
- [129] Si photodiode with BNC connector. Hamamatsu. 2015. URL: [https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s2281\\_series\\_kspd1044e.pdf](https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/s2281_series_kspd1044e.pdf). (дата звернення: 22.08.2018).
- [130] Заутер Г., Линдемманн М., Шперлинг А., Оно И. Фотометрия светодиодов. *Светотехника*, 2004. № 3. С. 5–11.

- [131] Купко А. Д., Назаренко Л. А. Метрологическое обеспечение световых измерений в Украине. Светотехника. 2001. № 5. С. 38–40.
- [132] ГОСТ 7721-89. Источники света для измерений цвета. Типы. Технические требования. Маркировка. [Действующий от 1990-07-01]. Изд. офиц. СССР : Государственный комитет СССР, 1990. П47. 40 с.
- [133] Никифоров С. Почему светодиоды не всегда работают так как хотят их производители? Компоненты и технологии. 2005. № 7.
- [134] Круглов О. В., Кузьмин В. Н., Томский К. А. Измерение светового потока светодиодов. Светотехника. 2009. № 3. С. 34–36.
- [135] Гуревич М. М. Фотометрия (теория, методы и приборы). 2-е изд. перераб. и доп. Ленинград : Энергоатомиздат, 1983. 272 с.
- [136] INA219 Zero-Drift, Bidirectional Current/Power Monitor With I2C Interface. Texas Instruments. 2015. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina219.pdf>. (дата звернення: 20.09.2019).
- [137] Connect, Collaborate & Create Better Products in the Cloud Onshape. URL: <https://www.onshape.com/en/>. (дата звернення: 28.08.2020).
- [138] IESNA Recommended Standard File Format for Electronic Transfer of Photometric Data. IESNA LM-63–95. New York: Illuminating Engineering Society of North America, 1995.
- [139] Панкрашин А. Определение и измерение цвета на примере датчиков Avago Technologies. Компоненты и технологии. 2007. № 1.
- [140] Антонов В. В., Круглов О. В., Кузьмин В. Н. Денситометры для измерения оптической плотности кинофотоматериалов. Мир техники кино. 2010. № 15. С. 22–24.
- [141] Чуйко Г. П. Математичне моделювання систем і процесів : навч. посіб. / Г. П. Чуйко, О. В. Дворник, О. М. Яремчук. – Миколаїв : Вид-во ЧДУ імені Петра Могили, 2015. – 244 с.
- [142] Legat F. J. The antipruritic effect of phototherapy. *Frontiers in medicine*. 2018. № 5. 333 p.

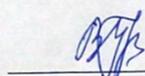
- [143] Grossweiner L. I., Grossweiner J. B., Rogers B. G. The science of phototherapy: an introduction. New York : Springer, 2005.
- [144] Do laser and led phototherapies influence mast cells and myofibroblasts to produce collagen? / I. C. De Castro et al. Lasers in medical science. 2014. Vol. 29, Issue 4. P. 1405–1410.
- [145] Naini F. B., Moss J. P., Gill D. S. The enigma of facial beauty: esthetics, proportions, deformity, and controversy. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006. Vol. 130, Issue 3. P. 277–282.
- [146] Berrios G. E. The face in medicine and psychology: A conceptual history. In: The Human Face. Boston : Springer MA, 2003. P. 49–62.
- [147] Anthropometry of the Head and Face / ed. L. G. Farkas. Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [148] Тяжка О. В., Загородня Я. М. Особливості анамнезу та клініко-лабораторних даних у дітей з пролонгованою жовтяницею. Современная педиатрия. 2015. № 8. С. 78–81.
- [149] Таболин В. А., Урывчиков Г. А. Клинические формы желтух у новорожденных. Педиатрия. 1987. № 9. С. 79–82.
- [150] Kramer L. I. Advancement of dermal icterus in the jaundiced newborn. American Journal of Diseases of Children. 1969. Т. 118. № 3. С. 454–458.
- [151] Неонатологія з позиції сімейного лікаря / Т. К. Знаменська та ін. 2007.
- [152] Техника и методика физиотерапевтических процедур. Справочник / под ред. В. М. Боголюбова, Москва, 2002. С. 277–278.
- [153] Ицкович А. И., Пономаренко Т. Н., Осин А. Я. Лазерная терапия в неонатологии. Владивосток, 1999. С. 102–104.
- [154] Руководство по физиотерапии и физиопрофилактике детских заболеваний / под ред. А. Н. Обросова. Москва : Медицина, 1987. С. 175.
- [155] Апарат інфузійної терапії новонароджених із внутрішньовенним опроміненням крові: пат. 70364 Україна: МПК А61М 5/142, А61N 5/067. № 201113251; заявл. 10.11.2011; опубл. 11.06.2012, Бюл. № 11. 7 с.

- [156] Пристрій для профілактики і лікування інфекційних захворювань та білірубінемії у дітей до 2-х років: пат. 108116 Україна: МПК А61N 5/06. № 201509405; заявл. 30.09.2015; опубл. 11.07.2016, Бюл. № 13. 5 с.
- [157] Semiconductors Ph. N-channel enhancement mode TrenchMOSTM transistor. 1999. URL: [https://alltransistors.com/pdfdatasheet\\_philips/irfz44ns\\_1.pdf](https://alltransistors.com/pdfdatasheet_philips/irfz44ns_1.pdf). (дата звернення: 05.09.2020).
- [158] TMP102 Low-Power Digital Temperature Sensor With SMBus and Two-Wire Serial Interface in SOT563. Texas Instruments. 2007. URL: [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp102.pdf?ts=1604227703160&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tmp102.pdf?ts=1604227703160&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F). (дата звернення: 02.11.2020).
- [159] Photobiomodulation improves cutaneous wound healing in an animal model of type II diabetes / K. R. Byrnes et al. Photomedicine and Laser Surgery. 2004. Vol. 22, Issue 4. P. 281–90. DOI: 10.1089/pho.2004.22.281.PMID: 15345169.
- [160] Clinical and experimental applications of NIR-LED photobiomodulation / Desmet K. D. et al. Photomedicine and Laser Surgery. 2006. Vol. 24, Issue 2. P. 121–128. DOI: 10.1089/pho.2006.24.121.PMID: 16706690 Review.
- [161] Peplow P. V., Chung T. Y., Baxter G. D. Photodynamic modulation of wound healing: a review of human and animal studies. Photomedicine and Laser Surgery. 2012. Mar; Vol. 30, Issue 3. P. 118–148. DOI: 10.1089/pho.2011.3142. Epub 2012 Jan. 27. PMID: 22283621 Review.
- [162] TP4056 3.7V Li-ion 18650 Battery Charger Module Pinout, Datasheet & Details. NanJing Top Power ASIC Corp. 2012. URL: <https://www.componentsinfo.com/tp4056-module-pinout-datasheet-details/>. (дата звернення: 14.08.2020).

## ДОДАТОК А

## Акти впровадження результатів дисертації

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директор  
ТОВ РІВЕР СОЛАР

«23» листопада



## А К Т

впровадження методики, що розроблена у ході науково-дослідної роботи «Розроблення мобільних малогабаритних та стаціонарних бездротових приладів ранньої діагностики, профілактики, лікування та посттравматичних відновлень військово- цивільного застосування», номер державної реєстрації: 0119U100422 та дисертаційного дослідження Белікова О. С.

Даний акт складений у тому, що за результатами НДР «Розроблення мобільних малогабаритних та стаціонарних бездротових приладів ранньої діагностики, профілактики, лікування та посттравматичних відновлень військово-цивільного застосування» (№ держ. реєстрації 0119U100422, 2019–2020 р.) ЧНУ ім. Петра Могили розроблена та передана «Методика вимірювання світлових потоків оптичних випромінювачів» для подальшого застосування. Данна методика розроблена та удосконалена при виконанні дисертаційного дослідження «Підвищення ефективності елементів комп'ютерних систем і мереж для профілактики і лікування засобами фототерапії» старшим викладачем О. С. Беліковим під керівництвом д.т.н., професора О. М. Трунова.

У разі необхідності спільної розробки приладів підприємство ТОВ РІВЕР СОЛАР та ЧНУ ім. Петра Могили концентрує на договірних засадах сумісні зусилля з просування продукції на світовий ринок. Обсяги виробництва та терміни реалізації будуть оговорені додатково після проведення маркетингового дослідження. Очікуваний загальний обсяг коштів від впровадження результатів роботи планується у межах не менших за виділені кошти на виконання проекту.

Проректор з наукової роботи  
ЧНУ ім. Петра Могили  
д.н.держ.упр., професор

В. П. Беглиця

Керівник лабораторії 3D моделювання  
та адитивних технологій  
ст. викладач каф. АКІТ

О.С. Беліков



ЗАТВЕРДЖУЮ


 Директор  
 ТОВ «ІННОВА-ЦЕНТР»

/Поливода О.В.

« 24 » жовтня 2020 р.

## А К Т

**впровадження методики, що розроблена у ході науково-дослідної роботи «Розроблення мобільних малогабаритних та стаціонарних бездротових приладів ранньої діагностики, профілактики, лікування та посттравматичних відновлень військово- цивільного застосування», номер державної реєстрації:0119U100422 та дисертаційного дослідження Белікова О. Є.**

Даний акт складений у тому, що за результатами НДР «Розроблення мобільних малогабаритних та стаціонарних бездротових приладів ранньої діагностики, профілактики, лікування та посттравматичних відновлень військово-цивільного застосування» (№ держ. реєстрації 0119U100422, 2019–2020р.) ЧНУ ім. Петра Могили розроблена та передана «Методика вимірювання світлових потоків оптичних випромінювачів» для подальшого застосування. Данна методика розроблена та удосконалена при виконанні дисертаційного дослідження «Підвищення ефективності елементів комп'ютерних систем і мереж для профілактики і лікування засобами фототерапії» старшим викладачем О. Є. Беліковим під керівництвом д. т. н., професора О. М. Трунова.

У разі необхідності спільної розробки приладів підприємство ТОВ «ІННОВА-ЦЕНТР» та ЧНУ ім. Петра Могили концентрує на договірних засадах сумісні зусилля з просування продукції на світовий ринок. Обсяги виробництва та терміни реалізації будуть оговорені додатково після проведення маркетингового дослідження. Очікуваний загальний обсяг коштів від впровадження результатів роботи планується у межах не менших за виділені кошти на виконання проекту.

 Заступник директор  
 ТОВ «ІННОВА-ЦЕНТР»

В.В. Поливода

 Провідний інженер  
 ТОВ «ІННОВА-ЦЕНТР»

С.М.Шахов



ЗАТВЕРДЖУЮ

Перший проректор

Чорноморського національного  
університету ім. Петра Могили

Н. М. Іщенко

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2021р.



## АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи  
Белікова Олександра Євгеновича«ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ЕЛЕМЕНТІВ КОМП'ЮТЕРНИХ  
СИСТЕМ І МЕРЕЖ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ І ЛІКУВАННЯ  
ЗАСОБАМИ ФОТОТЕРАПІЇ»

Комісія у складі: декана факультету комп'ютерних наук, к.т.н., доцента Бойко А.П., завідувача кафедри АКІТ к.т.н., доцента Запальського В.М., д.т.н. професора кафедри АКІТ Трунова О.М. встановила та склала цей акт, що результати дисертаційної роботи Белікова О.Є. «Підвищення ефективності елементів комп'ютерних систем і мереж для профілактики і лікування засобами фототерапії» впроваджено у навчальний процес на кафедрі «Автоматизації та комп'ютерно-інтегрованих технологій» Чорноморського національного університету імені Петра Могили.

Матеріали дисертаційної роботи використовуються при викладанні дисциплін: «Контрольно-вимірювальні прилади та датчики систем автоматизації», «Програмне забезпечення комп'ютерно-інтегрованих технологій», «Проектування мобільних роботизованих систем (КП)», «Датчики та сенсори робо-технічних систем», «Дослідження операцій».

Комісія:

декан факультету комп'ютерних наук,  
к. т. н., доцент,

А. П. Бойко

завідувач кафедри АКІТ  
к. т. н. доцент,

В. М. Запальський

д. т. н., професор кафедри АКІТ

О. М. Трунов

## ДОДАТОК Б

## Список публікацій за темою дисертації

1. Трунов О. М., Беліков О. Є., Приставко Л. О., Саченко П. П. Апаратні засоби для лікування ушкоджень хребта: проблеми та перспективи. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2008. Т. 74. Вип. 87. С. 57–59; **внесок автора:** технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів; **база (и):** *Google Scholar*

2. Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Експериментальне дослідження апаратних та програмних засобів МПС фізичної реабілітації хребта й тазостегнових суглобів. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2008. Т. 74. Вип. 87. С. 63–65; **внесок автора:** отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка; **база (и):** *Google Scholar*

3. Трунов О. М., Беліков О. Є. Моделювання взаємодії ЕМВ з біологічними об'єктами під час світлолікування. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2009. Т. 107. Вип. 94. С. 23–27; **внесок автора:** пошук та аналіз існуючих теорій взаємодії електромагнітного випромінювання з біологічними об'єктами; **база (и):** *Google Scholar*

4. Беліков О. Є., Чимбір О. М., Щесюк О. В. Система забезпечення мікроклімату в кювезі. *Наукові праці. Серія : Техногенна безпека : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 233. Вип. 221. С. 134–138; **внесок автора:** аналіз технічних реалізацій, пропозиція основної ідеї, структура пропонованої комп'ютеризованої системи та складові елементи конструкції; **база (и):** *Google Scholar, Index Copernicus*

5. Беліков О. Є. Кисличенко Є. О. Штучне освітлення рослин захищеного ґрунту. *Наукові праці. Серія : Екологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-

во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 232. Вип. 220. С. 20–23; **внесок автора:** пропозиція основної ідеї, склад комп'ютеризованої системи, технічні та мережеві засоби для реалізації запропонованої ідеї, аналіз засобів реалізації та вибір оптимальних, формулювання висновків; **база (и):** *Google Scholar, Index Copernicus*

6. Беліков О. Є., Плохенко М. В., Щесюк О. В. Система автоматизації апарату для фотодинамічної терапії при лікуванні захворювань шкіри *Наукові праці. Серія : Техногенна безпека. Радіобіологія : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2014. Т. 261. Вип. 249. С. 74–78; **внесок автора:** пропозиції щодо удосконалення ідеї, структура пропонованої автоматизованої системи та технічні засоби для реалізації ідеї; **база (и):** *Google Scholar, Index Copernicus*

7. Кубов В. І., Беліков О. Є., Фабрикова В. С. Автономний лічильник кількості води. *Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2017. Т. 307. Вип. 295. С. 60–65; **внесок автора:** порівняння основних конкурентних ідей, формування структури з основних елементів комп'ютеризованої системи, аналіз та вибір засобів бездротової передачі даних; **база (и):** *Google Scholar, Ulrichsweb, Index Copernicus*

8. Беліков О. Є. Розробка комп'ютерної системи вимірювання просторового розподілу сили світла напівпровідникових випромінювачів для задач фототерапії. *Наукові праці. Серія : Комп'ютерні технології : наук.-метод. журнал.* Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2018. Т. 317. Вип. 305. С. 91–96; **база (и):** *Google Scholar, Ulrichsweb, Index Copernicus*

#### **Доповіді, на міжнародних конференціях що реферуються у Scopus**

9. Trunov A., Belikov A. Application of recurrent approximation to the synthesis of neural network for control of processes phototherapy. *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS) : proceedings of the 8th IEEE Int. Conf., Warsaw, 24–26 Sept. 2015. Warsaw, 2015.*

Vol. 2; **внесок автора:** пропозиції що до елементів структури комп'ютеризованої системи, побудова структури системи; **база (и):** SCOPUS.

10. Trunov A., Kozub N., Belikov A. The Methods and Means for Enhancement of the Rehabilitation Efficiency of the Tone of the Spine Areas. *Electronics and Nanotechnology (ELNANO 2018)* : proceedings of the 38th IEEE Int. Conf., Kyiv, 24–26 Apr. 2018. Kyiv, 2018. P. 387–393; **внесок автора:** технічна реалізація системи отримання теплових зображень, їх комп'ютерний аналіз; **база (и):** SCOPUS.

11. Trunov A., Belikov A. Development of architectural realizations of phototherapy computer's systems for prevention and treatment. *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS)* : proceedings of the 10th IEEE Int. Conf., Metz, 18–21 Sept. 2019. Metz, 2019. No. 094; **внесок автора:** пропозиції щодо структурних елементів фототерапевтичних комп'ютеризованих систем, технічні реалізації; **база (и):** SCOPUS.

12. Formation of method of synthesis of parameters of devices of prevention and post therapeutic restoration of spine zones / Belikov A. et. al. *Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)* : proceedings of the 15th IEEE Int. Conf., Zbarazh – Lviv, 23–26 Sept. 2020. Zbarazh – Lviv, 2020. P. 247–250; **внесок автора:** схемо-технічні пропозиції та реалізації; **база (и):** SCOPUS.

### Всеукраїнські конференції

13. Трунов О. М., Беліков О. Є., Приставко Л. О., Саченко П. П. Стенд для лікування ушкоджень хребта та тазостегневих суглобів. Могілянські читання – 2007: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 29–04 лист. 2007 р. Миколаїв : Вид-во МДГУ ім. Петра Могили, 2007; **внесок автора:** технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів.

14. Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Мікропроцесорна система контролю процесу фізичної реабілітації хворих на міжхребцеву грижу. Могілянські читання – 2007: Досвід та тенденції розвитку

суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 29–04 лист. 2007 р. Миколаїв : Вид-во МДГУ ім. Петра Могили, 2007; **внесок автора:** отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка.

15. Трунов О. М., Беліков О. Є. Проблеми та перспективи практичної реалізації патенту «Спосіб світлолікування». Могилянські читання – 2008: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 20–24 жовт. 2008 р. Миколаїв : Вид-во МДГУ ім. Петра Могили, 2008; **внесок автора:** технічна реалізація мікропроцесорної частини стенду.

16. Трунов О. М., Беліков О. Є. Автоматизований світлотерапевтичний пристрій з МП керуванням. Применение лазеров в медицине и биологии. VII Васильевские чтения : материалы XXIX междунар. науч.-практ. конф., г. Харьков, 21–24 мая, 2008 г. Харьков, 2008; **внесок автора:** пропозиції що до технічних удосконалень, створення програмного коду для керування автоматизованим стендом.

17. Трунов О. М., Беліков О. Є., Приставко Л. О., Саченко П. П. Апаратні засоби фракційної терапії. Применение лазеров в медицине и биологии. VII Васильевские чтения : материалы XXIX междунар. науч.-практ. конф., г. Харьков, 21–24 мая, 2008 г. Харьков, 2008; **внесок автора:** технічна реалізація дослідного стенда та опис основних елементів.

18. Трунов О. М., Іхсанов Б. Ш., Беліков О. Є., Маташніков С. В. Експериментальне дослідження апаратних та програмних засобів МПС фізичної реабілітації хребта та тазостегнових суглобів. Применение лазеров в медицине и биологии. VII Васильевские чтения : материалы XXIX междунар. науч.-практ. конф., г. Харьков, 21–24 мая, 2008 г. Харьков, 2008; **внесок автора:** отримання експериментальних даних з досліджуваного стенда засобами комп'ютерних технологій та їх первинна обробка.

19. Трунов О. М., Беліков О. Є. Аналіз апаратних можливостей приладів для вимірювання оптичних характеристик і параметрів ЕМВ. Могилянські читання – 2010: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 18–24 жовт. 2010 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2010; **внесок автора:** огляд основних методів та приладів вимірювання оптичних характеристик, порівняльна характеристика методів.

20. Трунов О. М., Беліков О. Є., Мухамедов Є. С., Іхсанов Б. Ш. Моделювання хвиль опромінювання в світлолікувальних технологіях. Могилянські читання – 2011: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 31–04 листоп. 2011 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011; **внесок автора:** створення програмної частини керування мікроконтролерним пристроєм для формування хвиль опромінювання.

21. Беліков О. Є. Особливості програмування МК приладів світлолікування. Могилянські читання – 2011: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 31–04 листоп. 2011 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011.

22. Трунов О. М., Беліков О. Є. Профилактика и реабилитация застойных процессов организма человека. Політ Ю. А. Гагаріна і розвиток авіації і космонавтики у ХХІ ст. : міжнар. наук.-практ. конф., м. Миколаїв, 2011 р. Миколаїв : Миколаївський національний університет ім. В. О. Сухомлинського, 2011; **внесок автора:** огляд пропонованих засобів для фотонної терапії в умовах відкритого космосу та польових шпиталів.

23. Беліков О. Є. Інфузійна терапія з внутрішньовенним опроміненням крові. Применение лазеров в медицине и биологии : XXXV міжн. наук.-практ. конф., м. Харків, 25–28 травн. 2011 р. Харків : Харківський національний університет ім. В. Н. Каразіна, 2011.

24. Беліков О. Є. Методичні підходи до метрології приладів світлолікування. Могилянські читання – 2012: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні:



глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 29–02 листоп. 2012 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2012.

25. Беліков О. Є., Мальченко О. В. Реєстрація випромінювання та побудови зображень у дальній ІЧ частині спектру. Могилянські читання – 2013: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 11–17 листоп. 2013 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2013; **внесок автора:** технічна реалізація комп'ютеризованого стенда для отримання зображень радіаційного (теплого) випромінювання.

26. Щесюк О. В., Беліков О. Є., Чимбір О. М. Система зволоження повітря для кувеза. Могилянські читання – 2013: Досвід та тенденції розвитку суспільства в Україні: глобальний, національний та регіональний аспекти : наук.-метод. конф., м. Миколаїв, 11–17 листоп. 2013 р. Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2013; **внесок автора:** пропозиції щодо удосконалення ідеї, структура пропонованої автоматизованої системи та технічні засоби для реалізації ідеї.

27. Беліков О. Є., Река П. В. Досвід інкапсуляції сонячних фотовольтаїчних елементів. Ольвійський форум – 2016: стратегії країн Причорноморського регіону в геополітичному просторі : міжнар. наук.-практ. конф., м. Миколаїв, 9–12 черв. 2016 р. Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2016; **внесок автора:** пропозиції що до структурної будови , виготовлення дослідних зразків, виконання досліджень.

### Патенти

28. Спосіб світлолікування: пат. 28313 Україна: МПК А61N 5/06. № 200706073; заявл. 01.06.2007; опубл. 10.12.2007, Бюл. № 20. 4 с.

29. Апарат світлолікування: пат. 55251 Україна: МПК А61N 5/06. № 201006373; заявл. 25.05.2010; опубл. 10.12.2010, Бюл. № 23. 5 с.

30. Апарат штучного кровообігу: пат. 63837 Україна: МПК А61М 1/00, А61М 5/00, А61М 39/00. № 201102684; заявл. 09.03.2011; опубл. 25.10.2011, Бюл. № 20. 6 с.

31. Апарат інфузійної терапії новонароджених із внутрішньовенним опроміненням крові: пат. 70364 Україна: МПК А61М 5/142, А61Н 5/067. № 201113251; заявл. 10.11.2011; опубл. 11.06.2012, Бюл. № 11. 7 с.

32. Ультразвуковий зволожувач для кувеза: пат. 85905 Україна: МПК А61М 11/00. № 201305140; заявл. 22.04.2013; опубл. 11.12.2013, Бюл. № 23. 9 с.

33. Спосіб лікування хвороб хребта та апарат для його реалізації: пат. 96333 Україна: МПК А61Н 23/02, А61Н 1/02, А61F 5/04, А61F 5/37, А61F 7/00, А61Н 5/06, А61Н 1/00, А61Н 2/00. № 200913033; заявл. 14.12.2009; опубл. 25.10.2011, Бюл. № 20. 7 с.

34. Освітлювач для теплиць: пат. 102166 Україна: МПК А01G 9/20. № 201501548; заявл. 23.02.2015; опубл. 26.10.2015, Бюл. № 20. 6 с.

35. Автоматизована система для гістроскопічного дослідження з терапевтичними функціями: пат. 107081 Україна: МПК А61В 1/00, А61В 1/303, А61Н 5/06. № 201509957; заявл. 12.10.2015; опубл. 25.05.2016, Бюл. № 10. 7 с.

36. Пристрій для профілактики і лікування інфекційних захворювань та білірубінемії у дітей до 2-х років: пат. 108116 Україна: МПК А61Н 5/06. № 201509405; заявл. 30.09.2015; опубл. 11.07.2016, Бюл. № 13. 5 с.

37. Портативний сонячний зарядний пристрій: пат. 123067 Україна: МПК Н02J 7/35. № 201707949; заявл. 31.07.2017; опубл. 12.02.2018, Бюл. № 3. 6 с.

38. Автономний тепловізор: пат. 124369 Україна: МПК G02В 23/00. № 201709362; заявл. 25.09.2017; опубл. 10.04.2018, Бюл. № 7. 8 с.

39. Автономний лічильник кількості води: пат. 124371 Україна: МПК G01F 1/06. № 201709368; заявл. 25.09.2017; опубл. 10.04.2018, Бюл. № 7. 11 с.

40. Дослідницький стенд для демонстрації та вимірювання прискорення вільного падіння: пат. 137616 Україна: МПК G09В 23/08. № 201904586; заявл. 26.04.19; опубл. 25.10.19, Бюл. № 20. 8 с.

41. Установка для лазерної різки і гравірування із системою автоматичного фокусування лазерного променя на поверхні оброблюваного

матеріалу: пат. 138634 Україна: МПК В23К 26/046. № 201904584; заявл. 26.04.2019; опубл. 10.12.2019, Бюл. № 23. 8 с.

42.Сканер об'ємних об'єктів: пат. 139992 Україна: МПК G03C9/08, G03B35/00. № 201904585; заявл. 26.04.2019; опубл. 10.02.2020, Бюл. № 3. 7 с.

43.Пристрій для об'ємного друку з магнітними шарнірними з'єднаннями: пат. 142629 Україна: МПК В41F17/00, F16C11/06. № 201910167; заявл. 03.10.2019; опубл. 25.06.2020, Бюл. № 12. 7 с.

## ДОДАТОК В

### Програмний код комп'ютеризованої фототерапевтичної системи для опромінення локальних ділянок тіла

```
#include <SoftPWM.h>
#include <GyverButton.h>
#include "include/utils.h"

/* pins definition */

const int led_gpio_arr_size = 7;
int led_gpio_arr[led_gpio_arr_size] = {12,11,10,9,8,7,6};

#define BTN_PIN 2
GButton butt1(BTN_PIN);

enum LIGHT_MODE
{
    RUNNING = 0,
    FULL_BLEED,
    REVERSE,
    MODES_INDEX
};

int ledModeVar = 0;

/* Modes variables */
boolean direction = false;

void setup(){

    Serial.begin(115200);

    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(BTN_PIN), isr, CHANGE);
    butt1.setDebounce(50);
```

```
SoftPWMBegin();

for(int pin = 0; pin < led_gpio_arr_size; pin++){

    SoftPWMSetFadeTime(led_gpio_arr[pin], 0, 0);
    SoftPWMSet(led_gpio_arr[pin], 0);
}

// Calculate the R variable (only needs to be done once at setup)
R = (pwmIntervals * log10(2)) / (log10(255));

}

void isr() {
    butt1.tick();
}

int pin_counter = 0;

void loop(){
    butt1.tick();

    mode_changer();

    switch (ledModeVar)
    {
    case RUNNING: running_mode(); break;
    case FULL_BLEED: full_bleed_mode(); break;
    case REVERSE: reverse_mode(); break;
    default: Serial.println("Something Wrong. I can feel it"); break;
    }

}
```

```
void mode_changer(){

    if(butt1.isClick()){
        Serial.println("ChangeMode called");
        /* Disable all diodes before mode change */
        for(int i = 0; i < led_gpio_arr_size; i++)
        {
            SoftPWMSet(led_gpio_arr[i], 0);
        }
        pin_counter = 0;
        direction = false;

        ++ledModeVar;
        if(ledModeVar > sizeToIndex(MODES_INDEX))
            ledModeVar = 0;

    }

}

int sizeToIndex(int size){
    return size - 1;
}

void running_mode(){
    Serial.println("Running Mode");

    smoothEnable(led_gpio_arr[pin_counter], 10); //10ms exposure
    SoftPWMSet(led_gpio_arr[pin_counter], 0);

    pin_counter++;

    if(pin_counter > sizeToIndex(led_gpio_arr_size))
        pin_counter = 0;
}
```

```
void full_bleed_mode(){
    Serial.println("Full bleed Mode");

    if(pin_counter < sizeToIndex(led_gpio_arr_size)){
        smoothEnable(led_gpio_arr[pin_counter]);
        pin_counter++;
    }

}

void reverse_mode(){
    Serial.println("Reverse Mode");

    smoothEnable(led_gpio_arr[pin_counter], 10); //10ms exposure
    SoftPWMSet(led_gpio_arr[pin_counter], 0);

    if(pin_counter <= sizeToIndex(led_gpio_arr_size) && direction == false){
        pin_counter++;
        if(pin_counter == led_gpio_arr_size)
            direction = true;
    }

    if(pin_counter >= 0 && direction == true){
        pin_counter--;
        if(pin_counter == 0)
            direction = false;
    }

}
```

## ДОДАТОК Г

### Програмний код автоматизованого стенду для встановлення закону просторового розподілу випромінювання точкового випромінювача

```
#include <AccelStepper.h>

#define STEPS_MODE 16 // 1/1, 1/4, 1/8, 1/16, 1/32

#include "inc/speeds_def.h"
#include <GyverButton.h>

/* Start of Pindefs block */
#define START_BUTT 2
#define DIR_PIN 3
#define STEP_PIN 4
#define EN_PIN 5
#define LIM_SWITCH 6
#define LED_PIN 7
/* End of Pindefs block */

/* Diode Variables*/
#define DIODE_PIN A0
int lightLevel = 0; // Store diode values here
int readingInterval = 8;

/* Common Variables */
boolean executed = false;
long previousStep = 0;

AccelStepper stepper_x = AccelStepper(1, STEP_PIN, DIR_PIN);

GButton butt1(START_BUTT);

void setup() {
  /* Pin Settings Block */
  pinMode(EN_PIN, OUTPUT);
  pinMode(LIM_SWITCH, INPUT_PULLUP);
  pinMode(DIODE_PIN, INPUT);
  pinMode(START_BUTT, INPUT_PULLUP);
  pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
```



```
Serial.begin(115200);

/* LED Control And Manual Current Adjustment */
digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
delay(100);

Serial.print("Waiting for manual current correction");
while (digitalRead(START_BUTT) == false) {
  Serial.print(".");
}
Serial.println("");

attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(START_BUTT), isr, CHANGE);
butt1.setDebounce(50);

/* Homing procedure */
stepper_x.setMaxSpeed(MAX_SPEED);
homing();

/* 180 degree turn */
stepper_x.move(angleToSteps(-180));
}

void loop() {
  butt1.tick();

  if (butt1.isClick() && stepper_x.isRunning() != true ) {

    homing();
    stepper_x.move(angleToSteps(-180));
    executed = false;
  }

  if (stepper_x.distanceToGo() == 0 && executed != true) {
    stepper_x.move(angleToSteps(90));
    enableStepper(EN_PIN);
    executed = true;
  }

  stepper_x.run();
}
```

```

if (executed != true) {

    if (-stepper_x.currentPosition() - previousStep >= readingInterval) {
        Serial.print(stepsToAngle(-stepper_x.currentPosition()));
        Serial.print(";");
        Serial.println(analogRead(DIODE_PIN));

        previousStep = -stepper_x.currentPosition();
    }
}

if (!stepper_x.isRunning()) {
    disableStepper(EN_PIN);
}
}

void isr() { butt1.tick(); }

void homing() {

    // Serial.println("Homing Started");
    /* Move CW until limit switch triggered */
    stepper_x.setSpeed(FAST1);
    moveUntillim();

    stepper_x.setAcceleration(160);
    stepper_x.move(-10 * STEPS_MODE);
    // Serial.print("Moving forward...");
    while (stepper_x.run()) {
        // Serial.print(".");
    }
    // Serial.println("");

    stepper_x.setSpeed(MEDIUM0);
    moveUntillim();

    stepper_x.setCurrentPosition(0);
    // Serial.println("Homing finished");
}

```

```
void moveUntillim() {  
  
    while (digitalRead(LIM_SWITCH) == false) {  
        stepper_x.runSpeed();  
    }  
}  
  
void enableStepper(int enablePin) { digitalWrite(enablePin, 0); }  
  
void disableStepper(int enablePin) { digitalWrite(enablePin, 1); }  
  
double angleToSteps(int angle) { return (double)(angle / 1.8) * STEPS_MODE; }  
  
double stepsToAngle(int steps) { return (double)(1.8 / STEPS_MODE) * steps; }
```