

SECTION 4. ELECTRICAL ENGINEERING

DOI: 10.46299/ISG.2024.MONO.TECH.4.4.1

4.1 Обладнання на світловипромінювальних діодах для екстракорпорального опромінення крові

Вступ

Фототерапія є одним з методів фізіотерапії, що полягає в застосуванні ЕМВ (електромагнітного випромінювання) оптичного діапазону з лікувальною, профілактичною та реабілітаційною метою, що складається в активації адаптаційних і регуляторних механізмів організму. На сьогоднішній день, фототерапія є одним з методів фізіотерапії, який динамічно розвивається, що обумовлено рядом робіт в області визначення механізмів взаємодії електромагнітного випромінювання оптичного діапазону, з біологічними об'єктами на різних рівнях, а також застосуванням в якості випромінювачів нових штучних джерел ЕМВ [124]. Ведуться розробки нових і вдосконалення існуючих методик та апаратного забезпечення для впливу на різні галузі і структури організму людини. Останнім часом велика увага приділяється терапевтичному використанню неруйнівного і нетоксичного НІОВ (низькоінтенсивного оптичного випромінювання) лазерів і світлодіодів [125].

Лікувальна дія світла на організм людини відома здавна. Про геліотерапію знали стародавні єгиптяни, ассірійці, греки та інші народи, про неї неодноразово згадується в працях Гіппократа. Світлотерапія як наука почала формуватися в ХІХ столітті, після відкриття англійськими вченими Дж.Дауном і Р. Блунтом (1877 г.) лікувальних властивостей УФ випромінювання. У 1903 р датському фізіотерапевту Н. Фінсену була присуджена Нобелівська премія з фізіології та медицини за розробку і широке впровадження методики лікування аутоімунних і шкірних захворювань, за допомогою концентрованого світлового випромінювання.

Згодом, у великому числі експериментальних робіт, було показано, що синє світло змінює біохімічний склад крові, покращує роботу серця і легенів,

стимулює імунну систему, стимулює синтез АТФ, регулює метаболізм, покращує функцію зовнішнього дихання, доставки та утилізації кисню в клітинах, покращує проведення нервових імпульсів [126]. Оптичне випромінювання червоного та ІЧ (інфрачервоного) діапазонів покращує мікроциркуляцію крові в дрібних судинах і тканинах, підвищує швидкість окислювально-відновних реакцій, підсилює регенерацію пошкоджених тканин, нормалізує водний баланс клітин, має виражену судинорозширювальну, протизапальну, знеболюючу, лімфодренуючу і протинабрякову дію, підвищує місцевий і загальний імунітет [127, 128]. Низькоінтенсивне оптичне випромінювання (НІОВ) прискорює загоєння ран, має протизапальну, безпечну і захисну дію на клітини, перешкоджає їх загибелі від цитотоксичних факторів [129, 130, 131, 132, 133].

В даний час під низькоінтенсивним оптичним випромінюванням розуміють вплив випромінювання потужністю $P = 10^{-3}-10^{-1}$ Вт, з довжиною хвилі $\lambda = 300-10600$ нм, частотою пульсацій від $f = 0$ (безперервне) до $f = 5$ кГц, тривалістю пульсацій $t = 1-500$ мс, міжпульсовим інтервалом $t = 1-500$ мс, загальним часом впливу $10-3000$ с, щільністю потужності (інтенсивністю) $P_s = 0,01-10$ Вт/см² і сумарною дозою (потужність час опромінення / площа опромінення) $D = 0,01-100$ Дж/см² [125].

Засобом для досягнення цілющих ефектів НІОВ є, перш за все, кров людини. Кров є найважливішою біологічною рідиною організму, що здійснює транспортну, живильну, регуляторну функції. Вплив НІОВ на кров чинить м'яке коригування системи саморегулювання і підтримання гомеостазу, здійснює регулювання, пряме або непряме, нормальних фізіологічних реакцій організму [134].

Існують наступні види опромінення крові.

1. Внутрішньовенне лазерне опромінення крові.

Внутрішньовенне лазерне опромінення крові (ВЛОК) здійснюється *in vivo* шляхом подачі світла низькоінтенсивного лазера в судинний канал, як правило, в вену передпліччя, в припущенні, що терапевтичний ефект буде поширюватися

через кровоносну систему [134, 135, 136]. Найчастіше використовуються довжини хвилі з низькоінтенсивним лазерним випромінюванням (НІЛВ) 365, 405, 525 і 635 нм і потужністю 2-3 мВт. Терапевтичний ефект ВЛОК заснований на фотобіологічному впливі НІЛВ на формені елементи крові, активації біохімічних процесів, поліпшення механічних, транспортних, структурних властивостей мембран клітин, поліпшення реологічних і транспортних (в першу чергу киснево-транспортних) властивостей крові [137]. В кінцевому підсумку ефект ВЛОК на організм людини реалізується в поліпшенні функціонування органів і систем організму і призводить до зменшення патологічних проявів захворювань. Доведено, що при впливі НІЛВ на кров пацієнта, достатньо піддати опроміненню до 10-20% об'єму циркулюючої крові і спостерігати різні позитивні клінічні ефекти на рівні усього організму [137].

2. Кризьшкірне (над венне) лазерне опромінення крові.

При кризьшкірним (над венним) впливі лазерний промінь спрямований на неущожену шкіру в область великих кровоносних судин (наприклад, в бік загальної сонної артерії або надключичній області) [136, 138, 139]. У зв'язку з тим, що шкіра діє в якості бар'єру, поглинаючи енергію НІЛВ, потужність лазерного джерела доводиться значно збільшувати. На думку [136] цю проблему вирішить використання імпульсних матричних лазерних джерел світла.

3. Екстракорпоральне опромінення крові.

Використовується, в основному, для ультрафіолетового опромінення крові [138, 140, 141], включає в себе забір крові через вену і опромінення її поза тілом, в спеціальній кюветі. Раніше кров опромінювали за допомогою УФ ламп, зараз за допомогою лазера.

Екстракорпоральне ультрафіолетове опромінення крові (ЕУФОК) і подальша її внутрішньовенна реінфузія є найбільш відомим, поширеним і вивченим методом гемотерапії [142].

Історія застосування методу з лікувально-оздоровчою метою налічує вже майже 100 років. У 1928 р вперше в світі американські лікарі V. Hancock і E. Knott [141] успішно виконали реінфузію УФ-опроміненої крові двом пацієнтам,

що гинули від післяабортного сепсису і абсцесу мозку. Метод, запропонований V. Hancock і E. Knott, при якому УФ-опромінення аутокрові в кількості 180-220 мл вводиться внутрішньовенно, привернув увагу численних дослідників в США. Він знайшов застосування в терапії сепсису різної етіології, при обмеженому і розлитому перитоніті, гострої гнійної інфекції, ранах, що довго не гояться, вірусної інфекції [142]. Застосування ЕУФОК при гострих гнійних інфекціях попереджало септичні процеси. Метод ефективний при інфекціях, стійких до сульфаніламідних препаратів.

У Європі перша згадка про ЕУФОК відноситься до 1934 р. Чеський хірург Н. Navlicek [143], на відміну від V. Hancock і E. Knott, вводив УФ-опромінену кров внутрішньом'язово. Така методика давала задовільні результати при лікуванні алергічних, септичних і судинних захворювань.

Створення антибіотиків, їх ефективність при гнійної інфекції послабили інтерес до застосування ЕУФОК. Використання методу в клініці тривало; були отримані хороші результати при серцево-судинних, бронхо-легеневих та інших захворюваннях внутрішніх органів. У 1948 р E. Knott [141] повідомив про проведення ним 45 000 процедур, в 1955 р R. Olney [144] - 60 000 процедур. Цей метод в 1950-і роки був застосований для лікування вірусних гепатитів; також була рекомендована УФ-обробка консервованої крові і плазми з метою профілактики посттрансфузійного гепатиту. На початку 1960-х років в США з неясної причини припинилися публікації про лікувальну дію даного методу. З європейських країн лише в Німеччині, де було налагоджено серійне виробництво спеціального приладу («Тельта-Ультрамед»), тривало і триває застосування методу. В останнє десятиліття ЕУФОК застосовують переважно при судинної патології, хоча зустрічаються повідомлення і про проведення його при інших хворобах: псоріазі, цукровому діабеті, пієлонефриті і т. д. [142].

В СРСР, і згодом в країнах СНД, перші повідомлення про ЕУФОК з лікувальною метою відносяться до середини - кінця 1930-х років. У 1937 р. А. Філатов і Г. Касумов [142] застосовували ЕУФОК при гіпоксичних станах, викликаних кровотечею, а Е.І. Сідельковская [145] кілька років по тому отримала

позитивний ефект у хворих з сепсисом після трансфузій донорської крові, опроміненої ультрафіолетом. У наступні роки з'явилися лише поодинокі повідомлення про лікувальну дію методу. Його впровадженню в клінічну практику в кінці 1970-х років сприяли роботи Л.В. Поташова і співробітників, які сконструювали апарат і використовували даний метод у хворих з хірургічною інфекцією [146, 147]. З початку 1980-х років починається досить бурхливе впровадження УФ-опромінення крові в різні галузі клінічної медицини, з'являються повідомлення про можливості використання методу в спортивній медицині і навіть в ветеринарії [142]. Сприятливим поштовхом до такої події послужило початок серійного випуску вітчизняного апарату «Ізольда», а також поява інших пристроїв.

В даний час метод ЕУФОК завоював міцне місце в арсеналі методів гемотерапії завдяки своїй доступності та простоті виконання, а також високій ефективності при багатьох патологічних станах. Сучасне технічне забезпечення методу ЕУФОК і отримання все нових даних про механізми безпосереднього впливу ультрафіолету на кров і опромінення аутокрові на організм зумовили популярність методу серед вітчизняних клініцистів.

В умовах підвищеної захворюваності в зимовий час і міжсезоння метод дає відмінну можливість захистити організм від вірусної атаки. Під дією ультрафіолетового опромінювання клітини крові оновлюють захисну мембрану, необхідну при вірусному навантаженні для збереження імунітету. В даний час, при активному поширенні коронавірусу, УФОК крові став відмінним засобом запобігання зараження COVTD - 19, а також частиною комплексної терапії.

Практично все сучасне фототерапевтичної обладнання, яким впливають ЕУФОК, ЕЛОК та ВЛОК на організм, створено із застосуванням лазерів. (Це такі прилади як Ізольда-ЕЛОК, Матрикс-ВЛОК, Соларіс, Юлія і ін.).

Прилади на основі лазерів небезпечні, досить дороги, вимагають спеціальної підготовки персоналу. Виникає необхідність вивчення можливості використання замість приладів на основі лазерів більш безпечних, дешевих, більш простих в експлуатації джерел випромінювання - світлодіодів.

Їх вартість в кілька разів менша за вартість лазерів, що випромінюють ті ж довжини хвиль. У світлодіодів менший ризик передозування, менше деструктивних змін в клітці на молекулярному рівні, ніж у лазерів. Ці та інші обставини дозволяють вважати, що лазери в терапії можуть бути замінені світлодіодами.

Переваги світлодіодних апаратів для фототерапії:

- відсутність численних протипоказань, характерних для лазерної терапевтичної апаратури;
- велика розбіжність пучка випромінювання дозволяє впливати на значну площу тіла (рани, виразки, опіки і т.д.) без застосування спеціальної розфокуруючої оптики;
- істотно менше енергоспоживання забезпечує економічність в роботі, більш високу ступінь безпеки користувачів;
- невеликі розміри і маса дозволяють використовувати прилади практично в будь-яких умовах в стаціонарі, поліклініці, амбулаторії та в побуті.

Нові сучасні світлодіодні апарати для фототерапії дозволяють отримати ефект аналогічний застосуванню дорогих терапевтичних лазерів і відповідають всім сучасним вимогам, пред'явленим до медичної апаратури, а саме: точність і стабільність установки параметрів впливу; висока ефективність; простота експлуатації і обслуговування; безвідмовність в роботі; компактність і малу вагу; відносно низька вартість.

З вищевикладеного випливає, що частина світлодіодних апаратів у ряді фізіотерапевтичних приладів буде продовжувати рости і складати конкуренцію терапевтичним лазерам.

Рядом біофізичних методів були проведені власні дослідження щодо ефективного впливу електромагнітного випромінювання (ЕМВ) оптичного діапазону на еритроцити людини. Об'єктом дослідження в еритроцитах був так званий примембранний водний шар еритроцитів [148, 149, 150]. Досліджувався вплив ЕМВ оптичного діапазону на ефективну товщину примембранного шару еритроцитів δ (в неопромінених зразку $\delta = 2,57 \cdot 10^{-5}$ м) [149, 150, 151]. Було

встановлено, що УФ-опромінення (опромінення велосою газорозрядною ртутною лампою типу ВМТ) ($\lambda = 253,7$ нм) зменшує товщину примембранного шару на 25%; селективне опромінення спектральними лініями (газорозрядної ртутної лампи типу ВМТ) ($\lambda = 312,6$ нм) і ($\lambda = 577$ нм), а також опромінення еритроцитів «жовтим» світлодіодом ($\lambda = 592$ нм) дають зменшення примембранного шару на 18%. Вплив гелій-неоновим лазером ($\lambda = 640$ нм) зменшило примембранний шар на 16%. Зменшення ефективної товщини примембранного водного шару змінює швидкість обмінних процесів в системі «клітина - міжклітинне середовище», тим самим змінюючи режим функціонування клітини. Змінений режим функціонування є біологічною відповіддю на опромінення вище переліченими довжинами хвиль. Еритроцити зі зміненим режимом функціонування, стають сигналами-подразниками, які змушують організм мобілізувати ресурси на боротьбу з патологією. Ці обставини розширюють пошук нових ефективних терапевтичних прийомів, які використовують опромінення УФ і хвилями видимій області світла. Дані обставини можуть прогнозувати створення обладнання для фототерапії з певними параметрами впливу. Слід зауважити, що апаратура для екстракорпорального опромінення крові розроблялася, в основному, для УФ діапазону довжин хвиль. Є дані про апаратуру на довжинах хвиль 640-650 нм. Апаратура для екстракорпорального опромінення крові, що працює в діапазоні довжин хвиль 530-590 нм, раніше не розроблялася.

Отже, необхідно провести розрахунок параметрів фототерапевтичного обладнання для екстракорпорального опромінення крові на базі світловипромінювальних діодів. Прототипами досліджуваного фототерапевтичного обладнання були широкофункціональні терапевтичні лазерні і лампові прилади. Недоліком прототипів була їх висока вартість, громіздкість, необхідність спеціального приміщення для проведення процедур, спеціальна підготовка персоналу відповідно вимогам до роботи з лазерними установками.

Мета роботи

Метою роботи є розробка фототерапевтичного обладнання для екстракорпорального опромінення крові на базі світловипромінювальних діодів, використовуючи результати власних досліджень.

Регулювання параметрів впливу для забезпечення заданої дози.

Проведення процедур фототерапії полягає в опроміненні деякої ділянки тіла або всього пацієнта, а в даному випадку зразка крові пацієнта, ЕМВ з певними параметрами впливу. Дані параметри впливу, діапазони їх регулювання визначаються застосовуваної методикою фототерапії та реалізуються апаратним забезпеченням. Відсутність конкретних значень параметрів впливу часто пов'язано з індивідуальними особливостями протікання різних патологічних процесів. Забезпечення можливості регулювання більшого числа параметрів дозволяє здійснювати вплив з максимальним терапевтичним ефектом.

При впливі процедур фототерапії основними параметрами впливу є величини: інтенсивності випромінювання I , $[Вт/м^2]$ і яскравості джерела випромінювання L_v , $[Кд/м^2]$.

Вираз для розрахунку інтенсивності випромінювання, що випускається одним джерелом світла, має вигляд:

$$I = \frac{P}{S} = \frac{\Phi_E}{S}, \quad (1)$$

де P - потужність випромінювання, Вт;

S - площа, що піддана випромінюванню, $м^2$;

Φ_E - потік випромінювання, що випускається одиничним джерелом, Вт.

Яскравість джерела випромінювання можна розрахувати з виразу:

$$L_v = \frac{I_v}{S} = \frac{\Phi_v}{\Theta \cdot S}, \quad (2)$$

де I_v - сила світла - кількісна величина потоку випромінювання, що припадає на одиницю тілесного кута в межах його поширення, Кд ;

Φ_v - світловий потік - фізична величина, яка характеризує кількість енергії, яка сприймається органом зору у відповідному потоці випромінювання, Лм;

Θ - тілесний кут - частина простору, обмежена деякою конічною поверхнею, ср.

Кількісно вплив ЕМВ оцінюється щільністю дози D [152], що представляє собою інтенсивність випромінювання, яким піддається поверхня біооб'єкту протягом деякого часу T . Це основний параметр, що характеризує біологічні ефекти, викликані впливом ЕМВ. Щільність дози в фототерапії має розмірність Дж/см² і розраховується виходячи з (1) і (2) наступним рівнянням:

$$D = I \cdot T = \frac{P \cdot T}{S}, \quad (3)$$

Здійснення регулювання основних параметрів впливу для досягнення найкращого терапевтичного ефекту, дозволяє здійснити підбір оптимальних інтенсивностей і щільності доз в широкому діапазоні. Найбільш поширеними методами регулювання щільності дози впливу є зміна значень потужності випромінювання і тривалості опромінення. Площа, на яку впливають опроміненням квазістала, тому що визначається обраною методикою процедури фототерапії та конструктивними особливостями випромінювачів, що застосовуються для її проведення. Тому в літературі майже завжди мова йде не про щільність дози впливу, а лише про дозу впливу.

Підвищення ефективності методик досягається за рахунок застосування різних видів модуляції випромінювання ЕМІ. На практиці в фототерапії найбільш часто застосовують імпульсну модуляцію, яка описується наступними параметрами:

- тривалість імпульсу (τ_I), час коли відбувається випромінювання;
- тривалість періоду модуляції (T_M);
- частота модуляції (F_M), зворотно пропорційна величині періоду;
- шпаруватість (Q) - відношення періоду до тривалості імпульсу.

Основною причиною застосування імпульсної модуляції є прагнення до підвищення ККД приладу. Крім цієї причини в літературних джерелах є дані про те, що до безперервного сигналу біологічні об'єкти швидко адаптуються [152]. У той час як на імпульсний вплив біологічна відповідь буде більш яскравою.

З урахуванням режиму широтно-імпульсної модуляції, а також змінами частоти модуляції і тривалості імпульсів вираз (3) прийме вигляд:

$$D = \frac{P_{\max} \cdot T \cdot F_M \cdot \tau_{II}}{S}, \quad (4)$$

Цей вираз (4) дозволяє визначити щільність дози (далі дозу), що подається на опромінюваний зразок без урахування кількості відбитого випромінювання. Так як практично всі біологічні об'єкти є сильно розсіюючими середовищами, то частина випромінювання, що проникла в біооб'єкт, повертається назад, формуючи так зване дифузне відбиття. Кількість відбитого випромінювання характеризується коефіцієнтом відбиття $R(\lambda)$, яке є сумою дзеркального і дифузного відбиття. Значення цього коефіцієнта - складно залежна величина від довжини хвилі випромінювання, у видимій частині спектру змінюється від 20 до 50%.

Значення поглиненої дози випромінювання з урахуванням коефіцієнта відбиття матиме вигляд [124]:

$$D = \frac{P_{\max} \cdot (1 - R(\lambda)) \cdot T \cdot F_M \cdot \tau_{II}}{S}, \quad (5)$$

Розрахована доза, виходячи з виразу (5), є достовірною величиною, так як мова йде про випромінювання, поглинуте біооб'єктом (в нашому випадку - зразком крові) що викликало відповідні фізико-хімічні реакції. Такий розрахунок щільності дози, виходячи з (5) більш інформативний для медичного персоналу.

За допомогою широтно-імпульсної модуляції (ШІМ) регулюється середнє значення струму, а значить, відповідно і потужність випромінювання (інтенсивність) кожної групи світловипромінювальних діодів (СВД). Тимчасові діаграми, що характеризують зміни струму при ШІМ, представлені на рис.1.

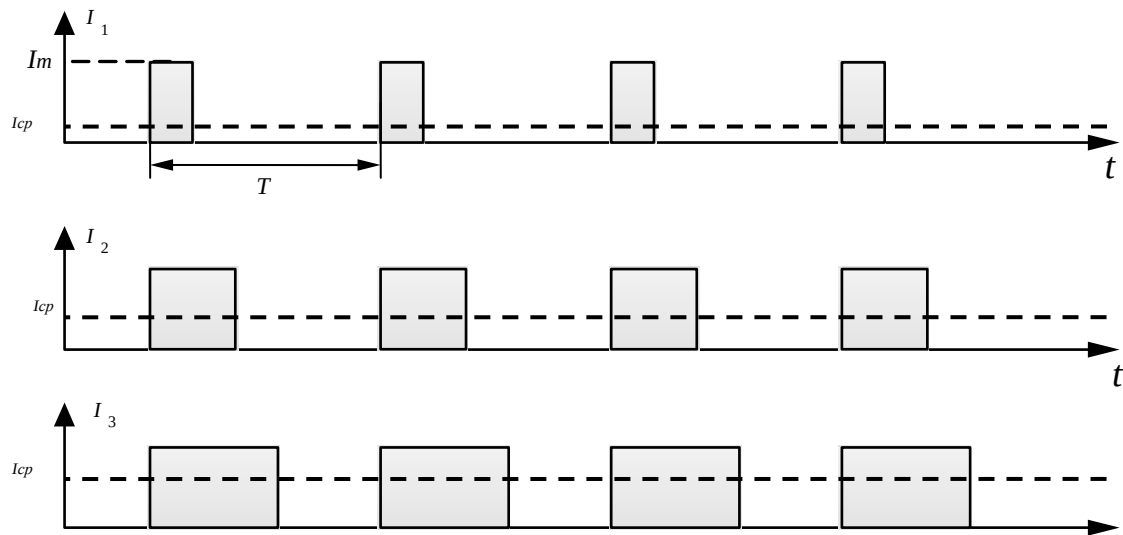


Рисунок 1. Вид імпульсів струму СВД (тимчасові діаграми) при різних величині струму, де $I_1 < I_2 < I_3$.

Потужність випромінювання, в залежності від обраної методики впливу, може залишатися як сталою за час експозиції, так і змінюватися за заданим законом. Найбільш доцільними є наступні закони регулювання потужності випромінювання (рис.2):

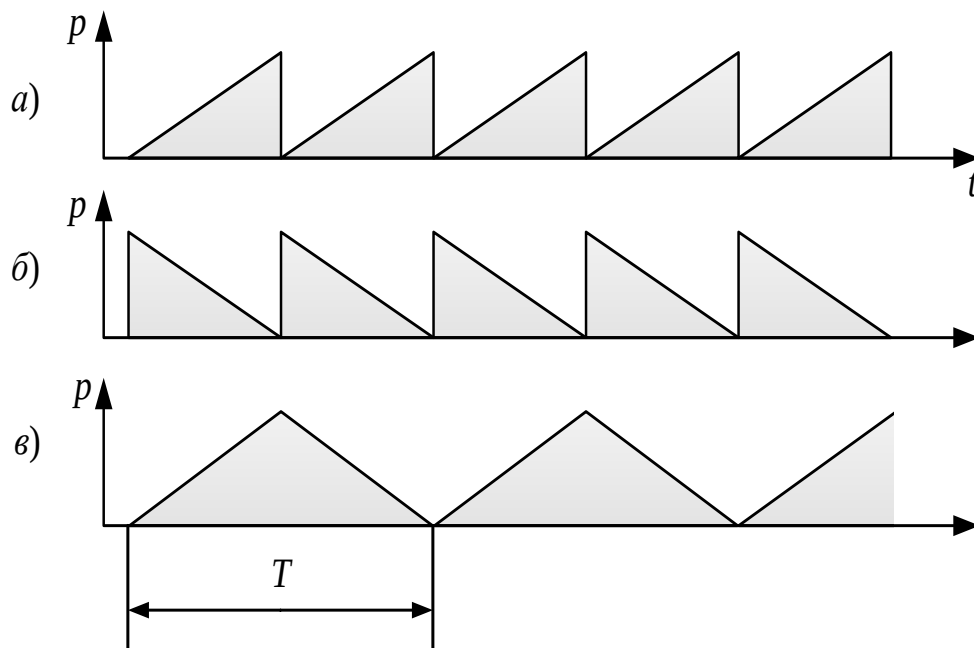


Рисунок 2. Тимчасові діаграми зміни потужності випромінювання:

- а) - по лінійно-наростаючому закону; б) - по лінійно-спадаючому закону;
в) - за законом трикутника.

Подальші дослідження покажуть найбільш ефективні закони регулювання потужності випромінювання.

Розрахунок параметрів матриць світловипромінювальних діодів

Для того щоб, забезпечити належний фототерапевтичний ефект, необхідно точно розрахувати дозу впливу випромінювання, що надходить від джерела до об'єкта (в даному випадку - зразка крові пацієнта).

У запропонованій моделі приладу застосовані групи випромінювачів - СВД, які рівномірно розміщені на прямокутній матриці. Передбачено розміщення на матриці 3-х груп СВД, що розрізняються по довжині випромінюваних хвиль (1-а – $\lambda = 310\text{--}320$ нм, 2-а – $\lambda = 530\text{--}590$ нм, 3-я – $\lambda = 640\text{--}650$ нм). Маючи в своєму розпорядженні відповідні групи СВД різних довжин хвиль на одній матриці, ми можемо створювати опромінення в кожному із зазначених діапазонів спектра. Відповідно, СВД кожної групи рівномірно розташовані в прямокутному полі (фотонному полі), утворюють умовну геометричну сітку. Власне, СВД розташовуються у вузлах умовної геометричній сітки. Від відстані між вузлами цієї сітки залежить взаємне накладення потоків випромінювання від СВД, що є визначальним при конструюванні матриці фототерапевтичних випромінювачів як найважливішої частини передбачуваної моделі приладу.

Одиничний СВД формує випромінювання, яке при досягненні поверхні об'єкта дає на ній світлову пляму в формі кола з радіусом, який визначається у вигляді функції від кута діаграми спрямованості СВД ($\alpha_{\max}$) і відстанню до поверхні L по нормалі (рис. 3, 4).

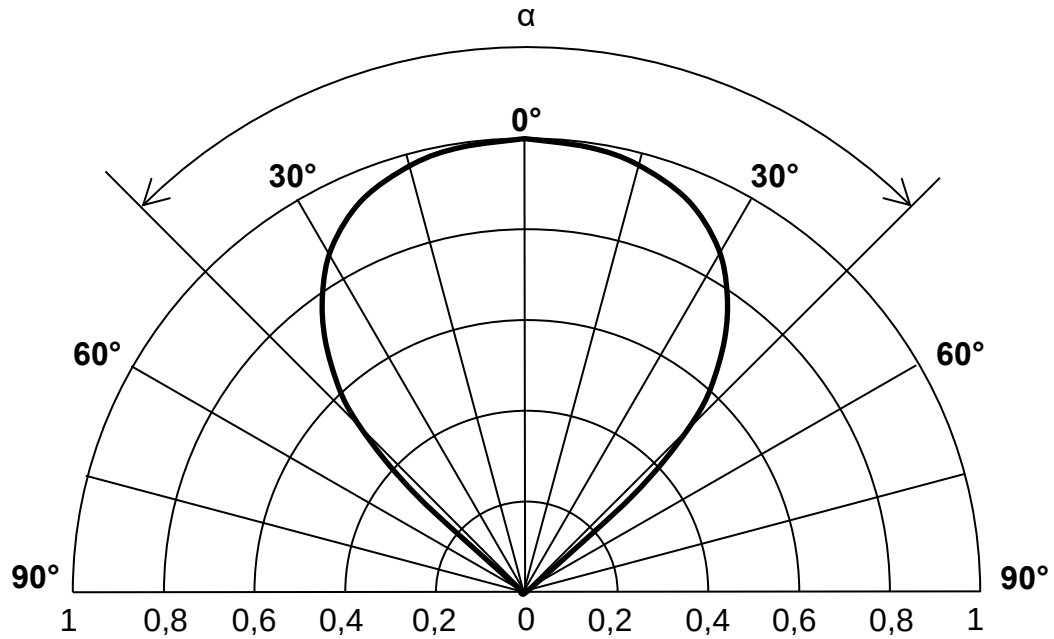


Рисунок 3. Діаграма спрямованості циліндричного світлодіода
з кутом 90°

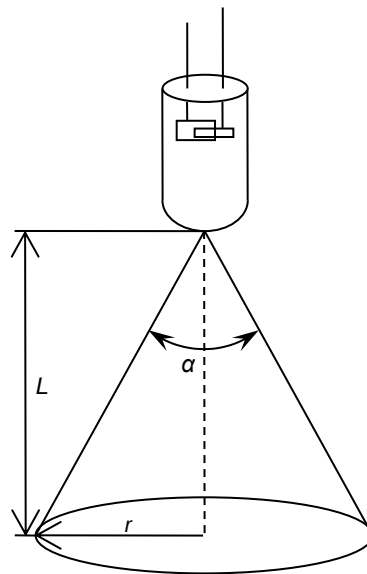


Рисунок 4. Найбільш поширена конструкція світлодіода у вигляді
циліндричної колби з лінзою. Геометричні параметри поширення
випромінювання, який формується СВД

Величина потоку випромінювання, що взаємодіє зі зразком в межах
світлової плями, описується наступним виразом [124]:

$$\Phi_E(\alpha) = \frac{2\pi \cdot (1 - \cos \alpha_{\max})}{K_M \cdot V_\lambda} \cdot \int_0^{\alpha_{\max}} I_V(\alpha) \cdot (1 - R(\alpha)) d\alpha, \quad (6)$$

де K_M - фотометричний еквівалент випромінювання, що дорівнює 683 Лм/Вт,

V_λ - функція видимості,

I_V - величина потоку випромінювання, що припадає на одиницю тілесного кута в межах його поширення (сила світла), Кд,

$R(\alpha)$ - коефіцієнт відбиття від об'єкта.

Розрахунок відстані між СВД, рівного Δx при складній залежності розподілу потоку випромінювання є непростим завданням. Для спрощення, припустимо, що кожен СВД створює на поверхні світлову пляму приблизно квадратної форми з рівномірно розподіленим потоком випромінювання. Сторону квадрата покладемо рівною a , яку будемо розраховувати наступним чином:

$$a = 2 \cdot L^2 \cdot \operatorname{tg}^2(\alpha / 2), \quad (7)$$

У виразі (7) введений кут половинний яскравості, який є одним з основних параметрів, що вказуються в технічних характеристиках СВД.

На елементарній ділянці світлового поля (площа поверхні, що опромінюється одним СВД), відбувається накладення потоків випромінювання від самого джерела, яке розташовано в геометричному центрі і від сусідніх, що знаходяться на деякій відстані. Сума потоків випромінювання від сусідніх джерел фотонного поля, які накладаються, зворотно пропорційна відстані до геометричного центру елементарної ділянки та стає рівною нулю за умови $\Delta x \geq a$, см. рис. 5.

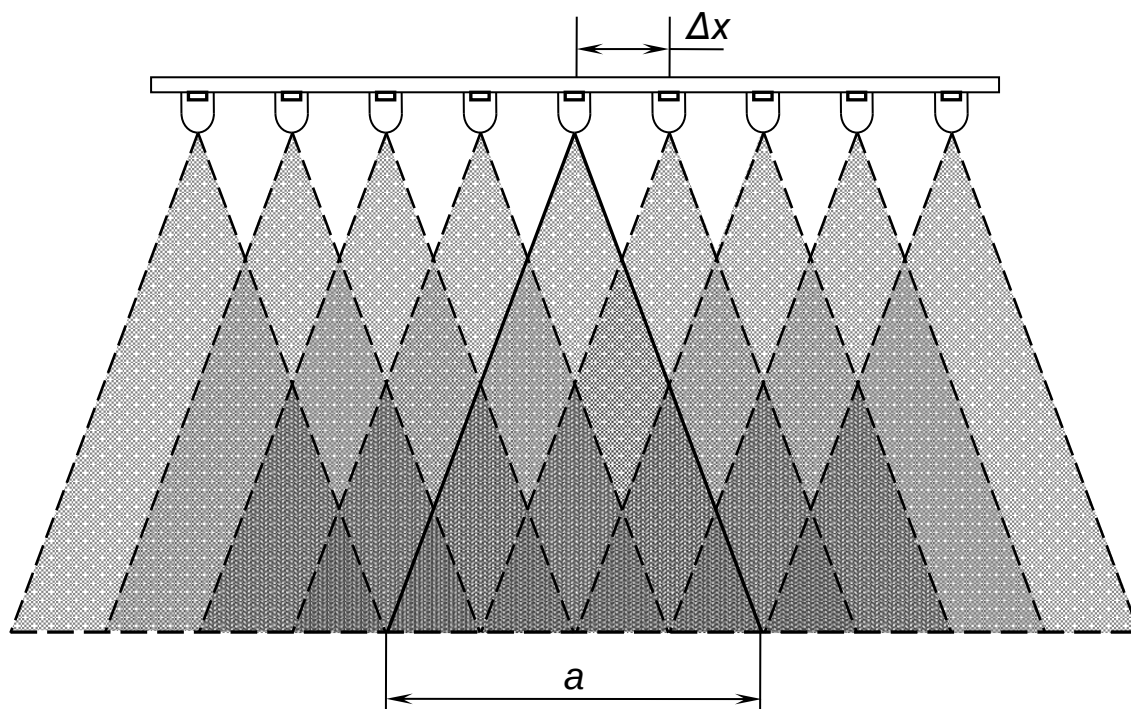


Рисунок 5. Принцип накладення потоків випромінювання від фотонного поля.

Основним параметром дозування впливу на опромінюваний об'єкт є інтенсивність. Для елементарної ділянки фотонного поля інтенсивність розраховується виразом:

$$dI = \frac{\Phi_E}{a^2}, \quad (8)$$

Інтенсивність випромінювання $dI_{\max}$ на елементарній ділянці, при накладенні від декількох СВД, розташованих в один ряд, можна розрахувати за допомогою формули, що наведена в [124]:

$$dI_{\max} = dI \cdot \left[2 \cdot \sum_{i=1}^n \left(1 - \frac{i \cdot \Delta x}{a} \right) + 1 \right], \quad (9)$$

де n - кількість СВД, які розташовуються від геометричного центру елементарної ділянки до відстані, на якому відсутні накладення, можна визначити з рівняння:

$$n = a / \Delta x, \quad (10)$$

Вираз (9) може бути перетворено до більш зручного для розрахунків вигляду:

$$dI_{\max} = dI \cdot \frac{a}{\Delta x}, \quad (11)$$

а для елементарного майданчика з кількома рядами:

$$dI_{\max} = dI \cdot \frac{a}{\Delta x} \cdot \frac{a}{\Delta y}, \quad (12)$$

де Δx , Δy - відстані між світлодіодами по вісям X і Y .

З виразу (12) можна розрахувати відстань між світлодіодами, задавши одне зі значень Δx або Δy . Тоді вираз матиме вигляд:

$$\Delta x = \frac{a^2}{\Delta y} \cdot \frac{dI}{dI_{\max}}, \quad (13)$$

На краях світлової плями утворюються області з меншою кількістю накладень, відповідно інтенсивність на цих ділянках зменшується. Такі області не враховуються при розрахунку світлової плями, сформованої фотонним полем, а величина фотонного поля повинна бути не менше площі об'єкта, що опромінюється. Величина області з меншою інтенсивністю буде однаковою з усіх країв фотонного поля, а її значення буде дорівнювати ширині елементарної ділянки a .

При конструюванні випромінювачів типу фотонного поля початковими параметрами є значення максимальної інтенсивності випромінювання $I_{\max}$, максимальної площі, яка підлягає впливу, із зазначенням ширини X і довжини випромінювача Y , а також відстані від фотонного поля до об'єкта L . Джерела ЕМВ можуть мати одну довжину хвилі, або використовується їх комбінація. Розрахунок відстані проводиться для кожної групи окремо.

Використовуючи вирази (6) - (8) можна розрахувати середнє значення інтенсивності на елементарній ділянці світлової плями і відстані між СВД, за умови $\Delta x = \Delta y$ (див. рис. 6), яке розраховуємо з рівняння:

$$\Delta x = \Delta y = a \cdot \sqrt{\frac{dI}{dI_{\max}}}, \quad (14)$$

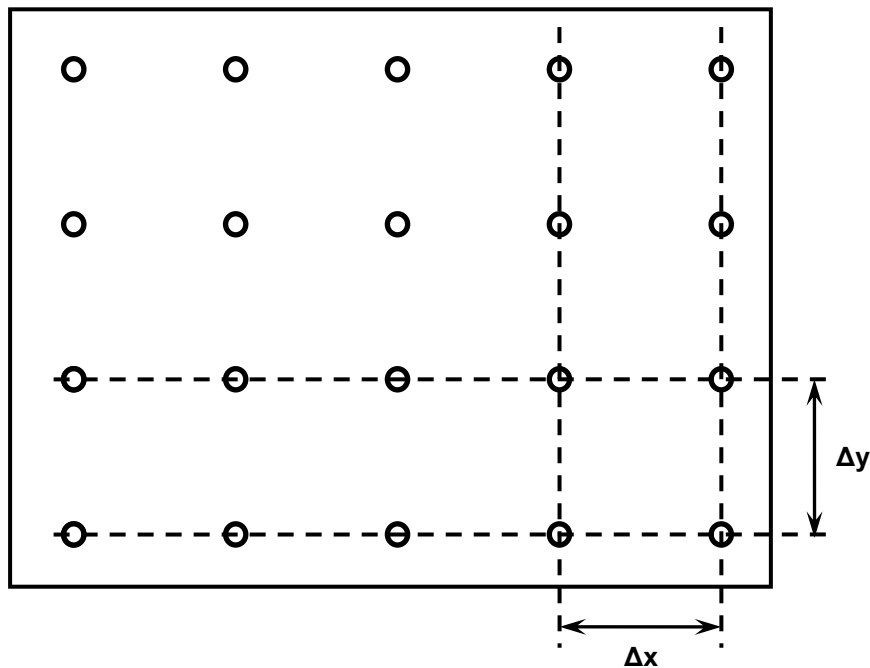


Рисунок 6. Випромінювач типу фотонного поля із зазначенням ширини Δx і довжини Δy (відстані між СВД).

Кількість світлодіодів в рядах по ширині N_x і довжині N_y визначається з урахуванням необхідної площі світлової плями виразами [147]:

$$N_x = \frac{X + 2a}{\Delta x} - 1 \quad (15)$$

$$N_y = \frac{Y + 2a}{\Delta y} - 1 \quad (16)$$

Таким чином, знаючи потужності відповідних діодів, кут половинної яскравості і відстань від матриці світлодіодів до об'єкта, можна розрахувати відстань між СВД, а також розрахувати інтенсивність для елементарної ділянки фотонного поля.

Розрахунок величини інтенсивності випромінювання для низькоінтенсивного опромінення еритроцитів різними довжинами хвиль

Для роботи приладу на світлодіодах для низькоінтенсивного екстракорпорального опромінення крові необхідно знати величину

інтенсивності випромінювання, що падає на зразок крові, величину інтенсивності випромінювання, поглиненої біооб'єктом, температуру, на яку (або до якої) його можна нагрівати, впливаючи випромінюванням відповідних СВД.

Уявімо наш зразок крові у вигляді куба зі стороною грані куба, що дорівнює z , див. рис. 7.

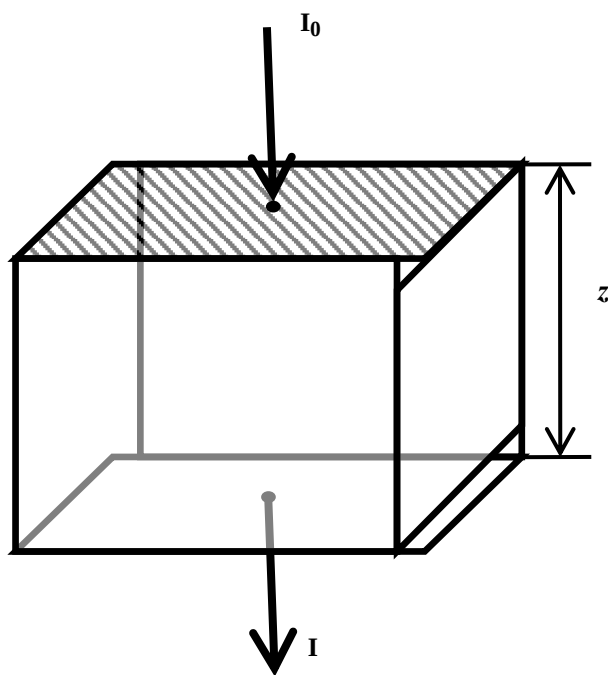


Рисунок 7. Зразок крові у вигляді одиничного куба зі стороною рівною z (1 см).

Випромінювання, що формується матрицею СВД, падає на поверхню зразка крові з інтенсивністю I_0 . При проходженні через кров відбувається ослаблення інтенсивності, відповідно до закону Бугера-Ламберта-Бера, і визначається виразом:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu z}, \quad (17)$$

де μ - коефіцієнт поглинання крові, а z - товщина шару, через яке проходить випромінювання.

Відповідно, інтенсивність поглиненого випромінювання буде

$$I_{\text{погл}} = I_0 \cdot (1 - e^{-\mu z}), \quad (18)$$

Кількість теплоти, поглиненої при випромінюванні, дорівнюватиме

$$Q_{\text{погл}} = I_{\text{погл}} \cdot z^2 \cdot t, \quad (19)$$

де t - час.

Кількість теплоти, що отримане від випромінювання СВД і перенесене через кубічний зразок крові можна визначити за законом Фур'є (теплопровідності):

$$Q_{\text{тепл}} = -\kappa \cdot dT / dx \cdot S \cdot t, \quad (20)$$

де dT/dx – перепад температур між гранями, віднесений до довжини куба (товщині шару);

S - площа поверхонь куба;

κ - коефіцієнт теплопровідності крові;

t - час, за який відбувається процес теплопереносу;

знак мінус показує, що тепловий потік направлений в сторону зменшення температури.

Прирівнюючи обидва рівняння і перетворюючи їх можна отримати вираз для зв'язку градієнта температур і початкової або поглиненої інтенсивності від випромінювання світлодіодів.

$$dT / dx = I_{\text{погл}} / 6\kappa, \quad (21)$$

або

$$dT / dx = I_0 \cdot (1 - e^{-\mu z}) / 6\kappa, \quad (22)$$

Знаючи значення коефіцієнтів поглинання (μ) і теплопровідності крові (κ) [153], а також величину початкової інтенсивності (I_0) від випромінювання СВД, можна розрахувати температуру, на яку можна нагрівати наш зразок крові. Слід зазначити, що температура опромінення біооб'єкту повинна бути незначною, тобто термічний вплив має бути практично відсутнім. Тому, тут вирішували зворотну задачу: які максимальні значення початкової інтенсивності для випромінювання матриць певних СВД повинні бути, щоб зразок нагрівався не більше ніж на $T = 1^\circ \text{K}$.

Відомо, що для $\lambda = 410 \text{ нм}$, $\mu = 2000 \text{ см}^{-1}$; для $\lambda = 532 \text{ нм}$, $\mu = 190 \text{ см}^{-1}$;

для $\lambda = 568$ нм, $\mu = 200$ см⁻¹; для $\lambda = 640$ нм, $\mu = 15,5$ см⁻¹ (μ – коефіцієнт поглинання крові), [153]. Очевидно, що величина $e^{-\mu z}$ у всіх випадках буде дуже мала і рівняння (22) постане у вигляді:

$$dT / dx = I_0 / 6\kappa, \quad (23)$$

звідси

$$I_0 = 6\kappa \cdot \frac{dT}{dx}, \quad (24)$$

Нами була розрахована величина початкової інтенсивності (I_0) при нагріванні зразка на 0,1° К, 0,5° К, 1° К. (Коефіцієнт теплопровідності крові $\kappa = 0,55$ Вт/м·К; $dx = z = 1$ см).

Отримано, що при нагріванні на $\Delta T = 1^\circ$ К, $I_0 = 33$ мВт/см²; при нагріванні на $\Delta T = 0,5^\circ$ К, $I_0 = 16,5$ мВт/см²; при нагріванні на $\Delta T = 0,1^\circ$ К, $I_0 = 3,3$ мВт/см², відповідно.

Отже, з отриманих результатів можна зробити висновок, що інтенсивність випромінювання СВД починаючи від ультрафіолетового діапазону довжин хвиль і вище не повинна перевищувати значення $I_0 = 33$ мВт/см².

При опроміненні зразка крові ЕМ хвилями оптичного діапазону і при часі експозиції - 15-30 хв., доза опромінення складає 29,7-59,4 Дж/см².

Дані результати відповідають літературним даним для впливу низькоінтенсивним (дотепловим) опроміненням на біологічні об'єкти. Інтенсивність випромінювання впливу мікрохвиль не повинна перевищувати 10 мВт/см², інтенсивність випромінювання впливу лазером не повинна перевищувати 20–25 мВт/см².

Фототерапевтичне обладнання для екстракорпорального опромінення крові

Фототерапевтичне обладнання для екстракорпорального опромінення крові складається з 2-х частин (див. рис. 8):

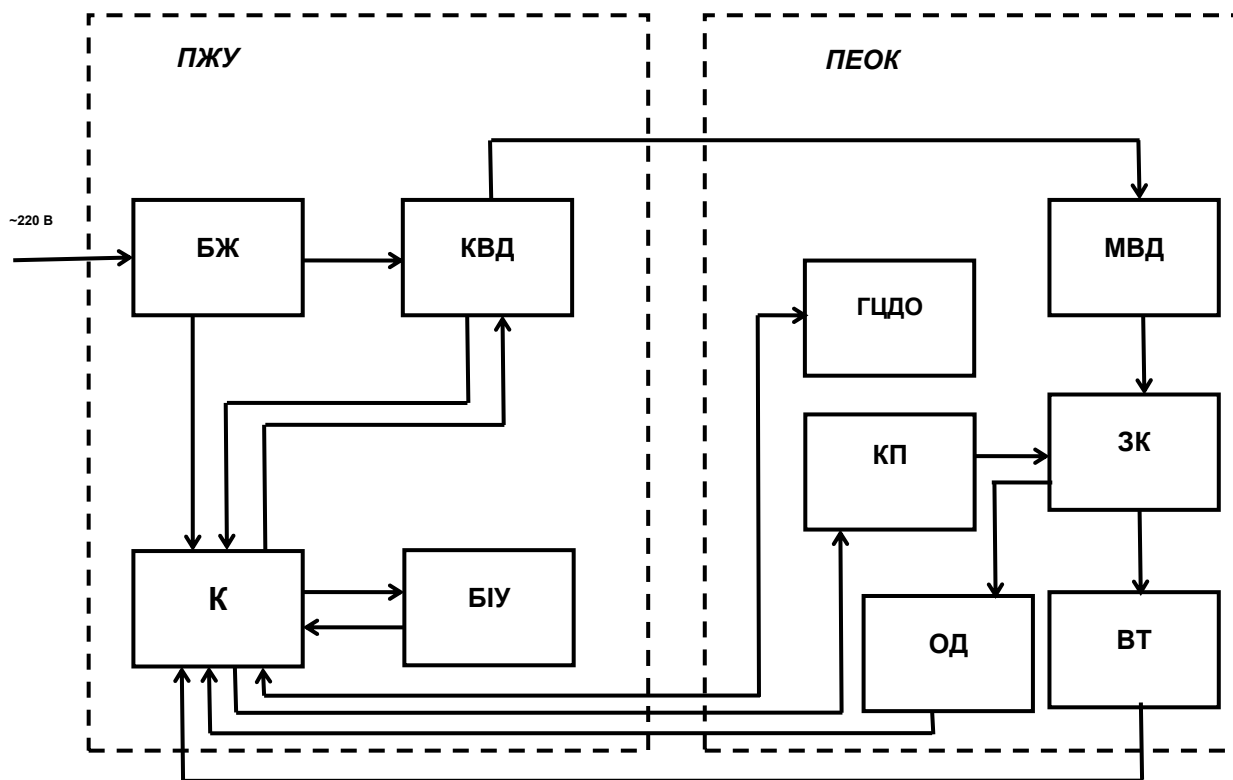


Рисунок 8. Схема обладнання

БЖ - блок живлення; КВД - комутатор випромінюючих діодів; К - контролер;
БІУ - блок індикації і управління; МВД - матриця випромінюючих діодів (λ_1 ; λ_2 ; λ_3);
ГЦДО - група цифрових датчиків освітленості; ЗК - зразок крові;
ВТ - вимірювач температури; ОД - оптичний датчик, система «захисту від бульбашок»,
КП - клапан, який перекриває потік крові; К - контролер

Перша частина пристрою для екстракорпорального опромінення крові (ПЕОК) складається з корпусу, в верхню кришку і дно якого вмонтовані матриці з випромінюючих діодів (МВД) різних діапазонів. Кожна матриця являє собою «мозаїку» з рівномірно розташованих випромінюючих діодів трьох видів: ультрафіолетового діапазону (310-320 нм), червоного кольору (630-640 нм), жовтого кольору (530-590 нм). Кількість, тип, щільність розташування випромінюючих діодів кожного виду в матриці підбирається, виходячи з необхідних параметрів сили струму і інтенсивності опромінення, див. матеріал, викладений вище. (Для ізотропності опромінення крові можна також розташувати випромінюючі діоди в бічних стінках корпусу).

У корпусі пристрою є ложе для кювети опромінення крові (ЗК), Передбачуваний розмір даного ложа 200 см^2 - виходячи з розмірів одноразових стерильних поліпропіленових контейнерів для забору та зберігання крові (250-

300 мЛ). Оскільки максимальна інтенсивність опромінення крові не може бути більше $33 \text{ мВт} / \text{см}^2$, то, відповідно потужність (Р), що відповідає матриці ВД повинна бути порядку 6 Вт. Освітленість в корпусі вимірює група цифрових датчиків (ГЦДО), які впливаючи на контролер, не дозволяють збільшувати інтенсивність опромінення вище $33 \text{ мВт} / \text{см}^2$ (для опромінення усім діапазоном довжин хвиль).

Температуру в кюветі передбачається фіксувати терморезистором, який має тепловий контакт з одноразовим поліпропіленовим контейнером з кров'ю. (Температура при опроміненні не повинна перевищувати 1°C).

Щоб не допустити попадання бульбашок повітря при трансфузії крові, обладнання містить систему «захисту від бульбашок». Датчиком для цієї системи є оптичний датчик (ОД), оптичний канал якого перетинає шланг системи переливання крові. ОД виявляє бульбашки і подає сигнал контролеру (К), який в свою чергу управляє клапаном (КП), що встановлений на шлангу системи переливання крові. У разі виявлення бульбашок, контролер змушує клапан перекрити потік крові.

Друга частина обладнання складається з пристрою живлення і управління (ПЖУ), в результаті дії якого в матриці світлодіодів подається струм, що змінюються за обраним законом (вибір групи випромінюючих діодів певної довжини хвилі, регулювання потужності і експозиції, а також зміна даних параметрів в імпульсному режимі опромінення).

ПЖУ включає в себе: контролер (К), який здійснює управління режимом роботи всього пристрою; комутатор випромінюючих діодів (КВД), за допомогою якого здійснюється вибір відповідної групи ВД, а також регулювання (за допомогою ШІМ) потужності ВД в різних режимах. Для СВД як червоного, так і жовтого діапазону з величиною світлового потоку $\Phi_v = 300 \text{ Лм}$, при частоті ШІМ $f = 1000 \text{ Гц}$, тривалість імпульсів буде дорівнювати 9-11 мкс.

БІУ (блок індикації і управління) включає в себе РК (рідкокристалічний) дисплей і набір кнопок. На РК дисплей виводяться відомості про основні режими: характер роботи (безперервний або імпульсний); група випромінюючих

діодів; температура в приладі; час експозиції; потужність і тимчасові параметри при роботі в імпульсному режимі.

Набір кнопок дозволяє створювати всі зміни в режимах роботи пристрою.

На передній панелі виведені 3 індикатора (випромінюючі діоди жовтого, червоного і фіолетового кольорів), що підтверджують включення матриць відповідних ВД. Також на панелі розташований вимикач мережі живлення з індикатором.

БЖ (блок живлення) забезпечує необхідними напруженнями всі частини схеми і здійснює гальванічну розв'язку елементів пристрою від мережі.

Обладнання працює наступним чином.

Одноразовий стерильний поліпропіленовий контейнер для забору та зберігання крові, з антикоагулянтом, що там перебуває (підключений до системи переливання), з раніше зібраною кров'ю, поміщають в ложе для кювети опромінення крові. Закривають верхньою кришкою. За допомогою кнопок на РК дисплей виводиться програма (виконується за допомогою контролера) постійного або імпульсного режиму випромінювання матриць відповідних випромінюючих діодів певної довжини хвилі, часу експозиції, освітленості, потужності і т.д.

Після проведення опромінення (з певною експозицією) одноразового стерильного поліпропіленового контейнера для забору та зберігання крові, що знаходиться в ложі для кювети, за допомогою голки системи переливання крові пунктирують кровоносну судину, відкривається затиск системи переливання крові та проводиться трансфузія крові.

Тривалість процедури також задається за допомогою контролера (відповідними кнопками в відповідному пункті меню) і відображається на РК дисплеї.

Висновки

Розроблено універсальне фототерапевтичне обладнання для екстракорпорального опромінення крові з 3-ма видами матриць

світловипромінювальних діодів різного діапазону ($\lambda_1 = 310\text{--}320$ нм; $\lambda_2 = 530\text{--}590$ нм; $\lambda_3 = 640\text{--}650$ нм).

У процесі розробки були вирішені наступні завдання.

1. Визначено параметри впливу для забезпечення заданої дози, а також їх регулювання.

2. Визначено метод розрахунку параметрів матриць випромінювачів (фотонного поля), виходячи з наявних значень потужності діодів, кутів половинної яскравості і відстані від матриці світлодіодів до об'єкта (зразка крові).

3. Запропоновано метод розрахунку інтенсивності випромінювання СВД, на основі якого зроблено розрахунок величини інтенсивності і дози випромінювання (з різними експозиціями) для різних довжин хвиль, що впливають на зразок крові.

При опроміненні зразка крові ультрафіолетом ($\lambda_1 = 310\text{--}320$ нм), діапазоном $\lambda_2 = 530\text{--}590$ нм та діапазоном $\lambda_3 = 630\text{--}640$ нм, інтенсивність випромінювання не може перевищувати значення $I_0 = 33$ мВт/см². Час експозиції $t = 15\text{--}30$ хв., доза опромінення становить $D = 29,7\text{--}59,4$ Дж/см², відповідно.

4. Створена функціональна схема обладнання та алгоритм його роботи.

Розроблене фототерапевтичне обладнання для екстракорпорального опромінення крові відрізняється від прототипів не тільки тим, що замість УФ лампи або лазера застосовуються світлодіоди, а й тим, що є універсальним обладнанням, що працює на 3-х довжинах хвиль, які мають найбільшу ефективність при впливі на еритроцити людини.

Метод екстракорпорального опромінення крові, наряду з озонотерапією та плазморефлексом виступає в якості як профілактики, так і комплексного лікування від COVID-19, а також допомагає організму відновитися після перенесення цієї хвороби. Тому універсальна апаратура для екстракорпорального опромінення крові стає особливо актуальною в наш час. Запропонована апаратура, на відміну від прототипів, компактна, дешева, зручна в експлуатації.