

## АППАРАТУРА НА СВЕТОИЗЛУЧАЮЩИХ ДИОДАХ ДЛЯ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОГО ОБЛУЧЕНИЯ КРОВИ ЖИВОТНЫХ

Алмазова О. Б.<sup>1</sup>, Лисиченко Н. Л.<sup>2</sup>, Вейцман П. Л.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Национальный технический университет "Харьковский политехнический институт",

<sup>2</sup>Харківський національний технічний університет сільського господарства імені Петра Василенко

*Разработана универсальная фототерапевтическая аппаратура экстракорпорального облучения крови матрицей из тремя группами светоизлучающих диодов разной длины волны ( $\lambda_1 = 310\text{--}320$  нм;  $\lambda_2 = 530\text{--}590$  нм;  $\lambda_3 = 640\text{--}650$  нм).*

**Постановка проблемы.** Фототерапия является одним из методов физиотерапии, заключающимся в применении электромагнитного излучения (ЭМИ) оптического диапазона с лечебной, профилактической и реабилитационной целью, состоящей в активации адаптационных и регуляторных механизмов организма. На сегодняшний день ведутся разработки новых и совершенствование существующих методик и аппаратного обеспечения для воздействия на различные области и структуры организма человека. В последнее время огромное внимание уделяется терапевтическому использованию неразрушающего и нетоксичного низкоинтенсивного оптического излучения (НИОИ) лазеров и светодиодов [1,2].

**Анализ последних исследований и публикаций.** Объектом для достижения целебных эффектов НИОИ является, прежде всего, кровь человека, которая осуществляет транспортную, питательную, и регуляторную функции. Воздействие НИОИ на кровь, производит лишь мягкую корректировку системы саморегулирования и поддержания гомеостаза, осуществляя регулирование, прямое или косвенное, нормальных физиологических реакций организма [3].

Существуют следующие виды облучения крови:

1. Внутривенное лазерное облучение крови. Внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК) осуществляется *in vivo* путем подачи света низкоинтенсивного лазера в сосудистый канал, как правило, в вену предплечья, в предположении, что терапевтический эффект будет распространяться через кровеносную систему [3,4].

2. Чрескожное (надвенное) лазерное облучение крови. При чрескожном (надвенном) воздействии лазерный луч направлен на неповрежденную кожу в область крупных кровеносных сосудов (например, в сторону общей сонной артерии или надключичной области) [4,5].

3. Экстракорпоральное облучение крови. Используется, в основном, для ультрафиолетового облучения крови [6,7], включает в себя забор крови через вену и облучение её вне тела, в специальной кювете. Ранее кровь облучали при помощи УФ ламп, сейчас при помощи лазера (экстракорпорального лазерного облучения крови - ЭЛОК). Экстракорпоральное ультрафиолетовое облучение крови (ЭУФОК) и последующая ее внутривенная реинфузия является наиболее известным, распространенным и изученным методом гемотерапии [8]. В настоящее время метод ЭУФОК завоевал прочное место в арсенале методов гемотерапии благодаря своей доступности и простоте выполнения, а также высокой эффективности при многих патологических состояниях. Практически вся современная фототерапевтическая аппаратура, которой

воздействуют на кровь человека и на организм в целом создана с применением лазеров, такие приборы как "Изольда – ЭЛОК", "Матрикс – ВЛОК", "Соларис", "Юлия" и др. Приборы на основе лазеров небезопасны, достаточно дороги, требуют специальной подготовки персонала. Возникает необходимость изучения возможности замены лазеров в аппаратуре для фототерапии на более безопасные, дешевые, более простые в эксплуатации источники ЭМИ – светодиоды. Рядом биофизических методов были проведены собственные исследования по эффективному воздействию ЭМИ оптического диапазона на эритроциты человека. Объектом исследования в эритроцитах был так называемый примембранный водный слой эритроцитов [9-11]. Исследовалась влияние ЭМИ оптического диапазона на эффективную толщину примембранного слоя эритроцитов ( $\delta$ ), (в необлученном образце  $\delta = 2,57 \cdot 10^{-5}$  м) [10-12]. Было установлено, что УФ облучение (облучение велось газоразрядной ртутной лампой типа ВМТ) ( $\lambda = 253,7$  нм) уменьшает толщину примембранного слоя на 25 %; селективное облучение спектральными линиями (газоразрядной ртутной лампой типа ВМТ) ( $\lambda = 312,6$  нм) и ( $\lambda = 577$  нм), а также облучение эритроцитов "желтым" светодиодом ( $\lambda = 592$  нм) дают уменьшение примембранного слоя на 18 %. Воздействие гелий-неоновым лазером ( $\lambda = 640$  нм) уменьшило примембранный слой на 16 %. Уменьшение эффективной толщины примембранного водного слоя изменяет скорость обменных процессов в системе "клетка – межклеточная среда", тем самым изменяя режим функционирования клетки. Измененный режим функционирования является биологическим ответом на облучение вышеперечисленными длинами волн. Эритроциты с измененным режимом функционирования, представляют собой сигналы-раздражители, заставляющие организм мобилизовать ресурсы на борьбу с патологией. Данные обстоятельства могут прогнозировать создание аппаратуры для фототерапии с определенными параметрами воздействия. Следует заметить, что аппаратура для экстракорпорального облучения крови разрабатывалась, в основном, для УФ диапазона. Есть данные про аппаратуру на длинах волн 640–650 нм. Аппаратура для экстракорпорального облучения крови, работающая в диапазоне длин волн 530–590 нм, ранее не разрабатывалась. Следовательно, необходимо провести расчет параметров фототерапевтической аппаратуры для экстракорпорального облучения крови на базе светоизлучающих диодов. Прототипами исследуемой фототерапевтической аппаратуры были терапевтические лазерные и ламповые приборы. Их недостатком являлась высокая стоимость, громоздкость, необходимость специального помещения для проведения

процедур, а также подготовка персонала в соответствии с требованиями к работе с лазерными установками.

**Цель статьи.** Разработка фототерапевтической аппаратуры для экстракорпорального облучения крови на базе светоизлучающих диодов, используя результаты собственных исследований.

**Основные материалы исследования. Регулирование параметров воздействия для обеспечения заданной дозы.** Проведение процедур фототерапии – в данном случае экстракорпорального облучения крови – заключается в облучении образца крови пациента ЭМИ с определенными параметрами воздействия. Данные параметры воздействия, диапазоны их регулирования определяются этой методикой и реализуются аппаратным обеспечением. Обеспечение возможности регулирования большего числа параметров позволяет осуществлять воздействие с максимальным терапевтическим эффектом. При проведении процедур фототерапии основными параметрами воздействия являются величины интенсивности излучения  $I$ ,  $[Вт/м^2]$  и яркости источника излучения  $L_V$ ,  $[кд/м^2]$ . Выражения для расчета интенсивности излучения, испускаемого источником света, имеет вид:

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

где  $P$  – мощность излучения,  $Вт$ ;  $S$  – площадь, подверженная излучению,  $м^2$ ;  $\Phi_E$  – поток излучения, испускаемый единичным источником,  $Вт$ .

Яркость источника излучения можно рассчитать таким образом:

$$L_V = \frac{I_V}{S} = \frac{\Phi_V}{\theta \cdot S}, \quad (2)$$

где  $I_V$  – сила света – количественная величина потока излучения, приходящаяся на единицу телесного угла в пределах его распространения,  $кд$ ;  $\Phi_V$  – световой поток – физическая величина, которая характеризует количество энергии, воспринимаемой органом зрения в соответствующем потоке излучения,  $лм$ ;  $\theta$  – телесный угол – часть пространства, ограниченная некоторой конической поверхностью,  $ср$ .

Количественно воздействие ЭМИ оценивается плотностью дозы  $D$  [13] представляющей собой интенсивность излучения, которой подвержена поверхность биообъекта в течение некоторого времени  $T$ . Это основной параметр, характеризующий биологические эффекты, вызванные воздействием ЭМИ. Плотность дозы в фототерапии имеет размерность  $Дж/см^2$  и рассчитывается исходя из (1) и (2) следующим уравнением:

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

Регулирование основных параметров воздействия для достижения наилучшего терапевтического эффекта, позволяет осуществить подбор оптимальных интенсивностей и плотностей доз в широком диапазоне. Наиболее распространенными методами регулирования плотности дозы воздействия является изменение значений мощности излучения и продолжительности облучения. Площадь, на которую воздействуют облучением, является квазипостоянной, т.к. определяется выбранной методикой процедуры фототерапии и

конструктивными особенностями излучателей, применяемых для ее проведения. В литературе, поэтому, почти всегда речь идет не о плотности дозы воздействия, а лишь о дозе воздействия. Повышение эффективности методик достигается за счет применения различных видов модуляции излучения ЭМИ. На практике в фототерапии наиболее часто применяют импульсную модуляцию, которая описывается следующими параметрами: длительность импульса ( $\tau_{II}$ ) – время когда происходит излучение; длительность периода модуляции ( $T_M$ ); частота модуляции ( $F_M$ ) – обратно пропорциональна величине периода; скважность ( $Q$ ) – отношение периода к длительности импульса. Основной причиной применения импульсной модуляции является стремление к повышению КПД прибора. Кроме этой, причины в литературных источниках есть данные о том, что к непрерывному сигналу биологические объекты быстро адаптируются [16]. В тот время как на импульсное воздействие биологический ответ будет более ярким. С учетом режима широтно-импульсной модуляции, а также изменениями частоты модуляции и длительности импульсов выражение (3) примет вид:

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

Данное выражение (4) позволяет определить плотность дозы (далее дозу), подаваемую на облучаемый образец без учета количества отраженного излучения. Значение поглощенной дозы излучения с учетом коэффициента отражения будет иметь вид [1]:

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

При помощи широтно-импульсной модуляции регулируется среднее значение тока, а значит, соответственно и мощность излучения (интенсивность) каждой группы светоизлучающих диодов (СИД). Временные диаграммы, характеризующие изменения тока при ШИМ, представлены на рис.1.

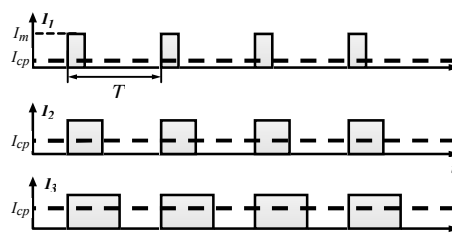


Рисунок 1 – Вид импульсов тока СИД (временные диаграммы) при различной величине тока, где  $I_{cp1} < I_{cp2} < I_{cp3}$ .

Мощность излучения в зависимости от выбранной методики воздействия может оставаться как постоянной за время экспозиции, так и изменяться по заданному закону. Дальнейшие исследования покажут наиболее эффективные законы регулирования мощности излучения.

**Расчет параметров матриц светоизлучающих диодов.** Для того чтобы, обеспечить надлежащий фототерапевтический эффект, необходимо точно рассчитать дозу воздействия излучения.

В предложенной модели аппаратуры применены группы излучателей – СИД, которые равномерно размещены на прямоугольной матрице. Предусмотрено размещение на матрице 3-х групп СИД, различающихся по длине излучаемых волн (1-я –  $\lambda = 310-320$  нм, 2-я –  $\lambda = 530-590$  нм, 3я –  $\lambda = 640-650$  нм). Располагая соответствующие группы СИД различных длин волн на одной матрице, можно производить облучение в каждом из указанных диапазонов спектра. Соответственно, СИД каждой группы равномерно расположены в прямоугольном поле (фотонном поле), образуя условную геометрическую сетку. Собственно, СИД располагаются в узлах условной геометрической сетки. От расстояния между узлами этой сетки зависит взаимное наложение потоков излучения от СИД, что является определяющим при конструировании матрицы фототерапевтических излучателей как важнейшей части предполагаемой модели прибора. Единичный СИД формирует излучение, которое при достижении поверхности объекта дает на ней световое пятно, предположительно в форме круга, с радиусом, который определяется в виде функции от угла диаграммы направленности СИД ( $\alpha_{max}$ ) и расстоянием до поверхности L по нормали. (рис. 2,3).

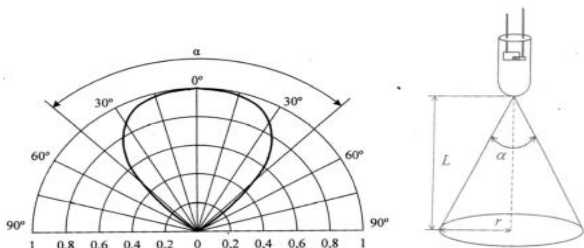


Рисунок 2 – Диаграмма направленности цилиндрического светодиода с углом 90°

Рисунок 3 – Наиболее распространенная конструкция светодиода в виде цилиндрической колбы с линзой. Геометрические параметры распространения излучения, формируемого СИД

Величина потока излучения, взаимодействующего с образцом в пределах светового пятна, описывается следующим выражением [1]:

$$\Phi_E(\alpha) = \frac{2\pi(1-\cos(\alpha_{max}))}{K_{M}V_1} \cdot \int_0^{\alpha_{max}} I_V(\alpha) \cdot (1-R(\alpha)) d\alpha, \quad (6)$$

где  $K_M$  – фотометрический эквивалент излучения, равный 683 лм/Вт;  $V_1$  – функция видности;  $I_V$  – величина потока излучения, приходящаяся на единицу телесного угла в пределах его распространения (сила света), кд;  $R(\alpha)$  – коэффициент отражения от объекта.

Расчет расстояния между СИД, равное  $\Delta x$  при сложной зависимости распределения потока излучения - непростая задача. Для упрощения, предположим, что каждый СИД создает на поверхности световое пятно прямоугольной (здесь квадратной) формы с равномерно распределенным потоком излучения. Сторону квадрата положим равной  $a$ , которую будем рассчитывать следующим образом:

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

В выражении (7) введен угол половинной яркости, который является одним из основных параметров, указываемых в технических характеристиках СИД. На элементарном участке светового поля (площадь поверхности, облучаемая одним СИД), происходит наложение потоков излучения от самого источника, который расположен в геометрическом центре и от соседних, находящихся на некотором расстоянии. Сумма потоков излучения от накладывающихся соседних источников фотонного поля обратно пропорциональна расстоянию до геометрического центра элементарного участка и становится равным нулю при условии  $\Delta x \geq a$ , см. рис.4 [1].

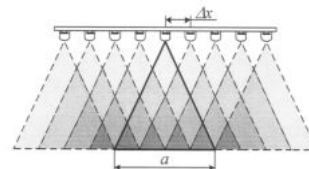


Рисунок 4 – Принцип наложения потоков излучения от фотонного поля

Основным параметром дозирования воздействия на облучаемый объект является интенсивность. Для элементарного участка фотонного поля интенсивность рассчитывается выражением:

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

Интенсивность излучения  $dI_{max}$  на элементарном участке, при наложении от нескольких СИД, расположенных в один ряд, можно рассчитать с помощью выражения [1]:

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

где  $n$  – количество СИД, которые располагаются от геометрического центра элементарного участка до расстояния, на котором отсутствует наложение, можно определить из уравнения:

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

Выражение (9) может быть преобразовано к более удобному для расчетов виду:

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

а для элементарной площадочки с несколькими рядами:

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

где  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  – расстояния между светодиодами по оси X и Y.

Из выражения (12) можно рассчитать расстояние между светодиодами, задавшись одним из значений  $\Delta x$  или  $\Delta y$ . Тогда выражение будет иметь вид:

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

На краях светового пятна образуются области с меньшим количеством наложений, соответственно интенсивность на этих участках уменьшается. Такие области не учитываются при расчете светового пятна, формируемого фотонным полем, а величина фотонного поля должна быть не меньше площади облучаемого объекта. Величина области с меньшей интенсивностью будет одинаковой со всех краев фотонного поля, а ее значение будет равно ширине элементарного участка  $\alpha$ . При конструировании излучателей типа фотонного поля начальными параметрами являются значения максимальной интенсивности излучения  $I_{max}$ , максимальной площади, подверженной воздействию, с указанием ширины  $X$  и длины излучателя  $Y$ , а также расстояния от фотонного поля до объекта  $L$ . Используя выражения (6), (7), (8) можно рассчитать среднее значение интенсивности на элементарном участке светового пятна и расстояния СИД, при условии  $\Delta x = \Delta y$  (см. рис. 5), которое рассчитываем из уравнения:

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

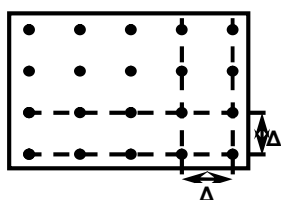


Рисунок 5 – Излучатель типа фотонного поля с указанием (по ширине и длине) расстояния между СИД

Количество светодиодов в рядах по ширине  $N_x$  и длине  $N_y$  определяется с учетом необходимой площади светового пятна выражениями [1]:

$$N_x = \left(\frac{X+2\alpha}{\Delta x}\right) - 1, \quad (15)$$

$$N_y = \left(\frac{Y+2\alpha}{\Delta y}\right) - 1. \quad (16)$$

Таким образом, зная мощности соответствующих диодов, угол половинной яркости и расстояние от матрицы светоизлучающих диодов до объекта можно рассчитать расстояние между СИД, а также рассчитать интенсивность для элементарного участка фотонного поля.

**Расчет величины интенсивности излучения для низкоинтенсивного облучения эритроцитов разными длинами волн.** Для работы аппаратуры на светоизлучающих диодах для низкоинтенсивного экстракорпорального облучения крови необходимо знать величину интенсивности излучения, падающего на образец крови, величину интенсивности излучения, поглощенной биообъектом, температуру, на которую (или до которой) его можно нагревать, воздействуя излучением соответствующих СИД. Представим наш образец крови в виде единичного куба со стороны грани куба равной  $z$ .

Излучение, формируемое матрицей СИД, падает на поверхность образца крови с интенсивностью  $I_0$ . При прохождении через кровь происходит ослабление интенсивности, в соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера, и определяется выражением:

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

где  $\mu$  – коэффициент поглощения крови, а  $z$  – толщина слоя через которое проходит излучение.

Соответственно, интенсивность поглощенного излучения будет:

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

Количество теплоты, поглощенное при излучении, будет равно:

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

где  $t$  – время, с.

Количество теплоты, полученное от излучения СИД и перенесенное через кубический образец крови можно определить по закону Фурье:

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

где  $dT/dx$  перепад температур между гранями, отнесенный к длине куба (толщине слоя);  $S$  – площадь поверхностей куба;  $\kappa$  – коэффициент теплопроводности крови;  $t$  – время, за которое происходит процесс теплопереноса; знак минус показывает, что тепловой поток направлен в сторону убывания температуры.

Приравнявая оба уравнения и преобразовывая их можно получить выражение для связи градиента температур и начальной или поглощенной интенсивности от излучения светоизлучающих диодов.

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

или

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

Зная значения коэффициентов поглощения ( $\mu$ ) и теплопроводности крови ( $\kappa$ ), а также величину начальной интенсивности ( $I_0$ ) от излучения СИД, можно рассчитать температуру, на которую возможно нагреть образец крови. Следует отметить, что изменение температуры облучаемого биообъекта должна быть незначительной, т.е. термическое воздействие должно практически отсутствовать. Поэтому, здесь решали обратную задачу: какие максимальные значения начальной интенсивности для излучения матрицы с определенными СИД должны быть, чтобы изменение температуры образца не превышало  $\Delta T = 1^\circ K$ .

Нами была рассчитана величина начальной интенсивности ( $I_0$ ) при изменении температуры образца на  $0,1^\circ K$ ,  $0,5^\circ K$ ,  $1^\circ K$ . (Коэффициент теплопроводности крови  $\kappa = 0,55 \text{ Вт/кг}\cdot\text{К}$ ;  $dx = z = 1 \text{ см}$ ). (табл. 1).

Таблица 1 – Коэффициент теплопроводности крови

N п/п	T; (K)	$I_0$ ; МВт/см <sup>2</sup>				
		$\lambda=410\text{нм}$ $\mu=2000\text{см}^{-1}$	$\lambda=532\text{нм}$ $\mu=190\text{см}^{-1}$	$\lambda=568\text{нм}$ $\mu=200\text{см}^{-1}$	$\lambda=595\text{нм}$ $\mu=35\text{см}^{-1}$	$\lambda=640\text{нм}$ $\mu=15.5\text{см}^{-1}$
1	0,1	3,3	3,9	3,8	11	19,7
2	0,5	16,5	19,4	19,1	55	98,8
3	1	33	39	38	110	198

Оказалось, что при  $\lambda = 410 \text{ нм}$  и меньше, в ультрафиолетовой области, кровь максимально поглощает УФ излучение (коэффициент поглощения  $\mu = 2000 \text{ см}^{-1}$  – столь большое значение для коэффициента поглощения на этой длине волны наблюдается из-за того, что в области  $\lambda = 400-410 \text{ нм}$  расположена так называемая полоса Core [14,15] – полоса поглощения гемоглобина). Начальная интенсивность в этой

области небольшая, при нагревании на  $\Delta T = 1^\circ K$ ,  $I_0 = 33 \text{ мВт/см}^2$ . Сравнительно небольшая начальная интенсивность в области  $\lambda = 530\text{--}590 \text{ нм}$  (коэффициент поглощения  $\mu = 190\text{--}200 \text{ см}^{-1}$ ). Здесь, при нагревании на  $\Delta T = 1^\circ K$ ,  $I_0 = 39\text{--}38 \text{ мВт/см}^2$ . В области  $\lambda = 595 \text{ нм}$  (коэффициент поглощения  $\mu = 35 \text{ см}^{-1}$ ), при нагревании на  $\Delta T = 1^\circ K$ ,  $I_0 = 110 \text{ мВт/см}^2$ , т.е. в 2,8 раза больше, чем в области  $\lambda = 530\text{--}590 \text{ нм}$ . И, наконец, при  $\lambda = 640 \text{ нм}$  (коэффициент поглощения  $\mu = 15,5 \text{ см}^{-1}$ ), при нагревании на  $\Delta T = 1^\circ K$ ,  $I_0 = 198 \text{ мВт/см}^2$ , что в 5,1–5,2 раза больше, чем в области  $\lambda = 530\text{--}590 \text{ нм}$  и в 6 раз больше, чем в области  $\lambda = 400 \text{ нм}$  и в УФ области. Гемоглобин, а также оксигемоглобин имеют полосы поглощения и в желто-зеленой части спектра при  $\lambda = 530\text{--}590 \text{ нм}$  [14,15], т.е. небольшая интенсивность излучения в данной области спектра как раз обусловлена большой поглощающей способностью оксигемоглобина. Начиная с  $590 \text{ нм}$  и выше, для того чтобы повысить температуру образца крови на  $1^\circ K$ , необходимо воздействовать излучением значительно большей интенсивности.

Итак, из полученных результатов можно сделать вывод, что интенсивность излучения СИД ультрафиолетового диапазона не должна превышать значения  $I_0 = 33 \text{ мВт/см}^2$ ; в области диапазонов длин волн  $\lambda_2 = 530\text{--}570 \text{ нм}$  интенсивность излучения не должна превышать значений  $I_0 = 39\text{--}38 \text{ мВт/см}^2$ ; а в красном диапазоне спектра ( $\lambda_3 = 630\text{--}640 \text{ нм}$ ) интенсивность излучения СИД может достигать значений  $I_0 = 198 \text{ мВт/см}^2$ . При облучении образца крови ультрафиолетом ( $\lambda_1 = 310\text{--}320 \text{ нм}$ ), время экспозиции –  $15\text{--}30 \text{ мин.}$ , доза облучения составит  $29,7\text{--}59,4 \text{ Дж/см}^2$ . При облучении образца крови диапазоном длин волн  $\lambda_2 = 530\text{--}590 \text{ нм}$ , время экспозиции –  $15\text{--}30 \text{ мин.}$ , доза облучения составит  $35,1\text{--}70,2 \text{ Дж/см}^2$ . При облучении образца крови диапазоном длин волн  $\lambda_3 = 630\text{--}640 \text{ нм}$ , время экспозиции –  $15\text{--}30 \text{ мин.}$ , доза облучения составит  $178,2\text{--}356,4 \text{ Дж/см}^2$ , соответственно. Необходимо отметить, что при помощи ШИМ можно нормировать воздействие ЭМИ оптического диапазона таким образом, чтобы температура облученной крови не повышалась более, чем на  $1^\circ K$ . Полученные результаты (значения интенсивности) соответствуют литературным данным для воздействия низкоинтенсивным (дотепловым) облучением на биологические объекты. Интенсивность излучения воздействия микроволнами не должна превышать  $10 \text{ мВт/см}^2$ , интенсивность излучения воздействия лазером не должна превышать  $20\text{--}25 \text{ мВт/см}^2$ .

**Фототерапевтическая аппаратура для экстракорпорального облучения крови.** Фототерапевтическая аппаратура для экстракорпорального облучения крови состоит из 2-х частей (рис. 6). Первая часть аппаратуры для экстракорпорального облучения крови (УЭОК) состоит из корпуса, в верхнюю крышку и дно которого вмонтированы матрицы из излучающих диодов (МИД) различных диапазонов. Каждая матрица представляет собой "мозаику" из равномерно расположенных излучающих диодов трех видов: ультрафиолетового диапазона ( $310\text{--}320 \text{ нм}$ ), красного цвета ( $630\text{--}640 \text{ нм}$ ), желтого цвета ( $530\text{--}590 \text{ нм}$ ). В корпусе устройства имеется ложе для облучения крови (ОК), предполагаемый размер данного ложа  $200 \text{ см}^2$  – исходя из размеров одноразовых стерильных полипропиленовых контейнеров для забора и хранения крови ( $250\text{--}300 \text{ мл}$ ).

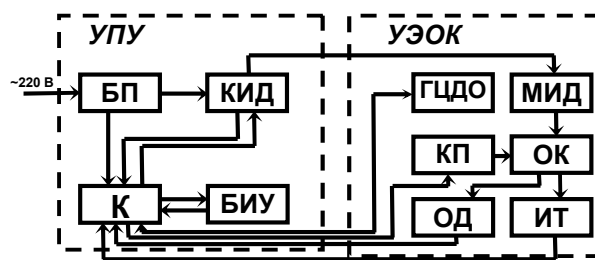


Рисунок 6 – Схема аппаратуры: БП – блок питания; КИД – коммутатор излучающих диодов; К – контроллер; БИУ – блок индикации и управления; МИД – матрица излучающих диодов ( $\lambda_1$ ;  $\lambda_2$ ;  $\lambda_3$ ); ГЦДО – группа цифровых датчиков освещенности; ОК – образец крови; ИТ – измеритель температуры; ОД – оптический датчик, система "защиты от пузырьков", КП – клапан, перекрывающий поток крови

Т.к. максимальная интенсивность облучения крови не может быть больше  $33\text{--}39 \text{ мВт/см}^2$  (при облучении ультрафиолетом), то, соответственно, мощность Р, соответствующей матрицы ИД должна быть порядка  $6\text{--}7,8 \text{ Вт}$ . Освещенность в корпусе измеряет группа цифровых датчиков (ГЦДО), которые передавая данные на контроллер, не позволяют системе увеличивать интенсивность облучения выше  $33\text{--}39 \text{ мВт/см}^2$  (для облучение УФ диапазоном и  $\lambda_2 = 530\text{--}590 \text{ нм}$ ). Температуру в кювете предполагается фиксировать терморезистором, имеющим тепловой контакт с одноразовым полипропиленовым контейнером с кровью. (Температура при облучении не должна изменяться более, чем на  $1^\circ K$ ). Для исключения попадания пузырьков воздуха при трансфузии крови аппаратура содержит систему "защиты от пузырьков". Для этой цели в системе имеется оптический датчик (ОД), оптический канал которого пересекает шланг системы переливания крови. При возникновении пузырьков ОД подает сигнал контроллеру (К), который управляет клапаном (КП), установленным на шланге системы переливания крови. В случае обнаружения пузырьков, клапан перекрывает поток крови. Вторая часть аппаратуры состоит из устройства питания и управления (УПУ), в результате действия которого в матрицы светоизлучающих диодов подается ток, изменяющиеся по выбранному закону (выбор группы излучающих диодов определенной длины волны, регулирование мощности и экспозиции, а также изменение данных параметров в импульсном режиме облучения). УПУ включает в себя: контроллер (К), который осуществляет управление режимом работы всего устройства; коммутатор излучающих диодов (КИД), посредством которого осуществляется выбор соответствующей группы ИД, а также регулирование (при помощи ШИМ) мощности ИД в разных режимах. БИУ (блок индикации и управления) включает в себя ЖК дисплей и набор кнопок. На ЖК дисплей выводятся сведения об основных режимах: характер работы (непрерывный или импульсный); группа излучающих диодов; температура в приборе; время экспозиции; мощность и временные параметры при работе в импульсном режиме. Набор кнопок позволяет производить все изменения в режимах работы устройства. На передней панели выведены индикаторы, подтверждающие включение матриц соответствующих ИД. Также на панели расположен выключатель питающей сети с индикатором. БП (блок питания) обеспечивает необ-

ходимыми напряжениями все части схемы и осуществляет гальваническую развязку элементов устройства от сети. *Аппаратура работает следующим образом.* Одноразовый стерильный полипропиленовый контейнер (ОСПК) для забора и хранения крови, с находящимся там антикоагулянтом (подключенный к системе переливания), с ранее забранной кровью, помещают в ложе для кюветы облучения крови. Закрывают верхней крышкой. С помощью кнопок выводится информация о работе всей аппаратуры и отображается на ЖК дисплее. Это режим постоянного или импульсного излучения матрицы соответствующих излучающих диодов определенной длины волны, времени экспозиции, освещенности, мощности. После проведения облучения (с определенной экспозицией) ОСПК для забора и хранения крови, находящегося в ложе для облучения крови, с помощью иглы системы переливания крови пунктируется кровеносный сосуд, открывается зажим системы переливания крови и проводится трансфузия крови. Длительность процедуры облучения также задается при помощи контроллера и отображается на ЖК дисплее.

**Выводы.** Разработана универсальная фототерапевтическая аппаратура для экстракорпорального облучения крови с матрицей с 3-мя группами светоизлучающих диодов различного диапазона ( $\lambda_1 = 310\text{--}320\text{ нм}$ ;  $\lambda_2 = 530\text{--}590\text{ нм}$ ;  $\lambda_3 = 640\text{--}650\text{ нм}$ ). В процессе разработки были решены следующие задачи: - определены параметры воздействия для обеспечения заданной дозы и способы их регулирования; - определен метод расчета параметров матрицы излучателей, исходя из имеющихся значений мощности диодов, углов половинной яркости и расстояния от матрицы светоизлучающих диодов до объекта (образца крови); - предложен метод расчета интенсивности излучения СИД, на основе которого произведен расчет величины интенсивности и дозы излучения (с разными экспозициями) для разных длин волн, воздействующих на образец крови; - создана функциональная схема аппаратуры и алгоритм ее работы. Разработанная фототерапевтическая аппаратура для экстракорпорального облучения крови отличается от прототипов не только тем, что вместо УФ лампы или лазера применяются светодиоды, но и тем, что является универсальной аппаратурой, работающей на 3-х длинах волн, которые обладают наибольшей эффективностью при воздействии на эритроциты человека. В отличие от прототипов предлагаемая аппаратура компактна, дешева, удобна в эксплуатации.

#### Список использованных источников

1. Куличенко В. В. Метод адаптивного воздействия и система комплексной фототерапии с микропроцессорным управлением: дисс... на соискание уч. степени канд.тех.наук. Харьков, 2012, 167 с.
2. Кизилова Н. Н., Коробов А. М. Механизмы влияния низкоинтенсивного оптического излучения на систему микроциркуляции (обзор). *Фотобіологія та експериментальна фотомедицина*, № 1,2. 2016. – С.75-95.
3. Внутривенное лазерное облучение крови / А. В. Гейниц, С. В. Москвин, А. А. Ачиллов. М. - Тверь: Триада, 2012. 334 с. : (Основы лазерной терапии).

4. Москвин С. В. Эффективность лазерной терапии (Эффективная лазерная терапия. Том 2). Vol. 2. М.-Tver: Triada, 2014. 896 p.

5. Harrington James, Li Junheng. Biomedical optics and lasers: diagnostics and treatment: 16–18 September 1998, Beijing, China. - Bellingham, Washington : SPIE, 1998.

6. Schwartz, SO; Kaplan SR; Stengle J; Stevenson FL (1952). "Ultraviolet Irradiation of Blood in Man". JAMA. 149 (13): 1180-3.

7. Knott, E.K. (1948). "Development of ultraviolet blood irradiation". American Journal of Surgery. 76 (2): 165-171.

8. Медицинский справочник. URL: Med-solar.ru.khirurgiya.

9. Котык А., Яначек К. Мембранный транспорт. М.: Мир, 1980. 338 с.

10. Алмазова Е. Б., Емец Б. Г., Бондаренко В. А., Перский Е. Э. Зависимость величины изменения толщины примембранного водного диффузионного слоя эритроцита от длины волны облучающего света. *Вісник Харківського університету № 716. Біофізичний вісник*. 2005. Вип. 2 (16). С 53-56.

11. Алмазова Е. Б., Емец Б. Г. О механизме влияния излучения газоразрядной ртутной ультрафиолетовой лампы на толщину примембранного водного слоя эритроцитов человека. *Біофізичний вісник*. 2008. вип. 21 (2). С. 88-94.

12. Роль КВЧ излучения в повышении биологической активности крови. / Алмазова Е. Б., Емец Б. Г. Белоус О. И. Малахов В.А., Носатов А.В., Сиренко С.П., Фисун А.И. *Радіофізика та електроніка*. 2008, № 3. С. 556-561.

13. Москвин С. В. Эффективность лазерной терапии. М.: НПЦ "Техника", 2003. 256 с.

14. Справочник химика 21. (электронный ресурс)

15. Горская Н. И. Оптические исследования крови в видимом спектральном диапазоне. *Успехи современного естествознания*. 2007. № 12. Ч.1. С. 48-48.

#### Аннотация

#### АПАРАТУРА НА СВІТЛОВИПРОМІНЮВАЛЬНИХ ДІОДАХ ДЛЯ ЕКСТРАКОРПОРАЛЬНОГО ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ

Алмазова Є. Б., Лисиченко М. Л., Вейцман П. Л.

*Розроблено універсальну фототерапевтичну апаратуру для екстракорпорального опромінення крові з матрицею з 3-ма групами світловипромінювальних діодів різного діапазону довжин хвиль ( $\lambda_1 = 310\text{--}320\text{ нм}$ ;  $\lambda_2 = 530\text{--}590\text{ нм}$ ;  $\lambda_3 = 640\text{--}650\text{ нм}$ ).*

#### Abstract

#### EQUIPMENT FOR LIGHT EMITTING DIODES FOR EXTRACORPORAL BLOOD IRRADIATION

Ye. Almazova, M. Lysychenko, P. Veytsman

*A universal phototherapy equipment was developed for extracorporeal blood irradiation with a matrix with 3 groups of light emitting diodes of different wavelength ranges ( $\lambda_1 = 310\text{--}320\text{ nm}$ ;  $\lambda_2 = 530\text{--}590\text{ nm}$ ;  $\lambda_3 = 640\text{--}650\text{ nm}$ ).*