

УДК 621.384: 621.385: 621.365: 616.31: 537.8

МОДЕЛИРОВАНИЕ В РАЗРАБОТКАХ ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫХ СИСТЕМ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ С ПРОГРАММНО УПРАВЛЯЕМОЙ ДИНАМИКОЙ ИЗЛУЧЕНИЯ, СОСРЕДОТОЧЕННОГО НА ВХОД СВЕТОВОДА

Зазуляк А.М., Кожухар А.Т., Ивах М.С.

*Национальный университет «Львовская политехника»,
Львов, ул.С. Бандеры,12,79013, E-mail: akozhuha@rambler.ru*

UDC 621.384: 621.385: 621.365: 616.31: 537.8

MODELING OF THE DEVELOPMENT OF OPTOELECTRONIC SYSTEMS FOR MEDICAL USE WITH SOFTWARE CONTROLLED RADIATION DYNAMICS, FOCUSED ON INPUT LIGHT GUIDE.

Zazulyak A.M., Kozhukhar A.T., Ivakh M.S.

*Lviv Polytechnic National University,
Lviv, S.Bandera, 12, 79013, E-mail: akozhuha@rambler.ru*

По результатам исследований на расчетных и физических моделях матричных структур специализированных для фотолечебной аппаратуры оптико-электронных систем с программно управляемой динамикой пространственно спектральных характеристик концентрированного оптического излучения выявлены особенности формирования динамических оптических картин на входе световодного кабеля для реализации фотостимуляционных программ лечения чувствительных и труднодоступных органов. С учетом не учтенных ранее особенностей разработаны рекомендации для создания новых эффективных оптико-электронных систем на основе интегрированных в оптические элементы оригинальных многоцветных светодиодных структур и светотранспортных элементов.

Ключевые слова: *оптико-электронные системы, фото стимуляционные программы лечения.*

According to the research of optoelectronic systems for photo therapy equipment with a programmable spatial dynamics of the spectral characteristics of the concentrated optical radiation the peculiarities formation of dynamic patterns at the input light guide to implement treatment with photo stimulation programs sensitive and difficult access organs. Given the previously unrecorded features developed recommendations for the creation of new effective optoelectronic systems based on integrated in optical elements original multi-color light emitting diode structures and light transport elements.

Keywords: *optoelectronic systems, photo stimulation programs of treatment.*

ВСТУПЛЕНИЕ

Перспективными в медицине считаются неинвазивные, прежде всего, электрически или механически бесконтактные технологии. К ним принадлежат, в частности, так называемые фотомедицинские технологии (ФМТ), которые влияют на пациента лечебным диагностическим электромагнитное излучение оптического диапазона [1]. Создание специализированных для фотолечебной аппаратуры оптико-электронных систем с программно управляемой динамикой пространственно спектральных характеристик концентрированного оптического излучения (ОИ) в значительной мере обусловлено привлекательностью идеи расширения возможностей сосредоточенных в заданном направлении программируемых за медицинскими программами лучистыми потоками. Особенно важным и актуальным для новых фотостимуляционных лечебных технологий есть аппаратное обеспечение насыщенности таких потоков информативной составляющей [2]. Реализация программного управления характеристиками лечебного ОИ в средствах фотоинформационной медицины чаще всего осуществляется методами электронной коммутации полихроматических светодиодных матриц [3]. Светодиодная матрица состоит из 21 красного и 16 инфракрасных светодиодных излучателей. Фотонный аппарат Коробова "БАРВА-ОТО/КИК36" предназначен для лечения и профилактики отитов. В основу терапевтического действия аппарата положена способность электромагнитного излучения, видимого и инфракрасного диапазонов спектра, нормализовать работу регуляторных систем организма человека, а именно: иммунной, эндокринной и центральной нервной, реологические показатели крови (физические и биохимические), также повышать микроциркуляцию крови и лимфы, усиливать кислороднотранспортную функцию крови, повышать активность клеточных мембран, ускорять процессы регенерации тканей, стимулировать образование АТФ в митохондриях.

Для выявления возможностей существующих приборов цветоинформотерапии для поставленных задач был проведен сравнительный анализ наиболее известных конструкций (табл.1), которые применяют в различных отраслях медицины.

Однако, характерное для подавляющего большинства средств фотоинформационной медицины, наподобие полихроматических светодиодных матриц Коробова [3], взаимопараллельное расположение излучательных элементов в одной плоскости, что позволяет называть такие матрицы плоскопараллельными, не всегда отвечает медицинским требованиям. Прежде всего, это касается облучения тканей, особенно чувствительных относительно прикосновения излучательными элементами, рабочие поверхности которых могут иметь не всегда допустимые для живых тканей давление, температуру и электрический потенциал. За другими требованиями возникает необходимость концентрации лечебного излучения со всеми программируемыми цветами и пространственными распределениями (пространственными картинками) на малых участках облучаемой ткани.

Таблица 1.

Сравнительные характеристики приборов цветоинформотерапии

Название прибора	Отрасли применение	Терапевт. или др. медицинский эффект	Источник излучения	Полосы спектра излучения, нм	Диапазон частот фотостимулов, Гц
РИКТА-ЕСМИЛ-1А	Стоматология, отоларингология, гинекология	Повышает иммунитет	СВД	Видимое излучение (ВИ), 400-650	100-4000
Миниэксперт- ЦТ	Хирургия дерматология, педиатрия отоларингология	Улучшает работу большинства органов и систем организма	СВД (красный, зеленый, синий)	УФ излучение 315-400, ВИ 400-650	0,1-1500
IRIS	Практически во всех отраслях медицины	Лечит боли в животе, энурезы аллергии, кожные заболевания	4 СВД (красный, желтый, зеленый, синий)	ВИ 400-650	-
Градиент-3	Практически во всех отраслях медицины	Лечит бронхит, гастрит, гипертонические болезни	СВД-матрица	ВИ, ИКИ 400-650	0,1-100
МИНИ-ТАГ	Практически во всех отраслях медицины	Повышает эффективность лекарственных средств	СВД	ВИ, ИКИ 400-650	--
ГЕСКА-У-МАГ	Хирургия дерматология, отоларингология	Убыстряет регенерацию поврежденных тканей, снижает болевые ощущения	СВД-матрица	ИКИ 800-1200	50
ГЕСКА-ПЦ-МАГ	Хирургия, дерматология, педиатрия, отоларингология	Лечит ишемическую болезнь сердца, стенокардию, гипертонию, травмы и ожоги	СВД-матрица	ВИ, ИКИ 400-1000	--
DETA-QUANTUM	Хирургия, педиатрия, дерматология	Лечит бессонницу, обезболивает, улучшает микроциркуляцию крови	СВД-матрица	ВИ 400-650	0,1-100

Особенные требования касаются программируемого по пространственно-спектральному распределению облучения в тяжело доступных полостях, наподобие, ротовой, ушной и тому подобных. Хотя авторами [3] для облучения в ушной полости были созданы две модификации аппарата, которые отличаются способом фиксации излучателей внутри ушных раковин, однако говорить о достаточном для данной задачи количестве разноцветных светодиодов (СВД) и необходимом для воссоздания таким количеством отмеченных медицинских программ их взаиморасположении вызывают сомнение в практическом значении такого решения. Не решает проблему и применение специальных световодных кабелей переменного диаметра с углублениями в местах его изменения для установки СВД (рис. 1) [4].

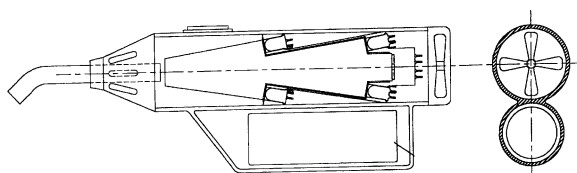


Рис. 1. Система смешивания световых потоков СВД со световодным элементом переменного диаметра.

Для выполнения отмеченных и других медицинских требований рациональным является применение гибких носителей ОИ наподобие широко распространенных в медицинской аппаратуре световодных кабелей. Однако, передача информационного ОИ, программируемого по пространственным и спектральным характеристикам лечебного излучения от плоскопараллельных светодиодных матриц световодным кабелям практически является невозможным, что не позволяет транспортировать ОИ, в частности, к тканям, которые имеют повышенную чувствительность к касанию или содержатся в полостях. Одной из возможных причин такого состояния можно считать недостаточность исследований в поиске особенностей формирования программируемого лечебного излучения и возможностей на этой почве создания светоизлучательных матриц и опико-электронных систем на их основе. В работе приведены результаты таких исследований, что позволило применить обнаруженные при этом особенности в предложенных технических решениях, способных значительно расширить возможности полихроматических светоизлучательных матриц для средств фотомедицины.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ, МЕТОДИКА, ТЕХНИКА И РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Заданием работы было расчетно-экспериментальным путем, на основе разработанных моделей, обнаружить закономерности формирования на входе световодного кабеля сложных за структурой потоков некогерентного ОИ полихроматических светоизлучательных матриц и получить рекомендации относительно создания новых структур, способных формировать и

сосредоточивать ОИ с управляемой динамикой излучения на входе типичных медицинских светотранспортных элементов (рис. 2).

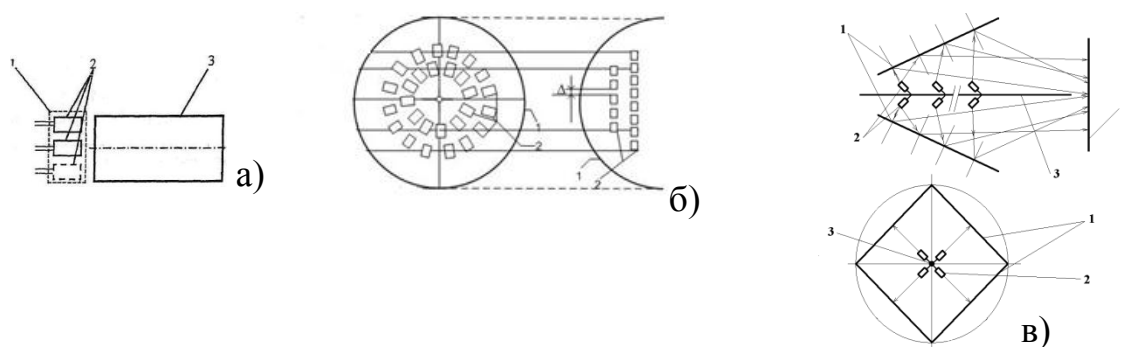


Рис. 2. Структуры СВД матриц: а) круглосимметричная с плоскопараллельным расположением СВД и световодом. 1-корпус матрицы, 2-СВД, 3-световод, б) круглосимметричная с неплоскопараллельным расположением СВД и гладким рефлектором (возможно с фоконом). 1-рефлектор; 2- СВД, в) пластинчатая с неплоскопараллельным расположением СВД и пластинчатым рефлектором (возможно с фоконом). 1 – рефлектор; 3 – оптическая ось рефлектора; 4 – зона облучения.

Для обеспечения многоэлементности СВД-матриц и концентрации ОИ в одной плоскости с медицинским световодным кабелем характерными для промышленности (диаметром входного окна 5 мм и входной апертурой 35°), предложено три технически возможных структуры (рис.2): плоскопараллельное расположением СВД и фокона, неплоскопараллельное расположением СВД и круглосимметричного гладкого рефлектора и неплоскопараллельное расположение СВД и пластинчатого рефлектора.

Структура СВД-световод. Исследование управления пространственными характеристиками ОИ для световодной структуры на основе контролируемых смещений или коммутаций СВД проводилось путем измерения поперечных распределений ОИ при разных пространственных поперечных смещениях взаимно параллельного расположенных СВД. В схеме моделирования (рис. 3) поперечные сечения входного окна световода имели вид круга диаметром 5 мм. Векторы максимума индикатрисы рассеивания каждого СВД направлялись перпендикулярно входному окну световода.

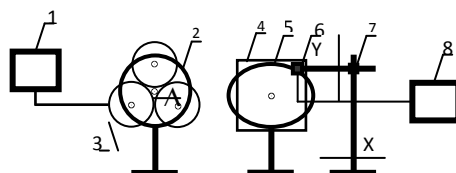


Рис. 3. Схема исследования пространственных характеристик ОИ при коммутациях СВД в структуре СВД- световод: 1 - источник электропитания; 2 - входное окно световода; 3 – СВД; 4 – зона облучения; 5 - выходное окно световода; 6 – фотоприемник; 7 – устройство микроперемещения фотоприемника в координатах X и Y; 8 - измеритель сигнала фотоприемника.

Поперечное распределение $E(X, Y)$ измерялось на расстоянии 1 мм от выходного окна световода при различных пространственных положениях ДВ. Поперечное распределение $E(X, Y)$ определялось путем поочередного измерения значений облученности в зоне размером 5x5 мм. Центр зоны совпадал с главной оптической осью. На рис. 4 представлена зависимость пространственного распределения ОИ от изменения положения включенного СВД.

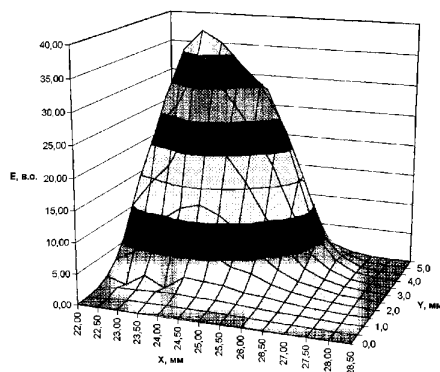


Рис. 4. Зависимости пространственного распределения ОВ световодно-СВД системы от коммутаций СВД в плоскости входного окна световода.

Полученные результаты свидетельствуют о существенной зависимости формы поперечного распределения ОИ от коммутаций СВД. Особенно, следует заметить то, что уровень максимума облученности почти не изменяется, что дает возможность проводить управление пространственными характеристиками практически без потерь. Расстояние между максимумом облученности и оптической осью почти не изменялось (для определенного расстояния между исходным окном световода и зоной облучения). Из полученных результатов можно сделать вывод, что увеличение отклонения максимума облученности от оптической оси на расстоянии 1 мм от выходного окна световода составляет 11%.

Результаты исследований показали высокую эффективность метода и предложенной структуры в формировании разнообразных картин пространственного (поперечного) распределения ОИ. Количество картин значительно увеличивается, если применять световоды с разными сечениями входного и выходного окон. Это позволяет формировать разнообразные формы пространственного распределения ОИ и, таким образом, новые разнообразные типы фотостимулов без дополнительных потерь мощности ОИ.

Структура СВД-гладкий рефлектор-фокон-световод. Были проведены исследования влияния на динамику пространственных характеристик ОИ контролируемых коммутации СВД матрицы в пределах гладкого круглосимметричного рефлектора. Было осуществлено моделирование продольного пространственного распределения ОИ для т.н. продольно-пространственного управления коммутациями излучающего тела (ИТ). Так, для эллипсоидного рефлектора профиль отражающей поверхности описывается уравнением:

$$y^2 = C_1 \cdot z + C_2 \cdot z^2,$$

где: C_1, C_2 - константы уравнения, которые определяют свойства рефлектора. Подставив $y = 0$ и $z = 2 \cdot AE$ (AE - главная полуось) находим $AE = -C_1 / C_2 / 2$, а подставив $y = BE$ и $z = AE$ (BE - малая полуось) в уравнение, находим

$$BE = \sqrt{C_1 \cdot AE + C_2 \cdot AE^2}, \quad CE = \sqrt{AE^2 - BE^2} \quad FE = AE - CE,$$

эксцентриситет $EE = CE/AE$, осевое и необходимое нам меридианальное увеличение

$$M_o = (1 + EE)/(1 - EE), \quad Mm = \sum Mi / n,$$

где n - число угловых зон. При построении светораспределения использовалась система координат, представленная на рис.5, и уравнение поверхности рефлектора



Расстояние между первым фокусом и оптическим центром ИТ может иметь значения: $dF=0$ - ИТ находится точно в первом фокусе отражателя, $dF>0$ - ИТ смещено в сторону горловины отражателя, $dF<0$ - ТВ смещено в сторону выходного отверстия отражателя.

Алгоритм состоял из построения зависимости положения точки светораспределения от размещения ИТ и угловых зон для данной точки и построения светораспределения подсчетом количества угловых зон, которые формируют данную точку. При построении светораспределения поверхность ИТ разбивается на ряд излучательных точек, положение которых характеризуется координатой Lx , которая изменяется от 0 к L , причем $Lx = 0$ характеризует крайний правый конец ИТ, а $Lx = L$ - крайний левый конец ИВ.

Пусть на отрагательную поверхность под углом φ_j из точки $(-(CIE - L/2 + Lx + dF), D/2)$ падает луч. Направление этого луча можно описать с помощью уравнения прямой: где $K = \pm \text{tg}(\varphi_i)$ $B = \pm(D/2 - \text{tg}(\varphi_i) \cdot (CE - L/2 + Lx + dF))$. Знак "+" для $y>0$ и знак "-" для $y<0$, где $y>0$ - положительная часть отражателя, а

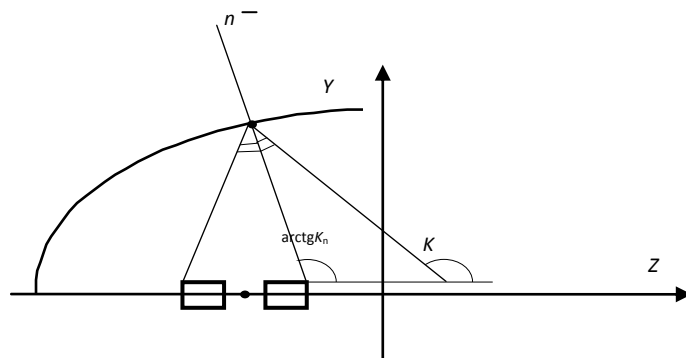


Рис. 5. Ход лучей у структуры СВД – гладкий рефлектор

$y < 0$ - отрицательная.

Освещенность в зоне облучения оценивается с помощью выражения:

$$E = \frac{\cos(\arctg(K))}{L^2},$$

где L - длина оптического хода луча от ИТ к точке пересечения (Z_n, Y_n)

$$L = \sqrt{(Z - (-(C + DR - L/2 + LX)))^2 + (-D/2 - Y)^2} + \sqrt{(Z - Z_n)^2 + (Y - Y_n)^2}.$$

Значения освещенности заносятся в одномерный массив, порядковые номера элементов которого отвечают последовательности точек оптической оси, по которым строится осевое распределение. Если в элементе массива уже находится значение освещенности, то только что найденное добавляется к предыдущему. В общем случае эта последовательность начинается от выходного отверстия отражателя. При моделировании дискретной регулировки светораспределения для ИТ, которое состоит из двух частей, используются вышеприведенные формулы, но при дополнительном условии – используются лишь те значения Lx , которые не удовлетворяют условию где L_1, L_2 - длины частей ТВ, которые удовлетворяют условию $L_1 + L_2 \leq L$. Для произвольной точки (Zxi, Yxi) , которая удовлетворяет условию можно найти значение

$$Ex_i = E_i + \frac{(E_{i-1} - E_i) \cdot (Z_i - Zx_i)}{Z_i - Z_{i-1}}$$

Моделирование позволило выявить особенности формирования излучения, которые возникают в предложенных структурах с соизмеримостью характерных для предложенных структур размеров ИТ и оптических преобразователей. Особенности проявляются в динамике излучательных характеристик под действием факторов, вызванных определенными контролируруемыми изменениями геометрических параметров ИТ, что и было учтено при создании предложенных моделей. Так, модель поперечных изменений Da пространственного распределения ОИ с угловой координатой j при смещениях или изменениях осевого положения ВТ $\pm Df$ l дает следующее представление о динамике этих изменений:

$$\frac{\Delta\alpha}{\alpha} = \Delta l \frac{\sin\varphi}{l \sin\varphi + d \cos\varphi}.$$

Так, для ВТ с относительными размерами $d/l=0.4$ смещения на 10% приводят к изменениям ширины пучка до 3%, а смещение на 10% - к изменению более чем на 7%. Созданием контролируемости вышеупомянутых смещений, например, путем коммутаций ИТ, на этом принципе может осуществляться управление пространственным распределением, получая управляемую динамику поперечного распределения ОИ. Действие продольного смещения ВТ $\pm Df$ на динамику кривых силы света аналогичная действию

продольной аберрации В и, согласно предложенной модели, определяется зависимостью:

$$\frac{\Delta\alpha}{\alpha} = \frac{\Delta f}{f} \cos^2 \frac{\varphi}{2} \sin \varphi.$$

Отсюда, для пространственного управления поперечным распределением можно получить важную для разработок структур зависимость площади облучения A от смещения осевого положения ВТ l . Следовательно, с определенными допущениями $A=pl2tg2ak/4$ можно получить необходимые функции поперечно-пространственного управления $A=f(l)$ и $DA/A_0=f(Dl/l)$ (рис. 6).

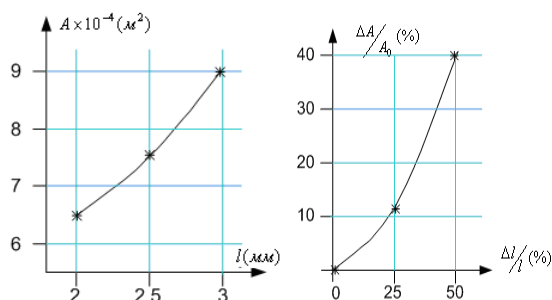


Рис. 6. Характеристики управления площадью зоны облучения $A=f(l)$ и $DA/A_0=f(Dl/l)$.

Установлено, что при изменениях длины ВТ на 50% площадь зоны A увеличивается более чем на 40%, крутизна характеристики управления в пределах избранного диапазона составляет $\Delta A/\Delta l = 2.67 \cdot 10^{-4}$ м²/мм или в относительных единицах $S = (\Delta A/A_0)/(\Delta l/l)$ и, приблизительно, составляет 0,8. Глубина управления, в соответствии с выражением $M = (A_{\max} - A_{\min})/(A_{\max} + A_{\min})100\%$ достигает приблизительно 20%, то есть отвечает необходимому уровню, принятому в фотостимуляционных медицинских технологиях.

Для физического моделирования продольно пространственного управления отражательная поверхность выбиралась со стандартным профилем $y^2 = 28 \cdot x - 0.428 \cdot x^2$. ИТ состояло из трех частей, которыми были СВД, последовательно установленные вдоль главной оптической оси рефлектора, причем одна из частей устанавливалась в его фокусе. С помощью блока управления коммутацией (включением/выключением) ИТ можно было дискретно изменять составляющие ИТ и, тем самым, управлять продольным распределением облученности $E(Z)$ на выходе структуры. Получены осевые распределения при разных комбинациях включения частей ИТ, приведенные на рис. 7, где $P1$ - активна одна часть ИТ в первом фокусе; $P2$ - активна одна часть ИТ, которая смещена относительно первого фокуса; $P3$ - активные обе части ВТ, центры которых находятся на расстоянии z .

Полученные осевые зависимости облученности $E(Z)$ свидетельствуют о значительных потерях ОИ при осевом перемещении максимума

концентрированного пространственного распределения из второго фокуса, который находится на расстоянии 35 мм, на расстояние 75 мм (кривые *P1* и *P2* на рис. 7).

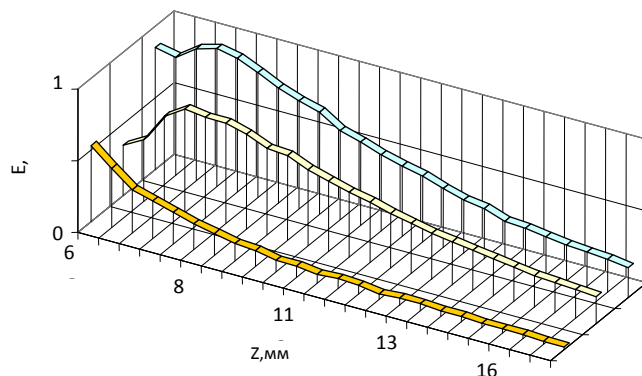


Рис. 7. Продольные пространственные распределения ОИ при коммутациях составляющих ИТ – слева направо P1, P2, P3.

В результате потерь ОИ через расфокусировку величина второго максимума пространственного распределения сравнительно с первым уменьшается более чем на порядок и почти не отличается в опытах 2 и 3 (кривые *P2* и *P3*). Полученное значение глубины управления *M* не является значительным, хотя и минимально допустимым, с точки зрения принятых в медицинской практике значений, необходимых для фотостимуляции.

Проведенное моделирование и полученные в результате аналитические зависимости дали возможность подтвердить работоспособность модели и разработать программно обеспеченный алгоритм определения динамических характеристик силы света.

На основе анализа полученных результатов и выявленных особенностей в формировании предложенной структурой потоков ОИ с управляемыми его пространственными распределениями сделана попытка, с учетом выявленных и неучтенных ранее особенностей, разработать ориентировочные рекомендации относительно создания новых альтернативных матричных структур с управляемой динамикой ОИ.

Принимая диаметр входного окна промышленного медицинского световода 5 мм, расстояние между соседними по радиусу их расположения СВД 0.5 мм, определено их максимальное количество в гладком рефлекторе стандартного диаметра 50 мм. Таким образом, количество СВД в кругу их расположения диаметром 18 мм – 16, в кругу диаметром 15 мм – 13, и, таким образом, максимальное количество в структуре составляет 30 СВД. Для оптимизации расположения СВД в рефлекторе на предложенной расчетной модели определены заданные углы их наклона для обеспечения необходимых направлений хода лучей от СВД (рис. 8)

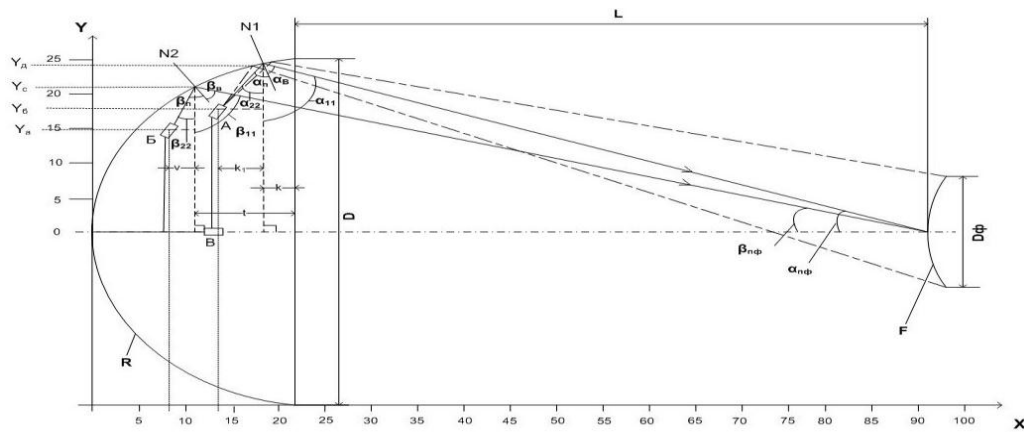


Рис. 8. К математической модели структуры. А, Б, В – СВД; R – рефлектор; F – входное окно фокона; $\alpha_{нф}$, $\beta_{нф}$ – углы падения лучей на фокон для СВД А и Б, соответственно, °; $\alpha_{н}$, $\alpha_{в}$, $\beta_{н}$, $\beta_{в}$ – углы падения и отражения от рефлектора для СВД А и Б, соответственно, °; α_{11} , α_{22} , β_{11} , β_{22} – углы для расчетов, °; N1, N2 – нормали к отражающей поверхности рефлектора; κ , k_1 , v , t – расстояния по оси X для расчетов, мм; Y_a , Y_b , Y_c , Y_d – расстояния по оси Y для расчетов, мм; D – диаметр рефлектора (50 мм); Dф - диаметр входного окна фокона (18 мм); L – расстояние между рефлектором и фоконом (70 мм).

Исходя из модели:

$$\operatorname{tg} \alpha_{ПФ} = \frac{Y_D}{L+k}; \alpha_{ПФ} = 17^\circ; \operatorname{tg} \beta_{ПФ} = \frac{Y_A}{L+t}; \beta_{ПФ} = 13^\circ;$$

Поскольку $\alpha_{П} = \alpha_B$, $\alpha_{П} = \alpha_B = \frac{\alpha_{11} + \alpha_{22}}{2}$;

$$\alpha_{11} = 180^\circ - (\alpha_{ПФ} + 90) = 73^\circ; \operatorname{tg} \alpha_{22} = \frac{k_1}{Y_{ДБ}} = \frac{5}{7} = 0,71; \quad \alpha_{22} \approx 36^\circ;$$

$$\alpha_{П} = \alpha_B = \frac{73^\circ + 36^\circ}{2} = 55^\circ;$$

Поскольку $\beta_{П} = \beta_B$, $\beta_{П} = \beta_B = \frac{\beta_{11} + \beta_{22}}{2}$, $\beta_{11} = 180^\circ - (\beta_{ПФ} + 90) = 77^\circ$

$$\operatorname{tg} \beta_{22} = \frac{V}{Y_{CA}} = \frac{3}{6} = 0,5; \beta_{22} \approx 27^\circ; \beta_{П} = \beta_B = \frac{77^\circ + 27^\circ}{2} = 52^\circ;$$

Рекомендуемые координаты расположения СВД представлены в табл. 2.

Таблица 2.

Рекомендуемые координаты светодиодов в одной плоскости

Светодиод	Координаты, мм		Углы, °
	X	Y	
А	8	15	55
Б	13	18	52
В	15	0	0

Из полученных результатов видно, что при углах падения и отражения $\alpha_{II} = \alpha_B = 55^\circ$, $\beta_{II} = \beta_B = 52^\circ$ для СВД А и Б, соответственно, и при размещении их в рефлекторе с заданными координатами, на входное окно светотранспортного элемента будут падать лучи под углами $\alpha_{II\Phi} = 17^\circ$, $\beta_{II\Phi} = 13^\circ$.

Для физического моделирования структуры СВД-гладкий рефлектор-фокон-световод был разработан макет, схема которого приведена на рис. 9.

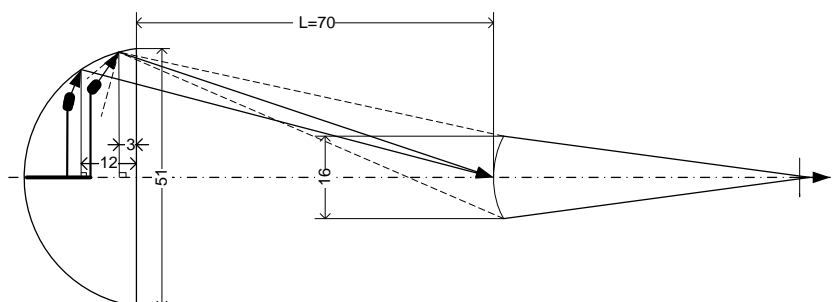


Рис. 9. Схематическое изображение структуры СВД-гладкий рефлектор-фокон-световод

Структура содержала матрицу СВД трех типичных участков спектра, установленных параллельно друг к другу в оптическом контакте с фоконным концентратором, который имел апертуру 190, входное выпуклое окно диаметром 18 мм, и выходное выпуклое окно диаметром 2 мм. Выходное окно фокона было в оптическом контакте со входным окном диаметром 5 мм стеклянного световода с типичной для медицинской практики входной апертурой 35° , исходный конец которого был направлен в зону облучения. Источник электропитания предоставлял возможность регулировать интенсивность излучения и, с помощью коммутации свд, обеспечивал заданные комбинации цветов. Потоки ОИ СВД собирались фоконом в сконцентрированный лучистый поток, который сквозь световод попадал на облучательную поверхность, площадь которой отвечала площади рабочей поверхности фотоприемника.

Исследования пространственно спектральных распределений ОИ на выходе структуры проводили в соответствии со схемой (рис.10). Рефлектором служил круглосимметрический гладкий стеклянный штампованный отражатель с интерференционным покрытием диаметром 50 мм, предназначенный для фотомедицинской аппаратуры.

Получено, что ширина спектра излучения на выходе фокона сравнительно с собственным спектром излучения СВД, уменьшается - для зеленого цвета - на 6,4%, желтого - на 1% и красного - на 35%. Ширина спектра на выходе системы уменьшается - для зеленого - на 28%, желтого - на 1% и красного - на 12,5% (Рис. 11).

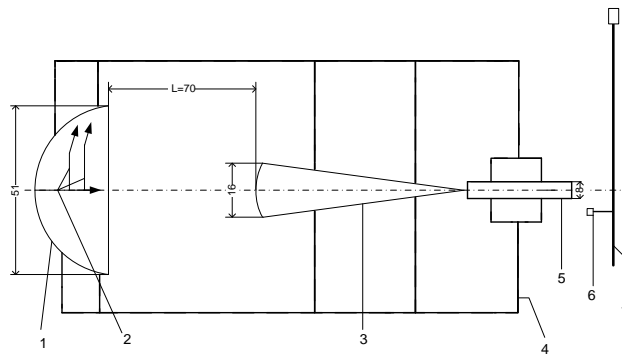


Рис. 10. Схема для моделирования структуры СВД-гладкий рефлектор-фокон-световод. 1 – рефлектор; 2 – светодиоды; 3 – фокон; 4 – корпус; 5 – световод; 6 – фотоприемник; 7 – механизм ползунка микроперемещений фотоприемника.

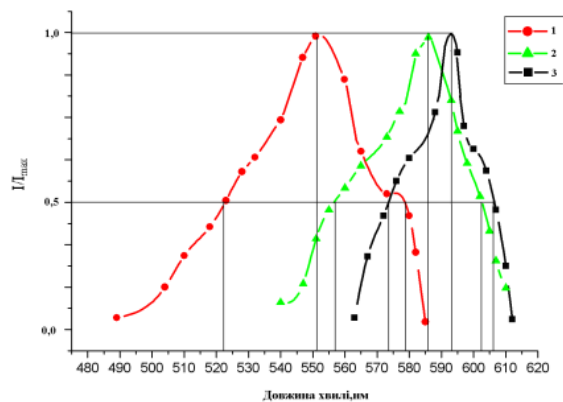


Рис.11. Спектральные характеристики ОИ структуры СВД-гладкий рефлектор-фокон-световод.

Результаты исследований пространственных характеристик ОИ (рис. 12) показали, что по сравнению с пространственным распределением в плоскости выходного окна фокона, в плоскости выходного окна световода интенсивность излучения уменьшается: для зеленого - на 20%, для желтого - на 18% и для красного - на 21,7%, что объясняется неодинаковыми углами преломления световодом оптических лучей разных участков спектра.

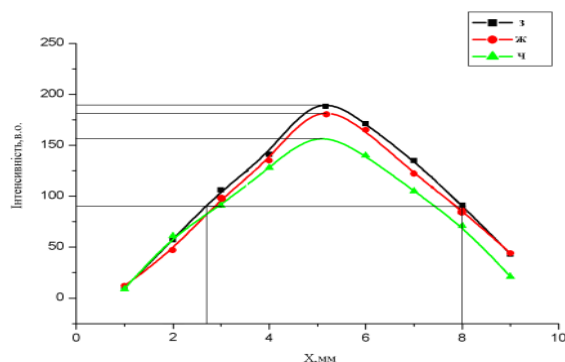


Рис. 12. Распределение интенсивности излучения структуры СВД-гладкий рефлектор-фокон-световод в плоскости с координатой X исходного окна световоду.

Установлено, что максимальный размер зоны облучения на выходе макета составляет 5,7 мм для зеленого элемента, 5мм - для желтого и 4,6 мм - для красного.

Анализом результатов, полученных на предложенной модели обнаружены особенности формирования и превращения сложных (по крайней мере, из нескольких светодиодов с разными спектрами) потоков ОИ на выходе световода с помощью дополнительного светотранспортного элемента наподобие фокона. Обнаружено, что форма и диаметр входного окна фокона позволяют, в отличие от непосредственного введения ОИ в световод от СВД, увеличить их количество и отказаться от неперспективных относительно световодов плоскопараллельных структур. Однако, ограничительная роль диаметра фокона не позволяет значительно увеличить количество СВД, которое позволяет решить поставленное задание лишь частично и лишь для модулируемого за спектром ОИ. Формирование Ои с пространственной модуляцией с помощью данной системы является вообще невозможным.

Структура СВД- пластинчатый рефлектор-световод. Условия моделирования:

•СВД расположены на одинаковом расстоянии один от другого, расстояние от начала пластины к первому СВД равняется удвоенному расстоянию между СВД.

- Минимальность полной длины хода луча.
- Апертура входного окна световода 35° .
- Максимальный размер пластины, на которую попадают лучи СВД 9 мм.

Для сравнения рассмотрено два типичных варианта структур: 1 вариант имеет наклон СВД в сторону излучения, а 2 вариант - наклон СВД в сторону начала структуры, то есть в сторону точки пересечения всех пластин рефлектора.

Пластинчатая структура 1 варианта (наклон СВД в сторону излучения) (рис. 13.)

Для этого варианта: угол падения $\theta = \frac{180^\circ - \delta}{2}$,

$\delta = 180^\circ - (30^\circ + \alpha) = 150^\circ - \alpha$, а длина хода будет составлять $BC = \frac{AB \cdot \sin \gamma}{\sin \theta}$.

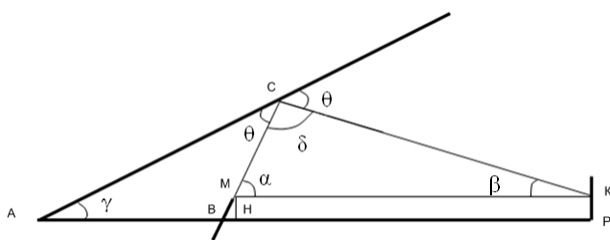


Рис. 13. Структура 1 варианта с ходом прямого и отраженного на приемную плоскость KP.

Длина хода отраженного от пластины луча к облучаемой поверхности будет, соответственно, определяться уравнением:

$$CK = \frac{CM \cdot \sin \alpha}{\sin(30^\circ)} = 2 \cdot CM \cdot \sin \alpha$$

где $CM = \frac{MK \cdot \sin(30^\circ)}{\sin \delta}$, $MK = BP - BH$

Пластинчатая структура 2 варианта (наклон СВД в сторону начала структуры) (рис. 14)

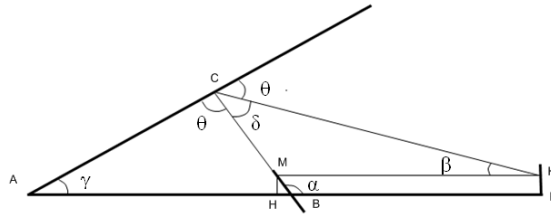


Рис. 14. Структура 2 варианта с ходом прямого и отраженного на приемную плоскость КР.

Конечное уравнение для определения длины хода светового луча для структуры 2 второго варианта будет выглядеть таким образом:

$$L = \frac{\left(BP + \frac{KP}{\operatorname{tg}(180 - \alpha)} \right) \cdot \sin \alpha}{\sin(150^\circ - \alpha)} + \frac{AB \cdot \sin \gamma}{\sin\left(\frac{30^\circ + \alpha}{2}\right)}$$

Получены уравнения модели можно рекомендовать для оптимизации длины хода лучей второго СВД, чтобы определить оптимальные углы наклона его и отражательной пластины к горизонтальной оптической оси, при которых длина хода луча до облучаемой поверхности является минимальной.

Для определения углов наклона первого и третьего светодиодов используем модель, в уравнениях которой угол наклона отражателя относительно горизонтали является неизменным. $C(\gamma)$: $C(\gamma) = \frac{d}{\sin \gamma}$. Расстояние от начала структуры (слева направо) до каждого СВД, начиная с первого - d_1 - d_n и полная длина их размещения d_0 будет составлять, відповідно,: $d_1 = \frac{2}{5} C(\gamma)$,

$d_2 = \frac{3}{5} C(\gamma)$, $d_3 = \frac{4}{5} C(\gamma)$, $d_0 = C(\gamma) \cos \gamma$. Длина хода луча СВД $L=l_1+l_2$, а $l_1 = \frac{d_1 \sin \gamma}{\sin(\alpha - \gamma)}$ і $k_1 = \frac{l_1 \sin(180 - \alpha)}{\sin \gamma}$, $k_2 = C(\gamma) - k_1$, $a = \frac{\sin(\gamma)k_2}{\sin 90}$, $l_2 = \frac{\sin(90 - \gamma)k_2}{\sin 90}$

Полученные для модели соотношения и данные табл. 3, 4 можно применять для оптимизации углов наклона СВД при условии минимальности длин хода лучей, который обеспечивает наибольшую освещенность на входном окне световода.

Таблица 3.

Параметры d1, d2, d3, d0, C(r)

грамм, град	d1, мм	d2, мм	d3, мм	d0, мм	C(r), мм
10	20.732	31.097	41.463	51.042	51.829
11	18.867	28.301	37.734	46.301	47.168
12	17.315	25.973	34.630	42.342	43.288
13	16.003	24.005	32.007	38.983	40.009
14	14.881	22.321	29.762	36.097	37.202
15	13.909	20.864	27.819	33.588	34.773
16	13.061	19.591	26.121	31.387	32.652
17	12.313	18.470	24.626	29.438	30.783

Таблица 4.

Оптимальные углы наклона СВД для разных углов наклона пластины.

град	10	20	30	40	50	60	70	80	90
10		1	1	1			2	2, 3	2, 3
11			1	1	1		2	2, 3	2, 3
12			1	1	1		2	2, 3	2, 3
13			1	1	1		2	2, 3	2, 3
14			1	1	1		2	2, 3	2, 3
15			1	1	1		2	2, 3	2, 3
16				1	1	1		2	2, 3
17				1	1	1		2	2, 3

*1, 2, 3...порядкові номери СВД, починаючи від початку структури- точки з'єднання пластин.

Нижче приведено фрагмент моделювання.

угол наклона отражающей пластины $\alpha_e := de0 - da1 \alpha_e = 101$

минимальный угол наклона второго СВД относительно пластины

$$\alpha_{fa2} := \frac{\alpha_{fara} \cdot 180}{\pi} \quad \alpha_{fara} := \text{atan}\left(\frac{ce}{ae}\right) \quad cv2 := \alpha_{fa2} + \beta_{fa2}$$

$$\alpha_{fa2} = 2.268$$

Для физического моделирования рассмотренной структуры был разработан макетный образец, изображение и схема которого представлена на рис. 15. Макет состоял из поворотной пластины с зеркальным покрытием. Пластина была подвижно соединенной с линейной платой СВД, которые соединялись с платой также подвижно. Место соединения платы с пластиной

считалось началом структуры. На втором, не соединенном с пластиной конце платы был установлен фотопреобразователь. Площадь приемной поверхности фотопреобразователя отвечала заданной в моделировании площади облучаемой поверхности. Последняя выбиралась исходя из размеров площади входного окна промышленного световодного кабеля. Макет позволял в широких пределах осуществлять изменения угла наклона площади пластины рефлектора относительно площади платы СВД ψ и изменения угла поворота СВД φ относительно платы.

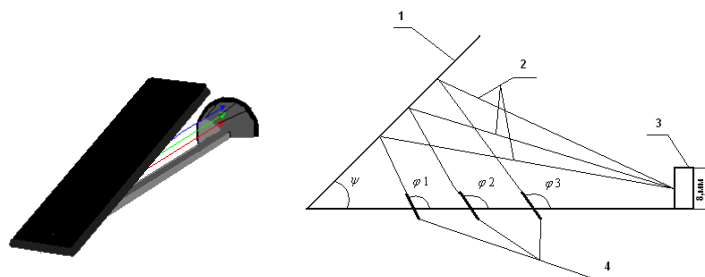


Рис. 15. Общий вид и схема строения экспериментальной модели. 1-отражательная пластина рефлектора, 3-ход световых лучей, 4-фотопреобразователь, 5-светодиоды ψ -угол поворота отражательной пластины рефлектора $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ – углы поворота светодиодов.

За результатами многократных измерений интенсивности отраженных от пластины световых потоков на основе полученных значений фототоков I после математического обрабатывания обнаружена оптимальная область значений - кутів поворота відбивальної пластины рефлектора ψ (35о, 40о и 45о) но углов поворота СВД φ (рис. 16).

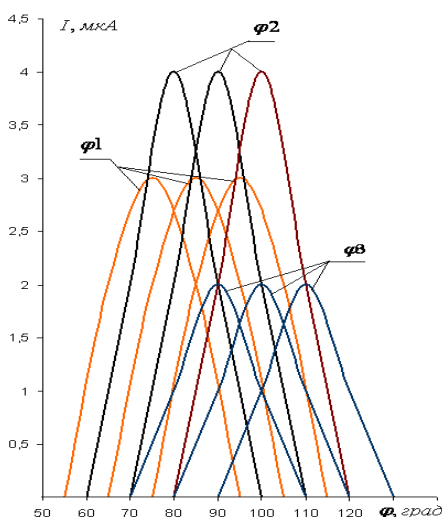


Рис. 16. Результаты моделирования зависимости интенсивности излучения на входном окне световода от углов поворота отражательной пластины рефлектора ψ и углов поворота светодиодов φ для структуры с пластинчатым рефлектором.

Наилучшими характеристиками владеет пластинчатая система с углом между пластиной и платой СВД 40° . Проведенные экспериментальные исследования дают возможность утверждать, что предложенная структура способна обеспечить концентрацию и передавание сформированного от значительно большего, сравнительно с другими структурами, количества СВД и, таким образом, большего пространственно-спектрального разнообразия фотостимулов непосредственно в зоне облучения.

Предложены модели, методы и результаты моделирования показали свою работоспособность и соответствие поставленным задачам с точки зрения необходимых для медицинских фотостимуляционных лечебных приборов управления динамикой широко программированного, сосредоточенного и безопасного излучения.

ВЫВОДЫ

В работе представлены новые подходы для реализации возможностей светодиодных (СВД) матриц, которые устраняют недостатки существующей аппаратуры и значительно расширяют возможности применения фотоинформационных медицинских технологий. Из проведенного анализа существующих приборов для реализации таких технологий и известных предложений относительно повышения их эффективности и расширения функциональных возможностей обнаружено, что плоскопараллельное расположение элементов в СВД матрице не позволяет осуществлять всю возможную палитру программ управляемой динамики пространственно-спектральных характеристика лечебной фотостимуляции, термо-, механо- и электро чувствительных тканей (что исключает прикосновение к ним излучательными элементами), а также малых участков тканей, особенно в тяжело доступных полостях, наподобие ротовых, ушных и тому подобное. Все это ограничивает возможности известных решений, практически делает невозможным для подобных задач проведение сосредоточенной цветоинформотерапии с необходимым количеством СВД и программ, а потому нуждается в исследованиях, уточнениях и совершенствованиях математических и физических моделей излучательных структур для выявления неучтенных ранее особенностей и учета их в создании на их основе методов и средств управления динамикой формирования фотостимулов и разработок новых матричных структур для высокоэффективных оптоэлектронных систем медицинского назначения.

По результатам расчетно-экспериментальных исследований методами моделирования предложенных оригинальных матричных структур на основе интегрированных в рефлекторы и фоконсы СВД выявлены особенности формирования фотостимуляционных световых потоков, которые создаются в предложенных структурах с характерной соизмеримостью размеров СВД и оптических преобразователей. Особенности проявляются в динамике пространственного распределения излучательных характеристик и, таким образом, оптических фотостимуляционных картин под действием факторов,

вызванных определенными контролируемыми коммутациями СВД, что и было учтено при создании рекомендаций и предложенных структур.

Показано, что полученные в результате моделирования спектральные, пространственные и энергетические показатели ОИ предложенных структур, а также уровень глубины управления поперечным и продольным пространственными распределениями удовлетворяют требованиям современных фотоинформационных медицинских технологий. Предложенный метод управления пространственными характеристиками ОИ можно рекомендовать для модернизации существующих и создания новых приборов с новыми фототерапевтическими свойствами без значительных материальных расходов. Поэтому применение предложенных методов и структур в разнообразной световодной фотомедицинской аппаратуре может значительно повысить эффективность лечения.

ЛИТЕРАТУРА

1. <http://medprom.ru/medprom/151587>
2. <http://www.biophoton.com>
3. <http://www.kor-pml.com>
4. Пат. США Сер.ном. 09.574.444 Концентратор-световод, как элемент полимер. ламп. Заяв.: Мау 19, 2000.

Зазуляк Андрей Михайлович, соискатель научной степени, Национальный университет «Львовская политехника», г. Львов, ул. С. Бандеры, 12, 79013, E-mail: Az_2@list.ru, оптико-электронные медицинские устройства в оториноларингологии.

Кожухар Александр Теофанович, профессор кафедры электронных приборов, доктор технических наук, профессор, Национальный университет «Львовская политехника», г. Львов, ул. С. Бандеры, 12, 79013, E-mail: akozhuha@rambler.ru, оптико-электронные медицинские устройства.

Ивах Мария Степановна, ассистент кафедры электронных приборов, кандидат технических наук, Национальный университет «Львовская политехника», г. Львов, ул. С. Бандеры, 12, 79013, E-mail: ivah_m@ukr.net, оптико-электронные медицинские устройства.