ОПТИЧЕСКОЕ ПРИБОРОСТРОЕНИЕ И ТЕХНОЛОГИЯ

УДК 621.373.826:621.382]: 681.784

ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИЙ СПЕКЛ-СТИМУЛЯТОР

© 2007 г. **Г. И. Каданер***; **Б. В. Овчинников***, канд. техн. наук; **М. М. Рубинштейн****, канд. техн. наук

* НПК "Государственный оптический институт им. С.И. Вавилова", Санкт-Петербург

** ЦНИИ "ТОЧМАШ", Климовск, Московская обл.

E-mail: kadaner@aport2000.ru

Описывается компактный спекл-стимулятор с полупроводниковым лазерным излучателем. Оригинальная оптическая система прибора формирует высококонтрастное спекл-поле с фрактальной структурой воздействующего стимула. Высокая лечебная эффективность стимулятора подтверждена клиническими испытаниями и успешным применением в практической офтальмологии.

Коды OCIS: 140.2020, 170.4470.

Поступила в редакцию 21.05.2007.

Низкоинтенсивное излучение He–Ne-лазеров ($\lambda = 632$ нм), воспринимаемое органом зрения в виде пятнистой спекл-структуры, давно и успешно применяется в офтальмологии для лечения и профилактики ряда заболеваний [1, 2]. Например, известны серийные спекл-аппараты, широко внедренные в отечественную практику, – приборы "СПЕКЛ" и "МАКДЭЛ-00.00.08". Аппараты построены на основе газоразрядных He–Ne-лазеров, излучение которых с помощью оптико-волоконных световодов направляется на экраны наблюдения диаметром 30–50 мм. Подобная схема позволяет проводить стимуляцию зрительного аппарата пациентов как в сидячем, так и в лежачем положении (например, грудных детей). Практика применения приборов подтвердила целесообразность использования спекл-структуры для терапии зрительного анализатора [3]. Тем не менее продолжается дальнейшее изучение эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии, направленное на уточнение механизмов этого метода лечения.

Необходимость такого уточнения очевидна, в частности, из следующих обстоятельств. В работах [4, 5] отмечается, что важным фактором лазерной терапии являются благоприятные фотохимические и фотобиологические процессы, инициируемые в глазных средах излучением He–Ne-лазера, длина волны которого приблизительно совпадает с достаточно широкой областью максимального поглощения тканей 600–660 нм [6]. Следовательно, такое взаимодействие не может быть резонансным, т. е. требующим "жесткого" совпадения частоты квантов излучения с максимумом узкой полосы поглощения возбуждаемой среды. Поэтому, а также принимая во внимание, что инициация фотохимических процессов не требует высокоэнергетического воздействия, для достижения необходимых фотобиологических эффектов было бы достаточно применение некогерентных источников (например, ламп накаливания), необходимый спектр излучения которых может быть выделен с помощью светофильтров.

В работе [3] отмечается другой стимулирующий эффект спекл-терапии, обусловленный воздействием пространственно-частотной структурой спекл-поля на сенсорную систему зрительного анализатора, так называемый плеоптический эффект. Однако высококонтрастный стимул хаотической структуры может быть сформирован и классическими оптическими методами, только с существенно бóльшими (чем при использовании лазеров) энергетическими затратами.

В свете изложенного очевидно, что для корректной интерпретации спекл-стимулирующего эффекта анализ только фотобиологических и плеоптических явлений явно недостаточен. Существенное продвижение в понимании этой проблемы может дать рассмотрение уникальных особенностей топологии спекл-структуры, обусловленной фундаментальными свойствами лазерного излучения – его монохроматичностью и высокой степенью когерентности $\gamma \to 1$.

Процесс формирования спекл-картины на сетчатке глаза наблюдателя иллюстрируется рис. 1. Поток излучения *3* с длиной волны λ, сформированный отрицательной линзой *2* из коллимированного пуч-

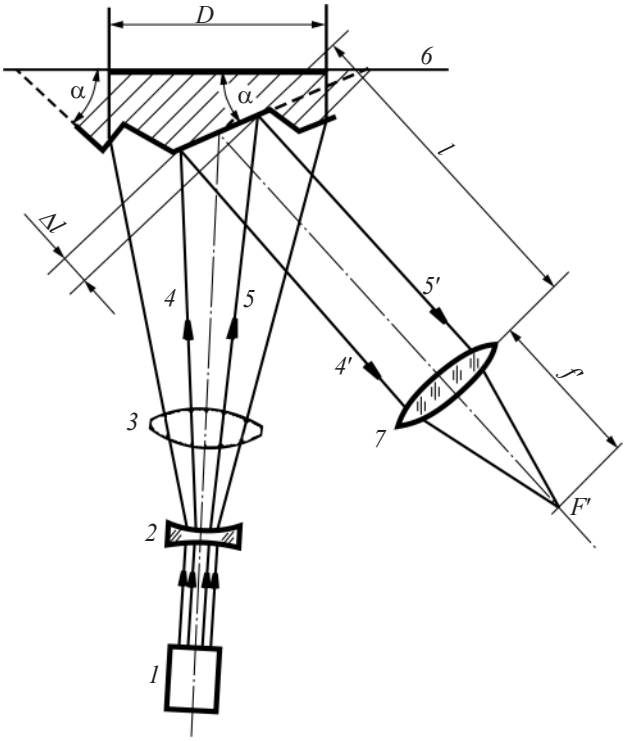


Рис. 1. Схема формирования спекл-картины (пояснения в тексте).

ка лазера *1*, поступает на диффузно рассеивающий экран *6* и освещает на нем область диаметром *D*. Отражающая поверхность области *D* образована микронеровностями, сильно увеличенный рельеф которых изображен на рисунке. Из всего множества лучей, посылаемых на экран линзой *2*, выберем лучи *4* и *5*, которые падают на одну из микрограней области *D*, и будем считать, что характерные размеры микронеровности существенно больше длины волны λ. Тогда лучи *4* и *5* отразятся в направлении *4′* и *5′* в соответствии с законом зеркального отражения. Достигнув линзы *7* с фокусным расстоянием f', которая находится от экрана 6 на расстоянии l , удовлетворяющем условиям $l \gg D$ и $l \gg f'$, лучи *4′* и *5′* соберутся в точке *F′* вблизи фокальной плоскости линзы.

Из рис. 1 видно, что между лучами *4′* и *5′* существует разность пройденных расстояний $\Delta l \gg \lambda$, или разность хода двух соответствующих волн. Благодаря этому колебания поля излучения в точке встречи волн *F′* приобретут разность фаз $\varphi = 2\pi\Delta l/\lambda$, от которой зависит, усилится ли интенсивность колебаний в точке *F′* (светлая область) или взаимодействующие волны погасят друг друга (темная область).

В зоне облучения *D* находится достаточно много хаотически ориентированных элементов, посылающих на линзу *7* лучи под разными углами к ее оптической оси. Для каждой пары таких лучей справедливо приведенное выше рассмотрение. Это и приводит к тому, что в фокальной плоскости линзы в пределах ее поля зрения образуется случайная интерференционная картина, состоящая из хаотически расположенных светлых и темных областей. Контраст *K* этой картины зависит от степени когерентности излучения γ, и поэтому только при лазерном излучении, когда $\gamma \approx 1$, возникает развитая спекл-структура, характеризуемая фундаментальным соотношением

$$K = \gamma = 1, \qquad (1)$$

выполнение которого обеспечивает высокое качество спекл-картины, когда светлые пятна поля наблюдения разделены “черными” промежутками.

Пусть теперь в схеме рис. 1 вместо линзы *7* находится глаз наблюдателя. Тогда, независимо от сознания наблюдателя, описанное интерференционное взаимодействие будет иметь место в области сетчатки. Наблюдатель увидит структуру, которая будет восприниматься им в виде хаотически разбросанных в пределах поля зрения *D* светящихся пятен. Диаметр *d* этих пятен, являющихся дифракционным изображением точек экрана *6*, для эмметропического глаза определяется выражением

$$d = 1{,}22\lambda f'/rn, \qquad (2)$$

где λ – длина волны излучения, f' – заднее фокусное расстояние глаза, r – радиус его зрачка, n – показатель преломления оптических сред глаза.

Подставив в формулу (2) значения соответствующих параметров ($\lambda = 0{,}63$ мкм, $f' = 23$ мм, $r = 2$ мм, $n = 1{,}34$), найдем $d \approx 7$ мкм, т. е. светлые пятна спекл-структуры перекрывают на сетчатке приблизительно один–два фоторецептора. Следовательно, независимо от рефракции глаза пространственная частота наблюдаемой картины практически совпадает с разрешающей способностью зрительного аппарата. Благодаря этому спекл-структура лазерного излучения представляет для офтальмологии прекрасный паттерн высокой пространственной частоты, четкое восприятие которого (а следовательно, и эффективность воздействия) практически не зависит от параметров оптической системы и дефектов рефракции глаза.

Одним из немногих препятствий к применению спекл-стимулирующей терапии может служить серьезное помутнение глазных сред. Допустимую степень такого помутнения можно оценить из следующих соображений.

Известно [7], что при рассеянии когерентного излучения в мутных средах контраст образующейся спекл-картины *K* зависит от оптической толщины рассеивающего слоя и, следовательно, от средней

кратности рассеяния C. Оптическая толщина t слоя рассеивающей среды определяется выражением

$$t = z\varepsilon, \qquad (3)$$

где z – геометрическая толщина слоя, ε – его натуральный показатель ослабления.

С увеличением оптической толщины среды кратность рассеяния C возрастает, что приводит к резкому увеличению длины хода лучей в слое, а следовательно, и к заметному уменьшению степени когерентности γ излучения, достигающего сетчатки.

В соответствии с условием (1) это, в свою очередь, приводит к снижению контраста спекл-картины K, так что при оптической толщине слоя $t \approx 40$ значение контраста не превышает 0,3 [7], т. е. модуляция яркости поля наблюдения становится едва различимой. Считая указанное значение K предельным и приняв геометрическую толщину z равной средней длине глаза $l = 2{,}4$ см, на основании (3) найдем, что спекл-стимулирующее воздействие может быть эффективным только для глаз, показатель ослабления сред которых не превышает значения $\varepsilon = t/z \le 40/2{,}4 \approx 17$ см$^{-1}$. Полученное значение ε достаточно велико и может иметь место только при высокой степени зрелости катаракты.

Уяснив механизм формирования спекл-картины на сетчатке глаза и приняв во внимание ограничения, накладываемые на состояние его оптических сред, перейдем к рассмотрению более сложного вопроса о топологической структуре "хаоса" спекл-поля.

Выше было показано, что зернистость наблюдаемой картины обусловлена наличием на поверхности светорассеивающего экрана микронеровностей, посылающих в глаз отраженные лучи. Случайный характер модуляции яркости спекл-картины непосредственно обусловлен геометрическими свойствами (топологией) рассеивающей поверхности, которая характеризуется случайным распределением как высоты рассеивающих микронеровностей, так и углов α наклона (см. рис. 1) их граней. Исторически (начиная с работ П. Бугера) считалось, что математический характер этой случайности описывается законом нормального распределения Гаусса. Однако недавние фундаментальные исследования [8] показали, что топология шероховатых поверхностей, сформированных традиционными технологическими приемами, представляет собой фрактальную структуру с размерностью Хаусдорфа $m \approx 1{,}52$.

Фрактальность топологии рассеивающего экрана приводит к соответствующей организации структуры спекл-картины. Кажущийся "хаос" в распределении ее светлых и темных пятен также имеет фрактальную природу, что в значительной мере обеспечивает стимулирующее воздействие спекл-структуры на зрительный анализатор. Убедительным подтверждением этого служат исследования биоэлектрической активности мозга, стимулированной воздействием на зрительный анализатор оптического излучения, сформированного светофильтрами-фотошаблонами фрактальной структуры [9]. Источником излучения в опытах служила лампа электрического фонаря, которую испытуемый наблюдал невооруженным глазом (первая серия опытов) или через фрактальный фильтр (вторая серия) [10].

В первой серии опытов никаких значимых изменений в энцефаллограммах испытуемых не было зафиксировано. Вторая серия достоверно продемонстрировала положительное влияние излучения, прошедшего через фильтр. Наблюдались явно выраженное возрастание мощности биоритмов, глобальная синхронизация биоэлектрической активности мозга, повышение деятельности всех его отделов, а значит, и центральных отделов зрительного анализатора. Кроме того, после десятиминутных сеансов наблюдений в течение шести дней испытуемые отмечали повышение эмоционального тонуса, снятие усталости и ощущение "приятного расслабления". Это, наряду с объективными измерениями электрической активности мозга, позволяет обоснованно предположить, что воздействие фрактально-структурированного излучения на фоторецепторы зрительного анализатора вызывает положительную реакцию центральной нервной системы.

Таким образом, можно утверждать, что стимулирующий механизм низкоинтенсивной лазерной спекл-терапии обусловлен целым комплексом воздействующих факторов. Это и фотобиологические эффекты взаимодействия излучения с тканями глаза, и плеоптическое воздействие спекл-структуры на сенсорную систему зрительного аппарата, и благоприятное воздействие низкоэнергетического лазерного излучения на аккомодационный аппарат глаза [4]. Но в не меньшей степени это и процессы активации биоэлектрической активности, возникающие аналогично явлениям, отмеченным в [10], в системах головного мозга при взаимодействии фоторецепторов с фрактально-структурированным излучением спекл-поля.

Понимание механизмов формирования лазерной спекл-структуры и процессов взаимодействия ее со зрительным анализатором позволили разработать портативный спекл-стимулятор "СОКОЛ". Для существенного уменьшения габаритов прибора в нем используется полупроводниковый лазер с $\lambda = 635$ нм, а для получения высококонтрастной, четко структурированной и равномерной по полю наблюдения спекл-картины в нем применена оригинальная оптическая схема [11] (рис. 2), которая

практически не нарушает когерентность γ трансформируемого светового потока. Схема работает следующим образом.

Излучение лазера *1*, ограниченное диафрагмой *2*, поступает на рассеиватель *3* – молочное стекло МС-23. Световой поток, рассеянный этим стеклом, перехватывается линзой *4*, поступает на конденсор *5* и далее на матовую поверхность светофильтра *6*, служащую экраном наблюдения диаметром 60 мм. Мешающее влияние внешней засветки экрана подавляется благодаря применению в качестве светофильтра *6* цветного стекла марки КС.

На сетчатке глаза наблюдателя изображение экрана *6* строится когерентным излучением, элементарные пучки которого за счет рассеяния в молочном стекле *3* приобретают начальную разность фаз. Поэтому, фиксируя взор на экране, наблюдатель, как и в рассмотренном выше случае (рис. 1), видит зернистую спекл-картину, оказывающую положительное воздействие на зрительный аппарат.

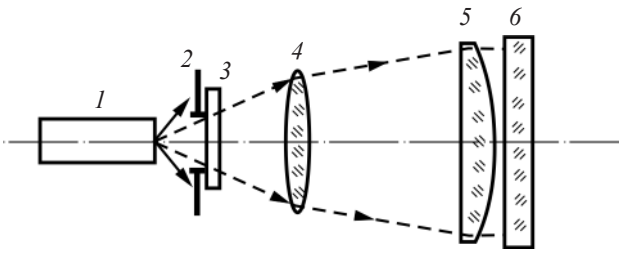


Рис. 2. Оптическая схема стимулятора “СОКОЛ” (пояснения в тексте).



Рис. 3. Офтальмологический спекл-стимулятор “СОКОЛ”.

Описанная оптическая схема позволила реализовать весьма существенные для офтальмотерапии качества экрана наблюдения – равномерность его освещенности и четкость структуры воздействующего спекл-поля. Эти характеристики оказались более высокими, чем у широко распространенных в отечественной практике приборов “СПЕКЛ” и “МАКДЭЛ-00.00.08”, у которых наблюдаются заметное снижение освещенности к краю поля наблюдения и низкий контраст *K* спекл-картины, обусловленный уменьшением значения γ (см. условие (1)) при прохождении излучения через протяженный световод.

Дизайн-проект серийного прибора (рис. 3) разработан сотрудником ЦНИИ “ТОЧМАШ” В.В. Исаевым, а медицинские методики его применения начальником лаборатории Московского НИИ глазных болезней им. Гельмгольца профессором Ю.З. Розенблюмом. Клинические испытания стимулятора проведены в ведущих офтальмологических учреждениях – Российском государственном медицинском университете, НИИ глазных болезней РАМН, Российской медицинской академии последипломного образования.

По результатам испытаний прибор рекомендован для широкого медицинского применения. Он прост в эксплуатации, может использоваться не только в медицинских учреждениях, но и в домашних условиях, а благодаря небольшим габаритам и весу удобен и для лечения лежачих больных.

Медицинские исследования показали высокую эффективность стимулятора “СОКОЛ” при лечении таких серьезных заболеваний, как прогрессирующая близорукость, амблиопия (не поддающееся очковой коррекции снижение остроты зрения), синдром зрительного утомления. Было установлено также, что у всех 170 обследованных пациентов отмечались хорошая переносимость процедур и отсутствие каких-либо осложнений. В результате проведенного лечения наблюдались устранение астенопических проявлений (в 95% случаев), уверенное повышение зрительной работоспособности (98%), повышение некорригированной остроты зрения вдаль (85%).

Серийное производство стимулятора “СОКОЛ” освоено высокотехнологичным предприятием ЦНИИ “ТОЧМАШ”. Результаты использования промышленных образцов прибора подтвердили эффективность его применения в практической офтальмологии [12].

ЛИТЕРАТУРА

1. *Аникина Е.Б., Шапиро Е.И., Губкина Г.Л.* Применение низкоэнергетического лазерного излучения у пациентов с прогрессирующей близорукостью // Вестн. офтальмол. 1994. № 3. С. 17–18.

2. *Аветисов В.Э., Аникина Е.Б.* Оценка плеоптических возможностей ретинометра и лазерного анализатора рефракции // Вестн. офтальмол. 1984. № 3.

3. *Аникина Е.Б., Орбачевский Л.С., Шапиро Е.Ш.* Низкоинтенсивные лазерные технологии в офтальмологии // Лазерная медицина. 1997. Т. 1. В. 2. С. 17–24.

4. *Аветисов Э.С., Кащенко Т.П., Смольникова Н.Л.* Некоторые итоги и пути развития исследований в области глазодвигательных нарушений // Труды Междунар. симпоз. “Близорукость, нарушения рефракции, аккомодации и глазодвигательного аппарата”. Москва, 18–20 декабря 2001. С. 158–162.

5. *Кушнаревич М.Ю., Тарутта Е.П., Смирнова Т.С., Иомбина Е.Н.* Применение низкоэнергетического лазерного излучения для лечения пациентов с прогрессирующей близорукостью и амблиопией // Материалы научн. конф. “Современные проблемы детской офтальмологии”. СПб., 7–8 октября 2005. С. 90–91.

6. *Оковитов Д.В.* Методы физиотерапии в офтальмологии. Москва, 1999.

7. *Щербакова Н.И., Войшвилло Н.А.* Прохождение излучения через слои молочных стекол // Импульсная фотометрия. Л.: Машиностроение, 1984. В. 8. С. 15–21.

8. *Попов И.А.* Исследование статистических характеристик рассеянного когерентного излучения применительно к задачам фотометрии и динамики неравномерного движения тела // Автореф. докт. дис. СПб.: ЛИТМО, 1999.

9. *Мельников Г.С., Серов Н.Н., Алексейцев А.В.* Аналитическое программирование информационно-обменных процессов активных биологических форм. СПБ.: AIRES, 2002. 29 с.

10. *Николаенко Н.Н., Рыбина Л.А., Серов И.Н.* Изменения электрической активности мозга и поведения при использовании фильтров с матричной фрактальной топологией // ДАН. 2002. Т. 383. № 1. С. 132–133.

11. *Каданер Г.И., Львов А.А., Овчинников Б.В.* Офтальмологический компактный лазерный спекл-стимулятор // Свидетельство на полезную модель. № 12777. 10.02.2000.

12. *Гостева Н.Н.* Комплексное лечение амблиопии у детей и подростков // Материалы научно-практич. конфер. “Терапевтические методы лечения в офтальмологии”. Саратов. 2003. С. 152–153.