

удельного сопротивления базовой области от 1 Ом·см до 10^4 Ом·см вследствие ее компенсации золотом при температуре диффузии 1050 °С. Таким образом, минимальное значение τ_b обеспечивается при температуре диффузии золота 1050 °С.

Исследуемые планарно-эпитаксиальные диоды, полученные при температуре диффузии золота 1050 °С были разделены на три серии: контрольную (К) серию (рис. 2) с оптимальными параметрами ($Q_n \leq 100$ пКл), бракованную (Б) серию ($Q_n = 150 \dots 200$ пКл) и бракованную (S) серию, диоды которой имели вольт-амперную характеристику (ВАХ) S-типа. Низкотемпературные измерения вольт-фарадных характеристик показали в диодах Б-серии $N_{Au} = (1,5 \dots 4,0) \cdot 10^{15}$ см⁻³. Оценка удельного сопротивления базовой области диодов К-серии составила $(0,5 \dots 1,1) \cdot 10^4$ Ом·см. В диодах S-серии удельное сопротивление базовой области оценивалось из наклона начального участка ВАХ и составило $(1 \dots 3) \cdot 10^6$ Ом·см (рис. 3).

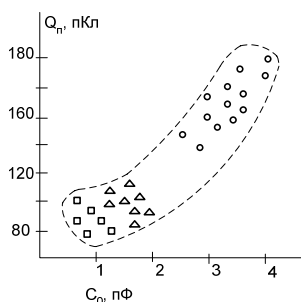


Рисунок 2 – Статистическая зависимость заряда переключения диодов (прямой ток 20 мА) от величины емкости при нулевом напряжении

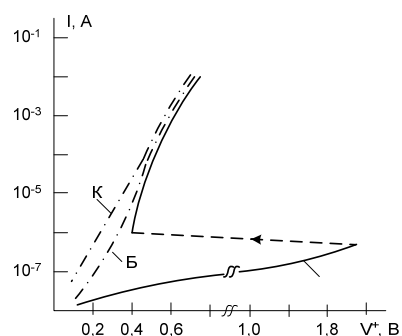


Рисунок 3 – Вольт-амперные характеристики диодов

Приведенные данные показывают, что увеличение ρ базы в диодах К-серии приводит не только к уменьшению Q_n , но и к уменьшению емкости что для импульсных диодов является положительным фактором. С другой стороны о значительном повышении концентрации золота в диодах К-серии свидетельствует увеличение рекомбинационного тока в области 0,1...0,3 В (рис. 3). Таким образом, параметрами диодов, контролирующими минимальный заряд переключения при допустимой ВАХ являются температура диффузии золота 1050 °С и ρ базовой области $(0,5 \dots 1,1) \cdot 10^4$ Ом·см.

Полученные данные показывают, что данный режим является критичным по отношению к однородности распределения электрофизических параметров исходного материала, а также однородности распределения электрически активного золота, поэтому стабильные параметры импульсных диодов могут быть получены только при использовании точной технологии и однородных структурно совершенных материалов.

УДК 621.373.826 – 617-089.844

УСТРОЙСТВО ЭКСИМЕР-ЛАЗЕРНОЙ КОРРЕКЦИИ ЗРЕНИЯ

Алексеев В.А., Усольцева А.В., Усольцев В.П., Юран С.И.

Ижевский государственный технический университет имени М.Т. Калашикова
Ижевск, Российская федерация

К основным методам и технологиям лазерной коррекции зрения относятся PRK (ФРК-фоторефрактивная кератэктомия), LASIK (лазерный кератомилез), Femto-LASIK (Фемто-ЛАСИК), LASEK (ЛАЗЕК) [1–3].

Устройства для проведения эксимер-лазерной коррекции зрения содержат эксимерный лазер, генерирующий узкий лазерный луч, оптическую отклоняющую систему и управляющий компьютер. В соответствии с заданной программой перемещений луч лазера в сканирующем режиме аблирует роговицу глаза, изменяя ее форму с целью коррекции оптической силы.

Недостатками таких устройств являются:

- невысокое качество обработанной поверхности роговицы, наличие шероховатостей и ре-

фракционных дефектов, что снижает качество получаемого зрения, особенно в сумеречных и ночных условиях;

- наличие неоднородностей поверхности роговицы вследствие больших локальных перепадов лучевой нагрузки между соседними участками роговицы, что увеличивает время заживления роговицы и повышает вероятность возникновения помутнений роговицы при проведении операций широко распространенным методом фоторефракционной кератэктомии (ФРК).

- трудность достижения заданного изменения преломляющих свойств роговицы (в сторону повышения или понижения) для четкой фокусировки изображения на сетчатке с улучшением остроты зрения при дозированном испарении

слоёв роговицы глаза с помощью луча лазера с удалением от центра рабочей зоны (зоны абляции) к периферии в связи с изменением угла падения лазерного луча;

- ограниченность применения для проведения операции алгоритмов, которые требуют изменения параметров лазерного излучения в ходе операции из-за индивидуального изменения кривизны роговицы пациента. Такие алгоритмы не могут быть реализованы иначе как с временной остановкой операции, связанной с необходимостью получения, расчета и ввода уточненных данных в блок управления лазером. Эти остановки могут вызывать негативные последствия из-за «подсушивания» поверхности роговицы за время остановки;

- необходимость ручного ввода данных в блок управления лазером, что создает вероятность ошибки оператора.

Цель работы – разработка устройства, позволяющего повысить качество эксимер-лазерной коррекции зрения.

Известно, что энергия, затрачиваемая на нагрев и испарение биоткани, пропорциональна глубине проникновения излучения в биоткань и температуре, необходимой для достижения того или иного теплового, следовательно, и хирургического эффекта (коагуляция – $T = 70-200^{\circ}\text{C}$; vaporization – $200-250^{\circ}\text{C}$; абляция – $250-300^{\circ}\text{C}$).

Поглощенная энергия меньше падающей энергии и зависит от коэффициента отражения. Чем больше коэффициент отражения, тем меньше поглощенная энергия, и тем самым меньше глубина проникновения лазерного излучения и меньше глубина абляции.

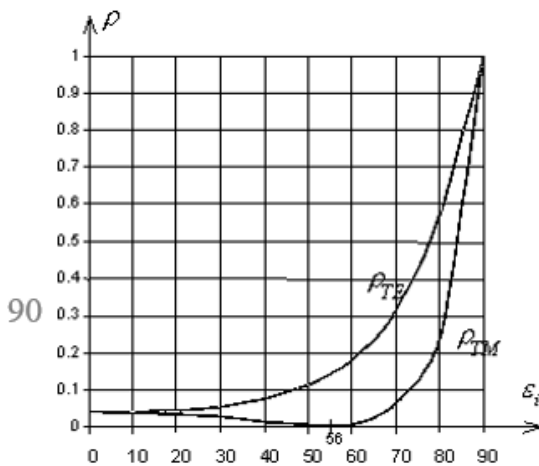


Рисунок 1 – График зависимости изменения коэффициентов отражения для ТМ и ТЕ поляризованного света от угла падения ϵ

График зависимости изменения коэффициентов отражения для ТМ (состояние поляризации света, при котором электрический вектор перпендикулярен плоскости падения) и ТЕ (состояние поляризации, при котором электрический вектор лежит в плоскости падения поляризован-

ного света), от угла падения ϵ приведен на рисунке 1. Для неполяризованного света график располагается посередине.

Как следует из графика, при увеличении угла падения свыше 10° коэффициент отражения начинает увеличиваться, а свыше 60° начинает резко расти.

Для компенсации увеличения угла падения (уменьшение его до нуля) в установку, состоящую из эксимерного лазера, блока управления режимами работы лазера, оптической формирующей системы и компьютера, введена оптическая корректирующая система.

На рисунке 2 приведена функциональная схема предложенного устройства для эксимер-лазерной коррекции зрения.

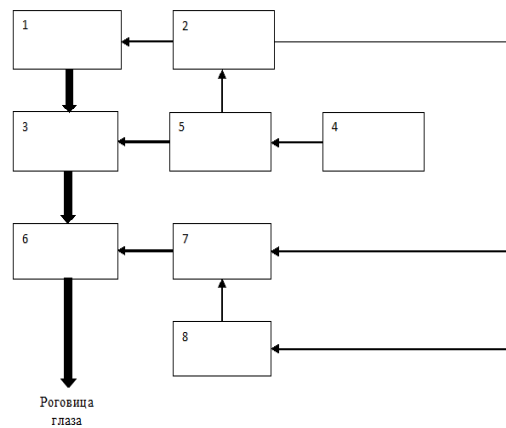


Рисунок 2 – Блок-схема устройства для эксимер-лазерной коррекции зрения

Устройство содержит эксимерный лазер 1, информационный вход которого соединен с первым выходом блока управления режимами 2. Оптический выход лазера 1 соединен с оптическим входом оптической формирующей системы 3. Излучение с выхода формирующей оптической системы 3 поступает на гальвозеркала 6, а с них – на оперируемую роговицу глаза.

Компьютер 4, в котором производится расчет операции, соединен своим информационным выходом со входом контроллера 5, а выходы контроллера 5 соединены с информационным входом оптической формирующей системы 3 и со входом блока управления режимами лазера 2, второй выход блока управления режимами лазера 2 соединен со входом гальвоприводов 8 и первым входом платформ 7, выход гальвоприводов 8 соединен со вторым входом платформ 7, а выход платформ 7 соединен с гальвозеркалами 6.

Основной частью гальвопривода 8 является гальванометр, который поворачивается под действием управляющего сигнала.

Гальвозеркала – зеркала, приводимые в действие с помощью гальванометра, используются для управления движением лазерного луча на поверхности роговицы. Они жестко укреплё-

ны на платформах 7 и с помощью гальвопривода под действием управляющего сигнала перемещают выходной луч лазера по роговице по требуемой траектории.

Предложенное устройство работает следующим образом.

После расчета режимов операции информация с компьютера 4 поступает в контроллер 5, который в требуемой последовательности формирует управляющие сигналы для оптической формирующей системы 3 и блока управления режимами лазера 2. Излучение с лазера 1 через формирующую систему 3 поступает на гальвозеркала 6.

В ходе операции в соответствии с алгоритмом обработки роговицы контроллер 5 изменяет режимы работы лазера 1 и формирующей оптической системы 3. С компьютера 4 данные переносятся в блок управления лазером 2, с которого информация поступает на информационный вход эксимерного лазера 1, и вход гальвопривода 8.

В процессе операции поворот гальванометра вызывает перемещение платформ 7 по установленным направляющим и, соответственно, поворот гальвозеркал 6. За счет этого угол падения лазерного луча уменьшается, приближаясь к требуемому текущему значению. После того, как платформа 7 займет заданное положение, излучение лазера 1 через формирующую систему 3 и гальвозеркала 6 поступает на роговицу глаза. При этом операция выполняется без остановок.

Таким образом, повышение качества проведения операции по коррекции зрения достигается за счет изменения угла падения лазерного луча на роговицу при удалении от центра зоны абляции к периферии при одновременном изменении режима работы лазера непосредственно в процессе операции.

Использование предложенного устройства позволяет улучшить качество коррекции без ограничения на применение современных алгоритмов проведения рефракционных операций, сократить время операции, а также исключить негативное влияние человеческого фактора в процессе переноса данных между составляющими эксимер-лазерной установки.

Литература

1. Bower K.S. Laser refractive surgery. www.uptodate.com.
2. Чупров А.Д., Дурягина М.Н. Анализ эффективности методов хирургической коррекции миопии высокой степени // Современные технологии в медицине. – 2010. – Вып. 4. – С. 61–64.
3. Sekundo W., Gertner J., Bertelmann T., Solomatin I. One-year refractive results, contrast sensitivity, high-order aberrations and complications after myopic small-incision lenticule extraction (ReLEx SMILE) // Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. – 2014. – Vol. 252. – Iss. 5. – P. 837–843. – DOI:10.1007/s00417-014-2608-4.

УДК 621.375.826

МЕТОД ОПТИКОВОЛОКОННОЙ ДИАГНОСТИКИ ФРАКЦИОННОГО СОСТАВА РЕСПИРАБЕЛЬНЫХ ЧАСТИЦ АТМОСФЕРЫ С БЕСПИЛОТНЫХ ЛЕТАТЕЛЬНЫХ АППАРАТОВ

Иванов В.И., Иванов Н.И.

НИИ ядерных проблем БГУ, Минск, Республика Беларусь

Загрязнение приземного слоя атмосферы взвешенными частицами (аэрозолями) различной природы ухудшает экологическую обстановку и отрицательно влияет на здоровье людей. Особую опасность представляет загрязнение атмосферы мелкодисперсными твердыми частицами (респираторными фракциями) с размерами менее 1,0; 2,5 и 10 мкм – $PM_{1,0}$, $PM_{2,5}$, PM_{10} (от английского термина Particulate Matter). Согласно данным исследований [1, 2], повышенное содержание в воздухе респираторных фракций является одним из факторов риска развития респираторных, сердечно-сосудистых и онкологических заболеваний.

Определение массовых концентраций таких частиц с разделением на респираторные фракции лидарными методами представляет собой сложную методологическую проблему, связанную с решением обратных задач в условиях недостаточности априорных сведений о объекте исследо-

вания, в особенности, для таких неустойчивых образований, как городской аэрозоль. Для решения данной проблемы используется многоканальное лазерное зондирование, комбинация механизмов упругого и комбинационного рассеяния с регистрацией спектрально-временной структуры сигналов обратного рассеяния, применение различных регуляризирующих и регрессионных алгоритмов по восстановлению микрофизических параметров аэрозоля [3, 4].

В качестве альтернативного подхода нами предложен метод оптиковолоконной диагностики респираторных частиц с беспилотных летательных аппаратов (БЛА) малого класса. Метод позволяет осуществлять оперативную малокапитальную диагностику как массовых, так и счетных концентраций твердых частиц в приземных слоях атмосферы с разделением на респираторные фракции. Данный метод особенно актуален