
СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЙ

УДК 681.785 + 615.47

ВЗАИМНОЕ РАСПОЛОЖЕНИЕ ИСТОЧНИКА И ПРИЕМНИКА ИЗЛУЧЕНИЯ ДАТЧИКА ДЛЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

Алексеев В. А., Перминов А. С., Юран С. И.

Ижевский государственный технический университет, г. Ижевск, Российская Федерация

Рассчитана модель взаимодействия оптического излучения с биотканью при диффузно направленном и зеркальном отражениях. Приведены результаты расчетов и даны рекомендации для разработки конструкций датчиков для фотоплетизмографии на основе рассмотренной модели.

Введение

Неинвазивные методы, используемые при построении диагностической аппаратуры в медицине и ветеринарии, находят все большее применение.

Одним из таких методов является метод фотоплетизмографии, предназначенный для исследования сердечно-сосудистой системы (ССС) биологических объектов, в которых измерение характеристик и параметров кровообращения (пульсовой кривой, давления крови, степени насыщения артериальной крови кислородом и др.), оценка сосудистых реакций и обменных процессов и другие исследования выполняются путем регистрации интенсивности потоков электромагнитного излучения оптического диапазона (от видимого – 0,4 мкм до ближнего инфракрасного – 1,5 мкм) после их взаимодействия с тканями живого организма [1].

Существует две разновидности фотоплетизмографических методов: фотоплетизмография в отраженном, точнее рассеянном в обратном направлении, свете и фотоплетизмография в проходящем свете.

При исследовании биотканей в проходящем свете с использованием трансмиссионных датчиков осуществляется прямая оценка кровенаполнения в изучаемом участке биологического объекта.

Однако при этом довольно сложно проводить исследования для оптически малопрозрачных биологических объектов. К тому же количество участков для установки трансмиссионных датчиков на теле биообъекта ограничено. В то же время метод фотоплетизмографии в отраженном свете с применением планарных датчиков более универсален и позволяет исследовать кровенаполнение на плоских участках тела.

В настоящее время электронная часть аппаратуры для фотоплетизмографии разработана на достаточно высоком техническом уровне в отличие от фотоплетизмографических датчиков. Это обусловлено многими причинами: ограниченной номенклатурой фотоприемников, сложным с точки зрения оптики процессом взаимодействия оптического излучения с биологической тканью, особенно при разработке планарных оптоэлектронных датчиков.

В связи с этим важным фактором повышения качества регистрируемых пульсовых кривых, а значит и достоверности получаемой диагностической информации, является совершенствование планарных оптоэлектронных датчиков.

Цель данной работы: на основе анализа математической модели взаимодействия оптического излучения при диффузно направленном отражении дать рекомендации по конструированию

ванию планарных оптоэлектронных датчиков, используемых в фотоплетизмографии.

Модель взаимодействия оптического излучения с биотканью

Для разработки оптоэлектронных датчиков, работающих на отражение/обратное рассеяние необходимо знать, как геометрические параметры строения биологической ткани: толщину того или иного слоя ткани, глубину залегания (расположения) кровеносных сосудов – артерий и артериол, в которых и происходит изменение оптических свойств в результате изменения кровенаполнения, размеры сосудов и других поглощающих и рассеивающих свет образований и неоднородностей, так и оптические (спектральные) свойства этих объектов: коэффициенты поглощения, ослабления, рассеяния света, показатели преломления света и др. Эти данные, приводимые в литературе, достаточно противоречивы, что объясняется сложностью объекта исследования, а также отсутствием единства методик по измерению этих параметров.

Для моделирования распространения оптического излучения в рассеивающих биологических средах существует ряд моделей [2–6]. В данной работе используются упрощенная схема строения биологической ткани и упрощенный механизм взаимодействия излучения с биотканью [7].

Суть упрощения состоит в том, что кожная ткань представляется в виде слоистой структуры, в которой выделены наиболее характерные слои кожи в «чистом» виде. Модель распространения света в биоткани при диффузно направленном отражении представлена на рисунке 1.

Кожная ткань представляется в виде слоистой структуры, состоящей из эпидермиса, дермы, крови и гиподермы. Слои параллельно залегают на различной глубине, каждый слой однороден по составу и свойствам. Каждый из выделенных слоев имеет свои характеристики: толщину, коэффициенты пропускания, поглощения, рассеяния и т.д. Луч света (в данном случае рассматривается абстрактный луч, имеющий бесконечно малые поперечные размеры) с длиной волны λ падает на границу раздела слоев воздух–эпидермис под углом α_0 (показатель преломления света в воздухе принят равным единице).

На границе раздела воздух–эпидермис происходит отражение–преломление света. Прошедший через слой эпидермиса луч света испытывает диффузно направленное отражение на границе раздела эпидермис–дерма (имеется в виду, что отражение–рассеяние света на границе раздела не является чисто ламбертовым, а есть угол блеска). Этот же механизм отражения–рассеяния приписывается и всем остальным границам раздела слоев.

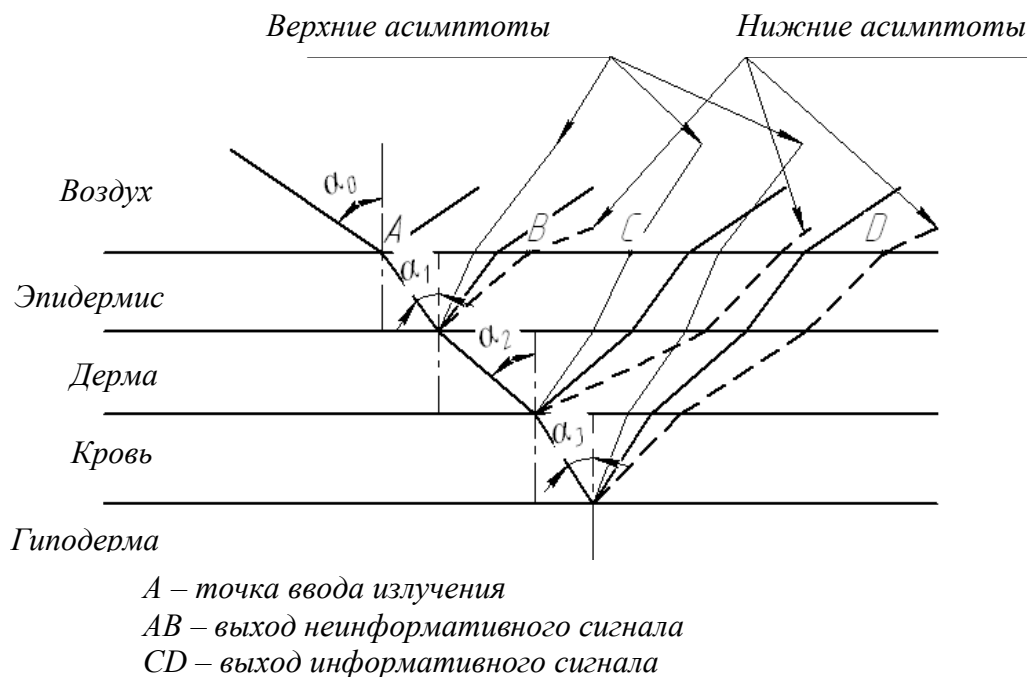


Рисунок 1 – Распространение света при диффузно направленном отражении

Процесс взаимодействия оптического излучения со слоями дерма и кровь аналогичен вышеописанному взаимодействию оптического излучения со слоями эпидермиса. Регистрируется излучение, диффузно отраженное от границы раздела слоев эпидермис–дерма, дерма–кровь и кровь–гиподерма. Лучи света, несущие полезную информацию об изменении свойств крови (кровенаполнения слоя «кровь»), – это лучи, прошедшие через слой кровь, а также отразившиеся от границ раздела слоев дерма–кровь и кровь–гиподерма. Полезная информация связана как с изменением коэффициентов отражения границы раздела дерма–кровь, так и с изменением поглощения и рассеяния слоя кровь (последний процесс не учитывается в данной работе).

Распределение интенсивности оптического излучения при диффузном отражении описывается по закону косинуса :

$$I_{i\text{OTR}}(\theta_i) = I_{\text{ПАД}} \cdot \sqrt{\cos(n\theta_i + n\varphi)},$$

где $I_{i\text{OTR}}(\theta)$ – интенсивность диффузно направленного отраженного луча;

$I_{\text{ПАД}}$ – интенсивность луча, падающего на i -й слой биоткани;

n – параметр диффузного угла отражения, влияющий на форму косинусного распределения;

θ_i – угол блеска;

φ – фазовый сдвиг.

Исходя из определения косинуса для первой четверти декартовой системы координат, можно найти асимптотические углы, ограничивающие угол диффузно направленного отражения (угол блеска).

Угол диффузно направленного отражения i -го слоя зависит только от угла падения света на биоткань θ_i и показателей преломления n_i нулевого и рассматриваемых слоев биоткани.

На основании закона Снелиуса можно найти углы преломления оптического излучения при прохождении света через границы раздела слоев биоткани и выхода излучения из биоткани в воздух.

Результаты исследований и их обсуждение

Зависимость расстояния между точками ввода и выхода из биоткани излучения, диффузно отраженного границами раздела слоев кровь–гиподерма, дерма–кровь, эпидермис–

дерма от угла ввода излучения в биоткань приведена на рисунке 2 (дерма–кровь, кровь–гиподерма нижняя и верхняя асимптоты и эпидермис–дерма–нижняя асимптота).

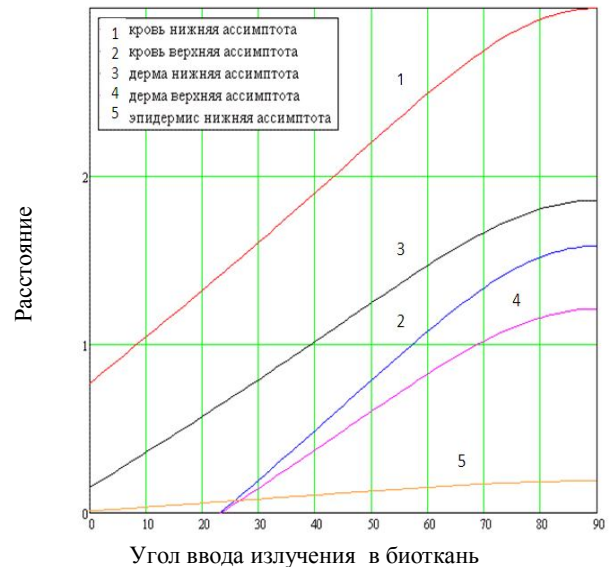


Рисунок 2 – Зависимость расстояния между точками ввода и выхода из биоткани излучения, диффузно отраженного от границ раздела слоев кровь–гиподерма, дерма–кровь, эпидермис–дерма от угла ввода излучения в биоткань

В соответствии с рисунком 2 оптимальным диапазоном углов ввода излучения в биоткань является угол ввода излучения, начиная с 27° , при котором можно «собрать» полезную информацию на расстоянии от 0,07 мм от точки ввода излучения в биоткань. На рисунке 2 это область расстояний, лежащих выше кривой эпидермис–нижняя асимптота и между кривыми кровь–нижняя асимптота и дерма–верхняя асимптота.

Но введение оптического излучения в «точку» для биоткани может привести, во-первых, к увеличению влияния артефактов [8], связанных с состоянием поверхности биоткани (пигментация, загрязнения, волосяной покров и др.), особенно при исследовании животных: аномальный участок кожи может практически полностью перекрыть поток излучения и существенно уменьшить сигнал с датчика, а значит и отношение сигнал/шум, во-вторых, к перегреву биоткани и, в-третьих, к непредсказуемым результатам измерения и нежелательным последствиям при попадании излучения в зону биологически активной точки. Поэтому необ-

ходимо рассмотреть случай точечного источника, расположенного на некотором расстоянии от биоткани и дающего световой поток с конечной расходимостью.

Исходя из зависимостей, приведенных на рисунке 2, можно определить координаты выхода излучения из биоткани, диффузно отраженного от слоев дерма и кровь, при разных углах падения на биоткань и при разных расстояниях от источника излучения до биоткани. Это позволяет определить диапазон расстояний выхода излучения информативного и неинформативного сигналов (рисунок 3). Информативный сигнал изображен на рисунке 3 сплошной линией.

Это то самое расстояние, которое задает габариты фотоприемника.

Минимальный угол подбирается таким образом, чтобы координаты выхода излучения из слоя эпидермис не пересекались с координатой выхода излучения, отраженного от слоя дерма. При этом условии отсекается неинформативный сигнал, снижающий качество регистрируемых фотоплетизмограмм.

При смещении луча происходит потеря части информативного сигнала, что при соответствующей конструкции датчика можно избежать, введя дополнительные оптические элементы в конструкцию.

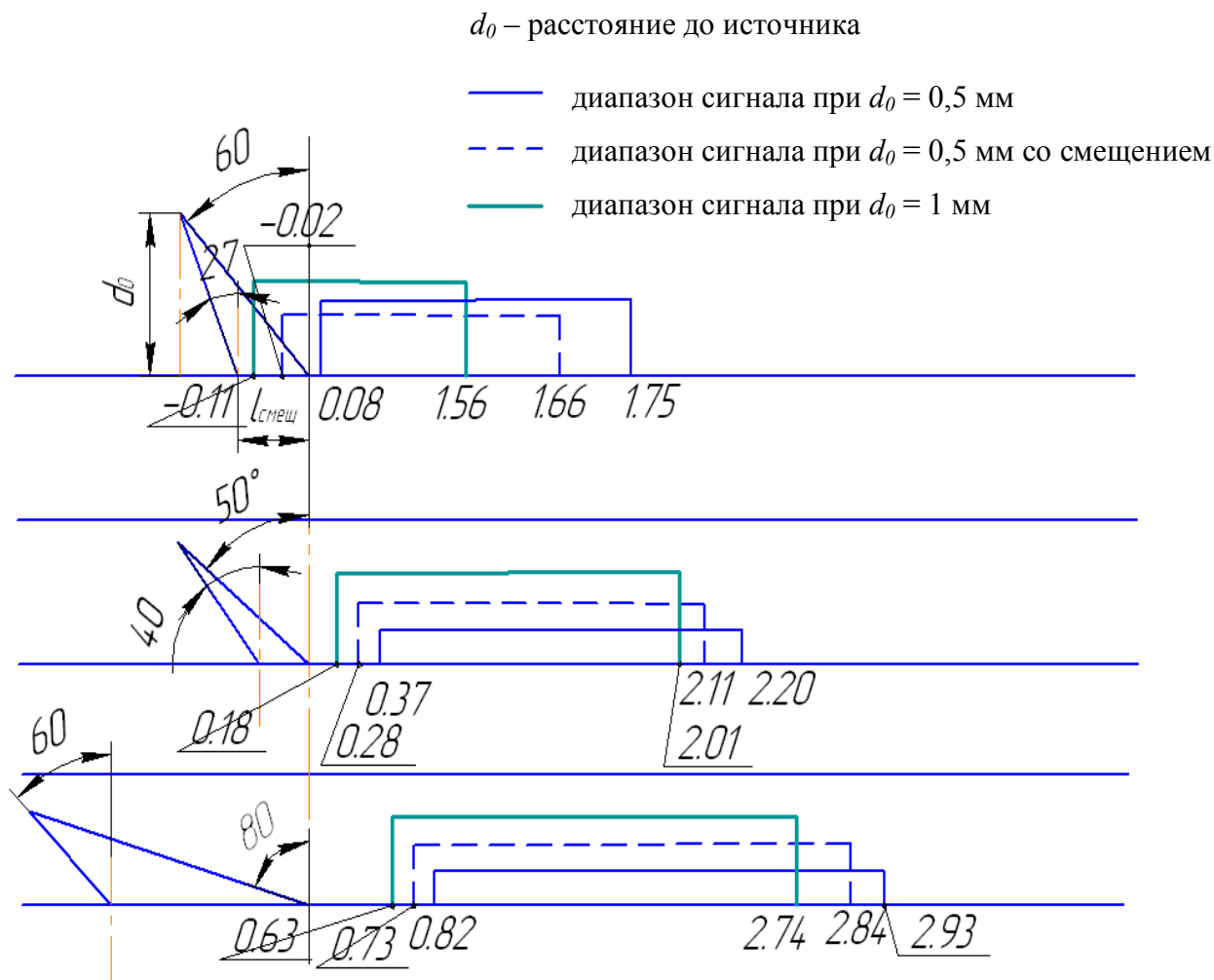


Рисунок 3 – Диапазон расстояния между точками ввода и выхода из биоткани излучения, диффузно отраженного от слоев дерма и кровь, при точечном источнике с конечной расходимостью при разных углах падения света на биоткань. Глубина залегания слоя «кровь» – 0,8 мм

Заключение

1. Проведенные расчеты позволяют выбрать конструктивные параметры планарного оптоэлектронного датчика для фотоплетизмографии с учетом конкретного участка биоткани. К ним относятся расстояние между источником и приемником излучения, его диаграмма направленности (угол наклона излучателя относительно поверхности биоткани и расходимость излучения), высота расположения излучающего элемента над поверхностью биоткани. Полученные результаты позволят повысить качество регистрируемых фотоплетизмограмм, а значит и уровень диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека и животных.

2. Работа выполнена при поддержке Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» (Государственный контракт №П703 от 12.08.2009).

Список использованных источников

1. *Алексеев, В.А.* Проектирование устройств регистрации гемодинамических показателей животных на основе метода фотоплетизмографии: монография. / В.А. Алексеев, С.И. Юран. – Ижевск : ИжГСХА, ИжГТУ, 2006. – 248 с.
2. *Kamal, A.A.R.* Skin photoplethysmography-a review / A.A.R. Kamal [et al.] // Computer methods and Programs in biomedicine. – 1989. – Vol. 28. – P. 257–269.
3. *Тучин, В.В.* Исследование биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – Т. 167, № 5. – С. 517–539.
4. *Гайдук, М.И.* Биофизическое обоснование фотоплетизмографии в отражательном свете / М.И. Гайдук [и др.] // Медицинская техника. – 1990. – № 2. – С. 4–7.
5. *Сетейкин, А.Ю.* Анализ по методу Монте-Карло процессов распространения лазерного излучения в многослойных биоматериалах / А.Ю. Сетейкин // Оптика и спектроскопия. – 2005. – Т. 99, № 4. – С. 685–688.
6. *Оптическая биомедицинская диагностика: В 2 т. Т.2 / пер. с англ.; под ред. В.В. Тучина.* – М.: ФИЗМАТЛИТ. – 2007. – 368 с.
7. *Манохина, И.Н.* К вопросу о разработке конструкции датчиков для фотоплетизмографии / И.Н. Манохина, А.С. Перминов, С.И. Юран // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ'2008: доклады VIII Международной научн.-техн. конф. – Владимир, ВГУ, 2008. – Книга 2. – С. 104–108.
8. *Алексеев В.А., Юран С.И.* Снижение влияния артефактов при регистрации фотоплетизмограмм // Датчики и системы. – 2007. – № 6. – С. 19–22.

Alekseev V. A., Perminov A. S., Juran S. I.

Mutual bracing of the radiant and the radiation detector of the sensor for the photoplethysmography

The model of interacting of optical radiance with a biological fabric is calculated at the is diffusive-directed and mirror reflectances. Outcomes of calculations are resulted and guidelines for development of constructions of sensors for a photoplethysmography on the basis of the observed model are given.

Поступила в редакцию 28.03.2011.