

УДК 535.36, 535.4

Зависимость размеров спекл-пятен и их контраста от биофизических и структурных параметров биоткани

Абрамович Н.Д., Дик С.К.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
П. Бровки, 6, Минск 220013, Беларусь

Поступила 19.12.2016

Принята к печати 14.04.2017

Спекл-поля широко используются для оптической диагностики биотканей и оценки функционального состояния биообъектов. Спекл-поле, образованное рассеянным от исследуемого объекта лазерным излучением, несет информацию о средних размерах рассеивателей, степени шероховатости поверхности, структурных и биофизических параметрах отдельных клеток (частиц) ткани, с одной стороны, и об интегральных оптических характеристиках всей толщи биоткани, с другой стороны. Цель данной работы – установление связей между биофизическими и структурными характеристиками биоткани и световыми полями внутри биотканей.

Разработанная нами модель среды дает прямую связь между оптическими и биофизическими параметрами биоткани. Расчеты проводились с использованием известных решений уравнения переноса излучения, учитывающих многослойную структуру биоткани, многократное рассеяние в среде и многократное переотражение излучения между слоями.

С ростом длины волны размер спеклов, образованных нерассеянной компонентой (прямой свет) лазерного излучения, увеличивается в 2 раза – от 400 до 800 мкм в роговом слое, в 5 раз – от 0,6 до 3 мкм для эпидермиса и от 0,27 до 1,4 мкм для дермы. Типичные значения размеров спеклов, образованных дифракционной составляющей лазерного излучения, для рогового слоя и эпидермиса находятся в диапазоне от 0,02 до 0,15 мкм. Для дермы типичными являются спекл-пятна размерами до 0,03 мкм. Размер спекл-пятен диффузионной составляющей в дерме варьируется в пределах от $\pm 10\%$ при 400 нм и до $\pm 23\%$ для 800 нм при изменении величины объемной концентрации капилляров крови. Получены характерные зависимости и обсуждены биофизические факторы, связанные с биофизическими характеристиками биоткани, которые влияют на контраст спекл-структуры в дерме.

Значения размеров спеклов в слоях биоткани варьируются от долей микрометра до миллиметра. Установленная зависимость позволяет определить глубину проникновения излучения в биоткань, исходя из размеров спеклов. Расчет контраста спекл-структуры рассеянного излучения в видимом диапазоне на различной глубине в биоткани позволил установить зависимость величины контраста интерференционной картины от степени оксигенации крови и объемной концентрации капилляров в дерме.

Ключевые слова: контраст, объемная концентрация, биоткань, кровь, спекл-пятна.

DOI: 10.21122/2220-9506-2017-8-2-177-187

Адрес для переписки:

Абрамович Н.Д.
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
П. Бровки, 6, Минск 220013, Беларусь
e-mail: fitix@yandex.ru

Address for correspondence:

Abramovich N.D.
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics,
P. Brovki str., 6, Minsk 220013, Belarus
e-mail: fitix@yandex.ru

Для цитирования:

Абрамович Н.Д., Дик С.К.
Зависимость размеров спекл-пятен и их контраста от биофизических и структурных параметров биоткани.
Приборы и методы измерений.
2017. – Т. 8, № 2. – С. 177–187.
DOI: 10.21122/2220-9506-2017-8-2-177-187

For citation:

Abramovich N.D., Dick S.K.
[Dependence of the speckle-patterns size and their contrast on the biophysical and structural parameters of biological tissues].
Devices and Methods of Measurements.
2017, vol. 8, no. 2, pp. 177–187 (in Russian).
DOI: 10.21122/2220-9506-2017-8-2-177-187

Dependence of the speckle-patterns size and their contrast on the biophysical and structural parameters of biological tissues

Abramovich N.D., Dick S.K.

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics,
P. Brovki str., 6, Minsk 220013, Belarus

Received 19.12.2016

Accepted for publication 14.04.2017

Abstract

Speckle fields are widely used in optical diagnostics of biotissues and evaluation of the functional state of bioobjects. The speckle field is formed by laser radiation scattered from the object under study. It bears information about the average dimensions of the scatterers, the degree of surface roughness makes it possible to judge the structural and biophysical characteristics of individual tissue cells (particles), on the one hand, and the integral optical characteristics of the entire biological tissue. The aim of the study was – the determination of connections between the biophysical and structural characteristics of the biotissue and the light fields inside the biotissues.

The model developed of the medium gives a direct relationship between the optical and biophysical parameters of the biotissue. Calculations were carried out using known solutions of the radiation transfer equation, taking into account the multilayer structure of the tissue, multiple scattering in the medium, and multiple reflection of irradiation between the layers.

With the increase wavelength, the size of speckles formed by the non-scattered component (direct light) of laser radiation increases by a factor of 2 from 400 to 800 μm in the stratum corneum and 5 times from 0.6 to 3 μm for the epidermis and from 0.27 to 1.4 μm to the dermis. Typical values of sizes of speckles formed by the diffraction component of laser radiation for the stratum corneum and epidermis range from 0.02 to 0.15 μm . For the dermis typical spot sizes are up to 0.03 μm . The speckle-spot size of the diffusion component in the dermis can vary from $\pm 10\%$ at 400 nm and up to $\pm 23\%$ for 800 nm when the volume concentration of blood capillaries changes. Characteristic dependencies are obtained and biophysical factors associated with the volume concentration of blood and the degree of its oxygenation that affect the contrast of the speckle structure in the dermis are discussed.

The of speckles' size in the layers of tissue varies from a share of micrometer to millimeter. The established dependence makes it possible to determine the depth of penetration of light into the biotissue based on the dimensions of speckles. Calculation of the contrast of the speckle structure of scattered light in visible spectral range at different depths in the biotissue made it possible to establish the dependence of the contrast value of the interference pattern on the degree of oxygenation of the blood and the volume concentration of capillaries in the dermis.

Keywords: contrast, volumetric concentration, biological tissue, blood, speckle-patterns.

DOI: 10.21122/2220-9506-2017-8-2-177-187

Адрес для переписки:

Абрамович Н.Д.
Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
П. Бровки, 6, Минск 220013, Беларусь
e-mail: fitix@yandex.ru

Address for correspondence:

Abramovich N.D.
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics,
P. Brovki str., 6, Minsk 220013, Belarus
e-mail: fitix@yandex.ru

Для цитирования:

Абрамович Н.Д., Дик С.К.
Зависимость размеров спекл-пятен и их контраста от биофизических и структурных параметров биоткани.
Приборы и методы измерений.
2017. – Т. 8, № 2. – С. 177–187.
DOI: 10.21122/2220-9506-2017-8-2-177-187

For citation:

Abramovich N.D., Dick S.K.
[Dependence of the speckle-patterns size and their contrast on the biophysical and structural parameters of biological tissues].
Devices and Methods of Measurements.
2017, vol. 8, no. 2, pp. 177–187 (in Russian).
DOI: 10.21122/2220-9506-2017-8-2-177-187

Введение

Спекл-поля широко используются в оптической диагностике биотканей и оценке функционального состояния биообъектов [1–7]. Спекл-поле, образованное рассеянным от исследуемого объекта лазерным излучением, несет информацию о средних размерах рассеивателей, степени шероховатости поверхности, позволяет судить о структурных и биофизических параметрах отдельных клеток (частиц) ткани, с одной стороны, и об интегральных оптических характеристиках всей толщи биоткани, с другой стороны.

На сегодняшний день достигнуты определенные результаты в построении моделей тканей со структурными и оптическими свойствами при переносе излучения в биотканях [1–8]. Следует отметить, что биоткани практически всегда многослойны. В настоящее время используются различные подходы к анализу многократно рассеянного светового излучения, формируемого при взаимодействии когерентного или частично когерентного зондирующего излучения с объектами со слабо упорядоченной структурой. Формируемые при многократном рассеянии лазерного излучения спекл-поля обладают высокой чувствительностью к изменениям конфигурации ансамбля рассеивающих центров в зондируемом объеме, обусловленным нестационарным характером исследуемой среды.

Перенос света в биоткани обуславливает различные биофизические процессы не только вблизи поверхности, но также и в более глубоких участках дермы. Глубина проникновения лазерного излучения в биоткань определяет распределение света по глубине в ткани, значит, она определяет спектр действия (произведение коэффициента поглощения ткани на интенсивность света) на ткань, нагрев ткани. Поэтому изучение глубины проникновения лазерного излучения в оптике кожи имеет прямое отношение к развитию и оптимизации методов светотерапии и диагностики биотканей, к оценке эффективности различных механизмов воздействия на них излучением, включая фотодиссоциацию оксигемоглобина, светокислородный и фотодинамический эффекты и т.д., а также является необходимым при построении теоретической базы формирования параметров интерференционного поля на основе теории переноса излучения, учитывающие многослойную структуру биоткани,

многократное рассеяние в среде и многократное переотражение излучения между слоями.

Цель данной работы – на основе разработанной нами методики моделирования спекл-структуры многократно рассеянного света в многослойных биотканях [10] рассчитать и проанализировать характерные размеры L_{ji} спеклов, формируемых составляющими лазерного излучения: прямого света, дифракционной и диффузионной компонентами – в роговом слое, эпидермисе и дерме на различной оптической глубине τ , оценить возможность определения глубины z проникновения лазерного излучения в биоткань по размерам L_{ji} спеклов, образованных на различных длинах волн лазерного излучения видимого диапазона, провести расчет контраста K интерференционных пятен внутри среды при широкой вариации структурных и биофизических характеристиках биоткани.

Краткое описание методики

Основу для моделирования составило уравнение переноса излучения. Это уравнение оперирует с фотометрическими величинами и феноменологическими характеристиками среды, такими как показатели рассеяния, поглощения и индикатриса рассеяния элементарного объема. В теории переноса многократное рассеяние учитывается феноменологически на основе закона сохранения энергии и понятия лучевой интенсивности.

Физическая картина, лежащая в основе уравнения переноса излучения, базируется на представлении о взаимном многократном некогерентном облучении излучением неоднородностей. По сути, предметом теории переноса излучения является кинетика диффузии фотонов в неоднородной среде. Элементарный объем рассеивающей среды играет роль приемника, а сам акт рассеяния трактуется всегда в энергетическом смысле, с усреднением по времени и объему.

Разработанная нами аналитическая методика расчета характеристик интерференционной картины, формируемой многократно рассеянным светом внутри многослойной биологической ткани типа кожи человека на длинах волн видимого и ближнего ИК диапазонов спектра при облучении лазером, описана в работе [10]. При расчетах полагали, что рассеивающие частицы неподвижны [9]. При моделировании были выбраны инженерные подходы, позволяющие для большого числа

задач дать требуемые характеристики светового поля в аналитическом виде без значительных компьютерных затрат: использовали известные аналитические решения теории переноса излучения при представлении индикатрисы рассеяния в виде суммы функций, имеющих существенно различные угловые масштабы [9], для разделения суммарного излучения на когерентное E_c и некогерентный фон E_{nc} .

Нами рассчитаны на основании работы [11] показатели поглощения μ_{aj} и ослабления μ_{ej} , а также индикатрисы рассеяния или их интегральные параметры [9]. Выполненные в данной работе исследования базируются на оптической модели ткани кожи [2–4, 8, 11–13]. Рассмотрена биоткань, состоящая из трех макроскопически однородных слоев: рогового слоя, эпидермиса и дермы.

Входными параметрами для вычислений являются длина волны излучения λ лазера, а также структурные и биофизические характеристики слоев кожи – геометрические толщины d_0 и d_1 , объемная концентрация кровеносных капилляров в дерме C_b и меланина в эпидермисе C_m , степень оксигенации крови S (отношение концентрации оксигемоглобина к сумме концентраций окси- и дезоксигемоглобина). Дерму полагали полубесконечным (в оптическом плане) слоем. Показатели $\mu_{a1,2}$ можно варьировать путем изменения как длины волны освещающего пучка, так и объемных концентраций поглощителей – соответственно меланина и дериватов гемоглобина крови. Считаем, что оптические свойства и структура биоткани не меняются при облучении лазером вследствие его низкой интенсивности.

При расчетах установили значения толщины рогового слоя $d_0 = 20$ мкм и эпидермиса $d_1 = 100$ мкм [10].

Таким образом, разработанная нами модель среды дает прямую связь между оптическими (определяющими характеристики светового поля в среде) и биофизическими параметрами биоткани.

Результаты и их обсуждение

Рассмотрим теперь некоторые особенности спекл-структуры применительно к такой светорассеивающей среде как кожа человека. На рисунках 1–3 представлены результаты моделирования зависимостей размеров трех характерных спектров пятен, которые образованы тремя компонен-

тами излучения (индексы $i = 0, 1, 2$ обозначают соответственно прямой свет, дифракционную и диффузионную компоненты) в среде при различных величинах биофизических и структурных параметров биоткани. Все три компоненты имеют гауссовое угловое распределение лучевой интенсивности, однако существенно различающимися полуширинами.

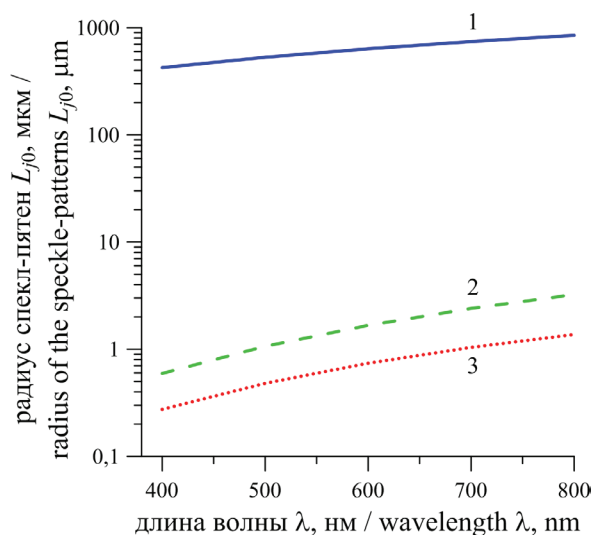


Рисунок 1 – Спектральная зависимость среднего радиуса L_{j0} спеклов, формируемых прямым светом, в роговом слое (кривая 1), эпидермисе (2) и дерме (3)

Figure 1 – Spectral dependence of the speckles mean radius L_{j0} formed by direct light, in the stratum corneum (curve 1), the epidermis (2) and the dermis (3)

На рисунке 1 изображены графики спектральной зависимости среднего радиуса L_{j0} спеклов, формируемых прямым светом, в биоткани типа кожа человека (индексы $j = 0, 1, 2$ обозначают соответственно роговой слой, эпидермис и дерму). Далее под размером спекл-пятен будем понимать значение среднего радиуса пятна. С ростом длины волны размер спеклов, образованных прямым светом лазерного излучения, увеличивается в 2 раза (с 400 до 800 мкм) в роговом слое и в 5 раз (с 0,6 до 3 мкм) для эпидермиса и с 0,27 до 1,4 мкм для дермы. Видно, что в роговом слое формируется крупные зерна спеклов.

На рисунке 2 показаны зависимости размера L_{j1} спеклов дифракционной составляющей лазерного света на различной глубине проникновения оптического излучения в роговом слое (сплошные кривые), эпидермисе (штриховые кривые) и дерме (точечные кривые) в видимом диапазоне длин волн при величине объемной концентрации меланина в эпидермисе $C_m = 0,04$.

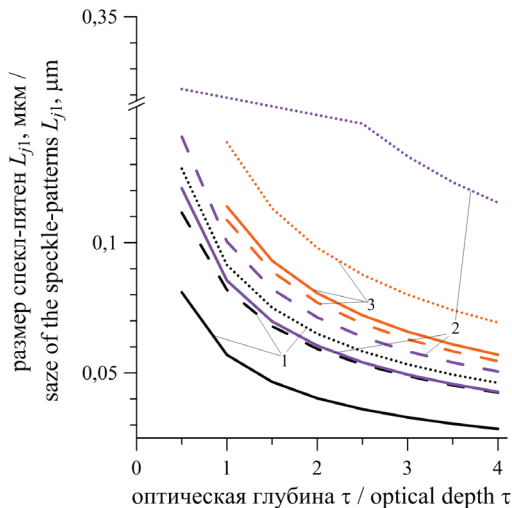


Рисунок 2 – Размер L_{j1} спеклов дифракционной составляющей лазерного излучения в роговом слое (сплошные кривые), эпидермисе (штриховые) и дерме (точечные) на длинах волн $\lambda = 400$ нм (кривые 1), 600 нм (2) и 800 нм (3)

Figure 2 – L_{j1} speckle size of laser diffraction component in the stratum corneum (solid curves), the epidermis (dashed) and dermis (dotted) at wavelengths $\lambda = 400$ nm (curve 1), 600 nm (2) and 800 nm (3)

Размер спекл-пятен, образованный дифракционной составляющей лазерного света, ожидаемо увеличивается с перемещением в красную область видимого диапазона (таблица 1) и уменьшается с ростом оптической глубины (рисунок 2). Значения размеров спеклов L_{11} и L_{21} для длин волн 400–800 нм находятся в диапазоне от 0,02 до 0,15 мкм (рисунок 2, сплошные и пунктирные кривые).

Особый интерес представляет размер спекл-пятен на длине волны 600 нм в дерме (рисунок 2, точечная кривая 3). Значения размеров спеклов в 2 раза выше на этой длине волны. Это связано с эффективным поглощением излучения кровью. Из таблицы 1 видно, что размер спекл-структуры, созданной дифракционной составляющей в эпидермисе, не зависит от величины концентрации меланина C_m .

На рисунке 3 представлены зависимости размеров L_{j2} спеклов диффузионной составляющей лазерного излучения на различной глубине проникновения оптического излучения τ в слоях исследуемой модели биоткани при объемной концентрации меланина в эпидермисе $C_m = 0,04$ и капилляров в дерме $C_b = 0,04$.

Таблица 1 / Table 1

Зависимость размеров дифракционной L_{11} и диффузионной L_{12} составляющих в эпидермисе от объемной концентрации меланина C_m на длинах волн 400–800 нм (оптическая глубина $\tau = 0,5$)

Dependence of the size of the diffraction L_{11} and diffusion L_{12} components into the epidermis on the volume concentration of melanin C_m at wavelengths of 400–800 nm (optical depth $\tau = 0,5$)

λ , нм / nm	C_m			
	0,02		0,08	
	L_{11} , мкм / μm		L_{12} , мкм / μm	
400	0,128	0,128	0,017	0,017
500	0,153	0,153	0,017	0,017
600	0,322	0,322	0,020	0,020
700	0,187	0,187	0,023	0,023
800	0,193	0,193	0,025	0,025

При увеличении оптической глубины из полученных расчетов видно, что размер спекла диффузионной составляющей ожидаемо снижается с 0,028 до 0,012 мкм в роговом слое на длине волны 800 нм (рисунок 3, сплошная кривая 5) и с 0,012 до 0,004 мкм на длине волны 400 нм (рисунок 3, сплошная кривая 1).

В таблице 2 приведены значения L_{21} дифракционной составляющей лазерного излучения в дерме от биофизических характеристик биоткани. С ростом степени оксигенации S крови величина L_{21} не изменяется. Такое же поведение наблюдается и при увеличении объемной концен-

трации меланина C_m в эпидермисе. Это связано с тем, что эпидермис играет роль спектрального фильтра, ослабляя свет, проникающий в глубину среды, и это ослабление тем заметнее, чем больше C_m , поэтому практически не влияет на параметры спекл-структуры в дерме.

Стоит отметить, что наблюдается снижение размера спекла при увеличении объемной концентрации капилляров C_b в дерме, величина спекл-пятен изменяется в пределах от ± 10 % при 400 нм и до ± 23 % для 800 нм.

В таблице 3 приведены значения L_{22} диффузионной составляющей лазерного излучения в

дерме от биофизических характеристик биоткани. Зависимости этой составляющей лазерного света от биофизических характеристик биоткани имеют такой же характер, что и значения L_{21} с уточнением того, что от объемной концентрации C_b капилляров в дерме практически не зависят (изменение не более $\pm 3\%$).

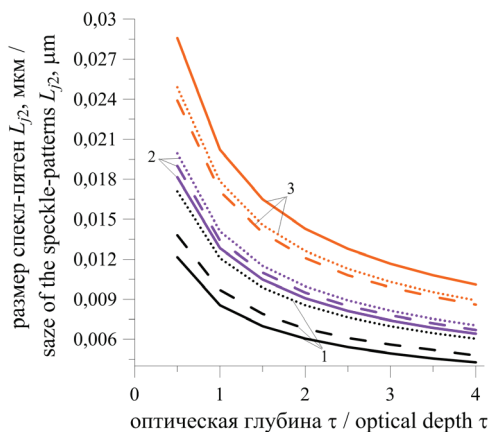


Рисунок 3 – Средний размер L_{j2} спекл-пятен диффузионной составляющей лазерного излучения на различной оптической глубине τ в роговом слое (сплошные кривые), эпидермисе (штриховые кривые) и дерме (точечные кривые) на длинах волн $\lambda = 400$ нм (кривые 1), 600 нм (2) и 800 нм (3)

Figure 3 – Average size of L_{j2} speckle spots of diffusion component of the laser radiation on different optical depths τ in the stratum corneum (the solid curves), the epidermis (dashed curves) and the dermis (dotted curves) at the wavelengths of $\lambda = 400$ nm (curve 1), 600 nm (2) and 800 nm (3)

Прямой свет создает крупнозернистую спекл-структуру с наименьшим средним числом пятен на единицу площади. В свою очередь, для диффузионной составляющей количество пятен на единице площади наибольшее и на 7 порядков превышает плотность пятен, обусловленных прямым

светом, примерно на 4 порядка – обусловленных дифракционной компонентой.

При увеличении оптической глубины τ соотношение вкладов прямого света, дифракционной и диффузионной компонент в результирующую освещенность изменяется, что приводит к постепенному изменению структуры пятен: т.к. на малых глубинах превалирует вклад прямого света, то с погружением в биоткань первыми исчезают спекл-пятна с размером порядка миллиметра. Постепенно изменяется характер вклада компонент лазерного излучения внутри биоткани: дифракционная и диффузионная компоненты становятся основными составляющими рассеянного света, соответственно размер пятен становится порядка микрометра. В пределе угловой спектр многократно рассеянного света становится практически диффузным, практически остается только диффузионная компонента и характерный размер спекл-структуры становится порядка долей длины волны излучения.

С ростом длины волны λ величина размера спекл-пятен увеличивается, а концентрация пятен уменьшается. Типичные значения размера спекл-пятен лежат в пределах от 8 до 24 мкм. При этом средняя освещенность в пятнах спекл-структуры, не зависит от длины волны излучения.

При увеличении толщины эпидермиса от 150 до 400 мкм размер спекл-пятен изменяется в пределах $\pm(1-2)\%$. Увеличение размеров центров рассеяния в среде приводит к уменьшению глубинного показателя ослабления β_{21} дифракционной компоненты. Это приводит к более глубокому проникновению дифракционной компоненты в среду и, соответственно, к некоторому увеличению характерного размера пятен L_{21} . Следует заметить, что при этом глубинный показатель ослабления

Таблица 2 / Table 2

Зависимость размеров дифракционной составляющей L_{21} (мкм) от объемной концентрации меланина C_m в эпидермисе, объемной концентрации капилляров в дерме C_b , степени оксигенации крови S на длинах волн 400–800 нм (оптическая глубина $\tau = 0,5$)

Dependence of the size diffraction component L_{21} (μm) on the volume concentration of melanin C_m in the epidermis, volume concentration of the capillaries in the dermis C_b , the degree of oxygenation of the blood S at wavelengths of 400–800 nm (optical depth $\tau = 0,5$)

λ , нм / nm	$C_m = 0,02$				$C_m = 0,08$			
	$S = 0,5$		$S = 0,97$		$S = 0,5$		$S = 0,97$	
	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$
400	0,115	0,105	0,115	0,105	0,115	0,105	0,115	0,105
500	0,140	0,123	0,140	0,123	0,140	0,123	0,140	0,123
600	0,153	0,123	0,153	0,123	0,153	0,123	0,153	0,123
700	0,163	0,126	0,163	0,126	0,163	0,126	0,163	0,126
800	0,168	0,129	0,168	0,129	0,168	0,129	0,168	0,129

Таблица 3 / Table 3

Зависимость размеров диффузионной составляющей L_{22} (мкм) от объемной концентрации меланина C_m в эпидермисе, объемной концентрации капилляров в дерме C_b , степени оксигенации крови S на длинах волн 400–800 нм (оптическая глубина $\tau = 0,5$)

The dependence of the size diffusion component L_{22} (μm) on the volume concentration of melanin C_m in the epidermis, volume concentration of the capillaries in the dermis C_b , the degree of oxygenation of the blood S at wavelengths of 400–800 nm (optical depth $\tau = 0,5$)

λ , нм / nm	$C_m = 0,02$				$C_m = 0,08$			
	$S = 0,5$		$S = 0,97$		$S = 0,5$		$S = 0,97$	
	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$	$C_b = 0,02$	$C_b = 0,08$
400	0,0139	0,0136	0,0139	0,0136	0,0139	0,0136	0,0139	0,0136
500	0,0168	0,0163	0,0168	0,0163	0,0168	0,0163	0,0168	0,0163
600	0,0193	0,0187	0,0193	0,0187	0,0193	0,0187	0,0193	0,0187
700	0,0219	0,0212	0,0219	0,0212	0,0219	0,0212	0,0219	0,0212
800	0,0242	0,0235	0,0242	0,0235	0,0242	0,0235	0,0242	0,0235

β_{22} диффузионной компоненты индикатрисы рассеяния изменяется сравнительно слабо.

До сих пор мы анализировали спекл-структуру в зависимости от оптической, а не от геометрической глубины, поскольку в рамках теории переноса излучения световые поля в среде зависят именно от оптической глубины. Для рассмотренных длин волн показатель ослабления μ_e биологической ткани при $\lambda = 400$ нм в 5,3 раза больше, чем при $\lambda = 800$ нм. Поэтому и геометрическая глубина проникновения света при прочих равных условиях должна была бы быть для второй длины волны в 5,3 раза больше, чем для первой. В действительности же это превышение еще больше, поскольку поглощение света в красной области спектра значительно меньше, чем в фи-

олетовой. На рисунке 4 представлена спектральная зависимость контраста K спекл-пятен от глубины проникновения света в кожу для длин волн видимого диапазона. Представленные значения на рисунке 4 приведены при объемной концентрации капилляров в дерме $C_b = 0,04$ и меланина в эпидермисе $C_m = 0,04$ при степени оксигенации крови $S = 0,75$. Глубина z отсчитывается от поверхности кожи.

Из рисунка 4 видно, что с ростом глубины проникновения света в ткань контраст спекл-пятен K уменьшается быстрее в фиолетовой области спектра по сравнению с красной областью. Это связано с величиной показателя ослабления μ_e биоткани: чем ближе к фиолетовой области, тем больше показатель.

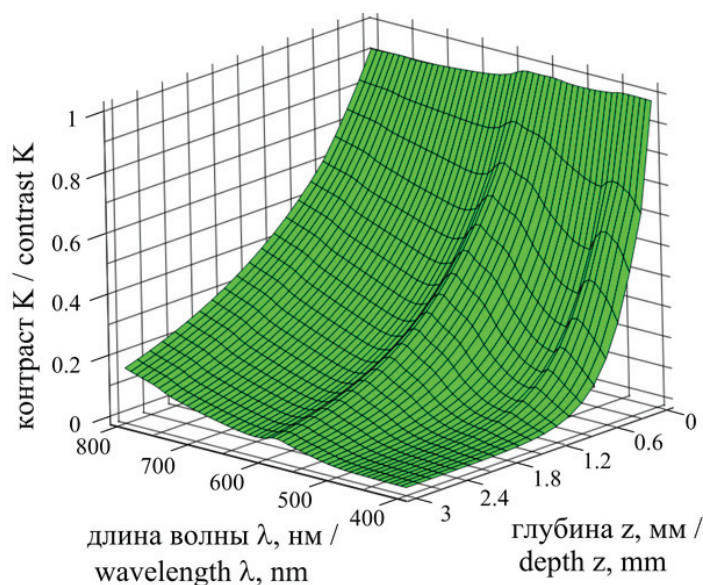


Рисунок 4 – Спектральная зависимость контраста K от глубины проникновения света в кожу z

Figure 4 – Spectral dependence of a contrast K on the depth of light penetration into the skin z

На рисунке 5 представлена спектральная зависимость контраста спекл-пятен от степени оксигенации в дерме на глубине $z = 0,06$ см. Величины объемной концентрации кровеносных капилляров в дерме и меланина в эпидермисе составляют $C_b = 0,04$ и $C_m = 0,04$ соответственно.

Как видно из рисунка 5, величина контраста спекл-структуры K с увеличением степени

оксигенации S крови на всех длинах волн варьируется в пределах $\pm(4-5)$ %. Типичные значения контраста для данной глубины z лежат в пределах от 0,2 до 0,6. Отметим, что в красной области на длинах волн 600–650 нм наблюдается снижение контраста K на величину до 15 %. Это связано с сильным поглощением излучения кровью в этой области спектра.

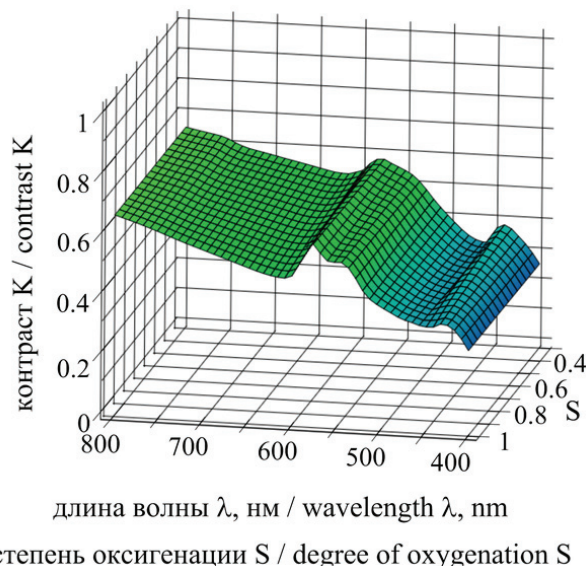


Рисунок 5 – Зависимость контраста K спекл-пятен от степени оксигенации S в видимом диапазоне

Figure 5 – Dependence of contrast K of the speckle-patterns on the degree of oxygenation S in the visible range

Рисунок 6 иллюстрирует зависимость контраста K от объемной концентрации кровеносных капилляров в дерме C_b и меланина в эпидермисе C_m . Выбраны две на длины волны $\lambda = 548$ нм (рисунок 6а, с) и 805 нм (рисунок 6б, д) на глубинах $z = 0,01$ см (рисунок 6а, б) и $z = 0,1$ см (рисунок 6с, д). Величина степени оксигенации крови равна $S = 0,6$.

Как видно из рисунка 6, с ростом глубины z уменьшается не только контраст K спекл-пятен, но и зависимость от объемной концентрации меланина в эпидермисе C_m (рисунок 6с, д).

Контраст спекл-пятен на исследуемых длинах волн $\lambda = 548$ нм (рисунок 6а, с) и 805 нм (рисунок 6б, д) отличается в 2,2 и 1,6 раза, соответственно, при погружении вглубь среды. В глубине среды (рисунок 6с, д) превалирует действие ближнего ИК излучения на оксигемоглобин и света с $\lambda \approx 600$ нм на дезоксигемоглобин. Сине-зеленый свет доходит до глубоких слоев дермы сильно ослабленным и практически не оказывает воздействия ни на кровь, ни на ткань-основу, поэтому контраст K в этой области, как видно из рисунка 5, ниже чем в красной области.

В связи с последней отмеченной особенностью укажем на роль эффекта «сита» в фор-

мировании спектров действия (произведение коэффициента поглощения ткани на интенсивность света). Известно, что локализованное поглощение света кровеносными сосудами [11, 14–16] и эритроцитами [17, 18] может приводить к существенному (в несколько раз) уменьшению показателя поглощения биоткани μ_{at} по сравнению со случаем равномерного распределения поглотителя – крови и гемоглобина – по соответствующему объему среды. Данный эффект наиболее заметно выражен в сине-зеленой области спектра, где гемоглобин и, следовательно, кровь сильно поглощают свет. В результате освещенность излучения $E(\lambda, z)$ на этих длинах волн может существенно увеличиться по двум причинам. Во-первых, в целом уменьшается показатель поглощения биоткани μ_{at} и падающий свет ослабляется меньше. Во-вторых, увеличивается коэффициент отражения излучения кожей.

На глубине $z = 0,01$ см (рисунок 6а, б) зависимость контраста K спекл-структуры примерно одинакова как от объемной концентрации меланина C_m в эпидермисе, так и от объемной концентрации капилляров C_b в дерме.

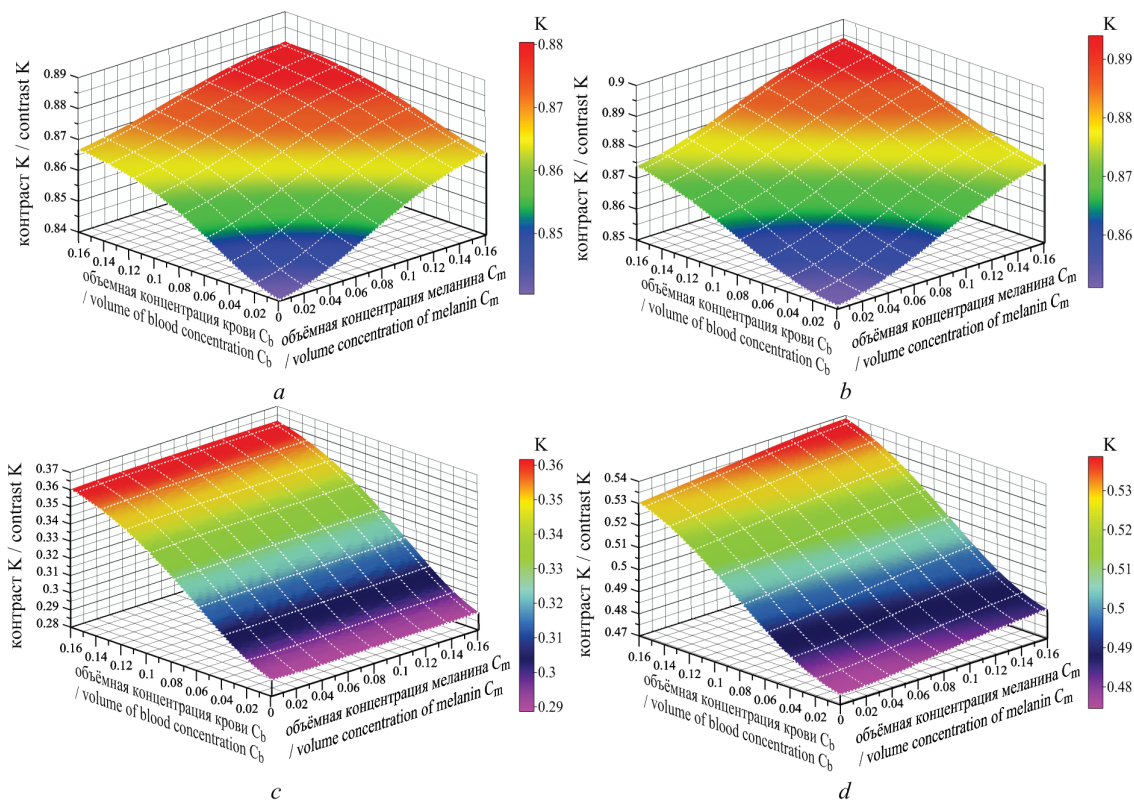


Рисунок 6 – Зависимость контраста K от объемной концентрации кровеносных капилляров в дерме C_b и меланина в эпидермисе C_m на длинах волн $\lambda = 548$ нм (a, c) и 805 нм (b, d) на глубине $z = 0,01$ см (a, b) и $0,1$ см (c, d)

Figure 6 – Dependence of contrast K on the volume concentration of capillaries in the dermis C_b and melanin in the epidermis C_m at wavelengths $\lambda = 548$ nm (a, c) and 805 nm (b, d) at the depth of $z = 0,01$ cm (a, b) and $0,1$ cm (c, d)

Следует отметить, что с увеличением любого из параметров биоткани величина контраста спекл-пятен увеличивается, однако значительное увеличение контраста K заметно при одновременном росте всех этих параметров. В работах [19, 20] показана возможность решения обратной задачи определения степени оксигенации крови S и объемной концентрации кровеносных капилляров C_b по контрасту интерференционной картины в глубине дермы.

Заключение

В результате теоретического моделирования установлено, что значения размеров L_{ji} спеклов, формируемых составляющими лазерного излучения, прямым светом, дифракционной и диффузионной компонентами, в роговом слое, эпидермисе и дерме на длинах волн 400 – 800 нм, варьируются от долей микрометра до миллиметра.

Показано, что в роговом слое при освещении образуются спеклы, размер которых составляет от сотен микрометров до миллиметра. В эпидермисе угловое распределение излучения, многократно рассеянного в роговом слое, по

сравнению с угловой расходимостью падающего пучка достаточно широкое, поэтому характерные размеры спеклов малы – единицы микрометра. В дерме угловая расходимость пучка лазерного излучения увеличивается, превалирует вклад многократного рассеяния, и излучение от источника практически полностью ослаблено. При этом формируется мелкомасштабная спекл-структура – размеры спеклов составляют доли длины волны падающего излучения. Установленная зависимость позволяет определить глубину проникновения излучения z в биоткань исходя из размеров L_{ji} спеклов.

Расчет контраста K спекл-структуры рассеянного излучения в видимом диапазоне на различной глубине z в биоткани позволил установить зависимость величины контраста интерференционной картины от степени оксигенации S крови и объемной концентрации C_b капилляров в дерме.

В дальнейшем планируется развитие полученных результатов для случая подвижных рассеивателей и построение аналитических связей между параметрами спекл-картины и различными характеристиками движущихся частиц (например, эритроцитов) и среды, в которой они переме-

щаются. Очевидно, что функциональные возможности спекл-оптических методов диагностики биотканей при этом существенно расширятся.

Список использованных источников

1. Барун, В.В. Спектры поглощения и глубина проникновения света в нормальную и патологически измененную кожу человека / В.В. Барун, А.П. Иванов, А.В. Волотовская, В.С. Улащик // Журнал прикладной спектроскопии. – 2007. – Т. 74, № 3. – С. 387–394.

2. Дик, С.К. Лазерно-оптические методы и технические средства контроля функционального состояния биообъектов / С.К. Дик. – Минск : БГУИР, 2014. – 235 с.

3. Тучин, В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В.В. Тучин. – Саратов : Изд-во Саратов. гос. ун-та, 1998. – 478 с.

4. Van Gemert, M.J.C. Skin optics / M.J.C. Van Gemert, S.L. Jacques, H.J.C.M. Sterenborg, W.M. Star // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1989. – Vol. 36, no. 12. – P. 1146–1154.

5. Барун, В.В. Световые и тепловые поля в многослойной ткани кожи при лазерном облучении / В.В. Барун, А.П. Иванов // Оптика и спектроскопия. – 2006. – Т. 100, № 1. – С. 149–157.

6. Петрук, В.Г. Спектрофотометрический метод дифференциации меланомы кожи человека. I. Коэффициент диффузного отражения света / В.Г. Петрук, А.П. Иванов, С.М. Кватернюк, В.В. Барун // Журнал прикладной спектроскопии. – 2016. – Т. 83, № 1. – С. 96–105.

7. Петрук, В.Г. Спектрофотометрический метод дифференциации меланомы кожи человека. II. Диагностические характеристики / В.Г. Петрук, А.П. Иванов, С.М. Кватернюк, В.В. Барун // Журнал прикладной спектроскопии. – 2016. – Т. 83, № 2. – С. 283–293.

8. Оптическая и биомедицинская диагностика : в 2 т. / под ред. В.В. Тучина. – М. : Физмалит, 2007. – 378 с.

9. Иванов, А.П. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным излучением / А.П. Иванов, И.Л. Кацев // Квантовая электроника. – 2005. – Т. 35, № 7. – С. 670–674.

10. Барун, В.В. Моделирование спекл-структуры светового поля внутри многослойной ткани кожи / В.В. Барун, С.К. Дик, А.П. Иванов, Н.Д. Абрамович // Инженерно-физический журнал. – 2013. – Т. 86, № 6. – С. 1288–1295.

11. Барун, В.В. Тепловое воздействие короткого импульса света на биологические ткани. I. Оптико-тепло-физическая модель / В.В. Барун, А.П. Иванов // Биофизика. – 2004. – Т. 49, № 6. – С. 1125–1133.

12. Хайруллина, А.Я. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК-области

спектра / А.Я. Хайруллина [и др.] // Оптический журнал. – 1997. – Т. 64, № 3. – С. 34–38.

13. Jacques, S.L. Optical properties of biological tissues: a review / S.L. Jacques Physics Medicine Biology. – 2013. – Vol. 58, no. 1. – P. R37–R61.

14. Vercauteren, W. Modelling light distributions of homogeneous versus discrete absorbers in light irradiated turbid media / W. Vercauteren [et al.] // Physics in medicine and biology. – 1997. – Vol. 42. – P. 51–65.

15. Talsma, A. Corrections for inhomogeneities in biological tissue caused by blood vessels / A. Talsma, B. Chance, R. Graaff // Journal of the Optical Society of America A. – 2001. – Vol. 18, no. 4. – P. 932–939.

16. Meinke, M. Optical properties of platelets and blood plasma and their influence on the optical behavior of whole blood in the visible to near infrared wavelength range / M. Meinke, G. Müller, J. Helfmann, M. Friebe // Journal of Biomedical Optics. – 2007. – Т. 12, no. 1. – P. 014024-1–014024-9.

17. Finlay, J.C. Effect of pigment packaging on diffuse reflectance spectroscopy of samples containing red blood cells / J.C. Finlay, T.H. Foster // Optics Letters. – 2004. – Vol. 29, no. 9. – P. 965–967.

18. Барун, В.В. Локализованное поглощение света гемоглобинами суспензии эритроцитов / В.В. Барун, А.П. Иванов // Журнал прикладной спектроскопии. 2009. – Т. 76, № 4. – С. 516–524.

19. Абрамович, Н.Д. Методика определения объемной концентрации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани / Н.Д. Абрамович, С.К. Дик // Доклады БГУИР. – 2016. – Т. 100, № 6. – С. 117–120.

20. Абрамович, Н.Д. Методика определения степени оксигенации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани / Н.Д. Абрамович, С.К. Дик // Доклады БГУИР. – 2016. – Т. 101, № 7. – С. 326–330.

References

1. Barun V.V., Ivanov A.P., Volotovskaya A.V., Ulashchik V.S. Absorption spectra and light penetration depth of normal and pathologically altered human skin. *Journal Applied Spectroscopy*, 2007, vol. 74, no. 3, pp. 430–439. doi: 10.1007/s10812-007-0071-2

2. Dick, S.K. *Laserno-opticheskie metody i tekhnicheskie sredstva kontrolya funktsional'nogo sostoyaniya bioob'ektov* [Laser-optical methods and technical means of verification of the functional state of biological objects]. Minsk, BSUIR Publ., 2014, 235 p. (in Russian). ISBN: 978-985-543-027-9

3. Tuchin V.V. *Lazery i volokonnaya optika v biomeditsinskikh issledovaniyakh* [Lasers and fiber optics in biomedical research]. Saratov, Izd. Saratov. Univer., 1998, 478 p. (in Russian). ISBN: 978-5-9221-1278-9

4. Van Gemert M.J.C., Jacques S.L., Sterenborg H.J.C.M., Star W.M. Skin optics. *IEEE*

Trans. Biomed. Eng., 1989, vol. 36, no. 12, pp. 1146–1154. **doi:** 10.1109/10.42108

5. Barun V.V., Ivanov A.P. Light and thermal fields in multilayer skin tissue exposed to laser irradiation. *Optics and Spectroscopy*, 2006, vol. 100, no. 1, pp. 139–147. **doi:** 10.1134/S0030400X06010231

6. Petruk V.G., Ivanov A.P., Kvaternyuk S.M., Barun V.V. Spectrophotometric method for differentiation of human skin melanoma. II. Diagnostic characteristics. *Journal of Applied Spectroscopy*, 2016, vol. 83, no. 2, pp. 261–270. **doi:** 10.1007/s10812-016-0279-0

7. Petruk V.G., Ivanov A.P., Kvaternyuk S.M., Barun V.V. Spectrophotometric method for differentiation of human skin melanoma. I. Optical Diffuse Reflection Coefficient. *Journal of Applied Spectroscopy*, 2016, vol. 83, no. 1, pp. 85–92. **doi:** 10.1007/s10812-016-0247-8

8. *Opticheskaya i biomeditsinskaya diagnostika* [Optical and biomedical diagnostics], 2 vols, ed. by V.V. Tuchina. Moscow, Fizmatlit. Publ., 2007. (in Russian) ISBN: 978-5-9221-0777-8

9. Ivanov A.P., Katsev I.L. On the speckle structure of light field in disperse medium illuminated by a laser beam. *Quant. Electron.*, 2005, vol. 35, no. 7, pp. 670–674 (in Russian). **doi:** 10.1070/QE2005v035n07ABEH002835

10. Barun V.V., Dick S.K., Ivanov A.P., Abramovich N.D. Modeling of the light speckle field structure inside a multilayer human skin tissue. *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, 2013, vol. 86, no. 6, pp. 1370–1378. **doi:** 10.1007/s10891-013-0962-4

11. Barun V.V., Ivanov A.P. Light absorption in blood during low-intensity laser irradiation of skin. *Biophizika*, 2004, vol. 40, no. 4, pp. 371–376. **doi:** 10.1070/QE2010v040n04ABEH013776

12. Khayrullina A.Y., Oleynik T.V., Bui L.M., Artishevskaya N.I., Prigun N.N., Sevkovsky Y.I., Mohort T.V. Data bank of optical properties of biological tissue and blood in the visible and near infrared spectral region. *Laser-Tissue Interaction and Tissue Optics II*, 1996, vol. 2923, pp. 79–85. **doi:** 10.1117/12.260725

13. Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review. *Physics Medicine Biology*, 2013, vol. 58, no. 1, pp. R37–R61. **doi:** 10.1088/0031-9155/58/1/R37

14. Verduyck W., Lucassen G.W., de Boer J.F., Smithies D.J., Nelson J.S., van Gemert M.J.C. Modelling light distributions of homogeneous versus discrete absorbers in light irradiated turbid media. *Physics in medicine and biology*, 1997, vol. 42, pp. 51–65. **doi:** 10.1088/0031-9155/42/1/003

15. Talsma A., Chance B., Graaff R. Corrections for inhomogeneities in biological tissue caused by blood vessels. *Journal of the Optical Society of America A*, 2001, vol. 18, no. 4, pp. 932–939. **doi:** 10.1364/JOSAA.18.000932

16. Meinke M., Müller G., Helfmann J., Friebel M. Optical properties of platelets and blood plasma and their influence on the optical behavior of whole blood in the visible to near infrared wavelength range. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, vol. 12, no. 1, pp. 014024-1–014024-9. **doi:** 10.1117/1.2435177

17. Finlay J.C., Foster T.H. Effect of pigment packaging on diffuse reflectance spectroscopy of samples containing red blood cell. *Optics Letters*, 2004, vol. 29, no. 9, pp. 965–967. **doi:** 10.1364/OL.29.000965

18. Barun V.V., Ivanov A.P. The localized light absorption by hemoglobin erythrocyte suspension. *Journal Applied Spectroscopy*, 2009, vol. 76, no. 4, pp. 487–496. **doi:** 10.1007/s10812-009-9234-7

19. Abramovich N.D., Dick S.K. Methods of determining the volume of blood concentration of the contrast of the interference pattern in biological tissues. *BSUIR Reports*, 2016, vol. 100, no. 6, pp. 117–120 (in Russian). ISSN 1729-7648. http://doklady.bsuir.by/m/12_104571_1_107964.pdf

20. Abramovich N.D., Dick S.K. Methods of determining the degree of oxygenation of the contrast of the interference pattern in biological tissues. *BSUIR Reports*, 2016, vol. 101, no. 7, pp. 326–330 (in Russian). ISSN 1729-7648. http://doklady.bsuir.by/m/12_104571_1_110089.pdf