

УДК 535.36, 535.41

МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОБЪЕМНОЙ КОНЦЕНТРАЦИИ КРОВИ ПО КонтРАСТУ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ КАРТИНЫ ВНУТРИ БИОТКАНИ

Н.Д. АБРАМОВИЧ, С.К. ДИК

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

Поступила в редакцию 21 сентября 2016

Разработана и описана методика определения объемной концентрации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани. Проведена оценка погрешности измерения разработанной методики.

Ключевые слова: контраст, объемная концентрация, биоткань, кровь.

Введение

Объемная концентрация крови или кровенаполнение ткани является важным клиническим параметром, определяющим состояние пациента, что особенно важно при диагностике патологий, при назначении терапевтического лечения, в процессе проведения хирургических операций. Так, известно, что в области онкологической опухоли в ткани имеет место повышенное кровенаполнение. Другим примером значимости этого параметра является недостаточное кровоснабжение участка тела в связи с недостаточным количеством открытых капилляров или пониженной концентрации крови.

Описание методики

Известно, что при облучении рассеивающей среды и, в частности, биологической ткани когерентным светом в среде формируется спекл-структура или пятнистая картина, содержащая области повышенной и пониженной интенсивности. Этот механизм можно схематично представить следующим образом. Интерференция когерентного прямого света от источника приводит к образованию максимумов и минимумов поля излучения, расстояние между которыми определяется угловой расходимостью θ_{srs} падающего пучка. Чем θ_{srs} больше, тем меньше это расстояние. При рассеянии в направлении «вперед» угол схождения интерферирующих пучков в целом возрастает по сравнению с θ_{srs} , так что с увеличением числа актов рассеяния спекл-структура становится все более мелкомасштабной. Интерференция света, рассеянного на большие углы, дает практически равномерный фон спекл-структуры, который с точки зрения фотометрии можно считать некогерентным.

Аналитическая методика расчета характеристик интерференционной картины, формируемой многократно рассеянным светом в многослойной биологической ткани типа кожи человека на длинах волн видимого и ближнего ИК диапазонов спектра при облучении лазером, описана в работах [1, 2] на основе результатов [3]. При вычислениях полагали, что рассеивающие частицы неподвижны (т.е. получены соответственно верхняя и нижняя оценки контраста и размеров спеклов) или что имеет место импульсное освещение поверхности среды при длительности импульса много меньше характерного времени перемещения рассеивающих центров. Методика [1, 2] включает вычисление интенсивностей некогерентного фона E_b (рис. 1, кривые 3, 4) и ярких участков интерференционной картины E_s (рис. 1, кривые 1, 2),

соответственно. На рис. 1 показан пример радиальной зависимости интенсивности W_2 спекл-структуры, созданной многократно рассеянным светом в глубине биоткани. На основе значений E_b и E_s можно рассчитать контраст K спекл-структуры по формуле:

$$K = (E_{\max} - E_{\min}) / (E_{\max} + E_{\min}) = E_s / (E_s + 2E_b), \quad (1)$$

где $E_{\max} = E_s + E_b$ и $E_{\min} = E_b$ – соответственно максимальное и минимальное значения освещенности, зарегистрированные приемником (рис. 1).

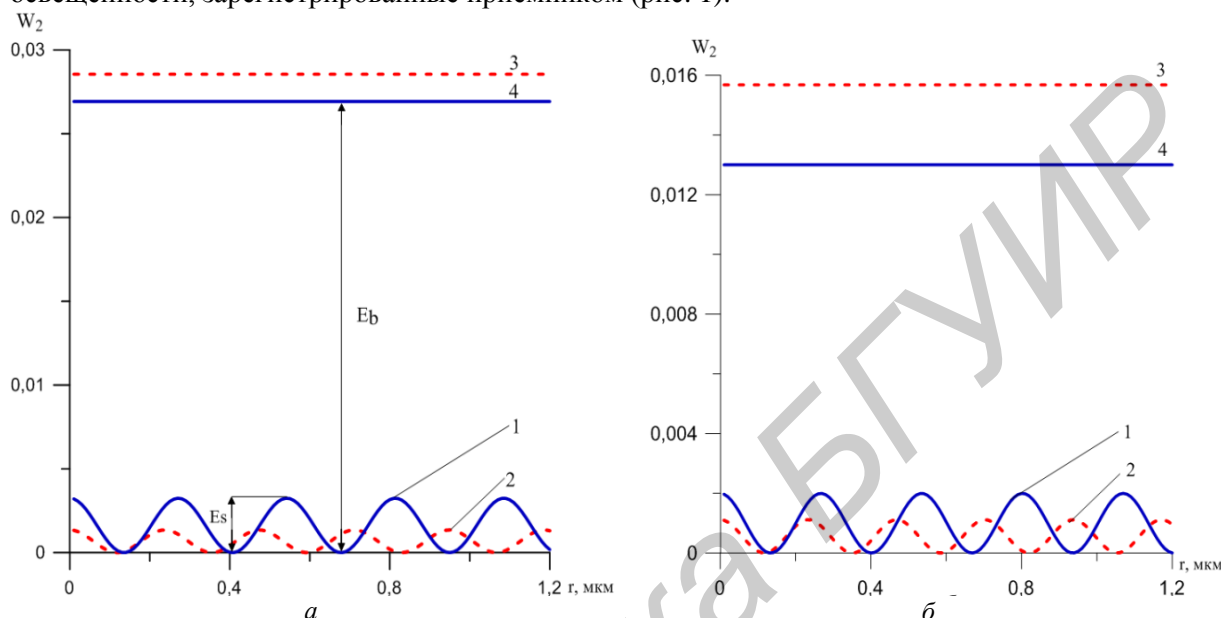


Рис. 1. Радиальное распределение спекл-структуры в дерме на длинах волн 500 нм (сплошные кривые) и 530 нм (штриховые) при $C_b = 1\%$ (а) и $C_b = 2\%$ (б); $Z = 2$ мм, $C_m = 4\%$

Задачей настоящей методики является упрощение способа и повышение точности измерения объемной концентрации крови.

Разработанная авторами методика относится к области биомедицинской оптики, в частности, к измерению объемной концентрации крови оптическими средствами, и может быть использовано при диагностике патологического состояния организма человека.

Решение поставленной задачи достигается следующим образом.

1. Под поверхность ткани на глубину Z порядка 1–5 мм в том месте, где следует определить объемную концентрацию крови, имплантируют приемник излучения.

2. Поверхность ткани над приемником облучают когерентным импульсным светом на длине волны $\lambda = 500$ или 530 нм, где нет зависимости контраста K спекл-структуры от степени оксигенации крови S и объемной концентрации меланина C_m в эпидермисе, длительность импульса короче 1 мкс.

3. Приемник регистрирует интенсивность света, пропущенного слоем ткани толщиной Z , в различных точках своей светочувствительной площадки.

4. Измеряют контраст K спекл-структуры по формуле (1).

5. Строят градировочный график зависимости контраста спекл-структуры K на длине волны λ от объемной концентрации C_b кровеносных капилляров на глубине Z нахождения приемника при известной степени оксигенации крови.

6. По измеренному контрасту и градировочному графику находят объемную концентрацию C_b кровеносных капилляров.

Результаты и их обсуждение

Рассмотрим зависимость контраста от биофизических (степень оксигенации крови S , объемные концентрации капилляров C_b в дерме и меланина C_m в эпидермисе) и структурных

(толщина d_e эпидермиса) параметров ткани. Расчеты показали, что эпидермис можно рассматривать как спектральный фильтр, ослабляющий интенсивности E_b и E_s в $\exp(-\mu(\lambda)d_e)$ раз относительно интенсивности падающего светового пучка, где $\mu(\lambda)$ – показатель поглощения меланина на длине волны λ . По этой причине контраст (1) не зависит от параметров эпидермиса.

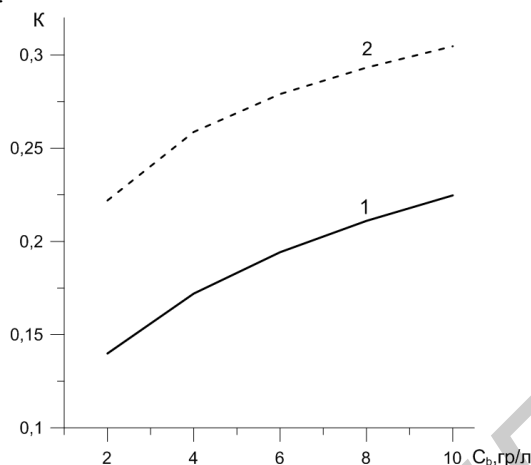


Рис. 2. Градировочный график зависимости контраста K спекл-структуры (ось Y) от объемной концентрации крови C_b (ось X) для длин волн $\lambda = 500$ нм (сплошная линия), 530 нм (штриховая) на глубине $Z = 1$ мм, $C_m = 4\%$

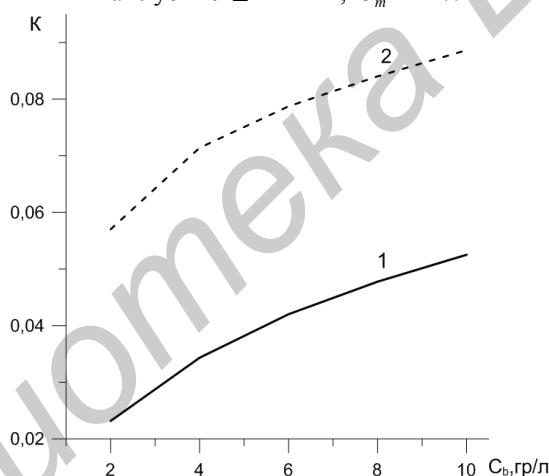


Рис. 3. Градировочный график зависимости контраста K спекл-структуры (ось Y) от объемной концентрации крови C_b (ось X) для длин волн $\lambda = 500$ нм (сплошная линия), 530 нм (штриховая) на глубине $Z = 2$ мм, $C_m = 4\%$

Повышение точности измерения достигается следующим образом.

Пусть $X = X_1/X_2$, где X_1 и X_2 – сигналы (независимые) на 1-ой и 2-ой длинах волн.

Тогда погрешность измерения X есть (получаем прямым дифференцированием):

$$dX = d\left(\frac{X_1}{X_2}\right) = \frac{X_2 \cdot dX_1 - X_1 \cdot dX_2}{X_2^2} = \frac{dX_1}{X_2} - \frac{X_1 \cdot dX_2}{X_2^2} = \frac{1}{X_2} dX_1 - X_1 \cdot \frac{dX_2}{X_2^2}, \quad (2)$$

ставим знак + во 2-ом слагаемом формулы (2), чтобы получить максимальную погрешность:

$$\frac{dX}{X} = \left(\frac{1}{X_2} dX_1 + X_1 \cdot \frac{dX_2}{X_2^2}\right) \cdot \frac{1}{X} = \frac{1}{X} \cdot \frac{1}{X_2} dX_1 + \frac{1}{X} \cdot X_1 \cdot \frac{dX_2}{X_2^2}, \quad \frac{dX}{X} = \frac{X_2}{X_1} \cdot \frac{1}{X_2} dX_1 + \frac{X_2}{X_1} \cdot X_1 \cdot \frac{dX_2}{X_2^2} = \frac{dX_1}{X_1} + \frac{dX_2}{X_2};$$

$$\frac{dX}{X} = \frac{dX_1}{X_1} + \frac{dX_2}{X_2}, \quad \text{т.е. погрешности измерения двух сигналов складываются (примерно}$$

удваиваются). Если измерять на одной длине волны, то получаем погрешность dX_1/X_1 .

Заключение

В результате исследований разработана методика определения степени оксигенации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани. Методика не зависит от параметров эпидермиса, не требует нормировки по эталону, может быть использована при диагностике патологического состояния организма человека и применена в широкой клинической практике. Проведена оценка погрешности измерения разработанной методики.

METHOD OF DETERMINING THE VOLUME OF BLOOD CONCENTRATION IN CONTRAST OF THE INTERFERENCE PATTERN IN BIOLOGICAL TISSUES

N.D. ABRAMOVICH, S.K. DICK

Abstract

The method of determining the volume concentration of blood in contrast of the interference pattern in biological tissues is developed and described. The estimation of measurement uncertainty is given.

Keywords: contrast, volume concentration, biological tissue, blood.

Список литературы

1. *Абрамович Н.Д., Барун В.В., Дик С.К. и др. // Сб. мат. V Троицкой конф. «Медицинская физика и инновации в медицине». Т 1. Троицк, 2012. С. 212–214.*
2. *Абрамович Н.Д., Барун В.В., Дик С.К. и др. // Инженерно-физический журнал. 2013. Т. 86, № 6. С. 1288–1295.*
3. *Иванов А.П., Кацев И.Л. // Квант. электрон. 2005. Т. 35, № 7. С. 670–674.*