

Заключение

Разработанное программное обеспечение Motility Accuracy And Speed, предназначенное для оценки моторики кистей и пальцев рук, а также скорости реакций на визуальные стимулы, выявило, что у пациентов с АГ двигательные нарушения появляются уже на ранних стадиях заболевания и имеют тенденцию к прогрессированию с увеличением степени тяжести АГ. Наличие у пациента когнитивных нарушений ведет к замедлению скорости реакций и снижению точности моторики испытуемого. Программное обеспечение Motility Accuracy And Speed позволяет выявить нарушение моторики кистей и пальцев рук на ранних стадиях, в том числе субклинических.

USING A COMPUTERIZED METHOD OF RESEARCH THE MOTILITY ACCURACY AND SPEED IN PATIENTS WITH ARTERIAL HYPERTENSION

E.K. SIDOROVICH, T.S. PAVLOVSKAYA, A.E. ABAKUMOV, A.V. ASTAPENKO

Abstract

The results of examination of the motility accuracy and speed in patients with arterial hypertension depending of the arterial hypertension level and cognitive disorders are shown.

Keywords: arterial hypertension, accuracy of hand motor function, decrease reactions speed, computerized method.

Список литературы

1. Pringle E. // J. Hypertens. 2003. Vol. 21. P. 2251–2257.
2. Яхно Н.Н., Дамулин И.В. // Российский медицинский журнал. 1999. № 5. С. 3–7.

УДК 535.36, 535.41

МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТЕПЕНИ ОКСИГЕНАЦИИ КРОВИ ПО КонтРАСТУ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОЙ КАРТИНЫ ВНУТРИ БИОТКАНИ

Н.Д. АБРАМОВИЧ, С.К. ДИК

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

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

На основе расчета характеристик интерференционной картины, формируемой многократно рассеянным светом, разработана и описана методика определения степени оксигенации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани. Проведена оценка погрешности измерения разработанной методики и указаны пути увеличения точности.

Ключевые слова: контраст, степень оксигенации, биоткань, кровь.

Введение

Насыщение крови кислородом является важным клиническим параметром, определяющим состояние пациента, что особенно важно при диагностике патологий, при

назначении терапевтического лечения, в процессе проведения хирургических операций, поскольку позволяет указать на необходимость введения больному физиологических растворов или повышения содержания кислорода во вдыхаемом воздухе [1–3].

В настоящее время в литературе известны методики, позволяющие судить об оксигенации крови, например:

– неинвазивное определение содержания кислорода в крови оптическим методом с использованием обратно рассеянного или отраженного света [4, 5];

– определение степени оксигенации капиллярной крови на основе данных об интенсивности пропущенного света от нескольких монохроматических источников света при последовательном облучении [6].

Цель работы – разработка методики определения степени оксигенации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани. Основной задачей представленной в данной работе методики является упрощение описанных выше способов и повышение точности измерения степени оксигенации капиллярной крови.

Описание методики

В настоящее время используются различные подходы к анализу многократно рассеянных световых полей, формируемых 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.

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 (максимумы и минимумы поля излучения, расстояние между которыми определяется угловой расходимостью падающего пучка). Спекл-структура рассеянного света используется и в научных, и в практических целях для определения различных характеристик биотканей, например, размеров ее частиц и скорости кровотока, для диагностики различных патологий и контроля эффективности терапии. Спеклы широко используются для оценки структурных и биофизических параметров отдельных клеток (частиц) ткани, а также интегральных оптических характеристиках всей толщи биоткани.

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 [7, 8]. Она основана на известной связи между теорией когерентности светового поля в рассеивающей среде и теорией переноса излучения [9]. Данный подход позволяет проанализировать спекл-структуру лазерного поля в рассеивающей среде с конкретным приложением результатов к биологическому объекту.

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. При моделировании использовали известные аналитические решения ТПИ [10] при представлении индикатрисы рассеяния в виде суммы функций, имеющих существенно различные угловые масштабы [3], для разделения суммарного излучения на когерентное E_c и некогерентный фон E_{nc} . Методика [7,8] включает вычисление интенсивностей E_s и E_b , некогерентного фона и ярких участков интерференционной картины, соответственно.

На рис. 1 показан пример радиальной зависимости интенсивности W 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:

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

где E_{max} и E_{min} – соответственно максимальное и минимальное значения освещенности, зарегистрированные приемником (рис. 1).

Основной задачей настоящей методики является упрощение способа и повышение точности измерения степени оксигенации S капиллярной крови. Решение поставленной задачи достигается следующим образом:

- под поверхность ткани на глубину Z порядка 1–5 мм в том месте, где следует определить степень оксигенации S капиллярной крови, имплантируют приемник излучения;
- поверхность ткани над приемником облучают когерентным импульсным светом на длине волн $\lambda = 600–640$ нм, длительность импульса короче 1 мкс;
- приемник регистрирует интенсивность света, пропущенного слоем ткани толщиной Z , в различных точках своей светочувствительной площадки;
- измеряют контраст K спекл-структуры по формуле (1);
- строят градуировочный график зависимости контраста K спекл-структуры на длине волны λ от степени оксигенации S капиллярной крови на глубине Z нахождения приемника при известной объемной концентрации кровеносных капилляров в дерме C_b [11] (см. рис. 2);
- по измеренному контрасту и градуировочному графику находят степень оксигенации S капиллярной крови.

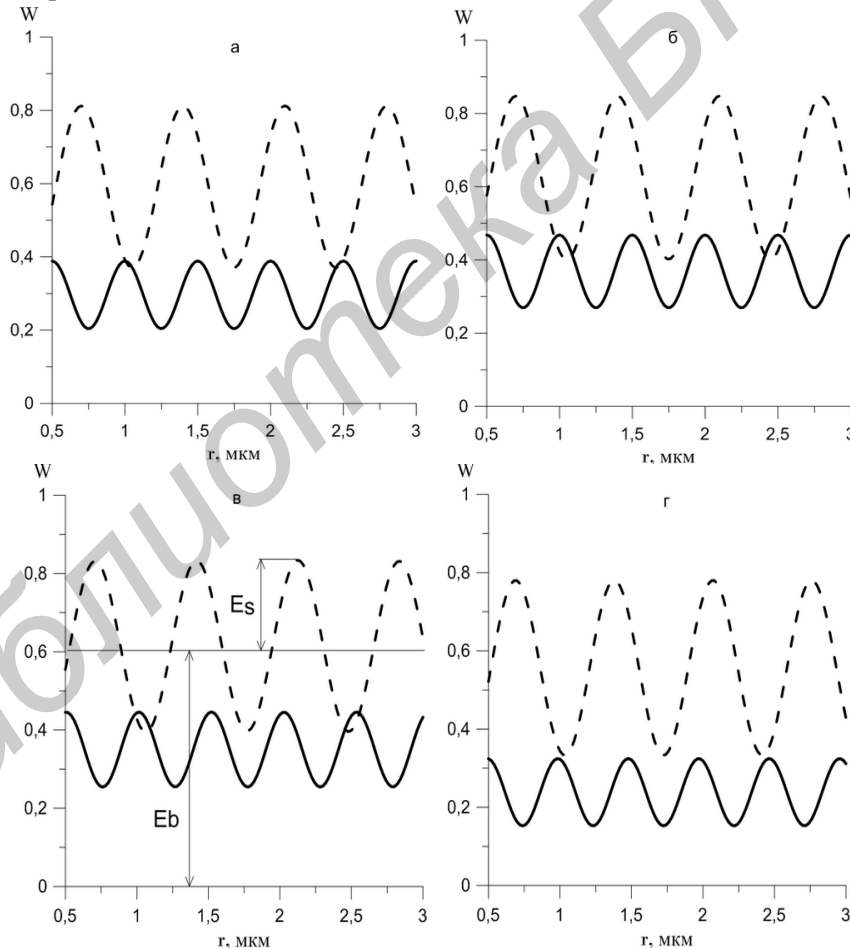


Рис. 1. Радиальное распределение W спекл-структуры в дерме на длинах волн 600 нм (сплошные кривые) и 700 нм (штриховые) при $S = 0,5$ (а) и $0,97$ (б), объемная концентрация капилляров в дерме $C_b = 0,04$ (а, б); $C_b = 0,02$ (в) и $0,08$ (г), $S = 0,5$ (в, г); $Z = 1$ мм, объемная концентрация меланина в эпидермисе $C_m = 0,08$

Результаты и их обсуждение

Рассмотрим зависимость контраста K от биофизических (степень оксигенации S капиллярной крови, объемные концентрации меланина в эпидермисе C_m и капилляров в дерме C_b) и структурных (толщина d_e эпидермиса) параметрах ткани. Расчеты показали, что эпидермис можно рассматривать как спектральный фильтр, ослабляющий интенсивности E_b и E_s в $\exp(-\mu(\lambda) \cdot d_e)$ раз относительно интенсивности падающего светового пучка, где $\mu(\lambda)$ – показатель поглощения меланина на длине волны λ . По этой причине контраст K спекл-структуры (1) не зависит от параметров эпидермиса.

Рис. 2 иллюстрирует пример возможного решения обратной задачи определения степени оксигенации крови S с использованием контраста интерференционной картины в глубине дермы. Если рассмотреть рис. 1, а, б, на которых результаты расчета приведены для двух значений $S=0,5$ и $0,97$, можно обратить внимание на то, что радиальные структуры суммарной освещенности, создаваемой в дерме когерентным светом, примерно одинаковы для фиксированного значения λ , вне зависимости от S . Исключение составляет лишь $\lambda = 600$ нм, где кривые заметно отличаются при $S = 0,5$ и $0,97$. Это связано с резким изменением показателя поглощения оксигемоглобина вблизи 600 нм. Как видно из рис. 2 (сплошные кривые), при $\lambda = 600$ нм наблюдается довольно сильная зависимость контраста K спекл-структуры в дерме. Хотя данные рис. 2 приведены для $Z = 1,5$ мм, на других глубинах в среде имеет место подобное поведение контраста K как функции S .

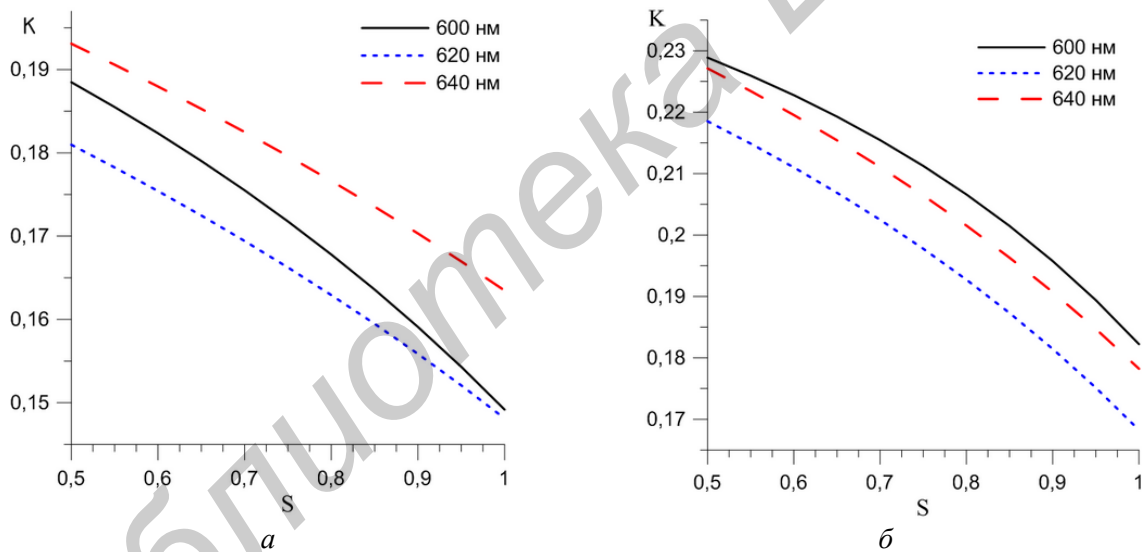


Рис. 2. Градировочный график зависимости контраста K спекл-структуры (ось Y) от степени оксигенации S капиллярной крови (ось X) для длин волн $\lambda = 600$ нм (сплошная), 620 нм (пунктирная) и 640 нм (штриховая) при величинах объемных концентраций меланина в эпидермисе ($C_m = 4\%$) и капилляров в дерме (C_b) на глубине $Z = 1,5$ мм: а – при $C_b = 4\%$; б – при $C_b = 8\%$

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:

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

$\frac{dX}{X} = \frac{dX_1}{X_1} + \frac{dX_2}{X_2}$ т.е. погрешности измерения двух сигналов складываются (примерно удваиваются). Стоит отметить, что данная методика определения степени оксигенации крови по контрасту интерференционной картины внутри биоткани не использует несколько длин волн для определения интенсивности пропущенного света, не зависит от параметров эпидермиса, в отличие от методик [4–6], и обладает, вследствие измерения на одной длине волны, меньшей погрешностью равной dX_1 / X_1 .

Заключение

Разработана методика, которая может быть использована при диагностике патологического состояния организма человека. Проведена оценка погрешности измерения разработанной методики, продемонстрирована возможность решения обратной задачи определения степени оксигенации крови с использованием контраста интерференционной картины в глубине дермы.

METHODS OF DETERMINING THE DEGREE OF OXYGENATION OF THE CONTRAST OF THE INTERFERENCE PATTERN IN BIOLOGICAL TISSUES

N.D. ABRAMOVICH, S.K. DICK

Abstract

On the basis of characteristics of the interference pattern formed by the repeatedly scattered light has been developed and described a method of determining the degree of blood oxygenation knowing the contrast of the interference pattern in biological tissues. The estimation of measurement uncertainty of developed technique and the ways to increase accuracy are shown. It demonstrates the possibility of solving the inverse problem of oxygenation using the contrast of the interference pattern.

Keywords: contrast, degree of oxygenation, biological tissue, blood.

Список литературы

1. Барун В.В., Иванов А.П., Волотовская А.В. и др. // Журн. прикл. спектроск. 2007. Т. 74, № 3. С. 387–394.
2. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов, 1998.
3. Van Gemert M., Jacques S. // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. Vol. 36. P. 1146.
4. Годик Э.Э., Ахремичев Б.Б., Барабаненков Ю.Н., Борисов Н.А., Каргашин А.Ю., Трофимов Д.Е. Оптический способ определения оксигенации крови и устройство для его осуществления / Патент РФ № 2040912.
5. Козлов В.И., Корси Л.В., Соколов В.Г. Способ неинвазивного измерения насыщения крови кислородом / Патент РФ № 2173082.
6. Nabutovsky E., Bornzin G.A., Farazi T.G., Poore J.W. Processing venous oxygen saturation and hematocrit information in an implantable sensor / Patent US № 8385999.
7. 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.
8. Абрамович Н.Д., Барун В.В., Дик С.К. и др. // Инженерно-физический журнал. 2013. Том 86, № 6. С. 1288–1295.
9. Зега Э.П., Иванов А.П., Кацев И.Л. Перенос изображения в рассеивающей среде. Минск, 1985.
10. Katsev I.L., Zege E.P., Prikhach A. et. al. // JOSA A. 1997. Vol. 14. P. 1338.
11. Хрупкин В.И., Иванов В.Н., Писаренко Л.В., Савостьянов В.В., Щитов В.Н., Артемов В.А., Рейдес М.Д., Серегин В.И. Способ экспресс-диагностики обратимости ишемического повреждения мягких тканей и устройство для его осуществления / Патент РФ № 2234853.