

7. **Siebner H.R.**, Auer C., Ceballos-Baumann A. et al. Has repetitive transcranial magnetic stimulation of the primary motor hand area a therapeutic application in writer's cramp? // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* - 1999. - № 5. - С. 265-275.
8. Subthreshold low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation over the premotor cortex modulates writer's cramp // *Brain.* - 2005. - № 15. - С.76-83.
9. **Wassermann EM**, Zimmermann T. Transcranial magnetic brain stimulation: therapeutic promises and scientific gaps // *Pharmacol. Ther.* - 2012. - № 1. - С. 98-107.

МЕТОД ПОЛУЧЕНИЯ ДВУМЕРНЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ ГЕМОГЛОБИНА И МАКУЛЯРНОГО ПИГМЕНТА В СЕТЧАТКЕ ПО МУЛЬТИСПЕКТРАЛЬНЫМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ ГЛАЗНОГО ДНА

С.А. Лысенко, М.М. Кугейко

Белорусский государственный университет

пр. Независимости, 6, БГУ, каф. КРиОЭ, 220030, Минск, Беларусь, тел. +375 17 2121016

E-mail: lisenko@bsu.by, kugeiko@bsu.by

Abstract. In the framework of a four-layer model of the eyeground, we have studied the information content of photographs of the eyeground obtained in different spectral intervals from the visible range of the spectrum. The possibility of quantitative estimates of hemoglobin and macular pigment in the retina based on images of eyeground at wavelengths of 500, 515, 530, 545, 560, 590 nm have been shown. An accuracy of determining the retinal chromophore have been evaluated under conditions of a priori uncertainty of all parameters of the eyeground that affect its spectral multiply scattering.

Многие патологии сетчатки (например, диабетическая ретинопатия, возрастная макулярная дегенерация) можно выявлять на ранних стадиях по изменениям цветовой картины глазного дна (ГД), отражающей содержания основных его хромофоров – гемоглобина, меланина и макулярного пигмента. Наилучшим средством детальной визуализации структур ГД в офтальмологии является фундус-камера. Современные фундус-камеры обладают возможностью мультиспектральной фоторегистрации ГД и корректируют динамические аберрации оптической системы глаза за счет использования адаптивной оптики. Однако методика диагностики заболеваний сетчатки, основанная на качественном анализе увиденных врачом ее потенциально опасных изменений, не обеспечивает объективность диагноза и целиком зависит от опыта и квалификации врача. В связи с этим большой практический интерес представляют методы количественной оценки состояния сетчатки, позволяющие проводить эффективную и быструю диагностику ее патологий.

Ранее авторами был разработан метод оперативной реконструкции двумерных распределений хромофоров биотканей по их мультиспектральным изображениям в диффузно отраженном свете, включающий нормировку изображения на один из его спектральных слоев и попиксельную обработку нормированного изображения с использованием устойчивых регрессионных связей концентраций хромофоров ткани со спектральными характеристиками ее нормированного изображения [1]. Регрессии устанавливаются путем моделирования процесса переноса излучения в исследуемой ткани при широкой вариации модельных параметров. Использование нормированных изображений делает получаемые параметрические карты независимыми от геометрических параметров эксперимента. Разработанный метод позволяет в реальном масштабе времени получать информацию о двумерных распределениях макулярного пигмента, концентрации гемоглобина в сетчатке, степени оксигенации крови, объемных концентраций меланина в пигментном эпителии и сосудистой оболочке по мультиспектральным изображениям ГД с разрешением ~ 10 нм [2]. Однако достижение такого спектрального разрешения неизбежно приводит к уменьшению уровня полезного сигнала либо к увеличению длительности дискомфорта для

пациента процедуры диагностики. Настоящий доклад посвящен исследованию возможности диагностики состояния сетчатки на основе изображений ГД, снимаемых при подсветке глаза светодиодами.

Из имеющегося в настоящее время большого количества полупроводниковых источников излучения из видимой и ближней ИК областей спектра будем рассматривать только те из них, центральные длины волн которых характеризуют основные особенности спектров поглощения хромофоров ГД – макулярного пигмента, меланина, окси- и деоксигемоглобина. На рис. 1 изображены спектральные профили коэффициентов поглощения $\varepsilon(\lambda)$ хромофоров ГД и контуры линий излучения $I_k(\lambda)$ рассматриваемых светодиодов (аппроксимированы гауссовым распределением с полушириной 20 нм).

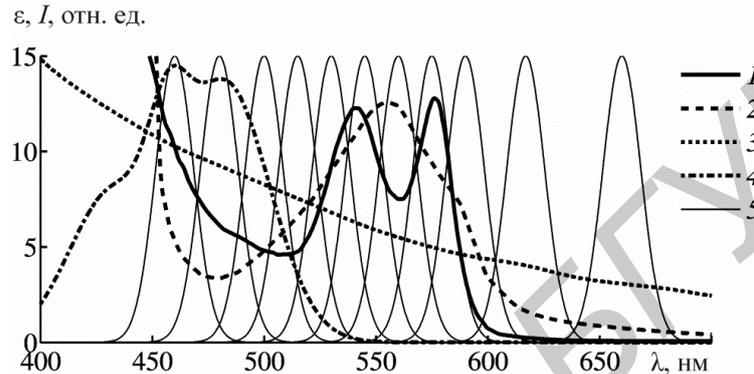


Рисунок 1 – Коэффициенты поглощения оксигемоглобина (1), деоксигемоглобина (2), меланина (3) и макулярного пигмента (4), а также контуры линий излучения светодиодов (5) с центральными длинами волн 460, 480, 500, 515, 530, 545, 560, 575, 590, 617, 660 нм

Потенциальная точность восстановления концентраций хромофоров сетчатки оценивалась на основе результатов численного моделирования нормированных сигналов диффузного отражения ГД в рассматриваемых спектральных участках Λ_k :

$$V(\Lambda_k) = \int_{\lambda_k - 2\Delta\lambda_k}^{\lambda_k + 2\Delta\lambda_k} I_k(\lambda) D(\lambda) R(\lambda) d\lambda / \int_{\lambda_k - 2\Delta\lambda_k}^{\lambda_k + 2\Delta\lambda_k} I_k(\lambda) D(\lambda) d\lambda,$$

где $R(\lambda)$ – коэффициент диффузного отражения (КДО), $I_k(\lambda)$ – спектральная мощность светодиода, λ_k и $\Delta\lambda_k$ – центральная длина волны и полуширина контура излучения светодиода, $D(\lambda)$ – спектральная квантовая эффективность элементов матрицы фотоприемников. Сигналы $V(\Lambda_k)$ рассчитывались в рамках оптической модели ГД, описанной в работе [2] для 10^3 случайных комбинаций модельных параметров. Для решения уравнения переноса в исследуемой среде использовался метод статистического моделирования Монте-Карло. Участок Λ_k разбивался на N интервалов. Длина волны каждого фотона моделировалась как $\lambda_i = \lambda_k + \Delta\lambda_k (2i - N) / (2N)$, где i – случайное целое число от 0 до N . Начальный “вес” фотона задавался равным $I_{ph, k} = I_k(\lambda_i) D(\lambda_i) w_i$, где w_i – квадратурные коэффициенты. Если фотон, после случайных блужданий вылетает из среды, то его конечный “вес” добавляется к общему “весу” вылетевших фотонов $I_{out, k}$. Сигнал $V(\Lambda_k)$ численно равен отношению $I_{out, k}$ к общему начальному “весу” всех фотонов, вошедших в среду. Для восстановления концентраций хромофоров сетчатки при неизвестной геометрии измерений используются спектральные отношения сигналов $\psi(\Lambda_k) = V(\Lambda_k) / V(\Lambda_{ref})$, где Λ_{ref} – опорный спектральный участок. О точности определения концентрации C_X хромофора X по измерениям $\psi(\Lambda_k)$ с использованием рассматриваемых светодиодов можно судить на основе регрессии

$$C_X = a_{00}^X + \sum_{k=1}^{N_k-1} \sum_{m=1}^M a_{km}^X [\ln \psi(\lambda_k)]^m, \quad (1)$$

где $M = 3$ – степень полинома, N_λ – количество используемых светодиодов, a_{kn}^X – коэффициенты, получаемые путем на основе результатов вышеописанного моделирования $\psi(\Lambda_k)$.

Влияние погрешностей измерений на результат восстановления C_X оценивается путем случайных “возмущений” $\psi(\Lambda_k)$ в пределах заданной погрешности, подстановки “возмущенных” сигналов $\psi(\Lambda_k)$ в (1) и сравнения исходных и восстановленных значений C_X . Результаты таких замкнутых численных экспериментов позволяют сделать вывод, что при погрешности измерения $\psi(\Lambda_k) \leq 3\%$ для определения оптической плотности макулярного пигмента $D_{\text{мак}}$ и концентрации гемоглобина в сетчатке $C_{\text{НС,кр}}$ достаточно 5 светодиодов.

Наиболее подходящие для определения $D_{\text{мак}}$ спектральные участки соответствуют светодиодам с центральными длинами волн $\lambda = 515, 530, 560, 590$ нм и $\lambda_{\text{ref}} = 500$ нм (нормировочная длина волны). Оптимальными длинами волн для $C_{\text{НС,кр}}$ являются $\lambda = 500, 515, 530, 590$ нм и $\lambda_{\text{ref}} = 545$ нм. Таким образом, для одновременного определения $D_{\text{мак}}$ и $C_{\text{НС,кр}}$ достаточно использовать 6 светодиодов с $\lambda = 500, 515, 530, 545, 560, 590$ нм. Результаты восстановления параметров $D_{\text{мак}}$ и $C_{\text{НС,кр}}$ из смоделированных сигналов $\psi(\Lambda_k)$ с использованием полученных регрессионных соотношений приведены на рис. 2. Коэффициенты корреляции между известными и восстановленными значениями данных параметров составляют соответственно 0.978 и 0.982.

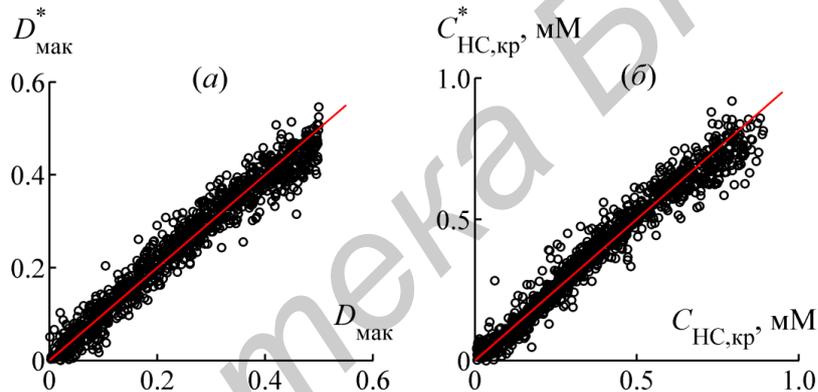


Рисунок 2 – Известные и рассчитанные по формулам регрессии (1) значения оптической плотности макулярного пигмента (а) и концентрации общего гемоглобина (б) в сетчатке

Следует отметить, что набор оптимальных λ для параметра $D_{\text{мак}}$ не включает λ , соответствующую максимуму поглощения макулярного пигмента – 460 нм. Это связано с особенностями распространения света в многокомпонентной среде и перекрытием спектров поглощения макулярного пигмента, дериватов гемоглобина и меланина. Хорошо известно, что если в многокомпонентной системе два или более компонентов имеют близко расположенные по спектру максимумы поглощения, то для определения концентрации одного из компонентов оптимально производить фотометрические измерения не в максимуме его поглощения, а на длине волны, соответствующей наибольшему различию между поглощением света искомым компонентом и всеми другими компонентами среды. По-видимому, в данном случае для определения $D_{\text{мак}}$ наиболее эффективно использовать свет, спектральный состав которого несколько смещен в красную область относительно пика полосы поглощения макулярного пигмента.

Представленные результаты составляют основу метода определения концентрации гемоглобина и оптической плотности макулярного пигмента в сетчатке по снимкам ГД в спектральных участках с центральными длинами волн 500, 515, 530, 545, 560, 590 нм. Метод учитывает вариации рассеивающих свойств и геометрических толщин слоев ГД (несколько регрессии между $\psi(\Lambda_k)$ и параметрами сетчатки получены с их учетом), операти-

вен и удобен в использовании (поскольку вся обработка данных сводится лишь к вычислению искомым параметров по формуле (1) для всех пикселей изображения ГД).

Литература

1. Способ определения концентрации хромофоров биологической ткани / С.А. Лысенко [и др.] // Пат. № 2506567 РФ, МПК G01N 21/31 (2006.01), A61B 5/1455 (2006.01); заявитель Белорус. гос. ун-т. – № а 2012132915; зарегистрирован в Гос. реестре изобретений РФ 10.02.2014 Бюл. № 4.

2. Оперативный количественный анализ мультиспектральных изображений глазного дна / С.А. Лысенко [и др.] // Оптика и спектр. – 2014. – Т. 117, № 3. – С. 157–162.

ЭЛЕКТРОНЕЙРОАНАЛГЕЗИЯ В ЛЕЧЕНИИ НЕВРАЛГИИ ЯЗЫКОГЛОТОЧНОГО НЕРВА

Манкевич С.М., Барадина И.Н.

*Белорусская медицинская академия последипломного образования,
Минск, Республика Беларусь, ar90belmapo@tut.by*

Abstract. Optimization techniques of reflexotherapy neuralgia glossopharyngeal nerve, with torpid course of the disease - elektroneyroanalgeziya pulsed bipolar current

Невралгия языкоглоточного нерва чаще наблюдается у лиц пожилого возраста. Причинами могут быть возрастные изменения в области яремного отверстия, травматизация ложа миндалина чрезмерно удлиненным шиловидным отростком, окостенение шилоподъязычной связки с вторичным раздражением нерва, травмы челюстно-лицевой области и осложнения протезирования.

Для клиники невралгии языкоглоточного нерва характерна приступообразная жгучая боль в области миндалин, задней стенке глотки, в корне и спинке языка иногда с иррадиацией в ухо. Приступы усиливаются при разговоре, стрессовых ситуациях, приеме пищи. Длительность приступа – от нескольких секунд до нескольких минут с интервалами между ними от нескольких часов до недель. На высоте приступа иногда наблюдается обмороки с падением АД, брадикардией и судорогами. Это обусловлено вовлечением в патологический процесс депрессорного нерва, идущего в составе языкоглоточного нерва. Страдает чаще нерв на стороне поражения, иногда выявляется «курковая» зона. На фоне приступов отмечается гипестезия в задней 1/3 языка, миндалинах, нарушение слюноотделения и вкуса в задней 1/3 языка, одностороннее отсутствие глоточного рефлекса. С языкоглоточным нервом функционально связан ушной узел, от которого к околоушной железе вместе с языкоглоточным нервом подходят вегетативные волокна. За счет этих связей часто имеет место обширная иррадиация (ирритация) на окружающие ткани: небо, губы, иногда на всю половину лица. Вместо острых приступов могут наблюдаться парестезии типа жжения, покалывания, саднения, онемения и постоянная боль только в области языка. В практике они получили название глоссалгий или глоссодиний, под которыми подразумевают страдания языкоглоточного нерва, язычного, верхне-гортанного нерва и других, сходных по клиническим проявлениям.

Целью работы является оптимизация методик рефлексотерапии (РТ) при невралгии языкоглоточного нерва и разработка практических рекомендаций.

Объекты и методы. В комплексной терапии невралгии языкоглоточного нерва, глоссалгии (глоссодинии) могут быть использованы различные методы РТ: корпоральное и аурикулярное иглоукалывание, фармакоакупунктура анестетиков, электроакупунктура, лазеропунктура. [3]