

СПЕКТРАЛЬНЫЙ КОНТРОЛЬ СОСТОЯНИЯ КОЖИ И ПОДКОЖНЫХ ТКАНЕЙ, УЧИТЫВАЮЩИЙ ИХ ГИДРАТАЦИЮ И ПАРАМЕТРЫ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО РУСЛА СИСТЕМЫ КРОВΟΣНАБЖЕНИЯ

Белорусский государственный университет, Минск, Республика Беларусь

Оценены возможности применения спектроскопии диффузного отражения с пространственным разрешением при оценке состояния кожи и подкожных тканей. Приводятся особенности регистрации спектрально-пространственных профилей диффузного отражения светового излучения поверхностными тканями человека и перечень определяемых оптических свойств этих тканей, а также параметров их микроциркуляторного русла системы кровоснабжения, которые могут быть использованы для оценки гидратации, содержания крови, коллагена, меланина, каротинов, липидов и других хромофоров, а также эластичности кожи.

Существующие оптические методы (дерматоскопия, микрофотографирование, видео-дерматоскопия, когерентная томография, конфокальная микроскопия), которые используют при морфофункциональной диагностике состояния кожи [1, 2], в основном улучшают визуализацию структуры поверхностных тканей. Поэтому приходится использовать еще ряд других методов, позволяющих определять: влажность кожи (импедансный и емкостной методы), ее салоотделение или жирность (индикаторные полоски и фотометрия), объемное содержание меланина и уровня эритемы (фотометрия), температуры (термография) и т. д. Перспективным методом оценки состояния кожных покровов и подкожных тканей является диффузионная спектроскопия с пространственным разрешением, основанная на диффузионном приближении теории переноса излучения в рассеивающих средах [3].

В докладе рассматривается методика регистрации спектрально-пространственных профилей коэффициента локального отражения $R(\lambda, \rho)$ светового излучения поверхностными тканями человека и результаты определения спектральных показателей приведенного рассеяния $\mu'_s(\lambda)$, поглощения $\mu_a(\lambda)$ ткани, а также гидратации, т. е. объемного содержания жидкой воды $C_V^{H_2O}$, параметров микроциркуляторного русла (объемной концентрации крови C_V^{bl} , эквивалентных диаметров внутреннего просвета малых артериальных D_a и венозных D_v сосудов, сатурации гемоглобина крови кислородом) и спектрального показателя обезкровенной и обезвоженной ткани $\mu'_a(\lambda)$, который необходим для дальнейшего определения объемной концентрации C_V основных хромофоров, присутствующих в коже и подкожной ткани. Показывается, что поверхностные ткани имеют сильную неоднородность, обусловленную существующим пространственным распределением малых артериальных и венозных сосудов, а также индивидуальными особенностями морфологии и состава тканей, что в свою очередь приводит к индивидуальному разбросу определяемых спектральных зависимостей $\mu'_s(\lambda)$ и $\mu_a(\lambda)$. Приведены результаты экспериментального определения гидратации и параметров микроциркуляторного русла тканей руки человека.

Подробно обсуждается влияние концентрации крови C_V^{bl} в исследуемой точке ткани, а также объемной концентрации каротина и эквивалентных диаметров внутреннего просвета D_a и D_v и сатурации артериальной SaO_2 и венозной SvO_2 крови на цвет кожи. Указывается на различия спектров диффузного отражения, получаемых с помощью интегрирующей сферы или гиперспектральной камеры [4] и предлагаемой методикой на основе спектроскопии диффузного отражения с пространственным разрешением. Отмечается наличие существенного влияния индивидуальных параметров форменных элементов крови на суммарный спектр поглощения крови, что приводит к существенному разбросу определяемых значений SvO_2 даже при использовании параллельно определяемых значений сатурации артериальной крови SaO_2 . Указывается, что для снижения влияния неоднородности распределения сосудов

необходимо проводить пространственное усреднение регистрируемых спектрально-пространственных профилей $R_m(\lambda, \rho)$.

Анализ полученных результатов показывает, что общую гидратацию $C_V^{H_2O}$ ткани и кожных покровов можно определять в участке спектра от 490 нм до 1050 нм при условии учета объемных концентраций артериальной C_{Va}^{bl} и венозной C_{Vv}^{bl} крови, ее сатурации SaO_2 и SvO_2 и спектрального показателя условно обескровленной и обезвоженной ткани $\mu'_a(\lambda)$. Установлено, что ткани кисти руки имеют разброс измеренных значений $C_V^{H_2O}$ от 60 % до 85 %. Указывается, что для определения гидратации эпидермиса кожи нужно использовать участок спектра $\lambda > 1000$ нм, где расположены две сильные полосы поглощения H_2O , и оптоволоконные зонды типа «ромашка» с небольшими значениями расстояния ρ между излучающим оптоволоконном и окружающими его приемными оптоволоконками. Установлено, что ткани, имеющие слой подкожного жира, отличаются меньшими значениями гидратации $C_V^{H_2O} < 50$ %, поскольку жир вытесняет воду, а также сильным поглощением светового излучения в коротковолновом диапазоне видимого спектра, что соответствует поглощению адипоцитов – жировых клеток бежевого цвета. Отмечается, что для уверенного определения концентрации липидов в подкожном слое надо использовать более длинноволновый участок спектра от 1050 до 1500 нм, в котором располагаются наиболее интенсивные полосы поглощения жиров.

Результаты определения спектральных показателей приведенного рассеяния живой ткани $\mu'_s(\lambda)$ и поглощения условно обескровленной и обезвоженной ткани $\mu'_a(\lambda)$ позволят также косвенным путем оценивать такой биомеханический параметр кожи, как ее эластичность или упругость, определяемая содержанием в том числе и коллагена, для измерения которого обычно применяются контактные методы.

Предлагаемая методика спектрального контроля состояния кожи и подкожных тканей является неинвазивной и оперативной, не требует дорогостоящего и громоздкого оборудования, что удобно при ее использовании в различных условиях. В частности, она может применяться на космических станциях в условиях невесомости для оценки деградации микроциркуляторного русла и состояния кожных покровов в условиях невесомости. При этом для повышения информативности аппаратуры, создаваемой для контроля состояния кожи и подкожных тканей человека, пребывающего в условиях длительной невесомости, необходимо комплексировать обсуждаемый метод с методом исследований, основанном на применении гиперспектральных камер и нейронных сетей [4], что позволит разделить искомые параметры поверхностных тканей по глубине, т. е. определять параметры как для тонкого верхнего слоя кожи (менее 1 мм), так и более глубоких (до 2-3 мм) подкожных слоев.

Список литературы

1. Безуглый, А. П. Современная диагностика кожи и доказательная косметология / А. П. Безуглый, О. В. Жукова, В. В. Петунина // Клиническая дерматология и венерология. – 2010. – Том 8, № 5. – С. 110–112.
2. Золотенкова, Г. В. Современные неинвазивные методы оценки возрастных изменений кожи / Г. В. Золотенкова, С. Б. Ткаченко, Ю. И. Пиголкин // Судебно-медицинская экспертиза. – 2015. – № 1. – С. 26–30.
3. Doornbos, R. The determination of in vivo human tissue optical properties and absolute chromophore concentrations using spatially resolved steady-state diffuse reflectance spectroscopy / R. Doornbos, R. Lang, M. Aadlers, [et al.] // Physics in Medicine and Biology. – 1999. – Vol. 44, No 4. – P. 967–981.
4. Zherebtsov, E. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks / E. Zherebtsov, V. Dremin, A. Popov, [et al.] // Biomedical optics express. – 2019. – Vol. 10, No 7. – P. 3545-3559.