

УДК 535.37:616.3

ИЗМЕРЕНИЕ СПЕКТРОВ ФЛУОРЕСЦЕНЦИИ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ КОЖИ

¹Урсова Б.И., ²Темирболатова С.А.

¹ФГОУ ВО «Карачаево-Черкесский государственный университет
имени У.Д. Алиева», Карачаевск, e-mail: urusova50@mail.ru;

²ФГОУ ВО «Кабардино-Балкарский государственный университет
имени Х.М. Бербекова», Нальчик, e-mail: sofchik003@gmail.com

В данной работе исследованы спектры флуоресценции при возбуждении излучением азотного лазера и при внешних воздействиях на челюстно-лицевую область кожной ткани. Для возбуждения и регистрации спектров использовался волоконно-оптический датчик. Флуоресценция возбуждалась излучением азотного лазера с длиной волны 350 нм и средней мощностью не более 46 мВт. Рассмотрены спектры флуоресценции нормальной и эритемной кожи, находящейся в состоянии разной степени сжатия. Эритема образовывалась путем облучения участка челюстно-лицевой области кожи диаметром 3 см ультрафиолетовым (УФ) излучением, спектр которой лежит в области длин волн свыше 350 нм. Доза облучения соответствовала четырем медицинским эритемным дозам. С целью механического сжатия между челюстно-лицевой областью кожи и волоконно-оптическим датчиком помещалось тонкое кварцевое стекло диаметром 5 см, на которое оказывалось давление до $2 \cdot 10^5$ Па. Получены спектры отражения челюстно-лицевой области кожи путем рассмотрения величины оптической плотности кожной ткани D . Изменение величины D^* – эффективную оптическую плотность кожи, определяли по изменениям поглощающих свойств слоев кожной ткани на длинах волн возбуждения и флуоресценции. Учитывая, что содержание меланина не зависит от степени сжатия кожи, при отсутствии давления, вклад поглощения крови в D^* составляет величину 0,94. В дерме такой эритемной кожи содержится 38% крови. Рассмотрена оптическая модель челюстно-лицевой области кожи и определены: оптическая плотность – D кожной ткани; D^* – эффективная оптическая плотность кожной ткани и индексы – E эритемы и меланина.

Ключевые слова: спектр, флуоресценция, челюстно-лицевая область кожи, эритема, меланин, метод Монте-Карло, интенсивность, длина волны, излучение, азотный лазер

MEASUREMENT OF FLUORESCENCE SPECTRA OF THE MAXILLOFACIAL REGION SKIN

¹Urusova B.I., ²Temirbolatova S.A.

¹Karachay-Cherkess State University named after U.D. Aliev, Karachayevsk, e-mail: urusova50@mail.ru;

²Kabardino-Balkarian State University named after Kh.M. Berbekov, Nalchik, e-mail: sofchik003@gmail.com

In this paper, the fluorescence spectra of the excitation of nitrogen laser radiation and external influences on the maxillofacial region of the skin tissue are studied. A fiber-optic sensor was used for excitation and registration of spectra. The fluorescence was excited by the emission of a nitrogen laser with a wavelength of 350 nm and an average power of not more than 46 mW. The fluorescence spectra of normal and erythemic skin in a state of varying degrees of compression are considered. Erythema was formed by irradiating the area of the maxillofacial area of the skin with a diameter of 3 cm with ultraviolet (UV) radiation, the spectrum of which lies in the region of wavelengths above 350 nm. The radiation dose consistent with the medical four erythemal doses. For the purpose of mechanical compression between the maxillofacial area of the skin and the fiber-optic sensor, a thin quartz glass with a diameter of 5 cm was placed, which was pressurized to 2,105 PA. The reflection spectra of the maxillofacial region of the skin were obtained by considering the optical density of the skin tissue D . The change in the value of D^* – the effective optical density of the skin was determined by changes in the absorbing properties of the layers of skin tissue at the wavelengths of excitation and fluorescence. Given that the content of melanin does not depend on the degree of compression of the skin, in the absence of pressure, the contribution of blood absorption in D^* is 0.94. In the dermis such erythema of the skin contains 38% of the blood. The optical model of the maxillofacial area of the skin is considered and the optical density – D of the skin tissue is determined; D^* – effective optical density of the skin tissue and indices – E of erythema and melanin.

Keywords: spectrum, fluorescence, maxillofacial skin area, erythema, me-Lanin, Monte Carlo method, intensity, wavelength, radiation, nitrogen laser

Кожная ткань челюстно-лицевой области является многослойной сильно рассеивающей средой, содержащей поглощающие и флуоресцирующие компоненты. Эти процессы приводят к искажению спектров флуоресценции хромофоров челюстно-лицевой области кожи по мере выхода излучения, что можно объяснить методом Монте-Карло:

«Моделирование распространения света в кожной ткани с учетом неупругого рассеяния света» [1].

Цель работы: исследовать спектры флуоресценции при возбуждении излучением азотного лазера с длиной волны 350 нм при внешних воздействиях на челюстно-лицевую область кожной ткани и рассмотреть ее оптическую модель.

Материалы и методы исследования

Для возбуждения и регистрации спектров использовался волоконно-оптический датчик. Флуоресценция возбуждалась излучением азотного лазера с длиной волны 350 нм и средней мощностью не более 46 мВт.

Исследовались спектры флуоресценции нормальной и эритемной кожи, находящейся в состоянии разной степени сжатия. Доза облучения соответствовала четырем медицинским эритемным дозам. С целью механического сжатия между челюстно-лицевой областью кожи и волоконно-оптическим датчиком помещалось тонкое кварцевое стекло диаметром 5 см, на которое оказывалось давление в диапазоне от 0 до 210^5 Па.

Все измерения были выполнены на здоровых людях (70 мужчин и 60 женщин) в возрасте от 25 до 50 лет в зимнее время. Погрешность измерений оценивалась в пределах 6%.

По мере развития эритемы для спектров флуоресценций челюстно-лицевой области кожи характерно значительное уменьшение интенсивности. Чтобы определить причины такого изменения в спектрах, необходимо выявить факторы, определяющие характер спектров флуоресценции кожи. Особенности спектров флуоресценции определяются неоднородностью распределения основных хромофоров кожной ткани, дающих вклад в общую флуоресценцию кожи и определяющих спектральную зависимость излучения флуоресценции и наличие поглощающих компонентов кожи, таких как кровь и меланин, значительно ослабляющих флуоресценцию и искажающих спектр [2–3].

Результаты исследования и их обсуждение

На рис. 1 приведены экспериментальные результаты зависимости интенсивности флуоресценции от эффективной оптической плотности кожной ткани.

Спектр флуоресценции кожи, возбужденный излучением с длиной волны 350 нм, наблюдался в диапазоне 350–550 нм с максимумом на длине волны 450 нм и небольшим провалом в области 400 нм.

Увеличение содержания крови и меланина в кожной ткани приводит к изменениям в интенсивности флуоресценции кожи. Характер изменений виден из рис. 1, где приведены изменения интенсивности флуоресценции на длинах волн 400, 450 и 500 нм. В интервале времени от 8 до 14 суток интенсивное шелушение кожи, сопровождаемое уменьшением содержания в ней меланина, приводит к скачку в поведении кривых.

Отличительной особенностью спектров является то, что увеличение интенсивности флуоресценции происходит в области давления до 10^5 Па: при больших давлениях интенсивность флуоресценции не меняется. Это обусловлено тем, что при давлениях свыше 10^5 Па дерма становится практически обескровленной и дальнейшее сжатие кожной ткани не изменяет содержания в ней хромофоров.

На рис. 2 приведены зависимости интенсивности флуоресценции кожи с эритемой разной степени от давления на кожу, полученные для длины волны 450 нм.

Наличие меланина, образованного в коже в результате ее УФ-облучения, обуславливается тем, что обе кривые лежат ниже кривой 4, соответствующей флуоресценции обескровленной дермы нормальной кожи.

Далее, спектры отражения челюстно-лицевой области кожи получили путем рассмотрения величины оптической плотности кожной ткани D , определенной как

$$D = \log \left(\frac{1}{R} \right), \quad (1)$$

где $R = I/I_0$ – коэффициент отражения кожи, I и I_0 – интенсивности отраженного и падающего света соответственно.

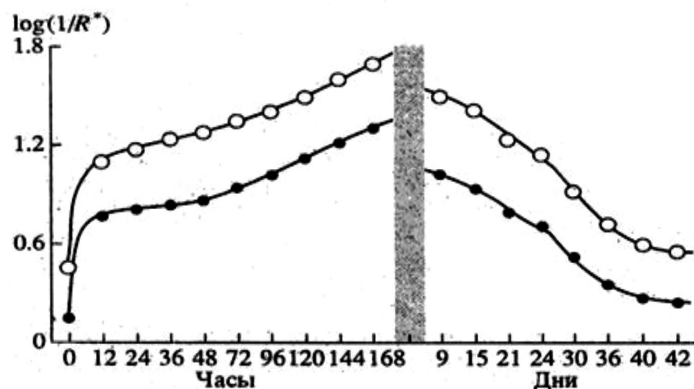


Рис. 1. Эффективная оптическая плотность $\log(1/R^*)$ кожной ткани с развивающейся эритемой. λ , нм: 1 – 400, 2 – 450, 3 – 500

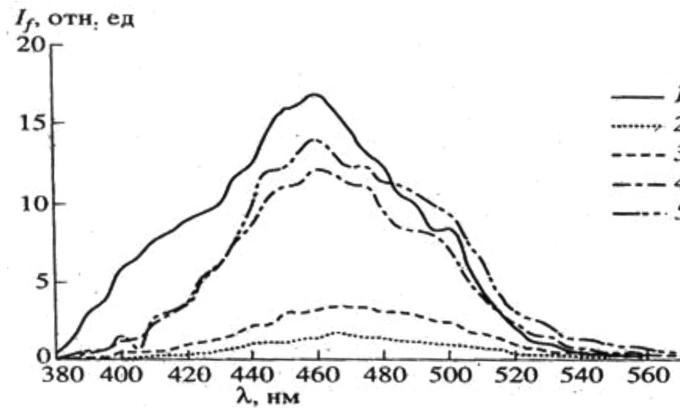


Рис. 2. Спектры флуоресценции кожи с эритемой 14 суток, полученные при разных давлениях на кожу. 1 – нормальная кожа $p = 0$; 2 – $p = 0$; 3 – $p = 1,4 \times 10^4$ Па; 4 – $p = 5,6 \times 10^4$ Па; 5 – $1,4 \times 10^5$ Па

По изменениям D оценивали изменения поглощающих свойств кожи в целом и отдельных ее слоев.

Если принять интенсивность лазерного излучения на длине волны $\lambda = 337$ нм за I_0 , то с учетом поглощения возбуждающего излучения и излучения флуоресценции слоями кожной ткани и квантового выхода флуоресценции $\eta q(\lambda_f)$ ($q(\lambda_f)$ – форм-фактор контура линии флуоресценции) интенсивность флуоресценции кожи может быть представлена в виде

$$I_f = I_0 \eta q(\lambda_f) \times \exp \left[- \sum_i (k_i(\lambda_e) + k_i^*(\lambda_f)) d_i \right], \quad (2)$$

где $k_i(\lambda_e)$ и $k_i^*(\lambda_f)$ – коэффициенты поглощения i -го слоя кожной ткани толщиной d_i на длинах волн возбуждающего излучения (λ_e) и флуоресценции (λ_f).

Нормируя интенсивность флуоресценции I_f на величину $I_0 \eta q(\lambda_f)$, которая для данной длины волны является константой

$$R^*(\lambda_f) = \frac{I_f(\lambda_f)}{I_0 \eta q(\lambda_f)} \quad (3)$$

можно ввести величину D^* , определенную по аналогии с (1) следующим образом:

$$D^*(\lambda_f) = \log \left(\frac{1}{R^*(\lambda_f)} \right) = \log e \sum_i (k_i(\lambda_e) + k_i^*(\lambda_f)) d_i. \quad (4)$$

Величина D^* -эффективной оптической плотности пропорциональна поглощению кожной ткани [4, 5]. Изменения этой величины определяли изменениями поглощаю-

щих свойств слоев кожной ткани на длинах волн возбуждения и флуоресценции.

На рис. 3 представлены спектры D^* для нормальной кожи с 8-часовой и 8-дневной эритемой (последние получены при давлении на кожу 10^5 Па). Так как изменения в коже в течение первых 8 ч после УФ-облучений обусловлены изменением содержания крови в дерме, для нормальной кожи и кожи с 8-часовой эритемой близки. Можно отметить диапазон 400 нм, где наблюдается приток крови, присутствующей в нормальной коже. Кожа с 8-дневной эритемой увеличена, за счет поглощения образованным в коже меланином.

Зависимость D^* на длине волны 450 нм от давления, оказываемого на кожу с 14-дневной эритемой, при давлении $\sim 10^5$ Па, равна разности между значениями эффективной оптической плотности нормальной кожи и кожи с эритемой составляет величину 0,38. Учитывая, что содержание меланина не зависит от степени сжатия кожи, можно определить, что при отсутствии давления вклад поглощения крови в D^* составляет величину 0,96. В дерме такой эритемной кожи содержится, как показали эксперименты со спектрами отражения, 38% крови. Для нормальной кожи, дерма которой содержит 10% крови, величина D^* равна 0,75. Тогда кожа с эритемой становится подобной нормальной коже при давлении порядка 2×10^4 Па.

Индексы – E эритемы и меланина определяли по спектрам отражения кожи. Индекс эритемы – E определяли по величине площади спектральной зависимости в диапазоне длин волн 500–600 нм, где велико поглощение крови:

$$E = 100 [D_{560} + 1,5D_{545} - D_{575}) - 2,0 (D_{510} + D_{610})]. \quad (5)$$

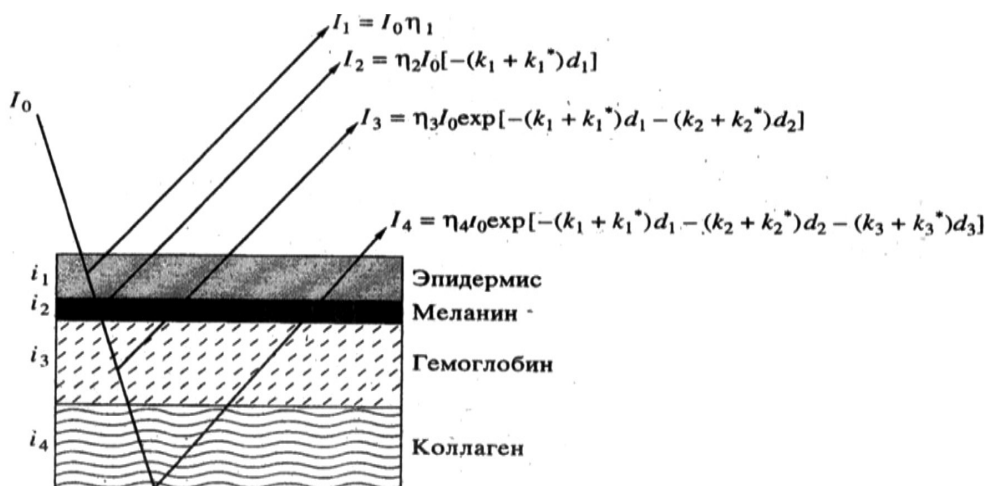


Рис. 3. Оптическая модель челюстно-лицевой области кожной ткани

По разности оптической плотности кожи в зеленой и красной областях спектра имеем

$$E = 100 [D_{560}^* + D_{650}^*]. \quad (6)$$

Содержание меланина определяли по наклону спектральной зависимости $D(\lambda)$ в диапазоне свыше 600 нм.

Таким образом, можно определить эффективную оптическую плотность нормальной кожи ($D_E^*(\lambda)$) и кожи с эритемой ($D_N^*(\lambda)$) следующим образом:

$$\begin{aligned} (D_E^*(\lambda)) &= \log \left(\frac{I_0 \eta q(\lambda)}{I_f^N(\lambda)} \right); \\ (D_N^*(\lambda)) &= \log \left(\frac{I_0 \eta q(\lambda)}{I_f^E(\lambda)} \right), \end{aligned} \quad (7)$$

где $I_f^N(\lambda)$ и $I_f^E(\lambda)$ – интенсивности флуоресценции нормальной и эритемной кожи соответственно.

Полагая λ близкой к максимуму спектра флуоресценции кожи, можно видеть, что разность

$$D_E^*(\lambda) - D_N^*(\lambda) = \log \left(\frac{I_f^N(\lambda)}{I_f^E(\lambda)} \right) \quad (8)$$

определяет изменение поглощения света кожи за счет изменения содержания крови. Величину

$$E = 100[D_E^*(\lambda) - D_N^*(\lambda)] \quad (9)$$

определяли как показатель содержания крови в кожной ткани. Индекс меланина можно

определить по формуле, аналогичной (9), отличающейся тем, что интенсивности флуоресценции I_f^N и I_f^E измеряются в случае сжатой кожи при давлении – 10^5 Па.

Выводы

1. В спектрах флуоресценции челюстно-лицевой области кожи наблюдается уменьшение интенсивности от времени.
2. В области длин волн 400 нм, 450 нм, 500 нм – наблюдается увеличение содержания крови и меланина.
3. В интервале от 8 до 14 суток наблюдается интенсивное шелушение кожи, что приводит к уменьшению меланина.
4. Уменьшение содержания крови в дерме кожной ткани при ее сдавливании приводит к увеличению меланина.
5. Определены: D – оптическая и D^* – эффективно оптическая плотности кожной ткани, а также индексы – E эритемы и меланина.

Список литературы

1. Соболев И.М. Метод Монте-Карло. М.: Наука, 1968. 64 с.
2. Темирболатова С.А., Урусова Б.И. Применение лазерной спектроскопии для анализа кожи // Вестник КЧГУ. 2016. № 47. С. 141–148.
3. Авандидов Г.Г. Основы количественной патологической анатомии. М., 2011. 103 с.
4. Michael. Miller B. Mathematics and statistics for financial risk management. 2nd Edition. 2015. 202 p.
5. Junro Y., Mc-Cauley L. Kay, Antiresorptives and osteonecrosis of the jaw. Journal of Evidence – Based Dental Practice, 2013. P. 168–169.