

ОПТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВУХВОЛНОВОГО ЛАЗЕРНОГО СКЛЕРОЗИРОВАНИЯ ТЕЛЕАНГИЭКТАЗИЙ РАЗЛИЧНОЙ ТОЛЩИНЫ

Чучин В.Ю. (Университет ИТМО)

Научный руководитель – профессор, доктор физико-математических наук,
Беликов А.В. (Университет ИТМО)

Введение. Телеангиэктазии представляют собой стойкое расширение сосудов малого размера (артериолы, венулы и капилляры), расположенное между эпидермисом и подкожно-жировой клетчаткой. Зачастую размер этих сосудов составляет от 0.1 до 1 мм. Распространённость данного заболевания довольно высокая и достигает 80 % у женщин и 20 % у мужчин. Лечение телеангиэктазий осуществляется путём склерозирования паталогически расширенных сосудов. Одним из наиболее популярных методов лечения телеангиэктазий является лазерное склерозирование с использованием одной длины волны. В этом случае лазерное излучение коагулирует сосуды. Недостатком лазерного склерозирования с использованием одной длины волны является то, что крупные телеангиэктазии, лежащие в глубоких слоях дермы, склерозируются крайне неэффективно [1].

Перспективным является метод двухволнового лазерного склерозирования [2]. Развитие этого метода невозможно без детальной оптимизации лазерных параметров, что требует создания адекватной оптической модели кожи, содержащей телеангиэктазии. К сожалению, в литературе такая модель отсутствует, что делает её создание и моделирование взаимодействия лазерного излучения с тканями кожи, содержащей телеангиэктазии, актуальным. Таким образом, целью настоящего исследования является создание оптической модели кожи с телеангиэктазией и поиск в результате оптического моделирования длин волн лазерного излучения оптимальных для двухволнового лазерного склерозирования телеангиэктазий.

Основная часть. В работе изучается предложенный автором новый метод двухволнового лазерного склерозирования телеангиэктазий, в основе которого лежит нагрев кожи под воздействием излучения с первой длиной волны, в результате чего гемоглобин крови замещается метгемоглобином [3], что увеличивает прозрачность кожи на второй длине волны [4, 5] и позволяет доставить больше энергии излучения со второй длиной волны к телеангиэктазиями, расположенным в глубоком сплетении сосудов, и тем самым нагреть их до температуры, при которой наступает коагуляция, ведущая к склерозированию.

Разработана семислойная модель кожи, включающая как роговой слой, слой живых клеток эпидермиса, сосочковый слой дермы, сетчатый слой дермы, слой подкожно-жировой клетчатки, так и слои, содержащие телеангиэктазии. При этом содержащие телеангиэктазии слои располагались как в поверхностном, так и в глубоком сплетении сосудов, и учитывались изменения, происходящие с оптическими параметрами гемоглобина крови при нагреве (замещение гемоглобина метгемоглобином). В расчётах использовалась программа TracePro Expert («Lambda Research Corporation», США; номер версии 7.0.1), позволяющая создавать трёхмерные модели оптических систем и проводить анализ распределения поглощённой мощности в системе, учитывая рассеяние, отражение, поглощение и анизотропию света. Трассировка лучей в этой программе проводится методом Монте-Карло. Данные об анатомических и оптических характеристиках слоёв кожи были взяты из литературы.

Выводы. В результате моделирования в рамках разработанной оптической модели установлено, что полное замещение гемоглобина метгемоглобином в слоях кожи, лежащих выше слоя, содержащего телеангиэктазии, приводит к существенному изменению доли поглощённой лазерной энергии в этом слое. Наибольший рост наблюдается на длине волны 577 нм. На этой длине волны в поверхностном сплетении сосудов толщиной 103 мкм доля

поглощённой энергии увеличивается в 1.17 раза, а в глубоком толщиной 206 мкм в 2.82 раза. По этой причине излучение с длиной волны 577 нм может быть использовано для эффективного нагрева и склерозирования телеангиэктазий. На длине волны 1064 нм замещение гемоглобина метгемоглобином не привело к существенному росту доли поглощённой в слоях с телеангиэктазией лазерной энергии. На этой длине волны как в поверхностном, так и в глубоком сплетении сосудов, доля поглощённой энергии увеличилась лишь в 1.01 раза. При этом излучение с длиной волны 1064 нм довольно глубоко проникало в ткани кожи, и по этой причине может быть использовано для нагрева её глуболежащих слоёв. Обсуждаются особенности поглощения лазерной энергии в артериолярной и веноулярной телеангиэктазиях. Также в результате расчётов установлено, что увеличение толщины слоёв, содержащих телеангиэктазии, приводит к росту доли поглощённой в них лазерной энергии.

Список использованных источников:

1. Goldman M. P., Weiss R. A. Sclerotherapy E-Book: Treatment of Varicose and Telangiectatic Leg Veins (Expert Consult). – Elsevier Health Sciences, 2016.
2. Trelles M. A. et al. Treatment of leg veins with combined pulsed dye and Nd: YAG lasers: 60 patients assessed at 6 months //Lasers in surgery and medicine. – 2010. – Vol. 42. – №. 9. – pp. 769-774.
3. Randeberg L. L., Hagen A. J. D., Svaasand L. O. Optical properties of human blood as a function of temperature //Lasers in surgery: advanced characterization, therapeutics, and systems XII. – SPIE, 2002. – Vol. 4609. – pp. 20-28.
4. Khatun F., Aizu Y., Nishidate I. In Vivo Transcutaneous Monitoring of Hemoglobin Derivatives Using a Red-Green-Blue Camera-Based Spectral Imaging Technique //International Journal of Molecular Sciences. – 2021. – Vol. 22. – №. 4. – p. 1528.
5. Kuenstner J. T., Norris K. H. Spectrophotometry of human hemoglobin in the near infrared region from 1000 to 2500 nm //Journal of Near Infrared Spectroscopy. – 1994. – Vol. 2. – №. 2. – pp. 59-65.

Чучин В.Ю. (автор)

Подпись

Беликов А.В. (научный руководитель)

Подпись