

на рисунке 6(а). Следует отметить, что аппроксимация, построенная на основании предложенной аппроксимирующей функции (14), отличается от аппроксимации функцией Гаусса в лучшую сторону, поскольку более точно описывает профиль экспериментального распределения интенсивности и положение максимума интенсивности, по которому определяется отклонение участка поверхности в месте падения пучка от прямолинейной образующей. Скорректированный коэффициент детерминации R^2 для аппроксимирующей функции вида (14) составляет

величину 0.96241, в то время как для аппроксимирующего гауссиана $R^2 = 0.79282$.

Литература

Рыжевич, А.А. Оптические методы определения параметров плоских и цилиндрических поверхностей различного качества / А.А. Рыжевич, С.В. Солоневич, В.Е. Лепарский, А.Г. Смирнов // Неразрушающий контроль и диагностика. – 2015. – № 2, спецвыпуск № 2. – С. 34–66.

УДК 535.2:535.361:53.043

ФОТОМЕТРИЯ ЭЛЛИпсоИДАЛЬНЫМИ РЕФЛЕКТОРАМИ СВЕТОРАССЕЙНИЯ КОЖЕЙ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПРОСВЕТЛЕНИИ

Самиляк А.Б., Безуглый М.А.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

Интерес к использованию оптических методов для диагностики и лечения различных заболеваний постоянно растет в связи с их относительной простотой, достаточно низкой себестоимостью и безопасностью для пациента [1, 2]. Различные физические модели светорассеяния лежат в основе создания и развития диагностических средств лазерной медицины. Однако анализ и интерпретация рассеянного луча может быть некорректной и недостоверной вследствие проникновения через поверхностные слои биологической ткани (БТ). Это объясняется тем, что пространственное разрешение и глубина зондирования в пределах терапевтического (диагностического) окна сильно ограничены рассеивающей способностью БТ. Последнее, в свою очередь, является следствием отличия показателей преломления структурных компонентов БТ и внутритканевой жидкости или внутриклеточных органелл и клеточной цитоплазмы. Тогда очевидно, что «сглаживание» значений показателей преломления может существенно упростить транспорт лазерного излучения в БТ [3]. Одним из наиболее успешных решений является, так называемое, оптическое просветление [3, 4], когда БТ насыщается биохимическим раствором с целью усреднения коэффициентов преломления между слоями этой биологической ткани. Данная методика широко используется для диагностики и терапии кожных заболеваний и патологий, а также существенно облегчает проведение фотодинамической терапии и других типов светового воздействия [3, 4].

В тоже время контроль процесса просветления, с учетом типологии применяемых технических средств, хоть и показывает однозначные результаты, но может быть существенно улучшен и оптимизирован. Для этого в данной работе, с учетом

полученных теоретических и экспериментальных данных по взаимосвязи оптических свойств БТ с относительным пространственным распределением рассеянного света [5-8], было предложено использовать метод зеркальных эллипсоидов вращения.

В данной работе была произведена серия модельных экспериментов для получения фотометрических изображений при биометрии эллипсоидальными рефлекторами для кожи человека с различных участков тела (ладони, живот, грудь, бедро, спина, плечо). Единство оптических свойств для всех участков кожи сопровождалось изменением толщины слоев (роговой слой, эпидермис, дерма, жировой слой), которые задавались при моделировании. При этом «неинвазивность» симуляции Монте Карло распространения света в фотометрической системе была достигнута путем добавления условно полу-бесконечного мышечного слоя.

На основании результатов [3, 4, 9] было предположено практическое постоянство показателя преломления для всех слоев кожи, кроме рогового, для которого динамика изменения в зависимости от времени просветления изменялась согласно графика, показанного на рис. 1.

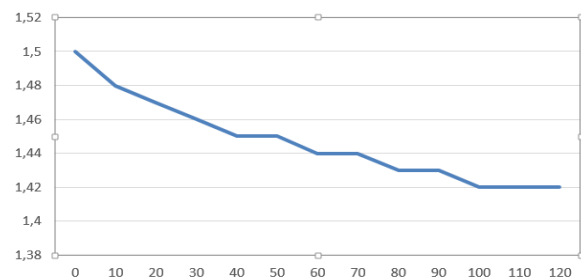


Рисунок 1 – Динамика изменения показателя преломления рогового слоя в зависимости от времени просветления

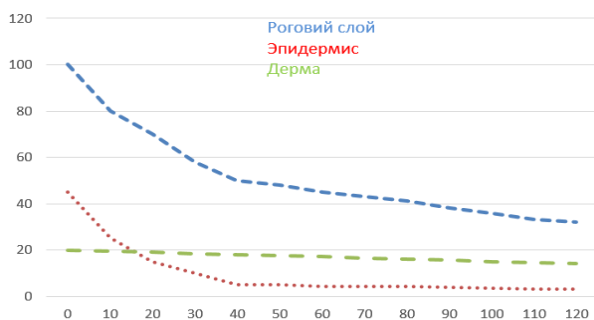


Рисунок 2 – Динамика изменения коэффициента рассеяния (см⁻¹) для рогового слоя, эпидермиса и дермы от времени просветления (мин)

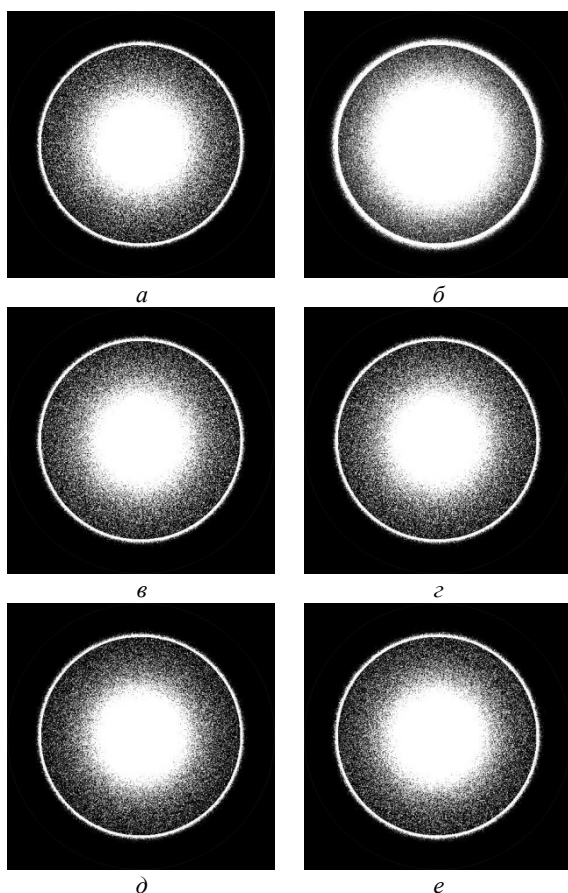


Рисунок 3 – Фотометрические изображения при эллипсоидальной фотометрии для кожи человека в области живота при моделировании для отраженного (а), (б), (в), (г) и прошедшего (д), (е) света соответственно

Показатель преломления и коэффициент поглощения слоев кожи считались постоянными и принимались: для эпидермиса $n = 1.36$ и $\mu_a = 0.15 \text{ см}^{-1}$, для дермы 1.39 и 0.073 см^{-1} , для жировой ткани 1.44 и 0.68 см^{-1} , для мышечного слоя 1.37 и 2 см^{-1} соответственно. Фактор анизотропии рассеяния для рогового слоя, эпидермиса и жировой ткани составлял $g = 0.8$, для дермы – $0,76$, а для мышечной ткани – $0,9$. Коэффициент рассеяния для жировой и мышечной ткани не менялся на протяжении всего вре-

мени воздействия просветляющего реагента и становил 15 см^{-1} и 215 см^{-1} соответственно. А для рогового слоя, эпидермиса и дермы, с учетом экспериментальных и модельных данных [3, 4, 9], он изменялся в соответствии с рис. 2.

В результате симуляции Монте Карло распространения света в системе «эллипсоидальный рефлектор + биологическая ткань» были получены фотометрические изображения, пример которых показан на рис. 3.

Изображения (а) и (б) на рис.3 соответствуют модели с полу-бесконечным мышечным слоем, что позволяет производить отражательную (диффузно рассеивающую назад) биометрию эллипсоидальными рефлекторами.

Изучение массива полученных фотометрических изображений, что характеризуют зависимость светорассеяния от времени просветления, целесообразно производить как минимум с позиций зонного анализа при эллипсоидальной фотометрии [5], что и является целью последующих исследований авторов.

Литература

1. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике. Монография – М.: Физматлит, 2013. – 812 с.
2. Тучина Д.К. Оптика и спектроскопия в биофизике и медицине / Д.К. Тучина, В.Д. Генин, А.Н. Башкатов, Э.А. Генина, В.В. Тучин // Оптика и спектроскопия, 2016. – Том 120. – № 1. – С. 3–5.
3. Тучина Д.К. Оптическое просветление тканей кожи *ex vivo* под действием полиэтиленгликоля / Д.К. Тучина, В.Д. Генин, А.Н. Башкатов, Э.А.Генина, В.В.Тучин // Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, 2016. – № 1. – С. 36–45.
4. Генина Э.А. Оптическое просветление кожи под действием глицерина: исследования *ex vivo* и *in vivo* / Э.А. Генина, А.Н. Башкатов, Ю.П.Синичкин, В.В. Тучин // Оптика и спектроскопия, 2010. – Том 109, № 2. – С. 256–263.
5. Безуглый, М.А. Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии / М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, А.Б. Самиляк // Приборы и методы измерений: научно-технический журнал, 2016. – Т. 7. – № 1. – С. 67–76.
6. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, I.V. Helich, «Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media», *Appl Opt.*, no. 56 (30), pp. 8520–8526, 2017.
7. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, S. Kostuk, «Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors», *Devices and Methods of Measurements*. 9(1):56-65, 2018.
8. Bezuglyi, M., N. Bezuglaya, and A. Viruchenko. «On the possibility of ellipsoidal photometry and

Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media». Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2017 IEEE 37th International Conference on. IEEE, 2017.

9. И.В. Меглинский, А.Н. Башкатов, Э.А. Генина, Д.Ю. Чурмаков, В. В. Тучин, «Исследования

возможности увеличения глубины зондирования методом отражательной конфокальной микроскопии при иммерсионном просветлении приповерхностных слоев кожи человека», Квантовая электроника, 32:10 (2002), С. 875–882.

УДК 681.2.082

УСТРОЙСТВО ПРОВЕРКИ ОСТРОТЫ ОСТРИЯ ИНЪЕКЦИОННЫХ ИГЛ

Киселёв М.Г., Монич С.Г., Семенкович В.П., Кучинская О.В.

Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Иглы одноразовые медицинские стерильные – предназначены для проведения внутримышечных, внутрикожных и подкожных инъекций, с помощью системы для вливаний или шприцев, а также для взятия крови [1]. Игла (рисунок 1) представляет собой металлическую трубку 1 из нержавеющей стали 12Х18Н10Т различного диаметра D и длины L .

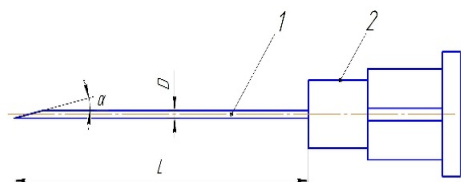


Рисунок 1 – Основные элементы и геометрические параметры инъекционной иглы

Один конец трубки, предназначенный для проникновения в ткани, остро заточен и называется острием иглы. Другой называется головкой иглы 2 (канюлей). Острие иглы характеризуется углом заточки α .

Основные размеры стерильных инъекционных игл одноразового применения, технические требования к ним, правила приемки и методы испытаний установлены Межгосударственным стандартом ГОСТ 25046-2005.

Указанный выше стандарт предусматривает проверку остроты острия иглы, которая выполняется следующим способом.

Игла, закрепляемая в приспособлении, совершает поступательное движение с постоянной скоростью (40 ± 10) мм/мин и прокалывает пленку полиэтилена высокого давления по ГОСТ 10354 толщиной (150 ± 15) мкм, закрепленную в рамке [2]. Значения максимальной силы прокалывания, не должно превышать допустимые величины, приведенные в ГОСТ 25046-2005.

При этом отклонения испытательной нагрузки не должны превышать $\pm 5\%$ номинальных значений нагрузки.

Однако сегодня в литературе отсутствуют сведения о современных устройствах, применяемых для проверки остроты острия инъекционных игл.

В связи с этим, цель данной работы заключается в создании устройства проверки остроты острия инъекционных игл.

Принципиальная схема созданного устройства представлена на рисунке 2.

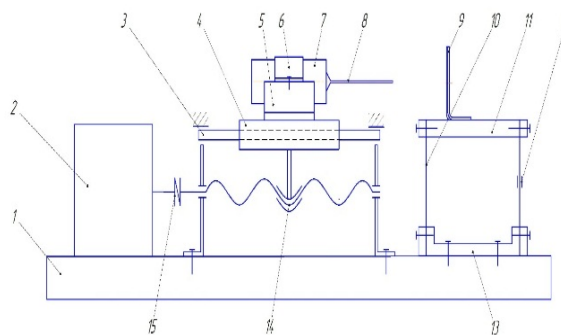


Рисунок 2 – Принципиальная схема устройства проверки острия инъекционных игл

На массивном основании 1 смонтированы цилиндрические направляющие 3, по которым от электродвигателя 2 (РД-09) посредством муфты 15 и передачи «винт-гайка» 14 в горизонтальном направлении перемещается каретка 4 со скоростью 42 мм/мин. На ее поверхности закреплена призма 5, в паз которой устанавливается шприц 7 и неподвижно с помощью хомута 6 закрепляется на ней. На подыгольный конус шприца устанавливается испытуемая игла 8.

Для регистрации и измерения усилия в процессе прокалывания полиэтиленовой пленки испытуемой инъекционной иглой в устройстве применены упругие плоскопараллельные направляющие. Они состоят из кронштейна 13, который прикреплен к основанию устройства. С двух сторон к кронштейну прикреплены стальные (У8А) упругие пластины 10, которые в верхней части соединены между собой пластиной 11. На ней с помощью пластины закреплены металлическая рамка 9, с отверстием диаметром 15 мм, на которой с помощью клея закрепляются полиэтиленовая пленка.

При включении электродвигателя и перемещении каретки по направлению к рамке происходит прокалывание полиэтиленовой пленки