

УДК 551.508

ВОЗМОЖНОСТИ ВЕРИФИКАЦИИ МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВНУТРЕННЕГО ДИАМЕТРА ВИДИМЫХ СОСУДОВ БУЛЬБАРНОЙ КОНЬЮНКТИВЫ ГЛАЗА ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА МОНТЕ-КАРЛО

Д.А. СМУНЕВ

Белорусский государственный университет

Представлена возможность верификации методов определения внутреннего диаметра видимых сосудов бульбарной конъюнктивы глаза человека с помощью метода Монте-Карло, что позволяет косвенно подтвердить результаты, полученные сторонним методом, с помощью численного эксперимента.

Ключевые слова: бульбарная конъюнктура, внутренний диаметр сосуда, метод Монте-Карло, верификация.

Введение

Анализ профилей поперечного сечения изображений сосудов бульбарной конъюнктивы, полученных при пространственном разрешении 2 мкм, показал, что их форма зависит от диаметра сосудов. Для малых сосудов форму профиля можно приблизительно аппроксимировать гауссовым распределением. Профиль изображения сосудов с большим внутренним просветом описывается более сложными выражениями. Обобщенной функциональной зависимости между формой профиля и диаметром внутреннего просвета пока не найдено.

Поскольку описываемая методика неинвазивная, доказательство достоверности получаемых результатов – сложная задача. Применение дорогостоящей техники конфокальной лазерной микроскопии с адаптивной оптикой осложняется непрерывными движениями глаз, что вынуждает проводить корреляционную обработку для стабилизации получаемых изображений небольших участков сосудов [1]. После стабилизации возникает проблема выбора метода оценки диаметра сосуда D_v по получаемому профилю поперечного сечения полученного изображения. Предлагаемый в [1] способ оценки D_v по точкам, где градиент или производная от профиля на его правой и левой ветвях меняет знак, в свою очередь требует подтверждения независимыми измерениями D_v другими способами (*in vivo*).

Поэтому достоверность предлагаемой методики определения D_{ve} на настоящий момент можно косвенно подтвердить только численным экспериментом, т. е. моделированием транспорта фотонов в тканях бульбарной конъюнктивы 3D методом Монте-Карло.

Модель сосуда бульбарной конъюнктивы

Метод Монте-Карло в основном применяют для моделирования транспорта фотонов в многослойных средах [2], поскольку он эффективен в случае, когда изменение оптических параметров среды происходит только в направлении оси OZ , а в плоскости OXY при фиксированном z они неизменны. Это ограничение отсутствует при использовании 3D метода Монте-Карло, когда для каждого элементарного объема (вокселя) моделируемой среды можно задавать оптические параметры его содержимого, влияющие на транспорт фотонов [3]. Ограничения возможностей 3D метода связаны в основном с большими погрешностями аппроксимации формы криволинейных поверхностей [3]. Также наблюдается кубическая зависимость количества выполняемых операций при необходимости снижения погрешности определения формы профиля за счет уменьшения периода дискретизации с соответствующим ростом числа вокселей. Применение в 3D методе Монте-Карло прогрессивной тетраэдрической сетки вокселей с изменяемым размерами [4] позволило снизить погрешность моделирования формы криволинейных поверхностей. Это свойство оказалось чрезвычайно востребованным при моделировании транспорта фотонов в сильно рассеивающих средах, содержащих отдельные биологические образования, например, сосуд в бульбарной конъюнктиве.

При моделировании транспорта фотонов в склере глаза человека, содержащей единичный сосуд, использовалась его математическая модель в виде цилиндра с радиусом r_v , помещенного в рассеивающую среду, которая ограничивалась стенками задаваемого параллелепипеда (рис. 1). В идеальном случае размеры параллелепипеда должны быть много больше диаметра цилиндра, но при ограниченном числе фотонов, которые посылаются в моделируемую среду, статистика числа фотонов, вылетающих из склеры в направлении видеокамеры, будет бедной. Это приведет к большим флуктуациям числа регистрируемых фотонов в изображении моделируемого поглоща-

ющего цилиндра. Поэтому необходимо искать компромисс между величиной r_v и объемом задаваемого параллелепипеда.

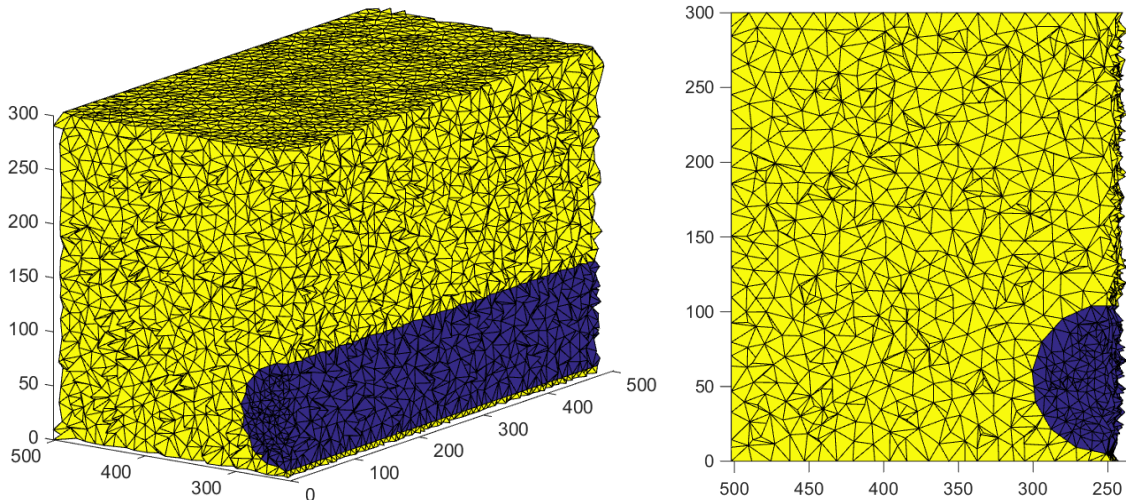


Рис. 1. Сечения моделируемого фантома размером $500 \times 500 \times 300$ мкм, диаметр сосуда 100 мкм, глубина залегания сосуда 5 мкм

Моделирование изображений

Спектральный диапазон подсвечивающего излучения задавался в соответствии со спектром излучения светодиода белого цвета свечения. При формировании потоков фотонов на разных длинах волн учитывались спектр светодиода и относительная спектральная чувствительность $s(\lambda)$ монохромной матрицы фотоприемников на ПЗС Sony ICX285AL.

При моделировании полагалось, что капилляр заполнен содержимым эритроцита (такое допущение возможно благодаря усреднению по 25 кадрам), т. е. содержание гемоглобина в моделируемом капилляре полагалось 330 г/л [5-8]. Используемая при расчетах спектральная зависимость молярного коэффициента поглощения окси- и дезоксигемоглобина $\mu_{\alpha}^{\text{O}_2\text{Hb}}(\lambda)$ и $\mu_{\alpha}^{\text{Hb}}(\lambda)$ [9], молярная масса гемоглобина полагалась равной 64500 г/моль, а коэффициент рассеяния $\mu_s^{\text{Hb}} - 400 \text{ см}^{-1}$ [10-12]. Коэффициент рассеяния μ_s^{sk} и поглощения μ_{α}^{sk} склеры принимались равными 60 см^{-1} и 0.2 см^{-1} соответственно [34].

Поперечный разрез моделируемого фантома размером $500 \times 500 \times 300$ мкм (вид сбоку и с торца) представлен на рис. 1. Фотоны падают на фантом по направлению положительной оси OZ и распределены равномерно по его нижнему торцу. Общее число фотонов, посылаемых на моделируемый образец, задавалось равным 10^8 . После моделирования сохранялись данные для фотонов, рассеянных в пределах принимающей апертуры в отрицательном направлении оси OZ , т. е. координаты вылета x и y , апертура вылета q и пути фотона в склере l_{sk} и капилляре $l_{\text{capillary}}$. Были введены функции, возвращающие путь в заданной среде (капилляр или склера) в зависимости от координаты и апертуры $l_{\text{sk}} = L_{\text{sk}}(x, y, q)$ и $l_{\text{capillary}} = L_{\text{capillary}}(x, y, q)$. Благодаря сохранению путей фотона появилась возможность быстрого учета спектральной зависимости поглощения гемоглобина в капилляре в используемом диапазоне спектра. Для расчета полагалось, что апертура принимающей камеры составляет 65° , а излучение падает на моделируемый объем вдоль положительного направления оси OZ .

Для расчета сигнала i -го пикселя (квадратная площадка, заключенная между x_{i+1} и x_i по горизонтали и y_{i+1} и y_i по вертикали) применялось следующее соотношение:

$$N_{ij} = \int_{400\text{нм}}^{750\text{нм}} s(\lambda)p(\lambda) \int_0^{65^\circ} \int_{y_i}^{y_{i+1}} \int_{x_i}^{x_{i+1}} e^{-\mu_a^{\text{sk}} L_{\text{sk}}(x, y, q)} e^{-[(1-s)\mu_a^{\text{Hb}}(\lambda) + s\mu_a^{\text{O}_2\text{Hb}}(\lambda)] L_{\text{capillary}}(x, y, q)} dx dy dq d\lambda, \quad (1)$$

где $p(\lambda)$ – нормированный спектр излучения используемого светодиода, q – апертура, s – оксигенация гемоглобина крови (полагалась равной 97%), $L_{\text{sk}}(x, y, q)$ и $L_{\text{capillary}}(x, y, q)$ - функции, возвра-

щающие путь фотона в капилляре и склере соответственно в зависимости от координат и апертуры.

В качестве примера получаемых в процессе моделирования результатов на рис. 2 представлены смоделированное изображение (1000×1000 пикселей) капилляра с внутренним диаметром $D_v = 100$ мкм, верхушка которого находится на глубине 5 мкм, полученное при моделировании распространения светового излучения в фантоме, показанном на рис. 16, с пространственным разрешением 0,5 мкм, а также профиль изображения капилляра, полученный усреднением всех строк изображения. Видно, что ограничение числа падающих фотонов, вызванное необходимостью обеспечить приемлемое время проведения расчетов, приводит к гораздо худшему отношению сигнал/шум по сравнению с экспериментально получаемыми изображениями.

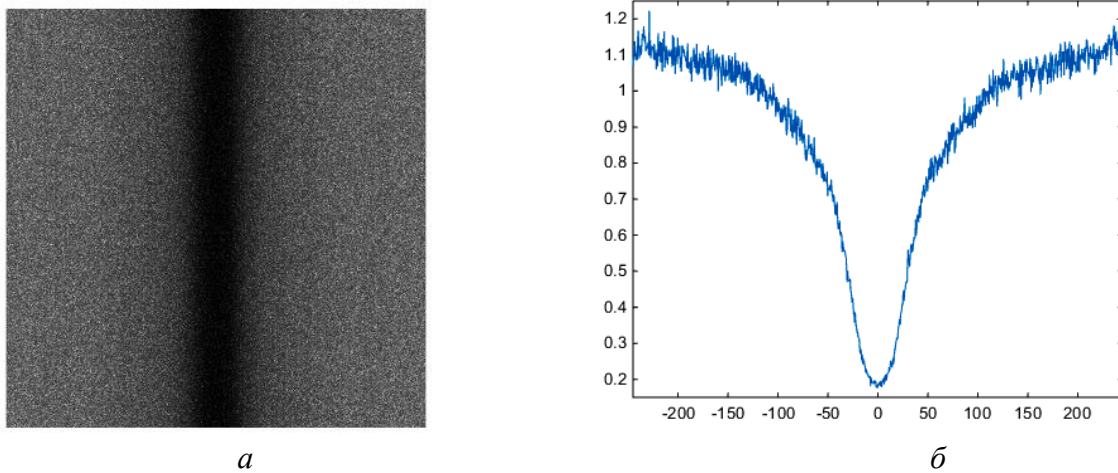


Рис. 2. Смоделированное изображение капилляра с кровью, имеющего диаметр 100 мкм и глубину расположения верхушки 5 мкм (а), а также профиля его поперечного сечения, усредненного по строкам (б)

Список литературы

- [1] O'Halloran M. Measurement of the Retinal Arteriolar Response to a Hyperoxic Provocation: A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy, Applied Optics, School of Physics, National University of Ireland Galway. September 2013. P. – 158.
- [2] L. Wang, S. L. Jacques, и L. Zheng, «MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues», *Comput. Methods Programs Biomed.*, т. 47, вып. 2, сс. 131–146, 1995.
- [3] S. Jacques, T. Li, и S. Prahl, «mcxyz.c, a 3D Monte Carlo simulation of heterogeneous tissues». [Онлайн]. Доступно на: <http://omlc.org/software/mc/mcxyz/index.html>. [Просмотрено: 17-сен-2018].
- [4] Q. Fang, «Mesh-based Monte Carlo method using fast ray-tracing in Plücker coordinates», *Biomed Opt Express*, т. 1, вып. 1, сс. 165–175, авг. 2010.
- [5] R. Yao, X. Intes, и Q. Fang, «Generalized mesh-based Monte Carlo for wide-field illumination and detection via mesh retessellation», *Biomed Opt Express*, т. 7, вып. 1, сс. 171–184, янв. 2016.
- [6] Науменко Е.К, Олейник Т.В., и Хайруллина А.Я., «Определение действительной части относительного показателя преломления сферических частиц по компонентам матрицы рассеяния», *Оптика И Спектроскопия*, т. 53, вып. 3, сс. 480–492, 1982.
- [7] Хайруллина А.Я и Шумилина С.Ф, «Способ определения полидисперсности и концентрации эритроцитов в цельной крови и тромбоцитов в тромбоцитарной массе», *Журнал Прикладной Спектроскопии*, т. 19, вып. 3, сс. 538–542, 1973.
- [8] Хайруллина А.Я, «Диагностика оптических и биофизических параметров крови и других биотканей методами светорассеяния», АН Беларуси, Минск, 1998.
- [9] M. Friebel и M. Meinke, «Model function to calculate the refractive index of native hemoglobin in the wavelength range of 250–1100 nm dependent on concentration», *Appl Opt*, т. 45, вып. 12, сс. 2838–2842, апр. 2006.
- [10] Лысенко С.А, *Методы оптической диагностики биологических объектов*. Минск: БГУ, 2014.
- [11] В. В. Тучин, *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях*. Изд-во Саратовского ун-та, 2010.

[12] Лопатин В.Н, Приезжев А.В, Апонасенко А.Д, и Шепелевич Н.В, *Методы светорассеяния в анализе дисперсных биологических сред*. Москва: Физматлит, 2004.

УДК 616-71

ОПРЕДЕЛЕНИЕ КАПИЛЛЯРНОГО ДАВЛЕНИЯ ТКАНЕЙ ПЕРИОДОНТА ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ДЕФЕКТОВ ЗУБОВ И ЗУБНЫХ РЯДОВ

С.П. РУБНИКОВИЧ¹, Л.А. ДЕНИСОВ¹, Ю.Л. ДЕНИСОВА²

¹ Белорусская медицинская академия последипломного образования

² Белорусский государственный медицинский университет

Аннотация. При включенных дефектах зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями характерно снижение капиллярного давления периодонта нефункционирующей группы зубов и его повышение в 1,43 раза в функционирующей группе. Разработанное устройство и методика определения капиллярного давления периодонта рекомендованы к использованию при обследовании и лечении пациентов с дефектами зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями.

Ключевые слова: капиллярное давление, периодонт.

Abstract. Included defects of the dentition in combination with the dental-maxillary anomalies are usually accompanied by the decrease of the capillary pressure in the periodontium of the non-functioning group of teeth and by the capillary pressure increase in 1.43 times in the functioning group of teeth. The developed device and method of determining the capillary pressure in the periodontium are recommended for use during the examination and treatment of patients with defects of dentition in combination with dental anomalies.

Keywords: capillary pressure, periodontium

Введение

Сложность патогенеза стоматологических заболеваний требует применения достаточно чувствительных методов диагностики для проведения эффективных лечебно-профилактических мероприятий. Многими исследователями еще с начала 20 века высказывались мнения о необходимости дозирования ортодонтической нагрузки в зависимости от капиллярного давления периодонта [1]. Была предложена классификация ортодонтических сил в зависимости от капиллярного давления периодонта. Однако в практике ортопедической стоматологии определение капиллярного давления периодонта не применялось.

Цель работы – разработка и применение устройства для достоверного определения капиллярного давления периодонта у пациентов с включенными дефектами зубных рядов в сочетании с зубочелюстными аномалиями.

Объекты и методы исследования

Для изучения капиллярного давления в тканях периодонта обследованы 32 пациента в возрасте 20–44 года обоих полов с включенными дефектами зубных рядов IV класс Кеннеди в сочетании с зубочелюстными аномалиями. Контрольную группу составили 30 пациентов с интактным периодонтом. Исследовали десну в области функционирующей и нефункционирующей групп зубов.

Результаты исследования и их обсуждение

Для выполнения поставленной цели было разработано устройство для определения капиллярного давления периодонта, которое содержит элемент дозирования нагрузки и нагрузочное средство, соединенные между собой (патент на изобретение Республики Беларусь № 15437 от 28.02.2012) [2, 3]. Элемент дозирования нагрузки, выполнен в виде пневматической системы, содержит включающей пневматический нагнетатель, ресивер, манометр и соединительные трубки. Нагрузочное средство представляет собой трубчатый наконечник цилиндрической формы, один конец которого присоединен к ресиверу, а второй снабжен закрепленной на нем эластичной мембраной (рисунок 1). Под действием дозированной нагрузки десна меняла окраску, что свидетельствовало об изменении кровенаполнения капилляров. Минимальная величина давления, которая вызывает обусловленное выдавливанием крови из капилляров изменение цвета десны, соответствовало величине давления крови в капиллярах десен.