

Список литературы

1. Аневризма/ [Электронный ресурс]. – Режим доступа: бмэ.org/index.php/АНЕВРИЗМА. – Дата доступа: 22.11.2016.
2. Xu Bai-Nan, Wang Fu-Yu, Liu Lei et. al. // Neurosurgical Review 2011. Vol. 34, Iss. 1. P. 39–47.
3. Blackshear W.M., Phillips D.J., Chikos P.M. et. al. // Stroke. 1980. Vol. 11, № 1. P. 67–71.
4. Antonova N., Tosheva P., Velcheva I. // J. Biomechanics. 2005. Vol. 27, № 3–4. P. 5–10.
5. Introduction to Using ANSYS Fluent in ANSYS Workbench. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.fm.energy.lth.se/fileadmin/fm/Education/Courses/CFD/WBTut1.pdf>. – Дата доступа: 22.11.2016.
6. Лазарян Т.Р., Покровский А.В., Владимиров В.Г., Заринская С.А., Перевезенцев И.Ю., Балан А.Н., Коков Л.С., Цыганков В.Н. Способ оценки в эксперименте гемодинамики экстракраниального отдела внутренней сонной артерии человека и устройство для реализации способа / Патент РФ № 2408935.
7. Павлова О.Е. // Тез. докл. VII Всерос. шк.-семинара. «Математическое моделирование и биомеханика в современном университете». Ростов-на-Дону, 2012. С. 98.
8. Kural M.H., Cai M., Tang D. et. al. // J. Biomech. 2012. Vol. 45. P. 790–798.

УДК 612.843.366:616.831:616.1

**ПОЛУЧЕНИЕ И ОБРАБОТКА ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ
СОСУДОВ СКЛЕРЫ ГЛАЗА**

В.А. ФИРАГО, А.А. АНИСИМОВ*, И.И. ВОЛКОВА

*Белорусский государственный университет
пр. Независимости, Минск, 4220030, Беларусь*

**Белорусский государственный медицинский университет
пр. Дзержинского, 83, Минск, 220116, Беларусь*

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Описаны методика и аппаратура для получения контрастных цифровых изображений конъюнктивальных сосудов глаз при использовании импульсной светодиодной подсветки. Показана возможность применения предлагаемого подхода для изучения *in vivo* реакции сосудов на различные воздействия.

Ключевые слова: цифровое видеоизображение, конъюнктивальный сосуд, исследования *in vivo* малых сосудов.

Введение

Поиск неинвазивных способов, позволяющих *in vivo* диагностировать сосудистые заболевания на ранней стадии, должен вестись на основе синтеза различных методов исследования состояния сосудов, гемодинамики и функций органов и тканей [1–5]. Все большую известность приобретает выдвинутая в последние годы концепция патологии малых сосудов, в основе которой лежит представление о системном характере повреждения малых сосудов на доклинических стадиях таких заболеваний как артериальная гипертензия и сахарный диабет [6–8]. Разработка и создание методов одновременной количественной оценки морфометрических параметров сосудов и показателей гемодинамики могли бы существенно улучшить возможности проведения ранней диагностики и лечения сосудистых заболеваний.

Сосуды глазного дна и бульбарной конъюнктивы, являющиеся ветвями внутренней сонной артерии, наиболее доступны для непосредственного наблюдения и оценки их состояния. Ряд корпораций выпускают фундус-камеры для получения цифровых изображений сосудов сетчатки глаза. Обработывая эти изображения можно оценить ее состояние и определить ряд морфологических параметров сосудистой сети сетчатки [9]. Фундус-камеры

позволяют получать лишь однократные изображения, поскольку дно глаза подсвечивается одним мощным световым импульсом белого цвета. После его воздействия зрачок глаза в течение 200 мс сужается, что препятствует получению следующих изображений. Получение видеозаписей сосудов и оценка скорости движения форменных элементов крови в капиллярах сетчатки пока возможна только на уникальном лабораторном оборудовании.

Еще более доступными для исследования являются сосуды конъюнктивы (или склеры), покрывающей глазное яблоко, и ее части на границе с роговицей глаза. Сосудистая система конъюнктивы является частью артериальных дуг сосудов верхнего и нижнего века и передних ресничных артерий, являющихся ветвями глазной артерии отходящей от внутренней сонной артерии. Веточки артериальных и венозных сосудов конъюнктивы формируют микроциркуляторную сеть, основная часть которой находится в более глубоких слоях, меньшая – в поверхностных слоях конъюнктивы. Сосудистая сеть в поверхностных слоях конъюнктивы хорошо видна, что и обуславливает возможность ее исследования.

Поскольку сосуды конъюнктивы глаза доступны для непосредственной видеосъемки, в работе [10] приводятся описание установки и способа определения скорости кровотока в этих сосудах. В установке используется дорогостоящая высокоскоростная видеокамера с частотой формирования кадров 250 Гц. Получаемые кадры записываются на жесткий диск компьютера. Поскольку глаз непрерывно двигается, используется стабилизация положения получаемых изображений на основе способа SURF [11]. Далее с помощью морфологических операций выделяются сосуды. Потом выбирается нужный сегмент сосудистой сети и определяется скорость кровотока v_b по смещению форменных элементов крови за n кадров. Недостаток такого подхода – большой объем получаемых данных, которые приходится обрабатывать при определении v_b и необходимость очень яркого освещения снимаемого участка ткани

Целью данной работы явилась разработка и апробация методики и техники получения цифровых изображений конъюнктивальных сосудов глаза при использовании импульсной подсветки склеры, что позволяет на порядок снизить объем записываемых и обрабатываемых данных. Также разработаны и апробированы алгоритмы стабилизации получаемых изображений сосудов и их последующей обработки для определения внутреннего диаметра видимых сосудов.

Методика и аппаратура для регистрации цифровых видеоизображений склеры

Снижения объема обрабатываемых видеозаписей сосудов можно добиться при использовании импульсной подсветки наблюдаемого участка склеры. Внешний вид установки для получения цифровых изображений склеры глаза представлен на рис. 1.



Рис. 1. Установка для регистрации видеоизображений тканей глаза на базе платформы щелевой лампы

В ней используется монохромная цифровая видеокамера высокого разрешения Imregh Bobcat IGV-B1410M с объективом от микроскопа, имеющего фокусное расстояние 40 мм. Объектив обеспечивает увеличение в 3 раза, что с учетом периода размещения фоточувствительных элементов матрицы камеры, равного 6 мкм, позволяет получить пространственное разрешение системы регистрации 2 мкм.

Для подвода излучения, подсвечивающего склеру глаза, удобно использовать оптоволоконную технику и фокусирующий объектив, который расположен над портативной

цифровой видеокамерой. Современные мощные светодиоды в импульсном режиме обеспечивают достаточно большие потоки излучения, которые можно ввести в оптоволокно с диаметром световода 1 мм. Управление яркостью излучения светодиодов осуществляется пропусканием через них импульсов тока с необходимыми длительностью и скважностью. Постоянные времена включения и выключения современных светодиодов малы. Поэтому к генератору импульсного тока можно не предъявлять высоких требований по длительности фронтов нарастания и спада тока инжекции.

Для снижения влияния саккадических движений глаз испытуемых на качество получаемого видеоизображения при сканировании сосудов, они во время видеозаписи следили за яркой точкой,двигающейся на экране дополнительного монитора с заранее заданной скоростью горизонтально перемещения. Тогда при длительности импульса излучения меньшем 2–3 мс смещение склеры, а также форменных элементов крови не превышают 1 мкм. Поэтому пространственное разрешение видеосъемки лучше выбирать равным 2 мкм.

Диаметр пятна подсвечивающего излучения, фокусируемого на выбранный участок склеры глаза, не должен превышать 2–3 мм. Это ограничение вызвано двумя причинами. Во-первых, глазное яблоко представляет собой сферическую поверхность, кривизна которого не позволяет получить ее сфокусированное изображение по всему полю зрения видеокамеры при большом увеличении используемого объектива. Поэтому нет смысла освещать нерезкие участки изображения. Во-вторых, увеличенное объективом камеры изображение, создаваемое на светочувствительной поверхности матрицы видеокамеры, имеет слабую освещенность. Поэтому для накопления в фоточувствительных элементах матрицы за короткое время экспозиции достаточного количества фотогенерированных зарядов, необходима высокая освещенность склеры, близкая к ее освещенности днем на открытой местности. При записи видеоизображений сосудов в обычных условиях лаборатории, такая освещенность воспринимается пациентом, как очень яркая (рис. 2). Поэтому нужно уменьшать диаметр пятна подсветки, чтобы излучение не попадало в зрачок и пациент не ощущал дискомфорта.



Рис. 2. Иллюстрация процесса записи видеоизображений бульбарной конъюнктивы

В состав установки входит лазерное устройство для быстрого и удобного визуального наведения и фокусировки камеры на нужный участок склеры. Длительность импульсов управления током инжекции светодиодов формируются видеокамерой, что существенно упрощает синхронизацию импульсной подсветки с временем экспозиции или интервалом времени накопления фотогенерированных зарядов. Имеется возможность подсветки склеры излучением светодиодов с белым, зеленым и янтарным цветом свечения. Максимальная частота передачи кадров по GigE интерфейсу составляет 23.2 Гц. Непрерывные движения глаза приводят к нестабильности положения изображений склеры, получаемых при записи [10]. Поэтому при просмотре записей используется разработанная программа «Image stabilization», позволяющая проводить нормировку и стабилизацию изображения. Стабилизация положения изображения осуществляется по глобальному минимуму среднеквадратического отклонения разности яркостей первого и k -ого изображений при смещении последнего по координатам x, y [2,5]. После нахождения глобального минимума его положение уточняется с использованием субпиксельной кубической двумерной интерполяции в окрестности глобального минимума. Применяемый метод позволяет определять вектор смещения k -ого изображения с дискретностью 0,1 пикселя, т.е. 0,2 мкм.

Выделение изображений сосудов и построение сосудистого рисунка

Для построения палитрового изображения сосудистого рисунка, где цветом кодируется значение внутреннего диаметра сосудов, необходимо проведение их трассировки с последующими процедурами вычисления внутреннего диаметра. Это сложная задача [9], которая не решена для малых сосудов по причине многочисленных разрывов их изображения за счет наличия прозрачных участков плазмы крови. Для уменьшения влияния этого фактора при обработке стабилизированных изображений проводится их усреднение по нескольким десяткам кадров (рис. 3, а), что позволяет получать четкое результирующее изображение.

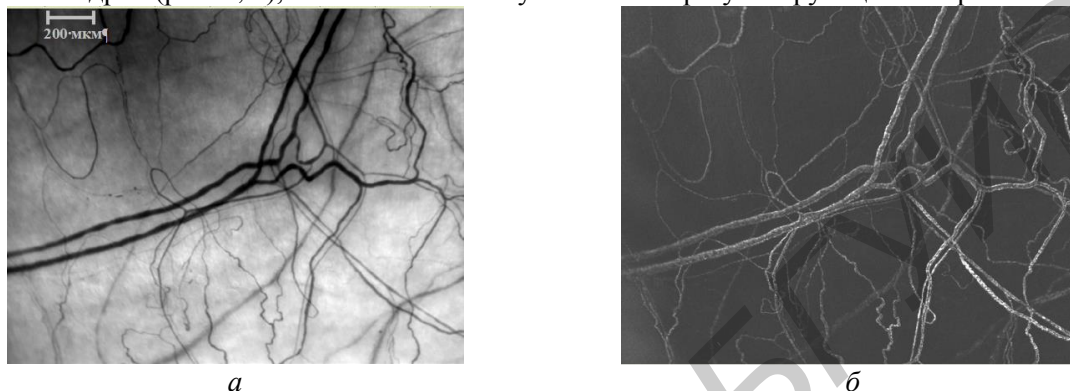


Рис. 3. Примеры изображений бульбарной конъюнктивы после цифрового усреднения по 25 кадрам видеозаписи (а) и квадратичной обработки разностей соседних кадров (б)

Трассировка малых сосудов с плохим контрастом серьезно осложняется неоднородностью изображения соседних тканей склеры. Приходится использовать сложные алгоритмы ориентационного анализа [12], которые пока не дают удовлетворительной трассировки малых сосудов. Для подавления мелкоструктурных флуктуаций яркости склеры можно использовать квадратичную обработку разностей соседних кадров стабилизированной видеопоследовательности (рис. 3, б). При вычитании соседних кадров, разность яркостей участков изображения, относящихся к тканям склеры, близка к нулю, а разность участков с двигающимися форменными элементами крови отлична от нуля. Это придает результирующему изображению реалистичную объемность, недоступную изображениям, которые получают с помощью фундус-камер, и позволяет упростить трассировку сосудистой сети и алгоритмы определения внутреннего диаметра малых сосудов.

Заключение

Созданные методика и аппаратура для получения цифровых изображений конъюнктивальных сосудов глаза при использовании импульсной подсветки склеры могут являться основой новой техники для изучения *in vivo* реакции сосудов на различные воздействия, в том числе и сердечнососудистые препараты.

PREPARATION AND PROCESSING OF DIGITAL IMAGES OF VESSELS OF THE EYE SCLERA

V.A. FIRAGO, A. A. ANISIMOV, I.A. VOLKOVA

Abstract

Method and apparatus for obtaining of contrasting digital images conjunctival blood vessels are described. Pulsed LED lights are used to illuminate the sclera. The applicability of the proposed approach for studying *in vivo* vascular response to various impacts is shown.

Keywords: digital video, conjunctival vessel, *in vivo* study of small blood vessels.

Список литературы

1. *Hotra O., Firago V., Kubarko A.* // Acta Physica Polonica. 2014. Vol. 125, № 6. P. 1367–1370.
2. *Firago V., Kubarko A., Hotra A. et al.* // Przegląd Elektrotechniczny Volkova I. R. 92, NR 8/2016. P. 105–108.
3. *Кубарко А.И., Фираго В.А., Лысенко С.А. и др.* // Сб. научн. трудов V Конгресса физиков Беларуси Минск, 27–30 октября 2015 г. С. 172.
4. *Фираго В.А., Кубарко А.И., Волкова И.А.* // Сб. научн. трудов V Конгресса физиков Беларуси Минск, 27–30 октября 2015 г. С. 167–168.
5. *Фираго В.А., Кубарко А.И., Лысенко С.А. и др.* // Матер. X Междунар. научн.-техн. конф. «Квантовая электроника». Минск, 9–13 ноября 2015 г. С. 247–250.
6. *Кубарко А.И., Кубарко Ю.А., Кубарко Н.П. и др.* // Офтальмология. Восточная Европа. 2014. № 4 (23) С.223–231.
7. *Carol Y.C., Ikram M.K., Sabanayagam C. et al.* // Hypertension. 2012. № 60. P. 1094–1103.
8. *Иванов К.П.* // Вестник РАМН. 2014. № 1–2. С. 57–63.
9. *Ильясова Н.Ю.* Системы компьютерного анализа диагностических изображений кровеносных сосудов: дисс. ... д-ра тех. наук. Самара, 2014.
10. *Li J., Zhang X.* // 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology IPCBEE 2012. Vol. 29.
11. *Bay H., Tuytelaars T., Gool L.* // Proceedings of the 9th European Conference on Computer Vision. 2006. Vol. 3951, part 1. P. 404–417.
12. *Bekkers E.A., Duits R., Berendschot T. et al.* // Journal of Mathematical Imaging and Vision. 2014, Vol. 49, Iss. 3. P. 583–610.

УДК: 616.314-089.843:615.837.3

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ИМПУЛЬСНОГО УЛЬТРАЗВУКА НА СМАЧИВАЕМОСТЬ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

С.П. РУБНИКОВИЧ, И.С. ХОМИЧ, В.Т. МИНЧЕНЯ*

*Белорусская медицинская академия последипломного образования
П. Бровки, 3, корп. 3, Минск, 220013, Беларусь*

**Белорусский национальный технический университет
пр. Независимости 65, 220013, Минск, Беларусь*

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Представлены результаты экспериментальных исследований, при которых изучено влияние низкоинтенсивного импульсного ультразвука на смачиваемость поверхности титановых дентальных имплантатов. Исследовали 64 титановых однородных дентальных имплантата. Контрольную группу составили 32 дентальных имплантата без ультразвукового воздействия. В опытную группу вошли 32 дентальных имплантата, на которые воздействовали низкоинтенсивным импульсным ультразвуком.

Ключевые слова: низкоинтенсивный импульсный ультразвук, смачиваемость поверхности, остеоинтеграция, дентальные имплантаты, имплантология.

Введение

Клинические долгосрочные исследования показали хорошие результаты выживаемости имплантатов, используемых в качестве опор для фиксации несъемных, полных и частичных съемных протезов [1, 2]. Однако применение имплантатов по-прежнему ограничено из-за таких факторов, как недостаточное количество и качество реципиентной кости, системных факторов, курения, старения, а также из-за длительного послеоперационного периода в остеоинтеграции [3, 4]. В этих случаях может произойти раннее отторжение имплантата из-за недостаточной первичной стабильности, или протекать ранние/поздние деструктивные