

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СКОРОСТИ КРОВОТОКА В СОСУДАХ БУЛЬБАРНОЙ КОНЬЮНКТИВЫ ГЛАЗА

В. А. Фираго¹, А. И. Кубарко², И. А. Волкова¹, О. Хотра³

¹Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь

²Белорусский государственный медицинский университет, Минск,
Беларусь

³Люблинский технологический университет, Люблин, Польша

E-mail: firago@bsu.by

Ранняя диагностика сосудистых заболеваний осуществляется на основе результатов различных методов исследования состояния сосудов, гемодинамики и функции органов и тканей [1]. Сосуды глаза наиболее доступны для непосредственного наблюдения и оценки их состояния. Поэтому широко используются фундус-камеры для получения цветных цифровых изображений сетчатки глаза. Но они позволяют получать лишь однократные изображения, поскольку дно глаза подсвечивается одним мощным световым импульсом белого цвета. После его воздействия зрачок в течение 200 мс сужается, что препятствует получению следующих изображений. Получение видеозаписей сосудов и оценка скорости движения форменных элементов крови в капиллярах сетчатки пока возможны только на уникальном дорогостоящем лабораторном оборудовании.

Важнейшими параметрами, характеризующими микроциркуляцию крови в малых сосудах, являются объемная и линейная скорости кровотока. Существующие методы лазерной доплеровской флоуметрии дают интегральное по рассеивающему объему распределение проекции скоростей. Это не позволяет оценить скорость кровотока v_b в конкретных сосудах и капиллярах. Предлагаемые же способы лазерного измерения v_b в капиллярах и тонких сосудах [2, 3] сложны в реализации и не находят применения в клинической практике.

В работе [4] приводятся описание установки и способа определения скорости кровотока в сосудах бульбарной конъюнктивы глаза. В ней используется дорогостоящая высокоскоростная видеокамера (250 кадров/с). Получаемые кадры записываются на жесткий диск компьютера. Поскольку глаз непрерывно двигается, используется стабилизация положения получаемых изображений на основе способа SURF [5]. Далее с помощью морфологических операций выделяются сосуды. Потом выбирается нужный сегмент сосудистой сети и определяется скорость кровотока по смещению форменных элементов крови за n кадров. Недостаток такого подхода – большой объем получаемых данных, которые придется обрабатывать при определении v_b .

В докладе рассматриваются методика получения цифровых изображений бульбарной конъюнктивы глаза при использовании ее импульсной подсветки [6], что позволяет в десятки раз снизить объем записываемых и обрабатываемых данных.

Подвод излучения, подсвечивающего склеру, целесообразно осуществлять с помощью оптоволоконной техники и фокусирующего объектива. Этот объектив лучше размещать сбоку видеокамеры, чтобы не возникало теней от ресниц при подсветке сверху или снизу камеры. Современные мощные светодиоды обеспечивают достаточно большие потоки излучения, которые можно ввести в оптоволокно с диаметром световода 1 мм.

Рисунок сосудистой сети формируется за счет более сильного поглощения эритроцитами светового излучения в диапазоне 525–600 нм по сравнению с окружающей тканью. Стенки сосудов имеют коэффициент преломления n_v , который приблизительно совпадает с коэффициентом преломления окружающих тканей n_r . Поэтому на получаемых цифровых изображениях (рис. 1) стенки сосудов не видны. Для получения изображений эритроцитов, которые имеют малые размеры (диаметр диска эритроцита примерно 8 мкм), необходимо использовать цифровую видеокамеру с объективом от микроскопа. Фокусное расстояние этого объектива определяется необходимым увеличением и требуемой глубиной резкости получаемого изображения. Диаметр области изображения с хорошей резкостью при использовании объектива с фокусным расстоянием 40 мм ограничивается выпуклостью поверхности склеры глаза и составляет около 2 мм. Поэтому в последующих исследованиях необходимо предусмотреть возможность автофокусировки изображения с двумя зонами (центральной и периферийной) его резкости, что потребует использования управляемого объектива.

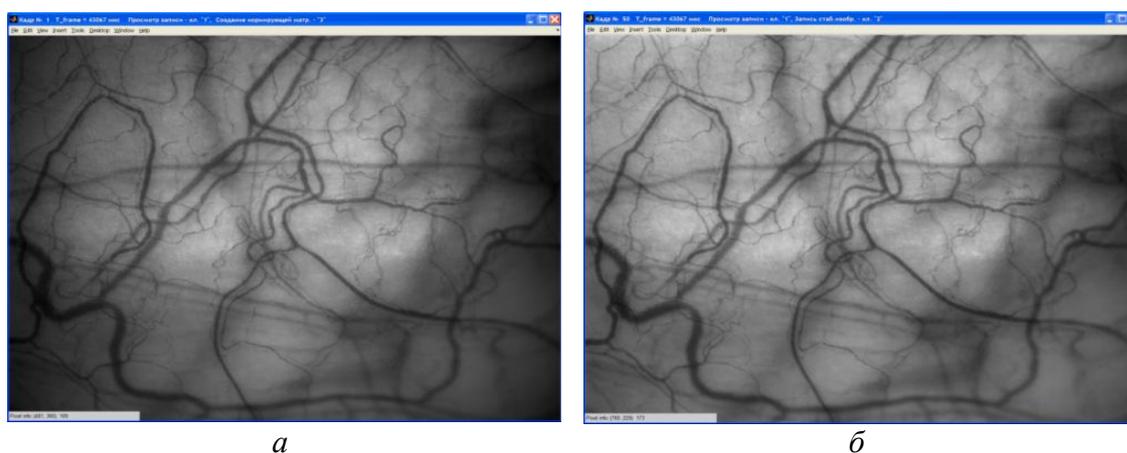


Рис. 1. Исходное изображение сосудов бульбарной конъюнктивы (а) с разрешением 2 мкм и его вид после деления на нормирующую матрицу (б) при использовании импульсной подсветки светодиодом белого цвета свечения

Модуляцию интенсивности подсветки склеры наиболее просто осуществлять при использовании светодиодов. Управление яркостью их излучения осуществляется пропусканием через них импульсов тока с необходимыми амплитудой, длительностью и скважностью. Длительность световых импульсов подсветки для получения резких изображений сосудистого рисунка бульбарной конъюнктивы должна составлять не более 2–3 мс. Тогда при разрешении системы видеосъемки 2 мкм смещение поверхности глаза, а также форменных элементов крови в сосудах не будут превышать 1 мкм. При этом для накопления в фоточувствительных элементах матрицы видеокамеры за время экспозиции достаточного количества фотогенерированных зарядов, необходима высокая средняя освещенность поверхности бульбарной конъюнктивы, близкая к ее освещенности днем на открытой местности. При записи видеоизображений сосудов в обычных условиях лаборатории, такая освещенность воспринимается пациентом, как очень яркая. Поэтому при наводке необходимо следить за положением пятна подсветки, чтобы излучение не попадало в зрачок и пациент не ощущал дискомфорта.

Для снижения влияния саккадических движений глаз пациент должен фиксировать взгляд во время видеозаписи на одной яркой точке, в качестве которой служит маломощный светодиод красного цвета. Его располагают на расстоянии около 2–3 м от пациента. Ось диаграммы направленности излучения светодиода направляют на пациента.

Формируемое с помощью оптоволоконной техники и фокусирующего объектива пятно подсветки имеет неоднородную освещенность. Поэтому для каждой серии записей изображений сосудов ряда пациентов, необходимо записывать одно изображение поверхности диффузно рассеивающего белого образца. В дальнейшем оно с помощью специально созданной программы «Image stabilization», сглаживается медианным фильтром, нормируется на свое максимальное значение и записывается на жесткий диск компьютера как нормирующая матрица D_{norm} с максимальным значением, равным единице. При загрузке записей изображений сосудов для их анализа каждое изображение делится на эту нормирующую матрицу, что позволяет выровнять яркость этих изображений по площади кадра (рис. 1).

Поскольку даже при фиксации взгляда на одной точке глаз совершает произвольные мелкие движения (тремор) необходимо проводить стабилизацию изображения сосудов в получаемых видеозаписях. Стабилизация положения сосудов осуществляется по глобальному минимуму среднеквадратического отклонения разности яркостей первого и k -го изображений при смещении последнего по координатам x , y . Применяе-

мый метод стабилизации позволяет определять вектор смещения k -го изображения с дискретностью 0,1 пикселя, т. е. 0,2 мкм.

Определение объемной скорости кровотока является сложной задачей, требующей измерения линейной скорости тока крови и внутреннего просвета сосудов. На данном этапе созданное программное обеспечение позволяет определять только линейные скорости движения форменных элементов крови в поверхностных сосудах бульбарной конъюнктивы глаза. Например, линейная скорость движения форменных элементов крови на рис. 2, составила для первого фрагмента 0.23 мм/с, а для второго 0.2 мм/с.

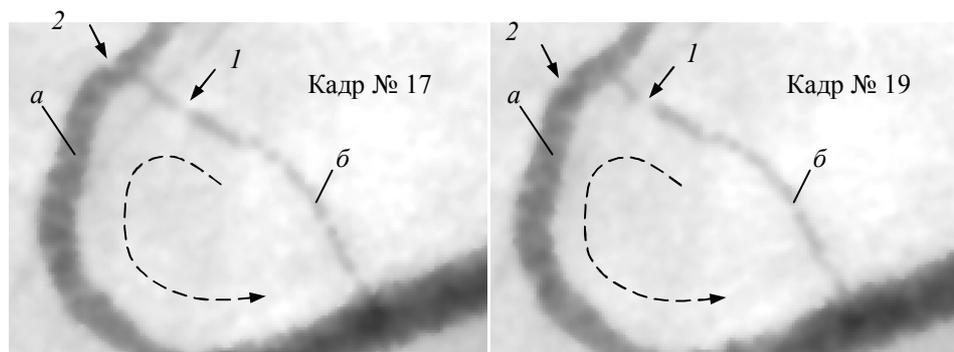


Рис. 2. Фрагменты изображения вены (a) и капилляра (b), полученные при подсветке склеры светодионом с зеленым цветом свечения в 17 и 19-ом кадрах ($\Delta t = 86.134$ мс) записи с именем 1PLekg_IDG

В дальнейших работах предполагается создать программное обеспечение для определения карты распределения линейной и объемной скоростей кровотока в помеченных исследователем участках сосудов.

1. *Hotra O., Firago V., Kubarko A.* // Acta Physica Polonica A . 2014, V. 125, No. 6. P. 1367–1370.
2. *Fedosov I. V., Galanzha, E. L, Solov'eva A. V., et. al.* // Proc. SPIE. 2002. V. 4707. P. 206–209.
3. *Fedosov I. V., Galanzha V. A., Tuchin V. V.* // Proc. SPIE. 2001. V. 4427. P. 104–108.
4. *Li J, Zhang X.* // 2012 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology IPCBEE. V. 29 (2012).
5. *Bay H., Tuytelaars T., Gool L.* // Proceedings of the 9th European Conference on Computer Vision, Springer LNCS. 2006. V. 3951, part 1, P. 404–417.
6. *Firago V., Kubarko A., Hotra A., Volkova I.* // New Electrical and Electronic Technologies and their Industrial Implementation: proceedings of the 9th International Conference NEET 2015, June 23 – 26, 2015 in Zakopane (Poland), P. 110.