

## Анализ видеоданных, формируемых капилляроскопом, и измерение динамики кровотока

П. А. Чочиа

*Институт проблем передачи информации им. А. А. Харкевича РАН, Москва, Россия*

Поступила в редколлегию 10.02.2014

**Аннотация**—Рассматривается задача автоматического определения динамических характеристик капиллярного кровотока на основе анализа видеоданных, получаемых компьютерным капилляроскопом. Основываясь на ранее разработанные алгоритмы компенсации дрейфа видеопоследовательности, обнаружения и анализа мажоритарного капилляра, предлагается гомеоморфное распрямляющее преобразование области капилляра в область прямоугольной формы. Разработан алгоритм определения мгновенной скорости и объема кровотока как функции времени и местоположения вдоль капилляра.

**КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:** обработка изображений, обработка видеоданных, капилляроскопия, измерение кровотока.

### 1. ВВЕДЕНИЕ

Капилляроскопия представляет собой способ неизвзивного (т.е. без проникновения внутрь организма и повреждения кожных покровов) исследования и диагностики микроциркуляторного кровяного русла [1, 2, 4], предназначенный для диагностики функционирования периферического отдела сердечно-сосудистой системы человека в кожных и слизистых покровах. Форма капилляров, скорость, объем кровотока и некоторые другие параметры позволяют делать выводы о состоянии здоровья и о предрасположенности пациента к различным заболеваниям [3]. Согласно обзору [5], большинство современных методов неизвзивного измерения протекания крови основаны на использовании магнитно-резонансной томографии, позитронно-эмиссионной томографии и доплеровского эффекта в ультразвуковом или видимом спектре [6, 7]. Микровидеосъемка капилляров активно используется при визуальном [2, 3] или интерактивном [4] анализе. В статье [8] декларируется применение ее для автоматического анализа; подход основан на идентификации и прослеживании промежутков между группами эритроцитов и применим лишь к почти прямолинейным участкам капилляров. Целью настоящей работы является решение задачи автоматического измерения динамики кровотока в общем случае — на всем протяжении капилляра.

Компьютерные капилляроскопы осуществляют цифровую микровидеосъемку капилляров в отраженном свете с разрешением порядка 1 мкм [2–4]. Областью наблюдений обычно является ногтевое ложе пальцев рук, как наиболее удобная область тела, в которой капиллярные петли выстраиваются параллельно поверхности кожи, и где их можно достаточно четко зарегистрировать [2]. Передача поступающих видеоданных в компьютер, их последующая обработка и анализ позволяют извлекать интересующую информацию. В предыдущих работах [9, 10] нами были рассмотрены вопросы предварительной обработки видеопоследовательностей, формируемых капилляроскопом, и обнаружения на них капилляров.

Процедура предварительной обработки поступающих видеопоследовательностей была подробно рассмотрена в статье [9]. Она включает фильтрацию, пространственную синхронизацию и улучшение визуального качества кадров. На основе корреляционного совмещения

кадров компенсируются колебания и устраняется дрейф наблюдаемых объектов. Суммированием множества кадров формируется обобщенное интегральное изображение, являющееся основой для последующего анализа. Пример отдельного кадра первоначальной видеопоследовательности, а также изображение, являющееся результатом синхронизации и усреднения по множеству кадров, представлены на Рис. 1.

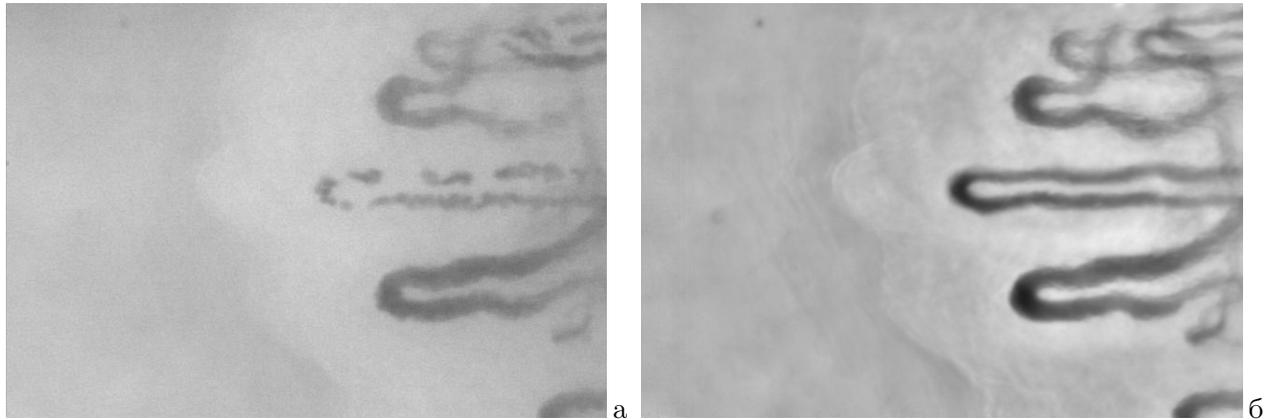


Рис. 1. Отдельный кадр исходной видеопоследовательности (а) и изображение, полученное синхронизацией и усреднением по множеству кадров (б).

Сформированное усредненное изображение (Рис. 1,б) служит материалом для анализа картины сосудов [10]. На данной стадии осуществляется формирование и фильтрация карты контурных линий, выбор мажоритарного капилляра, удаление лишних областей и контуров, преобразование представления контурных линий из растрового в векторное, формирование инвариантных к повороту морфологических характеристик контурных линий, морфологический анализ и корректировка контурных линий, приведение контурных линий в каноническое расположение. Вид получаемых контурных линий показан на Рис. 2.

Итогом этапа обнаружения и анализа капилляров является контурная картина, состоящая из двух контурных линий выбранного мажоритарного капилляра — внутренней и внешней. Каждая из них состоит из двух почти параллельных участков и участка поворота между ними — переходной области. Таким образом каждая контурная линия с точностью до поворота повторяет форму буквы U (т.е. имеет U-форму). Каноническим считается расположение, при котором первой является внутренняя контурная линия, а второй — внешняя. При этом последовательность точек векторного представления каждой из контурных линий упорядочена таким образом, что начало ее находится в вершине левой ветви U-формы [10].

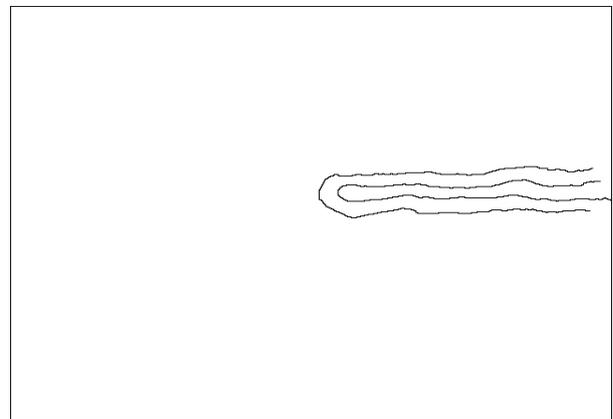


Рис. 2. Контурные линии обнаруженного мажоритарного капилляра.

Для определения скорости по видеоданным обычно применяется корреляционный подход [11]. Мгновенная скорость объекта определяется как  $v = \Delta s / \Delta t$ , где  $\Delta s$  — величина межкадрового смещения объекта, а  $\Delta t$  — период кадра, как правило, постоянный во время наблюдения. Для корреляционного анализа необходимо использовать единую аналитически задаваемую окрестность анализа, однако выбрать такую для данных сложной конфигурации, каковой является область капилляра, затруднительно. Решением может быть нахождение способа пре-

образования исходной области капилляра в область простой формы, на которой затем и будет выполняться корреляционный анализ с использованием прямоугольной окрестности.

## 2. ПОСТРОЕНИЕ РАСПРЯМЛЯЮЩЕГО ОТОБРАЖЕНИЯ

Задача ставится как нахождение гомеоморфного отображения связной области, ограниченной двумя не описываемыми аналитически кривыми линиями, концы которых соединены отрезками, в область прямоугольной формы. Предполагаем также, что граничные линии удовлетворяют некоторым условиям, в частности таким как отсутствие пересечений и самопересечений (*условие-1*). Еще одно условие, которое будет рассмотрено ниже, возникает естественным образом при построении преобразования.

Будем считать, что исходная область ограничена парой параметрически заданных кривых **A** и **B**:  $a(l)$ ,  $(0 \leq l \leq L_A)$  и  $b(l)$ ,  $(0 \leq l \leq L_B)$ , а также отрезками  $[a(0), b(0)]$  и  $[a(L_A), b(L_B)]$  (Рис. 3,а). Задача — преобразовать данную область в дискретный прямоугольник размерами  $(M + 1) \times (N + 1)$ , показанный на (Рис. 3,б).

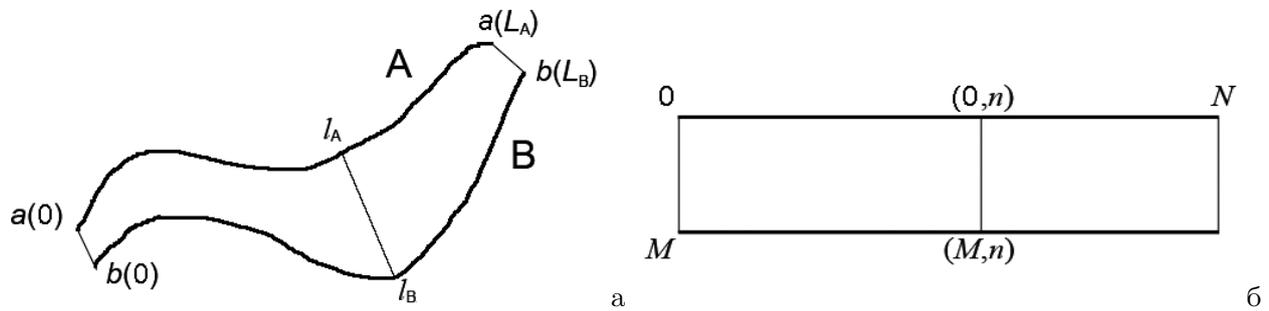


Рис. 3. Иллюстрация распрямляющего преобразования: исходная область (а) и результирующий прямоугольный массив (б).

Осуществим преобразование следующим образом. Отобразим кривые **A** и **B** линейно в верхнюю и нижнюю строки результирующего прямоугольника. Возьмем произвольный столбец результирующего массива  $[(0, n), \dots, (M, n)]$ . В начальную его точку  $(0, n)$  будет отображаться точка первой кривой  $a(l_A)$ ,  $l_A = (n/N)L_A$ , с координатами  $(x_A, y_A)$  на исходном изображении, а в конечную точку  $(M, n)$  — точка  $b(l_B)$ ,  $l_B = (n/N)L_B$ , второй кривой с координатами  $(x_B, y_B)$ . Промежуточная точка столбца результирующего массива с координатами  $(t, n)$  будет являться отображением точки исходной области с координатами  $(x, y)$ , где  $x = (M - t)x_A + tx_B$ , а  $y = (M - t)y_A + ty_B$ . Таким образом отрезок  $[l_A, l_B]$  исходной области пропорционально отображается в столбец  $[(0, n), \dots, (M, n)]$  результата. Теперь становится очевидным необходимость еще одного *условия-2*, а именно: никакой из отрезков  $[l_A, l_B]$  не должен иметь дополнительных пересечений с кривыми **A** и **B**. Легко видеть, что данное условие зависит не только от формы каждой из кривых, но и от их взаимного расположения. Такое преобразование будем называть *распрямляющим*.

Отрезки  $[l_A(n), l_B(n)]$  по сути являются сечениями капилляра. Важнейшим фактом, непосредственно вытекающим из *условия-2*, является то, что никакие сечения не пересекаются между собой. Проводимые подобным образом сечения вообще говоря не будут проходить по нормали к некоторой гипотетической срединной линии капилляра (о ней речь ниже). Однако рассматривая капилляр как трубу с жидкостью, легко видеть, что объем жидкости, протекающий за единицу времени через сечение трубы, не зависит от наклона сечения. Поэтому для нашей задачи указанный факт не внесет погрешности.

### 3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ ОТДЕЛОВ КАПИЛЛЯРА

Как было показано в предыдущей работе [10], контурные линии разных отделов капилляра (артериального, переходного и венозного [2]) имеют существенно отличающуюся кривизну, а длины участков внутренней и внешней контурных линий, отвечающие переходным отделам, могут различаться в 2 и более раз. Поэтому, чтобы уменьшить вероятность нарушения условия-2, следует выполнять распрямляющее преобразование для каждого из трех указанных отделов капилляра по отдельности, после чего соединять получаемые в результате отображений прямоугольные массивы в один. Чтобы максимально точно провести разграничение указанных отделов, сделаем некоторые дополнительные построения.

*Срединная линия капилляра* находится как множество точек, равноудаленных от каждой из двух контурных линий капилляра. Формально построенная подобная линия может выходить достаточно далеко за пределы области капилляра, поэтому существенным вопросом является отсечение лишних концов линии. Для этого анализируется множество пар точек контурных линий, являющихся ближайшими для каждой точки срединной линии. Все точки срединной линии, для которых одной из ближайших оказывается точка начала или конца любой из контурных линий, считаются выходящими за границы капилляра и удаляются. Вблизи концов области капилляра линии границ не всегда корректны, поэтому на концах срединной линии дополнительно отсекаются небольшие отрезки.

Найденная срединная линия  $c(l)$ , ( $0 \leq l \leq L_C$ ) служит основой для определения границ отделов капилляра. Способом, рассмотренным в [10], находят точки начала и конца переходного отдела срединной линии. Таким образом мы имеем четыре ее особые точки: точки начала и конца линии  $c_0$  и  $c_{end}$ , а также точки начала и конца переходного отдела:  $c_{Tbeg}$  и  $c_{Tend}$ . Найдем на контурных линиях капилляра **A** и **B** точки, являющиеся ближайшими к особым точкам срединной линии:  $a_0, a_{Tbeg}, a_{Tend}, a_{end}$  и  $b_0, b_{Tbeg}, b_{Tend}, b_{end}$ . Отрезки  $[a_{Tbeg}, b_{Tbeg}]$  и  $[a_{Tend}, b_{Tend}]$  будем считать границами начала и конца переходного отдела капилляра, а отрезки  $[a_0, b_0]$  и  $[a_{end}, b_{end}]$  — соответственно началом и концом капилляра. Срединная линия и найденные границы отделов показаны на Рис. 4,а, а общая картина образуемых сечений капилляра — на Рис. 4,б. Обратим внимание, что к настоящему моменту мы еще не можем различить артериальный и венозный отделы капилляра.

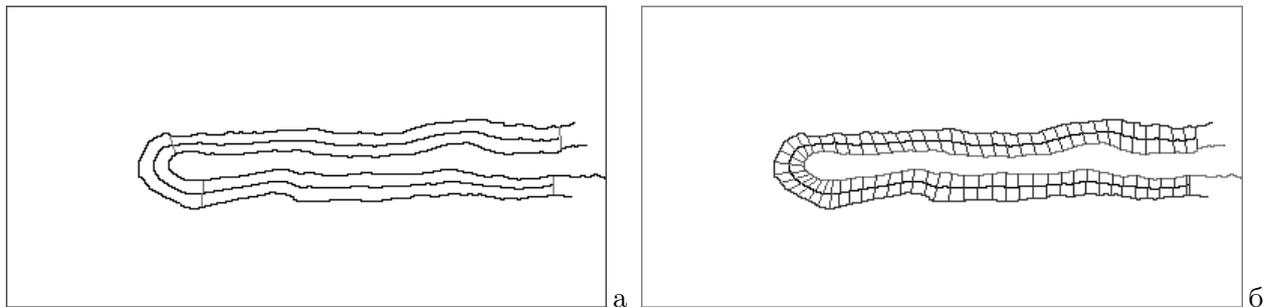


Рис. 4. Срединная линия и границы отделов капилляра (а); сечения, иллюстрирующие распрямляющее преобразование (б).

### 4. ПРЕОБРАЗОВАНИЕ КАДРОВ ВИДЕОПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ

Зная границы всех трех отделов капилляра можно выполнить распрямляющее отображение для каждого из отделов по отдельности, объединить получаемые результаты и тем самым получить полное распрямляющее отображение для всего капилляра. На Рис. 4,б показано, как будут проходить сечения капилляра, которые на результирующем прямоугольном массиве будут отображаться столбцами с равным шагом.

Размеры результирующего прямоугольного массива  $M$  и  $N$  формально можно выбрать любыми, но естественно сделать их соответствующими размерам самого капилляра. Поэтому  $M$  выбиралось как среднее значение видимого диаметра капилляра, а  $N$  — как суммарная длина отрезков срединной линии, соответствующих обнаруженным отделам капилляра. Для выполнения преобразования строится матрица отображения размерами  $(M + 1) \times (N + 1)$ , в каждый элемент которой записываются координаты отображаемой точки на исходном кадре. По каждому из исходных кадров согласно построенной матрице формируется кадр новой видеопоследовательности, размер которого равен размеру матрицы отображения. Так как координаты отображаемой точки на исходном изображении оказываются дробными, значение яркости в точке вычисляется методом билинейной интерполяции по четырем ближайшим соседям.

В результате преобразований формируется новая видеопоследовательность, содержащая только информативную часть исходных видеоданных и имеющая одинаковое с первоначальной число кадров. Тем самым исходные данные приводятся к виду, удобному для анализа динамики кровотока: определению скорости движения и объема протекающей крови, а также выполнению иных необходимых измерений. На Рис. 5,а показан сформированный таким путем кадр с изображением распрямленного капилляра, полученный из исходного кадра, представленного на Рис. 1,а. Обратим внимание, что ориентация деталей в кадре соответствует указанному выше каноническому расположению контурных линий.



Рис. 5. Вид капилляра из кадра на Рис. 1,а после выполнения распрямляющего преобразования (а); тот же кадр после обработки (б).

Видимые на полученном изображении темные участки суть группы эритроцитов; они разделены более светлыми участками, в которых находятся прозрачные лейкоциты и плазма крови. В такой ситуации определять скорость протекания крови фактически возможно только по фронтам видимых групп [8]. Однако контраст деталей во многих случаях низкий и недостаточный для надежного сопоставления кадров, поэтому требуется специальная предварительная обработка кадров. Она сводится к выравниванию средней яркости, выполнению порогового разделения и сглаживанию изображения.

Выравнивание средней яркости и пороговое разделение можно объединить в одну следующую операцию:

$$y(m, n) = \begin{cases} 1, & \text{если } x(m, n) \leq \bar{s}(m, n), \\ 0, & \text{если } x(m, n) > \bar{s}(m, n). \end{cases} \quad (1)$$

Здесь  $\bar{s}(m, n)$  — значение среднего по локальному фрагменту [12]:

$$\bar{s}(k, n) = \frac{1}{(2H + 1)(2W + 1)} \sum_{h=-H}^H \sum_{w=-W}^W x(k + h, n + w), \quad (2)$$

где  $(2H + 1) \times (2W + 1)$  — размеры фрагмента сглаживания, которые выбирались исходя из размеров капилляра как  $H = M/8$ ,  $W = 2M$ . Результатом выполнения операции (1) является бинаризованное изображение. Поскольку изменчивость форм групп эритроцитов достаточно высока, для ослабления влияния возникающей погрешности осуществлялось двумерное гауссово сглаживание изображения  $y(m, n)$  с параметрами  $\sigma \approx 2$  по вертикали и  $\sigma \approx 5$  по горизонтали. Результат показан на Рис. 5,б.

## 5. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ КРОВОТОКА

Основным параметром, нахождение которого представляет главную цель работы, является скорость кровотока. Для этого требуется измерять скорость только в одном направлении — вдоль капилляра. Как известно [11], для измерения скорости движения в точке кадра видеопоследовательности наиболее подходящим является корреляционный анализ. В нашем случае можно воспользоваться функцией ковариации

$$R_k(y, t) = \frac{1}{(M+1)(2Z+1)} \sum_{m=0}^M \sum_{z=-Z}^Z b_k(m, y+z) b_{k-1}(m, y+z+t),$$

где  $b_k(m, n)$  и  $b_{k-1}(m, n)$  — значения элементов текущего и предыдущего кадров в точке  $(m, n)$ ,  $(M+1) \times (2Z+1)$  — размер окрестности анализа,  $R_k(y, t)$  — значение функции ковариации в точке  $y$  для смещения  $t$ . Анализируемый диапазон значений  $t$  также был выбран равным размеру окна:  $-Z \leq t \leq Z$ . Заметим, что несмотря на то, что нас интересует скорость только в одном направлении — вдоль капилляра, ковариация подсчитывается по двумерной окрестности. Величина межкадрового смещения в точке  $y$  определяется как такое значение  $t_y$ , при котором достигается максимум функции ковариации:

$$d_k(y) = t_y \quad | \quad R_k(y, t_y) = \max_{-Z \leq t \leq Z} (R_k(y, t)).$$

Межкадровое смещение  $d_k(y)$  определяется для каждой точки  $y$  вдоль капилляра и для каждого кадра  $k$ , тем самым формируется двумерный массив размерами  $K \times N$ , где  $K$  — общее число кадров видеопоследовательности, а  $N$  — длина капилляра. Делением значения  $d_k(y)$  на время между кадрами получаем значения мгновенных скоростей  $V(k, n)$  как функцию номера кадра и положения вдоль капилляра. Из-за высокой изменчивости форм групп эритроцитов от кадра к кадру, о которой уже говорилось, получаемые значения смещений (скорости) оказываются сильно зашумлены. Из физической интерпретации задачи ясно, что значения скорости не могут иметь скачков и изменяются достаточно плавно как по времени, так и вдоль капилляра. Это позволяет для подавления шума применить фильтрацию низких частот при помощи операции двумерного сглаживания (2). Сформированная и сглаженная карта мгновенных скоростей представлена на Рис. 6.

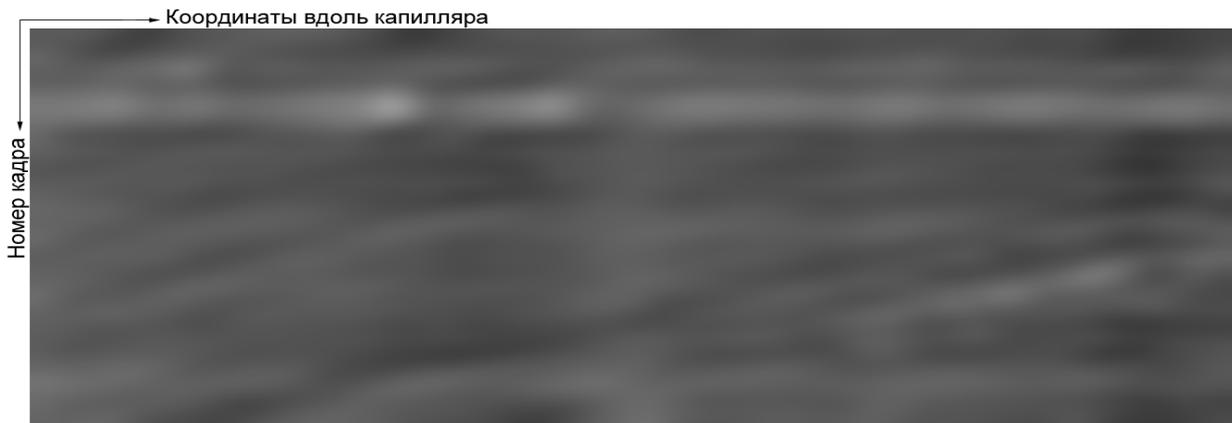


Рис. 6. Карта мгновенных скоростей.

Полученный двумерный массив мгновенных скоростей может быть использован для анализа динамики кровотока. Так, среднее значение по строкам (усреднение вдоль капилляра) дает зависимость средней скорости в капилляре от времени. На Рис. 7 она представлена как

зависимость межкадрового смещения в элементах изображения от номера кадра. Как видно, в районе 50-го кадра движение крови практически приостанавливается. Знак значения скорости говорит о направлении кровотока; средние отрицательные значения, как в данном случае, позволяют идентифицировать левую ветвь U-формы капилляра как его венозный отдел, а правую — как артериальный отдел.

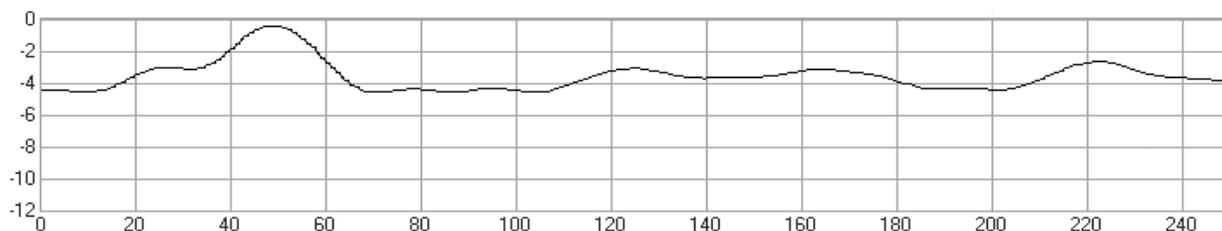


Рис. 7. Зависимость средней скорости в капилляре от времени (от номера кадра).

Усреднение карты мгновенных скоростей по столбцам (т.е. по кадрам) дает среднюю скорость в разных точках капилляра. Зная масштаб съемки, на основе имеющихся контурных линий обнаруженного капилляра нетрудно вычислить размер и площадь сечения капилляра. Умножением значения площади сечения на скорость потока легко находится мгновенный объем кровотока в соответствующей точке капилляра.

## 6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработана методика анализа видеопоследовательностей, формируемых компьютерным капилляроскопом, которая позволила решить задачу полностью автоматического определения динамических параметров капиллярного кровотока.

Предложен способ построения гомеоморфного распрямляющего преобразования области, часть границ которой составляют параметрически заданные и аналитически не описываемые линии. Такое преобразование обеспечивает эластичную деформацию и непрерывно отображает область капилляра в область прямоугольной формы, что делает возможным применение классических методов корреляционного анализа.

Разработан алгоритм формирования карты мгновенных скоростей, на основе которой происходит определение скорости и объема кровотока как функций времени и местоположения в капилляре.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Компьютерная капилляроскопия*. <http://www.ckb-rzd.ru/php/content.php?id=1621>.
2. *Разработка серии капилляроскопов*. <http://www.aetechnologies.ru/dev/6-details.htm>.
3. Гурфинкель Ю.И., Каце Н.В., Макеева О.В., Михайлов В.М. Возможности использования неинвазивной компьютерной капилляроскопии в космической медицине и в клинической практике. В кн.: *Методы нелинейного анализа в кардиологии и онкологии. Вып. 2*. М.: Университет, 2010, с. 111–121.
4. Аракчеев А.Г., Гурфинкель Ю.И., Певгов В.Г. Компьютерный капилляроскоп для неинвазивных исследований параметров циркулирующей крови. *Московский хирургический журнал*. 2010, № 5, с. 27–30.
5. Jayanthi A.K., Sujatha N., Ramasubba Reddy M. Measuring blood flow: techniques and applications – a review. *International journal of research and review in applied sciences*. 2011, vol. 6, pp. 203–216.
6. *Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови*. Ред.: Крупаткин А.И., Сидоров В.В. М.: Медицина, 2005.

7. *A Laser Doppler Anemometer for measuring blood cell velocities in perpendicular capillary loops*. <http://www.kktechnology.com/ldm.pdf>
8. Lo L.-Ch., Chiang J.Y., Cai Yu-S. Three-dimensional Vision-based Nail-fold Morphological and Hemodynamic Analysis. *11th IEEE Int. Conf. on Bioinformatics and Bioengineering BIBE-2011*. Taichung, Taiwan, pp. 44–51.
9. Чочиа П.А. Предварительная обработка видеопоследовательностей, формируемых капилляроскопом. *Информационные процессы*. 2011, Т. 11, № 1, с. 76–85.
10. Чочиа П.А. Обнаружение капилляров на изображениях, формируемых капилляроскопом. *Информационные процессы*. 2013, Т. 11, № 2, с. 63–75.
11. Limb J.O., Murphy H.A. Measuring the Speed of Moving Objects from Television Signals. *IEEE Trans. Comm. COM-23*, 1975, no. 4, pp. 474–478.
12. Чочиа П.А. Методы преобразования изображений, использующие двухмасштабную модель. В кн.: *Кодирование и обработка изображений*. М.: Наука, 1988, с. 98–112.

*Статью представил к публикации член редколлегии В. И. Венец*

## **Analysis of video data, captured by capillaroscope, and dynamic blood flow parameters estimation**

**Chochia P. A.**

The task of estimating blood flow parameters based on analysis of capillaroscope video series is considered. The straightening homeomorphic transformation is proposed, mapping the capillary area to rectangular one. The algorithm for determination the instantaneous speed and blood flow volume as a function of time and capillary position is developed.

**KEYWORDS:** image processing, video data processing, capillaroscopy, blood flow measuring.