

МОНИТОРИНГ ЗАЖИВЛЕНИЯ РАН ПО ВИДЕОПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИНТЕГРАЛЬНОГО ОПТИЧЕСКОГО ПОТОКА

Н. Chen ^{1*}, А. Недзьведь ^{3,4}, О. Недзьведь ²,
Sh. Ye ¹, Ch. Chen ¹, С. Абламейко ^{3,4*}

УДК 535.231.11;616-089

¹ Чжэцзянский университет, Ханчжоу, 310015, Китай; e-mail: eric.hf.chen@hotmail.com

² Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Беларусь;
e-mail: olga_nedzved@tut.by

³ Белорусский государственный университет,
Минск, Беларусь; e-mail: nedzveda@tut.by

⁴ Объединенный институт проблем информатики НАН Беларуси,
220020, Минск, ул. Сурганова, 6, Беларусь; e-mail: ablameyko@bsu.by

(Поступила 19 ноября 2018)

Предложен метод мониторинга динамических изменений раны по видеопоследовательности на основе интегрального оптического потока. В рамках метода выполнен последовательный анализ для каждого кадра, построены карты движения на основе интегрального оптического потока и проанализировано движение для видеопоследовательности в целом. Карты движения позволяют найти скорость эпителизации ран в критических областях, которые характеризуются нарушением роста тканей, а также определить этапы заживления тканей. Введены и рассчитаны динамические характеристики изменения раневой поверхности.

Ключевые слова: мониторинг заживления ран, интегральный оптический поток, карты движения, раневая поверхность.

A method for monitoring dynamic wound changes in video sequence based on integral optical flow is proposed. The method first analyses frame by frame sequentially and then builds integral optical flow and motion maps for video sequence. Motion maps allow to determine the rate of epithelialization of wounds in critical regions that are characterized by violation of tissue growth. From motion maps, we also determine stages of tissue healing. Dynamic characteristics of wound tissue changing are introduced and calculated.

Keywords: wound healing monitoring, integral optical flow, motion maps, wound tissue.

Введение. Одно из ключевых направлений хирургии — лечение длительно незаживающих ран и трофических язв. Современные исследования в этой области связаны с различными типами фотодинамической терапии (ФДТ), применяемыми на разных этапах лечения: антимикробной ФДТ, которая может использоваться во время фазы воспаления, и местной фоторегуляторной терапией для стимуляции заживления ран. В последние десятилетия для анализа заживления ран используются методы анализа изображений, что позволяет обеспечить эффективный постоянный контроль состояния раны и скорректировать методы лечения. В то же время это требует применения современных методов обработки изображений и видео.

DYNAMIC WOUND MONITORING IN VIDEO SEQUENCE BY USING INTEGRAL OPTICAL FLOW

Н. Chen ^{1*}, А. Nedzvedz ^{3,4}, О. Nedzvedz ², Sh. Ye ¹, Ch. Chen ¹, S. Ablameyko ^{3,4*} (¹ Zhejiang Shuren University, 8, Shuren Str., 310015, Hangzhou, China; e-mail: eric.hf.chen@hotmail.com; ² Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus; e-mail: olga_nedzved@tut.by; ³ Belarusian State University, Minsk, Belarus; e-mail: nedzveda@tut.by; ⁴ United Institute of Informatics Problems, National Academy of Sciences of Belarus, 6 Surganova Str., Minsk, 220020, Belarus; e-mail: ablameyko@bsu.by)

Методы анализа изображений ран рассматриваются во многих работах. В [1, 2] задача сегментации раны сформулирована как задача разделения объекта и фона и решена с помощью интерактивного классификатора гистограммы. Несмотря на достаточно высокую производительность, эти методы в значительной степени зависят от предварительно заданных особенностей, ориентированных только на решение отдельных задач с использованием небольших баз данных. Попытки оценить площадь раневой поверхности и прогнозировать заживление описаны в [3], текстурный анализ изображений ран рассмотрен в [4]. В работе [5] представлен метод цифровой обработки изображений в пространстве цвета HLS, где выполняется анализ хронических повреждений кожи на основе ограничения компонент цвета. Метод адаптивной техники сглаживания используется для сегментации границ ран на изображениях венозных язв на ногах. Доля отмерших тканей в ране определяется количественно с использованием разработанного программного обеспечения и сравнивается с системой классификации, основанной на визуальных оценках, сделанных опытным врачом. В работе [6] предложен метод сегментации изображений ран относительно нормальной ткани и их классификации в соответствии с типами раны. Для этого использован метод активного контура, в котором классификация осуществляется путем кластеризации цвета с помощью алгоритма дифференциального квантования. В [7] описан классификатор анализа изображений раневых поверхностей для эффективного отслеживания состояния заживления раны.

В работе [8] предлагается алгоритм оптимизации на основе метода роя частиц для сегментации областей раны с помощью выбора подходящего цветового пространства. Алгоритм в канале Db обеспечивает хорошую точность для сегментации хронических ран. Классификатор на основе линейного дискриминантного анализа обеспечивает 98 %-ную точность прогноза для ткани. Два метода сегментации изображения раны рассмотрены в [9]: в первом применяется гипотеза многоканальной фильтрации для обработки визуальных данных на основе текстуры изображения, во втором — параметрический анализ на основе среза графов. Это позволяет избежать сложного представления входных данных изображения, используя вычислительные преимущества метода среза графов. В методе [10] применяется градиентный векторный поток для сегментации, он довольно устойчив к изменению цветовых характеристик камеры для захвата изображения.

Большинство существующих методов предназначены для сегментации и обработки изображений ран на отдельных статических изображениях. При этом для решения многих медицинских задач необходимо контролировать изменение состояния ран в динамическом режиме, т. е. по видеопоследовательности. В [11] по последовательности фотографий выполняется анализ изменений, характерных для процесса вторичного заживления ран на различных участках тела, с использованием метода определения цветных пятен. Однако отсутствуют работы, позволяющие отслеживать динамические изменения ран по видеопоследовательности с одновременной оценкой состояния раны на основе вычисления ее характеристик.

В данной работе предлагается метод мониторинга динамических изменений раны по видеопоследовательности на основе интегрального оптического потока. В рамках этого метода сначала выполняется последовательный анализ для каждого кадра, затем строятся карты движения на основе интегрального оптического потока и анализируется движение для видеопоследовательности в целом. Карты движения позволяют найти скорость эпителизации ран в критических областях, которые характеризуются нарушением роста тканей, и определить этапы заживления тканей. Введены и рассчитаны динамические характеристики изменения раневой поверхности. Эффективность метода показана на примере анализа реальных изображений.

Динамические характеристики изображения раневой поверхности. Выделяют три основные фазы течения раневого процесса [12]: фаза воспаления, фаза регенерации и пролиферации, фаза эпителизации и реорганизации рубца. Изменения размера и внешнего вида раны имеют выраженные особенности в зависимости от этапа воспалительной реакции, скорости протекания фаз раневого процесса и применяемых методов лечения.

В процессе фазы воспаления происходит удаление нежизнеспособных тканей и продуктов их разрушения из раны и выполняется подготовка поврежденных тканей к процессу заживления. Эта фаза характеризуется изменениями в сосудистой сети, которые соответствуют острому воспалению. На этой стадии важную роль играют вещества, катализирующие рост сосудов. Пролиферативная фаза характеризуется формированием слоев грануляционной ткани и сокращением размера раны. Третья фаза процесса заживления раны включает в себя реорганизацию рубца и эпителизацию.

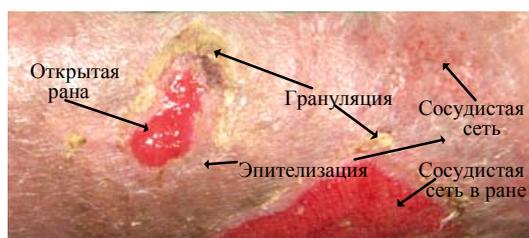


Рис. 1. Дескрипторы на изображении для описания тканей раны

Можно выделить четыре вида дескрипторов на изображениях для описания стадий заживления ран (рис. 1): открытая рана, сосудистая сеть, грануляционная ткань, эпителиальная ткань. К основным показателям динамики заживления ран относятся уменьшение площади раны и скорость ее заживления [12]. Относительное уменьшение площади раны за определенный период наблюдения рассчитывается по формуле:

$$\Delta A = (A_0 - A_n) / A_0 \cdot 100 \%,$$

где A_0 — начальная площадь раны; A_n — площадь раны на n -е сутки.

Скорость заживления равна изменению площади раны за единицу времени:

$$v = (A_0 - A_n) / n,$$

где n — количество дней.

Технология мониторинга динамических изменений раны (рис. 2) на основе интегрального оптического потока состоит из двух основных этапов — поккадровой обработки изображений и обработки всей видеопоследовательности. На первом этапе изображения раны обрабатываются последовательно кадр за кадром. Для каждого кадра выполняются следующие операции: сегментация изображения, фильтрация (удаление мелких объектов и дыр), центрирование и поворот объекта. На втором этапе для видеопоследовательности рассчитывается классический оптический поток и определя-

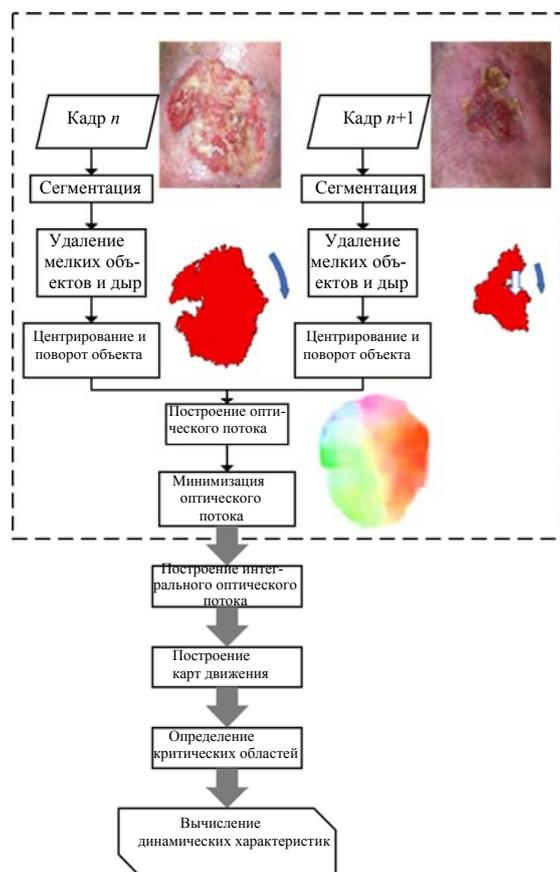


Рис. 2. Схема мониторинга динамических изменений раны

ется смещение пикселей для каждого определенного момента времени. Результаты вычислений классического оптического потока накапливаются, и рассчитывается интегральный оптический поток для всей видеопоследовательности. На основе интегрального оптического потока строятся карты движения, позволяющие описать движение относительно пикселя и области изображения. Таким образом выполняется статистический анализ количества и направления движения пикселей, движущихся в направлении каждой точки изображения или от нее. Затем определяются критические области и описываются изменения раны на основе пороговой сегментации локальных максимумов на картах движения. По ним рассчитываются динамические характеристики изменения раны, которые позволяют оценить состояние раны и скорректировать метод лечения.

Сегментация отдельных компонентов раны. В большинстве случаев раневые ткани окрашены кровью, поэтому наибольшее значение имеет красный канал цветного изображения. Простое разложение цветного изображения на красный, зеленый и синий каналы позволяет разделить компоненты в процессе заживления тканей (рис. 3).

Для различения типов ткани в области раны можно использовать разные методы. Грануляционная ткань (рис. 4, *a*) извлекается путем преобразования цветовых каналов по формуле:

$$I = 255(G - B)/R,$$

где I — улучшенное полутоновое изображение; R , G и B — красный, зеленый и синий каналы для изображения соответственно. Дальнейшая бинаризация полутонового изображения позволяет извлечь изображение грануляционной ткани (рис. 4, *б*). Для изображений, не имеющих бликов, эффективен метод бинаризации Отсу. В противном случае необходимо предварительно удалить блики.

Компонент изображения, соответствующий открытой ране, можно извлечь с помощью пороговой сегментации уровня серого. Изображение имеет самый высокий контраст для открытых ран в зеленом канале, поэтому сегментация выполняется для зеленого канала изображения (рис. 3, *в*).

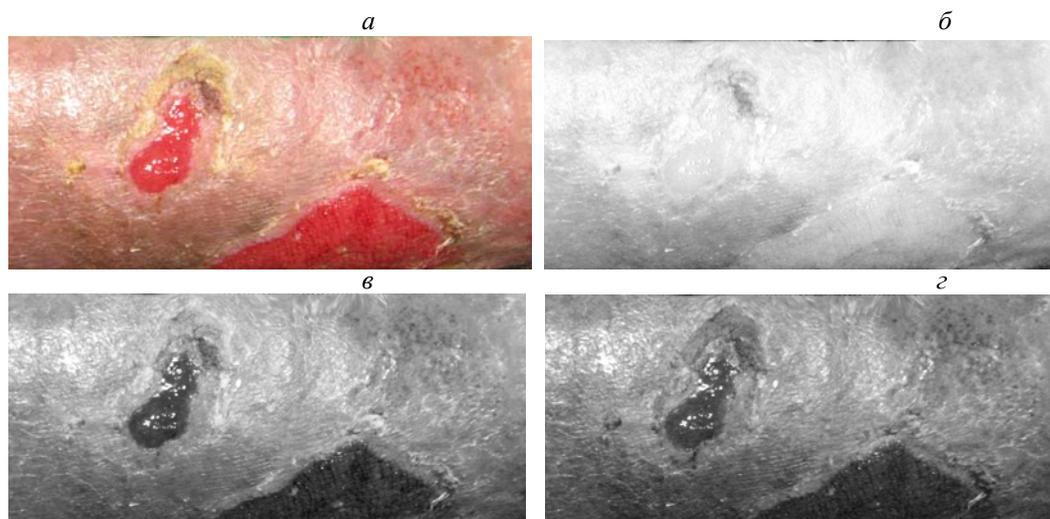


Рис. 3. Разложение по цвету изображения раны: *a* — цветное изображение; *б* — красный канал; *в* — зеленый канал; *г* — синий канал

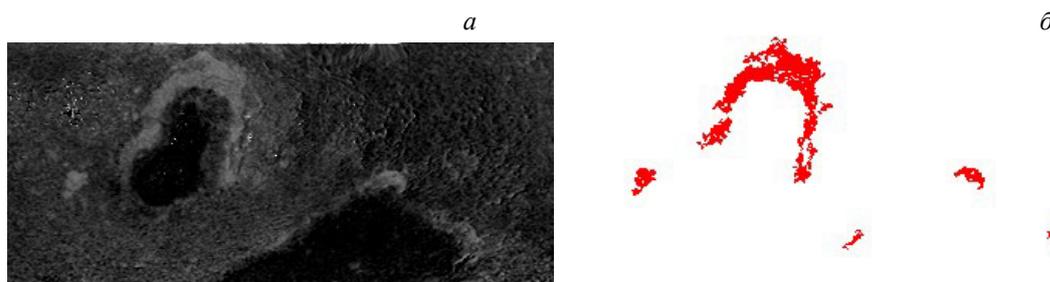


Рис. 4. Выделение грануляционной ткани: *a* — полутоновое изображение; *б* — бинарное изображение

Эпителиальная ткань соответствует области с равномерной яркостью. Все цветовые каналы объединяются в одно полутоновое изображение. Полутоновый морфологический фильтр, основанный на разнице между операторами дилатации и эрозии, определяет области равномерной яркости как набор пикселей с нулевым уровнем. Эти пиксели соответствуют областям эпителизации ткани (рис. 5, а).

Сегментация сосудистых компонентов — очень сложная задача, которая решается нами как задача классификации. Классификатор реализован на основе метода обучения сверточной нейронной сети (CNN) со скользящим окном. Это позволяет предсказать значение яркости класса для каждого пикселя на основании анализа области по шаблону вокруг него. Небольшая область вокруг каждого пикселя используется в качестве источника данных [13]. Преимущество такого подхода — возможность локализации сети посредством анализа окружения вокруг пикселя, а также увеличения объема обучающей выборки для CNN путем изменения ориентации, размера, яркости и цвета каждого образца.

Для решения задачи сегментации сосудистой сети используется полносвязная CNN. Особенность ее организации в том, что обычная CNN дополняется слоями, в которых операторы объединения заменяются операторами возрастающей дискретизации. Это приводит к увеличению разрешения выходного изображения [13]. С помощью тонких линий объединяются элементы с разным разрешением, что позволяет обучать сверточные слои для формирования более точного результата на выходе. Сегментация сосудистой сети представлена на рис. 5, б.

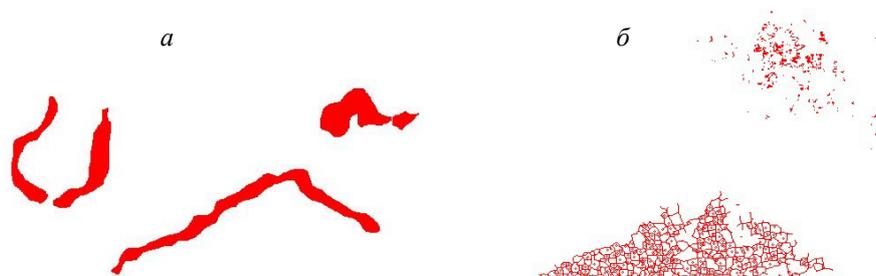


Рис. 5. Бинарное изображение эпителиальной ткани (а) и сосудистой сети (б)

Применение интегрального оптического потока для видеопоследовательности изображений ран. Использование интегрального оптического потока для мониторинга заживления ран позволяет определить скорость заживления для различных участков раны. Для видеопоследовательности изображений раны сначала рассчитывается классический оптический поток. Существует проблема, связанная с тем, что на изображениях, полученных в разное время, центры раны могут изменять свое положение. Поэтому необходимо выполнять совмещение центров ран для всех кадров изображения, иначе при вычислении оптического потока возникнут ошибки. При этом первое изображение раны рассматривается как эталон, а все последующие сопоставляются с ним.

Координаты центра раны:

$$x_c = \sum x_k / A, \quad y_c = \sum y_k / A,$$

где x_k, y_k — координаты пикселей изображения раны; A — площадь раны.

Сопоставление выполняется на основе определения центра объекта и его ориентации, что позволяет минимизировать оптический поток. На основе накопления классического оптического потока для нескольких последовательных кадров изображения вычисляется интегральный оптический поток. В результате накопления уменьшается результирующий вектор смещения для фона и увеличивается результирующий вектор смещения для объектов переднего плана [14]. Интегральный оптический поток

$$IOF^{itv}_i(p) = \sum_{i=0}^{itv-1} OF_{t+i} p_{t+i},$$

где I_t — t -й кадр изображения I ; $I_i(p)$ — пиксель с координатами $p(x, y)$ на кадре I_i ; p_{t+i} — координаты для кадра I_{t+i} пикселя $I_i(p)$; OF_t — классический оптический поток для кадра I_t ; itv — параметр интервала кадров для вычисления интегрального оптического потока. На основе интегрального оптического потока строятся карты движения для каждого положения пикселя, т. е. для статистического анализа количества и направления движения пикселей (в сторону каждой позиции или от нее).

Соответствие между построенными картами движения и бинарными областями, полученными в результате сегментации, позволяет обнаружить изменения, происходящие в ткани.

Анализ изображений ран с помощью карт движения. Карты движения позволяют найти контрольные точки, характеризующие изменения в различных типах тканей. Существует два способа анализа изменений, происходящих в ране, с помощью карт движения: на уровне пикселя и на уровне области изображения. Для задач мониторинга используем карты движения на уровне области [15]. Карта движения, построенная на уровне области, — это изображение, для каждой точки которого существует вектор Q , содержащий информацию о движении пикселей через заданную область с центром в этой точке. По этим картам можно определить критические области, для которых характерно нарушение равномерного роста тканей.

Заживление раны — процесс трансформации одного типа ткани в другой с уменьшением площади одного типа ткани и увеличением площади другого типа ткани. Для решения этой задачи используются следующие типы карт движения на уровне области: карта IRQ , определяющая относительное количество пикселей, входящих в область; карта ORQ , определяющая относительное количество пикселей, покидающих область. Карты IRQ и ORQ обозначаются $IRQ_t(r)$ и $ORQ_t(r)$ для области r и кадра изображения I . Они позволяют определить средние значения для карт IQ и OQ :

$$IRQ_t(r) = (1/N)\sum_{p \in r} IQ_t(p), \quad ORQ_t(r) = (1/N)\sum_{p \in r} OQ_t(p),$$

где IQ — карта сходимости пикселей, определяющая количество пикселей, перемещающихся по направлению к соответствующей позиции изображения; OQ — карта расходимости пикселей, определяющая количество пикселей, перемещающихся по направлению от соответствующей позиции на изображении.

По картам IRQ и ORQ можно определить скорость изменения типа ткани. Чтобы установить, насколько симметрично происходят эти изменения для всей раневой поверхности, введены следующие параметры — коэффициент симметрии области для входящих пикселей IS , который показывает, насколько симметрично пиксели перемещаются в соответствующую область; коэффициент симметрии области для пикселей, покидающих эту область OS , который показывает, насколько симметрично движутся пиксели из заданной области:

$$IS_t(r) = \frac{IRQ_t(r)}{\left| (1/N)\sum_{p \in r} ICM_t(p) \right|}, \quad OS_t(r) = \frac{ORQ_t(r)}{\left| (1/N)\sum_{p \in r} OCM_t(p) \right|},$$

где $(1/N)\sum_{p \in r} ICM_t(p)$ — среднее значение на карте ICM ; $(1/N)\sum_{p \in r} OCM_t(p)$ — среднее значение на карте OCM ; ICM — результирующая карта сходимости пикселей, которая определяет движение всех пикселей по направлению точки изображения; OCM — результирующая карта расходимости пикселей, определяющая движение пикселей по направлению от соответствующей точки изображения. Более подробное описание типов карт движения приведено в [15].

На основе карт движения предложен параметр для описания скорости заживления — коэффициент симметрии роста ткани. Симметричность изменения размера области ткани следующая: области с $IS_t(r) > T$ соответствуют симметричному уменьшению области, области с $OS_t(r) > T$ — симметричному расширению области, где $T > 1$ — пороговое значение, определяемое эмпирически.



Рис. 6. Изображение раны (а), карта движения ICM (б), различные типы ткани после сегментации (в)

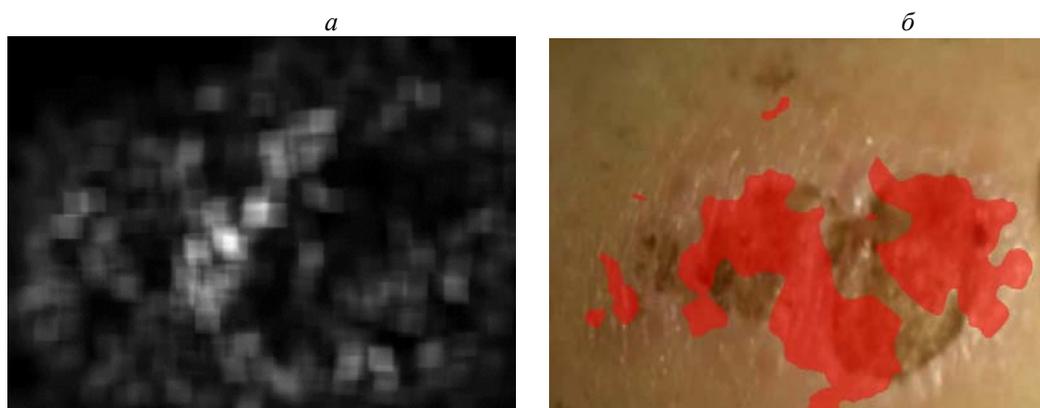


Рис. 7. Полутоновое изображение карты IRQ (а); область интенсивной эпителизации (б)

На рис. 6, б представлена карта движения ICM для изображения раны на рис. 6, а, которая позволяет выделить области с различными типами ткани. По картам движения можно определить скорость эпителизации в критических областях раны, которые характеризуются нарушением роста тканей и определяются на основе сегментации локальных максимумов на картах движения (рис. 7).

Динамические характеристики изменения раневой поверхности. В результате обработки последовательности изображений получены наборы бинарных изображений различных типов, соответствующие разным стадиям заживления ран: открытая рана, сосудистая сеть, грануляционная ткань, эпителиальная ткань. Для всех типов тканей построены карты движения для этих изображений, позволяющие определить этапы заживления тканей. Совмещение карт движения с исходными изображениями ран дает возможность определить локальные максимумы на картах движения и соответствующие им критические области, характеризующиеся нарушением роста ткани (рис. 8).

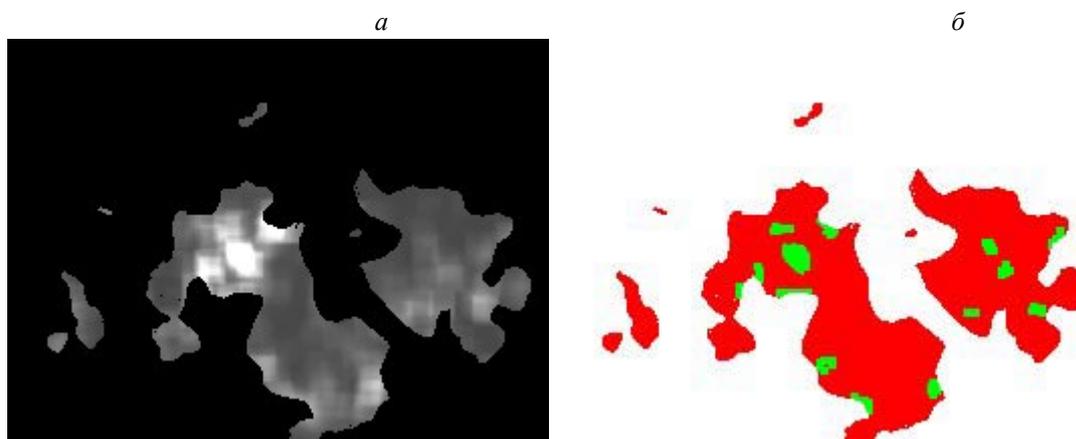


Рис. 8. Выявление на полутоновом изображении карты IRQ участков эпителизации (а); область эпителизации (красный) с локальными максимумами, соответствующими центрам эпителизации (зеленый) (б)

По карте IRQ можно определить центры эпителизации и рассчитать индекс эпителизации:

$$E = C_e/A_e,$$

где C_e — число центров эпителизации; A_e — площадь ткани в фазе эпителизации.

Другая динамическая характеристика скорости заживления раны — динамический коэффициент грануляции:

$$E_g = \Sigma V_e/A_e - \Sigma V_g/A_g,$$

где V_e и V_g — значения на карте движения, соответствующие фазе эпителизации и грануляции; A_e и A_g — площади области эпителизации и грануляции. Сумма вычисляется для всей области. Дина-

мические коэффициенты для областей эпителизации и васкуляризации:

$$E_v = \Sigma V_e/A_e - \Sigma V_v/A_v,$$

где V_v — значения на карте движения для фазы васкуляризации; A_v — площадь области васкуляризации. Скорость трансформации фаз раневой поверхности определяется как отношение приведенных выше коэффициентов:

$$C = E_v/E_g.$$

Данные характеристики позволяют оценить процесс заживления тканей и выбрать правильный метод лечения.

Заключение. Предложен метод, основанный на интегральном оптическом потоке, который позволяет отслеживать заживление раны по видеопоследовательности. Метод реализуется двумя этапами: на первом выполняются анализ изображений кадр за кадром, сегментация и центрирование изображений, затем для видеопоследовательности вычисляется интегральный оптический поток и строится движение. Сегментация изображения выполняется для выделения различных типов ткани раны. Предлагается использовать следующие инструменты сегментации: рекомбинацию каналов изображения для выделения грануляционной ткани; зеленый канал изображения для выделения открытой области раны; область с равномерной яркостью для выделения эпителиальной ткани; сверточную нейронную сеть для выделения сосудистой сети. Сочетание методов позволяет эффективно определять различные типы тканей. Для всей видеопоследовательности вычисляется интегральный оптический поток и строятся карты движения, по которым можно найти скорость изменения типа ткани раневой поверхности. Изменения, происходящие в области, определяются в соответствии с условиями: области с наибольшими значениями на карте IRQ и с наименьшими на карте ORQ соответствуют типу ткани, площадь которой уменьшается; области с наибольшими значениями на карте ORQ и с наименьшими на карте IRQ соответствуют типу ткани, площадь которой увеличивается.

Равномерность изменения типа ткани определяется из следующих условий: области с $IS(r) > T$ соответствуют симметричному уменьшению площади ткани данного типа, области с $OS(r) > T$ — симметричному расширению данного типа ткани, $T > 1$ — пороговое значение, определяемое эмпирически. Эти условия позволяют определить критические области, которым соответствуют участки с нарушением однородности роста ткани, требующие внимания специалистов-медиков.

Предложены новые динамические характеристики на основе карт движения, позволяющие контролировать мониторинг процесса заживления раны: коэффициент эпителизации дает информацию об активности процесса эпителизации на основе подсчета количества центров эпителизации на единицу площади; динамические коэффициенты грануляции и васкуляризации дают возможность определить скорость преобразования одного вида ткани в другой. Анализ этих динамических характеристик позволяет обнаружить новые возможности для мониторинга ран в процессе их заживления.

По сравнению с известными методами, основанными на анализе статических изображений, которые выполняют сегментацию раны от нормальной ткани, предлагаемый метод дает возможность обнаруживать и изучать изменения раны в динамике, определять скорость заживления и прогнозировать эффективность лечения. Анализ изменений площади и скорости заживления раны позволяет изучить динамику раневых повреждений и оценить эффективность лечения, что может быть использовано в доказательной медицине.

Предложенный метод можно применять не только для наблюдения реальных изображений раневых поверхностей, но и для определения эффективности моделирования медицинских процедур. Например, для моделирования метода радиочастотной абляции может быть использована методика определения скорости разрушения биологической ткани.

В клинических исследованиях сначала проверяется надежность методов исследования, после чего оценивается их достоверность. Поскольку не существует стандартного инструмента для оценки заживления ран, мы сочли оценку с помощью анализа последовательностей изображений более эффективным инструментом по сравнению с анализом статических изображений. Предложенная методика позволяет качественно оценить фазу заживления раны в реальном процессе лечения.

Работа поддержана Программой прикладных исследований технологий общественного благосостояния провинции Чжэцзян (LGF19F020016, LGJ18F020001 и LGJ19F020002) и Национальной программой иностранных экспертов высокого уровня (GDW20183300463).

-
- [1] **M. Kolesnik, A. Fexa.** Lecture Not. Computer Sci., **3656** (2005) 1014—1022
- [2] **M. Kolesnik, A. Fexa.** Proc. 7th Nordic Signal Processing Symposium, June 7—9 (2006) 50—53
- [3] **G. C. Gurtner, S. Werner, Y. Barrandon, M. T. Longaker.** Nature, **453**, N 7193 (2008) 314—321
- [4] **C. P. Loizou, T. Kasparis, O. Mitsi, M. Polyviou.** Proc. IEEE 12th Int. Conf. Bioinform. Bioeng., November 11—13 (2012) 709—714
- [5] **H. Oduncu, V. Aslanta, M. Tunckanat, R. Kurban.** Proc. IEEE 13th Signal Proc. Commun. Appl. Conf., May 16—18 (2005) 645—648
- [6] **K. S. Kumar, B. E. Reddy.** Int. J. Image Graphic. Signal Proc., **6**, N 6 (2014) 36—42
- [7] **K. S. Kumar, B. E. Reddy.** Int. J. Signal Image Proc., **5**, N 2 (2014) 15—27
- [8] **C. Chakraborty.** Wireless Personal Commun., **3** (2017) 23—28
- [9] **K. S. Kumar, C. F. Jacob, B. E. Reddy.** J. Image Video Proc., **4**, N 3 (2014) 737—747
- [10] **H. Lee, B. U. Lee, J. Park, W. Sun, B. Oh, S. Yang.** Proc. Int. Conf. Intell. Informatics and Biomed. Sci., November 28—30 (2015) 390—391
- [11] **S. Yang, J. Park, H. Lee, S. Kim, B. U. Lee, K. Y. Chung, B. Oh.** PLoS One, **11**, N 9 (2016) e0163092
- [12] **A. V. Buravsky, E. V. Baranov, S. I. Tretyak, M. K. Nedzved.** Novosti Khirurgii, **23**, N 6 (2015) 601—611
- [13] **A. Nedzvedz, O. Nedzvedz, A. Glinsky, G. Karapetian, I. Gurevich, V. Yashina.** Proc. Int. Conf. Information and Digital Technology, June 29—July 1 (2017) 275—281
- [14] **Ch. Chen, Sh. Ye, H. Chen, O. V. Недзведь, С. В. Абламейко.** Журн. прикл. спектр., **84**, № 1 (2017) 138—146 [Ch. Chen, Sh. Ye, H. Chen, O. V. Nedzvedz, S. V. Ablameyko. J. Appl. Spectr., **84** (2017) 120—128]
- [15] **H. Chen, O. V. Nedzvedz, Sh. Ye, S. V. Ablameyko.** Informatica, **29**, N 2 (2018) 211—232