

ФТИЗИАТРИЯ PHTHISIOLOGY

DOI: 10.12737/article_59e859d55cf612.51311447

УДК 616-093

Наркевич А.Н., Виноградов К.А., Корецкая Н.М., Соболева В.О.

СЕГМЕНТАЦИЯ МИКРОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ МОКРОТЫ, ОКРАШЕННОЙ ПО МЕТОДУ ЦИЛЯ – НИЛЬСЕНА, С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ MEXICAN HAT

ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет
им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России
(660022, г. Красноярск, ул. Партизана Железняка, 1, Россия)

Обоснование. Микроскопические исследования применяются в диагностике большого числа заболеваний, в том числе туберкулёза лёгких. Бактериоскопическое исследование является практически единственным доступным для общей лечебной сети методом выявления больных туберкулёзом бактериовыделителей. При этом качество бактериоскопической диагностики туберкулёза в клинико-диагностических лабораториях общей лечебной сети остаётся не на должном уровне, что может быть исправлено применением автоматизированного анализа цифровых микроскопических изображений препаратов мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена. Одним из первых этапов автоматизированного анализа изображений является их сегментация.

Целью исследования является изучение возможности сегментации цифрового изображения микроскопического препарата мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, с использованием вейвлет-преобразования Mexican Hat.

Материалы и методы. В качестве материала исследования использовались 830 цифровых изображений, полученных при микроскопии 10 мазков мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена. Мазки изготавливались из мокроты пациентов, больных туберкулёзом лёгких. Каждое изображение имело разрешение 572 × 422 пикселей. Для автоматизированной сегментации изображений использовалось двумерное вейвлет-преобразование Mexican Hat Wavelet.

Результаты. По результатам исследования установлено оптимальное значение стандартного отклонения, которое является единственным варьирующимся параметром вейвлета Mexican Hat, а также произведена оценка времени выполнения вейвлет-преобразования цифровых микроскопических изображений мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена.

Заключение. По результатам исследования сделано заключение о том, что использование двумерного вейвлет-преобразования Mexican Hat цифровых микроскопических изображений мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, позволяет сегментировать данные изображения, что может быть использовано для последующей разработки систем автоматизированной бактериоскопической диагностики туберкулёза.

Ключевые слова: медицинские изображения, анализ изображений, автоматизированная обработка, бактериоскопическая диагностика, туберкулёз лёгких

SEGMENTATION OF MICROSCOPIC IMAGES OF SPUTUM STAINED BY ZIEHL – NIELSEN USING WAVELET TRANSFORM MEXICAN HAT

Narkevich A.N., Vinogradov K.A., Koretskaya N.M., Soboleva V.O.

Krasnoyarsk State Medical University
(ul. Partizana Zheleznyaka 1, Krasnoyarsk 660022, Russian Federation)

Background. Currently at bacterioscopic diagnosis of tuberculosis there is a large number of errors that is associated with a number of problems that can be solved by automated analysis of microscopic images of sputum. Automated image analysis usually consists of several stages: image segmentation and identification or recognition of objects in the image. The article examines the first of these stages – segmentation.

The aim of the study was to investigate the possibility of segmenting a digital image of a microscopic preparation sputum, stained by the method of Ziehl – Nielsen, using wavelet transform Mexican Hat.

Materials and methods. As research material we used 830 digital images obtained by microscopy of sputum smears stained by the method of Ziehl – Nielsen. For the automated segmentation of images we used two-dimensional wavelet transform of Mexican Hat Wavelet.

Results. During the study we defined the optimal value of the σ parameter, which is the only varying parameter of a wavelet Mexican Hat, and carried out the run-time evaluation of the wavelet transform digital microscopic images of sputum stained by the method of Ziehl – Nielsen.

Conclusions. The conclusion is made about possibility of using two-dimensional wavelet transform Mexican Hat digital microscopic images of sputum stained by the method of Ziehl – Nielsen, for segmentation of these images.

Key words: medical imaging, image analysis, automatic data processing, bacteriological technic, pulmonary tuberculosis

Процесс диагностики большого числа заболеваний осуществляется с использованием микроскопической техники. Так, микроскопия применяется в диагностике онкологических, эндокринных и инфекционных заболеваний [4, 7, 18]. Одним из заболеваний, при диагностике которого также применяется микроскопическое исследование, является туберкулёз лёгких. Бактериоскопическое исследование на предмет наличия в мокроте пациентов кислотоустойчивых микобактерий является практически единственным доступным для общей лечебной сети методом выявления больных туберкулёзом бактериовыделителей.

Однако качество бактериоскопической диагностики туберкулёза в клинико-диагностических лабораториях общей лечебной сети остаётся не на должном уровне. Это связано в первую очередь с довольно длительной и рутинной методикой просмотра микроскопических препаратов, согласно которой необходимо на одном препарате мокроты просмотреть от 100 до 300 полей зрения, при этом у каждого пациента с подозрением на туберкулёз необходимо провести данное обследование трёхкратно. Во-вторых, это связано с тем, что общая укомплектованность кадрами клинико-диагностических лабораторий в учреждениях общей лечебной сети, по данным некоторых авторов, составляет 63 %, а врачами-бактериологами – чуть более 50 % [8]. Это приводит к большому числу ошибок при проведении бактериоскопической диагностики туберкулёза [3], и учреждения общей лечебной сети постепенно перестают осуществлять бактериоскопическую диагностику. Доля больных туберкулёзом, выявленных бактериоскопическим методом, от впервые выявленных бактериовыделителей в 2014 г. составила лишь 0,23 % [1].

Использование автоматизированного анализа цифровых микроскопических изображений препаратов мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, позволит свести к минимуму перечисленные выше недостатки путём, во-первых, исключения необходимости в квалифицированном враче при проведении бактериоскопического обследования, во-вторых, увеличения скорости проведения данного обследования и, в-третьих, исключения человеческого фактора из процесса диагностики.

Как правило, процесс автоматизированного анализа изображений представляет собой несколько этапов: сегментация изображения и идентификация или распознавание объектов, находящихся на изображении [2, 5, 9]. Основной целью сегментации изображения является исключение тех участков изображения, которые не имеют ценности для дальнейшего анализа. В заключении производится идентификация или распознавание оставшихся после сегментации частей изображения [6, 14]. Таким образом, первым этапом решения задачи автоматизированной бактериоскопической диагностики туберкулёза является выбор алгоритма сегментации изображения для изучения объектов на предмет их возможной автоматической идентификации.

В настоящее время для обработки сигналов различной природы часто находят применение вейвлет-анализ [10, 17], который позволяет преобразовать сиг-

нал в более удобный вид для дальнейшей обработки. Цифровое изображение представляет собой двумерный сигнал, обработка которого может производиться с помощью двумерных вейвлет-преобразований [12, 16]. Одним из таких преобразований может служить вейвлет Mexican Hat («мексиканская шляпа») [13, 15].

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Изучение возможности сегментации цифрового изображения микроскопического препарата мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, с использованием вейвлет-преобразования Mexican Hat.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В качестве материала исследования использовались 830 цифровых изображений, полученных при микроскопии 10 мазков мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена. Мазки изготавливались из мокроты пациентов, больных туберкулёзом лёгких. Обработка мокроты методом Циля – Нильсена окрашивает кислотоустойчивые микобактерии в цвета красного оттенка, а иные элементы, имеющиеся в мокроте, – в цвета синего оттенка. В последующем осуществлялась микроскопия приготовленных мазков с использованием тринокулярного микроскопа Микромед 1 вар. 3-20 при увеличении 10×60 с установленной цифровой камерой TopCam CMOS01300KPA с разрешением 0,3 МР. На каждом препарате осуществлялась съёмка 83 полей зрения. Каждое изображение имело разрешение 572×422 пикселей. Несмотря на то, что методом Циля – Нильсена кислотоустойчивые микобактерии окрашиваются в цвета красного оттенка, а иные элементы мокроты – в цвета синего оттенка, данная информация не позволяет осуществлять сегментацию изображения, только лишь выделяя красные участки изображения. Это обусловлено тем, что красный цвет в системах компьютерного зрения имеет довольно широкие и неоднозначные границы.

Каждое изображение просмотрено вручную на наличие кислотоустойчивых микобактерий с подсчётом их количества. На всех 830 изображениях найдено более 5000 кислотоустойчивых микобактерий.

В каждом анализируемом изображении, исходя из значений цвета каждого пикселя, определялись следующие параметры пикселей: значение красного цвета пикселя (R), значение зелёного цвета пикселя (G), значение синего цвета пикселя (B) цветовой модели RGB.

Для автоматизированной сегментации изображений использовалось следующее двумерное вейвлет-преобразование (Mexican Hat Wavelet):

$$\varphi(x, y) = \frac{1}{\pi\sigma^2} * \left(1 - \frac{1}{2} * \frac{x^2 + y^2}{\sigma^2} \right) * e^{-\frac{1}{2} * \frac{x^2 + y^2}{\sigma^2}} \quad (1),$$

где x – координата пикселя по оси X; y – координата пикселя по оси Y; $\varphi(x, y)$ – значение цвета преобразованного пикселя с координатами x и y ; π – число Пи ($\approx 3,142...$); e – число Эйлера ($\approx 2,718...$); σ – стандартное отклонение.

Как видно из представленной формулы вейвлет-преобразования пикселей, единственным параметром, который может изменяться в зависимости от

задачи применения данного преобразования, является параметр σ .

Для подбора оптимального значения параметра σ произведено преобразование всех 830 изображений с использованием различных значений σ в диапазоне от 2,7 до 4,0 с шагом 0,05. Для оценки оптимальности подбора значения параметра σ оценивались следующие показатели: число объектов, выделенных на изображениях после преобразования; доля выделенных кислотоустойчивых микобактерий на 830 изображениях от имеющихся на них кислотоустойчивых микобактерий; доля пропущенных кислотоустойчивых микобактерий на 830 изображениях от имеющихся на них кислотоустойчивых микобактерий.

Учёт времени выполнения вейвлет-преобразования осуществлялся на персональном компьютере со следующими характеристиками: процессор Intel® Core™ i5-3330S 2,70 GHz, оперативная память 4,00 ГБ, 32-разрядная операционная система Microsoft Windows 7 Корпоративная Service Pack 1. Определялись: среднее время, затрачиваемое на преобразование одного изображения (в секундах); медиана; первый и третий квартили данного времени (в секундах); минимальное и максимальное время, затраченное на преобразование изображения (в секундах); общее время, затрачиваемое на 830 изображений (в секундах).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Двумерное вейвлет-преобразование изображения представляет собой попиксельное преобразование таким образом, что конечное значение цвета пикселя является произведением его первоначального значения и значений его окружающих пикселей на определённые коэффициенты. Вейвлет Mexican Hat как раз и является набором этих коэффициентов. Визуальное отображение данных коэффициентов представлено на рисунке 1 [11].

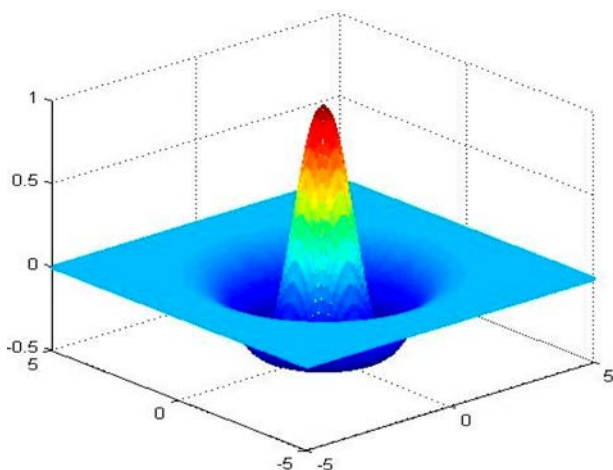


Рис. 1. Коэффициенты вейвлета Mexican Hat.
Fig. 1. Coefficients of Mexican Hat wavelet.

Из данных рисунка 1 следует, что преобразование первоначального значения пикселя производится следующим образом: значение цвета пикселя, для которого производится преобразование, умножается на максимальный коэффициент (на рисунке 1

обозначено красным цветом). Чем дальше пиксель находится от пикселя, для которого производится преобразование, тем на меньший коэффициент умножается значение его цвета вплоть до отрицательных значений коэффициента (на рисунке 1 – от жёлтого до тёмно-синего цвета). Дальнейшее удаление пикселя от пикселя, для которого осуществляется преобразование, приводит к увеличению коэффициента от минимального отрицательного до нулевого значения (на рисунке 1 – от тёмно-синего до голубого цвета). Таким образом осуществляется преобразование всех пикселей, находящихся на изображении.

Вейвлет-преобразование Mexican Hat позволяет значения цветов всех пикселей на изображении перевести в цвета с различными комбинациями максимальных и минимальных значений параметров R, G и B (всего 8 цветов). В таблице 1 представлены значения цветов пикселей, получаемых после такого вейвлет-преобразования.

Таблица 1
Цвета пикселей, получаемых после Mexican Hat вейвлет-преобразования изображения

Table 1
The colors of the pixels obtained after Mexican Hat wavelet transform of the image

Цвет	Значение R	Значение G	Значение B
Черный	0	0	0
Синий	0	0	255
Зеленый	0	255	0
Голубой	0	255	255
Красный	255	0	0
Малиновый	255	0	255
Желтый	255	255	0
Белый	255	255	255

Таким образом, независимо от количества цветов пикселей в исследуемом изображении после его преобразования оно состоит только из 8 цветов, представленных в таблице 1. Пример результатов такого преобразования представлен на рисунках 2 и 3.

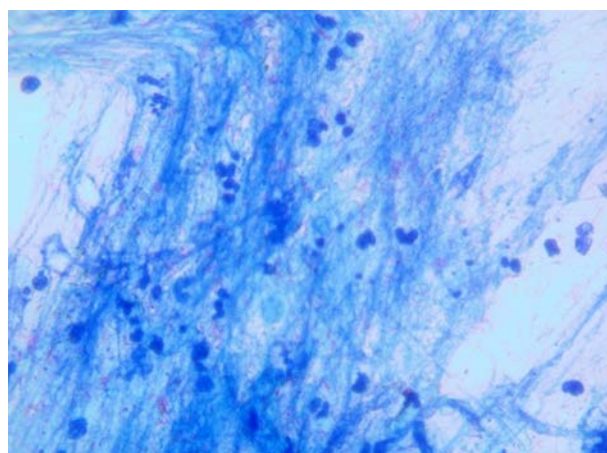


Рис. 2. Первоначальное микроскопическое изображение мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена.
Fig. 2. The original microscopic image of sputum, stained by the method of Ziehl – Nielsen.

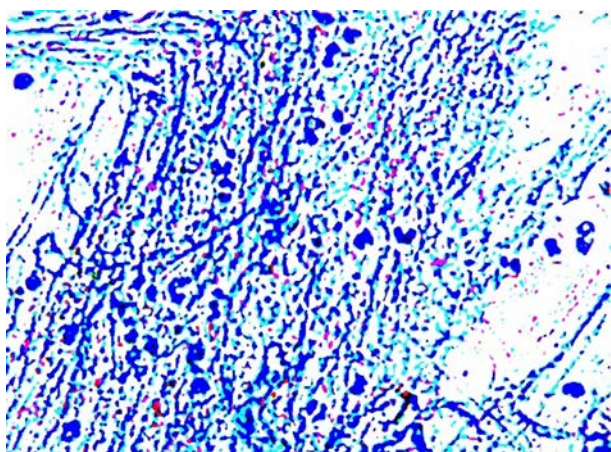


Рис. 3. Микроскопическое изображение мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, после Mexican Hat преобразования.

Fig. 3. Microscopic image of sputum, stained by the method of Ziehl – Nielsen, after the Mexican Hat transformation.

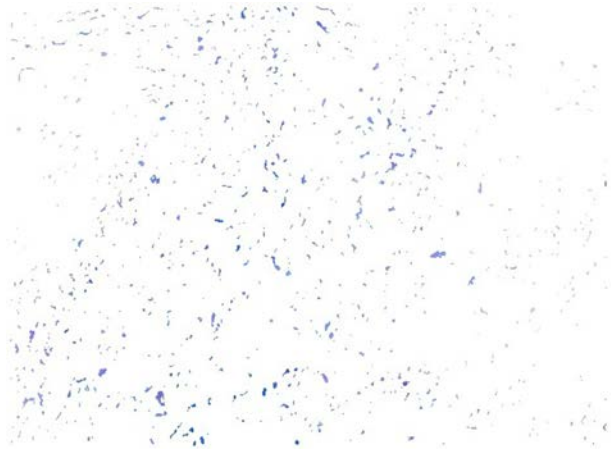


Рис. 4. Микроскопическое изображение мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, после Mexican Hat преобразования и исключения объектов, не являющихся кислотоустойчивыми микобактериями.

Fig. 4. Microscopic image of sputum, stained by the method of Ziehl-Nielsen, after the Mexican Hat transformation and elimination of objects that are not acid-fast mycobacteria.

В последующем исключение чёрных, синих, зелёных и голубых пикселей, имеющих $R = 0$, позволяет оставить на изображении только объекты, которые с большой вероятностью являются кислотоустойчивыми микобактериями, и исключить те объекты, которые точно кислотоустойчивыми микобактериями не являются. На рисунке 4 представлены результаты такого исключения пикселей с изображения.

Результаты преобразования 830 изображений с использованием различных значений σ вейвлета Mexican Hat представлены на рисунке 5.

Как видно из результатов, представленных на рисунке 5, при увеличении параметра σ происходит существенное уменьшение числа объектов, выделяемых с помощью вейвлет-преобразования изображения. Число объектов играет существенную роль при дальнейшем их распознавании: чем больше объектов, тем больше будет затрачиваться времени на их распознавание. Еще одним важнейшим показателем является доля кислотоустойчивых микобактерий, которые остались на изображении после вейвлет-преобразования. На рисунке 5 представлены доли пропущенных кислотоустойчивых микобактерий при определенных значениях σ .

Величина параметра σ должна соответствовать такому значению, при котором определяется оптимальное соотношение между числом объектов, выделяемых с помощью вейвлет-преобразования, и долей пропущенных кислотоустойчивых микобактерий на изображениях. В нашем исследовании оптимальной величиной σ является значение 3,05. При таком значении σ отсутствуют пропущенные кислотоустойчивые микобактерии, находящиеся на изображении, а число выделяемых объектов (343687 объектов) несущественно отличается от числа объектов, выделяемых при больших значениях параметра σ .

Двумерное вейвлет-преобразование Mexican Hat с последующим удалением с изображения чёрных, синих, зелёных и голубых пикселей позволяет сегментировать микроскопическое изображение мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, что является необходимым этапом для дальнейшего распознавания объектов на данных изображениях.

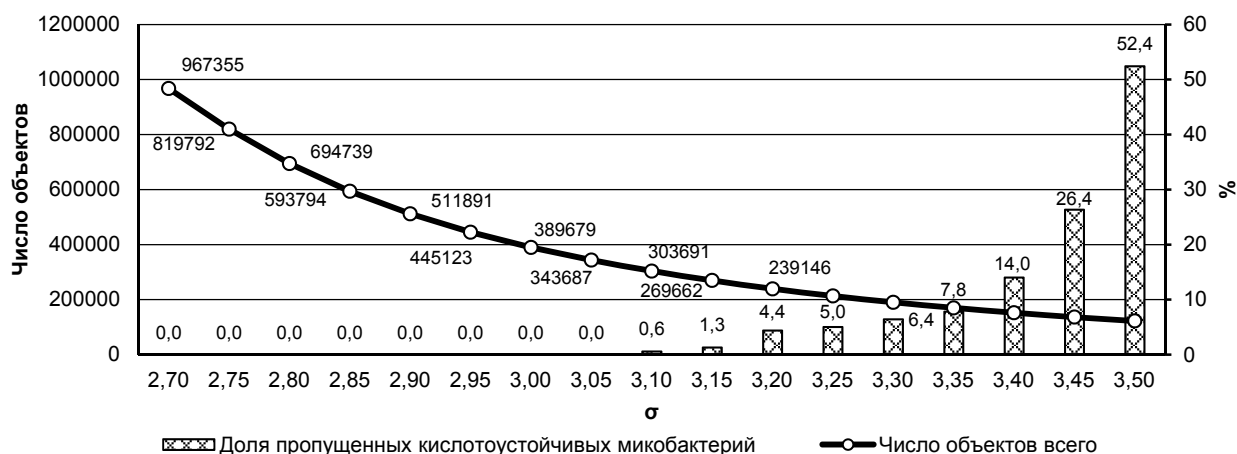


Рис. 5. Результаты преобразования 830 изображений с использованием различных значений σ вейвлета Mexican Hat.

Fig. 5. The results of the conversion of 830 images using different values of σ wavelet Mexican Hat.

Помимо параметров, характеризующих качество сегментации изображения, на основе которых было определено оптимальное значение σ , еще одним важным показателем, характеризующим возможности применений вейвлет-преобразования Mexican Hat для сегментации изображений, является время выполнения данного преобразования. В связи с тем, что дальнейший автоматизированный анализ изображения предусматривает этап распознавания имеющихся на изображении объектов, снижение времени преобразования изображения для его сегментации является весьма актуальным. Результаты учёта времени выполнения вейвлет-преобразования с использованием 830 изображений с разрешением 572×422 пикселя представлены в таблице 2.

Таблица 2
Результаты учёта времени выполнения вейвлет-преобразования

Table 2
The results of the run-time wavelet transformation

Оцениваемый параметр	Время, сек.
Максимальное время преобразования одного изображения	1,311
Третий квартиль времени преобразования одного изображения	0,593
Среднее время преобразования одного изображения	0,591
Медиана времени преобразования одного изображения	0,562
Первый квартиль времени преобразования одного изображения	0,546
Минимальное время преобразования одного изображения	0,530
Общее время преобразования 830 изображений	491,138

Полученные результаты учёта времени выполнения вейвлет-преобразования свидетельствуют о возможности его применения в процессе автоматизированного анализа микроскопических изображений мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, использование двумерного вейвлет-преобразования Mexican Hat цифровых микроскопических изображений мокроты, окрашенной по методу Циля – Нильсена, позволяет сегментировать данные изображения. Данное преобразование может быть использовано для последующего распознавания находящихся на изображениях объектов – кислотоустойчивых микобактерий, разработки систем автоматизированной бактериоскопической диагностики туберкулёза, внедрение в клиническую практику которых, несомненно, повысит качество данного процесса.

Источник финансирования

Проект поддержан программой «УМ.Н.И.К.» Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере.

ЛИТЕРАТУРА REFERENCES

1. Еремеева Н.И., Вахрушева Д.В. Эффективность выявления больных туберкулезом с бактериовыделением в клинико-диагностических лабораториях

учреждений первичной медико-санитарной помощи Урала в 2010–2012 гг. // Туберкулез и болезни легких. – 2015. – № 7. – С. 40–42.

Eremeeva NI, Vakhrusheva DV. (2015). Efficiency of tuberculosis detection with bacterial excretion in clinical diagnostic laboratories of the primary health care services in the Urals in 2010–2012 [Effektivnost' vyyavleniya bol'nykh tuberkulezom s bakteriovydeleniem v kliniko-diagnosticheskikh laboratoriyakh uchrezhdeniy pervichnoy mediko-sanitarnoy pomoshchi Urala v 2010–2012 gg.]. *Tuberkulez i bolezni legkikh*, (7), 40–42.

2. Косых Н.Э., Смагин С.И., Гостюшкин В.В., Савин С.З., Литвинов К.А. Система автоматизированного компьютерного анализа медицинских изображений // Информационные технологии и вычислительные системы. – 2011. – № 3. – С. 51–56.

Kosykh NE, Smagin SI, Gostyushkin VV, Savin SZ, Litvinov KA. (2011). Automated computer analysis of medical images [Sistema avtomatizirovannogo komp'yuternogo analiza meditsinskikh izobrazheniy]. *Informatsionnye tekhnologii i vychislitel'nye sistemy*, (3), 51–56.

3. Мезенцева Н.И., Евгущенко Г.В., Пузанов В.А., Попов С.А., Фрейман Г.Е. Оценка качества диагностики туберкулеза методами микроскопии в РФ за 2011–2014 гг. по результатам ФСВОК // Туберкулез и болезни легких. – 2015. – № 6. – С. 96–97.

Mezentseva NI, Evgushchenko GV, Puzanov VA, Popov SA, Freyman GE. (2015). Assessment of the quality of TB diagnosis by microscopy in Russia in 2011–2014 at the Federal system of quality control results [Otsenka kachestva diagnostiki tuberkuleza metodami mikroskopii v RF za 2011–2014 gg. po rezul'tatam FSVOK]. *Tuberkulez i bolezni legkikh*, (6), 96–97.

4. Мордык А.В., Пузырева Л.В., Аксютин Л.П. Современные международные и национальные концепции борьбы с туберкулезом // Дальневосточный журнал инфекционной патологии. – 2013. – № 22. – С. 92–97.

Mordyk AV, Puzyreva LV, Aksyutina LP. (2013). Modern international and national concept of TB [Sovremennye mezhdunarodnye i natsional'nye kontseptsii bor'by s tuberkulezom]. *Dal'nevostochnyy zhurnal infektzionnoy patologii*, (22), 92–97.

5. Порев В.Н. Компьютерная графика. – СПб.: БХВ-Петербург, 2002. – 432 с.

Porev VN. (2002). Computer graphics [Komp'yuternaya grafika]. Sankt-Peterburg, 432 p.

6. Соيفер В.А. Компьютерная обработка изображений. Часть 2. Методы и алгоритмы // Соросовский образовательный журнал. – 1996. – № 3. – С. 110–121.

Soyfer VA. (1996). Computer processing of images. Part 2. Methods and algorithms [Komp'yuternaya obrabotka izobrazheniy. Chast' 2. Metody i algoritmy]. *Sorosovskiy obrazovatel'nyy zhurnal*, (3), 110–121.

7. Филимонова Е.С., Тарасенко С.Л., Дыхно Ю.А., Хлебникова Ф.Б. Оценка эффективности цитологической диагностики злокачественных новообразований легких // Сибирское медицинское обозрение. – 2014. – № 3. – С. 65–69.

Filimonova ES, Tarasenko SL, Dykhno YuA, Khlebnikova FB. (2014). Evaluation of the effectiveness of cytological diagnosis of pulmonary malignant tumors [Otsenka effektivnosti tsitologicheskoy diagnostiki zlokachestven-

nykh novoobrazovaniy legkikh]. *Sibirskoe meditsinskoe obozrenie*, (3), 65-69.

8. Чередниченко А.Г., Ревякина О.В., Петренко Т.И. Состояние лабораторной службы по диагностике туберкулеза в Сибирском и Дальневосточном федеральных округах // Туберкулез и болезни легких. – 2014. – № 5. – С. 16–20.

Cherednichenko AG, Revyakina OV, Petrenko TI. (2014). The state of laboratory service for the diagnosis of tuberculosis in the Siberian and far Eastern Federal districts [Sostoyanie laboratornoy sluzhby po diagnostike tuberkuleza v Sibirskom i Dal'nevostochnom federal'nykh okrugakh]. *Tuberkulez i bolezni legkikh*, (5), 16-20.

9. Agoston MK. (2005). Computer graphics and geometric modeling: implementation and algorithms, London, 907 p.

10. Cazelles B, Cazelles K, Chavez M. (2013). Wavelet analysis in ecology and epidemiology: impact of statistical tests. *J R Soc Interface*, (91), 20130585.

11. Cheng R, Bai Y, Hu H, Tan X. (2015). Radial wavelet neural network with a novel self-creating disk-cell-splitting algorithm for license plate character recognition. *Entropy (Basel)*, (6), 3857-3876.

12. Hsu CY, Lai YL, Chen CC, Lee YT, Tseng KK, Lai YK, Zheng CY, Jheng HC. (2015). Time sequence image analysis

of positron emission tomography using wavelet transformation. *Technol Health Care*, (24), 393-400.

13. Jin F, Feng D. (2014). Image registration algorithm using Mexican hat function-based operator and grouped feature matching strategy. *PLoS One*, (4), e95576.

14. Liu D, Wang S, Huang D, Deng G, Zeng F, Chen H. (2016). Medical image classification using spatial adjacent histogram based on adaptive local binary patterns. *Comput Biol Med*, (72), 185-200.

15. Megardon G, Tandonnet C, Sumner P, Guillaume A. (2015). Limitations of short range Mexican hat connection for driving target selection in a 2D neural field: activity suppression and deviation from input stimuli. *Front Comput Neurosci*, (9), 128.

16. Ou X, Pan W, Zhang X, Xiao P. (2016) Skin image retrieval using Gabor wavelet texture feature. *Int J Cosmet Sci*, (6), 607-614.

17. Xionga F, Oib X, Nattela S, Comtoisb P. (2015) Wavelet analysis of cardiac optical mapping data. *Comput Biol Med*, (65), 243-255.

18. Xu Z, Bagci U, Mansoor A, Kramer-Marek G, Luna B, Kubler A, Dey B, Foster B, Papadakis GZ, Camp JV, Jonsson CB, Bishai WR, Jain S, Udupa JK, Mollura DJ. (2015). Computer-aided pulmonary image analysis in small animal models. *Med Phys*, (7), 3896-3910.

Сведения об авторах

Information about the authors

Наркевич Артем Николаевич – кандидат медицинских наук, заведующий научно-исследовательской лабораторией медицинской кибернетики и управления в здравоохранении, ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России (660022, г. Красноярск, ул. Партизана Железняка, 1; тел. (391) 220-03-89; e-mail: narkevichart@gmail.com)

Narkevich Artem Nikolaevich – Candidate of Medical Sciences, Head of the Research Laboratory of Medical Cybernetics and Management in Health Care, Krasnoyarsk State Medical University (660022, Krasnoyarsk, ul. Partizana Zheleznyaka, 1; tel. (391) 220-03-89; e-mail: narkevichart@gmail.com)

Виноградов Константин Анатольевич – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой медицинской кибернетики, ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России (e-mail: vinogradov16@yandex.ru)

Vinogradov Konstantin Anatolyevich – Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Medical Cybernetics, Krasnoyarsk State Medical University (e-mail: vinogradov16@yandex.ru)

Корецкая Наталья Михайловна – доктор медицинских наук, профессор, заведующая кафедрой туберкулеза с курсом последипломного образования, ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России (e-mail: kras-kaftuber@mail.ru)

Koretskaya Nataliya Mikhailovna – Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Tuberculosis with a Course of Postgraduate Education, Krasnoyarsk State Medical University (e-mail: kras-kaftuber@mail.ru)

Соболева Виктория Олеговна – студентка факультета медицинской кибернетики и управления в здравоохранении, ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России (e-mail: victory.kay95@gmail.com)

Soboleva Victoriya Olegovna – Student at the Faculty of Medical Cybernetics and Management in Health Care, Krasnoyarsk State Medical University (e-mail: victory.kay95@gmail.com)