

ТЕХНОЛОГИЯ ВЫСОКОЧУВСТВИТЕЛЬНОГО АНАЛИЗА МЕДИЦИНСКИХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

DOI: 10.17691/stm2021.13.2.01

УДК 616–073.75:615.849–68

Поступила 25.02.2021 г.



С.Р. Абульханов, к.т.н., доцент кафедры технологий производства двигателей¹;
старший научный сотрудник²;

О.В. Слесарев, к.м.н., ассистент кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии³;

Ю.С. Стрелков, научный сотрудник лаборатории интеллектуального анализа видеоданных²;

И.М. Байриков, д.м.н., профессор, член-корреспондент РАН, зав. кафедрой и клиникой
челюстно-лицевой хирургии и стоматологии³

¹Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева,
Московское шоссе, 34, Самара, 443086;

²Институт систем обработки изображений РАН — филиал Федерального научно-исследовательского центра
«Кристаллография и фотоника» РАН (ИСОИ РАН), ул. Молодогвардейская, 151, Самара, 443001;

³Самарский государственный медицинский университет, ул. Чапаевская, 89, Самара, 443099

Контроль и анализ малых изменений на медицинском изображении, недоступных для восприятия зрением человека, позволяют обратить внимание на диагностически важные рентгенологические признаки, влияющие на правильную постановку диагноза.

Цель исследования — разработка информационной технологии, облегчающей раннюю диагностику заболеваний по медицинскому изображению.

Материалы и методы. Для контроля изменений на изображении мы использовали его преобразование, основанное на решении частного случая задачи о рюкзаке. Предложенное преобразование обладает высокой чувствительностью к любым изменениям изображения и позволяет наглядно фиксировать отклонения с высокой точностью. Медицинские изображения были получены с помощью метода конусно-лучевой компьютерной томографии.

Результаты. Апробация информационной технологии на томограммах показала следующее: преобразованные изображения фрагментов здоровой костной ткани на различных участках челюсти имеют похожую форму и приблизительно одинаковый диапазон яркостей. Преобразованное изображение костной ткани после лечения имеет форму, близкую к форме преобразованного изображения здоровой костной ткани. Преобразованное изображение пораженной костной ткани имеет форму и диапазон яркостей, которые не совпадают с формой и цветом преобразованных изображений здоровой костной ткани и костной ткани после лечения. При этом преобразование медицинского изображения, полученного с помощью аппарата Planmeca ProMax 3D Classic (Финляндия), позволяет фиксировать изменения, которые могут составлять менее 0,0001% всего изображения.

Заключение. Предлагаемый метод позволяет человеческому зрению на преобразованном изображении фиксировать изменения до одного пикселя, что невозможно сделать на исходном медицинском изображении. Увеличение цветового контраста преобразованного медицинского изображения позволяет выявить структуру анализируемого фрагмента медицинского изображения. Предлагаемый метод преобразования изображения может использоваться при ранней диагностике заболеваний и в других областях медицины.

Ключевые слова: лучевая диагностика; медицинское изображение; преобразование диагностического изображения; чувствительность преобразованного изображения к изменениям.

Как цитировать: Abulhanov S.R., Slesarev O.V., Strelkov Yu.S., Bayrikov I.M. Technology for high-sensitivity analysis of medical diagnostic images. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2021; 13(2): 6–17, <https://doi.org/10.17691/stm2021.13.2.01>

Для контактов: Абульханов Станислав Рафаелевич, e-mail: Abulhanov58@mail.ru

English

Technology for High-Sensitivity Analysis of Medical Diagnostic Images

S.R. Abulkhanov, PhD, Associate Professor, Department of Engine Manufacturing Technologies¹; Senior Researcher²;

O.V. Slesarev, MD, PhD, Assistant, Department of Maxillofacial Surgery and Dentistry³;

Yu.S. Strelkov, Researcher, Video Data Mining Laboratory²;

I.M. Bayrikov, MD, DSc, Professor, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Head of the Department and Clinic of Maxillofacial Surgery and Dentistry³

¹Samara National Research University, 34 Moskovskoye Shosse, Samara, 443086, Russia;

²Image Processing Systems Institute of the Russian Academy of Sciences (IPSI RAS) — Branch of the Federal Scientific Research Center "Crystallography and Photonics" of the Russian Academy of Sciences, 151 Molodogvardeyskaya St., Samara, 443001, Russia;

³Samara State Medical University, 89 Chapayevskaya St., Samara, 443099, Russia

Control and analysis of small, inaccessible to human vision changes in medical images make it possible to focus on diagnostically important radiological signs important for the correct diagnosis.

The aim of the study was to develop information technology facilitating the early diagnosis of diseases using medical images.

Materials and Methods. To control changes in the image, we used its transformation based on solving a particular case of the knapsack problem. The proposed transformation is highly sensitive to any changes in the image and provides the possibility to record deviations visually with high accuracy. Medical images were obtained using cone beam computed tomography.

Results. Practical evaluation of the information technology on tomograms showed the following: the transformed images of healthy bone tissue fragments from different parts of the jaw have similar shapes and nearly the same range of brightness. The transformed image of bone tissue after treatment has a shape close to that of the transformed image of healthy bone tissue. The transformed image of the affected bone tissue has a shape and brightness range differing from the shape and color of the transformed images of healthy bone tissue and bone tissue after treatment. However, transformation of medical images obtained with the Planmeca ProMax 3D Classic device (Finland) allows recording changes that account for less than 0.0001% of the entire image.

Conclusion. The proposed method allows human vision to capture changes as small as nearly one pixel in the transformed image, which is impossible with the original medical image. Increasing the color contrast of the transformed medical image makes it possible to reveal the structure of the analyzed medical image fragment. The proposed image transformation method can be used for early diagnosis of diseases and in other fields of medicine.

Key words: radiodiagnosis; medical image; diagnostic image transformation; sensitivity of the transformed image to changes.

Введение

Успешность лечения многих заболеваний определяется тем, на какой стадии был установлен диагноз. Ранняя диагностика позволяет своевременно выявлять причину заболевания и в результате этого проводить более эффективное лечение.

Медицинская оцифрованная визуализация с помощью лучевых технологий позволяет неинвазивно получать изображения внутренних органов тела для клинического анализа и медицинского вмешательства. Вместе с этим лучевые технологии (рентгеноскопия, рентгенография, рентгеновская компьютерная диагностика) не могут быть использованы для ранней диагностики. Этому мешают следующие обстоятельства:

цифровой детектор излучения не позволяет определить структуру изменений в зоне интереса медицинского изображения (МИ);

орган зрения человека не способен зафиксировать малые изменения на статическом изображении [1, 2];

на изображениях, полученных в разное время, будут присутствовать систематические помехи: невозможно обеспечить одинаковое пространственное положение исследуемого объекта в различные моменты времени; характеристики источника излучения и его детектора изменяются со временем.

Авторы исследований [3–5] предлагают численное моделирование биомеханических процессов в медицинской практике на основе моделей механики сплошных сред и численных методов решения соответствующих систем дифференциальных уравнений. Однако предлагаемые методы не могут быть использованы для ранней диагностики заболевания по следующим причинам:

не известны индивидуальные физико-технические параметры исследуемой ткани организма пациента;

не известны индивидуальные особенности

метаболических процессов исследуемой биологической ткани пациента.

Использование статистических моделей [6–8] для выявления и анализа тренда малых изменений на изображении анатомических объектов неприемлемо по следующим причинам:

недостаточная изученность процессов, протекающих в биологических тканях, не позволяет выявить все факторы, влияющие на динамику и характер изменений исследуемого анатомического объекта;

клинические методики диагностики заболевания предусматривают визуальный анализ изображения исследуемого органа. Статистической обработке подлежат качественные параметры (изменение яркости отдельных зон, появление новообразований и др.), по которым судят о стадии заболевания. Более сложные параметры МИ, например структура, не доступны для восприятия зрением человека, но именно такие параметры могут быть наиболее значимыми для ранней диагностики заболевания.

Определение фрагментов МИ, которые наиболее значимы для диагностирования заболевания, называется сегментацией [9–13]. Правила сегментации формируются с использованием клинической методики диагностирования заболевания. Однако современный клинический опыт не позволяет осуществлять раннюю диагностику с помощью выявления малых изменений на МИ, которые недоступны для восприятия зрительной системой человека.

В рассмотренных методах обработка МИ осуществлялась на основе априорного опыта, доступного человеку с помощью органов чувств [1, 2]. Однако ограниченность возможностей человеческого восприятия не позволяет выявить все особенности развития болезни.

Мы считаем, МИ должно быть преобразовано таким образом, чтобы малые изменения изображения были адаптированы для восприятия зрением человека. Визуализация преобразованного МИ (ПМИ) позволит медицинскому персоналу выполнять раннюю диагностику без привлечения технических специалистов.

Результаты анализа публикаций по этому направлению показали, что тема недостаточно изучена.

Целью статьи явилась разработка информационной технологии, облегчающей раннюю диагностику заболевания по медицинскому изображению.

Материалы и методы

Преобразованное медицинское изображение должно выявлять малые изменения на исходном МИ, недоступные для зрительного восприятия человеком.

Приемлемая методика преобразования МИ изложена в работе [14]. Суть методики состоит в решении частного случая задачи о двухмерном рюкзаке [15–18], размер которого ограничен (bounded knapsack problem).

Для создания ПМИ мы рассматривали черно-белое МИ. Вес всех предметов определенного типа со-

ответствовал количеству пикселей с некоторой градацией яркости — от белого до черного. Количество предметов, которые мы «размещали в рюкзаке», соответствовало количеству градаций яркости на изображении, которое может быть произвольным натуральным числом, включая наиболее актуальные для МИ числа: 256, 1024 и 16384. Мы полагали, что цена каждого предмета равна 1. Преобразование МИ мы осуществили на основе теоремы о возможности ортогонального размещения без взаимных пересечений последовательности квадратов, у которых общая площадь равна 1, в квадрате площадью 2 [16–18]. Количество пикселей, которые соответствуют определенной градации яркости, мы отнесли к общему количеству пикселей МИ¹. Нормирование количества пикселей определенной градации яркости позволяет абстрагироваться от размера изображения. Каждое полученное отношение мы интерпретировали как площадь некоторого квадрата. Количество таких квадратов всегда конечно, поскольку цифровые цветовые палитры содержат конечное количество цветов. Сумма площадей таких квадратов равна 1². Сторона каждого квадрата равна корню квадратному из отношения количества пикселей определенной яркости к общему количеству пикселей МИ. Каждой градации яркости от белого до черного на МИ мы присвоили определенный цвет некоторой цветовой модели (ЦМ) [19]. Цвета выбранной ЦМ мы придавали квадратам, размещаемым в квадрате площадью 2. Это было необходимо для увеличения контрастности восприятия человеческим зрением ПМИ. Затем мы упорядочили квадраты по мере убывания их площадей. Размещение такой последовательности квадратов в квадрат площадью 2 мы предлагаем считать преобразованием МИ.

Для примера рассмотрим томограмму челюсти (рис. 1). Изображение имеет формат .jpg и состоит из 945 строк и 1327 столбцов. Таким образом, это черно-белое изображение имеет разрешение $945 \times 1327 = 1\,254\,015$ пикселей.

Для данного изображения в программной среде MATLAB была определена гистограмма³ для градации яркости, которая в виде таблицы представля-

¹Такое преобразование количества пикселей различной яркости на изображении называется нормированием. Нормированное количество пикселей определенной яркости не имеет размерности и изменяется в границах от 0 до 1.

²Сумма количеств пикселей, соответствующих различным градациям яркости, равна общему количеству пикселей изображения. Отношение сумм всех таких групп пикселей к общему числу пикселей изображения равно 1.

³Гистограмма — столбчатый график, у которого ордината каждого столбика соответствует количеству пикселей определенной градации яркости на анализируемом изображении, абсцисса — индексу определенной градации яркости.



Рис. 1. Томограмма челюсти человека

ет последовательность распределения количества пикселей определенной яркости.

Без потери общности покажем обработку пикселей изображения, у которых индекс градации яркости от белого до черного равнялся 125. Таких пикселей на изображении насчитывалось 5963. Определяем долю таких пикселей на рис. 1:

$$\frac{5963}{1254015} = 0,004755.$$

Полученная величина является нормированной долей количества пикселей с индексом яркости 125 на изображении (рис. 2, а).

Далее на рис. 1 определяли количество пикселей, имеющих индексы яркости от 0 до 255. Количество таких пикселей нормировали, т.е. определяли их долю на изображении. Операция нормирования гистограммы необходима для абстрагирования от размера МИ.

Затем нормированные количества пикселей определенной яркости упорядочивали по мере убывания. Это означает, что в последовательности упорядоченных нормированных количеств пикселей первым элементом будет наибольшее нормированное количество пикселей определенной яркости, а последним — наименьшее нормированное количество пикселей определенной яркости.

Заключительной операцией будет извлечение квадратного корня из нормированного количества пикселей определенной яркости. Например, для нормированного количества пикселей с индексом яркости 125 это будет означать

$$\sqrt{0,004755} = 0,0689565.$$

В предлагаемом нами методе величину 0,0689565 мы интерпретируем как сторону квадрата.

Каждой градации яркости — от белого до черного — на рис. 2, а мы присвоили определенный цвет ЦМ RGB (рис. 2, б). На рис. 2, в показаны упорядоченные по мере убывания значения гистограммы на рис. 2, б. При этом значения гистограммы на

рис. 2, б мы интерпретировали как площади квадратов. Это означает, что значения гистограммы на рис. 2, в равны корню квадратному из соответствующих значений ординат гистограммы на рис. 2, б.

В соответствии с работами [16–18] мы разместили последовательность квадратов, площадь

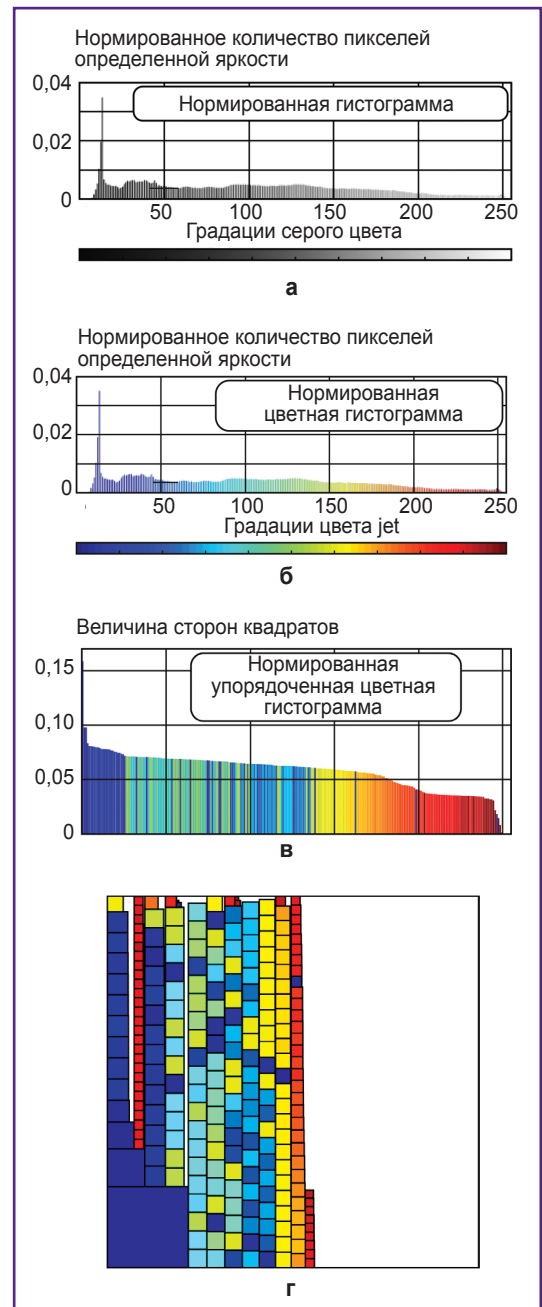


Рис. 2. Преобразование гистограмм томограммы на рис. 1:

а — исходная черно-белая гистограмма; б — присвоение значениям гистограммы на рис. 2, а цветов ЦМ RGB; в — упорядочивание гистограммы по мере убывания с извлечением квадратного корня из значений гистограммы на рис. 2, б; г — преобразованное медицинское изображение с приданием каждому квадрату цветов ЦМ RGB