

ISSN 2221-5182

Импакт-фактор РИНЦ: 0,485

«НАУКА И БИЗНЕС: ПУТИ РАЗВИТИЯ»

научно-практический журнал

№ 5(107) 2020

Главный редактор

Тарандо Е.Е.

Редакционная коллегия:

Воронкова Ольга Васильевна
Атабекова Анастасия Анатольевна
Омар Ларук
Левшина Виолетта Витальевна
Малинина Татьяна Борисовна
Беднаржевский Сергей Станиславович
Надточий Игорь Олегович
Снежко Вера Леонидовна
У Сунцзе
Ду Кунь
Тарандо Елена Евгеньевна
Пухаренко Юрий Владимирович
Курочкина Анна Александровна
Гузикова Людмила Александровна
Даукаев Арун Абалханович
Тютюнник Вячеслав Михайлович
Дривотин Олег Игоревич
Запивалов Николай Петрович
Пеньков Виктор Борисович
Джаманбалин Кадыргали Коныспаевич
Даниловский Алексей Глебович
Иванченко Александр Андреевич
Шадрин Александр Борисович

В ЭТОМ НОМЕРЕ:

МАШИНОСТРОЕНИЕ:

- Технология машиностроения
- Организация производства
- Стандартизация и управление качеством

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ:

- Системы автоматизации проектирования
- Математическое моделирование и численные методы

- Информационная безопасность

ЭКОНОМИЧЕСКИЕ НАУКИ:

- Экономика и управление
- Финансы и кредит
- Математические и инструментальные методы экономики
- Мировая экономика

Москва 2020

Тушавин В.А. Применение контрольных карт для мониторинга аварийных прерываний ИТ-услуг	64
Устинова Ю.В., Ермолаева Е.О. Применение принципов 5С на предприятиях молочной промышленности	68
Чернеев А.М. Обоснование использования торфяных блоков «Геокар» с точки зрения экологии и теплотехнического расчета в регионах с большой влажностью и суровыми условиями	71

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

Системы автоматизации проектирования

Ким С.В., Катаев Г.А., Муравьев А.С. Динамические особенности воздействия транспортного потока на мостовые сооружения	74
Степанова А., Шилова Л.А. Применение модуля Dynamo в среде Revit для автоматизации процесса армирования элементов железобетонных конструкций	76

Математическое моделирование и численные методы

Соловьева С.Н., Рычков Д.А. Разработка модели автоматического определения границ патологии при онкологической диагностике легких	84
Чверткин А.Г., Васькова Е.А., Бурьян А.В. Обзор подходов к моделированию разрушения грунтовой плотины в результате прорывного паводка	90

Информационная безопасность

Букач А.Б., Гевниш А.Б. Исследование электромагнитного излучения компьютеров	94
---	----

ЭКОНОМИЧЕСКИЕ НАУКИ

Экономика и управление

Арапов С.В. Правоуправляющие платформы шестого технологического уклада	99
Гайфуллин Р.Г. Система охраны труда как элемент экономической безопасности предприятия	103
Гафуров А.А. Российский рынок телекоммуникаций: перспективы внедрения 5G	108
Главатских О.Б., Харитонов Н.Н., Соловьева О.М., Нелюбина А.С. Использование элементов кадрового аудита в управлении корпоративной культурой конкурентоустойчивых предприятий	111
Гуськова Н.Д., Ерастова А.В. Формирование комплексной оценки персонала как составляющей организационной культуры предприятия	115
Еременко В.А., Мамлеева А.М., Пидоря С.А., Марку К.Ю. Моделирование в цифровой бухгалтерии	120

УДК 004.932:616-079

С.Н. СОЛОВЬЕВА, Д.А. РЫЧКОВ

ФГАОУ ВО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина», г. Екатеринбург

РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ГРАНИЦ ПАТОЛОГИИ ПРИ ОНКОЛОГИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ ЛЕГКИХ

Введение

Ключевые слова: анализ изображений; контурный анализ; КТ; моделирование; обнаружение границ; обработка изображений.

Аннотация. В работе рассматривается проблема определения границ легочных патологий при диагностике онкологических заболеваний легких.

Легочные патологии являются одними из самых распространенных заболеваний в истории человечества, приводящих к высокому уровню смертности во всем мире. Это обусловлено наличием сложностей, провоцирующих ошибки при диагностике патологии, и, как следствие, ошибки на стадии лечения. К таким факторам относятся: сложная структура легочных патологий, отсутствие корректных сведений о границах патологий в процессе их визуализации (отдельно от остальных органов), недостатки существующих алгоритмов определения границ, связанные с современными средствами формирования, обработки и анализа изображений.

Целью данной работы являлось создание метода, позволяющего автоматически устанавливать более точные границы легочных патологий и минимизировать ошибки, возникающие при полуавтоматической сегментации, основанной на алгоритмах обработки и анализа изображения легких.

Для достижения поставленной цели были осуществлены следующие шаги – проведен литературно-аналитический обзор и разработан пакет структурных и математических моделей.

Результаты данной работы могут быть использованы при онкологической диагностике легких, для автоматического определения границ патологии с целью повышения их диагностической ценности.

Компьютерная томография (КТ) является одним из методов диагностики и визуализации новообразований в легких [2]. Несмотря на распространенность использования КТ, процент точности определения патологии легких минимален – до 55 % среди других различных радиологических методов [11]. Это обусловлено сложной структурой и отсутствием четкой границы патологии легких [10].

Большинство патологий являются массой мягких тканей, и отсутствие присущего мягкой ткани контраста в пределах изображений внутригрудных областей ухудшает визуализацию. Кроме того, отсутствие четкой границы легочных патологий обусловлено наличием и неоднородностью окружающих структур – кровеносных сосудов, жировых тканей и лимфатических узлов [3].

Для решения описанной проблемы необходимо разработать модель автоматического определения границ легочной патологии, осуществляющую автоматическую сегментацию на концепции всестороннего подхода обработки и анализа КТ-изображения. Полученная модель позволит улучшить диагностику легких и тем самым улучшить этап планирования операции, дополнив клиническую картину важной информацией о границах патологий легких.

В ходе исследования нами был проведен литературно-аналитический обзор. Задачей обзора являлся анализ существующих моделей обработки и анализа изображений с целью определения границ патологии легких.

В связи с проблемами, связанными в первую очередь с наличием артефактов, которые ухудшают качество изображения, необходима предварительная обработка и анализ изобра-

жения.

Обработка изображения помогает определить участок, пораженный патологией, и позволяет решить задачи улучшения изображения и сегментации.

Для преодоления неточностей в определении места расположения и контуров патологии используется сегментация, которая преследует две цели [17] – разложение изображения на отдельные части для упрощения последующего этапа анализа и выделение интересующей области для создания контраста относительно всей остальной части изображения.

Анализ изображения позволяет изучить отдельные характеристики патологии и составных частей изображения.

Таким образом, при разработке модели необходимо учитывать следующие особенности:

- КТ – растровое изображение;
- КТ имеет значительную степень зашумленности и невысокое разрешение;
- в КТ присутствует эффект «частичного объема», который затрудняет задачу определения точной границы;
- сегментация должна быть устойчивой из-за чувствительности изображений к небольшим изменениям границы патологии [4];
- определение границ патологий в легких, как упоминалось выше, представляет сложность с точки зрения расчета коэффициента изменения объема [13].

Большой выбор классов сегментации, а также большой выбор методов внутри каждого класса, позволяют выделить две группы алгоритмов:

- методы определения границ на основе сегментации изображения;
- методы определения границ на основе анализа изображения.

Были выделены критерии для оценки данных алгоритмов.

Критерии оценки методов сегментации:

- 1) точность сегментации: оценка сегментации с учетом шумов и артефактов;
- 2) степень автоматизации: насколько автоматизирован данный алгоритм;
- 3) независимость алгоритма: алгоритм как отдельный независимый модуль сегментации.

Критерии оценки методов выявления границ:

- 1) сложность реализации: определяет насколько сложна степень написания алгоритма;
- 2) степень автоматизации: оценка автома-

тизации алгоритма;

3) точность выделения: насколько выделенные границы легочной патологии соответствуют действительности.

Методы определения границ на основе сегментации изображения

Существует множество алгоритмов и программных платформ, обеспечивающих сегментацию изображения для количественной оценки патологий легких. Однако почти все текущие подходы к сегментации хорошо применимы только в том случае, если легкие проявляют минимальные или вообще не патологические состояния [4]. При высоком количестве заболеваний легких со сложной формой компьютерные системы не будут отображать эти аномальные области из-за недостатка методов сегментации, что в свою очередь значительно ограничивает использование методов обработки изображений.

Методы можно разделить на следующие группы:

1) методы, основанные на пороговых значениях; просты и эффективны для получения сегментов из изображений с четко определенной контрастностью между регионами [1; 4; 6; 13]; данные методы лучше работают на изображениях КТ, так как значения затухания, измеряемые в единицах Хаунсфилда, имеют четко определенные диапазоны для различных компонентов ткани, однако методы на основе пороговых значений обычно не учитывают пространственные характеристики целевых объектов (легких), более того, эти методы в целом чувствительны к шумовым и визуализирующим артефактам по сравнению с другими классами методов сегментации легких;

2) основной постулат методов сегментации на основе регионов состоит в том, что соседние пиксели в одном регионе имеют одинаковые значения [1; 13]; наиболее известным методом этого класса является метод роста областей, в котором один пиксель сравнивается с соседними пикселями, и если выполняется предопределенный критерий области (то есть, однородность), то считается, что пиксель относится к тому же классу, что и один или несколько его соседей [17]; данные методы так же полезны при патологиях мягких тканей и артефактах, поскольку усиливают информацию о пространственной окрестности [9];

3) методы, основанные на предшествую-

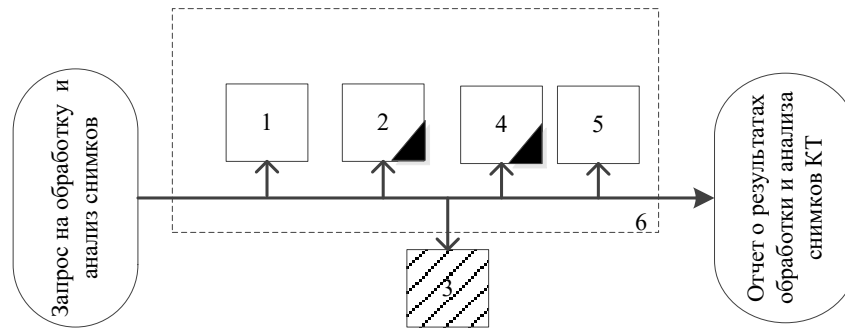


Рис. 1. Структурная модель предлагаемого решения

щей форме; приобрели популярность в сегментировании медицинских изображений, особенно для высветления органов с аномалиями, которые нельзя аннотировать используя стандартные методы на основе пороговых значений [13]; они используют либо подход, основанный на атласе, либо подход, основанный на модели;

4) методы соседних анатомических структур имеют большую востребованность, так как соседние взаимодействия объектов в области легкого более предсказуемы; они могут быть чрезвычайно полезны при сегментации областей легкого, в которых обнаружено, что информация о текстуре легкого либо недоступна, либо не применима для аннотации [5];

5) методы машинного обучения связаны с построением систем, которые могут учиться на данных; на практике эти методы используют набор обучающих данных, содержащих наблюдения, называемые патчами изображений, и их анатомические метки.

Методы определения границ на основе анализа изображения

Данная группа методов использует алгоритмы из класса на основе регионов. В работе [14] рассматриваются активные контурные модели и ансамблевая сегментация (*SCES*), которые не являются независимыми и используются как этапы сегментации.

SCES является расширенной версией *Click&Grow* алгоритма. *SCES* использует такой алгоритм, который полуавтоматически выбирает различные точки в пределах определенной области поражения и определяет область его расположения [13].

Описываемые в [15] активные контурные модели или «змеи», как их часто называют, имеют большое практическое значение. Ак-

тивные контурные модели являются вариантом деформированных моделей, в которых начальные контуры алгоритмически деформируются в сторону краев изображения. Принцип работы таких моделей основан на понятии функционала энергии.

Метод активного контура и *SCES* решает проблему задания начальной кривой в непосредственной близости от границ сегментированного объекта с помощью модели, основанной на использовании внешних сил [12]. Основным недостатком моделей активного контура и *SCES* является точка начала отсчета, которая случайно выбирается из начальной области патологии после сокращения. Это может привести к нечеткому определению границ патологии.

Таким образом, для решения задач, учитывающих особенности легочных патологий, нами был выбран компилятивный прототип, состоящий из двух методов: метода определения границ на основе сегментации, включающего методы, основанные на пороговых значениях, и метода определения границ на основе анализа изображения – метода *SCES*.

Объединение этих методов дает более корректное определение границ патологии. Добавление автоматического способа к существующему методу определения границ приводит к более точному результату в определении границ легочной патологии и помогает избежать ошибок.

Структурная модель предлагаемого решения представлена на рис. 1, где: 1 – блок загрузки изображения (функция принимает на вход единый *DICOM*-файл или набор срезов в виде массива *DICOM*-файлов); 2 – блок обработки и сегментирования изображения (предварительная обработка состоит из устранения шумов и артефактов, повышения четкости изображения); введены новые подфункции: подфункция автоматического захвата опорных точек и подфунк-

ция разветвления объема на основе анализа пороговых значений; результатом данного этапа на первой итерации является изображение, разбитое на области, которые представлены в памяти в виде массива признаков; 3 – блок расчета коэффициента изменения объема патологии (является новой функцией); используется модель расчета коэффициента изменения объема для увеличения точности сегментации, при этом необходимы оценка границы и повторная сегментация с учетом новой информации об изменении объема патологии; 4 – блок определения границ патологии (введена новая подфункция – оценки входных данных); учитывает расчет коэффициента изменения объема содержащих областей для выделения границ образований, параметры расчета коэффициента изменения объема и индикацию центра образования записывают в базу данных (БД); 5 – блок визуализации результатов: осуществляет визуальное отображение полученного результата обработки, рассчитанные параметры, функции сохранения результатов обработки и БД параметров.

Математическое моделирование

Математическая модель была подробно рассмотрена в исследовании [16] и адаптирована в данной работе. Опишем основные моменты и нововведения для решений цели данной работы.

Цифровое изображение – это матрица размером $M \times N$ [16]:

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix}.$$

Обработка изображения является начальным шагом. На этом шаге осуществляются корректировки изображения, описанные, например, в работе [7]. Также для данной задачи нужно учитывать особенности компьютерной томографии изображений [8], которые описаны выше.

Для определения шума используют формулу [7; 16]:

$$SNC = \frac{C}{d},$$

где C – среднее значение сигнала; d – отклонение значения сигнала от фона.

Обработка изображения также будет состоять из трех этапов, описанных в работах [16; 8], представленных далее.

1. Устранение фона определяется формулой:

$$\hat{n} = L^{-1} \sum_{i=1}^L n_i,$$

где n_i – значение фона в i -м элементе изображения; \hat{n} – среднее значение неравномерного фона по периметру изображения L .

Изображение оценивается по правилу:

$$J_k = \begin{cases} J_{k-1} - \hat{n}_{k-1}, & \text{при } J_{k-1} > \hat{n}_{k-1} \\ 0, & \text{при } J_{k-1} < \hat{n}_{k-1} \end{cases}.$$

2. Повышение резкости. На данном этапе применяется преобразование Фурье [7; 16] и происходит переход в область пространственных частот $F_k(\vec{w})$. После этого идет увеличение высоких пространственных частот с помощью возведения полученного спектра в степень, показатель которой α лежит в диапазоне (0, 1):

$$F_{k+1}(\vec{w}) = [F_k(\vec{w})]^\alpha.$$

Дальше идет обратное Фурье-преобразование от $F_{k+1}(\vec{w})$. В результате получается оценка изображения J_{k+1} с резко выделенными деталями.

3. Фильтр Винера. Формула для определения спектральной плотности сигнала [16]:

$$S_{II}(v) = F[R(\omega)],$$

где $R(\omega) = \int I(x)I(x - \omega)dx$ – автокорреляционная функция.

Взаимная спектральная плотность сигнала определяется по формуле [16]:

$$S_{II}(v) = F[R(\omega)],$$

где $R(\omega) = \int I(x)I(x - \omega)dx$ – функция взаимной

корреляции.

Задача минимизации среднеквадратического отклонения обрабатываемого изображения от предмета решается по формуле:

$$E\{[I(x, y) - \Gamma(x, y)]^2\} = \min,$$

где $E\{\}$ – математическое ожидание.

Для достижения минимума, используется следующая формула:

$$D(v_x, v_y) = \frac{S_{II}(v_x, v_y)}{S_{II}(v_x, v_y)}.$$

Дальнейший этап сегментации и его объемный анализ

Сегментация. Дополнительные условия и критерии не должны влиять на решения описанной подзадачи сегментации. На выходе получается изображение, которое поделено на области, и каждая область содержит информацию о вокселях, такую как контраст, знания о соседях, границы, интенсивность. Разделение на части является подготовкой к расчету коэффициента изменения объема каждого образования.

Выбор начальной точки для сегментации прерывается пользователем, но выбор разветвления к соседним точкам происходит автоматически для более точной сегментации с целью определения границ образования. Таким образом, центр опухолевого объекта определяется по следующей схеме: объект изображения можно рассматривать как P_v – множество координат вокселя (x, y, z) .

Расчет коэффициента изменения объема

Расчет был использован для уточнения сегментации и определения границ патологии, в которой V_A и V_B представляют собой два выделенных объема патологии и легких. Улучшенная сегментация определяется следующей формулой:

$$SI_{A, B} = (V_A \cap V_B) / (V_A \cup V_B)$$

где $SI_{A, B}$ – новый результат сегментации.

Таким образом, в работе были получены как научные, так и практические результаты:

- рассмотрены особенности задачи выделения границы легочных патологий на КТ-изображении;
- сформулированы и проанализированы проблемы, обоснованные структурной сложностью патологий легких;
- показана перспективность и актуальность разработки модели определения границы патологии при онкологической диагностике легких;
- проведен литературно-аналитический обзор существующих способов обработки и анализа изображения;
- предложена концепция модели определения границ патологий легких на КТ-изображении;
- разработан пакет различных моделей, в том числе – математических, иллюстрирующих новизну предлагаемого решения;
- предложен автоматический способ определения границ легочной патологии, который помогает избегать ошибок, связанных с методом полуавтоматической сегментации.

Список литературы

1. Armato, S.G. Sensakovic WF. Automated lung segmentation for thoracic CT impact on computer-aided diagnosis / S.G. Armato // Acad Radiol. – 2004. – № 11(9). – P. 1011–1021.
2. Gu, Y. Automated Delineation of Lung Tumors from CT Images Using a Single Click Ensemble Segmentation Approach / Y. Gu, V. Kumar, L.O. Hall et al. // Pattern Recognit. – 2013. – № 46(3). – P. 92–702.
3. Le Maitre, A. Impact of the accuracy of automatic tumour functional volume delineation on radiotherapy treatment planning / A. Le Maitre, M. Hatt, O. Pradier, C. Cheze-le Rest, D. Visvikis // Physics in Medicine and Biology. – № 57(17). – P. 5381–5397.
4. Mansoor, A. Segmentation and Image Analysis of Abnormal Lungs at CT: Current Approaches, Challenges, and Future Trends / A. Mansoor, U. Bagci, B. Foster et al. // Radiographics. – 2015. – № 35(4). – P. 1056–1076.
5. Mansoor, A. A generic approach to pathological lung segmentation / A. Mansoor, U. Bagci, Z. Xu et al. // IEEE Trans Med Imaging. – 2014. – № 33(12). P. 2293–2310.

6. Reeves, A.P. The Lung Image Database Consortium (LIDC): a comparison of different size metrics for pulmonary nodule measurements / A.P. Reeves, A.M. Biancardi T.V. Apanasovich // *Acad Radiol.* – 2007. – № 14(12). – P. 1475–1485.
7. Rubin, G.D. Lung nodule and cancer detection in computed tomography screening / G.D. Rubin // *J. Thorac Imaging.* – 2015. – № 30(2). – P. 130–138.
8. Sluimer, I. Toward automated segmentation of the pathological lung in CT / I. Sluimer, M. Prokop, B. Ginneken // *IEEE Trans Med Imaging.* – 2005. – № 24(8). – P. 1025–1038.
9. Wang, J. Automated segmentation of lungs with severe interstitial lung disease in CT / J. Wang, F. Li, Q. Li // *Med Phys.* – 2009. – № 36(10). – P. 4592–4599.
10. Wang, X. Lung Tumor Delineation Based on Novel Tumor-Background Likelihood Models in PET-CT Images / X. Wang, C. Ballangan, H. Cui, M. Fulham, S. Eberl, Y. Yin, D. Feng // *IEEE Transactions on Nuclear Science.* – 2014. – № 61(1). – P. 218–224.
11. Wielpütz, M.O. Radiological diagnosis in lung disease: factoring treatment options into the choice of diagnostic modality / M.O. Wielpütz, C.P. Heußel, F.J. Herth, H.U. Kauczor // *Dtsch Arztebl Int.* – 2014. – № 111(11). – P. 181–187.
12. Xu, C. Gradient vector flow deformable models / C. Xu, J.L. Prince // *Handbook of Medical Imaging.* – 2000. – P. 159–169.
13. Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс // *Техносфера*, 2005. – 1072 с.
14. Бакулин, И.С. Дифференциальная диагностика миелитов при демиелинизирующих заболеваниях / И.С. Бакулин, А.В. Васильев, В.В. Брюхов, Н.И. Сстойда, М.Н. Захарова // *Нервные болезни.* – 2015. – № 4. – С. 9–17.
15. Марусина, М.Я. Подходы к разработке методов автоматической сегментации томографических изображений / М.Я. Марусина, А.П. Волгарева // *Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии*, 2015. – С. 18.
16. Соловьева, С.Н. Разработка модели автоматического определения границ глиомы головного мозга, на основе комплексного метода обработки мрт и kt-изображения / С.Н. Соловьева, В.С. Урсова // *Современные наукоемкие технологии.* – 2018. – № 5. – С. 145–157.
17. Шапиро Л. Компьютерное зрение / Л. Шапиро, Дж. Стокман // *БИНОМ*, 2006. – 752 с.

References

13. Gonsales, R. TSifrovaya obrabotka izobrazhenij / R. Gonsales, R. Vuds // *Tekhnosfera*, 2005. – 1072 s.
14. Bakulin, I.S. Differentsialnaya diagnostika mielitov pri demieliniziruyushchikh zabolevaniyakh / I.S. Bakulin, A.V. Vasilev, V.V. Bryukhov, N.I. Sstojda, M.N. Zakharova // *Nervnye bolezni.* – 2015. – № 4. – С. 9–17.
15. Marusina, M.YA. Podkhody k razrabotke metodov avtomaticheskoy segmentatsii tomograficheskikh izobrazhenij / M.YA. Marusina, A.P. Volgareva // *Fundamentalnye i prikladnye problemy tekhniki i tekhnologii*, 2015. – S. 18.
16. Soloveva, S.N. Razrabotka modeli avtomaticheskogo opredeleniya granits gliomy golovnogogo mozga, na osnove kompleksnogo metoda obrabotki mrt i kt-izobrazheniya / S.N. Soloveva, V.S. Urosova // *Sovremennye naukoemkie tekhnologii.* – 2018. – № 5. – S. 145–157.
17. SHapiro, L. Kompyuternoe zrenie / L. SHapiro, Dzh. Stokman // *BINOM*, 2006. – 752 s.