

# МЕТОД АНАЛИЗА СНИМКОВ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА ОСНОВЕ ПОЭТАПНОЙ БИНАРИЗАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ И ЕГО ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

**Н. И. Лиманова**<sup>а</sup>, доктор техн. наук, доцент, nataliya.i.limanova@gmail.com

**С. Г. Атаев**<sup>а</sup>, ассистент, sergeyataev@gmail.com

<sup>а</sup>Поволжский государственный университет телекоммуникации и информатики, Льва Толстого ул., 23, Самара, 443010, РФ

**Введение:** снимки внутренних структур тела, получаемые методами компьютерной томографии, содержат в себе большие объемы информации, требуют комплексного всестороннего анализа, занимающего длительное время и представляющего сложность для врача, проводящего диагностику. Повысить точность постановки диагноза позволяет применение контрастного вещества, но данный способ диагностического исследования дороже и имеет ряд противопоказаний. **Цель:** разработка метода автоматического определения параметров объектов на снимках компьютерной томографии, предоставляющего диагностирующим врачам требуемую информацию. **Результаты:** предложен метод параметризации объектов, расположенных на слоях снимка компьютерной томографии, выполняющий их поочередный анализ и определяющий область снимка, относящуюся к исследуемому объекту. В процессе последующего исследования объект рассматривается как совокупность вокселей, отображающих среднюю плотность ткани в соответствующей области объекта. Далее вычисляются площади объекта на каждом срезе, а затем его суммарный объем. Определение выборочной несмещенной дисперсии для значений плотности объекта, а также гистограмма этих значений дают возможность диагностирующему врачу делать выводы о свойствах данного объекта и оценивать вероятность наличия патологических образований. Фильтрация вокселей объекта по значению плотности позволяет локализовать области объекта с определенными свойствами и оценить степень симметричности новообразований, свидетельствующую о вероятности их патологической природы. **Практическая значимость:** разработанный метод и его программная реализация позволяют, во-первых, частично автоматизировать процесс анализа снимков компьютерной томографии, предоставляя специалистам значения параметров объекта, выбранного на снимке: послойных площадей, объема, распределения значений плотности внутри объекта, выборочной несмещенной дисперсии для распределения значений плотности объекта, оценки симметричности новообразований внутри объекта; во-вторых, проводить локализацию тканей определенной плотности и выявлять патологические образования без использования контрастирования.

**Ключевые слова** — компьютерная томография, анализ изображений, бинаризация изображений, программное обеспечение, системы компьютерной диагностики.

**Цитирование:** Лиманова Н. И., Атаев С. Г. Метод анализа снимков компьютерной томографии на основе поэтапной бинаризации изображений и его программная реализация // Информационно-управляющие системы. 2018. № 3. С. 98–106. doi:10.15217/issn1684-8853.2018.3.98

**Citation:** Limanova N. I., Ataev S. G. Computer Aided Tomography Picture Analysis on the base of Stage-By-Stage Binarization and its Software Implementation. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2018, no. 3, pp. 98–106 (In Russian). doi:10.15217/issn1684-8853.2018.3.98

## Введение

Системы компьютерной диагностики, представляющие специалистам помощь в анализе и интерпретации результатов медицинской визуализации — активно развивающаяся область исследований в сфере алгоритмизации и разработки программного обеспечения [1, 2]. В настоящее время компьютерная томография (КТ) используется в медицине для решения широкого спектра диагностических задач [3]. Снимки внутренних структур тела, получаемые методами КТ, содержат в себе большие объемы информации и требуют комплексного всестороннего анализа, занимающего длительное время и представляющего для врача, проводящего диагностику, определенную сложность. Системы компьютерной диагностики чаще всего не способны заменить диагностирующих медицинских специалистов, однако их пред-

назначение заключается в представлении информации со снимка в удобном для восприятия виде и возможности извлечь из него дополнительную информацию, полезную для постановки диагноза.

Рассмотрим одну из областей применения КТ — исследование верхнечелюстных пазух. На снимке КТ эти полости находятся на нескольких соседних слоях, и для определения их параметров требуется высокая степень внимательности со стороны диагностирующего специалиста, а также применение сложных косвенных методов, не дающих гарантированно точных результатов. Повысить точность позволяет контрастное вещество. Однако данный способ диагностического исследования имеет ряд противопоказаний и более высокую стоимость. К измеряемым параметрам относятся: объем исследуемой полости, координаты ее геометрического центра, выборочная несмещенная дисперсия для значений плотности. Альтернативу контрасти-

рованию может составить поэтапная бинаризация изображений исследуемых объектов. В данной работе предлагается автоматизировать определение подобных характеристик объекта путем поиска границ исследуемой полости (а следовательно, множества пикселей, принадлежащих проекции полости на слой КТ) и последующего анализа значений яркости множества пикселей (проецирующих плотность объекта на соответствующие слои томографического снимка).

Изобретение многослойной КТ расширило диагностические возможности медицинских специалистов, позволив им получать снимки внутренней структуры исследуемых анатомических объектов. Каждый слой снимка КТ проецирует на себя среднюю плотность тканей в соответствующем пространстве. Благодаря этому набор слоев многослойного томографического снимка позволяет получить исчерпывающую информацию о внутреннем строении объекта в пространстве и провести ее автоматизированный анализ.

На сегодняшний момент существует ряд методов улучшения визуализации снимков КТ [4, 5] и реконструкции 3D-моделей изучаемого объекта [6–8]. Существующие подходы к диагностическому процессу позволяют упростить чтение снимков, но не приводят к автоматизированному подсчету параметров исследуемых объектов. Другие известные методы интерпретируют каждый слой снимка отдельно. Примером такого подхода является классификация легочных узлов на доброкачественные и злокачественные [9–11]. Это оправдано в тех случаях, когда решается задача классификации объектов, т. е. определяются их качественные признаки принадлежности к какому-либо типу объектов [12, 13].

Для решения задачи определения параметров объекта необходима комплексная информация о его строении, для получения которой требуется анализировать в совокупности все слои, содержащие изображение данного объекта. При автоматизированной обработке снимков легких и мозга [14–16] для их исследования применяются методы сегментации [17], пороговой обработки (разграничения снимка по принципу яркости пикселей) и анализа гистограмм [18–19]. Однако существует класс задач параметризации небольших объектов, которые, в отличие от легких и мозга, занимают только малую часть снимка. Для подобных объектов указанные выше способы автоматизированного анализа являются неприменимыми.

### Метод параметризации объектов КТ

В работе предлагается решение задачи параметризации исследуемых малых объектов путем поиска границ выбранного на одном из слоев

снимка объекта КТ на основе поэтапной бинаризации слоев с последующим анализом множеств пикселей, проецирующих плотность объекта на слои томографического снимка и, следовательно, характеризующих строение этого объекта. Далее рассмотрим особенности хранения информации на слоях снимков КТ, предоставляющие такую возможность.

Результатом томографического исследования является набор слоев, полученных с определенным интервалом и проецирующих на себя внутреннее строение исследуемых анатомических структур. Каждый слой проекции томограммы дает точное значение плотности любого из пикселей на снимке, которые впоследствии отображаются как оттенки серого. Чем светлее оттенок серого, тем плотнее ткань в пределах воксела (воксел — аналог пиксела для трехмерного пространства: область, проецирующаяся на пиксел томографического среза) [20]. Таким образом, наличие информации о границах исследуемого объекта дает исчерпывающие сведения о свойствах объекта в каждой точке пространства и предоставляет возможность проводить его дальнейший анализ и исследование (а также позволяет частично автоматизировать этот процесс).

В связи с тем, что разрешающая способность мониторов не может отразить весь диапазон градаций плотностей («шкала Хаунсфилда»), каждый томографический снимок имеет свой собственный диапазон плотностей, отображаемых с помощью оттенков, находящихся между черным и белым цветами. Данный диапазон зависит от специфики снимаемых объектов, и точная информация о плотности тканей за пределами данного диапазона теряется [21]. Границы диапазона задаются двумя значениями: центром диапазона и его шириной. Чисто белому цвету пиксела соответствует ткань, превосходящая по плотности диапазон отображения, чисто черному цвету — ткань, менее плотная, чем диапазон отображения. Промежуточные оттенки серого цвета пиксела проецируют значения плотности из интервала отображения и отражают точную величину плотности ткани, находящейся в конкретной точке пространства. Пример слоя томографического снимка представлен на рис. 1. Значения W: 90 и C: 40 в нижнем левом углу рисунка свидетельствуют о центре шкалы Хаунсфилда 40HU (Hounsfield unit — единица Хаунсфилда) и ширине шкалы 90HU.

Рассмотрим разработанный метод программной параметризации объектов на примере исследования верхнечелюстных пазух. Параметризация какого-либо объекта, отображенного на снимке, проводится в два этапа: сначала выполняется сегментация слоев снимка КТ в целях определения границ исследуемого объекта, затем

совокупность пикселей, относящихся к исследуемому объекту, анализируется для определения его параметров.

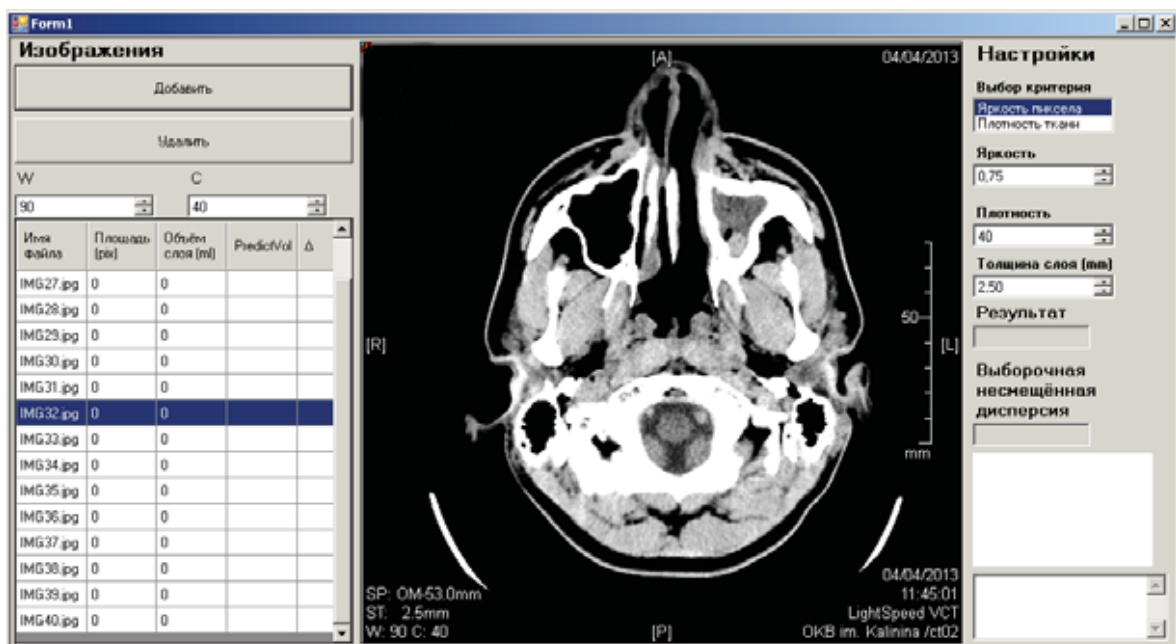
Функционирование предложенного алгоритма сегментации снимков и автоматизированного определения границ исследуемого объекта начинается с загрузки в программу пользователем

упорядоченных слоев томографического снимка и выбора объекта, например, путем указания на слое любой точки, принадлежащей исследуемому объекту. В программу необходимо ввести также значение толщины среза слоев и указать либо граничное значение яркости пикселей, либо ограничение по плотности для пикселей объекта, которое послужит критерием проверки принадлежности пикселей выбранному объекту. На рис. 2 представлен интерфейс программного обеспечения после загрузки в него слоев томографического снимка.

К множеству пикселей на данном слое, относящихся к целевому объекту, добавляется стартовый пиксел. В дальнейшем каждый из пикселей на границе целевой области сравнивается с максимальным значением яркости пикселей исследуемого объекта. Если его яркость меньше заданного значения, он добавляется к множеству пикселей, принадлежащих объекту, после чего происходит рассмотрение смежных с ним пикселей. Иначе он добавляется к множеству пикселей, относящихся к границе объекта, и не участвует в дальнейшем расширении области объекта. На слоях, где граница объекта имеет замкнутый характер, этих действий достаточно для идентификации объекта на снимке. Если граница разомкнута, необходимо дотраивать ее искусственно. Требуется выбрать стартовый слой таким образом, чтобы отображаемый на нем объект имел замкнутые границы.



■ **Рис. 1.** Пример слоя снимка КТ  
 ■ **Fig. 1.** CT layer example

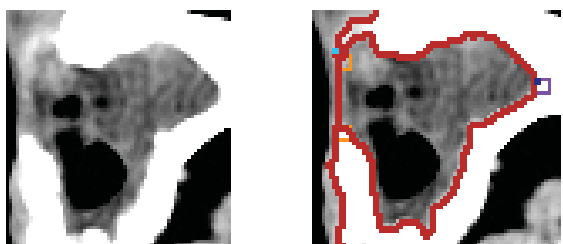


■ **Рис. 2.** Внешний вид интерфейса разработанного программного обеспечения после загрузки слоев томографического снимка  
 ■ **Fig. 2.** Developed software graphic user interface with CT layers loaded

Поиск пикселей в рамках стартового слоя заканчивается в момент, когда все граничные пиксели рассмотрены и дальнейшее расширение исследуемой области невозможно. Далее следует проверка возможности расширения исследуемой области на соседние слои до тех пор, пока это возможно. Для этого необходимо повторять поиск пикселей для каждого нового соседнего слоя. На каждом из этих слоев поиск начинается с заполнения множества пикселей в соответствии с наличием на соседних слоях граничных пикселей, относящихся к исследуемому объекту, и проходит аналогично поиску на стартовом слое. В тот момент, когда на рассматриваемом слое не оказывается пикселей, удовлетворяющих критерию принадлежности, расширение области на соседние слои в данном направлении завершается. Как только завершается расширение области на соседние слои в обоих направлениях, поиск новых пикселей объекта заканчивается.

В силу анатомических особенностей исследуемого типа объектов (верхнечелюстных пазух, соединяемых соустьем с носовой полостью) замкнутая граница, очевидно выраженная разницей яркостей, встречается не на всех срезах томографического снимка. Для корректного определения области исследуемого объекта на таких срезах предусмотрен метод распознавания таких слоев и последующего замыкания границы объекта. Слева на рис. 3 показан фрагмент исходного слоя, в левой части которого есть разрыв на границе объекта, справа показан контур границы, определенный и достроенный описываемым алгоритмом. Замыкание границы происходит полностью в автоматическом режиме и не требует вмешательства врача в этот процесс. Анализ отдельных слоев также выполняется программно.

Рассмотрим подробнее предлагаемый метод. При работе алгоритма на слоях снимка, где объект обладает замкнутой границей, расширение области исследуемого объекта в какой-то момент становится невозможным. Это является крите-



■ **Рис. 3.** Пример томографического слоя с достроенной границей исследуемого объекта

■ **Fig. 3.** CT layer example with automated borderline closing

рием прекращения исследования текущего слоя и перехода к следующему. Однако в случае отсутствия у объекта четких однозначных границ его область, определяемая данным алгоритмом, будет расширяться бесконечно. Для того чтобы избежать этого, вводится ограничение на максимальную площадь исследуемого объекта на слое, определяемое перед началом анализа этого слоя. В качестве вспомогательной информации на этой стадии работы алгоритма используется экстраполяция значений площади на нескольких предыдущих слоях с целью предсказать площадь объекта на текущем слое. Максимальная площадь, после достижения которой расширение области объекта прекращается, определяется путем перемножения предсказанной площади исследуемого объекта на заранее заданную константу, которую назовем коэффициентом ограничения площади ( $\beta$ ). Данная константа позволяет превысить предсказанное значение площади исследуемого объекта, но не позволяет расширяться бесконечно, что привело бы к зависанию программной реализации алгоритма.

Поскольку значение площади объекта, полученное при помощи экстраполяции, в дальнейшем будет уточняться, для получения этих значений было решено использовать полином Лагранжа третьей степени. Более сложные расчеты в данном методе решения задачи неуместны, потому что итоговый результат почти не зависит от конкретного значения, полученного на этой стадии.

Превышение площадью объекта данного ограничения в процессе ее расширения свидетельствует о том, что объект не имеет замкнутой границы на данном слое. После этого область объекта на слое обнуляется, и алгоритм производит поиск оптимальных точек для замыкания между ними границы. Для этого используется множество точек, граничных области исследуемого объекта, обладающих при этом яркостью большей, чем яркость пикселей в пределах объекта. Проводится поиск пары точек, для которых определяется значение весовой функции, в числителе которой — длина границы между двумя этими точками, а в знаменателе — геометрическое расстояние между проверяемыми точками:

$$w(x_1, y_2, x_1, y_2) = \frac{p^\alpha}{d},$$

где  $p$  — длина границы между точками;  $\alpha$  — варьируемый коэффициент;  $d$  — геометрическое расстояние между проверяемыми точками.

Очевидно, что благодаря форме исследуемого объекта (верхнечелюстной пазухи) для пикселей границы, расположенных в соустье, будет наблюдаться рост показателя  $p$  и локальный минимум



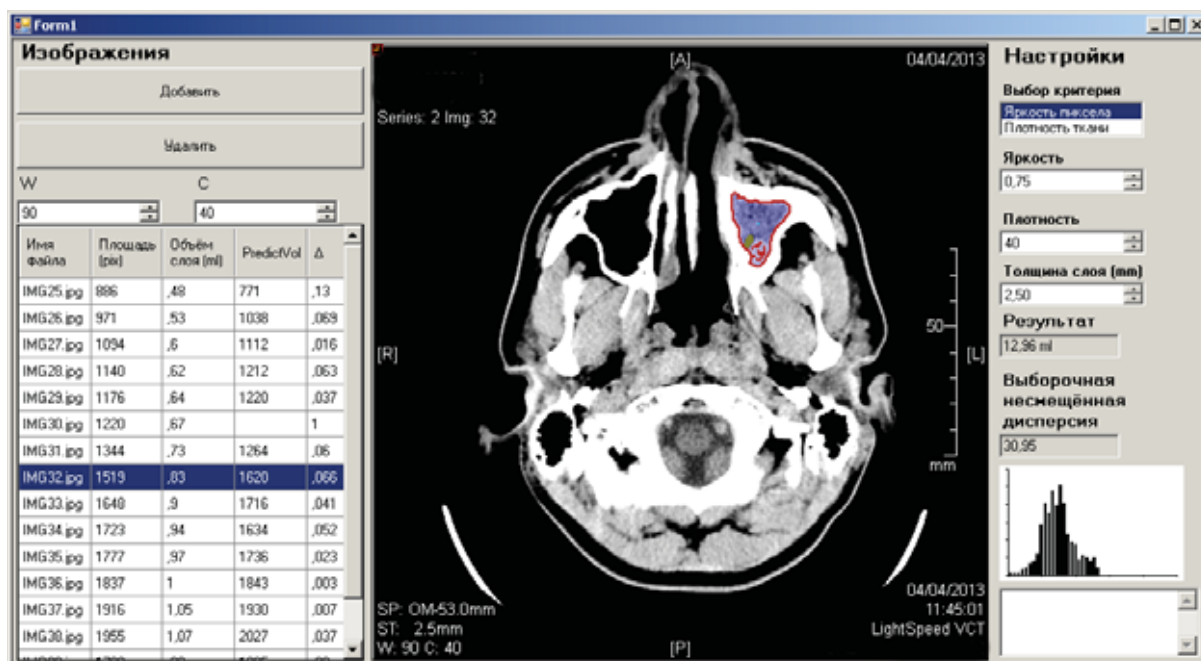
показателя  $d$ . Разработанный метод достройки границы обладает эвристическим характером и допускает колебания результатов. Для того чтобы его результаты были стабильными, числитель возводится в степень, которую назовем степенным весовым коэффициентом ( $\alpha$ ). Варьирование этим значением позволяет получить несколько потенциальных пар точек, которые могут быть использованы для замыкания границы. После этого площадь объекта определяется несколько раз для каждого из результатов. Увеличение значения степенного весового коэффициента  $\alpha$  приводит к отдалению границы от центра объекта, позволяя таким образом выбрать из нескольких вариантов границ объекта наиболее подходящей. Окончательным вариантом конфигурации границы объекта считается тот, который приводит к наименьшему отклонению площади от предсказанного экстраполяцией значения.

На стадии первоначального поиска зоны объекта необходимо, чтобы его граница, даже если в ней отсутствует замкнутость, была непрерывна, поэтому для правильной работы метода замыкания границы требуется внутреннюю область объекта исследовать целиком. Следовательно, для того чтобы гарантировать стабильную работу метода замыкания границ, необходимо использовать достаточно большое значение коэффициента ограничения площади  $\beta$ . Слишком большие значения, однако, увеличивают время работы алгоритма и вызывают появление лишних значений во множестве пикселей, соответствующих гра-

нице объекта, приводящих к возможным аномалиям в его работе. Авторами экспериментально определены оптимальные границы данного коэффициента в диапазоне  $1,4 \div 1,6$ .

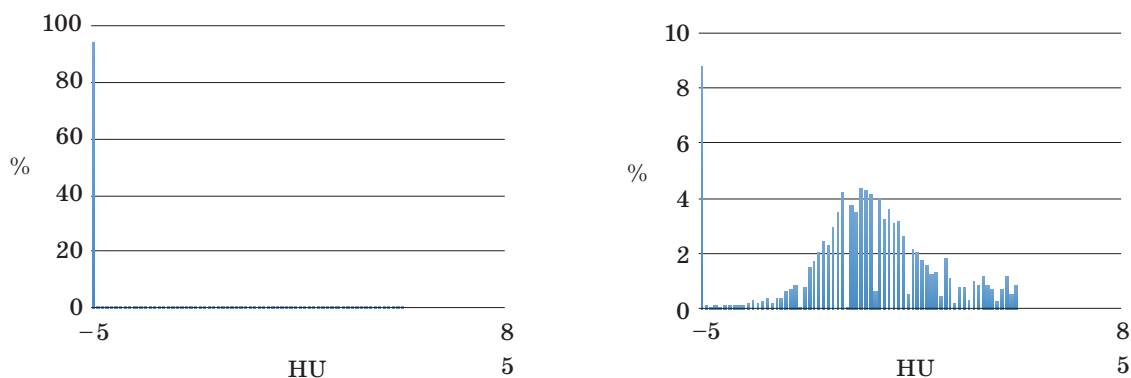
Последующий этап бинаризации заключается в разделении выделенного объекта на области с различной плотностью. Такое разделение позволяет делать выводы о степени симметричности внутреннего строения объекта. Рассмотрим два множества пикселей. Первое множество содержит все пиксели объекта, второе включает только те из них, яркость которых равна нулю (черный цвет соответствует областям объекта, заполненным воздухом). Центр каждого множества пикселей вычисляется как среднее арифметическое координат этих пикселей по осям  $X, Y, Z$ . Чем больше расстояние между центрами этих множеств, тем более несимметрично расположены наросты внутри объекта и тем выше вероятность их патологической природы.

Результатом работы описанного алгоритма сегментации слоев снимка КТ является информация о совокупности пикселей на срезах КТ, принадлежащих исследуемому объекту, которая позволяет проводить детальный анализ объекта по снимку и определять его параметры, такие как объем, выборочная несмещенная дисперсия распределения значений его плотности, послойные площади и объемы объекта. Программная реализация разработанного алгоритма позволяет также получить гистограмму распределения плотностей исследуемого образования, по кото-



■ Рис. 4. Интерфейс программного обеспечения, визуализирующий результаты анализа

■ Fig. 4. Developed software user interface with object analysis result



■ **Рис. 5.** Гистограммы распределения плотности верхнечелюстных пазух (слева верхнечелюстная пазуха с нормальным строением, справа деформированная верхнечелюстная пазуха с патологическими образованиями внутри)  
 ■ **Fig. 5.** Density distribution histograms of maxillary sinus (left — maxillary sinus with normal anatomic structure, right — deformed maxillary sinus with possible pathologic growths)

рой можно судить о наличии или отсутствии патологии внутри полости и о характере выявленной патологии.

Рассмотрим параметры исследуемого объекта, полученные при помощи разработанного алгоритма. Объем верхнечелюстной пазухи на каждом слое определялся исходя из количества принадлежащих ей пикселей. Суммарный объем пазухи составил 12,96 мл. Результаты послойного анализа пазухи с подсчетом параметров отображены на рис. 4. Разработанный алгоритм и его программная реализация позволяют проводить визуализацию патологических образований без использования контрастирования. Например, на рис. 4 голубым цветом выделена область, плотность которой существенно отличается от плотности воздуха, заполняющего верхнечелюстную пазуху здорового человека. Темно-зеленым выделена та часть пазухи, которая заполнена воздухом. Подобная локализация тканей определенной плотности, их программное определение и визуализация на снимке способны составить альтернативу применению контрастирования.

Гистограммы распределения плотностей двух верхнечелюстных пазух представлены на рис. 5. Левая пазуха заполнена преимущественно воздухом. Это наглядно видно по ее гистограмме, в которой преобладает крайний левый столбец, соответствующий меньшей плотности, чем нижняя граница шкалы Хаунсфилда, т. е. воздуху. В правой полости находятся патологические образования, ее гистограмма отражает их распределение. Показатель выборочной несмещенной дисперсии для значений плотности объекта, отражаемой его пикселями, можно рассматривать как критерий степени неоднородности внутреннего содержания исследуемого объекта. Для правой верхнечелюстной пазухи (выделена на рис. 4) это значение равно 30,95, в то время как для ле-

вой оно равно 8,01. Таким образом, значения дисперсии, наряду с гистограммой плотности, являются численными показателями степени неоднородности содержания верхнечелюстных пазух и свидетельствуют о возможном наличии в них патологических образований.

### Заключение

Применение разработанного алгоритма позволяет автоматизировать процесс анализа послойных снимков КТ путем вычисления параметров объектов и их визуализации. Дополнительное разделение исследуемого объекта на зоны дает возможность локализовать области с определенными свойствами, делать выводы о строении объекта и определять потенциальные зоны патологических образований подобно тому, как это достигается применением контрастирования. Визуализация гистограммы плотности дает сведения о характере тканей исследуемого объекта, а выборочная несмещенная дисперсия плотности свидетельствует о степени неоднородности внутреннего строения объекта.

Возможные пространственные искажения изображений от центра к периферии снимка не оказывают заметного влияния на точность диагностики исследуемых объектов. Погрешность разработанного метода имеет систематический характер в силу сходности анатомического строения однотипных исследуемых объектов у различных индивидуумов. Как известно, систематические погрешности простейшим образом корректируются (вычитаются из результата измерения). Что касается программной параметризации верхнечелюстных пазух, выполненной в данной работе, то погрешность предложенного метода в десятки раз меньше погрешности косвенных вычисле-

ний объема пазух, основанных на максимальных фронтальных, вертикальных и сагиттальных размерах этих объектов на отдельных слоях, порядок проведения которых описан в работе [22].

Таким образом, автоматизированное вычисление параметров объектов позволяет дополнить объем диагностической информации, доступной медицинским специалистам. Определение центров исследуемых объектов, выполняемое на осно-

ве обработки множества пикселей, обладает большей точностью, чем косвенные методы их определения [22], применяемые в настоящее время. Разработанное программное обеспечение прошло апробацию в Самарской областной клинической больнице имени В. Д. Середавина и дает возможность проводить диагностику по томографическим снимкам, полученным без использования контрастирования.

## Литература

1. **Van Ginneken B., Schaefer-Prokop CM., Prokop M.** Computer-Aided Diagnosis: how to Move from the Laboratory to the Clinic // *The British Journal of Radiology*. 2005. N 78(1). P. 3–19. doi:10.1259/bjr/82933343
2. **Doi K.** Current Status and Future Potential of Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging // *The British Journal of Radiology*. 2005. Vol. 78. P. 3–19. doi:10.1259/bjr/82933343
3. **Hofer M.** CT Teaching Manual: Systematic Approach to CT Reading. — Thieme, 2007. — 224 p.
4. **Seletchi E., Dului O.** Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography // *Romanian Journal of Physics*. 2007. N 1. P. 764–774. [http://www.nipne.ro/rjp/2007\\_52\\_5-6/0667\\_0667.pdf](http://www.nipne.ro/rjp/2007_52_5-6/0667_0667.pdf) (дата обращения: 15.12.2017).
5. **Bousson N., Fayad H., Le Pogam A., Pradier O., Visyikis D.** Image Processing Methods in CT for Radiotherapy Applications // *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis*. — InTech, 2011. P. 127–142. <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/14772.pdf> (дата обращения: 15.12.2017).
6. **Maher M., Kalra M., Sahani D., Perumpillichira J., Rizzo S., Saini S., Mueller P.** Techniques, Clinical Applications and Limitations of 3D Reconstruction in CT of the Abdomen // *Korean Journal of Radiology*. 2004. N 5(1). P. 55–67. doi:10.3348/kjr.2004.5.1.55
7. **Kim H. C., Park S. H., Park S. I., Shin H. C., Park S. J., Kim H. H., Kim Y. T., Bae W. K., Kim I. Y.** Three-Dimensional Reconstructed Images using Multidetector Computed Tomography in Evaluation of the Biliary Tract // *Abdominal Imaging*. 2004. N 29(4). P. 472–478. doi:10.1007/s00261-003-0123-x
8. **Xu F., Mueller K.** Real-Time 3D Computed Tomographic Reconstruction using Commodity Graphics Hardware // *Physics in Medicine and Biology*. 2007. N 52(12). P. 3405–3419. doi:10.1088/0031-9155/52/12/006
9. **El-Baz A., Beache G., Gimel'farb G., Suzuki K., Okada K., Elnakib A., Soliman A., Abdollahi B.** Computer-Aided Diagnosis Systems for Lung Cancer: Challenges and Methodologies // *International Journal of Biomedical Imaging*. 2013. N 2013. P. 1–46. doi:10.1155/2013/942353
10. **Chen H., Xu Y., Ma Y., Ma B.** Neural Network Ensemble-based Computer-Aided Diagnosis for Differentiation of Lung Nodules on CT Images: Clinical Evaluation // *Academic Radiology*. 2016. N 3(82). P. 595–602. doi:10.1016/j.acra.2009.12.009
11. **Chen H., Wang X. H., Ma D. Q., Ma B. R.** Neural Network-based Computer-Aided Diagnosis in Distinguishing Malignant from Benign Solitary Pulmonary Nodules by Computed Tomography // *Chinese Medical Journal*. 2007. N 120(14). P. 1211–1215. [http://124.205.33.103:81/ch/reader/create\\_pdf.aspx?file\\_no=200771851284230&year\\_id=2007&quarter\\_id=14&falg=1](http://124.205.33.103:81/ch/reader/create_pdf.aspx?file_no=200771851284230&year_id=2007&quarter_id=14&falg=1) (дата обращения: 15.12.2017).
12. **Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A.** Computer-Aided Diagnosis of Rheumatoid Arthritis with Optical Tomography. Part 1: Feature Extraction // *Journal of Biomedical Optics*. 2013. N 18(7). P. 123–137. doi:10.1117/1.JBO.18.7.076001
13. **Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A.** Computer-Aided Diagnosis of Rheumatoid Arthritis with Optical Tomography. Part 2: Image Classification // *Journal of Biomedical Optics*. 2013. N 18(7). P. 138–150. doi:10.1117/1.JBO.18.7.076002
14. **Hussien R., Supriyanto E., Anati N., Azmira N., Illani N., Mahfooz R.** Digital Processing for Computed Tomography Images: Brain Tumor Extraction and Histogram Analysis // *Mathematics and Computers in Contemporary Science*. — WSEAS Press, 2013. P. 119–128.
15. **Homma N.** CT Image based Computer-Aided Lung Cancer Diagnosis // *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis*. — InTech, 2011. P. 3–14. <http://www.intechopen.com/books/theory-and-applications-of-ct-imaging-and-analysis/ct-image-based-computer-aided-lung-cancer-diagnosis> (дата обращения: 15.12.2017).
16. **Zhou C., Chan H-P., Sahiner B.** Computer-Aided Detection of Pulmonary Embolism in Computed Tomographic Pulmonary Angiography (CTPA): Performance Evaluation with Independent Data Sets // *Medical Physics*. 2009. N 36(8). P. 3385–3396. doi:10.15217/issn1684-8853.2016.3.2
17. **Gonzalez R., Woods E.** Digital Image Processing. — Prentice Hall, 2007. — 976 p.

18. Pratt W. Digital Image Processing: PIKS Scientific Inside. — Wiley-Interscience, 2007. — 812 p.  
 19. Seletchi E., Sutac V. Image Analysis in X-ray Computed Tomography // ICVL. 2006. P. 187–194. [http://fmi.unibuc.ro/cniv/2006/disc/icvl/documente/pdf/met/16\\_seletchi.pdf](http://fmi.unibuc.ro/cniv/2006/disc/icvl/documente/pdf/met/16_seletchi.pdf) (дата обращения: 15.12.2017).

20. Romans L. Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text. — LWW, 2004. — 400 p.  
 21. Kelley L., Petersen C. Workbook for Sectional Anatomy for Imaging Professionals. — Mosby, 2012. — 256 p.  
 22. Волков А. Г. Лобные пазухи. — Ростов н/Д: Феникс, 2000. — 512 с.

UDC 004.932.2

doi:10.15217/issn1684-8853.2018.3.98

### Computer Aided Tomography Picture Analysis on the base of Stage-By-Stage Binarization and its Software Implementation

Limanova N. I.<sup>a</sup>, Dr. Sc., Tech., Associate Professor, nataliya.i.limanova@gmail.com

Ataev S. G.<sup>a</sup>, Assistant Professor, sergeyataev@gmail.com

<sup>a</sup>Povolzhskiy State University of Telecommunications and Informatics, 23, L'va Tolstogo St., 443010, Samara, Russian Federation

**Introduction:** Computed tomography shots of a body contain big amounts of information and require complex comprehensive analysis which takes a long time and often is difficult for a diagnostician. The diagnostics accuracy can be improved by the use of contrast dye, but this method is more expensive and has a number of contraindications. **Purpose:** Developing an automated object detection method for computed tomography shots which would provide physicians with the necessary information. **Results:** A parameterization method is proposed for objects on the layers of a CT shot. It performs sequential analysis of the layers and determines the area related to the examined object. In the course of the further analysis, the object is considered as an array of voxels, each of them characterizing an average density of the object in a particular zone. Furthermore, the areas of each layer are calculated, resulting in the total volume of the object. The determination of the selective dispersion for the density values of the object zones along with the density values histogram allow the diagnostician to make conclusions about the object properties and to evaluate the possibility of pathologies. Filtering the object voxels by their density values makes it possible to localize areas of the object with certain properties and to estimate the degree of symmetry for new growths in order to judge about their possible pathological nature. **Practical relevance:** The developed method along with its software implementation allows you to partially automate CT shot analysis by providing the medical specialists with the values of the examined object parameters: areas of each layer, total volume, sample variance of the density values, and symmetry estimation. This method makes it possible to localize the object zones with particular density values and to detect possible pathologic growths without the use of contrast dye.

**Keywords** — Computed Tomography, Image Analysis, Image Binarization, Software, Computer Aided Diagnostics.

**Citation:** Limanova N. I., Ataev S. G. Computer Aided Tomography Picture Analysis on the base of Stage-By-Stage Binarization and its Software Implementation. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2018, no. 3, pp. 98–106 (In Russian). doi:10.15217/issn1684-8853.2018.3.98

### References

1. Van Ginneken B., Schaefer-Prokop CM., Prokop M. Computer-Aided Diagnosis: how to Move from the Laboratory to the Clinic. *Radiology*, 2011, vol. 261, no. 3, pp. 719–732. doi:10.1148/radiol.11091710
2. Doi K. Current Status and Future Potential of Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging. *The British Journal of Radiology*, 2005, vol. 78, pp. 3–19. doi:10.1259/bjr/82933343
3. Hofer M. *CT Teaching Manual: Systematic Approach to CT Reading*. Thieme, 2007. 224 p.
4. Seletchi E., Dului O. Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography. *Romanian Journal of Physics*, 2007, vol. 1, pp. 764–774. Available at: [http://www.nipne.ro/rjp/2007\\_52\\_5-6/0667\\_0667.pdf](http://www.nipne.ro/rjp/2007_52_5-6/0667_0667.pdf) (accessed 15 December 2017).
5. Boussion N., Fayad H., Le Pogam A., Pradier O., Visyikis D. Image Processing Methods in CT for Radiotherapy Applications. In: *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis*. InTech, 2011. P. 127–142. Available at: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/14772.pdf> (accessed 15 December 2017).
6. Maher M., Kalra M., Sahani D., Perumpillichira J., Rizzo S., Saini S., Mueller P. Techniques, Clinical Applications and Limitations of 3D Reconstruction in CT of the Abdomen. *Korean Journal of Radiology*, 2004, vol. 5, no. 1, pp. 55–67. doi:10.3348/kjr.2004.5.1.55
7. Kim H. C., Park S. H., Park S. I., Shin H. C., Park S. J., Kim H. H., Kim Y. T., Bae W. K., Kim I. Y. Three-Dimensional Reconstructed Images using Multidetector Computed Tomography in Evaluation of the Biliary Tract. *Abdominal Imaging*, 2014, vol. 29, no. 4, pp. 472–478. doi:10.1007/s00261-003-0123-x
8. Xu F., Mueller K. Real-Time 3D Computed Tomographic Reconstruction using Commodity Graphics Hardware. *Physics in Medicine and Biology*, 2007, vol. 52, no. 12, pp. 3405–3419. doi:10.1088/0031-9155/52/12/006
9. El-Baz A., Beache G., Gimel'farb G., Suzuki K., Okada K., Elnakib A., Soliman A., Abdollahi B. Computer-Aided Diagnosis Systems for Lung Cancer: Challenges and Methodologies. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2013, vol. 2013, pp. 1–46. doi:10.1155/2013/942353
10. Chen H., Xu Y., Ma Y., Ma B. Neural Network Ensemble-based Computer-Aided Diagnosis for Differentiation of Lung Nodules on CT Images: Clinical Evaluation. *Academic Radiology*, 2010, vol. 17, no. 5, pp. 595–602. doi:10.1016/j.acra.2009.12.009
11. Chen H., Wang X. H., Ma D. Q., Ma B. R. Neural Network-based Computer-Aided Diagnosis in Distinguishing Malignant from Benign Solitary Pulmonary Nodules by Computed Tomography. *Chinese Medical Journal*, 2007, vol. 120, no. 14, pp. 1211–1215. Available at: <http://124.205.33.103:81/ch/>



- reader/create\_pdf.aspx? file\_no=200771851284230&year\_id=2007&quarter\_id=14&falq=1 (accessed 15 December 2017).
12. Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A. Computer-Aided Diagnosis of Rheumatoid Arthritis with Optical Tomography. Part 1: Feature Extraction. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, vol. 18, no. 7, pp. 123–137. doi:10.1117/1.JBO.18.7.076001
  13. Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A. Computer-Aided Diagnosis of Rheumatoid Arthritis with Optical Tomography, Part 2: Image Classification. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, vol. 18, no. 7, pp. 138–150. doi:10.1117/1.JBO.18.7.076002
  14. Hussien R., Supriyanto E., Anati N., Azmira N., Ilani N., Mahfooz R. Digital Processing for Computed Tomography Images: Brain Tumor Extraction and Histogram Analysis. *Mathematics and Computers in Contemporary Science*, 2013, WSEAS Press, pp. 119–128.
  15. Homma N. CT Image based Computer-Aided Lung Cancer Diagnosis. In: *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis*. InTech, 2011. P. 3–14. Available at: <http://www.intechopen.com/books/theory-and-applications-of-ct-imaging-and-analysis/ct-image-based-computer-aided-lung-cancer-diagnosis> (accessed 15 December 2017).
  16. Zhou C., Chan H-P., Sahiner B. Computer-Aided Detection of Pulmonary Embolism in Computed Tomographic Pulmonary Angiography (CTPA): Performance Evaluation with Independent Data Sets. *Medical Physics*, 2009, vol. 36, no. 8, pp. 3385–3396. doi:10.1118/1.3157102
  17. Gonzalez R., Woods E. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 2007. 976 p.
  18. Pratt W. *Digital Image Processing: PIKS Scientific Inside*. Wiley-Interscience, 2007. 812 p.
  19. Seletchi E., Sutac V. Image Analysis in X-ray Computed Tomography. *The 1st Intern. Conf. on Virtual Learning (ICVL)*, 2006, pp. 187–194. Available at: [http://fmi.unibuc.ro/cniv/2006/disc/icvl/documente/pdf/met/16\\_seletchi.pdf](http://fmi.unibuc.ro/cniv/2006/disc/icvl/documente/pdf/met/16_seletchi.pdf) (accessed 15 December 2017).
  20. Romans L. *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. LWW, 2010. 400 p.
  21. Kelley L., Petersen C. *Workbook for Sectional Anatomy for Imaging Professionals*. Mosby, 2012. 256 p.
  22. Volkov A. G. *Lobnye pazukhi* [Frontal Sinus]. Rostov-on-Don: Fenix Publ., 2000. 512 p. (In Russian).

**Научный журнал  
«ИНФОРМАЦИОННО-УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ»**

**выходит каждые два месяца.**

Стоимость годовой подписки (6 номеров) для подписчиков России — 6000 рублей, для подписчиков стран СНГ — 6600 рублей, включая НДС 18%, таможенные и почтовые расходы.

Подписку на печатную версию журнала можно оформить в любом отделении связи по каталогу:

«Роспечать»: № 15385 — полугодовой индекс,

а также через посредство подписных агентств:

«Северо-Западное агентство „Прессинформ“»

Санкт-Петербург, тел.: (812) 335-97-51, 337-23-05,

эл. почта: [press@crp.spb.ru](mailto:press@crp.spb.ru), [zajavka@crp.spb.ru](mailto:zajavka@crp.spb.ru),

сайт: <http://www.pinform.spb.ru>

«МК-Периодика» (РФ + 90 стран)

Москва, тел.: (495) 681-91-37, 681-87-47,

эл. почта: [export@periodicals.ru](mailto:export@periodicals.ru), сайт: <http://www.periodicals.ru>

«Деловая пресса»

Москва, тел.: (495) 962-11-11, эл. почта: [podpiska@delpress.ru](mailto:podpiska@delpress.ru),

сайт: <http://delpress.ru/contacts.html>

«Коммерсант-Курьер»

Казань, тел.: (843) 291-09-99, 291-09-47, эл. почта: [kazan@komcur.ru](mailto:kazan@komcur.ru),

сайт: <http://www.komcur.ru/contacts/kazan/>

«Урал-Пресс» (филиалы в 40 городах РФ)

Сайт: <http://www.ural-press.ru>

«Идея» (Украина)

Сайт: <http://idea.com.ua>

«BTL» (Узбекистан)

Сайт: <http://btl.sk.uz/ru/cat17.html> и др.

На электронную версию нашего журнала (все выпуски, годовая подписка, один выпуск, одна статья) вы можете подписаться на сайтах НЭБ: <http://elibrary.ru>;

РУКОНТ: <http://www.rucont.ru>; ИВИС: <http://www.ivis.ru/>

Полнотекстовые версии журнала за 2002–2016 гг.

в свободном доступе на сайте журнала (<http://www.i-us.ru>),

НЭБ (<http://www.elibrary.ru>)

и Киберленинки (<http://cyberleninka.ru/>

[journal/n/informatsionno-upravlyayuschie-sistemy](http://journal/n/informatsionno-upravlyayuschie-sistemy)).