

УДК 616.24-006-079.4-073.756.8

DOI 10.20538/1682-0363-2017-2-136-145

Для цитирования: Колмогоров В.Г., Молодкин И.В., Коновалов В.К., Шайдук А.М., Останин С.А., Леонов С.Л., Борисенко О.В., Федосеев М.А., Модалкалова Ю.С. Особенности динамической оценки контуров шаровидных образований легких при мультиспиральной компьютерной томографии. *Бюллетень сибирской медицины*. 2017; 16 (2): 136–145

Особенности динамической оценки контуров шаровидных образований легких при мультиспиральной компьютерной томографии

Колмогоров В.Г.¹, Молодкин И.В.³, Коновалов В.К.², Шайдук А.М.², Останин С.А.^{3,4}, Леонов С.Л.⁵, Борисенко О.В.², Федосеев М.А.², Модалкалова Ю.С.²

¹ *Диагностический центр Алтайского края
Россия, 656038, г. Барнаул, Комсомольский пр., 75а*

² *Алтайский государственный медицинский университет
Россия, 656038, г. Барнаул, пр. Ленина, 40*

³ *Алтайский государственный университет
Россия, 656049, г. Барнаул, пр. Ленина, 61*

⁴ *ООО «АГФЗ»
Россия, 656002, г. Барнаул, пр. Калинина, 15/7*

⁵ *Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова
Россия, 656038, г. Барнаул, пр. Ленина, 46*

РЕЗЮМЕ

Введение. Визуализация инфильтрации в легочной ткани, окружающей шаровидные образования легких (ШОЛ), определяемой рентгенологически, является одним из важных моментов в дифференциальной диагностике первичного рака легкого, воспалительных специфических и неспецифических процессов. При компьютерной томографии широко используют калибровочные тканезквивалентные тест-объекты для оценки качества работы сканеров, позволяющие проводить периодический и текущий контроль характеристик томографов: шум, контрастную чувствительность, точность позиционирования, жесткость пучка излучения, толщину слоя, пространственное разрешение и т.п.

Цель исследования. Разработка методики оценки контуров ШОЛ в динамике при мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) путем выбора оптимальных алгоритмов обработки изображений.

Материал и методы. Использовалась двухкомпонентная физическая модель. При визуальном анализе изображений двухкомпонентной физической модели уровень электронного окна WL и ширину электронного окна WW устанавливали исходя из условий наилучшего изучения определенной группы тканей. При нечетких, размытых границах шаровидных образований визуальная оценка является операторозависимой процедурой, необходима разработка и применение количественных методик их анализа. Для количественного описания контура изображения модели ШОЛ использовался вектор в полярной системе координат, исходящий из центра масс фигуры, ограниченной контуром. Мерами сложности контура были приняты: модифицированная информационная энтропия Шеннона $H(S(k))$ для k гармоник нормированной спектральной плотности мощности $S(k)$ колебаний длины радиус-вектора контура $R(n)$; количество локальных максимумов L сигнатуры радиус-вектора $R(n)$; значение максимума нор-

✉ Колмогоров Владимир Геннадьевич, e-mail: vkolmogorov@dcak.ru.

мированной спектральной плотности мощности $S(k)$; произведение (мультиплетность) энтропии $H(S)$ и количества локальных максимумов L .

Результаты. Характеристики контура – мультиплетность, количество локальных максимумов – зависят от геометрических размеров ШОЛ и не могут использоваться для диагностики без предварительной нормировки на длину контура ШОЛ. Параметры «энтропия» и «значение максимума нормированной спектральной плотности мощности» инвариантны относительно геометрических размеров ШОЛ и могут использоваться для дифференциальной диагностики при любой фазе заболевания.

Ключевые слова: шаровидные образования легких, мультиспиральная компьютерная томография, контуры шаровидных образований легких.

ВВЕДЕНИЕ

Визуализация инфильтрации в легочной ткани, окружающей шаровидные образования легких (ШОЛ), определяемой рентгенологически, является одним из важных моментов в дифференциальной диагностике первичного рака легкого, воспалительных специфических и неспецифических процессов [1–3]. Неточности в определении границ инфильтрации ШОЛ при мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) часто приводят к ошибочной диагностике [4–7]. Ключевую роль играет оценка границ инфильтрации при определении эффективности лечения опухолевых и неопухолевых процессов [8–10]. Особые сложности в диагностике ШОЛ появляются при малых градиентах плотностей патологических тканей, например при разграничении опухолевого узла от перифокальной воспалительной инфильтрации [11, 12].

Параметры, на которые врачи-диагносты обращают внимание и указывают при дифференциации ШОЛ при МСКТ, носят качественный характер. При изучении контура патологии можно встретить такие характеристики, как гладкий, неровный, бугристый, фестончатый, мультициклический и т.п. Подобные описания являются необъективными, зависящими от эксперта и неудобными для построения информационной диагностической системы.

При компьютерной томографии широко используют калибровочные тканеэквивалентные тест-объекты для оценки качества работы сканеров, позволяющие проводить периодический и текущий контроль характеристик томографов: шум, контрастную чувствительность, точность позиционирования, жесткость пучка излучения, толщину слоя, пространственное разрешение и т.п. [13, 14].

Цель исследования: разработка методики оценки контуров ШОЛ в динамике при МСКТ путем выбора оптимальных алгоритмов обработки изображений на основе использования двухкомпонентной физической модели.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В качестве прототипа двухкомпонентной физической модели выбран способ выполнения гемолитического тестирования конструкционного стоматологического материала, включающий помещение исследуемого объекта в агар-агар с эритроцитами человека. По окончании инкубации визуально констатируют отсутствие или наличие гемолитических свойств материала по наличию зоны гемолиза эритроцитов около образца, а по ширине зоны гемолиза эритроцитов судят о величине гемолитической активности [15]. Однако данный способ невозможно применить при компьютерной томографии вследствие весьма незначительных градиентов денситометрических показателей зоны гемолиза.

Разработан и изготовлен тест-объект, состоящий из четырех последовательно расположенных прозрачных полистироловых стаканов с внешним диаметром 37 мм с завинчивающимися крышками. Крышки стаканов склеены с доньшками смежных стаканов между собой. Высота стакана – 63 мм, толщина стенки – 0,6 мм. Таким образом, получена моноблочная разборная конструкция, позволяющая сканировать ее без применения дополнительных удерживающих фиксаторов, способных исказить денситометрические данные (рис. 1).



Рис. 1. Внешний вид двухкомпонентной физической модели перед заполнением стаканов агаром: 1, 2, 3, 4 – стаканы

Стаканы на три четверти объема заполняли расплавленным при температуре 60 °С БТН-агаром (компания «Биотехнолация», Россия). После застывания агар-агара при комнатной температуре полым полированным цилиндрическим тонкостенным металлическим пробойником внешним

диаметром 13 мм длиной 150 мм с остро заточенной кромкой с использованием центрирующего устройства строго по центру стакана формировали канал на всю высоту застывшей среды агар-агара (рис. 2). Визуально оценивали качество поверхности канала (отсутствие дефектов, гладкость поверхности и т.п.). Некачественные образцы отбраковывали.

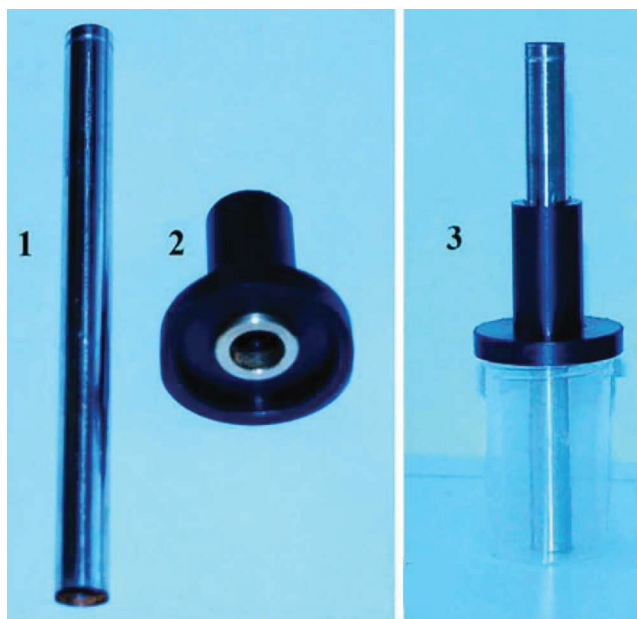


Рис. 2. Пробойник (1); центрирующее устройство (2); стакан и центрирующее устройство в собранном виде (3)

Сформированный канал заполняли контрастной массой – расплавленным при температуре 60 °С 5%-м кровяным агаром (агар с добавлением донорской эритроцитной массы) в смеси с 2%-м водорастворимым рентгеновским контрастом гипак. Визуально оценивали качество заполнения канала по четкости границ двух сред (рис. 3).

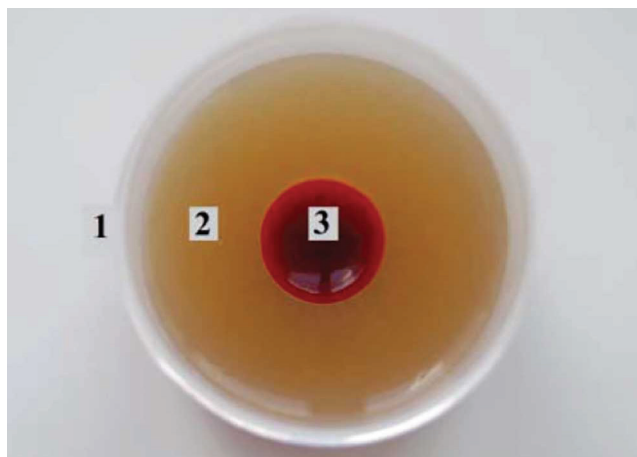


Рис. 3. Изображение стакана с заполненным контрастной массой каналом (вид сверху): 1 – стенки стакана; 2 – агар; 3 – канал

Последовательно заполняли каналы контрастной массой в четырех стаканах с интервалом 3 ч, получив таким образом двухкомпонентную физическую модель. Через 24 ч после заполнения канала первого стакана проведена МСКТ на компьютерном томографе Asteion 4 (Toshiba Medical Systems, Япония). Двухкомпонентную физическую модель укладывали на деку в центре стола на расстоянии 10 см на торцевые подставки продольно длиной оси Z. Сканировали двухкомпонентную физическую модель с агар-агаром и сформированными каналами до и после их заполнения контрастной массой. Шаг сканирования – 2,0 мм; напряжение и ток на трубке 80 kV и 160 mA соответственно, ядро конволюции FC01. Матрица 512 × 512 элементов, DFOV 20,2 × 20,2 см. Осуществлялась реконструкция срезов толщиной 2 мм, размер пикселя 0,4 × 0,4 мм (рис. 4).

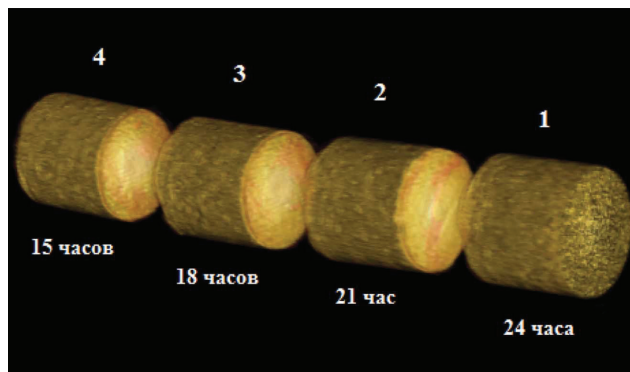


Рис. 4. Мультиспиральная компьютерная томограмма двухкомпонентной физической модели, 3D-рендеринг: здесь и на рис. 5 указаны временные интервалы от момента заполнения первого стакана

Цифровой анализ сканов проводили с помощью программы «Рентгенолог+» (г. Барнаул, Россия) [16], позволяющей выполнить прямую выборку средних значений плотностей пикселей в табличном виде в выделенных областях интереса из файлов в формате DICOM для последующего анализа и статистической обработки.

Статистическая обработка данных проведена с использованием пакета Statistica 10.0. Параметры, прошедшие тест на нормальное распределение, анализировались с помощью t-критерия Стьюдента. Параметры, не прошедшие тест на нормальное распределение, анализировались методом непараметрической статистики Краскела – Уоллиса в виде медианы Me , первого и третьего квартилей ($Q1$; $Q3$). Результаты представлены в виде $M \pm m$, где M – выборочное среднее, m – ошибка среднего, S – сумма всех значений показателя. Статистически значимым различием считали уровень $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

При визуальном анализе изображений двухкомпонентной физической модели уровень электронного окна WL и ширину электронного окна WW устанавливали согласно рекомендациям [17, 18], исходя из условий наилучшего изучения определенной группы тканей. Уровень электронного окна WL устанавливали как можно ближе к уровню плотности исследуемой ткани [19]. При WL40; WW380 и WL40; WW167 (рис. 5) контуры

распределения контраста в агар-агаре различались как через разные временные интервалы, так и при разных параметрах окон. Особенно значительные различия отмечались в зависимости от ширины окон (параметр WW). При WW167 изображение было значительно более контрастным, однако контуры выглядели практически однотипно, плохо различались их изменения в динамике. Следовательно, при одинаковых уровнях окон на визуальное восприятие контуров наибольшее влияние оказывает ширина окон.

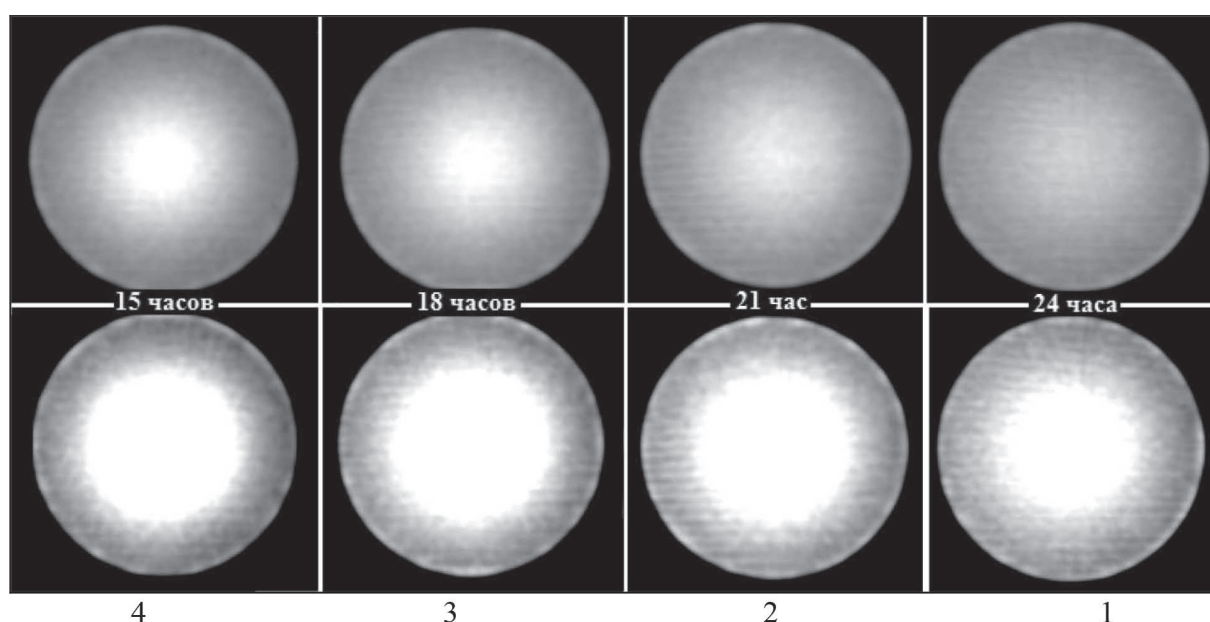


Рис. 5. Компьютерные томограммы двухкомпонентной физической модели: верхний ряд – WL40, WW380; нижний ряд – WL40, WW167; 1, 2, 3, 4 – стаканы

Таким образом, при оптимизации выбора электронного окна наибольшее влияние на качество интерпретации оказывает ширина примененного окна. При нечетких, размытых границах шаровидных образований визуальная оценка является операторозависимой процедурой, необходима разработка и применение количественных методик их анализа.

Контрастная масса, диффундируя в агар-агар, повышает его плотность. Визуально наблюдаемая граница диффузии смещается в направлении от центра к периферии (см. рис. 5). Область томограммы, ограниченная наблюдаемой границей, представляет собой изображение физической модели ШОЛ [20]. Для инструментального определения контура двумерного изображения необходимо ввести количественный критерий, позволяющий отличать пиксели соответствующих элементов физической модели, содержащих контрастное вещество, от пикселей, содержащих агар-агар. В качестве такого критерия было выбрано значение денситометрической плотности Z_0 , определяемое как

$$Z_0 = \frac{2}{3}(A - B),$$

где A – максимальное значение денситометрической плотности томограммы для конкретного времени экспозиции, B – минимальное. Двухмерное томографическое изображение преобразуется в битовое в соответствии с правилом: пиксели, значения денситометрических показателей которых больше Z_0 , окрашиваются в белый цвет, остальные – в черный (рис. 6). Контур, образованный белыми пикселями, смежными с черными, является границей физической модели ШОЛ.

На рис. 7 представлены примеры контуров изображения модели ШОЛ при различных временных экспозициях. Поскольку каждый из четырех контуров обусловлен одним физическим процессом, необходимо найти такие количественные характеристики контуров, которые были бы инвариантны относительно линейного размера физической модели ШОЛ.

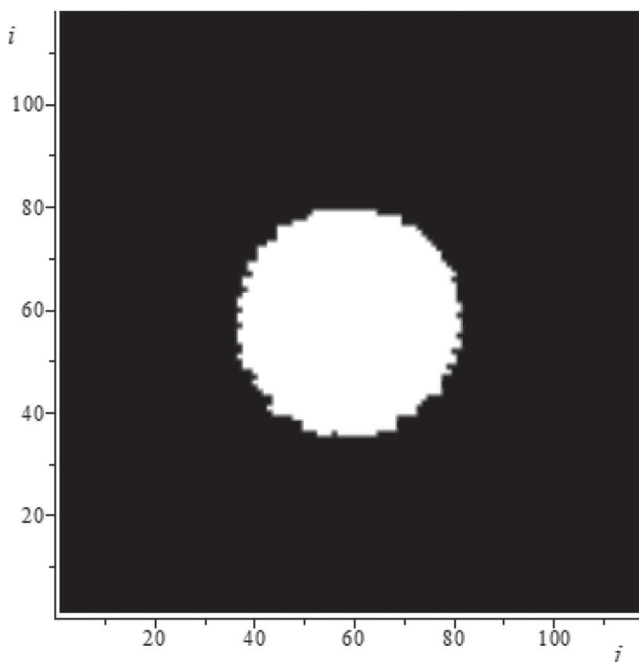


Рис. 6. Изображение модели ШОЛ, полученное с использованием критерия Z_0 ; i и j – оси координат на КТ-срезе

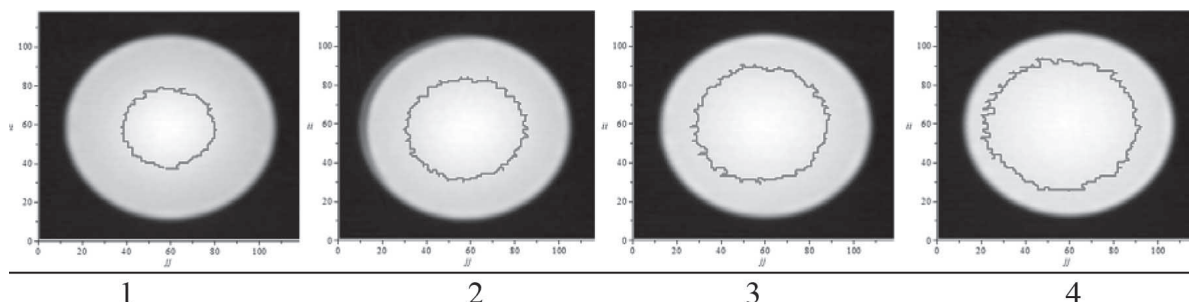


Рис. 7. Примеры компьютерных томограмм двухкомпонентной физической модели: 1, 2, 3, 4 – границы диффузии при различных временных экспозициях (15 ч, 18, 21, 24 ч соответственно)

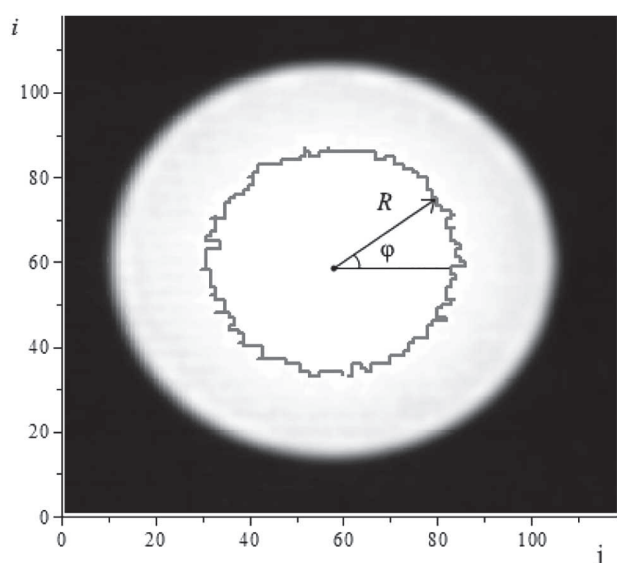


Рис. 8. Описание контура зоны интереса в полярных координатах: i и j – оси координат на КТ-срезе

При использовании этих характеристик как диагностических, последние будут определяться видом контура, а не его геометрическим размером.

В качестве характеристик контура изображения физической модели ШОЛ использованы параметры контура, предложенные в [21]. Для количественного описания контура изображения модели ШОЛ использовался вектор в полярной системе координат, исходящий из центра масс фигуры, ограниченной контуром. Для каждой точки контура вычислялись значения длины (модуля) радиус-вектора $R(n)$ и значения угла $\varphi(n)$ между направлением вдоль оси абсцисс и направлением радиус-вектора (рис. 8). Одномерные массивы модулей радиус-вектора $R(n)$ и полярных углов $\varphi(n)$ обычно называют сигнатурами контура, поскольку эти массивы полностью определяют его математические свойства.

Далее для каждого среза применялся метод, основанный на вычислении спектральной плотности мощности S центрированной сигнатуры радиус-вектора $R(n)$ [22].

Проверялись следующие количественные характеристики контура: модифицированная информационная энтропия Шеннона $H(S(k))$ для k гармоник нормированной спектральной плотности мощности $S(k)$ колебаний длины радиус-вектора контура $R(n)$; количество локальных максимумов L сигнатуры радиус-вектора $R(n)$; значение максимума нормированной спектральной плотности мощности $S(k)$; произведение (мультиплетность) энтропии $H(S)$ и количества локальных максимумов L :

$$M = L \cdot H(S)$$

Для каждой экспозиции обрабатывалось по 25 срезов и для каждого среза вычислялись указанные выше параметры. Таким образом, для каждого параметра получалось по четыре выборки объемом 25 значений.

Проверка на нормальность распределения показала, что исследуемые параметры «количество локальных максимумов» и «мультиплетность» плохо описываются распределением Гаусса, по-

этому методы параметрической статистики использовать нежелательно. Для этих параметров был использован ранговый анализ Краскела – Уоллиса. Проверка параметров «энтропия» и «значение максимума нормированной спектральной плотности мощности» показала их нормальное распределение, и для них были использованы методы параметрической статистики.

В качестве нулевой гипотезы принимали утверждение, что выборки исследуемого параме-

тра (например, энтропия) для разных значений фактора времени взяты из одной генеральной совокупности. Иными словами, нулевая гипотеза состоит в том, что время экспозиции не влияет на исследуемый параметр. Нулевую гипотезу следует отвергнуть для параметров «количество локальных максимумов» и «мультиплетность». На численные значения этих параметров существенно влияет геометрический размер области интересов (табл. 1).

Т а б л и ц а 1

Результат проверки нулевой гипотезы по критерию Краскела – Уоллиса, $Me (Q1; Q3)$						
Параметр	Время экспозиции, ч				H	p
	15	18	21	24		
Количество локальных максимумов	0 (0; 1)	1 (1; 2)	5 (3; 7)	14 (9; 18)	79	0,0000
Мультиплетность	0 (0; 3,7)	3,9 (3,7; 7,6)	19,1 (12; 26,9)	41,1 (24,3; 58,0)	76	0,0000

При статистическом анализе исследуемых параметров «количество локальных максимумов» и «мультиплетность» выявлены значимые различия в зависимости от времени экспозиции. Исследуемые параметры существенно зависят от времени экспозиции, и, следовательно, от геометрических размеров шаровидных образований.

При исследуемом параметре «энтропия» не выявлено значимых различий при времени экспозиции 15–18 ч: $3,69 \pm 0,02$ против $3,71 \pm 0,02$;

$p = 0,70$. При исследуемом параметре «значение максимума нормированной спектральной плотности мощности» не выявлено значимых различий при времени экспозиции 15–18 ч: $0,12 \pm 0,006$ против $0,12 \pm 0,01$; $p = 0,96$. Нулевую гипотезу следует принять с большой степенью уверенности, исследуемые параметры слабо зависят от времени экспозиции, и, следовательно, от геометрических размеров шаровидных образований (табл. 2).

Т а б л и ц а 2

Энтропия и значение максимума нормированной спектральной плотности мощности в зависимости от времени экспозиции												
Параметр	Время экспозиции, ч											
	15 (1)			18 (2)			21 (3)			24 (4)		
	S	M	m	S	M	m	S	M	m	S	M	m
Энтропия	92,44	3,69	0,02	89,03	3,71	0,02	95,40	3,82	0,02	70,15	3,05	0,09
$p (1)$	–	–	–	–	0,70	–	–	0,0001	–	–	–	0,000
$p (2)$	–	–	–	–	–	–	–	0,001	–	–	–	0,000
$p (3)$	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	0,000
Значение максимума нормированной спектральной плотности мощности	3,08	0,12	0,006	3,06	0,12	0,01	2,42	0,10	0,007	5,29	0,23	0,02
$p (1)$	–	–	–	–	0,96	–	–	0,007	–	–	–	0,000
$p (2)$	–	–	–	–	–	–	–	0,03	–	–	–	0,000
$p (3)$	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	0,000

Таким образом, параметры «энтропия» и «значение максимума нормированной спектральной плотности мощности» слабо зависят от геометрических размеров рассматриваемой области и поэтому они наиболее перспективны как носители информации о характере патологии.

ВЫВОДЫ

1. При оптимизации выбора электронного окна наибольшее влияние на качество интерпретации шаровидных образований оказывает ширина примененного окна (WW).

2. При нечетких, размытых границах шаровидных образований визуальная оценка является операторозависимой процедурой, необходима разработка и применение количественных методов их анализа.

3. Характеристики контура – мультиплетность и количество локальных максимумов – зависят от геометрических размеров шаровидных образований и не могут эффективно использоваться для диагностики без предварительной нормировки на длину контура.

4. Параметры – энтропия и значение максимума нормированной спектральной плотности мощности – слабо зависят от геометрических размеров шаровидных образований и могут использоваться для дифференциальной диагностики при определении фазы заболевания.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

Авторы заявляют об отсутствии финансирования при проведении исследования.

ЛИТЕРАТУРА

- Власов П.В. Лучевая диагностика заболеваний органов грудной полости. М.: Видар, 2006: 311.
- Стеблецова Т.В., Проскурина М.Ф., Юдин А.А., Юматова Е.А. Проблемы дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных консолидаций на фоне диффузных инфильтративных заболеваний легких // *Медицинская визуализация*. 2008; 6: 132–141.
- Коновалов В.К., Шойхет Я.Н., Федоров В.В., Лобанов М.Н., Леонов С.А., Шайдук А.М., Колмогоров В.Г., Останин С.А., Козлов Д.Ю., Цеймах А.Е. Способ прицельной объемной денситометрии шаровидных образований легких для оценки их внутренней структуры при мультиспиральной компьютерной томографии // *Проблемы клинической медицины*. 2012; 1–4 (26–29): 74–86.
- Иваничико Т.Е. Особенности дифференциальной диагностики периферических образований легких при компьютерной томографии: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.14. Томск, 2000: 24.
- Chae H.D., Park S.M., Park S.J., Lee S.M., Kim K.G., Goo J.M. Computerized Texture Analysis of Persistent Part-Solid Ground-Glass Nodules: Differentiation of Preinvasive Lesions from Invasive Pulmonary Adenocarcinomas // *Radiology*. 2014; 273(1): 285–293. DOI: 10.1148/radiol.14132187.
- Самцов Е.Н., Иваничико Т.Е., Васильев Н.В., Ермак Е.Е. Комплексная лучевая диагностика воспалительных псевдоопухолей легких // *Медицинская визуализация*. 2005; 6: 86–88.
- Карпина Н.А., Антипова А.В., Чеклецова Л.И., Поссаженникова С.Ю., Демихова О.В. Сложный случай дифференциальной диагностики очагово-инфильтративных изменений легких во фтизиатрической практике // *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2015; 5: 36–41.
- Ищенко Б.И., Бисенков А.Н., Тюрин И.Е. Лучевая диагностика для торакальных хирургов. СПб.: Деан, 2001: 133.
- Дабагов А.Р. Цифровая радиология и диагностика. Достижения и перспективы [Электронный ресурс] // *Журнал радиоэлектроники*. 2009; 5. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/jan12/9/text.pdf>.
- Лобанов М.Н. Дифференциальная диагностика шаровидных образований легких при мультиспиральной компьютерной томографии на основе многомерной обработки денситометрических параметров: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.25; 14.01.13. Барнаул, 2013: 26.
- Юдин А.А., Шаталов К.М., Сологубова Г.Ф. Липоидная пневмония // *Медицинская визуализация*. 2015; 6: 42–49.
- Нуднов Н.В., Сотников В.М., Леденев В.В., Барышникова Д.В. Возможности качественной оценки лучевых повреждений легких методом компьютерной томографии // *Медицинская визуализация*. 2016; 1: 39–46.
- Kim M., Lee J.M., Yoon J.H., Son H., Choi J.W., Han J.K., Choi B.I. Adaptive iterative dose reduction algorithm in CT: effect on image quality compared with filtered back projection in body phantoms of different sizes // *Korean J. Radiol.* 2014; 15(2): 195–204. DOI: 10.3348/kjr.2014.15.2.195.
- Higuchi K., Nagao M., Matsuo Y., Sunami S., Kamitani T., Jinnouchi M., Yonezawa M., Yamasaki Y., Yabuuchi H., Hatkenaka M., Honda H. Detection of ground-glass opacities by use of hybrid iterative reconstruction (iDose) and low-dose 256-section computed tomography: a phantom study // *Radiol. Phys. Technol.* 2013; 6: 299–304. DOI: 10.1007/s12194-013-0200-y.
- Маренкова М.А., Жолудев С.Е. Способ выполнения гемолитического тестирования конструкционного стоматологического материала. Патент РФ на изобретение – 2392619. 2008.
- Коновалов В.К., Леонов С.А., Шайдук А.М., Лобанов М.Н., Колмогоров В.Г., Федосеев М.А., Борисенко О.В., Модалова Ю.С., Исаков А.Е., Ворона О.И., Казанцев М.В., Федоров В.В., Шойхет Я.Н. Тканевый денситометрический анализ шаровидных образований легких на основе системы искусственного интеллекта при мультиспиральной компьютерной томографии // *Российский онкологический журнал*. 2015; 5: 8–12.
- Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. М.: МЕДпресс-информ, 2007: 712.
- Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. М.: Мед. лит., 2008: 224.
- Тюрин И.Е. Компьютерная томография органов грудной полости. СПб., 2003: 371.
- Останин С.А., Шайдук А.М. Количественная оценка сложности контура медицинских изображений [Электронный ресурс] // *Журнал радиоэлектроники*. 2013; 2. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/koi/feb13/index.html>.
- Останин С.А., Шайдук А.М., Козлов Д.Ю., Коновалов В.К., Леонов С.А., Федоров В.В., Шойхет Я.Н., Колмогоров В.Г., Лобанов М.Н. Энтропийный метод оценки сложности контура медицинских изображений // *Известия Алтайского государственного университета*. 2013; 1–2 (77): 177–180.
- Останин С.А., Шайдук А.М. Уточнение отношения между фрактальной размерностью и степенью спектра мощности сигнала // *Журнал радиоэлектроники*. 2012; 8: 2.

Поступила в редакцию 18.01.2017

Утверждена к печати 10.05.2017

Колмогоров Владимир Геннадьевич, канд. мед. наук, зав. отделом лучевой диагностики, Диагностический центр Алтайского края, г. Барнаул.

Молодкин Иван Васильевич, аспирант кафедры общей и экспериментальной физики, Алтайский государственный университет, г. Барнаул.

Коновалов Владимир Константинович, д-р мед. наук, профессор кафедры онкологии, лучевой терапии, лучевой диагностики и последипломного образования, Алтайский государственный медицинский университет, г. Барнаул.

Шайдук Александр Михайлович, д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой физики и информатики, Алтайский государственный медицинский университет, г. Барнаул.

Останин Сергей Александрович, канд. физ.-мат. наук, доцент, кафедра прикладной информатики в экономике, государственном и муниципальном управлении, Алтайский государственный университет; главный конструктор ООО «АГФЗ», г. Барнаул.

Леонов Сергей Леонидович, д-р техн. наук, профессор, кафедра технологии автоматизированных производств, Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова, г. Барнаул.

Борисенко Ольга Васильевна, ассистент кафедры онкологии, лучевой терапии, лучевой диагностики и последипломного образования, Алтайский государственный медицинский университет, г. Барнаул.

Федосеев Михаил Александрович, аспирант кафедры онкологии, лучевой терапии, лучевой диагностики и последипломного образования, Алтайский государственный медицинский университет, г. Барнаул.

Модакалова Юлия Сергеевна, студент 6-го курса, Алтайский государственный медицинский университет, г. Барнаул.

(✉) Колмогоров Владимир Геннадьевич, e-mail: vkolmogorov@dcak.ru.

УДК 616.24-006-079.4-073.756.8

DOI 10.20538/1682-0363-2017-2-136-145

For citation: Kolmogorov V.G., Molodkin I.V., Konovalov V.K., Shajduk A.M., Ostanin S.A., Leonov S.L., Borisenko O.V., Fedoseev M.A., Modakalova J.S. Peculiarities of dynamic evaluation of globular formation outlines of the lungs with multislice computed tomography. *Bulletin of Siberian Medicine*. 2017; 16 (2): 136-145

Peculiarities of dynamic evaluation of globular formation outlines of the lungs with multislice computed tomography

Kolmogorov V.G.¹, Molodkin I.V.³, Konovalov V.K.², Shajduk A.M.², Ostanin S.A.^{3,4}, Leonov S.L.⁵, Borisenko O.V.², Fedoseev M.A.², Modakalova J.S.²

¹ Diagnostic Center of the Altai Territory
75a, Komsomolskiy Av., 656038, Barnaul, Russian Federation

² Altai State Medical University
40, Lenina Av., 656038, Barnaul, Russian Federation.

³ Altai State University
61, Lenina Av., 656038, Barnaul, Russian Federation

⁴ AGFZ Ltd.
15/7, Kalinina Av., 656002, Barnaul, Russian Federation

⁵ Altai State Technical University named I.I. Polzunov
46, Lenina Av., 656038, Barnaul, Russian Federation

ABSTRACT

Background. Visualization of infiltration in lung tissue surrounding the globular formation of the lungs (GFL) determined by X-ray is one of the important points in the differential diagnosis of primary lung cancer, specific and non-specific inflammatory processes. At CT gauge body phantoms test facilities are widely used for evaluating the performance of scanners that allow the evaluation of scanner characteristics: noise, contrast sensitivity, positioning accuracy, stiffness of the radiation beam, the layer thickness, spatial resolution, etc.

Aim. To develop a methodology for assessing the GFL outlines of the dynamics of multislice computed tomography (MSCT) by selecting the optimal image processing algorithms.

Materials and methods. The visual analysis of two-component physical model images of the electronic window level (WL) and electronic window width (WW) was installed on the basis of the best conditions for studying a specific group of tissues. In the case of indistinct, poorly defined outlines of globular formations, visual assessment is operator-dependent and requires development and application of quantitative methods of analysis. For a quantitative description of the outlines of the image of the GFL model, a vector in a polar coordinate system coming from the center of the figure mass bounded by the outline was used. The following outline complexity measures were adopted: modified Shannon information entropy $H(S(k))$ for k harmonics of the normalized spectral power density $S(k)$ of the length of oscillation of loop radius vector $R(n)$; the number of local maxima L of signature radius vector $R(n)$; the maximum value of the normalized power spectral density $S(k)$; product (multiplicity) of the entropy $H(S)$ and the number of local maxima L .

Results. “Multiplicity”, “the number of local maxima” of the outline depend on the GFL geometric dimensions and cannot be used for diagnosis without first normalizing for GFL outline length. The parameters, such as “entropy” and “maximum value of the normalized power spectral density” are invariant under GFL geometric sizes and can be used for differential diagnosis at any phase of the disease.

Key words: globular formations of the lungs, multislice computed tomography, outlines of globular formations of the lungs.

REFERENCES

- Vlasov P.V. Luchevaja diagnostika zabojevanij organov grudnoj polosti [Radiological diagnosis of diseases of the chest cavity.] M.: Vidar Publ., 2006; 311 (in Russian).
- Stebletsova T.V., Proskurin M.F., Yudin A.L., Yumatova E.A. Problemy differencial'noj diagnostiki dobrokachestvennyh i zlokachestvennyh konsolidacij na fone diffuznyh infil'trativnyh zabojevanij legkih [Problems of differential diagnosis of benign and malignant consolidations on a background of diffuse infiltrative lung diseases] // *Medicinskaja vizualizacija – Medical Imaging*. 2008; 6: 132–141 (in Russian).
- Konovalev V.K., Shoikhet Y.N., Fedorov V.V., Lobanov M.N., Leonov S.L., Shayduk A.M., Kolmogorov V.G., Ostani S.A., Kozlov D.Yu., Tseymah A.E. Sposob pricel'noj ob#emnoj densitometrii sharovidnyh obrazovanij legkih dlja ocenki ih vnutrennej struktury pri mul'tispiral'noj komp'juternoj tomografii [The method of sighting the volume of lung densitometry spherical formations to assess their internal structure with multislice computed tomography] // *Problemy klinicheskoj mediciny – Problems of Clinical Medicine*. 2012; 1–4 (26–29): 74–86 (in Russian).
- Ivanichko T.E. Osobennosti differencial'noj diagnostiki perifericheskikh obrazovanij legkih pri komp'juternoj tomografii: avtoref. dis. ... kand. med. nauk [Features of the differential diagnosis of peripheral lung formations computed tomography: abstract. dis. ... cand. honey. Sciences: 14.00.14.] Tomsk, 2000: 24 (in Russian).
- Chae H.D., Park C.M., Park S.J., Lee S.M., Kim K.G., Goo J.M. Computerized Texture Analysis of Persistent Part-Solid Ground-Glass Nodules: Differentiation of Pre-invasive Lesions from Invasive Pulmonary Adenocarcinomas // *Radiology*. 2014; 273(1): 285–293. DOI: 10.1148/radiol.14132187.
- Samtsov E.N., Ivanichko T.E., Vasilyev N.V., Ermak E.E. Kompleksnaja luchevaja diagnostika vospalitel'nyh psevdopuholej legkih [Complex X-ray diagnostics of inflammatory lung pseudotumour] // *Medicinskaja vizualizacija – Medical Imaging*. 2005; 6: 86–88 (in Russian).
- Karpina N.L., Antipov A.V., Chekletsova L.I. Possazhennikova S.Y., Demikhova O.V. Slozhnyj sluchaj differencial'noj diagnostiki ochagovo-infil'trativnyh izmenenij legkih vo ftiziatricheskoj praktike [Complicated case the differential diagnosis of focal-infiltrative pulmonary TB changes in practice] // *Vestnik rentgenologii i radiologii – Vestnik of Radiology*. 2015; 5: 36–41 (in Russian).
- Ischenko B.I., Bisenkov L.N., Tyurin I.E. Luchevaja diagnostika dlja torakal'nyh hirurov [Radiological diagnosis for thoracic surgeons.] SPb.: Dean Publ., 2001; 133 (in Russian).
- Dabagov A.R. Cifrovaja radiologija i diagnostika. Dostizhenija i perspektivy [Elektronnyj resurs] [Digital radiology and diagnostics. Achievements and Prospects [Electronic resource] // *Zhurnal radioelektroniki – Radio Electronics Magazine*. 2009; 5. Access: <http://jre.cplire.ru/jre/jan12/9/text.pdf> (in Russian).
- Lobanov M.N. Differencial'naja diagnostika sharovidnyh obrazovanij legkih pri mul'tispiral'noj komp'juternoj tomografii na osnove mnogomernoj obrabotki densitometricheskikh parametrov: avtoref. dis. ...kand. med. nauk: 14.01.25; 14.01.13 [Differential diagnosis of lung spherical formations with multislice computed tomography based on a multidimensional treatment densitometric parameters: abstract. dis. ... cand. honey. Sciences: 14.01.25; 14.01.13] Barnaul, 2013: 26 (in Russian).
- Yudin A.L., Shatalov K.M., Sologubov G.F. Lipoidnaja pnevmonija [Lipoid pneumonia] // *Medicinskaja vizualizacija – Medical Imaging*. 2015; 6: 42–49 (in Russian).

12. Nudnov N.V., Sotnikov V.M., Ledenev V.V., Baryshnikov D.V. *Vozmozhnosti kachestvennoj ocenki luchevykh povrezhdenij legkih metodom komp'yuternoj tomografii* [Features a qualitative assessment of radiation damage lung computerized tomography] // *Medicinskaja vizualizacija – Medical Imaging*. 2016; 1: 39–44 (in Russian).
13. Kim M., Lee J.M., Yoon J.H., Son H., Choi J.W., Han J.K., Choi B.I. Adaptive iterative dose reduction algorithm in CT: effect on image quality compared with filtered back projection in body phantoms of different sizes // *Korean J. Radiol.* 2014; 15(2): 195–204. DOI: 10.3348/kjr.2014.15.2.195.
14. Higuchi K., Nagao M., Matsuo Y., Sunami S., Kamitani T., Jinnouchi M., Yonezawa M., Yamasaki Y., Yabuuchi H., Hatkenaka M., Honda H. Detection of ground-glass opacities by use of hybrid iterative reconstruction (iDose) and low-dose 256-section computed tomography: a phantom study // *Radiol. Phys. Technol.* 2013; 6: 299–304. DOI: 10.1007/s12194-013-0200-y.
15. Marenkova M.L., Zholudev S.E. Sposob vypolnenija gemoliticheskogo testirovaniya konstrukcionnogo stomatologicheskogo materiala [A method for performing structural testing of hemolytic dental material]. RF patent for the invention – 2392619. 2008 (in Russian).
16. Konovalov V.K., Leonov S.L., Shayduk A.M., Lobanov M.N., Kolmogorov V.G., Fedoseyev M.A., Borisenko O.V., Modakalova J.S., Isakov A.E., Vorona O.I., Kazantsev M.V., Fedorov V.V., Shoikhet Y.N. Tkanevoj densitometricheskij analiz sharovidnykh obrazovanij legkih na osnove sistemy iskusstvennogo intellekta pri mul'tispiral'noj komp'yuternoj tomografii [Tissue densitometric analysis of spherical lung formations based on artificial intelligence system with multislice computed tomography] // *Rossijskij onkologicheskij zbornik – Russian Journal of Oncology*. 2015; 5: 8–12 (in Russian).
17. Prokop M., Galansky M. Spiral'naja i mnogoslojnaja komp'yuternaja tomografija [Spiral computed tomography and multi-layer]. Moscow: MEDpress-inform Publ., 2007: 712 (in Russian).
18. Hofer M. Komp'yuternaja tomografija. Bazovoe rukovodstvo [Computed tomography. A basic guide]. Moscow: Med. Litas Publ., 2008: 224 (in Russian).
19. Tyurin I.E. Computed tomography of the chest cavity. SPb., 2003: 371 (in Russian).
20. Ostanin S.A., Shayduk A.M. Kolichestvennaja ocenka slozhnosti kontura medicinskih izobrazhenij [Jelektronnyj resurs] [Quantitative assessment of the complexity of the circuit medical imaging [Electronic resource]] // *Zhurnal radioelektroniki – Radio Electronics Magazine*. 2013; 2. Access: <http://jre.cplire.ru/koi/feb13/index.html>. (in Russian).
21. Ostanin S.A., Shayduk A.M., Kozlov D.Yu., Konovalov V.K., Leonov S.L., Fedorov V.V., Shoikhet Y.N., Kolmogorov V.G., Lobanov M.N. Jentropijnyj metod ocenki slozhnosti kontura medicinskih izobrazhenij [Entropy method for estimating the complexity of the circuit medical images] // *Izvestija Altajskogo gosudarstvennogo universiteta – News of Altai State University*. 2013; 1–2 (77): 177–180 (in Russian).
22. Ostanin S.A., Shayduk A.M. Utochnenie otnoshenija mezhdu fraktal'noj razmernost'ju i stepen'ju spektra moshhnosti signala [Clarification of the relationship between the fractal dimension and the extent of the power spectrum of the signal] // *Zhurnal radioelektroniki – Radio Electronics Magazine*. 2012; 8: 2 (in Russian).

Received January 18.2017

Accepted May 10.2017

Kolmogorov Vladimir G., PhD, Head of the Department of Radiation Diagnosis, Diagnostic Center of the Altai Territory, Barnaul, Russian Federation.

Molodkin Ivan V., Postgraduate Student, Department of General and Experimental Physics, Altai State University, Barnaul, Russian Federation.

Konovalov Vladimir K., DM, Professor of the Department of Oncology, Radiation Therapy, Radiation Diagnosis with the Course of Additional Postgraduate Education, Altai State Medical University, Barnaul, Russian Federation.

Shayduk Alexander M., DPhMSc, Professor, Head of the Department of Physics and Informatics, Altai State Medical University, Barnaul, Russian Federation.

Ostanin Sergey A., PhD, Associate Professor, Department of Applied Informatics in Economy, Altai State University, the Chief Designer of «AGFZ», Barnaul, Russian Federation.

Leonov Sergey L., DTSc, Professor of the Department of Automated Production Technology, Altai State Technical University named I.I. Polzunov, Barnaul, Russian Federation.

Borisenko Olga V., Assistant, Department of Oncology Radiation Therapy, Radiation Diagnosis with the Course of Additional Postgraduate Education, Altai State Medical University, Barnaul, Russian Federation.

Fedoseyev Mikhail A., Postgraduate Student, Department of Oncology Radiation Therapy, Radiation Diagnosis with the Course of Additional Postgraduate Education, Altai State Medical University, Barnaul, Russian Federation.

Modakalova Julia S., Student of 6th courses, Altai State Medical University, Barnaul, Russian Federation.

(✉) Kolmogorov Vladimir G., e-mail: vkolmogorov@dcak.ru