

Компьютер-ассоциированные диагностические системы: выявление, характеристика и наблюдение за легочными узелками (обзор литературы)

В. С. Блинов*,¹, М. В. Карташов², Н. А. Рубцова³

¹ ГБУЗ СО «Свердловский областной онкологический диспансер» Минздрава России

² ГБОУ ВПО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, кафедра лучевой диагностики факультета повышения квалификации и профессиональной переподготовки, г. Екатеринбург

³ ФГБО «Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П. А. Герцена» Минздрава России

Computer-aided Diagnostic Systems: Detection, Characterization and Observation for Pulmonary Nodules (Literature Review)

V. S. Blinov*,¹, M. V. Kartashov², N. A. Rubtsova³

¹ Sverdlovsk Oncologic Dispensary, Ministry of Healthcare of Russia

² Ural State Medical University, Ministry of Healthcare of the Russia, Yekaterinburg

³ Moscow Scientific Research Institute of Oncology named after P. A. Herzen, Ministry of Healthcare of Russia, Moscow

Реферат

В статье представлены современные возможности применения компьютер-ассоциированных диагностических систем в выявлении и дифференциальной диагностике легочных узелков. Проанализирован опыт отечественных и иностранных специалистов по использованию компьютер-ассоциированных диагностических систем и методов представления информации при компьютерной томографии. Рассмотрены основные этапы работы КАД систем и факторы, влияющие на эти этапы. Рассмотрены варианты интеграции КАД систем и их роль в торакальной радиологии, в рамках рутинной работы врача-рентгенолога.

Ключевые слова: компьютер-ассоциированные диагностические системы, компьютерная томография, легочный узелок.

* **Блинов Владислав Сергеевич**, врач-рентгенолог, отделение рентгено-лучевой диагностики и топографической подготовки ГБУЗ СО «Свердловский областной онкологический диспансер» Минздрава России.
Адрес: 620036, Екатеринбург, ул. Соболева, д. 29.
Тел.: +7 (343) 356-15-13. Электронная почта: VladSBlinov@mail.ru

Blinov Vladislav Sergeevich, Radiologist, Department of Radiologic Diagnostics and Topographometric Training, Sverdlovsk Oncologic Dispensary Ministry of Healthcare of Russia.
Address: Soboleva ul., 29, Yekaterinburg, 620036, Russia.
Phone number: +7 (343) 356-15-13. E-mail: VladSBlinov@mail.ru

Abstract

The Article presents modern possibilities of application of the computer-aided diagnostic systems in the detection and differential diagnostics of pulmonary nodules. The experience of domestic and foreign experts in using the computer-aided diagnostic systems and methods of information presentation in the computer tomography are analyzed. The basic work stages of the computer-aided diagnostic systems and the factors influencing these stages are considered. Integration options of the computer-aided diagnostic systems and their role in thoracic radiology, within the limits of routine work of a radiologist are considered.

Key words: Computer-aided Diagnostic Systems, Computed Tomography, Lung Nodules.

Актуальность

Традиционным методом диагностики патологии легких долгие годы являлось классическое рентгенологическое исследование – пленочная и цифровая флюорография, рентгенография, линейная томография. Широкое внедрение компьютерной томографии в клиническую практику и ее постоянное усовершенствование продемонстрировало перспективы использования данного метода медицинской визуализации, доказав неоспоримое превосходство по сравнению с традиционными рентгенологическими видами исследований при различных патологических состояниях легких. В свою очередь, использование технологии спирального сбора данных при КТ привело к значительному уменьшению толщины срезов и соответственно к большему количеству получаемых томографических изображений. Если ранее при пошаговой технологии объем КТ-данных органов грудной полости составлял не более 50 сканов, то при современных технологиях количество срезов может достигать 300 и более. Оценка такого массива данных требует от рентгенолога повышенной концентрации внимания и занимает большее количество времени.

Исследования в области скрининга рака легкого показали, что узелки в легких при КТ пропускаются рентгено-

логами в 26 % случаев [10]. При этом в большинстве случаев (62 %) пропускаются узелки до 4 мм. Ошибки при восприятии маленьких узелков зачастую обусловлены наличием рядом расположенных нормальных анатомических структур легких, таких, как легочные сосуды и интерстиций.

Классификация легочных узелков

В зарубежной литературе легочный узелок характеризуется как участок уплотнения легочной паренхимы, хорошо отграниченный от нее, от 3 до 30 мм в максимальном диаметре [4]. В отечественной литературе принят термин «очаг» — уплотнение легочной паренхимы до 15 мм в диаметре. Для образований более 15 мм принят термин «фокус», или «масса». Узелки в легких бывают 3 типов: солидные, субсолидные (частично солидные) и матового стекла. Солидные узелки полностью состоят из мягких тканей и полностью затеняют легочную паренхиму. Узелки матового стекла — ограниченные области снижения пневматизации паренхимы легкого, через которые дифференцируются нормальные структуры паренхимы легкого (bronхи, сосуды). Частично солидные узелки (субсолидные узелки) представляют собой сочетание матового стекла и солидного компонента. В литературе

встречается несколько классификаций узелков, в зависимости от их локализации в паренхиме легких (табл. 1) [5, 12].

При выявлении легочных узелков менее 10 мм в диаметре определение их характера вызывает ряд объективных сложностей. Проведение пункционной биопсии под контролем КТ является малоинформативной методикой при узелках небольших размеров, так как не может гарантировать точную навигацию и попадание в очаг. Хирургическая биопсия, являясь инвазивной процедурой, требующей анестезиологического пособия, в большинстве случаев не оправдана ввиду высокой вероятности доброкачественности процесса. В связи с этим для решения вопроса о природе узелков менее 10 мм наиболее распространенной диагностической тактикой является динамическое наблюдение с целью обнаружения или исключения их роста.

Размер узелка непосредственно и его изменение в динамике коррелируют с вероятностью злокачественности. Измерение размера является важным критерием по 2 причинам: во-первых, стратификация риска злокачественного образования в первом КТ-просмотре,

во-вторых, адекватная и точная оценка динамики размеров узелка, которая может показать рост или уменьшение и соответственно вероятность злокачественности. Любой метод измерения узелка должен способствовать оптимизации обнаружения злокачественного процесса на ранней стадии. В то же самое время методы измерения должны демонстрировать адекватную точность, воспроизводимость, легкость использования, удобство интеграции.

Измерение легочных узелков

Оценка размера и роста солидных узелков может быть выполнена, используя метод ручного измерения трех взаимоперпендикулярных размеров (или двух на аксиальных срезах) и измерения диаметра. В настоящее время ручное использование оценки диаметра (электронная линейка) наиболее широко используемый метод в клинической практике. Метод чаще всего используется, потому что его быстро и удобно применять. Оценка объема, или волюметрический метод, также быстр и прост в использовании, однако менее распространен, так как требует наличия

Таблица 1

Классификация легочных узелков в соответствии с их локализацией

Классификация	Виды узелков			
По локализации в отношении плевры	Субплевральные узелки — контакт с плеврой	Периферические узелки — в пределах 2 см от плевры, не касаются плевры	Корневые узелки — около корня в пределах 2 см	Центральные — между корневыми и периферическими
По прилежащим структурам	Паренхиматозные — в паренхиме легких	Периферические — на расстоянии более 2 мм от плевры	Юкстадиафрагмальные — прилежат к диафрагме	Юкставезикулярные — прилежат к легочному сосуду

дополнительного специализированного программного обеспечения.

Измерение размера узелков в легочной ткани с помощью электронной линейки подвергается значительной вариабельности. Пределы погрешности измерения узелков менее 20 мм, между исследованиями и радиологами, составляют 1,32 и 1,73 мм соответственно. Это означает, что узелок можно считать уверенно выросшим, если диаметр увеличения был выше этих лимитов. Например, при интервале наблюдения за узелком в течение 3 мес, его увеличение с 5 до 6,3 мм может приводить к ложному заключению об отрицательной динамике, хотя процесс является стабильным.

Общепризнанным критерием отличия доброкачественного процесса от злокачественного является скорость роста. Наиболее часто используемым параметром для оценки роста является время удвоения объема. Удвоение объема опухолевого очага размером 5 мм приводит к увеличению его диаметра на 1,5 – 6,5 мм.

Волюметрический метод является более точным в сравнении с использованием электронной линейки, поскольку оценивает весь объем узелка. В нескольких исследованиях синтетических узелков, внедренных в фантом легких, показано, что волюметрия оценивает истинный размер узелка в пределах среднего отклонения 9,2 % для полуавтоматизированного метода (без контроля и исправления рентгенологом) и 0,3 % — для исправленного вручную рентгенологом [5]. Однако при использовании фантомов низкий процент погрешностей объясняется отсутствием кардиальных и респираторных движений, а также отсутствием в окружаю-

щей фантомные узелки ткани, сосудов, бронхов и плевры. Форма фантомных узелков была правильная сферическая, что редко встречается в реальных условиях. Ошибка между волюметрическими измерениями узелков аналогичных размеров в условиях *in vivo* достигает 27 %.

Волюметрический метод оценки узелка требует специального программного обеспечения, являющегося составной частью компьютер-ассоциированных диагностических (КАД) систем, так как оценка информации человеком подвержена эмоциональной окраске и зависит от квалификации, опыта работы. КАД лишена этих недостатков и демонстрирует сопоставимые результаты независимо от кратности повторных измерений.

Компьютер-ассоциированные диагностические системы

Компьютерному анализу могут подвергаться изображения любых областей тела человека. Наиболее исследованные направления использования КАД-систем: это обнаружение и характеристика узелков в легких, количественная характеристика эмфиземы, построение схем бронхиального дерева, обнаружение опухолей и микрокальцинатов в молочных железах при маммографии, обнаружение интракраниальных аневризм при КТ-и МРТ-ангиографии [10].

Основой работы КАД-систем является процесс сегментации изображения. Сегментация представляет собой процесс разделения изображения на однородные области на основе одного или более свойства или характеристик. Изображение в компьютере разбивается на элементы, называемые пикселями. При КТ каждый пиксель содержит число-

вое значение соответствующей степени ослабления рентгеновского излучения (единиц Хаунсфилда, НУ). При КТ сегментация представляет собой объединение участков с близкими значениями единиц Хаунсфилда. Одним из основных требований при использовании КАД-систем является сканирование легких с минимально возможной толщиной среза при высокоразрешающем алгоритме. Такая предварительная обработка необходима для более точной сегментации узелка от окружающей паренхимы. Чем точнее произведена сегментация, тем детальнее будут измерены морфологические характеристики узелка. Сегментация легочного узелка от окружающей паренхимы и других структур наиболее сложный и трудоемкий этап КАД-анализа.

Традиционные алгоритмы сегментации, основанные на разнице в плотности между узелком и легочной паренхимы, применимы для сегментации хорошо отграниченных узелков. К сожалению, этот метод часто имеет ограничения при узелках, прилежащих к плевре, сосудам, субсолидным узелкам и узелкам типа матового стекла. Такие методы сегментации, как математическая морфология, трехмерный анализ, позволяют более четко сегментировать легочные узелки от окружающей паренхимы, но являются и более трудоемкими.

Следующим этапом после сегментации является классификация изображений, подразумевающая процесс разделения объектов на классы или категории одинакового типа, т.е. группировка и разделение сходных и непохожих объектов. Процесс классификации позволяет отличить объекты по заданным характеристикам, таким, как объем, форма, характер контура, наличие кальцинации

и т.д. В отношении легочных узелков классификация подразумевает классификацию сегментированных узелков на солидные, субсолидные и типа матового стекла. Такая классификация осуществлялась на основе вычисления среднего значения единиц Хаунсфилда (НУ) – К-среднее по периферии интересующих областей КТ-изображения. Солидному узлу соответствует значение К-среднего более 150 НУ, субсолидным узелкам – от 150 до 800 НУ, для узлов матового стекла – менее 800 НУ.

КАД-системы позволяют автоматически обнаруживать, сохранять и объединять изображения по уровням исследования (выполненные в динамике), что, в свою очередь, способствует оптимизации выявления, дифференциальной диагностики и отслеживанию динамики роста очаговых изменений, качественно отражаясь на результатах работы рентгенолога.

Интеграция КАД-систем в клиническую практику может осуществляться 3 различными способами [9].

Во-первых, КАД-система как источник первого чтения. После предварительного выбора системой КАД только часть результатов представляется рентгенологу. В настоящее и ближайшее будущее этот подход не может считаться основным из-за несовершенства систем КАД.

Во-вторых, КАД как источник второго чтения. Рентгенолог просматривает КТ-изображения без знания результатов КАД. В следующем шаге он рассматривает результаты КАД и решает, пропустил ли он образование, отмеченное КАД-системой, или это ложноположительный результат.

В-третьих, параллельное чтение. Рентгенолог просматривает КТ-изобра-

жения и результаты КАД одновременно. Рентгенолог может принять или отклонить результаты КАД и объединить их с его собственными результатами без потребности повторного чтения.

Чувствительность и специфичность систем КАД для выявления узелков в легких в различных исследованиях варьирует в широких пределах от 61 до 100 % (табл. 2) [2, 10, 11].

Такая разница в чувствительности зависит от применяемых алгоритмов, программного обеспечения и размеров выявляемых узелков. Объективно установлено, что чувствительность рентгенолога возрастает при использовании КАД как источника второго мнения. Исследования, которые оценивали так же время чтения, сообщают об увеличении общего времени анализа при использовании КАД из-за необходимых двух проходов чтения. В этом аспекте приоритетным является параллельное использование КАД-анализа.

Особенности получения и представления КТ-информации и их влияние на работу КАД-систем

Дополнительным методом увеличения обнаружения узелков в легких является усовершенствование систем представления КТ-информации. Несколько исследований (2009) оценивали возможность использования проекций максимальной интенсивности (МИП) и объемного рендеринга для оптимизации информативности при выявлении легочных узелков [7]. Исследователи отмечают чувствительность для МИП в пределах от 45,1 до 92,9 %, для объемного рендеринга — от 76,5 до 97,3 %. Однако данные различия значимы только для узелков до 10 мм. Для узелков более 10 мм чувствительность МИП и объемного рендеринга не имела существенных различий. В. К. Коновалов, В. Г. Колмогоров, М. Н. Лобанов, Ю. А. Шевчук (2012) на большом КТ-материале также пришли к выводам, что трехмерные ре-

Таблица 2

Чувствительность компьютер-ассоциированных диагностических систем в выявлении узелков в легких

Автор, год исследования	Название программы	Чувствительность выявления узелков при использовании различных КАД-систем		
		врач без КАД, %	КАД, %	врач с КАД, %
C. Beigelman-Aubry, 2007	Image Checker CT	46–56	65	67–69
M. Das, 2006	Lung CARE NEV	68–82	75	79–90
R. Yuan, 2006	Lung VCAR	86 — корневые, 98 — субплевральные	100 — корневые узелки, 84 — центральные узелки	
F. Li, 2005	CT-W950SR	76	54–67	85
J. S. Kim, 2005	Lung CARE			88–95

конструкции более информативны по сравнению с МИП. Авторы отмечают, что объемный рендеринг позволяет визуализировать более мелкие очаги, деформации и дислокации бронхов [1].

В зарубежной литературе опубликовано довольно большое количество исследований, посвященных использованию низкодозовой КТ для скрининга рака легкого. A. Christie et al. (2011) исследовали КТ 50 пациентов со 125 легочными узелками [3]. Изображения узелков были восстановлены программным обеспечением из сырых данных, моделирующих различные уровни дозы: 300 (исходная доза), 220, 180, 140, 100, 80, 60, 50, 40, 30, 20, 10 и 5 мАс. Результаты исследования демонстрируют возможность применения КТ низкой дозы для последовательного наблюдения за узелками, при этом ошибка измерения объема узелков между 5 и 300 мАс составляет $2,2\% \pm 18\%$.

A. J. Pim et al. (2012) сравнивали КТ с низкой дозой и КТ с внутривенным контрастным усилением [8]. Авторы пришли к выводам, что измеряемый объем узелков при низкодозовой

КТ значительно меньше, нежели объемом стандартной КТ с внутривенным контрастным усилением. При низкодозовой КТ объемы узелков были на 7,4–9,8 % меньше по сравнению с КТ с внутривенным контрастным усилением. Таким образом, исследователи доказывают необходимость применения одной и той же методики исследования и физико-технических условий в базовом и последующих КТ для характеристики узелков в легких.

Некоторые авторы исследовали влияние толщины срезов в комбинации с использованием КАД на выявление солидных и субсолидных узелков [6]. Чувствительность радиолога при использовании тонких срезов в совокупности с КАД-системой была выше, чем без использования КАД. Чувствительность в выявлении узелков при разных комбинациях КАД-систем и толщины срезов представлены в табл. 3.

Таким образом, выявление солидных узелков и узелков типа матового стекла значительно улучшается при использовании тонких срезов в сочетании с КАД-системой.

Таблица 3

Чувствительность выявления узелков в зависимости от толщины срезов и использования КАД-систем

Комбинация толщины срезов и КАД	Солидные узелки, %	Субсолидные узелки, %	Узелки матового стекла, %
Тонкие срезы + КАД	82	97	82
Тонкие срезы, без КАД	57	81	69
Толстые срезы, без КАД	40	72	53
Толстые срезы + КАД с толстыми срезами	58	73	58
Толстые срезы + КАД с тонкими срезами	77	94	79

Заключение

В основном КАД-системы направлены на обнаружение солидных узелков, которые обладают высокой контрастностью, однородным распределением плотности и сферической формой. Основная проблема сегментации субсолидных узелков и узелков матового стекла состоит в их низкой плотности. Программе сложно дифференцировать компонент матового стекла от окружающей нормальной паренхимы легкого. Большинство исследователей в этой области для измерения объема и сопоставления размеров узелков такого типа предлагают отмечать их ручным способом или исправлять вручную данные автоматической сегментации. Современные программы КАД могут отдельно вычислять в субсолидных узелках объема солидного компонента и матового стекла. Это имеет большое значение, так как появление или увеличение солидного компонента является дифференциальным критерием и свидетельствует о злокачественности процесса.

На сегодняшний день КАД-системы находятся в постоянном развитии и усовершенствовании. Выполненные исследования по определению эффективности применения КАД-систем при диагностике рака легкого продемонстрировали свою целесообразность [5, 6, 9, 10]. В свою очередь, возможности КАД-систем в оценке характера многофокусных поражений, особенно при наличии экстрапульмональной опухоли, недостаточно освещены в современной литературе, в связи с чем тема сохраняет свою актуальность и требует углубленного изучения данного вопроса.

КАД-системы обеспечивают рентгенолога дополнительной и независимой информацией в отношении объема и

характеристик легочных узелков. КАД способствует выявлению дополнительных узелков, которые могут иметь злокачественный характер, но потенциально быть пропущенными рентгенологом. Учитывая, что КАД-системы более чувствительны при оценке динамики размеров узелков, еще одной немаловажной точкой применения КАД систем является оценка динамики метастазов в легких при проведении химиотерапии.

Список литературы

1. Коновалов В. К., Колмогоров В. Г., Лобанов М. Н., Шевчук А. Ю. Опыт применения трехмерных реконструкций при мультиспиральной компьютерно-томографической диагностике шаровидных образований легких // Радиология — практика. 2012. № 3. С. 45–50.
2. Brandman S., Ko P. Jane. Pulmonary Nodule Detection, Characterization, and Management With Multidetector Computed Tomography // J. Thorac. Imaging. 2011. V. 26. № 2. May. P. 90–105.
3. Christe A., Torrente J. Ch., Lin M. CT Screening and Follow-Up of Lung Nodules: Effects of Tube Current-Time Setting and Nodule Size and Density on Detectability and of Tube Current-Time Setting on Apparent Size // AJR. 2011. V. 197. Sept. P. 623–630.
4. Diederich S. Pulmonary nodules: do we need a separate algorithm for non-solid lesions? // Cancer Imaging. 2009. № 9. P. S126–S128.
5. Gavrielides A. M., Kinnard M. L., Kyle J. M., Nicholas P. Noncalcified Lung Nodules: Volumetric Assessment with Thoracic CT // Radiology. 2009. V. 251. № 1. April. P. 26–37.
6. Godoy M., Tae Jung Kim, White Ch. S. Benefit of Computer-Aided Detection Analysis for the Detection of Subsolid and

- Solid Lung Nodules on Thin- and Thick-Section CT // *AJR*. 2013. № 200. Jan. P. 74–83.
7. *Kawel N., Seifert B., Luetolf M., Boehm T.* Effect of Slab Thickness on the CT Detection of Pulmonary Nodules: Use of Sliding Thin-Slab Maximum Intensity Projection and Volume Rendering // *AJR*. 2009. № 192. May. P. 1324–1329.
 8. *Pim A. de Jong, Leiner T., Jan-Willem J. Lammers, Hester A. G.* Can Low-Dose Unenhanced Chest CT Be Used for Follow-Up of Lung Nodules? // *AJR*. 2012. № 199. Oct. P. 777–780.
 9. *Roos E. Ju., Paik D., Olsen D.* Computer-aided detection (CAD) of lung nodules in CT scans: radiologist performance and reading time with incremental CAD assistance // *Eur. Radiol.* 2010. № 20. P. 549–557.
 10. *Sprindzuk M. V., Kovalev V. A., Snezhko E. V., Kharuzhyk S. A.* Computer-aided Differential Diagnosis of the Pulmonary Nodule: Towards an Understanding of the Medical Imaging Basics and Experiences in the Field // *J. Lung Cancer*. 2009. № 8 (2). P. 78–91.
 11. *Tao C., Gierada S. D., Fang Zhu* Automated Matching of Pulmonary Nodules: Evaluation in Serial Screening Chest CT // *AJR*. 2009. № 192. March. P. 624–628.
 12. *Xu Dong Ming, Hester J. van der Zaag-Loonen, Matthijs Oudkerk.* Smooth or Attached Solid Indeterminate Nodules Detected at Baseline CT Screening in the NELSON Study: Cancer Risk during 1 Year of Follow-up // *Radiol.* 2009. V. 250. № 1. Jan. P. 264–272.
- tomography diagnostics of spherical formations of lungs. *Radiologija – praktika*. 2012. No. 3. P. 45–50 (in Russian).
2. *Brandman S., Ko P. Jane.* Pulmonary Nodule Detection, Characterization, and Management With Multidetector Computed Tomography. *J. Thorac. Imaging*. 2011. V. 26. No. 2. May. P. 90–105.
 3. *Christe A., Torrente J. Ch., Lin M.* CT Screening and Follow-Up of Lung Nodules: Effects of Tube Current-Time Setting and Nodule Size and Density on Detectability and of Tube Current-Time Setting on Apparent Size. *AJR*. 2011. V. 197. Sept. P. 623–630.
 4. *Diederich S.* Pulmonary nodules: do we need a separate algorithm for non-solid lesions? *Cancer Imaging*. 2009. No. 9. P. S126–S128.
 5. *Gavrielides A. M., Kinnard M. L., Kyle J. M., Nicholas P.* Noncalcified Lung Nodules: Volumetric Assessment with Thoracic CT. *Radiology*. 2009. V. 251. No. 1. April. P. 26–37.
 6. *Godoy M., Tae Jung Kim, White Ch. S.* Benefit of Computer-Aided Detection Analysis for the Detection of Subsolid and Solid Lung Nodules on Thin- and Thick-Section CT. *AJR*. 2013. No. 200. Jan. P. 74–83.
 7. *Kawel N., Seifert B., Luetolf M., Boehm T.* Effect of Slab Thickness on the CT Detection of Pulmonary Nodules: Use of Sliding Thin-Slab Maximum Intensity Projection and Volume Rendering. *AJR*. 2009. No. 192. May. P. 1324–1329.
 8. *Pim A. de Jong, Leiner T., Jan-Willem J. Lammers, Hester A. G.* Can Low-Dose Unenhanced Chest CT Be Used for Follow-Up of Lung Nodules? *AJR*. 2012. No. 199. Oct. P. 777–780.
 9. *Roos E. Ju., Paik D., Olsen D.* Computer-aided detection (CAD) of lung nodules in CT scans: radiologist performance

References

1. *Konovarov V. K., Kolmogorov V. G., Lobanov M. N., Shevchuk A. Yu.* Experience of application of three-dimensional reconstruction at the multispiral computed-

- and reading time with incremental CAD assistance. *Eur. Radiol.* 2010. No. 20. P. 549–557.
10. *Sprindzuk M. V., Kovalev V. A., Snezhko E. V., Kharuzhyk S. A.* Computer-Aided Differential Diagnosis of the Pulmonary Nodule: Towards an Understanding of the Medical Imaging Basics and Experiences in the Field. *J. Lung Cancer.* 2009. No. 8 (2). P. 78–91.
 11. *Tao C., Gierada S. D., Fang Zhu* Automated Matching of Pulmonary Nodules: Evaluation in Serial Screening Chest CT. *AJR.* 2009. No. 192. March. P. 624–628.
 12. *Xu Dong Ming, Hester J. van der Zaag-Loonen, Matthijs Oudkerk.* Smooth or Attached Solid Indeterminate Nodules Detected at Baseline CT Screening in the NELSON Study: Cancer Risk during 1 Year of Follow-up. *Radiology.* 2009. V. 250. No. 1. Jan. P. 264–272.

Сведения об авторах

Блинов Владислав Сергеевич, врач-рентгенолог, отделение рентгено-лучевой диагностики и топографической подготовки ГБУЗ СО «Свердловский областной онкологический диспансер» Минздрава России.

Адрес: 620036, г. Екатеринбург, ул. Соболева, д. 29.

Тел.: +7 (343) 356-15-13. Электронная почта: VladSBlinov@mail.ru

Blinov Vladislav Sergeevich, Radiologist, Department of Radiologic Diagnostics and Topographometric Training, Sverdlovsk Oncologic Dispensary Ministry of Healthcare of Russia.

Address: Soboleva ul., 29, Yekaterinburg, 620036, Russia.

Phone number: +7 (343) 356-15-13. E-mail: VladSBlinov@mail.ru

Карташов Максим Викторович, кандидат медицинских наук, кафедра лучевой диагностики ФПК и ПП ГБОУ ВПО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России.

Адрес: 620014, г. Екатеринбург, ул. Репина, д. 3.

Тел.: +7 (343) 266-95-07. Электронная почта: mvkartashov@gmail.com

Kartashov Maksim Viktorovich, Ph. D. Med., Chair of Radiologic Diagnostics, Ural State Medical University, Ministry of Healthcare of Russia.

Address: Repina ul., 3, Yekaterinburg, 620014, Russia.

Phone number: +7 (343) 266-95-07. E-mail: mvkartashov@gmail.com

Рубцова Наталья Алефтиновна, доктор медицинских наук, руководитель отделения рентгенодиагностики ФГБУ «Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П. А. Герцена» Минздрава России.

Адрес: 125284, г. Москва, 2-й Боткинский проезд, д. 3.

Тел.: +7 (495) 945-86-47. Электронная почта: RNA17@yandex.ru

Rubtsova Natal'a Aleftinovna, M. D. Med., Chief of Radiology Department, Moscow Scientific Research Institute of Oncology named after P. A. Herzen, Ministry of Healthcare of Russia.

Address: 2nd Botkinsky proyezd, 3, Moscow, 125284, Russia.

Phone number: +7 (495) 945-86-47. E-mail: RNA17@yandex.ru

Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.