



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-1-48-58>

Динамическая компьютерная томография легких с пониженной лучевой нагрузкой

© Петросян А.П.^{1*}, Силантьева Н.К.¹, Санин Д.Б.¹, Каприн А.Д.¹,
Иванов С.А.¹, Усачева А.Ю.¹, Проскурина М.Ф.²

¹ Медицинский радиологический научный центр имени А.Ф. Цыба – филиал ФГБУ “Национальный медицинский исследовательский центр радиологии” Минздрава России, Москва; 249031 Калужская область, г. Обнинск, ул. Маршала Жукова, д. 10, Российская Федерация,

² GE Healthcare Россия и СНГ

Цель исследования: оценка возможности применения метода динамической КТ легких с пониженной лучевой нагрузкой.

Материал и методы. Исследование основано на применении двух протоколов динамической КТ легких у 97 больных с одиночными очагами в легких. КТ-исследование выполняли на компьютерном томографе GE Optima CT660 с болюсным введением 100 мл йодсодержащего контрастного препарата со скоростью введения 3,5 мл/с. Нативное исследование проводили от уровня яремной вырезки до диафрагмальных синусов. После этого сканировали область очага на 30-й секунде, 1, 2, 4, 6, 15-й минутах после введения контрастного вещества. В зависимости от используемого протокола сканирования пациенты были разделены на 2 группы. Параметры протокола 1-й группы пациентов ($n = 20$): поле облучения (натив/контрастные фазы) 270–340 мм/100–140 мм; напряжение 120 кВ; сила тока 80–400 мА; время вращения трубки 0,6 с; толщина среза 5 мм. Параметры протокола сканирования 2-й группы пациентов ($n = 50$): поле облучения (натив/контрастные фазы) 270–340 мм/30–45 мм; напряжение 100 кВ; сила тока 80–400 мА; время вращения трубки 0,6 с; толщина среза 5 мм. Количественная оценка включала измерение эффективной дозы облучения. Качественная оценка каждого исследования включала анализ полученных КТ-сканов с оценкой степени “шума” изображения и его влияния на интерпретацию полученных КТ-данных.

Результаты. В 1-й группе пациентов напряжение на трубке составило 120 кВ, поле облучения в нативную фазу находилось в пределах 270–340 мм, при контрастных фазах исследования – в пределах 100–140 мм ($124,5 \pm 12,8$ мм), при этом эффективная доза облучения находилась в пределах 13,7–21,5 мЗв и в среднем составила $18,1 \pm 2,4$ мЗв. Во 2-й группе пациентов поле облучения в нативную фазу находилось в пределах 270–340 мм, при контрастных фазах исследования – в пределах 30–45 мм ($36,0 \pm 6,1$ мм), эффективная доза облучения при этом варьировала в пределах 5,1–10,2 мЗв и в среднем составила $7,6 \pm 1,7$ мЗв.

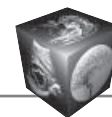
Закключение. Использование разработанного протокола КТ-исследования при проведении динамической КТ органов грудной клетки обеспечивает снижение дозы облучения в среднем на 42% с сохранением адекватной оценки данных о накоплении и вымывании контрастного вещества образованием.

Ключевые слова: компьютерная томография, динамическая КТ, одиночный очаг в легких, эффективная доза облучения

Все авторы сообщают об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования: Петросян А.П., Силантьева Н.К., Санин Д.Б., Каприн А.Д., Иванов С.А., Усачева А.Ю., Проскурина М.Ф. Динамическая компьютерная томография легких с пониженной лучевой нагрузкой. *Медицинская визуализация*. 2020; 24 (1): 48–58.
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-1-48-58>

Поступила в редакцию: 10.02.2020. **Принята к печати:** 14.04.2020. **Опубликована online:** 27.04.2020.



Dynamic computed tomography of the lungs with reduced radiation load

© Artur P. Petrosian^{1*}, Natalia K. Silanteva¹, Dmitry B. Sanin¹, Andrey D. Kaprin¹, Sergey A. Ivanov¹, Anna Yu. Usacheva¹, Marina F. Proskurina²

¹ A. Tsyb Medical Radiological Research Centre – Branch of the National Medical Radiology Research Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation; 10 Marshala Zhukova str., Kaluga Region, Obninsk, 249036, Russian Federation

² GE Healthcare, Russia

Aim. To evaluate the possibilities of dynamic lung CT using a low-dose scanning Protocol.

Materials and methods. The study is based on the experience of using two protocols of dynamic lung CT in 97 patients with single foci in the lungs. CT study was performed on a multispiral computed tomograph GE Optima CT660 with bolus administration of 100 ml of iodine-containing drug at a rate of 3.5 ml/sec. Native the study was conducted from the level of the jugular notch to the diaphragmatic sinuses. After that, the focus area was scanned for 30 seconds, 1, 2, 4, 6, 15 minutes after administration of contrast agent. Depending on the scanning Protocol used, the patients were divided into 2 groups. The Protocol of the first group of patients (n = 20) included the following parameters: radiation field (Nativ/contrast phase) – 270–340 mm/100–140 mm; voltage – 120 kV; the current 80–400 mA; rotation time of the tube – 0,6 sec; slice thickness 5 mm. the parameters of the scanning Protocol of the second group of patients (n = 50): radiation field (Nativ/contrast phase) – 270–340 mm/30–45 mm; voltage – 100 kV; the current 80–400 mA; rotation time of the tube – 0,6 sec; the slice thickness is 5 mm. Quantitative assessment included measurement of effective dose. Qualitative assessment of each study included the analysis of the CT scans obtained with an assessment of the degree of “noise” of the image and its impact on the interpretation of the obtained CT data.

Results. In the first group of patients, the tube voltage was 120 kV, the irradiation field in the native phase was within 270–340 mm, in contrast phases of the study-within 100–140 mm (124.5 ± 12.8 mm), while the effective dose ranged from 13.7 mSv to 21.5 mSv and averaged 18.1 ± 2.4 mSv. In the second group of patients radiation field in the native phase was in the range of 270–340 mm, the contrast phase of the study – in the range of 30–45 mm (36.0 ± 6.1 mm), the effective radiation dose was varied in the range of 5.1 mSv – 10.2 mSv and the average was 7.6 ± 1.7 mSv.

Conclusion. The use of the developed Protocol of CT-study in the dynamic CT of the chest provides a reduction in the dose of radiation by an average of 42% while maintaining an adequate assessment of the data on the accumulation and leaching of contrast agent formation.

Keywords: computed tomography, dynamic CT, solitary pulmonary nodule, effective radiation dose

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Petrosian A.P., Silanteva N.K., Sanin D.B., Kaprin A.D., Ivanov S.A., Usacheva A.Yu., Proskurina M.F. Dynamic computed tomography of the lungs with reduced radiation load. *Medical Visualization*. 2020; 24 (1): 48–58. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-1-48-58>

Received: 10.02.2020.

Accepted for publication: 14.04.2020.

Published online: 27.04.2020.

Введение

С момента появления компьютерной томографии (КТ) – одного из наиболее высокодозных рентгеновских методов исследования, сообщества лучевых диагностов разрабатывались протоколы, дающие возможность получить необходимую адекватную информацию при более низких дозовых нагрузках на пациента [1–12]. За многие годы совместной работы радиологов, физиков и компаний производителей компьютерных томографов удалось в значительной мере уменьшить нежелательное воздействие излучения при КТ [13–17]. Кроме того, в 1990 г. Международной комиссией по радиологической защите был принят принцип ALARA (As Low As Reasonably Achievable,

разумно достижимый низкий уровень облучения) и изданы рекомендации [18]. Основные положения этих рекомендаций заключаются в следующем:

1. Никакая практическая деятельность, связанная с ионизирующим излучением, не должна осуществляться, если польза от нее для облученных лиц или общества в целом меньше ущерба от вызванного ею облучения.

2. Для любого отдельного источника в рамках данной практической деятельности значения индивидуальных доз, число облученных лиц и вероятность подвергнуться облучению, которые не обязательно случаются, должны поддерживаться на самых низких уровнях, какие только могут быть достигнуты с учетом экономических и социальных факторов.



3. Облучение отдельных лиц от сочетания всех видов практической деятельности должно ограничиваться максимально возможными дозами или контролем риска в случае потенциального облучения.

В связи с растущим использованием КТ во всем мире актуальность данных рекомендаций в настоящее время возрастает. Согласно опубликованным данным Комитета Организации Объединенных Наций по действию радиации доля КТ-исследований во всем мире составила 5%, а вклад в коллективную дозу облучения населения – 34% [19].

Выделяют 3 группы факторов, которые непосредственно влияют на дозу облучения при КТ-исследовании [20]:

1. Параметры протокола КТ-исследования:

- сила тока в рентгеновской трубке (мА);
- время ротации (с);
- высокое напряжение (кВ);
- питч-фактор;
- толщина коллимированного среза (мм);
- количество повторных сканирований (например, до и после внутривенного введения контрастного вещества).

2. Особенности КТ-сканера:

- коллимация и фильтрация рентгеновского излучения;
- расстояние между фокусным пятном рентгеновской трубки и изоцентром сканера;
- геометрическая эффективность;
- использование алгоритмов снижения шума при реконструкции изображений;
- модуляция силы тока.

3. Характеристики пациента:

- телосложение (масса тела, рост).

Основными параметрами КТ-исследования, влияющими на дозу облучения, являются: напряжение, сила тока на рентгеновской трубке; время ротации (время полного (360°) оборота рентгеновской трубки и детекторов); толщина среза; питч-фактор (отношение сдвига стола за полный оборот трубки к коллимации среза). Эффект влия-

ния параметров КТ на дозу облучения представлен в табл. 1.

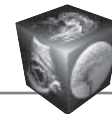
Следует отметить, что параметры протокола исследования, по сути, являются регулируемыми и могут быть изменены исследователем в ручном режиме, однако при этом необходимо помнить, что снижение силы тока, время ротации или, например, напряжения могут привести к изменению качества КТ-изображения. Конструктивные особенности КТ-сканера и характеристики пациента относятся к нерегулируемым факторам.

КТ является “золотым стандартом” диагностики заболеваний легких как опухолевой, так и неопухолевой природы. Тем не менее при наличии высокой чувствительности и точности специфичность метода остается довольно низкой. В связи с этим появилась необходимость изучения, внедрения и использования современных технологий и усовершенствованных методик, одной из которых является динамическая КТ. Во многих исследованиях было показано, что применение метода динамической КТ позволяет значительно повысить диагностическую эффективность метода КТ при дифференциальной диагностике доброкачественных и злокачественных очагов в легких [21–23]. К сожалению, до настоящего времени нет крупных многоцентровых исследований, посвященных динамической КТ, которые ответили бы на все имеющиеся вопросы. Однако интерес к методике в последние годы возрастает, в том числе и в нашей стране [24, 25]. В основе методики динамической КТ лежит выполнение серии томографических срезов через патологическое образование до и после введения контрастного вещества с частыми повторениями сканирования. В отделении компьютерной томографии МРНЦ имени А.Ф. Цыба – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России были разработаны протоколы сканирования при динамической КТ, которые включали не только фазы для оценки накопления (30 с, 1, 2 мин), но и фазы для оценки вымывания кон-

Таблица 1. Влияние параметров компьютерной томографии на дозу облучения пациентов

Table 1. Influence of computed tomography parameters on the radiation dose of patients

Параметр КТ	Эффект
Напряжение на трубке	Напряжение выбирается в соответствии с диаметром тела пациента и задачами диагностики; простой зависимости между напряжением (кВ) и дозой облучения нет
Фильтрация излучения	Предпочтительна более высокая степень фильтрации
Анодный ток	Доза линейно зависит от величины анодного тока
Время томографии	Доза линейно зависит от времени томографии
Толщина среза, S	Доза почти линейно увеличивается с толщиной среза (применимо только для пошаговой томографии)
Объем томографии, V	Доза почти линейно увеличивается с увеличением объема



трастного вещества (4, 6, 15 мин) образованием [26]. Это в свою очередь привело к значительному повышению дозы облучения на пациента [27].

Цель исследования

Оценка возможности применения метода динамической КТ легких с пониженной лучевой нагрузкой.

Материал и методы

В основу исследования положен наш опыт применения двух различных протоколов динамической КТ легких у 97 больных (мужчин – 61, женщин – 36) в возрасте от 29 до 70 лет (в среднем $62,4 \pm 9,4$ года) с одиночными очагами в легких. КТ-исследование выполняли на мультиспиральном компьютерном томографе GE Optima CT660 с болюсным введением 80–100 мл йодсодержащего препарата со скоростью 3,5 мл/с. Нативное исследование проводили от уровня яремной вырезки до диафрагмальных синусов. После этого выполняли сканирование области очага на 30-й секунде, 1, 2, 4, 6, 15-й минутах после введения контрастного препарата.

В зависимости от используемого протокола сканирования пациенты были разделены на 2 группы (табл. 2). Протокол сканирования № 1 ($n = 20$) включал следующие параметры: поле облучения (натив/контрастные фазы) 270–340 мм/100–140 мм; напряжение 120 кВ; сила тока 80–400 мА; время вращения трубки 0,6 с; толщина среза 5 мм. Параметры протокола сканирования № 2 ($n = 77$): поле облучения (натив/контрастные фазы) 270–340 мм/30–45 мм; напряжение 100 кВ; сила тока 80–400 мА; время вращения трубки 0,6 с; толщина среза 5 мм. Обработка полученных данных осуществлялась на рабочей станции Advantage Workstation Volume Share 4.6.

Количественная оценка каждого исследования включала измерение эффективной дозы облучения, которая была рассчитана по формуле: $E = DLP \times EDLP$, где E – эффективная доза (мЗв); DLP – поглощенная доза за все КТ-исследование с учетом длины сканируемой области и количест-

ва повторных сканирований (мГр \times см); $EDLP$ – нормализованная эффективная доза или коэффициент пересчета, соответствующий конкретной анатомической области (мЗв \times мГр \times см). Кроме того, нами было рассчитано значение шума в двух протоколах, который определяется как стандартное отклонение числа КТ-единиц однородного объекта в области интереса. Соотношение контраст/шум (contrast-to-noise, CNR) рассчитывали по формуле: $CNR = (ROI_{lesion} - ROI_{muscle}) / SD_{noise}$, где ROI_{lesion} – КТ-плотность очага в легком, ROI_{muscle} – КТ-плотность мышцы, выпрямляющей позвоночник на уровне очага в легком, SD_{noise} – уровень шума. Для расчета данных показателей в артериальную фазу исследования (30 с после введения контраста) мы устанавливали метку площадью 0,5 см² на необходимую зону интереса (Region of Interest, ROI): 1) на очаг в легком для измерения КТ-плотности; 2) на мышцу, выпрямляющую позвоночник на уровне очага в легком для измерения КТ-плотности; 3) на аорту на уровне очага в легком для измерения уровня шума (SD_{noise}).

Качественная оценка каждого исследования осуществлялась 2 рентгенологами с опытом работы 2 и 5 лет и включала анализ полученных КТ-сканов с оценкой степени “шума” изображения и его влияния на интерпретацию полученных КТ-данных. Оценку проводили по трехбалльной шкале. Шкала была отградуирована следующим образом: 1 балл – идеальное изображение (отлично); 2 балла – удовлетворительно; 3 балла – исследование не имеет диагностической ценности (плохо). Оценки сравнивались, при их расхождении выставлялась худшая из них.

Для оценки диагностической эффективности каждого протокола сканирования при динамической КТ нами изучались классические рентгенологические КТ-симптомы, такие как:

- 1) локализация очага (правое/левое легкое);
- 2) размер очага (≥ 3 см / < 3 см); форма (округлая/неправильная);
- 3) структура (однородная/неоднородная);
- 4) контуры (ровные/неровные, четкие/нечеткие);

Таблица 2. Протоколы сканирования при динамической КТ
Table 2. Dynamic CT protocols

Параметры	Протокол сканирования	
	№ 1 ($n = 20$)	№ 2 ($n = 77$)
Поле облучения (натив/контрастные фазы), мм	270–340 / 100–140	270–340 / 30–45
Напряжение, кВ	120	100
Сила тока, мА	80–400	80–400
Время вращения трубки, с	0,6	0,6
Толщина среза, мм	5	5



5) состояние плевры (утолщена/не утолщена/деформирована);

6) состояние окружающей легочной ткани (изменена/не изменена);

7) наличие или отсутствие симптомов “лимфогенной дорожки” и “прилегания к бронху”.

Далее изучали накопление и вымывание контрастного вещества образованием при помощи выбора зоны интереса (область очага) и измерения денситометрической плотности в данной зоне. После этого оценивали параметры накопления и вымывания контрастного вещества в очаге:

1) характер накопления (без накопления/с равномерным накоплением/с неравномерным накоплением/накопление по периферии (симптом “ободка”);

2) величина максимального накопления (или “пик” накопления, ед.Н);

3) время достижения “пика” (мин);

4) “абсолютное вымывание” – разница между плотностью “пика” и плотностью очага на 15-й минуте;

5) “процент вымывания”, который рассчитывали по формуле: $1 - (\text{плотность очага на 15-й минуте сканирования} / \text{плотность очага в момент “пика”}) \times 100\%$ [28]. Плотность очага измеряли в единицах Хаунсфилда (ед.Н).

Все очаги в легких были верифицированы морфологически. Из 20 больных, у которых использовался протокол № 1, у 14 (70%) очаги в легких были злокачественной природы, а у 6 (30%) – доброкачественной. Из 77 пациентов, у которых использовался протокол № 2, у 56 (73%) очаги были злокачественной природы, а у 21 (27%) – доброкачественной. По данным гистологии очаги в легких были представлены: аденокарциномой ($n = 47$), плоскоклеточным раком ($n = 15$), лимфомой ($n = 1$), нейроэндокринным раком ($n = 1$), мелкоклеточным раком ($n = 1$), метастазами ($n = 4$), туберкулезом ($n = 3$), гамартомой ($n = 9$), пневмонией ($n = 13$), пневмосклерозом ($n = 3$).

Результаты

В 1-й группе пациентов ($n = 20$) напряжение на трубке составило 120 кВ, поле облучения в нативную фазу находилось в пределах 270–340 мм, при контрастных фазах исследования – в пределах 100–140 мм ($124,5 \pm 12,8$ мм), при этом эффективная доза облучения находилась в пределах от 13,7–21,5 мЗв и в среднем составила $18,1 \pm 2,4$ мЗв. Во 2-й группе пациентов ($n = 77$) поле облучения в нативную фазу находилось в пределах 270–340 мм, при контрастных фазах исследования – в пределах 30–45 мм ($36,0 \pm 6,1$ мм), эффективная доза облучения при этом варьировала

в пределах 5,1–10,2 мЗв и в среднем составила $7,8 \pm 1,9$ мЗв (табл. 3).

Следует отметить, что уменьшение поля облучения при использовании протокола №2 достигалось охватом лишь той зоны легочной ткани, в которой визуализировался очаг. При сравнении двух групп по дозам облучения были выявлены статистически значимые различия ($p < 0,05$, критерий Манна–Уитни).

Значение шума при использовании обычного протокола КТ-сканирования ($n = 20$) составило $15,6 \pm 0,96$, при использовании протокола с пониженной лучевой нагрузкой ($n = 77$) – $22,3 \pm 1,15$. Соотношение контраст/шум при использовании протокола № 1 ($n = 20$) составило $-1,29 \pm 0,26$, при использовании протокола № 2 ($n = 77$) этот показатель был равен $-0,53 \pm 0,09$.

Результаты оценки качества КТ-изображения исследователями приведены в табл. 4 и 5.

Как видно из табл. 4, 5, процент удовлетворительных оценок в группе, где использовался протокол №2, чуть выше, чем при использовании протокола №1. Следовательно, качество изображения было несколько хуже при КТ с пониженной лучевой нагрузкой. Кроме того, специалисты отмечали наличие во 2-й группе исследования незначительного “шума” в виде “зернистости” изображения, который, однако, не влиял на оценку данных о накоплении и вымывании контрастного вещества очагом и не повлиял на интерпретацию полученных данных (рис. 1, 2).

Оценка стандартных КТ-симптомов показала, что такие симптомы, как размер ≥ 3 см, неправильная форма очага, неоднородная структура, неровность/нечеткость его контуров, изменение междолевой плевры, а также наличие симптомов “лимфогенной дорожки” и “прилегания к бронху”, наиболее часто встречались при злокачественных образованиях ($p < 0,01$). А такие симптомы, как локализация очага, а также изменения окружающей легочной ткани в виде сгущения легочного рисунка, в равной степени встречались как при злокачественных, так и при доброкачественных процессах ($p > 0,05$).

При оценке параметров накопления и вымывания контрастного вещества независимо от протокола сканирования мы получили следующие данные:

1. Характер накопления: отсутствие накопления контрастного вещества было выявлено лишь в очагах доброкачественной природы; среди злокачественных образований ни одного очага без накопления контраста выявлено не было ($p < 0,01$). Равномерное, неравномерное накопление и симптом “ободка” встречались в равной степени как

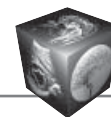


Таблица 3. Сравнительная характеристика двух протоколов динамической КТ
Table 3. Comparative characteristics of 2 dynamic CT protocols

Параметры	Протокол	
	№ 1 (n = 20)	№ 2 (n = 77)
Напряжение, кВ	120	100
Поле облучения при контрастных фазах, мм	124,5 ± 12,8 мм	36,0 ± 6,1 мм
Доза облучения, мЗв	18,1 ± 2,4	7,8 ± 1,9

Таблица 4. Оценка качества КТ-изображения первым рентгенологом
Table 4. Assessment of CT image quality by the first radiologist

Протокол	Суммарная оценка		
	1 (отлично)	2 (удовлетворительно)	3 (плохо)
№ 1 (n = 20)	18 (90%)	2 (10%)	0 (0%)
№ 2 (n = 77)	43 (86%)	7 (14%)	0 (0%)

Таблица 5. Оценка качества КТ-изображения вторым рентгенологом
Table 5. Evaluation of CT image quality by the second radiologist

Протокол	Суммарная оценка		
	1 (отлично)	2 (удовлетворительно)	3 (плохо)
№ 1 (n=20)	19 (95%)	1 (5%)	0 (0%)
№ 2 (n=77)	46 (92%)	4 (8%)	0 (0%)

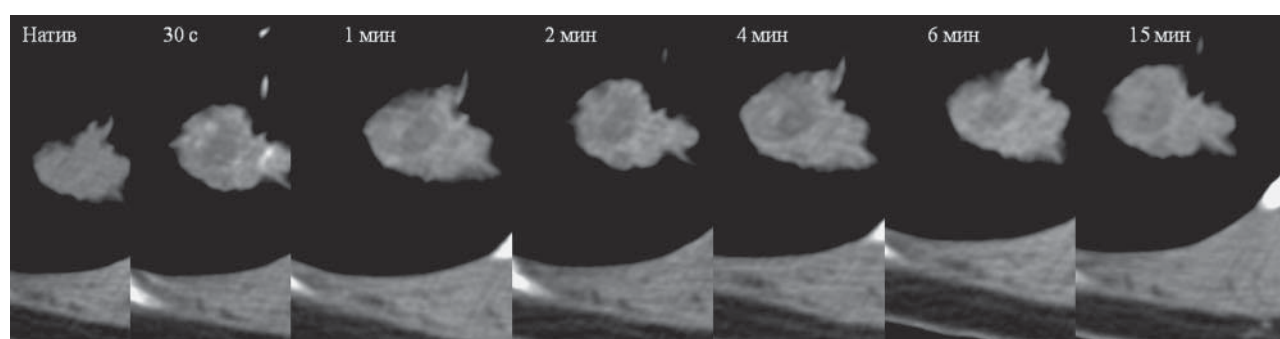


Рис. 1. Динамическая КТ легких при использовании обычного протокола сканирования. Контуры очага в легком и его структура хорошо визуализируемы.

Fig. 1. Dynamic CT scan using conventional scanning Protocol. The contours of the pulmonary nodule and its structure are well visualized.

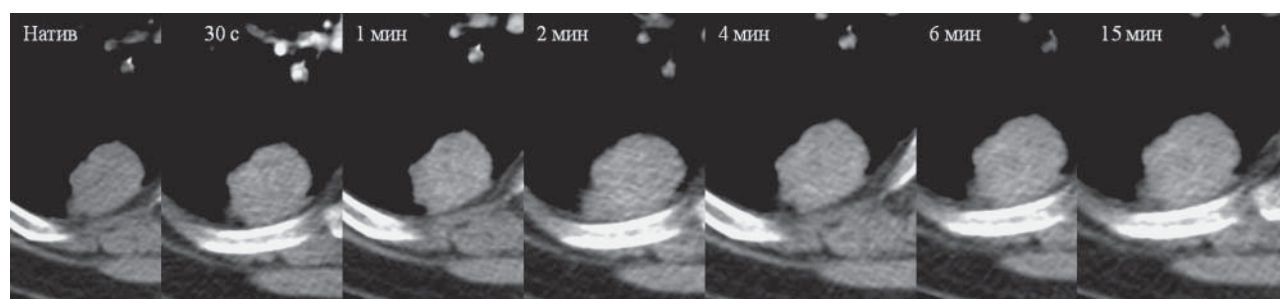


Рис. 2. Динамическая КТ легких с пониженной лучевой нагрузкой. Контуры очага в легком и его структура хорошо визуализируемы, однако обращает на себя внимание некоторая “зернистость” изображения.

Fig. 2. Dynamic CT scan using low-dose scanning Protocol. The contours of the pulmonary nodule and its structure are well visualized, but some “stipple” of the image attracts attention.



Таблица 6. Диагностическая эффективность КТ при выявлении злокачественного процесса
Table 6. Diagnostic effectiveness of CT in detecting a malignant process

Метод КТ-диагностики	Диагностическая эффективность		
	чувствительность, %	специфичность, %	точность, %
КТ без динамического контрастирования (n = 97)	70	84	80
КТ с динамическим контрастированием (Протокол № 1) (n = 20)	93	83	90
КТ с динамическим контрастированием (Протокол № 2) (n = 77)	93	89	92

при злокачественных, так и при доброкачественных очагах.

2. “Пик” накопления злокачественных очагов в среднем составил $48,4 \pm 15,8$ ед.Н, доброкачественных – $58,5 \pm 22,2$ ед.Н ($p > 0,05$).

3. Время достижения “пика” доброкачественных очагов было выше времени достижения “пика” злокачественных очагов и составило > 6 мин ($p < 0,05$).

4. Абсолютное вымывание злокачественных очагов составило $23,2 \pm 11,7$ ед.Н (от 7 до 48 ед.Н), доброкачественных – $52,2 \pm 17,3$ ед.Н (от 35 до 89 ед.Н) ($p < 0,05$).

5. Процент вымывания у злокачественных очагов в среднем составил $31,1 \pm 10,1\%$ (от 15 до 54%), доброкачественных – $56,9 \pm 11,2\%$ (от 41 до 79%) ($p < 0,05$).

При сопоставлении данных морфологических заключений с результатами КТ-исследований без использования контрастирования (n = 97) оказалось, что без использования результатов динамической КТ чувствительность КТ при выявлении злокачественного процесса составила 70%, специфичность – 84%, точность – 80% (табл. 6).

При подсчете диагностической эффективности динамической КТ оказалось, что при использовании протокола № 1 (n = 20) количество истинно положительных результатов в абсолютном количестве составило 13, истинно отрицательных – 5, ложноположительных – 1, ложноотрицательных – 1. При использовании протокола № 2 (n = 77) количество истинно положительных результатов в абсолютном количестве составило 54, истинно отрицательных – 17, ложноположительных – 2, ложноотрицательных – 4.

Диагностическая эффективность протокола № 1 (n = 20) составила: чувствительность 93%, специфичность 83%, точность 90%; протокола № 2 (n = 77): чувствительность 93%, специфичность 89%, точность 92%.

Таким образом, снизив напряжение на трубке компьютерного томографа до 100 кВ и максимально уменьшив поле облучения при контрастных фазах исследования, нам удалось достигнуть

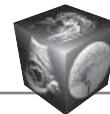
снижения эффективной дозы облучения в среднем на 42%, сохранив при этом адекватную оценку и интерпретацию КТ-данных о накоплении и вымывании контрастного вещества из очага без снижения диагностической эффективности КТ.

Обсуждение

Опухоли легких – актуальная проблема современной онкологии. Распространенность рака легкого составляет 93,8 на 100 000 населения [29–31]. КТ – это ведущий метод диагностики патологии легких, в том числе опухолевой природы [32]. Применение КТ легких с использованием динамического контрастного усиления (динамической КТ) дает в руки врача новые дифференциально-диагностические признаки, позволяет более надежно проводить дифференциальную диагностику злокачественных и доброкачественных процессов, повышать эффективность диагностики. Однако учитывая, что в основе метода динамической КТ лежит проведение серии томографических срезов через образование до и после введения контрастного вещества с частыми повторениями сканирования, данный метод диагностики относится к высокодозным.

Наиболее распространенными способами снижения лучевой нагрузки на пациента являются: снижение напряжения и снижение силы тока на рентгеновской трубке [33]. Анализ нашего протокола сканирования грудной клетки выявил значительное снижение эффективной дозы при уменьшении параметра произведения тока на время. Между дозой облучения, анодным током и временем излучения существует простая зависимость: доза прямо пропорциональна произведению тока на время (мАс). Таким образом, при снижении значения (мАс) вдвое, во столько же раз снизится доза, но и шум, естественно, увеличится в $\sqrt{2}$ раз.

Учитывая, что в нашем исследовании мы применяли динамическую КТ при диагностике заболеваний легких, и для нас ключевую роль играло измерение денситометрической плотности очагов на всех фазах исследования, снижение только силы тока или силы тока и напряжения могло при-



вести к ошибкам в измерениях и тем самым повлиять на окончательный результат диагностики.

Зона сканирования при КТ легких по стандартным протоколам обычно начинается от уровня яремной вырезки до полного захвата диафрагмальных синусов. Охват такой зоны позволяет оценить все легочные поля и все структуры средостения и в случае наличия патологических очагов четко описать их локализацию. Именно такую зону сканирования мы использовали в нативную фазу исследования [32, 34].

В контрастные фазы исследования нас интересовал лишь очаг в легком, который был обнаружен нами в нативную фазу, в связи с чем поле сканирования суживалось до захвата лишь зоны очага. При использовании обычного протокола исследования зона сканирования выбиралась таким образом, чтобы ее границы отступали на 3 см от образования. При использовании протокола КТ с пониженной лучевой нагрузкой зона сканирования выбиралась таким образом, чтобы ее границы отступали на 1 см от очага, при этом пациента просили не делать резких вдохов и выдохов.

Нами не было отмечено значимой зависимости оценки качества КТ-исследования от уровня шума. Хотя шум и является объективным показателем и, по нашим данным, он был выше при использовании протокола с пониженной лучевой нагрузкой, все же воспринимается он крайне субъективно, что может приводить к расхождению оценок исследователей, что и было показано. Кроме того, наличие шума при использовании протокола с пониженной лучевой нагрузкой не повлияло на результат исследования, вследствие чего диагностическая эффективность динамической КТ и при использовании обычного протокола сканирования, и при использовании протокола с пониженной лучевой нагрузкой была примерно одинаковой.

Заключение

Таким образом, использование разработанного протокола КТ-исследования при проведении динамической КТ органов грудной клетки, включающего уменьшение поля облучения в контрастные фазы исследования и напряжения на трубке во всех фазах исследования, обеспечивает снижение дозы облучения в среднем на 42% с сохранением адекватной оценки данных о накоплении и вымывании контрастного вещества образованием.

Участие авторов

Петросян А.П. – сбор и обработка данных; подготовка, создание опубликованной работы.

Силантьева Н.К. – концепция и дизайн исследования.

Санин Д.Б., – статистическая обработка данных.

Каприн А.Д. – утверждение окончательного варианта статьи.

Иванов С.А. – участие в научном дизайне.

Усачева А.Ю. – проведение исследования.

Проскурина М.Ф. – анализ и интерпретация полученных данных.

Authors' participation

Petrosian A.P. – collection and analysis of data; preparation and creation of the published work.

Silanteva N.K. – concept and design of the study.

Sanin D.B. – statistical analysis.

Kaprin A.D. – approval of the final version of the article.

Ivanov S.A. – participation in scientific design.

Usacheva A.Yu. – conducting research.

Proskurina M.F. – analysis and interpretation of the obtained data.

Список литературы

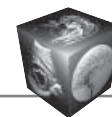
1. Barkhausen J., Stöblen F., Müller R.D., Streubühr U., Ewen K. Effect of collimation and pitch on radiation exposure and image quality in spiral CT of the thorax. *Aktuelle Radiol.* 1998; 8 (5): 220–224.
2. Chen M.Y., Chiles C., Choplin R.H., Aquino S.L. Bronchogenic carcinoma: a survey of CT protocols for staging disease. *Acad. Radiol.* 1997; 4 (10): 687–692. [https://doi.org/10.1016/S1076-6332\(97\)80140-7](https://doi.org/10.1016/S1076-6332(97)80140-7)
3. Funabashi N., Sato H., Asano M., Nakayama T. Utility of triple channel injection of contrast material with mixture of saline, with acquisition in the cephalic direction for arterial trees in the thorax using multislice computed tomography. *Int. J. Cardiol.* 2006; 113 (1): 97–103. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2005.07.079>
4. Hein P.A., Romano V.C., Lembcke A., May J., Rogalla P. Initial experience with a chest pain protocol using 320-slice volume MDCT. *Eur. Radiol.* 2009; 19 (5): 1148–1155. <https://doi.org/10.1007/s00330-008-1255-8>
5. Livingstone R.S., Pradip J., Dinakran P.M., Srikanth B. Radiation doses during chest examinations using dose modulation techniques in multislice CT scanner. *Indian J. Radiol. Imaging.* 2010; 20 (2): 154–157. <https://doi.org/10.4103/0971-3026.63036>
6. Masatoshi M., Masatsugu I., Jun-Ichiro I., Shiro B. An optimal follow-up protocol for renal cell carcinoma based on the occurrence of recurrences after surgery. *Nihon Hinyokika Gakkai Zasshi.* 2000; 91 (12): 700–707. <https://doi.org/10.5980/jpnjurol1989.91.700>
7. Rehbock B., Hieckel H.G. Chest examination protocol with a reduced dose using a multi-slice spiral CT. *Rofo.* 2003; 175 (7): 963–966.
8. Salgado R.A., Spinhoven M., De Jongh K., Op de Beeck B., Corthouts B., Parizel P.M. Chest MSCT acquisition and injection protocols. *JBR-BTR.* 2007; 90 (2): 97–99.
9. Sigal-Cinqualbre A.B., Hennequin R., Abada H.T., Chen X., Paul J.F. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology.* 2004; 231 (1): 169–174. <https://doi.org/10.1148/radiol.2311030191>
10. Szucs-Farkas Z., Schaller C., Bensler S., Patak M.A., Vock P., Schindera S.T. Detection of pulmonary emboli with CT angiography at reduced radiation exposure and contrast material volume: comparison of 80 kVp and 120 kVp protocols in a matched cohort. *Invest. Radiol.* 2009; 44 (12): 793–799.



11. Wessling J., Fischbach R., Ludwig K.I. Multi-slice spiral CT of the abdomen in oncological patients: influence of table support and detector configuration on image quality and radiation exposure. *Rofo*. 2001; 173 (4): 373–378.
12. Zhu X., Yu J., Huang Z. Low-dose chest CT: optimizing radiation protection for patients. *Am. J. Roentgenol*. 2004; 183 (3): 809–816. <https://doi.org/10.2214/ajr.183.3.1830809>
13. Bai M., Chen J., Raupach R., Suess C., Tao Y., Peng M. Effect of nonlinear three-dimensional optimized reconstruction algorithm filter on image quality and radiation dose: validation on phantoms. *Med. Phys.* 2009; 36 (1): 95–97. <https://doi.org/10.1118/1.3030953>
14. Hu X.H., Ding X.F., Wu R.Z., Zhang M.M. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. *Clin. Radiol*. 2011; 66 (11): 1023–1029. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2011.04.008>
15. Inoue T., Ichikawa K., Hara T., Urikura A., Hoshino T., Miura Y., Terakawa S., Uto F. Investigation of vessel visibility of iterative reconstruction method in coronary computed tomography angiography using simulated vessel phantom. *Nihon. Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2012; 68 (12): 1631–1636. <https://doi.org/10.6009/jjrt.2012.jsrt.68.12.1631>
16. Kang E.J., Lee K.N., Kim D.W., Kim B.S., Choi S., Park B.H., Oh J.Y. Triple rule-out acute chest pain evaluation using a 320-row detector volume CT: a comparison of the wide-volume and helical modes. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2012; 28 (1): 7–13. <https://doi.org/10.1007/s10554-012-0072-y>
17. Noël P.B., Fingerle A.A., Renger B., Münzel D., Rummeny E.J., Dobritz M. Initial performance characterization of a clinical noisesuppressing reconstruction algorithm for MDCT. *Am. J. Roentgenol*. 2011; 197 (6): 1404–1409. <https://doi.org/10.2214/ajr.11.6907>
18. Slovis T.L. Children, computed tomography radiation dose, and the As Low As Reasonably Achievable (ALARA) concept. *Pediatrics*. 2003; 112: 971–972. <https://doi.org/10.1542/peds.112.4.971>
19. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. New York: United Nations, 2000.
20. McNitt-Gray M.F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT. *RadioGraphics*. 2002; 22: 1541–1553. <https://doi.org/10.1148/rg.226025128>
21. Swensen S. Lung Nodule Enhancement at CT: Multicenter Study. *Radiology*. 2000; 214 (1): 73–80.
22. Yi C. Solitary Pulmonary Nodules: Dynamic Enhanced Multi-Detector Row CT Study and Comparison with Vascular Endothelial Growth Factor and Microvessel Density. *Radiology*. 2004; 233 (1): 191–199.
23. Jeong Y. Solitary Pulmonary Nodules: Detection, Characterization, and Guidance for Further Diagnostic Workup and Treatment. *Am. J. Roentgenol*. 2007; 188 (1): 57–68.
24. Лагуева И.Д., Сергеев Н.И., Котляров П.М., Измайлов Т. Р., Падалко В.В., Солодкий В.А. Перфузионная компьютерная томография в уточнении природы очаговой патологии легких. *Лучевая диагностика и терапия*. 2019; 10 (1): 62–68.
25. Котляров П.М. Методика магнитно-резонансной томографии с динамическим контрастным усилением при доброкачественных очаговых образованиях легких. *Лучевая диагностика и терапия*. 2018; 3: 69–74.
26. Петросян А.П., Силантьева Н.К., Усачева А.Ю., Жаворонков Л.П. Динамическая компьютерная томография при дифференциальной диагностике новообразований легких. *Практическая пульмонология*. 2018; 1: 82–90.
27. Ye X. Characterization of solitary pulmonary nodules: Use of washout characteristics at contrast-enhanced computed tomography. *Oncology Letters*. 2011; 3 (3): 672–676.
28. Jeong Y., Yi C., Lee K. Solitary Pulmonary Nodules: Detection, Characterization, and Guidance for Further Diagnostic Workup and Treatment. *Am. J. Roentgenol*. 2007; 188 (1): 57–68. <https://doi.org/10.2214/ajr.05.2131>
29. Состояние онкологической помощи населению России в 2016 году / Под ред. Каприна А.Д., Старинского В.В., Петровой Г.В. М.: МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России, 2017. 236 с.
30. Каприн А.Д., Галкин В.Н., Жаворонков Л.П., Иванов В.К., Иванов С.А., Романко Ю.С. Синтез фундаментальных и прикладных исследований – основа обеспечения высокого уровня научных результатов и внедрения их в медицинскую практику. *Радиация и риск*. 2017; 26 (2). <https://doi.org/26-40.10.21870/0131-3878-2017-26-2-26-40>
31. Каприн А.Д., Мардынский Ю.С., Смирнов В.П., Иванов С.А., Костин А.А., Полихов С.А., Решетов И.В., Фатьянова А.С., Денисенко М.В., Эпатова Т.В., Коренев С.В., Терещенко А.В., Филоненко Е.В., Гафаров М.М., Романко Ю.С. К истории развития лучевой терапии (часть I). *Biomedical Photonics*. 2019; 8 (1): 52–62. <https://doi.org/10.24931/2413-9432-2019-8-1-52-62>
32. Тюрин И.Е. Одиночные очаги в легких: возможности лучевой диагностики. *Практическая пульмонология*. 2008; 2: 15–22.
33. Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Оганесян Н.К., Кармазановский Г.Г. МСКТ гепатопанкреатодуоденальной зоны с пониженной лучевой нагрузкой: опыт практического применения. *Медицинская визуализация*. 2017; (2): 28–35. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2017-2-28-35>
34. Толкачева Г.С., Кармазановский Г.Г., Вишневский А.А. Что дает внутривенное болюсное контрастное усиление для КТ (СКТ) дифференциальной диагностики малых периферических образований легких? *Медицинская визуализация*. 2000; 3: 36–40.

References

1. Barkhausen J., Stöblen F., Müller R.D., Streubühr U., Ewen K. Effect of collimation and pitch on radiation exposure and image quality in spiral CT of the thorax. *Aktuelle Radiol*. 1998; 8 (5): 220–224.
2. Chen M.Y., Chiles C., Choplin R.H., Aquino S.L. Bronchogenic carcinoma: a survey of CT protocols for staging disease. *Acad. Radiol*. 1997; 4 (10): 687–692. [https://doi.org/10.1016/S1076-6332\(97\)80140-7](https://doi.org/10.1016/S1076-6332(97)80140-7)
3. Funabashi N., Sato H., Asano M., Nakayama T. Utility of triple channel injection of contrast material with mixture of saline, with acquisition in the cephalic direction for arterial trees in the thorax using multislice computed



- tomography. *Int. J. Cardiol.* 2006; 113 (1): 97–103. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2005.07.079>
4. Hein P.A., Romano V.C., Lembcke A., May J., Rogalla P. Initial experience with a chest pain protocol using 320-slice volume MDCT. *Eur. Radiol.* 2009; 19 (5): 1148–1155. <https://doi.org/10.1007/s00330-008-1255-8>
5. Livingstone R.S., Pradip J., Dinakran P.M., Srikanth B. Radiation doses during chest examinations using dose modulation techniques in multislice CT scanner. *Indian J. Radiol. Imaging.* 2010; 20 (2): 154–157. <https://doi.org/10.4103/0971-3026.63036>
6. Masatoshi M., Masatsugu I., Jun-Ichiro I., Shiro B. An optimal follow-up protocol for renal cell carcinoma based on the occurrence of recurrences after surgery. *Nihon Hinyokika Gakkai Zasshi.* 2000; 91 (12): 700–707. <https://doi.org/10.5980/jpnjuro1989.91.700>
7. Rehbock B., Hieckel H.G. Chest examination protocol with a reduced dose using a multi-slice spiral CT. *Rofo.* 2003; 175 (7): 963–966.
8. Salgado R.A., Spinhoven M., De Jongh K., Op de Beeck B., Corthouts B., Parizel P.M. Chest MSCT acquisition and injection protocols. *JBR-BTR.* 2007; 90 (2): 97–99.
9. Sigal-Cinqualbre A.B., Hennequin R., Abada H.T., Chen X., Paul J.F. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology.* 2004; 231 (1): 169–174. <https://doi.org/10.1148/radiol.2311030191>
10. Szucs-Farkas Z., Schaller C., Bensler S., Patak M.A., Vock P., Schindera S.T. Detection of pulmonary emboli with CT angiography at reduced radiation exposure and contrast material volume: comparison of 80 kVp and 120 kVp protocols in a matched cohort. *Invest. Radiol.* 2009; 44 (12): 793–799.
11. Wessling J., Fischbach R., Ludwig K.I. Multi-slice spiral CT of the abdomen in oncological patients: influence of table support and detector configuration on image quality and radiation exposure. *Rofo.* 2001; 173 (4): 373–378.
12. Zhu X., Yu J., Huang Z. Low-dose chest CT: optimizing radiation protection for patients. *Am. J. Roentgenol.* 2004; 183 (3): 809–816. <https://doi.org/10.2214/ajr.183.3.1830809>
13. Bai M., Chen J., Raupach R., Suess C., Tao Y., Peng M. Effect of nonlinear three-dimensional optimized reconstruction algorithm filter on image quality and radiation dose: validation on phantoms. *Med. Phys.* 2009; 36 (1): 95–97. <https://doi.org/10.1118/1.3030953>
14. Hu X.H., Ding X.F., Wu R.Z., Zhang M.M. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space. *Clin. Radiol.* 2011; 66 (11): 1023–1029. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2011.04.008>
15. Inoue T., Ichikawa K., Hara T., Urikura A., Hoshino T., Miura Y., Terakawa S., Uto F. Investigation of vessel visibility of iterative reconstruction method in coronary computed tomography angiography using simulated vessel phantom. *Nihon. Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi.* 2012; 68 (12): 1631–1636. https://doi.org/10.6009/jjrt.2012.jsrt_68.12.1631
16. Kang E.J., Lee K.N., Kim D.W., Kim B.S., Choi S., Park B.H., Oh J.Y. Triple rule-out acute chest pain evaluation using a 320-row detector volume CT: a comparison of the wide-volume and helical modes. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2012; 28 (1): 7–13. <https://doi.org/10.1007/s10554-012-0072-y>
17. Noël P.B., Fingerle A.A., Renger B., Münzel D., Rummeny E.J., Dobritz M. Initial performance characterization of a clinical noisesuppressing reconstruction algorithm for MDCT. *Am. J. Roentgenol.* 2011; 197 (6): 1404–1409. <https://doi.org/10.2214/ajr.11.6907>
18. Slovis T.L. Children, computed tomography radiation dose, and the As Low As Reasonably Achievable (ALARA) concept. *Pediatrics.* 2003; 112: 971–972. <https://doi.org/10.1542/peds.112.4.971>
19. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. New York: United Nations, 2000.
20. McNitt-Gray M.F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT. *Radio-Graphics.* 2002; 22: 1541–1553. <https://doi.org/10.1148/rg.226025128>
21. Swensen S. Lung Nodule Enhancement at CT: Multicenter Study. *Radiology.* 2000; 214 (1): 73–80.
22. Yi C. Solitary Pulmonary Nodules: Dynamic Enhanced Multi-Detector Row CT Study and Comparison with Vascular Endothelial Growth Factor and Microvessel Density. *Radiology.* 2004; 233 (1): 191–199.
23. Jeong Y. Solitary Pulmonary Nodules: Detection, Characterization, and Guidance for Further Diagnostic Workup and Treatment. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188 (1): 57–68.
24. Lagkueva I.D., Sergeev N.I., Kotljarov P.M., Izmajlov T.R., Padalko V.V., Solodkij V.A. Perfuzionnaja komp'juternaja tomografija v utochnenii prirody ochagovoj patologii legkih. *Luchevaja diagnostika i terapija.* 2019; 10 (1): 62–68. (In Russian)
25. Kotljarov P.M. Metodika magnitno-rezonansnoj tomografii s dinamicheskim kontrastnym usileniem pri dobrokachestvennyh ochagovyh obrazovaniyah legkih. *Luchevaja diagnostika i terapija.* 2018; 3: 69–74. (In Russian)
26. Petrosjan A.P., Silant'eva N.K., Usacheva A.Ju., Zhavoronkov L.P. Dinamicheskaja komp'juternaja tomografija pri differencial'noj diagnostike novoobrazovaniy legkih. *Prakticheskaja pul'monologija.* 2018; 1: 82–90. (In Russian)
27. Ye X. Characterization of solitary pulmonary nodules: Use of washout characteristics at contrast-enhanced computed tomography. *Oncology Letters.* 2011; 3 (3): 672–676.
28. Jeong Y., Yi C., Lee K. Solitary Pulmonary Nodules: Detection, Characterization, and Guidance for Further Diagnostic Workup and Treatment. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188 (1): 57–68. <https://doi.org/10.2214/ajr.05.2131>
29. The state of cancer care in Russia in 2016. Eds Kaprin A.D., Starinsky V.V., Petrova G.V. Moscow: P. Hertsen Moscow Oncology Research Institute – Branch of the National Medical Radiology Research Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, 2017. 236 p. (In Russian)
30. Kaprin A.D., Galkin V.N., Zhavoronkov L.P., Ivanov V.K., Ivanov S.A., Romanko Yu.S. Synthesis of basic and applied research is the basis of obtaining high-quality findings and translating them into clinical practice. *Radiation and Risk.* 2017; 26 (2): 26–40. <https://doi.org/10.21870/0131-3878-2017-26-2-26-40> (In Russian)
31. Kaprin A.D., Mardinskiy Yu.S., Smirnov V.P., Ivanov S.A., Kostin A.A., Polikhov S.A., Reshetov I.V., Fatianova A.S., Denisenko M.V., Epatova T.V., Korenev S.V., Tereshchenko A.V., Filonenko E.V., Gafarov M.M., Romanko Yu.S. The history of radiation therapy (part I), *Biomedical Photonics.*



- 2019; 8 (1): 52–62. <https://doi.org/10.24931/2413-9432-2019-8-1-52-62> (In Russian)
32. Tyurin I.E. Single pockets in the lungs: the possibility of radiation diagnosis. *Practical Pulmonology*. 2008; 2: 15–22. (In Russian)
33. Aznaurov V.G., Kondratiev E.V., Oganessian N.K., Karmazanovskiy G.G. Low-Dose Hepatopancreatic MDCT: Practical Experience of Applicability. *Medical Visualization*. 2017; 2: 28–35. (In Russian)
34. Tolkacheva G.S., Karmazanovskii G.G., Vishnevskii A.A. What does intravenous bolus contrast enhancement for CT (CT) differential diagnosis of small peripheral lung formations? *Medical Visualization*. 2000; (3): 36–40. (In Russian)

Для корреспонденции*: Петросян Артур Павлович – 249031 Калужская область, г. Обнинск, ул. Маршала Жукова, д. 10, Российская Федерация. Медицинский радиологический научный центр имени А.Ф. Цыба. Тел.: +7-953-316-24-64. E-mail: 79533162464@yandex.ru

Петросян Артур Павлович – научный сотрудник отделения компьютерной томографии Медицинского радиологического научного центра имени А.Ф. Цыба – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, г. Обнинск. SPIN-код: 3640-2594. <https://orcid.org/0000-0002-7663-0362>. E-mail: 79533162464@yandex.ru

Силантьева Наталья Константиновна – доктор мед. наук, заведующая отделением компьютерной томографии Медицинского радиологического научного центра имени А.Ф. Цыба – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, г. Обнинск.

Санин Дмитрий Борисович – канд. биол. наук, старший научный сотрудник отделения клинической дозиметрии и топографии Медицинского радиологического научного центра имени А.Ф. Цыба – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, г. Обнинск.

Каприн Андрей Дмитриевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, генеральный директор ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, Москва.

Иванов Сергей Анатольевич – доктор мед. наук, профессор РАН, директор Медицинского радиологического научного центра имени А.Ф. Цыба – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, г. Обнинск.

Усачева Анна Юрьевна – научный сотрудник отделения компьютерной томографии Медицинского радиологического научного центра имени А.Ф. Цыба – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, г. Обнинск.

Проскурина Марина Федоровна – канд. мед. наук, медицинский советник отдела компьютерной томографии GE Healthcare Россия и СНГ.

Contact*: Artur P. Petrosian – 10 Marshala Zhukova str., Kaluga Region, Obninsk, 249036, Russian Federation. A. Tsyb Medical Radiological Research Centre. Phone: +7-953-316-24-64. E-mail: 79533162464@yandex.ru

Artur P. Petrosian – MD, Research Associate of the Department of Computed Tomography of A. Tsyb Medical Radiological Research Centre – branch of the National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Obninsk, Russian Federation. E-mail: 79533162464@yandex.ru. SPIN-code: 3640-2594; <https://orcid.org/0000-0002-7663-0362>.

Natalia K. Silanteva – Doct. of Sci. (Med.), Head of the Department of Computed Tomography of A. Tsyb Medical Radiological Research Centre – branch of the National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Obninsk, Russian Federation.

Dmitry B. Sanin – Cand. of Sci. (Biol.), senior researcher of the Department of clinical dosimetry and topometry of A. Tsyb Medical Radiological Research Centre – branch of the National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Obninsk, Russian Federation.

Andrey D. Kaprin – academician of the Academy of Science of Russian Federation, Doct. of Sci. (Med.), Professor, director of the National Research Radiological Center, Moscow.

Sergey A. Ivanov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, director of A. Tsyb Medical Radiological Research Centre – branch of the National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Obninsk, Russian Federation.

Anna Yu. Usacheva – MD, Research Associate of the Department of Computed Tomography of A. Tsyb Medical Radiological Research Centre – branch of the National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Obninsk, Russian Federation.

Marina F. Proskurina – Cand. of Sci. (Med.), medical Advisor of Department of computer tomography of GE Healthcare Russia and the CIS.