

ОЦЕНКА ДОЗОВЫХ НАГРУЗОК НА МЕДИЦИНСКИЙ ПЕРСОНАЛ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ БИОПСИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ ОБРАЗОВАНИЙ ЛЁГКИХ ПОД КОНТРОЛЕМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Гармаш А.А.¹, Буйденко Ю.В.^{1,2}, Васюк Е.Ю.¹, Лебеденко И.М.^{1,2}✉, Найденов М.Г.², Долгушин Б.И.², Тюрин И.Е.², Бугаёв В.Е.^{2,3}, Кононец П.В.^{2,3}, Виршке Э.Р.², Козак Е.Н.², Ахвердиева Г.И.^{1,2}, Лаптева М.Г.², Закурдаева А.В.¹

¹ Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ; Россия, 115409, Москва, Каширское шоссе, 31

² Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России; Россия, 115478, Москва, Каширское шоссе, 24

³ ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет); Россия, 119991 Москва, ул. Трубецкая, 8, с.2

✉ Ирина Матвеевна Лебеденко, imlebedenko@mail.ru, +7 (985) 915-64-63

РЕФЕРАТ

Цель: Оценить дозовую нагрузку на медицинский персонал при проведении биопсии под контролем компьютерной томографии (КТ) у больных с периферическими образованиями легких и обосновать необходимость внедрения специальных технологий для снижения и предотвращения лучевой нагрузки на персонал.

Материалы и методы: Измерения дозовой нагрузки излучения компьютерного томографа на кисти руки, область органов зрения и щитовидной железы хирурга для всех этапов взятия пункции без учета ослабления излучения средствами индивидуальной защиты хирурга и с учетом их проведены с использованием дозиметра RadiaScan-801M. Измерения эквивалентной дозы в области головы и шеи хирурга для всех этапов взятия биопсии с учетом фартука на пациенте и на антропоморфном фантоме AldersonRando проведены с использованием двух дозиметров — RadiaScan-801M и ДКС-АТ1123.

Результаты: Показано, что максимальные значения эквивалентных доз, получаемых хирургом при взятии биопсии, приходятся на кисти рук, находящиеся в зоне сканирующего пучка. Существенному воздействию рассеянного рентгеновского излучения подвержены области головы и шеи. Средняя эквивалентная доза и средняя мощность дозы для всех этапов биопсии составили $D = 1850 \pm 874$ мкЗв, $\dot{D} = 21 \pm 2$ мкЗв/с. При этом, с учетом особенностей распространения рассеянного рентгеновского излучения при КТ, обусловленного вращением трубки, радиозащитные очки не могут полноценно выполнять свою функцию. Средняя эквивалентная доза в области головы и шеи и средняя мощность эквивалентной дозы составили $D = 148,8 \pm 116$ мкЗв и $\dot{D} = 1,5 \pm 0,5$ мкЗв/с соответственно. Предложен и обоснован дополнительный несложный способ снижения уровня рассеянного излучения, эффективность которого доказана в эксперименте на фантоме. Рассмотрены некоторые пути уменьшения лучевой нагрузки за счет автоматизации процесса.

Заключение: Полученные результаты свидетельствуют о необходимости поиска мер более безопасного проведения процедур взятия биопсии под контролем КТ с максимально возможным уменьшением дозовых нагрузок на персонал.

Ключевые слова: рентгеновская компьютерная томография, биопсия, рак легкого, дозовые нагрузки на хирурга, антропоморфный фантом

Для цитирования: Гармаш А.А., Буйденко Ю.В., Васюк Е.Ю., Лебеденко И.М., Найденов М.Г., Долгушин Б.И., Тюрин И.Е., Бугаёв В.Е., Кононец П.В., Виршке Э.Р., Козак Е.Н., Ахвердиева Г.И., Лаптева М.Г., Закурдаева А.В. Оценка дозовых нагрузок на медицинский персонал при проведении биопсии периферических образований лёгких под контролем компьютерной томографии. Онкологический журнал: лучевая диагностика, лучевая терапия. 2026;9(1):77-89.

<https://doi.org/10.37174/2587-7593-2026-9-1-77-89>

ASSESSMENT OF STAFF DOSE LOADS DURING COMPUTER TOMOGRAPHY-GUIDED BIOPSY

Aleksandr A. Garmash¹, Yuriy V. Buydenok^{1,2}, Egor Yu. Vasyuk¹, Irina M. Lebedenko^{1,2}✉, Mihail G. Naidenov², Boris I. Dolgushin², Igor E. Tyurin², Vladislav E. Bugaev^{2,3}, Pavel V. Kononets^{2,3}, Eduard R. Virshke², Elena N. Kozak², Gyulya I. Akhverdieva^{1,2}, Mariya G. Lapteva², Aleksandra V. Zakurdaeva¹

¹ National Research Nuclear University MEPhI (Moscow Engineering Physics Institute). 31 Kashirskoye Highway, Moscow, Russia 115409

² N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology; 24 Kashirskoye Highway, Moscow, Russia 115478

³ Sechenov First Moscow State Medical University; 8-2. Trubetskaya str., Moscow, Russia 119991

✉ Irina Matveevna Lebedenko, imlebedenko@mail.ru, tel. +7 (985) 915-64-63

ABSTRACT

Purpose: To assess the radiation exposure of personnel during biopsy of lung cancer patients under X-ray computed tomography control (CT) and to justify the need to implement specialized technologies to reduce and prevent radiation exposure to personnel.

Materials and methods: Measurement of the radiation dose in the X-ray computed tomography beam on the surgeon's hands, organs of vision and thyroid gland for all stages of puncture taking without taking into account the attenuation of radiation in the surgeon's protective apron and taking it into account was carried out using a RadiaScan-801M dosimeter. The measurement of the equivalent dose in the surgeon's head and neck area for all stages of biopsy taking, taking into account the apron on the patient and on the Alderson Rando anthropomorphic phantom, was carried out using two dosimeters: RadiaScan-801M and DKS-AT1123.

Results: It has been shown that the maximum equivalent doses received by the surgeon during biopsy procedures were received by the hands, located within the scanning beam. The head and neck areas are significantly exposed to scattered X-ray radiation. The average equivalent dose and average dose rate for all biopsy stages were $D = 1850 \pm 874$ μ Sv, $\dot{D} = 21 \pm 2$ μ Sv/s. However, given the specific propagation of scattered X-rays during CT scanning due to tube rotation, radiation protective goggles cannot fully perform their function. The average equivalent dose in the head and neck area and average equivalent dose rate were $D = 148.8 \pm 116$ μ Sv

and $\bar{D} = 1.5 \pm 0.5 \mu\text{Sv/s}$, respectively. An additional simple method for reducing scattered radiation levels is proposed and validated, the effectiveness of which was demonstrated in a phantom experiment. Several ways to reduce radiation exposure through process automation are discussed.

Conclusion: The obtained results indicate the need to find measures to make CT-guided biopsy procedures safer while minimizing radiation exposure to personnel.

Key words: X-ray computed tomography, biopsy, lung cancer, , surgeon dose anthropomorphic phantom

For citation: Garmash A.A., Buydenok Yu.V., Vasyuk E.Yu., Lebedenko I.M., Naidenov M.G., Dolgushin B.I., Tyurin I.E., Bugaev V.E., Kononets P.V., Virshke E.R., Kozak E.N., Akhverdina G.I., Lapteva M.G., Zakurdaeva A.V. Assessment of Staff Dose Loads During Computer Tomography-Guided Biopsy. *Journal of Oncology: Diagnostic Radiology and Radiotherapy*. 2026;9(1):77-89. (In Russ.).

<https://doi.org/10.37174/2587-7593-2026-9-1-77-89>

Введение

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) является одним из ключевых методов современной лучевой диагностики и широко применяется, в том числе, для навигации при малоинвазивных интервенционных процедурах. Использование КТ при навигации обеспечивает превосходное качество визуализации глубоко расположенных небольших узловых образований. Это делает биопсию с КТ-навигацией наиболее надежным, а иногда и единственным методом верификации новообразований органов грудной клетки. Метод КТ широко применяется для визуального контроля при выполнении аблации опухолей, дренировании жидкостных образований, обезболивании, при вертебропластике и маркировке новообразований для прицельной лучевой терапии или хирургической резекции. Широкое внедрение этих методик позволяет сократить необходимость в открытых хирургических вмешательствах, уменьшить продолжительность восстановительного периода и улучшить качество жизни пациентов [1].

Однако использование КТ сопряжено с лучевой нагрузкой как на пациента, так и на медицинский персонал. Основным способом защиты персонала от радиационного воздействия остается использование индивидуальных средств защиты из материалов на основе тяжелых элементов, таких, как свинец. Традиционные свинцовые фартуки и экраны имеют существенные недостатки: обладают большим весом, ограничивают обзор, вызывают дополнительную физическую нагрузку и ограничивают подвижность оператора.

Вопрос радиационной безопасности врачей, выполняющих интервенционные процедуры под контролем ионизирующего излучения, привлекает особое внимание исследователей ввиду риска развития неблагоприятных эффектов. К наиболее значимым последствиям ионизирующего излучения относятся повреждение хрусталика глаза (катаракта) и потенциальное увеличение риска развития злокачественных опухолей головы и шеи.

Ранее считалось, что пороговая доза для развития радиационно-индуцированной катаракты

относительно высока, однако последние исследования показали, что этот порог существенно ниже и может составлять менее 0,1 Гр. Например, Miller et al. считают, что даже малые дозы (менее 0,5 Гр) ассоциируются со стойкими субклиническими изменениями хрусталика [2]. В исследовании Коренкова И.П., Охрименко С.Е. и др. проведена количественная оценка эквивалентных доз облучения персонала, участвующего в ангиографических и эндоскопических процедурах [3]. Результаты дозиметрических наблюдений за месяц и год демонстрируют, что во многих случаях врачи, в частности кардиохирурги, могут получать дозы на хрусталик глаза, превышающие предельно допустимые значения. Аналогичные данные приводятся в зарубежных источниках при сравнении эквивалентных доз для различных категорий персонала, включая хирургов, специалистов по рентгенэндоваскулярным вмешательствам и стоматологов [4–9].

Необходимо отметить, что проблема радиационного риска для врачей, подвергаемых рентгеновскому излучению, не ограничивается развитием катаракты. Некоторые работы указывают на возможный повышенный риск возникновения опухолей головного мозга и шеи у персонала, постоянно подвергающегося воздействию ионизирующего излучения [10]. Однако, других данных и убедительных доказательств данного риска нами не найдено. Проблема контроля за дозой усугубляется техническими аспектами: современные рентгеновские аппараты, включая КТ, работают преимущественно в импульсном режиме, предназначенном для снижения общей дозы облучения и улучшения качества изображений. Также проблема усложняется использованием различных электронных дозиметров, отличающихся принципами регистрации и скоростью обработки данных, сопоставление которых невозможно [11, 12]. По данным Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ), методология дозиметрии (точка измерения, выбранная дозиметрическая величина, условия экспозиции) существенно влияет на величину регистрируемой дозы. Это усложняет и затрудняет прямое сравнение результатов различных исследований [13].

В последние годы активно ведутся разработки новых средств защиты от нежелательного излучения (экраны, системы с дистанционным управлением, модифицированные мобильные конструкции). Однако большая масса, сложность интеграции в операционное пространство и особые требования к организации рабочего места зачастую ограничивают повсеместное применение данных средств защиты [14, 15]. Современные публикации [16, 17] демонстрируют значительный интерес к вопросам картирования и моделирования зон рассеянного излучения при КТ, а также к оптимизации конструкций защитных экранов и дополнительных средств индивидуальной защиты. Из более простых дополнительных методов защиты пациентов, применимых при КТ, представляет интерес укрывание области таза пациента свинцовым фартуком, описанное в работе Kiarouh и et. al. [18], что позволяет снизить дозу облучения половых органов у мужчин более чем в два раза (на 56 %) и уменьшить вероятность развития мутаций у потомства с $4,6 \times 10^{-5}$ % до $2,0 \times 10^{-5}$ %. Возможно применение этой меры окажется также полезным для уменьшения лучевой нагрузки на врача, выполняющего биопсию под КТ.

В настоящее время активно внедряют роботизированные системы навигации, которые постоянно развиваются и уже представлены на рынке различными коммерческими решениями. Их ключевые преимущества включают значительное снижение лучевой нагрузки на врача за счёт дистанционного управления, повышение точности позиционирования инструментов при биопсиях и абляциях, а также минимизацию человеческого фактора. Внедрение таких систем ограничивается высокой стоимостью оборудования, необходимостью специального обучения персонала, увеличением времени процедур на начальном этапе и отсутствием убедительных данных о превосходстве над ручными методиками для сложных случаев [19]. В связи с этим можно с уверенностью утверждать, что проблемы и решения, рассмотренные в данной статье, сохраняют высокую актуальность и будут оставаться значимыми в обозримом будущем.

Цель настоящего исследования заключалась в оценке лучевого воздействия и обосновании необходимости усовершенствования и внедрения специальных технологий для снижения лучевой нагрузки на персонал на примере биопсий узловых новообразований легких под КТ-контролем. В задачи работы входили: поиск методов регистрации дозы, организация системы измерений, не препятствующей работе оператора, проведение измерений и анализ результатов для разработки рекомендаций по оптимизации радиационной защиты и рассмотрение перспектив развития метода с удаленным участием оператора вне лучевого воздействия.

Материалы и методы

Средства дозиметрии

Измерения при проведении биопсий узловых новообразований легких выполнены дозиметром-радиометром RadiaScan-801M производства ООО ЗМТ, ООО «Скан Электроникс», Россия. Заводской номер RS801M-000138. Государственное свидетельство о поверке средства измерения № С-ДЦС/14-08-2024/362621813. Дозиметр-радиометр RadiaScan-801M предназначен для измерения амбиентного эквивалента дозы и мощности амбиентного эквивалента дозы гамма- и рентгеновского излучения. Прибор портативен, работает автономно в зоне радиационного излучения, накапливая данные в памяти с минимальным интервалом в 1 с, которые в последующем в виде массива данных переносятся на ПК с помощью программы RadiaScan.

Для подтверждения выявленных эффектов нами были проведены эксперименты на фантоме. С этой целью мы использовали дополнительно дозиметр ДКС-АТ1123 производства УП «Атомтех», Беларусь, используемый в службе радиационной безопасности НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ. Дозиметр ДКС-АТ1123 работает на основе сцинтилляционного детектора. Применяется для оценки эквивалентной дозы с последующим расчетом мощности дозы.

Рентгеновский компьютерный томограф

Рентгеновскую компьютерную томографию КТ выполняли на 64-срезовом адаптивном сканере SOMATOM Definition AS, Siemens (ФРГ). Апертура гантри – 80 см, полный круговой оборот рентгеновской трубки может выполняться за 0,3 с, имеются функции улучшения изображения и снижения лучевой нагрузки. Компьютерный томограф укомплектован интервенционным модулем с включением технологии HandCARE для снижения лучевой нагрузки на врача путем возможного выключения рентгеновской трубки при попадании рук хирурга в зону облучения. При выполнении процедур использовали протокол сканирования CARE Vision [20].

Характеристика клинического материала

Трансторакальные пункции выполнялись в НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ пациентам с новообразованиями легких с целью получения материала из периферических узловых новообразований легких для последующей гистологической верификации. В течении самой процедуры выполняли 1 или 2 попытки забора материала, при сомнениях выполняли 3 попытку. При отсутствии удовлетворительного морфологического результата выполняли повторную процедуру. Так в 2024 г. было выполнено 555 процедур пункций

у 492 больных. При этом повторные процедуры были выполнены у 57 (12,8 %) больных. У 6 (1,2 %) больных процедуры биопсии выполняли трижды.

При проведении core-биопсии игла, закрепленная на автоматическом биопсийном устройстве, вводилась в тело пациента под контролем КТ. На рис. 1 показан момент выполнения биопсии, на томограммах хорошо визуализируются внутренние органы пациента, опухолевый узел, игла, кисти рук хирурга и дозиметр.

Клинические группа и методика выполнения биопсии

Общее количество вошедших в наше исследование пациентов составило 26 человек (17 мужчин и 9 женщин). Все больные подписывали информированное согласие и на момент выполнения процедуры находились в удовлетворительном состоянии. Из исследования исключались пациенты с выраженными сопутствующими заболеваниями и повышенными эмоционально-стрессовыми реакциями. Каждый больной перед проведением дозиметрии обсуждался с хирургом и рентгенологом с целью оптимального взаимодействия во время проведения процедуры. Поэтому выполненные измерения ни в одном из случаев не сказались на увеличении продолжительности интервенционного вмешательства и, соответственно, лучевой нагрузки.

Процедура включала несколько последовательных этапов: предварительная томография, разметка, анестезия, биопсия, контрольная томография. Для выбора наилучшей точки пункции с помощью иглы и лазерной разметки томографа выбирали траекторию к визуализируемому узловому новообразованию. После антисептической обработки и укрытия поля стерильным материалом выполняли местную анестезию (10–20 мл 0,5 % новокаина), затем производили биопсию. После завершения процедуры биопсии обязательно проводили контрольную томографию для своевременного обнаружения возможных осложнений.

Распределение пациентов и дозиметрия

В рамках исследования были сформированы 3 клинические группы пациентов.

В первую группу, состоящую из 11 человек, вошли пациенты, у которых при взятии пункции проведены измерения дозовой нагрузки на кисти рук хирурга для каждого этапа взятия пункции. При разметке кисти рук хирурга располагались на расстоянии 4–6 см от плоскости сканирующего рентгеновского пучка. Во время проведения анестезии и биопсии кисти рук хирурга попадали в зону пучка излучения. При положении пациента лежа на животе или на спине в течение всей процедуры дозиметр-радиометр располагался на теле пациента симметрично рукам хирурга (рис. 1). Благодаря

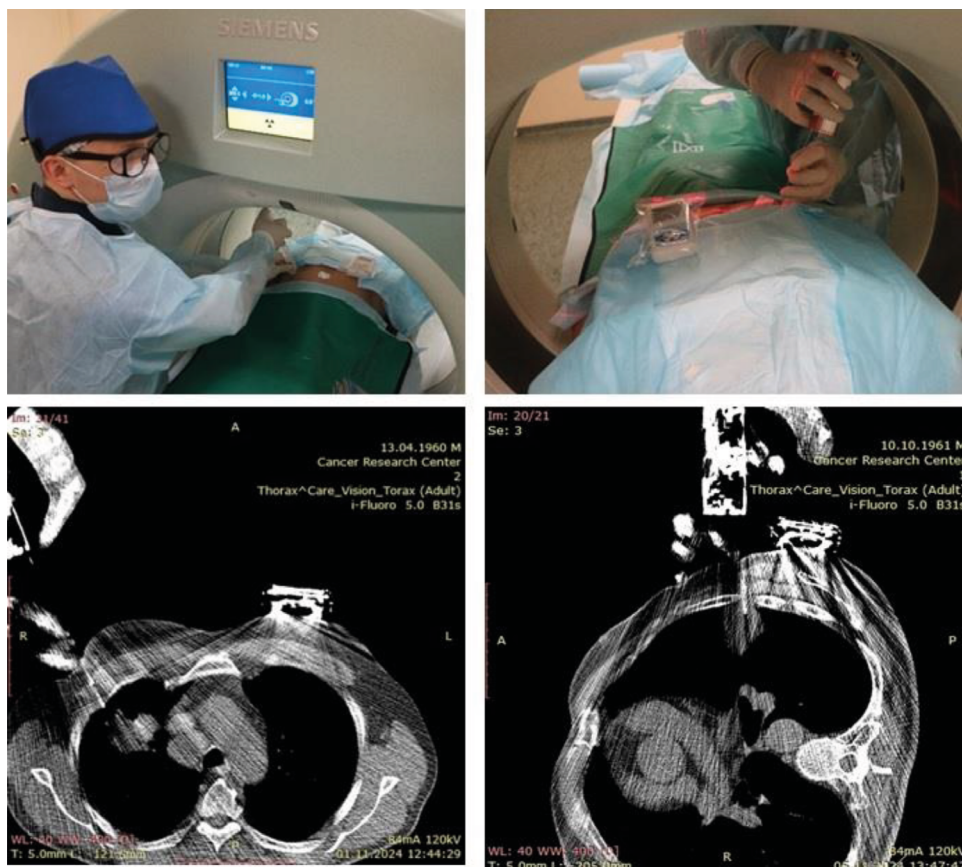


Рис. 1. Моменты выполнения пункций в положении пациента на спине и на боку
Fig. 1. Moments of performing punctures with the patient in the supine and lateral positions



Рис. 2. Расположение дозиметра для оценки эффекта накрывания пациента радиозащитной пластиной (фартуком) на дозу в предполагаемых областях головы и шеи хирурга

Fig. 2. Position of the dosimeter for assessing the effect of covering the patient with a radioprotective plate (apron) on the dose to the intended areas of the surgeon's head and neck

симметрии дозиметр регистрировал дозу, соответствующую дозе в точке ввода иглы. Дозиметр не требовал специальной стерилизации, так как располагался на достаточном расстоянии от места пункции. Для более полного соблюдения асептики его помещали в одноразовый зип-пакет, обработанный снаружи антисептиком.

Во вторую группу вошли 12 пациентов, у которых при взятии пункции оценивалась доза рассеянного излучения на хирурга без учета (у 6 пациентов) и с учетом (у 6 пациентов) ослабления излучения защитным фартуком и воротником хирурга на всех этапах взятия пункции. Для оценки уровня воздействия ионизирующего излучения без защиты на область головы и шеи, дозиметр фиксировался в области шеи поверх радиозащитного фартука и воротника. Для оценки снижения уровня воздействия ионизирующего излучения, дозиметр располагали в той же области под фартуком и воротником.

Третью группу, состоящую из 9 человек, сформировали для оценки целесообразности и эффективности применения дополнительного способа защиты пациента и врача от рассеянного излучения. В нее вошли пациенты, которым выполняли минимум две и более попытки пункции. Дозиметр закрепляли стационарно в направлениях и на расстояниях, имитирующих положение головы и шеи хирурга на противоположной стороне. Первая попытка совершалась без дополнительной защиты, перед второй попыткой на пациента укладывалась импровизированная радиозащитная пластина из рентгенозащитного фартука (рис. 2).

Дозиметр RadiaScan-801M фиксировался на ручке экрана монитора на протяжении всей процедуры, при этом часть процедуры проводилась с использованием радиозащитного фартука, другая часть — без него.

Стационарное положение дозиметра сводило к минимуму влияние положения тела хирурга во время проведения процедуры на изменения уровня мощности излучения.

Учитывая отмеченные нами эффекты от применения дополнительной защиты (см. результаты), для подтверждения гипотезы о целесообразности накрывания пациента радиозащитной пластиной во время процедуры была выполнена имитация взятия биопсии с использованием антропоморфного фантома AldersonRando (США). При этом измерения выполнялись дозиметром ДКС-АТ1123, стационарно расположенным на предполагаемом месте расположения головы и шеи хирурга. Измерения проводились по 15 с, с оценкой эквивалентной дозы и последующим расчетом мощности дозы. Были выполнены 5 измерений с накрыванием фантома радиозащитными пластинами (фартуками) со свинцовым эквивалентом последовательно увеличивавшимся от 0,25 мм до максимальной величины эквивалента 1 мм.

Результаты

Получены значения эквивалентной дозы, поглощенной в кистях рук хирурга на этапе разметки процедур core-биопсии у 11 пациентов первой группы. В процедуре № 11 этап разметки был пропущен, найдены средняя эквивалентная доза и средняя мощность дозы по 10 процедурам (пациентам) на этапе разметки, которая составила $D = 102 \pm 136$ мкЗв, $\dot{D} = 6 \pm 5$ мкЗв/с. Значения эквивалентных доз, поглощенных в кистях рук хирурга, на этапе анестезии составили $D = 254 \pm 237$ мкЗв, мощности доз — $\dot{D} = 15 \pm 7$ мкЗв/с.

Определены значения эквивалентной дозы, поглощенной в кистях рук врача на этапе выполнения первой пункции по 11 процедурам (пациентам), которые составляют $D = 1040 \pm 830$ мкЗв,



Рис. 3. Гистограмма эквивалентных доз, поглощенных в кистях рук хирурга, на каждом из этапов при выполнении 11 процедур биопсии

Fig. 3. Histogram of equivalent doses absorbed in the surgeon's hands at each stage during 11 biopsy procedures

Рис. 4. Гистограмма суммарных для всех этапов взятия биопсии эквивалентных доз, поглощенных в кистях рук хирурга, со средним значением (пунктир), при выполнении 11 процедур (мкЗв)

Fig. 4. Histogram of the total equivalent doses absorbed in the surgeon's hands for all stages of biopsy taking, with the average value (dotted line), when performing 11 procedures (μSv)

мощности $\bar{D} = 24 \pm 4$ мкЗв/с. Значения эквивалентной дозы, поглощенной в кистях рук на этапе выполнения второй пункции, по процедурам составили $D = 667 \pm 495$ мкЗв, мощности дозы $\bar{D} = 24 \pm 4$ мкЗв/с. По итогам расчета доз для всех этапов построены общие гистограммы эквивалентных доз для всех 11 случаев (пациентов) (рис. 3) и гистограмма суммарных для всех этапов взятия биопсии эквивалентных доз, поглощенных в кистях рук хирурга, со средним значением (пунктир) (рис. 4). Пропуски и отсутствие столбика на рис. 3 отражают отсутствие одного из этапов.

Таким образом, наибольшие значения доз на руки хирурга наблюдаются при взятии биопсий 1 и 2 (рис. 3). Средняя эквивалентная доза и средняя мощность дозы за 11 процедур (пациентов) для всех этапов биопсии составили $D = 1850 \pm 874$ мкЗв, $\bar{D} = 21 \pm 2$ мкЗв/с (рис. 4).

Попытки снизить степень лучевого воздействия на кисти рук хирурга путем использования защитных просвинцованных перчаток приводили к появлению множества артефактов, сильно искажавших изображение компьютерной томограммы. Уменьшение лучевой нагрузки при снижении напряжения на трубке и с помощью секторальной томографии не всегда подходило за счет ухудшения изображения целевых узлов небольших размеров.

Эквивалентная доза, поглощенная в области головы и шеи, а также мощность дозы измерены при выполнении процедур у 6 пациентов второй группы. Дозиметр располагался на шее хирурга на радиозащитном фартуке и воротнике (без учета защиты) и под ними (с учетом защиты). Значения доз (без учета защиты) отражены на гистограммах рис. 5. Средняя эквивалентная доза, поглощенная в области головы и шеи и средняя мощность эквивалентной дозы составили $D = 148,8 \pm 116$ мкЗв и $\bar{D} = 1,5 \pm 0,5$ мкЗв/с

Оценка эквивалентных доз на хирурга на область щитовидной железы (с защитой) и мощность дозы были произведены при выполнении 6 реальных процедур у пациентов.

Результаты измерений проиллюстрированы на гистограммах рис. 6. Средняя эквивалентная доза и мощность дозы составили $D = 28 \pm 21$ мкЗв, $\bar{D} = 0,20 \pm 0,05$ мкЗв/с.

Полученные результаты свидетельствуют о существенном уменьшении дозы при наличии индивидуальной защиты на хирурге. Эквивалентная доза на область шеи и, соответственно щитовидную железу при наличии защитного фартука и воротника на хирурге уменьшается в 5,3 раза. Определить изменение дозы на хрусталик данным методом не представляется возможным. В связи с этим мы рассмотрели вариант дополнительной за-

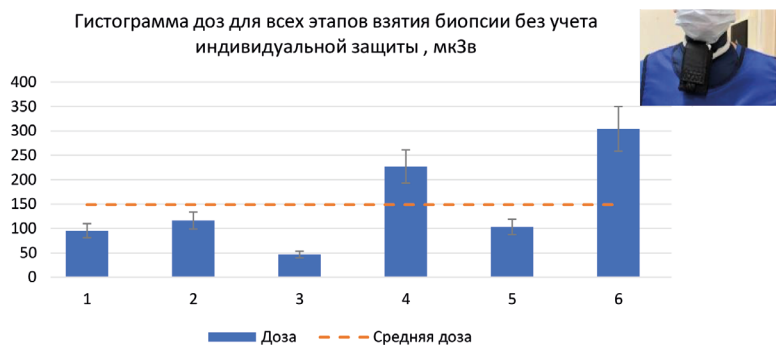


Рис. 5. Гистограмма эквивалентных доз, поглощенных в области головы, шеи хирурга, при выполнении биопсий у 6 пациентов второй группы, со средним значением (пунктир), мкЗв

Fig. 5. Histogram of equivalent doses absorbed in the head and neck area of the surgeon during biopsies in 6 patients of the second group, with the average value (dotted line), μSv

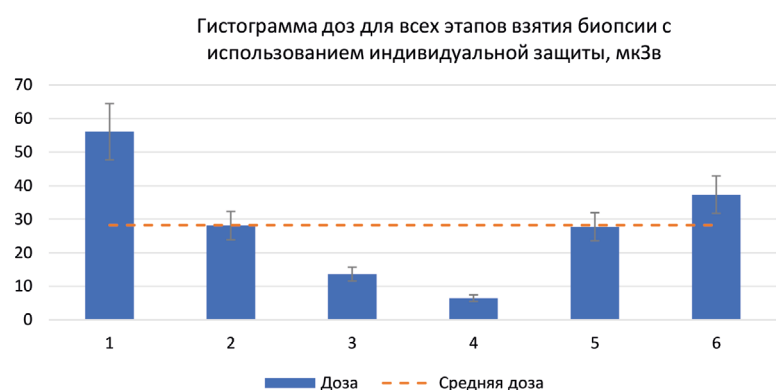


Рис. 6. Гистограмма эквивалентных доз, поглощенных в области головы и шеи хирурга, для всех этапов взятия биопсии каждого из 6 пациентов, со средним значением (пунктир), мкЗв (с защитой фартуком)

Fig. 6. Histogram of equivalent doses absorbed in the surgeon's head and neck area for all stages of biopsy for each of the 6 patients, with the average value (dotted line), μSv (with apron protection)

Таблица 1. Сводные данные по мощности эквивалентной дозы, поглощенной в области головы и шеи хирурга, во время взятия биопсии, с использованием защитной пластины (фартука) на пациенте и без нее
Summary of equivalent dose rates absorbed in the surgeon's head and neck area during biopsy procedures, with and without a patient shield (apron)

№ пациента	Мощн. дозы с защитой, мкЗв/с	Погрешн. мощн. дозы с защитой, мкЗв/с	Мощн. дозы без защиты, мкЗв/с	Погрешн. мощн. дозы без защиты, мкЗв/с	Кoeff. уменьшения дозы K	Погрешн. коэфф. уменьшения дозы
1	0,697	0,104	0,83	0,13	1,19	0,25
2	1,93	0,29	3,03	0,45	1,56	0,33
3	0,372	0,056	1,39	0,21	3,74	0,79
4	0,164	0,025	0,347	0,052	2,12	0,44
5	0,572	0,086	1,46	0,22	2,55	0,53
6	0,548	0,082	1,56	0,23	2,84	0,60
7	0,615	0,092	1,01	0,15	1,65	0,35
8	0,231	0,034	0,653	0,098	2,83	0,59
9	0,375	0,056	0,80	0,12	2,14	0,45

щиты от рассеянного излучения томографа путем укладывания просвинцованной пластины (фартука) на пациента со стороны хирурга (рис. 2).

Значения мощности эквивалентной дозы с использованием дополнительной защитной пластины, укладываемой на пациента и без нее, для 9 реальных процедур (пациентов) приведены в табл. 1. Для удобства анализа полученных результатов введен коэффициент уменьшения дозы K (предпоследняя графа табл. 1), равный отношению мощности эквивалентной дозы без использования дополнительной защиты от рассеянного излучения

к мощности эквивалентной дозы с использованием такой защиты. На рис. 7 представлена гистограмма мощности эквивалентной дозы по процедурам core-биопсии с использованием защитной пластины и без нее.

Из гистограммы можно сделать вывод, что для всех случаев мощность эквивалентной дозы при помещении защитной пластины (фартука) на пациента (с защитой) меньше в 1,19–3,74 раза мощности дозы без защиты. Это говорит о том, что при использовании защитной пластины на пациенте в то же количество K раз снижается дозовая нагрузка

Гармаш А.А., Буйденко Ю.В., Васюк Е.Ю. и др.
Оценка дозовых нагрузок на медицинский...

Гистограммы мощности эквивалентной дозы мкЗв/с для каждой процедуры с использованием защитных фартуков на пациенте и без него

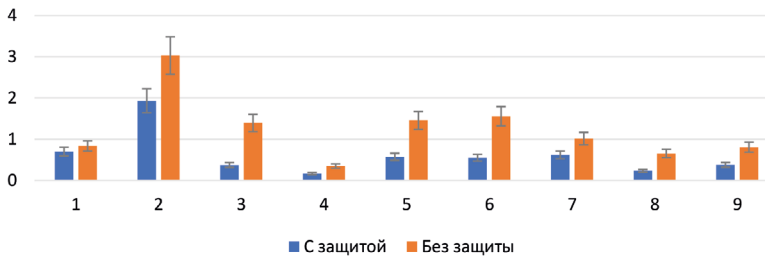


Рис. 7. Мощность эквивалентной дозы в области головы, шеи и, соответственно, щитовидной железы, хрусталиков глаз хирурга для каждого из 9 пациентов при наличии защитной пластины на пациенте и без нее

Fig. 7. Equivalent dose rate in the head, neck and, accordingly, thyroid gland, and lenses of the surgeon's eyes for each of the 9 patients with and without a protective plate on the patient

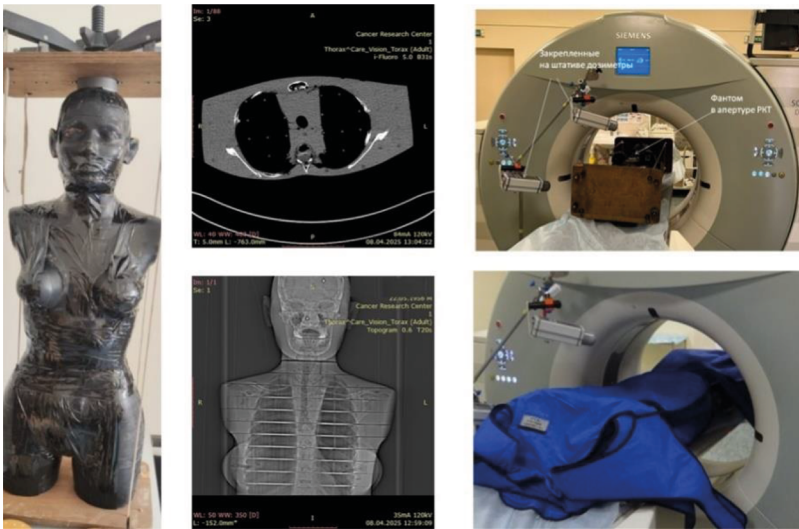


Рис. 8. Внешний вид фантома AldersonRando. Томограммы фантома. Фантом в проеме гантри без дополнительной защиты, с защитой (фартуком) и расположенные на штативе дозиметры RadiaScan-801M и ДКС-АТ1123

Fig. 8. External appearance of the AldersonRando phantom. Tomograms of the phantom. The phantom in the gantry opening without additional protection, with protection (apron), and the RadiaScan-801M and DKS-AT1123 dosimeters mounted on a tripod

на хирурга. Средний по 9 процедурам коэффициент снижения дозы составил величину $K = 2,2 \pm 0,9$.

Однако полученные значения мощности дозы значительно флуктуировали, варьируя от пациента к пациенту, что обусловлено различиями в анатомическом строении и физических характеристиках тела, влияющих на степень рассеяния рентгеновского излучения. Кроме того, значительный разброс показателей мог быть связанным с тем, что работа дозиметра происходит в импульсном режиме, а рентгеновская трубка находится в постоянном вращении. Для минимизации этой погрешно-

сти и повышения воспроизводимости результатов было принято решение провести серию измерений с использованием человекоподобного фантома AldersonRando (рис. 8), обладающего стандартизированными параметрами поглощения и рассеяния, с измерением дополнительным дозиметром, основанным на накопительном принципе, за фиксированный промежуток времени.

Результаты измерений эквивалентной дозы двумя дозиметрами при различной толщине (количестве) фартуков, которыми накрыт фантом при

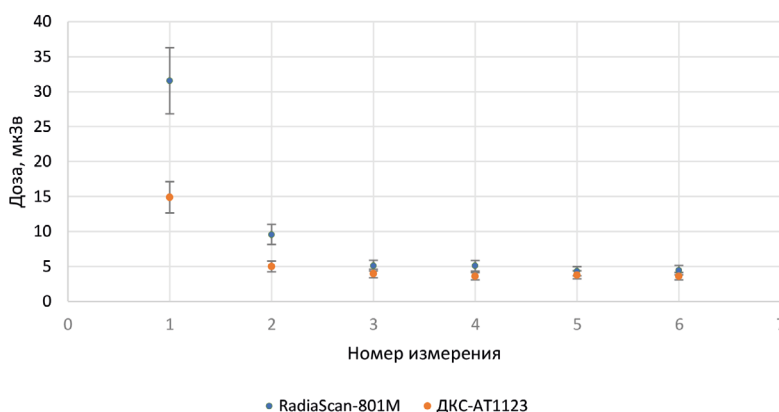


Рис. 9. Зависимость эквивалентной дозы рассеянного излучения для фантома на предполагаемые области головы и шеи хирурга, измеренной двумя дозиметрами от номера измерения, учитывающих толщину слоев фартука

Fig. 9. Dependence of the equivalent dose of scattered radiation for the phantom on the supposed areas of the surgeon's head and neck, measured by two dosimeters on the measurement number, taking into account the thickness of the apron layers

Таблица 2. Эквивалентная доза на области головы шеи хирурга при разной толщине и расположении защитных фартуков на фантоме

Table 2. Equivalent dose to the area of the surgeon's head and neck for different thicknesses and locations of protective aprons on the phantom

№	Эквивалент свинцу защиты (фартуки) нижней части, мм	Эквивалент свинцу защиты (фартуки) верхней части, мм	Эквивалентная доза (RadiaScan-801M), мкЗв	Погрешность, мкЗв	Эквивалентная доза (ДКС-АТ1123), мкЗв	Погрешность, мкЗв
1	0	0	31,6	4,7	15	2
2	0,25	0	9,6	1,4	5,0	0,8
3	0,5	0	5,1	0,8	4,0	0,6
4	0,75	0	5,1	0,8	3,6	0,5
5	1,0	0	4,3	0,7	3,8	0,6
6	1,0	0,25	4,5	0,7	3,6	0,5



Рис. 10. Радиозащитная пластина из просвинцованного винила для снижения воздействия рассеянного рентгеновского излучения на пациента и врача при выполнении малоинвазивных вмешательств под контролем КТ

Fig. 10. Radioprotective plate made of lead vinyl to reduce the impact of scattered X-ray radiation on the patient and the physician during minimally invasive interventions under CT control

проведении сканирования, представлены на рис. 9 и в табл. 2.

С увеличением толщины эквивалента свинцовой защиты доза рассеянного излучения на предполагаемую область головы и шеи хирурга снижается от 3 до 6 раз (более чем на 70 %). Причём основное снижение происходило при увеличении эквивалента до толщины 0,5 мм; при дальнейшем увеличении эффекта не отмечается. На основании этих данных была разработана специальная радиозащитная пластина для снижения рассеянного рентгеновского излучения на пациента и врача во время малоинвазивных вмешательств под контролем КТ.

Впоследствии радиозащитная пластина была изготовлена на предприятии ГК «Промет-Урал» (г. Екатеринбург, Россия) [21] из радиозащитного винила с эквивалентом по свинцу 0,5 мм, размерами 600×1200 мм и массой 5,5 кг. Такой размер и вес пластины признаны оптимальными, что обеспечивает удобство применения и максимально

возможное закрытие тела пациента во время выполнения интервенционного вмешательства.

Обсуждение

Согласно современным представлениям, воздействие ионизирующего излучения в любых дозах сопряжено с определенными рисками развития неблагоприятных стохастических эффектов [22]. Для минимизации неблагоприятного радиационного воздействия действует сформулированный Международной комиссией по радиационной защите принцип ALARA (As Low As Reasonably Achievable), который гласит, что индивидуальные и коллективные дозы должны поддерживаться на максимально низком уровне, насколько это разумно возможно с учетом социальных и экономических факторов [2, 23, 24]. Реализация данного принципа основывается на трех ключевых направлениях: сокращении времени экспозиции (достигается оптимизацией рабочих процессов и высокой

квалификацией персонала), увеличении расстояния до источника излучения (что ограничено техническими особенностями интервенционных процедур, требующих близкого контакта хирурга с пациентом), а также использовании средств радиационной защиты (свинцовые фартуки, экраны, очки).

В НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина ежегодно выполняется более 500 трансторакальных биопсий под контролем КТ. Кроме этого, выполняется более 1000 пункционных интервенционных вмешательств под КТ-навигацией, включая биопсии костных новообразований, блокады нервных сплетений и вертебропластики. При этом с каждым годом наблюдается устойчивый рост количества таких процедур. При выполнении интервенционных процедур наибольшие значения дозовой нагрузки приходятся на кисти рук хирурга. В показателях эквивалентной дозы наблюдается значительное стандартное отклонение при относительно стабильных показателях мощности дозы. Данное наблюдение объясняется существенными различиями в продолжительности процедур, которые в отдельных случаях отличалась более чем в три раза. Вариабельность времени выполнения биопсии обусловлена несколькими факторами, в первую очередь сложностью локализации опухоли и опытом хирурга. Максимальная эквивалентная доза на кисти рук хирурга за одну процедуру составила 2,9 мЗв. Лучевая нагрузка во время разметки и анестезии оказалась значительно меньше в связи с малой продолжительностью выполнения этапа и нахождением кистей рук на расстоянии от основного сканирующего пучка.

При оценке лучевой нагрузки на область головы и шеи хирурга, где расположены критически важные органы, чувствительные к ионизирующему излучению, такие как хрусталики глаз и щитовидная железа, было показано, что индивидуальная защита хирурга снижает интенсивность лучевого воздействия на область шеи в 5,3 раза, что практически соответствует требованиям к индивидуальной защите от рентгеновского излучения ГОСТ [25] и указывает на необходимость правильного применения средств индивидуальной защиты. Иногда врачи применяют неполный комплект средств индивидуальной защиты (игнорирование очков, воротников) и неправильно располагают радиозащитные фартуки, оставляя зазоры в области груди и живота [26].

Особому риску при выполнении интервенционных процедур в кабинете КТ подвергаются глаза хирурга. Обычно для их защиты используются спе-

циальные очки из просвинцованного стекла, которые предназначены для защиты от прямого излучения. Несмотря на то, что у нас не было возможности оценить мощность излучения на глаза и степень его уменьшения при использовании радиозащитных очков, мы убеждены, что при этих процедурах эффективность очков может существенно снижаться. Это связано с тем, что из-за вертикального вращения рентгеновской трубки значительная часть рассеянного излучения может поступать к глазам под косыми углами, минуя защитные стекла очков. Это еще раз убедило нас, что необходимы дополнительные меры защиты или совершенствование имеющихся средств индивидуальной защиты для глаз при интервенционных вмешательствах под контролем КТ.

В СанПиН 2.6.25 [27] указано на необходимость обязательного использования средств защиты для пациентов и врачей при проведении рентгенологических исследований, но нет четких рекомендаций по использованию средств защиты при КТ, поэтому нередко дополнительные средства защиты во время КТ не используются.

Kiarou et al [18] показали, что доза облучения тестисов у пациента при КТ снижалась более чем в два раза при накрывании области таза и бедер свинцовым фартуком, что эффективно защищало пациента от рассеянного излучения, исходящего сверху в ходе вращения рентгеновской трубки. В этой связи нами было высказано предположение, что аналогичным образом можно уменьшить влияние рассеянного излучения на хирурга, исходящего снизу во время работы рентгеновской трубки в нижнем положении, посредством аналогичного экранирования при накрывании пациента специальной радиозащитной пластиной.

Уже на первом этапе исследований мы зафиксировали существенное снижение мощности дозы излучения в области головы и шеи хирурга при использовании экранирования. В качестве импровизированной защиты применяли просвинцованный фартук с эквивалентом по свинцу 0,25 мм, которым накрывали пациента (рис. 3). Это позволило уменьшить мощность дозы в 1,2–3,7 раза по сравнению с отсутствием защиты, что снизило дозовую нагрузку на критические органы хирурга. Для подтверждения эффективности метода была проведена экспериментальная работа. При этом мы дополнительно использовали дозиметр ДКС-АТ1123 с измерением эквивалентной дозы за определенные периоды времени 15 сек и последующим расчетом мощности дозы. Исходные показатели различных дозиметров существенно отличались, что указыва-

ет на трудности регистрации ионизирующего излучения, исходящего от оборудования, работающего в импульсном режиме. Однако, при увеличении «толщины» свинцового эквивалента пластины, происходило снижение интенсивности излучения, причём основное снижение было зафиксировано при увеличении свинцового эквивалента с 0,25 до 0,5 мм, далее эффект был слабо выражен. Таким образом, доказана эффективность размещения просвинцованных пластин непосредственно на пациенте для защиты от рассеянного излучения, а оптимальный эквивалент свинца составляет 0,5 мм, поскольку дальнейшее увеличение может существенно утяжелить защиту и снизить её мобильность.

В результате проведённых нами испытаний была разработана и изготовлена дополнительная защита в виде винилового пластины с оптимальным эквивалентом свинца, размерами и массой, обеспечивающая эффективную защиту как пациента, так и врача. На сегодняшний день данное средство защиты от рассеянного излучения обязательно применяется при всех интервенционных процедурах под контролем КТ в нашем медицинском центре.

Сегодня КТ-навигация представляет собой наиболее надёжный способ визуального контроля для подтверждения диагноза периферических новообразований легких путем биопсии. Это указывает на потребность в разработке новых подходов повышения безопасности вмешательств с максимальным сокращением радиационной нагрузки на персонал. В какой-то степени мы немного достигли этого в своей работе. Перспективным решением этой проблемы видится автоматизация процесса.

В последние годы интенсивно создаются альтернативы ручному введению инструментов, включая роботизированные системы и навигационные комплексы с инфракрасными и электромагнитными трекерами, которые часто встраиваются в гибридные операционные [19, 28].

Полностью исключить ионизирующее излучение и добиться высокой контрастности мягких тканей при биопсии можно с помощью МРТ-навигации. В настоящее время наибольшее распространение получила биопсия под МРТ-наведением образований предстательной железы и образований молочных желез, не имеющих отображения при рентгеновском и ультразвуковом наведении [28, 29]. В отношении использования при образованиях органов грудной клетки, МРТ-навигация, ввиду высокой контрастности, имеет хороший потенциал для разграничения опухолевой ткани и других мягкотканых безвоздушных структур, например, пост-обструктивным ателектазом при раке легкого

или параканкрозной пневмонией [30]. Основные недостатки работы под МРТ-наведением связаны с длительным временем сканирования, трудностями мониторинга в режиме реального времени и доступа к зоне биопсии, проблемами с ферромагнитными инструментами, геометрическими искажениями (дисторсией), создаваемыми иглой, дорогостоящей оборудования, наличием у пациентов противопоказаний к проведению МРТ. Для устранения части этих проблем применяются быстрые МР-последовательности, такие как t_2 turbo spin echo, t_1 vibe 3d в режиме Dixon с синхронизацией с дыханием, немагнитные инструменты, открытые МРТ-сканеры, специальное безопасное электронное оборудование [31]. Современные исследования демонстрируют успехи в снижении артефактов и автоматизации навигации с помощью методов глубокого обучения [32, 33]. При трудностях с визуализацией границ образования по данным КТ также возможно использование технологии совмещения на одной консоли (fusion) нативной КТ в ходе биопсии с полученными на амбулаторном этапе данными МРТ или ПЭТ/КТ [34, 35].

Преодоление обозначенных трудностей и создание специального медицинского оборудования, способного эффективно функционировать в условиях воздействия рентгеновского излучения и сильных электромагнитных полей, требует объединения усилий ученых, врачей-радиологов, хирургов и инженеров, совместная работа которых является необходимым условием для разработки аппаратуры и рекомендаций по методике выполнения малоинвазивных лечебно-диагностических интервенционных вмешательств, обеспечивающих высокую точность исследований, безопасность пациентов и медперсонала.

Список литературы / References

1. Prabhakar AM, Misono AS, Hemingway J, et al. Radiology Practice Environment and Occupational Radiation Exposure: A Survey of Vascular and Interventional Radiologists. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 2022;33(4):395-402. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2021.12.024>.
2. Miller DL, Vaňo E, Bartal G, et al. Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. *Cardiovascular and Interventional Radiology*. 2010;33(2):230-9. <https://doi.org/10.1007/s00270-009-9756-7>.
3. Кореньков ИП, Охрименко СЕ, Шандала НК и др. Оценка доз облучения хрусталика глаза и кожи персонала в современных медицинских технологиях. *Медицинская радиология и радиационная безопасность*. 2022;67(1):54-9.
Korenkov IP, Okhrimenko SE, Shandala NK, et al. Assessment of Lens and Skin Radiation Doses to Personnel in Modern Medical Technologies. *Medical Radiology and Radiation Safety*. 2022;67(1):54-9. (In Russ.). <https://doi.org/10.12737/1024-6177-2022-67-1-54-59>.

4. McParland BJ, Nosil J, Barry B. A Survey of Radiation Exposure Received by the Staff at Two Cardiac Catheterization Laboratories. *British Journal of Radiology*. 1990;63(755):885-888. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-63-755-885>.
5. Staffenino G, Rossetti V, Rubichini F, et al. Short Communication: Staff Dose Reduction during Coronary Angiography using Low Framing Speed. *British Journal of Radiology*. 1996;69(825):860-4. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-69-825-860>.
6. Li LB, Kai M, Takano K, et al. Occupational Exposure in Pediatric Cardiac Catheterization. *Health Physics*. 1995;69(2):261-4. <https://doi.org/10.1097/00004032-199508000-00011>.
7. Medeiros RB, Mennucci TA. Evolution of X-ray Exposure Dosage during Coronary Cineangiography. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. 1990;55(1):31-3.
8. Охрименко СЕ, Рыжкин СА, Аكوпова НА, Алехнович АВ. Дозы облучения хрусталика глаза у медицинского персонала, работающего в условиях воздействия гамма- и рентгеновского излучения. *Медицинская физика*. 2020;1:44-5.
9. Karppinen J, Parvianen T, Servomaa A, et al. Risk and Exposure of Radiologists and patients during Coronary Angiography and percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty. *Radiation Protection Dosimetry*. 1995;57(1-4):481-5.
10. Guo Y, Mao L, Zhang G, et al. Conceptual Design and Preliminary Results of a VR-based Radiation Safety Training System for Interventional Radiologists. 2020;arXiv:2001.04839. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2001.04839>.
11. Cho JH, Kim JY, Kang JE, et al. A Study to Compare the Radiation Absorbed Dose of the C-arm Fluoroscopic Modes. *Korean J Pain*. 2011;24(4):199-204. <https://doi.org/10.3344/kjp.2011.24.4.199>.
12. Kuon E, Weitmann K, Hoffmann W, et al. Effect of Reduction of the Pulse Rates of Fluoroscopy and CINE-Acquisition on X-Ray Dose and Angiographic Image Quality During Invasive Cardiovascular Procedures. *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2014;7(4):441-6. <https://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.114.001479>.
13. IAEA. Dosimetry. URL: <https://www.iaea.org/resources/hhc/medical-physics/radiology/dosimetry>. (05.01.2026).
14. Rizik D, Riley R, Burke R, et al. Comprehensive Radiation Shield Minimizes Operator Radiation Exposure and Obviates Need for Lead Aprons. *Journal of the Society for Cardiovascular Angiography & Interventions*. 2023;2:100603. <https://doi.org/10.1016/j.jscvi.2023.100603>.
15. Fattal P, Goldstein JA. A Novel Complete Radiation Protection System Eliminates Physician Radiation Exposure and Leaded Aprons. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. 2013;82(1):11-20. <https://doi.org/10.1002/ccd.24625>.
16. Jones AK, Pasciak AS, Wagner LK. Best Practices Guidelines for CT-Guided Interventional Procedures. *Journal of the American College of Radiology*. 2022;19(11):1240-52. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2022.08.012>.
17. Takaki H, Kobayashi K, Kako Y, et al. Computed Tomography-guided Puncture: Preprocedural Preparation, Technical Tips, and Radioprotection. *Diagnostics (Basel)*. 2023; 13(18):2925. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13182925>.
18. Klapour M, Ebrahimnejad GK, Mehraeen R, et al. Can Common Lead Apron in Testes Region Cause Radiation Dose Reduction during Chest CT Scan? A Patient Study. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*. 2021;11(4):447-56. <https://doi.org/10.31661/jbpe.v11i4.2008-1133>.
19. Балахнин ПВ, Буровик ИА, Багненко СС. Технологии визуализации, наведения и слежения в интервенционной онкологии: современные возможности и перспективы дальнейшего развития. *Медицина высоких технологий*. 2024;(2):5-23.
20. Balakhnin PV, Burovik IA, Bagnenko SS. Visualization, Guidance and Tracking Technologies in Interventional Oncology: Current Capabilities and Future Development Prospects. *High-Tech Medicine*. 2024;(2):5-23. (In Russ.).
21. Siemens Healthineers AG. URL: <https://www.siemens-healthineers.com>. (05.01.2026).
22. ГК «Промет-Урал». Екатеринбург. [Электронный ресурс]. URL: <https://рентгенозащита.рф>. (05.01.2026).
23. Promet-Ural Group of Companies. Yekaterinburg. URL: <https://рентгенозащита.рф>. (05.01.2026). (In Russ.).
24. Ставицкий РВ, Блинов НН, Рабкин ИХ, Лебедев ЛА. Радиационная защита в медицинской рентгенологии. М: Кабур. 1994;272.
25. Stavitsky RV, Blinov NN, Rabkin IH, Lebedev LA. Radiation Protection in Medical Radiology. M: Kabur. 1994;272 (In Russ.).
26. Frijia G, Schueler BA, Damilakis J, et al. Patient Safety in Medical Imaging: a joint paper of the European Society of Radiology (ESR) and the European Federation of Radiographer Societies (EFRS). *Insights Imaging*. 2019;10(1):45. <https://doi.org/10.1186/s13244-019-0721-y>.
27. ГОСТ 31114.3-2012 (МЭК 61331-3:1998, MOD). Средства защиты от рентгеновского излучения в медицинской диагностике. Часть 3. Защитная одежда. — М.: Стандартинформ, 2012. — 12 с.
28. GOST 31114.3-2012 (IEC 61331-3:1998, MOD). Protective equipment against X-ray radiation in medical diagnostics. Part 3. Protective clothing. - M.: Standartinform, 2012. - 12 p. (In Russ.).
29. Faggioni L, Paolicchi F, Bastiani L, et al. Radiation Protection in Interventional Radiology. *Cardiovascular and Interventional Radiology*. 2021;44(6):857-67. <https://doi.org/10.1007/s00270-021-02807-3>.
30. СанПиН 2.6.4115–25. Санитарно-эпидемиологические требования в области радиационной безопасности населения при обращении источников ионизирующего излучения. 2025.
31. SanPiN 2.6.4115–25. Sanitary and epidemiological requirements in the field of radiation safety of the population when handling ionizing radiation sources. 2025 (In Russ.).
32. Боровков ИМ, Сехниаидзе ДД, Ельцов ИВ и др. Торакоскопическая пневмонэктомия: хирургическая техника и непосредственные результаты. *Хирургия и онкология*. 2025;15(4):19-33.
33. Borovkov IM, Sekhniaidze DD, Eltsov IV et al. Thoracoscopic pneumonectomy in lung cancer patients: surgical technique and immediate outcomes. *Surgery and Oncology*. 2025;15(4):19-33. (In Russ.). <https://doi.org/10.17650/2949-5875-2025-15-4-19-33>
34. Sattin C, Pizzi C, Summers P, et al. Histopathologic Yields and Concordance of In-Bore MRI-targeted Biopsy for Prostate Cancer Diagnosis. *Radiology*. 2025;316(1):e241710. <https://doi.org/10.1148/radiol.241710>.
35. Мазо МЛ, Якобс ОЭ, Пучкова ОС и др. Первый опыт применения вакуумной аспирационной биопсии молочной железы под МТР-наведением. *Медицинский алфавит*. 2020;(29):25-31.
36. Mazo ML, Jacobs OE, Puchkova OS et al. First experience with MRI-guided vacuum aspirated breast biopsy. *Medical alphabet*. 2020;(29):25-31. (In Russ.). <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2020-29-25-31>
37. Li P, Li C, Xu Y, et al. Feasibility of Multiparameter MRI-Guided Percutaneous Biopsy for Central Lung Lesions With Atelectasis. *Korean J Radiol*. 2025;26(5):498-507. <https://doi.org/10.3348/kjr.2024.0818>. PMID: 40307203; PMCID: PMC12055272.
38. Черкашин МА, Пучков ДД, Реут ЕА и др. Трепан-биопсии солидных опухолей под контролем компьютерной и магнитно-резонансной томографии. *РМЖ*. 2019;6:3–9.
39. Cherkashin MA, Puchkov DD, Reut EA, et al. Trephine biopsy of solid tumours under the CT and MRI control. *RMJ*. 2019;6:3-9. (In Russ.).
40. He Z, Zhu Y-N, Chen Y, et al. A deep unrolled neural network for real-time MRI-guided brain intervention. *Nature Communications*. 2023;14(1):8257. <https://doi.org/10.1038/s41467-023-43966-w>.
41. Huang S, Lou C, Zhou Y, et al. MRI-guided robot intervention—current state-of-the-art and new challenges. *Med-X*. 2023;1(1): 4.
42. Sivanesan N, Diaz GM, Strachan S, et al. MRI-fusion biopsy era: the role of perineural invasion in low-risk prostate cancer. *Curr Probl Cancer*. 2025;59:101251. <https://doi.org/10.1016/j.currproblcancer.2025.101251>. PMID: 40946534.

Information about the authors.

Aleksandr A. Garmash, <https://orcid.org/0000-0002-1129-7220>
Yuriy V. Buydenok, <https://orcid.org/0000-0002-0480-8467>
Irina M. Lebedenko, <https://orcid.org/0000-0003-0634-7841>
Boris I. Dolgushin, <http://orcid.org/0000-0001-7185-7165>
Igor E. Tyurin, <http://orcid.org/0000-0003-3931-1431>

Vladislav E. Bugaev, <http://orcid.org/0000-0002-2410-780>
Pavel V. Kononets, <http://orcid.org/0000-0003-4744-6141>
Eduard R. Virshke, <http://orcid.org/0000-0002-4006-3642>
Elena N. Kozak, <https://orcid.org/0000-0002-2174-1399>
Gyulya I. Akhverdieva, <https://orcid.org/0000-0001-7381-0942>
Mariya G. Lapteva, <https://orcid.org/0000-0002-1295-4106>

Вклад авторов

А.А. Гармаш: идея, организация проведения работ, коррекция текста статьи
Ю.В. Буйденко: организация проведения исследовательских работ, получение экспериментальных данных, коррекция текста статьи
Е.Ю. Васюк: получение экспериментальных данных, обработка полученного материала, построение графического материала, подготовка текста
И.М. Лебедеко: анализ, компоновка текста статьи, оформление
М.Г. Найденков: проведение дозиметрии
Б.И. Долгушин: научный руководитель проекта, консультант, главный редактор статьи
И.Е. Тюрин: разработка метода наведения радиологического контроля, редакция текста
В.Е. Бугаев: хирургическое выполнение интервенционных процедур, практическое внедрение результатов
П.В. Кононец: организация лечебно-диагностического процесса
Э.Р. Виршке: выполнение интервенционных вмешательств
Е.Н. Козак: радиологическое наведение и контроль при выполнении интервенционных процедур, практическое внедрение результатов
Г.Э. Ахвердиева: аналитическая оценка возможности использования МРТ в качестве альтернативы КТ
М.Г. Лаптева: аналитическая оценка возможности использования МРТ в качестве альтернативы КТ, редакция текста, оформление
А.В. Закурдаева: разработка технических средств

Финансирование. Финансирование. Работа выполнена при поддержке Программы повышения конкурентоспособности НИЯУ МИФИ (Договор №02.а03.21.0005)

Конфликт интересов. Буйденко Ю.В., Долгушин Б.И., Тюрин И.Е и Лаптева М.Г. являются членом редакционной коллегии, главным редактором, заместителем главного редактора и ответственным секретарем журнала «Онкологический журнал: лучевая диагностика, лучевая терапия», соответственно, что не имеет никакого отношения к решению опубликовать данную статью. Статья прошла принятую в журнале процедуру рецензирования. Об иных конфликтах интересов авторы не заявляли.

Соответствие принципам этики. Одобрение этического комитета не требовалось.

Информированное согласие. Не требовалось подписания информированного согласия на участие в исследовании.

Поступила: 27.12.2025.

Принята к публикации: 05.02.2026.

Опубликована online: 26.03.2026.

Authors' contributions

A.A. Garmash: idea, organization of work, correction of the article text.
Yu. V. Buydenok: organization of research work, obtaining experimental data, correction of the article text.
E. Yu. Vasyuk: obtaining experimental data, processing the obtained material, creating graphic material.
I.M. Lebedenko: analysis, layout of the manuscript text, design.
M.G. Naidenov: conducting dosimetry.
B.I. Dolgushin: Project Scientific Director, Consultant, Editor-in-Chief.
I.E. Tyurin: Development of the radiological control guidance method, text editing.
V.E. Bugaev: surgical implementation of intervention procedures, practical implementation of results.
P.V. Kononets: organization of the treatment and diagnostic process.
E.R. Virshke: implementation of interventional procedures.
E.N. Kozak: radiological guidance and control during interventional procedures, and practical implementation of the results.
G.I. Akhverdieva: analytical assessment of the possibility of using MRI as an alternative to CT.
M.G. Lapteva, analytical assessment of the possibility of using MRI as an alternative to CT, correction of the article text, design.
A.V. Zakurdaeva: development of technical means.

Funding. The work was carried out with the support of the Program for Enhancement of Competitiveness of NRNU MEPhI (Agreement No. 02.a03.21.0005)

Conflict of interests. Yu. V. Buydenok, B. I. Dolgushin, I. E. Tyurin, and M. G. Lapteva are members of the editorial board, editor-in-chief, deputy editor-in-chief, and executive secretary of the journal "Journal of Oncology: Diagnostic Radiology, Radiotherapy," respectively, and had no role in the decision to publish this article. The article underwent the journal's peer-review process. The authors declared no other conflicts of interest.

Ethical compliance. Ethical committee approval was not necessary.

Informed consent. Not required.

Received: 27.12.2025.

Accepted for publication: 05.02.2026.

Published online: 26.03.2026.