

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ТЕХНОЛОГИЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РЕНТГЕНОВСКОЙ И МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ: ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

В.А. Воликова¹, И.Е. Свешников¹, А.Ю. Шорлуян¹, Д.Е. Кононенко¹, А.В. Кузнецова²,
И.А. Белевский², Б.В. Васильев², М.Е. Кудряшов³, Д.Д. Петренко³, С.А. Бульда³,
А.Г. Ханина³, А.А. Слюсарь³

¹ Ростовский государственный медицинский университет, Ростов-на-Дону

² Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н. Бурденко,
Воронеж

³ Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар

COMPARATIVE ANALYSIS OF RADIATION THERAPY TECHNOLOGIES USING X-RAY AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING: A LITERATURE REVIEW

V.A. Volikova¹, I.E. Sveshnikov¹, A.Yu. Shorluyan¹, D.E. Kononenko¹, A.V. Kuznetsova², I.A. Belevsky²,
B.V. Vasilyev², M.E. Kudryashov³, D.D. Petrenko³, S.A. Bulda³, A.G. Khanina³, A.A. Sliusar³

¹ Rostov State Medical University, Rostov-on-Don, Russia

² N.N. Burdenko Voronezh State Medical University, Voronezh, Russia

³ Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia

Содержание

Введение

Аппаратная реализация и клинически значимые технические особенности

- ✓ Векторно-лучевая компьютерная томография с перемещаемым КТ-сканером
- ✓ Конусно-лучевая компьютерная томография на линейном ускорителе
- ✓ Магнитно-резонансная томография на линейном ускорителе

Сравнительный анализ возможностей визуализации

Роль в процессе лучевой терапии

Контроль качества и роль медицинского физика

Заключение

Ключевые слова: линейный ускоритель, конусно-лучевая компьютерная томография, векторно-лучевая компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, лучевая терапия, адаптивное планирование, виртуальная симуляция, внутрифракционный контроль

Contents

Introduction

Hardware implementation and clinically significant technical features

- ✓ Fan-beam computed tomography with a movable CT scanner
- ✓ Cone-beam computed tomography on a linear accelerator

✓Magnetic resonance imaging on a linear accelerator

Comparative analysis of imaging capabilities

Role in the radiation therapy process

Quality assurance and the role of the medical physicist

Conclusion

Key words: linear accelerator, cone-beam computed tomography, fan-beam computed tomography, magnetic resonance imaging, radiation therapy, adaptive planning, virtual simulation, intrafractional monitoring

E-mail: valerivolik@yandex.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2026-111-3-5-18>

Список сокращений

ВЛКТ – веерно-лучевая компьютерная томография (fan-beam computed tomography, FBCT);

КК – контроль качества (quality assurance, QA);

КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография (cone-beam computed tomography, CBCT);

КТ – компьютерная томография (computed tomography, CT);

ЛТКИ – лучевая терапия под контролем изображений (image-guided radiation therapy, IGRT);

ЛУ – линейный ускоритель (linear accelerator, linac);

МЛК – многолепестковый коллиматор (multileaf collimator, MLC);

МРТ-ЛУ – линейный ускоритель под управлением магнитно-резонансной томографии (magnetic resonance imaging linear accelerator, MRI-Linac);

МРТ – магнитно-резонансная томография (magnetic resonance imaging, MRI);

РЧ – радиочастотный (radiofrequency, RF);

сКТ – синтетическая компьютерная томография (synthetic computed tomography, sCT).

Введение

Проведение лучевой терапии требует точного формирования и подведения дозы: необходимо обеспечить требуемое дозовое покрытие мишени при максимально возможном снижении нагрузки на окружающие органы и ткани. На точность лечения влияют анатомиче-

ские и физиологические факторы, включая дыхательные движения, наполнение полых органов и изменение размеров или положения опухоли в ходе лечения. Развитие визуализационного контроля в лучевой терапии связано с переходом от двумерной рентгеновской верификации по костным ориентирам к трёхмерной визуализации на основе компьютерной томографии [1]. Интеграция систем визуализации с линейным ускорителем привела к внедрению технологий внутрифракционного и предфракционного контроля, включая ВЛКТ и КЛКТ. Актуальность этих технологий возросла в связи с распространением гипо- и ультрагипофракционированных режимов, при которых высокая доза за одну фракцию требует более строгого контроля положения мишени и органов риска [1].

Важным компонентом обеспечения точности лечения является лучевая терапия под контролем изображений (ЛТКИ). В мета-анализе S. Wang et al, посвящённом применению ЛТКИ при раке предстательной железы, показано снижение частоты токсических реакций со стороны желудочно-кишечного и мочеполового трактов, а также улучшение биохимического контроля заболевания [2]. КЛКТ широко применяется для предфракционной верификации положения пациента и позволяет получать объёмные изображения непосредственно на лечебном аппарате. Метод обеспечивает чёткое отображение костных структур, однако возможности оценки мягких тканей ограничены вследствие рассеянного излучения, артефактов и нестабильности чисел Хаунсфилда. Эти факторы могут снижать точность определения мишени и органов риска, особенно в анатомии

ческих областях с низким естественным рентгеновским контрастом [3].

Развитие магнитно-резонансной томографии привело к созданию гибридных систем МРТ-ЛУ, объединяющих МР-визуализацию и линейный ускоритель в одном лечебном комплексе. Такие системы позволяют выполнять адаптивную лучевую терапию с учётом ежедневных анатомических изменений пациента и мишени [3, 4]. МРТ-ЛУ обеспечивает высокую контрастность мягких тканей без дополнительного облучения пациента, связанного с получением контрольных изображений, что важно для позиционирования, уточнения контуров мишени и органов риска, а также для ежедневной коррекции плана лечения [3, 5]. В клинической практике применяются разные уровни адаптации: коррекция положения пациента или изоцентра, адаптация к изменению формы и положения анатомических структур, повторное контурирование и корректировка плана облучения. Сокращение продолжительности таких процедур связано с развитием автоматизированного контурирования, ускоренных алгоритмов оптимизации плана и методов глубокого обучения [8, 9].

ВЛКТ предусматривает размещение диагностического КТ-сканера в одном помещении с линейным ускорителем и получение изображений в лечебном положении пациента. Метод обеспечивает качество изображения, близкое к диагностической КТ, и может использоваться для оценки анатомических изменений, уточнения контуров и перерасчёта дозы. По данным опроса специалистов по лучевой терапии, КТ-изображения остаются основным источником данных о числах Хаунсфилда, необходимых для дозиметрического планирования и расчёта электронной плотности тканей [10]. Ограничением ВЛКТ является необходимость перемещения пациента или стола между положением сканирования и положением облучения, что увеличивает продолжительность процедуры и предъявляет повышенные требования к координатной калибровке системы.

Цель настоящего обзора – провести сравнительный анализ технологий МРТ-ЛУ, КЛКТ и ВЛКТ с позиции медицинской физики и оценить их роль в планировании, позиционировании, адаптивной лучевой терапии и контроле качества.

Аппаратная реализация и клинически значимые технические особенности

Веерно-лучевая компьютерная томография с перемещаемым КТ-сканером

ВЛКТ основана на размещении диагностического КТ-сканера в одном помещении с линейным ускорителем. Система имеет модульную архитектуру: КТ-модуль и ускоритель функционируют как отдельные компоненты, связанные общим координатным пространством. Рабочий процесс включает первичное позиционирование пациента на столе ускорителя, перемещение к КТ-модулю, выполнение сканирования и последующее возвращение в изоцентр для облучения. Поэтому основным физико-техническим требованием является точная и воспроизводимая координатная связь между положениями сканирования и лечения. По данным К.Р. Nesteruk et al, погрешности, связанные с перемещением, не оказывают клинически значимого влияния на адаптивную терапию, если стандартное отклонение случайных движений пациента не превышает 2 мм [14]. Полученные в лечебном положении КТ-изображения могут использоваться для уточнения анатомии, планирования и перерасчёта дозы [15].

Ключевым условием применения ВЛКТ является калибровка единой системы координат КТ-сканера и линейного ускорителя с учётом геометрических искажений изображения, механических смещений и возможного прогиба стола. По данным G. Fattori et al, корректная геометрическая калибровка 3D-КТ при заданном диапазоне сканирования позволяет достигать субмиллиметровой точности, включая отклонения менее 0,3 мм, что снижает необходимость дополнительной коррекции положения пациента относительно изоцентра [15]. В исследовании L. Yu et al радиальное отклонение центра вращения компонентов системы, включая поворотную раму, стол и коллиматор, не превышало 0,63 мм, что соответствует требованиям высокоточной лучевой терапии [16]. В исследовании К.Р. Nesteruk et al при опухолях головы и шеи использование ВЛКТ обеспечивало среднее отклонение около 0,3 мм при разбросе приблизительно 1,6 мм [14]. При протонной терапии рака молочной железы сопоставление поверхностного наведения с вырав-

ниванием по ВЛКТ показало расхождения в пределах клинически допустимых значений [17].

Создание комплексных систем, объединяющих линейный ускоритель с С-образной поворотной рамой и многосрезовой КТ-сканер, расширяет возможности визуализации непосредственно в лечебном помещении [16]. Основными направлениями технологического совершенствования остаются повышение точности позиционирования, улучшение качества изображения и сокращение продолжительности рабочего процесса. Ограничениями для широкого применения являются сложность клинического рабочего процесса, необходимость точной калибровки и потребность в специально подготовленном персонале [15]. Внедрение протоколов контроля качества и автоматизация рутинных процедур позволяют повысить воспроизводимость процесса при сохранении высокой точности дозиметрического планирования [16].

Конусно-лучевая компьютерная томография на линейном ускорителе

КЛКТ на линейном ускорителе формирует объёмные изображения пациента непосредственно на лечебном столе с помощью рентгеновской трубки и плоскостной детектора, установленных на поворотной раме аппарата. Такая интеграция исключает перемещение пациента между сканированием и облучением, уменьшает риск ошибок повторного позиционирования и обеспечивает геометрическую привязку изображения к изоцентру терапевтического пучка. Коническая геометрия ускоряет сбор данных, но увеличивает вклад рассеянного излучения и артефактов реконструкции по сравнению с диагностической КТ [18].

К клинически значимым ограничениям нативных КЛКТ-изображений относятся:

- 1) повышенный вклад рассеянного излучения при использовании широкого конического пучка;
- 2) артефакты конусной геометрии при реконструкции;
- 3) артефакты, обусловленные изменением спектра рентгеновского излучения при прохождении через ткани;
- 4) чувствительность к движениям пациента во время сканирования, которое обычно продолжается 30–60 секунд.

Эти ограничения приводят к погрешностям чисел Хаунсфилда, повышенному шуму и

снижению контрастности, особенно при визуализации мягких тканей. Поэтому прямое использование нативных КЛКТ-изображений для расчёта дозы и автоматического контурирования требует предварительной коррекции и валидации. При сопоставлении расчётов дозы на основе КЛКТ и плановой КТ могут выявляться клинически значимые расхождения. В частности, различие средней дозы при планировании на основе этих методов может достигать 3,5 Гр. Кроме того, могут наблюдаться отклонения показателя $V_{95\%}$ – доли объёма мишени, получающей не менее 95 % назначенной дозы, что может влиять на эффективность и безопасность лечения [18].

Синтетическая КТ (сКТ) позволяет получать КТ-подобное изображение, вычислительно сформированное из данных КЛКТ с помощью алгоритмов коррекции и глубокого обучения. Такой подход позволяет повысить количественную точность изображений. В исследовании J. Zhao et al средняя абсолютная погрешность чисел Хаунсфилда снижалась с $135,84 \pm 41,59$ HU при сравнении КТ и КЛКТ до $52,99 \pm 12,09$ HU при сравнении КТ и сКТ. Индекс структурного сходства увеличивался с $0,44 \pm 0,07$ до $0,81 \pm 0,03$. При планировании на основе КТ и сКТ различия дозиметрических показателей для PTV не превышали 0,5 Гр, а коэффициент Dice для CTV достигал 0,93–0,94 [18]. Эти данные указывают, что сКТ может повысить пригодность данных КЛКТ для адаптивного планирования, однако метод требует валидации в рамках конкретного клинического протокола.

Одним из направлений развития КЛКТ является четырёхмерная КЛКТ, при которой проекционные данные соотносятся с фазами дыхательного цикла. Это позволяет реконструировать серию объёмных изображений, соответствующих различным фазам дыхания. По сравнению с трёхмерной КЛКТ, усредняющей положение подвижной мишени за время сканирования, четырёхмерная КЛКТ может повышать точность совмещения изображений при облучении опухолей лёгких. В исследовании Z. Tan et al погрешность трёхмерного совмещения снижалась с $3,59 \pm 0,48$ мм для трёхмерной КЛКТ до $2,25 \pm 0,44$ мм для четырёхмерной КЛКТ [19]. Это особенно важно при стереотаксической лучевой терапии небольших лёгочных очагов с выраженной дыхательной подвижностью.

Магнитно-резонансная томография на линейном ускорителе

МРТ-ЛУ объединяет МР-томограф и линейный ускоритель в едином лечебном комплексе [20, 21]. Клинически значимой особенностью является взаимное влияние магнитно-резонансной и терапевтической подсистем: магнитное поле изменяет траектории вторичных электронов и, следовательно, распределение дозы, особенно на границах сред с различной плотностью, а радиочастотные помехи и механические вибрации могут ухудшать качество изображений. Для компенсации этих эффектов применяют специализированное экранирование, алгоритмы расчёта дозы и процедуры контроля качества [21].

Моделирование методом Монте-Карло подтверждает влияние магнитного поля на пространственное распределение дозы, особенно в областях с выраженными границами плотности [22, 23]. В исследовании M.H. Wang et al при планировании лечения пациентов с глиальными опухолями оценивались различия между планами для МРТ-ЛУ и традиционного линейного ускорителя, включая расчётную и измеренную дозу на коже [23]. Для независимой верификации планов в условиях магнитного поля применяются специализированные алгоритмы вторичного расчёта дозы. Если влияние магнитного поля не учитывается, возможны расхождения между рассчитанными и измеренными распределениями дозы, особенно при анализе накопленной дозы [24].

Важным элементом МРТ-ЛУ являются радиочастотные приёмные катушки, конструкция которых должна обеспечивать совместимость с терапевтическим пучком. Катушки на основе кабелей с высокоимпедансной оболочкой могут размещаться на пациенте с использованием прокладок из низкоплотного материала, что уменьшает болюсный эффект и снижает поверхностную дозу с 29 % до 22 % от максимальной дозы [25]. Геометрическая точность МРТ-изображений имеет принципиальное значение для адаптивного планирования. По данным фантомных измерений, средние геометрические искажения могут составлять менее 0,8 мм в центральной области поля обзора при соблюдении условий калибровки [26].

Внедрение МРТ-ЛУ требует комплексных клинических протоколов, включающих стандартные испытания МР-системы и дополнительные проверки совместимости МР-томографа с линейным ускорителем, в том числе контроль од-

нородности магнитного поля и геометрических искажений [27]. Технология также позволяет исследовать МРТ-контролируемое отслеживание подвижных мишеней с использованием многолепесткового коллиматора. В исследовании E. Lombardo et al показано, что прогностические модели на основе рекуррентных нейронных сетей с долгой краткосрочной памятью могут сокращать системную задержку до 389 мс и повышать точность позиционирования апертуры МЛК относительно движущейся мишени [28]. Дозиметрические исследования подтверждают потенциальное значение такого подхода для повышения конформности облучения и снижения дозы на органы риска, в том числе при лечении центрального рака лёгкого [29, 30]. Сводное сравнение основных аппаратных и физико-технических характеристик рассматриваемых платформ представлено в табл. 1.

Сравнительный анализ возможностей визуализации

Выбор между МРТ-ЛУ, КЛКТ и ВЛКТ должен основываться на сравнении их физико-технических характеристик, качества изображения, геометрической точности, стабильности количественных параметров и дополнительной дозовой нагрузки. МРТ-ЛУ обеспечивает более высокую контрастность мягких тканей, что важно при определении границ мишени и органов риска в областях с низким рентгеновским контрастом. ВЛКТ сохраняет преимущество в количественной стабильности чисел Хаунсфилда, поскольку формирует изображения, близкие к диагностической КТ; это делает метод пригодным для перерасчёта дозы и оценки плотностных изменений тканей. Возможности КЛКТ ограничиваются вкладом рассеянного излучения, артефактами реконструкции и зависимостью HU от протокола сканирования [31, 32]. Современные алгоритмы реконструкции, коррекции рассеяния и подавления металлических артефактов позволяют повысить количественную точность КЛКТ и приблизить расчёт дозы к расчёту по плановой КТ [31, 32].

Пространственное разрешение для костных структур достаточно высоко у обоих КТ-методов, а современные разработки направлены на его дальнейшее повышение [33, 34]. Одним из ограничивающих факторов для КТ-методов остаются металлические артефакты. Алгоритмы подавления металлических артефактов,

Таблица 1

**Сравнительная характеристика аппаратных платформ
для интрафракционной визуализации при лучевой терапии**

Критерий	МР-ЛУ	КЛКТ	ВЛКТ
Интеграция с ускорителем	Единый комплекс МРТ и линейного ускорителя	Рентгеновская трубка и детектор установлены на поворотной раме линейного ускорителя	КТ-сканер и линейный ускоритель размещены в одном процедурном помещении
Визуализация мягких тканей	Высокая контрастность мягких тканей	Ограниченная, зависит от протокола и алгоритмов реконструкции	Выше, чем у КЛКТ, близка к диагностической КТ
Количественная точность HU	Напрямую не применяется	Ограничена рассеянием, артефактами и нестабильностью HU	Высокая, близкая к диагностической КТ
Геометрическая точность	Зависит от контроля МР-искажений и калибровки	Зависит от геометрии реконструкции, движения пациента и калибровки изоцентра	Зависит от калибровки координат КТ и линейного ускорителя
Время сканирования	Зависит от МРТ-последовательности	Обычно 30–60 с	Около 1–2 мин
Динамическая визуализация	Возможна видео-МРТ и МРТ-контроль движения	Возможна 4D-КЛКТ	Ограничена дискретным сканированием
Дополнительная ионизирующая нагрузка	Отсутствует	Есть, зависит от протокола	Есть, сопоставима с КТ-сканированием
Основные артефакты	Геометрические искажения, неоднородность поля, движение пациента	Рассеяние, изменение спектра рентгеновского излучения, металлические артефакты, артефакты конической геометрии	Металлические артефакты, шум, ошибки, связанные с перемещением пациента или стола
Основное применение	Адаптивная терапия, визуализация мягких тканей, контроль подвижных мишеней	Рутинная ЛТКИ, префракционная верификация, позиционирование по костным ориентирам	Перерасчет дозы и КТ-визуализация в терапевтической позиции
Основное ограничение	Сложность клинического рабочего процесса, необходимость МРТ-ЛУ совместимого оборудования и специализированного контроля качества	Ограниченная визуализация мягких тканей и нестабильность HU	Необходимость перемещения пациента или стола и строгой координатной калибровки

Примечание: HU – числа Хаунсфилда; КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография; ВЛКТ – веерно-лучевая компьютерная томография; МРТ-ЛУ – линейный ускоритель с магнитно-резонансным томографом

включая методы на основе глубокого обучения, позволяют уменьшить их выраженность [35–38]. Для высокоэнергетических источников на пространственное разрешение и выраженность артефактов влияет размер фокусного пятна [39]. МРТ-ЛУ менее чувствителен к артефактам от немагнитных металлических объектов, но требует контроля геометрических искажений, неоднородности магнитного поля и движений пациента [31]. Временные параметры визуализации влияют на возможность внедрения метода в рутинный клинический процесс. КТ-сканирование обычно занимает около

1–2 минут, тогда как длительность МР-сканирования зависит от выбранной последовательности и требуемого качества изображения. Преимуществом МРТ-ЛУ является возможность динамического МРТ-контроля, включая видео-МРТ во время облучения [31]. Четырёхмерная КТ и четырёхмерная КЛКТ повышают точность оценки подвижных мишеней, но формируют дискретный набор данных по фазам дыхательного цикла и не обеспечивают непрерывного наблюдения за мишенью.

Доза облучения, получаемая при визуализации, также различается между методами.

МРТ-ЛУ позволяет получать контрольные изображения без дополнительного облучения пациента. Это особенно важно при многократных сканированиях в ходе адаптивной терапии. ВЛКТ сопровождается дополнительной дозой, сопоставимой с КТ-сканированием. Доза при КЛКТ зависит от протокола, области сканирования и частоты применения, поэтому требует оптимизации с учётом принципа ALARA [37, 40, 41].

Роль в процессе лучевой терапии

Рассматриваемые технологии применяются на разных этапах лучевой терапии: при планировании, префракционном позиционировании, интрафракционном контроле, адаптации плана и постфракционном анализе накопленной дозы. На этапе планирования традиционно используются данные КТ-симуляции, однако интегрированные системы позволяют получать изображения непосредственно в лечебном положении пациента. ВЛКТ может выполнять функцию КТ-симуляции в процедурном помещении, что уменьшает ошибки,

связанные с различием положения пациента на разных аппаратах. КЛКТ с улучшенными алгоритмами реконструкции может использоваться в нестандартных клинических ситуациях, например при паллиативной лучевой терапии в положении, затрудняющем стандартную симуляцию [42]. Систематизация возможностей МРТ-ЛУ, КЛКТ и ВЛКТ на отдельных этапах лечебного процесса приведена в табл. 2.

МРТ-ЛУ расширяет возможности МРТ-симуляции и адаптивного планирования непосредственно в ходе лечебного процесса. Система позволяет получать изображения мягких тканей для уточнения мишени и органов риска, а также использовать функциональные МР-последовательности, включая диффузионно-взвешенные последовательности и перфузионные последовательности для оценки кровоснабжения тканей, если они предусмотрены клиническим протоколом. Это создаёт предпосылки для биологически адаптированного планирования. Вместе с тем, существуют ограничения: на изображениях, полученных на системе с индукцией магнитного поля 1,5 Тл, мелкие метастатические очаги могут визуализироваться менее отчётливо, чем при диагностичес-

Таблица 2

Роль технологий визуализации на различных этапах лучевой терапии

Этап лечения	МРТ-ЛУ	КЛКТ	ВЛКТ
Планирование	МРТ-симуляция, функциональная визуализация при наличии клинического протокола	Ограниченное применение, включая нестандартные положения пациента	КТ-симуляция на лечебном столе
Префракционное позиционирование	Позиционирование по мягким тканям	Основной метод рутинной ЛТКИ, регистрация по костным структурам и частично по мягким тканям	Регистрация по КТ-изображению высокого качества
Интрафракционный контроль	Видео-МРТ, наблюдение за движением мишени	Ограничен длительностью сканирования и дополнительной дозой	Ограничен дискретным сканированием
Адаптивное планирование	Адаптация к анатомическим изменениям с повторным контурированием и корректировкой плана облучения	Позиционная адаптация, ограниченная анатомическая адаптация	Офф-лайн-адаптация и перерасчет дозы
Постфракционный контроль	Анализ накопленной дозы с использованием МР-изображений и регистрации	Оценка позиционных ошибок и деформируемая регистрация (нелинейное совмещение изображений) при достаточном качестве изображения	Дозиметрический анализ на основе КТ-данных

Примечание: ЛТКИ – лучевая терапия под контролем изображений

кой МРТ с индукцией 3 Тл и контрастным усилением, что необходимо учитывать при выборе протокола визуализации [43].

КЛКТ и ВЛКТ преимущественно используются для позиционирования пациента перед облучением и коррекции положения. Их основная задача – уменьшить ошибки фиксации пациента путём сопоставления текущих изображений с плановыми данными. Эффективность зависит от алгоритмов совмещения изображений, анатомической области и точности механических корректировок. По данным A. Van Nunen et al, использование КЛКТ при опухолях пищевода может снижать межоператорную вариабельность при совмещении изображений и уменьшать неопределённость при выборе полей облучения [44]. Точность позиционирования повышается при использовании столов с шестью степенями свободы, позволяющих корректировать не только линейные, но и угловые смещения. При стереотаксической радиохирургии такой стол снижает остаточную погрешность позиционирования более чем на 1 мм по сравнению со стандартной коррекцией только по трём линейным направлениям [45–47]. Дополнительным инструментом являются системы поверхностного наведения, позволяющие контролировать положение пациента без кожных меток и без дополнительного облучения. Итоговая точность зависит от фиксации пациента, локализации опухоли и условий проведения процедуры.

Внутрифракционный контроль и адаптация позволяют учитывать изменения положения мишени и органов риска в ходе лечения. Позиционная адаптация доступна для всех трёх групп систем и включает коррекцию положения пациента или смещение изоцентра на основании лечебных изображений. Возможности анатомической адаптации с повторным контурированием и корректировкой плана облучения различаются. Для КЛКТ и ВЛКТ ограничения связаны с контрастностью мягких тканей и неопределённостью НУ на изображениях, полученных во время лечения. Современные алгоритмы реконструкции частично уменьшают эти ограничения, однако задачи точного контурирования и дозиметрической проверки по данным КЛКТ остаются актуальными. МРТ-ЛУ обеспечивает МРТ-контроль мягких тканей и может применяться для ежедневной адаптации плана в клинически допустимые сроки. При использовании видео-МРТ возможно наблюдение за подвижными мише-

нями и применение методов дыхательного контроля или динамической коррекции положения апертуры МЛК [42–44, 48].

Постфракционный контроль и анализ фактически подведённой дозы имеют важное значение для оценки качества лечения. Одним из основных инструментов является деформируемая регистрация изображений – нелинейное совмещение наборов изображений с учётом локальных изменений формы и положения органов и тканей. Метод позволяет сопоставлять ежедневные изображения с плановой КТ и оценивать накопленную дозу за курс лечения. По данным исследований, даже при использовании стандартной ЛТКИ фактическое распределение дозы может отличаться от запланированного, что подтверждает необходимость адаптивных стратегий в отдельных клинических ситуациях. При работе с МРТ-ЛУ этот анализ интегрирован в клинический процесс, однако его точность зависит от качества алгоритмов деформируемой регистрации, которые требуют валидации с использованием специализированных фантомов [48–50]. Особое значение постфракционный анализ имеет при повторном облучении, когда при планировании необходимо учитывать фактически накопленную дозу в органах риска. Выбор технологии в зависимости от клинической задачи и анатомической области сведён в табл. 3.

Контроль качества и роль медицинского физика

Использование МРТ-ЛУ, КЛКТ и ВЛКТ в лучевой терапии требует регулярного контроля качества, поскольку погрешности визуализации могут приводить к ошибкам позиционирования, контурирования, адаптивного планирования и расчёта дозы. В диагностической визуализации основной задачей является получение изображения достаточного качества для интерпретации. В лучевой терапии изображение становится частью дозиметрического процесса, поэтому его геометрическая точность, стабильность количественных параметров и воспроизводимость совмещения имеют самостоятельное клиническое значение.

Для КЛКТ основными объектами контроля качества являются совпадение изоцентра визуализации и терапевтического изоцентра, геометрическая точность реконструкции, пространственное разрешение, контрастная чув-

Таблица 3

Факторы выбора технологии для различных клинических задач

Клиническая задача	Приоритетная технология	Обоснование	Альтернатива
Адаптивная терапия при опухолях малого таза и молочной железы	МРТ-ЛУ	Высокая контрастность мягких тканей и чёткое отображение анатомических изменений	ВЛКТ для перерасчёта дозы
Стереотаксическая терапия подвижных опухолей легких	МРТ-ЛУ при наличии методов отслеживания движения и синхронизации облучения	Динамический контроль движения без дополнительного облучения пациента для получения контрольных изображений	Четырёхмерная КЛКТ для планирования и предфракционной верификации
Позиционирование при опухолях головы и шеи	ВЛКТ или КЛКТ с улучшенной реконструкцией	Чёткое отображение костных структур и возможность оценки плотностных данных	МРТ-ЛУ для оценки мягкотканного распространения
Рутинная ЛТКИ по костным ориентирам	КЛКТ	Скорость, интеграция с линейным ускорителем, отсутствие перемещения пациента	ВЛКТ при необходимости КТ-качества изображения
Лучевая терапия у детей	Индивидуальный выбор протокола с минимизацией дозы визуализации	Необходимость строгого дозового контроля при повторных сканированиях	Низкодозовая КЛКТ или МРТ-контроль при доступности
Пациенты с металлическими имплантатами	МРТ-ЛУ при МР-совместимых имплантатах	Отсутствие рентгеновских металлических артефактов	КТ-методы с алгоритмами подавления металлических артефактов

Примечание: МРТ-ЛУ – линейный ускоритель под контролем по магнитно-резонансным изображениям

ствительность, уровень шума, выраженность артефактов, стабильность НУ и корректность алгоритмов коррекции рассеяния. Для ВЛКТ особое значение имеют калибровка системы координат между КТ-модулем и линейным ускорителем, контроль перемещений стола, воспроизводимость положения пациента и стабильность НУ для перерасчёта дозы [15, 16]. Для МРТ-ЛУ контроль качества дополнительно включает оценку геометрических искажений МРТ, однородности магнитного поля, влияния радиочастотных приёмных катушек на распределение дозы, совместимости МР-последовательностей с задачами контурирования и независимую дозиметрическую верификацию планов в условиях магнитного поля [24, 27].

Медицинский физик обеспечивает согласованность технологического процесса: от приёмочных испытаний и ввода системы в эксплуатацию до ежедневной проверки геометрии, валидации алгоритмов совмещения изображений, контроля качества адаптированных планов и анализа накопленной дозы. При адаптивной лучевой терапии медицинский физик участвует в оценке корректности автоматического контурирования, деформируемой регист-

рации, независимого расчёта дозы и допустимости адаптированного плана для клинического применения. Основные параметры контроля качества для каждой из рассматриваемых технологий представлены в табл. 4.

Заключение

Проведённый анализ показывает, что МРТ-ЛУ, КЛКТ и ВЛКТ не являются взаимозаменяемыми технологиями и занимают разные физико-технические и клинические ниши в лучевой терапии. Их сравнительная оценка должна учитывать геометрическую достоверность изображения, стабильность количественных характеристик, выраженность артефактов, возможности совмещения изображений, дополнительную дозовую нагрузку и пригодность для адаптивного планирования.

ВЛКТ обеспечивает высокую количественную точность среди рентгеновских методов, поскольку формирует изображения, близкие по качеству к диагностической КТ. Это делает технологию значимой для перерасчёта дозы и оценки анатомических изменений в лечеб-

Таблица 4

Основные параметры контроля качества для МРТ-ЛУ, КЛКТ и ВЛКТ

Контролируемый параметр	МРТ-ЛУ	КЛКТ	ВЛКТ
Совпадение изоцентра визуализации и лечения	Обязательно	Обязательно	Обязательно
Геометрическая точность изображения	Контроль МРТ-искажений по фантомам	Контроль реконструкции и геометрии КЛКТ	Контроль геометрии КТ и связи с координатной системой ЛУ
Стабильность HU	Напрямую не применяется	Критична при расчете дозы по КЛКТ/сКТТ	Критична для перерасчета дозы
Пространственное разрешение	Контроль МР-последовательностей	Контроль по фантомам для контроля качества	Контроль по КТ-фантомам
Контрастная чувствительность	Особенно важна для мягких тканей	Ограничена, зависит от протокола	Близка к диагностической КТ
Артефакты	МРТ-искажения, движение, неоднородность поля	Рассеяние, изменение спектра рентгеновского излучения, металлические артефакты	Металл, шум, движение пациента или стола
Дозиметрическая верификация	Обязательна с учетом магнитного поля	Необходима при расчете дозы по КЛКТ	Необходима при использовании для адаптивного перерасчета
Регистрация изображений	Жесткая и деформируемая регистрация (с учётом локальных деформаций)	Жесткая и деформируемая регистрация (с учётом локальных деформаций)	Жесткая и деформируемая регистрация (с учётом локальных деформаций)
Динамические режимы	Видео-МРТ, отслеживание движения и синхронизация облучения	Четырёхмерная КЛКТ	Ограниченное применение

ном положении пациента. Основными ограничениями остаются модульная организация рабочего процесса, необходимость перемещения пациента или стола и требования к точной координатной калибровке.

КЛКТ является наиболее распространённой технологией рутинной ЛТКИ благодаря скорости получения объёмных данных, интеграции с линейным ускорителем и удобству предфракционного позиционирования. Однако коническая геометрия пучка сопровождается повышенным вкладом рассеянного излучения, артефактами и ограниченной стабильностью HU. Это снижает надёжность прямого дозиметрического использования нативных КЛКТ-изображений без предварительной коррекции и валидации.

МРТ-ЛУ обеспечивает высокую контрастность мягких тканей и позволяет выполнять адаптивную терапию без дополнительного облучения пациента, связанного с получением контрольных изображений. Эти преимущества особенно важны при лечении опухолей, расположенных в областях с низким рентгеновским контрастом или выраженной меж- и внутри-

фракционной подвижностью. В то же время технология требует учёта влияния магнитного поля на распределение дозы, контроля геометрических искажений МРТ, специализированных процедур контроля качества и независимой дозиметрической верификации.

С позиции медицинской физики ключевым направлением развития этих технологий является переход от визуализации как вспомогательного этапа к визуализации как части дозиметрического процесса. Это требует стандартизации контроля качества, валидации алгоритмов совмещения изображений и автоматического контурирования, независимой проверки адаптированных планов и анализа накопленной дозы.

Список литературы

1. Rammohan N, Randall JW, Yadav P. History of Technological Advancements towards MR-Linac: The Future of Image-Guided Radiotherapy. J Clin Med. 2022; 11 (16): 4730. <https://doi.org/10.3390/jcm11164730>.

2. Wang S, Tang W, Luo H, Jin F, Wang Y. The role of image-guided radiotherapy in prostate cancer: A systematic review and meta-analysis. *Clin Transl Radiat Oncol.* 2023; 38: 81-9.
3. Song Y, Li Z, Wang H, Zhang Y, Yue J. MR-LINAC-Guided Adaptive Radiotherapy for Gastric MALT: Two Case Reports and a Literature Review. *Radiation.* 2022; 2 (3): 259-67. <https://doi.org/10.3390/radiation2030019>.
4. Dona Lemus OM, Cao M, Cai B, Cummings M, Zheng D. Adaptive Radiotherapy: Next-Generation Radiotherapy. *Cancers (Basel).* 2024; 16 (6): 1206. <https://doi.org/10.3390/cancers16061206>.
5. Bryant JM, Weygand J, Keit E, Cruz-Chamorro R, Sandoval ML, Oraiqat IM, et al. Stereotactic Magnetic Resonance-Guided Adaptive and Non-Adaptive Radiotherapy on Combination MR-Linear Accelerators: Current Practice and Future Directions. *Cancers (Basel).* 2023; 15 (7): 2081. <https://doi.org/10.3390/cancers15072081>.
6. Intven MPW, Van Otterloo SDM, Mook S, Doornaert PAH, de Groot-van Breugel EN, Sikkes GG, et al. Online adaptive MR-guided radiotherapy for rectal cancer; feasibility of the workflow on a 1.5 T MR-linac: clinical implementation and initial experience. *Radiation Oncol.* 2021; 154: 172-8. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.09.024>.
7. McDonald BA, Vedam S, Yang J, Wang J, Castillo P, Lee B, et al. Initial feasibility and clinical implementation of daily MR-guided adaptive head and neck cancer radiation therapy on a 1.5 T MR-Linac system: prospective R-IDEAL 2a/2b systematic clinical evaluation of technical innovation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2021; 109 (5): 1606-18. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2020.12.015>.
8. Gupta A, Dunlop A, Mitchell A, McQuaid D, Nill S, Barnes H, et al. Online adaptive radiotherapy for head and neck cancers on the MR linear accelerator: introducing a novel modified adapt-to-shape approach. *Clin Transl Radiat Oncol.* 2022; 32: 48-51. <https://doi.org/10.1016/j.ctro.2021.11.001>.
9. Buchanan L, Hamdan S, Zhang Y, Chen X, Li XA. Deep learning-based prediction of deliverable adaptive plans for MR-guided adaptive radiotherapy: A feasibility study. *Front Oncol.* 2023; 13: 939951. <https://doi.org/10.3389/fonc.2023.939951>.
10. Decabooter E, Hilgers GC, De Rouck J, Salvo K, Van Wingerden J, Bosmans H, et al. Survey on fan-beam computed tomography for radiotherapy: Imaging for dose calculation and delineation. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2024; 29: 100522. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2023.100522>.
11. Paulson ES, Ahunbay E, Chen X, Mickevicius NJ, Chen GP, Schultz C, et al. 4D-MRI driven MR-guided online adaptive radiotherapy for abdominal stereotactic body radiation therapy on a high field MR-Linac: Implementation and initial clinical experience. *Clin Transl Radiat Oncol.* 2020; 23: 72-9. <https://doi.org/10.1016/j.ctro.2020.05.002>.
12. Guberina M, Guberina N, Hoffmann C, et al. Prospects for online adaptive radiation therapy (ART) for head and neck cancer. *Radiat Oncol.* 2024; 19: 4. <https://doi.org/10.1186/s13014-023-02390-6>.
13. Zhang Y, Wang G, Chang Y, et al. Prospects for daily online adaptive radiotherapy for cervical cancer: Auto-contouring evaluation and dosimetric outcomes. *Radiat Oncol.* 2024; 19: 6. <https://doi.org/10.1186/s13014-024-02398-6>.
14. Nesteruk KP, Bobic M, Lalonde A, Winey BA, Lomax AJ, Paganetti H. CT-on-Rails Versus In-Room CBCT for Online Daily Adaptive Proton Therapy of Head-and-Neck Cancers. *Cancers (Basel).* 2021; 13 (23): 5991. <https://doi.org/10.3390/cancers13235991>.
15. Fattori G, Via R, Lomax AJ, Safai S. Topogram and 3DCT geometry calibration for image-guided proton therapy with in-room CT-on-rails. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2025: 100799. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2025.100799>.
16. Yu L, Zhao J, Zhang Z, Wang J, Hu W. Commissioning of and preliminary experience with a new fully integrated computed tomography linac. *J Appl Clin Med Phys.* 2021; 22 (7): 208-23. <https://doi.org/10.1002/acm2.13313>.
17. Zhao H, Sarkar V, St James S, Paxton A, Su FCF, Price RG, et al. Verification of surface-guided radiation therapy (SGRT) alignment for proton breast and chest wall patients by comparison to CT-on-rails and kV-2D alignment. *J Appl Clin Med Phys.* 2024; 25 (2): e14263. <https://doi.org/10.1002/acm2.14263>.
18. Zhao J, Chen Z, Wang J, Xia F, Peng J, Hu Y, et al. MV CBCT-Based Synthetic CT Generation Using a Deep Learning Method for Rectal Cancer Adaptive Radiotherapy. *Front Oncol.* 2021;

- 11: 655325. <https://doi.org/10.3389/fonc.2021.655325>.
19. Tan Z, Liu C, Zhou Y, Shen W. Preliminary comparison of the registration effect of 4D-CBCT and 3D-CBCT in image-guided radiotherapy of Stage IA non-small-cell lung cancer. *J Radiat Res.* 2017; 58 (6): 854-61. <https://doi.org/10.1093/jrr/rrx040>.
20. Jelen U, Dong B, Begg J, Roberts N, Whelan B, Keall P, et al. Dosimetric Optimization and Commissioning of a High Field Inline MRI-Linac. *Front Oncol.* 2020; 10: 136. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.00136>.
21. Kueng R, Oborn BM, Roberts NF, Causer T, Stampanoni MFM, Manser P, et al. Towards MR-guided electron therapy: Measurement and simulation of clinical electron beams in magnetic fields. *Phys Med.* 2020; 78: 83-92. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.09.001>.
22. Xia W, Zhang K, Li M, Tian Y, Men K, Wang J, et al. Impact of magnetic field on dose distribution in MR-guided radiotherapy of head and neck cancer. *Front Oncol.* 2020; 10: 1739. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.01739>.
23. Wang MH, Kim A, Ruschin M, Tan H, Soliman H, Myrehaug S, et al. Comparison of prospectively generated glioma treatment plans clinically delivered on magnetic resonance imaging (MRI)-linear accelerator (MR-linac) versus conventional linac: predicted and measured skin dose. *Technol Cancer Res Treat.* 2022; 21: 15330338221124695. <https://doi.org/10.1177/15330338221124695>.
24. Nachbar M, Moennich D, Dohm O, Friedlein M, Zips D, Thorwarth D. Automatic 3D Monte-Carlo-based secondary dose calculation for online verification of 1.5 T magnetic resonance imaging guided radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2021; 19: 6-12. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2021.05.002>.
25. Zijlema SE, Tijssen RH, Malkov VN, Van Dijk L, Hackett SL, Kok JG, et al. Design and feasibility of a flexible, on-body, high impedance coil receive array for a 1.5 T MR-linac. *Phys Med Biol.* 2019; 64 (18): 185004. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab37a8>.
26. Klueter S. Technical design and concept of a 0.35 T MR-Linac. *Clin Transl Radiat Oncol.* 2019; 18: 98-101. <https://doi.org/10.1016/j.ctro.2019.04.007>.
27. Tijssen RH, Philippens ME, Paulson ES, Glitzner M, Chugh B, Wetscherek A, et al. MRI commissioning of 1.5 T MR-linac systems—a multi-institutional study. *Radiother Oncol.* 2019; 132: 114-20. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2018.12.011>.
28. Lombardo E, Liu PZ, Waddington DE, Grover J, Whelan B, Wong E, et al. Experimental comparison of linear regression and LSTM motion prediction models for MLC-tracking on an MRI-linac. *Med Phys.* 2023; 50 (11): 7083-92. <https://doi.org/10.1002/mp.16770>.
29. Al-Ward SM, Kim A, McCann C, Ruschin M, Cheung P, Sahgal A, Keller BM. The development of a 4D treatment planning methodology to simulate the tracking of central lung tumors in an MRI-linac. *J Appl Clin Med Phys.* 2018; 19 (1): 145-55. <https://doi.org/10.1002/acm2.12233>.
30. Menten MJ, Fast MF, Nill S, Kamberling CP, McDonald F, Oelfke U. Lung stereotactic body radiotherapy with an MR-linac—Quantifying the impact of the magnetic field and real-time tumor tracking. *Radiother Oncol.* 2016; 119 (3): 461-6. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2016.04.019>.
31. Gregg KW, Arsenault T, Rezaei A, Kashani R, Henke L, Price AT. Hounsfield Unit characterization and dose calculation on a C-arm linac with novel on-board cone-beam computed tomography feature and advanced reconstruction algorithms. *J Appl Clin Med Phys.* 2025; 26 (8): e70145. <https://doi.org/10.1002/acm2.70145>.
32. Bogowicz M, Lustermaans D, Taasti VT, Hazelaar C, Verhaegen F, Fonseca GP, van Elmpt W. Evaluation of a cone-beam computed tomography system calibrated for accurate radiotherapy dose calculation. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2024; 29: 100566. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2024.100566>.
33. Chun M, Hong J, Choi JH, Choi CH, Kim JI, Wu HG, et al. Development and evaluation of a comprehensive QA phantom for image quality and geometrical accuracy in CT and CBCT for radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2025; 26 (9): e70239. <https://doi.org/10.1002/acm2.70239>.
34. Родько ИИ, Сарычев ГА, Балакирев ПВ, Бондаренко ТВ, Дергачева ИЛ, Евтеев АС и др. Разработка комплекса лучевой терапии на основе линейного ускорителя электронов энергией 6 МэВ и конусно-лучевого компьютерного томографа. *Атомная энергия.* 2018; 125 (5): 292-5. <https://www.j-atomicenergy.ru/index.php/ae/article/view/2501>.
Rodko II, Sarychev GA, Balakirev PV, Bondarenko TV, Dergacheva IL, Evteev AS, et al.

- Development of a radiation therapy complex based on a 6 MeV electron linear accelerator and a cone-beam computed tomography scanner. *Atomic Energy*. 2018; 125 (5): 292-5 (In Russ).
35. Yashayaeva A, MacDonald RL, Robar J, Cherpak A. Evaluation of a metal artifact reduction algorithm for image reconstruction on a novel CBCT platform. *J Appl Clin Med Phys*. 2024; 25 (11): e14516. <https://doi.org/10.1002/acm2.14516>.
36. Cao Z, Gao X, Chang Y, Liu G, Pei Y. A novel approach for eliminating metal artifacts based on MVCBCT and CycleGAN. *Front Oncol*. 2022; 12: 1024160. <https://doi.org/10.3389/fonc.2022.1024160>.
37. Jo GD, Park CW, Jeon KJ, et al. Quantitative evaluation of metal artifact reduction in CBCT under varying exposure modes and rod orientations. *Sci Rep*. 2025; 15: 20645. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-08188-8>.
38. Lustermans D, Fonseca GP, Taasti VT, van de Schoot A, Petit S, van Elmpt W, Verhaegen F. Image quality evaluation of a new high-performance ring-gantry cone-beam computed tomography imager. *Phys Med Biol*. 2024; 69 (10): 105018. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ad3cb0>.
39. Сухарников КВ, Генцельман В, Рычков ММ. Оценка размеров фокусного пятна малогабаритного бетатрона с помощью цифрового детектора. В: Информационные технологии неразрушающего контроля: сборник научных трудов Российской школы конференции с международным участием, Томск, 27-30 октября 2015 г.-Томск, 2015. С. 224-230. https://earchive.tpu.ru/bitstream/11683/15345/1/conference_tpu-2015-C111-049.pdf.
Sukharnikov KV, Gentselman V, Rychkov MM. Estimating the focal spot size of a compact betatron using a digital detector. In: Information technologies for non-destructive testing: collection of scientific papers of the Russian School Conference with international participation, Tomsk, October 27-30, 2015.-Tomsk, 2015. P. 224-230 (In Russ).
40. Li Y, Jiang Y, Liu H, Yu X, Chen S, Ma D, et al. A phantom study comparing low-dose CT physical image quality from five different CT scanners. *Quant Imaging Med Surg*. 2022; 12 (1): 766-80. <https://doi.org/10.21037/qims-21-245>.
41. Старцева ЖА, Лушниковая ПА, Сухих ЕС. Дистанционная лучевая терапия как альтернатива брахитерапии при местнораспространенном раке шейки матки. *Сибирский онкологический журнал*. 2025; 24 (2): 162-8. <https://doi.org/10.21294/1814-4861-2025-24-2-162-168>.
Startseva ZhA, Lushnikova PA, Sukhikh ES. External beam radiotherapy as an alternative to brachytherapy for locally advanced cervical cancer. *Siberian Journal of Oncology*. 2025; 24 (2): 162-8 (In Russ).
42. Dyer BA, Nair CK, Deardorff CE, Wright CL, Perks JR, Rao SS. Linear accelerator-based radiotherapy simulation using on-board kilovoltage cone-beam computed tomography for 3-dimensional volumetric planning and rapid treatment in the palliative setting. *Technol Cancer Res Treat*. 2019; 18: 1533033819865623. <https://doi.org/10.1177/1533033819865623>.
43. Wang B, Liu Y, Zhang J, et al. Evaluating contouring accuracy and dosimetry impact of current MRI-guided adaptive radiation therapy for brain metastases: a retrospective study. *J Neurooncol*. 2024; 167: 123-32. <https://doi.org/10.1007/s11060-024-04583-9>.
44. Van Nunen A, van der Slangen MJC, Van Boxtel M, van Haaren PMA. Cone-Beam CT-based position verification for oesophageal cancer: Evaluation of registration methods and anatomical changes during radiotherapy. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol*. 2017; 3: 30-6. <https://doi.org/10.1016/j.tipsro.2017.07.002>.
45. Skaarup M, Jensen NKG. Workflow evaluation of surface-guided patient preposition in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2025; 100877. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2025.100877>.
46. Zhang J, Liu Z, Cai R, Yao X, Huo T, Zhao L, Bai F. The set-up errors and influencing factors of thoracic cancer patients receiving radiotherapy in different seasons in northwest China: a real world study. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3987627/v1>.
47. Zhang W, Qin S, Hou L, Zhang W, Liu B, Wu Y, et al. A comparative analysis of setup accuracy between 6D and 3D treatment couches in radiotherapy for lung cancer with brain metastases. *Radiat Med Prot*. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.radmp.2025.11.004>.
48. Orlandini LC, Coppola M, Fulcheri C, et al. Dose tracking assessment for image-guided

- radiotherapy of the prostate bed and the impact on clinical workflow. *Radiat Oncol.* 2017; 12: 78. <https://doi.org/10.1186/s13014-017-0815-y>.
49. Zhong H, Adams J, Glide-Hurst C, Zhang H, Li H, Chetty IJ. Development of a deformable dosimetric phantom to verify dose accumulation algorithms for adaptive radiotherapy. *J Med Phys.* 2016; 41 (2): 106-14. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.181641>.
50. Regnery S, Leiner L, Buchele C, et al. Comparison of different dose accumulation strategies to estimate organ doses after stereotactic magnetic resonance-guided adaptive radiotherapy. *Radiat Oncol.* 2023; 18: 92. <https://doi.org/10.1186/s13014-023-02284-7>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Участие авторов. В.А. Воликова – концепция обзора, формирование структуры рукописи, обобщение материала и финальное редактирование текста; И.Е. Свешников – анализ литературы по МР-ЛУ и адаптивной лучевой терапии; А.Ю. Шорлуян – анализ литературы по КЛКТ и алгоритмам реконструкции изображений; Д.Е. Кононенко – анализ данных по ВЛКТ и вопросам дозиметрического перерасчёта; А.В. Кузнецова – подготовка сравнительных таблиц и систематизация количественных физико-технических характеристик; И.А. Белевский – анализ клинических сценариев применения технологий визуализации; Б.В. Васильев – подготовка раздела по позиционированию пациента и внутрифракционному контролю; М.Е. Кудряшов – анализ литературы по контролю качества и метрологическим аспектам визуализации; Д.Д. Петренко – подготовка раздела по постфракционному анализу и накопленной дозе; С.А. Бульда – оформление списка литературы и проверка соответствия ссылок тексту; А.Г. Ханнина – редактирование русскоязычного текста и терминологическая унификация; А.А. Слюсарь – подготовка англоязычных элементов рукописи и проверка оформления таблиц.

Поступила: 19.12.2025. Принята к публикации: 09.09.2026.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. V.A. Volikova - review concept, manuscript structure, material synthesis, and final text editing; I.E. Svishnikov - literature analysis on MRI-Linac and adaptive radiation therapy; A.Yu. Shorluyan - literature analysis on CBCT and image reconstruction algorithms; D.E. Kononenko - analysis of data on FBCT and dosimetric recalculation issues; A.V. Kuznetsova - preparation of comparative tables and systematization of quantitative physico-technical characteristics; I.A. Belevsky - analysis of clinical scenarios for imaging technology application; B.V. Vasilyev - preparation of the section on patient positioning and intrafractional monitoring; M.E. Kudryashov - literature analysis on quality assurance and metrological aspects of imaging; D.D. Petrenko - preparation of the section on post-fraction analysis and accumulated dose; S.A. Bulda - reference list formatting and verification of citation consistency with the text; A.G. Khanina - Russian text editing and terminological unification; A.A. Sliusar - preparation of English-language elements of the manuscript and verification of table formatting.

Article received: 19.12.2025. Accepted for publication: 09.09.2026.