

ТЕХНОЛОГИИ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И СОПРОВОЖДЕНИЯ ХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ: СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ

А.А. Поличева¹, Э.А. Оганесян², И.С. Ярушкина³, А.С. Мартыненко⁴,
Е.Э. Кормухина⁵, Ч.О. Таимова⁶, А.Р. Мустафина⁷, В.В. Ким⁵, А.А. Валитова⁸,
Н.Р. Сулейманов⁹, К.А. Гайбарян⁴, М.Э. Раджабов⁹, А.Е. Баймухамбетова¹⁰,
А.Э. Разумова¹⁰

¹ Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет
имени академика И. П. Павлова, Санкт-Петербург

² Северо-Осетинская государственная медицинская академия, Владикавказ

³ Воронежская городская клиническая поликлиника № 3, Воронеж

⁴ Ростовский государственный медицинский университет, Ростов-на-Дону

⁵ Кубанский государственный медицинский университет, Краснодар

⁶ Дагестанский государственный медицинский университет, Махачкала

⁷ Российский национальный исследовательский медицинский университет
им. Н. И. Пирогова, Москва

⁸ Башкирский государственный медицинский университет, Уфа

⁹ Воронежский государственный медицинский университет им. Н. Н. Бурденко,
Воронеж

¹⁰ Астраханский государственный медицинский университет, Астрахань

INTRAOPERATIVE IMAGING AND GUIDANCE TECHNOLOGIES IN SURGICAL INTERVENTIONS: CURRENT STATUS AND FUTURE PERSPECTIVES

A.A. Policheva¹, E.A. Oganessian², I.S. Yaruschkina³, A.S. Martynenko⁴, E.E. Kormukhina⁵, C.O. Taimova⁶,
A.R. Mustafina⁷, V.V. Kim⁵, A.A. Valitova⁸, N.R. Suleimanov⁹, K.A. Gaibaryan⁴, M.E. Radzhabov⁹,
A.E. Baimukhambetova¹⁰, A.E. Razumova¹⁰

¹ Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St. Petersburg, Russia

² North Ossetian State Medical Academy, Vladikavkaz, Russia

³ Voronezh City Clinical Polyclinic No. 3, Voronezh, Russia

⁴ Rostov State Medical University, Rostov-on-Don, Russia

⁵ Kuban State Medical University, Krasnodar, Russia

⁶ Dagestan State Medical University, Makhachkala, Russia

⁷ N.I. Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia

⁸ Bashkir State Medical University, Ufa, Russia

⁹ Voronezh State Medical University named after N. N. Burdenko, Voronezh, Russia

¹⁰ Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia

Реферат

Цель: Систематизировать современные технологии интраоперационной визуализации и навигационного сопровождения хирургических вмешательств с акцентом на физико-технические принципы, количественные характеристики, контроль качества и роль

медицинского физика. Рассмотрены методы прямого визуализационного контроля, интраоперационной КТ, МРТ и конусно-лучевой КТ, хирургической навигации, пространственной регистрации изображений, расширенной реальности и роботизированной поддержки. Показано, что клиническая эффективность этих технологий определяется не только возможностью получения изображения, но и точностью геометрической калибровки, ошибкой регистрации, стабильностью трекинга, дозовой нагрузкой при рентгеновских методах, воспроизводимостью данных и интеграцией в рабочий процесс операционной. Представлены сравнительные таблицы, схема классификации технологий и раздел, посвященный протоколам контроля качества. Обсуждены клинические области применения, включая нейрохирургию, хирургию позвоночника, ортопедию, интервенционную радиологию, торакальную и абдоминальную хирургию. Сделан вывод о необходимости более активного включения медицинских физиков в процессы внедрения, приемочных испытаний, периодического контроля качества и оценки неопределенностей в хирургии под контролем визуализации.

Ключевые слова: интервенционная радиология, хирургия под контролем визуализации, интраоперационная визуализация, хирургическая навигация, контроль качества

Abstract

Purpose: To systematize current intraoperative imaging and guidance technologies for surgical interventions with emphasis on physical and technical principles, quantitative performance characteristics, quality assurance, and the role of medical physicists. The review covers direct image-guided procedures, intraoperative CT, MRI and cone-beam CT, surgical navigation, spatial image registration, extended reality, and robotic assistance. The analysis shows that the clinical value of these technologies depends not only on image acquisition, but also on geometric calibration accuracy, registration error, tracking stability, radiation dose in X-ray-based methods, data reproducibility, and integration into the operating-room workflow. Comparative tables, a classification scheme, and a dedicated quality assurance section are presented. Clinical applications include neurosurgery, spine surgery, orthopedics, interventional radiology, thoracic and abdominal surgery. The review concludes that medical physicists should be more actively involved in technology implementation, acceptance testing, periodic quality assurance, and uncertainty assessment in image-guided surgery.

Key words: interventional radiology, image-guided surgery, intraoperative imaging, quality assurance

E-mail: angelinaa30.03.2001@gmail.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2026-111-3-82-93>

Введение

Современная хирургия развивается в направлении повышения точности вмешательств при одновременном снижении травматичности и риска осложнений. Одним из ключевых факторов этого развития стало внедрение методов медицинской визуализации в операционный процесс. Рентгеноскопия, ультразвуковая визуализация, эндоскопические системы, интраоперационная КТ, МРТ и конусно-лучевая КТ позволяют уточнять положение патологического очага, контролировать траекторию инструмента и оценивать результат вмешательства непосредственно во время операции [1, 2].

Интраоперационная визуализация и хирургическая навигация объединяют диагностические изображения, пространственную регистрацию, трекинг инструментов и цифровые интерфейсы в единую технологическую среду. В отличие от традиционного визуального контроля операционного поля, такие системы требуют количественной оценки точности: ошибки регистрации, точности трекинга, геометрической достоверности изображений, дозовой нагрузки при рентгеновских методах и устойчивости системы к деформации тканей. Эти параметры напрямую влияют на безопасность вмешательства и должны рассматриваться как

предмет медицинской физики. Ранее обзорные работы по данной теме часто описывали клинические области применения технологий, но меньше внимания уделяли физико-техническим ограничениям, контролю качества и роли специалистов, отвечающих за метрологическую надежность оборудования. Между тем, рост сложности операционных комплексов делает необходимым участие медицинских физиков не только в лучевой диагностике и радиационной онкологии, но и в высокотехнологичной хирургии, где ошибки калибровки, регистрации или отображения данных могут приводить к клинически значимым последствиям [3].

Цель настоящей работы – провести обзор технологий интраоперационной визуализации и сопровождения хирургических вмешательств (интервенционно-радиологических технологий) с акцентом на физико-технический анализ, количественные характеристики, контроль качества и роль медицинского физика.

Задачи обзора включали: 1) классифицировать основные технологии интраоперационной визуализации и навигации; 2) сопоставить их физические принципы, преимущества и ограничения; 3) представить количественные параметры, определяющие точность и безопасность применения; 4) систематизировать клинические области использования; 5) определить направления участия медицинского физика в контроле качества и внедрении высокотехнологичных хирургических систем.

Классификация технологий интраоперационной визуализации и сопровождения

Технологии хирургии под контролем визуализации целесообразно разделять не только по клинической области применения, но и по способу формирования пространственной информации. С физико-технической точки зрения можно выделить две основные группы. Первая включает методы, в которых анатомические структуры и инструмент визуализируются в одном изображении. Вторая основана на математическом совмещении диагностических данных с операционным пространством и требует трекинга инструментов или пациента. Такое разделение важно для контроля качества. В первой группе ключевыми параметрами являются пространственное и контрастное разрешение, задержка отображения, поле зре-

ния и дозовая нагрузка. Во второй группе основными источниками неопределенности становятся ошибка регистрации, точность трекинга, стабильность опорных маркеров, деформация тканей и корректность отображения навигационных данных. Обобщенная архитектура системы и связанные с ней зоны ответственности медицинского физика представлены на рис. 1, а физико-технические характеристики отдельных групп технологий – в табл. 1.

Системы хирургического трекинга и навигации

Хирургическая навигация основана на установлении соответствия между координатной системой медицинского изображения и координатной системой операционного пространства. Диагностическое изображение может быть представлено как набор точек $X_{\text{image}} = (x_{\text{image}}, y_{\text{image}}, z_{\text{image}})$, а положение инструмента и анатомических ориентиров в операционном поле – как $X_{\text{world}} = (x_{\text{world}}, y_{\text{world}}, z_{\text{world}})$. Задача регистрации заключается в нахождении преобразования T , связывающего эти системы координат: $X_{\text{image}} = T \cdot X_{\text{world}}$ [10]. Для жесткой регистрации T включает три поступательных и три вращательных параметра. На практике преобразование определяется по фидуциальным маркерам, анатомическим ориентирам или данным интраоперационного сканирования. Минимально необходимы три неколлинеарные точки, однако для снижения ошибки обычно используется большее количество ориентиров с последующей минимизацией среднеквадратичного расстояния между соответствующими точками [4].

В клинической практике используются оптические и электромагнитные трекинговые системы. Оптический трекинг основан на применении пассивных или активных маркеров, регистрируемых инфракрасными камерами. Его преимущества – высокая точность и отсутствие электромагнитных помех; ограничения – необходимость прямой видимости между камерой и маркерами. Электромагнитный трекинг основан на регистрации положения миниатюрных датчиков в неоднородном электромагнитном поле. Он может применяться внутри узких анатомических пространств и не требует прямой видимости, но чувствителен к металлическим объектам и электромагнитным искажениям. Даже при корректной исходной регистрации точность на-

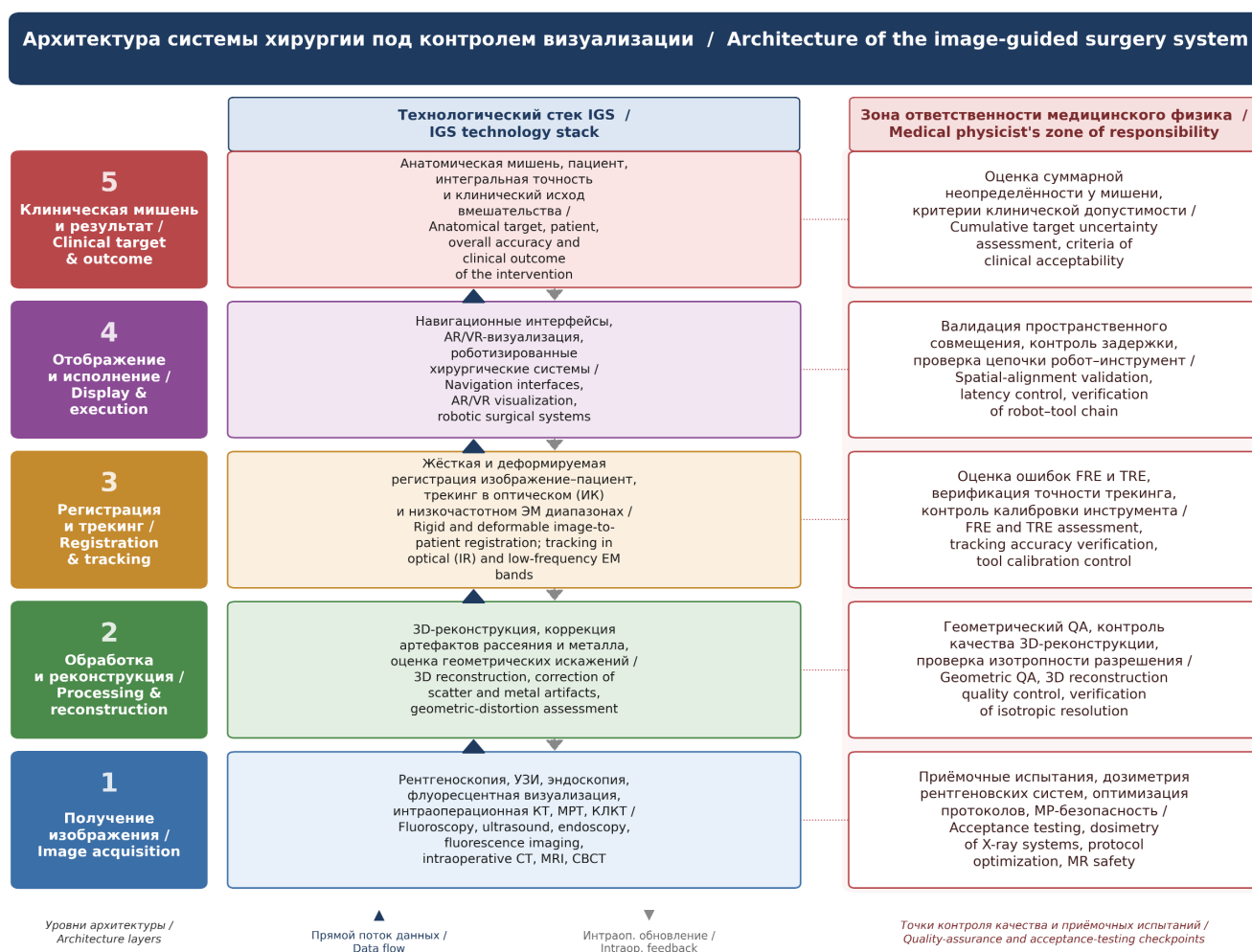


Рис. 1. Многоуровневая архитектура системы хирургии под контролем визуализации и зона ответственности медицинского физика

Примечание: Схема составлена авторами и иллюстрирует ключевой тезис обзора: клинический результат хирургии под контролем визуализации определяется согласованностью всех уровней технологического стека, что задаёт зоны ответственности медицинского физика на каждом этапе – от приёмочных испытаний до периодического контроля качества: IGS – хирургия под контролем визуализации (image-guided surgery); КТ – компьютерная томография; МРТ – магнитно-резонансная томография; КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография; УЗИ – ультразвуковое исследование; МР – магнитно-резонансный; 3D – трёхмерный; AR – дополненная реальность (augmented reality); VR – виртуальная реальность (virtual reality); ИК – инфракрасный; ЭМ – электромагнитный; FRE – ошибка регистрации по опорным точкам (fiducial registration error); TRE – ошибка регистрации у мишени (target registration error); QA – контроль качества (quality assurance)

визуализации может снижаться в ходе вмешательства из-за смещения маркеров, изменения положения пациента, деформации мягких тканей или резекции анатомических структур. Поэтому современные системы требуют периодической проверки точности, обновления данных по интраоперационным изображениям и, при необходимости, применения деформируемой регистрации [5, 6] (табл. 2).

Интраоперационная визуализация

Интраоперационная визуализация применяется для уточнения положения инструмента, оценки анатомии после изменения положения пациента, контроля объема резекции или имплантации, а также выявления осложнений. Рентгеноскопия на рентгеновских аппаратах со штативом типа С-дуга остается одним

Таблица 1

Классификация технологий интраоперационной визуализации и сопровождения

Группа технологий	Физико-техническая основа	Клинические примеры	Основные источники ошибок
Прямой визуализационный контроль	Получение изображения анатомии и инструмента в одном пространстве	Рентгеноскопия, УЗИ, эндоскопия, МР-термометрия	Ограничение контраста, шум, задержка отображения, операторская зависимость, лучевая нагрузка при рентгеновских методах
Томографическая интраоперационная визуализация	Получение 3D-данных непосредственно в операционной	Интраоперационная КТ, МРТ, КЛКТ, гибридные операционные	Геометрические искажения, артефакты, движение пациента, несовпадение положения сканирования и вмешательства
Навигация по зарегистрированным изображениям	Сопоставление координат изображения, пациента и инструмента	Нейронавигация, навигация в хирургии позвоночника, ортопедическая навигация	Ошибка регистрации, смещение маркеров, деформация тканей, нарушение прямой видимости для трекеров оптического и инфракрасного диапазона, искажения поля для трекеров низкочастотного электромагнитного диапазона
Расширенная визуализация	Отображение планировочных и навигационных данных в виртуальной или дополненной среде	AR/VR-навигация, наложение 3D-моделей, обучение и планирование	Ошибка пространственного совмещения, задержка, эргономические ограничения, калибровка дисплеев
Роботизированная поддержка	Механическое позиционирование инструмента по данным планирования и навигации	Роботизированная установка винтов, позиционирование игл, робот-ассистированные вмешательства	Калибровка робота, ошибка трекинга, люфт механических звеньев, ограничение автономности

из наиболее распространенных методов в травматологии, ортопедии и сосудистой хирургии [2]. Ультразвуковая визуализация обеспечивает контроль в реальном времени без ионизирующего излучения, но ее диагностическая ценность зависит от акустического окна и опыта оператора [7]. Эндоскопические и флуоресцентные методы обеспечивают прямую визуализацию операционного поля и применяются при широком спектре малоинвазивных вмешательств [8]. Интраоперационная КТ и МРТ расширяют возможности трехмерной визуализации. Первые клинические системы интраоперационной КТ и МРТ были внедрены в нейрохирургии [9, 10]. Позднее появились мультимодальные операционные комплексы, в которых хирургическое вмешательство может сочетаться с КТ, МРТ, ультразвуком, эндоскопией и навигацией [11–13]. Эти решения позволяют обновлять навигационные данные и учитывать

изменения анатомии, возникшие после начала операции.

Конусно-лучевая КТ получила широкое распространение после внедрения плоскостных детекторов [14–16]. В хирургии головы и шеи КЛКТ позволяет получать трехмерные данные непосредственно в операционной и оценивать соотношение инструмента, костных структур и патологического очага [17]. В бронхоскопии КЛКТ применяется для уточнения положения инструмента при диагностике периферических легочных узлов [18, 19]. В брахитерапии и интервенционной радиологии трехмерная визуализация используется для уточнения положения источников, катетеров и зон воздействия [20, 21]. Ключевые физико-технические ограничения КЛКТ связаны с рассеянным излучением, артефактами от металла, ограниченным контрастом мягких тканей и зависимостью качества реконструкции от траектории движения системы источник–детектор.

Таблица 2

Количественные параметры технологий визуализации, регистрации и навигации

Технология	Ключевые количественные параметры	Преимущества	Ограничения и требования контроля качества
Рентгеноскопия на С-дуге	Пространственное разрешение 2D-изображения; доза за кадр/серии; точность позиционирования инструмента	Высокая доступность, работа в реальном времени, широкое применение в травматологии и сосудистой хирургии	Лучевая нагрузка на пациента и персонал; ограниченная оценка мягких тканей; необходимость контроля дозы и геометрии
Интраоперационная КТ	Изотропное 3D-разрешение; точность геометрии; доза сканирования; совпадение координат сканера и навигации	Высокая визуализация костных структур, возможность обновления навигации	Лучевая нагрузка, артефакты металла, необходимость калибровки и контроля положения пациента
Конусно-лучевая КТ	Разрешение 3D-данных; доза; уровень шума; артефакты рассеяния; точность 3D-реконструкции	Компактность, интеграция с С-дугой, сочетание 2D и 3D-визуализации	Рассеяние излучения, ограниченный контраст мягких тканей, артефакты; требуется QA реконструкции и дозы
Интраоперационная МРТ	Контраст мягких тканей; геометрические искажения; время сканирования; совместимость оборудования	Отсутствие лучевой нагрузки, высокая визуализация мягких тканей	Стоимость, требования к МР-совместимости, контроль искажений и безопасности в магнитном поле
Ультразвуковая визуализация	Пространственное разрешение; частота кадров; глубина визуализации; операторская воспроизводимость	Реальное время, отсутствие лучевой нагрузки, низкая стоимость	Операторская зависимость, ограничение акустического окна, необходимость обучения и стандартизации
Трекинг ближнем инфракрасном диапазоне электромагнитного спектра, (длина волны) $\lambda \approx 780-950$ нм	Ошибка локализации маркера; частота обновления; стабильность калибровки	Высокая точность, устойчивость к электромагнитным помехам	Нужна прямая видимость; требуется контроль фиксации маркеров
Трекинг в низкочастотном (квазистатическом) электромагнитном диапазоне, 1–30 кГц (в отдельных системах - до сотен кГц)	Ошибка локализации датчика; чувствительность к металлическим объектам; объем рабочего поля	Возможность трекинга внутри узких анатомических пространств	Искажения поля; требуется контроль окружающей среды и калибровки

Поэтому актуальными направлениями остаются улучшение алгоритмов реконструкции, оптимизация траекторий сканирования и разработка методов регистрации 3D-3D и 3D-2D [22–24].

Регистрация изображений

Регистрация изображений необходима для совмещения предоперационных, интра-

операционных и навигационных данных. В общем виде процесс включает модель преобразования, функцию сходства и алгоритм оптимизации. При работе с костными структурами часто достаточно жесткой или кусочно-жесткой модели. Для мягких тканей, головного мозга, легких, печени и органов малого таза требуется деформируемая регистрация, учитывающая сложные пространственные изменения [5, 25]. Внутримодальная регистрация, например КТ-КТ, может использовать метрики, основанные

на сопоставлении интенсивностей. Для мультимодальной регистрации, например МРТ-КТ или МРТ-КЛКТ, применяются статистические и градиентные метрики, включая взаимную информацию. В хирургии позвоночника сопоставление предоперационной МРТ с интраоперационной КТ осложняется изменением положения пациента и коррекцией оси позвоночника; в таких условиях деформируемые алгоритмы могут повышать точность навигации [36]. В последние годы развиваются методы машинного обучения для регистрации изображений и оценки деформаций [23, 26, 27]. Однако их клиническое применение требует независимой проверки, оценки неопределенности и ясных критериев отказа. Для хирургической практики это особенно важно, поскольку ошибка регистрации может непосредственно определять траекторию инструмента и риск повреждения критических структур [28].

Расширенная визуализация и роботизированная поддержка

Рост объема визуализационных и навигационных данных создает проблему их удобного представления хирургу. Технологии расширенной реальности позволяют отображать цифровые модели, навигационные ориентиры и планировочные данные в поле зрения врача [29–31]. При этом следует различать информационное отображение без строгой пространственной привязки и дополненную реальность с геометрически точным совмещением виртуальных объектов с анатомией пациента. Второй вариант предъявляет более высокие требования к калибровке, регистрации и контролю задержки отображения. Роботизированная поддержка хирургических вмешательств может рассматриваться как механическое продолжение навигационной системы. В мягкотканной хирургии роботизированные комплексы используются преимущественно для малоинвазивных операций с эндоскопической визуализацией [32–34]. В костной хирургии и нейрохирургии роботы чаще выполняют функцию высокоточного позиционирования инструмента по заранее рассчитанной траектории, например при установке транспедикулярных винтов или электродов [35, 36]. Интеграция роботизированных платформ с интраоперационной визуализацией и трекингом повышает воспроизводимость действий, но не устраняет необходимости контроля качества. Ошибка ре-

гистрации, калибровки робота или механической системы может привести к систематическому отклонению инструмента. Поэтому роботизированные комплексы должны оцениваться не только по удобству использования, но и по полной цепочке неопределенностей: изображение → регистрация → трекинг → робот → инструмент → анатомическая мишень.

Клинические области применения

Наиболее значимое влияние технологии навигации и трехмерной визуализации оказали на нейрохирургию. Предоперационная МРТ и КТ, интраоперационная визуализация, трекинг инструментов и регистрация изображений позволяют планировать траектории доступа к патологическим очагам с учетом функционально значимых зон и сосудистых структур. При этом смещение мозговых структур после вскрытия твердой мозговой оболочки остается важным источником ошибки, что обосновывает применение интраоперационной визуализации и деформируемой регистрации [30, 37, 38]. В хирургии позвоночника трехмерная навигация и роботизированная поддержка применяются для повышения точности установки имплантатов и снижения частоты мальпозиции. Высокая контрастность костных структур делает эту область благоприятной для КТ- и КЛКТ-навигации, однако изменение положения позвоночника во время операции требует корректной регистрации и обновления данных [39, 40]. В ортопедической травматологии навигационные методы и многокомпонентная регистрация позволяют оценивать положение отдельных костных фрагментов при сложных переломах [41, 42]. В интервенционной радиологии и бронхоскопии КЛКТ используется для контроля положения инструмента и повышения вероятности попадания в мишень [18, 19, 21]. В хирургии головы и шеи интраоперационная КЛКТ может использоваться для уточнения границ вмешательства и положения инструмента относительно костных ориентиров [17] (табл. 3).

Контроль качества и роль медицинского физика

Контроль качества в хирургии под контролем визуализации должен охватывать не только диагностическое качество изображе-

Таблица 3

**Клинические области применения и ожидаемый эффект технологий
интраоперационной визуализации**

Область	Основные технологии	Ожидаемый клинический эффект	Ключевые ограничения
Нейрохирургия	MPT, КТ, КЛКТ, нейронавигация, УЗИ, AR	Точное планирование доступа, учет смещения мозга, контроль объема резекции	Деформация тканей, длительность сканирования, требования к стерильности и MPT-совместимости
Хирургия позвоночника	КТ/КЛКТ-навигация, 2D-3D регистрация, роботизированное позиционирование	Повышение точности установки винтов и имплантатов	Стоимость, время настройки, необходимость контроля регистрации
Ортопедическая травматология	Рентгеноскопия, КЛКТ, многокомпонентная регистрация	Контроль репозиции фрагментов, снижение риска неправильного положения имплантатов	Лучевая нагрузка, сложность регистрации нескольких фрагментов
Торакальная хирургия и бронхоскопия	КЛКТ, навигация на основе трекинга низкочастотного электромагнитного диапазона, эндоскопия	Уточнение положения инструмента при периферических легочных очагах	Дыхательные движения, низкий контраст мягких тканей, артефакты
Абдоминальная хирургия	УЗИ, рентгеноскопия, КТ/MPT при доступности	Контроль сосудистых структур, границ резекции и зоны воздействия	Деформация мягких тканей, движение органов, операторская зависимость УЗИ
Интервенционная радиология	КЛКТ, ангиографические С-дуги, 3D-навигация	Точный контроль катетеров, игл, зон абляции и эмболизации	Лучевая нагрузка, контрастная нагрузка, артефакты, требования к реконструкции

ния, но и всю технологическую цепочку: получение изображения, геометрическую калибровку, регистрацию, трекинг, отображение навигационных данных, дозовую нагрузку и взаимодействие с роботизированными системами. В отличие от традиционного описательного подхода, такой контроль требует количественных критериев приемки и периодической проверки. Для рентгеновских систем необходим контроль дозы, пространственного разрешения, низкоконтрастной различимости, геометрической точности, артефактов и стабильности плоскопанельного детектора. Для КЛКТ дополнительно оцениваются качество 3D-реконструкции, точность геометрии, влияние траектории сканирования и артефакты от металла. Для MPT важны геометрические искажения, однородность поля, совместимость инструментов и безопасность в магнитном поле. Для навигационных систем контролируются ошибка регистрации, стабильность трекинга, точность калибровки инструмента и корректность отображения данных. Медицинский физик может выполнять ключевые функции при

приемочных испытаниях, разработке протоколов контроля качества, оценке неопределенностей, обучении персонала и внедрении новых технологий. Его участие особенно важно при интеграции нескольких систем разных производителей, где ошибки могут возникать на границах между визуализацией, навигацией, программным обеспечением и механическим позиционированием [7] (табл. 4).

Обсуждение

Проведенный анализ показывает, что хирургия под контролем визуализации представляет собой не набор отдельных устройств, а сложную технологическую систему, в которой клинический результат зависит от согласованности изображения, регистрации, трекинга, отображения данных и действий хирурга. Поэтому простое перечисление методов не отражает реальную структуру рисков и преимуществ. Более корректной является оценка каждого метода через физико-технические параметры и

Таблица 4

Протоколы контроля качества и зоны ответственности медицинского физика

Компонент системы	Контролируемые параметры	Периодичность контроля	Роль медицинского физика
Рентгеноскопия и аппараты со штативом типа С-дуга	Доза, разрешение, геометрия, стабильность детектора, качество изображения	При вводе, периодически, после ремонта	Дозиметрия, оптимизация протоколов, контроль защиты персонала
Конусно-лучевая КТ	Точность 3D-реконструкции, артефакты, доза, траектория сканирования, калибровка	При вводе, регулярно, после обновлений ПО	Проверка фантомами, анализ реконструкции, настройка протоколов
Интраоперационная МРТ	Геометрические искажения, однородность поля, безопасность, совместимость инструментов	При вводе и по программе QA	Контроль МРТ-безопасности, геометрической точности и протоколов визуализации
Навигация и трекинг	Ошибка регистрации, точность калибровки инструмента, стабильность маркеров	Перед вмешательством и периодически	Оценка суммарной неопределенности и критериев допустимости
Расширенная реальность	Ошибка наложения, задержка, калибровка дисплея, эргономика	При вводе и после изменений системы	Валидация пространственного совмещения и ограничений применения
Роботизированная поддержка	Точность позиционирования, связь с навигацией, механическая стабильность	При вводе, после сервисных работ, по регламенту	Проверка цепочки изображение-регистрация-робот-инструмент

источники неопределенности. Основное преимущество интраоперационной визуализации состоит в возможности обновлять информацию о положении анатомических структур непосредственно в ходе вмешательства. Это особенно важно в нейрохирургии, хирургии позвоночника, интервенционной радиологии и вмешательствах на органах, подверженных дыхательным движениям или деформации. Однако внедрение технологий сопровождается увеличением длительности процедуры, ростом требований к подготовке персонала, необходимостью калибровки оборудования и контролем радиационной безопасности при использовании рентгеновских методов.

Навигационные и роботизированные системы повышают воспроизводимость отдельных этапов операции, но не устраняют неопределенность, возникающую на этапах регистрации и трекинга. В этом отношении хирургическая практика приближается к радиационной онкологии, где медицинские физики традиционно отвечают за количественную проверку геометрии, дозы и качества изображений. Перенос подобной культуры контроля качества в операционные комплексы представляется необходимым условием безопасного развития технологий. Перспективы направления связа-

ны с повышением скорости реконструкции изображений, снижением дозы при рентгеновских методах, улучшением контраста мягких тканей, развитием деформируемой регистрации, оценкой неопределенности алгоритмов искусственного интеллекта и созданием единых протоколов интеграции оборудования. Важным ограничением остается экономическая эффективность: технология должна повышать безопасность и качество лечения без неоправданного усложнения хирургического процесса.

Заключение

Технологии интраоперационной визуализации и сопровождения хирургических вмешательств формируют междисциплинарную платформу, объединяющую медицинскую физику, биомедицинскую инженерию, компьютерные науки, интервенционную радиологию и клиническую хирургию. Их клиническая ценность определяется не только наличием изображения, но и точностью геометрической привязки, стабильностью регистрации, качеством трекинга, контролем дозы и воспроизводимостью рабочего процесса. Наиболее зрелыми

областями применения остаются нейрохирургия, хирургия позвоночника, ортопедия и интервенционная радиология. В торакальной, абдоминальной и мягкотканной хирургии дальнейшее распространение технологий зависит от улучшения визуализации мягких тканей, компенсации деформаций и интеграции данных в удобные для хирурга интерфейсы. Роль медицинского физика в данной области должна включать приемочные испытания, разработку и сопровождение протоколов контроля качества, оценку неопределенностей, контроль радиационной безопасности, валидацию алгоритмов регистрации и участие в междисциплинарном внедрении новых технологий. Такой подход позволяет перейти от описательного использования интраоперационной визуализации к количественно контролируемой и безопасной технологической системе.

При подготовке рукописи технологии искусственного интеллекта использовались с целью редактирования оформления списка литературы.

Список литературы

1. Филиппов АС. Современная хирургия: сохраняя традиции и обретая новые технологии. Молодежный инновационный вестник. 2022; 10 (S2) :208-9.
Filippov AC. Modern surgery: preserving traditions and getting new technologies. Molodezhnyj innovacionnyj vestnik. 2022; 10 (S2): 208-9. (In Russ).
2. Хубулава ГГ, Немков АС, Комок ВВ, Буненков НС, Титов НС, Быстров ЭВ. Интраоперационная рентгеноскопия как метод навигации при трансапикальной имплантации митральных неохорд. Медицинская визуализация. 2025; 29 (4): 48-57. <https://medvis.vidar.ru/jour/article/view/1546>.
Khubulava GG, Nemkov AS, Komok VV, et al. Intraoperatsionnaya rentgenoskopiya kak metod navigatsii pri transapikal'noj implantatsii mitral'nyh neokhord. Medicinskaya vizualizatsiya. 2025; 29 (4): 48-57. (In Russ).
3. Siewerdsen JH. Image-guided surgery: technology, quality, innovation, and opportunities for medical physics. arXiv [Preprint]. 2025: arXiv:2509.03420. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2509.03420>.
4. Колсанова АВ, Каторкина ЕС, Колсанов АВ, Миннуллина ФФ, Каторкин СЕ, Чемидронов СН. Применение персонализированного 3D-моделирования и интраоперационной навигации в хирургии пролапса тазовых органов. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2023; (6): 29-36. <https://doi.org/10.17116/hirurgia202306129>.
Kolsanova AV, Katorkina ES, Kolsanov AV, et al. Primenenie personalizirovannogo 3D-modelirovaniya i intraoperacionnoj navigacii v hirurgii prolapsa tazovyh organov. Hirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogova. 2023; (6): 29-36. (In Russ.)
5. Sotiras A, Davatzikos C, Paragios N. Deformable medical image registration: a survey. IEEE Trans Med Imaging. 2013; 32 (7): 1153-1190. <https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2265603>.
6. Kaus MR, Brock KK. Deformable image registration for radiation therapy planning: algorithms and applications. In: Biomechanical Systems Technology. Volume 1: Computational Methods. World Scientific; 2007: 1-28. https://doi.org/10.1142/9789812770042_0001.
7. Степанова ЮА, Ионкин ДА, Ашивкина ОИ, Жаворонкова ОИ, Чжао АВ, Вишневский ВА. Альвеококкоз печени: возможности ультразвукового исследования на этапах комбинированного хирургического лечения. Доктор.Ру. Гастроэнтерология. 2016; (1): 74-9.
Stepanova YuA, Ionkin DA, Ashivkina OI, et al. Al'veokokkoz pecheni: vozmozhnosti ul'trazvukovogo issledovaniya na etapakh kombinirovannogo hirurgicheskogo lecheniya. Doktor.Ru. Gastroenterologiya. 2016; (1): 74-9. (In Russ).
8. Трушин АА, Головащенко МП, Филоненко ЕВ. Флуоресцентная диагностика немышечно-инвазивного рака мочевого пузыря: проблемы и достижения. Онкология. Журнал им. П.А. Герцена. 2018; 7 (6): 74-9. <https://doi.org/10.17116/onkolog2018706174>.
Trushin AA, Golovashchenko MP, Filonenko EV. Fluorescentnaya diagnostika nemyshechno-invazivnogo raka mochevogo puzrya: problemy i dostizheniya. Onkologiya. Zhurnal im. P.A. Gertcena. 2018; 7 (6): 74-9. (In Russ).
9. Lunsford DL, Parrish R, Albright L. Intraoperative imaging with a therapeutic computed to-

- mographic scanner. *Neurosurgery*. 1984; 15 (4): 559-61.
10. Black PM, Moriarty T, Alexander IE, et al. Development and implementation of intraoperative magnetic resonance imaging and its neurosurgical applications. *Neurosurgery*. 1997; 41 (4): 831-45.
 11. Jolesz FA. History of image-guided therapy at Brigham and Women's Hospital. In: *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy*. Springer; 2014: 25-45. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7657-3_2.
 12. Amla Z, Khehra PS, Mathialagan A, Lugez E. Review of the free research software for computer-assisted interventions. *J Imaging Inform Med*. 2024; 37 (1): 386-401. <https://doi.org/10.1007/s10278-023-00912-y>.
 13. Gering DT, Nabavi A, Kikinis R, et al. An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and interventional imaging. In: *Lect Notes Comput Sci*. Springer; 1999: 809-19. https://doi.org/10.1007/10704282_88.
 14. Antonuk LE, Jee KW, El-Mohri Y, et al. Strategies to improve the signal and noise performance of active matrix, flat-panel imagers for diagnostic x-ray applications. *Med Phys*. 2000; 27 (2): 289-306. <https://doi.org/10.1118/1.598831>.
 15. Jaffray DA. A personal perspective on the development and future of cone-beam CT for image-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2023; 50 (S1): 54-7. <https://doi.org/10.1002/mp.16238>.
 16. Siewerdsen JH, Moseley DJ, Burch S, et al. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med Phys*. 2005; 32 (1): 241-54. <https://doi.org/10.1118/1.1836331>.
 17. Daly MJ, Siewerdsen JH, Moseley DJ, Jaffray DA, Irish JC. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Med Phys*. 2006; 33 (10): 3767-80. <https://doi.org/10.1118/1.2349687>.
 18. Setser R, Chintalapani G, Bhadra K, Casal RF. Cone beam CT imaging for bronchoscopy: a technical review. *J Thorac Dis*. 2020; 12 (12): 7416-28. <https://doi.org/10.21037/jtd-20-2382>.
 19. Casal RF, Sarkiss M, Jones AK, et al. Cone beam computed tomography-guided thin/ultrathin bronchoscopy for diagnosis of peripheral lung nodules: a prospective pilot study. *J Thorac Dis*. 2018; 10 (12): 6950-9. <https://doi.org/10.21037/jtd.2018.11.21>.
 20. Polo A, Salembier C, Venselaar J, Hoskin P. Review of intraoperative imaging and planning techniques in permanent seed prostate brachytherapy. *Radiother Oncol*. 2010; 94 (1): 12-23. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2009.12.012>.
 21. Brock KK, Chen SR, Sheth RA, Siewerdsen JH. Imaging in interventional radiology: 2043 and beyond. *Radiology*. 2023; 308 (1): 230146. <https://doi.org/10.1148/radiol.230146>.
 22. Szczykutowicz TP, Toia GV, Dhanantwari A, Nett B. A review of deep learning CT reconstruction: concepts, limitations, and promise in clinical practice. *Curr Radiol Rep*. 2022; 10 (9): 101-15. <https://doi.org/10.1007/s40134-022-00399-5>.
 23. Chen J, Liu Y, Wei S, et al. A survey on deep learning in medical image registration: new technologies, uncertainty, evaluation metrics, and beyond. *Med Image Anal*. 2025; 100: 103385. <https://doi.org/10.1016/j.media.2024.103385>.
 24. Hatamikia S, Biguri A, Herl G, et al. Source-detector trajectory optimization in cone-beam computed tomography: a comprehensive review on today's state-of-the-art. *Phys Med Biol*. 2022; 67 (16): 16TR03. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac8590>.
 25. Darzi F, Bocklitz T. A review of medical image registration for different modalities. *Bioengineering (Basel)*. 2024; 11 (8): 786. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11080786>.
 26. Deng B, Yao Y, Dyke RM, Zhang J. A survey of non-rigid 3D registration. *Comput Graph Forum*. 2022; 41 (2): 559-89. <https://doi.org/10.1111/cgf.14502>.
 27. Han R, Jones CK, Lee J, et al. Joint synthesis and registration network for deformable MR-CBCT image registration for neurosurgical guidance. *Phys Med Biol*. 2022; 67 (12): 125008. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac72ef>.
 28. Alam F, Rahman SU, Ullah S, Gulati K. Medical image registration in image guided surgery: issues, challenges and research opportunities. *Biocybern Biomed Eng*. 2018; 38 (1): 71-89. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2017.10.001>.
 29. Zhang J, Lu V, Khanduja V. The impact of extended reality on surgery: a scoping review. *Int Orthop*. 2023; 47 (3): 611-21. <https://doi.org/10.1007/s00264-022-05663-z>.

30. Dadario NB, Quinoa T, Khatri D, et al. Examining the benefits of extended reality in neurosurgery: a systematic review. *J Clin Neurosci*. 2021; 94: 41-53. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2021.09.037/>
31. Edwards RJ, Chand M, Birlo M, Stoyanov D. The challenge of augmented reality in surgery. In: *Digital Surgery*. Springer International Publishing; 2021: 121-35. https://doi.org/10.1007/978-3-030-49100-0_10.
32. Mayor N, Coppola AS, Challacombe B. Past, present and future of surgical robotics. *Trends Urol Mens Health*. 2022; 13 (1): 7-10. <https://doi.org/10.1002/tre.834>.
33. Насырова НИ, Озолина ЛА, Борисова МС, Аскерова НГ. Применение робот-ассистированных операций в гинекологии (обзор литературы). *Вестник Российского государственного медицинского университета*. 2014; (1): 36-41. <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-robot-assistirovannyh-operatsiy-v-ginekologii-obzor-literatury>. Nasyrova NI, Ozolina LA, Borisova MS, Askerova NG. *Primenenie robot-assistirovannykh operatsiy v ginekologii (obzor literatury)*. *Vestnik Rossijskogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta*. 2014; (1): 36-41. (In Russ).
34. D'Ettorre C, Mariani A, Stilli A, et al. Accelerating surgical robotics research: a review of 10 years with the da Vinci research kit. *IEEE Robot Autom Mag*. 2021; 28 (4): 56-78. <https://doi.org/10.1109/MRA.2021.3101646>.
35. Yang HY, Seon JK. The landscape of surgical robotics in orthopedics surgery. *Biomed Eng Lett*. 2023; 13 (4): 537-42. <https://doi.org/10.1007/s13534-023-00321-8>.
36. Lee A, Baker TS, Bederson JB, Rapoport BI. Levels of autonomy in FDA-cleared surgical robots: a systematic review. *NPJ Digit Med*. 2024; 7 (1): 103. <https://doi.org/10.1038/s41746-024-01102-y>.
37. Frisken S, Unadkat P, Yang X, Miga MI, Golby AJ. Intra-operative measurement of brain deformation. In: *Biomechanics of the Brain*. Springer; 2019: 303-19. https://doi.org/10.1007/978-3-030-04996-6_12.
38. Vagdargi P, Uneri A, Zhang X, et al. Real-time 3-D video reconstruction for guidance of transventricular neurosurgery. *IEEE Trans Med Robot Bionics*. 2023; 5 (3): 669-82. <https://doi.org/10.1109/TMRB.2023.3292450>.
39. Zhang X, Uneri A, Huang Y, et al. Deformable 3D-2D image registration and analysis of global spinal alignment in long-length intraoperative spine imaging. *Med Phys*. 2022; 49 (9): 5715-27. <https://doi.org/10.1002/mp.15819>.
40. Zhang J, Yang Z, Jiang S, Zhou Z. A spatial registration method based on 2D-3D registration for an augmented reality spinal surgery navigation system. *Int J Med Robot*. 2024; 20 (1): e2612. <https://doi.org/10.1002/rcs.2612>.
41. Han R, Uneri A, Ketcha M, et al. Multi-body 3D-2D registration for image-guided reduction of pelvic dislocation in orthopaedic trauma surgery. *Phys Med Biol*. 2020; 65 (13): 135009. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab843c>.
42. Han R, Uneri A, Vijayan R, et al. Fracture reduction planning and guidance in orthopaedic trauma surgery via multi-body image registration. *Med Image Anal*. 2021; 68: 101917. <https://doi.org/10.1016/j.media.2020.101917>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Участие авторов. А.А. Поличева – концепция обзора, формирование структуры рукописи, подготовка разделов о клиническом применении и финальное редактирование; Э.А. Оганесян – анализ литературы по интраоперационной визуализации и подготовка фрагментов о рентгеновских методах; И.С. Ярушкина – анализ литературы по ультразвуковой и эндоскопической визуализации; А.С. Мартыненко – координация работы авторов, подготовка разделов о навигации и трекинге, работа с замечаниями рецензентов; Е.Э. Кормухина – анализ литературы по КТ, КЛКТ и качеству изображений; Ч.О. Таймова – анализ публикаций по МРТ и МР-навигации; А.Р. Мустафина – подготовка раздела о регистрации изображений; В.В. Ким – анализ материалов по расширенной реальности; А.А. Валитова – подготовка раздела о роботизированной поддержке; Н.Р. Сулейманов – систематизация клинических областей применения; К.А. Гайбарян – подготовка таблиц и схемы классификации; М.Э. Раджабов – анализ аспектов контроля качества и роли медицинского физика; А.Е. Баймухамбетова – оформление списка литературы и проверка ссылок в тексте; А.Э. Разумова – редактирование русскоязычного и англоязычного текста.

Поступила: 14.03.2026. Принята к публикации: 09.09.2026.

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

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. A.A. Policheva – review concept, manuscript structure development, preparation of sections on clinical application, and final editing; E.A. Oganessian – analysis of literature on intraoperative imaging and preparation of sections on X-ray methods; I.S. Yarushkina – analysis of literature on ultrasound and endoscopic imaging; A.S. Martynenko – coordination of authors' work, preparation of sections on navigation and tracking, and addressing reviewers' comments; E.E. Kormukhina – analysis of literature on CT, CBCT, and image quality; C.O. Taimova – analysis of publications on MRI and MR-guided navigation; A.R. Mustafina – preparation of the section on image registration; V.V. Kim – analysis of materials on extended reality; A.A. Valitova – preparation of the section on robotic support; N.R. Suleimanov – systematization of clinical application areas; K.A. Gaibaryan – preparation of tables and classification schemes; M.E. Radzhabov – analysis of quality control aspects and the role of the medical physicist; A.E. Baimukhambetova – formatting the bibliography and verifying in-text citations; A.E. Razumova – editing of the Russian and English text.

Article received: 14.03.2026. Accepted for publication: 09.09.2026.