

**ТЕХНОЛОГИИ  
ВИЗУАЛИЗАЦИИ,  
НАВЕДЕНИЯ И  
СЛЕЖЕНИЯ В  
ИНТЕРВЕНЦИОННОЙ  
ОНКОЛОГИИ:  
СОВРЕМЕННЫЕ  
ВОЗМОЖНОСТИ И  
ПЕРСПЕКТИВЫ  
ДАЛЬНЕЙШЕГО  
РАЗВИТИЯ**

**TECHNOLOGIES  
OF VISUALIZATION,  
GUIDANCE AND  
TRACKING IN  
INTERVENTIONAL  
ONCOLOGY:  
CURRENT  
CAPABILITIES  
AND PROSPECTS  
FOR FURTHER  
DEVELOPMENT**

**Балахнин П.В., Буровик И.А.,  
Багненко С.С.**

**Balakhnin P.V., Burovik I.A.,  
Bagnenko S.S.**

ФГБУ "НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова" МЗ РФ;  
Россия, 197758, г. Санкт-Петербург, пос. Песочный,  
ул. Ленинградская, дом 68

*Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov National  
Medical Research Centre of Oncology» Ministry of public  
health of Russian Federation; 68, Leningradskaya street,  
Pesochny, St. Petersburg, Russia, 197758*

Сведения об авторах:

*Information about the authors:*

Балахнин Павел Васильевич –  
кандидат медицинских наук, старший научный  
сотрудник научного отделения диагностической и  
интервенционной радиологии, врач по  
рентгенэндоваскулярным диагностике и лечению,  
заведующий ОРХМДиЛ ФГБУ "НМИЦ онкологии  
им. Н.Н. Петрова" МЗ РФ.

*Balakhnin Pavel Vasilyevich –  
MD, Ph.D., Senior Researcher of the Scientific Department  
of Diagnostic and Interventional Radiology,  
Head of Department of Interventional Radiology  
of Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov  
National Medical Research Centre of Oncology» Ministry  
of public health of Russian Federation.*

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3042-6729>

*ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3042-6729>*

Scopus Author ID: 6508355464

*Scopus Author ID: 6508355464*

SPIN-код: 1431-4012

*SPIN-code: 1431-4012*

AuthorID: 727661

*AuthorID: 727661*

e-mail: [balahnin\\_p@mail.ru](mailto:balahnin_p@mail.ru)

*e-mail: [balahnin\\_p@mail.ru](mailto:balahnin_p@mail.ru)*

Сведения об авторах:

Буровик Илья Александрович – кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отделения диагностической и интервенционной радиологии, заведующий отделением лучевой диагностики ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова» МЗ РФ.  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4714-1228>  
Scopus Author ID: 57190569907  
SPIN-код: 1923-6457  
AuthorID: 972194  
e-mail: [burovick\\_ilya@mail.ru](mailto:burovick_ilya@mail.ru)

Багненко Сергей Сергеевич – доктор медицинских наук, заведующий научным отделением диагностической и интервенционной радиологии, заместитель директора ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова» МЗ РФ.  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4131-6293>  
Scopus Author ID: 57425014500  
SPIN-код: 4389-9374  
AuthorID: 779096  
e-mail: [bagnenko\\_ss@mail.ru](mailto:bagnenko_ss@mail.ru)

Information about the authors:

*Burovik Ilya Alexandrovich – MD, Ph.D., Senior Researcher of the Scientific Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Head of the Radiology Department of Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov National Medical Research Centre of Oncology» Ministry of public health of Russian Federation.  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4714-1228>  
Scopus Author ID: 57190569907  
SPIN-код: 1923-6457  
AuthorID: 972194  
e-mail: [burovick\\_ilya@mail.ru](mailto:burovick_ilya@mail.ru)*

*Bagnenko Sergey Sergeevich – Doctor of Medical Sciences, Head of the Scientific Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Deputy Director of Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov National Medical Research Centre of Oncology» Ministry of public health of Russian Federation.  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4131-6293>  
Scopus Author ID: 57425014500  
SPIN-код: 4389-9374  
AuthorID: 779096  
e-mail: [bagnenko\\_ss@mail.ru](mailto:bagnenko_ss@mail.ru)*

**Реферат Abstract**

Одним из неперемных условий эффективного выполнения различных интервенционно-радиологических вмешательств является обеспечение качественной лучевой визуализации и навигации на всем протяжении минимально-инвазивного вмешательства. Традиционно для этого используются такие модальности лучевой диагностики, как ультразвуковое исследование, спиральная компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, а также многофункциональные ангиографические комплексы с возможностью выполнения рентгенографии, рентгеноскопии, цифровой субтракционной ангиографии и плоскодетектор-

*One of the indispensable conditions for the effective implementation of various interventional radiological procedures in oncology is to ensure high-quality visualization and navigation throughout the intervention. Traditionally, such modalities of radiation diagnostics are used for this purpose as ultrasound imaging, spiral computed tomography, magnetic resonance imaging, as well as multifunctional angiographic systems with the ability to perform radiography, fluoroscopy, digital subtraction angiography and flat-detector computed tomography (FDCT). Additional robotic guidance systems, optical*

ной компьютерной томографии (ПДКТ). Для повышения эффективности выполняемых вмешательств недавно были разработаны дополнительные системы роботизированного наведения, системы оптического и электромагнитного слежения, а также разнообразные опции слияния изображений. В работе проанализированы преимущества, недостатки и особенности различных модальностей и технологий, а также даны рекомендации по их эффективному использованию в рентгеноперационных онкологического профиля. Сделан вывод о том, что дальнейшее развитие технологий визуализации и навигации в интервенционной онкологии, по всей видимости, будет связано с интеграцией различных опций наведения, слежения и слияния изображений в структуру современных многофункциональных ангиографических комплексов, оснащенных постоянно совершенствующимися плоскими детекторами и программными пакетами для выполнения ПДКТ.

**Ключевые слова:**

плоскодетекторная компьютерная томография, ПДКТ, УЗИ, МСКТ, МРТ, интервенционная онкология, интервенционная радиология, рентгенохирургия, онкология, слияние изображений

and electromagnetic tracking systems, and a variety of image fusion technologies have recently been developed to improve the effectiveness of interventions. This article analyzes the advantages, disadvantages and features of various modalities and technologies, and also provides recommendations for their effective use in X-ray operating rooms with oncological profile. It is concluded that further development of imaging and navigation technologies in interventional oncology will most likely be associated with the integration of various options for guidance, tracking and image fusion into the structure of modern multifunctional angiographic systems equipped with constantly improving flat-panel detectors and software packages for performing FDCT.

**Key words:**

flat-detector computed tomography, FDCT, US, MDCT, MRI, interventional oncology, interventional radiology, x-ray surgery, oncology, image fusion

## Введение

Интервенционная онкология – быстро развивающаяся область интервенционной радиологии (рентгенохирургии), которая наряду с хирургией, лекарственной и лучевой терапией постепенно становится четвертым самостоятельным направлением клинической онкологии. К интервенционно-радиологическим процедурам, широ-

ко используемым в настоящее время для диагностики и лечения онкологических заболеваний, относятся такие вмешательства как чрескожная биопсия, диагностическая ангиография и ПДКТ-артериография, чрескожное дренирование (ЧЧХД, нефростомия, дренирование абсцессов и т.д.), имплантация кавафильтров, рентгенохирургическое стентирование полых органов (желчные

протоки, пищевод, кишечник, мочеточники и др.), эмболизация сосудов при кровотечении, чрескожная энергетическая абляция (РЧА, МВА, криоабляция, необратимая электропорация и т.д.), регионарная противоопухолевая терапия в виде трансартериальной химиоэмболизации (ТАХЭ), трансартериальной радиоэмболизации и трансартериальной химиоинфузии через имплантируемые артериальные порты, обеспечение центрального венозного доступа (имплантация венозных портов и PICC-line систем), а также вертебропластика, чрескожный нейролизис, эндолимфатические вмешательства и многое другое [1, 2]. Все эти виды интервенционно-радиологических процедур требуют использования разнообразного и дорогостоящего оборудования.

Краеугольным камнем интервенционной радиологии в общем и интервенционной онкологии в частности, является качественная лучевая визуализация, основанная на использовании различных аппаратных модальностей, таких как ультразвуковое исследование (УЗИ), спиральная компьютерная томография (МСКТ), магнитно-резонансная томография (МРТ), а также многофункциональных ангиографических комплексов с возможностью выполнения рентгенографии, рентгеноскопии, цифровой субтракционной ангиографии (ЦСА) и плоскостной компьютерной томографии (ПДКТ). Необходимо отметить, что внедрение ПДКТ в рутинную практику в середине 2000-х годов фактически стерло границы между диагностическими системами (трехмерная визуализация) и рентгенохирургическим диагностическим оборудованием (ранее было только двухмерным). Дальнейшее развитие технологий ПДКТ позволило дополнить трёхмерную кроссекционную визуализацию технологиями трёхмерной навигации после чего операционное пространство в рентгеноперационной также стало трёхмерным, причем трёхмерным в режиме реального времени (рис. 1) [3, 4].

Другими знаковыми событиями, значительно расширившими возможности интервенционной онкологии в 21 веке, стали разработка и внедрение в практику роботизированных систем наведения для полуавтоматической и/или автоматической чрескожной установки различных аппликаторов и игл, а также систем электромагнитного и оптического слежения и устройств лазерной подсветки. Принципиально новым направлением стала разработка и внедрение различных программных пакетов, позволивших объединять различные массивы данных, полученные при использовании разных модальностей (технологии слияния изображений, или fusion-технологии), а также осуществлять виртуальное планирование процедур и их проведение с использованием возможностей дополненной реальности (дополненной рентгеноскопии и дополненной ультразвуковой визуализации) [5-7].

Рациональный выбор «тяжелого» оборудования (МРТ, МСКТ, ангиографический комплекс, гибридные системы и т.д.) и дополняющей его высокоэффективной мобильной аппаратуры (УЗИ-сканеры, роботизированные системы наведения, системы слежения и т.д.) позволяет не только



**Рис. 1.** Современный напольный ангиографический комплекс Artis Zee Floor (Siemens, Германия), установленный в рентгеноперационной ОРХМДил ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова» МЗ РФ. Ангиографический комплекс оснащен плоским детектором третьего поколения размерами 40x30 см, что дает возможность выполнять двухфазную ПДКТ непосредственно во время рентгенохирургических вмешательств с применением как внутриаортального, так и внутривенного контрастирования. Программный пакет iGuide Needle Guidance (Siemens, Германия) и лазерная подсветка позволяют использовать трехмерную чрескожную навигацию в режиме реального времени при проведении чрескожной биопсии, чрескожной энергетической абляции, чрескожного дренирования и других чрескожных вмешательств. Программный пакет Embolisation Guidance (Siemens, Германия) позволяет использовать трехмерную внутрисосудистую навигацию в режиме реального времени при проведении суперселективной катетеризации и эмболизации/химиоэмболизации артерий, питающих опухоли печени и опухоли других локализаций, а также для автоматического поиска артерий, являющихся источником кровотечения. Программный пакет 3D/3D Fusion (Siemens, Германия) позволяет выполнять слияние 3D-массивов данных, полученных посредством выполнения ПДКТ как с 3D-массивами других ПДКТ-исследований (выполненных на разных этапах вмешательства, например, до и после проведения микроволновой абляции), так и с 3D-массивами любых других модальностей лучевой визуализации, в том числе МРТ, МСКТ, ПЭТ и ПЭТ-КТ.

оптимизировать затраты на оснащение и эксплуатацию рентгенохирургических операционных, но и гарантирует их высокоэффективную работу. В то же время многообразие визуализационных и навигационных технологий, созданных в последние десятилетия, создаёт определенные трудности для рациональной комплектации отделений рентгенохирургии онкологического профиля оптимальным набором «тяжелого» и передвижного оборудования. Это может приводить либо к неоправданному дублированию отдельных опций, либо к недостаточному оснащению рентгеноперационных, затрудняющему проведение ряда высокотехнологичных вмешательств.

Цель работы – проанализировать современные технологии визуализации, наведения и слежения, используемые в интервенционной онкологии при проведении различных лечебных и диагностических вмешательств, а также описать комбинацию оборудования, которая представляется оптимальной для оснащения рентген-

операционных многопрофильных онкологических стационаров.

## Общие принципы визуализации, наведения и слежения в интервенционной онкологии

Все новое оборудование и программное обеспечение, предназначенное для визуализации, наведения и слежения в интервенционной онкологии должно оцениваться с точки зрения двух ключевых параметров: 1. влияние аппаратуры или технологии на улучшение результатов лечения; 2. влияние аппаратуры или технологии на повышение безопасности вмешательств. Именно соотношение двух этих параметров, известное также как «терапевтический индекс» и определяет, в конечном итоге, ценность соответствующих технологий для клинического использования, а также глобальные направления развития различных видов медицинского оборудования в общем, и технологий интервенционной радиологии, в частности [8].

Установленная в рентгеноперационной аппаратура (комбинация различных модальностей) в идеале должна: 1. обеспечивать качественную визуализацию как минимум всех целевых очагов, траектории движения инструментов, а также прилежащих к ним жизненно-важных структур и органов при проведении всего спектра вмешательств (как чрескожных, так и эндоваскулярных); 2. позволять выполнять безопасную навигацию инструментов (катетеров, игл, аппликаторов и др.) на всем протяжении разнообразных процедур; 3. давать возможность осуществлять надежный мониторинг процесса лечения (например, внутритканевую термометрию в процессе чрескожной абляции); 4. давать возможность осуществлять модификацию процедуры в случае необходимости; 5. обеспечивать врача информацией для определения «конечной точки вмешательства» (например, при проведении ТАХЭ); 6. производить оценку непосредственного ответа на лечение сразу после окончания сеанса терапии (например, оценку величины края абляции или распределения химиоэмболизата в опухоли) [8, 9].

Кроме этого необходимо учитывать и множество других технических и эксплуатационных особенностей оборудования, основными из которых, в порядке их клинической значимости, на наш взгляд, являются следующие: 1. возможности и ограничения визуализации данной конкретной аппаратуры; 2. возможности и ограничения навигации и мониторинга; 3. удобство доступа к пациенту при проведении вмешательства (например, открытый или закрытый контур гентри); 4. универсальность оборудования (например, возможность выполнения как эндоваскулярных, так и чрескожных вмешательств на одном аппарате); 5. потенциальный вред для пациента и персонала (например, влияние ионизирующего излучения); 6. возможность совмещения с другими модальностями для увеличения

терапевтических возможностей (например, комбинация МСКТ и роботизированной системы наведения); 7. наличие ограничений для эксплуатации в определенных клинических условиях (например, ограничения аппаратуры по весу пациента); 8. сложность обучения среднего и младшего медицинского персонала; 9. сложность обучения врачей; 10. сложность обработки и стерилизации поверхностей; 11. пропускная способность системы (например, МСКТ в сравнении с МРТ); 12. цена оборудования; 13. цена необходимых расходных материалов (например, направляющих втулок для роботизированных систем наведения); 14. итоговая стоимость эксплуатации; 15. возможность обновления аппаратуры и программных пакетов; 16. соответствие помещений техническим требованиям для размещения аппаратуры (площадь помещений, этажность зданий, наличие коммуникаций и т.д.). Исходя из этого рассмотрим преимущества и недостатки различных модальностей, используемых при проведении интервенционно-радиологических вмешательств в онкологии в настоящее время.

## Ультразвуковая визуализация и навигация

Ультразвуковая визуализация – первый метод лучевой диагностики, получивший широкое распространение при проведении чрескожных интервенционно-радиологических вмешательств в самом начале 1980-х годов. Благодаря своим уникальным свойствам ультразвуковая визуализация и сегодня остается наиболее удобной и широко используемой методикой для различных чрескожных процедур, таких как мягкотканная биопсия, дренирующие операции, чрескожная энергетическая абляция, обеспечение чрескожного сосудистого доступа и т.д. [8]. Основными преимуществами УЗИ, выгодно отличающими его от других методов лучевой диагностики, являются: 1. качественная (2D) визуализация мягкотканых структур в режиме реального времени; 2. хорошая визуализация игл и аппликаторов в тканях; 3. отсутствие ионизирующего излучения; 4. возможность визуализации сосудистого русла путем доплерографии; 5. возможность использования внутрисосудистых УЗИ-контрастных препаратов; 6. возможность использования данных других модальностей (МРТ, МСКТ, ПЭТ-КТ, ПДКТ) при наличии технологий слияния изображений; 7. относительно низкая цена оборудования; 8. низкая цена эксплуатации; 9. компактность и мобильность аппаратуры; 10. повсеместная доступность.

Учитывая это каждая рентгеноперационная онкологического профиля должна быть оснащена как минимум одним ультразвуковым сканером экспертного класса, специально разработанным для выполнения всего спектра интервенционно-радиологических вмешательств в онкологии. В комплектацию сканера обязательно должны входить различные типы ультразвуковых датчиков, основными из которых для интервенционной онкологии

являются конвексный абдоминальный датчик, линейный сосудистый датчик и микроконвексный датчик. Приобретаемые ультразвуковые датчики целесообразно дополнять специальными многообразными направляющими устройствами для биопсийных игл, позволяющими безопасно производить чрескожную биопсию начинающим специалистам. Перспективной для использования в интервенционной онкологии является технология электромагнитного отслеживания положения ультразвукового датчика, которую необходимо включать в комплектацию интервенционных сканеров. Эта опция дает возможность совмещать УЗИ-данные с данными, полученными с помощью других модальностей, таких как МРТ, МСКТ, ПЭТ-КТ и ПДКТ на основе технологии слияния изображений и использовать эти данные при проведении интервенционных вмешательств (например, для таргетирования метастазов в печени обнаруживаемых только с помощью МРТ или ПДКТ) [10-12]. Современные системы могут оснащаться дополнительными трекерами позволяющими отслеживать положение игл или аппликаторов в электромагнитном поле с отражением их положения в виртуальном пространстве рабочей станции в режиме реального времени.

К сожалению, УЗИ обладает также рядом объективных ограничений, не позволяющих этому методу визуализации быть универсальным и заменить собой все остальные. Основными из этих ограничений являются следующие: 1. невозможно использовать УЗИ при проведении эндоваскулярных вмешательств; 2. отсутствие 3D-визуализации в режиме реального времени; 3. высокая зависимость от опыта оператора; 4. субъективность при интерпретации данных; 5. плохая визуализация изоэхогенных образований и структур; 6. плохая визуализация тканей содержащих воздух или пар; 7. плохая визуализация костных структур; 8. плохая визуализация тканей, содержащих большое количество жира; 9. плохая визуализация глубоко расположенных структур и образований. В практической работе это приводит к тому, что УЗИ не может эффективно применяться при проведении чрескожных диагностических и лечебных вмешательств на легких и костях (без использования fusion-технологий), а также при всех видах эндоваскулярных вмешательств. Кроме того, значительные трудности возникают при визуализации очаговых образований внутренних органов у тучных пациентов, при визуализации изоэхогенных опухолей, при визуализации опухолей печени, расположенных под куполом диафрагмы (т.к. визуализации мешает воздушная ткань легкого), а также при мониторинге процесса гипертермической абляции (РЧА, МВА, лазерная абляция) в связи с интенсивным парообразованием [8]. В определенной степени проблему визуализации и мониторинга во время абляции опухолей позволяет решить использование ультразвуковых контрастных препаратов, однако их применение в рутинной практике не всегда представляется возможным. При проведении вмешательств, которые не могут быть выполнены под ультра-

звуковым контролем используются другие методы лучевой визуализации, такие как рентгеноскопия, МРТ, МСКТ и ПДКТ.

## МСКТ

Рентгеновская компьютерная томография – это первая технология визуализации на основе кроссекционных изображений, которую стали использовать в 1980-е годы для выполнения чрескожных вмешательств в тех случаях, когда применение УЗИ было ограничено или невозможно [8]. На протяжении многих лет МСКТ являлась золотым стандартом визуализации и навигации при проведении чрескожной биопсии и чрескожной абляции опухолей легких, почек и костей, однако в последнее время роль ее значительно снизилась в связи с широким внедрением ангиографических установок с функцией ПДКТ-визуализации и ПДКТ-навигации. Преимуществами МСКТ по сравнению с другими методами рентгеновской визуализации, доступными в 1990-е годы (рентгенография, рентгеноскопия и ЦСА) были существенными: 1. возможность получения трехмерного массива данных с последующим анализом кроссекционных изображений; 2. возможность надежного контроля продвижения инструментов в одном из срезов либо с помощью выполнения повторных сканирований, либо в режиме МСКТ-рентгеноскопии; 3. отсутствие структур недоступных для визуализации (в отличие от УЗИ и МРТ, где основной проблемой являются ткани содержащие воздух или пар); 4. возможность использования внутривенного контрастирования (например, для планирования процедуры и оценки непосредственного ответа на лечение во время абляции). Однако, МСКТ имеет и ряд серьезных ограничений, не позволивших данной методике получить широкое распространение в рентгеноперационных, среди которых главными являются следующие: 1. невозможность использования МСКТ как самостоятельного метода при проведении эндоваскулярных вмешательств; 2. закрытый контур гентри с затрудненным доступом к пациенту; 3. невозможность трёхмерной визуализации в режиме реального времени; 4. невозможность трёхмерной навигации в режиме реального времени; 5. сложность таргетирования при наличии двойных косых углов атаки; 6. сложность таргетирования целевых очагов при углах атаки превышающих 30° (что необходимо, например, при выполнении биопсии надпочечников или абляции опухолей печени, расположенных под куполом диафрагмы); 7. высокая цена оборудования; 8. высокая стоимость эксплуатации; 9. сложность размещения оборудования в рентгеноперационной; 10. дополнительная лучевая нагрузка на врача и пациента при проведении вмешательств.

Так как в большинстве медицинских центров (как в России, так и за рубежом) оборудование для МСКТ приобретается исключительно с целью выполнения диагностических исследований и устанавливается не в рентгенопера-

ционных, а в отделениях лучевой диагностики, возникает ряд серьезных проблем, осложняющих использование МСКТ в интервенционной онкологии: 1. низкая доступность аппаратуры для сотрудников отделений рентгенохирургии; 2. вынужденное проведение вмешательств в нестерильных условиях; 3. сложность организации анестезиологического пособия; 4. сложность обработки оборудования после вмешательств; 5. несогласованная работа персонала двух отделений.

Тем не менее, сегодня существует возможность, позволяющая полноценно использовать МСКТ в интервенционной онкологии и заключающаяся в установке в рентгеноперационной гибридной аппаратуры, состоящей из ангиографической установки с функцией ПДКТ и синхронизированной с ней МСКТ-системы. Такие высокотехнологичные гибридные системы обладают возможностью не только выполнять два вида компьютерной томографии и использовать все виды навигации, но и осуществлять 4D-сканирование (например, 4D-ангиографию печени), что, безусловно открывает новые перспективы как для диагностики, так и для лечения различных опухолей [13, 14]. Однако, существенным недостатком данных систем является очень высокая цена оборудования и стоимость эксплуатации, в связи с чем их установка может быть оправданной только в медицинских центрах экспертного (третьего) уровня.

## МРТ

МРТ, как технология визуализации и навигации имеет ряд уникальных преимуществ перед другими модальностями: 1. отсутствие ионизирующего излучения; 2. лучшее контрастное разрешение мягких тканей по сравнению с МСКТ (например, для метастазов в печени); 3. возможность использования МР-термометрии при проведении абляции для контроля температуры тканей; 4. возможность использования режима визуализации близкого к режиму флюороскопии во время таргетирования; 5. возможность функциональной оценки жизнеспособности тканей (например, с помощью диффузионно-взвешенных изображений). В то же время существенными недостатками МРТ являются: 1. закрытый контур гентри; 2. очень узкая и протяженная апертура; 3. длительное время сбора информации; 4. относительно низкое пространственное разрешение; 5. высокая чувствительность методики к движению во время сканирования; 6. плохая визуализация структур, содержащих воздух; 7. высокая цена; 8. необходимость использования только специального МР-совместимого оборудования; 9. необходимость использования только специальных МР-совместимых рентгенохирургических инструментов и расходных материалов; 10. невозможность лечения пациентов с железосодержащими металлоконструкциями или кардиостимуляторами; 11. невозможность сочетания процедуры с эндоваскулярными вмешательствами. Все эти ограничения не позволяют широко использовать

МРТ в рутинной практике интервенционной онкологии и в настоящее время ее применение ограничивается лишь вмешательствами на головном мозге, молочных железах и предстательной железе в узкоспециализированных отделениях [8].

Тем не менее, данные полученные при МРТ-исследовании (также, как и при МСКТ, ПЭТ-КТ и ПДКТ) могут с успехом использоваться во время проведения интервенционных вмешательств в тех случаях, когда доступно применение различных режимов слияния изображений (например, наложение данных МРТ на данные УЗИ или ПДКТ). Это позволяет в значительной мере использовать преимущества МРТ-визуализации непосредственно в рентгеноперационной, избегая при этом ее недостатков, а также экономя пространство помещений и ресурсы здравоохранения.

## Роботизированные системы наведения

Как уже было отмечено ранее, недостатками МСКТ являются, в первую очередь, отсутствие трехмерной навигации в режиме реального времени при таргетировании целевых очагов, сложность проведения инструментов под двойными косыми углами атаки, а также высокая дополнительная лучевая нагрузка на персонал и пациента во время выполнения вмешательств. Для решения этих проблем были предложены различные системы роботизированного наведения инструментов или стереотаксические роботы [15, 16]. Суть этих устройств состоит в том, что сразу после выполнения МСКТ (МРТ или ПДКТ для некоторых роботов) трехмерный массив полученных данных передается на планировочную станцию роботизированной установки, где с помощью специального программного обеспечения в трёхмерном виртуальном пространстве отмечается целевая точка внутри пациента и точка входа иглы или аппликатора на коже. После этого рука-манипулятор автоматически устанавливается в соответствующее положение в реальном пространстве. Введение иглы или аппликатора в пациента осуществляется, как правило, врачом (рис. 2 А), хотя были предложены также роботизированные системы, выполняющие это автоматически. На сегодняшний момент существуют разнообразные технические решения и конструкции роботов каждая из которых имеет как свои преимущества, так и свои недостатки [15, 16]. Самые сложные из них (правда пока только в лабораторных экспериментах) способны отслеживать движения пациента во время дыхательного цикла, выполнять автоматический расчет положения целевого очага и производить автоматическое введение необходимого инструмента в фазу наименьшей подвижности органа [17]. Однако большинство из описанных в литературе систем являются прототипами, а сами исследования были выполнены только на фантомах. До коммерческой реализации в настоящее время дошли роботизированные системы двух



**Рис. 2 (а, б).** Этапы проведения пункционных вмешательств с использованием роботизированных систем наведения (стереотаксических роботов). А. Введение направляющей иглы с целью последующей установки кризонда для проведения криоабляции опухоли кости с использованием системы MAXIO (Perfint Healthcare, Индия) в ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова» МЗ РФ. Б. Проведение радиочастотной абляции опухоли печени после установки аппликатора с использованием системы ROBIO EX (Perfint Healthcare, Индия) под контролем МСКТ.

производителей: роботизированные системы ROBIO EX и MAXIO, производства компании Perfint Healthcare (Индия) (рис. 2 Б) и система iSYS разработанная компанией iSYS Medizintechnik GmbH (Австрия) [18-20]. Второе поколение робота компании Perfint Healthcare система MAXIO предназначена для работы совместно с МСКТ, имеет 5 степеней свободы и позволяет проводить как биопсию опухолей различных локализаций, так и устанавливать аппликаторы для проведения различных видов энергетической абляции диаметром от 11 до 22 G. Плюсами системы являются: 1. отсутствие лучевой нагрузки на персонал на этапе таргетирования; 2. значительное снижение лучевой нагрузки на пациента (за счет уменьшения числа повторных сканирований); 3. доступность для клинического использования в России; 4. возможность планирования траектории таргетирования сразу для пяти аппликаторов с автоматическим расчетом размеров зоны абляции; 5. простота использования;

б. быстрое обучение персонала. К недостаткам системы можно отнести следующие: 1. точность установки аппликаторов в целевую зону напрямую зависит от неподвижности пациента в течение длительного времени; 2. невозможность отслеживания иглы в процессе таргетирования; 3. невозможность коррекции положения иглы при неточном попадании (требуется повторный цикл таргетирования); 4. невозможность использования робота в рентгеноперационной совместно с ангиографической установкой; 5. необходимость использования одноразовых направляющих втулок.

Значительно более перспективной для использования в интервенционной онкологии представляется роботизированная установка iSYS (iSYS Medizintechnik GmbH, Австрия) [20]. Данная система имеет очень компактные размеры и фиксируется непосредственно к операционному столу, что делает ее более удобной для практического применения. Использование данного робота в комбинации с МСКТ имеет те же самые недостатки, что и для систем ROBIO EX и MAXIO. Однако, принципиальным отличием iSYS является то, что он может использоваться в комбинации с ангиографической установкой, оснащенной ПДКТ с лазерным наведением и возможностью навигации в режиме дополненной рентгеноскопии. Использование данного робота в рентгеноперационной позволяет значительно снизить лучевую нагрузку как на персонал, так и на пациента во время установки иглы в целевую зону. При этом наведение роботизированной установки на цель и отслеживание положения иглы в режиме реального времени осуществляется с помощью возможностей ПДКТ-визуализации и ПДКТ-навигации.

## Механические системы наведения и лазерная подсветка

Механические системы, получившие широкое клиническое применение (например, SeeStar компании AprioMed (Швеция) или Simplify производства NeoRad AS (Норвегия)) представляют собой четырехлопастные пластмассовые одноразовые устройства, прикрепляющиеся к коже пациента [21-23]. В центре устройства содержится направляющая канюля для введения иглы или аппликатора соответствующего диаметра. Система работает по принципу удаленного центра движения, то есть изменение углов атаки происходит путем изменения положения дистальной части направляющей. При этом положение точки вкола остается неизменным. После выбора необходимого угла направляющая фиксируется зажимом, создавая и поддерживая таким образом траекторию атаки по которой в дальнейшем оператор продвигается игла. Данные одноразовые устройства разрабатывались для МСКТ-навигации, однако в настоящее время перспективным направлением применения представляется также их использование в сочетании с технологиями ПДКТ (рис. 3) [21-23].

Лазерная подсветка является вспомогательной техноло-





**Рис. 3.** Оценка точности позиционирования механической системы наведения SeeStar (ArioMed, Швеция), используемой в комбинации с ПДКТ-навигацией на ангиографическом комплексе Artis Zee Floor (Siemens, Германия) в рентгеноперационной ОРХМДил. Первым этапом выполняется ПДКТ, после чего на рабочей станции ангиографа строится траектория таргетирования. После этого С-дуга устанавливается в прямую проекцию атаки (положение «вид сверху»). Система SeeStar приклеивается к коже лепестками в месте вкола и разворачивается таким образом, чтобы ее направляющая металлическая канюля приобрела вид «о», то есть стала видна «на просвет». Угол атаки SeeStar фиксируется специальным зажимом, а С-дуга переводится в боковую проекцию. Дальнейшее продвижение иглы (аппликатора) до целевой точки контролируется в режиме реального времени на флюороскопическом мониторе (отражено на фотографии). Использование SeeStar в сочетании с ПДКТ позволяет обеспечить более точное позиционирование игл (аппликаторов), снизить лучевую нагрузку на пациента, а также избежать облучения рук рентгенохирурга.

гией, позволяющей точно отслеживать продвижение иглы по траектории атаки без использования рентгеновской визуализации. Принципиально можно выделить два типа лазеров. Первые устанавливаются на ангиографические установки с опцией ПДКТ и являются вспомогательным инструментом ПДКТ-навигации. В данном случае лазеры расположены непосредственно на плоском детекторе, что дает возможность «подсвечивать» вводимый инструмент одновременно в прямой и двух боковых взаимно перпендикулярных проекциях (рис. 4). Использование данного оборудования позволяет значительно снизить лучевую нагрузку на руки оператора при проведении чрескожных процедур. Интересной представляется также аппаратура для внешней лазерной подсветки SimpliCT, разработанная компанией NeoRad AS (Норвегия). Изначально система была создана для работы в тандеме с МСКТ, но в настоящее время она может также использоваться при проведении интервенционно-радиологических вмешательств под ПДКТ-контролем [23].

## Системы электромагнитного и оптического слежения

Системы электромагнитного [24-26] и оптического [27, 28] слежения представляют собой высокотехнологичные установки, которые позволяют отслеживать реальное положение иглы или аппликатора в теле пациента путем



**Рис. 4 (а, б).** Введение антенны для микроволновой абляции в опухоль печени под контролем ПДКТ с использованием штатной лазерной подсветки ангиографического комплекса Artis Zee Floor (Siemens, Германия). А. После выполнения ПДКТ-артериогапатографии и определения безопасной траектории таргетирования С-дуга ангиографической установки устанавливается в положение «вид сверху» после чего автоматически включается лазерная подсветка. Использование лазерной подсветки позволяет без использования рентгенографии определить точку входа аппликатора на коже пациента. Б. При правильном расположении аппликатора, согласно запланированной траектории таргетирования, визуализируется лазерная подсветка на всем протяжении shaft антенны для микроволновой абляции в двух взаимно-перпендикулярных проекциях. Использование лазерной подсветки позволяет без включения рентгенографии точно провести аппликатор в тело пациента на заранее определенную глубину.

его визуализации в виртуальном пространстве навигационной системы. Принцип работы электромагнитных систем слежения заключается в создании искусственного электромагнитного поля с помощью специального генератора, а положение инструментов или УЗИ-датчиков внутри этого поля определяется путём установки на них специальных фидуциарных маркеров, представляющих собой небольшие электромагнитные антенны. Недостатком этих систем является высокая зависимость от состояния магнитного поля вокруг пациента (например,

их нельзя использовать совместно с МРТ), а также относительно небольшое допустимое расстояние от генератора поля до фидуциарных маркеров, что значительно затрудняет работу. Альтернативным представляется использование установок оптического слежения, например, системы SIRIO компании Masmec Biomed (Италия), которые могут использоваться как с МСКТ-сканерами, так и с ангиографическими установками, оснащенными опцией ПДКТ (рис. 5). Принцип работы этих систем осно-



**Рис. 5.** Система оптического слежения SIRIO (Masmec Biomed, Италия) и различные виды шарообразных светоотражающих фидуциарных маркеров, использующихся для определения положения тела пациента и положения устанавливаемых аппликаторов. Система работает как в сочетании с МСКТ, так и в сочетании с ПДКТ-навигацией ангиографических комплексов. При этом введение иглы (аппликатора) может осуществляться без использования рентгеновской визуализации, что значительно снижает общую лучевую нагрузку на пациента и персонал. При проведении вмешательства на кожу фиксируется датчик пациента и наклеиваются дополнительные маркеры положения тела. После этого выполняется сканирование и информация передаётся на рабочую станцию где производится построение траектории таргетирования. Далее, используя датчик иглы, осуществляется регистрация иглы в виртуальном пространстве после чего она может быть установлена в целевой очаг. Поскольку продвижение иглы (аппликатора) осуществляется в виртуальном режиме, после достижения целевого очага необходимо выполнить контрольное сканирование для того, чтобы убедиться в точности таргетирования.

ван на использовании инфракрасного света и инфракрасных камер, а в качестве фидуциарных маркеров используются шарообразные светоотражающие элементы. Преимуществом данных систем является то, что они могут отслеживать дыхание пациента и его движение в пространстве, благодаря дополнительным светоотражающим наклейкам, наносимым на тело. Недостатком оптической навигации считается необходимость постоянного прямого визуального доступа видеокамер ко всем фидуциарным маркерам, чего не всегда удается добиться во время вмешательства. Основным недостатком всех систем слежения является то, что они отражают только виртуальное, а не реальное положение игл и аппликаторов (которые расцениваются системой как жесткие конструкции) в виртуальном, а не реальном пространстве. Поэтому отклонение иглы за счет ее искривления во время пункции не будет фиксироваться системой в связи с чем возможны серьезные ошибки. Таким

образом, наиболее перспективным представляется использование этих систем в сочетании с «реальными» технологиями визуализации, например – сочетание электромагнитной навигации с ультразвуковой визуализацией и технологиями слияния изображений. Системы электромагнитного и оптического слежения могут работать также совместно с МСКТ (а оптические и с МРТ), но наиболее эффективным может оказаться их использование в рентгеноперационных в тандеме с ангиографическими установками, оснащенными ПДКТ и технологиями дополненной рентгеноскопии [29, 30]. Особый интерес представляют системы оптического слежения, интегрированные в плоские детекторы ангиографических комплексов, что дает возможность повысить точность вмешательств существенно сократив при этом лучевую нагрузку и общее время процедуры. Можно предположить, что по мере дальнейшего развития интервенционной онкологии роль интегрированных в ПДКТ систем виртуального слежения при проведении сложных минимально-инвазивных вмешательств будет неуклонно возрастать.

## Технологии слияния изображений

Технологии слияния изображений все больше входят в практику как диагностической (ПЭТ-КТ, ОФЭКТ-КТ), так и интервенционной радиологии. Основная задача fusion-технологий – использовать преимущества каждой из модальностей (а также фаз контрастирования или этапов процедуры) для качественной визуализации, нивелируя при этом недостатки других модальностей [31]. По своему принципу методы слияния изображений, используемые в интервенционной онкологии, следует разделять на две большие группы. Первую составляют технологии слияния изображений, полученные с использованием одной и той же модальности, но с разными фазами контрастирования или на разных этапах интервенционного вмешательства. Показательным примером может быть слияние двух ПДКТ-массивов данных один из которых несет информацию о положении метастаза колоректального рака в печени (например, после выполнения ПДКТ в капиллярную фазу инфузионной артерио-гепатикографии), а второй содержит данные о положении антенны для микроволновой абляции внутри печени (ПДКТ-сканирование выполнено без введения контрастных препаратов сразу после установки антенны). Слияние двух массивов данных на рабочей станции позволяет получить информацию о положении антенны относительно опухоли без дополнительного контрастирования. Аналогичный пример можно привести и для использования УЗИ-навигации во время микроволновой абляции, когда изображение зоны абляции, полученное путем внутривенного контрастирования, накладывается на визуализацию опухоли до процедуры с целью оценки адекватности края абляции и, соответственно, определения технической эффективности процедуры. Ко второй группе относится слияние изображений, по-

лученных с использованием разных модальностей. В данном случае точность слияния находится в прямой зависимости от времени, прошедшего между двумя исследованиями и соблюдением одного и того же положения тела пациента, а также фазы вдоха-выдоха при проведении обоих исследований [32]. Наиболее точное слияние изображений, например, при объединении данных МСКТ и УЗИ при проведении абляции опухолей печени (с точностью до 2 мм) возможно только в том случае, если исследования (МСКТ и УЗИ) следуют сразу друг за другом, а пациент находится на одном столе на искусственной вентиляции легких с остановкой дыхания во время сканирования в одну и ту же фазу [32]. Такая методика показала высокую эффективность при проведении абляции опухолей печени плохо визуализируемых при УЗИ в рентгеноперационных не оснащенных ангиографическим комплексом с возможностью выполнения ПДКТ [33].

## Многофункциональные ангиографические комплексы

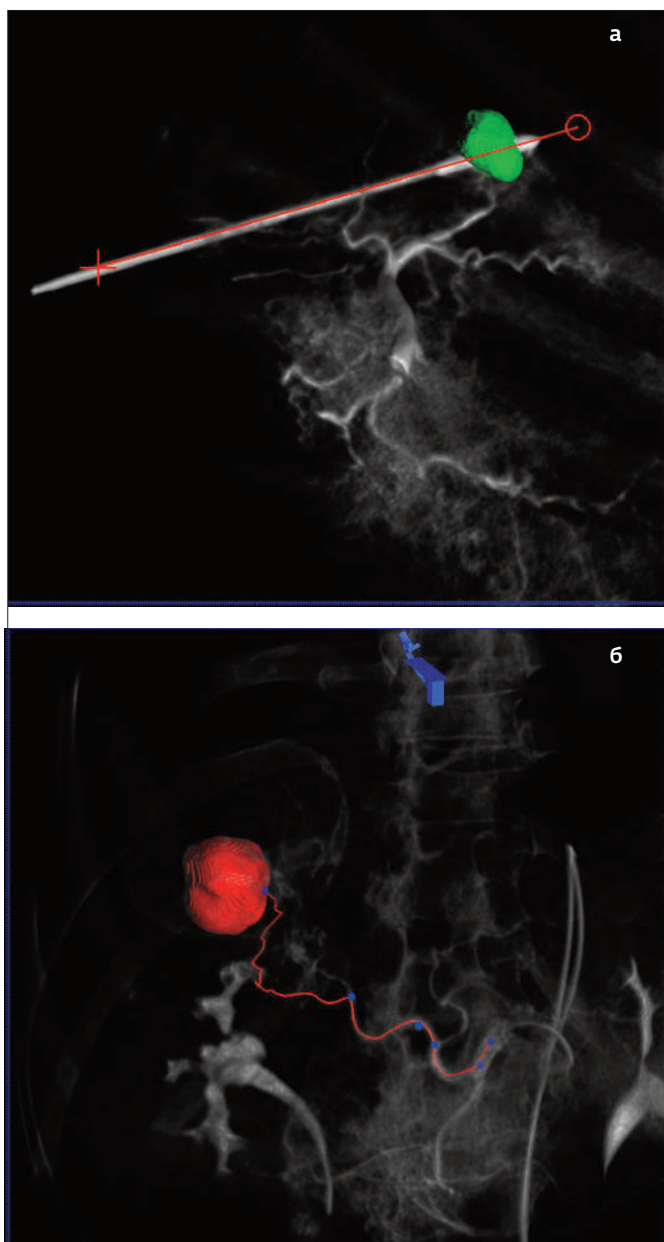
Ангиографический комплекс (ангиографическая установка) является основной системой визуализации, используемой в отделениях рентгенохирургии с начала 1980-х годов. На протяжении многих лет его главной задачей было обеспечение проведения различных эндоваскулярных вмешательств с использованием рентгенографии, рентгеноскопии и ЦСА. Ангиографические комплексы также применялись для проведения ряда чрескожных процедур (таких как нефростомия или чрескожное чреспеченочное холангиодренирование), но только в тех случаях, где было достаточно использовать планарные (2D) рентгеноскопические изображения. Проведение же биопсии, абляции и других вмешательств, требующих получения и анализа кроссекционных данных, было прерогативой других модальностей, таких как УЗИ, МСКТ или МРТ. Революционные изменения, произошедшие в данном направлении в начале 2000-х годов, были обусловлены появлением технологии ПДКТ, которая возникла благодаря созданию плоских цифровых детекторов в сочетании с совершенствованием методики конусно-лучевой компьютерной томографии [3]. Внедрение ПДКТ дало возможность получать не только плоскостные изображения, но и трехмерные массивы данных с возможностью их кроссекционного анализа и последующего использования для ПДКТ-навигации. Появление ПДКТ, встроенной непосредственно в ангиографический комплекс (рис. 1), позволило проводить практически все виды чрескожных вмешательств (чрескожную биопсию, абляцию, дренирование, нейрлизис и т.д.) непосредственно в рентгеноперационной в трехмерном пространстве и в режиме реального времени [34-37]. Благодаря этому ангиографические установки с функцией ПДКТ (ангиографические комплексы) в настоящее время значительно снизили потребность в использовании дополнительного тяжелого оборудования, такого

как МСКТ и МРТ. Более того, внедрение в интервенционную онкологию ангиографических систем с возможностью ПДКТ открыло путь для разработки новых высокотехнологичных методов диагностики и лечения злокачественных опухолей, проведение которых без использования подобной техники ранее было практически невозможно [4, 38].

Технологии ПДКТ обладают рядом существенных преимуществ, в сравнении с возможностями МСКТ и МРТ. Основными из этих преимуществ являются следующие: 1. доступность для использования непосредственно в рентгеноперационной; 2. значительно более высокое пространственное разрешение; 3. высокая скорость сканирования; 4. открытый контур гентри; 5. возможность создания двойных косых траекторий атаки с углами до 50°; 6. полная интеграция с режимами рентгеноскопии, рентгенографии и ЦСА; 7. единственная технология с возможностью проведения 3D-навигации в режиме реального времени; 8. встроенная система лазерного наведения; 9. относительная простота конструкции и относительно низкая стоимость оборудования; 10. возможность интеграции с другими модальностями, такими как УЗИ, системы электромагнитного и оптического слежения, роботизированные системы наведения, а также использование функции слияния изображений с данными МРТ, МСКТ, ПЭТ-КТ и ПДКТ [39, 40]; 10. лучевая нагрузка ниже, чем при МСКТ (при сканировании сопоставимой области). Недостатками ПДКТ на сегодняшний момент являются: 1. более низкое, чем у МСКТ и МРТ контрастное разрешение; 2. ограниченное поле обзора; 3. высокая чувствительность к движению пациента во время сканирования; 4. воздействие ионизирующего излучения; 5. необходимость проведения многократных сканирований в процессе выполнения процедуры.

Очень важным является тот факт, что использование ПДКТ-навигации, как было показано в многочисленных клинических исследованиях, оказалось значительно более точным и безопасным по сравнению с МСКТ-навигацией, как при выполнении биопсии [41-45], так и при осуществлении чрескожной энергетической абляции опухолей различных локализаций [46-48] (рис. 6 А). Проведенные клинические исследования показали, что использование ПДКТ на диагностическом этапе вмешательства приводит к некоторому увеличению облучения пациента и персонала, однако этот недостаток компенсируется за счет снижения лучевой нагрузки и повышения качества процедуры на этапе лечения [46-48].

Внедрение ПДКТ в практику интервенционной онкологии полностью изменило парадигму проведения не только чрескожных, но и эндоваскулярных рентгенохирургических вмешательств (например, ТАХЭ), которые тоже стали выполняться в трехмерном стереотаксическом пространстве ангиографической установки. В частности, уже сегодня возможно не только выполнять 3D-ангиографию, но и осуществлять сегментацию опухолей и выполнять полуавтоматический поиск питающих их артерий с последующей передачей трехмерной «дорожной

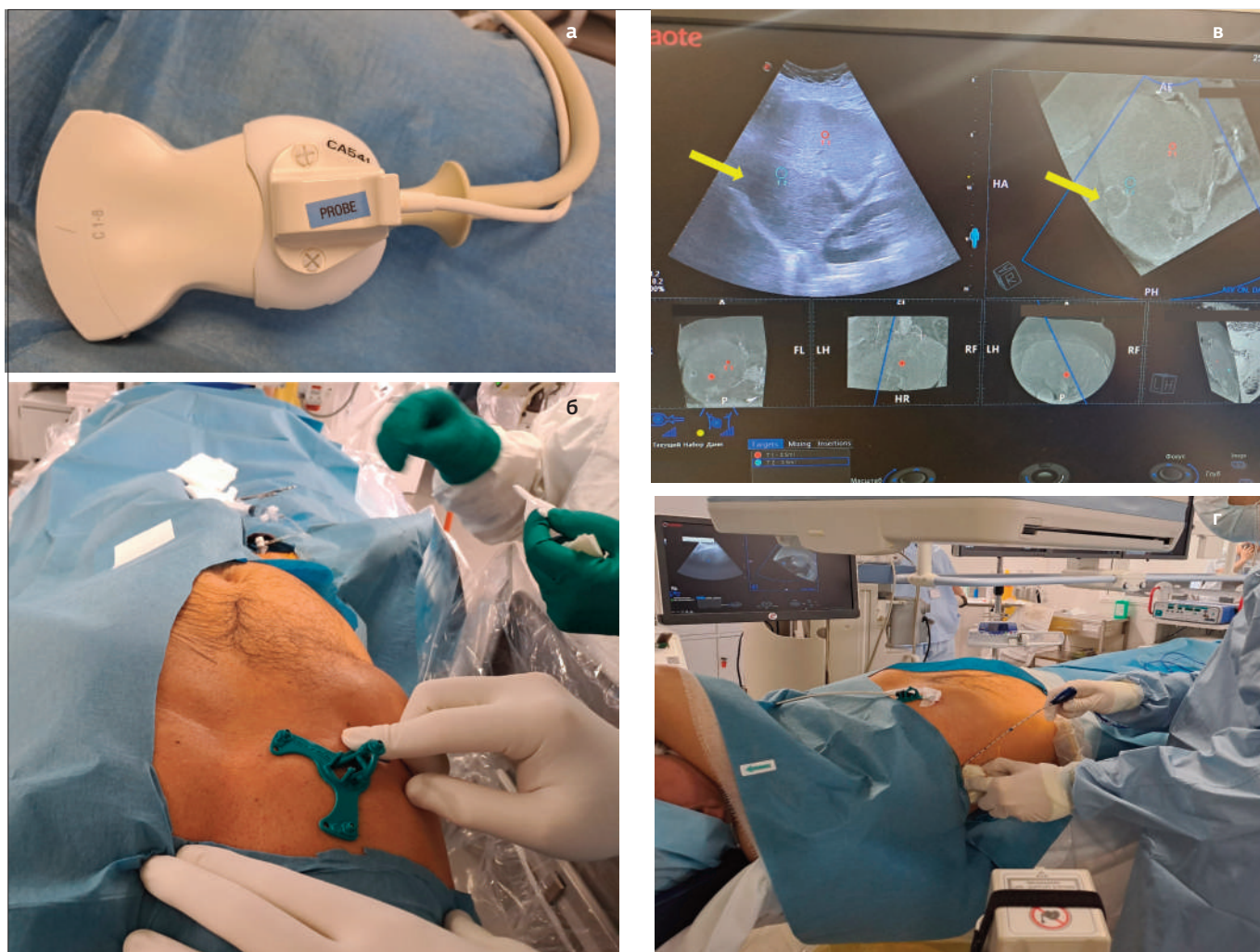


**Рис. 6 (а, б).** Возможности ПДКТ-визуализации и ПДКТ-навигации для проведения чрескожных и эндоваскулярных интервенционно-радиологических вмешательств. А. Сегментация солитарного узла гепатоцеллюлярного рака (стадия BCLC 0) с последующим построением траектории чрескожной установки антенны для микроволновой абляции. Трёхмерное изображение опухоли и траектория таргетирования передаются на рентгеноскопические мониторы в рентгеноперационной, где они визуализируются в режиме реального времени при включении рентгеноскопии (режим дополненной рентгеноскопии). В представленной реконструкции антенна для микроволновой абляции установлена в опухолевой узел, однако требуется ее дополнительное продвижение в соответствии с запланированной траекторией. Б. Сегментация солитарного узла гепатоцеллюлярного рака (стадия BCLC A) с последующим построением эндоваскулярной траектории проведения микрокатетера в питающие опухоль сосуды для выполнения суперселективной химиоэмболизации. Как и в предыдущем случае трёхмерное изображение опухоли и траектория таргетирования передаются на рентгеноскопические мониторы в рентгеноперационной для использования в режиме дополненной рентгеноскопии.

карты» на рентгеноскопические мониторы в рентгеноперационной (режим дополненной рентгеноскопии) для выполнения суперселективной ТАХЭ (рис. 6 Б) [49, 50]. Это, в свою очередь, приводит к более эффективной химиоэмболизации опухолей и, как следствие, – к улучшению выживаемости пациентов, страдающих гепатоцеллюлярным раком [51]. В связи с этим в настоящее время обсуждается вопрос о необходимости включения различных режимов ПДКТ-артериогепатикографии в стандарт лечения ГЦР [52]. Более того, недавно было показано, что внутриаартериальное контрастирование в виде двухфазной ПДКТ-артериогепатикографии является более чувствительным методом диагностики узлов ГЦР диаметром менее 30 мм, чем использование МСКТ и МРТ с внутривенным контрастированием [53]. Ранее также сообщалось о возможности улучшения результатов диагностики гиповаскулярных метастазов в печени диаметром менее 10 мм (от 3 до 9 мм) по сравнению с многофазной МСКТ путем использования ПДКТ-артериогепатикографии в капиллярную фазу контрастирования [54, 55]. Таким образом, можно говорить о том, что использование ПДКТ приводит к существенному улучшению результатов локорегионарного лечения онкологических больных, а также к расширению возможностей рентгенохирургии для ранней диагностики и стадирования ряда злокачественных новообразований [4, 56].

## Перспективы дальнейшего развития

По всей видимости, технологии визуализации и навигации в интервенционной онкологии продолжают свое дальнейшее успешное развитие на базе многофункциональных ангиографических комплексов, оснащенных плоскими детекторами. Значительная часть недостатков ПДКТ будет устранена уже в ближайшем будущем. В частности, создание плоских детекторов нового поколения (в том числе двухслойных, с возможностью проведения двухэнергетического сканирования) позволит принципиальным образом увеличить контрастное разрешение и динамический диапазон ПДКТ, а также существенно снизить лучевую нагрузку [3]. Увеличение поля обзора во время сканирования уже сегодня возможно с использованием новых роботизированных ангиографических комплексов с «разорванной» траекторией сканирования, позволяющей «сшивать» отдельные массивы ПДКТ-данных как по оси z, так и по осям x и y. В качестве примера можно привести роботизированную ангиографическую установку Artis Pheno (Siemens, Германия), существенно отличающуюся по своему конструктиву и возможностям от установки Artis Zee Floor (Siemens, Германия) по следующим параметрам: 1. роботизированная (на базе промышленного робота KR QUANTEC, компании KUKA Roboter, Германия) С-дуга имеет шесть осей вращения для более точного позиционирования; 2. очень быстрый поворот С-дуги во время сканирования (90°/сек) дает возможность выполнять ПДКТ в течение 3 сек; 3. увеличенное до 130 см расстояние между лучевой трубкой и плос-



**Рис. 7 (а-г).** Этапы проведения микроволновой абляции метастаза колоректального рака в печени (невидимого при УЗИ) в ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова» МЗ РФ в режиме слияния изображений (ПДКТ/УЗИ-fusion) с использованием ультразвукового сканера Esaote MyLab 9 eXP (Италия) с активным трекером положения тела пациента omniTRAX (Civco). А. Ультразвуковой конвексный датчик с установленной на него системой электромагнитного слежения; Б. Активный трекер (локализационное устройство) устанавливается на тело пациента в области сканирования, что позволяет не только осуществлять высокоточное слияние изображений ПДКТ/УЗИ в автоматическом режиме, но и отслеживать положение тела пациента, в частности его движения в процессе дыхания; В. Слияние изображений полученных в капиллярную фазу ПДКТ-артериогапатографии и УЗИ позволяют визуализировать метастаз в печени невидимый с использованием ультразвуковой визуализации (желтые стрелки) на рабочих мониторах ультразвуковой электромагнитного слежения; Г. Конфигурация оборудования перед началом таргетирования. Обратите внимание на положение локализационного устройства (трекера) на теле пациента и расположение генератора электромагнитного поля слева от оператора. Отдельный фидуциарный маркер может быть установлен также на антенну для микроволновой абляции с целью ее виртуальной визуализации в массиве ПДКТ-данных в режиме реального времени.

ким детектором, существенно облегчает доступ к пациенту; 4. возможность сканирования с полным вращением С-дуги на 360° позволяет обследовать сразу всю брюшную полость пациента (получение массива данных в виде цилиндра диаметром 32,0 см и длиной 23,5 см); 5. возможность выполнения ПДКТ любой части тела при любом положении пациента; 6. наличие гибкого изоцентра.

С дальнейшим развитием технологий робототехника также будет играть все большую и большую роль при проведении различных вмешательств, способствуя повышению их точности и, соответственно, улучшая непосредственные и отдаленные результаты лечения. Одним из перспективных направлений является интеграция в

рентгеноперационную чувствительного робота легкой конструкции LBR iiwa (KUKA Roboter, Германия) для использования в процессе наведения игл и аппликаторов [57]. LBR iiwa является первым серийно-выпускаемым чувствительным роботом, который может сотрудничать с человеком, то есть не заменять человека, а дополнять его. Предполагается, что третий роботизированный механизм также будет управлять положением ангиографического стола, существенно облегчая работу медицинского персонала и ускоряя рабочий процесс [57]. Проблемы синхронизации по дыханию, по всей видимости, будут решаться с использованием систем электромагнитного и/или оптического слежения. Этими же системами, интегрированными в ультразвуковые сканеры

экспертного класса, будет снижаться лучевая нагрузка на пациента и персонал в процессе проведения чрескожных вмешательств. В качестве примера можно привести тандемное использование в рентгеноперационной ПДКТ и ультразвукового сканера Esaote MyLab 9 eXP (Италия), имеющего активный электромагнитный трекер omniTRAX (Civco) для контроля дыхания и положения тела пациента. Ранее было показано, что технология слияния ПДКТ-изображений (полученных при внутривенном контрастировании) с УЗИ-навигацией в сочетании с алгоритмами электромагнитного слежения, может с успехом использоваться как для проведения чрескожной абляции опухолей печени (не визуализируемых при УЗИ, но определяемых в портальную фазу ПДКТ с внутривенным контрастированием) [11], так и для абляции опухолей почек [58]. Проведенные исследования свидетельствуют о высокой точности автоматического слияния изображений с использованием трекера omniTRAX (Civco), а также о технической осуществимости этих процедур на практике [11, 58]. Наш небольшой опыт также показывает, что такое сочетание оборудования может оказаться высокоэффективным для абляции оккультных метастазов в печени диаметром до 3 мм (не определяемых с помощью МРТ, МСКТ и ПДКТ с внутривенным контрастированием), визуализация которых возможна только в капиллярную фазу ПДКТ-артериогастрографии [14] (рис. 7).

## Заключение

В настоящее время существует большое разнообразие визуализационных и навигационных технологий которые с успехом могут использоваться для проведения диагностических и лечебных вмешательств в области

интервенционной онкологии. При оснащении рентгеноперационных многопрофильных онкологических стационаров аппаратурой целесообразно стремиться к тому, чтобы устанавливаемое «тяжелое» и переносное оборудование не дублировало отдельные функции друг друга, но работало в тандеме на основе кроссекционных изображений и fusion-технологий, усиливающих сильные и нивелирующих слабые стороны каждой из модальностей. Устанавливаемое оборудование (в идеале) должно обеспечивать потенцирующий эффект с положительной обратной связью, когда комбинация технологических решений ведет к улучшению результатов лечения, а это, в свою очередь, способствует дальнейшему развитию соответствующих модальностей и программных пакетов.

С учетом всего вышеописанного основой системой для визуализации и навигации в интервенционной онкологии остается многофункциональный, желателен роботизированный, ангиографический комплекс с возможностью проведения ПДКТ-визуализации и ПДКТ-навигации и оснащенный интегрированной в него системой лазерной подсветки. Обязательно в оснащение рентгеноперационной должен входить интервенционно-радиологический УЗИ-сканер, синхронизированный с ангиографической установкой и имеющий систему электромагнитного слежения для ультразвукового датчика (для слияния изображений) и систему электромагнитного слежения для игл и аппликаторов. Очень полезным компонентом может быть также мобильная система роботизированного наведения, в значительной степени повышающая точность таргетирования (по сравнению с установкой игл и аппликаторов «свободной рукой») и снижающая лучевую нагрузку на руки оператора и пациента.

### Литература:

1. Балахнин П.В. Рентгенохирургические методы лечения неотложных состояний в онкологии. Практическая онкология. 2015; 16(4): 140-156.
2. Балахнин П.В., Шмелев А.С., Шачинов Е.Г. Роль хирургических технологий в лечении вирус-ассоциированных опухолей на примере гепатоцеллюлярного рака. Практическая онкология. 2018; 19(4): 348-377.
3. Балахнин П.В., Багненко С.С., Беляев А.М. Плоскодетекторная компьютерная томография в интервенционной радиологии: Предпосылки появления и история создания. Медицина высоких технологий. 2024; 2(1): 12-34.
4. Балахнин П.В., Беляев А.М., Багненко С.С., Буровик И.А., Шмелев А.С. Технологии плоскодетекторной компьютерной томографии в интервенционной онкологии: Диагностика, стадирование и лечение гепатоцеллюлярного рака. Медицина высоких технологий. 2023; 1(1): 6-25.
5. Chehab M.A., Brinjikji W., Copelan A., Venkatesan A.M. Navigational Tools for Interventional Radiology and Interventional Oncology Applications. Semin Intervent Radiol. 2015; 32(4): 416-27. doi: 10.1055/s-0035-1564705.

### References:

1. Balakhnin P.V. Interventional radiology in the treatment of oncologic emergencies. Prakticheskaya onkologiya. 2015; 16(4): 140-156 [In Russ].
2. Balakhnin P.V., Shmelev A.S., Shachinov E.G. The role of surgical technologies in the treatment of virus-associated tumors on the example of hepatocellular carcinoma. Prakticheskaya onkologiya. 2018; 19(4): 348-377 [In Russ].
3. Balakhnin P.V., Bagnenko S.S., Belyaev A.M. Flat-detector computed tomography in interventional radiology: Background and history of creation. High-tech medicine. 2024; 2(1): 12-34 [In Russ].
4. Balakhnin P.V., Belyaev A.M., Bagnenko S.S., Burovik I.A., Shmelev A.S. Flat-detector computed tomography technologies in interventional oncology: Diagnosis, staging and treatment of hepatocellular carcinoma. High-tech medicine. 2023; 1(1): 6-25 [In Russ].
5. Chehab M.A., Brinjikji W., Copelan A., Venkatesan A.M. Navigational Tools for Interventional Radiology and Interventional Oncology Applications. Semin Intervent Radiol. 2015; 32(4): 416-27. doi: 10.1055/s-0035-1564705.
6. Arnolli M.M., Hanumara N.C., Franken M., Brouwer D.M., Broeders

6. Arnolli M.M., Hanumara N.C., Franken M., Brouwer D.M., Broeders I.A. An overview of systems for CT- and MRI-guided percutaneous needle placement in the thorax and abdomen. *Int J Med Robot.* 2015; 11(4): 458-75. doi: 10.1002/racs.1630.
7. Rajagopal M., Venkatesan A.M. Image fusion and navigation platforms for percutaneous image-guided interventions. *Abdom Radiol (NY).* 2016; 41(4): 620-8. doi: 10.1007/s00261-016-0645-7.
8. Solomon S.B., Silverman S.G. Imaging in interventional oncology. *Radiology.* 2010; 257 (3): 624-40. doi: 10.1148/radiol.10081490.
9. Балахнин П.В., Шмелев А.С., Шачинов Е.Г. Чрескожная энергетическая абляция опухолей: Принципы, технологии, результаты. *Практическая онкология.* 2016; 17(3): 129-153.
10. Xu H.X., Lu M.D., Liu L.N., Guo L.H. Magnetic navigation in ultrasound-guided interventional radiology procedures. *Clin Radiol.* 2012; 67(5): 447-54. doi: 10.1016/j.crad.2011.10.015.
11. Monfardini L., Orsi F., Caserta R., Sallemi C., Vigna P.D., Bonomo G., Varano G., Solbiati L., Mauri G. Ultrasound and cone beam CT fusion for liver ablation: Technical note. *Int J Hyperthermia.* 2018; 35(1): 500-504. doi: 10.1080/02656736.2018.1509237.
12. Kang T.W., Lee M.W., Cha D.I., Park H.J., Park J.S., Bang W.C., Kim S.W. Usefulness of Virtual Expiratory CT Images to Compensate for Respiratory Liver Motion in Ultrasound/CT Image Fusion: A Prospective Study in Patients with Focal Hepatic Lesions. *Korean J Radiol.* 2019; 20(2): 225-235. doi: 10.3348/kjr.2018.0320.
13. Tanaka T., Arai Y., Inaba Y., Inoue M., Nishiofuku H., Anai H., Hori S., Sakaguchi H., Kichikawa K. Current role of hybrid CT/angiography system compared with C-arm cone beam CT for interventional oncology. *Br J Radiol.* 2014; 87(1041): 20140126. doi: 10.1259/bjr.20140126.
14. Балахнин П.В., Шмелев А.С., Шачинов Е.Г., Цикоридзе М.Ю., Поздняков А.В., Мацко Д.Е., Моисеенко В.М. Природа и перфузионная динамика перитуморального кольцевого контрастирования мелких (5-9 мм) и очень мелких (< 5 мм) гиповаскулярных метастазов в печени: Анализ данных динамической КТ-артериогастрографии. *Практическая онкология.* 2017; 18(51): 58-78.
15. Kettenbach J., Kronreif G. Robotic systems for percutaneous needle-guided interventions. *Minim Invasive Ther Allied Technol.* 2015; 24(1): 45-53. doi: 10.3109/13645706.2014.977299.
16. Kassamali R.H., Ladak B. The role of robotics in interventional radiology: Current status. *Quant Imaging Med Surg.* 2015; 5(3): 340-3. doi: 10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.15.
17. Zhou Y., Thiruvalluvan K., Krzeminski L., Moore W.H., Xu Z., Liang Z. CT-guided robotic needle biopsy of lung nodules with respiratory motion - experimental system and preliminary test. *Int J Med Robot.* 2013; 9(3): 317-30. doi: 10.1002/racs.1441.
18. Abdullah B.J., Yeong C.H., Goh K.L., Yoong B.K., Ho G.F., Yim C.C., Kulkarni A. Robot-assisted radiofrequency ablation of primary and secondary liver tumours: Early experience. *Eur Radiol.* 2014; 24(1): 79-85. doi: 10.1007/s00330-013-2979-7.
19. Koethe Y., Xu S., Velusamy G., Wood B.J., Venkatesan A.M. Accuracy and efficacy of percutaneous biopsy and ablation using robotic assistance under computed tomography guidance: A phantom study. *Eur Radiol.* 2014; 24(3): 723-30. doi: 10.1007/s00330-013-3056-y.
20. Groetz S., Wilhelm K., Willinek W., Pieper C., Schild H., Thomas D. A new robotic assistance system for percutaneous CT-guided I.A. An overview of systems for CT- and MRI-guided percutaneous needle placement in the thorax and abdomen. *Int J Med Robot.* 2015; 11(4): 458-75. doi: 10.1002/racs.1630.
7. Rajagopal M., Venkatesan A.M. Image fusion and navigation platforms for percutaneous image-guided interventions. *Abdom Radiol (NY).* 2016; 41(4): 620-8. doi: 10.1007/s00261-016-0645-7.
8. Solomon S.B., Silverman S.G. Imaging in interventional oncology. *Radiology.* 2010; 257 (3): 624-40. doi: 10.1148/radiol.10081490.
9. Balakhnin P.V., Shmelev A.S., Shachinov E.G. Percutaneous energy-based tumor ablation: Principles, technologies, results. *Prakticheskaya onkologiya.* 2016; 17(3): 129-153 [In Russ].
10. Xu H.X., Lu M.D., Liu L.N., Guo L.H. Magnetic navigation in ultrasound-guided interventional radiology procedures. *Clin Radiol.* 2012; 67(5): 447-54. doi: 10.1016/j.crad.2011.10.015.
11. Monfardini L., Orsi F., Caserta R., Sallemi C., Vigna P.D., Bonomo G., Varano G., Solbiati L., Mauri G. Ultrasound and cone beam CT fusion for liver ablation: Technical note. *Int J Hyperthermia.* 2018; 35(1): 500-504. doi: 10.1080/02656736.2018.1509237.
12. Kang T.W., Lee M.W., Cha D.I., Park H.J., Park J.S., Bang W.C., Kim S.W. Usefulness of Virtual Expiratory CT Images to Compensate for Respiratory Liver Motion in Ultrasound/CT Image Fusion: A Prospective Study in Patients with Focal Hepatic Lesions. *Korean J Radiol.* 2019; 20(2): 225-235. doi: 10.3348/kjr.2018.0320.
13. Tanaka T., Arai Y., Inaba Y., Inoue M., Nishiofuku H., Anai H., Hori S., Sakaguchi H., Kichikawa K. Current role of hybrid CT/angiography system compared with C-arm cone beam CT for interventional oncology. *Br J Radiol.* 2014; 87(1041): 20140126. doi: 10.1259/bjr.20140126.
14. Balakhnin P.V., Shmelev A.S., Shachinov E.G., Tsikoridze M.J., Pozdnyakov A.V., Matsko D.E., Moiseyenko V.M. Nature and perfusion dynamics of peritumoral ring enhancement of small (5-9 mm) and very small (<5 mm) hypovascular liver metastases: Dynamic CT during hepatic arteriography data analysis. *Prakticheskaya onkologiya.* 2017; 18(51): 58-78 [In Russ].
15. Kettenbach J., Kronreif G. Robotic systems for percutaneous needle-guided interventions. *Minim Invasive Ther Allied Technol.* 2015; 24(1): 45-53. doi: 10.3109/13645706.2014.977299.
16. Kassamali R.H., Ladak B. The role of robotics in interventional radiology: Current status. *Quant Imaging Med Surg.* 2015; 5(3): 340-3. doi: 10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.15.
17. Zhou Y., Thiruvalluvan K., Krzeminski L., Moore W.H., Xu Z., Liang Z. CT-guided robotic needle biopsy of lung nodules with respiratory motion - experimental system and preliminary test. *Int J Med Robot.* 2013; 9(3): 317-30. doi: 10.1002/racs.1441.
18. Abdullah B.J., Yeong C.H., Goh K.L., Yoong B.K., Ho G.F., Yim C.C., Kulkarni A. Robot-assisted radiofrequency ablation of primary and secondary liver tumours: Early experience. *Eur Radiol.* 2014; 24(1): 79-85. doi: 10.1007/s00330-013-2979-7.
19. Koethe Y., Xu S., Velusamy G., Wood B.J., Venkatesan A.M. Accuracy and efficacy of percutaneous biopsy and ablation using robotic assistance under computed tomography guidance: A phantom study. *Eur Radiol.* 2014; 24(3): 723-30. doi: 10.1007/s00330-013-3056-y.
20. Groetz S., Wilhelm K., Willinek W., Pieper C., Schild H., Thomas D. A new robotic assistance system for percutaneous CT-guided

- punctures: Initial experience. *Minim Invasive Ther Allied Technol.* 2016; 25(2): 79-85. doi: 10.3109/13645706.2015.1110825.
21. Roberts C.C., Morrison W.B., Deely D.M., Zoga A.C., Koulouris G., Winalski C.S. Use of a novel percutaneous biopsy localization device: Initial musculoskeletal experience. *Skeletal Radiol.* 2007; 36(1): 53-7. doi: 10.1007/s00256-006-0182-5.
  22. Kroeze S.G., Huisman M., Verkooijen H.M., van Diest P.J., Ruud Bosch J.L., van den Bosch M.A. Real-time 3D fluoroscopy-guided large core needle biopsy of renal masses: A critical early evaluation according to the IDEAL recommendations. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2012; 35(3): 680-5. doi: 10.1007/s00270-011-0237-4.
  23. Kroes M.W., Busser W.M., Fütterer J.J., Arntz M.J., Janssen C.M., Hoogeveen Y.L., de Lange F., Kool L.J.S. Assessment of needle guidance devices for their potential to reduce fluoroscopy time and operator hand dose during C-arm cone-beam computed tomography-guided needle interventions. *J Vasc Interv Radiol.* 2013; 24(6): 901-6. doi: 10.1016/j.jvir.2013.02.037.
  24. Nagel M., Hoheisel M., Bill U., Klingenberg-Regn K., Kalender W.A., Petzold R. Electromagnetic tracking system for minimal invasive interventions using a C-arm system with CT option: First clinical results. *Proc. SPIE 6918, Medical Imaging 2008: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling, 69180G* (24 March 2008); doi: 10.1117/12.769408.
  25. Appelbaum L., Sosna J., Nissenbaum Y., Benshtein A., Goldberg S.N. Electromagnetic navigation system for CT-guided biopsy of small lesions. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 196(5): 1194-200. doi: 10.2214/AJR.10.5151.
  26. Kickuth R., Reichling C., Bley T., Hahn D., Ritter C. C-Arm Cone-Beam CT Combined with a New Electromagnetic Navigation System for Guidance of Percutaneous Needle Biopsies: Initial Clinical Experience. *Rofo.* 2015; 187(7): 569-76. doi: 10.1055/s-0034-1399313.
  27. Caparelli C., Carpino G., Brunetti G., Larizza P., Guglielmelli E. A preliminary health technology assessment of a guidance system for interventional radiology. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015; 2015: 450-3. doi: 10.1109/EMBC.2015.7318396.
  28. Giannatiempo S., Carpino G., Petitti T., Zobel B.B., Grasso R.F., Guglielmelli E. Efficacy and economic impact evaluation of a navigation system for assisted lung biopsy. *Healthc Technol Lett.* 2018; 5(2): 49-53. doi: 10.1049/htl.2017.0015.
  29. Kroes M.W., van Strijen M.J., Braak S.J., Hoogeveen Y.L., de Lange F., Kool L.J.S. The Use of Laser Guidance Reduces Fluoroscopy Time for C-Arm Cone-Beam Computed Tomography-Guided Biopsies. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2016; 39(9): 1322-6. doi: 10.1007/s00270-016-1345-y.
  30. Abi-Jaoudeh N., Kruecker J., Kadoury S., Kobeiter H., Venkatesan A.M., Levy E., Wood B.J. Multimodality image fusion-guided procedures: Technique, accuracy, and applications. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2012; 35(5): 986-98. doi: 10.1007/s00270-012-0446-5
  31. Carriero S., Pepa G.D., Monfardini L., Vitale R., Rossi D., Masperi A., Mauri G. Role of Fusion Imaging in Image-Guided Thermal Ablations. *Diagnostics (Basel).* 2021; 11(3): 549. doi: 10.3390/diagnostics11030549.
  32. Hakime A., Deschamps F., Carvalho E.G.M., Teriitehau C., Auperin A., De Baere T. Clinical evaluation of spatial accuracy of a fusion imaging technique combining previously acquired computed tomography and real-time ultrasound for imaging of liver metas-
  21. Roberts C.C., Morrison W.B., Deely D.M., Zoga A.C., Koulouris G., Winalski C.S. Use of a novel percutaneous biopsy localization device: Initial musculoskeletal experience. *Skeletal Radiol.* 2007; 36(1): 53-7. doi: 10.1007/s00256-006-0182-5.
  22. Kroeze S.G., Huisman M., Verkooijen H.M., van Diest P.J., Ruud Bosch J.L., van den Bosch M.A. Real-time 3D fluoroscopy-guided large core needle biopsy of renal masses: A critical early evaluation according to the IDEAL recommendations. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2012; 35(3): 680-5. doi: 10.1007/s00270-011-0237-4.
  23. Kroes M.W., Busser W.M., Fütterer J.J., Arntz M.J., Janssen C.M., Hoogeveen Y.L., de Lange F., Kool L.J.S. Assessment of needle guidance devices for their potential to reduce fluoroscopy time and operator hand dose during C-arm cone-beam computed tomography-guided needle interventions. *J Vasc Interv Radiol.* 2013; 24(6): 901-6. doi: 10.1016/j.jvir.2013.02.037.
  24. Nagel M., Hoheisel M., Bill U., Klingenberg-Regn K., Kalender W.A., Petzold R. Electromagnetic tracking system for minimal invasive interventions using a C-arm system with CT option: First clinical results. *Proc. SPIE 6918, Medical Imaging 2008: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling, 69180G* (24 March 2008); doi: 10.1117/12.769408.
  25. Appelbaum L., Sosna J., Nissenbaum Y., Benshtein A., Goldberg S.N. Electromagnetic navigation system for CT-guided biopsy of small lesions. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 196(5): 1194-200. doi: 10.2214/AJR.10.5151.
  26. Kickuth R., Reichling C., Bley T., Hahn D., Ritter C. C-Arm Cone-Beam CT Combined with a New Electromagnetic Navigation System for Guidance of Percutaneous Needle Biopsies: Initial Clinical Experience. *Rofo.* 2015; 187(7): 569-76. doi: 10.1055/s-0034-1399313.
  27. Caparelli C., Carpino G., Brunetti G., Larizza P., Guglielmelli E. A preliminary health technology assessment of a guidance system for interventional radiology. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015; 2015: 450-3. doi: 10.1109/EMBC.2015.7318396.
  28. Giannatiempo S., Carpino G., Petitti T., Zobel B.B., Grasso R.F., Guglielmelli E. Efficacy and economic impact evaluation of a navigation system for assisted lung biopsy. *Healthc Technol Lett.* 2018; 5(2): 49-53. doi: 10.1049/htl.2017.0015.
  29. Kroes M.W., van Strijen M.J., Braak S.J., Hoogeveen Y.L., de Lange F., Kool L.J.S. The Use of Laser Guidance Reduces Fluoroscopy Time for C-Arm Cone-Beam Computed Tomography-Guided Biopsies. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2016; 39(9): 1322-6. doi: 10.1007/s00270-016-1345-y.
  30. Abi-Jaoudeh N., Kruecker J., Kadoury S., Kobeiter H., Venkatesan A.M., Levy E., Wood B.J. Multimodality image fusion-guided procedures: Technique, accuracy, and applications. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2012; 35(5): 986-98. doi: 10.1007/s00270-012-0446-5
  31. Carriero S., Pepa G.D., Monfardini L., Vitale R., Rossi D., Masperi A., Mauri G. Role of Fusion Imaging in Image-Guided Thermal Ablations. *Diagnostics (Basel).* 2021; 11(3): 549. doi: 10.3390/diagnostics11030549.
  32. Hakime A., Deschamps F., Carvalho E.G.M., Teriitehau C., Auperin A., De Baere T. Clinical evaluation of spatial accuracy of a fusion imaging technique combining previously acquired computed tomography and real-time ultrasound for imaging of liver metas-



- imaging technique combining previously acquired computed tomography and real-time ultrasound for imaging of liver metastases. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2011; 34(2): 338-44. doi: 10.1007/s00270-010-9979-7.
33. Hakime A., Yevich S., Tselikas L., Deschamps F., Petrover D., De Baere T. Percutaneous Thermal Ablation with Ultrasound Guidance. Fusion Imaging Guidance to Improve Conspicuity of Liver Metastasis. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2017; 40(5): 721-727. doi: 10.1007/s00270-016-1561-5.
  34. Kalender W.A., Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007; 17(11): 2767-79. doi: 10.1007/s00330-007-0651-9.
  35. Wallace M.J., Kuo M.D., Glaiberman C., Binkert C.A., Orth R.C., Soulez G.; Technology Assessment Committee of the Society of Interventional Radiology. Three-dimensional C-arm cone-beam CT: Applications in the interventional suite. *J Vasc Interv Radiol.* 2008; 19(6): 799-813. doi: 10.1016/j.jvir.2008.02.018.
  36. Gupta R., Cheung A.C., Bartling S.H., Lissauskas J., Grasmuck M., Leidecker C., Schmidt B., Flohr T., Brady T.J. Flat-panel volume CT: Fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics.* 2008; 28(7): 2009-22. doi: 10.1148/rg.287085004.
  37. Floridi C., Radaelli A., Abi-Jaoudeh N., Grass M., Lin M., Chiaradia M., Geschwind J.F., Kobeiter H., Squillaci E., Maleux G., Giovagnoni A., Brunese L., Wood B., Carrafiello G., Rotondo A. C-arm cone-beam computed tomography in interventional oncology: Technical aspects and clinical applications. *Radiol Med.* 2014; 119(7): 521-32. doi: 10.1007/s11547-014-0429-5.
  38. Балахнин П.В., Шачинов Е.Г., Шмелев А.С., Мелдо А.А., Цикоридзе М.Ю., Черниковский И.Л., Егоренков В.В., Моисеенко В.М. Внутриаартериальное контрастирование для визуализации, навигации, мониторинга и оценки ответа на лечение при проведении чрескожной криоабляции гиповаскулярных метастазов в печени. *Практическая онкология.* 2018; 19(1): 69-92.
  39. Tovar-Arriaga S., Tita R., Pedraza-Ortega J.C., Gorrostieta E., Kalender W.A. Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement-preliminary accuracy tests. *Int J Med Robot.* 2011; 7(2): 225-36. doi: 10.1002/rcs.393.
  40. Ritter M., Rassweiler M.C., Häcker A., Michel M.S. Laser-guided percutaneous kidney access with the Uro Dyna-CT: First experience of three-dimensional puncture planning with an ex vivo model. *World J Urol.* 2013; 31(5): 1147-51. doi: 10.1007/s00345-012-0847-8.
  41. Braak S.J., van Strijen M.J., van Leersum M., van Es H.W., van Heesewijk J.P. Real-Time 3D fluoroscopy guidance during needle interventions: Technique, accuracy, and feasibility. *AJR Am J Roentgenol.* 2010; 194(5): W445-51. doi: 10.2214/AJR.09.3647.
  42. Jiao D., Xie N., Wu G., Ren J., Han X. C-arm cone-beam computed tomography with stereotactic needle guidance for percutaneous adrenal biopsy: Initial experience. *Acta Radiol.* 2017; 58(5): 617-624. doi: 10.1177/0284185116661882.
  43. Choo J.Y., Park C.M., Lee N.K., Lee S.M., Lee H.J., Goo J.M. Percutaneous transthoracic needle biopsy of small ( $\leq 1$  cm) lung nodules under C-arm cone-beam CT virtual navigation guidance. *Eur Radiol.* 2013; 23(3): 712-9. doi: 10.1007/s00330-012-2644-6.
  44. Busser W.M., Braak S.J., Fütterer J.J., van Strijen M.J., Hoogeveen Y.L., de Lange F., Kool L.J.S. Cone beam CT guidance provides superior accuracy for complex needle paths compared with CT guidance. *Br J Radiol.* 2013; 86(1030): 20130310. doi: 10.1007/s00270-010-9979-7.
  33. Hakime A., Yevich S., Tselikas L., Deschamps F., Petrover D., De Baere T. Percutaneous Thermal Ablation with Ultrasound Guidance. Fusion Imaging Guidance to Improve Conspicuity of Liver Metastasis. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2017; 40(5): 721-727. doi: 10.1007/s00270-016-1561-5.
  34. Kalender W.A., Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007; 17(11): 2767-79. doi: 10.1007/s00330-007-0651-9.
  35. Wallace M.J., Kuo M.D., Glaiberman C., Binkert C.A., Orth R.C., Soulez G.; Technology Assessment Committee of the Society of Interventional Radiology. Three-dimensional C-arm cone-beam CT: Applications in the interventional suite. *J Vasc Interv Radiol.* 2008; 19(6): 799-813. doi: 10.1016/j.jvir.2008.02.018.
  36. Gupta R., Cheung A.C., Bartling S.H., Lissauskas J., Grasmuck M., Leidecker C., Schmidt B., Flohr T., Brady T.J. Flat-panel volume CT: Fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics.* 2008; 28(7): 2009-22. doi: 10.1148/rg.287085004.
  37. Floridi C., Radaelli A., Abi-Jaoudeh N., Grass M., Lin M., Chiaradia M., Geschwind J.F., Kobeiter H., Squillaci E., Maleux G., Giovagnoni A., Brunese L., Wood B., Carrafiello G., Rotondo A. C-arm cone-beam computed tomography in interventional oncology: Technical aspects and clinical applications. *Radiol Med.* 2014; 119(7): 521-32. doi: 10.1007/s11547-014-0429-5.
  38. Balakhnin P.V., Shachinov E.G., Shmelev A.S., Meldo A.A., Tsikoridze M.J., Chernikovskiy I.L., Egorenkov V.V. Intra-arterial contrast material injection for visualization, navigation, monitoring and assessment of treatment response during percutaneous cryoablation of hypovascular liver metastases. *Prakticheskaya onkologiya.* 2018; 19(1): 69-92 [In Russ].
  39. Tovar-Arriaga S., Tita R., Pedraza-Ortega J.C., Gorrostieta E., Kalender W.A. Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement-preliminary accuracy tests. *Int J Med Robot.* 2011; 7(2): 225-36. doi: 10.1002/rcs.393.
  40. Ritter M., Rassweiler M.C., Häcker A., Michel M.S. Laser-guided percutaneous kidney access with the Uro Dyna-CT: First experience of three-dimensional puncture planning with an ex vivo model. *World J Urol.* 2013; 31(5): 1147-51. doi: 10.1007/s00345-012-0847-8.
  41. Braak S.J., van Strijen M.J., van Leersum M., van Es H.W., van Heesewijk J.P. Real-Time 3D fluoroscopy guidance during needle interventions: Technique, accuracy, and feasibility. *AJR Am J Roentgenol.* 2010; 194(5): W445-51. doi: 10.2214/AJR.09.3647.
  42. Jiao D., Xie N., Wu G., Ren J., Han X. C-arm cone-beam computed tomography with stereotactic needle guidance for percutaneous adrenal biopsy: Initial experience. *Acta Radiol.* 2017; 58(5): 617-624. doi: 10.1177/0284185116661882.
  43. Choo J.Y., Park C.M., Lee N.K., Lee S.M., Lee H.J., Goo J.M. Percutaneous transthoracic needle biopsy of small ( $\leq 1$  cm) lung nodules under C-arm cone-beam CT virtual navigation guidance. *Eur Radiol.* 2013; 23(3): 712-9. doi: 10.1007/s00330-012-2644-6.
  44. Busser W.M., Braak S.J., Fütterer J.J., van Strijen M.J., Hoogeveen Y.L., de Lange F., Kool L.J.S. Cone beam CT guidance provides superior accuracy for complex needle paths compared with CT guidance. *Br J Radiol.* 2013; 86(1030): 20130310. doi: 10.1007/s00270-010-9979-7.

- perior accuracy for complex needle paths compared with CT guidance. *Br J Radiol.* 2013; 86(1030): 20130310. doi: 10.1259/bjr.20130310.
45. Tselikas L., Joskin J., Roquet F., Farouil G., Dreuil S., Hakimé A., Teritehau C., Auperin A., de Baere T., Deschamps F. Percutaneous bone biopsies: Comparison between flat-panel cone-beam CT and CT-scan guidance. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2015; 38(1): 167-76. doi: 10.1007/s00270-014-0870-9.
  46. Morimoto M., Numata K., Kondo M., Nozaki A., Hamaguchi S., Takebayashi S., Tanaka K. C-arm cone beam CT for hepatic tumor ablation under real-time 3D imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2010; 194(5): W452-4. doi: 10.2214/AJR.09.3514.
  47. Cazzato R.L., Battistuzzi J.B., Catena V., Grasso R.F., Zobel B.B., Schena E., Buy X., Palussiere J. Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Versus CT in Lung Ablation Procedure: Which is Faster? *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2015; 38(5): 1231-6. doi: 10.1007/s00270-015-1078-3.
  48. Abi-Jaoudeh N., Venkatesan A.M., Van der Sterren W., Radaelli A., Carelsen B., Wood B.J. Clinical experience with cone-beam CT navigation for tumor ablation. *J Vasc Interv Radiol.* 2015; 26(2): 214-9. doi: 10.1016/j.jvir.2014.10.049.
  49. Deschamps F., Solomon S.B., Thornton R.H., Rao P., Hakime A., Kuoch V., de Baere T. Computed analysis of three-dimensional cone-beam computed tomography angiography for determination of tumor-feeding vessels during chemoembolization of liver tumor: A pilot study. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2010; 33(6): 1235-42. doi: 10.1007/s00270-010-9846-6.
  50. Durack J.C., Brown K.T., Avignon G., Brody L.A., Sofocleous C.T., Erinjeri J.P., Solomon S.B. Assessment of automated cone-beam CT vessel identification software during transarterial hepatic embolisation: Radiation dose, contrast medium volume, processing time, and operator perspectives compared to digital subtraction angiography. *Clin Radiol.* 2018; 73(12): 1057.e1-1057.e6. doi: 10.1016/j.crad.2018.08.005.
  51. Kim H.C. Role of C-arm cone-beam CT in chemoembolization for hepatocellular carcinoma. *Korean J Radiol.* 2015; 16(1): 114-24. doi: 10.3348/kjr.2015.16.1.114.
  52. Tacher V., Radaelli A., Lin M., Geschwind J.F. How I do it: Cone-beam CT during transarterial chemoembolization for liver cancer. *Radiology.* 2015; 274(2): 320-34. doi: 10.1148/radiol.14131925.
  53. Wang X., Yarmohammadi H., Cao G., Ji X., Hu J., Yarmohammadi H., Chen H., Zhu X., Yang R., Solomon S.B. Dual phase cone-beam computed tomography in detecting <3 cm hepatocellular carcinomas during transarterial chemoembolization. *J Cancer Res Ther.* 2017; 13(1): 38-43. doi: 10.4103/0973-1482.206242.
  54. Балахнин П.В., Манихас Г.М., Ханевич М.Д., Аносов Н.А., Фридман М.Х., Антимоник Н.Ю., Зорина Е.Ю., Фадеев Р.В., Юсифов С.А. Предварительные результаты применения плоскодетекторной компьютерной томографии на С-дуге на фоне капиллярной фазы артериогепатикографии (ПДКТ-АГ) для диагностики метастазов колоректального рака в печень. *Диагностическая и интервенционная радиология.* 2010; 4(4): 19-29.
  55. Балахнин П.В., Поздняков А.В., Рылло А.Г., Шмелев А.С., Козырева К.С. Оптимальный метод контрастирования для диагностики мелких гиповаскулярных метастазов в печени во время МСКТ-артериогепатикографии. *Российский онкологический журнал.* 2013; 8(1030): 20130310. doi: 10.1259/bjr.20130310.
  45. Tselikas L., Joskin J., Roquet F., Farouil G., Dreuil S., Hakimé A., Teritehau C., Auperin A., de Baere T., Deschamps F. Percutaneous bone biopsies: Comparison between flat-panel cone-beam CT and CT-scan guidance. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2015; 38(1): 167-76. doi: 10.1007/s00270-014-0870-9.
  46. Morimoto M., Numata K., Kondo M., Nozaki A., Hamaguchi S., Takebayashi S., Tanaka K. C-arm cone beam CT for hepatic tumor ablation under real-time 3D imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2010; 194(5): W452-4. doi: 10.2214/AJR.09.3514.
  47. Cazzato R.L., Battistuzzi J.B., Catena V., Grasso R.F., Zobel B.B., Schena E., Buy X., Palussiere J. Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Versus CT in Lung Ablation Procedure: Which is Faster? *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2015; 38(5): 1231-6. doi: 10.1007/s00270-015-1078-3.
  48. Abi-Jaoudeh N., Venkatesan A.M., Van der Sterren W., Radaelli A., Carelsen B., Wood B.J. Clinical experience with cone-beam CT navigation for tumor ablation. *J Vasc Interv Radiol.* 2015; 26(2): 214-9. doi: 10.1016/j.jvir.2014.10.049.
  49. Deschamps F., Solomon S.B., Thornton R.H., Rao P., Hakime A., Kuoch V., de Baere T. Computed analysis of three-dimensional cone-beam computed tomography angiography for determination of tumor-feeding vessels during chemoembolization of liver tumor: A pilot study. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2010; 33(6): 1235-42. doi: 10.1007/s00270-010-9846-6.
  50. Durack J.C., Brown K.T., Avignon G., Brody L.A., Sofocleous C.T., Erinjeri J.P., Solomon S.B. Assessment of automated cone-beam CT vessel identification software during transarterial hepatic embolisation: Radiation dose, contrast medium volume, processing time, and operator perspectives compared to digital subtraction angiography. *Clin Radiol.* 2018; 73(12): 1057.e1-1057.e6. doi: 10.1016/j.crad.2018.08.005.
  51. Kim H.C. Role of C-arm cone-beam CT in chemoembolization for hepatocellular carcinoma. *Korean J Radiol.* 2015; 16(1): 114-24. doi: 10.3348/kjr.2015.16.1.114.
  52. Tacher V., Radaelli A., Lin M., Geschwind J.F. How I do it: Cone-beam CT during transarterial chemoembolization for liver cancer. *Radiology.* 2015; 274(2): 320-34. doi: 10.1148/radiol.14131925.
  53. Wang X., Yarmohammadi H., Cao G., Ji X., Hu J., Yarmohammadi H., Chen H., Zhu X., Yang R., Solomon S.B. Dual phase cone-beam computed tomography in detecting <3 cm hepatocellular carcinomas during transarterial chemoembolization. *J Cancer Res Ther.* 2017; 13(1): 38-43. doi: 10.4103/0973-1482.206242.
  54. Balakhnin P.V., Manikhas G.M., Khanevich M.D., Anosov N.A., Fridman M.H., Antimonik N. Ju., Zorina E.Ju., Fadeev R.V., Jusifiv S.A. Preliminary results of flat-detector computed tomography using C-arm systems during capillary phase of infusion hepatic arteriography (FD-CT-A) in the detection and assessment of colorectal liver metastases. *Diagnosticheskaja i intervencionnaja radiologija.* 2010; 4(4): 19-29 [In Russ].
  55. Balakhnin P.V., Pozdnyakov A.V., Ryлло A.G., Shmelev A.S., Kozyreva K.S. Optimal contrast study method for diagnoses of small hypovascular liver metastases during MSCT arteriohepaticography. *Russian Journal of Oncology.* 2014; 19(4): 18 [In Russ].
  56. Balakhnin P.V., Shmelev A.S., Shachinov E.G., Malkevich V.I., Novikov A.I., Navmatulya A.Yu. Percutaneous angiographically assisted cryoablation of renal cell carcinoma under the control of

- гический журнал. 2014; 19(4): 18.
56. Балахнин П.В., Шмелев А.С., Шачинов Е.Г., Малькевич В.И., Новиков А.И., Навматуля А.Ю. Чрескожная ангиографически-ассистированная криоабляция почечно-клеточного рака под контролем плоскодетекторной компьютерной томографии: Возможности и потенциальные преимущества технологии. Онкологический журнал: лучевая диагностика, лучевая терапия. 2021; 4(4): 56-77.
57. Kyriakou Y., Struffert T., Dörfler A., Kalender W.A. Basic principles of flat detector computed tomography (FD-CT). Radiologe. 2009; 49(9): 811-9. doi: 10.1007/s00117-009-1860-9 [In German].
58. Monfardini L., Gennaro N., Orsi F., Vigna P.D., Bonomo G., Varano G., Solbiati L., Mauri G. Real-time US/cone-beam CT fusion imaging for percutaneous ablation of small renal tumours: A technical note. Eur Radiol. 2021; 31(10): 7523-7528. doi: 10.1007/s00330-021-07930-w.
- flat-detector computed tomography: Capabilities and potential advantages of the technique. Onkologicheskij zhurnal: lucheвая diagnostika, lucheвая terapiya. 2021; 4(4): 56-77.
57. Kyriakou Y., Struffert T., Dörfler A., Kalender W.A. Basic principles of flat detector computed tomography (FD-CT). Radiologe. 2009; 49(9): 811-9. doi: 10.1007/s00117-009-1860-9 [In German].
58. Monfardini L., Gennaro N., Orsi F., Vigna P.D., Bonomo G., Varano G., Solbiati L., Mauri G. Real-time US/cone-beam CT fusion imaging for percutaneous ablation of small renal tumours: A technical note. Eur Radiol. 2021; 31(10): 7523-7528. doi: 10.1007/s00330-021-07930-w.

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

**Коды ГРНТИ:**

76.29.49 онкология

76.29.62 рентгенология и медицинская радиология

76.29.39 хирургия

**Дата поступления:** 28.05.2024

**Подписана в печать:** 25.06.2024

