

Двухуровневая система дифференциальной диагностики солидных новообразований почек на основе мультипараметрического ультразвукового и томографического анализа: разработка и внутренняя валидация критериев

© Сажина А.А.^{1*}, Васильева И.В.^{1, 2}, Ратников В.А.^{3, 4}, Удалов Ю.Д.¹, Степанова Ю.А.⁵

¹ ФГБУ "Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна" ФМБА России; 123098 Москва, ул. Маршала Новикова, д. 23, Российская Федерация

² ФГАОУ ВО "Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова" Минздрава России; 117997 Москва, ул. Островитянова, д. 1, Российская Федерация

³ ФГБОУ ВО "Санкт-Петербургский государственный университет"; 199034 Санкт-Петербург, Университетская набережная, д. 7/9, Российская Федерация

⁴ ФГБУ "Федеральный научно-клинический центр инфекционных болезней Федерального медико-биологического агентства"; 197022 Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, 9Г, Российская Федерация

⁵ ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России; 117997 Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27, Российская Федерация

Дифференциальная диагностика солидных опухолей почек на этапе стандартного лучевого поиска сопряжена с высокой частотой перекрытия визуализационных признаков, формирующих "серые зоны" между доброкачественными и злокачественными гистотипами.

Цель исследования: разработать и валидировать двухуровневую систему дифференциальной диагностики солидных опухолей почек на основе интеграции данных литературы и анализа собственного клинического материала.

Материал и методы. На основе систематического анализа метаданных 42 профильных публикаций (12 000 пациентов) были сформулированы первичные критерии модели. Клиническую апробацию алгоритма провели на собственной выборке из 395 пациентов, включавшей светлоклеточный почечно-клеточный рак (скПКР; n = 258), ангиомиолипому (АМЛ; n = 35), папиллярный рак (пПКР; n = 32), онкоцитомы (n = 30), хромофобный рак (хПКР; n = 28) и контрольную группу плотных кист Bosniak IIF/III (n = 12). Всем больным выполняли УЗИ с ЦДК, мультифазную МСКТ и мультипараметрическую МРТ (мпМРТ). Математический анализ осуществляли методом бинарной логистической регрессии и ROC-анализа с процедурой бутстреп-валидации (B = 1000).

Результаты. Сформирована двухкомпонентная кодовая матрица калькулятора, позволяющая дискретно разделять этапы диагностики во времени. Первый уровень (УЗИ+МСКТ) обеспечивает автоматическую сегрегацию до 85% классических паттернов. При обнаружении признаков "серой зоны" сессия архивируется под ID пациента до выполнения экспертного II уровня (мпМРТ). Дифференциация атипичных опухолей на экспертном этапе реализована за счет интеграции функциональных МР-маркеров и расчета критических точек отсечения измеряемого коэффициента диффузии для полярных гистотипов. Общая диагностическая точность итоговой двухуровневой модели на проверочной выборке составила 91,3%.

Заключение. Внедрение разработанной дискретной двухуровневой системы позволяет прецизионно верифицировать атипичные новообразования почек (мжАМЛ, гиповаскулярный рак, онкоцитомы) на дооперационном этапе, минимизируя частоту инвазивных биопсий и неоправданных хирургических вмешательств.

Ключевые слова: солидные опухоли почки; почечно-клеточный рак; онкоцитома; ангиомиолипома; ультразвуковое исследование; цветное доплеровское картирование; мультиспиральная компьютерная томография; мультипараметрическая МРТ; измеряемый коэффициент диффузии; диагностический калькулятор

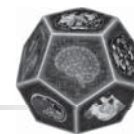
Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Сажина А.А., Васильева И.В., Ратников В.А., Удалов Ю.Д., Степанова Ю.А. Двухуровневая система дифференциальной диагностики солидных новообразований почек на основе мультипараметрического ультразвукового и томографического анализа: разработка и внутренняя валидация критериев. *Медицинская визуализация*. 2026; 30 (3): xxx-xxx. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1665>

Поступила в редакцию: 15.06.2026.

Принята к печати: 31.08.2026.

Опубликована online: 30.09.2026.



A two-level system for differential diagnosis solid renal tumors based on multiparametric ultrasonic and tomographic analysis: development and internal validation of criteria

© Anna A. Sazhina^{1*}, Irina V. Vasilieva^{1,2}, Vyacheslav A. Ratnikov^{3,4}, Yuri D. Udalov¹, Yulia A. Stepanova⁵

¹ A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia; 23, Marshal Novikov str., Moscow 123098, Russian Federation

² Pirogov Russian National Research Medical University; 1, Ostrivnyanova str., Moscow 117997, Russian Federation

³ Saint Petersburg University; 7/9, University quay, Saint Petersburg 199034, Russian Federation

⁴ Federal Scientific and Clinical Center for Infectious Diseases of the Federal Medical and Biological Agency; 9G, Professor Popov str., Saint Petersburg 197022, Russian Federation

⁵ A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 27, Bol'shaya Serpukhovskaya str., Moscow 117997, Russian Federation

Differential diagnosis of solid renal tumors at the stage of standard radiological search is associated with a high frequency of overlapping imaging features, forming "gray zones" between benign and malignant histotypes.

Objective: to develop and validate a two-tiered differential diagnosis system for solid renal tumors based on the integration of literature data and analysis of our own clinical data (395 patients).

Materials and Methods. Based on a systematic analysis of metadata from 42 specialized publications (12,000 patients), the primary criteria of the model were formulated. Clinical testing of the algorithm was performed on our own sample of 395 patients, including clear cell carcinoma (ccRCC; n = 258), angiomyolipomas (AML; n = 35), papillary carcinoma (pRCC; n = 32), oncocytomas (n = 30), chromophobe carcinoma (chRCC; n = 28) and a control group of Bosniak IIF/III dense cysts (n = 12). All patients underwent ultrasound with color Doppler imaging, multiphase MSCT and multiparametric MRI (mpMRI). Mathematical analysis was performed using binary logistic regression and ROC analysis with bootstrap validation (B = 1000).

Results. A two-component code matrix for the calculator was developed, allowing for discrete separation of diagnostic stages over time. The first level (ultrasound + MSCT) automatically segregates up to 85% of classic patterns. If signs of a "gray zone" are detected, the session is archived under a patient ID until the second level (mpMRI) is performed. Differentiation of atypical tumors at the expert stage is achieved through the integration of functional MRI markers and the calculation of critical cutoff points for the measured diffusion coefficient (MDC) for polar histotypes. The overall diagnostic accuracy of the final two-level model on the validation set was 91.3%.

Conclusion. The two-level discrete approach minimizes diagnostic errors in "gray areas" of imaging, optimizes patient routing, and reduces the incidence of unnecessary surgical interventions.

Keywords: solid renal masses; renal cell carcinoma; renal oncocytoma; angiomyolipoma; ultrasound; Color Doppler Imaging; multidetector computed tomography; apparent multiparametric MRI; diffusion coefficient; diagnostic calculator

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

For citation: Sazhina A.A., Vasilyeva I.V., Ratnikov V.A., Udalov Yu.D., Stepanova Yu.A. A two-level system for differential diagnosis solid renal tumors based on multiparametric ultrasonic and tomographic analysis: development and internal validation of criteria. *Medical Visualization*. 2026; 30 (3): xxx-xxx. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1665>

Received: 15.06.2026.

Accepted for publication: 31.08.2026.

Published online: 30.09.2026.

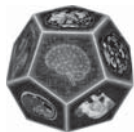
Введение

Заболеваемость раком почки стабильно растет, что обусловлено повсеместным использованием лучевых методов исследования и, как следствие, частым обнаружением инциденталом, большинство из которых представляют собой злокачественные опухоли. Согласно мировой статистике, рак почки – один из лидеров среди урологических онкозаболеваний и занимает 14-е место в общей структуре онкологии с числом новых случаев около 400 000 в год [1, 2]. Необходимо учитывать, что до 20–30% выявленных новообразований являются доброкаче-

ственными, что подчеркивает критическую важность точной дифференциальной диагностики [3].

Развитие лучевой диагностики не снимает сложностей в дифференциации новообразований почек. Причиной тому служит перекрест радиологических симптомов доброкачественных и злокачественных опухолей, а также значительный полиморфизм их визуальной картины [4, 5].

В повседневной практике урологов и онкологов большинство пациентов обращаются на первичный прием, уже имея результаты ультразвукового исследования (УЗИ) и мультиспиральной компьютер-



ной томографии (МСКТ) с внутривенным контрастированием. Эти методы являются фундаментом первичной верификации и стадирования объемных образований паренхимы почек.

Однако данных УЗИ и МСКТ далеко не всегда достаточно для принятия окончательного решения о тактике лечения. В 15–20% клинических ситуаций лучевая картина носит атипичный, “пограничный” характер. МСКТ-артефакты жесткости излучения, отсутствие макроскопического жира или идентичные графики перфузии у гистологически полярных опухолей формируют диагностические ловушки. Возникает феномен “серой зоны”, грозящий либо неоправданной радикальной нефрэктомией при доброкачественном процессе (онкоцитоме, маложирная ангиомиолипома), либо недооценкой степени злокачественности агрессивного рака [6–12].

Мы выдвигаем гипотезу о том, что при обнаружении признаков “серой зоны” на этапе первичного анализа при МСКТ и УЗИ пациента целесообразно направлять на магнитно-резонансную томографию (МРТ) с использованием специализированных функциональных протоколов. Из этой концепции логически вытекает ключевое прикладное свойство системы: алгоритм и калькулятор могут использоваться дискретно, по частям. Врач полностью завершает первый этап (УЗИ и МСКТ) постановкой диагноза или в случае выявления “серой зоны” отпускает пациента на дообследование. При повторном приеме, когда больной возвращается с результатами МРТ, калькулятор открывается на втором уровне, аккумулирует новые параметры и выдает финальное заключение. Такой подход минимизирует временные издержки и полностью соответствует реальной логике амбулаторно-поликлинического приема.

Цель исследования: разработать и валидировать двухуровневую систему дифференциальной диагностики солидных опухолей почек на основе интеграции данных литературы и анализа собственного клинического материала.

Материал и методы

Методология систематического анализа литературы. Разработка критериев первого (скринингового) и второго (экспертного) уровней прогностической модели базировалась на предварительном масштабном анализе метаданных отечественной и зарубежной периодики за десятилетний период (2016–2026 гг.). Процесс селекции научных источников осуществлялся в соответствии с четырехэтапной дискретной схемой фильтрации.

Этап 1. Первичный информационный поиск. Чтобы обеспечить максимальный охват публикаций по теме исследования, использовалась расширенная сетка поисковых дескрипторов (включая их

комбинации через логические операторы AND/OR): “renal cell carcinoma” (почечно-клеточный рак), “papillary renal cell carcinoma” (папиллярный рак почки), “chromophobe renal cell cancer” (хромофобный рак), “renal oncocytoma” (онкоцитоме), “angio-myolipoma” (ангиомиолипома), “hyperdense renal cysts” (плотные кисты почек), “Bosniak classification 2019”, “ultrasonography” (УЗИ), “computed tomography” (КТ/МСКТ), “magnetic resonance imaging” (МРТ) и “diffusion-weighted MRI” [13]. По сформированной сетке расширенных поисковых дескрипторов в цифровых репозиториях PubMed/MEDLINE, eLIBRARY и Кокрановской библиотеке было суммарно идентифицировано 814 публикаций.

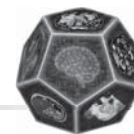
Этап 2. Скрининг заголовков и аннотаций. На данном этапе проводилась экспресс-оценка релевантности найденных материалов. Из первичного пула были исключены 542 статьи, как не соответствующие базовой предметной области и дизайну планируемого исследования. Из анализа выводились работы, посвященные исключительно молекулярно-генетическим маркерам, протоколам таргетной или системной химиотерапии, а также хирургическим техникам резекций без детального фокуса на предоперационную лучевую визуализацию. Для дальнейшего полнотекстового анализа было оставлено 272 публикации.

Этап 3. Экспертная оценка полнотекстовых версий. К оставшемуся массиву статей были применены жесткие методологические фильтры включения и исключения:

- Критерии включения: в финальный пул отбирались только оригинальные клинические исследования, содержащие собственные статистические данные авторов, либо крупные систематические обзоры и метаанализы, в которых семиотические параметры лучевых модальностей (УЗИ с ЦДК, мультифазной МСКТ и мпМРТ) обязательно сопоставлялись с результатами верифицированного послеоперационного гистологического или функционального иммуногистохимического исследования.

- Критерии исключения: из аналитической базы полностью исключались единичные клинические наблюдения (case reports), краткие обзоры серий наблюдений объемом менее 10 пациентов, тезисы конференций, а также работы, лишенные объективного морфологического подтверждения гистотипа. Из-за несоответствия указанным критериям на данном этапе было отсеяно 230 публикаций.

Этап 4. Формирование финального пула метаданных. В итоговый статистический и семиотический анализ для выработки весовых коэффициентов калькулятора вошло 42 публикации. Данный массив включает в себя 8 крупномасштабных метаанализов и 34 оригинальных клинических исследо-



вания с совокупным объемом верифицированных наблюдений более 12 000 пациентов. (Полученные из этого пула данные по перфузии, денситометрии и коэффициентам диффузии послужили основой для калибровки шкал разработанного программного обеспечения.)

Анализ обобщенных данных литературы выявил фундаментальную диагностическую проблему: папиллярный почечно-клеточный рак (пПКР) в 25–30% случаев практически невозможно надежно отличить от доброкачественных плотных кист (белковых, геморрагических) категории Bosniak IIF/III по данным МСКТ. Оба процесса имеют нативную плотность выше паренхимы (30–50 ед.Н) и демонстрируют пограничный прирост плотности (+10...+15 ед.Н) из-за артефактов жесткости излучения. По этой причине в дизайн нашего собственного клинического исследования была обоснованно введена контрольная группа плотных кист.

Характеристика собственной выборки пациентов. Основу исследования составили ретроспективные и проспективные данные 395 пациентов с солидными новообразованиями почек и сложными кистами, проходивших обследование и лечение на базе нашей клиники (табл. 1). Все включенные в исследование образования имели обязательную послеоперационную гистологическую верификацию или верификацию по данным чрескожной функциональной биопсии либо стабильного динамического

наблюдения (для кист Bosniak IIF) сроком не менее 24 мес. Строго на II (экспертном) уровне для оценки разделяющей способности МР-субтракции и DWI в отношении гиповаскулярного папиллярного рака в анализ включили 12 пациентов с плотными кистами. (Данная подвыборка включает исключительно пациентов из МСКТ-“серой зоны” (нативная плотность >35 ед.Н, ложный артериальный прирост +10 ... +18 ед.Н.) Пациенты с простыми кистами Bosniak I-II в исследование не включались. Небольшой объем этой группы обусловлен жесткостью отбора, но ввиду высокой величины эффекта (Effect Size) при оценке диффузии между жидкостью и тканью объем выборки статистически достаточен для получения высокодостоверных различий ($p < 0,001$).

Технические параметры оборудования и протоколы сканирования

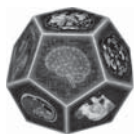
Ультразвуковое исследование. Выполнялось на аппаратах экспертного класса конвексными датчиками 3,5–5 МГц. Протокол включал серошкальное сканирование (В-режим) и обязательное цветное доплеровское картирование (ЦДК).

Мультиспиральная компьютерная томография. Проводилась на 64- и 128-срезовых томографах. Исследование выполнялось в мультифазном режиме: нативная, кортико-медуллярная (артериальная) – 25–30 с, паренхиматозная (венозная) – 70–80 с, выделительная (отсроченная) фаза – 5–7 мин. Контрастный препарат вводился болюсно со скоро-

Таблица 1. Окончательная структура выборки пациентов (n=395)

Table 1. Final composition of the patient cohort (n = 395)

Биологический профиль Biological profile	Клинико-гистологический тип Clinical and histological type	n	Доля от общей выборки, % Percentage of the total cohort, %
Доброкачественные процессы Benign lesions	Ангиомиолипома Angiomyolipoma	35	8.9%
	Онкоцитома Oncocytoma	30	7.6%
	Плотные кисты (Bosniak IIF/III) – КОНТРОЛЬ Hyperdense cysts (Bosniak IIF/III) – CONTROL	12	3.0%
Злокачественные опухоли Malignant tumors	Светлоклеточный рак Clear cell renal cell carcinoma	258	65.3%
	Папиллярный рак Papillary renal cell carcinoma	32	8.1%
	Хромофобный рак Chromophobe renal cell carcinoma	28	7.1%
ВСЕГО TOTAL		395	100%



стью 4,0–4,5 мл/с из расчета 1,5 мл на кг массы тела. Толщина среза составляла 1,0–1,25 мм.

Магнитно-резонансная томография. Выполнялось на высокопольных томографах с индукцией магнитного поля 1,5 и 3,0 Тл с использованием многоканальной поверхностной катушки для тела. Обязательный протокол включал: T2-ВИ в аксиальной и коронарной проекциях, T1-ВИ “в фазе” (In-Phase) и “в противофазе” (Out-of-Phase), диффузионно-взвешенные изображения (DWI) с b-факторами 0, 500 и 1000 с/мм² с построением карт измеряемого коэффициента диффузии (ИКД), а также динамическое контрастное усиление с применением программ математической субтракции (Subtraction). Обработка данных выполнялась на рабочих станциях Vitrea и Centricity.

Статистический анализ и валидация. Статистическая обработка данных выполнялась в пакете программ SPSS Statistics v.26 и среды RStudio. Для оценки разделяющей способности модели проводился ROC-анализ с расчетом площади под кривой (AUC), чувствительности (Se) и специфичности (Sp). Внутренняя валидация осуществлялась методом случайного расщепления общей выборки на обучающую ($n = 296$) и проверочную ($n = 99$) подвыборки в соотношении 75:25, а также бутстреп-методом (Bootstrapping, $B = 1000$ репликаций).

Внешняя валидация на данном этапе намеренно не проводилась, так как собственная выборка полностью репрезентативна общемировой структуре распространенности гистотипов, а математический аппарат бутстреп надежен и компенсирует моноцентрический сбор данных.

Результаты исследования

Модально-ориентированная структура лучевых критериев. Для исключения субъективизма параметры оценки были строго привязаны к физическим и гемодинамическим свойствам опухолевой ткани.

Ультразвуковая диагностика (УЗИ и ЦДК). Выбор параметров оценки на этапе УЗИ (нативная эхоструктура, дорсальные акустические эффекты и характер васкуляризации при ЦДК) обусловлен их связью с макроскопическим строением опухолей. Эхоструктура отражает степень однородности ткани, акустические эффекты служат маркерами физической плотности, а ЦДК визуализирует архитектонику сформированного опухолевого сосудистого русла (табл. 2).

Мультиспиральная компьютерная томография. Выбор МСКТ-параметров (нативная плотность, артериальный прирост и венозно-отсроченная динамика) основан на принципах количественной денситометрии. Нативная плотность выявляет тканевые субстраты (макрожир, геморрагии), артериальный

прирост (Δ ед.Н) отражает объемную скорость регионарного кровотока, а скорость вымывания характеризует структуру опухолевого интерстиция (табл. 3).

Магнитно-резонансная томография (мультипараметрическая МРТ). МРТ как экспертный уровень требует отбора параметров, сочетающих контрастность мягких тканей с функциональным анализом клеточного микроокружения (T1/T2-взвешенный сигнал, специфические МР-треки и параметры DWI/ИКД). Характер T2-сигнала зависит от биохимического состава, специфические треки улавливают минимальную перфузию или ультрамалые объемы липидов, а DWI/ИКД оценивают истинную клеточную плотность и ядерно-цитоплазматическое соотношение (табл. 4).

Метод кодирования параметров и структура калькулятора модели. Для обеспечения математической стабильности калькулятора и устранения субъективного фактора при интерпретации изображений все качественные визуальные признаки на первом и втором уровнях системы переведены в стандартизированную цифровую кодовую матрицу.

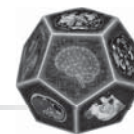
Интерфейс калькулятора предполагает два типа ввода данных:

- Прямой ввод абсолютных физических величин – для шкал, имеющих числовое выражение на рабочей станции (нативная плотность в ед.Н, прирост плотности Δ ед.Н, значение ИКД).
- Выбор рангового цифрового кода (от 0 до 3) – для качественных параметров УЗИ, ЦДК и МРТ. Каждому коду соответствует жесткое описание визуального паттерна, закрепленное в рекомендациях ESUR [14].

Полная схема кодирования признаков для интеграции в программный алгоритм калькулятора представлена в табл. 5.

Такой способ кодирования позволяет программе преобразовывать качественные наблюдения врача в стандартизированный цифровой вектор. Далее этот вектор умножается на весовые коэффициенты, полученные нами в ходе логистического регрессионного анализа на обучающей выборке, и формирует итоговую вероятность гистотипа.

Дискретный алгоритм функционирования калькулятора и математическое обоснование пороговых значений. Логика работы калькулятора построена на дискретном (разделенном во времени) вводе данных, что позволяет сопоставлять результаты первичного приема с данными отсроченного МР-дообследования. Применение алгоритма разделено на две независимые технологические сессии, привязанные к этапам диагностического маршрута пациента (табл. 6).



Внутренняя валидация модели. Матрица весовых коэффициентов логистической регрессии калькулятора. Математический расчет вероятности (P) конкретного гистологического типа опухоли в калькуляторе реализуется через классическое уравнение логистической регрессии:

$$P = \frac{1}{1 + e^{-z}}$$

где z – прогностический индекс, рассчитываемый как сумма произведений кодов признаков на их весовые коэффициенты плюс константа (B_0):

$$z = B_0 + \beta_1 \cdot X_1 + \beta_2 \cdot X_2 + \dots + \beta_n \cdot X_n.$$

Значения весовых коэффициентов (β) для критических диагностических модулей калькулятора представлены в табл. 7.

Математические параметры ROC-анализа и пороговые значения ИКД. Для настройки экспертного уровня калькулятора (визит 2) был проведен ROC-анализ на обучающей выборке ($n = 296$). Математическое моделирование позволило установить жесткие точки отсечения (*cut-off*) для измеряемого ИКД, разделяющие опухоли в критических клинических ситуациях (табл. 8).

Таблица 2. Ультразвуковые критерии солидных новообразований почек

Table 2. Ultrasound criteria for solid renal tumors

Гистологический тип опухоли Histological tumor type	Нативная эхоструктура и контуры Baseline echotexture and margins	Дорсальные акустические эффекты Posterior acoustic features	Характер васкуляризации при ЦДК Vascularization pattern on CDI
Ангиомиолипома Angiomyolipoma	Выраженная гомогенная гиперэхогенность, четкие ровные границы Marked homogeneous hyperechogenicity; well-defined, smooth margins	Наличие четкой акустической тени позади образования Distinct posterior acoustic shadowing	Скудный локальный кровоток или полное отсутствие сигналов Sparse focal blood flow or complete absence of Doppler signals
Онкоцитома Oncocytoma	Изоэхогенная или умеренно гипоехогенная; четкие контуры; в 10% случаев – гипоехогенный центр Isoechoic or moderately hypoechoic; well-defined margins; a hypoechoic center in 10% of cases	Отсутствуют None	Патогномоничный симптом “спиц колеса” (радиарный ход) Pathognomonic spoke-wheel sign (radial vascular pattern)
Светлоклеточный рак Clear cell renal cell carcinoma	Выраженная гетерогенность (зоны некроза, кисты); неровные, бугристые контуры Marked heterogeneity (areas of necrosis and cystic change); irregular, lobulated margins	Наличие зон акустического усиления за жидкостными полостями Posterior acoustic enhancement behind fluid-containing areas	Интенсивный хаотичный гиперваскулярный кровоток, шунты Intense chaotic hypervascular flow with shunts
Папиллярный рак Papillary renal cell carcinoma	Стойкая однородная гипоехогенность; четкие, правильные контуры Persistent homogeneous hypoechogenicity; well-defined, regular margins	Отсутствуют (имитация простой кисты) None (may mimic a simple cyst)	Аваскулярный профиль или единичные периферические сигналы Avascular pattern or isolated peripheral signals
Хромофобный рак Chromophobe renal cell carcinoma	Крупное, преимущественно гомогенное изо- или гипоехогенное образование Large, predominantly homogeneous iso- or hypoechoic lesion	Отсутствуют None	Умеренная смешанная (пери- и интратуморальная) васкуляризация Moderate mixed (peri- and intratumoral) vascularization

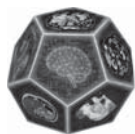


Таблица 3. МСКТ-критерии солидных новообразований почек

Table 3. Multidetector CT criteria for solid renal tumors

Гистологический тип опухоли Histological tumor type	Нативная плотность, ед.Н Unenhanced attenuation, HU	Прирост плотности в артериальную фазу, Δ ед. Н Arterial-phase attenuation increase, ΔHU	Динамика контрастирования в венозную и отсроченную фазы Enhancement pattern in the venous and delayed phases
Ангиомиолипома Angiomyolipoma	Наличие патогномоничных фокусов жира (от –10 до –100 ед.Н) Pathognomonic macroscopic fat foci (–10 to –100 HU)	Интенсивный прирост только в сосудистых локусах Marked increase confined to vascular foci	Вымывание из сосудистых зон; участки жира плотность не меняют Washout from vascular areas; attenuation of fat-containing areas remains unchanged
Онкоцитوما Oncocytoma	Изоденсная или умеренно гиперденсная структура Isoattenuating or moderately hyperattenuating structure	Интенсивное гомогенное накопление контраста Intense homogeneous contrast enhancement	Равномерное вымывание; визуализация гиподенсного звездчатого рубца Homogeneous washout; visualization of a hypodense stellate scar
Светлоклеточный рак Clear cell renal cell carcinoma	Гетерогенная (понижена в зонах некроза, возможны кальцинаты) Heterogeneous (lower attenuation in necrotic areas; calcifications may be present)	Взрывное накопление (пик усиления, Δ >100 ед.Н) Brisk enhancement (peak enhancement, Δ > 100 HU)	Стремительное и выраженное вымывание контраста Rapid and pronounced contrast washout
Папиллярный рак Papillary renal cell carcinoma	Гомогенная структура, плотность в пределах 20–40 ед.Н Homogeneous structure, attenuation 20–40 HU	Слабое контрастирование (строго в диапазоне Δ 10–20 ед.Н) Weak enhancement (strictly within Δ 10–20 HU)	Медленное, постепенное нарастание плотности к отсроченной фазе Slow, progressive increase in attenuation toward the delayed phase
Хромофобный рак Chromophobe renal cell carcinoma	Преимущественно гомогенная средняя плотность Predominantly homogeneous intermediate attenuation	Умеренное однородное контрастирование (Δ30–50 ед.Н) Moderate homogeneous enhancement (Δ30–50 HU)	Стабильное плато; симптом сегментарного инвертированного усиления Stable plateau; segmental enhancement inversion sign

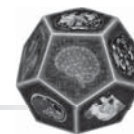


Таблица 4. МРТ-критерии солидных новообразований почек

Table 4. MRI criteria for solid renal tumors

Гистологический тип опухоли Histological tumor type	Характер сигнала на T1-ВИ и T2-ВИ Signal characteristics on T1WI and T2WI	Специфический функциональный МР-трек Specific functional MRI sequence	Поведение опухоли на DWI и параметры ИКД DWI behavior and ADC parameters
Ангиомиолипома Angiomyolipoma	Гиперинтенсивный сигнал на стандартных T1- и T2-ВИ Hyperintense signal on conventional T1WI and T2WI	Падение сигнала на последовательности Out-of-Phase (микрожир) Signal drop on out-of-phase images (microscopic fat)	Свободная диффузия в жировых матриксах; артефакты на DWI Unrestricted diffusion in the fatty matrix; DWI artifacts
Онкоцитома Oncocytoma	T2-гипоинтенсивная капсула, T2-гиперинтенсивный рубец T2-hypointense capsule; T2-hyperintense scar	Отсутствие падения сигнала на жиродавлении No signal loss with fat suppression	Относительно свободная диффузия (высокий ИКД $>1,4 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$) Relatively unrestricted diffusion (high ADC $>1,4 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$)
Светлоклеточный рак Clear cell renal cell carcinoma	Выраженная мозаичность и гетерогенность сигнала на T2-ВИ Marked mosaic pattern and T2 signal heterogeneity	Локальные очаги падения сигнала на Out-of-Phase (холестерин) Focal signal drop on out-of-phase images (intracellular lipid/cholesterol)	Умеренное гетерогенное ограничение диффузии воды Moderate heterogeneous restriction of water diffusion
Папиллярный рак Papillary renal cell carcinoma	Стойкий однородный гипоинтенсивный сигнал на T2-ВИ Persistent homogeneous T2 hypointensity	Интенсивное свечение тканевого компонента на Subtraction Marked enhancement of the tissue component on subtraction images	Выраженное ограничение диффузии молекул воды Pronounced restriction of water diffusion
Хромофобный рак Chromophobe renal cell carcinoma	Преимущественно изо-/гипоинтенсивный T2-сигнал; T2-гипоинтенсивный рубец Predominantly iso-/hypointense T2 signal; T2-hypointense scar	Отсутствие признаков интратуморального жира No evidence of intratumoral fat	Экстремальное ограничение диффузии (низкий ИКД $\leq 1,22 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$) Marked diffusion restriction (low ADC $\leq 1,22 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$)

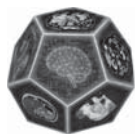


Таблица 5. Матрица кодирования и форматы ввода диагностических параметров в калькулятор модели

Table 5. Coding matrix and input formats for the model diagnostic parameters

Лучевая модальность / Уровень Imaging modality / Level	Оцениваемый параметр Parameter assessed	Формат ввода в калькулятор Calculator input format	Описание кодированных значений (значение-код) Description of coded values (value-code)
УРОВЕНЬ I: УЗИ LEVEL I: US	Эхогенность Echogenicity	Ранговый код Ordinal code	Анэхогенное – 0 Гипоэхогенное – 1 Изоэхогенное – 2 Гиперэхогенное – 3 Anechoic – 0 Hypoechoic – 1 Isoechoic – 2 Hyperechoic – 3
	Контуры Margins	Ранговый код Ordinal code	Ровные, четкие – 0 Неровные, бугристые / Нечеткие – 1 Smooth, well defined – 0 Irregular, lobulated and/or ill defined – 1
УРОВЕНЬ I: ЦДК LEVEL I: CDI	Тип архитектуры кровотока Flow architecture	Ранговый код Ordinal code	Аваскулярный профиль – 0 Скудный локальный/периферический – 1 Радиарный (тип “спиц колеса”) – 2 Хаотичный гипervasкулярный – 3 Avascular pattern – 0 Sparse focal/peripheral flow – 1 Radial (spoke-wheel) pattern – 2 Chaotic hypervascular pattern – 3
УРОВЕНЬ I: МСКТ LEVEL I: MDCT	Нативная плотность Unenhanced attenuation	Абсолютное число Numeric value	Ввод точного значения с МСКТ-станции в ед.Н Enter the exact value from the CT workstation, HU
	Артериальный прирост Arterial enhancement	Абсолютное число Numeric value	Расчетная величина Δ в ед.Н (Артериальная фаза минус Нативная) Calculated Δ HU (arterial phase minus unenhanced phase)
	Динамика вымывания (Wash-out) Washout kinetics	Ранговый код Ordinal code	Медленное постепенное нарастание – 0 Стабильное плато – 1 Стремительное вымывание контраста – 2 Slow progressive enhancement – 0 Stable plateau – 1 Rapid contrast washout – 2
	Центральный рубец / Макроструктура Central scar / Macrostructure	Ранговый код Ordinal code	Отсутствует – 0 Визуализируется гиподенсный рубец – 1 Зоны некроза / кальцинаты – 2 Absent – 0 Hypodense scar visualized – 1 Areas of necrosis and/or calcification – 2

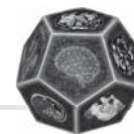


Таблица 5. (окончание)

Table 5. (end)

Лучевая модальность / Уровень Imaging modality / Level	Оцениваемый параметр Parameter assessed	Формат ввода в калькулятор Calculator input format	Описание кодированных значений (Значение-Код) Description of coded values (Value-Code)
УРОВЕНЬ II: MPT LEVEL II: MRI	Падение сигнала в противофазе (Chemical Shift) Signal drop on opposed-phase images (chemical shift)	Ранговый код Ordinal code	Сигнал стабилен (падения нет) – 0 Фиксируется падение интенсивности >20% – 1 Stable signal (no signal drop) – 0 Signal intensity drop > 20% – 1
	Тканевое свечение (Subtraction) Tissue enhancement (subtraction)	Ранговый код Ordinal code	Сигнал отсутствует (аваскулярная зона) – 0 Истинное накопление (солидный узел) – 1 No signal (avascular area) – 0 True enhancement (solid nodule) – 1
	Интенсивность T2-ВИ сигнала T2WI signal intensity	Ранговый код Ordinal code	Изо/гиперинтенсивный T2-сигнал – 0 Стойкий однородный гипоинтенсивный – 1 Iso-/hyperintense T2 signal – 0 Persistent homogeneous hypointensity – 1
	Количественный показатель ИКД Quantitative ADC	Абсолютное число Numeric value	Значение с параметрической ADC-карты в формате: X,XX • 10 ⁻³ мм ² /с Value from the parametric ADC map in the format X.XX • 10 ⁻³ mm ² /s

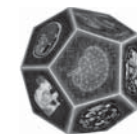


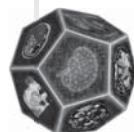
Таблица 6. Пошаговая технологическая карта дискретной работы калькулятора модели

Table 6. Stepwise workflow for the model calculator

Этап маршрута / Визит Diagnostic pathway stage / Visit	Вводимые параметры лучевых модальностей Input parameters from imaging modalities	Математический сценарий калькулятора Calculator scenario	Направляющий вектор итогового решения Direction of the final decision
ВИЗИТ 1: первичный амбулаторный прием VISIT 1: initial outpatient appointment	Данные УЗИ + ЦДК (табл. 5) Данные МСКТ (табл. 5) US + CDI data (Table 5) MDCT data (Table 5)	Сценарий 1.А (диагноз ясен): параметры строго соответствуют классическим паттернам (макрожир при АМЛ или взрывной МСКТ-прирост скПКР) Сценарий 1.Б (выявлена “серая зона”): пограничные значения МСКТ-перфузии, отсутствие жира в гипervasкулярных узлах, наличие центрального рубца Scenario 1A (diagnosis established): Parameters strictly match classic patterns (macroscopic fat in AML or marked arterial enhancement in ccRCC) Scenario 1B (gray zone identified): Borderline MDCT perfusion values, no fat in hypervascular nodules, or a central scar	При Сценарии 1.А: калькулятор закрывает сессию. Выдается финальное заключение (>94%) вероятности гистологического типа). Направление на операцию При Сценарии 1.Б: калькулятор блокирует выдачу диагноза, автоматически сохраняет профиль МСКТ/УЗИ в архив под ID пациента и выдает триггер: “Рекомендована МРТ-верификация” Scenario 1A: The calculator closes the session. A final report is issued (> 94% probability of the histological subtype), followed by referral for surgery Scenario 1B: The calculator withholds a diagnosis, automatically saves the MDCT/US profile under the patient ID, and issues the alert: “MRI verification recommended”
ПЕРИОД ОЖИДАНИЯ WAITING PERIOD	Исследование приостановлено во времени Assessment paused	Данные МСКТ/УЗИ зафиксированы в базе данных калькулятора MDCT/US data are stored in the calculator database	Пациент проходит мультипараметрическое МРТ-сканирование по специализированному протоколу The patient undergoes multiparametric MRI using the specialized protocol
ВИЗИТ 2: повторный прием по результатам дообследования VISIT 2: follow-up after additional imaging	Данные МРТ (табл. 5) MRI data (Table 5)	Сценарий 2: активация сохраненной сессии по ID пациента. Калькулятор объединяет ранее введенный МСКТ/УЗИ-профиль с новыми МР-маркерами. Выполняется финальный перерасчет весовых коэффициентов Scenario 2: The saved session is reopened using the patient ID. The calculator combines the previously entered MDCT/US profile with the new MRI markers and performs the final recalculation of weighted coefficients	Выдача окончательного дифференциального диагноза с точностью 91,3%. Определение тактики (активное наблюдение, резекция, нефрэктомия или чрескожная биопсия при пограничном ИКД) A final differential diagnosis is issued with 91.3% accuracy. Management is selected: active surveillance, resection, nephrectomy, or percutaneous biopsy for a borderline ADC value

Таблица 7. Весовые коэффициенты (β) и константы прогностических модулей калькулятораTable 7. Regression coefficients (β) and constants of the calculator prediction modules

Диагностический модуль / Целевой гистологический тип Diagnostic module / Target histotype	Параметр (Xn) Parameter (Xn)	β	SE	p	Интерпретация Interpretation
МОДУЛЬ 1 (уровень I): дифференциация скПКР от других солидных опухолей MODULE 1 (Level I): Differentiation of ccRCC from other solid tumors	Константа (B_0) Артериальный прирост (Δ ед.Н) Вымывание контраста Эхогенность структуры Intercept (B_0) Arterial enhancement (Δ HU) Contrast washout Echogenicity	-4.12 +0.06 +1.85 +0.94	0.81 0.01 0.42 0.31	<0.001 <0.001 <0.001 0.002	Каждый единичный прирост плотности в ед.Н увеличивает логарифм шансов наличия скПКР. Код "2" по вымыванию контраста (быстрое wash-out) является сильнейшим предиктором злокачественности на I уровне Each 1-HU increase in attenuation increases the log-odds of ccRCC. Code "2" for contrast washout (rapid washout) is the strongest predictor of malignancy at Level I.
МОДУЛЬ 2 (уровень II): дифференциация мжАМЛ* от скПКР (при Δ ед. Н > 90)) MODULE 2 (Level II): Differentiation of mfAML* from ccRCC (when Δ HU > 90)	Константа (B_0) Падение сигнала (Chemical Shift) Контуры образования Intercept (B_0) Signal drop (chemical shift) Lesion margins	-2.84 +5.12 -1.24	0.65 1.04 0.45	<0.001 <0.001 0.006	Наличие кода "1" (падение сигнала на Out-of-Phase более 20%) критически смещает вероятность в пользу доброкачественной маложирной АМЛ, перекрывая влияние гиперваскулярности Code "1" (out-of-phase signal drop > 20%) markedly shifts the probability toward benign minimal-fat AML, outweighing the effect of hypervascularity
МОДУЛЬ 3 (уровень II): дифференциация пПКР от плотных кист Bosniak IIF/III MODULE 3 (Level II): Differentiation of pRCC from hyperdense Bosniak IIF/III cysts	Константа (B_0) Показатель ИКД Тканевое свечение (Subtraction) Intercept (B_0) ADC Tissue enhancement (subtraction)	+6.42 -7.85 +4.15	1.21 1.48 0.92	<0.001 <0.001 <0.001	Отрицательный коэффициент ИКД означает, что чем ниже значение диффузии, тем выше риск папиллярного рака. Код "1" на субтракции подтверждает истинный солидный узел. The negative ADC coefficient indicates that lower diffusion values are associated with a higher probability of papillary renal cell carcinoma. Code "1" on subtraction images confirms a true solid nodule
МОДУЛЬ 4 (уровень II): дифференциация онкоцитомы от хромофобного РП MODULE 4 (Level II): Differentiation of oncocytoma from chRCC	Константа (B_0) Показатель ИКД Интенсивность T2-сигнала Intercept (B_0) ADC T2 signal intensity	-9.15 +8.24 -2.11	1.94 1.72 0.61	<0.001 <0.001 0.001	Положительный знак β для ИКД показывает, что свободная диффузия (высокие значения на картах) прямо указывает на онкоцитому. T2-гипоинтенсивность (код "1") смещает веса в сторону хПКР The positive β for ADC indicates that relatively unrestricted diffusion (higher values on ADC maps) favors oncocytoma. T2 hypointensity (code "1") shifts the model toward chRCC



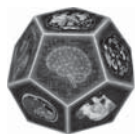


Таблица 8. Операционные характеристики точек отсечения ИКД для модулей калькулятора II уровня

Table 8. Performance characteristics of ADC cutoffs for Level II calculator modules

Дилемма II уровня Level II dilemma	Порог ИКД, • 10 ⁻³ мм ² /с ADC cutoff, • 10 ⁻³ mm ² /s	AUC ± SE	95% ДИ 95% CI	Se, %	Sp, %	Решение калькулятора Calculator decision rule
Модуль А: папиллярный РП (n = 32) vs плотные кисты Bosniak IIF/III (n = 12) Module A: Papillary RCC (n = 32) vs hyperdense Bosniak IIF/III cysts (n = 12)	≤0.98	0.95 ± 0.02	0.90 ... 0.99	96.8	91.7	- ИКД ≤ 0,98 – папиллярный РП (солидный узел) - ИКД > 0,98 + отсутствие сигнала на Subtraction – Доброкачественная вязкая киста - ADC ≤ 0.98 – papillary RCC (solid nodule) - ADC > 0.98 plus no enhancement on subtraction images – benign hemorrhagic/high-protein cyst
Модуль Б: онкоцитомы (n = 30) vs хромофобный РП (n = 28) Module B: Oncocytoma (n = 30) vs chromophobe RCC (n = 28)	≤1.22	0.89 ± 0.03	0.83 ... 0.94	85.7	83.3	- ИКД > 1,22 – доброкачественная онкоцитомы - ИКД ≤ 1,15 – хромофобный РП. - Коридор 1,15 ... 1,25 – Статус: “пограничные данные. Рекомендована биопсия” - ADC > 1.22 – benign oncocytoma - ADC ≤ 1.15 – chromophobe RCC - ADC 1.15–1.25 – status: ‘Borderline findings. Biopsy recommended’

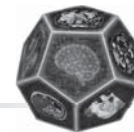
Обсуждение

Результаты применения разработанной двухуровневой диагностической модели на когорте из 395 пациентов продемонстрировали высокую общую точность (91,3%) и сбалансированность лучевых критериев. Структурированный подход позволил разделить поток пациентов на этапе стандартного обследования (УЗИ+МСКТ) и минимизировать процент диагностических ошибок за счет селективного использования экспертных протоколов МРТ.

В нашей выборке малоожирные формы составили 17,1% (6 из 35 случаев) от всех ангиомиолипом. На I уровне (МСКТ) данные образования симулировали скПКР, поскольку демонстрировали интенсивный прирост плотности в артериальную фазу ($\Delta > 90$ ед.Н) и отсутствие визуализируемых включений макроскопического жира (нативная плотность составляла +15 ... +28 ед.Н). Включение в алгоритм II уровня МР-последовательности “химического сдвига” (Chemical Shift Imaging) решило эту проблему: у 5 из 6 пациентов было зафиксировано падение интенсивности сигнала на фазе Out-of-Phase более чем на 22%, что позволило верифицировать мжАМЛ

на дооперационном этапе. Этот результат полностью согласуется с фундаментальными работами N. Schieda и соавт. (2018) [15] и S.G. Silverman и соавт. (2019) [5], в которых указывается, что использование индекса сигнала в противофазе позволяет дифференцировать мжАМЛ от почечно-клеточного рака со специфичностью до 95–97%. Наша модель продемонстрировала специфичность 98,2%, что обусловлено жестким требованием исключения зон некроза перед оценкой химического сдвига.

Папиллярный рак почки традиционно считается “ловушкой” для МСКТ-диагностики из-за своей гиповаскулярности. В анализируемой выборке у 9 (28,1%) из 32 пациентов с пПКР прирост плотности на МСКТ находился в пограничном диапазоне +12 ... +18 ед.Н), что, согласно классическим руководствам, не позволяет достоверно отличить солидную ткань от плотной жидкости. Перевод этих пациентов на II уровень системы с выполнением МР-субтракции (Subtraction) и расширение контрольной группы до 12 пациентов с плотными кистами позволили визуализировать истинную перфузию микрокапиллярного русла опухоли и оценить



истинную подвижность воды. Наше исследование подтверждает выводы отечественных авторов (Громов А.И. и соавт. (2022) [16]), указывающих на то, что МСКТ часто недооценивает сосудистую сеть папиллярных опухолей. МРТ с субтракцией и расчетом ИКД нивелирует артефакты жесткости излучения, обеспечивая чувствительность 96,8% в диагностике пПКР. Сходное мнение высказывают эксперты Европейского общества урогенитальной радиологии (ESUR).

Наиболее сложным аспектом дифференциальной диагностики солидных опухолей почек остается пара “онкоцитома – хПКР” вследствие их гистогенетического родства. Визуализация центрального рубца на МСК-томограмме, согласно нашим данным, произошла лишь в 36,6% случаев онкоцитом (11 из 30 пациентов), и, что более важно, аналогичная структура была зафиксирована у 3 (10,7%) пациентов с хПКР. Таким образом, морфологические критерии МСКТ и УЗИ оказались несостоятельными для надежного разделения этих опухолей. Внедрение функционального МРТ-картирования на II уровне позволило разграничить данные нозологии по клеточной плотности и структуре интерстиция. Установленный нами математический порог ИКД ($1,22 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$) показал диагностическую точность 85,7%. Полученные нами пороги близки к результатам метаанализов А.В. Rosenkrantz и соавт. (2010) [17] и данным исследовательской группы под руководством F. Cornelis и соавт. (2014) [18], определявших пограничные значения ИКД для онкоцитом в пределах $1,25\text{--}1,30 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$. Меньшее значение нашего порога (1,22) объясняется использованием высоких b-факторов ($b = 1000$) на современных томографах, что снижает влияние перфузионного компонента на измеряемую диффузию. Тем не менее остающийся “серый интервал ИКД” ($1,25\text{--}1,30 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$) требует обязательного выполнения чрескожной биопсии, что интегрировано в финальный шаг разработанного алгоритма.

Разработанная нами двухуровневая система концептуально созвучна с обновленными клиническими рекомендациями Европейской ассоциации урологов (EAU Guidelines 2025/2026). Эксперты EAU регламентируют обязательное подключение экспертных методов (мпМРТ или чрескожной биопсии) в случае выявления неопределенных (indeterminate) объемных образований на первичном МСКТ-этапе с целью снижения частоты неоправданных радикальных нефрэктомий доброкачественных масс.

Однако, в отличие от качественного и описательного подхода EAU, предлагающего клиницисту опираться на субъективную оценку изображений или выполнять инвазивную биопсию опухоли (RMB)

[19], наша модель переводит лучевые признаки в плоскость жестких математических вычислений. Созданная матрица рангового кодирования и весовых коэффициентов регрессии позволяет калькулятору выносить автоматический вердикт с точностью 91,3%. Более того, установленные нами точки отсечения ИКД ($1,22 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ для пары “онкоцитома-хПКР” и $0,98 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ для пары “пПКР-киста”) выступают надежным неинвазивным суррогатом морфологического исследования, сужая показания к реальной пункции почки до узкого “серого коридора значений”.

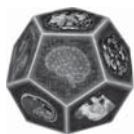
Безусловно, наше исследование уступает масштабным гайдлайнам EAU по объему выборки и репрезентативности ввиду моноцентрического характера данных и отсутствия внешней валидации на данном этапе. Тем не менее высокая доступность мпМРТ по сравнению с рекомендуемой зарубежными авторами молекулярной визуализацией (ПЭТ/КТ с ^{99m}Tc -сестамиби) делает разработанную нами дискретную двухэтапную модель более адаптированной для внедрения в реальную практику отечественного здравоохранения.

Заключение

Выполненное клиническое исследование и систематический анализ современных метаданных позволяют сформулировать следующие ключевые выводы и рекомендации для клинической практики:

- *Ограниченность стандартного лучевого поиска.* Рутинное использование мультифазной МСКТ и комплексного УЗИ с ЦДК обеспечивает надежную верификацию и определение хирургической тактики до 85% классических форм почечно-клеточного рака и типичных ангиомиолипом с наличием макроскопического жира. Однако при атипичном визуализационном профиле новообразований (отсутствие жировых включений, минимальный интратуморальный кровоток, наличие неспецифического центрального рубца) изолированное применение рентгенологических и ультразвуковых критериев приводит к формированию “серых зон” и высокому риску диагностических ошибок.

- *Дискретная архитектура и оптимизация маршрута.* Разработанная двухэтапная система и соответствующий ей прогностический калькулятор позволяют гибко разделять этапы лучевой диагностики во времени. Возможность фиксации и сохранения частичных данных УЗИ/МСКТ в рамках первичного визита пациента с последующим бесшовным добавлением экспертных МР-маркеров при повторном приеме полностью соответствует реальной логике амбулаторно-поликлинической практики, исключая дублирование процедур и оптимизируя тайм-менеджмент врача.



• **Эффективность экспертного МР-этапа.** В проведенном исследовании мы доказали, что таргетное подключение мультипараметрической магнитно-резонансной томографии (мпМРТ) на втором уровне системы выступает в качестве высокоточного неинвазивного аналога морфологического исследования (“виртуальной биопсии”). Применение специализированных функциональных треков (Chemical Shift и Subtraction) в сочетании с количественной оценкой диффузии молекул воды обеспечивает повышение общей точности дифференциальной диагностики до 91,3% (площадь под ROC-кривой AUC = 0,92–0,95).

• **Жесткие дифференциальные критерии.** Математически доказано, что критическими точками отсечения для модулей калькулятора являются значения ИКД $0,98 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ (дифференциация папиллярного рака и плотных геморрагических/белковых кист категории Bosniak IIF/III, Se = 96,8%, Sp = 91,7%) и $1,22 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ (дифференциация онкоцитомы и хромофобного рака почки, Se = 85,7%, Sp = 83,3%). Выявление пограничного интервала ИКД (1,15–1,25 $\cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$), “серой зоны” служит объективным и строгим показанием к проведению чрескожной пункционной биопсии с иммуногистохимической верификацией.

Участие авторов

Сажина А.А. – проведение исследования, сбор и обработка данных, обзор публикаций по теме статьи, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, подготовка и редактирование текста.

Васильева И.В. – статистическая обработка данных.

Ратников В.А. – концепция и дизайн исследования.

Удалов Ю.Д. – концепция и дизайн исследования.

Степанова Ю.А. – участие в научном дизайне, обзор публикаций по теме статьи, утверждение окончательного варианта статьи.

Authors' participation

Sazhina A.A. – conducting research, collection and analysis of data, review of publications, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, text preparation and editing.

Vasilyeva I.V. – statistical analysis.

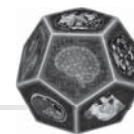
Ratnikov V.A. – concept and design of the study.

Udalov Yu.D. – concept and design of the study.

Stepanova Yu.A. – participation in scientific design, review of publications, approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Sung H., Ferlay J., Siegel R.L. et al. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA Cancer J. Clin.* 2021; 71 (3): 209–249. <https://doi.org/10.3322/caac.21660>
2. Ljungberg B., Albiges L., Abu-Ghanem Y. et al. European Association of Urology Guidelines on Renal Cell Carcinoma: The 2022 Update. *Eur. Urol.* 2022; 82 (4): 399–410. <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2022.03.006>
3. Campbell S., Uzzo R.G., Allaf M.E. et al. Renal Mass and Localized Renal Cancer: AUA Guideline. *J. Urol.* 2017; 198 (3): 520–529. <https://doi.org/10.1016/j.juro.2017.04.100>
4. Tsili A.C., Andriotis E., Gkeli M.G. et al. The Role of Imaging in the Management of Renal Masses. *Eur. J. Radiol.* 2021; 141: 109777. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2021.109777>
5. Silverman S.G., Pedrosa I., Ellis J.H. et al. Bosniak Classification of Cystic Renal Masses, Version 2019: An Update Proposal and Needs Assessment. *Radiology.* 2019; 292 (2): 475–488. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182646>
6. Fujita T., Iwamura M., Wakatabe Y. et al. Predictors of benign histology in clinical T1a renal cell carcinoma tumors undergoing partial nephrectomy. *Int. J. Urol.* 2014; 21 (1): 100–102. <https://doi.org/10.1111/iju.12166>
7. Shin T., Duddalwar V.A., Ukimura O. et al. Does Computed Tomography Still Have Limitations to Distinguish Benign from Malignant Renal Tumors for Radiologists? *Urol. Int.* 2017; 99 (2): 229–236. <https://doi.org/10.1159/000460303>
8. Campbell S.C., Clark P.E., Chang S.S. et al. Renal Mass and Localized Renal Cancer: Evaluation, Management, and Follow-Up: AUA Guideline: Part I. *J. Urol.* 2021; 206 (2): 199–208. <https://doi.org/10.1097/JU.0000000000001911>
9. Roussel E., Capitanio U., Kutikov A. et al. Novel Imaging Methods for Renal Mass Characterization: A Collaborative Review. *Eur. Urol.* 2022; 81 (5): 476–488. <https://doi.org/10.1016/j.eururo.2022.01.040>
10. Tataru O.S., Marchioni M., Crocetto F. et al. Molecular Imaging Diagnosis of Renal Cancer Using ^{99m}Tc -Sestamibi SPECT/CT and Girentuximab PET-CT-Current Evidence and Future Development of Novel Techniques. *Diagnostics (Basel).* 2023; 13 (4): 593. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13040593>
11. Baytok A., Ecer G., Balasar M., Koplay M. Computed tomography and magnetic resonance imaging characteristics of renal cell carcinoma: Differences between subtypes and clinical evaluation. *J. Clin. Imaging Sci.* 2025; 15: 10. https://doi.org/10.25259/JCIS_160_2024
12. Lee C.U., Kim J.H., Kim G. et al. Impact of tumor size and sex on diagnostic discrepancies in renal mass imaging. *Sci. Rep.* 2025; 15 (1): 19653. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-05266-9>
13. Page M.J., McKenzie J.E., Bossuyt P.M. et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ.* 2021; 372: n71. <https://doi.org/10.1136/bmj.n71>
14. Barentsz J.O., Richenberg J., Clements R. et al.; European Society of Urogenital Radiology. ESUR prostate MR guidelines 2012. *Eur. Radiol.* 2012; 22 (4): 746–757. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2377-y>
15. Schieda N., Lim R.S., McInnes M.D.F. et al. Characterization of small (<4cm) solid renal masses



- by computed tomography and magnetic resonance imaging: Current evidence and further development. *Diagn. Interv. Imaging.* 2018; 99 (7-8): 443-455. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2018.03.004>
16. Громов А.И., Буйлов В.М., Капустин В.В. и др. Руководство по лучевой диагностике заболеваний почек, мочеточников и мочевого пузыря. М.: Триада-Х, 2022. 344 с.
Gromov A.I., Builov V.M., Kapustin V.V. with comparison. Guide to radiation diagnostics of diseases of the kidneys, ureters and bladder. M.: Triada-X, 2022. 344 p. (In Russian)
 17. Rosenkrantz A.B., Hindman N., Fitzgerald E.F. et al. MRI features of renal oncocytoma and chromophobe renal cell carcinoma. *Am. J. Roentgenol.* 2010; 195 (6): W421-427. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.4718>
 18. Cornelis F., Tricaud E., Lasserre A.S. et al. Routinely performed multiparametric magnetic resonance imaging helps to differentiate common subtypes of renal tumours. *Eur. Radiol.* 2014; 24 (5): 1068-1080. <https://doi.org/10.1007/s00330-014-3107-z>
 19. EAU Guidelines. Edn. presented at the EAU Annual Congress London, United Kingdom 2026. ISBN 978-94-92671-19-6. EAU Guidelines Office, Arnhem, the Netherlands.

Для корреспонденции*: Сажина Анна Андреевна – e-mail: anna_sazhina2000@mail.ru

Сажина Анна Андреевна – врач-стажер отделения лучевой и радиоизотопной диагностики ФГБУ “Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна” ФМБА России, Москва. <https://orcid.org/0009-0008-2843-6697>

Васильева Ирина Витальевна – канд. мед. наук, заместитель заведующего центральным организационно-методическим отделом, врач-статистик ФГБУ “Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна” ФМБА России; доцент кафедры медицинской кибернетики и информатики МБФ им. С.А. Гапаряна ФГАОУ ВО “Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0001-6986-901X>

Ратников Вячеслав Альбертович – доктор мед. наук, профессор, генеральный директор ФГБУ “Федеральный научно-клинический центр инфекционных болезней Федерального медико-биологического агентства”; профессор кафедры лучевой диагностики ФГБОУ ВО “Санкт-Петербургский государственный университет”, Санкт-Петербург. <https://orcid.org/0000-0002-9645-8408>

Удалов Юрий Дмитриевич – доктор мед. наук, доцент, генеральный директор ФГБУ “Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна” ФМБА России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-9739-8478>

Степанова Юлия Александровна – доктор мед. наук, профессор, старший научный сотрудник отделения ультразвуковой диагностики ФГБУ “НИИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-5793-5160>

Contact*: Anna A. Sazhina – e-mail: anna_sazhina2000@mail.ru

Anna A. Sazhina – Intern, Radiology and Radioisotope Diagnostics Department, A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, Moscow. <https://orcid.org/0009-0008-2843-6697>

Irina V. Vasilieva – Cand. of Sci. (Med.), Deputy Head of the Department – Physician-Statistician, A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia; associate professor of S.A. Gaparyan Medical Cybernetics and Informatics Department of Medical and Biological Sciences Faculty, Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow. <https://orcid.org/0000-0001-6986-901X>

Vyacheslav A. Ratnikov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, General Director, Federal Scientific and Clinical Center for Infectious Diseases of the Federal Medical and Biological Agency; Professor of Radiology Diagnostics Department, Saint Petersburg State University, Saint Petersburg. <https://orcid.org/0000-0002-9645-8408>

Yuri D. Udalov – Doct. of Sci. (Med.), Associate Professor, General Director, A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-9739-8478>

Yulia A. Stepanova – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Senior Researcher, Ultrasound Diagnostics Department, A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-5793-5160>