



МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ

Оригинальная статья

УДК 616-71

<https://doi.org/10.52560/2713-0118-2025-6-68-79>

Сравнение виртуального и физического растров для цифровой маммографии

Ю. Е. Шунков¹, С. А. Варламов², А. В. Смирнова³,
Г. П. Корженкова⁴, А. Р. Дабагов⁵

^{1-3,5}АО «МЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ЛТд» (АО «МТЛ»), Москва, Россия

⁴ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н. Н. Блохина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия

¹<https://orcid.org/0000-0002-9015-3822>

²<https://orcid.org/0009-0007-2621-6300>

³<https://orcid.org/0009-0003-4406-6036>

⁴<https://orcid.org/0000-0001-9485-2834>

⁵<https://orcid.org/0000-0001-6684-2591>

Автор, ответственный за переписку: Юрий Евгеньевич Шунков, shue@mtl.ru

Аннотация

Цель исследования. Оценить возможность использовать программу цифровой обработки изображений для маммографии «СиГрид» (виртуальный растр) вместо традиционного подвижного отсеивающего растра.

Материалы и методы. На базе маммографа Маммо-4МТ-Плюс (АО «МТЛ», Москва) проведено сравнение виртуального растра «СиГрид» (АО «МТЛ», Москва) со штатным подвижным растром. На лабораторном этапе использовались фантомы CDMAM и CIRS 010D. На этапе работы в клинике сравнивались дозы в выборках из 1063 исследований с физическим растром и 1132 исследований с виртуальным растром. Для сравнения качества изображений по 200 случайным исследованиям из каждой выборки были независимо вслепую оценены тремя рентгенологами.

Результаты. При одинаковых дозах метрики качества, посчитанные на фантомах CDMAM и CIRS 010D с виртуальным растром, были не ниже, чем с физическим растром. Рентгенологи в среднем значительно выше оценили качество снимков с виртуальным растром, чем с физическим. Средняя доза в выборке с виртуальным растром оказалась на 22 % ниже, чем в выборке с физическим растром.

Заключение. Виртуальный растр «СиГрид» может применяться вместо подвижного физического растра для маммографии.

Ключевые слова: цифровая маммография, рассеянное излучение, лучевая нагрузка, качество изображения

© Шунков Ю. Е., Варламов С. А., Смирнова А. В., Корженкова Г. П., Дабагов А. Р., 2025

Для цитирования: Шунков Ю. Е., Варламов С. А., Смирнова А. В., Корженкова Г. П., Дабагов А. Р. Сравнение виртуального и физического растров для цифровой маммографии // Радиология – практика. 2025;6:68-79. <https://doi.org/10.52560/2713-0118-2025-6-68-79>

Источники финансирования

Исследование не финансировалось какими-либо источниками.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов. Мнения, изложенные в статье, принадлежат авторам рукописи. Авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE.

Соответствие принципам этики

Работа соответствует этическим нормам Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» с поправками 2008 года и «Правилами клинической практики в Российской Федерации», утвержденными Приказом Минздрава РФ от 19.06.2003.

MEDICAL TECHNOLOGY

Original article

Comparison of Software and Physical Grids for digital Mammography

Yury E. Shunkov¹, Sergey A. Varlamov², Anastasia V. Smirnova³, Galina P. Korzhenkova⁴, Anatoliy R. Dabagov⁵

^{1-3,5} MEDICAL TECHNOLOGIES Ltd, Moscow, Russia

⁴ Federal State Budgetary Institution «National Medical Research Center of Oncology named after N.N. Blokhin» of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

¹ <https://orcid.org/0000-0002-9015-3822>

² <https://orcid.org/0009-0007-2621-6300>

³ <https://orcid.org/0009-0003-4406-6036>

⁴ <https://orcid.org/0000-0001-9485-2834>

⁵ <https://orcid.org/0000-0001-6684-2591>

Corresponding author: Yury E. Shunkov, shue@mtl.ru

Abstract

Objective. To evaluate the possibility of using the «SyGrid» digital image processing program for mammography (software grid) instead of the traditional movable grid.

Materials and methods. On the basis of the mammograph Mammo-4MT-Plus (JSC «MTL», Moscow), the «SyGrid» software grid was compared with a standard movable grid. At the laboratory stage, CDMAM and CIRS 010D phantoms were used. At the clinical stage, doses were compared in samples of 1063 studies with a physical grid and 1132 studies with a software grid. To compare the image quality, 200 random studies from each sample were independently blindly evaluated by three radiologists.

Results. At equal doses, the quality metrics calculated with CDMAM and CIRS 010D phantoms with a software grid were no lower than with a physical grid. Radiologists, on average, rated the quality of images with a software grid significantly higher than with a physical one. The average dose in the sample with a software grid was 22 % lower than in the sample with a physical grid.

Conclusion. The «SyGrid» software grid can be used instead of a movable physical grid for mammography.

Keywords: Digital Mammography, Scatter Radiation, Radiation Exposure, Image Quality

For citation: Shunkov Yu. E., Varlamov S. A., Smirnova A. V., Korzhenkova G. P., Dabagov A. R. Comparison of Software and Physical Grids for Digital Mammography. *Radiology – Practice*. 2025;6:68-79. (In Russ.). <https://doi.org/10.52560/2713-0118-2025-6-68-79>

Funding

The study was not funded by any sources.

Conflicts of Interest

The authors state that this work, its topic, subject and content do not affect competing interests. The opinions expressed in the article belong to the authors of the manuscript. The authors confirm the compliance of their authorship with the international ICMJE criteria (all authors have made a significant contribution to the development of the concept, the preparation of the article, read and approved the final version before publication).

Compliance with Ethical Standards

The work complies with the ethical standards of the Helsinki Declaration of the World Medical Association «Ethical Principles of conducting scientific medical research with human participation» as amended in 2008 and the «Rules of Clinical Practice in the Russian Federation» approved by the Order of the Ministry of Health of the Russian Federation dated 06/19/2003.

Актуальность

При формировании рентгеновского снимка детектор регистрирует смесь первичной и рассеянной составляющих рентгеновского излучения. Первичная составляющая дает информативную теневую картину, а рассеянная является паразитной, т. к. размывает контуры, уменьшает контраст, приносит неравномерность и дополнительный фотонный шум [2]. Традиционно для борьбы с рассеянной составляющей перед детектором ставят физический отсеивающий растр (ФР), который, однако, задерживает не все паразитное рассеянное излучение и не пропускает часть полезного первичного. В маммографии используют детекторы с малым (до 50 мкм) размером пикселей, из-за чего ламели ФР

изображаются на снимке в виде полос и ФР делают подвижным, чтобы ламели «размазывались». В результате в конструкцию добавляется сравнительно дорогой и способный выходить из строя узел.

В последние годы в рентгенографии и маммографии проводится много работ [4, 6, 8, 10] по замене традиционных ФР программами цифровой обработки изображений – виртуальными растрами (ВР). Нужно так управлять экспозицией, чтобы без ФР получать на детекторе достаточно первичного (нерассеянного) излучения для формирования информативного снимка. Затем со снимка необходимо удалять фоновую подложку и дополнительный фотонный шум от рассеянной составляющей. В результате ВР

должен без увеличения лучевой нагрузки обеспечивать не худшее, чем с ФР, качество снимков.

Цель: оценить возможность использовать ВР для цифровой маммографии «СиГрид» (АО «МТЛ», Москва) вместо традиционного ФР.

Материалы и методы

Оценка проводилась на базе маммографа Маммо-4МТ-Плюс (АО «МТЛ», Москва), который штатно комплектуется подвижным ФР с карбоновым наполнителем, частотой 36 л/см и с отношением 6 : 1. При работе с ВР из маммографа извлекался ФР, а с полученных снимков по приведенной схеме (рис. 1) удалялись шум и составляющая от рассеянного излучения. Более подробно принцип работы ВР изложен в [1, 3].

На этапе лабораторных испытаний использовались широко применяемые в маммографии фантомы деталь-контраст CDMAM (рис. 2, а) и CIRS 010D (рис. 2, б), которые дают воспроизводимые численные результаты. CDMAM представляет собой алюминиевую пластину в оболочке из ПММА, расчерченную сеткой на ячейки с золотыми дисками переменных толщин и диаметров. Различение более мелких и малоконтрастных дисков выражается в виде более

высокого значения индекса качества изображения IQF_{inv} , вычисляемого с помощью CDMAM 4.0 Analyser Software по формуле:

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_{i,th} \cdot D_i},$$

где $C_{i,th}$ — минимальная (пороговая) толщина различного золотого диска в столбце с диаметром дисков D_i [9]. Требования к условиям получения и качеству снимков CDMAM регламентируются документом «European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis» (European guidelines). Съемка CDMAM проводилась с дополнительными листами ПММА при общей толщине стопки от 20 до 70 мм (эквивалентно 21–90 мм компрессированной молочной железы [5]), и для каждой толщины использовалась соответствующая доза achievable, т. е. самая низкая, рекомендуемая в European guidelines. Для набора диаметров золотых дисков European guidelines регламентирует два значения пороговых толщин диска. Значение acceptable является необходимым, ниже которого опускаться нельзя, а значение achievable является достаточным и соответствует высокому качеству визуализации.

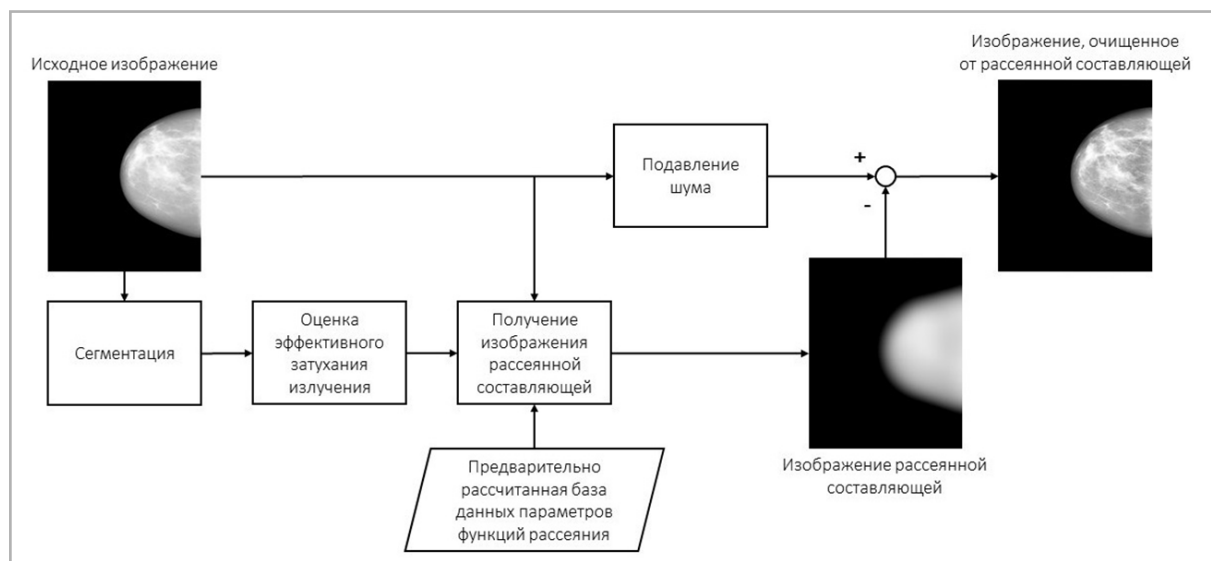


Рис. 1. Схема алгоритма виртуального раstra

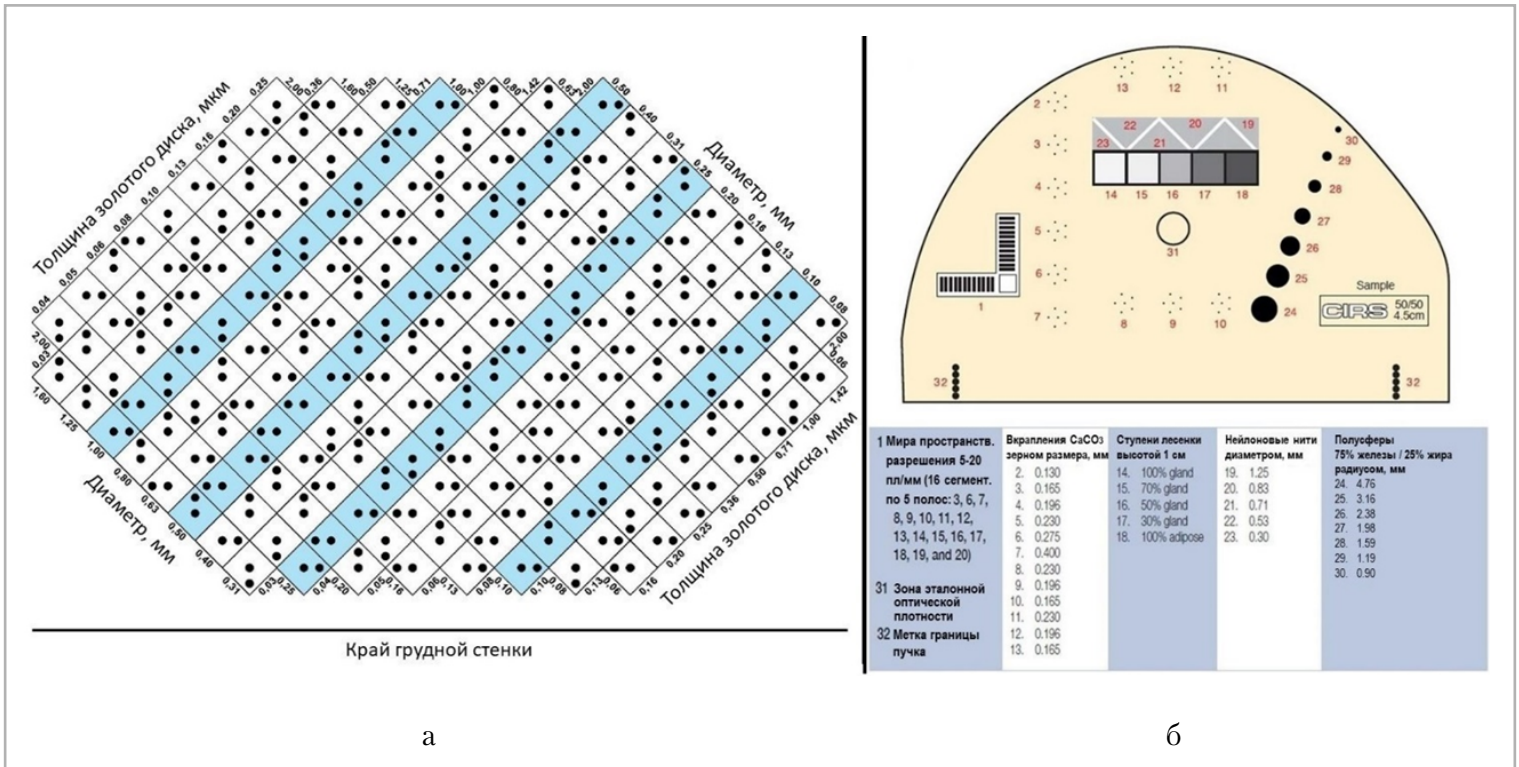


Рис. 2. Фантомы деталь-контраст: *а* – CDMAM; *б* – CIRS 010D

Фантом CIRS 010D имитирует компрессированную молочную железу толщиной 50 мм с объемной плотностью 50 % и содержит внутри набор тест-объектов (рис. 2, б). Из European guidelines были взяты режимы съемки, соответствующие дозам achievable и acceptable. Анализ изображений проводился по методике, аналогичной изложенной в работе [8]. Для каждой ступеньки лесенки (рис. 2, б, 14–18) рассчитывалось отношение контраст/шум:

$$CNR_L = \frac{\overline{x_D} - \overline{x_{BG}}}{\sqrt{\sigma_D^2 + \sigma_{BG}^2}},$$

где $\overline{x_D}$ и σ_D – среднее значение и СКО яркостей пикселей соответствующей ступеньки, а $\overline{x_{BG}}$ и σ_{BG} – среднее значение и СКО яркостей пикселей фона (рис. 2, б, 31). Для каждой полусферы (рис. 2, б, 24–30) тоже рассчитывалось отношение контраст/шум, но видоизмененное из-за неоднородности яркости в пределах тени полусферы:

$$CNR_{HS} = \frac{\overline{x_D} - \overline{x_{BG}}}{\sigma_{BG}^2}.$$

Для каждой группы кальциноватов (рис. 2, б, 2–13) рассчитывалось отношение дисперсий, которое тем выше, чем сильнее кальциноваты контрастируют с фоном:

$$VR = \frac{\sigma_D^2}{\sigma_{BG}^2}.$$

Затем был проведен VGC-анализ [7] изображений из клиники, для чего VR был установлен в шести ЛПУ. Для сравнения лучевых нагрузок были получены подряд и проанализированы две обезличенные выборки: 1063 исследования с ФР и 1132 с ВР. Из этих выборок случайно были сформированы и обработаны идентичным алгоритмом постпроцессинга две подвыборки, включавшие по 200 исследований с ФР и ВР. Полученные 400 исследований по критериям из таблицы 1 независимо, вслепую, в случайном порядке оценивали 3 рентге-

Таблица 1

Критерии визуальной оценки исследования

Критерий	0 баллов	1 балл	2 балла	—
Визуализация кожи на протяжении всего контура, визуализация соска и ареолы	Не визуализируется	Визуализируется частично (местами теряется) или качество визуализации неоднородно	Четкая визуализация на всем протяжении	Не уверен в оценке
Визуализация подкожно-жировой клетчатки, Куперовых связок и сосудов на ее фоне	Визуализируется некорректно	Визуализируются не все структуры или качество визуализации неоднородно	Четко визуализируется с возможностью дифференцировать ткани	Не уверен в оценке
Тип плотности по ACR	A – преимущественно жировая ткань	B – рассеянные участки фиброзно-железистой ткани	C – неоднородная плотность с возможностью маскирования малых образований	D – очень высокая плотность, что снижает чувствительность маммографии
Визуализация собственной ткани молочной железы, включая сосудистую структуру	Нечеткая визуализация (отсутствие резкости, контрастности)	Визуализируются не все структуры или качество визуализации неоднородно	Визуализация четкая	Не уверен в оценке
Зернистость изображения	Избыточная зернистость, непригодно для диагностики (градации серого сливаются из-за зернистости)	Зернистость присутствует, но диагностика возможна	Зернистость визуализируется минимально	Не уверен в оценке
Продольная / поперечная исчерченность	Избыточная исчерченность по всему полю изображения, непригодно для диагностики	Исчерченность присутствует в виде единичных линий, но диагностика возможна	Исчерченность не визуализируется	Не уверен в оценке
Отображение структуры кальцинатов	Кальцинаты видны плохо (требуются дополнительные снимки с увеличением)	Кальцинаты визуализируются, но плохо дифференцируются от других плотных структур	Визуально четкое отображение всех кальцинатов, в т. ч. на фоне плотных тканей	Кальцинаты отсутствуют

ногола с опытом работы по специальности не менее 6 лет.

По каждому критерию рассчитывался средний балл в выборке с ФР и с ВР:

$$VGAS_C = \frac{\sum_{o,i} S_C(o,i)}{N_i N_o},$$

где $S_C(o,i)$ – балл по критерию С от о-го рентгенолога i-му исследованию, N_i – количество исследований, N_o – количество рентгенологов. Выборочные средние сравнивались по t-критерию Уэлча. Аналогично были рассчитаны средние и проведено сравнение для выборок с ФР и ВР по всем критериям совместно:

$$VGAS = \frac{\sum_{c,o,i} S(c,o,i)}{N_c N_i N_o}$$

Результаты и их обсуждение

По параметру IQFinv, полученному на фантоме CDMAM (рис. 3, а), ВР и ФР показали сопоставимый и при этом приемлемый уровень качества. Зависимости пороговой толщины диска диаметром 0,1 мм (минимальный в European guidelines) от толщины ПММА в стопке приведены на рис. 3, б, из которого видно, что и с ФР, и с ВР получены результаты лучше уровня achievable при всех толщинах ПММА. Зависимости пороговых толщин дисков от их диаметров при фиксированной толщине ПММА 50 мм показаны на рис. 3, в. Видно, что и с ФР, и с ВР достигнут уровень achievable во всем диапазоне диаметров.

По CNR ступенек лестницы фантома CIRS 010D снимки с ВР превзошли снимки с ФР на обоих уровнях дозы – achievable и acceptable (рис. 4, а, б соответственно). CNR полусфер, полученные с ВР, оказались не ниже значений, полученных с ФР (рис. 4, в, г). Анало-

гичное соотношение результатов получено и для отношений вариаций VR (рис. 4, д, е).

Результаты экспертной оценки представлены в таблице 2. Положительная разность означает, что средний балл по критерию оказался выше в выборке с ВР, а отрицательный – что в выборке с ФР. Видно, что существенные по величине и при этом статистически значимые различия между ФР и ВР получены по критериям зернистости (визуализация фотонного шума) и продольной/поперечной исчерченности. При этом по зернистости врачи в среднем отдавали предпочтение ВР, а по исчерченности – немного меньшее по величине предпочтение ФР. По всем критериям совместно значимое, но незначительное по величине предпочтение (0,06 балла) было отдано исследованиям, выполненным с ВР.

Подавляющая часть пациенток были возрастом от 40 до 75 лет (рис. 5, а) со средним $57,3 \pm 0,4$ года в выборке с ФР и $56,1 \pm 0,4$ года в выборке с ВР. Из рис. 5, б видно, что в обеих выборках представлен весь диапазон толщин компрессированных молочных желез, в среднем соста-

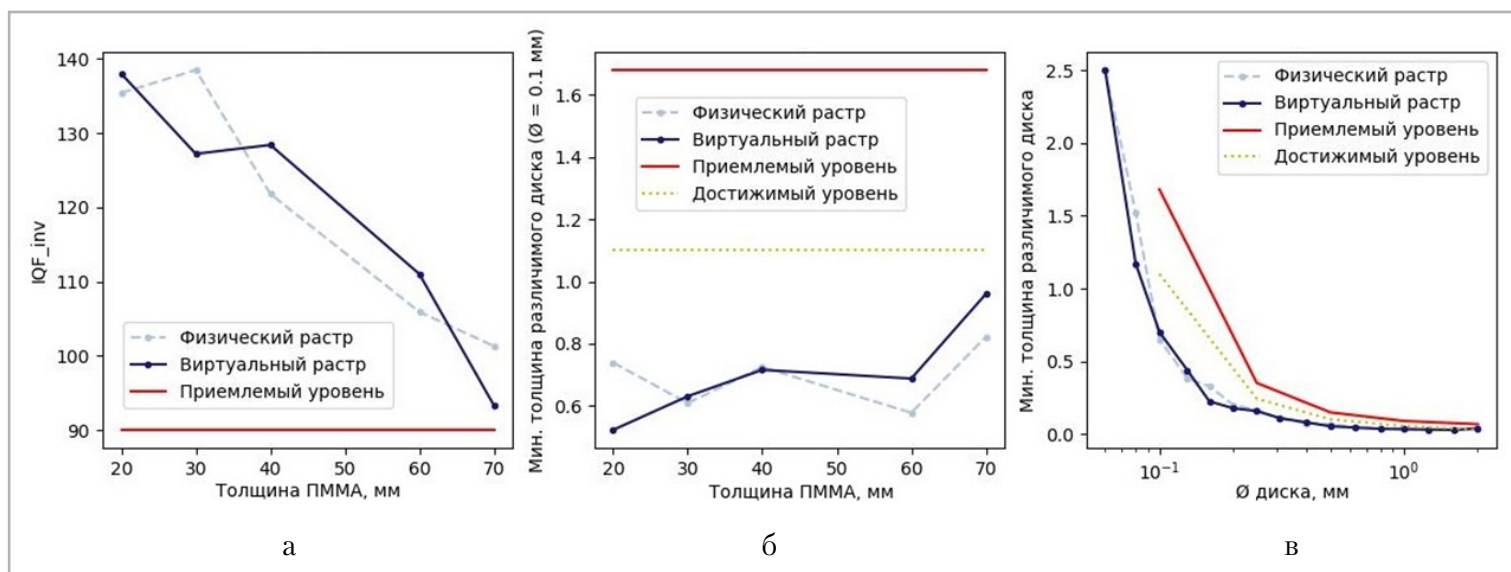


Рис. 3. Результаты анализа снимков CDMAM: а – зависимость IQFinv от толщины ПММА; б – зависимость пороговой толщины диска диаметром 0,1 мм от общей толщины ПММА в стопке; в – зависимость пороговой толщины диска от диаметра при общей толщине стопки ПММА 50 мм

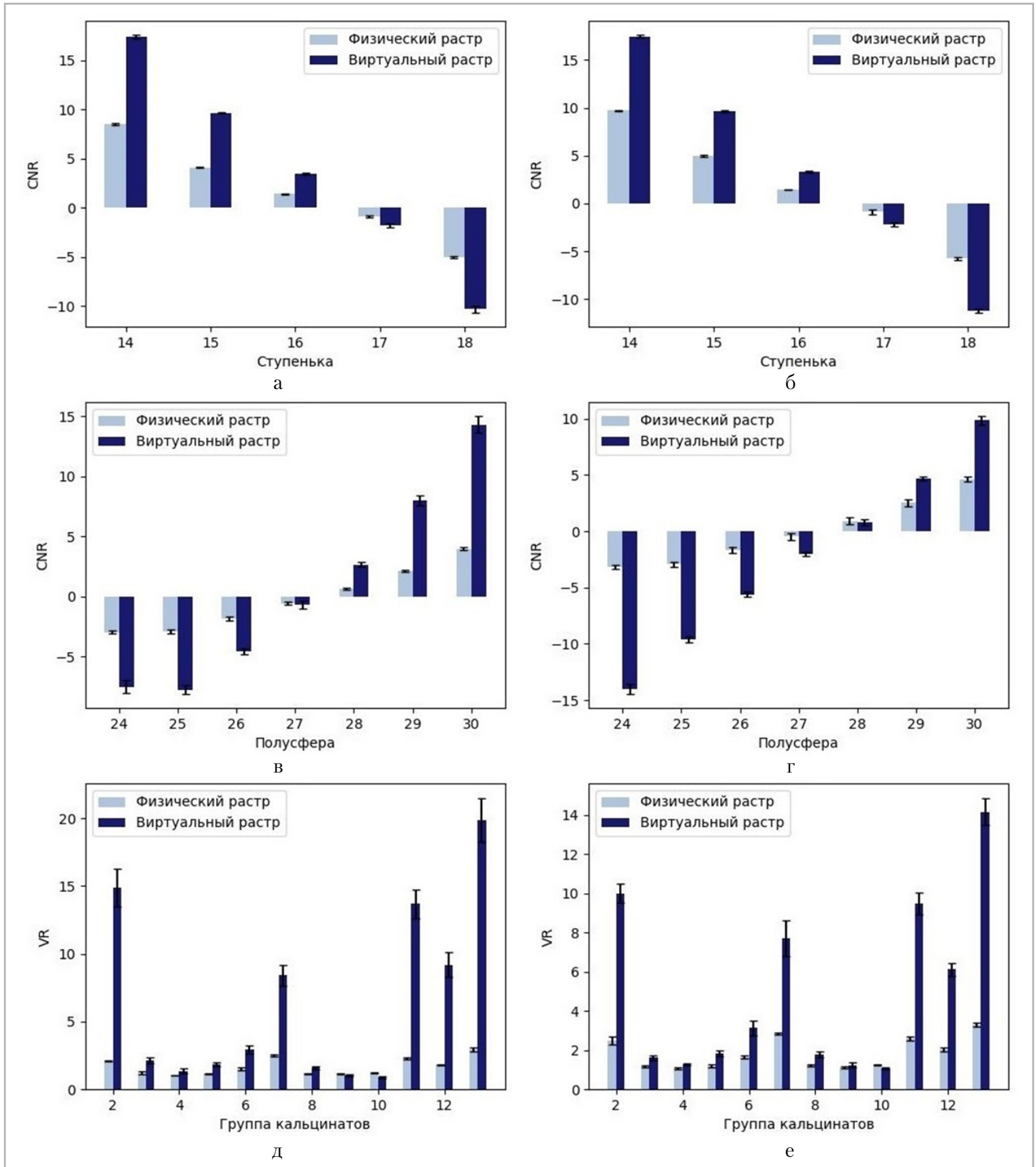


Рис. 4. Результаты анализа снимков CIRS 010D при 103 мАс (achievable доза): *а* – CNR ступенек тест-объекта «лесенка»; *в* – CNR полусфер различного диаметра; *д* – отношение дисперсий различных групп кальцинов. Аналогичные зависимости при 128 мАс (acceptable доза): *б*, *г*, *е* – соответственно

Таблица 2

Результаты визуальной оценки исследований

Критерий	Ср. балл ФР	Ср. балл ВР	Разность	р-уровень
Визуализация кожи на протяжении всего контура, визуализация соска и ареолы	1,997 ± 0,002	2,0 ± 0,0	0,003	0,16
Визуализация подкожно-жировой клетчатки, Куперовых связок и сосудов на ее фоне	1,825 ± 0,020	1,890 ± 0,015	0,06	8 × 10 ⁻³
Визуализация собственной ткани молочной железы, включая сосудистую структуру	1,765 ± 0,022	1,855 ± 0,016	0,09	9 × 10 ⁻⁴
Зернистость изображения	1,392 ± 0,027	1,792 ± 0,019	0,4	1,2 × 10 ⁻³¹
Продольная/поперечная исчерченность	1,669 ± 0,024	1,438 ± 0,022	-0,23	6 × 10 ⁻¹²
Отображение структуры кальцинатов	1,961 ± 0,010	1,973 ± 0,008	0,012	0,3
Среднее по всем критериям	1,762 ± 0,009	1,820 ± 0,007	0,06	5 × 10 ⁻⁷

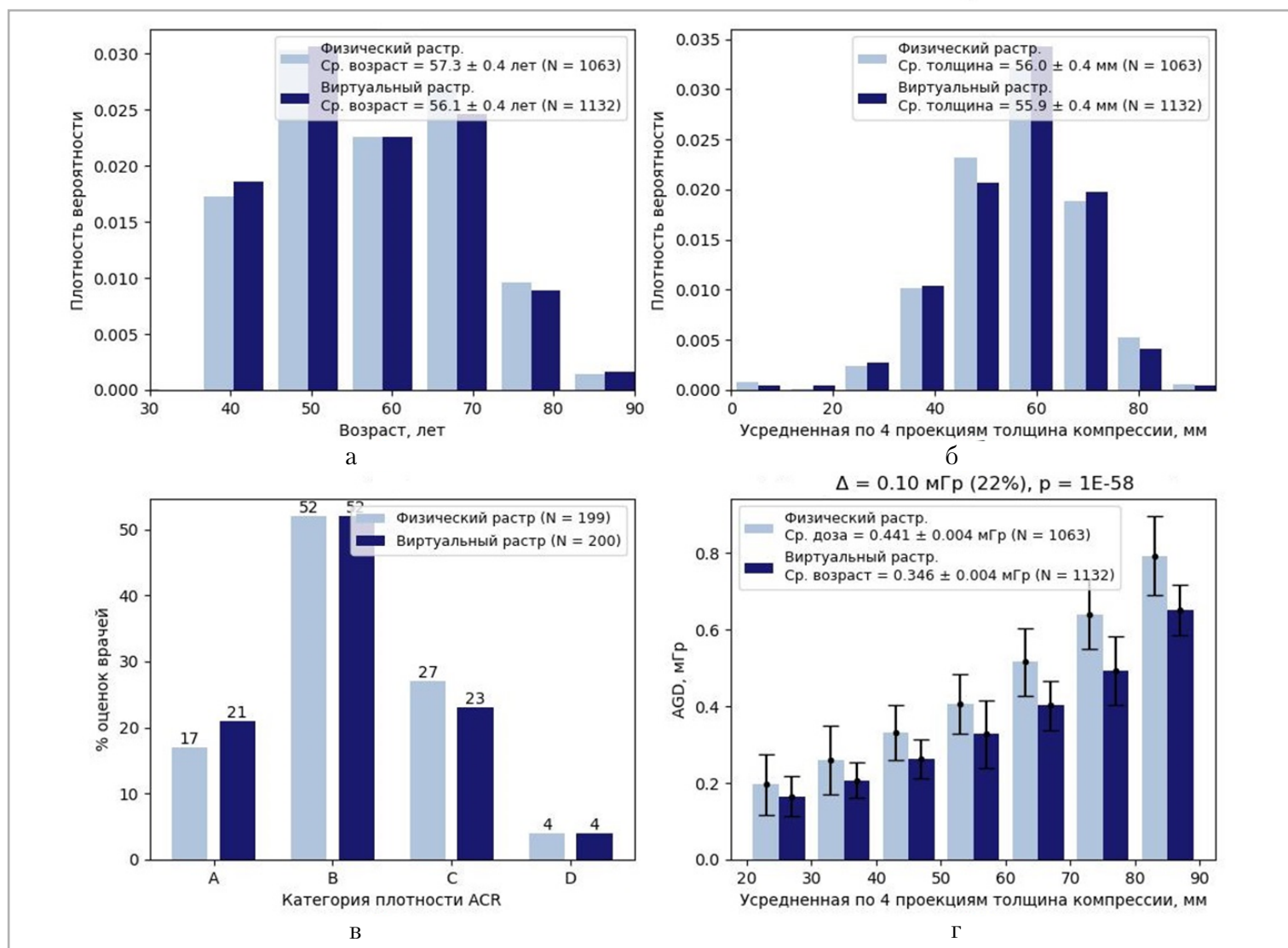


Рис. 5. Параметры выборок из ЛПУ: а – распределения возрастов; б – распределения толщин компрессии; в – распределения категорий плотности; г – зависимости дозы от толщины компрессии

вивших $56,0 \pm 0,4$ мм в выборке с ФР и $55,9 \pm 0,4$ мм в выборке с ВР. Из рис. 5, в видно, что в выборках представлены все 4 категории плотности.

Из рис. 5, г видно, что суммарная доза за 4 снимка снизилась для каждой из когорт по толщинам компрессии. Величина снижения составила от 16 до 23 %, при среднем 22 % — с $0,441 \pm 0,004$ мГр до $0,346 \pm 0,004$ мГр.

Заключение

На базе маммографа Маммо-4МТ-Плюс проведено сравнение ВР «СиГрид» со штатным подвижным ФР. На фантомах СДМАМ и CIRS 010D показано, что при одинаковых дозах качество изображений с ВР не хуже, чем с ФР. После установки ВР в ЛПУ доза снизилась в среднем на 22 %. При этом в слепой рандомизированной оценке данных из клиники эксперты в среднем оценили качество снимков с ВР выше, чем с ФР. Следовательно, «СиГрид» можно использовать вместо штатного ФР.

Список источников

1. Виноградов И. В., Шунков Ю. Е., Прохоров А. В. Способ подавления шума на рентгеновском изображении с помощью искусственной нейронной сети // Патент России № 2822515. 2024. Бюл. № 14.
2. Мазуров А. И., Потрахов Н. Н. Влияние рассеянного рентгеновского излучения на качество изображения и методы его подавления // Медицинская техника. 2014. № 5. С. 12–15.
3. Поздняков Д. В., Шунков Ю. Е., Касюк Д. М., Дабагов А. Р. Способ удаления составляющей от фонового рассеяния с рентгенографического изображения // Патент России № 2810896. 2023. Бюл. № 1.
4. Angelone F., Ponsiglione A. F., Grassi R., Amato F., Sansone M. A general framework for the assessment of scatter correction techniques in digital mammography. *Bio-medical Signal Processing and Control*. 2024;89(6):1-12.

<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.105802>

5. Dance D. R., Skinner C. L., Young K. C., Beckett J. R., Kotre C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol.* 2000; 45(11):3225-3240. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/11/308>
6. Fieselmann A., Fischer D., Hilal G., Dennerlein F., Mertelmeier T., Uhlenbrock D. Full-field digital mammography with grid-less acquisition and software-based scatter correction: Investigation of dose saving and image quality. *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*. 2013;8668:86685Y. <https://doi.org/10.1117/12.2007490>
7. Ludewig E., Richter A., Frame M. Diagnostic imaging — Evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. *Vet. Res. Commun.* 2010;34(5): 473-479. <https://doi.org/10.1007/s11259-010-9413-2>
8. Marimon E., Marsden P. A., Nait-Charif H., Diaz O. A semi-empirical model for scatter field reduction in digital mammography. *Phys. Med. Biol.* 2021;66(4):045001. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abd231>
9. Sharma R., Sharma S. D., Sarkar P. S., Datta D. Imaging and Dosimetric Study on Direct Flat-Panel Detector-Based Digital Mammography System. *J. Med. Phys.* 2018;43(4):255-263.
10. Sayed M., Knapp K. M., Fulford J., Heales C., Alqahtani S. J. The principles and effectiveness of X-ray scatter correction software for diagnostic X-ray imaging: A scoping review. *European J. Radiol.* 2023; 158:110600. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110600>

References

1. Vinogradov I. V., Shunkov Yu. E., Prokhorov A. V. Sposob podavlenija shuma na rentgenovskom izobrazhenii s pomoshh'ju

- iskusstvennoj nejronnoj seti/ Patent RU № 2822515. 2024. № 14. (In Russ.).
- Mazurov A. I., Potraxov N. N. Vliyanie rasseyannogo rentgenovskogo izlucheniya na kachestvo izobrazheniya i metody ego podavleniya. *Medicinskaya texnika*. 2014;5:12-15. (In Russ.).
 - Pozdnyakov D. V., Shunkov Yu. E., Kasiuk D. M., Dabagov A. R. Sposob udaleniya sostavljajushhej ot fonovogo rassejanija s rentgenograficheskogo izobrazhenija/ Patent RU № 2810896. 2023. № 1. (In Russ.).
 - Angelone F., Ponsiglione A. F., Grassi R., Amato F., Sansone M. A general framework for the assessment of scatter correction techniques in digital mammography. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2024;89(6):1-12. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.105802>
 - Dance D. R., Skinner C. L., Young K. C., Beckett J. R., Kotre C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol.* 2000;45(11):3225-3240. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/11/308>
 - Fieselmann A., Fischer D., Hilal G., Dennerlein F., Mertelmeier T., Uhlenbrock D. Full-field digital mammography with grid-less acquisition and software-based scatter correction: Investigation of dose saving and image quality. *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*. 2013;8668:86685Y. <https://doi.org/10.1117/12.2007490>
 - Ludewig E., Richter A., Frame M. Diagnostic imaging – Evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. *Vet. Res. Commun.* 2010; 34(5):473-479. <https://doi.org/10.1007/s11259-010-9413-2>
 - Marimon E., Marsden P. A., Nait-Charif H., Diaz O. A semi-empirical model for scatter field reduction in digital mammography. *Phys. Med. Biol.* 2021;66(4): 045001. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abd231>
 - Sharma R., Sharma S.D., Sarkar P. S., Datta D. Imaging and Dosimetric Study on Direct Flat-Panel Detector-Based Digital Mammography System. *J. Med. Phys.* 2018;43(4):255-263.
 - Sayed M., Knapp K. M., Fulford J., Heales C., Alqahtani S. J. The principles and effectiveness of X-ray scatter correction software for diagnostic X-ray imaging: A scoping review. *European J. Radiol.* 2023; 158:110600. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110600>

Сведения об авторах / Information about the authors

Шунков Юрий Евгеньевич, кандидат технических наук, ведущий инженер-исследователь в группе компаний АО «МТЛ», Москва, Россия.

Вклад автора в публикацию: анализ литературы, дизайн исследования, анализ и обобщение результатов исследования, написание текста статьи.

Shunkov Yury Evgen'evich, Ph. D., Lead Research Engineer in MEDICAL TECHNOLOGIES Ltd group, Moscow, Russia.

Author's contribution: literature analysis, research design, analysis and generalization of research results, writing of the article text.

Варламов Сергей Андреевич, ведущий инженер-интегратор в группе компаний АО «МТЛ», Москва, Россия. Вклад автора: разработка методологии лабораторного исследования, проведение исследований.

Varlamov Sergey Andreevich, Lead Laboratory Integrator Engineer in MEDICAL TECHNOLOGIES Ltd group, Moscow, Russia.

Author's contribution: development of laboratory assessment methodology, conducting research.

Смирнова Анастасия Владимировна, врач-аппликатор, АО «МТЛ», Москва, Россия.

Вклад автора в публикацию: проведение исследований.

Smirnova Anastasia Vladimirovna, application specialist (radiologist), MEDICAL TECHNOLOGIES Ltd, Moscow, Russia.

Author's contribution: conducting research.

Корженкова Галина Петровна, доктор медицинских наук, старший научный сотрудник ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина» Минздрава России, Москва, Россия.

Вклад автора: разработка методологии клинической оценки.

Korzhenkova Galina Petrovna, M. D. Med., Senior Researcher, the N. N. Blokhin Russian Cancer Research Center, Ministry of Healthcare of Russia, Moscow, Russia.

Author's contribution: development of a clinical assessment methodology.

Дабагов Анатолий Рудольфович, доктор технических наук, президент АО «МТЛ», Москва, Россия.

Вклад автора в публикацию: создание концепции, формулирование целей и задач.

Dabagov Anatoliy Rudol'fovich, Ph. D., President of MEDICAL TECHNOLOGIES Ltd, Moscow, Russia.

Author's contribution: creation of a concept, formulation of goals and objectives.

Статья поступила в редакцию 11.06.2025;
одобрена после рецензирования 13.09.2025;
принята к публикации 13.09.2025.

The article was submitted 11.06.2025;
approved after reviewing 13.09.2025;
accepted for publication 13.09.2025.