

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ РЕНТГЕНОКОНТРАСТНОГО ВЕЩЕСТВА  
В ПРОСВЕТЕ И СТЕНКЕ БРЮШНОЙ АОРТЫ  
ПО ДАННЫМ КТ-АНГИОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

М. Р. Коденко<sup>1,2\*</sup>, Ю. А. Васильев<sup>1</sup>, Н. С. Кульберг<sup>2</sup>, А. В. Самородов<sup>2</sup>, Р. В. Решетников<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий  
Департамента здравоохранения города Москвы, Москва, Россия

<sup>2</sup> Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана, Москва, Россия,

\* [m.r.kodenko@yandex.ru](mailto:m.r.kodenko@yandex.ru)

**Аннотация.** Представлен подход к аппроксимации и анализу компонента сигнала КТ-плотности, ассоциированного с внутрисосудистым рентгеноконтрастным веществом (РКВ) по данным компьютерно-томографических ангиографических (КТА) изображений брюшного отдела аорты. Цель работы — исследование возможности извлечения и анализа РКВ-индуцированного компонента в просвете и стенке брюшного отдела аорты на КТА-изображении. Предложен функционал для описания одномерного и двумерного распределения РКВ в виде набора сумм сигмоидов специального вида. Для аппроксимации использован метод нелинейных наименьших квадратов с оптимизацией Левенберга — Марквардта. Тестирование алгоритма проведено на открытом наборе данных, состоящем из 594 КТА-изображений. Подготовка данных проведена с помощью специализированного программного обеспечения Slicer 3D. Результаты демонстрируют отсутствие статистически значимых различий значений КТ-плотности между исходными изображениями и результатами аппроксимации ( $p > 0,05$ , парный тест Вилкоксона). Продемонстрирована чувствительность модели к различному распределению РКВ в области аневризмы, тромбоза и отхождения магистральных артерий. Чувствительность определена как наличие статистически значимых различий расчетных параметров модели для области однородного и неоднородного распределения РКВ в рамках каждого из КТ-исследований. Значения среднеквадратической ошибки аппроксимации для указанных областей статистически значимо не отличаются и унимодально распределены ( $p > 0,7$ ) в рамках отдельно взятого КТ-исследования. Предложенный подход может быть полезен для персонализации КТА, развития алгоритмов обработки КТА-данных, синтеза бесконтрастных КТ-данных, обучения алгоритмов искусственного интеллекта.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, ангиография, обработка изображений, контрастное вещество, моделирование, КТ-плотность, искусственный интеллект

**Благодарности:** работа выполнена в рамках НИОКР (№ ЕГИСУ: 123031500002-1) в соответствии с Приказом от 21.12.2022 г. № 1196 „Об утверждении государственных заданий, финансовое обеспечение которых осуществляется за счет средств бюджета города Москвы, государственным бюджетным (автономным) учреждениям, подведомственным Департаменту здравоохранения города Москвы, на 2023 год и плановый период 2024 и 2025 годов“; авторы выражают благодарность сотрудникам НПКЦ ДиТ ДЗМ, врачам-рентгенологам И. А. Блохину и А. В. Соловьеву.

**Ссылка для цитирования:** Коденко М. Р., Васильев Ю. А., Кульберг Н. С., Самородов А. В., Решетников Р. В. Распределение рентгеноконтрастного вещества в просвете и стенке брюшной аорты по данным КТ-ангиографического исследования // Изв. вузов. Приборостроение. 2024. Т. 67, № 9. С. 798–812. DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-9-798-812.

**CONTRAST AGENT DISTRIBUTION IN THE LUMEN AND WALL OF THE ABDOMINAL AORTA ACCORDING TO CT-ANGIOGRAPHIC STUDY DATA****M. R. Kodenko<sup>1,2\*</sup>, Yu. A. Vasiliev<sup>1</sup>, N. S. Kulberg<sup>2</sup>, A. V. Samorodov<sup>1</sup>, R. V. Reshetnikov<sup>1</sup>**<sup>1</sup> *Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow, Russia*<sup>2</sup> *Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia*\* *m.r.kodenko@yandex.ru*

**Abstract.** An approach to the approximation and analysis of the CT density signal component associated with intravascular radiocontrast agent (RCA) based on computed tomography angiography (CTA) images of the abdominal aorta is presented. The aim of the work is to study the possibility of extracting and analyzing the RCA-induced component in the lumen and wall of the abdominal aorta on the CTA image. A functionality for describing one-dimensional and two-dimensional distribution of the CTA as a set of sums of sigmoid of a special type is proposed. The nonlinear least squares method with Levenberg – Marquardt optimization is used for approximation. The algorithm is tested on an open data set consisting of 594 CTA images. Data preparation is performed using specialized software Slicer 3D. The results demonstrate the absence of statistically significant differences in the CTA density values between the original images and the approximation results ( $p > 0.05$ , paired Wilcoxon test). The sensitivity of the model to different distributions of the RCA in the area of aneurysm, thrombosis and origin of the main arteries is demonstrated. Sensitivity is defined as the presence of statistically significant differences in the calculated parameters of the model for the area of homogeneous and non-homogeneous distribution of the RCA within each of the CT studies. The values of the root-mean-square approximation error for the specified areas do not differ statistically significantly and are unimodally distributed ( $p > 0.7$ ) within a single CT study. The proposed approach can be useful for personalizing CTA, developing algorithms for processing CTA data, synthesizing non-contrast CT data, and training artificial intelligence algorithms.

**Acknowledgments:** this paper was prepared by a group of authors as a part of the research and development effort titled “Development of software for automated generation of data sets containing synthetic native-phase CT studies to train and validate AI algorithms” (USIS No. 123031500002-1); the authors express gratitude to the employees of the Scientific and Practical Center for Diagnostics and Tractology of the Moscow Department of Healthcare, radiologists I. A. Blokhin, A. V. Soloviev.

**Keywords:** computed tomography, angiography, image processing, contrast agent, modeling, X-ray density, artificial intelligence

**For citation:** Kodenko M. R., Vasiliev Yu. A., Kulberg N. S., Samorodov A. V., Reshetnikov R. V. Contrast agent distribution in the lumen and wall of the abdominal aorta according to CT-angiographic study data. *Journal of Instrument Engineering*. 2024. Vol. 67, N 9. P. 798–812 (in Russian). DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-9-798-812.

**Введение.** Компьютерная томографическая ангиография (КТА) является золотым стандартом предоперационной диагностики патологий брюшной аорты [1, 2]. При этом данные рутинных КТА-исследований обычно используют для определения геометрических характеристик сосуда в ходе стандартного анализа томограмм либо трехмерной реконструкции томограмм [3]. Впрочем, параметры КТ-изображения [4] позволяют проводить более детальный анализ распределения рентгеноконтрастного вещества (РКВ) в просвете и стенке сосудов, востребованный для диагностики различных сосудистых патологий [5]. При рутинном анализе КТА-изображений имеет место как субъективный визуальный анализ однородности распределения РКВ, так и использование объективных количественных метрик, в частности соотношений сигнал/шум и контраст/шум [6]. Анализ распределения РКВ как самостоятельных изолированных данных, в свою очередь, востребован для задач нейросетевой генерации изображений [7], повышения диагностической информативности [8] и оптимизации протокола [9] диагностического исследования. Каждое из этих направлений имеет собственную практическую значимость, однако их объединяет потребность в поиске инструментов для извлечения и анализа пространственного распределения РКВ.

Для решения данной задачи используют главным образом модели глубокого обучения на основе сетей генеративно-состязательного типа (GAN), такие как метод синтеза КТА-подобных изображений на основе неконтрастных КТ-изображений [7]. Так называемый „виртуальный контраст“ позволяет искусственно получить контрастное усиление, за счет чего можно не только снизить лучевую нагрузку, но и избежать аллергических реакций,

ассоциированных с применением РКВ [10]. Несмотря на потенциал данного подхода, его применение в клинической практике требует решения проблем размытости изображения и несоответствия синтетических и реальных изображений [11]. Кроме того, к основным недостаткам следует отнести зависимость результатов от обучающих данных [12] при недостаточной стандартизации предметной области [13]. Указанные недостатки ограничивают область использования таких данных при визуальном анализе.

В настоящей статье представлен подход к извлечению и анализу распределения РКВ в просвете и стенке артериального сосуда на примере брюшного отдела аорты. Предложенный подход заключается в аппроксимации КТА-данных с помощью оригинальной математической модели, что позволяет использовать объективные численные метрики для оценки качества получаемых данных, а также дополнить визуальный анализ расчетными параметрами.

**Материалы и методы.** Представленное исследование является частью проекта, посвященного анализу КТА-данных сердечно-сосудистой системы [14–18]. Работа с данными организована в соответствии с методологией MI-CLAIM [19] и рекомендациями по формированию наборов данных для обучения и тестирования алгоритмов на основе искусственного интеллекта (ИИ) [20]. *Гипотеза исследования:* разработанный подход позволяет извлекать и анализировать РКВ-индуцированный компонент сигнала КТ-плотности брюшного отдела аорты. *Дизайн исследования* — ретроспективный анализ данных КТА. *Критерии включения:* наличие артериальной фазы сканирования в исследовании; толщина срезов не более 1,5 мм; наличие исследований с диагностированной аневризмой брюшного отдела аорты (код МКБ10 I71 [21]). *Критерии исключения:* наличие областей диссекции (расслоения) сосуда, внутрисосудистых стентов или протезов. *Источник данных:* „Набор данных КТ-ангиографии с наличием признаков аневризмы брюшного отдела аорты“, представленный в открытом доступе [22].

*Подготовка данных.* На подготовительном этапе была проведена разметка данных КТА органов брюшной полости [23, 24]. Целевой областью „интереса“ (Region of Interest — ROI) является аорта, состоящая из просвета и стенки (рис. 1, а). Обработка данных была выполнена с использованием программного обеспечения 3D Slicer версии 3.0.2 [25]. Для получения области просвета (рис. 1, б) была выполнена полуавтоматическая сегментация врачом-рентгенологом с трехлетним опытом работы. Область аорты в аксиальном направлении была определена в ходе разметки как участок между диафрагмой и бифуркацией на подвздошные артерии. Расширенная область (рис. 1, в) сформирована путем радиального расширения (радиус 2 мм) первичной области. Исходные данные были получены в формате DICOM, для обработки, хранения и экспорта данных был использован формат NIfTI [26].

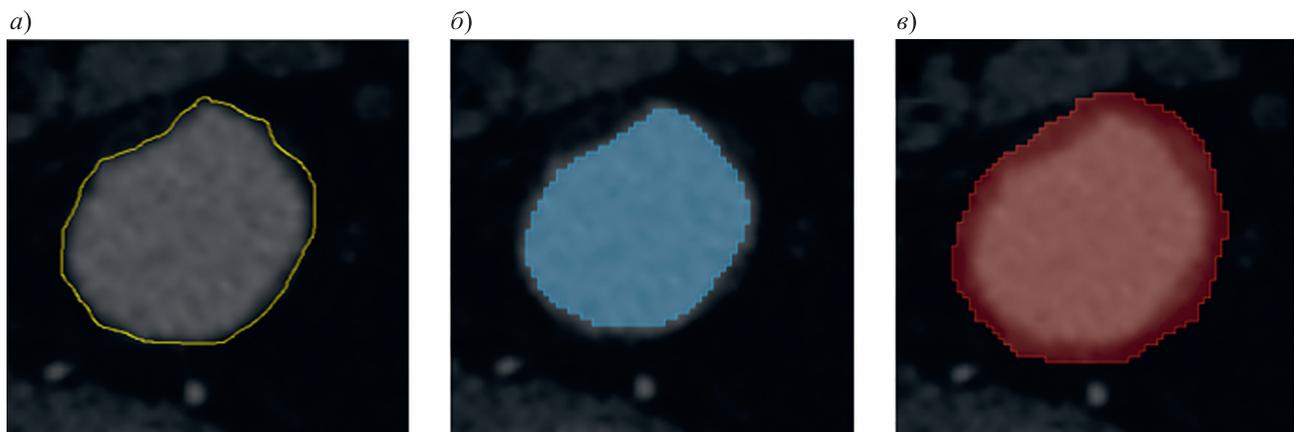


Рис. 1

*Математическая модель.* Основа разработанной модели — ранее опубликованные результаты предварительных исследований, согласно которым сигнал КТ-плотности в просвете и стенке аорты на КТА-изображении содержит статистически значимый ( $p < 0,001$ , WAVK-тест)

немонотонный РКВ-индуцированный тренд [18]. В данной работе основное внимание уделено самой функции и ее использованию для анализа распределения РКВ в просвете и стенке сосуда. КТ-сигнал ROI во фронтальном и сагиттальном направлениях аксиальной проекции КТА-изображения имеет прямоугольную форму со сглаженными краями и зашумленным плато (рис. 2, а, заштрихованная область). Амплитуда сигнала  $F(x)$  зависит от значения КТ-плотности РКВ, которое колеблется в пределах 100–500 HU [27].

Для аппроксимации РКВ-сигнала предложена функция (рис. 2, б), аналитически заданная суммой двух встречных симметричных сигмоидов выпукло-вогнутой формы [18]:

$$F(x) = F_0 - a \left( \frac{1}{(1 + \exp(bx - c))} - \frac{1}{(1 + \exp(dx - e))} \right), \quad (1)$$

где  $F_0$  – уровень сигнала вне области сосуда;  $a$  – амплитуда сигнала;  $b, c, d$  и  $e$  определяют положение и наклон фронтов.

К числу расчетных параметров модели относятся: углы наклона фронтов, ширина переходной зоны фронта, ширина плато.

Координаты точки перегиба ( $ip$  — inflection point) для нарастающего ( $ip_{\text{rising}}$ ) и спадающего ( $ip_{\text{falling}}$ ) фронтов определяются как

$$\left. \begin{aligned} ip_{\text{rising}} & \left( \frac{c}{b}; F_0 + \frac{a}{2} \right), \\ ip_{\text{falling}} & \left( \frac{e}{d}; F_0 + \frac{a}{2} \right). \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

Производная каждого из сигмоидов достигает максимума в точке перегиба, поэтому тангенс угла наклона линейной части фронта в этой точке может быть рассчитан как

$$\left. \begin{aligned} \text{tg}\alpha & = \left. \frac{df_{\text{rising}}}{dx} \right|_{x=ip_{\text{rising}}} = \frac{ab}{4}, \\ \text{tg}\beta & = \left. \frac{df_{\text{falling}}}{dx} \right|_{x=ip_{\text{falling}}} = -\frac{ad}{4}. \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

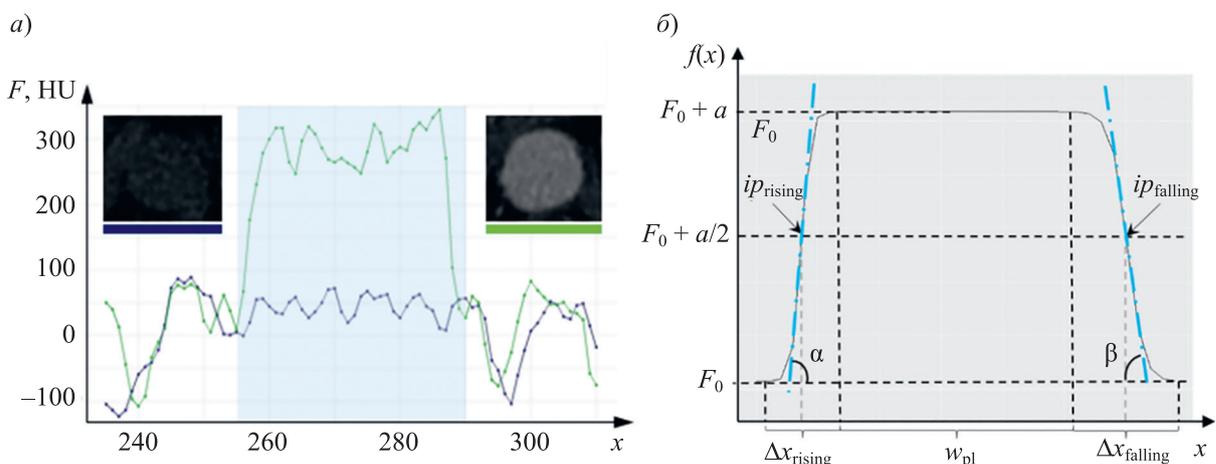


Рис. 2

Ширина переходной зоны для нарастающего и спадающего фронтов функции определяется как

$$\left. \begin{aligned} \Delta x_{\text{rising}} &= 2 \frac{\theta}{b} \approx \frac{12,42}{b}, \\ \Delta x_{\text{falling}} &= 2 \frac{\theta}{d} \approx \frac{12,42}{d}, \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

где  $\theta = 6,21$  — некоторая константа [18].

Ширина плато соответствует полной длине сигнала за вычетом переходных зон и определяется по значениям коэффициентов экспоненциальной функции:

$$w_{\text{pl}} = \frac{e}{d} - \frac{c}{b} - \theta \left( \frac{1}{b} + \frac{1}{d} \right) \approx \frac{be - cd - 6,21(b + d)}{bd}. \quad (5)$$

Биофизический смысл представленных коэффициентов и расчетных параметров модели:

- коэффициент  $a$  соответствует значению плотности РКВ в просвете сосуда;
- коэффициент  $F_0$  характеризует плотность КТ-сигнала в области, окружающей сосуд;
- тангенс угла наклона фронта, отдельно либо в совокупности с шириной переходной зоны, отражает интегрально поведение РКВ в париетальной области и стенке сосуда;
- ширина плато позволяет оценить распределение РКВ без учета при/внутристеночных эффектов.

Разработанная функция предназначена для аппроксимации одномерного сигнала КТ-плотности во фронтальном либо сагиттальном направлении, однако ROI на аксиальной проекции представляет собой двумерный сигнал. Двумерное распределение РКВ моделируется как набор одномерных распределений. При этом данные обрабатываются как во фронтальном (по строкам), так и в сагиттальном (по столбцам) направлении. Для разрешения неопределенности при выборе итогового значения сигнала в каждой точке использован критерий близости к исходным данным: выбирается значение, аппроксимированное по строке  $F_i(\text{pix})$  либо столбцу  $F_j(\text{pix})$ , для которого разность между ним и исходным значением  $F(\text{pix})$  сигнала минимальна:

$$F_{\text{РКВ}}(\text{pix}) = \begin{cases} F_i(\text{pix}), & \text{если } |F_i(\text{pix}) - F(\text{pix})| \leq |F_j(\text{pix}) - F(\text{pix})|, \\ F_j(\text{pix}), & \text{если } |F_i(\text{pix}) - F(\text{pix})| > |F_j(\text{pix}) - F(\text{pix})|. \end{cases} \quad (6)$$

Предлагаемый метод позволяет аппроксимировать сигнал сложной формы, что, в свою очередь, позволяет избежать ввода множества коэффициентов.

*Аппроксимация данных.* Коэффициенты аппроксимирующей функции вычисляются итеративно, методом нелинейных наименьших квадратов с оптимизацией Левенберга — Марквардта [28]. Этот метод сочетает в себе аспекты методов градиентного спуска и Гаусса — Ньютона, что делает его универсальным для различных сценариев: используется градиентный спуск, когда значения параметров существенно отличаются от оптимальных, и осуществляется переход к методу Гаусса — Ньютона, когда параметры близки к оптимальным. Начальные условия определяются по исходным данным:  $F_0$  — минимальное значение сигнала;  $a$  — абсолютная разность между максимальным и минимальным значениями сигнала;  $c/b$  — абсцисса начала сигнала;  $e/d$  — абсцисса конца сигнала;  $b = d = 1$  (симметричные сигмоиды).

*Анализ результатов.* Классический подход с использованием коэффициентов информативности неприменим в рамках задачи в силу отсутствия референтной модели. Статистический анализ результатов аппроксимации проводился с использованием параметрических (парный и непарный t-тесты Стьюдента для связанных и независимых выборок, дисперсионный ANOVA-анализ и пост-апостериорный тест Тьюки для множественных сравнений) или непараметрических (парный W-тест Вилкоксона для связанных выборок, U-тест Манна — Уитни

для независимых выборок, К-В-тест Крускала — Уоллеса и пост-апостериорный тест Данна для множественных сравнений) критериев. Нормальность распределения данных была определена с помощью теста Колмогорова — Смирнова либо теста Шапиро — Уилка в зависимости от размера выборки. Для абсолютной оценки ошибки аппроксимации использована мера среднеквадратической ошибки (RMSE). Полученное значение было сопоставлено с уровнем шума (среднеквадратическое отклонение — СКО) в исходных данных с помощью W-теста (t-теста) при следующей формулировке альтернативной гипотезы: „ $RMSE \leq CКО$ “. Исходные и аппроксимированные данные, а также значения RMSE и СКО считаются связанными выборками. Уровень значимости отвержения статистических гипотез был принят равным 0,05: двусторонний критерий использован для оценки точности аппроксимации, односторонний — при сопоставлении RMSE и СКО.

*Анализ биорелевантности модели.* Состоятельность модели в описании гемодинамических процессов была исследована с точки зрения ее чувствительности к изменениям распределения РКВ в областях, содержащих и не содержащих объекты, изменяющие просвет сосуда: аневризма, тромбоз и отхождение магистральных артерий, так как ожидается, что эти области демонстрируют локальную неоднородность [29, 30].

В качестве областей однородного распределения РКВ были выбраны неизвитые и свободные от магистральных сосудов сегменты брюшной аорты. Для получения воспроизводимых результатов сравнивались расчеты не менее чем по 10 срезам. Срезы с нормальным потоком извлекались из сосуда диаметром менее 25 мм. В качестве аневризматических были отобраны срезы, для которых диаметр сосуда составлял  $\geq 30$  мм [1]. Для оценки чувствительности модели к изменению распределения РКВ, вызванному аневризматическим расширением просвета сосуда, использовалось сопоставление с помощью U-теста (t-теста) параметров, значения которых были нормированы на диаметр просвета. Было проведено сравнение данных внутри одного среза между областями контакта „кровь—стенка“ и „тромб—стенка“. Для оценки чувствительности модели в выявлении изменений распределения РКВ, связанных с разветвлением сосудов, были сопоставлены данные срезов с магистральным сосудом и без него. Для сопоставления были использованы тесты Крускала — Уоллеса и Данна.

Точность аппроксимации для вышеуказанных областей однородного и неоднородного распределения РКВ определялась как наличие статистически значимых различий ошибки RMSE в рамках отдельно взятого КТ-исследования с помощью U-теста (t-теста). Выделение выборок, содержащих однородный просвет и указанные области, проводилось на основании визуального экспертного анализа данных; требования к экспертам — сертификат по специальности „рентгенология“, опыт от трех лет и более.

Статистический анализ проводился с использованием R tool [31] версии 4.2.1 с пакетами `dplyr` [32], `RNifTI` [33], `minpack.lm` [34] и `reshape` [35].

*Размер выборки.* Под выборкой понимается число точек (пикселей) ROI, по которым сопоставляются два КТ-изображения при оценке точности аппроксимации. Понятие „выборка“ включает в себя также число КТ-изображений в рамках отдельно взятого КТ-исследования. Наконец, выборкой можно назвать число КТ-исследований, использованных для апробации модели.

Для оценки размера выборки, при котором результаты расчета RMSE и его сопоставления с СКО будут статистически обоснованы, необходимо определить допустимый уровень шума КТА-изображений. Согласно результатам исследования [36] допустимый диапазон отношения сигнал/шум составляет  $25 \pm 10$  HU при амплитуде сигнала  $476,5 \pm 44$  HU. Оценка СКО определяется отношением этих величин и составляет  $22 \pm 12$  HU. Для определения размера выборки, при котором разница между аппроксимированными и исходными данными, выраженная как RMSE, находилась в интервале СКО  $22 \pm 12$  HU с вероятностью 95 %, была использована функция „`prec_meandiff`“ из пакета `resize` [37]. Результаты показали, что для достижения этого диапазона потребуется 63 среза, так как RMSE (и СКО) вычисляются для изображения в целом.

Формула для расчета размера выборки в случае применения статистического теста учитывает значения  $z$ -статистик, размер эффекта  $\mu - \mu_0$  и СКО исходных данных  $\sigma$  [38]:

$$n = \frac{2(z_{\alpha} + z_{\beta})^2}{[(\mu - \mu_0)/\sigma]^2} \quad (7)$$

Мощность теста обычно принимается равной 0,8–0,9 [39]. Значение  $z$ -статистики для уровня значимости 0,05 и мощности 0,8 составляет  $z_{\alpha} = 1,96$  и  $z_{\beta} = 0,84$  соответственно [40]. Минимальный размер эффекта  $\mu - \mu_0$  равен нижней границе СКО в исходных данных:  $22 - 12 = 10$  HU, при максимальном  $\sigma$  исходных данных:  $22 + 12 = 34$  HU. Результат вычислений показывает, что минимально необходимый объем данных для получения значимых результатов статистического теста составляет 181 измерение, т. е. ROI должна содержать не менее 181 точки для уровня доверия 0,95. Итак, необходимый размер выборки составляет 63 среза, ROI на каждом из которых содержит не менее 181 точки.

**Результаты.** Набор данных для валидации модели (см. таблицу) содержал 4 КТА-исследования, общее число изображений брюшного отдела аорты — 594, медианное число срезов в исследовании — 144, размах числа изображений в КТ-исследовании (128; 178), среднее число точек ROI — 1000, что превышает минимально необходимый размер выборки. Использованы данные артериальной фазы КТА-исследования. Исходные данные в ROI для всех случаев имели распределение, отличное от нормального ( $p < 0,001$ , тест Шапиро — Уилка), по этой причине были выбраны непараметрические критерии.

Параметр	Значение			
Период сбора данных сканирования (даты начала/окончания)	8 января 2022/31 января 2022			
Распределение по полу, % (М/Ж)	50/50			
Распределение по возрасту (минимум/медиана/максимум) лет	40/47/55			
Номер исследования	1	2	3	4
Число изображений в КТ-исследовании	178	152	128	136
Модель томографа	Canon Aquilion			
Толщина среза, мм	1			
Напряжение трубки, кВ	120			
Ток трубки (среднее значение), мА	120	95	261	292
Фильтр реконструкции	FC08 („standart“)		FC18 („soft“)	
Наличие аневризмы /дилатации (максимальный диаметр, мм)	Да (34)	Да (27)	Нет (20)	Нет (16)
Наличие тромба в просвете аорты	да	да	нет	нет
Наличие кальцинов в стенке аорты (нет/одиночные/множественные)	Одиночные	Множественные	Одиночные	Нет

*Точность аппроксимации данных.* Диаграмма значений  $p$ -парного  $W$ -теста сопоставления исходных и аппроксимированных данных для каждого среза представлена на рис. 3, а. Во всех четырех случаях  $W$ -тест не показал статистически значимой разницы ( $p > 0,05$  — красная линия) между результатами аппроксимации и исходными данными. Значения RMSE при сравнении аппроксимированных и реальных данных для каждого среза (рис. 3, б) не распределены нормально ( $p < 0,001$ ) со средним значением 11,5 HU при узком доверительном интервале (ДИ): 95% ДИ (11,3; 11,7). Результаты парного  $W$ -теста для каждого среза RMSE и СКО показали статистически значимую разницу между ними ( $p < 0,001$ ) при соблюдении неравенства  $RMSE \leq$  СКО со средней разностью +9,5 HU 95 % ДИ (9,8; 10,2). Пример результатов построчно аппроксимиро-

ванной ROI (рис. 3, в) демонстрирует адаптивность модели (зеленая линия) даже для сложной формы исходного сигнала (черные линии).

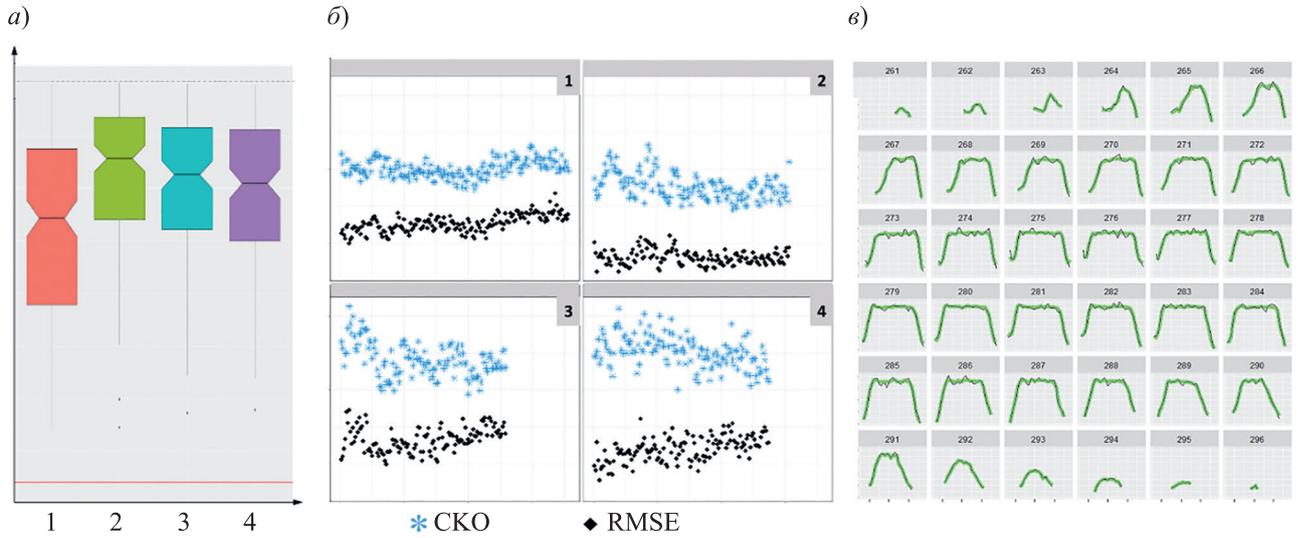


Рис. 3

*Анализ чувствительности модели к гетерогенности распределения РКВ.*

**Аневризма.** КТ-исследования № 1 и 3 (см. таблицу) были выбраны для получения протяженных (21 срез) однородных, неизвитых и свободных от магистральных сосудов сегментов аорты (рис. 4, а). Для каждого среза выделены строка и столбец изображения, проходящие через геометрический центр (рис. 4, б). Были рассчитаны тангенс угла наклона, и отношение ширины переходной зоны к ширине плато для нарастающего и спадающего фронтов. Хотя визуальное сравнение фронтов (рис. 4, в) не демонстрирует существенных различий, результаты U-теста между нормой и аневризмой для отношения  $\Delta x/w_{pl}$  (боксплоты 1а и 1б) и абсолютных углов наклона (боксплоты 2а и 2б) показали статистически значимую разницу для обоих расчетных параметров ( $p < 0,05$ ). Впрочем, угол наклона не является надежным параметром: его значения для аневризмы и нормы противоречивы при нарастающем и спадающем фронтах (2а и 2б) и демонстрируют малое абсолютное значение расхождения (в пределах  $2^\circ$ ). Для смешанной выборки, объединяющей попарно тангенсы углов наклона для обоих фронтов, U-тест между выборками нормального и аневризматически расширенного просвета не показал статистически значимых различий ( $p = 0,9$ ).

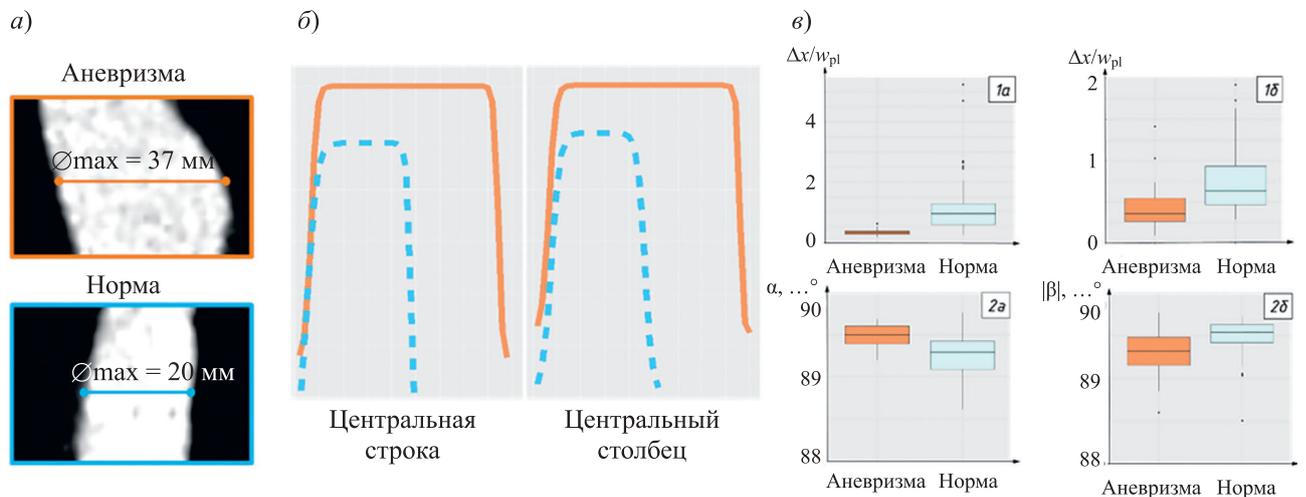


Рис. 4

Отношение  $\Delta x/w_{pl}$  является более надежным параметром: результаты U-теста для этого параметра отдельно для каждого из фронтов показали наличие статистически значимых различий ( $p < 0,001$ ), которое сохранилось при объединении выборок. Отличие ширины плато, интерпретируемое как диаметр просвета сосуда, само по себе является очевидным, однако предложенный параметр позволяет оценить именно уплощенность профиля как соотношение плато и пристеночной области.

**Тромбоз.** Для исследования пристеночной гемодинамики были использованы данные из КТ-исследования № 2 (см. таблицу), а именно срез с односторонне ориентированным тромботическим сгустком (рис. 5, а). Поверхность тромба включала 10 рядов. Проведено попарное сравнение нарастающего (контакт крови с тромбом) и спадающего (контакт крови со стенкой) фронтов. Результаты парного W-теста для ширины переходной зоны и угла наклона (рис. 5, б, в) показали статистически значимые различия ( $p < 0,05$ ). Предложенная модель демонстрирует более гладкий (более широкая переходная зона с меньшим углом наклона) контакт, чем при нормальном контакте крови со стенкой.

**Магистральные сосуды.** Для оценки чувствительности модели была исследована область из 10 срезов, содержащая ответвление магистральных сосудов (рис. 6, а). Поток был сопоставлен только в просвете (область, размеченная экспертами вручную) на наборе, содержащем срезы области до, после и на уровне отхождения магистральных артерий. Результаты теста Крускала — Уоллеса (рис. 6, б) показали статистически значимые ( $p < 0,001$ ) различия между однородным участком (рис. 6, а, срезы 96 и 105) и участком с магистральными артериями (рис. 6, а, срез 99). При исключении срезов 96 и 105 данные не содержали статистически значимых различий.

При этом анализ точности аппроксимации при сравнении участков однородного и неоднородного распределения РКВ в просвете сосуда показал, что в рамках одного КТ-исследования точность модели инвариантна к наличию этих областей (рис. 7). Данные в пределах каждой области распределены нормально ( $p > 0,05$ ), результат t-теста демонстрирует отсутствие статистически значимых различий для областей однородного и неоднородного распределения РКВ, вызванного дилатацией ( $p = 0,32$ ), тромбозом ( $p = 0,33$ ) либо отхождением магистральных артерий ( $p = 0,13$ ). Следует также отметить, что величина RMSE имеет унимодальное распределение для всех данных  $p$ :  $p = 0,86$  95% ДИ (0,90; 0,98),  $p = 0,99$  95% ДИ (0,99; 0,99),  $p = 0,77$  95% ДИ (0,78; 0,90) и  $p = 0,98$  95% ДИ (0,99; 0,99).

Дополнительная опция в виде наложения результата аппроксимации на исходные данные КТ-исследования с применением цветового картирования (рис. 8) позволяет визуальнo различать области разной КТ-плотности РКВ, что может иметь потенциальную пользу для повышения информативности рутинных исследований.

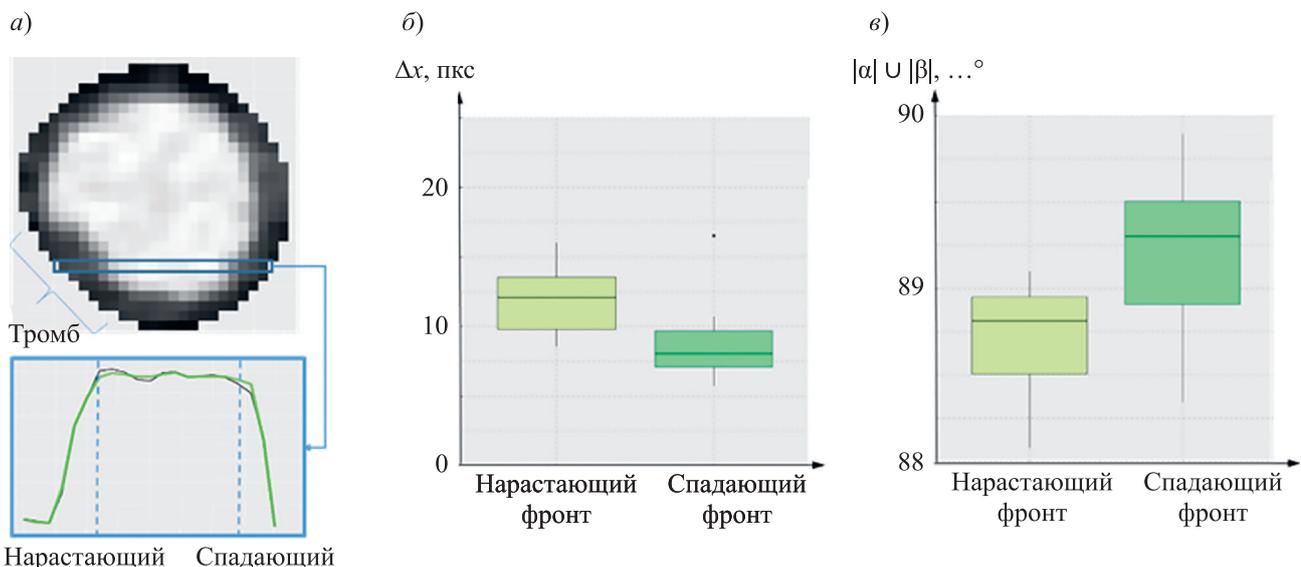


Рис. 5

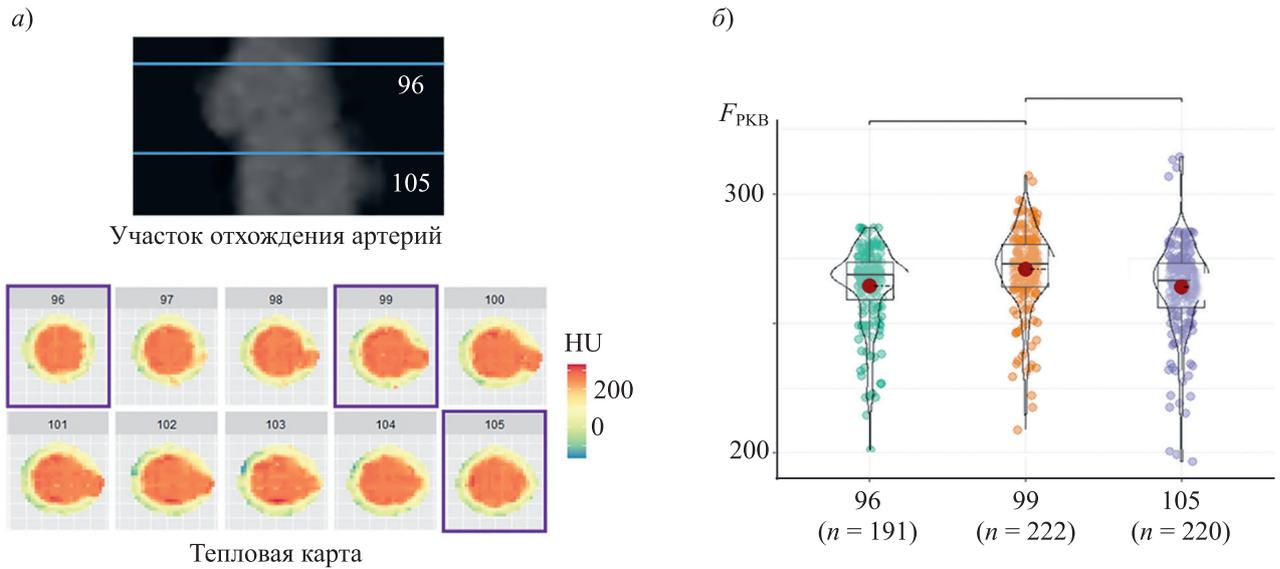


Рис. 6

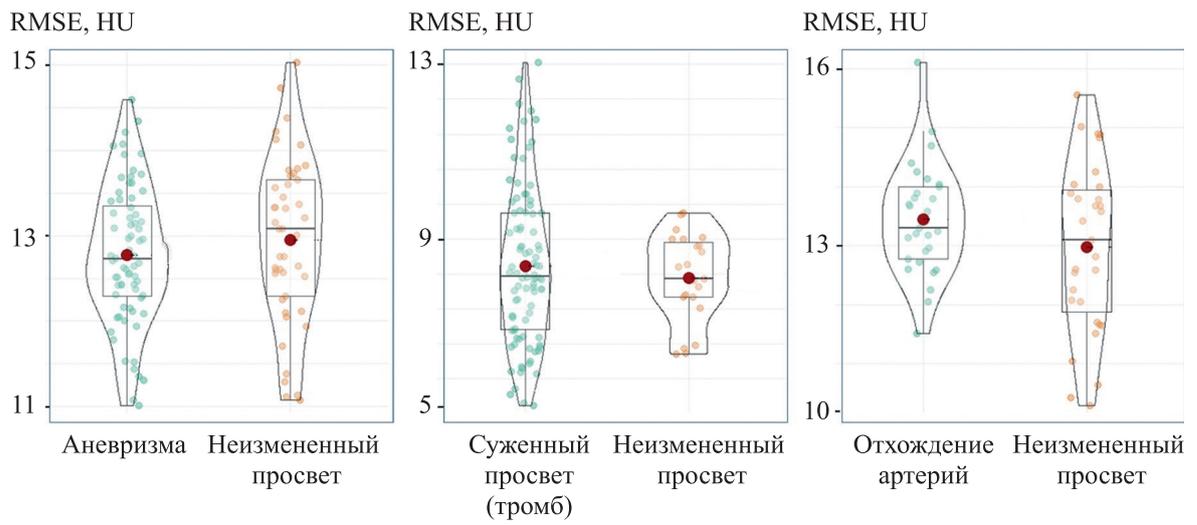


Рис. 7

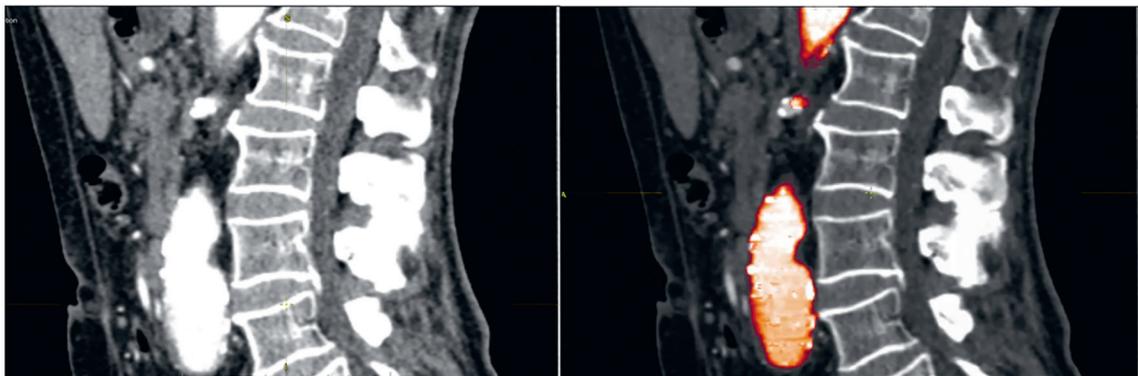


Рис. 8

**Обсуждение результатов.** Апробация разработанного алгоритма проведена на КТА-данных, содержащих случаи тромбоза, аневризмы и нормального просвета брюшной аорты. Ввиду ограниченного числа пациентов (4 КТ-исследования) результаты носят предварительный характер. Тем не менее размер выборки: 594 изображения, среднее число точек в ROI — 1000, превышает рассчитанные пороговые значения: 181 точка и 63 изображения, что позволяет говорить о ценности полученных результатов.

Состоятельность предложенной модели для аппроксимации данных подтверждается отсутствием статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ) при сопоставлении исходных данных и результатов аппроксимации для всей выборки. Полученное значение ошибки аппроксимации RMSE статистически значимо меньше, чем СКО шума исходного сигнала. Следовательно, расстояние между выделенным трендом и исходным сигналом статистически значимо меньше, чем шум исходных данных. По причине отсутствия опорного значения медианное значение рассчитанной RMSE, равное 11,5 HU, можно принимать в аналогичных исследованиях за верхнюю эмпирическую границу расхождений между реальными и аппроксимированными данными, в рамках которой допустимо утверждение об отсутствии различий между ними.

Чувствительность модели в отношении обнаружения областей различного распределения РКВ была подтверждена на примере сопоставления неизменного и измененного, вызванного дилатацией, тромбозом либо отхождением магистральных артерий, просвета брюшной аорты.

Модель была разработана в первую очередь для анализа пространственного распределения РКВ по данным КТА конкретного пациента. В отличие от упомянутых во введении методов искусственной генерации РКВ в просвете сосуда для визуального анализа исследования, в предложенном алгоритме используется принципиально иной подход. Вместо искусственной генерации, достоверность которой пока остается недоказуемой, предлагается обработка исходных данных без их искажения. Кроме этого, анализ позволяет извлекать численные метрики описания распределения РКВ в просвете и стенке артериального сосуда. Эти данные позволяют повысить информативность рутинного исследования. С другой стороны, обобщение результатов исследований, полученных для разных пациентов, может быть полезно для поиска общих закономерностей или паттернов при различном наборе условий. Отклонения от паттерна могут свидетельствовать о технических или методологических ошибках, а также о наличии патологии. Получение парных наборов данных „КТА — распределение РКВ“ целесообразно для развития алгоритмов автоматического анализа распределения РКВ, в частности, с использованием алгоритмов ИИ.

Перспективным направлением исследований является диагностика патологий аорты по оценке питания сосудистой стенки. Мышечный слой аорты в физиологических условиях получает питательные вещества из двух источников: посредством прямой диффузии из кровотока [41] и через сосудистую систему *vasa vasorum* [42]. Следовательно, предполагается, что РКВ попадает в сосудистую стенку через кровоток. Плотность *vasa vasorum* индивидуальна, однако есть данные о том, что она дистально уменьшается от дуги аорты к инфраренальному отделу [43]. Прямая диффузия соответственно превалирует в инфраренальном сегменте брюшной аорты [44]. Таким образом, существуют перспективы оценки индивидуального вклада этих эффектов путем сравнения соотношения ширины плато и переходной зоны на срезах супраренальной и инфраренальной аорты. Это может быть перспективным для выявления, например, специфических для ишемии паттернов распределения РКВ.

**Ограничения.** Представленный подход имеет ряд ограничений. Во-первых, для реализации модели требуется предварительная сегментация ROI на КТА-изображении. Однако данная задача является автоматизируемой, о чем свидетельствует большое число работ, посвященных автоматической сегментации аорты на КТА-данных [45]. Во-вторых, размер выборки, хотя и удовлетворяет минимальному и достаточному для получения достоверных результатов о состоятельности подхода к аппроксимации данных, недостаточен для постулирования надежности алгоритма при различных условиях сканирования. Данные, представленные в таблице, демонстрируют наличие в выборке различных протоколов сканирования, полученных на томографе

одной марки. Для преодоления этого ограничения в дальнейшем предполагается расширенная апробация модели на данных, полученных с использованием различных стандартных протоколов сканирования от основных производителей томографического оборудования.

Наконец, представленные результаты относительно биорелевантности предложенной модели носят, как сказано выше, предварительный характер. Несмотря на доказательства достоверности модели в описании гемодинамических эффектов, решение задачи выявления патологических изменений сосуда по результатам моделирования требует углубленного изучения с использованием референтных методов (например, фазоконтрастной магнитно-резонансной томографии).

**Заключение.** Представлен подход к выделению и анализу детерминированного РКВ-индуцированного компонента сигнала КТ-плотности в области брюшной аорты при КТА. Предложен алгоритм аппроксимации данных пространственного распределения РКВ в просвете и стенке аорты с помощью набора сумм сигмоидов специального вида. Эффективность алгоритма подтверждена с помощью КТА-данных реальных пациентов. Предложенный алгоритм предназначен для повышения информативности рутинных КТА-исследований, развития методов обработки изображений и алгоритмов ИИ.

*Вклад авторов.* М. Р. Коденко — концепция и дизайн исследования, получение и анализ данных, подготовка и редактирование рукописи; А. В. Самородов, Н. С. Кульберг и Р. В. Решетников — экспертная оценка методологии исследования; Ю. А. Васильев, Р. В. Решетников — администрирование проекта и редактирование рукописи.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Erbel R., Aboyans V., Boileau C., Bossone E. et al.* ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult. The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC) // *European Heart Journal*. 2014. N 35. P. 2873–926. DOI:10.1093/eurheartj/ehu281.
2. *Baliyan V., Shaqdan K., Hedgire S., Ghoshhajra B.* Vascular computed tomography angiography technique and indications // *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*. 2019. N 9. DOI:10.21037/CDT.2019.07.04.
3. *Yu T., Zhu X., Tang L., Wang D., Saad N.* Review of CT angiography of aorta // *Radiol. Clin. North Amer.* 2007. N 45. P. 461–83. DOI:10.1016/J.RCL.2007.04.010.
4. *Zhang Z., Sejdić E.* Radiological images and machine learning: trends, perspectives, and prospects // *Computers in Biology and Medicine*. 2019. Vol. 108. P. 354–370.
5. *Baliyan V., Verdini D., Meyersohn N. M.* Noninvasive aortic imaging // *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*. 2018. Vol. 8, Suppl 1. P. S3. DOI:10.21037/cdt.2018.02.01.
6. *Bae K. T.* Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches // *Radiology*. 2010. Vol. 256, N 1. P. 32–61. DOI:10.1148/radiol.10090908.
7. *Lyu J., Fu Y., Yang M., Xiong Y., Duan Q. et al.* Generative Adversarial Network-based Noncontrast CT Angiography for Aorta and Carotid Arteries // *Radiology*. 2023. N 309(2). P. e230681. DOI: 10.1148/radiol.230681. PMID: 37962500.
8. *Hamersvelt R.W. van, Eijvoogel N. G., Muhl C. et al.* Contrast agent concentration optimization in CTA using low tube voltage and dual-energy CT in multiple vendors: a phantom study // *Intern. Journal Cardiovasc. Imaging*. 2018. N 34(8). P. 1265–1275. DOI:10.1007/s10554-018-1329-x.
9. *Weininger M., Barraza J. M., Kemper C. A., Kalafut J. F. et al.* Cardiothoracic CT angiography: current contrast medium delivery strategies // *Amer. Journal of Roentgenology*. 2011. N 196(3). P. W260–W272. DOI:10.2214/AJR.10.5814.
10. *Andreucci M., Solomon R., Tasanarong A.* Side effects of radiographic contrast media: Pathogenesis, risk factors, and prevention // *BioMed Research Intern.* 2014. Vol. 2014. DOI: 10.1155/2014/741018.
11. *Pasquini L., Napolitano A., Pignatelli M., Tagliente E. et al.* Synthetic Post-Contrast Imaging through Artificial Intelligence: Clinical Applications of Virtual and Augmented Contrast Media // *Pharmaceutics*. 2022. Vol. 14, N 11. P. 2378. DOI:10.3390/pharmaceutics14112378.
12. *Chen H. et al.* Application of cascaded GAN based on CT scan in the diagnosis of aortic dissection // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2022. Vol. 226. P. 107130. DOI:10.1016/j.cmpb.2022.107130.

13. *Wu C. et al.* Vessel-GAN: Angiographic reconstructions from myocardial CT perfusion with explainable generative adversarial networks // *Future Generation Computer Systems*. 2022. Vol. 130. P. 128–139.
14. *Коденко М. Р., Кульберг Н. С., Самородов А. В.* Анализ высокоплотностного компонента содержимого брюшной аорты при КТ-ангиографии [Электронный ресурс]: <http://www.mce.su/rus/archive/abstracts/mce30/sect288919/doc417793/>, 30.03.2023 г.
15. *Коденко М. Р., Самородов А. В., Кульберг Н. С., Решетников Р. В.* Создание наборов данных компьютерной томографии брюшной аорты с подавлением контрастирования для обучения и тестирования алгоритмов искусственного интеллекта // *Изв. вузов. Приборостроение*. 2023. Т. 66, № 11. С. 968–981. DOI: 10.17586/0021-3454-2023-66-11-968-981.
16. Свид. о гос. рег. программы № 2023661089 РФ. Программа для извлечения и анализа детерминированного компонента сигнала рентгеновской плотности КТ-ангиографического исследования аорты / *М. Р. Коденко, Ю. А. Васильев*. Оpubл. 29.05.2023. Бюл. № 6.
17. Свид. о гос. рег. программы № 2023661090 РФ. Программа для подавления контрастирования аорты на КТ-ангиографических изображениях / *М. Р. Коденко, Ю. А. Васильев*. Оpubл. 29.05.2023. Бюл. № 6.
18. *Kodenko M. R. et al.* Contrast-agent-induced deterministic component of CT-density in the abdominal aorta during routine angiography: proof of concept study // *arXiv preprint arXiv:2310.20243*. 2023. DOI:10.48550/arXiv.2310.20243.
19. *Norgeot B. et al.* Minimum information about clinical artificial intelligence modeling: the MI-CLAIM checklist // *Nature Medicine*. 2020. Vol. 26, N 9. P. 1320–1324. DOI: 10.1038/s41591-020-1041-y.
20. Подготовка набора данных для обучения и тестирования программного обеспечения на основе технологии искусственного интеллекта: Учеб.-метод. пособие / *Ю. А. Васильев, К. М. Арзамасов, А. В. Владимирский и др.* М.: НПКЦ ДиТ ДЗМ, 2023. 108 с.
21. МКБ 10 — Аневризма и расслоение аорты (I71) // МКБ 10 — Международная классификация болезней 10-го пересмотра [Электронный ресурс]: <https://mkb-10.com/index.php?pid=8344>, 05.04.2023.
22. MosMedData КТ с признаками аневризмы аорты тип III - наборы данных в лучевой диагностике n.d. [Электронный ресурс]: <https://mosmed.ai/datasets/mosmeddata-kt-s-priznakami-anevrizmi-aorti-tip-iii/>, 16.05.2023.
23. Свид. о гос. рег. базы данных № 2023621046 РФ. MosMedData: КТ с признаками аневризмы брюшного отдела аорты / *Ю. А. Васильев, Е. В. Туравилова, И. М. Шулькин и др.* Оpubл. 30.03.2023.
24. *Kodenko M. R., Makarova T. A.* Preparation of abdominal computed tomography data set for patients with abdominal aortic aneurysm // *Digital Diagnostics*. 2023. Vol. 4, N 1S. P. 90–92.
25. 3D Slicer image computing platform // 3D Slicer USA [Электронный ресурс]: <https://www.slicer.org/>, 05.03.2022.
26. *Knipe H., Moore C.* NIfTI (file format) // *Radiopaedia.org*. 2019 [Электронный ресурс]: <https://radiopaedia.org/articles/72562>, 05.03.2022.
27. *Bell D., Greenway K.* Hounsfield unit // *Radiopaedia. Org*. 2015. DOI:10.53347/RID-38181.
28. *Ranganathan A.* The Levenberg-Marquardt Algorithm // *Tutorial on LM algorithm*. 2004. Vol. 11, N 1. P. 101–110.
29. *Williams A. R. et al.* Local hemodynamic changes caused by main branch stent implantation and subsequent virtual side branch balloon angioplasty in a representative coronary bifurcation // *Journal of Applied Physiology*. 2010. Vol. 109, N 2. P. 532–540.
30. *Chiu J. J., Chien S.* Effects of disturbed flow on vascular endothelium: pathophysiological basis and clinical perspectives // *Physiological Reviews*. 2011. Vol. 91, N 1. P. 327–387.
31. RStudio Desktop — Posit // RStudio [Электронный ресурс]: <https://posit.co/download/rstudio-desktop/>, 05.03.2022.
32. Dplyr — R Documentation [Электронный ресурс]: <https://cran.rstudio.com/web/packages/dplyr/vignettes/dplyr.html>, 07.05.2022.
33. Rnifti — R Documentation [Электронный ресурс]: <https://cran.r-project.org/web/packages/RNifti/index.html>, 07.05.2022.
34. Minpack.lm — R Documentation [Электронный ресурс]: <https://cran.r-project.org/web/packages/minpack.lm/index.html>, 07.05.2022.
35. Reshape2 — R Documentation [Электронный ресурс]: <https://cran.r-project.org/web/packages/reshape2/>, 07.05.2022.
36. *Kanematsu M. et al.* Whole-body CT angiography with low tube voltage and low-concentration contrast material to reduce radiation dose and iodine load // *Amer. Journal of Roentgenology*. 2014. Vol. 202, N 1. P. W106–W116.
37. *Haynes A. et al.* Presize: An R-package for precision-based sample size calculation in clinical research // *Journal of Open Source Software*. 2021. N 60 (6). P. 3118.
38. *Das S., Mitra K., Mandal M.* Sample size calculation: Basic principles // *Indian Journal of Anaesthesia*. 2016. Vol. 60, N 9. P. 652.
39. *Kim H. Y.* Statistical notes for clinical researchers: Type I and type II errors in statistical decision // *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2015. Vol. 40, N 3. P. 249–252.

40. Noordzij M. et al. Sample size calculations: basic principles and common pitfalls // *Nephrology dialysis transplantation*. 2010. Vol. 25. N 5. P. 1388–1393.
41. Tanaka H., Unno N., Suzuki Y., Sano H. et al. Hypoperfusion of the Aortic Wall Secondary to Degeneration of Adventitial Vasa Vasorum Causes Abdominal Aortic Aneurysms // *Current Drug Targets*. 2018. N 19. P. 1327–1332. DOI:10.2174/1389450119666180122154409.
42. Heistad D. D., Marcus M. L. Role of vasa vasorum in nourishment of the aorta // *Blood Vessels*. 1979. N 16. P. 225–238. DOI:10.1159/000158209.
43. Sano M., Unno N., Sasaki T., Baba S. et al. Topologic distributions of vasa vasorum and lymphatic vasa vasorum in the aortic adventitia — Implications for the prevalence of aortic diseases // *Atherosclerosis*. 2016. N 247. P. 127–134. DOI:10.1016/J.ATHEROSCLEROSIS.2016.02.007.
44. Grossmannova .K, Barathova M., Belvoncikova P., Lauko V. et al. Hypoxia Marker Carbonic Anhydrase IX Is Present in Abdominal Aortic Aneurysm Tissue and Plasma // *Intern. Journal of Molecular Sciences*. 2022. Vol. 23. P. 879. DOI:10.3390/IJMS23020879.
45. Raffort J. et al. Artificial intelligence in abdominal aortic aneurysm // *Journal of Vascular Surgery*. 2020. Vol. 72, N 1. P. 321–333.

### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

- Мария Романовна Коденко** — аспирант; МГТУ им. Н. Э. Баумана, кафедра биомедицинских технических систем; Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, отдел научных медицинских исследований; мл. научный сотрудник; E-mail: m.r.kodenko@yandex.ru
- Юрий Александрович Васильев** — канд. мед. наук; Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы; директор Центра; E-mail: nrcmr@zdrav.mos.ru
- Андрей Владимирович Самородов** — канд. техн. наук, доцент; МГТУ им. Н. Э. Баумана, кафедра биомедицинских технических систем; заведующий кафедрой; E-mail: avs@bmstu.ru
- Николай Сергеевич Кульберг** — канд. физ.-мат. наук; МГТУ им. Н. Э. Баумана, кафедра медико-технических информационных технологий; ст. научный сотрудник; E-mail: kulberg@yandex.ru
- Роман Владимирович Решетников** — канд. физ.-мат. наук; Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, отдел научных медицинских исследований; руководитель отдела; E-mail: reshetnikov@fbb.msu.ru

Поступила в редакцию 11.04.2021; одобрена после рецензирования 13.05.2024; принята к публикации 23.07.2024.

### REFERENCES

1. Erbel R., Aboyans V., Boileau C., Bossone E. et al. *Eur. Heart. J.*, 2014, no. 35, pp. 2873–2926, DOI:10.1093/EURHEARTJ/EHU281.
2. Baliyan V., Shaqdan K., Hedgire S., Ghoshhajra B. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 2019, no. 9, DOI:10.21037/CDT.2019.07.04.
3. Yu T., Zhu X., Tang L., Wang D., Saad N. *Radiol. Clin. North. Am.*, 2007, vol. 45, pp. 461–483, DOI:10.1016/J.RCL.2007.04.010.
4. Zhang Z., Sejdic E. *Computers in biology and medicine*, 2019, vol. 108, pp. 354–370.
5. Baliyan V., Verdini D., Meyersohn N.M. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 2018, no. Suppl 1(8), pp. S3, DOI:10.21037/cdt.2018.02.01.
6. Bae K.T. *Radiology*, 2010, no. 1(256), pp. 32–61, DOI:10.1148/radiol.10090908.
7. Lyu J., Fu Y., Yang M., Xiong Y., Duan Q. et al. *Radiology*, 2023, no. 2(309), pp. e230681, DOI: 10.1148/radiol.230681.
8. van Hamersvelt R.W., Eijssvoogel N.G., Muhl C. et al. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.*, 2018, no. 8(34), pp. 1265–1275, DOI:10.1007/s10554-018-1329-x.
9. Weininger M., Barraza J.M., Kemper C.A., Kalafut J.F. et al. *AJR Am. J. Roentgenol.*, 2011, no. 3(196), pp. W260–W272, DOI:10.2214/AJR.10.5814.
10. Andreucci M., Solomon R., Tasanarong A. *BioMed Research International*, 2014, vol. 2014, DOI: 10.1155/2014/741018.
11. Pasquini L., Napolitano A., Pignatelli M., Tagliente E. et al. *Pharmaceutics*, 2022, no. 11(14), pp. 2378, DOI:10.3390/pharmaceutics14112378.
12. Chen H. et al. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2022, vol. 226, pp. 107130, DOI:10.1016/j.cmpb.2022.107130.
13. Wu C. et al. *Future Generation Computer Systems*, 2022, vol. 130, pp. 128–139.

14. <http://www.mce.su/rus/archive/abstracts/mce30/sect288919/doc417793/>. (in Russ.)
15. Kodenko M.R., Samorodov A.V., Kulberg N.S., Reshetnikov R.V. *Journal of Instrument Engineering*, 2023, no. 11(66), pp. 968–981, DOI: 10.17586/0021-3454-2023-66-11-968-981. (in Russ.)
16. Certificate on the state registration of the computer programs 2023661089 RU, *Programma dlya izvlecheniya i analiza determinirovannogo komponenta signala KT-plotnosti KT-angiograficheskogo issledovaniya aorty* (Program for Extraction and Analysis of the Deterministic Component of the CT Density Signal of CT Angiographic Study of the Aorta), M.R. Kodenko, Yu.A. Vasiliev, Application no. 2023660164, Priority 19.05.2023, Published 29.05.2023. (in Russ.)
17. Certificate on the state registration of the computer programs 2023661090 RU, *Programma dlya podavleniya kontrastirovaniya aorty na KT-angiograficheskikh izobrazheniyakh* (Software for Suppressing Aortic Contrast Enhancement in CT Angiographic Images), M.R. Kodenko, Yu.A. Vasiliev, Application no. 2023660165, Priority 19.05.2023, Published 29.05.2023. (in Russ.)
18. Kodenko M.R. et al. *arXiv preprint arXiv:2310.20243*, 2023, DOI:10.48550/arXiv.2310.20243.
19. Norgeot B. et al. *Nature medicine*, 2020, no. 9(26), pp. 1320–1324, DOI: 10.1038/s41591-020-1041-y.
20. Vasiliev Yu.A., Arzamasov K.M., Vladzimirsky A.V. et al. *Podgotovka nabora dannykh dlya obucheniya i testirovaniya programmogo obespecheniya na osnove tekhnologii iskusstvennogo intellekta* (Preparing a Dataset for Training and Testing Software Based on Artificial Intelligence Technology), Moscow, 2023, 108 p. (in Russ.)
21. <https://mkb-10.com/index.php?pid=8344>. (in Russ.)
22. <https://mosmed.ai/datasets/mosmeddata-kt-s-priznakami-anevrizmi-aorti-tip-iii/>. (in Russ.)
23. Certificate on the state registration of the computer programs 2023621046 RU, *MosMedData: KT s priznakami anevrizmy bryushnogo otdela aorty* (MosMedData: CT with Signs of Abdominal Aortic Aneurysm), Yu.A. Vasiliev, E.V. Turavilova, I.M. Shulkin et al., Application no. 2023620795, Priority 24.03.2023, Published 30.03.2023. (in Russ.)
24. Kodenko M.R., Makarova T.A. *Digital Diagnostics*, 2023, no. 1S(4), pp. 90–92.
25. 3D Slicer image computing platform, <https://www.slicer.org/>.
26. Knipe H., Moore C. *Radiopaedia.org*, 2019, <https://radiopaedia.org/articles/72562>.
27. Bell D., Greenway K. *Hounsfeld unit. RadiopaediaOrg*, 2015, DOI:10.53347/RID-38181.
28. Ranganathan A. *Tutorial on LM algorithm*, 2004, no. 1(11), pp. 101–110.
29. Williams A.R. *Journal of applied physiology*, 2010, no. 2(109), pp. 532–540.
30. Chiu J.J., Chien S. *Physiological reviews*, 2011, no. 1(91), pp. 327–387.
31. *RStudio Desktop – Posit*, RStudio, <https://posit.co/download/rstudio-desktop/>.
32. *Dplyr – R Documentation*, <https://cran.rstudio.com/web/packages/dplyr/vignettes/dplyr.html>.
33. *Rnifti – R Documentation*, <https://cran.r-project.org/web/packages/RNifti/index.html>.
34. *Minpack.lm – R Documentation*, <https://cran.r-project.org/web/packages/minpack.lm/index.html>.
35. *Reshape2 – R Documentation*, <https://cran.r-project.org/web/packages/reshape2/>.
36. Kanematsu M. et al. *American Journal of Roentgenology*, 2014, no. 1(202), pp. W106–W116.
37. Haynes A. et al. *Journal of Open Source Software*, 2021, no. 6(60), pp. 3118.
38. Das S., Mitra K., Mandal M. *Indian Journal of Anaesthesia*, 2016, no. 9(60), pp. 652.
39. Kim H.Y. *Restorative dentistry & endodontics*, 2015, no. 3(40), pp. 249–252.
40. Noordzij M. et al. *Nephrology dialysis transplantation*, 2010, no. 5(25), pp. 1388–1393.
41. Tanaka H, Unno N, Suzuki Y, Sano H et al. *Curr Drug Targets*, 2018, no. 19, pp. 1327–1332, DOI:10.2174/1389450119666180122154409.
42. Heistad D.D., Marcus M.L. *Blood Vessels*, 1979, no. 16, pp. 225–238, DOI:10.1159/000158209.
43. Sano M., Unno N., Sasaki T., Baba S. et al. *Atherosclerosis*, 2016, no. 34(127), pp. 247, DOI:10.1016/J.ATHEROSCLEROSIS.2016.02.007.
44. Grossmannova K, Barathova M., Belvoncikova P., Lauko V. et al. *International Journal of Molecular Sciences*, 2022, vol. 23, p. 879.
45. Raffort J. et al. *Journal of vascular surgery*, 2020, no. 1(72), pp. 321–333.

#### DATA ON AUTHORS

- |                             |   |   |
|-----------------------------|---|---|
| <b>Maria R. Kodenko</b>     | — | Post-Graduate Student; Bauman Moscow State Technical University; Department for Biomedical Technical Systems; Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Department of Medical Research, Junior Researcher; E-mail: m.r.kodenko@yandex.ru |
| <b>Yuriy A. Vasiliev</b>    | — | PhD; Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department; CEO of the Center; E-mail: nccmr@zdrav.mos.ru   |
| <b>Andrey V. Samorodov</b>  | — | PhD, Associate Professor; Bauman Moscow State Technical University, Department of Biomedical Technical Svstems: Head of the Department: Email: avs@bmsu.ru  |
| <b>Nicholay S. Kulberg</b>  | — | PhD; Bauman Moscow State Technical University, Department of Medical and Technical Information Technologies; Senior Researcher; E-mail: kulberg@yandex.ru   |
| <b>Roman V. Reshetnikov</b> | — | PhD; Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Department of Medical Research; Head of the Department; E-mail: reshetnikov@fbb.msu.ru  |

Received 11.04.2021; approved after reviewing 13.05.2024; accepted for publication 23.07.2024.