

АВТОМАТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДИАПАЗОНА ПЛОТНОСТЕЙ ПО ГИСТОГРАММЕ ПРИ СЕГМЕНТАЦИИ СЕРДЦА ПО ДАННЫМ КТ

Д.В. Зацаринный¹, А.А. Трухин², А.Ю. Попов¹

¹ АО “Медитек”, Москва

² Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва

HISTOGRAM-BASED AUTOMATIC INTENSITY RANGE SELECTION FOR CARDIAC SEGMENTATION IN CONTRAST-ENHANCED CT

D.V. Zatsarinny¹, A.A. Trukhin², A.U. Popov¹

¹ Meditek Ltd., Moscow, Russia

² National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, Russia

Реферат

Актуальность: В клинической практике сегментация полостей сердца по данным контрастной компьютерной томографии (КТ) является обязательным этапом подготовки трёхмерных анатомических моделей для электрофизиологических исследований и навигационных вмешательств. Существенным ограничением существующих методов автоматизации сегментации остаётся необходимость ручного подбора диапазона рентгеновских плотностей, соответствующих контрастированной крови, что снижает воспроизводимость результатов и увеличивает зависимость от опыта оператора. В условиях вариабельных протоколов сканирования и различной степени контрастирования данная задача приобретает особую актуальность.

Цель: Разработать и клинически валидировать метод автоматического определения диапазона плотностей по гистограмме объёмного КТ-изображения, обеспечивающий устойчивую сегментацию контрастированных полостей сердца без ручной настройки параметров.

Материал и методы: В исследование включены 93 серии КТ сердца с контрастированием, полученные на томографах различных производителей (Toshiba, GE, Siemens) в рамках клинической практики НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского Минздрава России. Предложенный метод основан на нормализации шкалы интенсивностей на основе положения опорного пика гистограммы, автоматическом определении опорного пика мягких тканей, поиске пика рентгеновской плотности контрастированной крови с использованием критерия гауссовой аппроксимации и адаптивном выборе диапазона сегментации. Устойчивость метода оценивалась по корректности автоматического определения диапазона рентгеновских плотностей и величине сдвига шкалы интенсивностей при нормализации гистограммы.

Результаты: Во всех проанализированных сериях автоматическое определение диапазона плотностей выполнялось успешно с точки зрения последующей сегментации и не требовало ручной коррекции. Величина сдвига шкалы интенсивностей находилась в ограниченном диапазоне, при наличии систематических различий между томографами различных производителей. Метод продемонстрировал устойчивую работу при вариабельном качестве изображений, а также в сериях с ослабленным контрастированием, характерных для пациентов с низким сердечным выбросом, обеспечивая корректную визуализацию и сегментацию полостей сердца.

Заключение: автоматическое определение диапазона плотностей по гистограмме КТ-изображения позволяет отказаться от ручного подбора порогов при сегментации полостей сердца и обеспечивает воспроизводимую работу алгоритма в клинических условиях. Метод адаптирован к различным протоколам сканирования и типам томографов, снижает зависимость результата от

оператора и может быть использован как универсальный этап предварительной обработки при трёхмерной реконструкции сердца для электрофизиологических исследований и навигационных вмешательств.

Ключевые слова: сердце, компьютерная томография (КТ), контрастная КТ, сегментация, гистограмма интенсивностей, автоматическое определение порогов, трёхмерная реконструкция, электрофизиологическое исследование

Abstract

Relevance: In clinical practice, segmentation of cardiac chambers from contrast-enhanced computed tomography (CT) data is a mandatory step in the construction of three-dimensional (3D) anatomical models for electrophysiological studies and navigation-guided interventions. Despite the progress in automatic image processing, the selection of intensity ranges corresponding to contrast-enhanced blood remains a critical and often operator-dependent step, limiting reproducibility and robustness of segmentation results, especially under variable scanning protocols and contrast conditions.

Purpose: To develop and clinically evaluate a histogram-based method for automatic determination of intensity ranges in contrast-enhanced cardiac CT, enabling stable and operator-independent segmentation of cardiac chambers.

Materials and methods: The study included 93 contrast-enhanced cardiac CT series acquired on scanners from different manufacturers (Toshiba, GE and Siemens) in routine clinical practice at the A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery. The proposed method is based on histogram normalization of volumetric CT data, automatic detection of a reference soft-tissue peak, identification of the contrast-enhanced blood peak using a Gaussian approximation criterion, and adaptive selection of segmentation thresholds. Method robustness was assessed by the correctness of automatic peak detection and by the magnitude of intensity scale shift required for histogram normalization.

Results: In all analyzed CT series, the automatic determination of intensity ranges was performed successfully without manual parameter adjustment. The intensity scale shift remained within a limited range, with systematic differences observed between scanner manufacturers. The method demonstrated stable performance across varying image quality and contrast enhancement levels, including cases with reduced cardiac output and weak contrast uptake, providing reliable visualization and segmentation of cardiac chambers.

Conclusion: Automatic histogram-based determination of intensity ranges eliminates the need for manual threshold selection in cardiac CT segmentation and ensures reproducible performance under diverse clinical conditions. The method adapts to different scanners and acquisition protocols, reduces operator dependency, and can be used as a universal preprocessing step for 3D cardiac reconstruction in electrophysiological studies and navigation-guided interventions.

Key words: heart, computed tomography (CT), contrast-enhanced CT, segmentation, intensity histogram, automatic threshold selection, three-dimensional reconstruction, electrophysiological study

E-mail: dmitry_zatsarinny@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2026-110-2-38-46>

Введение

Автоматическая сегментация полостей сердца по данным контрастной компьютерной томографии остается одной из ключевых задач при подготовке трёхмерных моделей для электрофизиологических исследований и навигационных вмешательств. Несмотря на развитие методов автоматической обработки изображений, выбор диапазона рентгеновских плотностей, соответствующих контрастированной

крови, по-прежнему остаётся одним из наиболее значимых этапов обработки, поскольку ошибки на этом этапе непосредственно приводят к геометрическим искажениям модели [1].

В клинической практике данный этап часто выполняется вручную путем подбора порогов отображения или передаточной функции. Такие подходы позволяют учитывать особенности конкретного исследования, однако требуют опыта оператора и снижают воспроизводи-

мость результатов. Использование фиксированных порогов в единицах Хаунсфилда упрощает автоматизацию, но плохо адаптируется к вариациям протоколов сканирования, степени контрастирования и уровню шума [2].

В связи с этим актуальной является задача автоматического адаптивного определения диапазона рентгеновских плотностей, основанного не на фиксированных абсолютных значениях HU, а на анализе распределения интенсивностей в конкретной КТ-серии. Несмотря на стандартизацию шкалы Хаунсфилда, интенсивность контрастированной крови может существенно варьировать вследствие различий протоколов сканирования, параметров реконструкции и индивидуальной гемодинамики пациента. При этом относительная структура гистограммы, отражающая соотношение мягких тканей и контрастированных полостей сердца, остаётся более стабильной характеристикой, что делает её основой для автоматического определения диапазона сегментации.

Целью настоящей работы является разработка и экспериментальная оценка метода автоматического определения диапазона плотностей по гистограмме объемного КТ-изображения, предназначенного для устойчивой сегментации контрастированных полостей сердца без участия оператора.

Материал и методы

Исходными данными являлись серии компьютерной томографии сердца с внутривенным контрастированием йодосодержащим препаратом. Изображения характеризовались субъективно вариабельным качеством и вводимой пациенту дозировки контраста, что соответствовало типичным клиническим условиям рис. 1.

Для унификации входных данных и снижения влияния различий между томографами анализ выполнялся непосредственно в шкале Хаунсфилда в фиксированном диапазоне значений плотности от -1000 до 1000 HU. Выбор данного диапазона обусловлен тем, что он охватывает основные типы тканей, присутствующих в контрастной КТ сердца: воздух (около -1000 HU), жировую ткань (-150 ; -50) HU, мягкие ткани и миокард (0 ; 100) HU, а также контрастированную кровь (200 ; 800) HU. Анализ клинических данных показал, что подавляющее большинство вокселей, участвую-

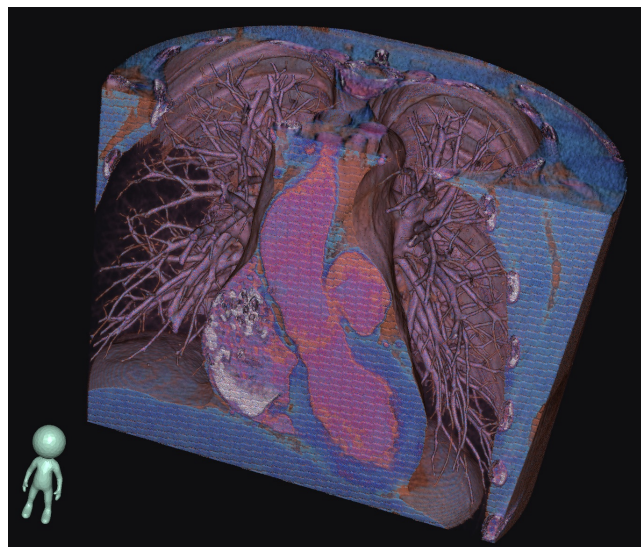


Рис. 1. Пример серии компьютерной томографии сердца с вариабельным качеством изображения и степенью контрастирования, характерными для клинической практики. (ЛЖ справа снизу, ПП слева)

щих в сегментации полостей сердца, находится именно в данном диапазоне.

Значения выше 1000 HU, как правило, соответствуют костным структурам, кальцинатам или артефактам и не оказывают существенного влияния на задачу сегментации полостей сердца, в связи с чем не включались в анализ распределения интенсивностей.

Пусть $I(x)$ — интенсивность вокселя в исходном объеме, где $x=(x,y,z)$. Для анализа использовались значения плотностей, ограниченные диапазоном $[-1000, 1000]$. Абсолютные значения HU не применялись как фиксированные пороги сегментации и использовались только для ограничения диапазона поиска пика контрастированной крови.

Полученная гистограмма использовалась в исходных значениях частот без дополнительной нормировки, что позволяло сохранять реальную структуру распределения плотностей. Для визуального сравнения гистограмм различных исследований масштаб оси частот на графиках мог изменяться (рис. 2), однако это не влияло на алгоритм анализа.

Гистограмма интенсивностей определялась как:

$$H(i) = \sum_x \delta(I(x)=i), \quad (1)$$

где $i \in [-1000, 1000]$, а $\delta(\cdot)$ — индикаторная функция.

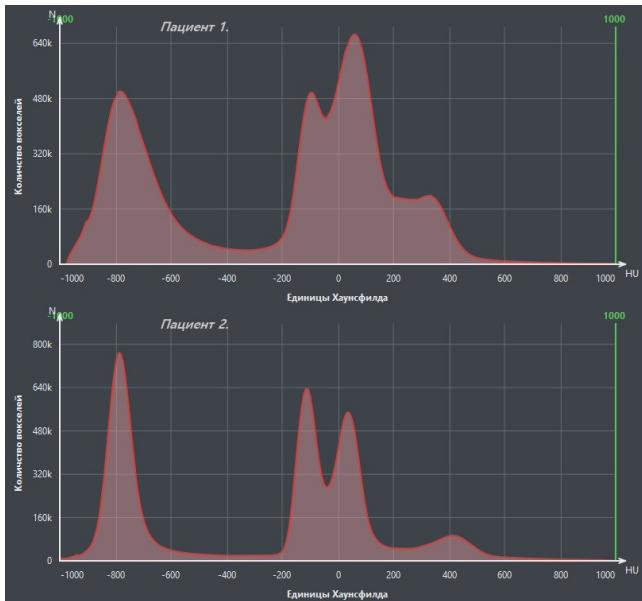


Рис. 2. Сглаженные гистограммы интенсивностей КТ-изображения сердца двух разных пациентов в соответствующих масштабах

Для подавления шумовых флуктуаций использовалась сглаженная гистограмма $\tilde{H}(i)$, полученная с применением локального сглаживания (скользящее окно).

Анализ гистограммы основывался на характерной для контрастной КТ сердца многопиковой структуре распределения интенсивностей. В области низких значений наблюдался пик, соответствующий воздуху и областям вне тела пациента. Следующий устойчивый локальный максимум соответствовал жировой ткани и низкоплотным мягким тканям [3]. В диапазоне более высоких интенсивностей располагался пик мягких тканей, включающих мышцы и миокард. В правой части распределения формировался локальный максимум, соответствующий крови, насыщенным контрастным препаратом рис. 3. Для повышения устойчивости анализа исключались ложные локальные максимумы, обусловленные шумом и артефактами.

Для стабилизации анализа вводился опорный пик распределения, соответствующий жировой ткани и низкоплотным мягким тканям организма. Данный пик использовался как устойчивая анатомическая реперная точка, присутствующая во всех исследованиях.

Опорный пик определялся как первый устойчивый локальный максимум сглаженной

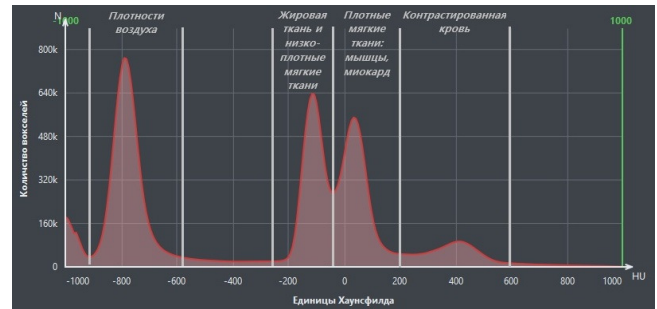


Рис. 3. Характерная многопиковая структура гистограммы интенсивностей контрастной КТ сердца с выделением областей, соответствующих воздуху, мягким тканям, миокарду и контрастированной крови

гистограммы, расположенный в диапазоне интенсивностей:

$$i \in [-500, 1000], \quad (2)$$

что позволяло исключить пик воздуха и области вне тела пациента.

Локальный максимум считался устойчивым, если его амплитуда превышала заданную долю от глобального максимума гистограммы, а ширина пика превышала минимальный порог. Это позволяло исключить шумовые флуктуации и случайные локальные экстремумы. Соответствующее значение интенсивности обозначалось как i_{ref} .

Такой подход обеспечивает устойчивое выделение пика жировой и низкоплотной мягкой ткани, присутствующего во всех клинических исследованиях, вне зависимости от абсолютного положения пиков по шкале интенсивностей.

Выбор нижней границы диапазона обусловлен физическими свойствами КТ-изображений грудной клетки. Левая часть гистограммы соответствует областям с низкой плотностью, представленным преимущественно воздухом в лёгких и вне тела пациента, и характеризуется высокой вариабельностью. Следующий выраженный пик распределения соответствует мягким тканям организма и наблюдается во всех клинических исследованиях, однако его абсолютное положение может варьировать в зависимости от параметров томографа, протокола сканирования, алгоритмов реконструкции и индивидуальных особенностей пациента.

После определения опорного пика выполнялось приведение шкалы интенсивностей к устойчивой системе отсчёта с целью стабили-

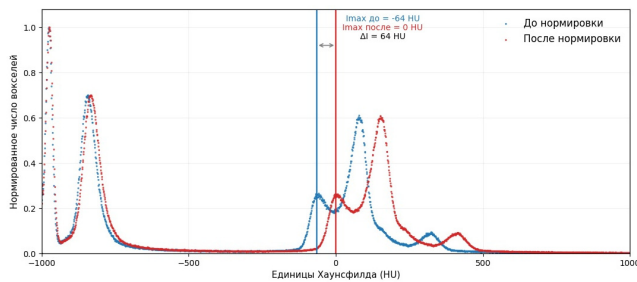


Рис. 4. Приведение шкалы интенсивностей КТ-изображения путём сдвига распределения интенсивностей для стабилизации положения опорного пика мягких тканей

зации взаимного положения пиков распределения. Коррекция выполнялась путём линейной перенормировки шкалы интенсивностей таким образом, чтобы значение, соответствующее воздуху (-1000 HU), сохранялось неизменным, а опорный пик жировой и мягкой ткани приводился к нулевому уровню:

$$I_{\text{norm}}(x) = (1000 / (i_{\text{ref}} + 1000)) (I(x) - i_{\text{ref}}). \quad (3)$$

При таком преобразовании значение -1000 HU остается инвариантным. Преобразование использовалось исключительно для стандартизации формы распределения интенсивностей и приведения гистограмм различных исследований к единой системе отсчёта и не использовалось для количественной интерпретации значений HU. Это позволяло снизить влияние вариаций параметров сканирования, реконструкции и степени контрастирования и повысить устойчивость автоматического определения диапазона сегментации (рис. 4). Определение опорного пика выполнялось автоматически без участия оператора.

Диапазон плотностей, используемый для сегментации полостей сердца, определялся автоматически на основе интервала между пиком мягких тканей и пиком контрастированной крови. Таким образом, пороги выбирались не по абсолютным значениям интенсивности, а по взаимному положению характерных областей распределения в пределах конкретной серии, что обеспечивает инвариантность метода к глобальному смещению шкалы HU.

Гистограмма интенсивностей контрастной КТ сердца в общем случае имеет многопиковую структуру. В левой части распределения располагается пик, соответствующий областям низкой плотности, включающим воздух и жировую ткань. Следующий выраженный пик соответствует мягким тканям организма, таким как мышцы и миокард, а также крови без конт-

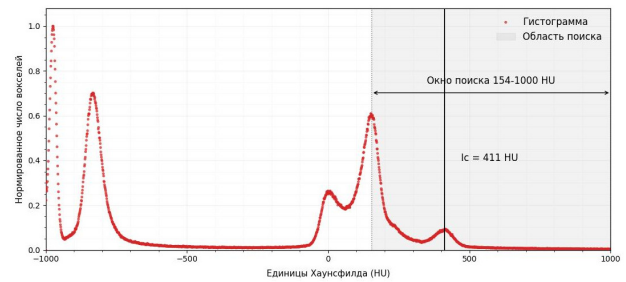


Рис. 5. Определение пика контрастированной крови по критерию гауссовой аппроксимации локальных максимумов гистограммы интенсивностей

растного усиления. Пик контрастированной крови, насыщенной йодосодержащим препаратом, формирует отдельный локальный максимум в области более высоких плотностей и используется как основной ориентир при выборе диапазона сегментации. Правее данного пика располагается низкоамплитудная часть распределения, соответствующая высокоплотным структурам, преимущественно костной ткани и кальцификациям.

Пик контрастированной крови определялся как локальный максимум, форма распределения в окрестности которого наилучшим образом приближалась гауссовой функцией путём аппроксимации методом наименьших квадратов в заданном окне плотностей $[A, B]$:

$$i_c = i(p^*); p^* = \arg \min_{p \in P(A, B)} \varepsilon(p), \quad (4)$$

где $P(A, B)$ – множество локальных максимумов в окне $[A, B]$, а $\varepsilon(p)$ – ошибка аппроксимации локального распределения гауссовой функцией, p – локальный максимум гистограммы, а $i(p)$ – соответствующее значение интенсивности (рис. 5).

Поиск пика контрастированной крови выполнялся в диапазоне интенсивностей, определяемом адаптивно на основе структуры гистограммы конкретного исследования. В качестве нижней границы окна поиска A использовалось положение первого устойчивого локального максимума, следующего после опорного пика мягких тканей [4]. Такой максимум соответствовал началу области повышенных плотностей, в которой, как правило, располагается пик контрастированной крови. Верхняя граница окна поиска B задавалась как правая граница анализируемой гистограммы. В нормализованной шкале интенсивностей это соответствовало максимальному значению шкалы (1000 HU).

Такой подход позволял формировать окно поиска полностью автоматически, без исполь-

зования фиксированных порогов в единицах Хаунсфилда. Поскольку границы окна определялись относительным положением характерных пиков распределения, метод сохранял устойчивость при вариациях протоколов сканирования, степени контрастирования и параметров реконструкции.

При необходимости положение окна уточнялось на основе анализа устойчивых локальных максимумов гистограммы, что обеспечивало корректную локализацию пика контрастированной крови в сериях с атипичным распределением интенсивностей.

При отсутствии пиков, удовлетворяющих критерию гауссовой аппроксимации, в качестве пика контрастированной крови использовался глобальный максимум smoothed гистограммы в пределах окна $[A, B]$:

$$i_c = \arg \max_{i \in [A, B]} \tilde{H}(i), \quad (5)$$

Использование гауссовой аппроксимации обусловлено квазистохастическим характером распределения интенсивностей крови при равномерном контрастировании [5]. После определения пика контрастированной крови нижняя граница диапазона сегментации определялась как локальный минимум smoothed гистограммы в интервале между нижней границей окна поиска A и пиком контраста i_c :

$$i_{\min} = \arg \min_{i \in [A, i_c]} \tilde{H}(i). \quad (6)$$

При отсутствии выраженного локального минимума использовалась эвристика, основанная на анализе формы распределения вблизи пика контраста. Такой подход позволяет устойчиво отделять область контрастированной крови от плотных тканей и миокарда даже при наличии шума и артефактов.

Верхняя граница диапазона сегментации ограничивалась спадом распределения справа от пика контраста. Предполагается, что распределение интенсивностей контрастированной крови вблизи максимума имеет квазигауссов характер. Ширина пика оценивалась по стандартному отклонению σ , вычисляемому в окрестности i_c . Верхняя граница диапазона задавалась как:

$$i_{\max} = i_c + 3\sigma, \quad (7)$$

где множитель 3 соответствует правилу трёх сигм и обеспечивает охват около 99 % распределения интенсивностей при квазигауссовом характере пика. Такой выбор позволяет охва-

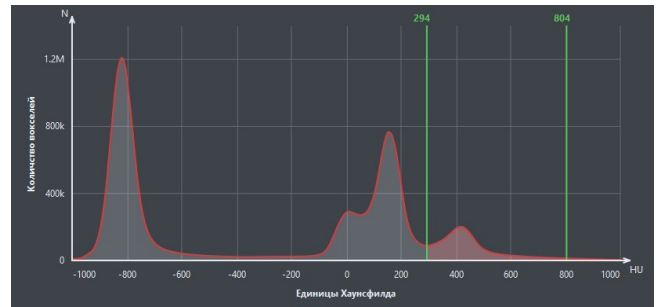


Рис. 6. Автоматически определённый диапазон сегментации $[i_{\min}, i_{\max}]$ на гистограмме интенсивностей контрастной КТ-серии

тить основную часть распределения контрастированной крови и одновременно ограничить влияние высокоплотных выбросов. Дополнительно верхняя граница ограничивалась допустимым диапазоном интенсивностей, используемым при анализе гистограммы.

Таким образом, итоговый диапазон сегментации формировался как:

$$[i_{\min}, i_{\max}] \quad (8)$$

и определялся исключительно структурой гистограммы конкретной серии без использования фиксированных порогов сегментации, заданных в HU (рис. 6).

Результат применения автоматически определённого диапазона сегментации представлен на рис. 7.

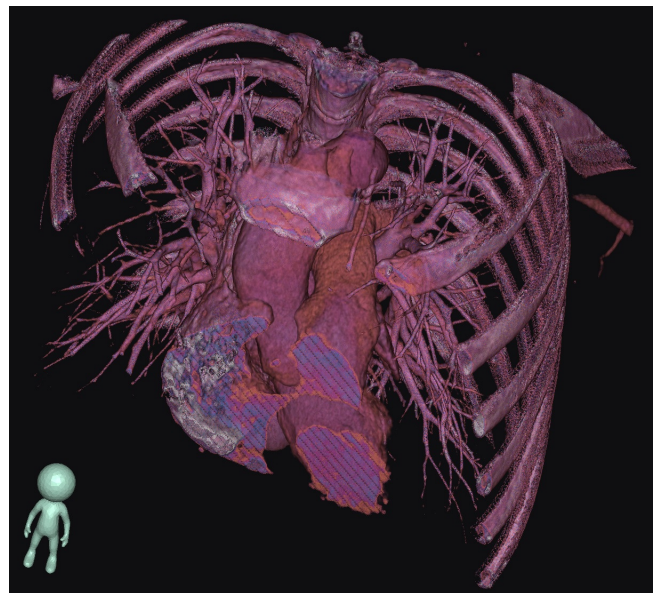


Рис. 7. Результат сегментации полостей сердца при использовании автоматически определённого диапазона плотностей (ЛЖ справа снизу, ПП слева)

Таблица 1

**Характеристики сдвига шкалы интенсивностей при нормализации гистограммы
для различных КТ-томографов**

Производитель томографа	Число исследований	Δi , медиан	Δi , IQR (25–75 %)	Δi , диапазон
Toshiba	31	–42	[–65; –18]	[–98; +12]
GE	29	–5	[–28; +21]	[–72; +58]
Siemens	33	+17	[–9; +39]	[–41; +94]
Bcero	93	–	–	[–98; +94]

Предварительная межсканерная калибровка интенсивностей не выполнялась. Это обусловлено тем, что предложенный метод основан не на абсолютных значениях плотности, а на относительной структуре гистограммы конкретной серии. Использование опорного пика и последующей линейной перенормировки шкалы позволяет компенсировать возможные систематические смещения интенсивностей, возникающие вследствие различий протоколов сканирования, параметров реконструкции и особенностей конкретного томографа. Такой подход позволяет использовать метод без дополнительной калибровки данных.

Результаты

Применение гистограммного анализа позволило автоматически определять диапазон плотностей без ручной настройки параметров. В сериях с равномерным контрастированием выбранный диапазон стабильно соответствовал анатомически корректным границам полостей сердца. При наличии умеренного шума и дыхательных артефактов характерная многопиковая структура гистограммы сохранялась, что обеспечивало устойчивость автоматического определения диапазона.

В сериях с неравномерным контрастированием, в том числе у пациентов со сниженной сократительной функцией миокарда, автоматический выбор диапазона демонстрировал меньшую вариабельность по сравнению с ручным подбором порогов. Отсутствие жесткой привязки к фиксированным значениям НУ позволяло корректно обрабатывать данные, полученные при различных протоколах сканирования и параметрах реконструкции.

Для количественной оценки устойчивости нормализации шкалы интенсивностей анализировалось эффективное смещение положения опорного пика Δi относительно нулевого уровня НУ. Данный показатель характеризует

величину коррекции шкалы интенсивностей, выполняемой алгоритмом, и позволяет оценить межсканерную вариабельность входных данных.

Анализ выполнен на выборке из 93 пациентов, обследованных методом контрастной КТ сердца на томографах различных производителей (Toshiba, GE, Siemens). Во всех исследованиях определение диапазона выполнялось полностью автоматически без ручной корректировки параметров.

Размер выборки определялся доступностью клинических данных и соответствует типичным объемам выборок, используемых при первичной валидации алгоритмов обработки медицинских изображений. Исследование носило методический характер и было направлено на оценку устойчивости алгоритма к вариациям входных данных, а не на построение диагностической модели, требующей стратифицированных когорт и формального расчета статистической мощности.

Полученные значения Δi находились в ограниченном диапазоне, что свидетельствует об отсутствии необходимости в значительных корректировках шкалы интенсивностей при использовании предложенного метода. Распределение Δi имело ненормальный характер, в связи с чем для описания использовались медиана, межквартильный диапазон и полный диапазон значений (табл. 1).

Наблюдались систематические различия величины Δi между томографами различных производителей. Для систем Toshiba отмечалось смещение опорного пика в область более низких интенсивностей, тогда как для систем Siemens распределение характеризовалось меньшей вариабельностью. Эти различия, вероятно, обусловлены особенностями протоколов сканирования, параметров реконструкции и алгоритмов предобработки изображений [6].

Несмотря на межсканерные различия распределения Δi , во всех проанализирован-

ных сериях алгоритм корректно выявлял пик контрастированной крови и обеспечивал стабильное определение диапазона сегментации. Это подтверждает, что используемая нормализация позволяет компенсировать систематические смещения интенсивностей без необходимости дополнительной калибровки данных.

Для дополнительной количественной проверки корректности автоматически определяемого диапазона плотностей был выполнен анализ совпадения результатов сегментации с экспертной ручной разметкой на подвыборке исследований. В анализ были включены 15 КТ-серий, для которых была выполнена ручная сегментация полостей сердца с использованием стандартных инструментов трёхмерной реконструкции.

Сравнение выполнялось с использованием коэффициента Dice (Dice similarity coefficient, DSC), определяемого как:

$$DSC = (2 |A \cap B|) / (|A| + |B|), \quad (9)$$

где A – область, полученная при использовании автоматически определённого диапазона плотностей, B – область, полученная при экспертной ручной настройке диапазона сегментации.

Полученные значения Dice coefficient составили 0,94 [0,90; 0,98] (медиана [IQR]), что свидетельствует о высокой степени совпадения результатов сегментации и подтверждает корректность автоматического определения диапазона плотностей.

Следует отметить, что целью предложенного алгоритма являлось не выполнение полной автоматической сегментации, а устойчивое определение диапазона интенсивностей как этапа предварительной обработки. Полученные значения Dice также находятся в диапазоне, характерном для воспроизводимости ручной сегментации, что дополнительно подтверждает практическую применимость предложенного метода.

Дополнительно следует отметить, что низкая вариабельность значений Dice (узкий межквартильный диапазон) свидетельствует о стабильности работы метода при различиях качества исходных данных.

Обсуждение

Выбор диапазона плотностей является одним из субъективных этапов сегментации КТ-изображений сердца. Даже при ручной обработке результат во многом определяется опы-

том оператора и особенностями визуального восприятия контрастирования, что снижает воспроизводимость результатов и затрудняет стандартизацию подготовки трёхмерных моделей.

Предложенный подход основан на анализе относительной структуры распределения интенсивностей в конкретной серии и не использует фиксированные пороги сегментации в единицах Хаунсфилда. Такой подход позволяет учитывать индивидуальные особенности исследования, включая степень контрастирования, уровень шума, параметры реконструкции и особенности конкретного томографа.

Полученные результаты показывают, что задача выбора диапазона сегментации может рассматриваться не как задача определения абсолютных значений HU, а как задача стабилизации взаимного положения характерных пиков гистограммы. Использование опорного пика и последующей нормализации шкалы позволяет компенсировать межсканерные вариации интенсивностей без необходимости дополнительной калибровки данных.

Дополнительный количественный анализ показал высокую степень совпадения результатов сегментации при использовании автоматически определённого диапазона плотностей с экспертной ручной настройкой (Dice=0,94), что подтверждает корректность предложенного подхода. При этом низкая вариабельность значений Dice указывает на устойчивость метода к различиям качества входных данных.

Следует отметить, что предложенный метод не является алгоритмом сегментации в строгом смысле, а представляет собой этап адаптивного выбора диапазона плотностей для последующей обработки. В связи с этим использование метрик точности сегментации имеет вспомогательный характер и служит подтверждением того, что автоматический выбор диапазона не приводит к деградации качества сегментации.

Сравнение предложенного подхода с классическими методами автоматического выбора порога, такими как метод Оцу и другие гистограммные методы, требует отдельной постановки эксперимента. Это связано с тем, что указанные методы решают задачу глобального бинарного разделения изображения, тогда как предложенный алгоритм предназначен для адаптивного определения диапазона плотностей как этапа предварительной подготовки данных.

Корректное сравнение в данном случае должно выполняться не только по значениям выбранных порогов, но прежде всего по влиянию этих порогов на итоговую геометрию сегментированной модели и её совпадение с экспертной разметкой. Проведение такого анализа требует формирования отдельного набора сравнительных экспериментов и рассматривается как направление дальнейшего исследования.

Важно также отметить, что гистограммный анализ не предполагает точного разделения тканей на уровне отдельных вокселей, а используется как инструмент стабилизации диапазона интенсивностей. В задачах электрофизиологического моделирования приоритет имеет топологическая корректность и непрерывность поверхности полостей сердца, а не субвоксельная точность границы, что делает предложенный подход практически оправданным.

К ограничениям исследования следует отнести относительно ограниченный объем выборки и отсутствие стратификации пациентов по клиническим характеристикам. Кроме того, количественная оценка качества сегментации выполнялась на ограниченной подвыборке исследований. Проведение расширенной валидации с использованием независимой экспертной разметки и дополнительных метрик сегментации представляет собой направление дальнейших исследований.

Несмотря на указанные ограничения, полученные результаты показывают, что автоматизация выбора диапазона плотностей позволяет существенно снизить зависимость результата от оператора и повысить воспроизводимость сегментации. Это делает возможным включение данного этапа в стандартный клинический рабочий процесс без увеличения времени подготовки моделей.

Заключение

Автоматическое определение диапазона плотностей по гистограмме объемного КТ-изображения позволяет отказаться от ручного подбора порогов при сегментации полостей сердца. Предложенный метод адаптируется к вариациям качества изображений и степени

контрастирования, обеспечивая устойчивую работу в реальных клинических условиях.

Использование гистограммного анализа повышает воспроизводимость результатов и упрощает интеграцию автоматической сегментации в процессы трёхмерной реконструкции сердца для задач электрофизиологических исследований и навигационных вмешательств.

Предложенный метод может рассматриваться как универсальный этап предварительной обработки, применимый к широкому спектру КТ-исследований без необходимости индивидуальной настройки параметров.

Список литературы

1. Bae K. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. *Radiology*. 2010; 256 (1): 32-61. <https://doi.org/10.1148/radiol.10090908>.
2. Ryoo C, Chai J, Hong S, et al. CT Hounsfield unit and histogram analysis for differentiation of recent versus remote vertebral compression fractures. *Brit J Radiol*. 2021; 94 (1128): 20210941. <https://doi.org/10.1259/bjr.20210941>.
3. Borkan G, Gerzof S, Robbins A, et al. Assessment of abdominal fat content by computed tomography. *Am J Clin Nutrition*. 1982; 36 (1): 172-7. <https://doi.org/10.1093/ajcn/36.1.172>.
4. Chan J, Ho B, Ye K, et al. Using Routine Chest Computed Tomography to Diagnose Pulmonary Embolism. *J Computer Assisted Tomography*. 2022; 46 (6): 888-93. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000001372>.
5. Yushkevich P, Piven J, Hazlett H, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*. 2006; 31 (3): 1116-28. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>.
6. Mackin D, Fave X, Zhang L, et al. Tomography Scanner Variability of Radiomics Features. *Investigative radiology*. 2015; 50 (11): 757-65. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000180>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.

Поступила: 28.01.2026. **Принята к публикации:** 17.06.2026.

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

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.

Article received: 28.01.2026. **Accepted for publication:** 17.06.2026.