

УДК 004.62:004.932.72:519.226

ДЕТЕРМИНИРОВАННАЯ ПОСТОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТА РЕЛАКСАЦИОННОЙ СЕГМЕНТАЦИИ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА НА ОСНОВЕ ОПЕРАТОРНО-ГРАФОВОЙ ПОДДЕРЖКИ СВЯЗНЫХ КОМПОНЕНТ

Пылов П. А., аспирант гр. МРа-231, III курс,

Научный руководитель: Пимонов А. Г., д. т. н., профессор, заведующий кафедрой прикладных информационных технологий

Кузбасский государственный технический университет имени Т.Ф. Горбачева
г. Кемерово

Автоматическая сегментация полостей левого и правого желудочков по данным контрастной компьютерной томографии завершается воксельной разметкой области интереса. Однако количественные показатели – объёмы полостей, площади поверхностей, линейные размеры – вычисляются не по разметке, а по двум бинарным маскам, к которым предъявляются структурные требования: маски не должны пересекаться, должны лежать внутри области интереса, и каждая из них должна состоять из одной связной компоненты [1]. Разметка, полученная процедурой локального пересчёта меток, этим требованиям удовлетворять не обязана: правило обновления метки отдельного вокселя не контролирует число связных компонент, поскольку связность не является локально проверяемым свойством.

Для правого желудочка расхождение особенно заметно. Тонкая стенка, выраженная трабекулярность и переменная анатомическая граница [2, 3] приводят к отделению апикальных фрагментов маски и к появлению мелких включений вдоль границ с правым предсердием и лёгочным стволом. Обучаемые нейросетевые методы также не задают связность и раздельность масок как явное свойство модели [4, 5], поэтому задача приведения результата к корректной структурной форме возникает независимо от способа получения разметки.

Традиционно такие дефекты устраняются морфологическими операциями и отбором наибольшей связной компоненты [6–8]. Общая черта этих правил состоит в том, что решение принимается по геометрии бинарной маски: по размеру компоненты, форме структурного элемента, объёму внутренней полости. Изображение, породившее маску, при этом не используется. Отсюда два характерных отказа. Отбор по размеру удаляет истинный апикальный фрагмент, если тот оказался меньше ошибочно захваченного участка сосуда. Морфологическое замыкание заполняет анатомически значимую полость наравне со случайным разрывом, поскольку различить их по одному лишь объёму нельзя.

Альтернативой служит ручная коррекция маски специалистом, которая возвращает результату зависимость от оператора и лишает вычислительный протокол воспроизводимости: две правки одной и той же маски разными специалистами дают разные количественные показатели.

В настоящей работе этап приведения разметки к паре корректных масок построен как детерминированный оператор, использующий то же операторно-графовое описание КТ-объёма, что и сегментационное ядро: класс-ориентированные поля принадлежности, поле неопределённости, веса рёбер графа воксельного соседства и матрицу анатомической совместимости классов. Решение об удалении компоненты, о заполнении разрыва и о разрешении конфликта меток принимается не по геометрическому признаку, а по согласованности рассматриваемой области с операторным и графовым описанием изображения. Итоговая пара масок удовлетворяет структурным требованиям по построению, а не в результате проверки постфактум.

Приняты следующие обозначения. Ω_{ROI} – область интереса; $G_{OG} = (V, E)$ – взвешенный граф воксельного соседства, построенный в физической системе координат пациента [9, 10]; P_i^k – операторная оценка принадлежности вокселя v_i классу k ; U_i – значение поля неопределённости; S_i^k – локальная графовая согласованность вокселя с классом k ; $A = [A_{kl}]$ – матрица анатомической совместимости; $W_{ij}(k, l)$ – симметризованная графовая стоимость перехода между метками k и l на ребре (i, j) ; ΔV – физический объём вокселя. Множество классов $K = \{0, LV, RV\}$, где 0 соответствует фону. Релаксационный численный метод формирует разметку L^{out} [11]; способ её получения здесь не рассматривается и используется как исходное данные. Предварительные маски целевых классов определяются выражением

$$M_k^{(0)} = \{v_i \in \Omega_{ROI} : L^{out}(v_i) = k\}, \quad k \in \{LV, RV\} \quad (1)$$

Маски (1) наследуют результат релаксации, но до количественного анализа должны быть проверены на связность, на отсутствие изолированных включений, на отсутствие взаимного конфликта и на сохранение физической геометрии. Ниже эти проверки представлены четырьмя последовательными этапами.

Первый этап – анализ связных компонент целевой маски. Разложение выполняется в трёхмерном графе соседства, а не в плоскости отдельного среза:

$$M_k^{(0)} = \bigcup_{r=1}^{R_k} C_{k,r}, \quad C_{k,r} \cap C_{k,s} = \emptyset, \quad r \neq s \quad (2)$$

где R_k – число компонент маски класса k . Выбор трёхмерного разложения существен: фрагмент, соединённый с основной областью через соседний срез, не считается изолированным, хотя на отдельном срезе выглядит отделённым.

Каждой компоненте сопоставляется числовая мера её согласованности с операторным и графовым описанием изображения:

$$\psi_{k,r} = \alpha_1 \frac{|C_{k,r}|}{\max_s |C_{k,s}|} + \frac{\alpha_2}{|C_{k,r}|} \sum_{v_i \in C_{k,r}} P_i^k + \frac{\alpha_3}{|C_{k,r}|} \sum_{v_i \in C_{k,r}} S_i^k \quad (3)$$

Первое слагаемое отражает относительный размер компоненты, второе – среднюю операторную принадлежность её вокселей целевому классу, третье – среднюю графовую согласованность тех же вокселей с этим классом; коэффициенты α_1 , α_2 , α_3 неотрицательны. Основная компонента маски определяется по максимуму поддержки, а множество удаляемых компонент – конъюнкцией двух условий:

$$r_k^{\text{main}} = \arg \max_{1 \leq r \leq R_k} \psi_{k,r}, \quad C_k^{\text{main}} = C_{k,r_k^{\text{main}}} \quad (4)$$

$$Z_k = \left\{ C_{k,r} : r \neq r_k^{\text{main}} \wedge \frac{|C_{k,r}|}{|C_k^{\text{main}}|} < \tau_V \wedge \psi_{k,r} < \tau_S \right\} \quad (5)$$

$$M_k^{(1)} = M_k^{(0)} \setminus \bigcup_{C \in Z_k} C \quad (6)$$

Конъюнкция в (5) принципиальна. Малый размер сам по себе не является основанием для удаления: компонента, поддержанная операторными полями и графовой согласованностью, сохраняется независимо от того, насколько она меньше основной. Удаляется только то, что одновременно мало и слабо поддержано. Именно это отличает правило (4) – (6) от отбора наибольшей связной компоненты, при котором апикальный фрагмент правого желудочка и ошибочно захваченный фрагмент сосуда неразличимы.

Второй этап – устранение малых внутренних разрывов маски. Внутренним разрывом считается связная компонента дополнения к маске, полностью окружённая целевой областью в графовом смысле и удовлетворяющая ограничениям на объём и на операторную поддержку:

$$\mathcal{H}_k = \left\{ H \subset \Omega_{\text{ROI}} \setminus M_k^{(1)} : \partial_G H \subset M_k^{(1)}, \frac{|H|}{|M_k^{(1)}|} \leq \tau_H, P_H^k \geq \tau_\Phi \right\} \quad (7)$$

$$P_H^k = \frac{1}{|H|} \sum_{v_i \in H} P_i^k \quad (8)$$

$$M_k^{(2)} = M_k^{(1)} \cup \bigcup_{H \in \mathcal{H}_k} H \quad (9)$$

Здесь $\partial_G H$ – графовая граница области H ; параметр τ_H ограничивает объём разрыва по отношению к объёму уточняемой маски, а τ_Φ задаёт нижнюю границу операторной поддержки. Условие $P_H^k \geq \tau_\Phi$ отделяет предложенное правило от морфологического замыкания: полость заполняется только тогда, когда операторное описание само относит её к целевому классу. Полость, которую операторные поля относят к фону или к смежной анатомической структуре, остаётся незаполненной при любом её объёме.

Третий этап – разрешение конфликта меток. Релаксационная разметка приписывает вокселю ровно одну метку, однако после независимого заполнения разрывов по правилу (9) для левого и правого желудочков один и тот же воксель может войти в обе маски:

$$Q_{LV,RV} = M_{LV}^{(2)} \cap M_{RV}^{(2)} \quad (10)$$

Конфликт разрешается по минимуму итоговой локальной стоимости, вычисляемой по тем же операторным и графовым величинам, что и в релаксационном ядре:

$$k_i^{\text{corr}} = \arg \min_{k \in \{0, LV, RV\}} \left(D_i^k + \lambda_G \sum_{v_j \in N(i)} W_{ij}(k, L_j^{\text{out}}) \right) \quad (11)$$

где D_i^k – нормированная унарная стоимость назначения метки k , $N(i)$ – множество соседей вокселя v_i в графе, λ_G – коэффициент графового согласования. Если минимум достигается на фоновом классе, воксель исключается из обеих масок. Скорректированные маски и требование их непересечения записываются в виде

$$M_k^{(3)} = \{v_i \in M_k^{(2)} : v_i \notin Q_{LV,RV}\} \cup \{v_i \in Q_{LV,RV} : k_i^{\text{corr}} = k\},$$

$$M_{LV}^{(3)} \cap M_{RV}^{(3)} = \emptyset \quad (12)$$

Четвёртый этап – контроль непосредственного графового контакта целевых классов. Непересечение масок не исключает ситуации, когда левый и правый желудочки соприкасаются по рёбрам с высокой весовой связью. В области межжелудочковой перегородки и на участках с частичным объёмным эффектом это означает, что граница между полостями проведена через область, в которой операторное описание не даёт уверенного выбора метки. Множество таких рёбер и весовая мера контакта определяются выражениями

$$E_{LV,RV} = \{(i, j) \in E : v_i \in M_{LV}^{(3)}, v_j \in M_{RV}^{(3)} \vee v_i \in M_{RV}^{(3)}, v_j \in M_{LV}^{(3)}\} \quad (13)$$

$$C_{LV,RV}^{\text{post}} = A_{LV,RV} \sum_{(i,j) \in E_{LV,RV}} W_{ij}(LV, RV) \quad (14)$$

Превышение мерой контакта допустимого уровня τ_C влечёт построение множества вокселей – кандидатов на разведение полостей:

$$\Omega_{LV,RV}^{\text{sep}} = \{v_i : \exists (i, j) \in E_{LV,RV}, P_i^0 + \omega U_i \geq \max(P_i^{LV}, P_i^{RV})\} \quad (15)$$

где P_i^0 отвечает фоновому классу, а ω повышает вклад неопределённости именно в зоне межжелудочкового контакта. Воксели этого множества переводятся в фоновый класс, если такой перевод уменьшает меру контакта и не нарушает односвязность масок. Итоговые маски, требование односвязности и контрольные объёмы задаются выражениями

$$M_k^{\text{fin}} = M_k^{(3)} \setminus \Omega_{LV,RV}^{\text{sep}}, \quad C(M_k^{\text{fin}}) = 1, \quad V_k^{\text{fin}} = \Delta V |M_k^{\text{fin}}| \quad (16)$$

Величины V_k^{fin} играют здесь роль контрольного показателя: они подтверждают пригодность построенных масок к количественному анализу и самостоятельным морфофункциональным результатом не являются. Полный оператор постобработки записывается в виде

$$B: \langle L^{\text{out}}, P^k, U, G_{\text{OG}}, A, \Omega_{\text{ROI}} \rangle \mapsto \langle L, M_{\text{LV}}^{\text{fin}}, M_{\text{RV}}^{\text{fin}} \rangle \quad (17)$$

где L – итоговая разметка области интереса, восстанавливаемая по паре масок. Оператор (17) детерминирован: все правила задаются фиксированными порогами и коэффициентами, случайный выбор не используется, а совпадение значений поддержки или локальной стоимости разрешается фиксированным порядком индексов вокселей и кодов классов. Поэтому при одинаковых входных данных и одинаковой конфигурации оператор возвращает одну и ту же пару масок. Оператор реализован в составе программного комплекса автоматической сегментации и количественного анализа желудочков сердца [12], а контроль детерминированности и повторяемости результата выполняется отдельным программным средством [13].

Все операции выполняются на исходной воксельной решётке; передискретизация и изменение системы координат не применяются. Метрическое соответствие построенных масок исходному КТ-объёму тем самым сохраняется, поэтому расстояния между поверхностями и объёмы интерпретируются в физических единицах, а не в индексных [14, 15].

Структурные требования обеспечиваются по построению: непересечение – правилом (12), односвязность – условием в (16), принадлежность области интереса сохраняется, поскольку ни одно из правил не добавляет в маску вокселей вне Ω_{ROI} . Допустимость результата тем самым не предполагается, а следует из вида оператора и дополнительно контролируется на выходе конвейера как техническое условие пригодности маски к количественному анализу.

Вычислительная сторона этапа не меняет порядка сложности сегментации. Разложение на связные компоненты, вычисление поддержки, поиск внутренних разрывов и разрешение конфликтов требуют конечного числа проходов по вокселям области интереса и по рёбрам локального графа; повторный запуск релаксации при этом не выполняется. Анализ связных областей опирается на стандартные средства обработки изображений [16].

Оператор (17) не исправляет систематическую ошибку операторного описания. Если поля принадлежности устойчиво поддерживают ошибочно захваченную область – например, участок предсердия с той же контрастностью, – соответствующая компонента получит высокую поддержку по (3) и удалена не будет. Постобработка приводит результат к корректной структурной форме, но не компенсирует недостатки исходной модели.

Пороги $\tau_V, \tau_S, \tau_H, \tau_\Phi, \tau_C$ и коэффициенты $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \lambda_G, \omega$ входят в калибровочную конфигурацию и определяются на настроечной части выборки до обработки контрольных данных. Их подбор по контрольной выборке

недопустим: в этом случае постобработка перестаёт быть независимой от процедуры оценки качества, а полученные метрики теряют смысл внешней проверки.

Наконец, выполнение структурных ограничений является необходимым, но не достаточным условием анатомической правильности. Маска, состоящая из одной компоненты и не пересекающаяся со второй, может систематически отличаться от экспертной разметки; для оценки этого различия требуются метрики совпадения с эталоном [14, 15] и клиническая проверка результата.

Таким образом, этап приведения релаксационной разметки к паре корректных бинарных масок сформулирован как детерминированный оператор, принимающий решения по операторно-графовому описанию изображения, а не по геометрии готовой маски. Интегральная поддержка связной компоненты (3), условие заполнения внутреннего разрыва (7), разрешение конфликта меток по локальной стоимости (11) и контроль непосредственного графового контакта желудочков (13)–(15) заменяют отбор наибольшей компоненты и морфологическое замыкание правилами, согласованными с тем же описанием КТ-объёма, на котором построена сегментация. Итоговые маски удовлетворяют структурным ограничениям по построению, сохраняют исходную физическую геометрию и воспроизводятся при повторном запуске. Предложенная схема не связана со спецификой сегментации сердца: она применима всюду, где дискретный результат работы численного метода требуется привести к форме, удовлетворяющей структурным ограничениям, и где такое приведение можно выполнять по тем же величинам, которые сформировали сам результат, а не по геометрии полученного ответа.

Список литературы:

1. Lang R. M., Badano L. P., Mor-Avi V. et al. Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging // Journal of the American Society of Echocardiography. – 2015. – Vol. 28, no. 1. – P. 1–39. – DOI: 10.1016/j.echo.2014.10.003.
2. Ho S. Y., Nihoyannopoulos P. Anatomy, Echocardiography, and Normal Right Ventricular Dimensions // Heart. – 2006. – Vol. 92, suppl. 1. – P. i2–i13. – DOI: 10.1136/hrt.2005.077875.
3. Petitjean C., Zuluaga M. A., Bai W. et al. Right Ventricle Segmentation from Cardiac MRI: A Collation Study // Medical Image Analysis. – 2015. – Vol. 19, no. 1. – P. 187–202. – DOI: 10.1016/j.media.2014.10.004.
4. Isensee F., Jaeger P. F., Kohl S. A. A. et al. nnU-Net: A Self-Configuring Method for Deep Learning-Based Biomedical Image Segmentation // Nature Methods. – 2021. – Vol. 18, no. 2. – P. 203–211. – DOI: 10.1038/s41592-020-01008-z.

5. Wasserthal J., Breit H.-C., Meyer M. T. et al. TotalSegmentator: Robust Segmentation of 104 Anatomic Structures in CT Images // Radiology: Artificial Intelligence. – 2023. – Vol. 5, no. 5. – Art. e230024. – DOI: 10.1148/ryai.230024.
6. Serra J. Image Analysis and Mathematical Morphology. – London : Academic Press, 1982. – 610 p.
7. Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital Image Processing. 4th ed. – New York : Pearson, 2018. – 1022 p.
8. Пытьев Ю. П., Чуличков А. И. Методы морфологического анализа изображений. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2010. – 336 с.
9. Diestel R. Graph Theory. 5th ed. – Berlin : Springer, 2017. – 428 p. – DOI: 10.1007/978-3-662-53622-3.
10. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2026681776 Российская Федерация. Программа формирования воксельного графа соседства и класс-ориентированных весов рёбер для сегментации желудочков сердца : заявл. 09.07.2026 : опубл. 16.07.2026 / П. А. Пылов. – EDN IGHKVD.
11. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2026681568 Российская Федерация. Программа для сегментации желудочков сердца на КТ-изображениях с использованием метода операторно-графовой релаксации : заявл. 08.07.2026 : опубл. 15.07.2026 / П. А. Пылов. – EDN DIGUFA.
12. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2026681866 Российская Федерация. Программный комплекс автоматической сегментации, морфометрического и морфофункционального анализа желудочков сердца по данным КТ-исследований на основе операторно-графовой модели и численного релаксационного метода : заявл. 08.07.2026 : опубл. 16.07.2026 / П. А. Пылов. – EDN NIOPJW.
13. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2026681777 Российская Федерация. Программа автоматической верификации и контроля воспроизводимости результатов сегментации структур сердца : заявл. 09.07.2026 : опубл. 16.07.2026 / П. А. Пылов. – EDN ECRLAA.
14. Taha A. A., Hanbury A. Metrics for Evaluating 3D Medical Image Segmentation: Analysis, Selection, and Tool // BMC Medical Imaging. – 2015. – Vol. 15. – Art. 29. – DOI: 10.1186/s12880-015-0068-x.
15. Maier-Hein L., Reinke A., Godau P. et al. Metrics Reloaded: Recommendations for Image Analysis Validation // Nature Methods. – 2024. – Vol. 21, no. 2. – P. 195–212. – DOI: 10.1038/s41592-023-02151-z.
16. Van der Walt S., Schönberger J. L., Nunez-Iglesias J. et al. scikit-image: Image Processing in Python // PeerJ. – 2014. – Vol. 2. – Art. e453. – DOI: 10.7717/peerj.453.