АЛГОРИТМ ОБРАТИМОГО СЖАТИЯ СЕРИЙ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ С ВЫБОРОЧНЫМ УСТРАНЕНИЕМ МЕЖКАДРОВОЙ ИЗБЫТОЧНОСТИ

Д. В. Краюшкин

Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики», г. Москва, Российская Федерация

ORCID: https://orcid.org/0009-0004-5474-1397, ✍ *KrayushkinDenV@yandex.ru*

Аннотация: рост числа и разрешающей способности исследований компьютерной томографии увеличивает нагрузку на цифровые архивы медицинских организаций, тогда как обратимое сжатие остается обязательным условием. Схемы обратимого сжатия, допущенные стандартом обмена медицинскими изображениями, являются внутрикадровыми и не используют корреляцию соседних срезов, а известные межкадровые методы принимают решение о способе предсказания для кадра целиком, без учета того, как внутри кадра распределены однородные и контурные области. В работе предложен алгоритм обратимого кодирования серий медицинских изображений, расширяющий стандарт JPEG-LS этапом выборочной межкадровой декорреляции ошибок предсказания. Кадр разбивается на неперекрывающиеся блоки размером восемь на восемь пикселей; блоки, содержащие анатомические границы, выделяются детектором Кэнни, и для каждого из них в опорном (предыдущем) кадре осуществляется поиск пространственно-согласованного блока по критерию нормированной взаимной корреляции. Для таких блоков кодируется разность ошибок предсказания текущего и опорного (предыдущего) блоков, что снижает дисперсию кодируемой величины на входе энтропийного кодера. Экспериментальная проверка на восемнадцати сериях компьютерной томографии общим объемом 6213 кадров дала средний прирост коэффициента сжатия 18,44 % и 22,81 % по сравнению с JPEG-LS и JPEG2000.

Ключевые слова: обратимое сжатие, медицинские изображения, межкадровая избыточность, оценка смещения, компьютерная томография.

Для цитирования: Краюшкин Д. В. Алгоритм обратимого сжатия серий медицинских изображений с выборочным устранением межкадровой избыточности. *Успехи кибернетики.* 2026;7(3):86–91.

Поступила в редакцию: 07.08.2026. *В окончательном варианте: 11.09.2026.*

LOSSLESS COMPRESSION ALGORITHM FOR MEDICAL IMAGE SEQUENCES WITH SELECTIVE INTER-FRAME REDUNDANCY REDUCTION

D. V. Krayushkin

National Research University Higher School of Economics, Moscow, Russian Federation

ORCID: https://orcid.org/0009-0004-5474-1397, ✍ *KrayushkinDenV@yandex.ru*

Abstract: the increasing number and resolution of computed tomography examinations place a growing burden on medical image archives, while lossless compression is required for diagnostic images. The lossless compression schemes specified by the medical image interchange standard are intra-frame and do not exploit correlations between adjacent slices. Existing inter-frame methods, in turn, typically select a prediction mode for an entire frame and therefore do not account for the distribution of homogeneous and edge regions within the frame. We developed a lossless coding algorithm for medical image series that extends JPEG-LS with selective inter-frame decorrelation of prediction errors. We partitioned each frame into non-overlapping 8×8-pixel blocks and identified blocks containing anatomical boundaries using the Canny edge detector. For each selected block, we searched the preceding frame for a spatially corresponding block using normalized cross-correlation. We then encoded the difference between the prediction errors of the current and reference blocks, thereby reducing the variance of the values supplied to the entropy coder. Experiments on 18 computed tomography series comprising 6,213 frames showed mean compression-ratio gains of 18.44% over JPEG-LS and 22.81% over JPEG2000.

Keywords: lossless compression, medical images, inter-frame redundancy, displacement estimation, MRI.

Cite this article: Krayushkin D. V. Lossless Compression Algorithm for Medical Image Sequences with Selective Inter-Frame Redundancy Reduction. *Russian Journal of Cybernetics.* 2026;7(3):86–91.

Original article submitted: 07.08.2026. *Revision submitted: 11.09.2026.*

Введение

В распределенной архитектуре PACS/РИС исследования сначала накапливаются в локальных архивах лечебно-профилактических учреждений и лишь затем передаются на центральный сервер, поэтому емкость архивов и пропускная способность каналов связи становятся определяющими ограничениями [1]. Сжатие медицинских изображений при этом должно быть обратимым (без потерь): потеря диагностически значимой информации недопустима.

Стандарт JPEG-LS (ISO/IEC 14495-1 [2]) допущен DICOM [3] в качестве обратимой схемы наряду с JPEG, RLE, JPEG 2000, High-Throughput JPEG 2000 и JPEG XL. В его основе лежит алгоритм LOCO-I: предсказание медианным детектором границ (Median Edge Detector, MED), контекстное моделирование по градиентам соседних пикселей и кодирование ошибок предсказания кодами Голомба–Райса [4]. В гладких областях дисперсия ошибки предсказания остается низкой, а вблизи границ и текстурных переходов существенно возрастает [5]. Все эти схемы внутрикадровые и не используют корреляцию соседних снимков, высокий уровень которой в некоторых типовых исследованиях отмечен в обзоре [6].

Эталоном схем с предсказанием принято считать кодек CALIC [7]. Трехмерный метод на основе предикторов минимальной скорости превосходит JPEG-LS, JPEG 2000, CALIC и HEVC более чем на 15 % и 12 % для 8- и 16-битных данных соответственно [8]. Переключение между внутри- и межкадровым предсказанием по степени корреляции соседних срезов реализовано в работах [9] и [10], а Гильмутдинов М. Р. и Веселов А. И. кодируют расхождение текущего и опорного кадров с переназначением опорного кадра при значительном отличии [11]. Во всех этих схемах решение о межкадровой обработке принимается для кадра целиком, без учета того, как внутри него распределены однородные и контурные области, а блочная оценка смещения, лежащая в основе видеокодирования, при обратимом сжатии медицинских серий практически не применяется. Между тем наибольший выигрыш межкадровое снижение избыточности дает именно в областях с выраженными границами.

В настоящей работе предложен согласованный со стандартом JPEG-LS алгоритм ESIC (Edge-Selective Interframe Coding, контурно-селективное межкадровое кодирование). Контурные блоки текущего кадра выделяются детектором Кэнни, для каждого из них в опорном кадре по критерию нормированной взаимной корреляции (Normalized Cross-Correlation, NCC) находится пространственно-согласованный блок, и вместо внутрикадровой ошибки предсказания кодируется разность ошибок предсказания этих блоков. Энтропийное кодирование и контекстная модель стандарта не изменяются.

Алгоритм межкадрового обратимого кодирования

Пусть кадр I — матрица размером $H \times W$ значений интенсивности пикселей с координатами (x, y), а $I_{\text{тек}}$ и $I_{\text{оп}}$ — текущий и опорный (предыдущий) кадры серии. Алгоритм ESIC состоит из десяти шагов.

Шаг 1. Выделение контуров. К текущему кадру применяется детектор границ Кэнни [12], формирующий бинарную маску E: контурным пикселям соответствует $E(x, y) = 1$. Маска выделяет границы анатомических структур, где ошибка предсказания MED наибольшая.

Шаг 2. Разбиение на блоки. Кадр разбивается на неперекрывающиеся блоки размером $m \times m$ ($m = 8$); множество координат пикселей блока с номером n обозначим Ω_n, $n = 1, \ldots, N_{\text{бл}}$.

Шаг 3. Классификация блоков. Блок считается контурным, если содержит хотя бы один контурный пиксель:

$$\delta_{\text{бл}}(n) = \begin{cases} 1, & \text{если } \exists\,(x,y) \in \Omega_n : \; E(x,y) = 1, \\ 0, & \text{иначе.} \end{cases} \tag{1}$$

Контурные блоки кодируются в межкадровом режиме, однородные ($\delta_{\text{бл}}(n) = 0$) — во внутрикадровом; значения $\delta_{\text{бл}}(n)$ образуют карту режимов K.

Шаг 4. Оценка смещения. Для каждого контурного блока перебираются все позиции блока-кандидата в окне поиска $w \times w$ ($w = 16$) опорного кадра с центром в положении блока, и для каждого смещения $u = (dx, dy)$ вычисляется коэффициент нормированной взаимной корреляции с вычитанием среднего:

$$\rho(u) = \frac{\sum\limits_{(x,y)\in B} \big[I_{\text{тек}}(x,y) - \overline{I}_{\text{тек}}\big]\big[I_{\text{оп}}(x+dx,y+dy) - \overline{I}_{\text{оп}}(u)\big]}{\sqrt{\sum\limits_{(x,y)\in B} \big[I_{\text{тек}}(x,y) - \overline{I}_{\text{тек}}\big]^2}\sqrt{\sum\limits_{(x,y)\in B} \big[I_{\text{оп}}(x+dx,y+dy) - \overline{I}_{\text{оп}}(u)\big]^2}}, \tag{2}$$

где $\overline{I}_{\text{тек}}$, $\overline{I}_{\text{оп}}(u)$ — средние значения интенсивности блоков, B — множество координат пикселей блока. Пространственно-согласованным считается блок-кандидат с наибольшим значением $\rho(u)$:

$$u^* = (dx,dy) = \arg\max_u \rho(u), \tag{3}$$

причем $|dx|, |dy| \le (w-m)/2 = 4$. Значение $\rho(u)$ не меняется при линейном изменении интенсивности и контраста, которое возможно между соседними срезами КТ. Векторы смещения контурных блоков образуют карту M.

Шаг 5. Внутрикадровое предсказание. Для каждого пикселя по левому a, верхнему b и верхне-левому c соседям вычисляются предсказанное значение и ошибка предсказания:

$$P(x,y) = \text{MED}(a,b,c), \tag{4}$$

$$e(x,y) = I(x,y) - P(x,y). \tag{5}$$

Верхне-правый сосед d в предсказании не участвует и используется при вычислении градиентов контекстной модели.

Шаг 6. Режим серий выполняется согласно ISO/IEC 14495-1 без изменения алгоритма, но только в однородных блоках; в контурных блоках все пиксели кодируются в регулярном режиме.

Шаг 7. Межкадровая разность ошибок. Для пикселей контурного блока тем же предсказателем MED вычисляется ошибка предсказания $e_{\text{оп}}$ пространственно-согласованного пикселя опорного кадра и межкадровая разность

$$d_e(x,y) = e_{\text{тек}}(x,y) - e_{\text{оп}}(x+dx,y+dy). \tag{6}$$

Для пространственно-согласованных блоков $e_{\text{тек}} \approx e_{\text{оп}}$, поэтому распределение d_e сосредоточено вблизи нуля и имеет меньшую дисперсию, чем $e_{\text{тек}}$.

Шаг 8. Энтропийное кодирование остатков кодом Голомба–Райса и обновление контекстной статистики выполняются согласно ISO/IEC 14495-1 без изменения алгоритма. Выбор параметра кода k и обновление накопителей $A(q), B(q), N(q)$ контекста q при этом выполняются над фактически закодированной величиной

$$e(x,y) = \begin{cases} d_e(x,y), & \text{если } \delta_{\text{бл}}\big(n(x,y)\big) = 1, \\ e_{\text{тек}}(x,y), & \text{иначе,} \end{cases} \tag{7}$$

где $n(x,y)$ — номер блока, содержащего пиксель (x,y). Контекстная статистика накапливается по реальному распределению кодируемой величины, а кодер и декодер обновляют контекст синхронно одной и той же величиной, что сохраняет обратимость. Результат шага — поток остатков B_e.

Шаг 9. Кодирование карты смещений. Карта M кодируется двумя частями: битовой картой режимов K (один бит на блок) и составляющими dx, dy только для контурных блоков, которые отображаются на неотрицательные индексы и кодируются кодом Голомба–Райса с отдельным параметром k для каждой составляющей. Результат шага — поток B_M.

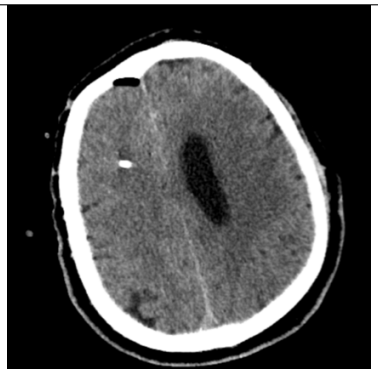
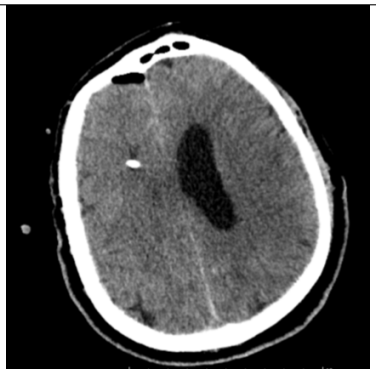
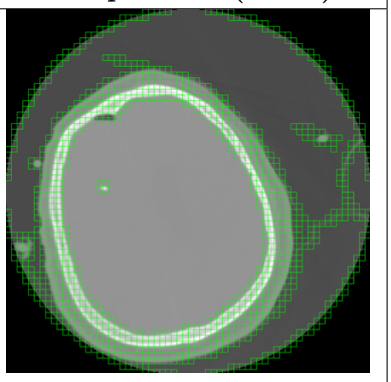
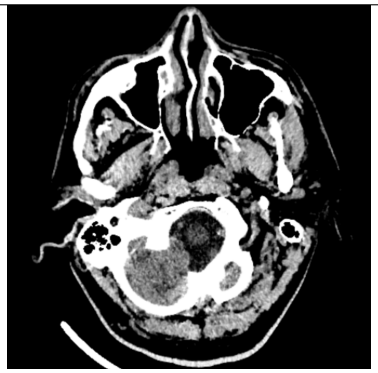
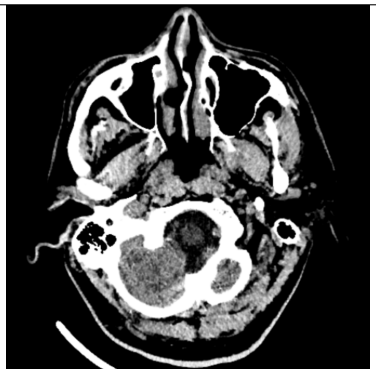
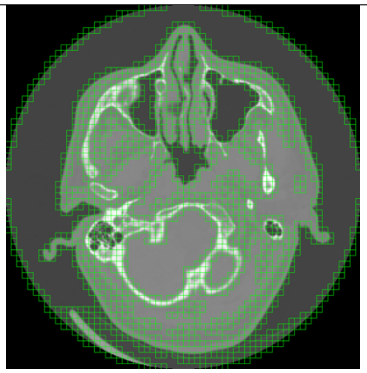
Шаг 10. Выходной поток $B = B_M + B_e$. Декодер сначала восстанавливает K и M, что определяет для каждого пикселя, закодирована величина d_e или $e_{\text{тек}}$, затем выполняет симметричную кодированию процедуру: к декодированной разности d_e прибавляется ошибка $e_{\text{оп}}$, вычисленная по восстановленному опорному кадру, и кадр восстанавливается побитово.

Применение алгоритма

В таблице 1 для двух пар соседних кадров КТ отмечены блоки, которые алгоритм отобрал для межкадрового кодирования.

Таблица 1

Кадры КТ и блоки, отобранные для межкадрового кодирования

	Текущий кадр	**Опорный кадр**	**Области для сжатия предложенным алгоритмом (ESIC)**
КТ1			
КТ2			

Выборка включает 7 исследований головы и шеи, выполненных на сканерах различных производителей, — 18 серий и 6213 кадров. В нее вошли мягкотканые (Head), костные (Bone, Spine) и контраст-усиленные (CE) серии, включая КТ-ангиографию (CTA 0.5 CE), а также серии с межкадровым расстоянием 5–8 мм; обозначения взяты из метаданных DICOM. Для всех кадров подтверждено побитовое совпадение восстановленного изображения с исходным. Результаты приведены в таблице 2.

Обсуждение результатов

В среднем по 18 сериям предложенный алгоритм увеличил коэффициент сжатия на 18,44 % относительно JPEG-LS и на 22,81 % относительно JPEG2000; по отдельным сериям выигрыш относительно JPEG-LS составил от +5,06 до +28,39 %. Наибольший прирост дали контраст-усиленные серии: +24,01 % и +27,04 % соответственно, в них за счет введенного контраста, помимо костных структур, выражены контуры сосудов и внутренних органов, где алгоритм и устраняет межкадровую избыточность. Для мягкотканых серий прирост составил +19,61 % и +25,47 %, для костных — +8,84 % и +11,52 %; на костных сериях черепа он минимален (+6,83 % относительно JPEG-LS), а JPEG2000 на них не уступает JPEG-LS. У мягкотканых серий без контраста выявлено снижение выигрыша относительно JPEG-LS с ростом толщины среза, в том числе в пределах одного исследования: +27,05 % при 0,5 мм, +18,55 % при 1,0 мм и +10,40 % при 5,0 мм; контраст-усиленные серии толщиной 8,0 мм при этом дают около +25 %.

Заключение

Предложен алгоритм ESIC, расширяющий JPEG-LS выборочным устранением межкадровой избыточности: для контурных блоков кодируется разность ошибок предсказания текущего блока и пространственно-согласованного блока опорного кадра, найденного по критерию NCC, а

Таблица 2

Результаты сжатия КТ-исследований

№	Описание серии	Срез, мм	Кадров	JPEG-LS (JLS)	JPEG2000 (J2K)	Предложенный подход (ESIC)	Выигрыш ESIC/JLS, %	Выигрыш ESIC/J2K, %
1	Head	1,0	282	2,42	2,41	2,88	+18,87	+19,50
	Bone	1,0	282	2,06	2,06	2,16	+5,06	+4,70
2	Head	1,0	326	2,41	2,36	2,85	+18,23	+20,82
	Bone	1,0	326	1,98	2,01	2,09	+5,80	+4,12
3	CTA CE	0,5	1171	2,17	1,96	2,58	+19,17	+31,43
4	Spine	0,5	741	2,21	1,98	2,54	+14,86	+28,42
5	Head	0,5	438	2,46	2,29	3,06	+24,71	+33,79
	Bone	0,5	584	1,98	1,99	2,17	+9,64	+8,84
6	Head	5,0	31	2,55	2,36	2,82	+10,57	+19,68
	Head CE	8,0	26	2,19	2,15	2,73	+24,90	+26,63
	Head CE	8,0	26	2,20	2,21	2,75	+25,00	+24,92
	Head CE	8,0	26	2,22	2,22	2,78	+25,59	+25,41
	Head CE	8,0	26	2,23	2,21	2,80	+25,37	+26,81
	Head	0,5	601	2,31	2,31	2,95	+27,46	+27,59
7	Head	5,0	33	2,50	2,27	2,77	+10,03	+21,95
	Head	5,0	32	2,46	2,23	2,73	+10,61	+22,21
	Head	0,5	641	2,29	2,23	2,92	+27,63	+31,15
	Head	0,5	621	2,26	2,19	2,90	+28,39	+32,57
ИТОГО	**18 серий, 7 исследований**	—	**6213**	**2,27**	**2,19**	**2,69**	**+18,44**	**+22,81**

контекстная модель и энтропийное кодирование стандарта не изменяются. На 18 сериях КТ (6213 кадров) средний коэффициент сжатия составил 2,69 против 2,27 у JPEG-LS и 2,19 у JPEG2000 (+18,44 % и +22,81 %), выигрыш получен во всех сериях. Наибольший прирост дали контраст-усиленные и мягкотканые серии, наименьший — костные.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гаврилов А. В., Краюшкин Д. В., Куликов И. В., Соломинов М. В., Чеповский А. М. Современные подходы к сопровождению медицинских информационных систем при внедрении новых технологий. *Вопросы кибербезопасности.* 2025;2:41–51. DOI: 10.21681/2311-3456-2025-2-41-51.
2. *Information Technology — Lossless and Near-Lossless Compression of Continuous-Tone Still Images: Baseline.* ISO/IEC 14495-1:1999. Geneva: ISO; 1999.
3. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). PS3.5: Data Structures and Encoding.* Rosslyn: NEMA; 2026.
4. Weinberger M. J., Seroussi G., Sapiro G. The LOCO-I Lossless Image Compression Algorithm: Principles and Standardization into JPEG-LS. *IEEE Transactions on Image Processing.* 2000;9(8):1309–1324. DOI: 10.1109/83.855427.
5. Краюшкин Д. В. Снижение межкадровой избыточности КТ-изображений. *Международная конференция «Математические идеи академика П. Л. Чебышёва, их приложения в естественных науках и технологиях искусственного интеллекта» (Обнинск, 14–16 мая 2026 г.): сборник тезисов научной конференции.* М.: НИЯУ МИФИ; 2026. С. 144–146.
6. Гаврилов А. В., Краюшкин Д. В., Чеповский А. М. Проблемы методов сжатия медицинских изображений. *Вестник Новосибирского государственного университета. Серия: Информационные технологии.* 2025;23(4):23–43. DOI: 10.25205/1818-7900-2025-23-4-23-43.

7. Wu X., Memon N. Context-Based, Adaptive, Lossless Image Coding. *IEEE Transactions on Communications*. 1997;45(4):437–444. DOI: 10.1109/26.585919.
8. Lucas L. F. R., Rodrigues N. M. M., da Silva Cruz L. A., de Faria S. M. M. Lossless Compression of Medical Images Using 3-D Predictors. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2017;36(11):2250–2260. DOI: 10.1109/TMI.2017.2714640.
9. Miaou S.-G., Ke F.-S., Chen S.-C. A Lossless Compression Method for Medical Image Sequences Using JPEG-LS and Interframe Coding. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2009;13(5):818–821. DOI: 10.1109/TITB.2009.2022971.
10. Sharma U., Sood M., Puthooran E. Volumetric Medical Image Compression Using Inter-Slice Correlation Switched Prediction Approach. *International Journal of Imaging Systems and Technology*. 2020;30(4):1120–1138. DOI: 10.1002/ima.22425.
11. Гильмутдинов М. Р., Веселов А. И. Способ устранения межкадровой избыточности при сжатии медицинских 3D-изображений. *Сборник докладов 18-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение — DSPA-2016»*. М., 2016. С. 832–838.
12. Canny J. A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1986;8(6):679–698. DOI: 10.1109/TPAMI.1986.4767851.