

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ АЛГОРИТМОВ ВСТРАИВАНИЯ ОБРАТИМЫХ ВОДЯНЫХ ЗНАКОВ ДЛЯ ЗАЩИТЫ ЭЭГ-СИГНАЛОВ

И.И. Чумаков¹, В.А. Федосеев¹

¹Самарский университет, г. Самара
e-mail: global0908@mail.ru, vicanfed@gmail.com

Аннотация

В работе исследуются методы встраивания обратимых цифровых водяных знаков в сигналы электроэнцефалографии для обеспечения их целостности и проверки подлинности. Рассмотрены алгоритмы RCM-DE, LSB, ITB, PEE, LCB и LCBP. Выполнен сравнительный анализ по метрикам PSNR и BPS на коллекции из 457 записей формата EDF+.

Ключевые слова: электроэнцефалография, цифровой водяной знак, обратимое встраивание, защита медицинских данных, PSNR, BPS.

Введение

В век цифровизации значительную роль в реализации медицинских услуг стали играть системы передачи информации. Такие системы должны содержать механизмы безопасности для защиты персональных данных и для противодействия попыткам подделки показаний [1]. Данная работа посвящена решению второй задачи в контексте данных функциональной диагностики, а именно электроэнцефалографии (ЭЭГ).

Для проверки целостности и подлинности данных ЭЭГ подходящим инструментом наряду с цифровой подписью является встраивание защитной информации непосредственно в сами данные. Такая информация называется цифровым водяным знаком (ЦВЗ).

Большинство существующих алгоритмов встраивания ЦВЗ изначально разработаны для защиты изображений и не адаптированы для сигналов ЭЭГ, которые имеют иную физическую природу, а также отличаются по статистическим и структурным характеристикам от цифровых изображений. Поэтому задача адаптации, проверки эффективности, а также модификации существующих алгоритмов встраивания ЦВЗ для данных ЭЭГ является актуальной.

1. Исследуемые алгоритмы

По причине значимости диагностических данных приоритетом при их защите должны являться обратимые алгоритмы встраивания ЦВЗ, позволяющие после проверки подлинности восстановить исходный сигнал [2-4]. Далее рассмотрим несколько таких алгоритмов, ранее исследовавшихся для других типов данных и отобранных для решения задач настоящего исследования.

1. RCM-DE (Reversible Contrast Mapping Difference Expansion) [2]. Работает с парами соседних отсчётов. В разность между преобразованными значениями пары

встраивается бит ЦВЗ путём изменения остатка от деления разности на модуль $2^k + 1$, где k – параметр. Пары, выходящие за допустимый диапазон, пропускаются.

2. ITB (Integer Transform-Based) [3]. Оперирует последовательностями отсчётов длины. Встраивание выполняется в два этапа: сначала каждый отсчёт фрагмента сигнала преобразуется по формуле $x' = 2x - \lfloor \text{mean}(x) \rfloor$, затем в каждый отсчёт (кроме первого, зарезервированного под бит чётности) добавляется бит водяного знака.

3. PEE (Prediction Error Expansion) [4]. Для каждого отсчёта вычисляется предсказанное значение $\hat{x}$, затем бит ЦВЗ встраивается в ошибку предсказания $e = x - \hat{x}$ путём её удвоения и добавления бита. Качество алгоритма напрямую зависит от точности предсказателя.

4. ДСИ . ДСИЗ (ДЫИ Сщъзкуышщт-Ифыув . с предсказанием)ю LCB сжимает наименее значимые биты отсчётов сигнала кодером Хаффмана [5] и записывает вместо них полученный архив, а освободившееся место используется для встраивания ЦВЗ. LCBP отличается введением процедуры предсказания: сжимается не вектор значений младших битов, а вектор ошибок их предсказания, что может улучшить сжатие.

В дополнение к этим четырём алгоритмам также был рассмотрен алгоритм LSB (Least Significant Bit), не являющийся обратимым. Однако на практике потеря в 1-2 бита может оказаться некритичной, поэтому имеет смысл сопоставить показатели данного алгоритма с показателями обратимых алгоритмов. В LSB встраивание осуществляется заменой заданных битов сигнала битами ЦВЗ.

2. Тестовые данные ЭЭГ

В исследованиях использована коллекция "EEG Motor Movement/Imagery Dataset" из открытой базы данных PhysioNet [6], созданная с помощью системы BCI2000. Записи представлены в формате EDF+ – наиболее распространённом стандарте для обмена многоканальными данными ЭЭГ. Данные хранятся в виде 16-битных целых чисел с фактическим диапазоном ± 8092 (эффективное разрешение – 14 бит). Количество каналов в каждой записи – 64, частота дискретизации – 160 Гц.

Для исследования были выбраны случайные 457 записей, в каждой из которых рассматривались 20 каналов, выбранных в соответствии с системой 10-20.

3. Оцениваемые показатели

Степень искажения исходного сигнала в результате встраивания ЦВЗ оценивается показателем PSNR (peak signal-to-noise ratio). Поскольку в исследовании рассматриваются в основном обратимые методы, PSNR рассчитывается отдельно для сигнала с ЦВЗ и для восстановленного сигнала, из которого удалён ЦВЗ. Большей значимостью обладает второй показатель, при этом желательно, чтобы первый показатель был не слишком низким.

Объём встраиваемой защитной информации характеризуется показателем BPS (bits per sample) – отношением объёма ЦВЗ в битах к длине сигнала в отсчётах.

Следует отметить, что выбранные обратимые методы встраивания ЦВЗ и схема проведения эксперимента повторяет исследование [7], выполненное для данных ЭКГ.

4. Результаты экспериментов

В таблице 1 для различных алгоритмов и их параметров представлены сводные результаты, полученные на выбранном наборе данных: средние значения BPS, а также PSNR до и после удаления ЦВЗ.

Как видно из представленных результатов, для всех обратимых методов восстановление исходного сигнала является безошибочным ($PSNR = \infty$). Для алгоритма LSB оба значения PSNR идентичны ввиду отсутствия возможности восстановления исходного сигнала, при этом PSNR падает при увеличении числа заменяемых бит в каждом отсчёте (с 66 дБ до 47 дБ при увеличении BPS с 1 до 4). Таблица показывает, что ни один из обратимых методов не достигает показателей PSNR (без учёта последующего восстановления) и BPS, сопоставимых с алгоритмом BPS. Однако если считать обязательным требование обратимости ЦВЗ, то предпочтительным вариантом для $BPS \approx 1$ является алгоритм РЕЕ (наилучший выбор параметров – предсказание по 1 соседу слева и справа). Если необходимо добиться большего значения BPS , то уместно обратиться к RCM при $k \geq 4$.

Что касается LCB и LCBP, данные алгоритмы оказались несовместимыми с исследуемыми ЭЭГ-данными. Анализ показал, что энтропия первого и второго по значимости битов составляет 1.0 в 100% каналов, то есть биты распределены равномерно и не поддаются сжатию кодом Хаффмана. В результате из восьми конфигураций LCB лишь две дали ненулевой BPS, и то лишь в 0.2% случаев. Все конфигурации LCBP с предсказанием по ближайшим соседям не позволили встроить и успешно извлечь ЦВЗ. С другой стороны, данный результат показывает незначимость как минимум 1-2 битов в рассматриваемом наборе данных, что подтверждает допустимость использования необратимых методов встраивания ЦВЗ, таких как LSB. Кроме того, это может дать основание изменить параметры встраивания для обратимых методов в дальнейших исследованиях, внося более существенные отклонения в исходный сигнал.

Таблица 1 – Сравнительные показатели BPS и PSNR для различных алгоритмов

Алгоритм	Параметры алгоритма	BPS (среднее)	PSNR (среднее), дБ	PSNR (среднее) после удаления ЦВЗ, дБ
RCM	$k = 1$	0,500	38,04	∞
RCM	$k = 4$	2,000	19,99	∞
ITB	-	0,9999	30,13	∞
РЕЕ	Предсказание по 1 соседу слева и справа	0,9999	39,07	∞
РЕЕ	Предсказание по 2 соседям слева и справа	0,9998	38,79	∞
LSB	Замена 1 бита	1,000	66,47	66.47
LSB	Замена 2 бит	2,000	59,46	59.46
LSB	Замена 4 бит	4,000	47,14	47.14

Заключение

В исследовании проведена адаптация и сравнительный анализ алгоритмов встраивания обратимых ЦВЗ применительно к сигналам ЭЭГ формата EDF+. Исследования показали, что алгоритм RCM обеспечивает управляемый компромисс между $PSNR$ и BPS . Алгоритм РЕЕ обеспечивает довольно высокий показатель $PSNR \approx 39$ дБ при $BPS \approx 1$. Алгоритм ITB уступает ему по $PSNR$ при идентичном объёме встраивания. Алгоритмы LCB и LCBP оказались неприменимы к рассматриваемому набору данных ЭЭГ ввиду высокой энтропии младших битов сигнала.

При этом показано, что при допустимости замены 1-4 бит сигнала необратимым ЦВЗ для защиты ЭЭГ может с успехом применяться алгоритм LSB, который демонстрирует наилучшие значения *PSNR* и *BPS*, но не позволяет восстановить исходный сигнал.

Благодарности

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда №22-71-10097-П, <https://rscf.ru/project/22-71-10097-П/>.

Список использованных источников

1. Review of Image Watermarking Applications in Healthcare / G. Coatrieux, L. Lecornu, B. Sankur, Ch. Roux // 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – 2006. – P. 4691–4694.
2. Coltuc, D. Very Fast Watermarking by Reversible Contrast Mapping / D. Coltuc, J.-M. Chassery // IEEE Signal Processing Letters. – 2007. – V. 14, № 4. – P. 255–258.
3. Meng, L. An adaptive reversible watermarking in IWT domain / L. Meng, L. Liu, G. Tian, X. Wang // Multimedia Tools and Applications. – 2021. – V. 80, № 1. – P. 711–735.
4. Bhalerao, S. Reversible ECG Watermarking for Ownership Detection, Tamper Localization, and Recovery / S. Bhalerao, I. A. Ansari, A. Kumar // Circuits, Systems, and Signal Processing. – 2022. – V. 41, № 9. – P. 5134–5159.
5. Huffman, D. A Method for the Construction of Minimum-Redundancy Codes / D. Huffman // Proceedings of the IRE. – 1952. – V. 40, № 9. – P. 1098–1101.
6. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals / A. L. Goldberger [et al.] // Circulation. – 2000. – V. 101, № 23.
7. Andreev, P. Reversible Watermarking for Electrocardiogram Protection / P. Andreev, A. Denisova, V. Fedoseev // Sensors. – 2025. – V. 25, № 7. – P. 2185.

COMPARISON OF FRAGILE REVERSIBLE WATERMARKING ALGORITHMS FOR EEG SIGNAL PROTECTION

I.I. Chumakov¹, V.A. Fedoseev¹

¹*Samara University, Samara*

e-mail: global0908@mail.ru, vicanfed@gmail.com

Abstract

This paper investigates reversible digital watermarking methods for EEG signals to ensure their integrity and authenticity. Algorithms RCM-DE, LSB, ITB, PEE, LCB, and LCBP are evaluated using PSNR and BPS metrics on a dataset of 457 EDF+ recordings.

Keywords: EEG, digital watermarking, reversible watermarking, medical data protection, PSNR, BPS.