

Kogan Michail Iosifovich

Rostov State Medical University.

E-mail: dept_kogan@mail.ru.

29, Natchievansky, Rostov-on-Don, 344022, Russia, Phone: (863)2637560.

Chef. Faculty of Urology, professor, Doct. Med. Sc.

Загускин Сергей Львович

Научно-исследовательский институт физики Южного федерального университета.

E-mail: zag@ip.rsu.ru.

344022, Ростов-на-Дону, а/я 3408, тел.: (918)5144967.

Зав. лаб. биофизики и хронобиологии, академик МАЭН, д.б.н.

Zaguskin Sergey Lvovich

Southern Federal University, Physics Research Institute.

E-mail: zag@ip.rsu.ru.

P.B. 3408, Rostov-on-Don, 344022, Russia, Phone (918)5144967.

Chef. lab. biophysics and chronobiology, academician IAES, Dr. Sci. Biol.

Белюсов Игорь Иванович

Ростовский государственный медицинский университет Росздрава.

E-mail: dept_kogan@mail.ru.

344022, Ростов-на-Дону, пер. Нахичеванский, 29, тел.: (863)2637560.

Кафедра урологии, ассистент.

Belousov Igor Ivanovich

Rostov State Medical University.

E-mail: dept_kogan@mail.ru.

29, Natchievansky, Rostov-on-Don, 344022, Russia, Phone: (863)2637560.

Faculty of Urology, assistent.

УДК 615.471:616-073.97:616.12

А.С. Шульга, П.П. Кравченко

**МЕТОД КОМПРЕССИИ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ,
ЭФФЕКТИВНЫЙ ПО УРОВНЮ СЖАТИЯ И ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ
ТРУДОЁМКОСТИ**

Рассмотрен эффективный по уровню сжатия и вычислительной трудоёмкости метод компрессии с гарантированной точностью биомедицинских сигналов на основе адаптивных дельта-преобразований второго порядка.

Алгоритм; адаптация; компрессия; сигнал.

A.S. Shulga, P.P. Kravchenko

**A HIGH PERFORMANCE, HIGH COMPRESSION LEVEL METHOD OF
BIOMEDICAL SIGNALS COMPRESSION**

Described a high performance, high compression level method of biomedical signals compression based on the adaptive second-order delta-modulation.

Algorithm; adaptation; compression; signal.

При создании современных медицинских программно-аппаратных диагностических комплексов [1] необходимо решать задачу эффективного кодирования биомедицинских сигналов для их сохранения во внутренних блоках памяти регистраторов и (или) передачи по каналам связи (предполагается, что используются современные каналы связи, потери данных в которых отсутствуют). Одной из таких задач является компрессия биомедицинских сигналов по мере их поступления (в реальном масштабе времени).

В соответствии с техническими и методическими условиями использования медицинских комплексов, задача компрессии биомедицинских сигналов заключается в реализации алгоритма сжатия регистрируемых многоканальной системой сигналов, характеризуемого низкой вычислительной трудоёмкостью. Искажения, вносимые алгоритмом компрессии в исходные сигналы, не должны превышать заданный порог абсолютной погрешности. Алгоритм декомпрессии должен обладать низкой вычислительной трудоёмкостью, согласующейся с вычислительной трудоёмкостью компонентов системы, выполняющих диагностическую обработку сигнала.

Компрессирование сигнала с гарантированной точностью известными методами [2-7] оказывается недостаточно эффективным либо по уровню сжатия, либо по характеристикам вычислительной трудоёмкости. В данной статье представляется метод, основанный на использовании адаптивного дельта-преобразования второго порядка, сочетающего обеспечение гарантированной точности аппроксимируемого отсчёта с одновременным адаптивным формированием частоты поддискретизации и веса второй производной аппроксимирующей функции на основе анализа потока дельта-бит. В основе преобразования лежит применение нормированного дерева возможных аппроксимирующих траекторий, отличающегося по построению от традиционных методов синтеза аппроксимирующей функции дельта-преобразования второго порядка. Построение дерева позволяет определять траекторию кодирования между отсчётами входного сигнала с априори заданной точностью при сравнительно низкой вычислительной трудоёмкости, а также выполнять адаптацию основных параметров аппроксимирующей функции для каждого аппроксимируемого отсчёта, за счёт чего повышается уровень сжатия нестационарных биомедицинских сигналов.

Теоретические предпосылки решения задачи компрессии заключаются в следующем. В основе дельта-преобразований второго порядка лежит выполняющееся с достаточно малым шагом построение (аппроксимация) для данной непрерывной или дискретной функции некоторой приближённой (аппроксимирующей) функции, у которой производные второго порядка на интервале преобразования одинаковы по модулю и отличаются по знаку. Использование дельта-преобразования позволяет заменить операции, выполняющиеся над многоуровневыми кодами представления ординат функций, более простыми операциями над квантами, которые могут принимать значения, например $+1$ и -1 [5]. Возможность представления сигнала в виде начальных условий и последовательности дельта-бит является основой решения задачи компрессии.

Будем использовать следующие обозначения: индекс $(i + 1)$ соответствует текущему компрессируемому отсчёту (текущему шагу компрессирования); индекс i соответствует предшествующему отсчёту (предшествующему шагу компрессирования). Значение аппроксимирующей функции в i -м отсчёте исходного сигнала, вычисленное на i -м шаге, можно представить в следующем виде:

$$Y_i = Y_{i-1} + \dot{Y}_{i-1} \cdot \nabla t + \frac{a_i \cdot \nabla \tau_i^2}{2} \cdot \sum_{g=1}^{n_i} (2n_i - 2g + 1) \cdot \Delta_{i,g} .$$

В данном выражении $Y_{i-1}, Y_i, \dot{Y}_{i-1}$ – значения амплитуды и первой производной аппроксимирующей функции в точках, расположенных в i -м и $(i-1)$ -м отсчётах времени исходного сигнала соответственно; ∇t – шаг дискретизации исходного сигнала; a_i – вес модуля второй производной аппроксимирующей функции на интервале ∇t i -го шага ($a_i = |\ddot{Y}_i|$); n_i – количество шагов учащения (дополнительной дискретизации, поддискретизации) на интервале ∇t i -го шага (частота поддискретизации определяется в виде произведения частоты дискретизации исходного сигнала и количества шагов учащения); $\nabla \tau_i$ – величина шага учащения на интервале ∇t i -го шага, характеризующая частоту поддискретизации и оцениваемая в соответствии с выражением $\nabla \tau_i = \frac{\nabla t}{n_i}$; $\Delta_{i,k}$ – дельта-бит, принадлежащий группе дельта-бит интервала ∇t i -го шага, $k \in [1, n_i]$.

Определение количества шагов учащения n_{i+1} для $(i+1)$ -го (текущего) шага выполняется посредством изменения значения n_i на основе оценки значимости интенсивности накопления дельта-бит h_i на интервале ∇t i -го шага ($h_i = \sum_{k=1}^{n_i} \Delta_{i,k}$). В случае невысоких требований по обеспечению точности для определения n_{i+1} возможно использование упрощённого алгоритма: количество шагов учащения увеличивается на единицу, если h_i «велико»; не изменяется, если «мало» и уменьшается на единицу, если «несущественно» или равно нулю. При необходимости обеспечения наиболее высоких характеристик по точности изменение количества шагов учащения целесообразно реализовывать в пределах множества $\{0, \pm 1, \pm 2, \pm 3\}$, что подтверждается при проведении экспериментальных исследований. Принципы решения данной задачи по существу соответствуют рассмотренному выше алгоритму.

Определение веса второй производной аппроксимирующей функции a_{i+1} для $(i+1)$ -го шага выполняется посредством обусловленного свойствами аппроксимирующей функции выражения, связывающего a_{i+1} с условием гарантированной точности представления аппроксимируемого отсчёта Err при известных значениях шага ∇t и количества шагов учащения n_{i+1} :

$$a_{i+1} = \frac{n_{i+1}^2 \cdot Err}{\nabla t^2} .$$

Формирование для $(i + 1)$ -го шага оценок количества шагов учащения n_{i+1} и веса второй производной a_{i+1} на основе n_i и потока дельта-бит на интервале ∇t i -го шага обеспечивает адаптацию дельта-преобразования в процессе компрессии и декомпрессии.

Определение траектории аппроксимирующей функции на интервале ∇t $(i + 1)$ -го шага выполняется на основе дерева, образованного из траекторий аппроксимирующей функции на интервале ∇t $(i + 1)$ -го шага при определенных значениях количества шагов учащения n_{i+1} и веса второй производной a_{i+1} и разных сочетаниях в последовательности дельта-бит (рис. 1).

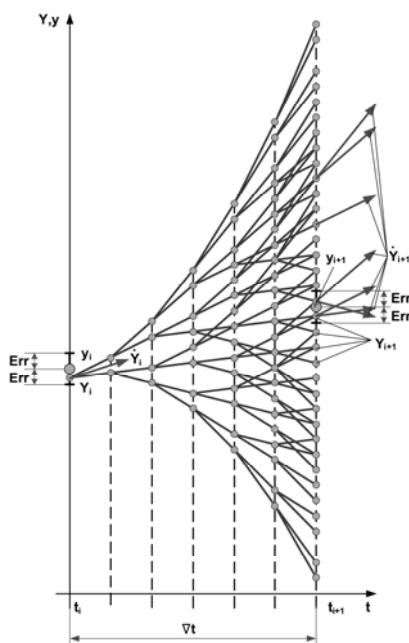


Рис. 1. Дерево траекторий аппроксимирующей функции в интервале ∇t между i -м и $(i + 1)$ -м отсчётами исходного сигнала

В соответствии со свойствами дельта-преобразования, длины отрезков между смежными значениями аппроксимирующей функции в $(i + 1)$ -м (текущем) отсчёте одинаковы, за исключением двух отрезков, длина которых в два раза больше остальных. Согласно сформулированным оценкам n_{i+1} и a_{i+1} , максимальная длина между соседними значениями аппроксимирующей функции составляет Err . Благодаря этому для любого отсчёта исходного сигнала, находящегося в диапазоне между минимальным и максимальным значениями аппроксимирующей функции, может быть определена соответствующая траектория. Сущность данной операции заключается в выборе таких по величине отсчетов Y_{i+1} в рамках размаха дерева, значения которых отстоят от значения отсчета исходного сигнала y_{i+1} на величине

ну, не превышающую Err . Из этих отсчетов Y_{i+1} выбирается тот, производная в котором по величине наиболее близка к приближенно вычисляемой производной отсчета исходного сигнала для t_{i+1} . Группа дельта-бит, описывающая найденную между Y_i и Y_{i+1} траекторию, заносится в код компрессированного сигнала.

Значение аппроксимирующей функции Y_{i+1} и её первой производной \dot{Y}_{i+1} в $(i+1)$ -м отсчёте, необходимые для следующего шага, определяются на основе системы уравнений:

$$\begin{cases} Y_{i+1} = Y_i + \dot{Y}_i \cdot \nabla t + \frac{a_{i+1} \cdot \nabla \tau_{i+1}^2}{2} \cdot \sum_{g=1}^{n_{i+1}} (2n_{i+1} - 2g + 1) \cdot \Delta_{i+1,g}; \\ \dot{Y}_{i+1} = \dot{Y}_i + a_{i+1} \cdot \nabla \tau_{i+1} \cdot \sum_{k=1}^{n_{i+1}} \Delta_{i+1,k}. \end{cases}$$

Экспериментальные исследования представленного метода заключались в получении сравнительной характеристики эффективности предлагаемого и известных алгоритмов компрессии сигналов [2-7]. В качестве исходных данных использовались реальные электроэнцефалографические и электрокардиографические сигналы, взятые из базы примеров ООО «НПКФ Медиком МТД» (общая длительность всех сигналов составляет более 500 часов) и Ганноверской базы примеров ЭКГ-сигналов (общая длительность всех сигналов составляет 4 часа 10 минут). Экспериментальным путём доказано, что отличительными особенностями разработанного метода являются: возможность обеспечения высокого (в сравнении с известными прототипными алгоритмами) уровня компрессии электрокардиографических (\sim в 7÷7,7 раза) и электроэнцефалографических (\sim в 4,5÷6,2 раза) сигналов с гарантированной точностью (1÷5 мкВ, что соответствует 13÷10 двоичным разрядам исходного сигнала, при диапазоне изменения \sim [-4; +4] мВ), низкая вычислительная трудоёмкость алгоритмов компрессии и декомпрессии (в 3÷28 или даже на порядки ниже трудоёмкости некоторых известных прототипных алгоритмов).

Рассмотренный в данной статье метод компрессии биомедицинских сигналов на основе адаптивных дельта-преобразований второго порядка позволяет обеспечивать гарантированную высокую точность компрессирования при сравнительно высокой эффективности по уровню сжатия и вычислительной трудоёмкости. Указанные особенности представляют возможность решать актуальные в современной телемедицине проблемы эффективного хранения и передачи по низкоскоростным каналам связи биомедицинских сигналов, обеспечения одновременной регистрации сигналов в многоканальных системах, повышения частоты дискретизации регистрируемых сигналов, построения мобильных систем дистанционной электрокардиографии и электроэнцефалографии.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Луцев Е.А., Скоморохов А.А. Использование мобильного электроэнцефалограф-регистратора «Энцефалан-РМ» для проведения полисомнографических исследований // Известия ТРТУ. – Таганрог, – 2004. №6(41). – С. 138–140.
2. Федер Е. Фракталы. – М.: Мир, 1991. 254 с.
3. Стил Р. Принципы дельта-модуляции. – М.: Связь, 1979. – 368 с.
4. CCITT G.726. General aspect of digital transmission systems. Terminal equipments. 40, 32, 24, 16 kbit/s adaptive differential pulse code modulation (ADPCM). International Telecommunication Union. Geneva: 1990.

5. *Кравченко П.П.* Основы теории оптимизированных дельта-преобразований второго порядка. Цифровое управление, сжатие, параллельная обработка информации: Монография. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, – 2008. – 192 с.
6. *Казанцев А.П. Сенин А.А.* Метод сжатия электрокардиосигналов для передачи в реальном масштабе времени. // Биомедицинская радиоэлектроника, – 2008. – № 7. – С. 15-21.
7. *Бай К.А.* Разработка алгоритмов компрессии биомедицинских сигналов с использованием дельта-преобразований второго порядка // Автореф. ... канд. дисс. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2003. – 19 с.

Шульга Алексей Степанович

ООО НПКФ «Медиком МТД».

E-mail: ShulgaAlexey@gmail.com.

347913, г. Таганрог, ул. Яблочкина д. 41, кв. 92, тел.: (960)4594593.

Старший инженер-программист.

Shulga Alexey Stepanovich

R&D "Medicom-MTD" Ltd.

E-mail: ShulgaAlexey@gmail.com.

ap. 92, 41, Yablochkina st, Taganrog, 347913, Russia, Phone: (960)4594593.

Senior software engineer.

Кравченко Павел Павлович

Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге.

E-mail: kravch@tsure.ru.

347922, г. Таганрог, Октябрьская площадь, д. 2, кв. 43, тел.: (909)4170139.

Кафедра математического обеспечения и применения ЭВМ, профессор, д.т.н.

Kravchenko Pavel Pavlovich

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”.

E-mail: kravch@tsure.ru.

43, 2, Oktyabrskaya Square, Taganrog, 347922, Russia, Phone: (909)4170139.

Department of Software and the Use of Computers, Professor, Doctor of Eng. Science.

УДК 612.76

Н.Х. Зиннатова**БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ МЕТОД ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ
ПОЗВОНОЧНИКА В НОРМЕ И ПРИ ПАТОЛОГИЯХ**

В статье рассматриваются вопросы разработки методики использования компьютерного моделирования для диагностики состояния позвоночника в норме и при патологиях.

Позвоночник, компьютерное моделирование; метод конечных элементов; биомеханический метод диагностики.

N.H. Zinnatova**BIOMECHANICAL METHOD OF DIAGNOSTICS OF THE CONDITION
OF THE BACKBONE IN NORM AND AT PATHOLOGIES**

In article questions of working out of a technique of use of computer modelling for diagnostics of a condition of a backbone in norm are considered and at pathologies.