

необходимо отнести текущую эпоху.

Для отладки и апробации описанного в настоящей статье алгоритма разработан программный модуль для цифрового электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03», серийно выпускаемого ООО НПКФ «Медиком-МТД» и предназначенного для проведения широкого спектра нейрофизиологических исследований. Модуль реализует представленные в статье этапы автоматического распознавания стадий сна и осуществляет расстановку специальных маркеров на границах стадий сна. Для дальнейшего анализа эффективности работы алгоритма результаты представляются в виде классической гипнограммы (рис. 1). В качестве эталонной статистической информации использовалась база данных клинических полисомнографических исследований с построенными специалистами гипнограммами. Эта же база была использована для исследования работоспособности алгоритма и оценки его точности. В процессе проведения экспериментов было получено порядка 80 % совпадений между экспертными заключениями и результатами работы разработанной программной системы в условиях однородной выборки пациентов.

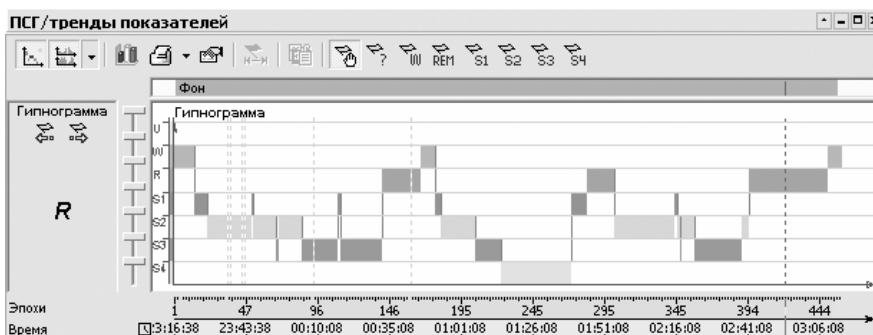


Рис. 1. Пример построенной гипнограмм: U – нераспознанные эпохи; W – бодрствование; R – стадия БДГ; S1 – S4 – стадии I – IV соответственно (На шкале в нижней части окна отображается астрономическое время и номер эпохи)

Данный метод позволяет получить результаты, приемлемые по достоверности для диагностики различных нарушений сна, а также обеспечивает возможность настройки алгоритма под разные возрастные группы, стандарты, требования и пожелания конкретных экспертов. Авторы предполагают, что использование рассмотренных в данной работе результатов позволит решить задачу существенного упрощения и ускорения работы в автоматизированном режиме специалистов, которым регулярно приходится осуществлять визуальную обработку многочасовых записей нейрофизиологических данных для построения гипнограмм.

УДК 615.471:616-073.97:616.12

П.П. Кравченко, А.С. Шульга

О РЕШЕНИИ ЗАДАЧИ КОМПРЕССИИ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ ДЕЛЬТА-ПРЕОБРАЗОВАНИЙ ВТОРОГО ПОРЯДКА С ГАРАНТИРОВАННОЙ ТОЧНОСТЬЮ

Современная медицина невозможна без мощных программно-аппаратных комплексов, осуществляющих диагностику и функциональные исследования состояния человека. Концептуальная схема этих комплексов включает три основных элемента: стационарный или

мобильный регистратор биомедицинских сигналов, компьютер врача и канал передачи данных от регистратора к компьютеру [7]. Критическими параметрами схемы являются пропускная способность канала связи и объём внутренних блоков памяти регистратора. Повышение эффективности указанных характеристик может быть достигнуто путем внедрения программной компрессии регистрируемых биомедицинских сигналов. Данный процесс позволяет снизить нагрузку на канал связи, а также снизить требования к объёму внутренних блоков памяти мобильного регистратора.

В соответствии с техническими и методическими условиями использования медицинских диагностических комплексов, к алгоритму компрессии предъявляется ряд требований:

- точность представления сигнала должна иметь гарантированное (достаточно высокое) значение;
- для обеспечения работы в реальном времени трудоёмкость алгоритма компрессии должна быть низкой;
- трудоёмкость алгоритма декомпрессии должна быть низкой и согласовываться с одновременной диагностической обработкой сигнала.

Известные методы сжатия не могут быть применены для решения поставленной задачи. Методы сжатия без потерь информации не дают высоких показателей компрессии. Среди методов сжатия с потерями можно выделить: частотные [4], фрактальные [8], апертурные [3,5], методы на основе дельта-модуляции первого порядка [6] и оптимизированных дельта-преобразований второго порядка [1], но они не нацелены на решение задачи гарантированной точности. Наиболее близким для решения поставленной задачи является метод компрессии биомедицинских сигналов на основе дельта-преобразований второго порядка с гарантированной точностью, предложенный в работе [2], однако он характеризуется высокой сложностью алгоритмов и трудоёмкостью.

В данной статье представлен метод компрессии биомедицинских сигналов на основе дельта-преобразований второго порядка с гарантированной точностью. Новизна предлагаемого метода заключается в сочетании одновременного формирования частоты поддискретизации и веса второй производной аппроксимирующей функции для интервала между текущим и предыдущим отсчётами исходного сигнала с выполнением условия гарантированной точности аппроксимируемого отсчёта. Адаптация частоты поддискретизации и веса второй производной выполняется на основе потока предшествующих дельта-бит.

Сущность теоретических предпосылок решения данной задачи состоит 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 многоразрядными кодами представления ординат функций, более простыми операциями над квантами, которые могут принимать значения, например +1 и -1 [1]. Возможность представления сигнала в виде начальных условий и последовательности дельта-бит является основой решения задачи компрессии. В работе [2] показано, что для выполнения компрессии с гарантированной точностью необходимо построить аппроксимирующую функцию, проходящую в окрестностях отсчётов исходного сигнала, причём границы окрестностей ограничены условиями гарантированной точности.

Значение аппроксимирующей функции в $(i + 1)$ -ой точке исходного сигнала имеет вид

$$Y_{i+1} = Y_i + \dot{Y}_i \cdot \nabla t + \frac{a \cdot \nabla \tau_{i+1}^2}{2} \cdot \left(2 \cdot \sum_{k=1}^{n_{i+1}-1} \left(\sum_{l=1}^k \Delta_{i+1,l} \right) + \sum_{k=1}^{n_{i+1}} \Delta_{i+1,k} \right), \quad (1)$$

где Y_i, Y_{i+1}, \dot{Y}_i – значения амплитуды и первой производной аппроксимирующей функции в точках, расположенных в i -й и $(i+1)$ -й точках исходного сигнала соответственно; ∇t – шаг дискретизации исходного сигнала; a_{i+1} – вес модуля второй производной аппроксимирующей функции в рассматриваемом интервале; n_{i+1} – количество шагов учащения в рассматриваемом интервале (частота поддискретизации равна отношению частоты дискретизации исходного сигнала к количеству шагов учащения); $\nabla \tau_{i+1} = \frac{\nabla t}{n_{i+1}}$; $\Delta_{i+1,k}$ – дельта-бит, принадлежащий потоку дельта-бит рассматриваемого интервала, $k \in [1, n_{i+1}]$.

Аппроксимирующая функция в интервале между i -й и $(i+1)$ -й точками исходного сигнала с учётом известного количества шагов учащения может принимать несколько значений (рис. 1). Причём длины отрезков между смежными значениями аппроксимирующей функции в $(i+1)$ -й точке исходного сигнала одинаковы, исключение составляют вторые с краю отрезки, длина которых в двое больше остальных.

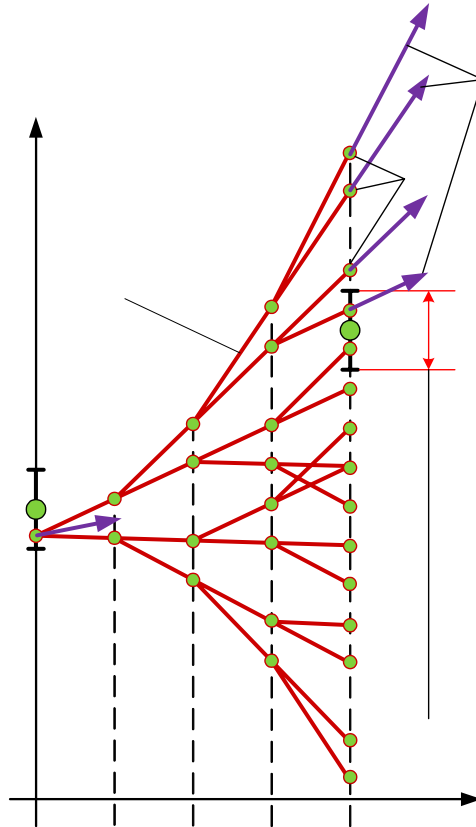


Рис. 1. Варианты значений аппроксимирующей функции в интервале между i -й и $(i+1)$ -й точками исходного сигнала

Если максимальная длина отрезка между соседними значениями аппроксимирующей функции равна значению гарантированной точности, то для любой точки исходного сигнала, находящейся в диапазоне между минимальным и максимальным значениями аппроксимирующей функции, может быть выбрана соответствующая траектория, описываемая потоком дельта-бит. Согласно этому свойству, уравнение, одновременно обеспечивающее условие гарантированной точности представления аппроксимируемого отсчёта в сочетании с расчётом веса второй производной аппроксимирующей функции, может быть представлено в виде:

$$a_{i+1} = \frac{Err}{\nabla t^2} \cdot S(n_{i+1}), \quad (2)$$

где Err – величина гарантированной точности; $S(n_{i+1})$ – уникальная для каждого n_{i+1} величина, отражающая количество неповторяющихся значений аппроксимирующей функции в $(i+1)$ -й точке исходного сигнала.

Сущность адаптации заключается в изменении количества шагов дискретизации и веса второй производной аппроксимирующей функции, выполняемом на основе прогноза поведения исходного сигнала на следующем шаге. Эти параметры увеличиваются, если прогнозируется резкий скачок исходного сигнала, что идентифицируется значительным изменением первой производной в текущем интервале, и уменьшаются, если прогнозируется установившийся процесс, при этом изменение первой производной несущественно или равно нулю.

Адаптация инициируется модификацией параметра n_{i+1} на основе траектории, выбранной на предыдущем шагу. Изменение первой производной аппроксимирующей функции в интервале между отсчётами, соответствующими $(i-1)$ -й и i -й точкам исходного сигнала имеет вид

$$\begin{cases} \dot{Y}_i = \dot{Y}_{i-1} + \nabla \dot{Y}_i; \\ \nabla \dot{Y}_i = a_i \cdot \nabla \tau_i \cdot h_i. \end{cases} \quad (3)$$

где $\nabla \dot{Y}_i$ – изменение значения первой производной аппроксимирующей функции в интервале между $(i-1)$ -й и i -й точками исходного сигнала; h_i – величина, показывающая взаимосвязь изменения первой производной аппроксимирующей функции с количеством шагов учащения и траекторией, заданной потоком дельта бит, $h_i = \sum_{k=1}^{n_i} \Delta_{i,k}$.

Множество всех возможных h_i имеет вид:

$$H_i = \{-n_i; -n_i + 2; -n_i + 4; \dots; n_i\}, \quad (4)$$

что эквивалентно

$$\begin{cases} H_i = \{h_i | A(h_{i,p})\}_p & |H_i| = n_i + 1; \\ A(h_{i,p}) = n_i - 2 \cdot p, & p = 0, 1, \dots, n_i. \end{cases} \quad (5)$$

Количество шагов учащения увеличивается на единицу, если h_i велико; не изменяется, если мало и уменьшается на единицу, если несущественно или равно нулю. Характер $h_{i,p}$ определяется по его индексу p_i в этом множестве, а адаптация выполняется посредством системы уравнений:

$$\begin{cases} n_{i+1} = n_i + 1 & \text{при } 0 \leq p_i \leq \frac{1}{5} \cdot n_i \text{ или } \frac{4}{5} \cdot n_i \leq p_i \leq n_i; \\ n_{i+1} = n_i & \text{при } \frac{1}{5} \cdot n_i < p_i < \frac{2}{5} \cdot n_i \text{ или } \frac{3}{5} \cdot n_i < p_i < \frac{4}{5} \cdot n_i; \\ n_{i+1} = n_i - 1 & \text{при } \frac{2}{5} \cdot n_i \leq p_i \leq \frac{3}{5} \cdot n_i; \\ p_i = \frac{1}{2} \cdot (n_i - h_i), \quad p_i \in [0, n_i] \end{cases} \quad (6)$$

где n_i – количество шагов учащения в предыдущем интервале; p_i – индекс изменения первой производной аппроксимирующей функции в интервале между отсчётами, соответствующими $(i - 1)$ -й и i -й точкам исходного сигнала.

Вес второй производной рассчитывается из уравнения (2), обеспечивающего соблюдение условия гарантированной точности.

Таким образом, адаптация выполняется на основе анализа потока предшествующих дельта-бит и позволяет значительно расширять или сужать диапазон возможных значений аппроксимирующей функции для текущего интервала, сохраняя гарантированную точность представления аппроксимируемого отсчёта.

Задача программной компрессии биомедицинского сигнала состоит в формировании в реальном времени кода компрессированного сигнала – блока данных, необходимого для восстановления исходного сигнала с гарантированной точностью. Сущность решения задачи компрессии иллюстрируется на рис. 2.

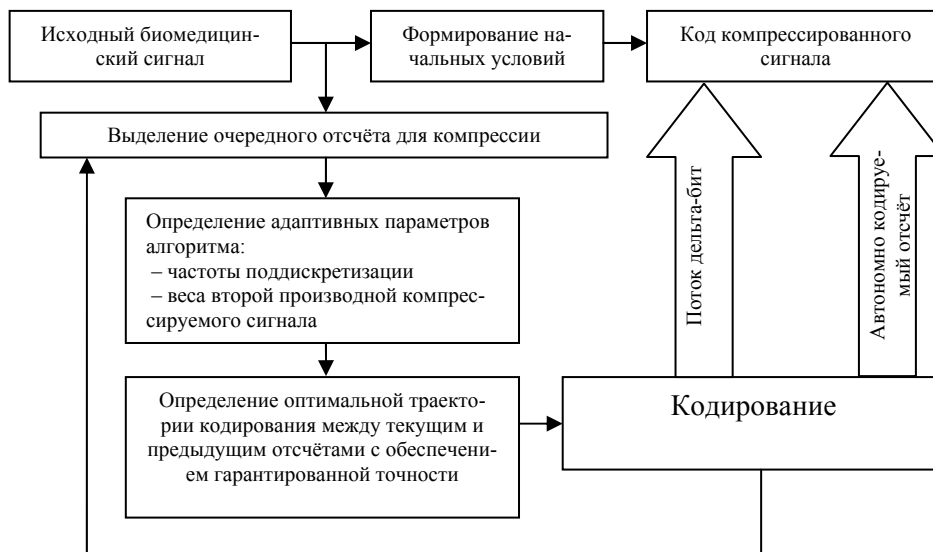
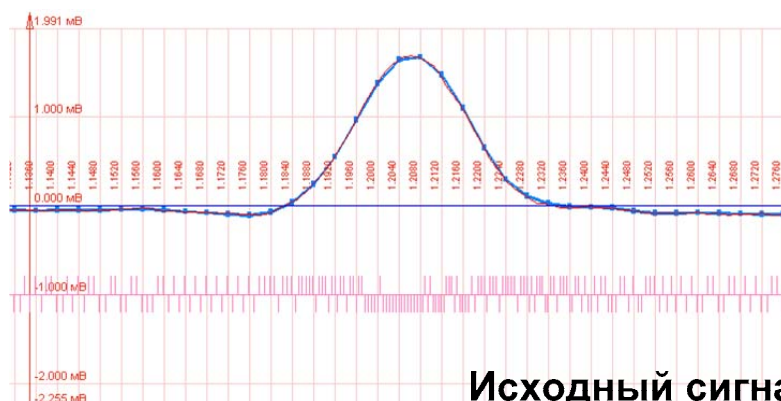


Рис. 2. Структура компрессии биомедицинских сигналов с гарантированной точностью

Сущность компрессии заключается в следующем. Исходный сигнал, представляющий собой поток отсчётов, поступает на вход алгоритма компрессии. На основе начального отсчёта исходного сигнала формируются и сохраняются начальные условия. После выделения очередного отсчёта исходного сигнала производится определение для текущего шага адаптивных параметров алгоритма на основе последовательности предшествующих дельта-бит: частоты поддискретизации и веса второй производной компресслируемого сиг-



Исходный сигнал и аппроксимирующ

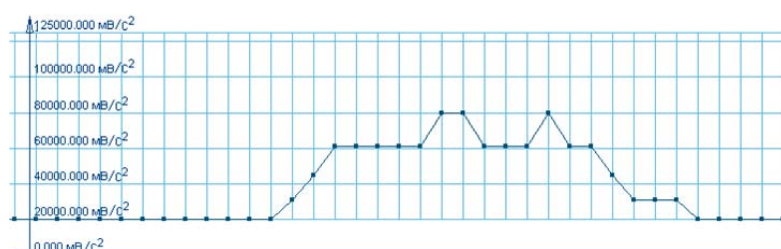


Рис. 4. Графики изменения величины второй производной и коэффициента учащения аппроксимирующей функции

Поток дельта-бит

Проведённые эксперименты по обработке электрокардиографических сигналов с частотой дискретизации 1000 Гц показали возможность обеспечения компрессии более чем в семь раз, при этом количество кодируемых и неохваченных дельта-преобразованиями больших выбросов исходного сигнала по амплитуде не превышало 1 %.

Предложенный метод компрессии биомедицинских сигналов на основе дельта-преобразований второго порядка с гарантированной точностью и адаптивными параметрами аппроксимирующей функции обеспечивает удовлетворительные показатели сжатия, а алгоритмы компрессии и декомпрессии обладают низкой вычислительной трудоёмкостью и представляют интерес для использования в медицинских диагностических комплексах.

Адаптивная величина второй произ

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Кравченко П.П. Основы теории оптимизированных дельта-преобразований второго порядка. Цифровое управление, сжатие и параллельная обработка информации. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1997.
2. Бай К.А. Разработка алгоритмов компрессии биомедицинских сигналов с использованием дельта-преобразований второго порядка. Автореферат дис. ... канд. техн.наук. – Таганрог ТРТУ, 2003.

Адаптивный коэффициент учащения

3. *Костин А., Балашов Ю.* Проектирование устройств первичной обработки электрокардиосигнала для дистанционного мониторинга. *Chip News.* – 2003. – № 8. – С. 46–50.
4. *Daubechies I., Sweldens W.* Factoring Wavelet Transforms into lifting Steps. Technical Report. Bell laboratories, lucent Technologies. – 1996. – P. 27.
5. *Барановский А.Л., Калиниченко А.Н., Манило Л.А.* Кардиомониторы и др. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов / Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
6. *Стил Р.* Принципы дельта-модуляции. – М.: Связь, 1979.
7. *Луцев Е.А., Скоморохов А.А.* Использование мобильного электроэнцефалографо-регистратора «Энцефалан-РМ» для проведения полисомнографических исследований // Тезисы доклада на Всероссийской научно-технической конференции с международным участием «Медицинские информационные системы «МИС-2004». – Таганрог, 2004.

УДК 004.415.2

Я.З. Гринберг

СКЭНАР: НОВЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ, НОВЫЕ ГИПОТЕЗЫ

В работах [1–4] описан эффект вибрации (звучания) кожи при воздействии аппаратом СКЭНАР. Показано, что вибрация и звучание определяются непосредственным влиянием высокого переменного электрического поля. Это подтверждается приложением электродов аппарата к телу через тонкую изолирующую плёнку. В этом случае ток практически отсутствует, а напряжение на электродах составляет порядка 500 – 600 вольт. Эффект звучания присутствует. Основная гипотеза, которая сохранила в результате проведенных исследований, – притяжение (отталкивание) ткани (рогового слоя).

Цель настоящей работы – описание механизма звучания и исследование влияния высокого переменного электрического поля на межклеточную жидкость и другие растворы воды.

Модель электростатического громкоговорителя.

Электростатические громкоговорители представляют собой две обкладки конденсатора – неподвижную массивную и гибкую (плёнку с нанесенным металлическим слоем с наружной стороны либо металлическую фольгу с диэлектриком с внутренней стороны).

В настоящее время применяются очень много способов реализации электростатических громкоговорителей, многие из которых закрыты патентами и ноу-хау. Например, технологии, основанные на взаимодействии статических зарядов. В качестве мембраны в таких устройствах используется очень тонкая полимерная пленка (10–15 микрон) с нанесенным проводящим слоем. Масса этой пленки соизмерима с массой колеблющегося воздуха, что позволяет системе очень точно передавать широкий диапазон частот с минимумом искажений. Полимерная пленка натянута между двумя перфорированными пластинами, на которые через трансформатор от усилителя подается звуковой сигнал. На проводящий слой мембраны подается напряжение порядка нескольких кВ. В результате взаимодействия заряда на пленке и звукового напряжения мембрана начинает двигаться со звуковой частотой.

Сравним приведенные описания с моделью взаимодействия СКЭНАР – кожа. Два массивных электрода аппарата приложены к тонкой плёнке рогового и блестящего слоев (электрическое поле действует как бы на две плёнки, между которыми расположена проводящая жидкостная среда). С учётом толщины рогового и блестящего слоев напряженность электрического поля составляет в момент импульсного воздействия примерно $3\text{--}4 \cdot 10^6$ В/м [1–4].