

Вычисление непрерывного вейвлет-преобразования группой датчиков в составе отведения при автоматическом анализе биомедицинских сигналов

А. Б. Степанов

Санкт-Петербургский государственный университет телекоммуникаций
им. проф. М. А. Бонч-Бруевича
sabarticle@yandex.ru

Аннотация. Работа посвящена моделированию группы датчиков в составе одного из отведений системы автоматического анализа биомедицинских сигналов (электрокардиограммы, электроэнцефалограммы, электрогастрограммы и электромиограммы). Реализация сети таких датчиков предполагает использование элементной базы, обладающей сверхнизким потреблением энергии, малыми габаритами и, как правило, низкой производительностью. Для автоматического анализа биомедицинских сигналов применяется математический аппарат вейвлетов, в том числе, непрерывное вейвлет-преобразование, которое требует большого объема вычислений. В связи с этим предлагается использовать распределение вычислений между отдельными датчиками в составе одного отведения. Рассматриваются различные модели вейвлетов. Моделирование выполняется в MATLAB.

Ключевые слова: непрерывное вейвлет-преобразование; биомедицинский сигнал; датчик; автоматический анализ; MATLAB

I. ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время широкое распространение получили системы контроля состояния здоровья человека. Простейшие из них позволяют отслеживать частоту сердечных сокращений, пройденное расстояние и затраченную энергию. Обычно такие устройства предназначены для спортивных тренировок. Более сложные – позволяют контролировать значения артериального давления и колебания уровня сахара в крови. Особый интерес представляют устройства, выполняющие анализ биомедицинских сигналов. К таким сигналам относятся: электрокардиограмма (ЭКГ), электроэнцефалограмма (ЭЭГ), электрогастрограмма (ЭГГ) и электромиограмма (ЭМГ). Электрокардиограмма – это, как правило, многоканальный сигнал, который может быть зарегистрирован с поверхности тела человека, характеризует электрические процессы, протекающие в сердечной мышце при ее сокращении [1]. Электроэнцефалограмма – это многоканальный сигнал, который может быть зарегистрирован с поверхности головы человека и характеризует функциональное

состояние мозга человека [2]. Электрогастрограмма – сигнал, позволяющий контролировать моторно-эвакуаторную функцию желудочно-кишечного тракта человека. Регистрация таких сигналов производится в области живота. Электромиограмма – сигнал, полученный при регистрации электрической активности скелетных мышц, характеризует состояние нервно-мышечной системы человека. Для реализации системы комплексного контроля состояния здоровья человека на основе оценки биомедицинских сигналов необходимо решить ряд задач, связанных с их регистрацией и анализом во времени, приближенном к реальному. При этом анализ должен выполняться полностью в автоматическом режиме. Рассмотрим основные из этих задач и возможные пути их решения.

II. СИСТЕМА КОМПЛЕКСНОГО КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

В работе для реализации системы комплексного контроля состояния здоровья человека предлагается использовать не только набор датчиков для измерения основных параметров организма (давление, температура и пр.), но также датчики для регистрации биомедицинских сигналов (БМ-датчики) [3]. Обычно при регистрации многоканальных биомедицинских сигналов используется набор отведений, каждое из которых образует свой канал в записи. В этом случае одному отведению соответствует один электрод. Нарушение контакта электрода с поверхностью тела человека приводит к искажениям записи сигнала. Поэтому в работе предлагается использовать отведения, имеющие не один электрод, а набор БМ-датчиков (каждый со своим электродом), объединенные с помощью контроллера в группу (рис. 1). Такое отведение, также как и в традиционной схеме, при регистрации формирует только один канал записи. Очевидно, что использование нескольких БМ-датчиков приводит к избыточности, но вместе с тем позволяет получить независимое разнесение электродов в пространстве. В этом случае нарушение контакта одного или нескольких электродов с поверхностью тела не приводит к потере фрагмента записи во всем отведении.

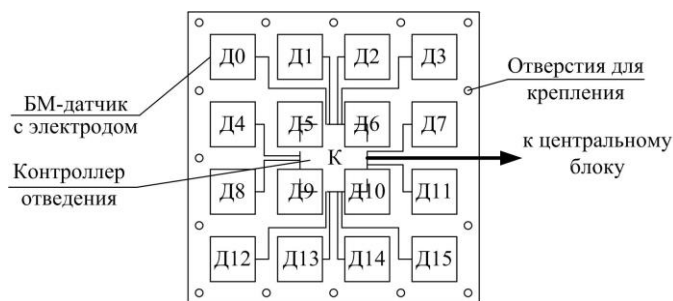


Рис. 1. Группа БМ-датчиков одного отведения, объединенная контроллером

Каждый БМ-датчик отвечает не только за регистрацию сигнала, но также контролирует его параметры. В случае нештатной работы БМ-датчик сообщает контроллеру отведения о нарушении контакта и набор последних отсчетов сигнала контроллером не учитывается. Контроллер отведения может проводить сравнение полученных данных от разных БМ-датчиков между собой, а также с моделью регистрируемого сигнала. В случае некорректной работы БМ-датчика контроллер исключает его из своей сети. Группа БМ-датчиков может быть установлена непосредственно на поверхность тела человека или интегрирована в элементы его одежды. В этом случае система комплексного контроля состояния здоровья человека будет включать в себя следующие элементы (рис. 2):

- Набор датчиков для измерения основных параметров организма.
- Набор датчиков с электродами для регистрации биомедицинских сигналов (БМ-датчики).
- Контроллеры, объединяющие БМ-датчики в группы и формирующие сигналы отведений.
- Центральный блок, предназначенный для приема и конечной обработки данных от контроллеров отведений и других датчиков, а также отображения и передачи результатов обработки в медицинское учреждение (при необходимости).

Рассмотрим основные требования, предъявляемые к данной системе:

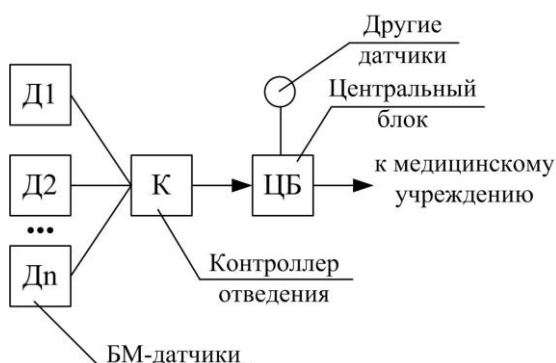


Рис. 2. Система комплексного контроля состояния здоровья человека

- Минимальные габариты и вес всех элементов системы, что обеспечивает удобство ее использования.
- Надежный контакт электрода с поверхностью тела человека.
- Сверхнизкое энергопотребление элементной базы, применяемой для реализации БМ-датчиков. Данное требование обусловлено необходимостью использования автономных источников энергии для каждой группы БМ-датчиков с возможностью обеспечения значительной длительности работы.
- Эффективное управление сетью БМ-датчиков. Из-за большого числа элементов сети необходимо использовать современные методы ее построения и управления ей. Очевидно, что такая сеть должна обладать значительной гибкостью. Из нее могут быть исключены как отдельные БМ-датчики, так и отведения целиком. Поэтому сеть строится по модели программно-определяемой сети, но для нее необходима разработка своего протокола, отличного от OpenFlow.
- Использование математического аппарата, позволяющего выполнять автоматический анализ биомедицинских сигналов с высокой степенью достоверности полученных результатов.
- Возможность визуализации результатов анализа на центральном блоке и, в случае необходимости, их передачи в медицинский центр.

Для автоматического анализа биомедицинских сигналов должен быть разработан математический аппарат, пригодный для реализации на элементной базе со сверхнизким энергопотреблением. В данной работе предлагается использовать для этого непрерывное вейвлет-преобразование.

III. ВЫЧИСЛЕНИЕ НЕПРЕРЫВНОГО ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

Вейвлеты – это функции с нулевым интегральным значением, локализованные по оси времени, способные к сдвигу по ней и масштабированию [4]. Основным достоинством вейвлетов является возможность их применения при проведении частотно-временного анализа сигналов [5]. Для выявления информационных признаков в сигнале, как правило, используется непрерывное вейвлет-преобразование (НВП) [6]. Формула непрерывного вейвлет-преобразования функции $f(t)$ имеет вид:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt, \quad (1)$$

где $\psi(t)$ – вейвлет, параметр a определяет размер вейвлета, b – задает сдвиг по оси времени, а горизонтальная черта обозначает комплексное сопряжение. Результаты непрерывного вейвлет-преобразования могут быть визуализированы в виде вейвлет-спектрограммы: двух- или трехмерного графика. Трехмерный вариант графика имеет следующие оси: по оси абсцисс откладывается сдвиг

во времени b , по оси ординат – масштаб a , по оси аппликат – значения вейвлет-коэффициентов $W(a, b)$. На двухмерном графике значения вейвлет-коэффициентов откладываются цветовым градиентом. Значительное влияние на результаты непрерывного вейвлет-преобразования оказывает выбор вейвлета. Проведенные исследования [7] показали, что применение традиционных семейств вейвлетов не позволяет получить локализованного отклика на вейвлет-спектрограмме, необходимого для автоматического анализа биомедицинских сигналов. Для решения этой задачи могут применяться синтезированные вейвлеты, адаптированные для анализа конкретного типа сигналов. Синтез производится на основе фрагмента реального сигнала – образца. При этом используются математические модели вейвлетов. Простейшая из них – полиномиальная. При математическом описании образца выполняется аппроксимация алгебраическим полиномом. Применение такой модели позволяет адаптировать вейвлет к анализируемому сигналу, однако полученная вейвлет-спектрограмма мало пригодна для его автоматического анализа. Авторами были разработаны нейросетевые [8] и сплайновые [9] модели вейвлетов. Они позволяют получить точное описание образца при синтезе вейвлета. В первом случае используется аппроксимация искусственными нейронными сетями (многослойным персептроном с одним или с двумя скрытыми слоями или нейронной сетью на основе радиальных базисных функций), во втором – интерполяция кубическими сплайнами. Проведенные исследования показали [11], что применение таких моделей позволяет получить вейвлет-спектрограмму, пригодную для анализа биомедицинских сигналов. Недостатком моделей является их сложность. Как правило, они имеют значительное число параметров. Особенно это характерно для сплайновых моделей, где число параметров в 4 раза превышает число отчетов образца. Любой алгоритм обработки с использованием непрерывного вейвлет-преобразования требует значительных вычислений. Это связано с его основным недостатком – избыточностью. Поэтому при выборе математической модели вейвлета необходимо руководствоваться требованиями к точности вейвлет-анализа биомедицинского сигнала и возможностями элементной базы, на которой реализуется алгоритм с его использованием.

При вычислении непрерывного вейвлет-преобразования может применяться один из трех алгоритмов [10]: на основе дискретного вейвлет-преобразования (ДВП), на основе взаимно-корреляционной функции (ВКФ) вейвлета и сигнала, на основе быстрого преобразования Фурье (БПФ). Алгоритм на основе ДВП позволяет получить вейвлет-спектрограмму, мало пригодную для использования при вейвлет-анализе биомедицинских сигналов. Интерес представляют алгоритмы на основе ВКФ и БПФ. При моделировании вычисления НВП в Simulink они позволяют получить вейвлет-спектрограмму с локализацией на ней информационных признаков сигнала.

Вычисление НВП при использовании алгоритма на основе ВКФ осуществляется по формуле, полученной на

основе выражения (1) при переходе от непрерывного времени к дискретному и выполнении некоторых замен, связанных с выбором вещественного вейвлета:

$$W(p, m) = \frac{1}{\sqrt{p}} \sum_{n=0}^{N-1} f(n) \psi_p(n-m).$$

Вычисление НВП при использовании алгоритма на основе БПФ предполагает расчет вейвлет-коэффициентов в частотной области. При этом используется теорема о быстрой корреляции. В таком случае вейвлет-коэффициенты могут быть получены при выполнении обратного преобразования Фурье функции:

$$W_{FFT}(p, k) = \frac{1}{\sqrt{p}} F(k) \overline{\Psi_p(k)}.$$

Проведенные эксперименты [10] показали, что при реализации на элементной базе, поддерживающей работу с данными с фиксированной точкой, алгоритм на основе БПФ, как правило, не позволяет получить вейвлет-спектрограмму, пригодную для анализа. Это объясняется сложностью реализации БПФ на данных устройствах. Алгоритм на основе ВКФ, при реализации позволяет получить результаты вычисления НВП, близкие к полученным в MATLAB. В связи с этим можно сделать вывод о том, что при реализации вычисления НВП на элементной базе со сверхнизким энергопотреблением, поддерживающей работу с фиксированной точкой, целесообразно использовать алгоритм на основе ВКФ.

IV. РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВЫЧИСЛЕНИЙ НВП МЕЖДУ ДАТЧИКАМИ ОДНОГО ОТВЕДЕНИЯ

Для снижения требований к элементной базе предлагается выполнять распределение вычислений НВП между БМ-датчиками одного отведения. Так как НВП имеет значительную избыточность то, для сокращения объема вычислений предлагается выполнять его не для всех значений масштаба a , а только для тех, которые соответствуют основным частотам искомым особенностей сигнала. Таким образом, для каждого биомедицинского сигнала может быть составлен перечень значений масштаба, которые позволят получить при использовании синтезированных вейвлетов графики вейвлет-коэффициентов, пригодные для автоматического определения положения особенностей в сигнале и их типа.

При этом каждый датчик выполняет расчет вейвлет-коэффициентов только для ограниченного числа значений масштаба. Каждый датчик имеет свои установки: вейвлет, значения масштаба и алгоритм работы. Для моделирования работы 5 БМ-датчиков была создана Simulink-модель (рис. 3), включающая: 10 блоков Signal From Workspace для ввода сигнала и вейвлетов из рабочей области MATLAB; 5 блоков Correlation, осуществляющих вычисления по формуле ВКФ; 5 блоков Submatrix, выделяющих вейвлет-коэффициенты; 5 блоков Signal To Workspace для вывода вейвлет-коэффициентов в рабочую область MATLAB.

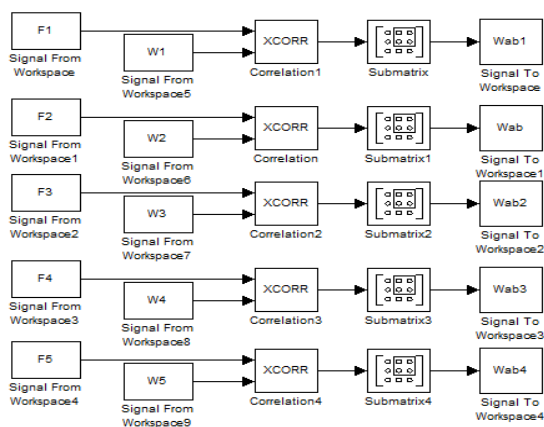


Рис. 3. Simulink-модель пяти БМ-датчиков одного отведения

Данные от каждого БМ-датчика поступали в Workspace, а далее обрабатывались script-файлом, имитирующим работу контроллера отведения. Таким образом, была показана возможность распределения вычислений НВП между различными БМ-датчиками.

V. РЕЗУЛЬТАТЫ

В работе были получены следующие результаты:

1) Предложено использовать при регистрации биомедицинских сигналов отведения, включающие не один электрод, а группу датчиков (каждый со своим электродом). Такой подход позволяет уменьшить вероятность появления артефактов, связанных с нарушением контакта электрода с телом человека.

2) Приводится описание системы комплексного контроля состояния здоровья человека, включающей помимо стандартных датчиков (температуры, давления и пр.) также датчики для регистрации и анализа биомедицинских сигналов.

3) Доказано, что вычисление непрерывного вейвлет-преобразования на элементной базе со сверхнизким энергопотреблением, поддерживающей работу с данными с фиксированной точкой, целесообразно выполнять с использованием алгоритма на основе взаимно-корреляционной функции сигнала и вейвлета.

4) Описаны особенности применения традиционных семей вейвлетов, а также полиномиальных, нейросетевых и сплайновых моделей вейвлетов при вычислении НВП. В случае использования элементной базы с низким быстродействием целесообразно применять традиционные семьи вейвлетов, имеющие формализованное представление. Это уменьшает объем вычислений, но при этом снижается точность анализа биомедицинских сигналов. Применение полиномиальных моделей вейвлетов позволяет получить вейвлеты, адаптированные для анализа конкретного типа сигналов. При этом точность анализа сигналов возрастает. Лучшие результаты позволяют получить нейросетевые модели вейвлетов. Однако при этом увеличивается сложность модели и, как следствие, возрастают требования к производительности

элементной базы. Гарантированную точность описания образца при синтезе вейвлета позволяет получить сплайновая модель вейвлета, но она имеет значительное число параметров и ее использование при реализации вычисления НВП на элементной базе со сверхнизким энергопотреблением может быть ограничено.

5) Для реализации вычисления НВП на элементной базе со сверхнизким потреблением энергии целесообразно распределять вычисления между отдельными датчиками в рамках единого отведения. Такой подход значительно снижает требования к отдельным устройствам и может способствовать уменьшению общего энергопотребления.

6) Распределение вычислений при использовании группы датчиков (вместо одиночных электродов) позволяет: получить высокое качество записи биомедицинского сигнала; его эффективную обработку; снизить требования к пропускной способности сети на участке контроллер отведения – центральный блок, который имеет большую протяженность, чем остальные.

Дальнейшая работа над проектом предполагает создание макета из 5 датчиков в составе одного отведения. В качестве элементной базы планируется использование микроконтроллера MSP430.

ВЫРАЖЕНИЕ ПРИЗНАТЕЛЬНОСТИ

Автор благодарит сотрудников Городского Эпилептологического Центра г. Санкт-Петербурга (Российская Федерация) за оказанную помощь при расшифровке электроэнцефалограмм.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Stepanov A.B. Wavelet Analysis of Compressed Biomedical Signals // In Proc. FRUCT Conf., Apr. 2017. Pp. 434–440.
- [2] Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней: руководство для врачей. М.: МЕДпресс-информ, 2011. 448 с.
- [3] Степанов А.Б. Система комплексного мониторинга состояния здоровья человека на основе вейвлет-анализа биомедицинских сигналов // 73 Всероссийская научно-техническая конференция, посвященная Дню радио: материалы науч.-техн. конф., Санкт-Петербург, 20–28 апр. 2018 г. СПб.: ЛЭТИ, 2018, в печати.
- [4] Солонина А.И., Арбузов С.М. Цифровая обработка сигналов. Моделирование в MATLAB. СПб.: БХВ-Петербург, 2008. 816 с.
- [5] Stark H.-G. Wavelets and Signal Processing. Berlin: Springer, 2005.
- [6] Витязев В.В. Вейвлет-анализ временных рядов. СПб.: Изд-во С.-Петербург. ун-та, 2001.
- [7] Арбузов С.М., Степанов А.Б. Применение методов вейвлет-анализа в электроэнцефалографии. СПб: Линк, 2009. 104 с.
- [8] Stepanov A.B. Neural network model of wavelets for the continuous wavelet transform // In Proc. ICCTPEA Conf., Jun.–Jul. 2014. Pp. 177–178.
- [9] Stepanov A.B. On the use of splines for wavelet construction for solving the problem of biomedical signal analysis process automation // In Proc. FRUCT Conf., Apr. 2015. Pp. 216–221.
- [10] Журавов Д.В., Степанов А.Б. Применение Simulink при реализации алгоритмов вычисления непрерывного вейвлет-преобразования на цифровом сигнальном процессоре // Цифровая обработка сигналов и ее применение – DSPA-2018: доклады 20 межд. конф., Москва, март 2018 г. М.: РНТОРЭС им. А.С. Попова, 2018. С. 702–708.