



Рис.1. ЭМГ с отфильтрованной медленноволновой составляющей и её график усреднённого абсолютного значения
 а - изображение исходной часовой записи электромиографического сигнала стенок гладких мышц тонкого кишечника
 б - график, полученный после применения метода среднего абсолютного значения с шириной окна 180 с

Библиографический список

1. *Богач П.Г.* Алгоритмические и автоматные модели деятельности гладких мышц / П.Г. Богач, Л.Г. Решодько.- Киев: Наукова думка, 1979. 348с.
2. *Лебедев Н.Н.* Биоритмы пищеварительной системы - М.: Медицина, 1987. 256с.
3. *Фундаментальная и клиническая физиология: Учебник для студ. высш. учеб. заведений / Под ред. А.Г. Камкина и А.А. Каменского.- М.: Издательский центр «Академия». 2004. С. 983-993.*
4. *Van Schelven L. J., Nieuwenhuijs V. B., Akkermans L. M. A.* Automated, quantitative analysis of interdigestive small intestinal myoelectric activity in rats // Neurogastroenterol. Mot. 2002. Vol.14. P. 15-23.

ОЦЕНКА СИНХРОНИЗОВАННОСТИ 0.1 ГЦ РИТМОВ НЕРВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ В РЕАЛЬНОМ ВРЕМЕНИ

Е.И.Боровкова¹, А.С. Караваяев^{1,2}, О.В. Астахов¹

¹ Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

² Саратовский филиал ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН

E-mail: rubanei@mail.ru

Количественная оценка фазовой синхронизованности по экспериментальным данным является актуальной задачей для современной физиологии и кардиологии [1].

Ранее нами была разработана методика количественной оценки фазовой синхронизованности, ориентированная на анализ нестационарных за-

шумленных сигналов [2]. Применение методики [2] для исследования взаимодействия 0.1 Гц ритмов нервной регуляции сердечно-сосудистой системы (ССС) позволило получить новые фундаментальные сведения об особенностях взаимодействия этих подсистем регуляции и прикладные результаты, важные для медицинской диагностики [3]. По результатам исследования также было сделано заключение, что длительное монитирование режимов работы исследуемых систем позволит получить качественно новые результаты в области медицинской диагностики. Для этого необходимо разработать специальные экспериментальные установки и специализированный метод диагностики фазовой синхронизованности, ориентированный на обработку данных в реальном времени.

В работе [4] была показана принципиальная возможность модификации предложенного метода [2] на случай анализа сигналов в реальном времени. Однако реализация метода [4] в виде конечного носимого устройства фактически не может быть выполнена из-за высокой ресурсоемкости предложенного метода [4].

В данной работе предложена методика диагностики синхронизованности подсистем 0.1 Гц регуляции ритма сердца и барорефлекторной регуляции артериального давления в ходе анализа фотоплетизмограммы (ФПГ), которая позволяет реализацию в реальном времени на базе носимого устройства по типу холтеровского монитора.

Методика заключается в следующем. Сначала проводится выделение эквидистантной 10 Гц кардиоинтервалограммы (КИГ) и 10 Гц ФПГ из экспериментального временного ряда ФПГ. Далее проводится выделения 0.1 Гц частотных составляющих исследуемых подсистем, синтез сигналов мгновенных фаз, поиск по реализации разности фаз участков фазовой синхронизации и расчет количественной меры - суммарного процента фазовой синхронизации.

Для получения информации о вариабельности сердечного ритма по сигналу ФПГ идентифицируются моменты сердечных сокращений, как вершины анакротических зубцов ФПГ (r -пики) и выделяется эквидистантная 10 Гц кардиоинтервалограмма (КИГ). Детектирование r -пигов осуществляется по быстро нарастающему переднему фронту пульсовой волны, который является типичным для всех основных форм ФПГ. Для выделения начала переднего фронта пульсовой волны проводится фильтрация ФПГ полосовым БИХ-фильтром Баттерворта 5 порядка с узкой полосой пропускания от 0.08 до 1.5 Гц, которая обеспечивает сглаживание высокочастотных составляющих пульсовых волн, связанных с артефактами и шумами радиофизической природы. Так как длительность переднего фронта пульсовой волны изменяется слабо, то в качестве аппроксимации расстояний между сокращениями сердца используется последовательность расстояний между локальными минимумами фильтрованного сигнала, по которым строится неэквидистантный ряд КИГ. Эквидистантную КИГ получаем с помощью кусочно-линейной аппроксимации и перевыборки до частоты 10 Гц.

Для понижения частоты дискретизации ФПГ до 10 Гц сигнал ФПГ предварительно фильтруется БИХ-фильтром нижних частот Баттерверта 3 порядка с частотой среза 2 Гц. Такая фильтрация уменьшает влияние эффекта отражения частот при понижении частоты дискретизации сигнала ФПГ до 10 Гц.

Далее с помощью цифрового фильтра с конечной импульсной характеристикой Хэмминга 101 значение и полосой пропускания $[0.06; 0.14]$ Гц выделяются спектральные составляющие сигналов ФПГ и КИГ с частотой 0.1 Гц, отражающие активность исследуемых систем.

С помощью специализированного цифрового фильтра Гильберта с конечной импульсной характеристикой 101 значение строится аналитический сигнал фазы.

По мгновенной разности фаз $\varphi(t)$ исследуемых ритмов осуществляется детекция областей фазовой синхронизации. Разность фаз разбивается на окна шириной b . В каждом окне осуществляется оценка среднего и квантование разности фаз в этом окне по уровню среднего на интервалы шириной d . В результате, для каждого окна шириной b получаем уровень квантования, соответствующий среднему уровню фазы в окне. Областям фазовой синхронизации, на которых зависимость $\varphi(t)$ имеет почти горизонтальный вид, должны соответствовать последовательные окна с одинаковым уровнем квантования. Будем считать, что необходимым условием синхронизации является достаточно большое количество последовательных окон с одинаковым уровнем квантования, не менее n окон. Выбраны следующие значения параметров: $b=10$ с, $d=pi$, $n=4$. Суммарная длительность всех областей синхронизации выражается в процентах от длительности всей записи - суммарный процент фазовой синхронизации - S .

Работоспособность предложенной методики обработки сигналов в реальном времени продемонстрирована в натурном эксперименте при количественной оценке фазовой синхронизованности между подсистемами нервной регуляции деятельности ССС у 9 добровольцев. Проводилась регистрация 120 Гц 24 битного ФПГ разработанным носимым устройством для длительного мониторинга кровенаполнения конечностей. Одновременно проводилась регистрация 250 Гц 16 битных временных реализаций ЭКГ и ФПГ с помощью эталонного прибора Медиком Энцефалан-10. Тестирование предложенной методики показало, что в областях фазового захвата разности фаз, полученные предложенным ранее и новым методами, ведут себя очень похоже и характеризуются колебаниями в пределах pi . Средняя ошибка оценки S новым методом по сравнению со старым составила примерно $11 \pm 4\%$.

Таким образом, разработана новая методика количественной оценки фазовой синхронизованности, ориентированная на обработку 120 Гц 24 битного сигнала ФПГ в реальном времени на базе носимого устройства по типу холтеровского монитора. Анализ технических особенностей реализации метода показывает возможность его реализации на базе 32 битных RISC-микроконтроллерах Atmel семейства SAM4L.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФ проект № 14-12-00291.

Библиографический список

1. Флейшман А.Н. Вариабельность ритма сердца и медленные колебания гемодинамики: нелинейные феномены в клинической практике // Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. 2011. Т. 19. № 3. С. 179-183.
2. Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Kiselev A.R., Gridnev V.I., Ruban E.I. and Bezruchko B.P. Synchronization of low-frequency oscillations in the human cardiovascular system // CHAOS. 2009. V. 19. P. 033112.
3. Киселев А.Р., Беснятов А.Б., Посненкова О.М., Гриднев В.И., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Довгалецкий П.Я. Внутренняя синхронизация основных 0.1 Гц-частотных ритмов в системе вегетативного управления сердечно-сосудистой системой // Физиология человека. 2007. Т. 33. № 2. С. 69–75.
4. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Шварц В.А., Миронов С.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени // Анналы аритмологии. Принята к публикации в 2014 г.

РАЗРАБОТКА ИНТЕРФЕЙСА МОЗГ-КОМПЬЮТЕР ДЛЯ ПРЕДСКАЗАНИЯ И ПОДАВЛЕНИЯ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ

В.В. Макаров^{1,2}, В.А. Максименко^{1,2}, А.А. Короновский¹, А.Е. Храмов^{1,2}

¹Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

²Саратовский государственный технический университет им. Гагарина Ю.А.

E-mail: vladmak404@gmail.com

На сегодняшний день в мире насчитывается около 40 различных типов эпилептических расстройств, характеризующихся различными причинами возникновения и клинической картиной [1, 2]. Однако, показано, что в основе возникновения эпилептических приступов, соответствующих различным типам эпилепсии (включая тонико-клонические приступы и абсансы [3]) лежат схожие механизмы, связанные с гиперсинхронной динамикой сети нейронов головного мозга [4].

В последнее время большое количество научных работ было направлено на изучения причин возникновения подобного гиперсинхронного поведения нейронной сети и возможности его разрушения. В частности, в экспериментальной работе [5] была продемонстрирована возможность подавления эпилептического приступа путем электрической стимуляции головного мозга. Полученные результаты привлекли внимание ученых к возможности создания интерфейсов мозг-компьютер для автоматического предсказания и подавления эпилептических приступов у пациентов, как альтернатива хирургическим вмешательствам и медицинским препаратам [6].

В контексте исследования возможности разработки таких интерфейсов основной задачей является предсказание возникновения эпилептического