

Использование аналоговых интерфейсов AFE для параметрической оценки степени синхронности электрофизиологических процессов

Аннотация

Показано, что одним из эффективных методов оценки «похожести» электрофизиологических сигналов может быть параметрический анализ их синхронности, техническую реализацию которого целесообразно осуществлять, используя аналоговые интерфейсы типа AFE, ориентированные на сбор и предварительную обработку аналоговых сигналов.

Значительное количество информации о функциональном состоянии организма и состоянии здоровья человека извлекается из электрофизиологических сигналов путем их обработки различными математическими методами. Многочисленными исследованиями было установлено, что важную диагностическую информацию о состоянии организма для целого ряда задач получают, используя методы корреляционного анализа. Например, широкое распространение корреляционный анализ получил при исследовании электрической активности мозга. Основной целью корреляционного анализа является установление статистических связей между исследуемыми факторами и процессами.

Следует отметить, что при всей привлекательности методов корреляционного анализа выделяемые с его помощью информативные признаки не всегда обеспечивают требуемое качество решения различных медицинских задач, включая задачи прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики функционального состояния организма и состояния здоровья человека.

Устранить определенным образом отмеченный недостаток можно, выделяя дополнительную информацию о степени «похожести» исследуемых электрофизиологических сигналов, используя метод параметрической степени синхронности этих сигналов [2].

Метод

Реализация метода параметрической оценки степени синхронности обеспечивается измерительными процедурами, реализуемыми через фиксированные промежутки времени, определяемые либо шагом квантования h_k , либо по особым точкам переключения одного или нескольких исследуемых сигналов. В качестве точек переключения

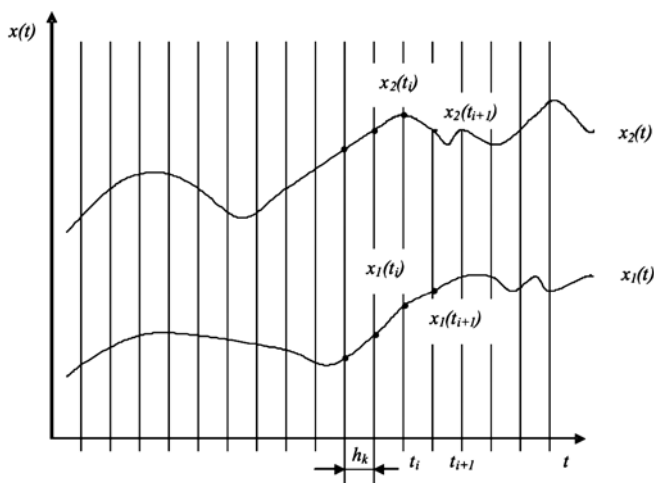


Рис. 1. Квантование исследуемых процессов с постоянным шагом для определения параметров их синхронности

можно использовать точки минимумов и максимумов исследуемых процессов, точки перегибов, разрывов и др. Шаг квантования выбирается из точности представления сигналов и имеющихся вычислительных ресурсов. Параметр, который характеризует синхронность по направлению, определим следующим образом.

Если между i -й и $(i + 1)$ -й точками (рис. 1) оба процесса либо возрастают, либо убывают, либо не изменяются, то соответствующий частный коэффициент синхронности по направлению S_{Hi} принимаем равным «+1», в противном случае «-1», т. е.

$$S_{Hi} = \begin{cases} +1, & \text{если } \text{sign}[x_1(t_{i+1}) - x_1(t_i)] = \text{sign}[x_2(t_{i+1}) - x_2(t_i)]; \\ -1, & \text{если } \text{sign}[x_1(t_{i+1}) - x_1(t_i)] \neq \text{sign}[x_2(t_{i+1}) - x_2(t_i)]. \end{cases} \quad (1)$$

Общую синхронность по направлению на исследуемом отрезке времени будем определять по формуле

$$\overline{S}_H = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n S_{Hi}, \quad (2)$$

где n – количество участков квантования на исследуемом отрезке времени.

Очевидно, что при полной синхронности по направлению (сигналы на всех участках измерений имеют одинаковые тенденции по возрастанию или убыванию) показатель $\overline{S}_H = 1$ каждое уменьшение \overline{S}_H на величину $1/n$ можно рассматривать как нарушение синхронности на участке одного шага квантования. При $\overline{S}_H = -1$ сигналы полностью асинхронны, т. е. на всех участках имеют противоположные тенденции к изменению, что позволяет сделать вывод об их противофазности.

В качестве второй характеристики синхронности предлагается использовать показатель синхронности по амплитуде, для которого на участке $\{t_i, t_{i+1}\}$ может быть вычислен частный коэффициент синхронности по амплитуде S_{Ai} по формуле

$$S_{Ai} = \begin{cases} +1, & \text{если } |[x_2(t_i) - x_1(t_i)] - [x_2(t_{i+1}) - x_1(t_{i+1})]| \leq \epsilon_a; \\ -1, & \text{если } |[x_2(t_i) - x_1(t_i)] - [x_2(t_{i+1}) - x_1(t_{i+1})]| > \epsilon_a, \end{cases} \quad (3)$$

где ϵ_a – величина зоны нечувствительности, которая позволяет исключить влияние на результаты анализа низкоамплитудных помех (определяется условиями решаемой задачи). Аналогично синхронности по направлению общая синхронность по амплитуде рассчитывается по формуле

$$\overline{S}_A = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n S_{Ai}. \quad (4)$$

Получив высокие (близкие к «+1») значения величин \overline{S}_H и \overline{S}_A , можно сделать вывод о высокой степени синхронности протекающих процессов. Низкие (включая и отрицательные) значения величин \overline{S}_H и \overline{S}_A , с одной сто-

роны, могут быть обусловлены действительным отсутствием синхронности протекающих процессов, но, с другой стороны, могут быть вызваны и двумя в принципе одинаковыми процессами, которые отличаются друг от друга лишь постоянным сдвигом по фазе $\Delta\varphi$. В ситуации, когда синхронность по направлению \overline{S}_H высока, а по направлению \overline{S}_A низка, следует ожидать, что один процесс от другого может различаться лишь коэффициентом усиления.

Оценку постоянства (стабильности) сдвига фаз можно произвести по точкам переключений (в частности по точкам минимумов или максимумов) исследуемых процессов (рис. 2), вычисляя вначале частные сдвиги фаз

$$\Delta\varphi_j = t_j^{\min}[x_2(t)] - t_j^{\min}[x_1(t)], \quad (5)$$

где $t_j^{\min}[x_1(t)]$ и $t_j^{\min}[x_2(t)]$ – моменты времени обнаружения j -го переключения для сигналов $x_1(t)$ и $x_2(t)$ соответственно.

По величинам сдвига фаз определяются частные индикаторные функции вида

$$\xi_j = \begin{cases} +1, & \text{если } |\Delta\varphi_{j+1} - \Delta\varphi_j| \leq \varepsilon_\varphi; \\ -1, & \text{если } |\Delta\varphi_{j+1} - \Delta\varphi_j| > \varepsilon_\varphi. \end{cases} \quad (6)$$

По значениям частных индикаторных функций вычисляется величина устойчивости сдвига фаз по формуле

$$\overline{\xi} = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k \xi_j, \quad (7)$$

где k – число точек переключения (минимумов) на исследуемом участке; ε_φ – величина зоны нечувствительности для устранения влияния «частотного дребзга».

Стремление величины $\overline{\xi}$ к значению «+1» характеризует наличие в исследуемых процессах устойчивого сдвига фаз, средняя величина которого определяется по формуле

$$\overline{\Delta\varphi} = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k \Delta\varphi_j. \quad (8)$$

Если произвести выравнивание исследуемых процессов по фазе (задержать опережающий процесс на величину сдвига фаз $\overline{\Delta\varphi}$) и повторить расчеты величин \overline{S}_H и

\overline{S}_A по формулам (2) и (4), то можно проверить условную синхронность процессов относительно сдвига фаз. Высокие значения \overline{S}_H и \overline{S}_A в этом случае будут определять условную синхронность процессов, которые отличаются друг от друга только сдвигом фаз. Проверка различия исследуемых процессов только по коэффициенту усиления производится по точкам минимумов и максимумов исследуемых процессов. В этом случае частная индикаторная функция для j -го участка рассчитывается по формуле

$$\Psi_j = \begin{cases} +1, & \text{если } \left| \frac{x_{2j}^{\max} - x_{2j}^{\min}}{x_{1j}^{\max} - x_{1j}^{\min}} - \frac{x_{2j+1}^{\max} - x_{2j+1}^{\min}}{x_{1j+1}^{\max} - x_{1j+1}^{\min}} \right| \leq \varepsilon_a; \\ -1, & \text{если } \left| \frac{x_{2j}^{\max} - x_{2j}^{\min}}{x_{1j}^{\max} - x_{1j}^{\min}} - \frac{x_{2j+1}^{\max} - x_{2j+1}^{\min}}{x_{1j+1}^{\max} - x_{1j+1}^{\min}} \right| > \varepsilon_a. \end{cases} \quad (9)$$

Оценка стабильности разности коэффициентов усиления сигналов на исследуемом участке находится по формуле

$$\overline{\Psi} = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k \Psi_j.$$

Стремление величины $\overline{\Psi}$ к значению «+1» характеризует наличие в исследуемых процессах устойчивой разницы их по коэффициенту усиления, средняя величина которого определяется по формуле

$$\overline{K}_y = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k \frac{x_{2j}^{\max} - x_{2j}^{\min}}{x_{1j}^{\max} - x_{1j}^{\min}}.$$

Если произвести выравнивание исследуемых процессов по коэффициенту усиления и повторить расчеты величин \overline{S}_H и \overline{S}_A , то можно проверить условную синхронность процессов относительно разницы их по коэффициенту усиления. При высоких значениях этих величин следует считать, что процессы отличаются друг от друга лишь коэффициентом усиления. Если исследуемые процессы отличаются друг от друга устойчивыми сдвигом фаз и разницей коэффициентов усиления, то проверку на синхронность по направлению и амплитуде следует производить после выравнивания их и по фазе, и по амплитуде. Осуществляя контроль над постоянством знаков величин S_{Hi} , S_{Ai} , ξ_j , Ψ_j на исследуемых процессах, легко

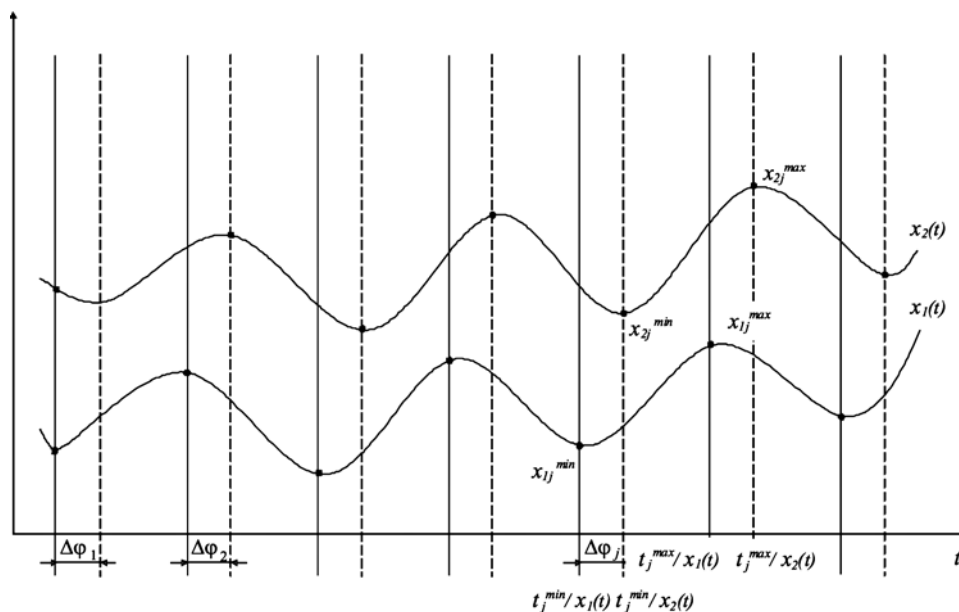


Рис. 2. Разбиение исследуемых процессов по точкам переключения

выделить участки синхронизации по направлению и амплитуде, а также участки со стабильными сдвигами фаз и разницей коэффициентов усиления.

Приведенные соотношения были рассмотрены на процессах, которые протекают в положительных полупериодах. Однако следует отметить, что величины коэффициентов синхронности не зависят от добавления постоянных величин к сигналам $x_1(t)$ и $x_2(t)$, а следовательно, любой реальный сигнал может быть выведен в положительную полуобласть, что удобно также с точки зрения построения специализированных вычислительных устройств, обеспечивающих расчет предлагаемых параметров синхронности [2].

При оценке синхронности более двух исследуемых процессов (более двух участников одного и того же процесса) легко организуется попарное сравнение этих процессов. При этом увеличивается число информативных признаков, что обеспечивается увеличением мощности используемых вычислительных средств.

Техническая реализация

Регистрация и извлечение информации из электрофизиологических сигналов требуют их предварительной обработки путем фильтрации, мультиплексирования, стабилизации изолинии, подавления (если необходимо) синфазных помех, преобразования в цифровой код для анализа и др.

Полученные показатели степени синхронности могут быть использованы в медицинских системах поддержки принятия решений как информативные признаки в четких и нечетких решающих правилах, составляющих основу построения соответствующих баз знаний [1], [3], [5], [7], [8]. Причем в нечетких системах полученные признаки, характеризующие степень синхронности протекающих процессов, удобно использовать как базовые переменные соответствующих функций принадлежности, которые агрегируются в решающие правила, использующие информативные признаки различной природы [4], [6]-[8]. Современные достижения в области микроэлектронной техники позволяют реализовать перечисленные функции и ряд других полезных функций в одной микросхеме, ориентированной на прямое подключение к электродам, регистрирующим исследуемые электрофизиологические процессы. В зарубежной литературе микросхемы такого типа обозначают термином Analog Front End (AFE). Значительное число микросхем типа AFE выпускается специально для медицинских приложений. Например, микросхема ADS1298R фирмы «Texas Instruments» предназначена для аппаратуры регистрации ЭКГ и ЭЭГ по восьми каналам с 24-битным преобразованием информации в цифровой код. Большой популярностью среди разработчиков медицинской техники пользуется микросхема ADAS1000 на пять аналоговых каналов. По каждому из каналов съема аналоговых сигналов имеются дифференциальный усилитель, активный помехоподавляющий фильтр, аналогово-цифровой преобразователь. Выходной сигнал формируется как последовательный цифровой код стандарта SPI, что позволяет подключать микросхему к различным микропроцессорам и микроконтроллерам, работающим с тем же протоколом, без дополнительного согласования. Дополнительно микросхема содержит схемы драйверов правой ноги и экрана, обеспечивая лучшее подавление синфазных помех, а также схему контроля качества прикрепления электродов. Имеется возможность програм-

мировать коэффициенты усиления по каждому из каналов и скорость преобразования аналог-код.

Таким образом, микросхемы типа AFE по входам могут подключаться непосредственно к электродам, а для выполнения требуемых вычислительных процедур по расчету степени синхронности можно использовать SPI-ориентированные цифровые микросхемы, например PISC-DISP процессор «Blockfin».

Вариант структуры микропроцессорного устройства оценки степени синхронности электрофизиологических процессов представлен на рис. 3.

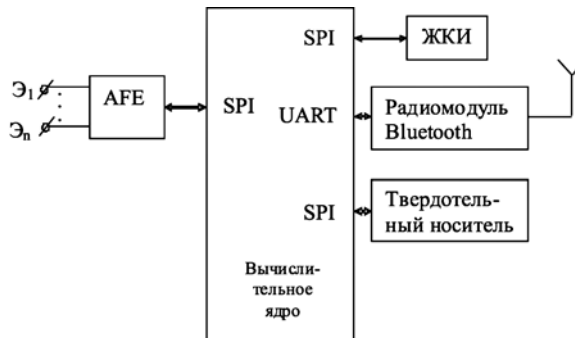


Рис. 3. Структурная схема устройства оценки степени синхронности электрофизиологических процессов

В варианте, представленном на рис. 3, вычислительное ядро обменивается с аналоговым интерфейсом по каналу SPI. По каналам такого же типа вычислительное ядро формирует цифро-буквенную и графическую информацию для жидкокристаллического индикатора ЖКИ и записывает фрагменты сигналов на твердотельный носитель (карта памяти). Для связи с более мощными вычислительными средствами используется радиомодуль Bluetooth, что позволяет обеспечивать идеальную гальваническую развязку.

Список литературы:

1. Башир Аббас Самаха, Шевякин В.Н., Разумова К.В., Корневская С.Н. Использование интерактивных методов классификации для решения задач медицинского прогнозирования // *Фундаментальные исследования*. 2014. № 1. С. 33-37.
2. Корневский Н.А. Параметрический анализ степени синхронности случайных процессов // *Известия вузов. Приборостроение*. 1987. Т. 30. № 8. С. 7-11.
3. Корневский Н.А., Руцкой Р.В., Долженков С.Д. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил // *Системный анализ и управление в биомедицинских системах*. 2013. Т. 12. № 4. С. 905-909.
4. Корневский Н.А., Дегтярев С.В., Серегин С.П., Новиков А.В. Интерактивный метод классификации в задачах медицинской диагностики // *Медицинская техника*. 2013. № 4. С. 1-3.
5. Корневский Н.А., Разумова К.В. Синтез нечетких классификационных правил в многомерном пространстве признаков для медицинских приложений // *Известия Юго-Западного государственного университета. Серия «Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение»*. 2012. № 2. Т. 41. С. 223-227.
6. Руцкой Р.В., Корневская С.Н. Нечеткие классификаторы в медицинских интерактивных системах распознавания / *Материалы международной научно-практической конференции «Интерактивные процессы в медицине и образовании»*. 2013. С. 128.

7. Корневский Н.А., Ионеску Ф., Кузьмин А.А., Касабех Аль-Р.Т. Синтез комбинированных нечетких решающих правил для медицинских приложений с использованием методов разведочного анализа // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 5. С. 65-75.
8. Корневский Н.А., Горбатенко С.А., Крупчатников Р.А., Лукашов М.И. Проектирование нечетких сетевых баз знаний для медицинских систем поддержки принятия решений // Медицинская техника. 2009. № 4. С. 38-42.

*Николай Алексеевич Корневский,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой биомедицинской инженерии,
ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,*

*Валентина Викторовна Дмитриева,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
кафедра электрофизических установок,
Национальный исследовательский ядерный
университет «МИФИ»,
г. Москва,
Вадим Владимирович Серебровский,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой программной инженерии,
Ирина Игоревна Хрипина,
студентка 5-го курса,
ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru*

*Н.Е. Курносков, А.Н. Митрошин, И.И. Артемов,
К.В. Лебединский, А.А. Николотов, А.А. Земцов*

Трахеобронхиальный небулайзер нового поколения

Аннотация

Описана проблемная область использования ингаляторов-небулайзеров. Сделан сравнительный анализ разрабатываемого медицинского изделия с аналогами. Приведены конструктивно-технические, технологические, дизайнерские решения для создания устройства нового поколения. Представлены результаты полученных технических характеристик устройства. По результатам экспериментальных исследований и конструкторско-технологических решений разработан медицинский прибор – небулайзер трахеобронхиальный «DIVO».

При заболеваниях дыхательной системы (bronхиальная астма, хроническая обструктивная болезнь легких и др.) основной способ введения лекарственных препаратов – ингаляция медицинских аэрозолей. Ингаляционные устройства представляются наиболее логичными и эффективными, так как лекарственный препарат непосредственно направляется к тому месту, где он должен действовать – к различным участкам дыхательной системы [1].

Большинство небулайзеров для аэрозольной терапии доставляют препараты только в дыхательные пути, но не в паренхиму [2]. Обычный небулайзер образует факел с размером частиц в нем около 5 мкм, однако, чтобы достичь легких, оптимальный размер частиц должен составлять около 3 мкм. Обычные небулайзеры не способны генерировать частицы такого размера [3].

Условно распределение частиц аэрозоля в дыхательных путях в зависимости от их размера можно представить следующим образом [1]:

- 5...10 мкм – осаждение в ротоглотке, гортани и трахее;
- 2...5 мкм – осаждение в нижних дыхательных путях;
- 0,5...2 мкм – осаждение в альвеолах;
- менее 0,5 мкм – нет осаждения.

Из приведенного следует, что для достижения наибольшего эффекта от лечения для каждого отдела дыхательных путей необходим небулайзер со своим диапазоном распределения частиц аэрозоля, но реализация этого принципа в одном устройстве, без смены небулайзерной камеры, не осуществлена. В рамках федеральной целевой программы «Развитие фармацевтической и ме-

дицинской промышленности Российской Федерации на период до 2020 года и дальнейшую перспективу» проведена работа по созданию отечественного трахеобронхиального небулайзера, позволяющего изменять диапазон распределения частиц аэрозоля без смены небулайзерной камеры.

Сравнительный анализ представленных на рынке устройств (табл. 1) показал, что для получения высокоэффективного и конкурентоспособного прибора необходимо, чтобы он мог обеспечивать следующие возможности:

- 1) получение одним прибором аэрозолей с различным распределением частиц;
- 2) получение аэрозолей ароматических масел для проведения сеансов ароматерапии;
- 3) получение аэрозолей из растворов лекарственных средств, содержащих твердые взвешенные частицы;
- 4) распыление порошкообразных лекарственных препаратов.

Основной вклад в достижение полученных характеристик небулайзера «DIVO» вносят, во-первых, оригинальная конструкция небулайзерной камеры, которая позволяет получать распределение размеров частиц аэрозоля в следующих диапазонах: 1 диапазон: 30...5 мкм; 2 диапазон: 5...2 мкм; 3 диапазон: 2...0,5 мкм; во-вторых, программно-аппаратный комплекс, позволяющий в зависимости от исполнения (стационарное или портативное) выполнять настройку параметров работы небулайзера (сохранять, открывать и редактировать профиль пациента).