

УДК 651.84

З.Ю. Готра, д-р техн. наук, Н.В. Дорош, канд. техн. наук, Г.Л. Кучмій, канд. техн. наук, Н.Г. Іванушкіна, канд. техн. наук

Розроблення та моделювання алгоритмів обробки та візуалізації електрографічних біомедичних сигналів

В работе рассмотрены методы и алгоритмы анализа-синтеза електрографіческих біомедицинских сигналів в амплітудно - временной и спектральной области, а также программные средства для визуализации сигналів и результатов их исследования. Приведены результаты моделирования алгоритмов в среде пакета MathCAD. Рассмотрена возможность их схемотехнической реализации на базе микропроцессорных схем.

In this paper methods and algorithms of the electrographical biomedical signals analysis-synthesis in amplitude - time and spectral domain and also software for visualisation of signals and results of their research are considered. The modelling results in the MathCAD software are shown. Their scheme realisation possibilities on the basis of microprocessor schemes is considered.

Вступ

Розроблення та моделювання алгоритмів обробки біомедичних сигналів (БМС) різного типу для діагностичних приладів та систем є актуальною задачею сучасної медичної електроніки.

В залежності від типу сигналів вибирають методи аналізу в амплітудно-часовій або частотній (спектральній) області.

Аналіз в часовій області проводять для біосигналів, що характеризують стан серцево – судинної системи (ССС), органів зору та слуху. При аналізі електрокардіограм -ЕКГ, реограм - РЕО, ретинограм -РЕГ – сигналів визначають амплітудні, часові, інтервальні та сегментні параметри сигналів, розраховують частоту серцевих скорочень (ЧСС) та тип серцевого ритму, положення електричної осі серця, індексні показники реограм та ін. Для сигналів складної форми (електроенцефалограм - ЕЕГ, електроміограм - ЕМГ, електрогастрограм - ЕГГ) крім амплітудно-часових та інтервальних параметрів визначають спектральні коефіцієнти у різних базисах, проводять формування топографічних карт розподілу біопотенціалів, визначають кореляційні залежності та ін. Для задач дослідження сигналів з різними типами патологічних змін виникає необхідність створення моделі БМС – сиг-

налу із заданими параметрами (задача синтезу). Існують роботи [1-4], у яких розглядаються методи та алгоритми дослідження окремих груп біомедичних сигналів (ЕКГ або ЕЕГ та ін), але основні складові частини алгоритмів можна узагальнити для різних типів БМС в залежності від методів їх обробки. Тому в роботі розглянуто узагальнення алгоритмів моделювання аналізу-синтезу БМС сигналів різного типу в часовій та спектральній областях з програмною візуалізацією результатів, на основі яких запропоновано розрахунково-практичний навчальний комплекс робіт для студентів.

1. Моделювання алгоритмів аналізу-синтезу ЕКГ-сигналів

При моделюванні та аналізі ЕКГ- сигналів в середовищі MathCAD основними складовими алгоритму є

- Формування масиву відліків ЕКГ;
- Визначення амплітудно-часових, інтервальних та сегментних параметрів ЕКГ;
- Розрахунок ЧСС та типу серцевого ритму;
- Порівняння параметрів та виявлення відхилень від норми;
- Визначення положення електричної осі серця;
- Встановлення типу положення електричної осі серця (нормальне положення (горизонтальне, нормальне або вертикальне), відхилення осі вправо або вліво;
- Формування заключення.

На рис. 1 представлено вигляд одного періоду кардіоциклу ЕКГ-сигналу та графічний метод визначення електричної осі серця, який передбачає розрахунок алгебраїчної суми амплітудних значень QRS – комплексу в двох стандартних відведеннях (наприклад, у першому та третьому) та визначення тангенсу нахилу електричної осі серця [3].

При синтезі БМС у часовій області, сигнали (наприклад ЕКГ) формуються на окремих часових ділянках шляхом послідовного формування зубців, сегментів та інтервалів на періоді кардіоциклу $T_0 = T_{R-R}$

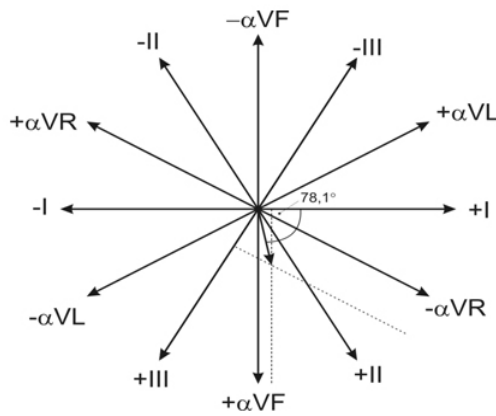
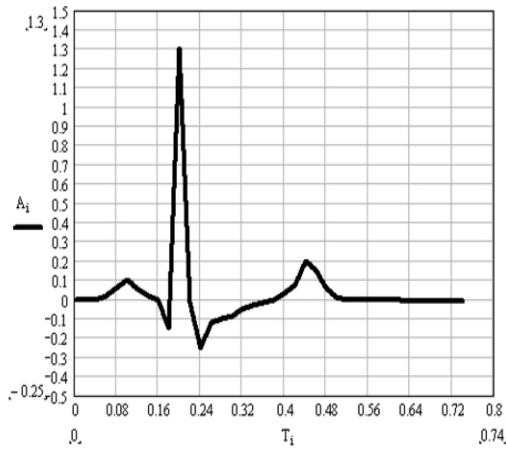


Рис. 1. ЕКГ сигнал та графічний метод визначення електричної осі серця

Межі зубців та інтервалів $k_0 - k_n$ задаються згідно розрахункової моделі (рис. 2), де k_1 - межа інтервалу від 0 (початок вибраного кардіоциклу) до початку зубця P, k_2 - межа зубця P, k_3 - межа сегменту PQ, k_4 - межа зубця Q, k_5 - межа наростаючої частини зубця R, k_6 - спадаюча частина зубця R, k_7 - межа зубця S, k_8 - межа сегменту ST, k_9 - межа зубця T, k_{10} - межа інтервалу від кінця зубця T до 0 (початок наступного кардіоциклу). Якщо на кардіограмі спостерігається наявність u - зубця, що характеризує збудження аорти, то в розрахункову модель вводяться додаткові точки. Крім того враховуються додаткові точки, що виявляються на ЕКГ при зміні її форми при наявності патології.

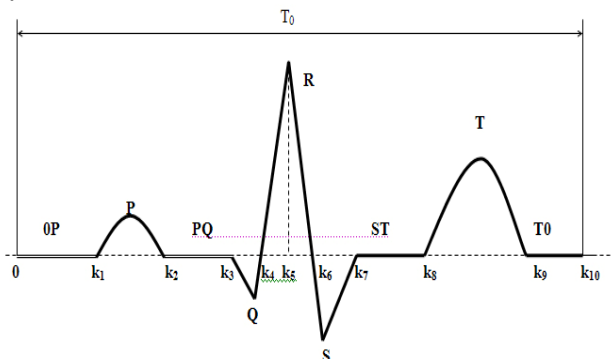


Рис. 2. Розрахункова модель ЕКГ

При формуванні зубців та інтервалів можна вибирати різні закони зміни функцій: тригонометричні, квадратичні (апроксимація параболічними функціями), лінійні або поліноміальні. При формуванні зубців Q, R, S можна використовувати лінійні закони апроксимації функції з відповідними знаками для наростаючої та спадаючої частин зубців.

Моделювання імітаційного алгоритму синтезу ЕКГ – сигналу (з ознаками гіпертрофії лівого передсердя) у середовищі пакету MathCAD було проведено згідно з формулами $e_{kg}(y)$, де A_p, A_r, A_s, A_t – амплітудні значення зубців ЕКГ, $k_i = T_0/dt + k_{i-1}$, а $dt=0.02c$ при $V=50mm/c$.

$$e_{kg}(y) := \begin{cases} 0 & \text{if } 0 \leq y < k_1 \\ \left[0.7A_p \cdot \sin \left[\frac{\pi \cdot (y - k_1)}{k_{13} - k_1} \right] \right] & \text{if } k_1 \leq y < k_{12} \\ \left[A_p \cdot \sin \left[\frac{\pi \cdot (y - k_{11})}{k_2 - k_{11}} \right] \right] & \text{if } k_{12} \leq y < k_2 \\ 0 & \text{if } k_2 \leq y < k_4 \\ A_r \cdot \frac{(y - k_4)}{k_5 - k_4} & \text{if } k_4 \leq y < k_5 \\ A_r \cdot \frac{(k_6 - y)}{k_6 - k_5} & \text{if } k_5 \leq y < k_6 \\ -A_s \cdot \frac{(y - k_6)}{k_{66} - k_6} & \text{if } k_6 \leq y < k_{66} \\ \left[-A_s \cdot \frac{(k_7 - y)}{k_7 - k_{66}} \right] & \text{if } k_{66} \leq y < k_7 \\ 0 & \text{if } k_7 \leq y < k_8 \\ \left[A_t \cdot \sin \left[\pi \cdot \frac{(y - k_8)}{k_9 - k_8} \right] \right] & \text{if } k_8 \leq y < k_9 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

Результати моделювання приведено на рис. 3.

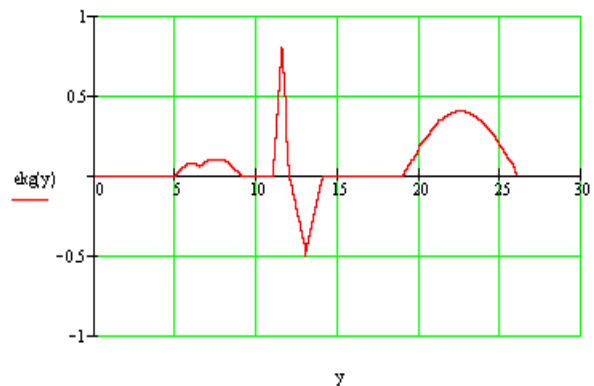


Рис. 3. Результати моделювання ЕКГ з ознаками гіпертрофії лівого передсердя

2. Моделювання алгоритмів аналізу та візуалізації БМС сигналів у спектральній області

Аналіз сигналів у спектральній області проводять для біопотенціалів мозку (ЕЕГ), м'язів (ЕМГ), органів травлення (ЕГГ) та інших сигналів складної форми.

Для автоматизації обчислень та візуалізації сигналів та результатів аналізу було розроблено спеціальну програму аналізу ЕЕГ (**EEG Analyzer**). Програма EEG Analyzer, реалізована в IDE Delphi 6 для ОС Windows і дозволяє проводити спектральний аналіз сигналів складної форми на основі алгоритму швидкого перетворення Фур'є та візуалізувати результати аналізу [3].

Програма складається з 2-х файлів:

- EEGAnalyzer.exe – виконавчий файл програми;
- db.mdb – база даних пацієнтів і енцефалограм.

Вікно графічної візуалізації ЕЕГ- сигналів у стандартних ЕЕГ-відведеннях та їх спектральних характеристик показано на рис. 4. Спектральний склад ЕЕГ-сигналу (Spectrums) розраховується для заданого відведення (наприклад F3) і представляється у графічному вигляді з визначенням типу ритму (Spectral Factors). Для перегляду результатів призначена опція Show EEG верхнього меню, а опція Show Labels дозволяє виводити на графік числові значення спектральних коефіцієнтів.

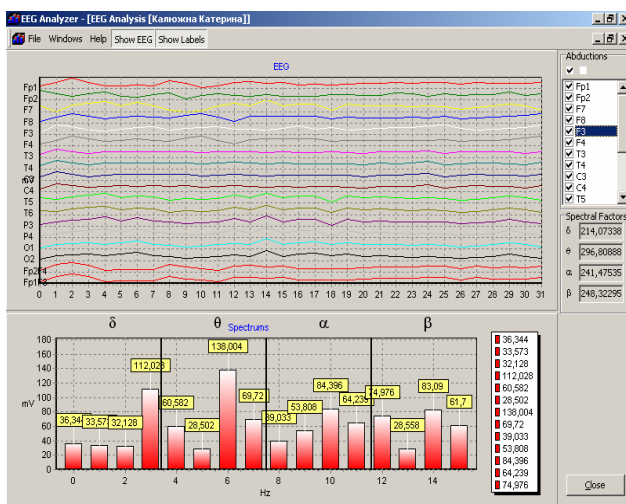


Рис. 4. Вікно графічної візуалізації ЕЕГ- сигналів та результатів їх спектрального аналізу

Аналогічно можна проводити спектральний аналіз з візуалізацією результатів у графічному вигляді і для інших типів біомедичних сигналів складної форми (ЕМГ, ЕГГ та ін.)

Програмним шляхом також можна будувати топографічні карти розподілу біопотенціалів по поверхні мозку та проводити визначення кореляційних зв'язків між вибраними відведеннями [1,3].

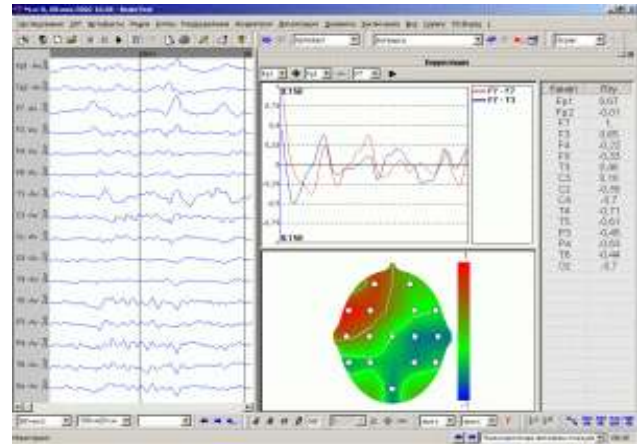


Рис. 5. Топографічні карти розподілу біопотенціалів мозку

Схемотехнічну реалізацію аналізаторів – синтезаторів сигналів на основі розглянутих алгоритмів можна проводити на базі мікропроцесорних систем з цифровою пам'яттю і схемами АЦП і ЦАП. В таких системах можна програмним шляхом забезпечити роботу в режимах аналізу-синтезу сигналів, змінювати параметри синтезу на окремих інтервалах згідно програми і формувати БМС різного типу. Простота алгоритму синтезу у часовій області дозволяє зменшити об'єм цифрової пам'яті та інші апаратні затрати при проектуванні генераторів [4].

Висновок

Результати моделювання можна використовувати при проектуванні мікроелектронних приладів для експрес-діагностики функціонального стану організму, а розрахунково-практичний комплекс робіт – для навчання студентів та тренінгу медичного персоналу.

Література

1. *Зенков Л.Р.* Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей. 3-е изд. – М.:МЕДпресс-информ, 2004. – 368 с.
2. *Дощицин В.Л.* Клинический анализ электрокардиограмм. – М.: Медицина, 1982. – 233 с.
3. *Реєстрація, обробка та контроль біомедичних електрографічних сигналів: Навчальний посібник /За редакцією З.Ю.Готри. - Львів.: Ліга-прес, 2009.-308с.*
4. *Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., Смеркло Л.М.* Багатофункціональні генератори-синтезатори сигналів для медичних електронних систем.//Вісник НУ «Львівська політехніка». Електроніка, №455, 2002, с.74-79.