

УДК 621.391:616.12–073.97

АЛГОРИТМИ МОДУЛЯЦІЇ ЕКГ–СИГНАЛІВ НА ОСНОВІ ЛЧМ ТА ФКМ

Романчук В.С.

e-mail: vitalii.romanchuk@nure.ua

Науковий керівник – д.т.н., проф. Чумаков В.І.

Харківський національний університет радіоелектроніки, каф. ПЕЕА
м. Харків, Україна

The study examines the role of modulated signals in radio engineering systems and their application for biomedical signal processing. It is shown that the modulation method significantly affects the signal's spectral characteristics, its noise robustness, and the efficiency of subsequent analysis. Special attention is given to linear frequency modulation (LFM) and phase-coded modulation (PCM), which are widely used in radar, communication, and remote sensing systems. An approach is proposed for generating and modulating synthetic ECG signals using LFM and PCM algorithms. This approach enables the study of cardiac electrophysiological processes using radio engineering signal processing methods. The obtained results can be applied in the development of telemedicine systems, portable medical devices, and embedded biomedical signal monitoring systems.

Типова структура ЕКГ складається з наступних елементів: Р–хвилі, QRS–комплексу та Т–хвилі, що відповідають різним фазам деполяризації та реполяризації міокарда. У сучасних системах медичної діагностики обробка ЕКГ–сигналів значною мірою ґрунтується на методах цифрової обробки сигналів. Для моделювання ЕКГ–сигналу кожен із зазначених компонентів може бути представлений аналітичною функцією, що описує форму відповідної хвилі. У загальному випадку сигнал електрокардіограми розглядається як суперпозиція цих складових [1,2]

$$ECG(t_i) = P(\tau_i) + QRS(\tau_i) + T(\tau_i), \quad (1)$$

де $P(\tau_i)$ – модель Р-хвилі, що відповідає деполяризації передсердь; $QRS(\tau_i)$ – модель QRS-комплексу, який характеризує деполяризацію шлуночків; $T(\tau_i)$ – модель Т-хвилі, що описує процес реполяризації шлуночків.

Для дослідження частотних властивостей електрокардіограми використовується спектральний аналіз. Найбільш поширеним інструментом такого аналізу є дискретне перетворення Фур'є, яке дозволяє представити сигнал у частотній області. Дискретне перетворення Фур'є визначається виразом [1]

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} ECG[n] \cdot e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot \frac{k \cdot n}{N}}, \quad (2)$$

де $ECG[n]$ – дискретні відліки сигналу ЕКГ; N – кількість відліків;
 $k=0, 1, 2, \dots, N-1$ – індекс спектральної компоненти.

Процес формування ЛЧМ сигналу включає наступні етапи [1–3]:

– формування часової осі, часовий вектор задається як

$$t_n = n / f_s, \quad (3)$$

де $n=0, 1, 2, \dots, N-1$ – кількість імпульсів; $N = f_s \cdot T$.

– інтегрування сигналу для фазової модуляції, фазу модульованого сигналу обчислюють на основі накопиченої суми ЕКГ–сигналу

$$\varphi(t_i) = \alpha \cdot \sum_{n=0}^i ECG(t_n) \cdot \Delta t = \alpha \cdot \frac{1}{f_s} \cdot \sum_{n=0}^i ECG(t_n), \quad (4)$$

де α – масштабний коефіцієнт модуляції.

– формування ЛЧМ сигналу, лінійний частотно–модульований сигнал отримується як

$$s(t) = \cos(2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t + \varphi(t)). \quad (5)$$

Процес формування ЛЧМ сигналу на основі синтетичного ЕКГ–сигналу представлено на рисунку 1.

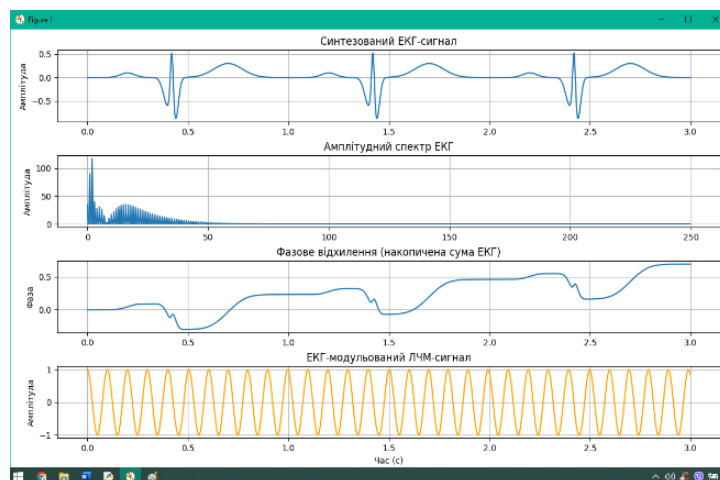


Рисунок 1 – Процес формування ЛЧМ сигналу

З рисунка 1 видно, що після модуляції сигнал набуває більш синусоїдального вигляду порівняно з вихідним ЕКГ–сигналом. Це зумовлено тим, що інформація вихідного сигналу кодується у зміні фази або миттєвої частоти несучого сигналу.

Процес формування фазокодованого сигналу включає наступні етапи [4,5]:

– нормалізація сигналу, сигнал ЕКГ приводиться до діапазону $[0,1]$

$$ECG_{norm}(t_i) = \frac{ECG(t_i) - \min(ECG)}{\max(ECG) - \min(ECG)}; \quad (6)$$

– бінаризація сигналу, перетворення на бітову послідовність

$$b(t_i) = \begin{cases} 0, & ECG_{norm}(t_i) < \theta \\ 1, & ECG_{norm}(t_i) \geq \theta; \end{cases} \quad (7)$$

– фазова модуляція несучої, бітова послідовність керує фазою несучого сигналу:

$$s(t_i) = \cos(2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t_i + \pi \cdot b(t_i)), \quad (8)$$

де f_0 – несуча частота, Гц; $b(t_i)$ – фазовий біт – $b(t_i) \in \{0,1\}$.

Процес формування ФКМ сигналу на основі синтетичного ЕКГ–сигналу представлено на рисунку 2.

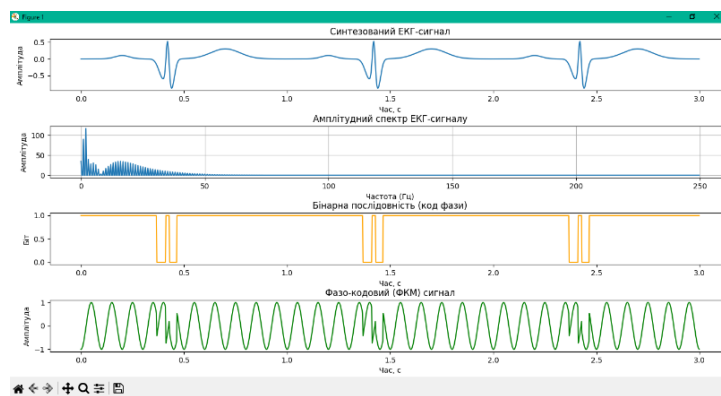


Рисунок 2 – Процес формування ФКМ сигналу

Наведений алгоритм дозволяє перетворити ЕКГ–сигнал на бінарну послідовність. Для цього сигнал попередньо нормалізується, щоб отримати значення, придатні для порогової бінаризації.

Список використаних джерел:

1. Mahmoodabadi, S. Z.; Ahmadian, A.; Abolghasemi, V. ECG Feature Extraction Using LFM-Chirp Based Time-Frequency Representation // International Journal of Biomedical Engineering. – 2020. – Vol. 9, No. 3. – P. 78–84.
2. Panicker, R. C.; Phyto, A. Z.; Acharya, U. R. Application of phase-coded and frequency-modulated signals in secure transmission of ECG for telemedicine // Biomedical Signal Processing and Control. – 2021. – Vol. 68. – Art. 102695.
3. Aydin, N.; Akin, M. A new approach for ECG beat classification: Complex Continuous Wavelet Transform and LFM-based features // Computers in Biology and Medicine. – 2022. – Vol. 145. – Art. 105451.
4. Levanon, N.; Mozeson, E. Radar Signals / N. Levanon, E. Mozeson. – Hoboken: Wiley-Interscience, 2004. – 432 p.
5. Proakis, J. G. Digital Communications / J. G. Proakis. – 4th ed. – Boston: McGraw-Hill, 2000. – 928 p.