

## АНАЛІЗ ЧИННИКІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ ДЛЯ ПОБУДОВИ АЛГОРИТМУ СИНТЕЗУ ТЕСТОВИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ

### Денис Моспан

кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки

Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, вул. Університетська, 20, Кременчук, Полтавська область, Україна, 39600, denis.mospan@gmail.com

ORCID: 0000-0001-5473-7874

### Олексій Юрко

кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки

Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, вул. Університетська, 20, Кременчук, Полтавська область, Україна, 39600, yurkoalexe@gmail.com

ORCID: 0000-0002-8244-2376

### Олександр Спатар

магістр кафедри комп'ютерної інженерії та електроніки

Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, вул. Університетська, 20, Кременчук, Полтавська область, Україна, 39600, spatar7@icloud.com

ORCID: 0009-0008-3439-2731

Діючий стандарт ДСТУ 2738-94 «Прилади для вимірювань біоелектричних потенціалів серця. Номенклатура показників. Терміни та визначення» поширюється на аналогові прилади для вимірювань та реєстрації біоелектричних потенціалів серця. Установлені стандартом тестові сигнали не дають змоги повноцінно тестувати і калібрувати цифрові електрокардіографи (ЕК). Наприклад, під час використання сигналу гармонічної форми з частотою більшою 10% частоти дискретизації сигналів ЕК виникає ефект «візуального биття» амплітуди оцифрованого сигналу, що ускладнює точне вимірювання його амплітудних характеристик.

**Ключові слова:** генератор сигналу, електрокардіографія, тестовий електрокардіосигнал, довільна форма.

**Актуальність роботи.** Стандарт МЕК рекомендує методи випробувань, які базуються на тестових сигналах, що імітують електричну активність серця. Застосування таких сигналів зумовлено такими причинами:

1. Неможливістю провести визначення параметрів цифрових ЕК за допомогою методів випробувань, які застосовують сигнали гармонічної, прямокутної форми та їх суміші як тестові сигнали.

2. Необхідністю у визначенні точності оцінок тривалості та амплітуд елементів електрокардіограми (ЕКГ), стійкості до різних шумів і артефактів вимірювальних алгоритмів, побудова яких базується на апріорних знаннях структури ЕКГ.

3. Необхідністю визначення чутливості і специфічності алгоритмів постановки діагностичних висновків із метою співставлення результатів обстеження пацієнтів, одержаних на різних ЕК.

Як тестові сигнали можуть застосовуватися наперед класифіковані реальні або синтезовані електрокардіосигнали (ЕКС), які відтворюються генераторами спеціальних форм – імітаторами ЕКС.

Відоме велике розмаїття імітаторів ЕКС, які є необхідними для тестування і періодичної повірки ЕК в умовах медичних установ та виробництва. Характеристики тестових сигналів імітаторів суттєво впливають на можливість проведення метрологічного контролю апаратної та програмної частин сучасного ЕК згідно з прийнятими стандартами.

Новий міжнародний стандарт спирається на попередній стандарт та на аналогові прилади, використовуючи його методи випробувань. Безумовно, певна наступність методів випробувань має бути збереженою, оскільки основні функції ЕК із часу їх створення не змінилися. Однак цифрові ЕК надають доступ до оцифрованих сигналів. На підставі цього можна і необхідно будувати методи випробувань, які базуватимуться на цифровій обробці даних, що є актуальним завданням.

**Матеріал і результати досліджень.** Одержати точний математичний опис реальних електродинамічних закономірностей, які відбуваються в об'ємі серця, вкрай складно. Тому у сучасній електрокардіографії, згідно з дипольною концеп-

цією, за певних допущень серце можна умовно розглядати як одне точкове джерело струму (серцевий диполь), який створює у оточуючому його об'ємному провіднику (тілі) електричне поле. Саме це поле і реєструють за допомогою електродів, розміщених у певних точках поверхні тіла.

Традиційна ЕКГ являє собою графічний запис змін у часі сумарного електричного потенціалу, що виникає у серцевому м'язі за рахунок руху іонів через м'язову мембрану. На кожному серцевому циклі нормальної ЕКГ розрізняють низку зубців (рис. 1), які віддзеркалюють стадії збудження окремих ділянок серцевого м'язу.

Зубець *P* утворюється внаслідок збудження передсердь. Сегмент *PQ* зазвичай розміщу-

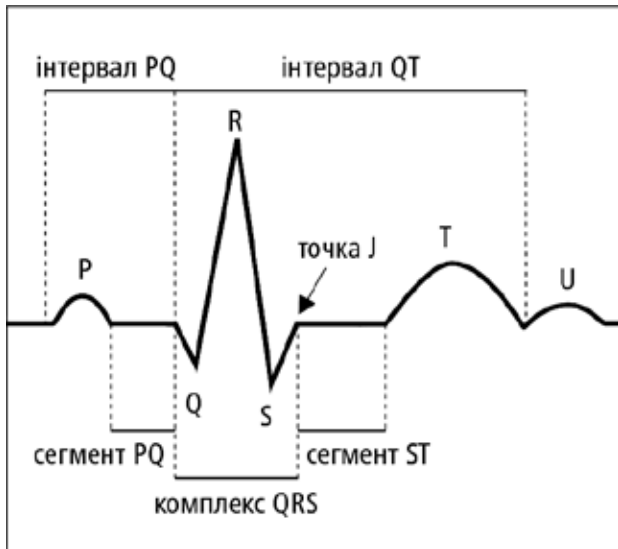


Рис. 1. Серцевий цикл нормальної ЕКГ

ється на нульовій лінії (ізолінії) і відповідає часу проходження збудження по так званому атріо-вентрикулярному (передсердно-шлуночковому) з'єднанню.

Комплекс *QRS* віддзеркалює складний процес збудження (деполяризації) шлуночків. Початковий зубець *Q* реєструється під час збудження лівої частини міжшлуночкової перегородки. Зубець *R* (частіше за все найбільш виражений зубець ЕКГ) зумовлений збудженням основної маси міокарда лівого та правого шлуночків. Зубець *S* переважно зумовлюється збудженням основи лівого шлуночка.

Інтервал *ST*, який називають кінцевою частиною шлуночкового комплексу, віддзеркалює реполяризацію шлуночків. Він розділяється на сегмент *ST*, який віддзеркалює період згасання збудження шлуночків, і зубець *T*, форма якого відбиває процес швидкої реполяризації шлуночків. Зрідка за зубцем *T* реєструється невеликий зубець *U*, походження якого досі не встановлено точно.

Інтервал *TP* від завершення зубця *T* і до початку зубця *P* наступного циклу ЕКГ відповідає діастолі (розслабленню серця).

Традиційний морфологічний аналіз ЕКГ зводиться до оцінки полярності, амплітуди, тривалості та форми характерних сегментів і зубців ЕКГ [1]. Типові параметри ЕКГ у нормі представлено в табл. 1.

Реальні ЕКГ мають найрізноманітнішу форму. Згідно з [1], на практиці зустрічається не менше 10 різних типів зубця *P*, 13 типів сегмента *ST*, 12 типів зубця *T* та 55 типів комплексу *QRS*, які можуть суттєво відрізнятися за формою. Навіть

Таблиця 1

Параметри ЕКГ у нормі

Фрагмент ЕКГ	Тривалість, мс	Амплітуда, мВ
Зубець <i>P</i>	60 – 100	0,05 – 0,25
Зубець <i>Q</i>	< 30	< 0,25 <i>R</i>
Зубець <i>R</i>	30 – 40	< 2,6
Зубець <i>S</i>	< 30	< 2,5
Зубець <i>T</i>	< 160	(0,25 – 0,5) <i>R</i>
Зубець <i>U</i>	60 – 160	0,2 – 0,3
Інтервал <i>PQ</i>	120 – 200	–
Інтервал <i>QT</i>	350 – 420	–
Інтервал <i>RR</i>	750 – 1000	–
Сегмент <i>ST</i>	20 – 120	–
Комплекс <i>QRS</i>	60 – 100	–

в одному відведенні, наприклад у першому стандартному відведенні (ліва та права руки), на практиці можуть спостерігатися суттєво відмінні за формою цикли (рис. 2).

Органічні ураження і функціональні порушення серцево-судинної системи відображаються відповідними змінами параметрів і форми фрагментів ЕКГ.

Наприклад, основні електрокардіографічні ознаки ішемії міокарда зосереджені на сегменті *ST* та зубці *T*. Вони виявляються у зміщенні донизу (депресія) або вгору (елевація) сегменту *ST* відносно ізоелектричної лінії більше ніж на 0,1 мВ.

Відсутність зубця *R* (рис. 2б), патологічний (широкий та глибокий) зубець *Q* (рис. 2 б, в, д) та зміщення вгору (елевація) сегменту *ST* (рис. 2 в, д) є електрокардіографічними ознаками інфаркту міокарда.

Слід відзначити, що багато з перелічених ознак не є специфічними у тому розумінні, що вони можуть виявлятися і за інших патологій або короточасних функціональних порушень. Зокрема, депресія сегменту *ST* більше ніж на 0,1 мВ (рис. 2и) може спостерігатися не лише при ішемії міокарду, а й при різних формах міокардиту, артеріальної і симптоматичної гіпертонії, пороках серця, передозуванні препаратів наперстянки та інших випадках.

До того ж слід урахувати, що на реальних ЕКГ зазвичай немає чітких границь між інформативними фрагментами, що ускладнює їх автоматичне розпізнання. Навіть така, на перший погляд, проста задача, як виділення *QRS* комплексів, потребує залучення достатньо складних обчислювальних процедур [3].

Додаткову діагностичну інформацію можна одержати під час певної обробки ЕКГ, напри-

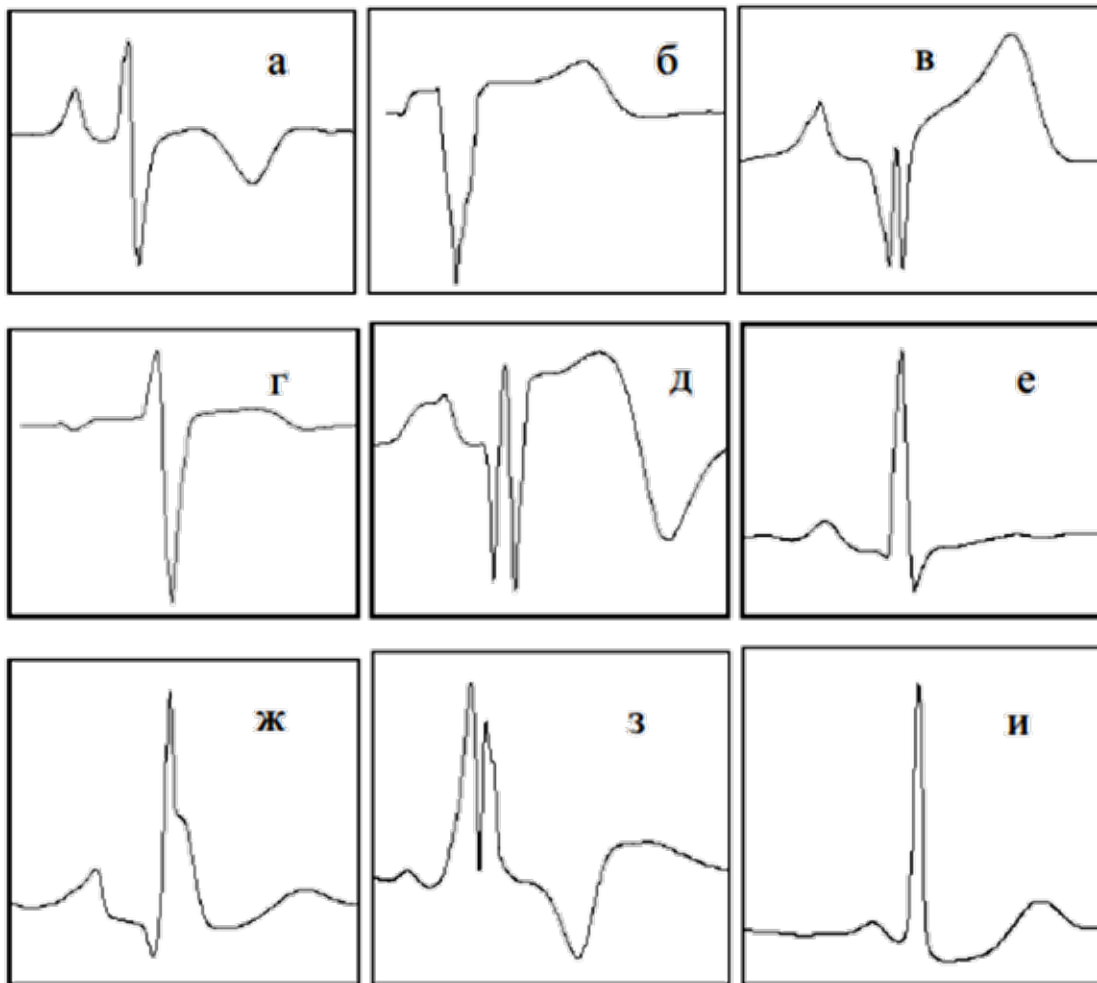


Рис. 2. Приклади циклів реальних ЕКГ в одному відведенні (за даними спеціалізованих баз Інтернет-порталу Physio Net [2])

клад у частотній області із застосуванням методів спектрального аналізу. Один із відомих підходів до аналізу гармонічних компонент нестационарних сигналів був запропонований у 1948 р. Денисом Габаром і одержав назву локального перетворення Фур'є (STFT – Short-Time Fourier Transformation) [4], або спектрально-часового мапування (Spectral-temporal mapping).

Відомі також й інші методи комп'ютерних технологій оброблення ЕКГ, які тим чи іншим чином спираються на алгоритми оброблення сигналів у часовій та частотній областях.

Наприклад, одним із предикторів високого ризику раптової смерті, який останнім часом набув просторого визнання в клінічних дослідженнях, базується на аналізі так званої електричної альтернації серця під час проведення проби з фізичним навантаженням або за даними добового моніторингування.

Практика довела більшу перспективність методів аналізу альтернації зубця *T*, які базуються на обробці ЕКГ у часовій області. Одним із таких методів є алгоритм, названий його авторами як модифікований алгоритм ковзного середнього (MMA – Modified Moving Average Beat Analysis) [5].

Останнім часом у медичній практиці набув поширення ще один предиктор раптової серцевої смерті – турбулентність серцевого ритму (HRT – Heart Rate Turbulence), який являє собою фізіологічну реакцію синусового вузла на передчасні шлуночкові скорочення (екстрасистоли) у вигляді короткочасних коливань тривалості *RR*-інтервалів [6]. Пояснення механізму турбулентності серцевого ритму надано у [7].

Клінічне значення аналізу варіабельності серцевого ритму (BCP) відомо з 60-х років минулого сторіччя. Розроблення математичних методів і комп'ютерних алгоритмів аналізу показників BCP дало змогу виокремити цей метод як самостійний неінвазивний метод у кардіології – метод кардіоінтервалографії (КІГ).

Сьогодні більшість дослідників користуються запропонованими у 1996 р. Європейською спілкою кардіології та Північноамериканською електрофізіологічною спілкою стандартами вимірювань, фізіологічної інтерпретації BCP та рекомендаціями щодо клінічного застосування означеного методу [8].

Основною метою математичного аналізу BCP є оцінювання балансу між симпатичною та парасимпатичною частинами вегетативної нервової системи і тим самим визначення

типу вегетативної регуляції (ваго-, нормо- або симпатотонія).

Аналіз BCP також дає змогу прогнозувати ризик раптової серцевої смерті і фатальних аритмій при інфаркті міокарда, ішемічній хворобі серця та інших серцево-судинних патологіях, здійснювати оцінювання ефективності лікувальних та оздоровчих заходів.

Комп'ютерна обробка тривалих записів ЕКГ надає можливість одержати ще одну важливу діагностичну інформацію щодо стану серцево-судинної системи. Йдеться про так звані пізні потенціали шлуночків (ППШ) у вигляді низькоамплітудних (5–20 мкВ) і високочастотних (25–50 Гц) коливань, які виявляються у кінцевій частині комплексу *QRS* і початковому відділі сегменту *ST* на протязі нетривалого часового інтервалу (40–180 мс) та віддзеркалюють процеси уповільненого проведення електричного сигналу в міокарді (рис. 3).

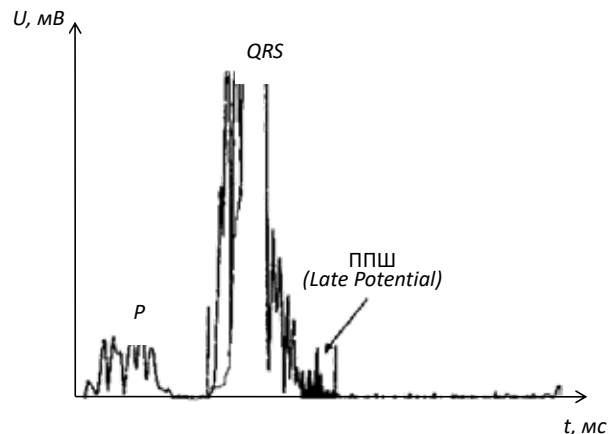


Рис. 3. Пізні потенціали шлуночків (ППШ)

Потенціали уповільненої деполяризації шлуночків уперше виявив Е. Бербарі [9], який установив, що ППШ передують появі шлуночкових тахіаритмій. На звичайній ЕКГ такі фрагменти є недоступними, і для їх виявлення необхідне підсилення сигналу більше ніж у 100 разів. Оскільки таке підсилення призводить до відповідного підсилення випадкових завад, то для виділення істинних (5–20 мкВ) низькоамплітудних коливань, які віддзеркалюють активність серця, застосовують методи часового або частотного додавання (усереднення) комплексів *QRS*.

Найпоширенішим способом виявлення ППШ став метод побудови сигнал-усередненої ЕКГ (SAECG – Signal Average ECG), який базується на усередненні 50–300 послідовних комплексів *QRS* у часовій області, за рахунок чого нівелю-

ються випадкові завади та шуми, а електрична активність міокарда залишається незмінною [10]. Однак усереднення сигналу у часовій області має низку обмежень.

Для детального аналізу ППШ у частотній області застосовують згадані вище алгоритми швидкого перетворення Фур'є, методи спектрально-часового мапування і вейвлет-перетворень.

Технологія комп'ютерного усереднення ЕКГ використовується також у методі дисперсійного мапування ЕКГ, який базується на обробці інформації від чотирьох електродів, розміщених на кінцівках. За ствердженням авторів методу, основною його відмінністю є можливість аналізу низькочастотних коливань сигналів не тільки у кінцевій частині комплексу QRS і початковому відділі сегменту ST, а й на протязі всього серцевого циклу й оцінювання дисперсій виміряних та обчислених показників процесів деполяризації і реполяризації.

Слід відзначити, що в клінічній практиці для виявлення електрофізіологічних процесів у серці на ділянках деполяризації і реполяризації вже давно застосовують традиційний метод поверхневого ЕКГ-мапування. Метод дає змогу провести аналіз часових та просторових характеристик електричного поля серця, зареєстрованого за допомогою багаточисельних відведень на поверхні грудної клітини, і представити результати комп'ютерної обробки таких сигналів у вигляді детальної мапи розподілу потенціалів.

Під час збудження і реполяризації серця виникає електричне поле, яке можна зареєструвати на поверхні тіла. При цьому між різними точками утворюється різниця потенціалів, яка змінюється відповідно до коливань величини та напрямку цього електричного поля. Саме ці змінні у часі різниці потенціалів і є ЕКС.

Для реалізації генерування ЕКС імітаторами найбільш підходить алгоритм, що базується на лінійній та квадратичній інтерполяції ділянок ЕКС. У рамках цього алгоритму ЕКС задається у вигляді послідовності відрізків та ділянок парабол, які надалі будуть називатися елементами ЕКС. Для опису змін форми та чергування появи елементів ЕКС вводиться набір систем координат (СК). Початок набору СК (рис. 4) збігається з початком поточного кардіоциклу і послідовно переміщується під час виникнення наступних кардіоциклів. Момент часу першого відхилення будь-якого ЕКС від власної ізоелектричної лінії є початком набору СК у поточному кардіоциклі. Ізоелектрична лінія ЕКС являє собою вісь абсцис, відповідну даному сигналу СК. Таким чином,

формується переміщуваний набір СК циклів ЕКС, відносно яких визначаються координати початкових та кінцевих точок елементів ЕКС.

Кожен  $i$ -й елемент ЕКС кодується шістьма параметрами  $a_i, b_i, x_i, y_i, x_{i+1}, y_{i+1}$ . Параметри  $x_i, y_i$  та  $x_{i+1}, y_{i+1}$  задають початкову та кінцеву координату елемента ЕКС. У випадку елемента парабола,  $a_i$  (ордината) та  $b_i$  (абсциса) визначають її екстремум. У разі елемента відрізка  $a_i$  та  $b_i$  покладають дорівнюючими нулю. Тоді рівняння елементів ЕКС запишуться так:

$$y = \frac{y_i - a_i}{(x_i - b_i)^2} (x - b_i)^2 + a_i \text{ для параболи} \quad (1)$$

$$y = y_i + \frac{y_{i+1} - y_i}{x_{i+1} - x_i} (x - x_i) \text{ для відрізка,} \quad (2)$$

де  $x_i \leq x \leq x_{i+1}$ .

Шість параметрів кожного елемента ЕКС можна визначити двома способами.

Перший спосіб полягає у тому, що параметри елементів ЕКС задаються абстрактно від реального сигналу. Із метою запобігання ділянкам зломів між сусідніми елементами спотворень пропонується така процедура. Будемо вимагати, щоб виконувалась умова:

$$y_{i+1} = \frac{y_i - a_i}{(x_i - b_i)^2} (x_{i+1} - b_i)^2 + a_i, \quad (3)$$

де  $x_i < b_i < x_{i+1}, |a_i| \in \{|y_i|, |y_{i+1}|\}$ ;  $a_i$  – задана ордината екстремуму параболи.

Дані умови накладають обмеження на форму шуканої ділянки параболи, яка має проходити через задану кінцеву координату і містити точку екстремуму. Тоді, розв'язуючи рівняння (3.3) відносно  $b_i$ , одержимо таке співвідношення:

$$b_i = x_i + (x_{i+1} - x_i) \frac{1 - \sqrt{H}}{1 - H},$$

де  $H = (y_{i+1} - a_i) / (y_i - a_i)$ .

Якщо  $H = 1$  ( $y_{i+1} = y_i$ ), то  $b_i = 0,5(x_{i+1} + x_i)$ .

Вихідними даними для розрахунків параметрів ЕКС першим способом є послідовність триплетів, кожен із яких містить такі числа:

1.  $a_i$  зі значенням, що дорівнює нулю, якщо елемент є відрізком, та зі значенням ординати екстремуму параболи, якщо елемент – парабола.

2.  $x_{i+1}, y_{i+1}$  – кінцева координата  $i$ -го елемента.

Кінцева координата попереднього  $(i-1)$ -го елемента є початковою координатою  $i$ -го, тобто  $x_i$  та  $y_i$ .

Таким чином, обчислення параметрів елементів ЕКС даним способом містить три етапи:

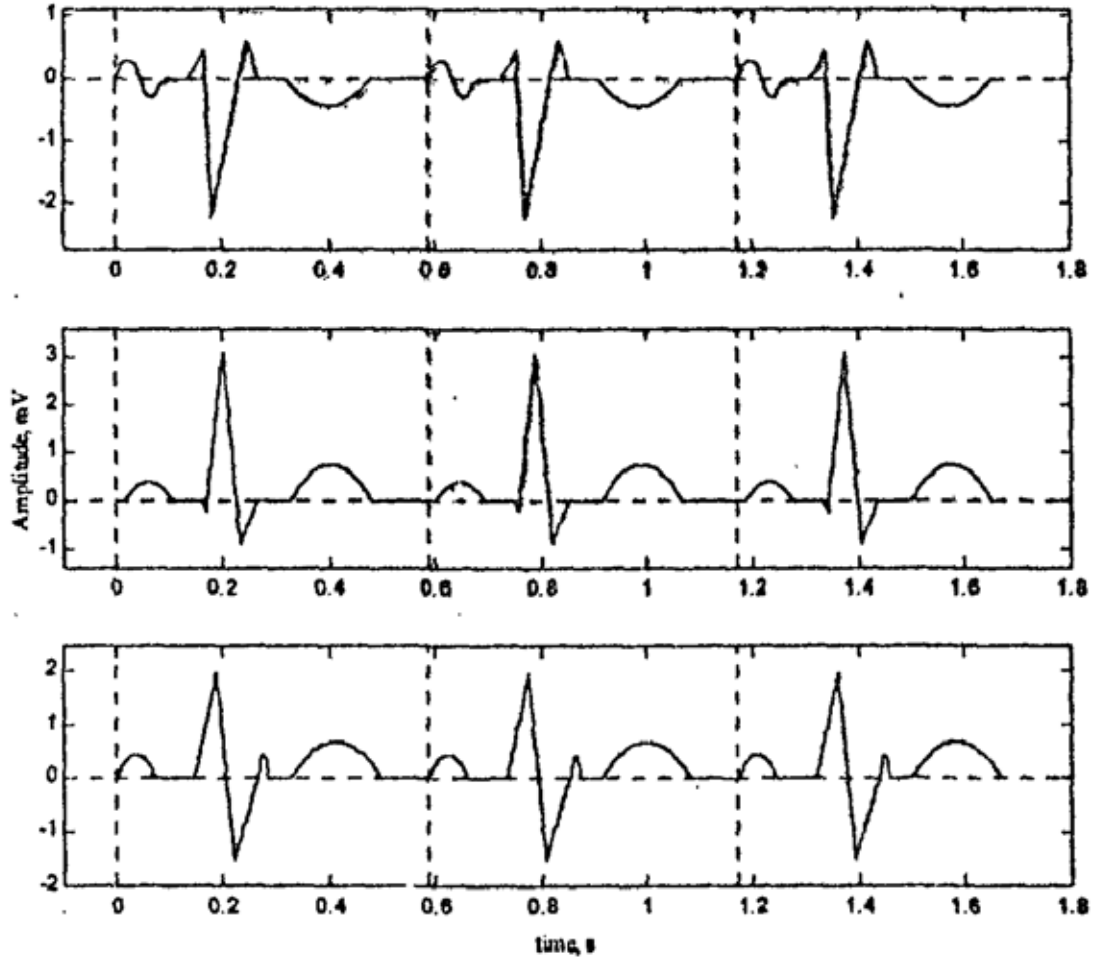


Рис. 4. Синтезовані електрокардіосигнали (ЕКС) із набором координатних систем (КС) (пунктирні лінії)

1. Задавання бажаних початкових та кінцевих координат елементів, значень ординат екстремумів парабол і формування послідовності триплетів.

2. Обчислення для кожного елемента парабол абсциси її екстремуму за наведеною вище формулою.

3. Формування послідовності набору параметрів  $(a_i, b_i, x_i, y_i, x_{i+1}, y_{i+1})$  елементів ЕКС.

Другий спосіб передбачає використання реальних ЕКС. Із цих ЕКС вилучають мережеву заваду, діагностично не значимі коливання за допомогою смугового фільтра з частотами зрізу 0,05 та 65,5 Гц, а також інші артефакти. За допомогою програми знаходяться початкові та кінцеві координати елементів ЕКС. Обчисленню підлягають параметри  $a_i, b_i$  параболічного елемента, оскільки початковими і кінцевими координатами відрізка та параболі є точки, одержані на початковому етапі визначення зломів ЕКС.

Нехай потрібно знайти рівняння параболічного елемента ЕКС  $y = a^*x^2 + b^*x + c^*$  на заданій множині точок  $(x_1, y_1), \dots, (x_k, y_k), \dots, (x_n, y_n)$ . Перетворимо цю множину точок до виду  $(t_1, y_1), \dots, (t_k, y_k), \dots, (t_n, y_n)$ , де  $t_k = x_k - x_1$ . Для того щоб уникнути появи ділянок зломів між сусідніми елементами і зменшити вплив залишкового шуму у початкових даних  $y_k$ , параметри параболі будемо визначати за методом найменших квадратів (МНК) із крайовими умовами  $y(t_1) = y_1$  та  $y(t_n) = y_n$ .

$$\begin{cases} y_1 = a^*t_1^2 + b^*t_1 + c^* & (4) \\ y_n = a^*t_n^2 + b^*t_n + c^* & (5) \\ F(a^*, b^*, c^*) = \sum_{k=1}^n (y_k - a^*t_k^2 - b^*t_k - c^*)^2 \rightarrow \min. & (6) \end{cases}$$

Із (4) та (5) матимемо:

$$c^* = y_1; b^* = \frac{y_n - y_1}{t_n} - a^* t_n.$$

Підставляючи  $c^*$  та  $b^*$  до (6), одержимо:

$$F(a^*) = \sum_{k=1}^n \left[ y_k - a^* (t_k^2 - t_n t_k) - t_k \frac{y_n - y_1}{t_n} - y_1 \right]^2.$$

Прирівнюючи до нуля першу похідну функції  $F(a^*)$ , знаходимо з одержаного рівняння параметр  $a^*$  у такому вигляді:

$$a^* = \sum_{k=1}^n \left( y_k - t_k \frac{y_n - y_1}{t_n} - y_1 \right) (t_k^2 - t_n t_k) / \sum_{k=1}^n (t_k^2 - t_n t_k)^2. \quad (7)$$

Тоді решта параметрів буде визначатися такими рівняннями:

$$b^* = \frac{y_n - y_1}{t_n} - \left[ \sum_{k=1}^n \left( y_k - t_k \frac{y_n - y_1}{t_n} - y_1 \right) (t_k^2 - t_n t_k) / \sum_{k=1}^n (t_k^2 - t_n t_k)^2 \right] \quad (8)$$

$$c^* = y_1. \quad (9)$$

У підсумку матимемо рівняння параболічного елемента:

$$y = a^* (x - x_1)^2 + b^* (x - x_1) + c^*, \quad \text{де } x_1 \leq x \leq x_n.$$

Співставляючи його з рівнянням (1), знаходимо такі співвідношення:

$$a_i = c^* - \frac{(b^*)^2}{4a^*}; b_i = x_i - \frac{b^*}{2a^*}. \quad (10)$$

Описаний вище спосіб представлення ЕКС зручно використовувати на попередньому етапі підготовки даних для наступного синтезу ЕКС імітаторами. Представлені рівняння (1) та (2) можна спростити, тобто виключити ресурсоємну для мікроконтролерів операцію ділення та зменшити кількість параметрів елементів ЕКС. А саме, введемо новий параметр  $q_i = (y_i - a_i) / (x_i - b_i)^2$  – для парабол, та  $q_i = (y_{i+1} - y_i) / (x_{i+1} - x_i)$  – для відрізків.

Здійснивши заміну змінних  $t = x - x_i$ , зменшимо кількість параметрів елемента ЕКС. Підсумкові рівняння запишемо у такому вигляді:

$$y = q_i (t - p_i)^2 + r_i; p_i = x_i - b_i; r_i = a_i \text{ для парабол та} \quad (11)$$

$$y = q_i t + r_i; r_i = y_i; p_i = 0 \text{ для відрізків,} \quad (12)$$

де  $0 \leq t \leq s_i = x_{i+1} - x_i$ .

Таким чином, кожен елемент ЕКС в імітаторі визначається чотирма параметрами  $(0, q_i, r_i, s_i)$  для відрізків та  $(p_i, q_i, r_i, s_i)$  для параболі.

**Висновки.** Характеристики точності, діапазони та типи тестових сигналів частково співпадають із вимогами стандартів. Хоча жоден імітатор ЕКС не формує постійної напруги  $\pm 300$  мВ,

яка подається на всі вхідні канали електрокардіографа незалежно від поточного тестового сигналу. Окрім цього, суміш сигналів гармонічної та прямокутної форм не підтримується жодним імітатором ЕКС, що унеможливило перевірку нелінійності АЧХ і ефективної ширини запису ЕКГ згідно з чинним стандартом.

Тому пошук оригінальних підходів до побудови інформаційних технологій перевірки сучасних цифрових електрокардіографів, які базуватимуться на реалізації математичної моделі генерування штучної ЕКГ реалістичної форми в умовах внутрішніх і зовнішніх збурень із заданими амплітудно-часовими характеристиками інформативних фрагментів, є актуальним науково-технічним завданням.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Іванушкіна Н.Г., Іванько К.О. Цифрова обробка низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів : навчальний посібник. Київ : НТУУ «КПІ», 2014. 182 с.
2. PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals. URL: <http://www.physionet.org> (дата звернення: 15.10.2023).
3. Furno G., Tompkins W. QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system. *Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care*. 1982. Vol. 9. P. 155.
4. Poli R., Cagnoni S., Valli G. Genetic design of optimum linear and non-linear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995. Vol. 42. № 11. P. 1137–1141.
5. Nopadol U., Sakonthawat I. Development of QRS Detection using Short-time Fourier Transform based Technique. *Computer Aided Soft Computing Techniques for Imaging and Biomedical Applications (IJCA Special Issue)*. 2010. P. 7–10.
6. Nearing B.D., Verrier R.L. Modified moving average analysis of T-wave alternans to predict ventricular fibrillation with high accuracy. *Journal of Applied Physiology*. 2002. Vol. 92. P. 541–549.
7. Davies L.C., Francis D.P., Ponikowski P., Piepoli M.F. Relation of heart rate and blood pressure turbulence following premature ventricular complexes to baroreflex sensitivity in chronic congestive heart failure. *American Journal of Cardiology*. 2001. Vol. 87. Issue 6. P. 737–742.
8. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use. *Circulation*. 1996. Vol. 93. P. 1043–1065.
9. Комп'ютеризований практикум з моделювання фізичних процесів / Д.В. Мосьпан та ін. *Вісник КрНУ ім. Михайла Остроградського*. 2022. Вип. 6(137). С. 29–35. DOI: 10.32782/1995-0519.2022.6.3.
10. Мосьпан Д.В., Фомовський Ф.В., Юрко О.О. Методи та апаратура обробки біосигналів. Лабораторний практикум : навчальний посібник. Кременчук : Кременчуцька міська типографія, 2020. 106 с. ISBN 978–617–641–081–2.

## ANALYSIS ELECTROCARDIOGRAMS FACTORS FOR THE TEST ELECTROCARDIOGRAM ALGORITHM SYNTHESIS CONSTRUCTION

### Denys Mospan

Candidate of Technical Sciences, Associate Professor,  
Associate Professor at the Department of Computer Engineering and Electronics  
Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, 20 University str., Kremenchuk, Poltava region, Ukraine,  
39600, denis.mospan@gmail.com  
**ORCID: 0000-0001-5473-7874**

### Oleksii Yurko

Candidate of Technical Sciences, Associate Professor,  
Associate Professor at the Department of Computer Engineering and Electronics  
Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, 20 University str., Kremenchuk, Poltava region, Ukraine,  
39600, yurkoalexe@gmail.com  
**ORCID: 0000-0002-8244-2376**

### Oleksandr Spatar

Master at the Department of Computer Engineering and Electronics  
Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, 20 University str., Kremenchuk, Poltava region, Ukraine,  
39600, spatar7@icloud.com  
**ORCID: 0009-0008-3439-2731**

Current standard DSTU 2738-94 «Devices for measuring bioelectric potentials of the heart. Nomenclature of indicators. Terms and definitions» applies to analog devices for measuring and recording bioelectrical potentials of the heart. The test signals established by the standard do not allow full testing and calibration of digital electrocardiographs (EK). For example, when using a signal of a harmonic form with a frequency greater than 10% of the sampling frequency of EC signals, the effect of «visual beating» of the amplitude of the digitized signal occurs, which makes it difficult to accurately measure its amplitude characteristics.

**Key words:** signal generator, electrocardiography, test electrocardiogram, arbitrary form.

### REFERENCES

1. Ivanushkina N.H., Ivanko K.O. Tsyfrova obrobka nyzkoamplitudnykh komponent elektrokardiosyhnaliv: navch. posib. K.: NTUU «KPI», 2014. 182 s.
2. PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals. URL: <http://www.physionet.org>. (data zvernennia: 15.10.2023).
3. Furno G., Tompkins W. QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system. *Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care*. 1982. Vol. 9. P. 155.
4. Poli R., Cagnoni S., Valli G. Genetic design of optimum linear and non-linear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995. Vol. 42. No.11. P. 1137–1141.
5. Nopadol U., Sakonthawat I. Development of QRS Detection using Short-time Fourier Transform based Technique. *Computer Aided Soft Computing Techniques for Imaging and Biomedical Applications (IJCA Special Issue)*. 2010. P. 7–10.
6. Nearing B.D., Verrier R.L. Modified moving average analysis of T-wave alternans to predict ventricular fibrillation with high accuracy. *Journal of Applied Physiology*. 2002. Vol. 92. P. 541–549.
7. Davies L.C., Francis D.P., Ponikowski P., Piepoli M.F. Relation of heart rate and blood pressure turbulence following premature ventricular complexes to baroreflex sensitivity in chronic congestive heart failure. *American Journal of Cardiology*. 2001. Vol. 87. Issue 6. P. 737–742.
8. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use. *Circulation*. 1996. Vol. 93. P. 1043–1065.
9. Mospan D.V., Perekrest A.L., Kukharenko D.V., Yurko O.O., Vadurin K.O. Kompiuteryzovanyi praktykum z modeliuвання fizychnykh protsesiv. Visnyk KrNU im. Mykhaila Ostrohradskoho. Kremenchuk: KrNU, 2022. Vypusk 6 (137). S. 29–35. DOI: 10.32782/1995-0519.2022.6.3.
10. Mospan D.V., Fomovskyi F.V., Yurko O.O. Metody ta aparatura obrobky biosyhnaliv. Laboratornyi praktykum. Navchalnyi posibnyk. Kremenchuk: TOV «Kremenchutska miska typohrafia», 2020. 106 s. ISBN 978–617–641–081–2.

Стаття надійшла 18.08.2023