

Методи фільтрації і стиску електрокардіосигналів для побудови систем та пристроїв довготривалого моніторингу стану серцево – судинної системи організму людини.

Богдан Шевчук, Сергій Фраєр, Фелікс Горін

Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України
ikbm140@ukr.net

Анотація

Запропоновані методи оперативної фільтрації і стиску електрокардіосигналів, які орієнтовані на побудову систем та пристроїв довготривалого моніторингу стану серцево – судинної системи організму людини. Описані способи компактного кодування тривалих ділянок електрокардіосигналів з врахування визначення вхідного співвідношення сигнал – шум.

1. Вступ

Доцільність використання систем та пристроїв довготривалого моніторингу стану серцево – судинної системи організму людини шляхом тривалого контролю електрокардіосигналів (ЕКС) обумовлені підвищеною інформативністю таких систем в порівнянні з засобами (традиційними кардіографами) короткачасного та довготривалого обстеження серцевої діяльності [1]. Підвищена інформативність засобів тривалого моніторингу серцево – судинної системи ґрунтується на виявленні та аналізі характерних ритмічних ділянок та фрагментів ЕКС на протязі тривалого часу життєдіяльності людини. Ефективність функціонування таких систем та пристроїв в першу чергу визначається показниками трактив введення, перетворення і оброблення багатоканальної кардіографічної інформації та методами оперативного оброблення і компактного кодування інформації, яка підлягає подальшому накопиченню або ретрансляції на великі відстані. В носимих пристроях тривалого моніторингу ЕКС компактне кодування суттєво зменшує вартість пристроїв за рахунок використання значно меншої ємності електронної пам'яті, при цьому суттєво економиться енергія автономного джерела живлення, яка не витрачається на зайві цикли запису інформації в електронну пам'ять. В системах та пристроях, які, окрім накопичення даних, передають стислі відліки ЕКС по каналам зв'язку, суттєво зменшуються інформаційні потоки в мережах передачі даних, що суттєво підвищує їх ефективність роботи. Проаналізуємо вимоги до засобів та методів фільтрації і компактного кодування ЕКС з метою виявлення та обґрунтування швидкодіючих операцій методів оперативної обробки кардіосигналів, орієнтованих на побудову систем та пристроїв довготривалого

моніторингу стану серцево – судинної системи організму людини.

2. Аналіз системних вимог до засобів введення, фільтрації і стиску ЕКС та вибір їх характеристик.

Сучасні засоби тривалого моніторингу кардіосигналів (Холтерівські системи [1]), як правило, є 2-3-х канальними, які неперервно, на протязі однієї – двох діб, накопичують відліки ЕКС у комірках FLASH – пам'яті. Частотний діапазон ЕКС знаходиться в межах 0.05-100 Гц, проте часто верхня частотна складова ЕКС f_{max} , в залежності від орієнтації пристроїв та систем, може приймати такі значення [1-3]: 35-40 Гц, 70-75 Гц, 100 Гц, 150 Гц. На ринку медичної техніки існують електрокардіографи з більшими f_{max} . Вибір f_{max} в першу чергу впливає на якість відтворення форми сигналу найбільш високочастотної ділянки ЕКС – комплексу QRS [3], але за високу якість відтворення фрагментів ЕКС необхідно “заплатити” вибором високої частоти дискретизації f_d та розширенням амплітудним динамічним діапазоном кардіосигналу. Слід підкреслити, що мінімальна частота дискретизації ЕКС f_{dmin} визначає первинний потік q – бітових відліків АЦП (q – розрядність АЦП), які необхідно фільтрувати і стискувати у вибраному темпі введення інформації. Тому з точки мінімізації інформаційних потоків необхідно вибирати мінімальну частоту f_{dmin} з метою зменшення інформаційних потоків та збільшення часу оброблення відліків ЕКС на інтервалі дискретизації $t_{dmax} = 1/f_{dmin}$. Динамічний діапазон амплітудних значень ЕКС $D = U_{max}/U_{min}$, де максимальний розмах диференційного ЕКС U_{max} для більшості людей не перевищує 5 мВ, проте для спортсменів ця величина може перевищувати 7 мВ. Тому часто величину U_{max} доцільно вибирати 10 мВ. Мінімальний розмах ЕКС U_{min} в реальних умовах тривалого моніторингу кардіосигналів, як правило, перебуває в шумах, які викликані механічними рухами відповідних ділянок “електрод – тіло людини”. Тому для обґрунтування достовірної величини U_{min} доцільно задатись максимальною похибкою відтворення ЕКС на міліметровіці, до якої звикли кардіологи. Відомо [1,2], що ЕКС з амплітудою 1 мВ відповідає амплітуді сигналу 10мм. Якщо взяти сумарну похибку відновлення сигналу з

точністю до 0,1мм, що практично є непомітно для ока людини, то ця величина відповідатиме 10 мкВ, тобто $U_{min} < 10$ мкВ. Відповідно розрядність АЦП системи введення і обробки ЕКС повинна відповідати вимогам

$$q > [\log_2 D] \geq [\log_2 (10mB / 0,01mB)] \geq 10$$

де $[\cdot]$ – ознака цілочисельної величини, взятої до більшої. Враховуючи, що відносна похибка відновлення ЕКС на міліметровці δ_s рівна сумі відносних похибок тракту підсилення, аналогової фільтрації, аналого – цифрового перетворення, стиску цифрових відліків сигналу, апроксимації ЕКС по відновленим відлікам, то кількість біт АЦП доцільно вибирати $q = 11 - 12$. Необхідно підкреслити, що з метою отримання точних відліків АЦП вхідна амплітуда сигналу повинна бути максимально наближеною до U_{max} . Ця вимога вимагає використання адаптивних підсилювачів. Оскільки кардіопідсилювачі в пристроях довготривалого моніторингу ЕКС є, як правило, з фіксованим коефіцієнтом підсилення, то низькоамплітудні ділянки ЕКС вимірюються з великою похибкою. Тому по кожному каналу підсилення кардіосигналів необхідно по меншій мірі забезпечувати адаптивну низькочастотну та високочастотну фільтрацію ЕКС з метою збереження сигналу в динамічному діапазоні АЦП. Характеристики фільтра нижніх частот (ФНЧ), який обов'язковий в тракці підсилення кардіосигналів для отримання достовірних результатів аналого – цифрового перетворення [3], суттєво впливають на вибір величини частоти дискретизації ЕКС.

Для обґрунтування вибору мінімально допустимої частоти дискретизації ЕКС f_{dmin} при збереженні мінімальної похибки δ_s та використанні нескладних ФНЧ перед АЦП необхідно проаналізувати характеристики ФНЧ з заданими параметрами A_{max} нерівномірності АЧХ в смузі пропускання і заданою величиною A_{min} подавлення сигналу в смузі подавлення. Шляхом використання комп'ютерної програми для розрахунків характеристик активних фільтрів фірми MAXIM (США) на рис.1. наведені залежності $F_s/F_c = f(n)$ для різних типів фільтрів при $A_{max} \leq 0,1dB$ і $|A_{min}| \geq 60dB$, де BE – фільтр Бесселя, BU – фільтр Баттерворта, CH – фільтр Чебешева, EL – еліптичний фільтр, F_s – частота подавлення ФНЧ, F_c – частота зрізу ФНЧ ($F_c = f_{max}$), n – порядок ФНЧ.

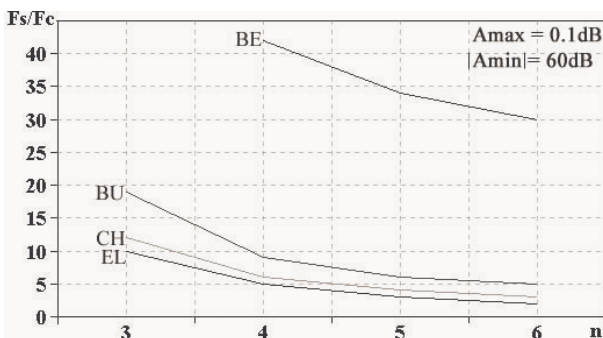


Рис. 1.

Аналіз кривих рис.1 показує, що для збереження мінімальних спотворень кардіосигналу в процесі

низькочастотної фільтрації при використанні нескладних ФНЧ ($n \leq 4$) частота дискретизації ЕКС ($f_{dmin} = F_s$) повинна вибиратись як мінімум на порядок більшою за найвищу частотну складову f_{max} кардіосигналу. При цьому використання фільтра Бесселя, який характеризується мінімальними фазовими спотвореннями, вимагає вибору високої частоти дискретизації ($f_{dmin} \geq 30f_{max}$ при $n \geq 6$) та побудови складних ФНЧ. Слід підкреслити, що саме збереження мінімальної величини δ_s вимагає вибору високої частоти дискретизації $f_{dmin} = K_f f_{dK} = 2K_f f_{max}$, де K_f – коефіцієнт степені підвищення частоти дискретизації сигналу в залежності від типу ФНЧ та його характеристик, f_{dK} – частота дискретизації сигналу по Котельникову. В свою чергу висока частота дискретизації утворює високі первинні інформаційні потоки, зменшення яких досягається за рахунок усунення природної збитковості двійкових відліків ЕКС та двійкових послідовностей в сумарному потоці даних.

Значним резервом зменшення інформаційних потоків в системах та пристроях довготривалого моніторингу ЕКС є організація визначення та контролю поточного значення вхідного співвідношення сигнал – шум $[C/Ш]_{вх}$. Ділянки кардіосигналу, які суттєво вражені завадами, повинні виявлятися і кодуватись з мінімальними двійковими послідовностями. Також для зменшення інформаційних потоків доцільне адаптивне компактне кодування ЕКС, тобто менш динамічні ділянки кардіосигналу (а це приблизно 70-80% тривалостей кожного кардіоциклу) можуть кодуватись з прорідженням послідовностей двійкових відліків. При цьому реальна частота дискретизації зменшується в 2 – 4 рази. Таке кодування ґрунтується на визначенні поточних приростів ЕКС $\Delta X_i = X_i - X_{i-1}$, де X_i амплітуда i -го відліку ЕКС. Аналіз залежності $\Delta X_i = f(f_{dmin}/f_{max})$ показує, що при виборі $f_{dmin} = 12f_{max}$ ($K_f = 6$) максимальна величина приросту сигналу в квантах АЦП $\Delta X_i^{kb} = q-2$. При виборі дещо нижчої частоти дискретизації на динамічних ділянках ЕКС природи перевищують величину ΔX_i^{kb} , що призводить до неекономічного кодування динамічних фрагментів кардіосигналів. Тому з метою точного відновлення ЕКС доцільно вибирати кількість біт АЦП $q \geq 10$, а $f_d = 12f_{max}$.

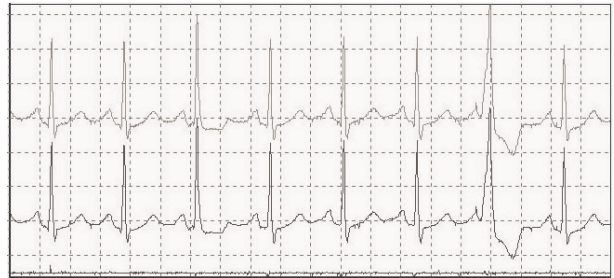
3. Методи оперативної фільтрації та стиску ЕКС.

Суть оперативного оброблення ЕКС з метою мінімізації інформаційних потоків при збереженні мінімально допустимої похибки відновлення кардіосигналів полягає в визначенні поточного співвідношення $[C/Ш]_{вх}$. В залежності від величини $[C/Ш]_{вх}$ реалізується вибір характерної довжини відрізка ЕКС (наприклад, серед величин 0,5, 1, 2, 4, 8, 12, 16, 20, 24 секунди) та здійснюється класифікація вибраної ділянки кардіосигналу по степені достовірності отриманих відліків. Найбільш достовірні ділянки ЕКС компактно кодуються з максимально допустимими f_{dmax} та q_{max} , менш достовірні ділянки кодуються шляхом розрідження отриманих даних та вибором мінімальної величини $q_{min} = 8$. Ділянки, враженні завадами кодуються

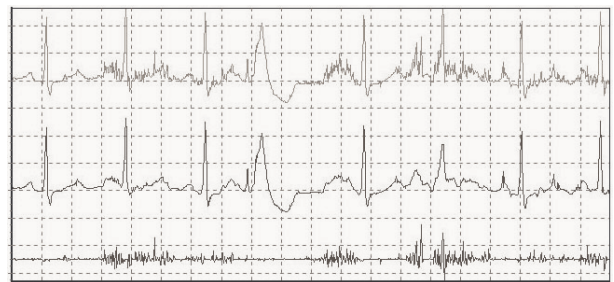
мінімальним кодом, наприклад, двійковим кодом характерної довжини ЕКС. При відновленні кривої ЕКС на екрані монітора висвітлюється інформація про середню величину $[C/Ш]_{вх}$, тобто досліднику надається інформація про вірогідність отриманих даних. Усунення природної збитковості відфільтрованих кривих ґрунтується на виявленні опорних відліків сигналу, до яких відносяться екстремуми та точки перегину. Екстремуми кодується повноразрядним кодом, а всі інші відліки, які знаходяться між екстремальними точками, вибраним методом стиску поділяються на суттєві і несуттєві. Метод стиску вибирається в залежності від результатів класифікації типу ділянки ЕКС. При відновленні сигналу по амплітудним значенням суттєвих і опорних відліків методом найменших квадратів [4] відтворюється нелінійна крива, яка є кінцевим результатом введення, обробки, передавання та відновлення інформації. Процес цифрової фільтрації і стиску відліків сигналу реалізується в темпі введення інформації. На першому етапі оперативної обробки наперед заданої по тривалості ділянки ЕКС здійснюється ковзке згладжування поточних відліків сигналу з вікном $L_3 = (3-5)K_{\phi}$. З метою внесення мінімальних спотворень в вихідний сигнал доцільно здійснювати корекцію "випадаючих" відліків, амплітудні значення яких підлягають усередненню. Для цього на основі перевірки поточних приростів $|\Delta X_i| < \Delta X_{max}$ визначаються відліки X_i , амплітуда яких коректується. Таким чином отримуються відліки первинної відфільтрованої кривої, на якій методом ковзкого згладжування зменшується кількість високочастотних завад та визначаються координати екстремумів заданої ділянки ЕКС. Для пошуку екстремумів шляхом повторного визначення різниць між сусідніми відліками згладженої кривої отримуємо послідовності знаків ΔX_i , на стикку яких автоматично знаходяться екстремуми. Амплітудні значення останніх кодується повноразрядним q – бітовим кодом суттєвого відліку $T_i\{X_i\}$, де $T_i = 1$ – ознака суттєвого відліку, $\{X_i\}$ – q – бітовий двійковий код відліку X_i . Несуттєві відліки кодується одним бітом $T_i = 0$. В околиці екстремуму (по $0,5L_3$ відліків відносно амплітудного значення екстремальної точки) відліки відфільтрованої кривої є незмінними, а всі інші (проміжні між сусідніми екстремумами) відліки ЕКС визначаються в результаті вторинної фільтрації з упорядкуванням та усередненням тенденційних відліків поточного відрізка згладженого ЕКС. Для цього в межах вибірки сигналу, довжиною $L_y = kL_3$, спочатку упорядковуються амплітудні значення згладжених відліків ЕКС по наростанню, а далі d_y крайніх відліків зліва і справа відкидаються, де $k > 2(k=f(\Delta X_i))$, $d_y = 0,25L_y$. Таким чином за рахунок описаних операцій виявляється найбільш ймовірні відліки, які відповідають тенденції поточної зміни сигналу і не враховуються ті відліки, які явно відрізняються по амплітуді в порівнянні з центральним (медіанним) відліком. Виявленні відліки усереднюються і результат присвоюється поточному відфільтрованому відліку X^{ϕ} .

На рис.2 наведені результати фільтрації різних відрізків ЕКС, отриманих в процесі довготривалого контролю стану серця людини (рис.2,а – ЕКС з максимальним співвідношенням $[C/Ш]_{вх}$, де верхня крива – це вхідний

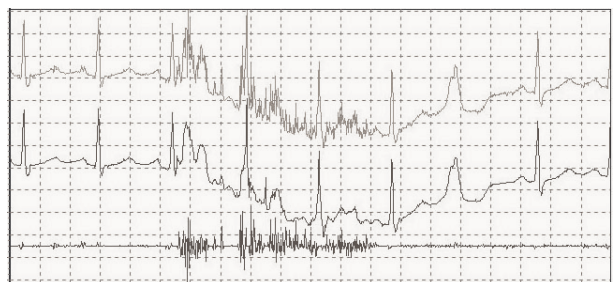
сигнал $U_{вх}$, середня крива – відфільтрований сигнал U_{ϕ} , нижня крива – різницевий сигнал ΔU , рис.2,б – ЕКС з проміжним співвідношенням $[C/Ш]_{вх}$, рис.2,в – ЕКС з ділянками, для яких $[C/Ш]_{вх} < [C/Ш]_{вхдоп}$). Таким чином шляхом отримання відліків різницевого сигналу ΔU опосередковано можливо контролювати якість вхідної інформації і по результатам такого контролю приймається рішення про реалізацію тих чи інших способів компактного кодування відповідних ділянок ЕКС.



а)



б)



в)

Рис.2.

Послідовність кодів компактного кодування стислих ділянок відфільтрованих ЕКС має вигляд $\{(L_i)(S_i)(M_i)(T_i = 1\{X_i\}, \dots, T_j, \dots, T_n\{X_n\})\}$ де L_i – L – бітовий код тривалості ділянки, S_i – s – бітовий код поточного співвідношення $[C/Ш]_{вх}$, M_i – код методу стиску та виду адаптації. Найпростіший спосіб виявлення суттєвих і несуттєвих відліків відфільтрованого ЕКС

полягає в визначенні різниці між амплітудою попереднього суттєвого відліку, наприклад, екстремуму і амплітудою поточного відліку X_i та порівнянні поточного приросту $\Delta X_i > \epsilon_{\text{доп}}$, де $\epsilon \geq 0$ – величина апертури. Ті відліки, для яких $\Delta X_i > \epsilon_{\text{доп}}$ визначаються суттєвими і кодуються кодом $T_i=1\{X_i\}$, а несуттєві відліки кодуються нульовим бітом. Слід підкреслити, що вибір величини $\epsilon_{\text{доп}}$ в першу чергу залежить від поточної величини $[C/Ш]_{\text{вх}}$, тобто $\epsilon_{\text{доп}} \geq [C/Ш]_{\text{вх}}$, а по коду величини поточного співвідношення сигнал – шум приймається рішення про величину q – бітового коду суттєвих відліків.

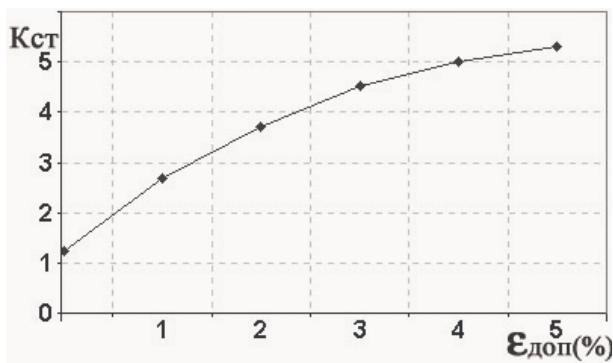


Рис.3.

На рис.3 наведена залежність коефіцієнту стиску $K_{\text{ст}}=f(\epsilon_{\text{доп}})$ для величин $f_d = 200\text{Гц}$, $q = 10$ біт, де $\epsilon_{\text{доп}} = \delta_x$, δ_x – відносна похибка вимірювання поточного відліку X_i в%.

Стиск ЕКС без втрати інформації ($\epsilon_{\text{доп}} = 0$) найбільш доцільно організувати на ділянках з максимальним співвідношенням сигнал – шум. При цьому коефіцієнт стиску $K_{\text{ст}}$ збільшується за рахунок компактного кодування адаптивним різницевим кодом амплітудних значень $\{X_i\}$ групи сусідніх суттєвих відліків, тобто q – бітові відліки $\{X_i\}$ замінюють на p – бітові відліки $\{\Delta X_i\}$, де $3 < p < q$.

Подальше збільшення $K_{\text{ст}}$ без втрат інформації досягається за рахунок адаптивного вибору частоти дискретизації ЕКС в залежності від поточної крутизни ділянки кардіосигналу. Мова йде про прорідження вибірки відліків сигналу. Інформація про вибраний коефіцієнт зменшення частоти дискретизації кодується в полі (M_i). Додатковим способом підвищення коефіцієнту стиску без втрати інформації є реалізація компактного кодування груп двійкових послідовностей, які часто повторюються. Це методи стиску на основі арифметичного кодування, метод Хаффмена та інші.

Суттєвим способом стиску інформації в процесі довготривалого моніторингу ЕКС є реалізація методів оперативного розпізнавання комплексів і зубців кардіосигналу.

4. Висновки

- Для відновлення електрокардіосигналів з мінімально допустимою похибкою частота дискретизації ЕКС f_d повинна вибиратись по меншій мірі на порядок більшого за найвищу частотну складову

кардіосигналу f_{max} . З метою побудови простих засобів введення та перетворення ЕКС та реалізації ефективних методів фільтрації і стиску кардіосигналів частоту дискретизації пропонується вибирати рівною $f_{\text{dmin}} = 12f_{\text{max}}$. Кількість біт АЦП вибирається рівною $q = 10 - 12$.

- Значним резервом зменшення інформаційних потоків в системах та пристроях довготривалого моніторингу ЕКС є організація визначення поточного вхідного співвідношення сигнал – шум та використання цієї інформації в процесі компактного кодування відфільтрованих відліків кардіосигналу.
- При відновленні стислих відліків ділянок ЕКС досліднику на екрані монітора доцільно відображати поточну величину $[C/Ш]_{\text{вх}}$, яка характеризує достовірність кардіосигналу. Ділянки ЕКС з різною достовірністю можливо відображати різним кольором.
- Для досягнення високих коефіцієнтів стиску ЕКС зі збереженням мінімальної відносної похибки відновлення кардіосигналу доцільно реалізувати метод цифрової фільтрації з упорядкуванням та усередненням тенденційних відліків поточних згладжених відрізків кардіосигналу з подальшим усуненням природної збитковості двійкових відліків відфільтрованого ЕКС та компактного кодування груп двійкових послідовностей, які часто повторюються.

5. Литература

- [1] Дабровски А., Дабровски Б, Пиотрович Р. Суточное мониторирование ЭКГ. – М.:Медпрактика, 1998. – 208с.
- [2] Инструментальные методы исследования сердечно – сосудистой системы / Под ред. Т.С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. – 416с.
- [3] Микрокомпьютерные медицинские системы: проектирование и применение / Под ред. У. Томпкинса, Дж. Уэбстера. – М.: Мир, 1983. – 535с.
- [4] Кравченко В.П., Шевчук Б.М. Предварительная обработка биосигналов на основе аппроксимации цифровых значений отсчетов методом наименьших квадратов / Кибернетика и вычисл. техника. – 1999. – Вып.124. – с.89 – 91.