

Формування кардіоінтервалограм за фотоплетизмографічними реалізаціями периферичних пульсових сигналів

Гусева О. В., Мосійчук В. С., Шарпан О. Б.

Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", м. Київ, Україна

E-mail: guseva@tor.kpi.ua

Розглянуто особливості і можливості реалізації кардіосистем варіабельності серцевого ритму (ВСР), заснованих на реєстрації периферичних фотоплетизмографічних пульсових сигналів, які простіше і зручніше реєструвати, ніж сигнали електрокардіограми. Зазначено про можливість оцінки функціонального стану з використанням як тривалих, так і коротких реалізацій пульсових сигналів без втрати точності визначення діагностичної значимості статистичних та спектральних параметрів ВСР. Показано про доцільність оцінки варіабельності серцевого ритму не лише за параметрами одного пульсового сигналу, зареєстрованого в певній точці тіла, а й за параметрами кількох таких сигналів, зареєстрованих в різних точках тіла людини, наприклад на кінцівках, з оцінкою відмінностей варіабельності серцевого ритму відносно сагітальної площини. Виконано дослідження з визначення тривалості кардіоінтервалів для пар пульсових сигналів, одночасно знятих із двох точок тіла людини – на верхніх кінцівках відносно сагітальної площини. Оцінено точності отримання кардіоінтервалограм на основі формування тривалостей кардіоциклів за трьома характерними контурними точками пульсових імпульсів – за максимумом і мінімумом переднього фронту та максимумом його крутизни. Запропоновано спосіб формування різницевого часових рядів, що являють собою запізнення між різними характерними точками кожного сигналу окремо і між однойменними характерними точками двох сигналів. Показано реальну можливість використання різницевого рядів для оцінки ВСР через те, що такі ряди можуть виявитися більш чутливими до незначних змін стану серцево-судинної системи. Наведено результати експерименту з обробки пар ультракоротких пульсових фотоплетизмографічних сигналів тривалістю 60 ± 10 с., що виміряні одночасно з пальців лівої та правої руки випробуваної особи. Експеримент можна розглядати як початкову реакцію процесу релаксації тону після дії тестового впливу.

Ключові слова: варіативність серцевого ритму; кардіоінтервалограма; пульсові сигнали; фотоплетизмографія

DOI: [10.20535/RADAP.2023.91.53-62](https://doi.org/10.20535/RADAP.2023.91.53-62)

Вступ

Одним із напрямків сучасних систем кардіології високої роздільної здатності є варіаційна пульсометрія, що заснована на різноманітних варіантах аналізу варіабельності серцевого ритму. Миттєве значення частоти серцевих скорочень (ЧСС) змінюється з кожним ударом серця, тобто є функцією часу. Рівень і характер відхилення миттєвого значення ЧСС від його середнього значення є динамічною випадковою величиною і залежить від дихання (синусова або несинусова аритмія) та різних зовнішніх і внутрішніх факторів (повільно-хвильова аритмія, випадання кардіокомплексів, екстрасистоля, бітемінія, миготлива аритмія). Результатом вивчення законів та причин варіативності цього відхилення є розробка системи параметрів варіативності

серцевого ритму (ВСР). В ній за виміряною електрокардіограмою (ЕКГ) формуються часові ряди, що складаються з кардіоінтервалів (КІ) – часових інтервалів між сусідніми ударами серця. За цими часовими рядами кардіоінтервалограм (КІГ) визначаються параметри ВСР. Кількість КІ, яка використовується для аналізу ВСР, становить сьогодні десятки і сотні. У свою чергу, за параметрами ВСР якісно та кількісно аналізують рівні стресу та фізичної активності – найголовніші фактори ризику для здоров'я людини [1–5]. В медичній діагностичній практиці найчастіше використовують такі групи параметрів ВСР [1–3]:

– статистичні: частота серцевих скорочень (ЧСС), SDNN – стандартне відхилення значень КІ, RMSSD – середньоквадратичне (root-mean-square) відхилення тривалості сусідніх КІ;

– часові: M_0 – мода – значення КІ, що найчастіше зустрічається, A_{M_0} – амплітуда моди – кількість випадків M_0 в заданому часовому інтервалі, SI – стрес-індекс, який враховує значення моди, її амплітуду і перепад у часі між найдовшим і найкоротшим КІ;

– частотні: розподіл потужності за частотним діапазоном від 0 до 0.4 Гц (ТР – повна потужність та середні потужності: HF – в діапазоні 0.15...0.4 Гц, LF – у діапазоні 0.04...0.15 Гц, VLF – у діапазоні 0.015...0.04 Гц і т.д.), значення та частотна координата максимальної потужності в кожному частотному інтервалі, $IC = (HF + LF)/VLF$ – індекс централізації;

– нелінійні: коефіцієнти кореляції (зокрема, перший $CC1$ та $CC0$ – номер першого негативного коефіцієнта кореляції), скаттерограми.

Традиційно в медицині параметри ВСР досліджуються за «довгими» 24-годинними і довше записами ЕКГ, з яких в моменти, що цікавлять, формуються «короткі» 5-хвилинні вибірки. Але з розвитком технологій сьогодні можна досить надійно вимірювати параметри ВСР за допомогою смартфона [6–9] або годинника [10], що значно розширює сфери застосування методу ВСР – спортивні науки, персональний та віддалений моніторинг та інше [11–13].

В останні роки увага приділяється питанням дослідження та надійного визначення параметрів ВСР за «ультракороткими» реалізаціями не тільки ЕКГ, а також периферичних сфігмографічних або фотоплетизмографічних (ФПГ) сигналів пульсу, які простіше та зручніше реєструвати (наприклад, [5–8, 14–16]). Тривалість ультракоротких вибірок в цих дослідженнях може становити хвилину і менше. Це призводить до втрати деяких параметрів ВСР, що пов'язані з частотними характеристиками досліджуваного часового ряду. На передній план виходять параметри ВСР, які пов'язані з аналізом часових рядів у часовій області [17], статистичні та нелінійні параметри.

Можливість визначення параметрів ВСР з використанням часових рядів, що сформовано за ультракороткими реалізаціями пульсових ФПГ сигналів, показана багатьма дослідниками (наприклад, [8, 14, 18, 19]). При цьому характерні точки кожного пульсового імпульсу, зазвичай, визначають за положенням максимуму переднього фронту імпульсу (Рис. 1). Наприклад, дослідники [8, 14] провели порівняння значення варіаційного параметра RSMMD, що отриманий за ультракороткими КІГ (від 10 сек. до 60 сек.). Похибка визначення параметра RSMMD пульсового ФПГ сигналу відносно цього ж параметру, що отриманий за ЕКГ, складала 1...10% залежно від довжини вибірки та збільшувалася в міру скорочення вибірки.

Слід також зазначити, що більшість існуючих досліджень ВСР стосується оцінки функціонально-

го стану людини в цілому за результатами реєстрації сигналу пульсу, що знімається в одній певній точці тіла. Останні два десятиліття розглядаються питання оцінки функціонального стану людини загалом чи окремих його органів з урахуванням одночасної реєстрації двох чи більше пульсових сигналів у рознесених точках тіла. В основному це використовується для визначення швидкості руху пульсових імпульсів кровеносних судин, наприклад [18, 19]. Істотно нові діагностичні результати можна отримати в цьому випадку на основі аналізу часових та фазових спектральних параметрів пульсових сигналів, що зареєстровані у рознесених точках тіла як на одних і тих же органах (наприклад, у різних точках кінцівок), так і в різних точках органів відносно сагітальної площі [24]. Враховуючи останнє, для оцінки можливостей реалізації систем аналізу ВСР на основі багатоканальної плетизмографічної пульсометрії необхідно провести порівняльну оцінку особливостей формування часових рядів КІГ за реалізаціями пульсових сигналів, як за окремими, так і за різницевиими КІГ, які отримуються з таких сигналів.



Рис. 1. ЕКГ та пульсовий сигнал як функції часу

1 Методика аналізу та варіанти формування часових рядів

Пропонується, *по-перше*, формувати КІГ за пульсовими ФПГ сигналами, використовуючи три точки екстремумів переднього фронту пульсових імпульсів: максимуму, мінімуму і максимальної крутості. Координата останньої визначається найточніше з усіх зазначених, проте вимагає додаткового визначення першої та другої похідної пульсового сигналу.

Оскільки перелічені три точки екстремумів наступують кожна свого часу після ЕКГ кардіоімпульсу (Рис. 1), а кровеносну систему справедливо розглядати як нелінійну, тоді, *по-друге*, доцільно порівняти між собою КІГ пульсових сигналів, які отримуються з двох точок тіла, а також провести порівняльний аналіз КІГ, які формуються за трьома характерними точками.

Таким чином, пропонується для дослідження параметрів ВСР використати:

1) шість КІГ, що формуються за трьома точками екстремумів кожного імпульсу двох одночасно виміряних пульсових ФПГ сигналів;

2) різниці часові ряди Δ КІГ, що складаються із запізнювань між точками екстремумів пульсових сигналів для кожного сигналу окремо та між точками екстремумів обох сигналів.

Для двох одночасно виміряних пульсових сигналів ФПГ можна отримати 15 часових рядів.

В наведених далі результатах пульсові ФПГ сигнали отримано за допомогою лабораторного вимірювально-обчислювального комплексу «Пульс-1» [20]. Вимірювання виконувались з тактовою частотою 50 Гц, тобто відстань між точками в отриманих сигнальних функціях становила 0.02 с.

В дослідженнях не проводилася паралельна фіксація ЕКГ, тому КІГ формувалися виключно за пульсовими ФПГ сигналами. А оскільки заплановано аналізувати різниці часові ряди Δ КІГ, тоді важливо координати характерних точок визначати якнайточніше. Для забезпечення цього в межах кожного пульсового імпульсу формуються три лінії, які в подальшому викладі позначені як лінія $\min(U)$, лінія $\max(dU/dt)$ та лінія $\max(U)$.

Попередньо для кожного ФПГ пульсового сигналу виконувались такі дії:

1) згладжування за допомогою зваженого кубічного сплайнового поліному [21, 22], що надає можливість не тільки позбутися похибок вимірювання (наприклад, внаслідок квантування в АЦП), але і

отримати першу та другу похідні від сигнальної функції;

2) видалення постійної складової.

Отже, для кожного виміряного пульсового сигналу ФПГ були попередньо отримані згладжені сигнальні функції з нульовим середнім значенням, а також їх перші і другі похідні.

1.1 Отримання ліній, що проходять через характерні точки

На Рис. 2 показана використана методика визначення часових координат точок екстремумів.

В точках лінії $\max(dU/dt)$, де перша похідна сигнальної функції максимальна, друга похідна дорівнює нулю.

В точках лінії $\max(U)$, де сигнальна функція досягає максимуму, її перша похідна дорівнює нулю.

Найбільш проблемним є формування лінії $\min(U)$, координати точок якої найбільш близькі до координат положення кардіоімпульсів на ЕКГ (Рис. 1). Точка старту переднього фронту пульсового імпульсу може відповідати нулю першої похідної сигнальної функції (як в імпульсах $i+1$ та $i+2$ на Рис. 2) або точці перегину першої похідної, тоді друга похідна досягає мінімуму (як в імпульсах $i-2$, $i-1$ та i на Рис. 2). Ця неоднозначність призводить до похибки у формуванні лінії $\min(U)$, що може призвести до зниження достовірності діагностичної інформації.

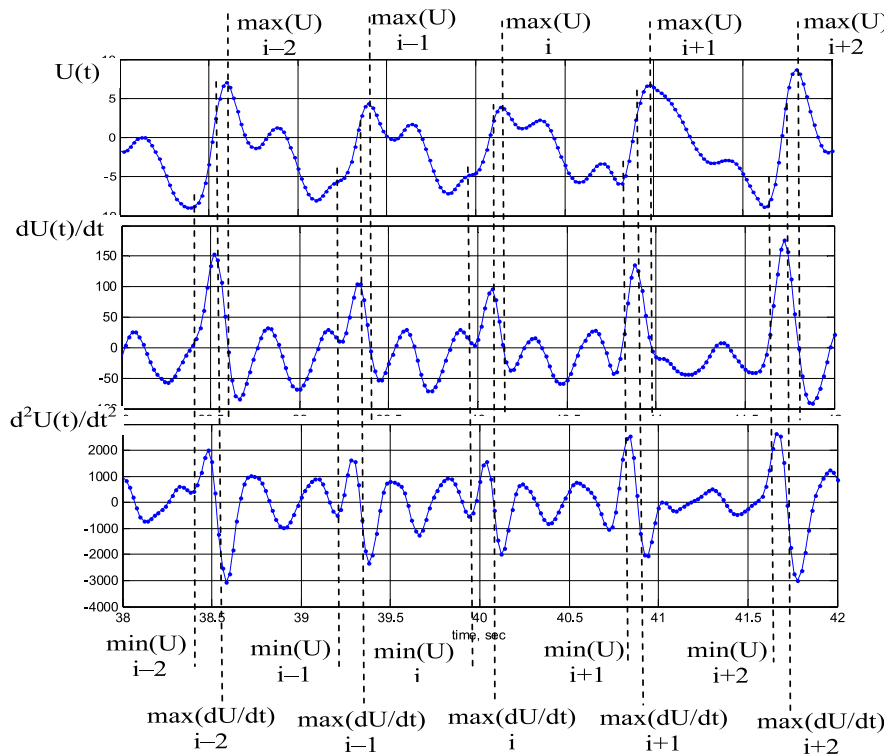


Рис. 2. Методика визначення часових координат точок екстремумів

На першому кроці формувалася лінія $\max(dU/dt)$.

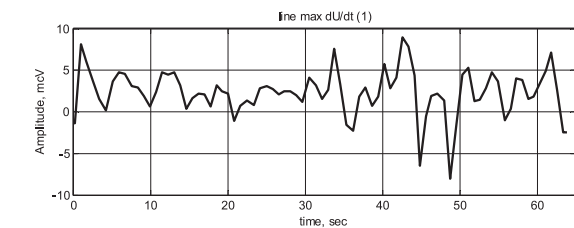
На другому кроці, відходячи від часових координат лінії $\max(dU/dt)$ вгору і вниз за часом, формувалися лінії $\max(U)$ і $\min(U)$.

Оскільки ФПГ пульсової сигнал «дихає» разом із випробуваним, тобто піднімається і опускається вздовж дихальної складової (а це призводить до деякого зсуву точок екстремумів), тому на першому кроці тричі виконувались такі дії:

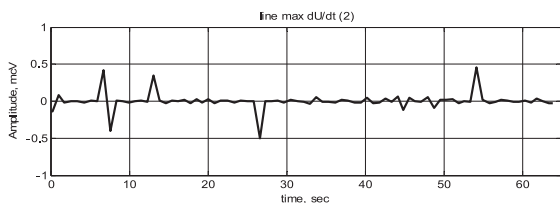
1) формувалася лінія $\max(dU/dt)$, де перша похідна сигнальної функції максимальна (Рис. 3);

2) лінія $\max(dU/dt)$ оброблялася сплайновим поліномом для визначення її значень у точках вимірювання сигнальної функції;

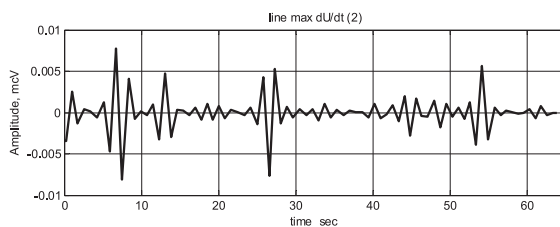
3) крива, що отримана в пункті (2), віднімається з сигнальної функції, що була використана в пункті (1). Таким чином, отримувалась уточнена сигнальна функція, яка використовувалася для формування кінцевої лінії $\max(dU/dt)$.



перша ітерація



друга ітерація



третя ітерація

Рис. 3. Лінії $\max(dU/dt)$

В розрахунках амплітудні значення сигнальних функцій, що відповідають точкам екстремумів, визначалися точно із застосуванням лінійної або квадратичної апроксимації.

Аналізуючи Рис. 3, слід зазначити, що на лінії $\max(dU/dt)$, яку отримано в третій ітерації (а, частково, – і в другій), добре проглядаються деякі модуляції малої амплітуди, природу яких можна пов'язати як зі схемною та апаратною реалізацією вимірювального комплексу, так і з внутрішніми процесами в організмі особи, що досліджувалася (наприклад, трендами).

1.2 Часові ряди – КІГ

За кожною парою ФПГ пульсових сигналів сформовані часові ряди, що відповідають традиційним КІГ:

$$KI_i = T_{i+1} - T_i, \quad (1)$$

де T_i, T_{i+1} – координати однойменних точок екстремумів сусідніх пульсових імпульсів.

Як приклад на Рис. 4 показано отримані КІГ. За віссю ординат відкладено різниці (1), а за віссю абсцис – координати T_i .

Автор [23] називає залежності, що представлені на Рис. 4, «модуляцією фази пульсової хвилі, які можна розглядати як флуктуації потужності коливань». Тому їх можна дослідити за допомогою спектрального аналізу коливань потужності (спектральний аналіз коливань обвідної). Використовуючи такий підхід, одержують частотні параметри ВСР.

На Рис. 4 видно, що поведінка КІГ-рядів, які відповідають лініям $\max(dU/dt)$ та $\max(U)$, практично однакова. Окрім того, для цих випадків подібною є поведінка КІГ-рядів для різних точок тіла, наприклад для лівої та правої руки. Можна стверджувати, що значення параметрів ВСР, які визначені за цими чотирма КІГ-рядами, будуть дуже близькими.

Поведінка ж КІГ-рядів, що отримані за лініями $\min(U)$, дещо відрізняється від поведінки згаданих вище КІГ-рядів. Також, у цьому разі відрізняється поведінка КІГ-рядів для лівої і правої руки.

Можна запропонувати таке пояснення причин цього явища. Точки ліній $\min(U)$ розташовані найближче до максимального ЕКГ кардіоімпульсу (Рис. 1). Вони відповідають моменту старту кровонаповнювання периферичних судин. Ми вважаємо, що відмінність у поведінці ліній $\min(U)$ пов'язана з різним ступенем «готовності» периферичних судин правої та лівої руки (через відмінність їхнього тону) до приходу чергової порції крові.

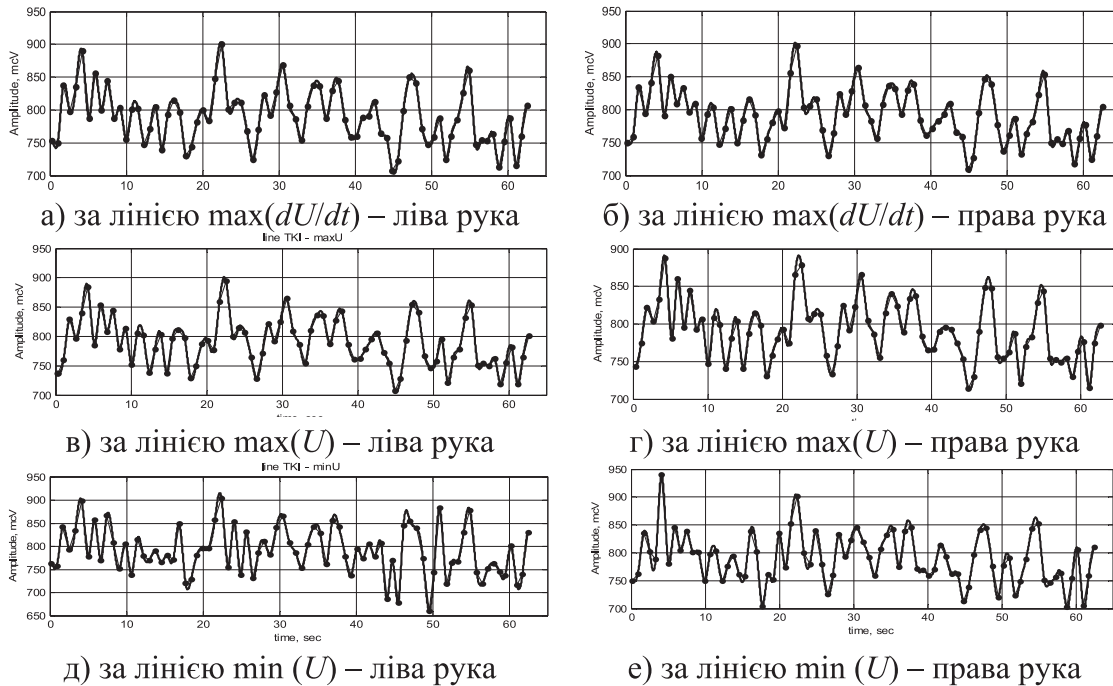


Рис. 4. КІГ-ряди для ФПГ пульсових сигналів «база»

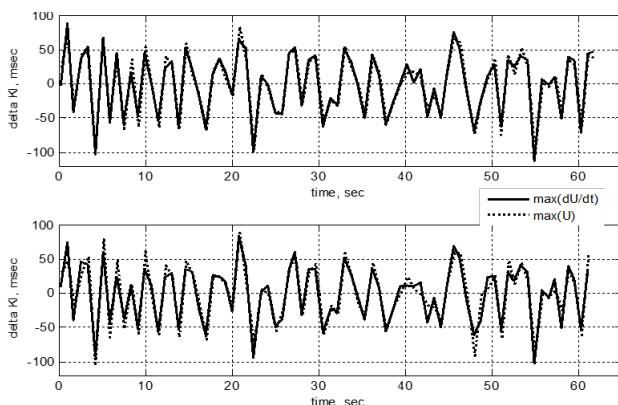
1.3 Часові ряди ΔKI

Багато дослідників ВСР (наприклад, [2, 5, 7]) пропонують, окрім традиційних КІГ, аналізувати також характеристики часових рядів, що сформовані з різниць вигляду

$$\Delta KI_i = KI_{i+1} - KI_i. \quad (2)$$

Зазначимо, що саме за цими рядами визначається параметр RMSSD, який чутливіший до змін серцевого ритму, ніж ЧСС та стандартне відхилення SDNN.

За парою ФПГ пульсових сигналів згідно до (2) сформовані часові ряди ΔKI , що відповідають лініям $\max(dU/dt)$, $\max(U)$. Вони зображені на Рис. 5. За віссю ординат відкладено різниці (2), а за віссю абсцис – координати $t_i = [T_i + T_{i+2}]/2$.

Рис. 5. Часові ΔKI -ряди, що отримані за лініями $\max(dU/dt)$ – (суцільні лінії) і за лініями $\max(U)$ – (точкові лінії) для лівої (верхній графік) і правої (нижній графік) руки

З Рис. 5 видно, що, як і для КІГ-рядів (п.1.1), поведінка часових рядів ΔKI , що отримані за лініями $\max(dU/dt)$ і $\max(U)$, практично збігаються. Збігається також поведінка цих рядів для лівої та правої руки.

2 Різницеві часові ряди – інтервали запізнювання

Далі наводяться результати експерименту, в якому отримано та оброблено шість пар ультракоротких пульсових ФПГ сигналів тривалістю 60 ± 10 с., що виміряні одночасно з пальців лівої та правої руки у молодій (22 роки) випробуваної особи («правші») методом ФПГ.

Оброблено 12 сигналів. Весь експеримент продовжувався 30 хв. До нього випробувана особа спокійно сиділа 20 хв. На початку експерименту була зареєстрована пара вихідних пульсових сигналів ФПГ, яким надали назву «база». Потім випробувана особа випила чашку міцного чорного чаю. Після цього через кожні 5 хв. п'ять разів виконувався вимір пульсових ФПГ сигналів, які позначили як «0 хв», «5 хв», «10 хв», «15 хв» і «20 хв». Таким чином було досліджено початкову стадію процесу релаксації тону, який зазвичай є тривалим (до кількох годин) [3].

2.1 Різницеві часові ряди $\Delta KI_{лп}$

При одночасній реєстрації в двох точках тіла, наприклад на лівій і правій руці, однойменні компо-

ненти пульсових ФПГ сигналів будуть фіксуватися в моменти часу, які дещо відрізняються між собою. Це зумовлюється тим, що пульсова хвиля, по-перше, проходить судинами, параметри яких (розміри, тону́с) у загальному разі різні, по-друге, відстань, яку проходить пульсова хвиля від серця до пальця лівої та правої руки, також різна. Це означає, що однойменні події в різних руках для одного і того ж пульсового імпульсу в загальному разі відбуватимуться в різний час, що є підставою для оцінки відмінності функціонального стану судинних систем однойменних сегментів тіла людини праворуч і ліворуч від сагітальної площі [24].

Отже, цікавим є досліджувати властивості різницевих рядів вигляду

$$\Delta K_{\text{ЛП}} = T_{\text{Х.Т.права}} - T_{\text{Х.Т.ліва}}, \quad (3)$$

де $T_{\text{Х.Т.ліва}}$, $T_{\text{Х.Т.права}}$ – часові координати характерних точок ліній $\max(dU/dt)$, $\max(U)$ або $\min(U)$, отриманих для лівої та правої руки.

За кожною парою ФПГ пульсових сигналів згідно до (3) сформовані часові $\Delta K_{\text{ЛП}}$ -ряди, що відповідають лініям $\max(dU/dt)$, $\max(U)$ та $\min(U)$.

На Рис. 6 та в Табл. 1 наведено середні за вибірками значення отриманих часових рядів $\Delta K_{\text{ЛП}}$.

Табл. 1 Середні за вибірками значення часових $\Delta K_{\text{ЛП}}$ -рядів, мс

Моменти	Точки		
	$\min(U)$	$\max(dU/dt)$	$\max(U)$
База	18.46	6.332	19.99
0 хв.	-9.595	2.983	5.388
5 хв.	-5.070	3.460	9.477
10 хв.	-11.67	15.28	30.62
15 хв.	-10.30	11.68	17.74
20 хв.	-2.611	15.96	26.01

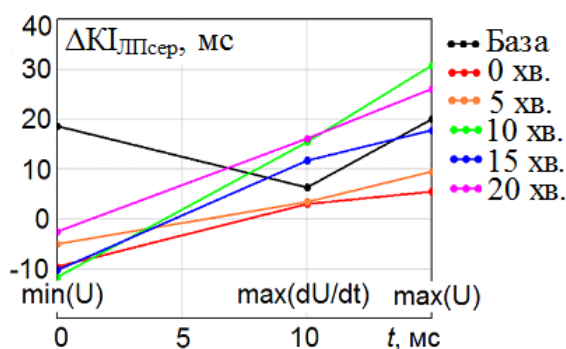


Рис. 6. Середні за вибірками значення часових $\Delta K_{\text{ЛП}}$ -рядів

Видно, що у рядів, що відповідають лініям $\max(dU/dt)$ і $\max(U)$, динаміка середніх за вибірками значень позитивні, у той час як у часових рядів, які сформовані за лініями $\min(U)$, динаміка аналогічних значень негативна. Пояснити це можна тим, що в результаті такого тестового впливу (чаю) змінюються параметри судинних систем правої та лівої рук як ліній передачі пульсової хвилі, що призводить до зміни форми пульсових сигналів щодо сагітальної площі тіла людини.

На Рис. 6 координата точок, які відповідають лінії $\max(dU/dt)$ обрана в пропорції між точками $\min(U)$ та $\max(U)$, що має місце у реальних периферичних пульсових ФПГ сигналів (див. Рис. 2).

На Рис. 7 показані часові $\Delta K_{\text{ЛП}}$ -ряди, що отримані за лініями $\max(dU/dt)$ та $\max(U)$. За віссю ординат відкладено різниці (2), а за віссю абсцис – координати $t_i = (T_{\text{Х.Т.права}} + T_{\text{Х.Т.ліва}})/2$.

Графічне зображення пульсового імпульсу і різниці часів поширення його точок екстремумів судинами правої та лівої руки відображає процес зміни швидкості руху пульсових сигналів кровонесними судинами та зміни форм, що обумовлюється структурами та тону́сом судинних русел.

Аналізуючи дані Табл. 1 та Рис. 6, 7, відзначимо таке:

1. Для усіх моментів вимірювань ФПГ пульсових сигналів середні за вибірками значення динаміки часових $\Delta K_{\text{ЛП}}$ -рядів, що відповідають лініям $\max(dU/dt)$, менші, ніж ті, що відповідають лініям $\max(U)$.

2. Для випадку «0 хв» середні за вибірками значення $\Delta K_{\text{ЛП}}$ -рядів, що відповідають лініям $\max(dU/dt)$ і $\max(U)$, є мінімальними, а $\min(U)$ – максимальними; надалі часова динаміка зростає за усіх точок екстремумів пульсових сигналів, причому вона більш виражена за точками мінімуму та максимуму пульсових сигналів. Це свідчить про те, що, внаслідок зміни тону́сів кровонесних систем різних рук, по-різному в правій і лівій руках змінюються, по-перше, швидкості поширення, а по-друге, – також і форми (контурні параметри) пульсових сигналів у них.

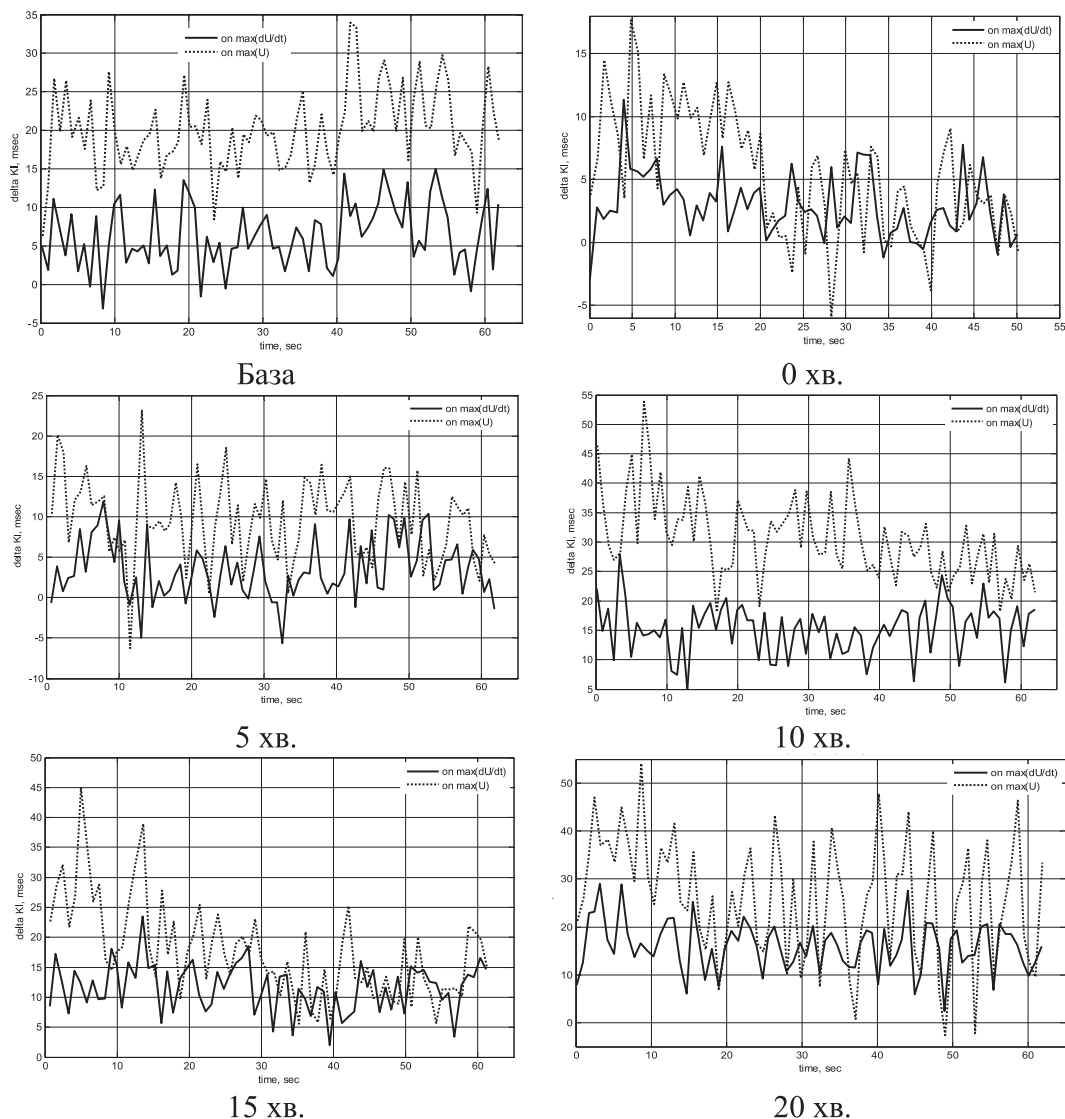


Рис. 7. Часові ряди ΔKI_{LIP} , що отримані за лініями $\max(dU/dt)$ – (суцільні лінії) та за лініями $\max(U)$ – (точкові лінії)

2.2 Різницеві часові ряди ΔKI_{mUd}

Крім рядів (3) тут розглядаються також різницеві ряди вигляду:

$$\Delta KI_{mUd} = T_{\max(U)} - T_{\max(dU/dt)}, \quad (4)$$

де $T_{\max(U)}$ і $T_{\max(dU/dt)}$ – часові координати характерних точок ліній $\max(U)$ та $\max(dU/dt)$, що сформовані для однієї руки.

За кожною парою ФПГ пульсових сигналів згідно до (4) сформовані часові ряди ΔKI_{mUd} , що відповідають лініям $\max(dU/dt)$ і $\max(U)$.

У Табл. 2 наведено середні за вибіркою значення часових рядів ΔKI_{mUd} . Значення, що наведені в Табл. 2, добре узгоджуються з даними роботи [10].

На Рис. 8 зображені часові ΔKI_{mUd} -ряди, отримані для лівої та правої руки. По осі ординат відкладено різниці (4), а по осі абсцис – координати $t_i = [T_{\max(U)_i} + T_{\max(dU/dt)_i}] / 2$.

Аналізуючи наведені в Табл. 2 та на Рис. 8 дані, відзначимо, що часові ряди ΔKI_{mUd} для лівої руки розташовуються дещо нижче, ніж для правої руки. Пояснити це можна тим, що тонус судинної системи випробуваної особи (правші) вищий, що призводить до затягування вершини плетизмографічного імпульсу правої руки у порівнянні з таким самим імпульсом лівої руки.

Табл. 2 Середні значення часових ΔKI_{mUd} -рядів, мс

Моменти	Рука	
	ліва	права
База	71.94	85.54
0 хв.	70.02	72.42
5 хв.	67.18	73.18
10 хв.	70.75	86.10
15 хв.	72.80	78.89
20 хв.	69.16	79.21

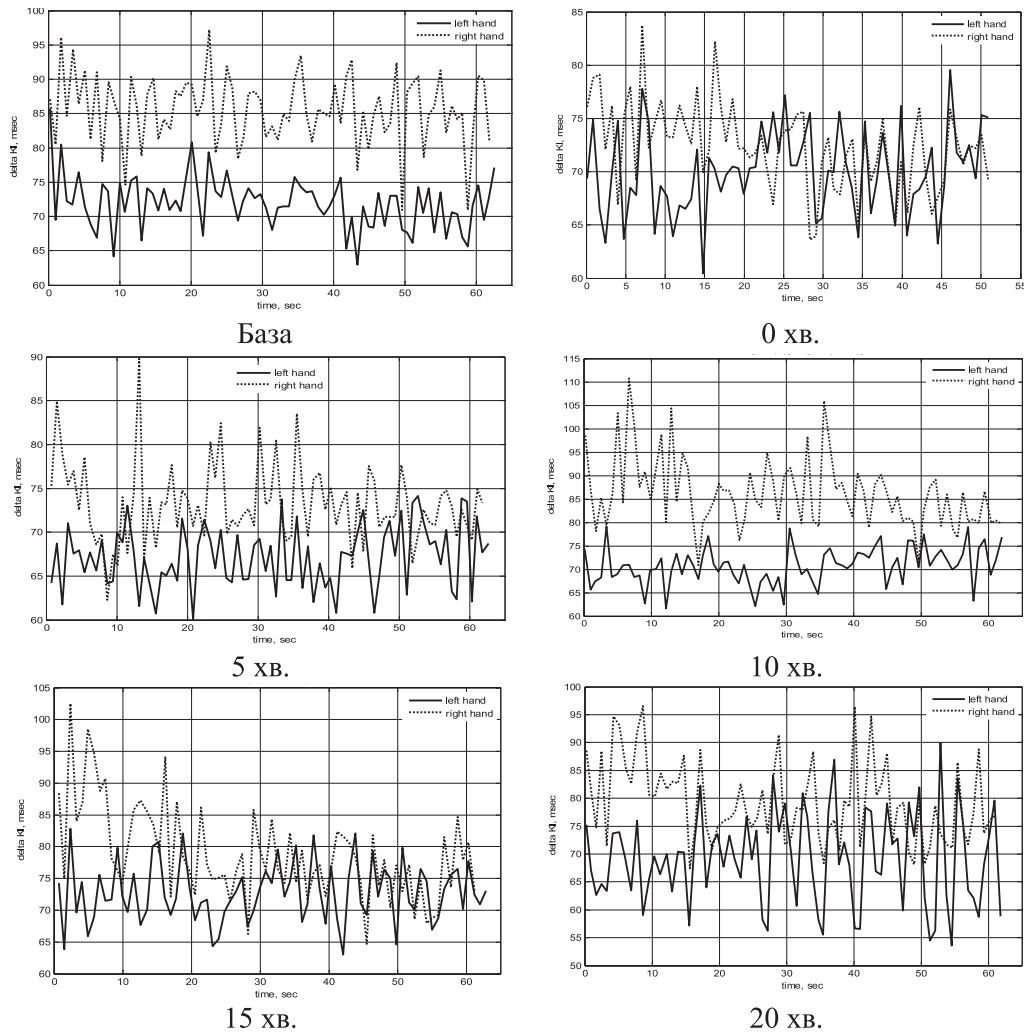


Рис. 8. Часові ΔKI_{Ud} -ряди для лівої (суцільні лінії) і правої (точкові лінії) рук

Обговорення

Проблема формування рядів запізнення в пульсовій кардіоінтервалографії для систем варіаційної пульсометрії тісно пов'язана з точністю визначення координат точок екстремумів на осі часу, а також, відповідно, як з точністю апаратної реєстрації реалізацій пульсових сигналів, так і з методикою визначення часових параметрів точок екстремумів пульсових сигналів. Для порівняння: значення тривалостей традиційних КІГ становлять (500...1300) мс, тоді як зумовлені елементи рядів запізнення мають значення від одиниць до сотні мс. Завдання підвищення точності вимірювань сьогодні розв'язується застосуванням цифрової техніки з високою роздільною здатністю. У статті показано, як вирішити проблему підвищення точності обробки даних вимірювання застосуванням зваженого сплайнового поліному.

Традиційно у плетизмографічній пульсометрії при формуванні КІГ тривалість кожного кардіоінтервалу визначалася як часовий інтервал між

сусідніми максимумами переднього фронту пульсового імпульсу. Ми пропонуємо використовувати додатково дві інші характерні точки екстремумів – точку мінімуму та точку максимальної крутості переднього фронту.

На відміну від максимуму пульсового імпульсу, який найчастіше має дещо «розмиту» форму, максимум першої похідної пульсового сигналу має «гостріший» вигляд, і її координату можна визначити точніше.

Окрім того, динаміка часових рядів при застосуванні біологічних тестових впливів свідчить про зміну форми пульсових сигналів та швидкість їх поширення внаслідок зміни тонічного стану судинних систем тіла, що може бути основою для оцінки таких змін та потребує подальших досліджень.

Нові можливості діагностики може дати оцінка функціонального стану серцево-судинної системи людини загалом та окремих її сегментів на основі реалізації систем ВСП із застосуванням різницевого часових рядів плетизмографічних пульсових сигналів, способи формування яких представлені. Оцінка

функціонального стану людини за окремими параметрами ВСР: статистичними, частотними та нелінійними, що отримуються на основі формування таких рядів, є предметом подальших досліджень.

References

- [1] Malik M., Bigger J. T., Camm A. J., Kleiger R. E., Malliani A., Moss A. J., Schwartz P. J. (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, Vol. 17, Iss. 3, pp. 354-381. doi:10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868.
- [2] Sun, F.-T., Kuo, C., Cheng, H.-T., Buthpitiya, S., Collins, P., Griss, M. (2012). Activity-Aware Mental Stress Detection Using Physiological Sensors. In: Gris, M., Yang, G. (eds) Mobile Computing, Applications, and Services. MobiCASE 2010. *Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering*, Springer, Berlin, Heidelberg, Vol 76, pp. 211-230. doi:10.1007/978-3-642-29336-8_12.
- [3] Jabluchanski N. I., Martynenko A. V. (2010). Variabel'nost serdechnoho ritma [Heart rate variability]. *KhNUiR*, Kharkov, 132 p.
- [4] Nevoit, G. V. (2021). Variation pulsometry as a method for displaying systemic information energy processes and assessing the functional state of the human body during an objective structured clinical examination. *Achievements of Clinical and Experimental Medicine*, Vol. 4, pp. 135–139. doi:10.11603/1811-2471.2020.v.i4.11582.
- [5] Walker O. (2017). *Heart Rate Variability (HRV)*.
- [6] Kak umnyie chasyi, sportivnyie trekeryi i prochie gadzhetyi izmeryayut puls? Chast 1 [How do smartwatches, sports trackers and other gadgets measure heart rate? Part 1] (2015). *Darta Systems*.
- [7] Flatt A. A., Esco M. R. (2013). Validity of the ithleteTM Smart Phone Application for Determining Ultra-Short-Term Heart Rate Variability. *Journal of Human Kinetics*, Vol. 39, Iss. 1, pp. 85-92. DOI:10.2478/hukin-2013-0071T.
- [8] Heathers J. A. J. (2013). Smartphone-enabled pulse rate variability: An alternative methodology for the collection of heart rate variability in psychophysiological research. *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 89, Iss. 3, pp. 297-304. doi:10.1016/j.ijpsycho.2013.05.017.
- [9] Esco M. R., Flatt A. A. (2014). Ultra-Short-Term Heart Rate Variability Indexes at Rest and Post-Exercise in Athletes: Evaluating the Agreement with Accepted Recommendations. *Journal of Sports Science and Medicine*, Vol. 13, Iss. 3, pp. 535-541. PMID: PMC4126289.
- [10] Giles D., Draper N., Neil W. (2016). Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 116, Iss. 3, pp. 563-571. DOI: 10.1007/s00421-015-3303-9.
- [11] Flatt A. (2016). Interpreting HRV Trends in Athletes: High Isn't Always Good and Low Isn't Always Bad. *Simplifaster.com*.
- [12] Sorbo A., Brisinda D., Fenisi R. (2011). Ultra short term heart-rate variability analysis at maximum stress. Differences between physical and emotional stress. *European Heart Journal*.
- [13] Dong G.-J. (2016). The role of heart rate variability in sports physiology. *Experimental and Therapeutic Medicine*, Vol. 11, Iss. 5, pp. 1531-1536. doi:10.3892/etm.2016.3104.
- [14] Altini M. (2014). Heart rate variability using the phone's camera. www.marcoaltini.com.
- [15] Salahuddin L., Cho J., Jeong M.G., Kim D. (2007). Ultra Short Term Analysis of Heart Rate Variability for Monitoring Mental Stress in Mobile Settings. *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4656-4659. doi:10.1109/IEMBS.2007.4353378.
- [16] Tashchuk V. K., Tashchuk M. V., Ivanchuk P. R. (2019). Digitalization of Electrocardiography and Photoplethysmography: Clinical Implementation of a Quantity Analysis of the Heart Rhythm. *Clinical and experimental pathology*, Vol. 18, Iss. 2 (68), pp. 80-85. DOI: 10.24061/1727-4338.XVIII.2.68.2019.14.
- [17] Box G. E. P., Jenkins G. M. (1974). *Analiz vremennykh riadov. Prohnoz i upravlenie [Time Series Analysis: Forecasting and Control]*. Vyp. 1. Translation from English, 408 p.
- [18] Strihina M. I., Chaivanov D. B., Chudina Yu. A. (2013). Issledovanie pohreshnostei dannykh fotopletizmohrammy dlia analiza variabelnosti serdechnoho ritma [Investigation of errors in photoplethysmogram data for the analysis of heart rate variability]. *Biomedicina*, Vol. 4, pp. 139-148.
- [19] Lee S., Hwang H.-B., Park S., et al. (2022). Mental Stress Assessment Using Ultra Short Term HRV Analysis Based on Non-Linear Method. *Biosensors (Basel)*, Vol. 12, Iss.7, pp. 465-481. DOI: 10.3390/bios12070465.
- [20] Sharpan O. B., Husieva O. V., Mahliovana N. I., Rybin O. I. (2007). The program-measuring photo-plethysmographic system of pulse spectrometry. *Visnyk VPI*, Vol. 5, pp. 34-40.
- [21] Smith R. E., Price J. M., Howser L. M. (1974). A Smoothing Algorithm Using Cubic Spline Functions. *National Aeronautics and Space Administration*, 84 p.
- [22] Granam N. Y. (1983). Smoothing With Periodic Cubic Splines. *The Bell System Technical Journal*, Vol. 62, Iss. 1, pp. 101-110. DOI: 10.1002/j.1538-7305.1983.tb04381.x.
- [23] Khvostivska L. V. (2021). Matematichna model ta metody analizu pulsovoho signalu dlia pidvyschennia informatyvnosti fotopletizmohraphichnikh sistem [Mathematical model and method for analyzing the pulse signal to improve the information content of photoplethysmographic systems]: Dissertation for the scientific degree of candidate of technical sciences in specialty 01.05.02. *Ternopil: TNTU*, 177 p.
- [24] Sharpan O. B. (2010). Singularities of amplitude and phase measuring in problems of a spatially distributed object diagnostics. *Visnyk NTUU KPI Seriya - Radio-tehnika Radioaparotobuduvannia*, Vol. 43, pp. 98-119. doi: 10.20535/RADAP.2010.43.98-119.

Formation of Cardiointervalograms Based on Photoplethysmographic Realizations of Peripheral Pulse Signals

Guseva E. V., Mosiychuk V. S., Sharpan O. B.

Features and possibilities of implementation of heart rate variability (HRV) cardiosystems based on the registration of peripheral photoplethysmographic pulse signals, which are easier and more convenient to register than electrocardiogram signals, are considered. The possibility of assessing the functional state using both long and short implementations of pulse signals without loss of accuracy in determining the diagnostic significance of statistical and spectral HRV parameters is indicated. The expediency of assessing heart rate variability not only by the parameters of one pulse signal registered at a certain point of the body, but also by the parameters of several such signals registered at different points of the human body, for example on the limbs, with an assessment of the differences in heart rate variability relative to the sagittal plane, is shown.

A study was conducted to determine the duration of cardio intervals for pairs of pulse signals, simultaneously

taken from two points of the human body - on the upper limbs relative to the sagittal plane. The accuracy of obtaining cardiointervalograms based on the formation of the durations of cardio cycles according to three characteristic contour points of pulse impulses - according to the maximum and minimum of the leading edge and the maximum of its steepness - was evaluated. A method of forming difference time series, representing the delay between different characteristic points of each signal separately and between the characteristic points of two signals of the same name, is proposed. The real possibility of using difference series to estimate HRV is shown due to the fact that such series may be more sensitive to minor changes in the state of the cardiovascular system.

The results of the experiment on the processing of pairs of ultra short pulse photoplethysmographic signals with a duration of 60 ± 10 s., measured simultaneously from the fingers of the left and right hands of the subject, which can be considered as the initial reaction of the tone relaxation process after the test exposure, are presented.

Keywords: heart rate variability; cardiointervalogram; pulse signals; photoplethysmography