

Висновки

1. Великий внутрішній активний опір сучасних акумуляторів та батарей не дозволяє забезпечити заданої величини заданої величини струму та потужності вихідних зондуючих імпульсів надширококутних мобільних радіолокаторів.

2. Вдосконалена схема імпульсного передавального пристрою надширококутного мобільного радіолокатора з оптимізованою системою електроживлення дозволяє збільшити вихідну потужність генератора в 2.56 рази у порівнянні із традиційною схемою живлення.

3. Вдосконалена схема імпульсного передавального пристрою надширококутного мобільного радіолокатора з оптимізованою системою електроживлення дозволяє зменшити тривалість фронтів зондуючих імпульсів генератора в 1.26 рази у порівнянні із традиційною схемою живлення.

Література

1. Иммореев И.Я. Сверхширокополосные и узкополосные системы связи совместная работа в общей полосе частот // Иммореев И.Я., Судаков А.А – Электроника: Наука, Технология. – 2003. – № 2 – С. 34 – 37.
2. Щербак Н. Сверхширокополосная радиолокация. Что это такое. – ЭЛЕКТРОНИКА: НТБ, 2002, № 3, с.38_46.
3. Иммореев И.Я. Излучение сверхширокополосных сигналов // Иммореев И.Я., Синявин А.Н. – Антенны. – 2001. – № 1 – С. 47 – 55.
4. Хармут Х.Ф. Несинусоидальные волны в радиолокации и радиосвязи / Хармут Х.Ф.; Пер. с англ. – М.: Радио и связь, 1985.
5. Астанин Л.Ю. Основы сверхширокополосных радиолокационных измерений // Астанин Л.Ю., Костылев А. – М.: Радио и связь, 1989.
6. Макаришкін Д.А. Математична модель генератора зондуючих імпульсів із використанням суперконденсаторів для надширококутних мобільних радіолокаторів / Д.А. Макаришкін // Вісник Хмельницького національного університету. – Технічні науки. – Т. 3. – Хмельницький. – 2009. – № 3. – С. 245-249.

Надійшла 25.11.2010 р.

УДК 004.415.2:57.087.1+618.2-071.6

О.В. СЕМЧИШИН, Ю.З. ЛЕЩИШИН

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ МЕТОДУ ВИДІЛЕННЯ RR-ІНТЕРВАЛІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ ПЛОДУ

Розглянуто існуючі методи виділення RR-інтервалів. Вказано їхні недоліки при застосуванні до задачі виділення RR-інтервалів електрокардіосигналів внутрішнього плоду для подальшого аналізу варіабельності серцевого ритму. Розроблено новий метод виділення RR-інтервалів в часовій області, який може працювати в реальному масштабі часу. Проведено оцінку ефективності розробленого методу та порівняння отриманих результатів із відповідними показниками відомих методів виділення RR-інтервалів.

Existing methods of RR-interval detection are presented. Showed their limitations applying to problem of RR-intervals detection from foetal electrocardiosignal for further heart rate variability analyses. New method of real-time RR-interval detection was developed. The estimation of developed method efficiency was made. Obtained results compared with values of known RR-intervals detection methods.

Ключові слова: електрокардіосигнал, внутрішній плід, RR-інтервал, R-зубець, QRS-комплекс, варіабельність серцевого ритму.

Постановка задачі. Серцева діяльність плоду є найбільш точним та об'єктивним показником стану плоду в період з 23 тижнів вагітності до пологів і під час пологів. Порушення серцевої діяльності можуть бути ознакою функціональних патологій плоду.

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я великий відсоток становить смертність плоду в період гестації внаслідок аномалій пологової діяльності та виникнення анемії, гіпоксії плоду, яка пов'язана з порушенням матково-плацентарного кровообігу тощо. Ці аномалії на ранньому етапі розвитку діагностуються за зміною серцевої діяльності, шляхом запису та аналізу електрокардіосигналів (ЕКС). ЕКС матері та ЕКС внутрішнього плоду розділяються із суміші сигналів та аналізуються окремо автоматизованими методами, що потребує розв'язання задач виявлення, виділення і класифікації кожного R-зубця QRS-комплексу. Виділені R-зубці та часові інтервали між ними (RR-інтервали) використовуються для аналізу варіабельності серцевого ритму (BCP), що відображає регуляторний вплив на синусовий вузол серця вегетативної нервової системи і різних гуморальних факторів. Тому, аналіз BCP надає важливу інформацію про стан вегетативної регуляції серцево-судинної системи й організму в цілому, що уможливорює оцінку стану серцево-судинної системи матері та її плоду. Вчасне виявлення відхилень від норми може зберегти здоров'я матері і/або плоду чи навіть зберегти їхнє життя.

У даній статті наведено результати випробування методу виділення послідовностей RR-інтервалів, які використовуються при аналізі ВСР.

Аналіз відомих методів. Існуючі алгоритми виділення RR-інтервалів розділяють на 4 основних групи [1]:

- а) алгоритми аналізу ЕКС у часовій області;
- б) алгоритми, які базуються на частотно-часових, в тому числі і нелінійних, перетвореннях сигналу ЕКС;
- в) алгоритми, які використовують нейромережеві моделі;
- г) комбіновані алгоритми.

В алгоритмах групи (а) до процедури лінійного перетворення (послідовна процедура фільтрації високих частот – ФВЧ і фільтрації низьких частот – ФНЧ) додається нелінійне перетворення, яке включає в себе процедуру інтегрування сигналу в ковзному вікні. Положення R-зубця визначається за допомогою порогового детектора рівня сигналу, значення якого можуть бути як фіксованими, так і обчислюватися адаптивно на кожному кроці роботи алгоритму. Для підвищення точності і чутливості алгоритмів групи (а) використовують додаткову попередню обробку ЕКС. Ефективність алгоритмів цієї групи становить 95–97% коректно визначених QRS-комплексів із загальної кількості присутніх в ЕКС.

В алгоритмах групи (б) після процедур попередньої обробки ЕКС застосовують різні частотно-часові перетворення, такі як перетворення Фур'є, Карунена-Лоєва, вейвлет-перетворення. Вейвлет-аналізатори переважно застосовуються при автоматизованому аналізі вже записаної ЕКС. Група (б) характеризується відносно невисокою продуктивністю, досить низькою чутливістю до завад і ефективністю понад 99% [1].

В алгоритмах групи (в) застосовують нейромережеві методи обробки даних і, зазвичай, застосовуються для аналізу морфології та класифікації елементів ЕКС. Нейромережеві моделі дозволяють набагато ефективніше адаптуватися до нестационарного характеру ЕКС, тому в завданнях виділення QRS-комплексів використовуються при адаптивній узгодженій фільтрації. Чутливість алгоритмів групи (г) варіюється від 96% і в цілому досягає 99% [1].

Групу (г) становлять різні комбінації методик, що переважно є синтезом алгоритмів групи (в) і (б) або (в) і (а). Особливо виграшним виявилось перше об'єднання, такий підхід дозволяє досягти максимальної чутливості – 99,9% на тестових ЕКС. Основним недоліком цієї групи є високі вимоги до обчислювальних засобів.

Виділення невирішених завдань та формулювання цілей. Перелічені алгоритми, груп (б), (в), (г) вимагають на порядок більшої швидкодії, ніж алгоритми групи (а), і призначені для ретельного контурного аналізу коротких записів ЕКС, і за часом обчислень, і обсягом програм не придатні для застосування в системах, що працюють в реальному масштабі часу та використовують малу обчислювальну потужність при роботі. Для вчасного виявлення відхилень при аналізі ЕКС внутрішнього плоду та його ВСР необхідним є розроблення методу виділення RR-інтервалів в реальному часі із підвищеною ефективністю (чутливістю та специфічністю). Слід також врахувати, що, при роботі в реальному часі, значна частина виділених апаратних ресурсів затратиметься на роботу методів розділення суміші ЕКС матері і плоду.

Для досягнення поставленої мети необхідно розробити алгоритм виділення RR-інтервалів в реальному масштабі часу, який використовуватиме невеликий обсяг апаратних ресурсів при роботі. Важливою також є попередня обробка ЕКС в часовій області, яка крім невеликого апаратного навантаження повинна забезпечувати мінімальні спотвореннями сигналу.

Метод виділення RR-інтервалів. В статті [2] описано алгоритм виділення RR-інтервалів, який працює у часовій області. Структурна схема такого алгоритму наведена на рис. 1.

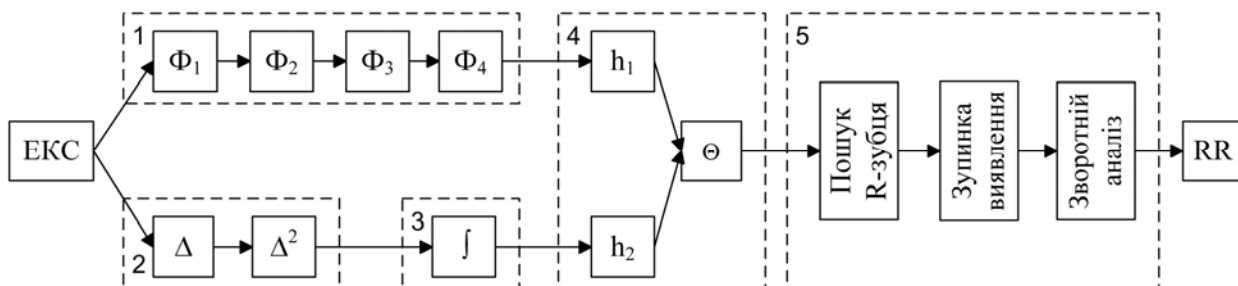


Рис. 1. Структурна схема алгоритму виділення RR-інтервалів:

1 – попередня обробка; 2 – диференціювання та підсилення; 3 – інтегрування ковзним вікном; 4 – розрахунок і порівняння порогових значень та визначення інтервалу, в якому приблизно знаходиться R-зубець; 5 – прийняття рішення

В алгоритмі використано паралельну двопотокову обробку ЕКС. Перший потік піддається попередній обробці ЕКС, що полягає у придушенні завад фільтрами. Складними високоамплітудними завадами ЕКС, які неможливо усунути простим фільтруванням [3] є: дрейф ізолінії (Baseline Wander), завади контакту електродів та рух електродів (Electrode Movement), тремор м'язів (Muscle Artifact).

Дрейф ізолінії є чужорідною активністю в ЕКС, яка може перешкоджати аналізу сигналу. Її усувають ВЧ-фільтрацією, що реалізують за допомогою трьох фільтрів з частотами зрізу $f_s = 0,05, 0,1$ та 1 Гц відповідно. ВЧ-фільтри із частотами зрізу $0,05$ та $0,1$ Гц (блок 1, Φ_1, Φ_2) базуються на обчисленні адаптивного середнього [1] і забезпечують придушення постійного зміщення завади в -52 дБ та в -45 дБ

відповідно. ВЧ-фільтрація з частотою зрізу 1 Гц (блок 1, Ф3) реалізована на базі рекурсивного фільтру [4].

Для усунення завад контакту електродів та інших завад, які спричиняють нерегулярності ізолінії, використовується (блок 1, Ф4) восьмиточковий згладжувальний фільтр ковзного середнього із куполоподібними частотними характеристиками [5]. Даний фільтр має нулі на частотах $f_s/8 = 125$ Гц, $f_s/4 = 250$ Гц, $f_s/8 = 375$ Гц та $f_s/2 = 500$ Гц.

Виділення RR-інтервалів передбачає виявлення R-зубців та відкидання інших елементів ЕКС, використовуючи максимальну амплітуду QRS-комплексу (блок 4, h_1):

$$h_1 = \frac{2}{3} \max QRS. \quad (1)$$

При використанні сталого порогу можлива хибна прив'язка до артефактів. Тому розрахунки порогових значень проводяться кожних 2 секунди ЕКС для того, щоб забезпечити більшу точність, що згідно з даними [6] відповідає максимальній паузі між сусідніми R-зубцями для немовлят. Приклад чистого та відфільтрованого ЕКС із відповідними значеннями порогів показано на рис. 2.

На рис. 2 тонкою пунктирною лінією позначено вхідний ЕКС, тонкою суцільною лінією – ЕКС після процедури ВЧ-фільтрації, а товстою суцільною лінією – порогові значення h_1 , які застосовуються до відфільтрованого ЕКС (1).

Для формування другого потоку (блок 2) за основу береться вихідний сигнал ЕКС – X , який диференціюється і кожен відлік послідовно підноситься до квадрату, це підсилює проміжки з високою амплітудою (зокрема QRS-комплекс), також зникає потреба обчислення абсолютних значень цієї похідної:

$$y[n] = (\Delta X[n])^2. \quad (2)$$

Наступний крок – апроксимація диференціюючого оператора:

$$\Delta X[i] = \frac{x[i+1] - x[i-1]}{2T_{SR}}; \quad T_{SR} = \frac{1}{f_{SR}} \quad (3)$$

де T_{SR} і f_{SR} – період та частота дискретизації.

Після процедури диференціювання здійснюється інтегрування цього сигналу (блок 3) ковзним вікном, яке вибирають рівним 140–160 мс, що містить весь QRS-комплекс [4, 7, 8]:

$$Y[k] = \frac{1}{w_{QRS}} \sum_{n=k-n_d+1}^{n=k+n_d} y[n], \quad \text{при } k \geq n_d = \frac{w_{QRS}}{2}, \quad (4)$$

де w_{QRS} – величина інтегровального вікна.

На основі Y , аналогічно до першого потоку, кожних 2 секунди розраховуються порогові значення h_2 (блок 4, h_2):

$$h_2 = \frac{1}{10} Y. \quad (5)$$

На рис. 3 наведено приклад сигналу, що опрацьовується в другому потоці алгоритму виділення, із відповідними значеннями порогів.

На рис. 3 тонкою лінією позначено ЕКС після процедур диференціювання та інтегрування ковзним вікном, а товста суцільна лінія відповідає пороговим значенням h_2 (5).

В сформованих сигналах проводиться пошук точок (блок 4, Θ), які перевищують пороги h_1 та h_2 . Інтервали, в яких відбувається перевищення обох порогів одночасно, відмічаються як такі, що містять R-зубець.

Ймовірність того, що R-зубець міститься на інтервалах, де $\Theta[n]=1$, достатньо висока, проте для підвищення точності алгоритму отримані результати детально аналізуються використовуючи правила прийняття рішень про можливу появу R-зубців. Правила прийняття рішень про появу R-зубця це: перевищення порогових значень h_1 та h_2 у відповідному потоці, зупинка алгоритму виділення (blanking) на визначений період часу (250 мс), щоб уникнути передчасного виділення, та зворотній пошук, де проводиться аналіз по відкинутих при виділенні R-зубцях, якщо протягом значного часу не виявлено жодного R-зубця (блок 5).

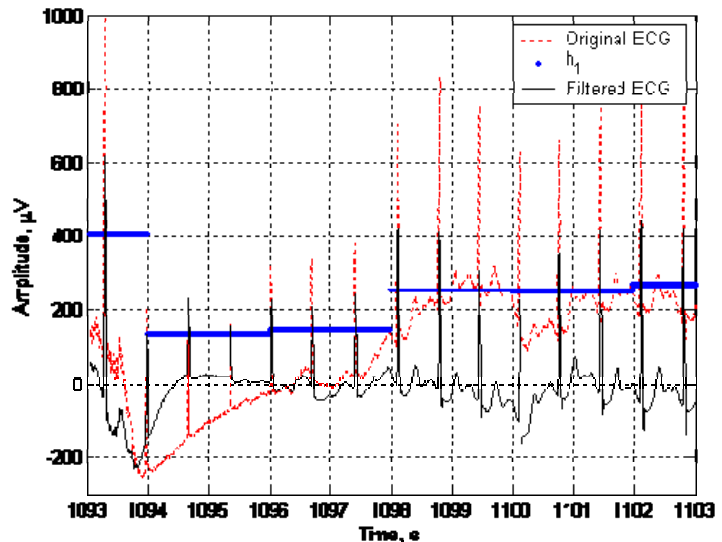


Рис. 2. Графік ЕКС до і після попередньої обробки із пороговими значеннями h_1 (модифіковане друге відведення ЕКС №103 MIT-BIH Arrhythmia Database)

Оцінка ефективності методу виділення RR-інтервалів. Для оцінки ефективності методу використовують такі кількісні характеристики ефективності алгоритмів виділення: чутливість (sensitivity) – ймовірність розпізнавання довільного R-зубця, виражена у відсотках, специфічність (specificity) – ймовірність того, що довільний виділений R-зубець є істинним та ефективність (efficiency) – ймовірність видачі детектором правильного результату. Чутливість Se визначається кількістю правильно визначених зубців (true positive – TP) та кількістю хибно відсіяних R-зубців (false negative – FN), специфічність Sp залежить від TP та кількості хибно визначених зубців (false positive – FP), а ефективність є інтегральним показником якості методу. Зазначені величини обраховуються за такими формулами [1,3,7–9]:

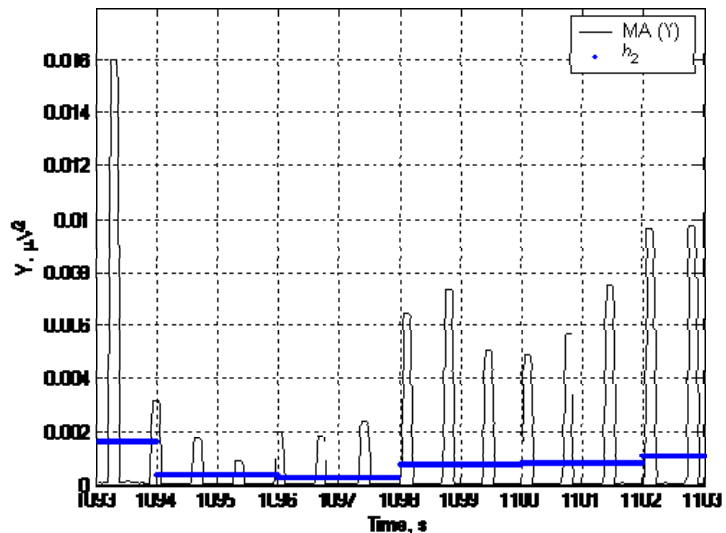


Рис. 3. Графік сигналу Y із пороговими значеннями h_2 (модифіковане друге відведення ЕКС №103 MIT-BIH Arrhythmia Database)

$$Se = 1 - \frac{FN}{TP + FN} = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (6)$$

$$Sp = 1 - \frac{FP}{TP + FP} = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (7)$$

$$E = \frac{TP}{TP + FN + FP}. \quad (8)$$

Ефективність алгоритмів виділення оцінюють за допомогою тестових ЕКС із міжнародних баз даних American Heart Association (AHA) та Massachusetts Institute of Technology / Beth Israel Hospital (MIT-BIH). Ці бази даних містять надзвичайно великі масиви даних, в яких розміщення кожного зубця є перевіреним та задокументованим відповідно до часової шкали [10].

Розглянемо приклад хибного спрацювання алгоритму при використанні ЕКС №213 із MIT-BIH Arrhythmia Database (рис. 4). Як видно із рисунку, в кінці 17-ї хвилини запису ЕКС (між 1080-ю та 1081-ю секундою запису) через появу аномального R-зубця, алгоритм виділення хибно спрацював. Амплітуда аномального R-зубця виявилася не лише нижчою за амплітуду T-зубця, а й дещо меншою за амплітуду R-зубця даного серцевого циклу. Замість R-зубця на вказаному проміжку алгоритм зафіксував високий T-зубець, що відповідає події появи хибно визначених зубців FP. Через те, що положення істинного R-зубця не було визначено, виникає подія хибного відсіювання R-зубця FN.

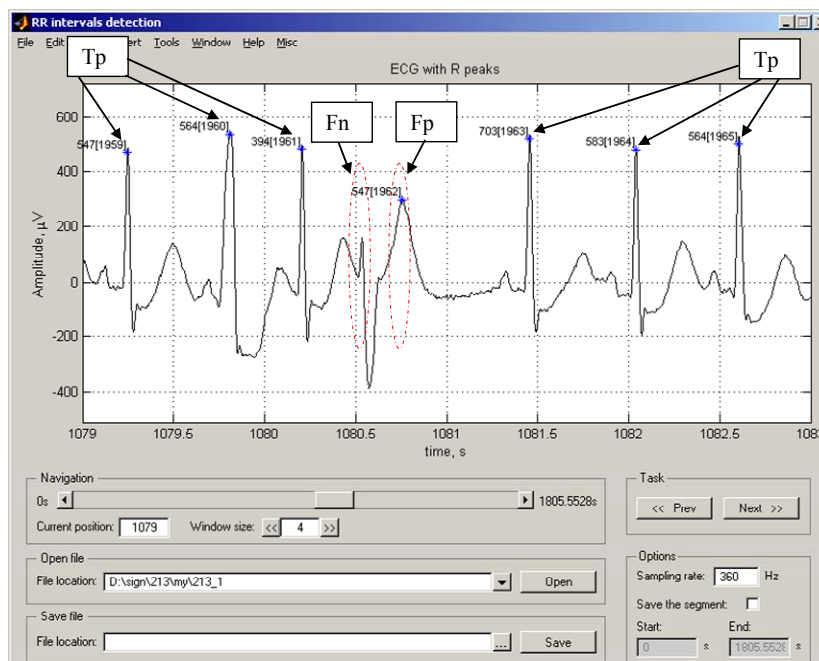


Рис. 4. Приклад хибного спрацювання алгоритму виділення RR-інтервалів (модифіковане друге відведення ЕКС)

Оцінка ефективності запропонованого алгоритму за кількісними характеристиками (1–3) проводилася за допомогою записів ЕКС із MIT-BIH Arrhythmia Database. При обчисленні Se , Sp та E за інтервал правильного виділення [8], всередині якого виділені алгоритмом зубці вважаються правильно визначеними по відношенню до задокументованих, взято 200 мс проміжок із задокументованим R-зубцем посередині. Запропонований алгоритм в цілому хибно виявив (FP) 1086 та хибно відсіяв (FN) 1417 R-зубців, опрацювавши при цьому 40 записів, що включають 92681 задокументованих R-зубців (таблиця 1). Загальна чутливість (Se), специфічність (Sp) та ефективність (E) відповідно рівні 98,47%, 98,82% та 97,33%. У записах із низьким співвідношенням сигнал/шум зафіксовано появу значної кількості FP R-зубців. Основним завданням запропонованого алгоритму є виявлення R-зубців в нормі, тому при опрацюванні ЕКС із окремими патологіями виникають помилки виявлення. Зокрема хибні виявлення було зафіксовано під час тріпотіння передсердь. Значна кількість помилок алгоритму зосереджена при появі передчасних скорочень шлуночків та передсердних екстрасистол.

Таблиця 1

Результати роботи алгоритму виділення RR-інтервалів із записами MIT-BIH Arrhythmia Database

Запис №	Заг. к-сть (R-зубці)	TP (R-зубці)	FP (R-зубці)	FN (R-зубці)	Погані виявлен. (FP+FN)	Погані виявлен. (%) (FP+FN)×100/Заг. к-ть	Se (%)	Sp (%)	E (%)
100	2273	2273	0	0	0	0,00	100,00	100,00	100,00
101	1865	1864	5	1	6	0,32	99,95	99,73	99,68
102	2187	2184	3	3	6	0,27	99,86	99,86	99,73
103	2084	2084	0	0	0	0,00	100,00	100,00	100,00
104	2229	2223	12	6	18	0,81	99,73	99,46	99,20
105	2572	2500	78	72	150	5,83	97,20	96,97	94,34
106	2027	1857	71	170	241	11,89	91,61	96,32	88,51
107	2137	2089	53	48	101	4,73	97,75	97,53	95,39
109	2532	2525	14	7	21	0,83	99,72	99,45	99,18
111	2124	2102	63	22	85	4,00	98,96	97,09	96,11
112	2539	2539	0	0	0	0,00	100,00	100,00	100,00
113	1795	1795	3	0	3	0,17	100,00	99,83	99,83
115	1953	1952	6	1	7	0,36	99,95	99,69	99,64
116	2412	2396	9	16	25	1,04	99,34	99,63	98,97
117	1535	1532	6	3	9	0,59	99,80	99,61	99,42
118	2278	2275	32	3	35	1,54	99,87	98,61	98,48
121	1863	1860	7	3	10	0,54	99,84	99,63	99,47
122	2476	2476	0	0	0	0,00	100,00	100,00	100,00
123	1518	1518	2	0	2	0,13	100,00	99,87	99,87
124	1619	1584	35	35	70	4,32	97,84	97,84	95,77
202	2136	2111	30	25	55	2,57	98,83	98,60	97,46
205	2656	2596	43	60	103	3,88	97,74	98,37	96,18
208	2955	2933	12	22	34	1,15	99,26	99,59	98,85
209	3005	3004	0	1	1	0,03	99,97	100,00	99,97
210	2650	2491	98	159	257	9,70	94,00	96,21	90,65
212	2748	2748	0	0	0	0,00	100,00	100,00	100,00
213	3251	3234	6	17	23	0,71	99,48	99,81	99,29
214	2262	2235	80	27	107	4,73	98,81	96,54	95,43
215	3363	3312	2	51	53	1,58	98,48	99,94	98,42
217	2208	2199	15	9	24	1,09	99,59	99,32	98,92
219	2154	2147	85	7	92	4,27	99,68	96,19	95,89
220	2048	2047	0	1	1	0,05	99,95	100,00	99,95
221	2427	2412	74	15	89	3,67	99,38	97,02	96,44
222	2483	2409	30	74	104	4,19	97,02	98,77	95,86
223	2605	2433	78	172	250	9,60	93,40	96,89	90,68
228	2053	1855	94	198	292	14,22	90,36	95,18	86,40
230	2256	2255	1	1	2	0,09	99,96	99,96	99,91
231	1571	1571	11	0	11	0,70	100,00	99,30	99,30
233	3079	2891	28	188	216	7,02	93,89	99,04	93,05
234	2753	2753	0	0	0	0,00	100,00	100,00	100,00
Всього	92681	91264	1086	1417	2503	2,70	98,47	98,82	97,33

Порівняння отриманих результатів. Провести точний порівняльний аналіз результатів роботи запропонованого алгоритму виділення RR-інтервалів із уже існуючими алгоритмами досить важко,

зважаючи на декілька обставин:

- багато авторів користуються різними показниками для оцінки ефективності алгоритмів, а також модифікують загальноприйняті формули для обчислення Se та Sp ;
- попри визначені рекомендації автори по різному визначали, який тип зубця відповідно до анотацій MIT-BIH Arrhythmia Database вважати R-зубцем, відкидаючи при цьому проблемні ділянки;
- деякі автори вказують лише кінцевий результат, не вказавши при цьому, яку кількість сигналів опрацьовано і, яку кількість зубців згідно з анотаціями MIT-BIH Arrhythmia Database взято за основу;
- частина авторів із тих чи інших причин проводила дослідження з окремими записами.

Зважаючи на ці обставини проведено порівняння роботи алгоритмів виділення RR-інтервалів на прикладі кількох записів ЕКС, які фігурують в роботах різних авторів (табл. 2).

Таблиця 2

**Порівняння результатів роботи алгоритмів виділення RR-інтервалів
для записів 104, 105 та 116 бази даних MIT-BIH Arrhythmia Database**

Критерій порівняння		FP	FN	FP+F N	(FP+FN)× 100/Заг. к-ть, %	Se, %	Sp, %
Алгоритм	Сигнал						
Запропонований алгоритм	104	12	6	18	0,81	99,73	99,46
	105	78	72	150	5,83	97,2	96,97
	116	9	16	25	1,04	99,34	99,63
A1	104	2	2	4	0,18	99,91	99,91
	105	73	31	104	4,04	98,76	97,13
	116	4	22	26	1,08	99,09	99,83
A2	104	25	25	50	2,3	98,9	98,9
	105	51	28	79	3,1	98,9	98,0
	116	1	28	29	1,2	98,8	99,96
A3	104	1	0	1	0,05	100	99,95
	105	2	35	37	1,44	98,64	99,92
	116	22	2	24	0,99	99,92	99,09
A4	104	1	0	1	0,05	100,00	99,95
	105	2	36	38	1,48	98,60	99,92
	116	19	2	21	0,87	99,92	99,21
A5	104	6	5	11	0,49	99,78	99,73
	105	16	14	30	1,17	99,45	99,37
	116	0	12	12	0,5	99,5	100
A6	104	24	12	36	1,62	99,46	98,83
	105	78	5	83	3,23	99,81	97,05
	116	2	20	22	0,91	99,17	99,92
A7	105	10	4	14	0,54	99,84	99,61
A8	105	15	13	28	1,09	99,49	99,41
A9	105	53	22	75	2,92	99,13	97,92
A10	105	67	22	89	3,46	99,12	97,37

Примітки:

- A1 – алгоритм, розроблений Matteo Paoletti та Carlo Marchesi [11];
 A2 – алгоритм, розроблений John Darrington [8];
 A3 – алгоритм 1, розроблений Ivaylo I. Christov [12];
 A4 – алгоритм 2, розроблений Ivaylo I. Christov [12];
 A5 – алгоритм, розроблений Y. Ferdi, J.P. Herbeval, A. Charef, B. Boucheham [13];
 A6 – алгоритм, розроблений Szi-Wen Chen, Hsiao-Chen Chen, Hsiao-Lung Chan [14];
 A7 – алгоритм, розроблений Q. Xue, Y.H. Hu, W.J. Tompkins [15];
 A8 – алгоритм, розроблений C. Li, C. Zheng, C. Tai [16];
 A9 – алгоритм, розроблений P.S. Hamilton та W.J. Tompkins [17];
 A10 – алгоритм, розроблений J. Pan та W.J. Tompkins [18].

Як видно із таблиці 2 результати для алгоритмів, які використовують вейвлет-перетворення (A6, A8) [14, 16], нейронні мережі (A7) [15], набори смугових фільтрів (A9, A10) [17, 18] та деякі морфологічні особливості ЕКС (A3, A4) [12] переважно дають кращий результат, при більших затратах апаратних потужностей або не можуть працювати із сигналом в реальному часі. Сигнал 105 має одне із найнижчих співвідношень сигнал/шум в MIT-BIH Arrhythmia Database, що і пояснює погані результати роботи запропонованого алгоритму. Зауважимо, що у A3, A4 [12] автор в сигналі 104 не врахував 17 зубців, а в сигналі 105 – сім зубців. При роботі зі звичайними сигналами, де мінімальна кількість патологій (100, 101,

102, 103), результати запропонованого алгоритму є найкращими (таблиця 1).

Висновки. За результатами тестування чутливість і специфічність алгоритму виділення RR-інтервалів сягають майже 99%, а ефективність – 97%. Тестування алгоритму виявлення проводилося з сигналами із міжнародної бази даних PhysioNet – MIT-BIH Arrhythmia Database, що дало можливість зробити порівняльний аналіз чутливості та специфічності розробленого алгоритму з відомими алгоритмами виділення RR-інтервалів. Значення чутливості, специфічності та ефективності для 40 сигналів згаданої бази даних відповідно рівні: $Se = 98.47\%$, $Sp = 98.82\%$ та $E = 97.33\%$. Із 92681 R-зубців, задокументованих в файлах анотацій бази даних [10], кількість правильно виділених зубців $TP = 91264$, кількість хибно визначених зубців $FP = 1086$, кількість хибно відкинутих зубців $FN = 1417$.

Використання запропонованого алгоритму виділення RR-інтервалів дає можливість проводити ефективне виділення RR-інтервалів ЕКС внутрішнього плоду в реальному масштабі часу для подальшого використання цих інтервалів при аналізі ВСР. Також, даний алгоритм уможливує покращення методів виділення ЕКС внутрішнього плоду з суміші ЕКС матері і плоду на базі апіорної інформації про ЕКС матері, яку отримують в результаті виділення материнських RR-інтервалів з суміші ЕКС матері і плоду.

Література

1. Нагин В. А. Выделение QRS-комплексов в компьютерных ЭКГ-системах / В. А. Нагин, И. В. Потапов, С. В. Селищев // “Биомедприбор-2000” : труды междур. конф. по биомедицинскому приборостроению, 24–26 окт. 2000. – М., 2000. – Ч.1. – С. 120–121.
2. Семчишин О. В. Алгоритм виділення RR-інтервалів кардіосигналу для задачі аналізу варіабельності серцевого ритму в системі реального часу / О. В. Семчишин, Ю. З. Лещишин, В. П. Забитівський // Вісник Хмельницького національного університету. – Хмельницький, 2007. – № 6. – Т.1. – С. 130–136.
3. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms / [G.M. Friesen, T.C. Jannett, M.A. Jadallah et al // IEEE Transactions on BME, January 1990: proc. conf, 1990. – Vol. 37, No. 1. – pp. 85–98.
4. Dotsinsky I. Ventricular beat detection in single channel electrocardiograms [електронний ресурс] / I. Dotsinsky, T. Stoyanov // Biomed. Eng. Online. – 2004. – Vol. 3. – No.:3. – 9 p. – Режим доступу до журн. : <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/3>
5. <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/3>
6. Rangaraj M. Rangayyan. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach / Rangaraj M. Rangayyan. – John Wiley & Sons, Inc., 2002. – 552 p.
7. Амбулаторне ЕКГ-монітування (рекомендації Асоціації кардіологів України: Асоціація кардіологів України, Робоча група по порушенню ритму серця, Робоча група по атеросклерозу та ішемічній хворобі серця). – К., 2005. – 52 с.
8. Development of a Matlab Software for Analysis of Heart Rate Variability / J.L. Carvalho, A.F. Rocha, F.A. Oliveira Nascimento // 6th International Conf. Signal Processing, ICSP'02: proc. conf. – Beijing, China, 2002. – Vol. 2. – pp. 1488-1491.
9. Darrington J. Towards real time QRS detection: A fast method using minimal pre-processing / J. Darrington // Biomedical Signal Processing and Control. – Elsevier inc., 2006. – Vol. 1. – pp. 169-176
10. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг / В. Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватощ. – К. : Нора-прінт, 2001. – 516 с.
11. Physio Bank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals [електронний ресурс] / A.L. Goldberger, L.A.N. Amaral, L. Glass et al // Circulation. – 2000. – Vol. 101. – e215-e220. – 6 p. – Режим доступу до журн. : <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>
12. Paoletti M. Discovering dangerous patterns in long-term ambulatory ECG recordings using a fast QRS detection algorithm and explorative data analysis / M. Paoletti, C. Marchesi // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – Elsevier Inc., 2006. – Vol. 82, pp. 20–30.
13. Christov I.I. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold [електронний ресурс] / I.I. Christov // BioMed. Eng. Online. – 2004. – Vol. 3. – No. 28. – 9 p. – Режим доступу до журн. : <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/28>
14. R wave detection using fractional digital differentiation / [Ferdin Y., Herbeuval J.P., Charef A., Boucheham B.]. – ITBM-RBM. – Elsevier Inc., 2003. – Vol. 24. – pp. 273–280.
15. Chen S.-W. A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising / S.-W. Chen, H.-C. Chen, H.-L. Chan // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – Elsevier Inc., 2006. – Vol. 82, pp. 187–195.
16. Xue Q. Neural-network- based adaptive matched filtering for QRS detection / Q. Xue, Y.H. Hu, W.J. Tompkins // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1992. – Vol. 39(4). – pp. 317–329.
17. Li C. Detection of ECG characteristic points using the wavelet transform / C. Li, C. Zheng, C. Tai // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1995. – Vol. 42. – pp. 21–28.
18. Hamilton P.S. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH Arrhythmia database / P.S. Hamilton, W.J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomed. Eng., 1986. – Vol. 33. – pp. 1157–1165.
19. Pan J. A real-time QRS detection algorithm / J. Pan, W.J. Tompkins // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1985. – Vol. 32. – No. 3. – pp. 230–236.

Надійшла 9.11.2010 р.