

ІНФОРМАТИКА, ОБЧИСЛЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА АВТОМАТИЗАЦІЯ

УДК 004.9

DOI <https://doi.org/10.32838/2663-5941/2019.4-1/07>

Борейко М.Г.

Інститут кібернетики імені В.М. Глушкова Національної академії наук України

Будник М.М.

Інститут кібернетики імені В.М. Глушкова Національної академії наук України

УДОСКОНАЛЕНИЙ АЛГОРИТМ ВИЯВЛЕННЯ ФІБРИЛЯЦІЇ ШЛУНОЧКІВ НА ОСНОВІ ПЕРЕТВОРЕННЯ ГІЛЬБЕРТА

Серцево-судинні захворювання (далі – ССЗ) є одними з найнебезпечніших та є причиною майже третини смертей у всьому світі. Серед різних форм ССЗ особливо важливою та небезпечною є фібриляція шлуночків – порушення ритму серця, що призводить до летального результату за лічені хвилини. Єдиним способом врятувати людину, в якій почалася фібриляція шлуночків, є дефібриляція – пропускання потужних високовольтних електричних імпульсів через грудну клітину людини. Однією з найголовніших характеристик дефібрилятора є здатність відрізнити фібриляцію шлуночків від нормального синусового ритму за сигналом ЕКГ.

У статті розглянуто сучасні алгоритми для детектування фібриляції шлуночків, такі як TCI, VF, SPEC, CPLX, HILB. Найкращу чутливість серед них має алгоритм HILB, який ґрунтується на побудові фазо-просторового графіка методом перетворення Гільберта. Фазо-просторовий графік ЕКГ з фібриляцією шлуночків має більш випадковий характер, та точки наявні майже на всій площі графіку. Густина заповнення площі графіку є головною метрикою для прийняття рішення. Проте специфічність даного методу недостатня – алгоритм часто плутає фібриляцію шлуночків з тахікардією.

Авторами було знайдено можливості для покращення специфічності алгоритму HILB завдяки введенню додаткових умов до розподілу точок на фазо-просторовому графіку, таких як центр мас та середньоквадратичне відхилення від нього. Авторами було розроблено програмне забезпечення (далі – ПЗ) для аналізу сигналу ЕКГ в одному відведенні. ПЗ реалізує попередню фільтрацію сигналу та запропонований алгоритм детекції фібриляції шлуночків.

Проведена валідація алгоритму на відомих відкритих базах даних, таких як MIT-BIH Arrhythmia Database, American Heart Association Database (AHA), Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database (CU). Була отримана чутливість для даних CU – 83%, позитивна прогностичність – 93%, для MIT-BIH – 100% та 100%, для AHA – 90% та 98%, відповідно. Проведено порівняння результатів з алгоритмами TCI, VF, SPEC, CPLX та HILB. Чутливість та позитивна прогностичність запропонованого алгоритму краще за відомі алгоритми.

Ключові слова: електрокардіограма, фібриляція шлуночків, перетворення Гільберта, автоматичний аналіз ЕКГ, MIT-BIH база даних.

Постановка проблеми. Серцево-судинні захворювання (далі – ССЗ), викликані порушеннями у роботі серця і судин, є значною проблемою в усьому світі. Всесвітня організація охорони здоров'я (далі – ВООЗ) [1] повідомила, що 17,7 мільйона людей померли від ССЗ у 2015 році, що становить приблизно 31% всіх смертей у світі. За даними ВООЗ, якщо не розв'язати цю проблему, то рівень смерті від ССЗ буде постійно зростати. У цьому зв'язку актуальним є моніторинг основних

діагностичних показників ССЗ (частота серцевих скорочень, варіабельність ритму серця, ЕКГ, частота дихання та інші) [2]. Це особливо важливо для професій, пов'язаних з високим рівнем фізичного або емоційного навантаження, наприклад, військовослужбовців [3; 4].

Серед різних форм серцевих захворювань, фібриляція шлуночків (далі – VF) є одним з найважливіших і небезпечних порушень ритму серця. Дійсно, VF може призвести до смерті протягом

декількох хвилин. Ступінь виживання для людини, яка має VF за межами лікувального закладу коливається в межах від 7% до 70% залежно від часу надання першої допомоги [5]. Для реанімації використовуються автоматичні зовнішні дефібрилятори (AED). Ці пристрої аналізують електрокардіограму (ЕКГ) пацієнта і розпізнають, чи повинна бути проведена шок терапія. Отже, життєво важливим є те, щоб алгоритми аналізу ЕКГ, які використовуються в AED, добре розрізняли VF від стабільного, але швидкого нормального синусового ритму (NSR).

Загальноприйнятим методом оцінки точності виявлення VF є валідація на стандартних базах даних, таких як база даних MIT та Beth Israel Hospital (далі – MIT-BIH), база даних Creighton University (далі – CU) з фібриляції шлуночків [6], база даних Американської асоціації серця (далі – АНА). Якість роботи алгоритмів вимірюється на основі статистичних показників точності класифікації, таких як чутливість, специфічність, позитивна та негативна прогностичності, а також враховується складність обчислень та застосовується аналіз на основі ROC кривої для визначення оптимального значення порогу.

Сучасний стан досліджень. Найостаннішою і найоригінальнішою роботою, яка порівнює різні алгоритми, є дослідження Amann et al. [7-9], Ismail et al. [10], Anas et al. [11] та Arafat et al. [12]. Amann et al. [7] порівнювали п'ять нових алгоритмів виявлення VF на великій кількості даних, які були анотовані кваліфікованими кардіологами. Вони обрали три бази даних без анотацій та без попереднього відбору епізодів ЕКГ для тестів. У межах отриманих результатів особливо важливими виявилися алгоритми TCI [13], VFF [14]. У подальшому дослідженні Amann et al. [9] розробив алгоритм виявлення VF, який називався Time Delay (далі – TD), на основі реконструкції фазового простору, а потім порівнював його з чотирма наявними алгоритмами, TCI, VFF, спектрального алгоритму (далі – SPEC) і комплексного вимірювання (далі – CPLX), які були представлені в попередньому дослідженні [7].

Ismail et al. [10] порівнювали п'ять різних алгоритмів, у тому числі CPLX, MEA, TCI, TD і VFF, і досліджували вплив комбінування двох алгоритмів. Вони дійшли висновку, що об'єднання двох алгоритмів може покращити загальну продуктивність. Anas et al. [11] розробили послідовний алгоритм виявлення на основі методу «емпіричних мод» (Empirical Mode Decomposition – EMD), який показав кращу продуктивність ніж шість

інших алгоритмів, у тому числі TD і TCI. Однак, EMD вимагає порівняно високої обчислювальної складності у порівнянні з іншими. Arafat et al. [12] розробив алгоритм в часовій області, названий TCSC, адаптований з TCI та порівняв його продуктивність з шістьма алгоритмами, у тому числі CPLX, TCI та TD. Вони прийшли до висновку, що TCSC працює краще, ніж TCI.

Літературні дані результатів різних досліджень демонструють неоднозначні результати серед методів виявлення фібриляції передсердь. Це може бути зумовлено використанням різних порогових значень для класифікації та різних експериментальних параметрів. На жаль більшість досліджень не повідомляли про порогові параметри, що використовувалися в їх дослідженнях. Однак, зрозуміло, що TCI, TCSC, TD, VFF і TOMP є одними з найпопулярніших методів, що використовуються для тестування.

Постановка завдання. Однак, розглянуті вище алгоритми не показали достатньо високої точності, тому є велика потреба на підвищення точності та специфічності детектування VF. Альтернативним до класичних алгоритмів є новий алгоритм на основі Гільбертового перетворення, вперше розроблений у [8]. Він дав найкращий результат щодо чутливості до VF, хоч і трохи програв у специфічності. Проте авторами даної роботи були знайдені перспективи підходи до покращення специфічності даного алгоритму. Тому метою даної роботи є розробка й тестування покращеного алгоритму HLB для виявлення фібриляції шлуночків.

Виклад основного матеріалу дослідження.

Методика обчислень. Запропонований алгоритм ґрунтується на перетворенні Гільберта [15]. Перетворення Гільберта – це специфічний лінійний оператор, який обробляє функцію $u(t)$ дійсної (не комплексної) змінної та генерує ще одну функцію дійсної змінної $H(u)(t)$. Гільбертове перетворення u можна розглядати як згортку $u(t)$ з функцією $h(t) = 1/(\pi t)$, відомою як ядро Коші. Оскільки $h(t)$ не є інтегрованим, то інтеграл, що визначає згортку, не завжди сходиться. Натомість перетворення Гільберта визначається з допомогою головного значення Коші (позначене тут $p.v.$). Зокрема, перетворення Гільберта функції (або сигналу) $u(t)$ описується виразом:

$$H(u)(t) = \frac{1}{\pi} p.v. \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{u(\tau)}{t - \tau} d\tau, \quad (1)$$

З точки зору аналізу в частотній області, перетворення Гільберта можна вважати фільтром, який просто зсуває фази всіх частотних компонент

сигналу на його вході на $\pi/2$ радіан. Побудуємо фазово-просторовий графік для реального ЕКГ сигналу, для цього на осі абсцис відкладемо сигнал ЕКГ $x(t)$, а по осі Y відкладемо графік перетворення Гільберта $xH(t)$ сигналу ЕКГ.

Зауважимо, що ділянки фазового простору ЕКГ з фібриляцією шлуночків VF заповнюють площину XY більш-менш нерегулярно, тобто хаотично. З іншого боку, ділянки фазового простору ЕКГ з нормальним синусовим ритмом завжди демонструють показують криві у фазовій площині подібні до кола. На рисунку 1 показано типовий сигнал ЕКГ з нормальним синусовим ритмом з бази даних CU і відповідні точки на графіку фазової площини. Аналогічно на рисунку 2 наведено результати перетворення Гільберта для ЕКГ сигналу з фібриляцією шлуночків.

В оригінальній статті [8] автори пропонували накласти на фазо-просторовий графік сітку 40×40 , отримуючи у такий спосіб 1 600 кластерів (комірок), кожен з яких може бути або порожнім, або заповненим. Головним кількісним критерієм для

детектування VF було співвідношення заповнених кластерів до загальної їх кількості.

$$NEC = \frac{\text{number of visited cells}}{\text{number of all cells}}, \quad (2)$$

Проте, зазначений критерій (2) добре працює на ЕКГ без шумів, артефактів та інших аритмій, в той час як у випадку неякісних чи зашумлених ЕКГ сигналів – призводить до великої кількості хибнопозитивних результатів. Приклад показаний на рисунку 3, з якого видно, що за шлуночкової тахікардії коло на графіку у фазово-просторовій площині стає ширшим.

Таким чином, кількість заповнених кластерів достатня, щоб виявити ділянку ЕКГ сигналу з VF, хоч насправді це не відповідає дійсності. Тому запропоновано ввести додатковий критерій – середню відстань d від кластерів r до центру мас графіка q

$$d = \frac{1}{n} \sqrt{\sum_{k=1}^n (r_k - q)^2}, \quad (3)$$

де r – вектор від початку координат до кластера, n – загальна кількість заповнених кластерів. На цій центр мас графіка обчислюється згідно з

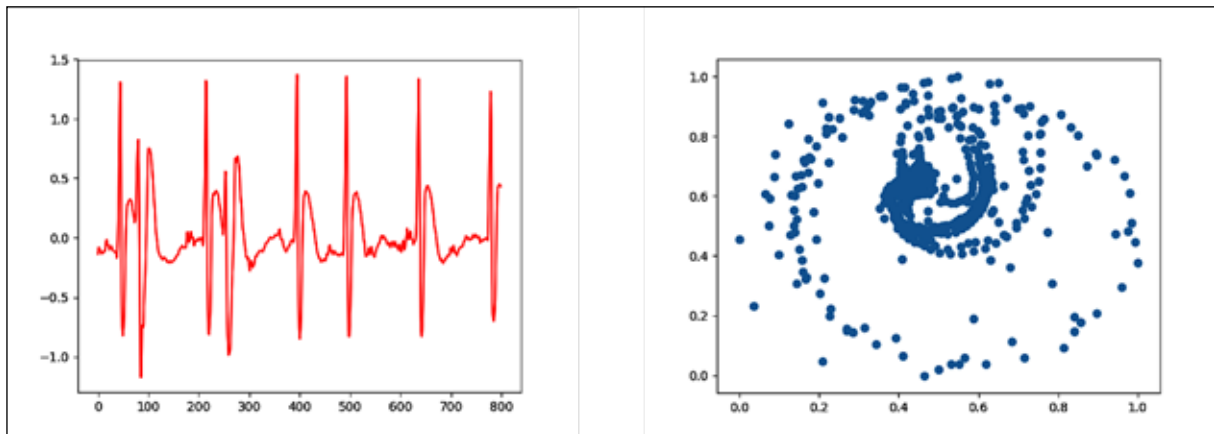


Рис. 1. ЕКГ з нормальним синусовим ритмом (ліворуч) та його фазо-просторовий графік (праворуч)

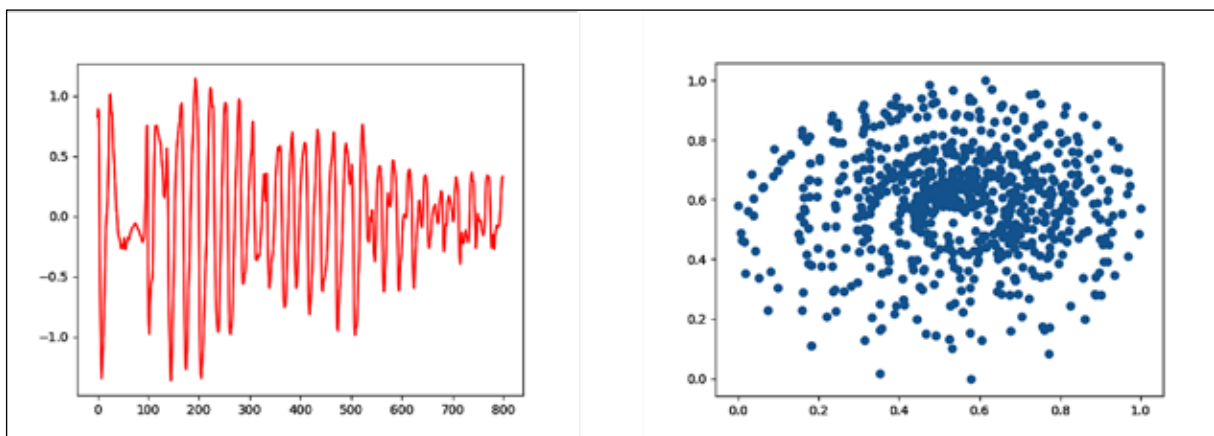


Рис. 2. ЕКГ з фібриляцією шлуночків (ліворуч) та його фазо-просторовий графік (праворуч)

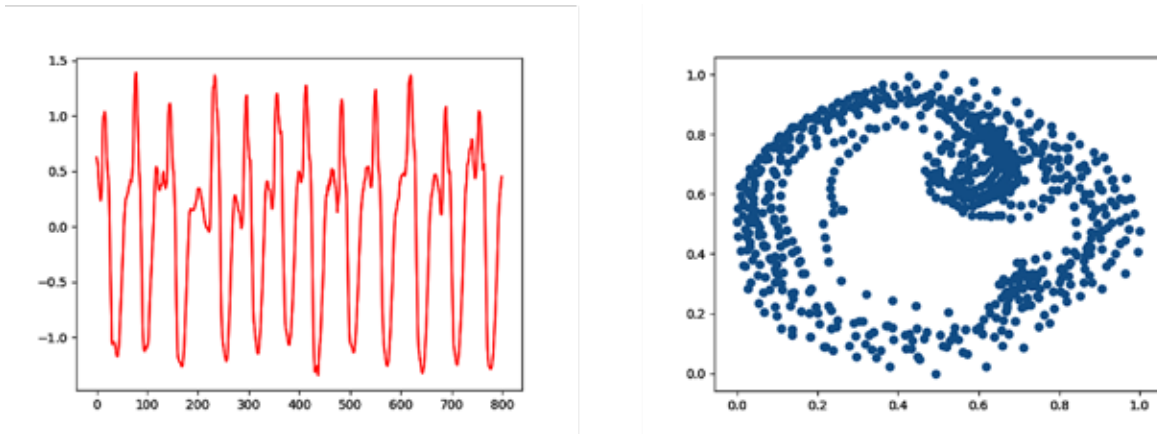


Рис. 3. ЕКГ з тахікардією (ліворуч) та його фазо-просторовий графік (праворуч)

Таблиця 1

Порівняння запропонованого алгоритму з іншими відомими алгоритмами

Алгоритм	CU		MIT-BIH		AHA	
	Se	P+	Se	P+	Se	P+
TCl	71,00%	38,90%	74,50%	0,80%	75,70%	54,40%
VF	30,80%	94,50%	29,40%	82,40%	16,90%	98,90%
SPEC	29,00%	92,00%	23,10%	60,60%	29,20%	97,30%
CPLX	56,40%	52,70%	6,30%	0,10%	60,20%	60,70%
HILB	83,00%	59,10%	97,80%	6,30%	93,30%	78,30%
Запропонований	83,00%	93,00%	100,00%	100,00%	90,00%	98,00%

формулою (4). Отже, в ЕКГ з VF показник d має бути менший, ніж у нормальної ЕКГ.

$$q = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i, \quad (4)$$

Програмна реалізація. На основі запропонованого алгоритму була написана та протестована комп'ютерна програма на мові Python, що дозволяє аналізувати ЕКГ у форматі MIT на наявність ділянок з фібриляцією шлуночків. На виході програма генерує файл анотації ЕКГ у форматі MIT. Алгоритм роботи програми наведено на рисунку 4.

Результати та обговорення. Запропонований алгоритм був оцінений на трьох базах даних:

- БД MIT і Beth Israel Hospital (MIT-BIH) (всього 1 хв 37 с тривалість VF)
- БД Університету Крейтон (CU) (усього 1 год 28 хв 51 с тривалість VF)
- БД Американської кардіологічної асоціації (AHA) (усього 46 хв 28 с тривалість VF)

Порівняння опорних та тестових анотацій проводили з допомогою інструментів доступних на ресурсі Physionet [16]:

- *epictr* – ANSI / AAMI – стандартне порівняння анотацій епізод за епізодом;

- *sumstats* – отримання сукупної статистики з *bxh*, *gxh* тощо;

- *mxx* – стандартне порівняння ANSI / AAMI анотацій;

- *ecgeval* – ця програма генерує Bourne (*sh*) скрипт під UNIX, або пакетний файл під MS-DOS, для порівняння набору файлів тестових анотацій з набором файлів опорних анотацій з допомогою програм *bxh*, *rxh*, *mxx* і *epicmp*, а потім для формування зведених звітів шляхом передачі виходів цих програм *sumstats* і *plotstm*.

Для кожної бази даних розраховано загальну чутливість (**Se**) та позитивну прогностичність (**P+**). Результати тестування запропонованого алгоритму та інших добре відомих алгоритмів наведені в таблиці 1. Найкращі результати виділені жирним, найгірші – курсивом.

Отже, з табл. 1 видно, що загалом запропонований алгоритм дав набагато кращі результати ніж інші відомі алгоритми як для чутливості, так і для позитивної прогностичності. Так для БД MIT-BIH отримано максимально можливі 100% значення чутливості та позитивної прогностичності. Завдяки запропонованим покращенням

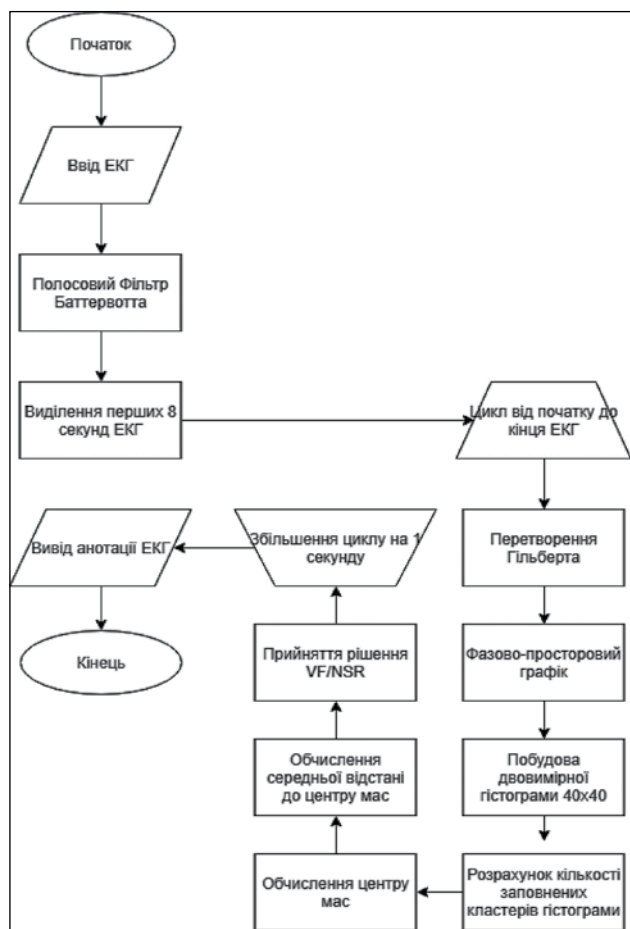


Рис. 4. Алгоритм роботи програми виявлення фібриляції шлуночків

в алгоритмі НІЛВ істотно зменшилася кількість хибно позитивних випадків, а також трохи збільшилася чутливість.

Висновки. Отже, у роботі запропоновано методу виявлення фібриляції шлуночків на ЕКГ, яка ґрунтується на застосуванні перетворення Гільберта. Для перевірки якості розробленого методу проведено його тестування на відомих у галузі ЕКГ діагностики електронних базах даних МІТ-ВІН, АНА та СУ, які містять сигнали з фібриляцією шлуночків. На основі запропонованого вдосконалення методики було суттєво зменшено кількість хибно позитивних випадків у порівнянні з відомою версією алгоритму на основі перетворення Гільберта.

За застосування автоматичних зовнішніх дефібриляторів у лікарській практиці специфічність є більш важливим показником точності класифікації ніж чутливість, оскільки жоден пацієнт не повинен бути підданий дефібриляції внаслідок похибки класифікації, тому що це може призвести до зупинки серця. Тому порогові значення для алгоритму класифікації були підібрані так, щоб отримати найвищу специфічність. Загалом, запропонована методика демонструє найвищу точність серед інших відомих алгоритмів класифікації для детектування фібриляції шлуночків серця людини, а саме 83-93% для БД СУ, 100% для БД МІТ-ВІН та 90-98% для БД АНА.

Список літератури:

1. World Health Organization (cited 23 Jun 2019). URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html>
2. Борецько М., Будник М. Розробка програмно-апаратної системи моніторингу фізіологічного стану яхтсменів. *Вчені записки Таврійського нац. ун-ту ім. В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки.* 2018. Том 29 (68). № 3. Ч.1. С.101–104.
3. Борецько М., Чайковський І. Оцінка больового синдрому на основі аналізу варіабельності ритму серця. Зб. тез доповідей 4-ї Всеукр. наук.-практ. конф. «Спільні дії військових формувань і правоохоронних органів держави: проблеми та перспективи», 7-8.09.2017. Військова Академія : Одеса. С. 216–217. <http://paperpile.com/b/rKWbUZ/Ewwn>
4. Білецький І., Чайковський І. Визначення частоти дихання на основі ЕКГ та дослідження її зв'язку зі ступенем посттравматичного стресового розладу у військовослужбовців. Там само, С. 215–216.
5. Weaver W.D, Cobb L., Hallstrom A., Copass M., Ray R., Emery M. et al. Considerations for improving survival from out-of-hospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med.* 1986;15: 1181–1186.
6. Goldberger A., Amaral L., Glass L., Hausdorff J., Ivanov P., Mark R. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation.* 2000;101: E215–20.
7. Amann A., Tratnig R., Unterkofler K. Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators. *Biomed Eng Online.* 2005;4: 60.
8. Amann A., Tratnig R., Unterkofler K. A new ventricular fibrillation detection algorithm for automated external defibrillators. *Computers in Cardiology,* 2005. P. 559–562.
9. Amann A., Tratnig R., Unterkofler K. Detecting ventricular fibrillation by time-delay methods. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54: 174–177.
10. Ismail A., Fries M., Rossaint R., Leonhardt S. Validating the Reliability of Five Ventricular Fibrillation Detecting Algorithms. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. Springer Berlin Heidelberg; 2009. P. 26–29.

11. Anas E., Lee S., Hasan M. Sequential algorithm for life threatening cardiac pathologies detection based on mean signal strength and EMD functions. *Biomed Eng Online*. 2010;9: 43.
12. Arafat M., Chowdhury A., Hasan M. A simple time domain algorithm for the detection of ventricular fibrillation in electrocardiogram. *J VLSI Signal Process Syst Signal Image Video Technol*. 2011;5: 1–10.
13. Thakor N., Zhu Y., Pan K. Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1990;37: 837–843.
14. Kuo S. Computer detection of ventricular fibrillation. *Proc of Computers in Cardiology, IEEE Computer Society*. 1978; 347–349.
15. Hilbert Transform. In: Wikipedia [Internet]. [cited 23 Jun 2019]. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Hilbert_transform.
16. PhysioToolkit. In: Physionet [Internet]. [cited 23 Jun 2019]. URL: <https://physionet.org/physiotools>.

Boreiko M.H., Budnyk M.M. IMPROVED ALGORITHM FOR VENTRICULAR FIBRILLATION DETECTION BASED ON THE HILBERT TRANSFORM

Cardiovascular diseases (CVD) are one of the most dangerous and causes almost a third of deaths worldwide. Among the various forms of CVD, ventricular fibrillation is a one of the most important and dangerous. Ventricular fibrillation is a disturbance of the heart rhythm that results in a death in a few of minutes. The only way to save a person who has started ventricular fibrillation is defibrillation – the transmission of powerful high-voltage electrical impulses through the human chest. One of the main features of the defibrillator is the ability to distinguish ventricular fibrillation from the normal sinus rhythm from the ECG signal.

The article deals with modern algorithms for detecting ventricular fibrillation such as TCI, VF, SPEC, CPLX, HILB. The best sensitivity among them is the HILB algorithm, based on the construction of phase-space plot using the Hilbert transform. The phase-space plot of ECG with ventricular fibrillation is more random, and the points are present in almost the entire area of the plot. The density of filling the plot area is the main parameter for decision making. However, the specificity of this method is not sufficient – the algorithm often confuses the ventricular fibrillation with tachycardia.

The authors found opportunities to improve the specificity of the HILB algorithm by introducing additional features of the phase-space plot, such as the center of mass and the standard deviation of points. The authors developed software for analyzing the one lead ECG signal. The software implements preliminary filtering of the signal and offers an algorithm for detecting ventricular fibrillation.

Validation of the algorithm was performed on well-known open databases such as MIT-BIH Arrhythmia Database, American Heart Association Database (AHA), Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database (CU). Sensitivity obtained for CU database is 83% and positive predictive value is 93%, for MIT-BIH – 100% and 100%, for AHA – 90% and 98%, respectively.

Comparison of results with TCI, VF, SPEC, CPLX and HILB algorithms was performed. Sensitivity and positive predictability of the proposed algorithm are better than known algorithms

Key words: *electrocardiogram, ventricular fibrillation, Hilbert transform, automatic ECG analysis, MIT-BIH database.*