

УДК 004.9

І. О. Сиропятов^{1,2}, М. М. Будник^{1,3}, І. А. Чайковський¹

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ПАРАМЕТРІВ ТПД НА ЕКГ СИГНАЛИ У СТАНДАРТНИХ ВІДВЕДЕННЯХ

¹Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України, Київ²Інститут ядерної медицини та променевої діагностики НАМН України, Київ³Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ

Анотація. Протягом багатьох років ішемічна хвороба серця залишається основною причиною смерті в світі. Поширеним та економічно-ефективним методом оцінки стану серцево-судинної системи є електрокардіографія, але, на жаль, рутинна електрокардіографія не володіє достатньою чутливістю та специфічністю для вирішення завдань сучасного рівня. Тому постає питання розробки моделей та методів оцінки ЕКГ сигналу, які би дозволили підвищити ефективність електрокардіографічних досліджень для своєчасного виявлення патологічних змін. За допомогою інтерактивної програми ECGSim проведено моделювання змін у вузлі на передній поверхні серця, шляхом зміни на ± 5 та ± 10 відсотків основних характеристик трансмембранного потенціалу дії: потенціалу спокою, амплітуди, часу деполізації та реполізації і нахилу кривої у фазі «плато» та фазі реполізації. Запропоновано 2 показники для оцінки відмінностей отриманих кривих від ЕКГ кривих умовної норми: один з них вказує тенденцію змін, а другий використовує абсолютні значення і більш наглядно демонструє ступінь виразності змін. Отримані результати відповідають електрофізіологічним показникам, що свідчить про валідність запропонованих показників для вимірювання відстаней між адаптованими та референтними кривими ЕКГ.

Ключові слова: електрокардіографія, моделювання, ECGSim.

Анотация. На протяжении многих лет ишемическая болезнь сердца остаётся основной причиной смерти в мире. Распространённым и экономически эффективным методом оценки состояния сердечно-сосудистой системы является электрокардиография, но, к сожалению, рутинная электрокардиография не обладает достаточной чувствительностью и специфичностью для решения заданных современного уровня. Поэтому встаёт вопрос разработки моделей и методов оценки ЭКГ сигнала, которые бы позволили повысить эффективность электрокардиографических исследований для своевременного выявления патологических изменений. С помощью интерактивной программы ECGSim проведено моделирование изменений в узле на передней поверхности сердца, путём изменения на ± 5 и ± 10 процентов основных характеристик трансмембранного потенциала действия: потенциала покоя, амплитуды, времени деполаризации и реполаризации и наклона кривой в фазе «плато» и фазе реполаризации. Предложено 2 показателя для оценки различий полученных кривых от ЭКГ кривых условной нормы: один из них указывает тенденцию изменений, а второй использует абсолютные значения и более наглядно демонстрирует степень выраженности изменения. Полученные результаты соответствуют электрофизиологическим показателям, что свидетельствует о валидности предложенных показателей для измерения расстояний между адаптированными и референтными кривыми ЭКГ.

Ключевые слова: электрокардиография, моделирование, ECGSim.

Abstract. For many years, coronary heart disease has remained the leading cause of death in the world. Electrocardiography is a common and cost-effective method for assessing the state of the cardiovascular system, but, unfortunately, routine electrocardiography does not have sufficient sensitivity and specificity to solve modern problems. Therefore, there is a question of developing models and methods for evaluating the ECG signal, which would increase the effectiveness of electrocardiographic studies for early detection of pathological changes. Using the interactive ECGSim program, changes in the node on the anterior surface of the heart were modeled by changing the main characteristics of the transmembrane action potential by ± 5 and ± 10 percent: the resting potential, amplitude, time of depolarization and repolarization, and the slope of the curve in the "plateau" and repolarization phases. Two indicators are proposed to evaluate the differences between the obtained curves and the ECG curves of the conditional norm: one of them indicates the trend of changes, and the second one uses absolute values and more clearly demonstrates the degree of severity of changes. The results obtained correspond to electrophysiological indicators, which indicates the validity of the proposed indicators for measuring the distances between the adapted and reference ECG curves.

Key words: electrocardiography, modeling, ECGSim.

DOI: <https://doi.org/10.31649/1999-9941-2020-48-2-12-17>.

Вступ

Важливим питанням сучасної біомедицини є питання дослідження ішемічної хвороби серця (ІХС), так як згідно даних Всесвітньої організації охорони здоров'я ІХС є однією з основних причин смертності в світі [1]. Наслідками ішемії міокарду є розвиток в міокарді аномальної електричної активності, що може призвести до виникнення аритмій та до поступового пошкодження структури клітин і, як наслідок, інфаркту міокарда [2]. Тому необхідною є розробка методів неінвазивної діагностики, які би дозволяли своєчасно виявити патологічні зміни.

Актуальність

Вже тривалий час основним неінвазивним методом дослідження стану серцево-судинної системи та серцевих патологій залишається електрокардіографія. Але на жаль рутинна електрокардіографія, тобто реєстрація стандартних відведень та їх інтерпретація, не володіє достатньою чутливістю та специфічністю для вирішення задач сучасної електрокардіографії. Вслід чого постає нагальність розробки комп'ютерних технологій, а саме комп'ютерних та математичних моделей, які би могли доповнити стандартні ЕКГ методи для підвищенні їх інформативності [3, 4].

Мета

Дослідження чутливості загальноприйнятих 12 відведень ЕКГ до змін характеристик трансмембранного потенціалу дії та перевірка валідності показників, введених для оцінки відмінності кривих, адаптованих в програмі для моделювання, від референтних кривих ЕКГ здорової людини (відстаней між кривими).

Задачі

1. Моделювання патологічних змін в стінці міокарду за допомогою програми для інтерактивного моделювання ECGSim шляхом зміни параметрів трансмембранного потенціалу дії.
2. Введення показників для оцінки адаптованих ЕКГ кривих шляхом порівняння цих кривих з ЕКГ кривими умовної норми.
3. Дослідити чутливість 12 електрокардіографічних відведень за допомогою запропонованих показників.

Розв'язання задач

Дослідження чутливості до змін трансмембранного потенціалу дії проводилось засобами програми для інтерактивного моделювання ECGSIM. Принцип роботи програми ECGSIM заснований на біологічній моделі, яка пов'язує між собою локальні трансмембранні потенціали дії на площині тканин міокарду з ЕКГ. Ця модель включає в себе геометричні параметри передсердь, шлуночків та торсу, що були реконструйовані зі знімків людей, отриманих за допомогою магнітно-резонансної томографії [5, 6]. В даній симуляції за модель еквівалентного генератора серця приймається еквівалентний подвійний шар. Ця модель описує всю електричну активність в шлуночках та передсердях за допомогою еквівалентного генератора серця в вигляді подвійного шару, який знаходиться на замкнутій поверхні, що обмежує міокард передсердь та шлуночків відповідно. Вся поверхня міокарду розбита на невеликі трикутники, 1500 вузлів, які позначають розташування елементів подвійного шару. Для будь-якої позиції на поверхні (вузла) залежність від часу потужності локального джерела (генератора) подвійного шару вважається пропорційною до трансмембранного потенціалу дії ближніх міоцитів [7, 8].

Дана біофізична система має шість основних параметрів, що описують форму сигналу трансмембранного потенціалу дії в вибраному вузлі: потенціал спокою, мінімум трансмембранного потенціалу (мВ); амплітуда, максимальна амплітуда сигналу (мВ); час деполяризації (мс); час реполяризації, що визначається моментом максимального спадного ухилу під час реполяризації (мс); нахил плато, параметр поєднаний з кутовим коефіцієнтом (нахилом) реполяризації, обмежений бути не більше останнього (мВ/мс); нахил реполяризації, параметр поєднаний з нахилом плато, обмежений бути не менше останнього (мВ/мс). Так як система інтерактивна, то ефект, який мають зміни вхідних параметрів на потенціали в серці та на поверхні тіла, відображається негайно. Ці зміни можливо відобразити в вигляді наступних систем відведень: стандартна 12-канальна система відведень, векторкардіограма, поверхове ЕКГ картування (64 відведення), монтаж 9 незважених сигналів та одне відведення, з розміщенням на будь-якому грудному вузлі.

Для дослідження було вирішено обрати вузол 56 на передній поверхні серця (рис.1) та загальноприйнятну систему 12 відведень: три стандартні (I, II, III), три стандартні посилені однополюсні (aVR, aVL, aVF) та шість грудних відведень (V1 – V6).

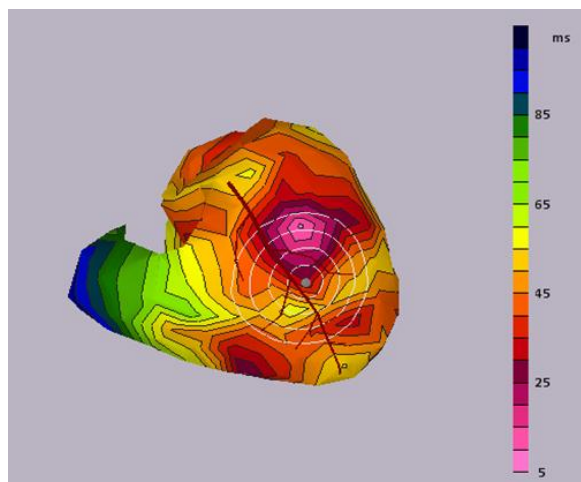


Рисунок 1 – Положення вузла 56 на поверхні моделі серця

Основні параметри змінювались в чотири кроки – два кроки в сторону збільшення, на 5% та 10%, та 2 кроки відповідно в сторону зменшення. Виключенням став показник потенціалу спокою, так як не було можливості збільшити показник на 10% зважаючи на обмеження, що закладені в програму. Таким чином, ми отримали криві 12 відведень для кожного з 23 симульованих станів. Слід відмітити, що кожна з отриманих кривих мала 505 часових відліків. Наступним кроком було питання оцінки відмінності отриманих кривих від відповідних кривих, що описують стан здорової людини. Для оцінки відмінності обрано показник (1), особливістю якого є монотонність:

$$L = \frac{100}{505} \times \sum_{i=1}^{505} \begin{cases} \frac{|y_i| - |n_i|}{|y_i| + |n_i|}, n_i \geq 0 \\ 2 - \frac{|y_i| - |n_i|}{|y_i| + |n_i|}, n_i < 0 \end{cases} \quad (1)$$

де L – значення показника для певної кривої; n_i – значення кривої ЕКГ здорової людини в даному відліку, мВ; y_i – значення кривої адаптованої ЕКГ в даному відліку.

Після цього була оцінена чутливість отриманих показників для 12 відведень до змін вхідних характеристик. Оцінка проводилась двома способами (2, 3):

$$K_{1p} = \frac{\partial y}{\partial x} = \frac{L_p(10\%) - L_p(5\%)}{5} \quad (2)$$

$$K_{2p} = |L_p(+10\%) - L_p(+5\%)| + \frac{|L_p(+5\%) - L_p(-5\%)|}{2} + |L_p(-5\%) - L_p(-10\%)| \quad (3)$$

де $L_p(x\%)$ – значення показника L при зміні значення характеристики трансмембраного потенціалу дії p на $x\%$, K_{1p} – чутливість, розрахована першим способом, K_{2p} – чутливість, розрахована другим способом.

Дані за результатами розрахунків чутливості показників розміщені у табл.1 та 2.

Таблиця 1 – Значення першого показника чутливості для 12 загальноприйнятих відведень

	K_{1dt}	K_{1rt}	K_{1amp}	K_{1rs}	K_{1ps}	K_{1rp}
I	-0,2417	-2,5012	0,841	0,0695	-0,1144	0,3832
II	0,0006	0,1513	0,0643	0,0027	-0,121	1,1198
III	-10,621	-0,9926	-7,018	-6,7281	-12,5306	-1,13
V1	-0,0046	0,4552	0,1159	-0,0334	0,0565	1,0195
V2	-0,2799	12,3128	-0,0273	0,1736	-0,1321	1,0057
V3	-0,2165	-3,4865	0,3844	0,0787	-0,2076	0,4589
V4	-0,0621	-0,896	-0,2163	0,0157	0,0104	0,4942
V5	0,123	-0,5574	-0,2297	0,0071	-0,0935	0,3852
V6	-0,0095	-0,1238	-0,0513	0,0029	-0,0173	0,2077
aVR	0,0375	0,6368	0,0359	-0,0051	0,0943	-0,3958
aVL	-0,017	1,3283	3,4294	0,1283	-0,2018	-0,1393
aVF	-0,1953	0,3461	0,1116	0,0172	0,0323	1,8451

Таблиця 2 – Значення другого показника чутливості для 12 загальноприйнятих відведень

	K_{2dt}	K_{2rt}	K_{2amp}	K_{2rs}	K_{2ps}	K_{2rp}
I	5,6516	23,9305	6,1811	1,5369	1,3769	12,1902
II	0,3096	2,1485	0,696	0,0461	0,9348	6,0425
III	63,8808	58,0414	83,0007	42,0793	88,5023	67,911
V1	0,4927	9,6897	1,9788	0,5911	0,8083	6,7993
V2	3,4441	81,813	3,7864	4,2204	1,3094	11,3882
V3	2,6863	32,5966	5,7376	1,764	2,0531	8,0456
V4	1,5766	12,095	3,3221	0,3331	1,175	3,938
V5	0,9696	6,9687	2,9549	0,1464	0,8118	3,0277
V6	0,3585	1,6957	0,7862	0,0537	0,228	2,1169
aVR	0,5439	8,3569	1,0296	0,1167	1,2238	4,6939
aVL	7,8658	19,4967	19,0375	1,2022	2,24	20,7743
aVF	2,2476	19,2374	18,1205	0,3233	8,2427	30,3356

Показники чутливості обрані таким чином, що один з них враховує тенденцію змін (знак) (рис. 2), а другий (рис. 3) використовує абсолютні значення і більш наглядно демонструє зміну чутливості.

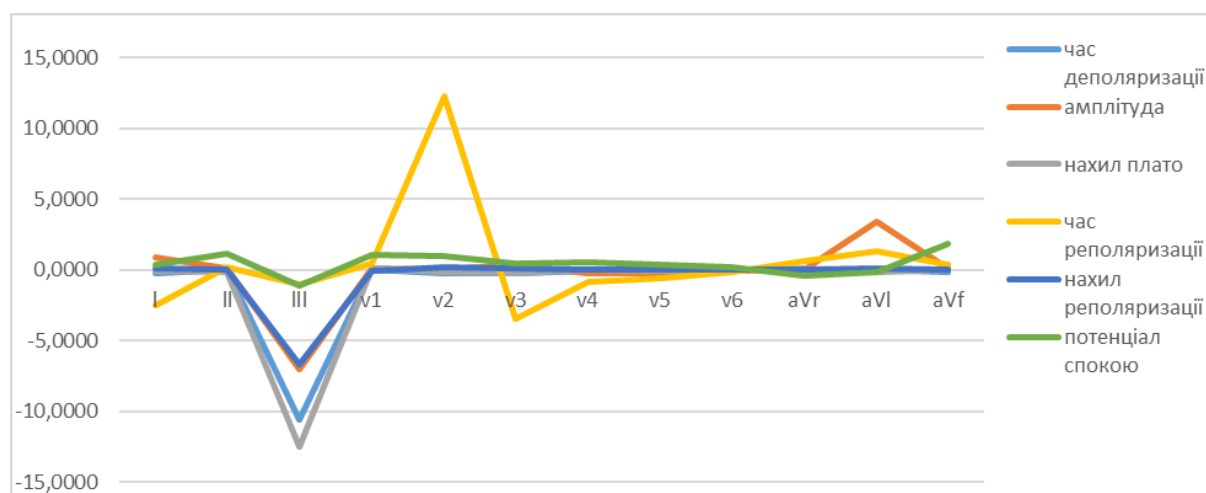


Рисунок 2 – Графік зміни першого показника чутливості (2) для шести вхідних характеристик 12 загальноприйнятих відведень

Так як обраний для дослідження вузол розташований на передній поверхні серця, то закономірною є чутливість відведення грудних відведень V2, V3 та посиленого відведення aVL, котре відображає передньо-бокову стінку серця. Велике по модулю, але від'ємне значення чутливості стандартного третього відведення є теж референтним для цієї ділянки серця.

Відповідність отриманих нами даних електрофізіологічним показникам свідчить про валідність запропонованих показників для вимірювання відстаней між адаптованими та референтними кривими ЕКГ.

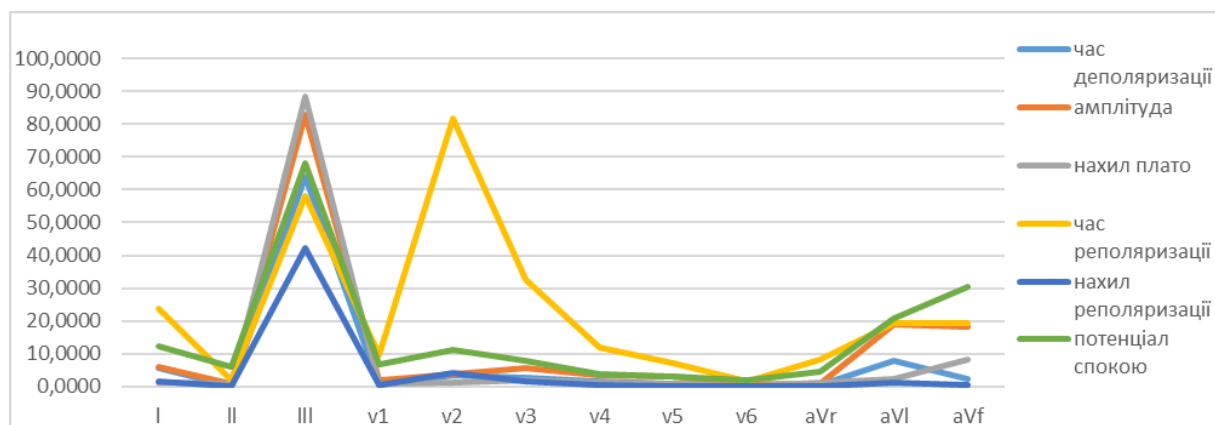


Рисунок 3 – Графік зміни другого показника чутливості (3) для шести вхідних характеристик і 12 загальноприйнятих відведень

Висновки

1. В ході роботи виконано моделювання патологічних змін точки на епікарді на передній поверхні міокарду шляхом зміни шести основних параметрів трансмембранного потенціалу дії в. П'ять параметрів збільшувались та зменшувались на 5% та 10% відповідно, потенціал спокою зменшувався на 5% та 10% та збільшувався лише на 5% через обмеження моделі.

2. Було введено показник для оцінки відстаней між отриманими адаптованими ЕКГ кривими та ЕКГ кривою умовної норми та два показники для оцінки чутливості 12 відведень до змін характеристик трансмембранного потенціалу дії.

3. В ході дослідження чутливості загальноприйнятих 12 електрокардіографічних відведень було виявлено, що найбільш чутливими до змін характеристик трансмембранного потенціалу дії є III стандартне, грудні відведення V2, V3 та посилене відведення aVL.

Список літератури

- [1] *The top 10 causes of death* [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>.
- [2] N. Sperelakis, *Physiology and pathophysiology of the heart*. Boston, USA: Martinus Nijhoff Publishing, 1984. 846 p.
- [3] И. А. Чайковский, О. В. Баум, Л. А. Попов и др., «Параметры реполяризации сердечной мышцы на электрокардиограмме при изменении анатомической и электрической позиции сердца», *Биофизика*, т. 59, вып. 5, с. 1006–1016, 2014.
- [4] О. В. Баум, И. А. Чайковский, Л. А. Попов и др., «Ишемия миокарда и ее отражение на электрокардиограмме: реальные измерения и биофизические модели», *Биофизика*, т. 55, вып. 5, с. 925–936, 2010.
- [5] A. van Oosterom, T. Oostendorp, «ECGSIM; an interactive tool for studying the genesis of QRST waveforms», *Heart*, №90, p. 165–168, 2003.
- [6] P. van Dam, T. Oostendorp, A. van Oosterom, «Interactive Simulation of the Activation Sequence: replacing Effect by Cause», *Computers in Cardiology*, №38, p. 657–660, 2011.
- [7] D. Geselowitz, «On the theory of the electrocardiogram», *Proc IEEE*, №77/66, p. 857–876, 1989.
- [8] D. Geselowitz, «Description of cardiac sources in anisotropic cardiac muscle. Application of bidomain model», *Electrocardiol*, №25S, p. 65–67, 1992.

Стаття надійшла: 19.06.2020.

References

- [1] *The top 10 causes of death* [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>.
- [2] N. Sperelakis, *Physiology and pathophysiology of the heart*. Boston, USA: Martinus Nijhoff Publishing, 1984. 846 p.
- [3] I. A. Chaikovskii, O. V. Baum, L. A. Popov i dr., «Parametry repolyarizatsii serdechnoi myshcy na elektrokardiogramme pri izmenenii anatomicheskoi i elektricheskoi pozitsii serdtsa», *Biofizika*, t. 59, vyp. 5, s. 1006–1016, 2014.
- [4] O. V. Baum, I. A. Chaikovskii, L. A. Popov i dr., «Ishemiia miokarda i yeio otrazheniie na elektrokardiogramme: realnyie izmereniia I biofizicheskie modeli», *Biofizika*, t. 55, vyp. 5, s. 925–936, 2010.

- [5] A. van Oosterom, T. Oostendorp, «ECGSIM; an interactive tool for studying the genesis of QRST waveforms», *Heart*, №90, p. 165–168, 2003.
- [6] P. van Dam, T. Oostendorp, A. van Oosterom, «Interactive Simulation of the Activation Sequence: replacing Effect by Cause», *Computers in Cardiology*, №38, p. 657–660, 2011.
- [7] D. Geselowitz, «On the theory of the electrocardiogram», *Proc IEEE*, №77/66, p. 857–876, 1989.
- [8] D. Geselowitz, «Description of cardiac sources in anisotropic cardiac muscle. Application of bidomain model», *Electrocardiol*, №25S, p. 65–67, 1992.

Відомості про авторів

Сиропятов Ілля Олегович – інженер-електронік, ДУ «Інститут ядерної медицини та променевої діагностики НАМН України»

Будник Микола Миколайович – доктор технічних наук, старший науковий співробітник, професор, Київський національний університет імені Тараса Шевченка.

Чайковський Ілля Анатолійович – кандидат медичних наук, старший науковий співробітник, провідний науковий співробітник, Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України.

И. О. Сыропятов^{1,2}, Н. Н. Будник^{1,3}, И. А. Чайковский¹

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ ТПД НА ЕКГ СИГНАЛЫ В СТАНДАРТНЫХ ОТВЕДЕНИЯХ

¹Институт кибернетики им. В.М. Глушкова НАН Украины, Киев

²ГУ «Институт ядерной медицины и лучевой диагностики НАМН Украины»

³Киевский национальный университет имени Тараса Шевченка, Киев

I. O. Syropiatov^{1,2}, M. M. Budnyk^{1,3}, I. A. Chaikovskyy¹

STUDYING EFFECT OF TPA PAREMETERS TO ECG SIGNALS AT STANDARD LEADS

¹Glushkov Institute of Cybernetics of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv

²SI “Institute of Nuclear Medicine and Diagnostic Radiology of NAMS of Ukraine”

³Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv