

ВАЛІДНІСТЬ АВТЕНТИФІКАЦІЇ ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМОЮ З ОБМЕЖЕНОЮ КІЛЬКІСТЮ КАНАЛІВ

*Інститут проблем математичних машин і систем НАН України, м. Київ, Україна

***Анотація.** Завдяки появі мобільних діагностичних приладів і смартфонів набуває поширення концепція мобільної та домашньої телемедицини для скринінгу та ранньої діагностики серцево-судинних захворювань. При таких телемедичних консультаціях лікареві необхідно бути впевненим, що отримана у цифровому вигляді електрокардіограма (ЕКГ) належить саме тому пацієнтові, який був зареєстрований. На ринку телемедичних консультацій зараз наявні як багатоканальні, так і одноканальні пристрої реєстрації ЕКГ. Одноканальні електрокардіографи є економічно доцільнішими для використання саме у домашніх умовах. Раніше авторами були розроблені та експериментально перевірені алгоритми автентифікації пацієнта за його багатоканальною ЕКГ. Ці алгоритми побудовані на аналізі форми QRS-комплексу ЕКГ у тривимірному фазовому просторі координат. Отже, є доцільним провести дослідження про можливість адаптації цього алгоритму для одноканальної ЕКГ. Для побудови тривимірного фазового простору координат при багатоканальній ЕКГ всі необхідні дані отримуємо з сигналів відведень. У випадку одноканальної ЕКГ є необхідність штучного створення додаткових двох сигналів для формування синтетичного фазового простору. В цілому стаття присвячена обговоренню питання валідності алгоритмів біометричної автентифікації людини за її електрокардіограмою з обмеженою кількістю каналів. У статті наведені не тільки алгоритми вирішення задачі автентифікації, але й проведено порівняння показників чутливості та специфічності, обчислених за результатами експериментів для багатоканальних та одноканальних ЕКГ. Наведені результати експериментів із багатоканальними та одноканальними ЕКГ для більшої кількості пацієнтів порівняно з попередніми експериментами. Також наведені результати експериментів для випадку реєстрації сигналів ЕКГ різними приладами.*

Ключові слова: електрокардіограма, метрика Хаусдорфа, автентифікація, апроксимація, параметричний сплайн, класифікація, валідність, чутливість, специфічність.

***Аннотация.** С появлением мобильных диагностических приборов и смартфонов получила распространение концепция мобильной и домашней телемедицины для скрининга и ранней диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. При таких телемедицинских консультациях врачу необходимо быть уверенным, что полученная в цифровом виде электрокардиограмма (ЭКГ) принадлежит именно тому пациенту, который был зарегистрирован. На рынке телемедицинских консультаций сейчас представлены как многоканальные, так и одноканальные устройства регистрации ЭКГ. Использование одноканальных электрокардиографов экономически оправдано именно в домашних условиях. Ранее авторами были разработаны и экспериментально проверены алгоритмы аутентификации пациента по его многоканальной ЭКГ. Эти алгоритмы построены на анализе формы QRS-комплекса ЭКГ в трехмерном фазовом пространстве координат. Поэтому целесообразно провести исследования о возможности адаптации этого алгоритма для одноканальной ЭКГ. Для построения трехмерного фазового пространства координат при многоканальной ЭКГ все необходимые данные получаем из сигналов отведений. В случае одноканальной ЭКГ необходимо искусственно создать два дополнительных сигнала для формирования синтетического фазового пространства. В целом статья посвящена обсуждению вопроса валидности алгоритмов биометрической аутентификации человека по его ЭКГ с ограниченным количеством каналов. В статье приведены не только алгоритмы решения задачи аутентификации, но и проведено сравнение показателей чувствительности и специфичности, вычисленных по результатам экспериментов для многоканальных и одноканальных ЭКГ. Приведены результаты экспериментов с многоканальными и одноканальными ЭКГ для большего количества пациентов по сравнению с предыдущими экспериментами. Также приведены результаты экспериментов при регистрации сигналов ЭКГ различными приборами.*

Ключевые слова: электрокардиограмма, метрика Хаусдорфа, аутентификация, аппроксимация,

параметрический сплайн, классификация, валидность, чувствительность, специфичность.

Abstract. *The concept of mobile and home telemedicine for screening and early diagnostics of cardiovascular diseases is being expanded due to the emergence of mobile diagnostic devices and smartphones. In the course of such telemedicine consultations, the doctor must be sure that the digital electrocardiogram (ECG) belongs to the patient who was registered. Both multi-channel and single-channel ECG-recording devices are available on the telemedicine consulting market now. Single-channel electrocardiographs are more economic feasible for home use. Previously, the authors have developed and experimentally tested the algorithms for patient authentication by his/her multi-channel ECG. These algorithms are based on the analysis of the shape of QRS complex in three-dimensional phase space of coordinates. Therefore, it is reasonable to adapt these algorithms to single-channel ECG. In case of multi-channel ECG, we can construct a three-dimensional phase space of coordinates by obtaining all the necessary data from the ECG leads. In a case of the single-channel ECG it is necessary to create two additional signals artificially and then it will be possible to form a synthetic phase space. In general, the question of the validity of biometric person authentication algorithms by his/her ECG with a limited number of channels is discussed in this paper. Besides the algorithms for solving the problem of authentication, the comparison of sensitivity and specificity indicators, calculated on the results of experiments for multi-channel and single-channel ECG, are also given in this paper. The results of experiments with multi-channel and single-channel ECG of a larger number of patients are given in comparison to the previous experiments. The results of the experiments for the case of recording ECG signals by different devices are given as well.*

Keywords: *electrocardiogram, Hausdorff distance, authentication, approximation, parametric spline, classification, validity, sensitivity, specificity.*

DOI: 10.34121/1028-9763-2020-2-43-50

1. Вступ

Останнім часом, завдяки появі мобільних діагностичних приладів та смартфонів, набуває поширення концепція мобільної та домашньої телемедицини. В першу чергу, така концепція застосовується для скринінгу та ранньої діагностики захворювань серцево-судинної системи на базі використання компактних мобільних кардіореєстраторів.

Поширення телемедичних консультацій, коли лікар та пацієнт або автоматизована експертна система штучного інтелекту та пацієнт віддалені одне від одного, робить актуальною задачу автентифікації пацієнта за його електрокардіограмою. Адже для формування діагностичного висновку або коректного накопичення моніторингових даних необхідно бути впевненим, що електрокардіограма в цифровому вигляді належить саме тому пацієнту, який був зареєстрований у системі телеконсультацій.

Нами були розроблені та експериментально перевірені алгоритми біометричної автентифікації людини за її багатоканальною ЕКГ [1, 6, 8, 9]. Детальний опис цього алгоритму надано у [1], а на оригінальний спосіб автоматичної автентифікації людини за її багатоканальною кардіограмою отримано патент [4].

На ринку телемедичних консультацій використовуються не тільки багатоканальні пристрої, а й одноканальні. Більше того, для концепції домашньої медицини саме одноканальні кардіореєстратори вважаються найбільш економічно доцільними. Отже, здається цілком розумним припущення про можливість адаптації алгоритму автентифікації за [1] до випадку з одноканальною електрокардіограмою. Саме експериментам щодо оцінки валидності такого модернізованого алгоритму присвячено цю статтю.

Метою статті є дослідження можливості адаптації розробленого раніше та експериментально перевіреного алгоритму автентифікації людини за її багатоканальною ЕКГ для випадку одноканальної ЕКГ та порівняння валидності результатів автентифікації для багатоканальних та одноканальних ЕКГ.

2. Постановка задачі

Задача полягає у тому, щоб перевірити можливість використання одноканальної ЕКГ для біометричної автентифікації людини. Маючи перевірені алгоритми для багатоканальної ЕКГ, спробуємо застосувати їх до одноканальної ЕКГ та оцінити валідність такої автентифікації.

Алгоритми для багатоканальної ЕКГ базуються на тривимірному фазовому просторі координат, для побудови якого достатньо даних, що отримуємо природним чином із сигналів відведень ЕКГ. У випадку одноканальної ЕКГ виникає необхідність штучного створення додаткових двох сигналів. Для одноканальної електрокардіограми в [3] запропоновано використовувати фазовий простір, де за однією координатою використовується сам сигнал, за другою – його перша похідна, за третьою – його друга похідна.

Тож спробуємо застосувати алгоритми автентифікації людини за її ЕКГ у синтетичному тривимірному фазовому просторі координат для одноканальної ЕКГ і порівняємо показники валідності у цьому випадку та у випадку вектор-кардіограми багатоканальних ЕКГ.

3. Алгоритми побудови тривимірного фазового простору для багатоканальної та одноканальної ЕКГ, векторів ознак для класифікації ЕКГ

Стандартна ЕКГ має 12 відведень (сигналів). Спеціальними алгоритмами виконується її попередня обробка, а саме: перетворення у три ортогональні відведення. Окрім стандартної ЕКГ на 12 відведень, є також ЕКГ по Франку, схема накладання електродів якої дозволяє одразу отримати три ортогональні відведення. Також можна використовувати три відведення з шести у випадку, якщо використовується ЕКГ на шість відведень. Попередня обробка в усіх трьох випадках складається з фільтрування і розділення на кардіоцикли та елементи кардіоциклів [5]. Три відведення ЕКГ можуть бути представлені у фазовому просторі координат у вигляді вектор-кардіограми [1, 2]. У [1] є детальний опис алгоритму побудови тривимірного фазового простору для багатоканальної ЕКГ та системи ознак для класифікації ЕКГ за допомогою нейромережі. Нагадаємо основні дії цього алгоритму. У кожному кардіоциклі ЕКГ беремо ту частину, яка відповідає QRS-комплексу. Маючи три відведення, можемо представити QRS-комплекс у вигляді тривимірної дуги. Для кожної дуги обчислюємо значення метрики Хаусдорфа, що дозволяє вилучити з подальшого розгляду нетипові кардіоцикли, які могли б спотворити результати класифікації, а також визначити репрезентативний цикл ЕКГ [10]. Далі виконуємо апроксимацію тривимірних кривих QRS-комплексів канонічними сплайнами [7], після чого за форму кривої відповідають чотири контрольні точки сплайну. Координати цих чотирьох точок у тривимірному просторі координат і є вектором ознак для класифікації за допомогою нейромережі. Таким чином, вектор ознак має дванадцять елементів.

У випадку одноканальної ЕКГ маємо тільки один сигнал, тому постає задача штучно створити додаткові два сигнали, щоб мати можливість використовувати алгоритми, розроблені для автентифікації за багатоканальною ЕКГ. Щоб сформувати ці два додаткові сигнали, обчислюємо кінцеві різниці першого та другого порядків для одноканального сигналу.

Одноканальний сигнал ЕКГ є певною послідовністю n відліків, зареєстрованих через рівні проміжки часу.

$$f(t_0) = u_0, \dots, f(t_n) = u_n,$$

де $t_k = t_0 + hk$, $k = \text{const}$.

Кінцеву різницю першого порядку обчислюємо як різницю між двома сусідніми відліками одноканального сигналу:

$$\Delta u_k = u_{k+1} - u_k, \quad k = \overline{0, n-1}.$$

Кінцеву різницю другого порядку обчислюємо як різницю між двома сусідніми кінцевими різницями першого порядку:

$$\Delta^2 u_k = \Delta u_{k+1} - \Delta u_k, \quad k = \overline{0, n-2}.$$

Тепер ми маємо три сигнали для кожної одноканальної ЕКГ (u , Δu , $\Delta^2 u$). На рис. 1 наведені зображення тривимірних дуг кривих, що відповідають QRS-комплексам двох пацієнтів, побудовані для багатоканальної ЕКГ (а) та одноканальної ЕКГ, для якої були обчислені два додаткові сигнали: кінцеві різниці першого і другого порядків (б). Візуально помітна різниця форми кривих для різних пацієнтів, як для багатоканального сигналу, так і для одноканального. Оскільки після обчислень маємо також три сигнали для одноканальної ЕКГ, тому припустимо можливість використати для такої ЕКГ у повному обсязі описані в [1] алгоритми побудови тривимірного фазового простору та вектора ознак для багатоканальної ЕКГ. Перевірці цієї гіпотези була присвячена серія експериментів, що буде представлена нижче.

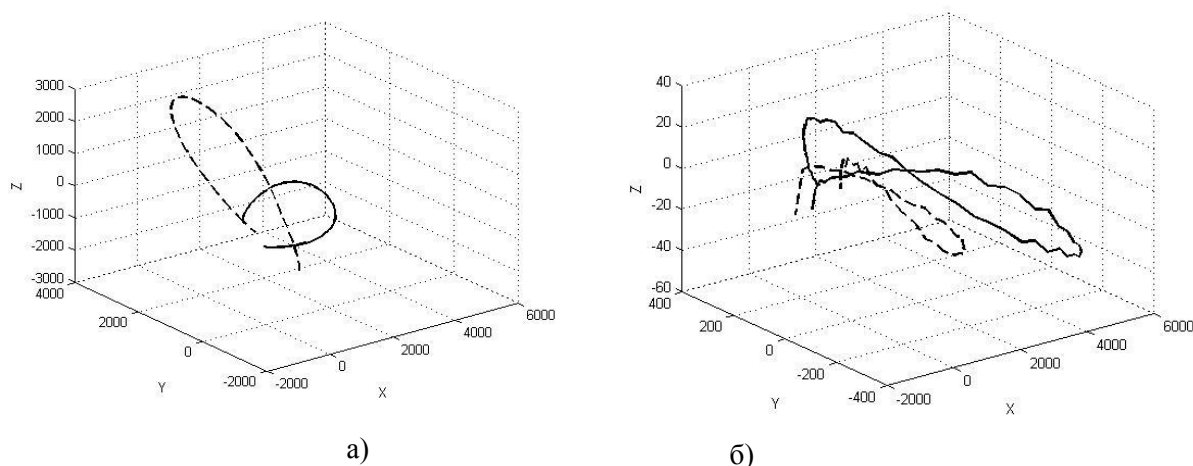


Рисунок 1 – Тривимірні дуги QRS-комплексів двох пацієнтів у разі багатоканальної ЕКГ (а) та одноканальної ЕКГ з обчисленими двома додатковими сигналами (б)

З урахуванням змін в обчисленнях, потрібних для застосування одноканальної ЕКГ для автентифікації пацієнта, можемо побудувати схему навчання нейромережі та класифікації одноканальної ЕКГ, яка має певні відмінності від подібної, наведеної в [1] для багатоканального сигналу ЕКГ. Ця схема наведена на рис. 2.

4. Експерименти і результати

З метою перевірки алгоритмів для багатоканальних та одноканальних сигналів ЕКГ, описаних вище, для різної кількості пацієнтів, для різних приладів реєстрації ЕКГ була проведена серія експериментів.



Рисунок 2 – Схема автентифікації одноканальної ЕКГ

4.1. Експеримент 1

Оскільки раніше проводився експеримент для невеликої кількості пацієнтів, наведений у [1], то була потреба у перевірці алгоритму на більшій кількості людей.

Експериментальна перевірка була виконана для автентифікації за трьома відведеннями багатоканальної ЕКГ. Для експерименту були зареєстровані ЕКГ 131-єї людини, різної статі і віку, функціонально здорових, які знаходилися у різному фізичному та емоційному стані. Для кожної людини було зареєстровано по три ЕКГ. Перша ЕКГ використовувалась для навчання нейромережі, друга і третя – для автентифікації людини.

У випадку автентифікації за трьома відведеннями багатоканальної ЕКГ була проведена попередня обробка даних. Для цього виконувалися такі дії: отримання трьох відведень багатоканальної ЕКГ, розділення сигналу на окремі кардіоцикли та елементи кардіоциклів, виокремлення у кожному циклі QRS-комплексу. Далі було виконано обчислення метрик Хаусдорфа для кожного QRS-комплексу у тривимірному просторі координат та ранжовано ці комплекси за значеннями метрик Хаусдорфа, завдяки чому визначено нетипові цикли і вилучено їх з подальшого розгляду, а також визначено репрезентативний цикл кожної ЕКГ. Наступним кроком апроксимовано усі тривимірні QRS-комплекси канонічними сплайнами, після чого форма кожного QRS-комплексу визначена чотирма контрольними точками параметричного сплайну у тривимірному просторі координат. Для класифікації апроксимованих QRS-комплексів було використано нейромережу і проведено попарну класифікацію.

Для кожної пари пацієнтів за результатами класифікації було обчислено показники чутливості та специфічності методу.

Під чутливістю методу розуміємо здатність чітко класифікувати першого пацієнта з пари, яка обчислюється як частина правильно класифікованих ЕКГ першого пацієнта («дійсно позитивний» результат) з-поміж усіх ЕКГ, що були визначені як ЕКГ першого пацієнта.

Під специфічністю методу розуміємо здатність методу не давати неправильних результатів класифікації другого пацієнта з пар, яка обчислюється як частина правильно класифікованих ЕКГ другого пацієнта («дійсно негативні» результати) з-поміж усіх ЕКГ, що були визначені як ЕКГ другого пацієнта.

В експерименті із трьома відведеннями багатоканальної ЕКГ для 131-ого пацієнта середня чутливість методу дорівнювала 97,3%, а середня специфічність – 97%. Нагадаємо, що в експерименті з меншою кількістю пацієнтів, який був описаний у [1], середня чутливість методу дорівнювала 97,0%, середня специфічність – 97%.

4.2. Експеримент 2

Цей експеримент був проведений із метою перевірки гіпотези про можливість використання одноканальної ЕКГ для автентифікації людини.

У випадку автентифікації за одноканальною ЕКГ для експерименту також були зареєстровані ЕКГ 131-єї людини, різної статі і віку, функціонально здорових, які знаходилися у різному фізичному та емоційному стані. Для кожної людини були зареєстровані по три ЕКГ. Перша ЕКГ використовувалась для навчання нейромережі, друга і третя – для автентифікації людини. Була проведена попередня обробка даних, яка складалась із таких дій: отримання сигналу одного (першого) відведення ЕКГ, розділення сигналу на окремі кардіоцикли та елементи кардіоциклів, виокремлення у кожному циклі QRS-комплексу. Далі для кожного масиву даних, що відповідає одному QRS-комплексу, обчислили кінцеві різниці першого і другого порядку, які разом з масивом сигналу ЕКГ утворюють дугу кривої у тривимірному просторі координат. Таким чином, отримано штучно створений тривимірний фазовий простір, у якому всі подальші обчислення зроблено аналогічно випадку автентифікації за трьома відведеннями багатоканальної ЕКГ.

У цьому експерименті також було обчислено показники чутливості та специфічності методу, які мали такі значення: середня чутливість методу – 90,4%, а середня специфічність – 90,7%.

4.3. Експеримент 3

Оскільки у процесі роботи з пацієнтами можуть бути використані прилади реєстрації ЕКГ різних виробників та типів, було цікаво, як це впливає на виконання автентифікації і чи є можливим використання різних приладів для роботи з одним пацієнтом.

Тому були проведені два експерименти на невеликій вибірці пацієнтів, у яких ЕКГ реєструвалися на двох різних приладах. Для навчання нейромережі (еталонна ЕКГ пацієнта) були використані дані, отримані на одному приладі реєстрації ЕКГ, а для класифікації – дані, отримані на іншому приладі. Показники чутливості та специфічності методу у цьому експерименті мали такі значення: середня чутливість методу – 82,1%, середня специфічність – 82,7% в одному випадку та середня чутливість методу – 83,3%, середня специфічність – 83,3% у другому (еталонна ЕКГ і ЕКГ для класифікації помінялися місцями порівняно з попереднім експериментом).

5. Висновки

Результати проведених експериментів щодо оцінки валідності (чутливості та специфічності методу) показали, що алгоритми, які базуються на класифікації нейромережею системи характерних ознак форми QRS-комплексів ЕКГ, представлених як тривимірні дуги у фазовому просторі координат, можуть бути використані для побудови ефективної технології автентифікації людини за її ЕКГ.

Другий експеримент свідчить, що за одноканальною ЕКГ також можна побудувати достатньо ефективну технологію для автентифікації людини. Для цього треба створити штучний тривимірний фазовий простір, який складається з сигналу одноканальної ЕКГ та обчислених на його основі кінцевих різниць першого і другого порядків.

Стосовно можливості роботи з різними приладами реєстрації для отримання еталонної ЕКГ і ЕКГ для автентифікації можна зробити висновок, що бажано використовувати один прилад, оскільки ефективність автентифікації при роботі з різними приладами знижується.

СПИСОК ДЖЕРЕЛ

1. Вишневский В.В., Романенко Т.Н., Кизуб Л.А. Биометрическая идентификация человека по его электрокардиограмме. *Математичні машини і системи*. 2018. № 2. С. 88–95.
2. Fainzilberg L.S., Potarova T.P. Computer Analysis and Recognition of Cognitive Phase Space Electrocardiographic Image. *Proc. of 6th International Conference on Computer analysis of Images and Patterns (CAIP-95)*. Prague, 1995. P. 668–673.
3. Файнзильберг Л.С. Спосіб ідентифікації особистості за електрокардіограмою: пат. України на корисну модель № 78967; заявл. 27.08.12; опубл. 10.04.13, Бюл. № 7. 4.123 с.
4. Вишневський В.В. Спосіб автоматичної автентифікації людини за її електрокардіограмою: пат. України на винахід № 117713; заявл. 15.02.17; опубл. 10.09.18, Бюл. № 17. 3.66 с.
5. Чайковский И.А. Анализ электрокардиограммы в одном, шести и двенадцати отведениях с точки зрения информационной ценности: электрокардиографический каскад. *Клиническая информатика и телемедицина*. 2012. № 2. С. 102–106.
6. Вишневський В.В., Романенко Т.М., Кизуб Л.А. Біометрична ідентифікація за допомогою електрокардіограми. *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. ІТКІ 2015: п'ята міжнар. наук.-практ. конф.* Івано-Франківськ, 2015. С. 130–131.
7. Вишневский В.В., Калмыков В.Г., Романенко Т.Н. Аппроксимация одно-, дву- и трехмерных дуг кривых параметрическими сплайнами. *Математичні машини і системи*. 2015. № 4. С. 57–64.
8. Vishnevsky V., Romanenko T., Kizub L. Experimental verification of possibility of human identification by the electrocardiogram. *5th International Conference on Application of Information and Communication Technology and Statistics and Economy and Education (ICAICTSEE – 2015)*. Sofia, Bulgaria, 2015. P. 318.

9. Вишневський В.В., Романенко Т.М., Кіzub Л.А. Використання електрокардіограм і їх характеристик для ідентифікації особи. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2016. № 5. С. 7–10.
10. Вишневський В.В., Романенко Т.М. Застосування метрики Хаусдорфа для визначення нетипових кардіоциклів у тривимірному фазовому просторі координат вектор-кардіограми. *Медицина інформатика і інженерія*. 2019. № 3. С. 31–36.

Стаття надійшла до редакції 03.03.2020