

Експеримент з Моделювання Алгоритмів Автоматичної Розмітки Гіпоксичних Проб за Одноканальною Електрокардіограмою

Романенко Тетяна
Науковий співробітник
Інститут проблем математичних машин і систем НАН України
Київ, Україна

The Algorithms Modeling Experiment for Automatic Marking of Single-Lead Electrocardiogram-Based Hypoxic Tests

Romanenko Tetiana
Scientific researcher
Institute of Mathematical Machines and Systems of NASU
Kyiv, Ukraine

Анотація—Поточний момент вимагає нових підходів до реабілітації людини, зокрема нових моніторингових технологій, що мали б можливість оцінки функціонального стану та рівня тренуваності серцево-судинної та дихальної систем. Гіпоксичні проби дають змогу оцінити толерантність людини до гіпоксії та визначити рівень тренуваності на даний час. Такими тестами є проби Штанге і Генчі, у яких інформативною є тривалість можливої затримки дихання. Існують методи прямого вимірювання респіраторного сигналу та його опосередкованого контролю. Вплив дихання призводить до змін у електрокардіограмі людини, що дає можливість отримати реконструкцію респіраторного сигналу. Реєстрація електрокардіограми є наразі рутинною процедурою і може бути виконана як в умовах стаціонару, амбулаторії, так і вдома у пацієнта завдяки наявності великого спектру сучасних мобільних електрокардіографів. Існують певні алгоритми для отримання кардіореспіраторної інформації, які використовують різні елементи сигналу електрокардіограми. Ця доповідь присвячена модельному експерименту щодо пошуку оптимального алгоритму автоматизації гіпоксичних проб через обробку одноканальної електрокардіограми у реальному часі. Завдяки розробленій нами програмі керування диханням під час виконання гіпоксичної проби («Гармонія») отримуємо момент початку затримки дихання. Оскільки період затримки дихання у гіпоксичній пробі має на електрокардіограмі характерні ознаки, які суттєво відрізняються від інших фаз дихання, момент закінчення затримки знаходимо автоматично, що дозволяє автоматизувати проведення гіпоксичних проб.

Abstract—The current moment requires new approaches to patients' rehabilitation, in particular, the novel monitoring technologies enabling the assessment of the functionality and fitness of the cardiovascular and respiratory systems. Hypoxic tests allow for estimating a person's tolerability to hypoxic conditions and, eventually, for making conclusions about their fitness. Among these tests are the Stange test and the Genchi test. The important information is the duration of the breath hold. There are methods of direct respiratory signal measurement and indirect ones to control it. Breathing affects the electrocardiogram, which can be used to reconstruct the respiratory signal. Electrocardiogram registration is now a routine procedure performed in hospitals, outpatient clinics, and, due to various options for modern portable single- and multilead-electrocardiographs, even at home by the patients themselves. There are several types of algorithms for obtaining the cardiorespiratory information that rely on different elements of the electrocardiogram signal. This report describes the model experiment developing the optimal algorithm of hypoxic test automatization with the electrocardiogram processing in real-time conditions. We have developed the software called "Harmony" for breathing control during hypoxic test which suggests the starting moment for breath hold. Since the period of breath hold during hypoxic test has specific characteristics on the electrocardiogram that are substantially different from other breathing phases, the moment of finishing the breath hold can be determined automatically. This allows us to automate hypoxic tests.

Ключові слова—гіпоксичні проби, електрокардіограма, реконструкція респіраторного сигналу

Keywords—*hypoxic tests, electrocardiogram, reconstruct the respiratory signal*

I. ВСТУП

Гіпоксичні проби (Штанге і Генчі) дають змогу оцінити толерантність людини до нестачі кисню та, як наслідок, визначити рівень тренуваності на поточний момент. Прообрази гіпоксичних проб відомі дуже давно. Перші згадки про них були ще на початку минулого сторіччя і носять вони імена своїх винахідників: німецького та італійського лікарів Германа Штанге та Джованні Гінче, які досліджували вплив нестачі кисню на роботу серцево-судинної системи і описували методики оцінювання функції дихання людини через вимірювання тривалості затримки дихання [1,2].

Проба Штанге — функціональна проба з затримкою дихання під час вдиху. Досліджуваний повинен зробити глибокий (але не максимальний) вдих і затримати дихання якомога довше. Проба Генчі — функціональна проба з затримкою дихання під час видиху. Зробивши звичайний (не надмірний) видих, досліджуваний затримує дихання. Перед затримкою дихання йде фаза спокійного дихання (відпочинок), фаза глибоких вдихів і видихів (2-3). Рівень тренуваності організму можна оцінити за тривалістю затримки дихання.

Гіпоксичні проби вже давно використовуються у спортивній медицині для контролю стану спортсменів, їхньої витривалості і стійкості до навантажень [3 - 5]. Довготривалі наслідки Covid-19 вимагають нових підходів до реабілітації людей та до оцінки їхнього стану [6]. За допомогою гіпоксичних проб можна оцінити функціональний стан та рівень тренуваності серцево-судинної та дихальної систем людей, що хворіли на Covid-19, та підібрати відповідний рівень фізичних навантажень, які б не зашкодили ослабленому організму. Ще одним напрямком, де можуть бути корисними гіпоксичні проби, є психологічна реабілітація людей, що зазнали негативного впливу війни, яка триває в Україні. Одним з методів позитивного психологічного впливу на людину є застосування вправ, у яких за певною формулою виконуються вдихи, видихи і паузи із затримкою дихання. Таким диханням можна допомогти людині зосередитися, приготуватися до праці, заняття спортом, фізичного навантаження тощо або, навпаки, розслабитися, відпочити. Вплив на людину залежить від часових проміжків, що закладені у формулу дихання. Залежно від витривалості людини змінюються часові проміжки, закладені у формулу дихання. Гіпоксичні проби допомагають визначити рівень і пропонувати людині формули дихання, які вона спроможна виконати без ризику для здоров'я.

II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Нові підходи до реабілітації людини потребують, зокрема, і нових моніторингових технологій, що мали б можливість оцінки рівня тренуваності серцево-судинної та дихальної систем. На наш погляд, такі технології можуть бути швидко розроблені завдяки інтеграції відомих методів оцінки стану людини з сучасними інформаційними технологіями обробки медичних сигналів.

Для оцінки гіпоксичної проби потрібно вимірювати час затримки дихання, який можна отримати з сигналу дихання. Для прямого вимірювання респіраторного сигналу використовують спеціальні пристрої: спірометри, носові термомпари, які безпосередньо вимірюють потік повітря у легені та з них. Опосередковано контролювати дихання можна шляхом вимірювання змін об'єму грудної клітки, за допомогою фотоплетизмографії, деякими іншими методами. У кожного з цих методів є свої переваги і недоліки. Так, прямі методи, які є найбільш точними, заважають нормальному диханню пацієнта, так само, як і вимірювання змін об'єму грудної клітини, а інші потребують знерухомлення пацієнта. Через це вимірювання респіраторного сигналу, як пряме, так і опосередковане, можна виконувати лише у стаціонарних умовах. Але відомо, що під впливом дихання, обов'язково виникають зміни у електрокардіограмі (ЕКГ). Тому це можна використати для отримання інформації про респіраторний сигнал, не застосовуючи ніяких додаткових приладів та датчиків, окрім електрокардіографа. Реєстрація ЕКГ є неінвазивною процедурою, яка легко виконується у стаціонарних і амбулаторних умовах. Завдяки появі останнім часом портативних одноканальних і багатоканальних електрокардіографів реєстрація ЕКГ стала доступною навіть у домашніх умовах. Використання ЕКГ дає можливість реконструювати респіраторний сигнал. Методи отримання достовірної інформації про дихальну активність пацієнта без проведення будь-яких інших вимірювань, окрім ЕКГ, зазвичай називають респіраторним сигналом, отриманим за допомогою ЕКГ (EDR — ECG-derived respiratory signal). Відомо, що дослідження з метою такої реконструкції ведуться вже багато років [7].

Загальна ідея отримання дихання з сигналу ЕКГ, що описана у [7], є основою для багатьох сучасних досліджень і алгоритмів. Для отримання інформації про респіраторний сигнал використовують різні елементи сигналу ЕКГ, такі як амплітуда R-зубця, різниця амплітуд зубців R і S, нахил висхідної частини R-зубця (інтервал QR), нахил спадної частини R-зубця (інтервал RS), кут R-зубця (оцінюється за нахилами висхідної і спадної частин R-зубця), діапазон нахилу QRS-комплексу, площа під QRS-комплексом, а також такі методи, як аналіз головних компонентів і аналіз головних компонентів ядра, вейвлет-перетворення, гаусівський процес, реконструкцію фазового простору тощо [8-11].

Перераховані вище методи отримання респіраторного сигналу можна поділити на дві великі групи: методи, що використовують частотний аналіз, і методи, що аналізують морфологічні зміни у сигналі ЕКГ. Частотний аналіз сигналу є інтегральним методом, тому він більш придатний для усередненої оцінки респіраторного сигналу, наприклад, для оцінки частоти дихання. Для отримання інформації про зміни режимів дихання у одному сигналі, такі як спокійне (поверхнєве) дихання, глибоке дихання, затримка дихання тощо, краще використовувати аналіз морфологічних змін у ЕКГ, спричинених диханням, а саме зміни у амплітуді зубців, у R-R інтервалах, у кутах нахилу зубців. Оскільки для оцінки гіпоксичних проб необхідно

мати інформацію про режими дихання, потрібен аналіз морфологічних змін у ЕКГ

Ця доповідь присвячена модельному експерименту з пошуку оптимальних алгоритмів автоматизації розмітки гіпоксичних проб шляхом обробки одноканальної ЕКГ.

Щоб виміряти тривалість фази затримки дихання, необхідно визначати її початок і закінчення. Розроблена нашим колективом програма «Гармонія» [12] дозволяє керувати виконанням людиною фаз гіпоксичної проби, тобто за допомогою звукових сигналів і візуальних інструкцій на екрані пропонує перехід до наступної фази проби. Одночасно з виконанням команд режиму дихання проводиться реєстрація одноканальної ЕКГ. Момент завершення фази затримки дихання можна фіксувати сама людина натисканням відповідної клавіші на клавіатурі. Але такий режим призводить до спотворення ЕКГ. Отже, ключовою задачею алгоритму, що розробляється, є автоматичний пошук моменту закінчення гіпоксичної проби за рахунок обробки сигналу ЕКГ, бажано в режимі реального часу.

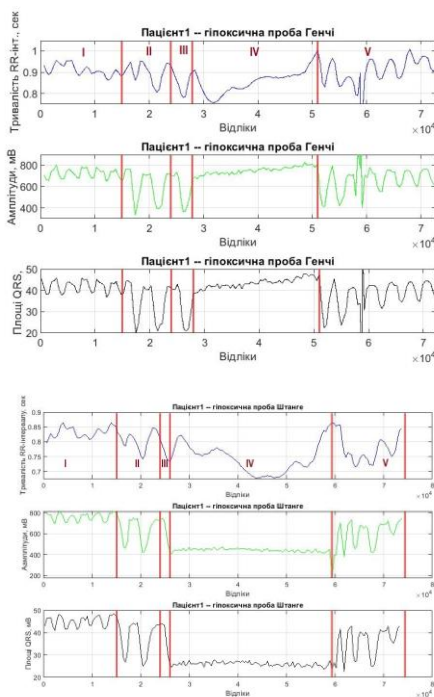


Рис. 1. Гіпоксичні проби Генчі та Штанге.

Для визначення фаз гіпоксичної проби були побудовані ритмограми (зміни тривалості R-R інтервалів під час реєстрації ЕКГ), амплітодогоми (зміни амплітуди R-зубців під час реєстрації ЕКГ) та графік змін площ під QRS-комплексами під час реєстрації ЕКГ. Моделювання алгоритмів обробки цих сигналів виконувалося у пакеті прикладних програм MatLab. На рис.1 наведені ці графіки для гіпоксичних проб двох різних пацієнтів. Можна зауважити, що на усіх трьох графіках обох пацієнтів візуально розрізняються фази гіпоксичної проби: I – спокійне дихання, II – 2-3 глибокі вдихи-видихи, III – вдих-

видих, або тільки вдих, IV – затримка дихання, V – дихання після затримки. Таким чином, ми маємо момент початку фази IV, необхідно визначити момент закінчення цієї фази.

Початок фази затримки дихання отримуємо з програми керування виконанням гіпоксичної проби. Зрозуміло, що моментом закінчення затримки дихання є різка зміна амплітуди графіка на амплітодограмі (у бік зменшення для проби Генчі, або у бік збільшення для проби Штанге), що пов'язано з глибоким вдихом або видихом після затримки. Сама затримка дихання характеризується невеликими змінами у амплітуді (набагато меншими за зміни при спокійному диханні). Тому найпростіший алгоритм пошуку моменту закінчення затримки дихання полягає у медіанній фільтрації сигналу і знаходженні точки, у якій зміна амплітуди перевищить деякий поріг, пов'язаний з амплітудами сигналу впродовж фази затримки дихання.

Як можна побачити на рис. 1, всі три методи обробки дозволяють знайти момент завершення затримки дихання у гіпоксичних пробах. Разом з цим, найбільш оптимальними з точки зору обчислювальної складності слід вважати алгоритми, що базуються на оцінці амплітуд або площ QRS-комплексів.

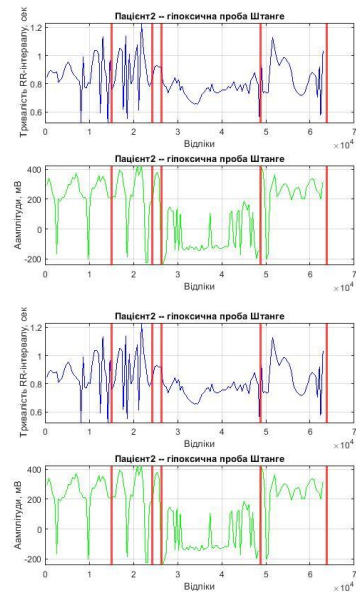


Рис. 2. Сигнали, спотворені у різних фазах гіпоксичної проби Штанге.

Але описаний вище варіант є ідеальним, коли у зареєстрованому сигналі ЕКГ немає ділянок, спотворених завадами, які можуть виникати у процесі реєстрації ЕКГ і пов'язані, наприклад, з тим, що людина недостатньо впевнено тримає пристрій реєстрації ЕКГ. Також до погіршення якості сигналу може призвести неправильне виконання гіпоксичної проби, тобто людина може неточно дотримуватися команд зміни фаз дихання, не робити достатньо глибокі вдихи та видихи або, навпаки, робити більш глибоке дихання у фазах з поверхневим диханням тощо (рис.2). Спотворення можуть виникати у будь-якому

періоді гіпоксичної проби. Такі дії можуть ускладнити пошук моментів завершення затримки дихання в автоматичному режимі. Тому є необхідність ускладнення алгоритму, яка полягатиме у аналізі усіх фаз дихання з метою визначення вигляду сигналів у різних фазах для конкретної людини, що має покращити визначення кінця затримки дихання.

III. ЕКСПЕРИМЕНТ

Експериментальна перевірка алгоритму оцінки гіпоксичних проб Штанге і Генчі була проведена для невеликої групи людей, що складалася з семи осіб, функціонально здорових, різного віку і статі. Для експерименту були зареєстровані 98 ЕКГ. Ці ЕКГ були відфільтровані, розділені на кардіоцикли та елементи кардіоциклів. Для подальшої обробки алгоритмом були вибрані потрібні елементи кардіоциклів і побудовані амплітодограми. Застосування описаного алгоритму до цих амплітодограм дало можливість правильно оцінити момент закінчення затримки дихання у гіпоксичній пробі для 79 оброблених ЕКГ, що становить близько 80%. Помилкові оцінки були отримані для спотворених сигналів ЕКГ, таких, як наведені на рис. 2.

IV. ВИСНОВКИ

Автоматичний пошук завершення фази затримки дихання на гіпоксичних пробах має велике значення для зручності вимірювання тривалості цієї фази, що є потрібним для оцінки рівня тренуваності людини. У випадку проб, які не мають ділянок, спотворених завадами, або ділянок, на яких, людина не зовсім точно виконує команди зміни фаз дихання, можна використовувати простий алгоритм пошуку закінчення фази затримки дихання, який полягає у медіанній фільтрації сигналу та знаходженні точки, де сигнал суттєво змінює амплітуду. У більш складних випадках спотворених сигналів потрібен складніший алгоритм, який враховуватиме індивідуальні особливості сигналів у кожній з фаз проби. Однак, навіть у цих випадках різниця між сигналом у фазі затримки дихання і інших фазах проби є суттєвою, що дає можливість зробити позитивний прогноз на можливість визначення завершення фази затримки дихання.

ЛІТЕРАТУРА REFERENCES

- [1] G. Ginche, "Sulla capacità polmonare e sulla resistenza all'anidride carbonica nell'uomo," *Archivio di Fisiologia*, № , pp. 113-133, 1908.
- [2] G. Shtange, "Über die Beziehungen zwischen Atmung und Kreislauf beim Menschen, insbesondere über eine neue Methode zur Prüfung der Herzskraft," *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, № 41, pp. 1545-1547, 1908.
- [3] B. Dolynskyi, V. Filipov, "Theoretical and methodological means of assessing the level of physical fitness of children in SUP-sport," *Olympicus*, № 2, pp. 20-2, 2023, (in ukrainian).
- [4] S. Chernenko, O. Honcharenko, S. Marchenko, "Informative indicators of functional and motor readiness of students of higher educational institutions," *Physical Education Theory and Methodology*, № 19.3, pp. 107-115, 2019, (in ukrainian).
- [5] H. Tumilovych, "The results of the express-estimation of functions of external respiration of patients with chronic kidney disease who are on hemodialysis," *Young sports science of Ukraine*, №. 3, pp. 176-180, 2009, (in ukrainian).

- [6] A. Kukharchuk, "Physical load for patients with long covid - how to calculate it correctly?" *Medical and biological problems of physical education and sports*. (in Russian) [Online]. Available [28.01.22] <https://www.facebook.com/groups/207917376288379/posts/1344600255953413/>
- [7] G.B. Moody, R.G. Mark, A. Zoccola, S. Mantero, "Derivation of respiratory signals from multi-lead ECG," *Computers in Cardiology*, vol. 12, pp. 113-116, 1985.
- [8] C. Varon, et al. A comparative study of ECG-derived respiration in ambulatory monitoring using the single-lead ECG. *Scientific reports*. Article number: 5704, 2020.
- [9] Sz. Buś, K. Jędrzejewski, "ECG-derived respiration – complete implementation and its evaluation with use of clinical data," *International conference on signals and electronic systems ICSES-2018, Kraków, Poland*, pp. 209-213, 2018.
- [10] Shuxin Zhuang, Fenlan Li, Zheming Zhuang, Wenbin Rao, Alex Noel Joseph Raj and Vijayarajan Rajangam, Improved ECG-derived respiration using empirical wavelet transform and kernel principal component analysis," *Hindawi, Computational Intelligence and Neuroscience, Research Article*, vol. 2021, Article ID 1360414, 13 pages.
- [11] P. Janbakhshi, M. B. Shamsollahi, "ECG-derived respiration estimation from single-lead ECG using gaussian process and phase space reconstruction methods," *Biomedical Signal Processing and Control*, pp. 80 – 90, 2018.
- [12] A Sharypanov, V. Vyshnevskyi, V. Kalmykov, L. Kizub. Computer program "Automated breathing control technology "Harmony", Certificate of registration of copyright to the work. № 98944, 2020. (in ukrainian).