

Т. М. Романенко

РОЗРОБЛЕННЯ АЛГОРИТМІВ АВТОМАТИЧНОЇ РОЗМІТКИ ГІПОКСИЧНИХ ПРОБ ЗА ОДНОКАНАЛЬНОЮ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМОЮ: МОДЕЛЬНИЙ ЕКСПЕРИМЕНТ

Наслідки пандемії Covid-19 вимагають 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, як наслідок, визначити рівень тренуваності на даний час. Такими пробами є проба Штанге, у якій пропонують затримувати дихання на вдиху, і проба Генчі, у якій затримка дихання виконується на видиху. Інформативною є тривалість можливої затримки дихання. Існують методи прямого вимірювання респіраторного сигналу та його опосередкованого контролю. Вони потребують залучення спеціальних пристроїв, особливих умов застосування, часто знерухомлення пацієнтів, тому використовуються переважно в умовах стаціонару. 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, одно- і багатоканальних. Існують певні алгоритми для отримання кардіореспіраторної інформації, які використовують різні елементи сигналу електрокардіограми. Але усі вони не застосовуються у реальному часі. Ця доповідь присвячена модельному експерименту щодо пошуку оптимального алгоритму автоматизації гіпоксичних проб за рахунок обробки 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, таких як вдих, видих, спокійне дихання, момент закінчення затримки знаходимо автоматично. Це дозволяє автоматизувати проведення гіпоксичних проб.

Ключові слова: гіпоксичні проби, електрокардіограма, реконструкція респіраторного сигналу.

Т. Romanenko

DEVELOPING ALGORITHMS FOR AUTOMATIC HYPOXIC TEST PHASING FROM THE SINGLE-CHANNEL ELECTROCARDIOGRAMS: A MODEL EXPERIMENT

As an outcome of the COVID-19 pandemic, there is a need to seek 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 for which the breath is held after inhaling, and the Genchi test involving holding the breath after exhaling. The important information is the duration of the breath hold. There are methods of direct respiratory signal measurement and indirect ones to control it. They require the use of specialized equipment and specific conditions, often including the need for patient immobilization, therefore, are usually performed in hospitals. 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 multichannel 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 but they are not suitable for real-time application. 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, such as inhaling, exhaling, and calm breathing, the moment of finishing the breath hold can be determined automatically. This allows us to automate hypoxic tests.

Key words: hypoxic tests, electrocardiogram, reconstruct the respiratory signal.

Вступ

Гіпоксичні проби дають змогу оцінити толерантність людини до нестачі кисню та, як наслідок, визначити рівень тренуваності на поточний момент. Такими пробами є проба Штанге, в якій пропонують затримувати дихання на вдиху, і проба Генчі, у якій затримка дихання виконується на видиху.

Цікавим є те, що прообрази гіпоксичних проб відомі дуже давно. Перші згадки про них були ще на початку минулого сторіччя. Вони носять імена своїх винахідників: німецького та італійського лікарів Германа Штанге та Джованні Гінче, які описували методики оцінювання функції дихання людини через вимірювання тривалості затримки дихання і досліджували вплив нестачі кисню на роботу серцево-судинної системи [1,2].

Проба Штанге — функціональна проба із затримкою дихання під час вдиху. Проба виконується в положенні сидячи. Досліджуваний повинен зробити глибокий (але не максимальний) вдих і затримати дихання якомога довше. Проба Генчі — функціональна проба із затримкою дихання під час видиху. Зробивши звичайний (не надмірний) видих, досліджуваний затримує дихання. Затримці дихання передують 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]. Останнім часом у зв'язку з довготривалими наслідками Covid-19 виникла потреба у нових підходах до реабілітації людей та до оцінки їхнього стану [6]. Таку оцінку також можна робити за допомогою гіпоксичних проб. Це дасть змогу 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 однією сферою, де можуть бути

корисними гіпоксичні проби, є психологічна реабілітація людей, що зазнали негативного впливу війни, яка триває в Україні. Одним з методів позитивного впливу на людину є застосування дихальних вправ, у яких за певною формулою повторюються вдихи, видихи, паузи з затримкою дихання. Таким диханням можна допомогти людині розслабитися або, навпаки, зосередитися, відпочити, налаштуватися на працю, заняття спортом, фізичне навантаження тощо. Вплив на людину залежить від часових проміжків, що закладені у формулу дихання. Тривалість часових проміжків у формулі дихання залежить від рівня тренуваності людини, яка використовує дихальні вправи. За допомогою гіпоксичних проб можна виявити цей рівень і пропонувати людині формули дихання, які вона спроможна виконати без ризику для здоров'я.

Постановка задачі

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

Для оцінки гіпоксичної проби потрібно вимірювати час затримки дихання, який можна отримати із сигналу дихання. Для прямого вимірювання респіраторного сигналу необхідно використовувати спеціальні пристрої: спірометри, носові термопари, які безпосередньо вимірюють потік повітря у легені та з них. Опосередковано контролювати дихання можна через 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 клітки, а фотоплетизмографія потребує 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. Тому це можна використати для отримання інформації про респіраторний сигнал, не застосовуючи ніяких додаткових приладів та датчиків, окрім електрокардіографа. Реєстрація електрокардіограми є неінвазивною процедурою, яка легко виконується у стаціонарних і амбулаторних умовах. Завдяки появі останнім часом портативних одноканальних і багатоканальних електрокардіографів реєстрація електрокардіограми стала доступною навіть у домашніх умовах. Використання електрокардіографів дає можливість реконструювати респіраторний сигнал. Методи отримання достовірної інформації про дихальну активність пацієнта без проведення будь-яких інших вимірювань, окрім електрокардіограми, зазвичай називають респіраторним сигналом, отриманим за допомогою електрокардіограми (EDR — ECG-derived respiratory signal). Відомо, що дослідження з метою такої реконструкції ведуться вже багато років [7].

Загальна ідея отримання дихання з сигналу електрокардіограми, що описана у [7], є основою для багатьох досліджень і алгоритмів. Для отримання інформації про респіраторний сигнал використовують різні елементи сигналу електрокардіограми, 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, також використовують аналіз головних компонентів і аналіз головних компонентів ядра, вейвлет-перетворення, гаусівський процес, реконструкцію фазового простору тощо [8-11].

Усі наведені алгоритми не застосовуються у реальному часі. 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 електрокардіограми. Оскільки частотний аналіз сигналу є інтегральним методом, він більш придатний для усередненої оцінки респіраторного сигналу, наприклад, для оцінки частоти дихання. Якщо ж потрібно отримати інформацію про зміни режимів дихання у одному сигналі, такі як спокійне (поверхневе) дихання, примусове глибоке дихання, затримка дихання тощо, краще використовувати аналіз морфологічних змін у електрокардіограмі, спричинених диханням, а саме зміни у амплітуді зубців, у R- R інтервалах, кутах нахилу зубців. Для аналізу гіпоксичних проб потрібно мати інформацію про режими дихання, а отже аналізувати морфологічні зміни у електрокардіограмі.

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

Для оцінки рівня тренуваності людини з використанням гіпоксичних проб необхідно визначати початок і закінчення фази затримки дихання, щоб виміряти тривалість цієї фази. Для розрахунку респіраторного сигналу ми будемо використовувати одноканальну електрокардіограму. Необхідно зробити попередню її обробку, яка складається з фільтрування і розділення на кардіоцикли та елементи кардіоциклів [12].

Розроблена нашим колективом програма «Гармонія» [13] 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 електрокардіограми. Момент завершення фази затримки дихання могла б фіксувати сама людина натисканням відповідної клавіші на клавіатурі. Але такий режим призводить до спотворення електрокардіограми. Отже, ключовою задачею алгоритму, що розробляється, був автома-

тичний пошук моменту закінчення гіпоксичної проби за рахунок обробки сигналу електрокардіограми бажано в режимі реального часу.

Для визначення фаз гіпоксичної проби були побудовані ритмограми (зміни тривалості R-R інтервалів під час реєстрації електрокардіограми), амплітудограми (зміни амплітуди R-зубців під час реєстрації електрокардіограми) та графік змін

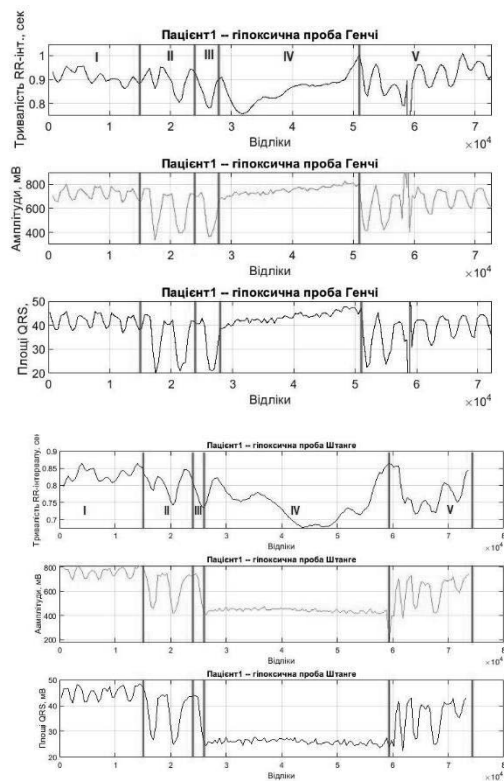


Рис. 1. Гіпоксичні проби Генчі та Штанге

площ під QRS-комплексами під час реєстрації електрокардіограми. 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 амплітудограмі (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 рисунку, 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 площі QRS-комплексів.

Але описаний вище варіант є ідеальним, коли у зареєстрованому сигналі електрокардіограми немає ділянок, спотворених завадами, які можуть виникати у

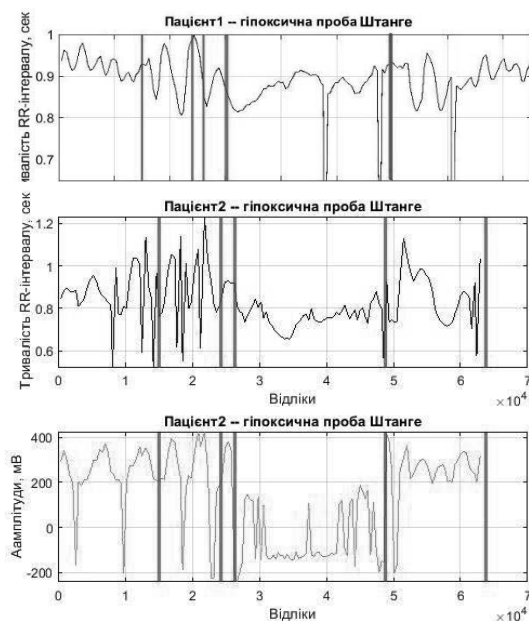


Рис. 2. Сигнали, спотворені у різних фазах гіпоксичної проби

процесі реєстрації електрокардіограми і пов'язані, наприклад, з тим, що людина недостатньо впевнено тримає пристрій реєстрації електрокардіограми. 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 (див. 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, яке полягатиме у аналізі усіх фаз дихання з метою визначення вигляду сигналів у різних фазах для конкретної людини, що має покращити визначення кінця затримки дихання.

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 електрокардіограм. Ці електрокардіограми були відфільтровані, розділені на кардіоцикли та елементи кардіоциклів. Для подальшої обробки алгоритмом були вибрані потрібні елементи кардіоциклів і побудовані амплітудограми. Застосування описаного алгоритму до цих амплітудограм дало можливість правильно оцінити момент закінчення затримки дихання у гіпоксичній пробі для 79 оброблених електрокардіограм, що становить близько 80%. Помилкові оцінки були отримані для спотворених сигналів електрокардіограм, таких, як наведені на рис. 2.

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 ді-

лянок, 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 про можливість визначення завершення фази затримки дихання.

Література

1. G. Ginche. Sulla capacità polmonare e sulla resistenza all'anidride carbonica nell'uomo. *Archivio di Fisiologia*. 1908, № 7. P. 113-133
2. G. Shtange. Über die Beziehungen zwischen Atmung und Kreislauf beim Menschen, insbesondere über eine neue Methode zur Prüfung der Herzkraft. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 1908. № 41. P. 1545-1547
3. Б.Т. Долинський, В.Ю. Філіпов. Теоретико методологічні засоби оцінки рівня фізичної підготовленості дітей у SUP-спорті. *Olympicus*, 2023, № 2. С. 20-25.
4. С. Черненко, О. Гончаренко, С. Марченко. Інформативні показники функціональної і рухової підготовленості студентів вищих навчальних закладів. *Physical Education Theory and Methodology*. 2019, № 19.3. С. 107-115.
5. Г. Тумілович. Результати експрес-оцінки функцій зовнішнього дихання хворих на хронічну ниркову недостатність, яким проводиться гемодіаліз. *Молода спортивна наука України*. 2009. №. 3. С. 176-180.
6. А. Кухарчук. Физическая нагрузка для пациентов с лонг ковидом – как ее правильно рассчитать? *Медико-біологічні проблеми фізкультури та спорту*. [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*, 1985. vol. 12. P. 113-116.
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, September 10-12, 2018. - P. 209-213.
 10. Shuxin Zhuang et al. 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*, 2018. P. 80 – 90.
 12. И.А. Чайковский Анализ электрокардиограммы в одном, шести и двенадцати отведениях с точки зрения информационной ценности: электрокардиографический каскад. *Клиническая информатика и телемедицина*. 2012. № 2. С. 102–106.
 13. А.В Шарипанов, В.В. Вишневський, В.Г. Калмиков, Л.А. Кізуб. Комп'ютерна програма «Автоматизована технологія управління диханням «Гармонія». Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 98944, 2020.

References

1. G. Ginche. Sulla capacità polmonare e sulla resistenza all'anidride carbonica nell'uomo. *Archivio di Fisiologia*. 1908, № 7. P. 113-133
2. G. Shtange. Über die Beziehungen zwischen Atmung und Kreislauf beim Menschen, insbesondere über eine neue Methode zur Prüfung der Herzkraft. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 1908. № 41. P. 1545-1547
3. B. Dolynskiy, V. Filipov. Theoretical and methodological means of assessing the level of physical fitness of children in SUP-sport. *Olympicus*, 2023, № 2. С. 20-25. (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*. 2019, № 19.3. С. 107-115. (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*. 2009. №. 3. С. 176-180. (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) [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*, 1985. vol. 12. P. 113-116.
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, September 10-12, 2018. - P. 209-213.
10. Shuxin Zhuang et al. 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*, 2018. P. 80 – 90.
12. I. Chaikovskiy. Analysis of an electrocardiogram in one, six, and twelve leads from the point of view of information value: electrocardiographic

cascade. *Clinical informatics and telemedicine*. 2012. № 2. С. 102–106. (in Russian)

13. A. Sharypanov, V. Vyshnevskiy, V. Kalmykov, L. Kizub. Computer program "Automated breathing control technology "Harmony". Certificate of registration of copyright to the work. № 98944, 2020. (in ukrainian).

Одержано: 10.04.2024

Внутрішня рецензія отримана: 22.04.2024

Зовнішня рецензія отримана: 24.04.2024

Про автора:

Романенко Тетяна Миколаївна,
науковий співробітник.
<https://orcid.org/0000-0002-5232-9487>.

Місце роботи автора:

Інститут проблем математичних
машин і систем НАН України
E-mail: romanta0771@gmail.com