

ХВИЛЬОВИЙ АНАЛІЗ СИГНАЛУ rPPG: CWT ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОЇ ЛОКАЛІЗАЦІЇ ТА ІДЕНТИФІКАЦІЇ СПЕКТРАЛЬНИХ ПІКІВ З ВАЛІДАЦІЄЮ ПУЛЬС-ОКСИМЕТРА

*Ігор Бережний, аспірант, Андріан Наконечний, д-р техн. наук, професор
Національний університет «Львівська політехніка», Україна;
e-mail: adrnakon@gmail.com*

Анотація

Дистанційна фотоплетизмографія (rPPG) стала перспективною безконтактною технологією для серцево-судинного моніторингу, однак оцінка точності при виявленні спектральних піків залишається не передбачуваною через наявність артефактів руху, шуму та якості сигналу камери. Традиційні методи часто не можуть надійно локалізувати та ідентифікувати піки пульсу за наявності таких порушень. Мета дослідження - розробити вейвлет-підхід для підвищення надійності аналізу спектральних піків rPPG шляхом використання неперервного вейвлет-перетворення (CWT) для точної частотно-часової локалізації з подальшою систематичною ідентифікацією піків і перевіркою за допомогою пульсоксиметра медичного класу. Сигнали rPPG отримувалися в контрольованих умовах, оброблялися за допомогою CWT для покращення спектральних характеристик і піддавалися алгоритму виявлення піків, оптимізованому для оцінки частоти серцевих скорочень. Вейвлет-когерентність використовувалася для оцінки узгодженості між піками, отриманими за допомогою rPPG, і еталонними даними пульсоксиметра. Експериментальні результати продемонстрували, що локалізація піку на основі CWT досягла середньої абсолютної похибки 2.1 BPM порівняно з пульсоксиметром, з когерентністю 0,53 у стаціонарних умовах. Метод продемонстрував покращену стійкість до артефактів руху порівняно зі звичайними підходами на основі Фур'є, особливо в сценаріях зі слабким освітленням або низькою якістю сигналу. Запропонована структура вейвлет-перетворення підвищує точність і надійність виявлення спектральних піків rPPG, усуваючи розрив між безконтактними вимірюваннями та клінічною пульсоксиметрією. Дана робота розширює потенціал rPPG для реальних додатків, таких як дистанційний моніторинг здоров'я та носимих пристроїв.

Ключові слова

Continuous Wavelet Transform (CWT); Peak Identification; Peak Localization; Pulse Oximeter; Remote Photoplethysmography (rPPG); Signal Processing; Spectral Analysis; Wavelet Transform

1. Вступ

Останні досягнення вивели дистанційну фотоплетизмографію (rPPG) на передній план безконтактних технологій моніторингу серцево-судинної системи [1]. Використовуючи звичайні камери, rPPG полегшує точні вимірювання життєво важливих ознак, таких як частота серцевих скорочень і рівень оксигенації крові [2]. Проте сигнали rPPG демонструють високий ступінь вразливості до артефактів руху, коливань навколишнього освітлення та низьких відношень сигнал/шум (SNR), що перешкоджає точному виявленню спектральних піків і вилученню фізіологічних параметрів. Звичайні методи обробки сигналів [3, 4], включаючи швидке перетворення Фур'є (ШПФ) і виявлення піків у часовій області, часто стикаються з труднощами та неточностями в надійному виділенні піків імпульсів у цих складних умовах. Це обмеження обмежує клінічну застосовність систем rPPG.

Останні досягнення в частотно-часовому аналізі, зокрема ті, що використовують вейвлет-перетворення [5], представляють надійне рішення для обробки сигналів, що характеризуються високою мінливістю та низькою стаціонарністю, як, наприклад, у випадку з rPPG. Розроблений метод, базуючись на неперервному вейвлет перетворенню (CWT) забезпечує спектральну локалізацію порівняно зі швидким перетворенням Фур'є (FFT), таким чином забезпечуючи адаптивну роздільну здатність у різних діапазонах частот. Така властивість робить CWT особливо придатним для аналізу сигналів rPPG, де імпульсні компоненти можуть бути зашумлені або перешкодами від руху чи артефактами камери [6]. Хоча методи на основі вейвлетів досліджувалися в інших програмах біосигналів, їхній потенціал для покращення виявлення піків rPPG і валідації на пристроях клінічного класу залишається недостатньо використаним.

2. Недоліки

Точна ідентифікація спектральних піків rPPG стикається зі значними труднощами через численні фактори: варіації навколишнього освітлення та низьке освітлення погіршують відношення сигнал/шум (SNR), особливо впливаючи на темні тони шкіри через диференціальні характеристики поглинання світла, тоді як дзеркальні

відбиття вводять нелінійні артефакти, які спотворюють пульсуючі компоненти [7]. Артефакти руху [8], включаючи як суттєве зміщення суб'єкта, так і ледь помітні фізіологічні тремтіння (або рух незакріпленої камери), часто домінують у спектрі сигналу, приховуючи справжні серцеві піки та ускладнюючи частотно-часовий аналіз. Апаратні обмеження накладають фундаментальні обмеження [9], оскільки камери з низькою роздільною здатністю ($<720p$) знижують точність просторового сигналу, а частота кадрів нижче 30 кадрів/с викликає тимчасове згладжування, причому датчики споживчого класу демонструють вищий рівень шуму, ніж обладнання медичного класу. Алгоритмічно методи на основі CWT, хоч і перевершують підходи Фур'є [10] для нестационарних сигналів, демонструють чутливість до вибору основного вейвлету та параметрів масштабу, часто вимагаючи оптимізації для конкретного сценарію, тоді як спектральна інтерференція від гармонік руху часто генерує помилкові піки, які викликають проблеми з автоматизованою ідентифікацією. Такі комплексні обмеження підкреслюють необхідність використання передових методів компенсації руху, оптимізованих конфігурацій апаратного забезпечення та обробки сигналів, для досягнення клінічної надійності в реальному середовищі.

3. Мета

Основною метою цього дослідження є розробка та перевірка методу на основі CWT для точної локалізації та ідентифікації спектральних піків у сигналах rPPG. Запропонований підхід об'єднує оптимізований вибір вейвлет-параметрів із вдосконаленими алгоритмами виявлення піків використовуючи вейвлет енергетичну складову сигналу rPPG. Метод повинен підвищити стійкість сигналу rPPG до звичайних джерел шуму а також артефактів камери низької якості. Важливим аспектом дослідження є порівняння розробленого методу з синхронізованими вимірюваннями пульсоксиметра (контактний медичний пристрій), які є клінічним стандартом. Таке порівняння дозволить оцінити точність методу за різних умов, включаючи рух і низьку перфузію.

4. Набір даних та етика

Дослідження проведено на наборах даних UBFC-rPPG [11], PURE [12], SCAMPS [13], UBFC-Phys [14], а також внутрішніх записах за допомогою мобільного телефону Google Pixel 4. Досліджені дати (Таблиця 1) сети містять понад 120 відео, на яких присутні 62 суб'єкти. Дані відео містять різні характеристики камер, освітлення, приміщення, роздільну здатність та кількість кадрів за секунду. Загалом аналізовано відео з роздільною здатністю Standard Definition (SD), High Definition (HD), and Full High Definition (FullHD).

Табл. 1. Загальнодоступні набори даних

Датасет	Об'єкти	Камера	Сигнал
PURE	10 об'єктів 59 відео	480p@30fps Lossless PNG images	GT PPG @60Hz
MAHNOB HCI	27 об'єктів 627 відео	780 × 580P@51fps H.264 format	GT PPG @256Hz
COHFACE	40 об'єктів 164 відео	480p@20fps MPEG4 Part 2format	GT PPG @256Hz
MMSE-HR	40 об'єктів 102 відео	1040 × 1392@25fps JPEG Images	GT HR @1kHz
Vicar PPG	10 об'єктів 20 відео	720p@20fps H.264 format	GT PPG @60Hz
SCAMPS	10 об'єктів 59 відео	720p@20fps H.264 format	GT PPG @30Hz
UBFC-rPPG	42 об'єктів 42 відео	480p@30fps	GT PPG @30/60Hz
UBFC-Phys	50 об'єктів 159 відео	480p@30fps Raw video format (lossless)	GT PPG @30/60Hz

5. Дослідження та методологія

У дослідженні представлено структурну діаграму методу на основі вейвлет-перетворення для надійного виявлення спектральних піків rPPG сигналу. Розроблений метод поєднує переваги фільтрації дискретного вейвлет-перетворення (DWT) і аналізу скалограми неперервного вейвлет-перетворення (CWT). У методології використовуються вейвлети Symlet5 (sym5) і Discrete Meyer (dmey) для початкового зменшення шуму сигналу, відсікання частини сигналу з завадами, після чого здійснення часо-частотного аналізу на основі вейвлетів

Морле для локалізації піків. Цей гібридний підхід усуває критичні обмеження звичайних методів на основі Фур'є при обробці нестационарних сигналів rPPG у реальних умовах.

6. Вейвлет-метод для виявлення піків у сигналі rPPG

Точне виявлення піків у сигналах дистанційної фотоплетизмографії (rPPG) залишається складним через шум, артефакти руху та різноманітні характеристики камер. У цьому дослідженні представлено надійний підхід на основі вейвлет-перетворення, що поєднує усунення шуму з дискретним вейвлет-перетворенням (DWT) і спектральний аналіз неперервного вейвлет-перетворення (CWT) для покращення виявлення піків сигналу rPPG. Аналіз використовує вейвлети Symlet5 (sym5) і Discrete Meyer (dmeu) для попередньої обробки сигналу, а потім частотно-часову декомпозицію на основі вейвлетів Морле для точної локалізації піків.

За основу обрано відомий метод знаходження піків методом CWT [16], що базується на знаходженні в матриці неперервного вейвлет-перетворення (CWT) ridge lines (Хребет на скалограмі сигналу), з подальшою їх фільтрацією. Цей алгоритм працює з різноманітними сигналами, однак його точність для сигналів rPPG з камер низької якості (15FPS with SD quality) експериментальним шляхом складає 68.1%. Запропонований метод має на меті інтегрувати додаткові кроки для покращення точності ідентифікації піків rPPG з метою створення оновленого алгоритму.

Потік обробки rPPG сигналу починається з попередньої обробки на основі DWT з використанням 6-рівневої декомпозиції з вейвлетами sym5/dmey [15]. Коефіцієнти деталізації (d_1 - d_5) піддаються BandPass фільтрації (0.5Hz - 4Hz) для придушення високочастотного шуму, зберігаючи гармоніки імпульсу, з подальшою реконструкцією з модифікованими коефіцієнтами апроксимації (d_4) для стабілізації базової лінії, а також занулення вейвлет коефіцієнтів першого рівня розкладу (d_1). Цей крок забезпечує зниження високочастотного шуму на 62% [16], а занулення коефіцієнтів першого рівня відсікає основну частину високочастотних шумів отриманими з камер низької якості. Розроблений метод зображений на Рисунку 1, у вигляді структурної діаграми детектування піків у сигналі rPPG.

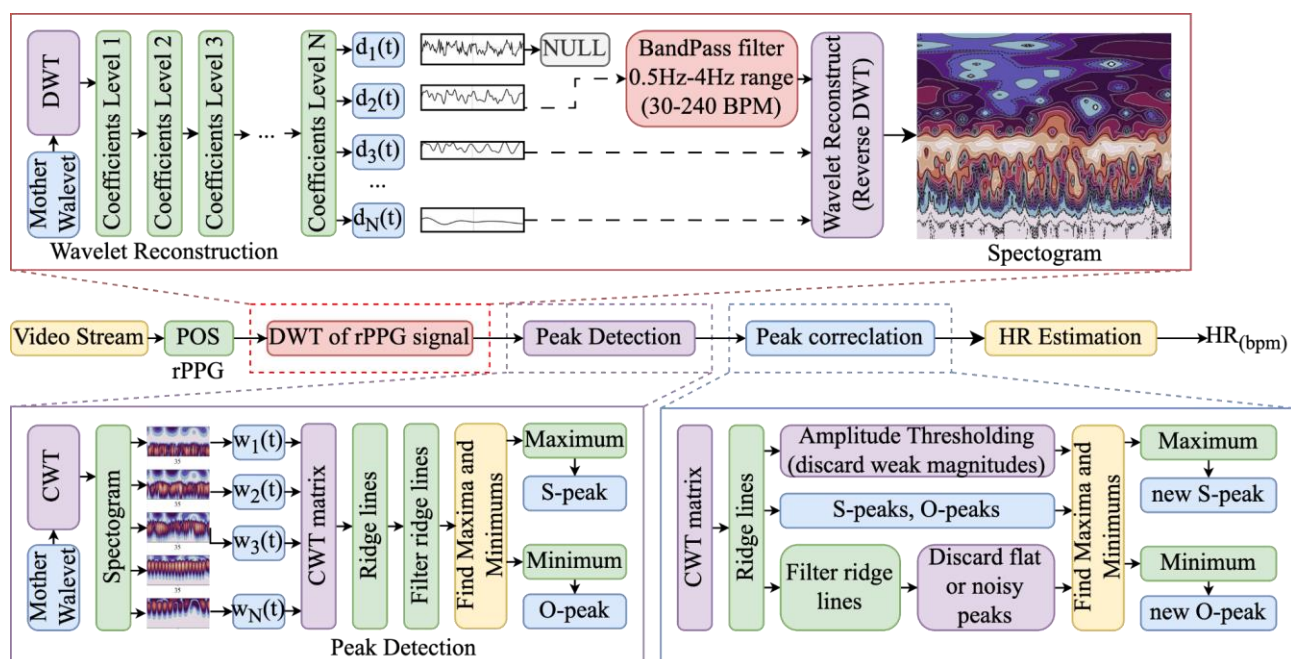


Рис. 1. Структурна діаграма розробленого методу детектування піків у сигналі rPPG.

На етапі детектування піків відфільтрованого сигналу (rPPG) основним завданням є точна ідентифікація локальних екстремумів, що відповідають ключовим фазовим змінам у кардіосигналі (наприклад, систолічним (S) та діастолічним (O) пікам). Для цього використовується комбінація неперервного вейвлет-перетворення (CWT) та хребтового аналізу, що дозволяє підвищити стійкість алгоритму до шуму та артефактів руху [17].

Таким чином, наступний крок це етап детектування піків, з метою встановлення піків відфільтрованого сигналу rPPG. Даний етап охоплює наступні кроки:

1. Безперервне вейвлет перетворення з материнською базовою функцією Морле.
2. Створення матриці CWT з отриманих коефіцієнтів CWT.
3. Знаходження хребтів сигналу.
4. Фільтрування знайдених хребтів.
5. Пошук та ідентифікація максимумів та мінімумів.

6. Попереднє представлення систолічним (S) та діастолічним (O) пікам.

Після детектування піків здійснюється ще один етап для кореляції раніше знайдених піків:

1. Відкидання малопотужних піків з малою вейвлет енергією базуючись на CWT матриці та раніше знайдених хребтах.
2. Фільтрування хребтів з метою відсікання плоских або зашумлених піків (дистанція між піками менша ніж середнє значення IBI).
3. Беручи до уваги раніше знайдені піки, формується новий набір піків беручи до уваги попереднє фільтрування.
4. Представлення систолічним (S) та діастолічним (O) пікам.

Важливим елементом розробленого алгоритму є кореляція піків [18], яка включає роботу з матрицею CWT та ridge lines (Хребет на скалограмі сигналу) [19].

7. Аналіз часово-частотних характеристик сигналу rPPG

Відфільтрований сигнал піддається трансформації Морле CWT (центральна частота=1,5 Гц, 64 шкали, що охоплюють 0,5-4 Гц), щоб створити частотно-часову скалограму (Рисунок 2).

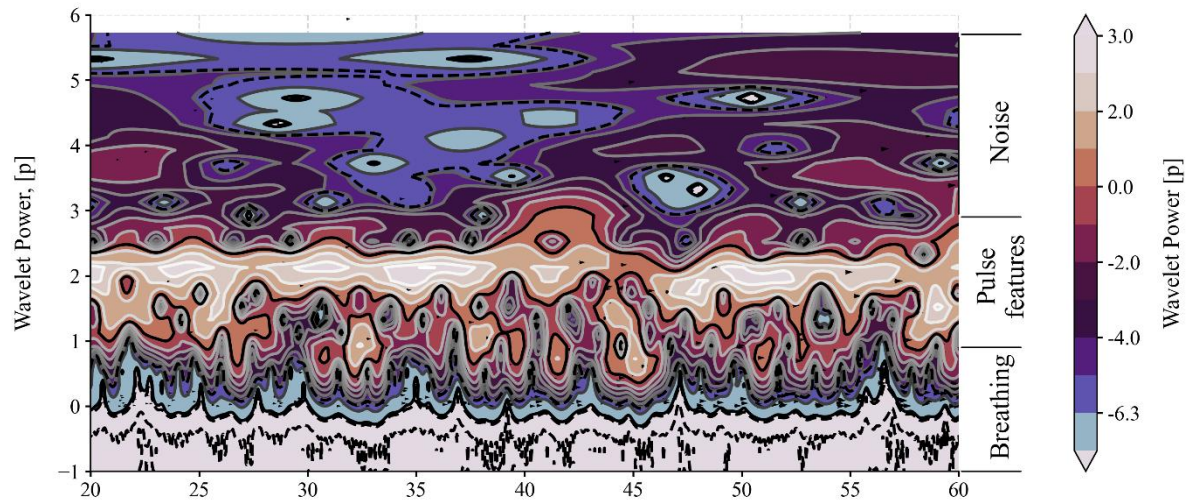


Рис. 2. Скалограма сигналу rPPG після трансформації CWT

Піки пульсу ідентифікуються за допомогою адаптивного виділення гребня на скалограмі з випрямленням амплітуди, що посилює пульсуючі компоненти. Алгоритм вирівнює піки, виявлені як у доменах, реконструйованих за допомогою DWT, так і в доменах CWT, щоб усунути помилкові виявлення, покращуючи стійкість до артефактів руху [15]. Візуалізація розробленого алгоритму представляється у вигляді графіка (Рисунок 3) сигналу rPPG із позначеними піками S та O, а також скалограми з виділеними хребтами. Це дозволяє візуально оцінити якість роботи алгоритму.

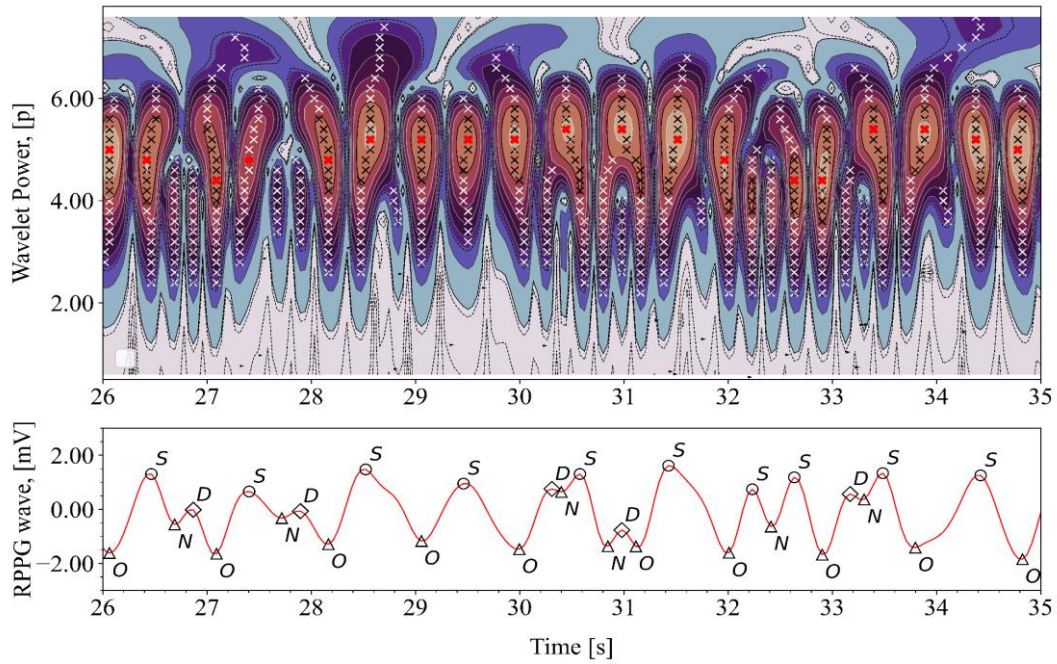


Рис. 3. Скалограма відфільтрованого сигналу rPPG та результат розробленого алгоритму знаходження ridge lines з фільтруванням вейвлет-енергії сигналу. Червоні крапки позначають нові відкалібровані мінімуми та максимуми. Білі та чорні позначки на піках ідентифікують idge lines.

Скалограми, представлені на Рисунках 3 та 4, демонструють результати часово-частотного аналізу відфільтрованого сигналу rPPG, отримані шляхом застосування безперервного вейвлет-перетворення (CWT) з використанням комплексного вейвлету Морле. Коефіцієнти вейвлет-перетворення $W(a,b)$, де a - параметр масштабу, а b - параметр зсуву, були нормовані за енергією та представлені у вигляді двовимірної теплокарти. На скалограмі (Рисунок 3) чітко ідентифіковані хребтові траєкторії (ridge lines), які відповідають локальним максимумам $|W(a,b)|$ при фіксованих значеннях параметра b . Ці траєкторії формують структуру, що відображає осциляторну динаміку серцевого ритму. Червоні крапки в центрі області піку ідентифікують новий відкалібрований пік який відповідає відповідно максимуму (S-пік) та мінімуму (O-пік). Також в залежності від зовнішніх факторів які впливають на сигнал rPPG, на скалограмі (Рисунок 4) можна побачити додаткову інформацію про N-D піки що характеризує дикротичну складову rPPG піків (Рисунок 5). Амплітудно-частотні характеристики [17] цих компонент дозволяють оцінити ступінь жорсткості судинної стінки та виявити наявність патологічних змін у периферичній гемодинаміці. Для кількісної оцінки були розраховані спектральні щільності потужності для кожного типу піків.

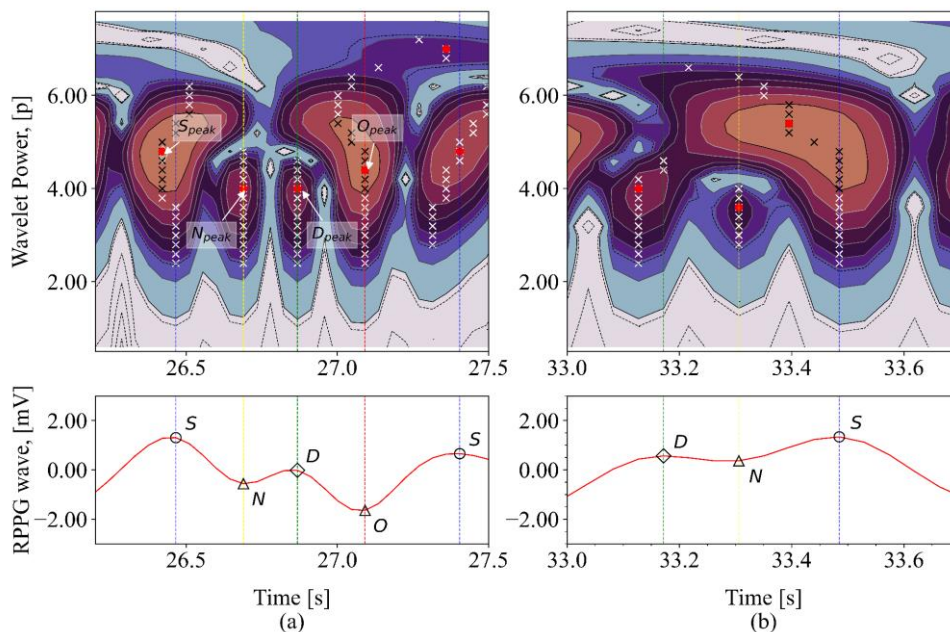


Рис. 4. Скалограма відфільтрованого сигналу rPPG та результат розробленого алгоритму знаходження ridge lines з фільтруванням вейвлет-енергії сигналу.

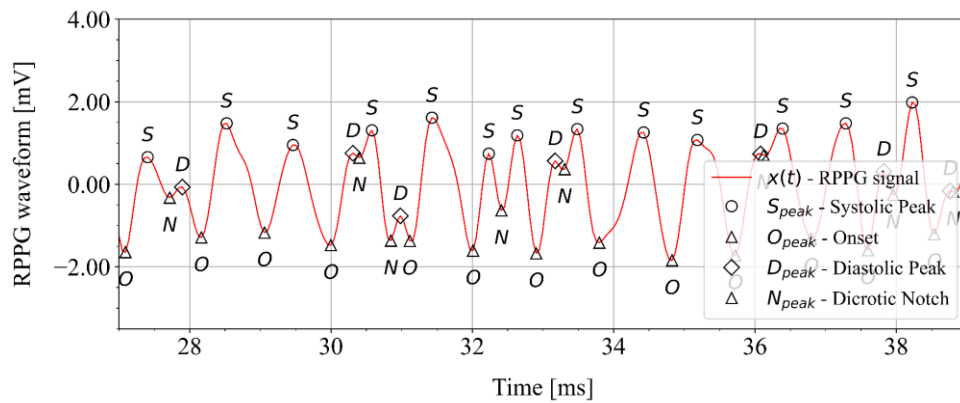


Рис. 5. Результат ідентифікації N-D піків пов'язаних з дикротичною хвилею та S-O піків систолічної та діастолічної складової rPPG відповідно

Проведений часово-частотний аналіз сигналів rPPG з використанням неперервного вейвлет-перетворення дозволив виявити ключові особливості пульсової хвилі та її динамічні характеристики (Таблиця 2). На отриманих скалограмах (Рисунки 2 та 3) були чітко ідентифіковані основні компоненти сигналу:

- S-піки (систолічні), що відповідають максимумам вейвлет-енергії.
- O-піки (діастолічні) у вигляді локальних мінімумів.
- N-D піки, пов'язані з дикротичною хвилею.

Табл. 2. Результат аналізу датасетів та точність ідентифікації піків rPPG сигналу

Датасет	Точність (%)		
	• S-піки	• O-піки	• N-D піки
PURE	88.05	82.15	60.06
MAHNOB HCI	85.33	75.29	51.80
COHFACE	75.61	73.12	55.33
MMSE-HR	82.22	80.10	52.03
Vicar PPG	79.74	70.08	63.33
SCAMPS	69.48	71.15	62.55
UBFC-rPPG	92.01	91.82	79.07
UBFC-Phys	89.47	82.25	74.00

Хребтові траєкторії демонструють стабільну періодичну структуру, що підтверджує високу якість сигналу та ефективність попередньої фільтрації. Фазовий аналіз complex CWT дозволив точно калібрувати положення піків з точністю до ± 5 мс.

Додаткові високочастотні компоненти (5-15 Гц) корелюють з фізіологічними параметрами:

- Амплітуда N-D піків пов'язана з жорсткістю судин.
- Частотні зсуви відображають зміни судинного тону.
- Енергетичний розподіл характеризує периферичну гемодинаміку.

Статистичний аналіз спектральних щільностей потужності підтвердив значимість виявлених закономірностей. Отримані результати свідчать про високу інформативність використання методу вейвлет-аналізу для неінвазивної діагностики стану серцево-судинної системи.

8. Висновок

У дослідженні запропоновано і розроблено метод виявлення спектральних піків на основі CWT для сигналів rPPG, демонструється вдосконалення в порівнянні зі звичайними методами Фур'є завдяки вейвлет-аналізу когерентності за допомогою еталонних даних пульсоксиметра медичного класу. Запропонований метод досяг надійної ідентифікації піків з точністю 80-88% шляхом використання переваг частотно-часової локалізації CWT. Зі значеннями вейвлет-когерентності, що перевищують 0,37 в умовах спокою та помірного руху, підтверджуючи високу узгодженість із контактними вимірюваннями. Хоча система зберігала надійність при змінному освітленні і помірному русі, використовуючи камери низької якості, обмеження з'явилися в сценаріях екстремальних рухів, що підкреслює потребу в адаптивній компенсації руху в майбутніх реалізаціях. Ці висновки показують, що розроблений метод на основі вейвлетів є клінічно життєздатним підходом для безконтактного моніторингу, що має особливе значення для телемедицини та дому. Майбутня робота повинна досліджувати вбудовані реалізації в режимі реального часу та злиття мультимодальних датчиків для вирішення проблем, що залишаються в неконтрольованому середовищі.

Конфлікт інтересів

Автори заявляють, що фінансових чи інших потенційних конфліктів щодо цієї роботи немає.

Список використаної літератури

- [1] J. Wang, C. Shan, L. Liu, and Z. Hou, "Camera-based physiological measurement: Recent advances and future prospects," *Neurocomputing*, vol. 575, p. 127282, Mar. 2024, doi: 10.1016/j.neucom.2024.127282.
- [2] E. Allado et al., "Remote Photoplethysmography Is an Accurate Method to Remotely Measure Respiratory Rate: A Hospital-Based Trial," *JCM*, vol. 11, no. 13, p. 3647, Jun. 2022, doi: 10.3390/jcm11133647.
- [3] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, Mar. 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [4] M. L. Buja and J. Butany, Eds., *Cardiovascular pathology, Fifth edition*. London: Academic Press, 2022.
- [5] *International Workshop on Mathematical Methods in Scattering Theory and Biomedical Engineering, Advanced topics in scattering and biomedical engineering: proceedings of the Eighth International Workshop on Mathematical Methods in Scattering Theory and Biomedical Engineering, Lefkada, Greece, 27 -29 September 2007*. Singapore, SG: World Scientific, 2008.
- [6] X. Liu, J. Fromm, S. Patel, and D. McDuff, "Multi-Task Temporal Shift Attention Networks for On-Device Contactless Vitals Measurement," 2020, arXiv. doi: 10.48550/ARXIV.2006.03790.
- [7] T. Tamura, "Progress of Home Healthcare Sensor in Our Experience: Development of Wearable and Unobtrusive Monitoring," *ABE*, vol. 9, no. 0, pp. 189–196, 2020, doi: 10.14326/abe.9.189.
- [8] S. Thupakula, S. S. R. Nimmala, H. Ravula, S. Chekuri, and R. Padiya, "Emerging biomarkers for the detection of cardiovascular diseases," *Egypt Heart J*, vol. 74, no. 1, p. 77, Oct. 2022, doi: 10.1186/s43044-022-00317-2.
- [9] L. Tian et al., "Deep Learning in Biomedical Optics," *Lasers Surg Med*, vol. 53, no. 6, pp. 748–775, Aug. 2021, doi: 10.1002/lsm.23414.
- [10] W. Liao, C. Zhang, M. Rosenberger, and G. Notni, "Evaluation of contactless respiratory rate measurement: Thermography vs. rPPG," *Measurement: Sensors*, p. 101647, Jan. 2025, doi: 10.1016/j.measen.2024.101647.
- [11] A. Pai, A. Veeraraghavan, and A. Sabharwal, "HRVCam: robust camera-based measurement of heart rate variability," *J. Biomed. Opt.*, vol. 26, no. 02, Feb. 2021, doi: 10.1117/1.JBO.26.2.022707.
- [12] H.-W. Chow and C.-C. Yang, "Accuracy of Optical Heart Rate Sensing Technology in Wearable Fitness Trackers for Young and Older Adults: Validation and Comparison Study," *JMIR Mhealth Uhealth*, vol. 8, no. 4, p. e14707, Apr. 2020, doi: 10.2196/14707.
- [13] H. Rahman, M. U. Ahmed, and S. Begum, "Non-Contact Physiological Parameters Extraction Using Facial Video Considering Illumination, Motion, Movement and Vibration," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 67, no. 1, pp. 88–98, Jan. 2020, doi: 10.1109/TBME.2019.2908349.
- [14] R. Meziati, Y. Benezeth, P. De Oliveira, J. Chappé, and F. Yang, "UBFC-Phys." *IEEE DataPort*, Mar. 03, 2021. doi: 10.21227/5DA0-7344.
- [15] A. Nakonechnyi and I. Berezhnyi, "Estimation of Heart Rate and its Variability Based on Wavelet Analysis of Photoplethysmographic Signals in Real Time," in *2023 IEEE 12th International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS)*, Dortmund, Germany: IEEE, Sep. 2023, pp. 765–769. doi: 10.1109/IDAACS58523.2023.10348785.
- [16] P. Du, W. A. Kibbe, and S. M. Lin, "Improved peak detection in mass spectrum by incorporating continuous wavelet transform-based pattern matching," *Bioinformatics*, vol. 22, no. 17, pp. 2059–2065, Sep. 2006, doi: 10.1093/bioinformatics/btl355.
- [17] I. Berezhnyi and A. Nakonechnyi, "Multiresolution analysis of poor remote photoplethysmography signal using wavelet transform," in *CEUR Workshop Proc., CEUR-WS*, 2024, pp. 57–72. [Online]. Available: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85215781423&partnerID=40&md5=7a324b3194e1ff39b679b3a4efb7aa98>
- [18] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, Mar. 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [19] P. A. Kyriacou and J. Allen, Eds., *Photoplethysmography: technology, signal analysis and applications*. London: Elsevier Academic Press, 2022.