

# Стенд для системи віддаленого аналізу варіабельності серцевого ритму

Скопець<sup>f</sup> О.М., ORCID [0000-0002-5566-4926](https://orcid.org/0000-0002-5566-4926)

Короткий<sup>s</sup> Є.В., к.т.н. доц, ORCID [0000-0001-8302-4873](https://orcid.org/0000-0001-8302-4873)

Кафедра конструювання електронно-обчислювальної апаратури [keoa.kpi.ua](http://keoa.kpi.ua)

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» [kpi.ua](http://kpi.ua)

Київ, Україна

**Анотація**—Запропоновано структуру системи контролю фізичного стану робочого персоналу на базі аналізу варіабельності серцевого ритму (ВСР). Для отримання даних про серцевий ритм використано метод оптичної плетизмографії. Для фільтрації сигналу та формування динамічного порогу застосовано метод ковзного середнього. Для розрахунку індексу стресу застосовано метод статистичної обробки кардіоінтервалограми. Виконано огляд існуючих напрацювань та визначено їх основні недоліки. Розроблено алгоритм аналізу ВСР із застосуванням мови програмування Python. Проведено порівняння результатів роботи запропонованого алгоритму вилучення КІ з результатами роботи відкритої Python-бібліотеки HeartPy. Описано структуру комірчастої мережі, її основні складові та принцип роботи. Проведено тестові вимірювання та виконано їх аналіз.

**Ключові слова** — *Internet of Things; варіабельність серцевого ритму; фотоплетизмографія; Bluetooth; Mesh; носимий пристрій.*

## I. ВСТУП

Технології у сучасному світі ще не дійшли до того рівня щоб автоматизувати всі небезпечні галузі людської діяльності з великим рівнем ризику для здоров'я та життя робочих. Щороку на небезпечних підприємствах люди отримують травми, виникають аварійні ситуації, нещасні випадки та смерті, корпорації зазнають значних збитків. Існуюча проблема загрожує життю та здоров'ю людей, навколишньому середовищу та бізнесам. Статистика робочих травм Ради національної безпеки США [1] показує, що лише за 2017 рік внаслідок робочих травм компаніями було виплачено 161,5 мільярдів доларів компенсації і 154,5 мільйони робочих зазнали травм на виробництвах.

Одним із факторів, що призводять до нещасних випадків на виробництві, є фізичний та психологічний стан людини. Таким чином, дії працівника, що знаходиться у невідповідному фізичному та психологічному стані, можуть призвести до збитків, травм або навіть смертей, тому задача моніторингу фізіологічних показників робочого персоналу є досить актуальною.

На сьогоднішній день, завдяки значному розвитку технологій в області носимої електроніки та Інтернету речей (Internet of Things - IoT), ми маємо велику кількість компактних технологічних пристроїв, таких як розумні годинники та фітнес-трекери. Такі пристрої містять в своїй конструкції сенсори та датчики неінвазивного вимірювання фізіологічних показників людини.

Найпопулярнішими, в класі носимих приладів, згідно з даними CCSInsight [2] є розумні годинники та фітнес-трекери, а ринок таких пристроїв в найближчі п'ять років збільшиться втричі і буде складати більше 25 мільярдів доларів. Дані аналітичної компанії показують, що ринок виросте з 84 мільйонів одиниць пристроїв у 2015 році до 245 мільйонів одиниць в 2019 році.

В сфері носимих пристроїв працює багато компаній, однак не дивлячись на різноманіття, переважну більшість цих пристроїв об'єднують дві спільні ознаки – наявність Bluetooth модулю та оптичних датчиків виміру частоти серцевих скорочень, заснованих на методі оптичної плетизмографії [3]. Точність даних, отриманих з таких датчиків, доволі висока. Як показують результати групи дослідників Медичної школи Стенфордського університету, найпопулярніші «розумні» годинники та фітнес-трекери дуже добре справляються з виміром частоти серцевих скорочень, а похибка складає менше п'яти відсотків [4].

Bluetooth модуль в носимих пристроях використовується для обміну інформацією із смартфоном користувача, так як більшість існуючих на сьогоднішній день розумних годинників та фітнес трекерів є не самостійними пристроями, а додатками до смартфона користувача, доповнюючи його додатковими функціями. Це не є проблемою для звичайного користувача у повсякденні, але є суттєвою проблемою при використанні носимих пристроїв для контролю фізіологічних показників працівника підприємства, так як потребує постійної наявності при собі зарядженого



смартфону з доступом до мережі інтернет, що не завжди можливо в умовах підприємства або виробництва.

Ці дві ознаки абсолютної більшості сучасних носимих гаджетів, відкривають можливість до створення актуальних нині систем моніторингу фізіологічного стану робочого персоналу з мінімальними затратами. Точні оптичні датчики дозволяють не тільки рахувати частоту серцевих скорочень, яка не відображає реальний фізіологічний стан людини, а й відкривають двері до більш глибокого та інформативного аналізу варіабельності серцевого ритму (ВСР). А наявність модулів Bluetooth вище четвертої версії, зі зміною програмного забезпечення, дозволяє використовувати концепцію комірчастої мережі, абсолютно змінюючи підхід щодо топології «point-to-point» та створювати «many-to-many» мережі з носимих пристроїв. Це дозволяє формувати надійні енергоефективні локальні мережі без єдиної точки відмови та можливістю покриття значних площ. При цьому відпадає необхідність у використанні смартфона в якості проміжної ланки між носимим пристроєм та сервером.

## II. АНАЛІЗ ВІДОМИХ НАПРАЦЮВАНЬ

В результаті пошуку було знайдено роботи [5]–[7], які описують системи аналогічні запропонованій в даній статті.

Система описана в [5], використовує GSM/GPRS модулі для передачі даних через стільникові мобільні мережі, що є недоцільно для використання на підприємствах, адже в таких умовах не завжди можливо забезпечити якісне покриття стільникових мереж і, як наслідок, якісний зв'язок. Також такі модулі мають високий рівень енергоспоживання, що є критичним моментом в рамках компактного носимого пристрою.

До головних недоліків систем описаних в [6], [7], можна віднести використання проміжної ланки у вигляді смартфона або планшета для передачі даних на сервер. Необхідність робітників постійно мати при собі смартфон є проблемою, адже додає певні складнощі. Смартфон користувача повинен мати певне програмне забезпечення для комунікації з носимим пристроєм та постійне підключення до мережі Інтернет. Також людина може забути смартфон вдома, він може розрядитися або людина взагалі може не мати смартфон.

В [6] система вимірює ВСР, однак його аналіз не проводить, а передає послідовність кардіоінтервалів (КІ) для обробки на сервері. Такий підхід є недоцільним, так як постійна передача послідовностей даних буде навантажувати мережу та використовувати заряд акумулятору пристрою. Обчислювальні можливості сучасних мікроконтролерів дозволяють виконувати аналіз ВСР на носимому пристрої.

## III. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Метою запропонованої роботи є розробка програмно-апаратного засобу для віддаленого моніторингу рівня стресу робочого персоналу на основі аналізу ВСР.

Для досягнення мети необхідно вирішити наступні задачі:

- опрацювати основні теоретичні відомості про ВСР, методи аналізу та отримання кількісної характеристики фізичного стану людини;
- розробити тестовий стенд для отримання даних фотоплетизмографії;
- реалізувати алгоритм аналізу фотоплетизмограми для отримання кількісної характеристики фізіологічного стану людини;
- створити архітектуру комірчастої мережі на основі протоколу Bluetooth Mesh;
- виконати тестові вимірювання та оцінку роботи системи.

## IV. ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

Варіабельність серцевого ритму – це природні зміни в часі КІ нормального серцевого ритму [8]. Ритм серцевих скорочень є найбільш доступним фізіологічним параметром для реєстрації, що відображає процеси вегетативної регуляції в серцево-судинній системі та організмі в цілому. Вегетативна нервова система (ВНС) пристосовує роботу внутрішніх органів до змін в навколишньому середовищі, впливаючи не тільки на фізичну, а й на психічну діяльність людини.

Час між двома скороченнями серця не є фіксованим і постійно змінюється. Аналіз ВСР дозволяє отримати інформацію про стан вегетативної нервової системи, серцево-судинної системи та організму в цілому. ВСР відображає баланс нервової системи і рівень накопиченого стресу

Вегетативна нервова система людини складається з двох частин: симпатичної і парасимпатичної. Перша – це «педаль газу» в організмі, реакція «бий або біжи», при її активації частішає пульс. Друга, парасимпатична, - навпаки «педаль гальма», вона впливає на зниження частоти пульсу. Дисбаланс у взаємодії цих систем призводить до зниження продуктивності та порушення процесу відновлення.

Варіабельність серцевого ритму дозволяє судити про взаємодію між симпатичним і парасимпатичним відділами:

- Організм відчуває психологічний або фізичний стрес – симпатична нервова система активується від чого відбувається підвищення ЧСС та слідує зниження ВСР.
- У стані спокою активна парасимпатична нервова система, частота серцевих скорочень знижується, а ВСР підвищується.

Для оцінки варіабельності серцевого ритму необхідно зафіксувати послідовний ряд КІ, виміряти їх тривалість і провести математичну обробку динамічного ряду отриманих значень.



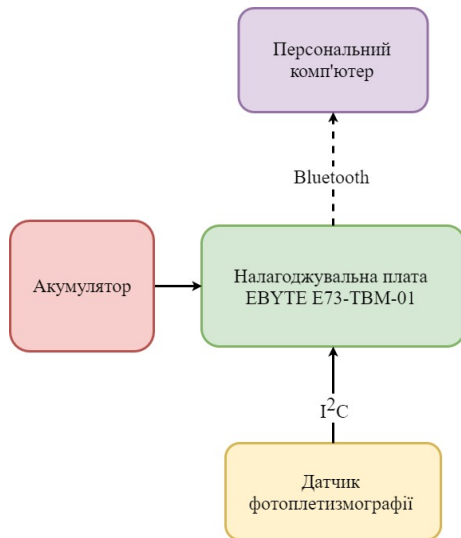


Рис. 1. Структурна блок-схема тестового вимірювального стенду.

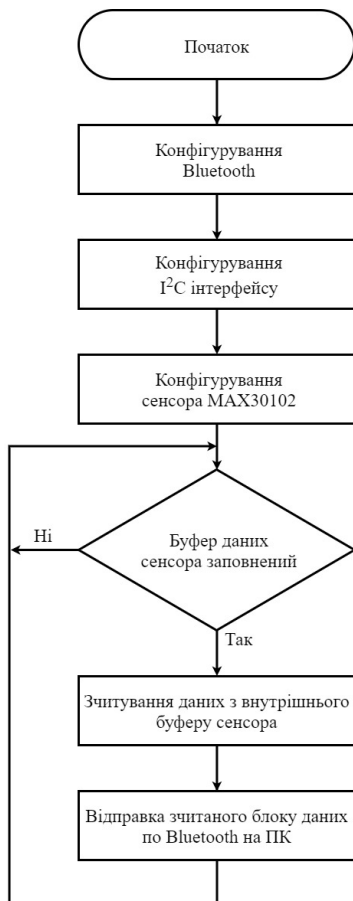


Рис. 2. Спрощена блок-схема алгоритму роботи тестового вимірювального стенду.

Кількісно оцінити значення рівня стресу можна за допомогою індексу напруженості регуляторних систем (Stress Index) [8], що був введений Баєвским Р.М. і обчислюється за формулою:

$$SI = \frac{AMo}{2MoMxDMn},$$

де  $AMo$  (амплітуда моди) – число КІ, що відповідає значенню моди, в % до об'єму вибірки;  $Mo$  (мода) – значення КІ, що найчастіше зустрічається в даному динамічному ряді;  $MxDMn$  (варіаційний розмах) – різниця між найбільшим та найменшим значеннями КІ.

Значення  $SI$  трактується наступним чином [9]:

- 30-200 – норма, людина добре справляється з фізичними та психологічними навантаженнями;
- <30 та >200 – наявність компенсованого дистресу, при якому людина може адаптуватися до навантажень, але ціною великих енергозатрат.
- 500-900 – стенокардія, психофізіологічна перевтома, суттєвий психологічний та емоційний стрес;
- >900 – суттєве порушення регуляторних механізмів, спостерігається у передінфарктному стані.

#### V. ТЕСТОВИЙ ВИМІРЮВАЛЬНИЙ СТЕНД

Для отримання даних серцевого ритму було розроблено тестовий стенд, структурну блок-схему якого зображено на рис. 1.

В якості налагоджувальної плати було обрано компактну плату EBYTE E73-TBM-01 на базі потужної, енергоефективної та гнучкої системи на кристалі (СнК) nRF52832 з підтримкою протоколів Bluetooth. Дана СнК має 32-розрядне процесорне ядро ARM® Cortex™-M4F з 512 кБ Flash та 64 кБ RAM пам'яті.

Для отримання фотоплетизмограми було використано інтегральний сенсорний модуль MAX30102. В дану мікросхему інтегровано світлодіоди (червоний та інфрачервоний), фотоприймач та оптичні елементи. Також в складі мікросхеми присутні засоби температурної компенсації, подавлення шумів та паразитного засвічення. Для передачі даних на мікроконтролер присутній інтерфейс I<sup>2</sup>C.

Спрощений алгоритм роботи тестового вимірювального стенду зображено на рис. 2. Після запуску стенду виконується конфігурування інтерфейсу Bluetooth та I<sup>2</sup>C. Далі виконується конфігурування та запуск сенсору MAX30102. Очікується переривання від сенсору, що сигналізує про заповнення даними його внутрішнього буферу. Виконується зчитування даних з буферу та їх передача через інтерфейс Bluetooth на персональний комп'ютер. Очікується настання наступного переривання.

#### VI. АНАЛІЗ ДАНИХ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

На мові Python було написано програмне забезпечення для аналізу даних фотоплетизмограми. Для досягнення найкращих можливих результатів, експериментальним шляхом було знайдено найоптимальнішу конфігурацію сенсора, а саме частота семплу-

вання – 200 Гц, роздільна здатність аналого-цифрового перетворювача – 62,5  $\mu\text{A}$  та струм на світлодіодах – 30 мА.

Не дивлячись на присутність в сенсорі MAX30102 схем подавлення шумів, візуалізувавши дані вимірювань було виявлено присутність високочастотного шуму. Для послідувочої обробки сигналу необхідно позбавитися від шуму, для чого було застосовано ковзне середнє з розміром вікна 20 семплів (рис. 3).

Для вилучення КІ з отриманого сигналу необхідно рееструвати діастолічні піки – моменти часу коли при скороченні серця тиск крові в судинах найбільший. Для цього необхідно застосувати динамічний поріг, в якості якого виступає ковзне середнє з вікном 100 семплів (рис. 4). Даний динамічний поріг перетинає хвилю діастолічного піку в двох місцях, тим самим позначаючи область в якій максимальне значення і є шуканий діастолічний пік. Підраховуючи кількість семплів між знайденими діастолічними піками та знаючи частоту семпсування можна розрахувати часові проміжки, тобто КІ.

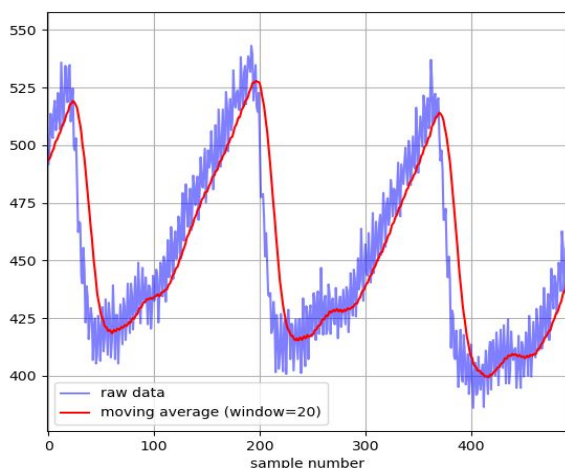


Рис. 3. Фільтрація зашумленого вхідного сигналу.

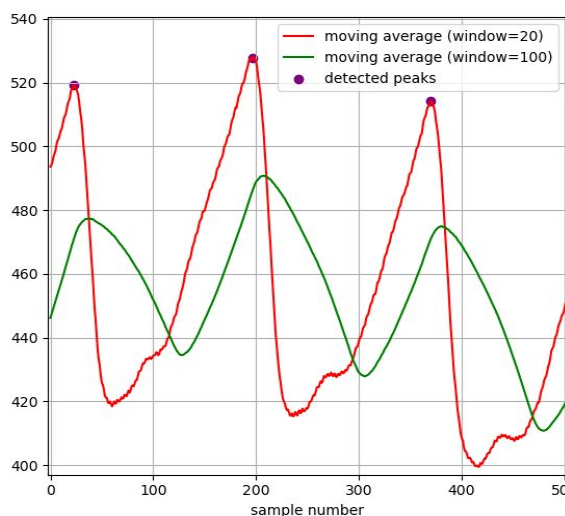


Рис. 4. Детектування діастолічних піків за допомогою динамічного порігу.

ТАБЛИЦЯ 1 ПОРІВНЯННЯ ТОЧНОСТІ ВИЗНАЧЕННЯ КАРДІОІНТЕРВАЛІВ

Запропонований алгоритм	Бібліотека HeartPy
<i>Кардіоінтервали, мс</i>	
645	645
630	630
640	640
635	635
640	640
650	650
635	635
625	625
650	650
660	660
685	685
680	680
660	660
660	660
650	650
655	655
670	670
645	645
650	650
660	660
680	680
700	700
695	695
680	680
685	685
690	690
670	670
660	660
630	630
615	615
625	625
640	640
675	675
690	690
690	690
720	720
740	740

Точність визначення SI залежить від КІ. Для того щоб пересвідчитися у їх точності, за допомогою тестового вимірювального стенду було отримано та збережено дані фотоплетизмограми розміром 5 тисяч семплів, які було проаналізовано запропонованим алгоритмом та за допомогою відкритої python-бібліотеки HeartPy [10]. Отримані КІ повністю співпадають з результатами роботи бібліотеки HeartPy (таб. 1). Візуалізований результат обробки фотоплетизмограми запропонованим алгоритмом та бібліотекою HeartPy зображено на рис. 5.

Для подальшого розрахунку SI, в отриманій вибірці КІ знаходиться мода ( $M_o$ ), амплітуда моди ( $A M_o$ ) та варіаційний розмах ( $M x D M_n$ ).

## VII. ТОПОЛОГІЯ КОМІРЧАСТОЇ МЕРЕЖІ

Ідея комірчастої мережі полягає в тому, щоб дозволити всім вузлам спілкуватися один з одним без допомоги центрального вузла, який контролює мережевий трафік. Такий підхід також дозволяє значно розширити площу покриття мережі.

У 2017 році Bluetooth Special Interest Group (SIG) було представлено протокол Bluetooth Mesh [11], який дозволяє організувати енергоефективні комірчасті мережі. Більшість сучасних носимих пристроїв





(фітнес-трекери, «розумні» годинники) мають в своїй конструкції Bluetooth модулі червертої і вище версії, тому питання створення комірчастих мереж з носимих пристроїв полягає лише в оновленні програмного забезпечення розробниками таких пристроїв.

Концептуально стандарт Bluetooth Mesh визначається як модель «видавець-підписник», де «видавці» можуть «публікувати» (відправляти) певні дані, а «підписники» можуть підписатись на одну або кілька характеристик та отримувати ці дані. Дана мережа використовує message flooding алгоритм для поширення повідомлень між вузлами. Суть даного алгоритму полягає в ретрансляції вузлами отриманих пакетів, аж доки вони не досягнуть вузла отримувача. Для захисту мережі від перевантаження застосовуються механізми кешування для запобігання ретрансляції раніше отриманих пакетів.

В запропонованій топології (рис. 6) в якості видавців виступають носимі пристрої, які кожен хвилину публікують значення SI користувача. Шлюз виступає в якості підписника та відправляє отримані значення SI на сервер даних. Оператор має можливість доступу до веб-інтерфейсу сервера як через мережу Інтернет, так і через локальну мережу.

Для додавання носимих пристроїв до мережі виконується ініціалізація (provisioning). Це процес, за

допомогою якого пристрій з'єднується з mesh-мережею і стає вузлом. Він включає в себе кілька етапів, призводить до створення ключів безпеки і сам по собі є безпечним. Ініціалізація здійснюється за допомогою приладу управління (provisioner) в якості якого може виступати планшет або смартфон зі спеціальним програмним забезпеченням. Процес підготовки складається з п'яти кроків:

- Beaconsing. Непідготовлений пристрій вказує свою доступність в ефірі;
- Invitation. Provisioner відправляє запрошення;
- Обмін відкритими ключами;
- Аутентифікація;
- Підготовлений пристрій отримує мережевий ключ «NetKey» та мережеву адресу.

### VIII. ТЕСТОВІ ВИМІРЮВАННЯ

Для перевірки системи на можливість отримання кількісної характеристики фізичного стану людини, було проведено тестові вимірювання. На проведення вимірювань фотоплетизмограми, обробку та аналіз даних, добровільно погодилася здорова людина віком 22 роки, студент Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

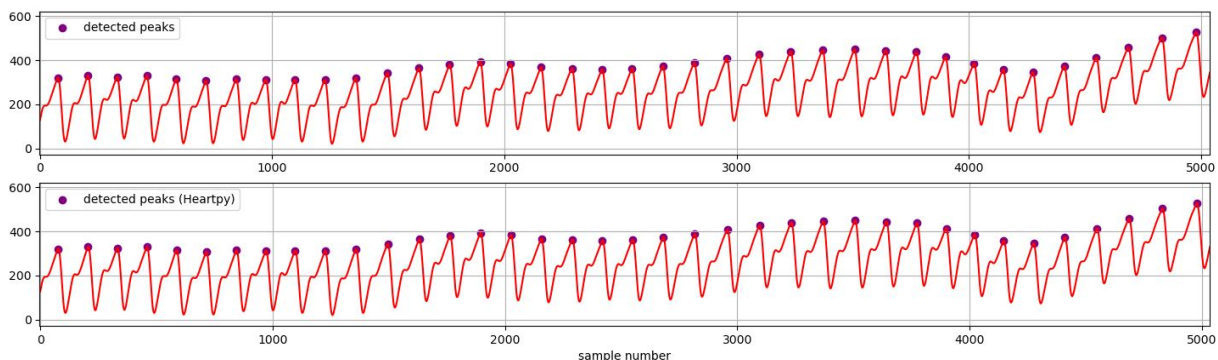


Рис. 5. Порівняння детектування піків запропонованим алгоритмом та python-бібліотекою HeartPy.

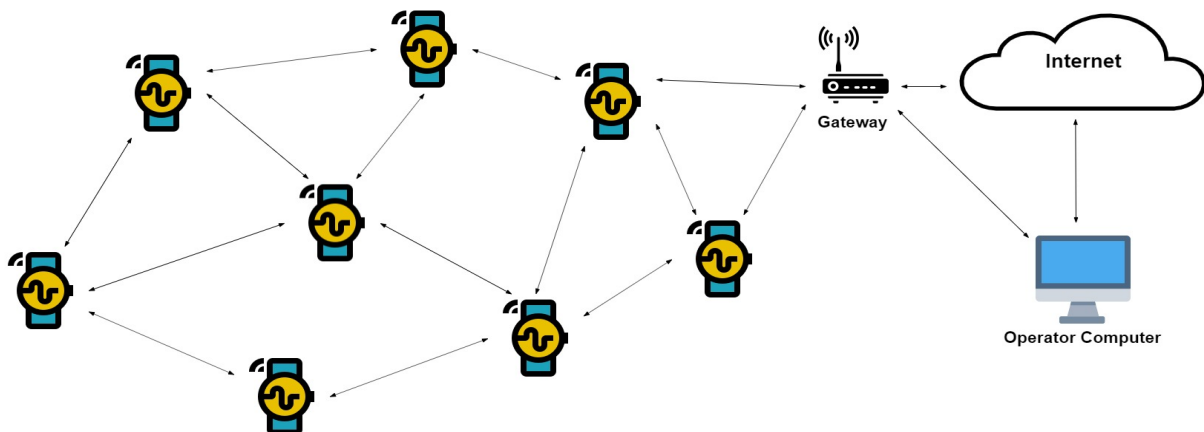


Рис. 6. Топологія мережі носимих пристроїв.

Було проведено дві групи вимірювань тривалістю по 5 хвилин у передекзаменаційний період та після складання іспитів. Також необроблені дані фотоплетизмографії було передано на ПК для отримання SI за допомогою бібліотеки HeartPy, та порівняння отриманих значень.

В результаті вимірів, проведених у передекзаменаційний період, значення SI, отримане запропонованою системою та бібліотекою HeartPy склало 17,5 та 17,6 умовних одиниць відповідно. Отримані результати свідчать про наявність компенсованого дистресу, причиною якого може бути тривала неможливість задовільнити фізіологічні потреби. В нашому випадку причинами отриманих результатів стали присутність стресу в студента у передекзаменаційний період та відсутність сну напередодні проведення вимірювань, через підготовку студента до іспитів.

Друге вимірювання було проведено після складання студентом іспитів та в стані спокою. Досліджувана людина не зазнавала психологічного або фізичного стресу та нестачі фізіологічних потреб. В результаті вимірювання запропонованою системою було отримано значення SI 52,4 умовні одиниці та 52,5 за допомогою бібліотеки HeartPy. Отримані значення відповідають стану досліджуваної людини та попадають в діапазон значень норми. Значення відрізняються на одну десяту, причиною чого є округлення значень при розрахунку.

#### ВИСНОВКИ

В результаті роботи було створено тестовий стенд на базі налагоджувальної плати EBYTE E73-TVM-01 і сенсору MAX30102 та програмне забезпечення для аналізу фотоплетизмограми. Описано структурну схему тестового стенду та блок-схему алгоритму його роботи. Розроблено алгоритм визначення KI, суть якого полягає у використанні згладженого вхідного сигналу в якості динамічного порогу для визначення діастолічної хвилі та фіксування діастолічних піків, що дає змогу проведення статистичного аналізу ВСР. В результаті порівняння роботи запропонованого алгоритму з відкритою Python-бібліотекою HeartPy, було отримано ідентичні дані KI, що підтверджує правильність роботи алгоритму. Також було проведено порівняння розрахунку SI. Розбіжність в отриманих значеннях склала одну десяту та пов'язана з округленнями значень при розрахунку.

В якості засобу для передачі даних було запропоновано використання топології комірчастої мережі на основі протоколу Bluetooth Mesh, що дозволяє покривати значні площі в умовах великих підприємств та виробництв не прибігаючи до використання мобільних стільникових мереж та смартфонів користувачів в якості проміжних ланок для зв'язку з сервером. Також даний підхід дозволяє використовувати більшість існуючих носимих пристроїв з Bluetooth модулями четвертої та вище версії.

На добровольці було проведено тестові вимірювання SI в стресовій та спокійній обстановці. Результати показали відповідність між ситуацією, в якій знаходилася людина та показником SI.

До недоліків системи можна віднести використання фотоплетизмографічного сенсору з низьким співвідношенням сигнал-шуму, що призводить до псування даних фотоплетизмограми при різких рухах. Шляхом вирішення даної проблеми є використання більш якісних сенсорів, в яких застосовуються світлодіоди з довжиною хвилі 500-565 нм, так як світло з даною довжиною хвилі краще поглинається кров'ю. Це дозволить використовувати більший рівень яскравості світлодіодів та, в теорії, збільшити співвідношення сигнал-шуму.

Запропонована в даній роботі система не представляє собою універсальний комплекс для діагностування здоров'я людини, однак демонструє можливість та простоту реалізації системи визначення стресу людини з використанням розповсюджених на сьогоднішній день носимих пристроїв, які мають в своїй конструкції оптичні фотоплетизмографічні датчики та Bluetooth модулі. Виявлення високого рівня стресу у співробітників небезпечних підприємств є сигналом та серйозною підставою до проведення більш глибокого дослідження стану співробітника кваліфікованими спеціалістами та визначення причин психологічного та фізичного стресу. Такий підхід дозволяє попереджувати можливість нещасних випадків на підприємствах та виробництвах через перевтому, нестачу сну або переживання серйозного стресу співробітниками.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] "Work Safety Introduction." [Online]. Available: <https://injuryfacts.nsc.org/work/work-overview/work-safety-introduction/>.
- [2] "Wearables Market to Be Worth \$25 Billion by 2019." [Online]. Available: <https://www.ccsinsight.com/press/company-news/2332-wearables-market-to-be-worth-25-billion-by-2019-reveals-ccs-insight/>.
- [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](https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01).
- [4] A. Shcherbina *et al.*, "Accuracy in Wrist-Worn, Sensor-Based Measurements of Heart Rate and Energy Expenditure in a Diverse Cohort," *J. Pers. Med.*, vol. 7, no. 2, p. 3, May 2017, DOI: [10.3390/jpm7020003](https://doi.org/10.3390/jpm7020003).
- [5] Z. U. Ahmed, M. G. Mortuza, M. J. Uddin, M. H. Kabir, M. Mahiuddin, and M. J. Hoque, "Internet of Things Based Patient Health Monitoring System Using Wearable Biomedical Device," in *2018 International Conference on Innovation in Engineering and Technology (ICIET)*, 2018, pp. 1–5, DOI: [10.1109/CIET.2018.8660846](https://doi.org/10.1109/CIET.2018.8660846).
- [6] R. Lacuesta, L. Garcia, I. Garcia-Magarino, and J. Lloret, "System to Recommend the Best Place to Live Based on Wellness State of the User Employing the Heart Rate Variability," *IEEE Access*, vol. 5, pp. 10594–10604, 2017, DOI: [10.1109/ACCESS.2017.2702107](https://doi.org/10.1109/ACCESS.2017.2702107).
- [7] L. García, L. Parra, J. Jimenez, and J. Lloret, "Physical Wellbeing Monitoring Employing Non-Invasive Low-Cost and Low-Energy Sensor Socks," *Sensors*, vol. 18, no. 9, p. 2822, Aug. 2018, DOI: [10.3390/s18092822](https://doi.org/10.3390/s18092822).
- [8] Bockeria L. A., Bockeria O. L., Volkovskaya I. V., "Cardiac rhythm variability: methods of measurement, interpretation, clinical use," pp. 21–32, 2009, URL: [http://arrhythmology.pro/files/pdf/aa\\_2009-4-021-032\\_0.pdf](http://arrhythmology.pro/files/pdf/aa_2009-4-021-032_0.pdf).
- [9] "Heart Rate Variability." [Online]. Available: <http://educbiz.org/2014/03/31/variablnost-serdechnogo-ritma/>.



[10] “HeartPy - Python Heart Rate Analysis Toolkit,” 2018. [Online]. Available: <https://python-heart-rate-analysis-toolkit.readthedocs.io/en/latest/index.html>.

[11] “Mesh Networking Specifications,” URL: <https://www.bluetooth.com/specifications/mesh-specifications/>.

Надійшла до редакції 02 липня 2019 р.

УДК 004.31

## Стенд для системы удаленного анализа вариабельности сердечного ритма

Скопец<sup>†</sup> А. М., ORCID [0000-0002-5566-4926](https://orcid.org/0000-0002-5566-4926)

Короткий<sup>§</sup> Е. В., к.т.н. доц, ORCID [0000-0001-8302-4873](https://orcid.org/0000-0001-8302-4873)

Кафедра конструирования электронно-вычислительной аппаратуры [keoa.kpi.ua](http://keoa.kpi.ua)

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» [kpi.ua](http://kpi.ua)

Киев, Украина

**Аннотация**—Предложено структуру системы контроля физического состояния рабочего персонала на базе анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР). Для получения данных о сердечном ритме использован метод оптической плетизмографии. Для фильтрации сигнала и формирования динамического порога применен метод скользящего среднего. Для расчета индекса стресса применен метод статистической обработки кардиоинтервалограммы. Выполнено обзор существующих наработок и определены их основные недостатки. Разработано алгоритм анализа ВСР с использованием языка программирования Python. Проведено сравнение результатов работы предложенного алгоритма изъятия кардиоинтервалов (КИ) с результатами работы открытой Python-библиотеки HeartPy. Описано структуру ячеистой сети, её основные составляющие и принципы работы. Проведены тестовые измерения и выполнено их анализ.

**Ключевые слова** — *Internet of Things; вариабельность сердечного ритма; фотоплетизмография; Bluetooth; Mesh; носимое устройство.*



UDC 004.31

# Stand for the System of Remote Analysis of Heart Rate Variability

O. M. Skopets<sup>f</sup>, ORCID [0000-0002-5566-4926](https://orcid.org/0000-0002-5566-4926)

Ie. V. Korotkyi<sup>s</sup>, PhD Assoc.Prof., ORCID [0000-0001-8302-4873](https://orcid.org/0000-0001-8302-4873)

Department of design of electronic digital equipment [keoa.kpi.ua](mailto:keoa.kpi.ua)

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" [kpi.ua](http://kpi.ua)  
Kyiv, Ukraine

**Abstract**—The authors proposed structure of the physical well-being monitoring system for working staff based on heart rate variability (HRV) analysis. To obtain heart rate data, the method of optical plethysmography was used. To filter the signal and form a dynamic threshold, the moving average method is used. To calculate the stress index, the method of statistical processing of the cardiointervalogram was applied. A review of existing developments is carried out and their main disadvantages are identified. Most of the analogical systems uses non power-efficient wireless network technologies such as cellular mobile networks or using user mobile phone as an agent between wearable device and web-server. An algorithm for the analysis of HRV is developed using the Python programming language. The results of the proposed algorithm for fetching cardiac intervals (CI) are compared with the results of the open-source Python HeartPy library. The structure of the mesh network, its main components and principles of operation are described. The proof-of-concept system implementation was launched on development boards EBYTE E73-TBM-01 and photoplethysmography sensor Maxim Integrated MAX30102. Test measurements were carried out and their analysis was performed. To test the system for the possibility of obtaining a quantitative characteristic of the physical condition of the person, test measurements was performed with a duration of 5 minutes on a healthy person aged 22 years old. Also, the raw photoplethysmography data was transferred to a PC to receive the SI using the HeartPy library, and to compare the values obtained. The results show possibility of using HRV analysis in physical well-being monitoring systems. Obtained measurement results show accordance with the state of the test person during the measurements. The vast majority of wearable devices are combined by two common features – Bluetooth module and optical heart rate sensors based on optical plethysmography. These two features of the absolute majority of modern wearable gadgets open the possibility to create systems for monitoring the physiological condition of working personnel with minimal cost. Accurate optical sensors not only measure the heart rate, which does not reflect the actual physiological state of the person, but also open the door to a deeper and more informative analysis of HRV. And having Bluetooth modules above the fourth version, with software changes, allows you to use the mesh network concept, completely changing the point-to-point topology approach and creating many-to-many networks from wearable devices. This enables the creation of reliable energy efficient LANs without a single failure point and the ability to cover large areas. This eliminates the need to use the smartphone as an intermediate link between the wearable device and the server.

**Keywords** — *Internet of Things; heart rate variability; photoplethysmography; Bluetooth; Mesh; wearable gadget.*

