

УДК 004.35 + 614.88

СИСТЕМА ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ ОЦІНКИ ЕФЕКТИВНОСТІ СЕРЦЕВО-ЛЕГЕНЕВОЇ РЕАНІМАЦІЇ

Маркова Єлизавета Дмитрівна

lizmahrk@gmail.com

Давидович Ілля Вікторович

bkmz6@gmail.com

кафедра біомедичної кібернетики

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,

м. Київ, Україна

***Анотація** – Серцево-легенева реанімація є однією з найважливіших процедур першої допомоги. Тренінги та семінари з надання першої допомоги та тактичної медицини, у рамках яких вивчають також проведення серцево-легеневої реанімації, набирають популярність у суспільстві. Ефективність таких тренінгів та, надалі, якість проведення серцево-легеневої реанімації постраждалими у критичних ситуаціях, залежить від забезпечення якісного зворотного зв'язку при виконанні процедури. У даній статті запропоновано прототип системи зворотного зв'язку для надання серцево-легеневої реанімації, у складі якої є пристрій, що виконує оцінку виконуваної процедури та програмне забезпечення, яке виконує візуалізацію усіх рухів під час компресій грудної клітини. Використовуючи дані акселерометра, пристрій обраховує силу, глибину та частоту натискань на грудну клітину при виконанні серцево-легеневої реанімації. Вбудоване програмне забезпечення для пристрою було розроблено у рамках операційної системи реального часу для мікроконтролерів FreeRTOS, що гарантує контрольовану та своєчасну обробку усіх дій що виконуються над системою зворотного зв'язку. У статті описано розробку пристрою на основі MEMS акселерометру та здійснення апробації пристрою у реальних умовах із залученням медичного фахівця та тренувального манекену. Створений пристрій, дані з якого візуалізуються за допомогою програмного забезпечення, показав результат тестування у 98.72% правильно зафіксованих компресій грудної клітини. Використання цього пристрою зворотного зв'язку у поєднанні з програмою візуалізації покращить результати проведення тренінгів першої медичної допомоги та сприятиме підвищенню якості надання медичної допомоги в екстрених ситуаціях.*

***Ключові слова:** серцево-легенева реанімація, пристрій зворотного зв'язку, MEMS акселерометр, операційна система реального часу.*

I. ВСТУП

Якісна та доступна освіта щодо надання першої медичної допомоги має велике значення. У житті будь-кого можуть трапитися випадки, коли необхідно буде рятувати іншу людину, тому кожен член суспільства повинен вміти правильно діяти у критичних ситуаціях. Однією з ключових процедур комплексу першої медичної допомоги є серцево-легенева реанімація (СЛР). Ця процедура допомагає відновити дихання та подачу кисню до мозку, врятувати людину від клінічної смерті. Серцево-легенева реанімація є одним з найдієвіших способів повернути потерпілій людині життя [1, 2, 3].

Тренінги та семінари з надання першої медичної допомоги, що містять курси проведення СЛР, достатньо поширені, проте

існує потенціал для вдосконалення методики навчання. Інтеграція систем зворотного зв'язку у процес тренінгів може значно підвищити результати студентів у виконанні серцево-легеневої реанімації [3]. За дослідженнями American Heart Association [1], найкращі результати в опануванні алгоритму та принципів дій при серцево-легеневій реанімації були досягнуті завдяки застосуванню на тренінгах пристроїв зворотного зв'язку, а також коментарів викладача після виконання процедури [3, 4].

Наявні системи зворотного зв'язку при виконанні серцево-легеневої реанімації є відносно обмеженими та не надають повної інформації про дії людини, що виконує процедуру. Найчастіший варіант реалізації таких систем – всередині тренувального манекена як портативний пристрій, що

встановлюється або на манекен, або на руках людини, що проводить реанімацію. Огляд можливостей та характеристик відомих реалізацій зворотного зв'язку показує, що вони надають малу кількість інформації – це можуть бути короткі гудки в ритм натискань чи світлова індикація кількох станів. Покращення результатів тренінгів з надання СЛР можливе завдяки використанню пристроїв з програмними додатками, які забезпечують додаткову інформацію про виконання процедури, наприклад, щодо частоти масажу серця, глибини натискань тощо.

Виникає потреба у створенні покращеної системи зворотного зв'язку, що включає пристрій для людини, яка виконує СЛР на тренувальному манекені та програмного забезпечення, що надаватиме змогу оцінювати рухи під час процедури, їх частоту, тривалість, силу тощо. Для розв'язання цієї задачі ефективним може бути використання акселерометрів класу MEMS [5, 6, 7] як компонентів пристрою зворотного зв'язку. Завдяки цим датчикам, апарат матиме змогу вимірювати прискорення, та використовувати його в обчисленні усіх параметрів, що характеризують якість виконання процедури СЛР.

MEMS-акселерометри вже знайшли широке застосування у сфері біомедицини [8]. Наприклад, завдяки пристроям з такими датчиками здійснюють моніторинг ходьби у процесі реабілітації людей з пошкодженнями опорно-рухового апарату [9, 10], аналізують характер конвульсій та активують сповіщення при виникненні нападів у людей з певними синдромами [11, 12]. Завдяки загальним характеристикам датчиків класу MEMS, їх мініатюрним розмірам та низькому енергоспоживанню, подібні датчики мають широкі перспективи застосування у медичному обладнанні [10, 11]. Не менш важливою є потреба у наданні за допомогою програмного забезпечення в реальному часі візуалізованого зворотного зв'язку щодо виконання СЛР. Своєчасні коментарі викладача під час проведення тренінгу з СЛР, та розуміння курсантом характеру дій, що він виконує, потенційно покращать результат навчання на курсах медичної допомоги.

II. МЕТА РОБОТИ

Мета даної роботи – підвищення ефективності навчання, прискорення набуття практичних навичок виконання СЛР.

III. МЕТОДИ РЕАЛІЗАЦІЇ

Для досягнення зазначеної мети були поставлені наступні завдання:

1. Огляд існуючих методів та алгоритмів оцінки правильності виконання серцево-легеневої реанімації;
2. Підбір компонентів для створення прототипу портативного пристрою оцінки СЛР.
3. Розробка прототипу програмного забезпечення для обробки, візуалізації даних та оцінки виконаної СЛР.
4. Проведення тестувань для перевірки ефективності вимірюванні параметрів, оцінки точності та коректності вимірювань пристрою.

3.1. Порівняння методик і постановка проблеми

Для оцінювання правильності виконання СЛР були запропоновані ряд методів та технологій. Більшість алгоритмів такого характеру базуються на поділі часу виконання непрямого масажу серця на часові інтервали. Наприклад, Орлоб та ін. [14] взяли за основу алгоритму інтервал в одну секунду. Таке саме рішення щодо часових проміжків прийняли Керн та ін. [15]. Гонзалес Отеро та ін. [16] побудували алгоритм на основі проміжків у дві секунди. Під час обраного часового проміжку алгоритм визначає наявність або відсутність компресій грудної клітки, і починають оцінюватися параметри, пов'язані з компресією. Сумарний час виконання СЛР поділяється на часові проміжки і таким чином загальна оцінка проведення процедури складається з сумарної оцінки кожного окремого часового проміжку [14, 15, 16].

Оцінка якості виконання СЛР включає: тривалість виконання компресій грудної клітки, частоту натискань, глибину компресій у сантиметрах, середню швидкість натискань у сантиметрах на секунду. Згідно інструкцій міжнародних організацій охорони здоров'я

щодо проведення СЛР [1, 2, 3] – правильна частота непрямого масажу серця становить 100-120 на хвилину. Глибина натискань при цьому – 5-6 см. Такі параметри якості стосуються як класичного виконання СЛР – 30 компресій грудної клітини з двома вдихами штучної вентиляції легень – так і СЛР «Hands-Only», що включає лише безперервний непрямий масаж серця. Такі алгоритми визначають наявність або відсутність компресії грудної клітки протягом фіксованого проміжку часу [14, 15], і у випадку виявлення компресії обчислюють середнє значення прискорення та відстань, подолану грудною кліткою під час компресії [15]. Не менш важливим параметром є відстеження декомпресії грудної клітини. Після тиску на грудну клітину, потрібно дати їй час повернутися до початкового положення [1, 2, 3]. Деякі алгоритми оцінки якості СЛР враховують показник декомпресії, але більшість спираються лише на частоту та глибину натискань.

Окрім цих алгоритмів, були запропоновані методи, які використовують дані, записані дефібрилятором разом із даними датчика акселерометра [14]. Для визначення та оцінки компресій грудної клітки запропоновано також використовувати два параметри - трансторакальний імпеданс, вимірюваний дефібрилятором та прискорення отримане з акселерометра. Трансторакальний імпеданс є непрямим показником зміни провідності грудної клітки внаслідок її стиснення [14, 17].

Складніші алгоритми оцінки правильності СЛР використовують фільтр Калмана для акумуляції та аналізу даних, що надходять з акселерометра [18]. Фільтр Калмана є рекурсивним алгоритмом, який зберігає послідовності вимірювань протягом певного часу та здатний розраховувати оцінку стану системи, а також прогнозувати ймовірний наступний стан. Фільтр Калмана широко застосовується в інерціальних навігаційних системах, системах наведення, оптимізації траєкторій та автоматичному керуванні [19]. Дослідниками було вказано на доцільність застосування фільтра Калмана для відстеження швидкості деформації та позиції

грудної клітки, оцінки сили, частоти та глибини натискання, наявності декомпресії грудної клітки [18].

Портативні пристрої для СЛР, що існують на сьогодні, також використовують акселерометри, але функція зворотного зв'язку в них досить обмежена. За допомогою світлодіодів або звукових елементів, вони сповіщають про два або три стани правильності виконання.

Наприклад, пристрій під назвою IMBeaty [20] створює звуковий супровід подібний метроному, що допомагає підтримувати частоту натискань 120 разів у хвилину. Іншим розповсюдженим варіантом такого пристрою є Practi-CRM Compression Rate Monitor [21]. Його функція зворотного зв'язку полягає у відображенні двох станів правильності маніпуляції за допомогою світлодіодів – червоне світло сповіщає про недостатні або надмірні компресії, зелене – про правильні [21].

Одним з прикладів реалізації може бути система оцінки у складі тренувального манекена для СЛР TAPAC-M виробництва української компанії HEALTH&SO. Він також надає зворотний зв'язок за допомогою світлодіоду на правій ключиці манекену, подібний до попереднього описаного пристрою, але має три стани оцінювання – недостатні компресії позначаються жовтим світлом, надмірні – червоним, правильні – зеленим. Інтерфейс програмного забезпечення, що входить у комплектацію манекена TAPAC-M, повністю повторює індикацію світлодіоду.

Такий обмежений характер зворотного зв'язку не надає повного розуміння характеру та якості виконання процедури. Розв'язанням цієї проблеми може бути розробка портативного пристрою зворотного зв'язку, який у комплексі із програмним забезпеченням реалізує розширену реєстрацію параметрів, придатних для оцінки виконання СЛР.

3.2. Проектування прототипу пристрою

В якості основи для прототипу пристрою був обраний мікроконтролер STM32F103C8T6 [22] у складі плати розробки Blue Pill [23].

Дана плата була обрана через малі розміри та можливість її інтеграції у портативний корпус.

Вбудоване програмне забезпечення цього мікроконтролеру було побудовано за допомогою операційної системи реального часу для мікроконтролерів FreeRTOS. Вибір для мікроконтролера операційної системи реального часу виходить з потреби чіткої фіксації часу виконання функцій [24, 25]. Завдяки застосуванню обраної операційної системи виникає можливість програмної реалізації часового проміжку в одну секунду для оцінки частоти компресій, як і в наявних алгоритмах [14, 15, 16]. Також, операційна система реального часу дозволяє побудувати багатопотокову програму для максимально швидкої реакції вбудованого програмного забезпечення на дії з пристроєм [24, 25].

Як провідний датчик для системи оцінювання був використаний MEMS-акселерометр ADXL345 [26]. Його характеристики чутливості та діапазону вимірювань є налаштовуваними, що зумовлює його популярність.

На рисунку 1 показаний зібраний прототип пристрою з усіма його компонентами на платі розробки.

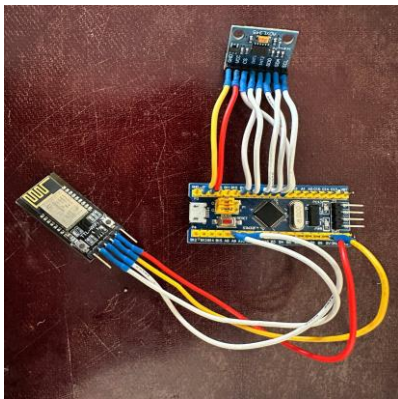


Рис. 1. Вигляд пристрою без корпусу.

Для передачі даних на програмне забезпечення у реальному часі у проект був інтегрований Wi-Fi-модуль DT-06 [27].

У проекті залучено одну SPI-шину, для зв'язку з акселерометром, та один UART-вихід для надсилання даних на Wi-Fi-модуль. Частота опитування акселерометра – 400 Hz, а частота видачі пристроєм інформації – 200 Hz. Цього має бути більш ніж достатньо для

вчасного обчислення і в той же час не перевантажує канал зчитування.

Для пристрою був змодельований та надрукований корпус із місцем для фіксації акселерометра та отворами для підключення програматора та для USB-виходу. Розміри пристрою у корпусі становлять 6 см x 5 см x 2.5 см. Вигляд пристрою у корпусі можна бачити на рисунку 2.



Рис. 2. Прототип пристрою у корпусі, з під'єднаним програматором.

Фіксація пристрою передбачена на зап'язку людини, яка виконує СЛР. Подальше тестування системи підтвердило, що такий метод фіксації є зручним для людини та ефективним для проведення вимірювань.

Вбудоване програмне забезпечення отримує дані з датчика акселерометра та на їх основі обраховує середнє значення прискорення під час натискання на грудну клітину, вертикальне зміщення грудної клітини (глибину натискання на неї), швидкість натискання у сантиметрах на секунду для кожного виявленого натискання та реєструє декомпресію грудної клітки. Для реєстрації правильного натискання на грудну клітку, повинні збігтись наступні параметри:

1. Середнє прискорення при натисканні більше 1.5 м/с^2
2. Глибина натискання більше ніж 2 см
3. Відбулася декомпресія грудної клітини (визначено зворотнє прискорення)

Якщо зареєстроване натискання відповідає вище вказаним критеріям, то таке натискання на грудну клітину вважається за коректне і надалі у статті буде іменуватись як "правильне".

Акселерометр ADXL345 дозволяє самостійно визначати діапазон вимірювання [26]. У даному проєкті він визначений як ± 2 g, тобто ± 19.61 м/с². Подібного діапазону вимірювання має бути достатньо для того щоб реєструвати рухи фахівця при наданні СЛР.

Кожну секунду програмне забезпечення оцінює кількість натискань на відповідність вищезгаданим критеріям у цьому часовому проміжку. Датчик пристрою реєструє та передає дані до програмного забезпечення з частотою ± 100 вимірювань показників на 1 сек., тобто приблизно по одному вимірюванню кожну 1 мс. Якщо протягом останньої секунди вимірювань був зафіксований сигнал, що відповідає правильному натисканню, він буде відповідно інтерпретований та відображений в інтерфейсі користувача, як одинарний (зафіксовано 1 натискання за останню секунду), подвійний (зафіксовано 2 натискання за останню секунду). Згідно з цим робиться висновок щодо вірності частоти виконання компресій за даний часовий проміжок.

Якщо протягом останніх 30 секунд виконання СЛР стабільно реєструється правильна частота натискань, тобто в часових проміжках по 1 сек. наявні 1 або 2 правильних натискання, що слідують один за одним, загальна процедура вважається виконаною правильно.

3.3. Програмний додаток до пристрою

У парі з пристроєм працює програмне забезпечення, що є у такому випадку засобом зворотного зв'язку від пристрою до людини, яка виконує СЛР або викладача тренінгів. Пристрій створює точку доступу Wi-Fi до якої можна під'єднатися з робочого комп'ютера для подальшої візуалізації даних.

Загальний вигляд робочого інтерфейсу програмного додатка до пристрою продемонстровано на рисунку 3.

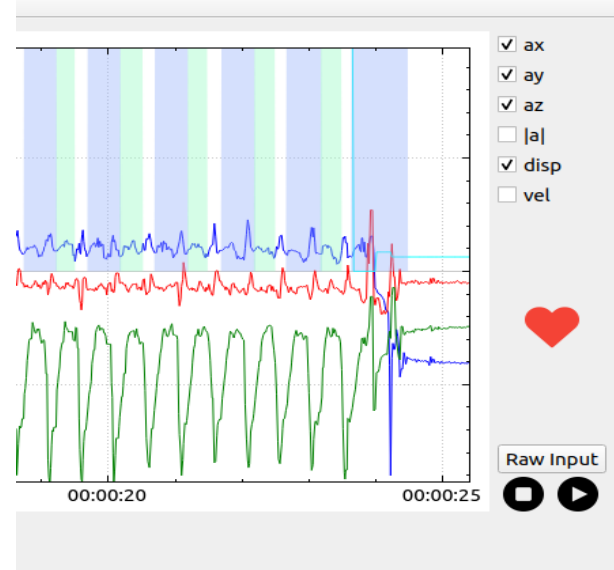


Рис. 3. Робочий екран програми візуалізації

Інформація з приладу надходить до програми візуалізації та обробляється нею у режимі реального часу. Будь-який рух пристрою відображається у вигляді графіків. Програма може візуалізувати наступні дані – прискорення по осі X, Y, Z, зміщення у просторі, середнє прискорення по всіх осях та швидкість зміщення. Останні два показники є важливими для роботи алгоритму і необов'язковими для користувача, крім випадків необхідності відкалібрувати та/або протестувати датчики пристрою, тому в програмі є можливість приховати або вивести ці параметри на область візуалізації за бажанням.

Програма надає інформацію щодо якості виконання СЛР. Виявлені одинарні правильні натискання на грудну клітину за останню секунду реєстрації сигналу — позначаються синіми смужка на тайм-лайнні сигналу інтерфейсу користувача, і якщо одразу після цього виявлено друге правильне натискання — з'являється зелена смужка слідом. Таким чином це слугує візуалізацією правильної частоти виконання СЛР.

Протягом виконання СЛР можна спостерігати за утворенням на графіку смужок, що ідентифікують коректні компресії за їх регулярністю та значеннями параметрів під час компресії. Програма також має індикатор загальної оцінки якості виконання СЛР – зображення серця на панелі інтерфейсу праворуч. За замовчуванням воно має сірий

колір, якщо правильні натискання стабільно реєструються пристроєм протягом 30 секунд – зображення серця стає червоним.

IV. ТЕСТУВАННЯ СИСТЕМИ

Тестування пристрою було проведене в обставинах, що максимально наближені до реальних умов застосування пристрою та програми візуалізації. Для проведення якісної СЛР був запрошений фахівець із фельдшерською медичною освітою. Усі сесії тестових СЛР проводилися на манекені ТАРАС-М М1К.

Параметри, що були відтворені програмою у реальному часі відповідали реальним компресіям грудної клітини. На рисунку 4 можна бачити приклад, як інтерфейс програми відображає спочатку виявлене одинарне натискання (позначаючи частину часового сегменту синьою смужкою), а одразу після, у цей же часовий інтервал тривалістю в одну секунду, виявлено друге натискання, що позначається зеленою смужкою.

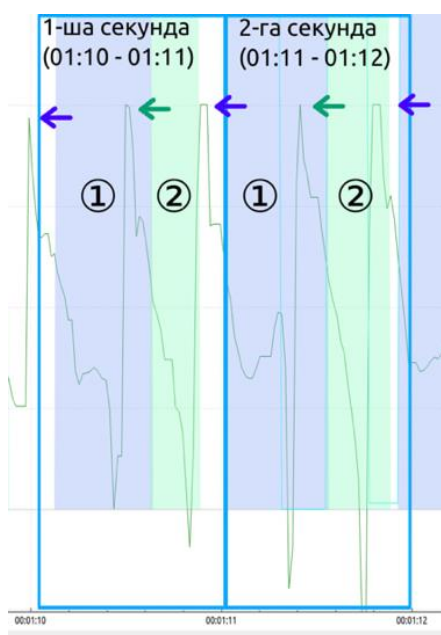


Рис. 4. Приклад позначення натискань для двох часових інтервалів тривалістю 1 секунда

Загалом було проведено шість процедур реанімації. З них три знадобилося для калібрування на налаштування вбудованого програмного забезпечення, та ще три (далі під позначатимуться ідентифікаторами data_1, data_2, data_3) було використано для запису

даних процесу реанімації у форматі csv. На рисунку 5 зображено записи сигналів з пристрою для двох експериментів. На графіку відображено значення середнього прискорення по трьом осям та відповідні мітки зареєстрованих натискань.

Завдяки візуалізації проведених процедур СЛР було отримано повноцінне відображення характеру рухів фахівця, оцінку як кожної окремої компресії, так і процедури в цілому. Для визначення коректності обчислення параметрів пристроєм було проведено аналіз записаних даних з програми та порівняння їх з відеозаписами відповідних сесій проведення СЛР.

На рисунку 5 наведені значення середнього прискорення по трьом осям, що були зафіксовані пристроєм під час виконання СЛР, та мітки зареєстрованих натискань для відповідних сегментів сигналу, що відповідають критеріям правильного натискання. На графіку відображено одинарне натискання, що зареєстровано за попередню секунду, та подвійне натискання (як таке, що йде одразу після першого у ту саму попередню секунду). Дані часової послідовності сигналу наведені для двох експериментів data_1 і data_2 відповідно.

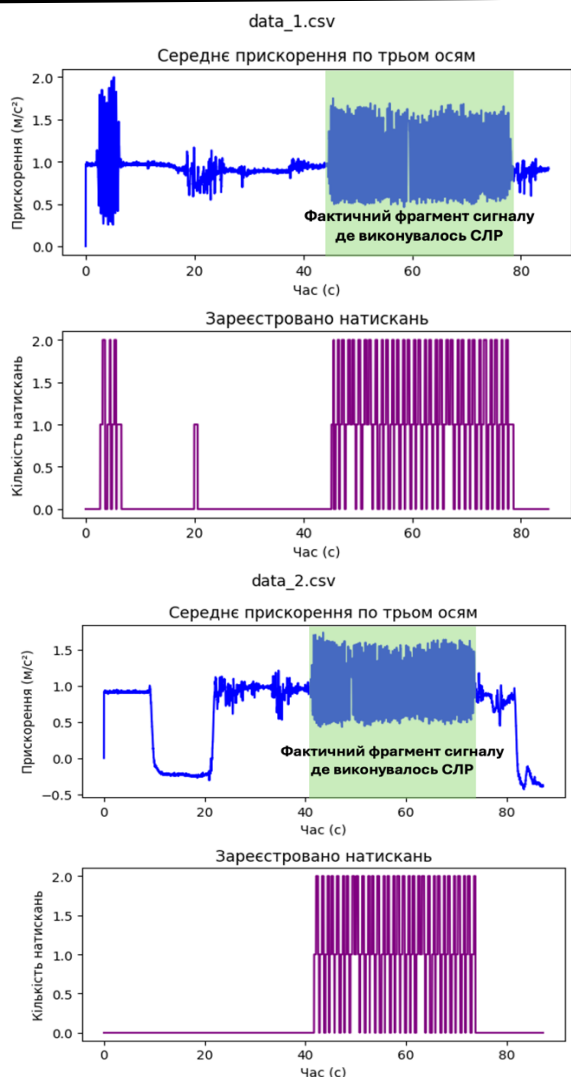


Рис. 5. Записи сигналів data_1 та data_2 з відповідними мітками зареєстрованих натискань

З рисунку 5 можна побачити, що у проміжку де виконувалось СЛР програмою було зафіксовано натискання. Варто також зазначити, що під час експериментів на записі присутні шуми та фрагменти нетривалих процедур виконання СЛР, що фіксувались як натискання.

Цікавим є тестування пристрою в неідеальних умовах, задля цього було проведено експеримент (data_3) з неякісним виконанням СЛР, тобто таким, що не відповідає стандартам процедури [1, 2, 3], крім того сигнал містить велику кількість шумів, (рис. 6)

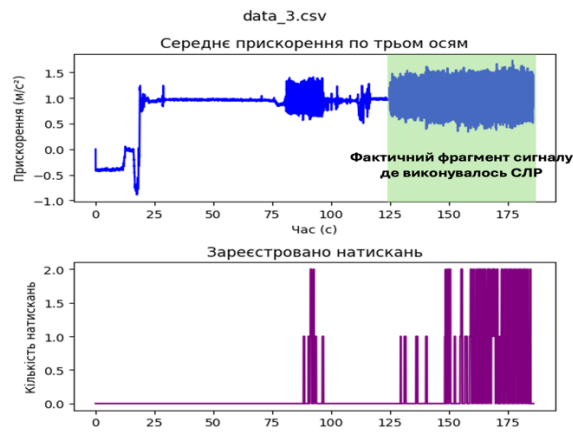


Рис. 6. Записи сигналів data_3 з відповідними мітками зареєстрованих натискань

З рисунку 6 можна бачити, що середнє прискорення при натисканні на початку виконання СЛР становить менше $1,5 \text{ м/с}^2$, тому в даній області ефективність компресій фіксується як недостатня.

На рисунку 7 наведені значення обрахованого зміщення для зафіксованих натискань експерименту data_1.

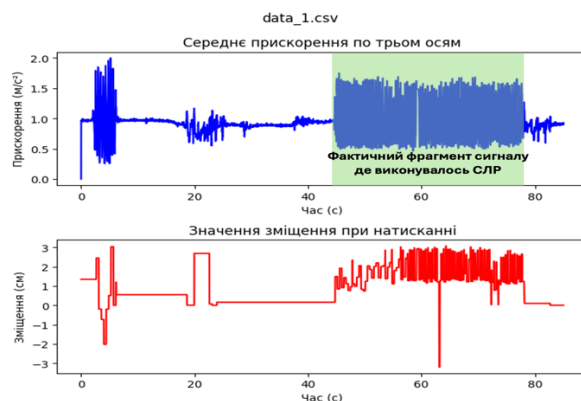


Рис. 7. Обраховане вертикальне зміщення при натисканнях для data_1

На рисунку 8 наведені значення обрахованого зміщення для зафіксованих натискань експерименту data_2.

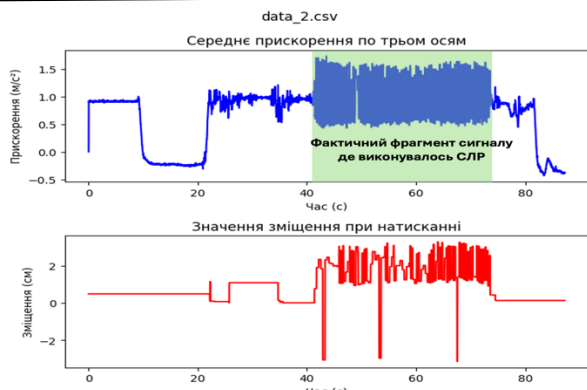


Рис. 8. Обраховане вертикальне зміщення при натисканнях для data_1

На рисунку 9 наведені значення обрахованого зміщення для зафіксованих натискань експерименту data_3.

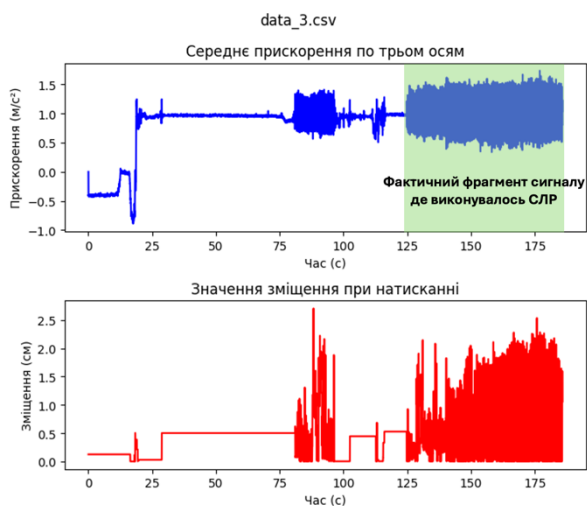


Рис. 9. Обраховане вертикальне зміщення при натисканнях для data_1

Під час кожної з процедур СЛР пристрій визначав глибину натискання на грудну клітину у середньому як 2-2.5 см, при рекомендованих 5-6 см [1, 2, 3]. Причиною таких неточних показників може бути розташування пристрою на зап'ясті фахівця, де зміщення у просторі відбувається меншою мірою, ніж в області кисті. Відеозаписи проведених процедур СЛР з використанням лінійки фіксованого масштабу демонструють, що руки фахівця дійсно рухалися вертикально з амплітудою не більше 2.5 см. Також з цього слідує, що для деяких натискань обрахована глибина може бути меншою за фактичну. Це є предметом подальших досліджень та необхідності вносити калібрувальні коефіцієнти в обрахункові параметри.

На отриманні значення також може впливати неідеальне (мається на увазі не ідеально у вертикальному положенні відносно перпендикулярної осі від грудної клітини) розміщення пристрою на зап'ясті. Оскільки обчислення проводяться на основі середнього прискорення вздовж усіх трьох осей руху, а не лише вздовж вертикальної осі. Середнє прискорення може бути менш точним в даному випадку показником, ніж прискорення вздовж однієї осі. Прискорення по вертикальній осі напряму в розрахунках використовувати не можна, адже портативний пристрій зафіксований на зап'ясті не буде завжди знаходитися в ідеально рівному вертикальному положенні. Це нашоухує на думку заміни основного алгоритму обрахунку середнього прискорення на деяке зважене середнє з пріоритетом на ту вісь де зміщення фіксується з більшою амплітудою.

На таблиці 1 наведено статистику експериментів data_1, data_2 та data_3, щодо загальної кількості фактичних натискань, та кількості вірно зафіксованих натискань, із процентним співвідношенням до фактичної кількості.

Таблиця 1 Співвідношення фактичних натискань до вірно зафіксованих програмою

Експеримент	Фактична кількість	Зафіксована кількість (вірно)	Вірно зафіксовані (у відсотках)
data 1	39	35	89.7%
data 2	37	34	91.9%
data 3	36	29	80,5%
Узагальнені результати			
Вірно зафіксовані натискання (у відсотках)	87,36%		

В результаті тестування прототип пристрою показав в середньому 87,36% вірно виявлених натискань на грудну клітку, але підхід до обчислення глибини натискань явно потребує змін та подальшого вдосконалення.

V. ВИСНОВКИ

З огляду на наявні пристрої можна зробити висновок, що різні методи і технології оцінювання правильності виконання серцево-легеневої реанімації (СЛР) базуються на поділі часу на інтервали, з подальшою оцінкою частоти та глибини натискань.

Існуючі портативні пристрої базуються здебільшого на акселерометрах, проте мають обмежений зворотний зв'язок, що вказує на необхідність розробки більш комплексних систем для детальної оцінки якості виконання СЛР.

Запропонована система використовує трьохосевий акселерометр ADXL345 та побудована на мікроконтролері STM32F103C8T6 плати Blue Pill, що інтегрується у портативний корпус та працює під управлінням FreeRTOS. Передача інформації відбувається через Wi-Fi на програмне забезпечення для оцінки якості компресій під час СЛР за параметрами частоти, глибини та декомпресії грудної клітки.

Тестування розробленого прототипу пристрою показало відносно високу точність у визначенні кількості натискань на грудну клітину під час проведення СЛР та досягла співвідношення у 87.36% відповідності з фактичними натисканнями. Однак, наявна деяка неточність у вимірюваннях глибини натискань через особливості обрахунку середнього прискорення по усім осям акселерометра. Це вказує на необхідність подальшого вдосконалення алгоритмів, зокрема через можливого введення коригувальних коефіцієнтів для забезпечення більш точних вимірювань у реальних умовах використання.

Фінансування. Даний проект не отримував зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автор статті заявляє про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі особи, що мають відношення до рукопису дали згоду на публікацію даної роботи.

Подяка. Автор статті висловлює окрему подяку кафедрі ББЗЛ за наданий для тестування тренувальний манекен.

ORCID ID.

1. Yelizavieta Markova – [0009-0001-9095-7249](https://orcid.org/0009-0001-9095-7249)
2. Illia Davydovych – [0000-0001-9987-8267](https://orcid.org/0000-0001-9987-8267)

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] American Heart Association. What is CPR [Internet]. cpr.heart.org. American Heart Association; 2019. Available from: <https://cpr.heart.org/en/resources/what-is-cpr>
- [2] British Heart Foundation . How to do CPR [Internet]. British Heart Foundation. 2019. Available from:

<https://www.bhf.org.uk/how-you-can-help/how-to-save-a-life/how-to-do-cpr>

[3] Cardiopulmonary resuscitation (CPR) - Better Health Channel [Internet]. www.betterhealth.vic.gov.au. Available from: <https://www.betterhealth.vic.gov.au/health/conditionsandtreatments/cardiopulmonary-resuscitation-cpr#what-is-cardiopulmonary-resuscitation-cpr>

[4] Cheng A, Nadkarni VM, Mancini MB, Hunt EA, Sinz EH, Merchant RM, et al. Resuscitation Education Science: Educational Strategies to Improve Outcomes From Cardiac Arrest: A Scientific Statement From the American Heart Association. Circulation. 2018 Aug 7;138(6). DOI: 10.1161/CIR.0000000000000583

[5] Learn about MEMS accelerometers, gyroscopes, and magnetometers · VectorNav [Internet]. www.vectornav.com. Available from: <https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-primer/theory-of-operation/theory-mems>

[6] Andrejašić M. MEMS ACCELEROMETERS [Internet]. University of Ljubljana; 2012. Available from: https://faculty.uml.edu/xwang/16.541/2010/MEMS_accelerometers.pdf

[7] MEMS Accelerometer-Acceleration Transducer, Sensor, Working Technology [Internet]. Instrumentation-Electronics. 2011. Available from: <http://www.instrumentationtoday.com/mems-accelerometer/2011/08/>

[8] CHOOSING THE RIGHT TYPE OF ACCELEROMETER TE CONNECTIVITY SENSORS /// CHOOSING THE RIGHT TYPE OF ACCELEROMETER [Internet]. Available from: <https://www.mouser.com/pdfdocs/choosing-the-right-accelerometer-white-paper.pdf>

[9] Trifunovic M, A.M Vadiraj, W.D. van Driel. MEMS accelerometers and their bio-applications. 2012 Apr 1; DOI: 10.1109/ESimE.2012.6191749

[10] Preeti M, Koushik Guha, Baishnab KL, Dusarlapudi K, Narasimha Raju K. Low frequency MEMS accelerometers in health monitoring – A review based on material and design aspects. Materials Today: Proceedings [Internet]. 2019 Jul [cited 2019 Aug 19]; DOI: 10.1016/j.matpr.2019.06.658.

[11] S. Bhansali. MEMS for Biomedical Applications. Woodhead Publishing Series in Biomaterials [Internet]. 2018; Available from: <https://doi.org/10.1016/B978-0-85709-129-1.50021-3>.

[12] Lockman J, Fisher RS, Olson DM. Detection of seizure-like movements using a wrist accelerometer. Epilepsy & Behavior. 2011 Apr;20(4):638–41. DOI: 10.1016/j.yebeh.2011.01.019.

[13] Shitanshu Kusmakar, Chandan Karmakar, Yan B, O'Brien TJ, Ramanathan Muthuganapathy, Marimuthu Palaniswami. Automated Detection of Convulsive Seizures Using a Wearable Accelerometer Device. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2019 Feb 1;66(2):421–32. DOI: 10.1109/TBME.2018.2845865

[14] Orlob S, Kern WJ, Alpers B, Schörghuber M, Bohn A, Holler M, et al. Chest compression fraction calculation: A new, automated, robust method to identify periods of chest compressions from defibrillator data - Tested in Zoll X Series. Resuscitation [Internet]. 2022 Mar 1;172:162–9. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2021.12.028.

[15] Kern WJ, Orlob S, Alpers B, Schörghuber M, Bohn A, Holler M, et al. A sliding-window based algorithm to determine the presence of chest compressions from acceleration data. Data in brief. 2022 Apr 1;41:107973–3. DOI: 10.1016/j.dib.2022.107973

[16] González-Otero DM, Ruiz JM, Ruiz de Gauna S, Gutiérrez JJ, Daya M, Russell JK, et al. Monitoring chest compression quality during cardiopulmonary resuscitation: Proof-of-concept of a single accelerometer-based feedback algorithm. West J, editor. PLOS ONE. 2018 Feb 14;13(2):e0192810. DOI: 10.1371/journal.pone.0192810

- [17] Трансторакальний імпеданс [Internet]. StudFiles. [cited 2024 May 12]. Available from: <https://studfile.net/preview/9334822/page:3/>
- [18] Bousset S, Ibouanga-Kipoutou H, Fournier N, Raboutet YG, Llari M, Bruder N, et al. Using an inertial navigation algorithm and accelerometer to monitor chest compression depth during cardiopulmonary resuscitation. Medical Engineering & Physics [Internet]. 2016 Sep 1 [cited 2024 Apr 12];38(9):1028–34. DOI: doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.05.001.
- [19] Kim Y, Bang H. Introduction to Kalman Filter and Its Applications [Internet]. www.intechopen.com. IntechOpen; 2018 [cited 2021 Jul 23]. Available from: <https://www.intechopen.com/chapters/63164>
- [20] Beaty - The power to save lives - by Medical Feedback Technologies [Internet]. Beaty. [cited 2024 May 12]. Available from: <https://imbeaty.com/>
- [21] Practi-CRM CPR Compression Rate Wrist Monitor [Internet]. WNL Products. [cited 2024 May 12]. Available from: <https://www.wnlproducts.com/product/practi-crm-wristband/>
- [22] STM32F103C8 - STMicroelectronics [Internet]. STMicroelectronics. 2019. Available from: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103c8.html>
- [23] Gravekamp T. STM32F103C8T6 - Blue Pill [Internet]. STM32-base project. Available from: <https://stm32-base.org/boards/STM32F103C8T6-Blue-Pill.html>
- [24] FreeRTOS - Market leading RTOS (Real Time Operating System) for embedded systems with Internet of Things extensions [Internet]. FreeRTOS. Available from: <https://www.freertos.org/index.html>
- [25] Mastering the FreeRTOS™ Real Time Kernel [Internet]. Available from: https://www.freertos.org/Documentation/161204_Mastering_the_FreeRTOS_Real_Time_Kernel-A_Hands-On_Tutorial_Guide.pdf
- [26] ADXL345 Datasheet – Analog Devices [Internet]. Analog Devices. Available from: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/adxl345.pdf>
- [27] DOIT DT-06 USER MANUAL Pdf Download [Internet]. ManualsLib. [cited 2024 May 12]. Available from: <https://www.manualslib.com/manual/2023356/Doit-Dt-06.html>
- [28] Cheng A, Nadkarni VM, Mancini MB, Hunt EA, Sinz EH, Merchant RM, et al. Resuscitation Education Science: Educational Strategies to Improve Outcomes From Cardiac Arrest: A Scientific Statement From the American Heart Association. Circulation. 2018 Aug 7;138(6). DOI: 10.1161/CIR.0000000000000583
- [29] Practi-CRM CPR Compression Rate Wrist Monitor [Internet]. WNL Products. [cited 2024 May 12]. Available from: <https://www.wnlproducts.com/product/practi-crm-wristband/>

UDC 004.35 + 614.88

FEEDBACK SYSTEM FOR ASSESSING CARDIOPULMONARY RESUSCITATION EFFECTIVENESS

Yelizaveta Markova

lizmahrk@gmail.com

Illia Davydovych

bkmz6@gmail.com

Department of Biomedical Cybernetics
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”,
Kyiv, Ukraine

Abstract – Cardiopulmonary resuscitation (CPR) is one of the most critical first aid procedures. Training sessions and workshops on first aid and tactical medicine, which also cover CPR, are gaining popularity in society. The effectiveness of such training and, subsequently, the quality of performing CPR on victims in critical situations depends on providing high-quality feedback during the procedure. This article proposes a feedback system for CPR, which includes a device that assesses the performed procedure and software that visualizes all movements during chest compressions. Using data from an accelerometer, the device calculates the force, depth, and frequency of chest compressions during CPR. The embedded software for the device was developed within the real-time operating system for microcontrollers, FreeRTOS, ensuring controlled and timely processing of all actions performed on the feedback system. The article describes the development of the device based on a MEMS accelerometer and its testing in real conditions with the involvement of a medical professional and a training mannequin. The created device, whose data is visualized using software, showed a test result of 98.72% correctly recorded chest compressions. Using this feedback device in combination with visualization software will improve the outcomes of first aid training sessions and enhance the quality of medical assistance in emergency situations.

Keywords: cardiopulmonary resuscitation, feedback device, MEMS accelerometer, real-time operating system.