

ЗАСТОСУВАННЯ ДАВАЧІВ ІНЕРЦІЙНОГО ТИПУ ДЛЯ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ СЕРЦЕБИТТЯ ТА ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

К. т. н. А. Я. Бенч, д. т. н. А. П. Бондарєв, к. т. н. А. В. Мащак,
к. т. н. М. В. Міськів, Б. О. Підвірний

Національний університет «Львівська політехніка»

Україна, м. Львів

andrii.y.bench@lpnu.ua, bondap@ukr.net, himakus@gmail.com,
mmiskiv@lp.edu.ua, bohdan.pidvirnyi.mtr.2018@lpnu.ua

Інерційні вимірювальні пристрої застосовують для зняття сейсмо- та балістокардіограм і є основою фітнес-трекерів. За їхніми сигналами розраховують частоту серцевих скорочень та дихання, що дає можливість вчасно виявити патології серцево-судинної системи, смертність людей від яких є найвищою в Україні. В роботі описано макет сейсмокардіографа, алгоритми обробки сигналу та порівняння результатів із аналогічними, отриманими за допомогою фотоплетизмографа.

Ключові слова: інерційні вимірювальні пристрої, частота серцевих скорочень, частота дихання, балістокардіографія, сейсмокардіографія.

Тенденції розвитку сучасного світу, суспільних, виробничих та інших видів відносин між індивідами, групами людей вказують на постійне зростання психологічних, емоціональних, а деколи і фізичних навантажень на людину, яка стає елементом великих, інтенсивно функціонуючих систем. Обсяги інформації, яку має сприймати людина в повсякденному житті (і приймати відповідні рішення) та рівень відповідальності за прийняті рішення невинно зростають. Такі обставини негативно впливають на стан здоров'я людей і, особливо, їхньої серцево-судинної системи. Зазначена проблема має світовий рівень і виявлення патологій серцево-судинної системи людини є вкрай актуальною проблемою. Статистика України за 2017 рік свідчить [1, табл. 5.11], що смертність від хвороб системи кровообігу становить близько 67% від загального числа. Схожа тенденція спостерігається і у інших країнах. Для зменшення смертності важливим є дотримання здорового способу життя та попереднє виявлення таких хвороб.

Важливим для профілактики цих захворювань є поточний контроль в реальному часі (Холтерівський моніторинг) стану серцево-судинної системи як у груп практично здорових людей, які за своєю професійною діяльністю мають великі психофізичні навантаження (професійних спортсменів, шахтарів, будівельників, пілотів), так і у групах ризику (післяінфарктні стани, гіпертонія, реабілітаційний період). Поточна оцінка серцевого ритму і частоти дихання є важливою як для лікарів, спортсменів, так і для людей, які більш уважно стежать за своїм здоров'ям.

Методи оцінки вказаних фізіологічних показників визначально залежать від використаних та доступних давачів. Варто відзначити такі відомі методи, як “золотий кривавий еталон” — безпосередня тензометрія через уведена у судину золоту голку, тональний двоточковий (метод Короткова), одноточкові тональні (сфігмоманометрія та її модифікації), електрокардіографія (ЕКГ), реографія. До безконтактних методів відносять фотоплетизмографію (ФПГ), сейсмографію (СКГ) та балістографію (БКГ). Фотоплетизмографія використовує оптичне вимірювання наповнення кров'ю капілярів вуха чи пальця [2]. Інтенсивність отриманого фотоперетворювачем світла залежить від кількості крові, що знаходиться у тканині (органі) [3]. Давачем у фотоплетизмографії є розподілена оптипара. Приклади розташування джерела та детектора світла ФПГ наведені на рис. 1, а [4].

Сейсмографія реєструє локальні рухи тіла, спричинені серцебиттям та диханням. Давачем у сейсмографії є інерційний вимірювальний пристрій (ІВП). Фізичні параметри, вимірювані ІВП, наведені на рис. 1, б.

На сьогодні вимірювання частоти серцебиття, дихання та інших параметрів використовують у фітнес-браслетах (трекерах), у смартфонах для відображення та збереження у пам'яті значень пульсу

та інших параметрів. Передбачено також повідомлення про перебільшення значень параметрів, встановлених у налаштуваннях.

Порівняно з ЕКГ, значно більшу інформативність має СКГ (рис. 2), що є дуже важливим. Зокрема, крім відомих у ЕКГ фаз QRST комплексу наявні фази систола передсердь (AS), закриття клапана аорти (AC), відкриття мітрального клапана (MO) [5].

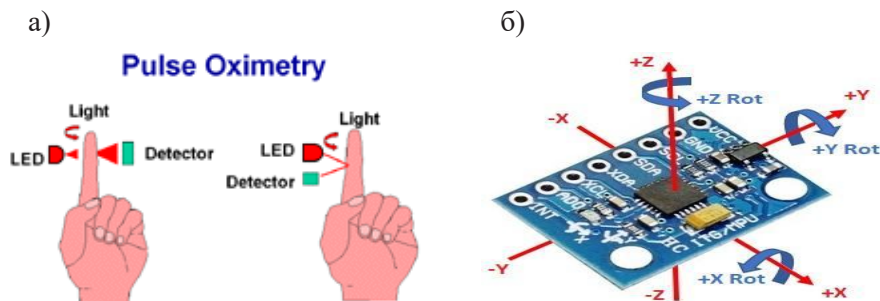


Рис. 1. Варіанти розміщення світлодіода і детектора світла для зняття фотоплезмограми з пальця (а) та інформаційні можливості інерційного вимірювального пристрою без додаткового магнітометра (б)

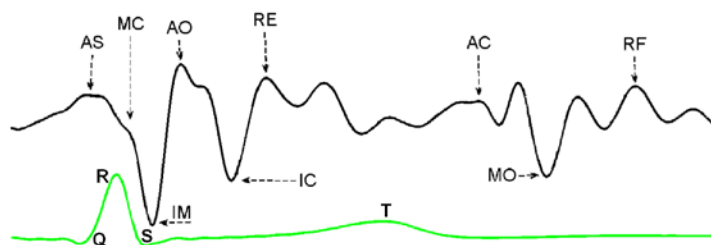


Рис. 2. Інформативність сейсмокардіограми [5] та ЕКГ (зелена лінія)

Питання алгоритмічної обробки інформаційно насиченого сигналу СКГ недостатньо розкриті у сучасних наукових публікаціях і є актуальними з теоретичної точки зору. У практичній площині для підтримки здоров'я людей на прийнятному рівні актуальними є задачі об'єктивного контролю стану серцево-судинної системи. Суттєвими та дещо суперечливими вимогами до засобів об'єктивного контролю цього стану є достовірність і точність інформації разом із відносною простотою, надійністю та невеликою вартістю.

У даній роботі описано структуру виготовленого макету та результати експериментальних досліджень пристрою для контролю частоти серцебиття і дихання людини.

На підставі проведеного огляду методів вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС) [6], для побудови прототипу було вибрано сейсмокардіографію чи балістокардіографію. Перевагою такого рішення є можливість застосування для вимірювань ІВП, які на сьогодні є дешевими та входять до складу кожного фітнес-трекера чи мобільного телефону. Метод сейсмокардіографії відноситься до балістокардіографії. За допомогою цих методів знімають балістокардіограми (БКГ) і сейсмокардіограми (СКГ) — записи вібрацій тіла людини, що спричинені послідовними скороченнями серця [7] (вимірюють зміщення, швидкість та прискорення). Ці методи є достатньо схожими між собою, різниця полягає у місцях зняття СКГ та БКГ — сейсмокардіограму знімають для локальної ділянки тіла людини (грудної клітини), а балістокардіограму — для усього тіла загалом, тобто реєструють загальний рух тіла. Для зняття сейсмокардіограми при використанні акселерометра як давача його розміщують поблизу серця — у положенні верхівки серця або ж на грудній кістці. Для балістокардіограми сенсор розміщують поблизу центра маси тіла або ж вмонтовують у підвісне ліжко, ваги або інший предмет [2].

Також за допомогою цих методів можна оцінювати і частоту дихання (ЧД). Під час дихання грудна клітина рухається, і за допомогою акселерометра, гіроскопа чи магнетометра можна оцінювати цей рух і, відповідно, частоту дихання [7].

З огляду на проведений аналіз методів та доступну елементну базу була розроблена структурна схема пристрою збору даних про фізіологічний стан людини, яка зображена на рис. 3. Пристрій мі-

стить мікроконтролер, який керує процесом збору даних, їхньою обробкою та передаванням на комп'ютер (ПК). До нього підключені міст UART-USB для зв'язку з ПК, фотоплетизмографічний давач серцевого ритму CJMCU, який використовується як порівняльний еталон, та ІВП, який, власне, і є предметом досліджень.

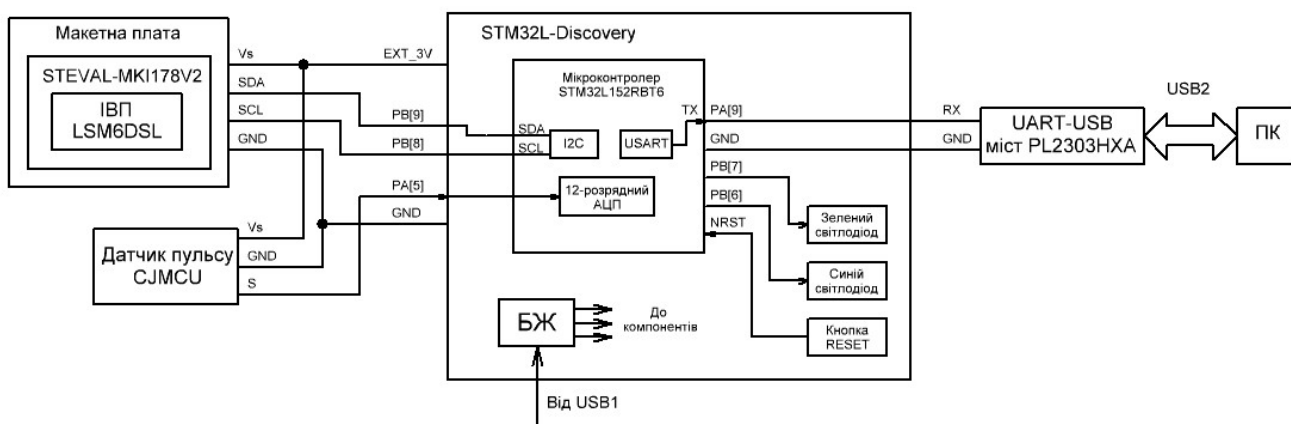


Рис. 3. Структурна схема пристрою збору даних

Перевагою розробленого пристрою є програмно-апаратний принцип обробки даних, який дає можливість оперативно змінювати параметри вбудованих фільтрів, обсягу буферів даних тощо.

Зовнішній вигляд виготовленого макету зображений на рис. 4. На рисунку, зліва направо, зображені давач CJMCU, плата мікроконтролера, міст UART-USB та плата з ІВП. Мікроконтролер, який керує процесом збору даних та передаванням їх на комп'ютер, розташований на платі розробки "STM32L-Discovery". Використано ІВП типу LSM6DSL.



Рис. 4. Макет пристрою збору даних

Макет дав можливість синхронно записати фотоплетизмограму (з давача CJMCU) та балістокардіограму (з ІВП LSM6DSL). Фотоплетизмограма використана як референсний (еталонний) сигнал, за яким оцінено точність алгоритмів розрахунку ЧСС та частоти дихання на підставі СКГ.

Процес комплексного налагодження та налаштування параметрів макету передбачав проведення ряду експериментів. Результати одного з таких експериментів зображені на рис. 5. Це є накопичені за 45 с та збережені у пам'яті ПК результати вимірювань фотоплетизмографа та шести каналів інерційного вимірювального пристрою (три просторових складових прискрення та три просторових складових кутової швидкості).

Аналіз отриманих ФПГ і СКГ показав типові значення розмаху та частотні межі фотоплетизмограми і сейсмокардіограми. Для ФПГ типовий розмах становив 1,7 В, частотні межі 0,5—5,0 Гц. Для СКГ типовий розмах $(10\text{--}50)\text{mg}$ (10^{-3} прискорення вільного падіння), частотні межі до 90 Гц. На підставі цих вимірювань було обрано діапазон вимірювання ЧСС та ЧД та обраховано відповідні частотні межі, а саме 50—150 ударів/хв (0,833—2,5 Гц) та 8—35 вдихів/хв (0,133—0,583 Гц), що враховано у побудові алгоритмів обробки сигналу для розробки прототипу.

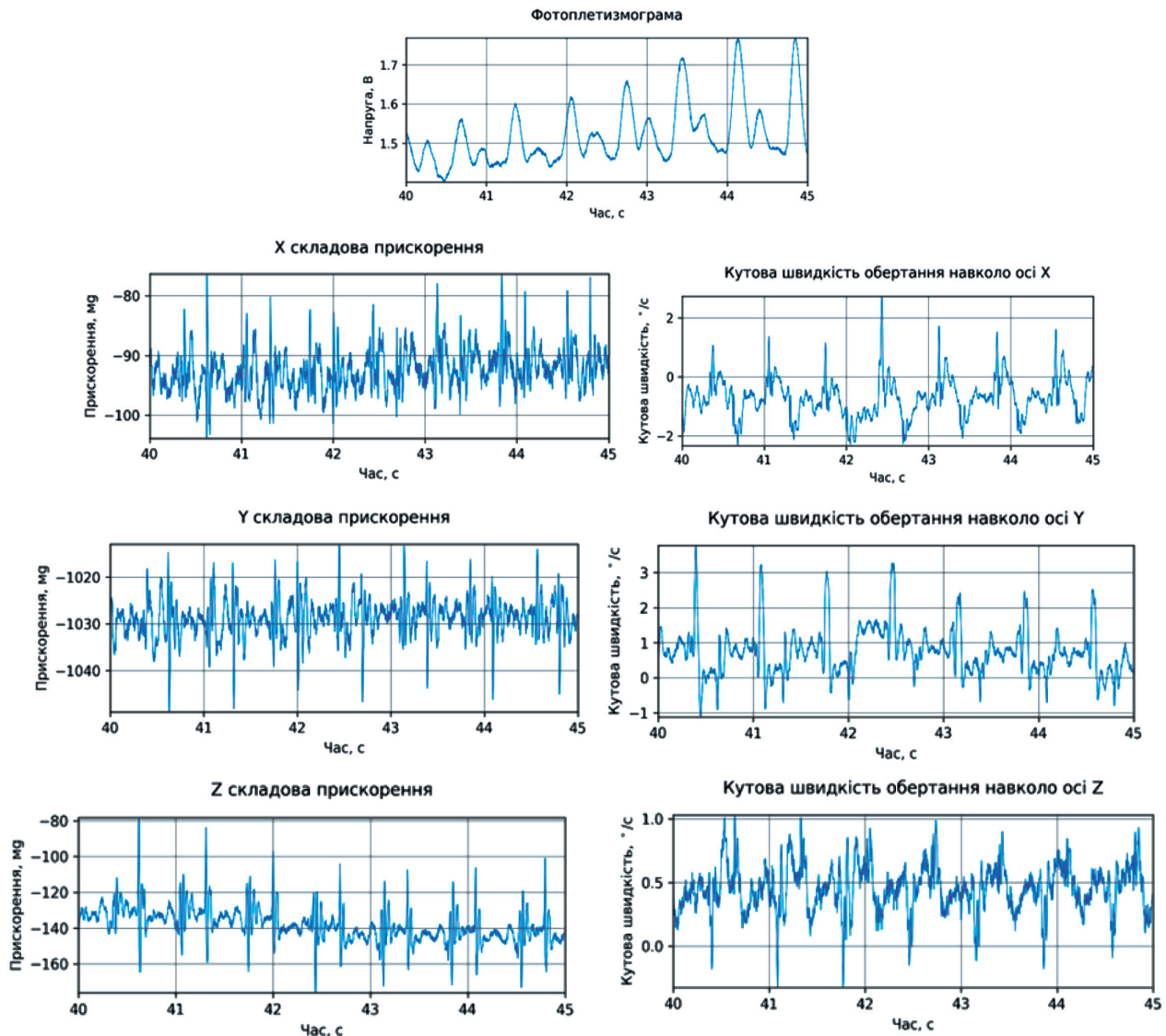


Рис. 5. Експериментально зняті фотоплетизмограма та сейсмокардіограма

Обраховано мінімальні частоти дискретизації для фотоплетизмограми та сейсмокардіограми — відповідно, 18 та 180 Гц. Для цих сигналів вибрано частоту дискретизації 416 Гц для кращої якості знятих сигналів та спрощення побудови алгоритмів. Проведено аналіз відносної похибки визначення частоти за спектром для вікна певної тривалості та визначено мінімальну тривалість вікон для забезпечення точності 5%. В результаті було обрано мінімальні значення тривалості вікон для визначення ЧСС та ЧД, які становлять 12 та 60 секунд відповідно. Виходячи з частотних меж сигналів і діапазону вимірювань, було вибрано частоти зрізу ВЧ- та НЧ-фільтрів. Частота зрізу ВЧ-фільтра для визначення ЧД встановлена на 0,133 Гц, а для НЧ-фільтрів вимірювача ЧСС — 9 Гц для ФПГ та 90 Гц для сигналів з ІВП.

Також було проведено аналіз шумів, що впливають на вимірювання із використанням ІВП. Джерел таких шумів майже десять, але основними є шуми руху, шуми серця для вимірювання ЧД та шуми дихання для вимірювання ЧСС. За винятком рідкісних патологічних випадків спектри цих шумів розділені, що дає можливість їх оперативної компенсації апаратно-програмним принципом реалізації фільтрів розробленого пристрою.

Розроблений пристрій був реалізований не тільки для накопичувального, а й для оперативного спостереження за станом серцево-судинної діяльності. Для цього використали TFT-дисплей розміром 2,8 дюймів від Mcufriend із роздільною здатністю 320×240 пікселів. Результати вимірювань наведено на рис. 6.

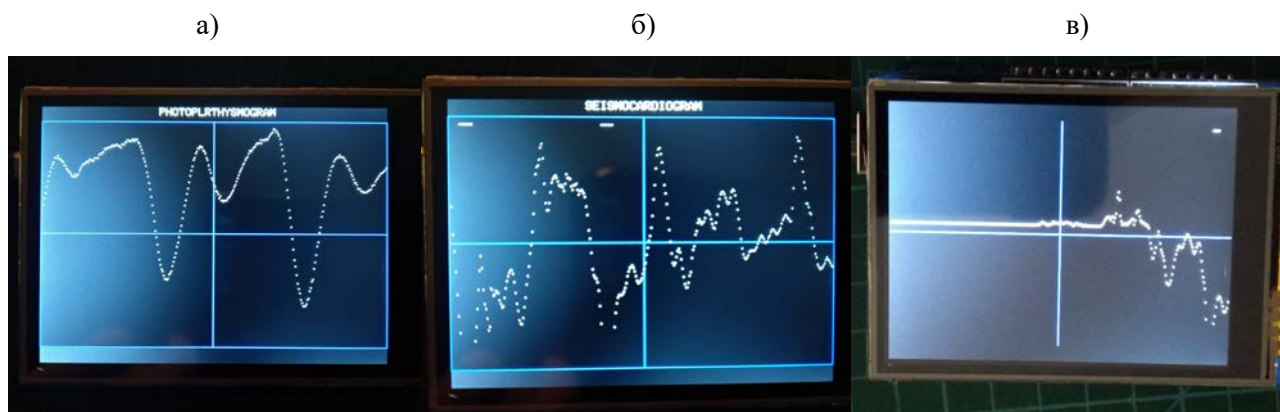


Рис. 6. Експериментально зняті ФПГ та СКГ у реальному часі:
 а — ФПГ; б — стаціонарна СПГ; в — СПГ із перехідним режимом

Запропоноване науково-технічне рішення є компромісним з точки зору масо-габаритних і вартісних показників та достовірності і точності оцінки стану серцево-судинної системи людини. Перевагами розробленого та виготовленого пристрою є можливість безконтактного контролю фізіологічного стану та оперативне перенастроювання параметрів. Адекватність результатів вимірювання доведено експериментальним порівнянням отриманих сейсмокардіограм та фотоплетизмограм. Шляхом підбору розміру вікон фільтрації досягнуто відносну точність вимірювань на рівні 5%.

Напрямок подальших досліджень є оцінка параметрів артеріального тиску людини за даними сейсмокардіограм.

ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

1. Державна служба статистики України. “Населення України за 2017 рік”. Демографічний щорічник.— Київ, 2018. http://database.ukrcensus.gov.ua/PXWEB2007/ukr/publ_new1/2018/zb_dy_2017.pdf
2. Wikipedia. Photoplethysmogram. Режим доступу: <https://en.wikipedia.org/wiki/Photoplethysmogram>
3. Кукушкіна Ю. Д. Фотоплетизмографія // “iLab” - Інформаційний портал по вопросам биомедицинской инженерии. <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/3286>
4. Abhaya Babbar. How does a Pulse Oximeter work? // DIGITEXMedical website. <https://blog.digitexmedical.com/2012/03/30/how-does-a-pulse-oximeter-work/>
5. Mikko Paukkunen. Seismocardiography: Practical implementation and feasibility.— Aalto University publication series. Doctoral dissertations 145/2014. <https://aalto.doc.aalto.fi/bitstream/handle/123456789/14060/isbn9789526058757.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
6. Andriy Bench. Non-contact heart rate measurement methods. Softserve R&D blog. <https://github.com/softserveinc-rnd/blog/tree/master/heart-rate>
7. Shu Yi et al. A pressure sensing system for heart rate monitoring with polymer-based pressure sensors and an anti-interference post processing circuit // Sensors. — Vol. 15, iss. 2.— P. 3224–35. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4367356/>
8. Taebi A., Solar B. E., Bomar A. J. et al. Recent advances in seismocardiography // Vibration.— 2019.— № 2(1).— P. 64—86. <https://www.mdpi.com/2571-631X/2/1/5/htm>

A. Ya. Bench, A. V. Bondariev, A. P. Mashchak, M. V. Miskiv, B. O. Pidvirnyi

Using inertial measurement unit for human heart and breath rate assessment

Inertial measuring devices are used to record seismic and ballistocardiograms and are the basis of fitness trackers. According to their signals, heart rate and respiratory rate are calculated, which enables timely detection of pathologies of the cardiovascular system, the mortality of which is the highest in Ukraine. The paper describes the seismic cardiograph layout, signal processing algorithms and a comparison of the results with similar results obtained with a photoplethysmograph.

Keywords: Inertial Measurement Unit (IMU), heart rate, respiratory rate, ballistocardiography, seismocardiography.