

СИСТЕМА БАГАТОХВИЛЬОВОЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

^{1,2)}Велигоцький Д. В., ²⁾Дуга С. О., ¹⁾Мамілов С. О.¹⁾Інститут магнетизму НАН України та МОН України, Київ, Україна²⁾Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: velyhotskyi@ukr.net

Фотоплетизмографія (ФПГ) є перспективною технологією для оцінки стану серцево-судинної системи завдяки здатності аналізувати зміни об'єму крові в мікросудинному руслі. Окрім стандартних параметрів, таких як частота серцевих скорочень і насичення крові киснем, форма пульсової хвилі сигналу ФПГ містить додаткову цінну інформацію, яку можна використовувати для оцінки варіабельності серцевого ритму, жорсткості артерій і артеріального тиску. Однак успішне використання ФПГ у повсякденній діяльності потребує надійного отримання сигналів, вільних від насичення, артефактів руху та інших завад.

У цій роботі представлено сенсорну систему багатохвильової фотоплетизмографії (БХ-ФПГ), яка забезпечує безперервну реєстрацію сигналів у реальному часі. Розроблено два типи датчиків: трихвильовий пальцевий датчик ФПГ розсіяного назад світла та трихвильовий вушний датчик ФПГ прохідного світла. Система здатна записувати до восьми незалежних сигналів, а її функціонування контролюється мікроконтролером, який керує підсистемами живлення та обробки сигналів. Програмне забезпечення дозволяє задавати параметри роботи, зокрема режими підсилення сигналів та послідовність активації світлодіодів.

Для оцінки якості роботи системи проведено аналіз сигналів за допомогою коефіцієнта кореляції Пірсона (ККП). Середні значення ККП для пальцевого і вушного датчиків становлять від 0,973 до 0,995, що свідчить про високу точність і надійність розробленої системи. Найвищі значення ККП отримано для пари сигналів з довжинами хвиль 660 нм і 940 нм, тоді як нижчі показники зафіксовано для пари 568 нм і 660 нм через сильніше поглинання випромінювання тканинами на хвилі 568 нм. Результати підтверджують ефективність запропонованої системи БХ-ФПГ для вимірювання якісних фізіологічних сигналів.

Ключові слова: фотоплетизмографія; ФПГ; кілька довжин хвиль; багатохвильова ФПГ; оптичний датчик; проникнення світла; обсяг крові.

Вступ

Фотоплетизмографія (ФПГ) є сучасним методом дослідження, який знаходить все більше застосувань у моніторингу фізіологічних параметрів людини [1, 2]. Технологія ФПГ базується на реєстрації змін об'єму крові в мікросудинному руслі тканин, які викликані пульсовими хвилями [3]. З часом ці зміни дозволяють отримувати інформацію про численні фізіологічні показники, такі як частота серцевих скорочень (ЧСС) [4], насичення крові киснем (SpO2) [5], варіабельність серцевого ритму (HRV) [6], жорсткість артерій та артеріальний тиск [7]. Ці властивості зробили ФПГ важливим інструментом у сфері моніторингу серцево-судинного здоров'я, особливо в рамках розвитку носимих пристроїв для повсякденного використання.

Інтерес до фотоплетизмографії зріс завдяки її простоті, неінвазивності та широкому спектру застосувань. Зокрема, у контексті розвитку носимих технологій [8, 9], таких як фітнес-трекери та медичні монітори, ФПГ відіграє ключову роль у створенні пристроїв для відстеження фізіологічного стану в реальному часі. Проте, для надійної оцінки фізіологічних параметрів потрібні високоякісні сигнали ФПГ [10]. Це особливо важливо в умовах повсякденного використання, де можуть виникати артефакти

руху, насичення сигналів та інші завади, які впливають на точність вимірювань.

Серед сучасних досліджень існує значний інтерес до впровадження багатохвильової фотоплетизмографії (БХ-ФПГ). Цей підхід полягає у використанні кількох довжин хвиль світла для зменшення впливу завад і покращення якості сигналів. Однак актуальною проблемою залишається розробка систем, які забезпечують високу якість сигналів і надійність реєстрації у реальному часі.

У цій роботі представлено сенсорну систему БХ-ФПГ, що поєднує можливості трихвильового аналізу з високою якістю отриманих сигналів. У межах дослідження розроблено два типи датчиків: трихвильовий пальцевий датчик розсіяного світла та трихвильовий вушний датчик прохідного світла. Крім того, запропонована система містить апаратно-програмний комплекс із мікроконтролером, який забезпечує безперервну реєстрацію сигналів та їх передачу на персональний комп'ютер для обробки.

Особливістю системи є її гнучкість, яка дозволяє налаштовувати параметри роботи, включаючи режими активації світлодіодів та підсилення сигналів. Це дає змогу адаптувати систему до різних умов використання та забезпечити стабільний збір даних. Для оцінки якості сигналів використано коефіцієнт

кореляції Пірсона (ККП), що дозволяє оцінити узгодженість між сигналами різних довжин хвиль.

Отримані результати підтвердили високу точність та надійність роботи розробленої системи БХ-ФПГ, зокрема для пар сигналів 660 нм і 940 нм, де середнє значення ККП перевищувало 0,99. Це свідчить про потенціал запропонованої системи для використання у носимих пристроях, орієнтованих на моніторинг здоров'я серцево-судинної системи. У подальшій роботі планується адаптація системи для мобільного використання та розширення її функціональних можливостей.

Архітектура системи багатохвильової фотоплетизмографії

Функціональна схема системи багатохвильової фотоплетизмографії

Функціональна схема системи БХ-ФПГ представлена на рис. 1. Керування роботою датчиків, отримання та передача даних забезпечуються системою БХ-ФПГ, яка з'єднана з персональним комп'ютером (ПК), що здійснює обробку інформації, виведення її на екран монітору та збереження тренду сигналів на жорсткому накопичувачі [11, 12].

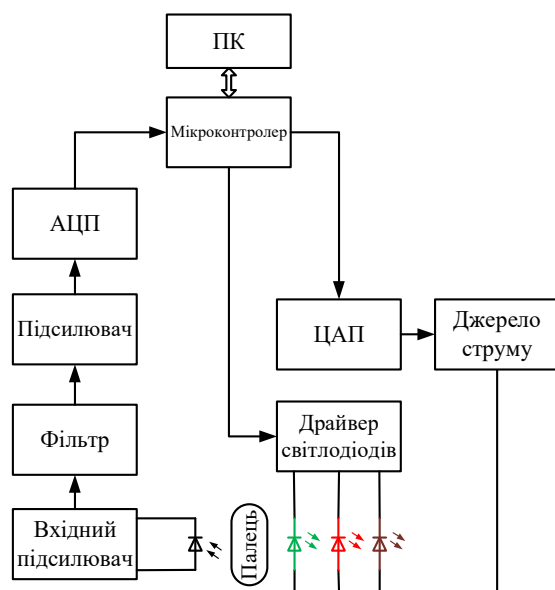


Рис. 1. Функціональна схема системи багатохвильової фотоплетизмографії

Система БХ-ФПГ містить вхідний та вихідний канали та мікроконтролер, який керує роботою обох каналів і забезпечує двосторонній обмін інформацією з ПК. Апаратна побудова системи БХ-ФПГ дозволяє здійснювати запис 8-ми незалежних сигналів.

Мікроконтролер керує послідовністю подачі живлення на світлодіоди та опитування фотодіодів, забезпечує неперервність даних вимірювання, зберігаючи їх у внутрішній пам'яті системи БХ-ФПГ у ті періоди, коли ПК перериває обмін. Мікроконтролер являє собою мікропроцесорний блок, до складу якого входять мікропроцесор, оперативний запам'ятовуючий пристрій, постійний запам'ятовуючий

пристрій, дешифратор, таймер, стабілізований кварцом тактовий генератор та порти введення-виведення.

Вхідний канал системи БХ-ФПГ складається з підсилювачів з колами узгодження з джерелом сигналів, комутатора входів, пристрою вибірки та зберігання сигналів і 16-розрядного АЦП. Вхідний канал працює з розділенням каналів у часі (як зображено на рис. 2).

Частота опитування датчиків $f_{оп} = 348$ Гц.

Вихідний тракт включає в себе 10-розрядний ЦАП, формувачі імпульсів і комутатори вихідних сигналів.

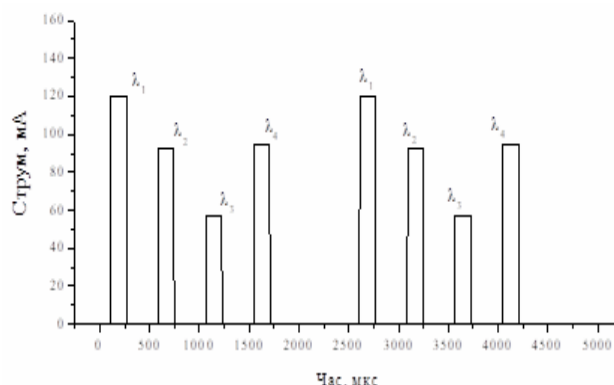


Рис. 2. Вихідні сигнали живлення світлодіодів

Апаратна конструкція системи багатохвильової фотоплетизмографії

Електрична схема системи БХ-ФПГ зображена на рис. 3. Кожна частина цієї схеми представлена нижче, більш детально.

Вхідний підсилювач. Електрична схема вхідного підсилювача (рис. 4) реалізована як диференційний підсилювач з диференційними входами та виходом (fully differential amplifier) і живиться від +9 В та -9 В. До входів IN1 та IN2 під'єднаний фотодіод з датчика ФПГ. Фотодіод працює в фотодіодному режимі, тобто зміна струму через фотодіод буде змінювати напругу, яка падає на резисторі, який підключає його до живлення. А напруга на фотодіоді буде дорівнювати різниці напруги живлення і падіння напруги на резисторах, що і є вхідним сигналом підсилювача. Виходи вхідного підсилювача з'єднані з входом мультиплексора DA3.

Підсилювач. Вихід вхідного підсилювача з'єднаний з входами I1A та I1B аналогового мультиплексора DA3 (рис. 5). Керування мультиплексором DA3 здійснюється за допомогою виходів Q0-Q2 мікросхеми регістра DD14. На вхід EN мультиплексора DA3 надсилається сигнал увімкнення/вимкнення (сигнал Enable). А входи A0 та A1 є адресними входами мікросхеми DA3, які забезпечують чотири можливі двійкові комбінації роботи мультиплексора (тобто який з 4-х входів мультиплексора буде активним).

На рис. 5 зображено електричну схему другого підсилювача на вхід якого сигнал надходить з мультиплексора DA3.

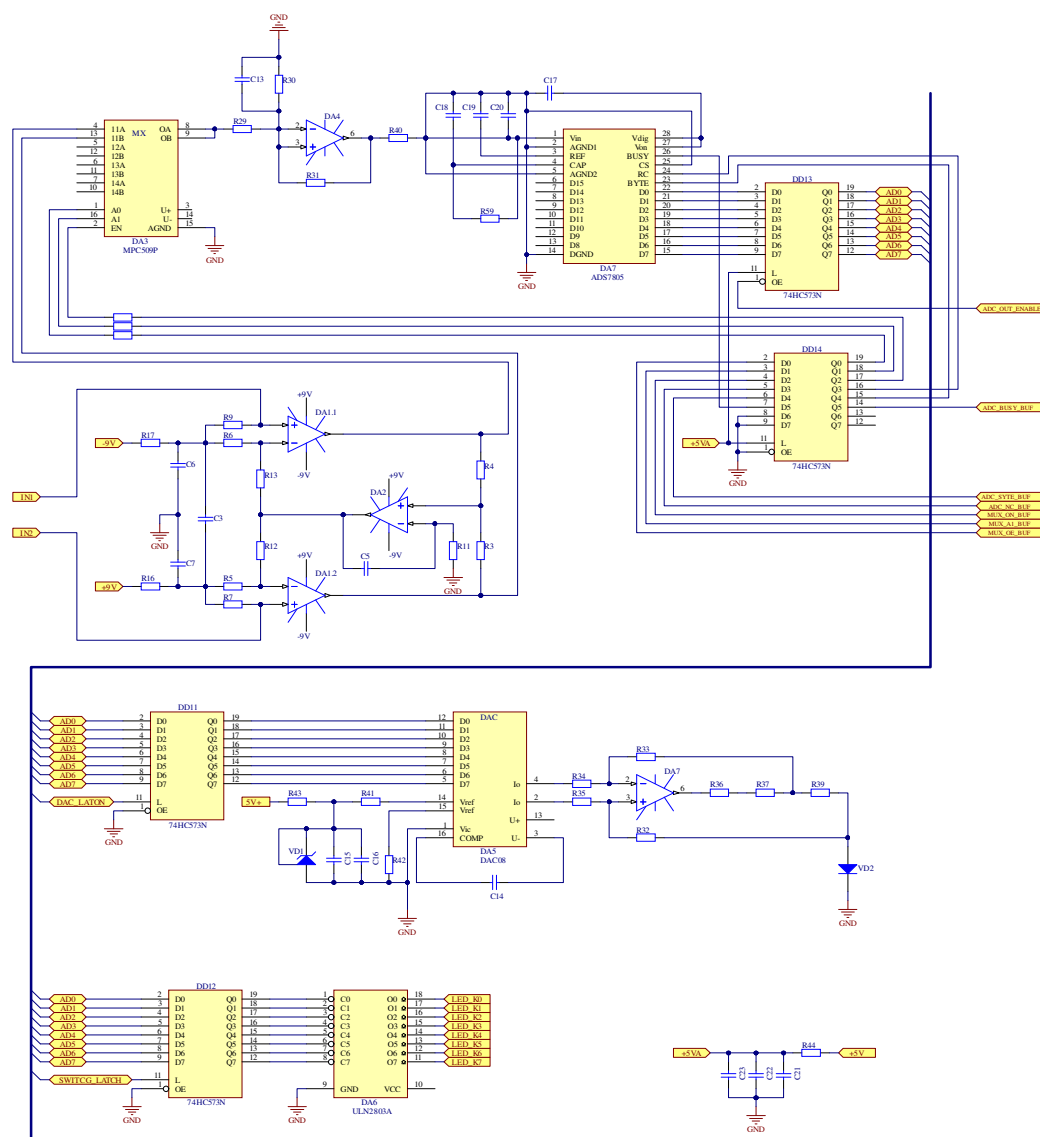


Рис. 3. Електрична схема системи багатохвильової фотоплетизмографії

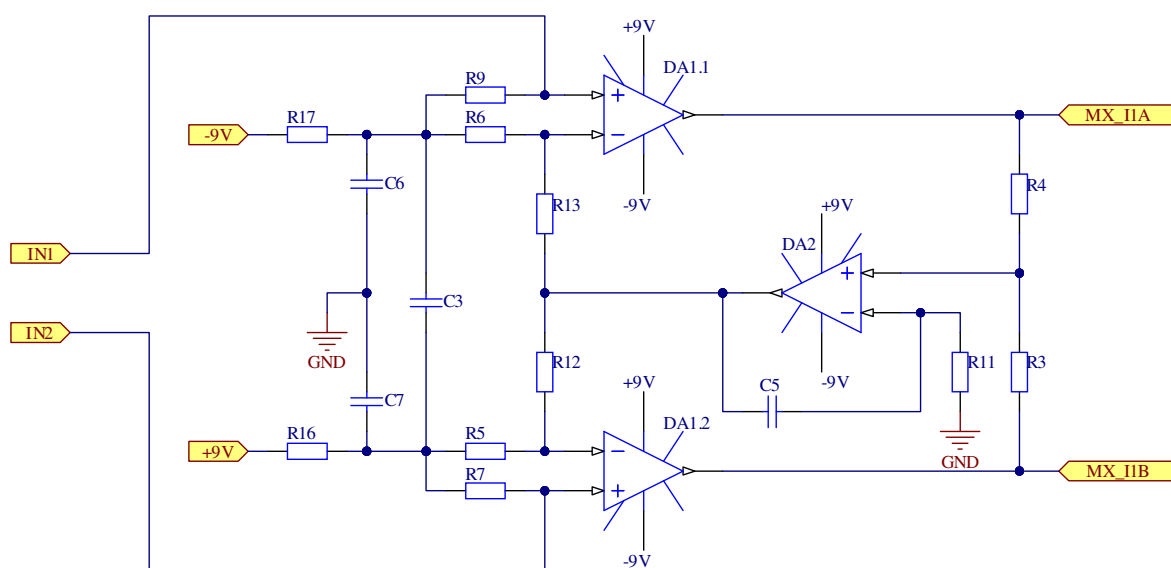


Рис. 4. Електрична схема вхідного підсилювача

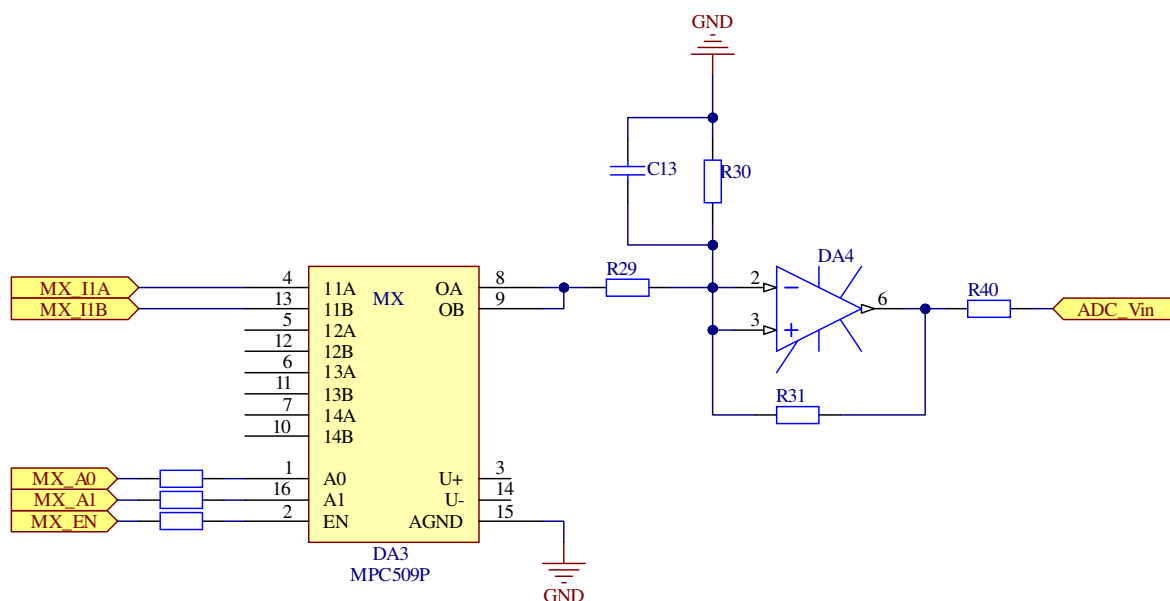


Рис. 5. Електрична схема підсилювача

Елементи R29R30C13 формують RC-фільтр низьких частот. А елементи R29R30 формують подільник для масштабування сигналу, тобто зменшення амплітуди, з виходу вхідного підсилювача до потрібного рівня. Операційний підсилювач увімкнений по схемі повторювача. Резистор R31 використаний для компенсації впливу струму зміщення операційного підсилювача.

АЦП. На рис. 6 представлено електричну схему ввімкнення 16-розрядного АЦП. Елементи R40C20 формують фільтр Charge Bucket, для того, щоб напруга на вході V_{in} АЦП сильно не просідала і встигала повертатись до свого початкового рівня в моменти вибірки вхідного сигналу АЦП, коли його вхід короткочасно споживає певний струм.

Конденсатор C19 підключено до лінії REF для фільтрації внутрішнього джерела опорної напруги. До лінії CAP підключено елементи R59

та C18. А через лінію V_{dig} здійснюється живлення цифрової частини мікросхеми DA7.

Мікросхема DA7 16-розрядного АЦП в даній схемі реалізована таким чином, що дані з виходу видаються в два етапи через 8-бітну шину D0-D7 – спочатку в один такт передається перша половина даних (перші 8 біт), після чого в другий такт передається друга частина даних (останні 8 біт). Такий режим передачі даних було обрано для зменшення розрядності шини даних, кількості мікросхем шинних формувачів та економії задіяних портів мікроконтролера. Керування надсилання даних в два етапи здійснюється через вхід BYTE.

Вихід АЦП DA7 підключено до входу регістр DD13 (рис. 7), через який дані надсилаються на загальну шину і далі до внутрішньої пам'яті мікроконтролера у визначені моменти часу. Керування буфером DD13 здійснюється через лінії OE (Out Enable) та L (Load).

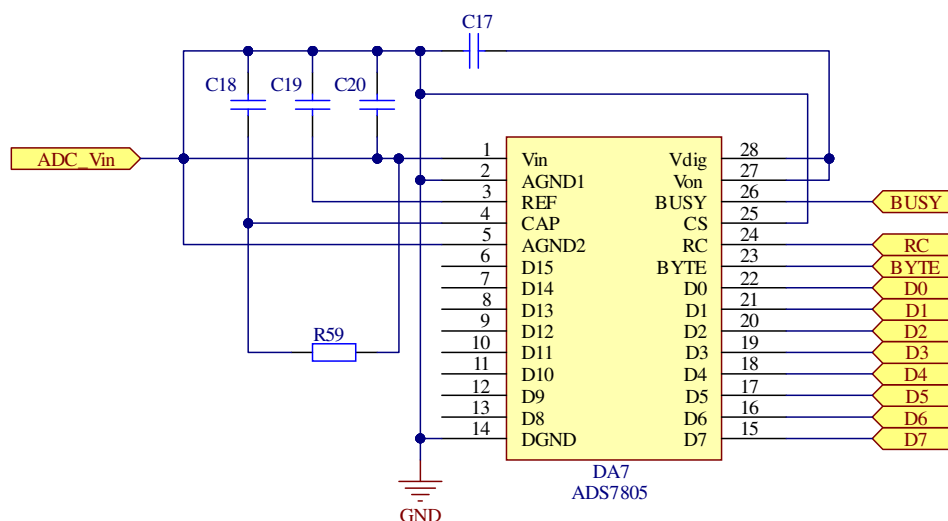


Рис. 6. Електрична схема ввімкнення 16-розрядного АЦП

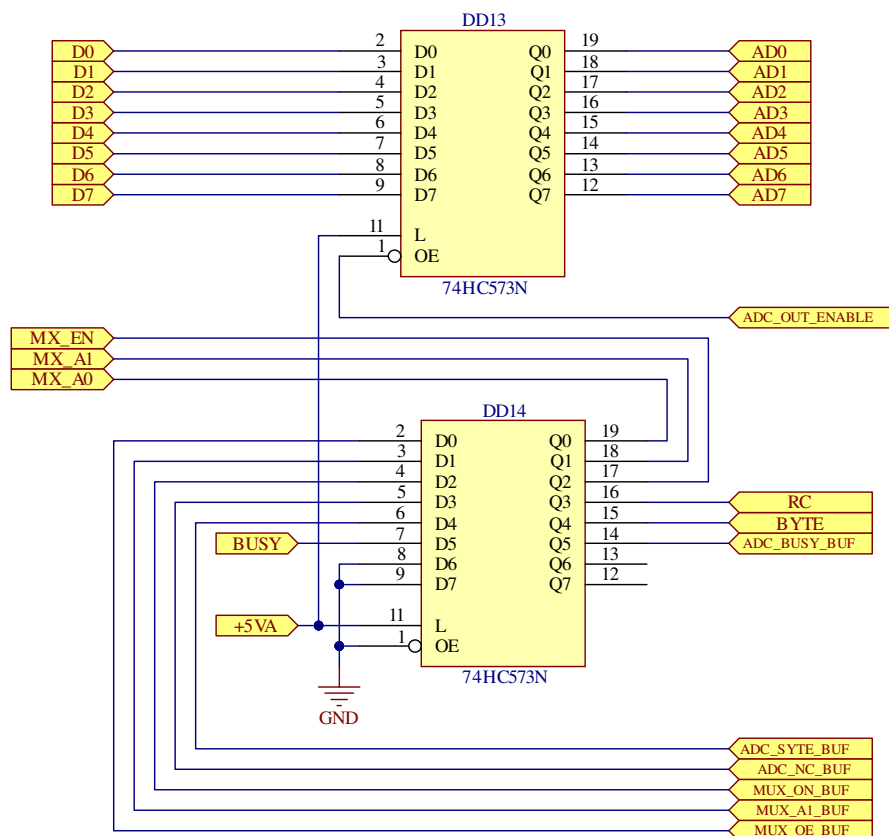


Рис. 7. Електрична схема ввімкнення мікросхем регістрів DD13 та DD14

Шинний формувач. Шинний формувач DD12 реалізований на мікросхемі паралельного регістру 74HC573N (рис. 8). Через лінію 11 (LOUT PIN) здійснюється керування передачею даних через буфер DA6 з відкритим колектором. Буфер DA6 представляє собою набір ключів Q0-Q7, до виходів яких підключені катоди світлодіодів датчика ФПГ. Мікросхема DA6 реалізує ключі для керування світлодіодами датчика ФПГ в інтегральному вигляді. Наприклад, коли логічний нуль надсилається на лінію 1 мікросхеми DA6, то світлодіод, підключений до виходу 18, починає світитись, а при надсиланні логічної одиниці – світлодіод вимикається.

ЦАП. Мікросхема DD11 – шинний формувач побудований на регістрі. У визначені моменти часу до регістру DD11 надсилаються дані, які там зберігаються деякий проміжок часу і далі вони пересилаються до ЦАП DA5.

На рис. 9 представлено електричну схему ввімкнення ЦАП. Джерело опорної напруги 2,5 В для ЦАП побудовано на базі керованого стабілітрону TL-431. Інвертований вхід опорної напруги Vref підключений до GND. Виходи ЦАП DA5 Iout та Iout інвертований (від’ємний) є виходами напруги.

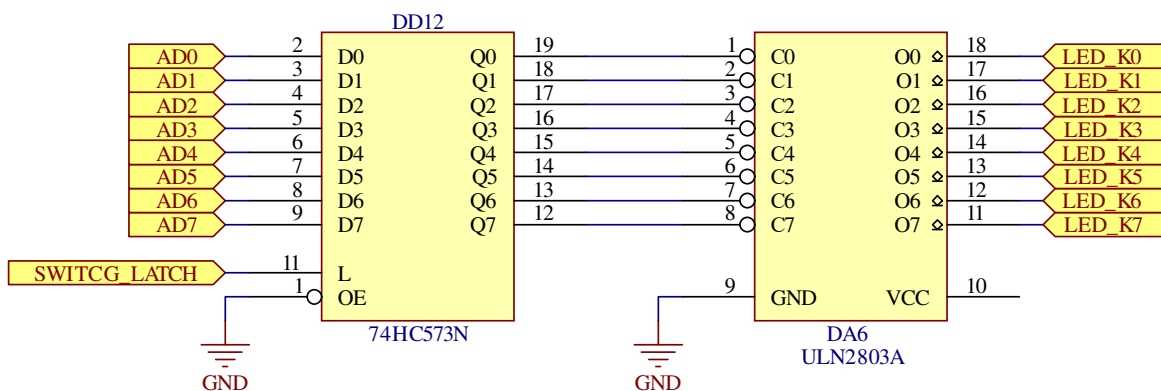
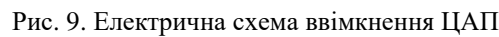


Рис. 8. Електрична схема ввімкнення шинного формувача



певних межах під час можливих змін зовнішньої температури, що впливає на зміну напруги на світлодіоді. Також буде змінюватись напруга при використанні різних типів світлодіодів з різною довжиною хвилі випромінювання. На рис. 8 до контактів О0-07 мікросхеми буфера DA6 з відкритими колекторами підключаються до восьми світлодіодів датчика ФПГ. Катоди світлодіодів під'єднуються до контактів О0-07, а аноди під'єднуються до спільного виходу джерела струму Ховланда.

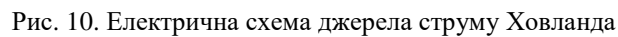


Рис. 11. Електрична схема фільтрації живлення Ховланда.

Технічні характеристики системи БХ-ФПГ представлені в таблиці 1. Зовнішній вигляд системи багатохвильової фотоплетизмографії представлено на рис. 12.

Опис розроблених датчиків ФПГ представлено в наступному розділі.

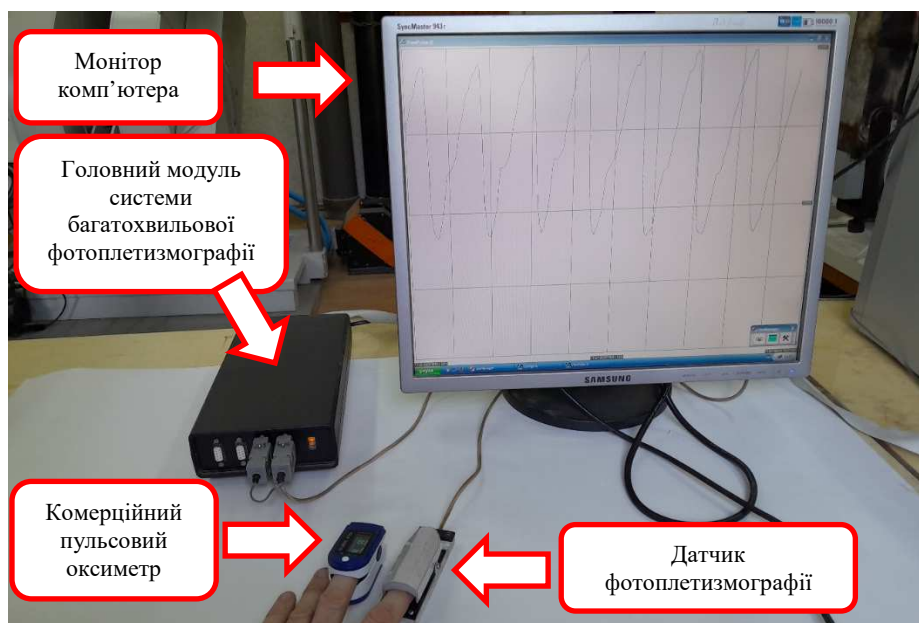


Рис. 12. Зовнішній вигляд системи багатохвильової фотоплетизмографії

Таблиця 1. Технічні характеристики системи БХ-ФПГ

Параметри	Значення
Тривалість імпульсів засвічування світлодіодів (τ)	160 мкс
Частота повторення імпульсів	348 Гц (період – 2,87 мс)
Струм через світлодіоди (при напрузі від 0 до 5 В)	регульований від 0 до 150 мА
Діапазон значень сигналу, що виводяться на монітор і записуються в файл	від -32768 до +32768

Трихвильові датчики фотоплетизмографії

На сьогодні в світі присутній науковий інтерес в дослідженнях для неінвазивного вимірювання таких речовин в крові, як загальний гемоглобін [13], метгемоглобін [14], карбоксигемоглобін [15], глюкоза [16] тощо, для подальшого діагностування різноманітних захворювань. Для цього використовуються системи ФПГ з використанням трьох і більше джерел випромінювання на різних довжинах хвиль оптичного та ближнього інфрачервоного діапазонів, як це представлено в роботах [13-16].

В рамках даної роботи було розроблено та виготовлено два датчики різної конфігурації:

- 1) Трихвильовий пальцевий датчик ФПГ розсіяного назад світла, який створено на базі стандартної пульсоксиметричної пари світлодіодів У97В ($\lambda_{\text{max}} = 660 \text{ нм}$ та 940 нм), світлодіоду L-53MGC (InGaAlP, $\lambda_{\text{max}} = 568 \text{ нм}$) та кремнієвого фотодіоду BPW34 (OSRAM) з розміром сенсора $2,71 \times 2,71 \text{ мм}$ і чутливістю 75 нА/лк . Зовнішній вигляд цього датчика представлено на рис. 13.

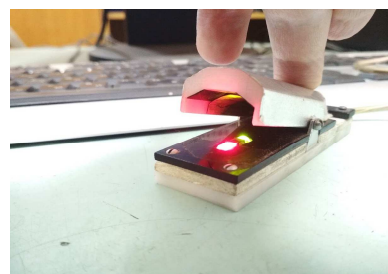
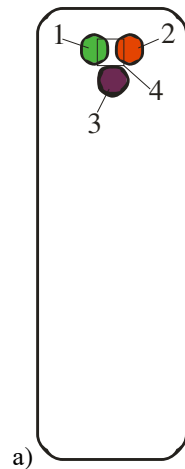


Рис. 13. Трихвильовий пальцевий датчик ФПГ розсіяного назад світла

- 2) Трихвильовий вушний датчик ФПГ прохідного світла типу «прищіпки». У конструкції датчика (рис. 14, а) використано світлодіоди діаметром $2,9 \text{ мм}$ (Kingbright): яскравий зелений L-934MGC ($\lambda = 568 \text{ нм}$, $I_v = 2000 \text{ мкд}$ з 20 мА , $2\theta_{1/2} = 50^\circ$), червоний L-934SRC-J ($\lambda = 660 \text{ нм}$, $I_v = 2000 \text{ мкд}$ з 20 мА , $2\theta_{1/2} = 50^\circ$) та інфрачервоний L-934F3C ($\lambda = 940 \text{ нм}$, $P_0 = 10 \text{ мВт/ср}$ з 20 мА , $2\theta_{1/2} = 50^\circ$) та фотодіод BPW34.

На рис. 14, а квадратом 4 показана проекція сенсору фотодіоду, розміщеного на протилежній пластині датчика від пластини зі світлодіодами. Зовнішній вигляд цього датчика представлено на рис. 14, б.



Спектри випромінювання обраних світлодіодів та спектральну чутливість фотодіоду наведено на рис. 15. Конфігурація розроблених датчиків ФПГ представлена в табл. 2.



Рис. 14. Трихвильовий вушний датчик ФПГ прохідного світла: а) схематичне зображення конструкції датчика: (1, 2, 3 – світлодіоди з $\lambda = 568, 660$ і 940 нм відповідно, 4 – проекція сенсора фотодіоду), б) зовнішній вигляд датчика

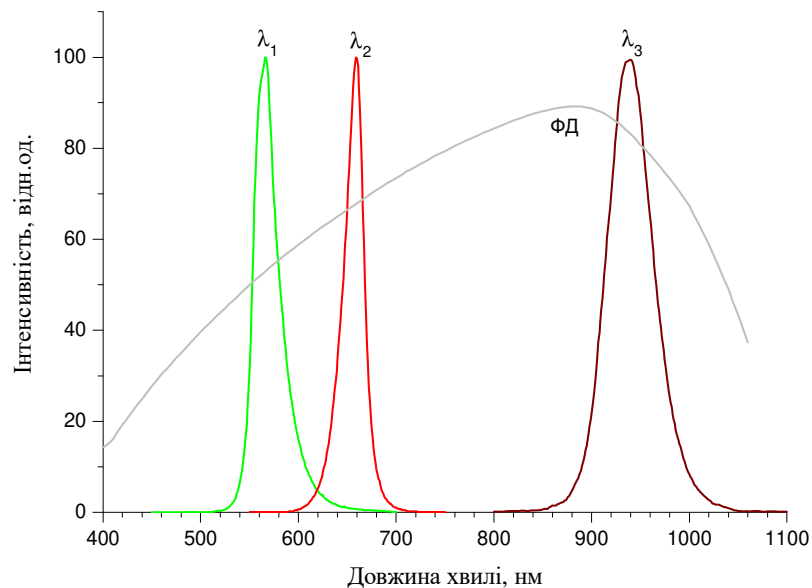


Рис. 15. Спектри випромінювання світлодіодів ($\lambda_1 = 568$ нм, $\lambda_2 = 660$ нм, $\lambda_3 = 940$ нм) та спектральна чутливість фотодіоду BPW34 датчика ФПГ

Таблиця 2. Технічні характеристики розроблених датчиків ФПГ

Назва датчика	Пікова довжина хвилі світлодіоду, нм	Назва світлодіоду/фотодіоду
Трихвильовий пальцевий датчик розсіяного назад світла	568 нм	L-53MGC
	660 нм	Y97B
	940 нм	
	-	Фотодіод BPW34
Трихвильовий вушний датчик прохідного світла	568 нм	L-934MGC
	660 нм	L-934SRC-J
	940 нм	L-934F3C
	-	Фотодіод BPW34

Програмне забезпечення системи багато-хвильової фотоплетизмографії

Режим роботи системи БХ-ФПГ задається спеціальним програмним забезпеченням (рис. 16). Програмна оболонка дозволяє оператору задавати в ПК необхідні параметри роботи:

- вибір кількості світлодіодів і фотодіодів;
- послідовність вмикання вихідних сигналів (світіння світлодіодів);

- вибір режиму установки коефіцієнту підсилення вхідних сигналів та амплітуди вихідних імпульсів (автоматичний і ручний режими).

На екран монітора ПК виводяться сигнали (за вибором) від усіх вхідних каналів датчика в реальному масштабі часу (рис. 17). Дані всіх вхідних каналів датчика записуються в файл (*.log) у кодах ASCII і зберігаються на жорсткому диску.

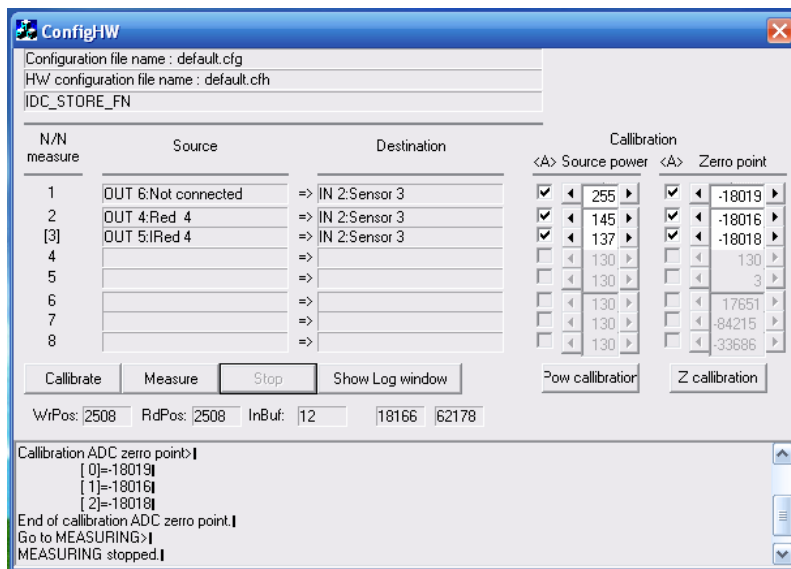


Рис. 16. Програмне забезпечення керування режимами роботи системи БХ-ФПГ

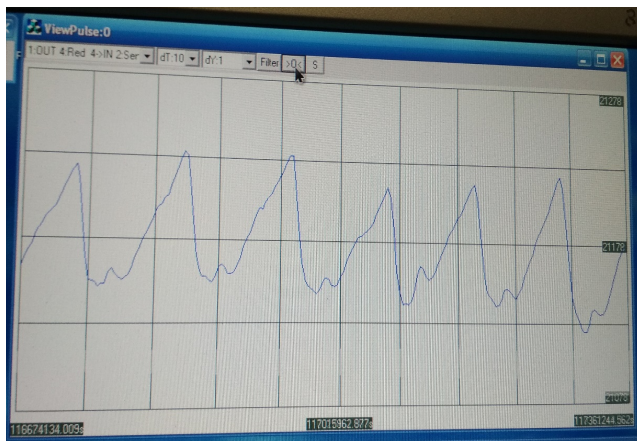


Рис. 17. Вікно програмного забезпечення для візуалізації сигналів, які реєструються системою БХ-ФПГ

Оцінювання якості сигналів багатовхильової фотоплетизмографії

Для оцінювання якості сигналів ФПГ, отриманих за допомогою системи БХ-ФПГ та розроблених датчиків, було проведено аналіз отриманих сигналів ФПГ, тривалістю від 31 до 149 сек, для кожного датчика.

Основною метою було оцінити кореляцію пульсових хвиль між сигналами різної довжини хвилі.

Порівняння сигналів виконувалося для довжин хвиль 660 нм та 940 нм і для 568 нм та 660 нм. Для оцінки якості сигналів використовувався коефіцієнт кореляції Пірсона (ККП), який визначає ступінь лінійної залежності між двома змінними. ККП розраховувався за формулою:

$$R = \frac{\sum_{i=1}^N x_i y_i - \left(\sum_{i=1}^N x_i \sum_{i=1}^N y_i \right) / N}{\sqrt{\sum_{i=1}^N x_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^N x_i \right)^2}{N}}} \cdot \frac{1}{\sqrt{\sum_{i=1}^N y_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^N y_i \right)^2}{N}}} \quad (1)$$

де x , y – віднормовані (за максимальним значенням) набір значень сигналу ФПГ для першої та другої довжини хвилі, відповідно; N – кількість відліків вибірки.

ККП використовується як ключовий показник якості сигналів ФПГ. Для кожного сигналу розраховувалося середнє значення ККП, а потім обчислювалося середнє значення для кожного датчика.

У дослідженні взяв участь здоровий доброволець чоловічої статі віком 50 років. Під час експерименту учасник залишався у сидячому положенні, розслаблений, дихав у нормальному ритмі. Для реєстрації сигналів використовувався вказівний палець лівої руки, який був розташований на рівні серця у зручному положенні на столі. Шкіра добровольця відповідала II типу за шкалою Фітцпатріка.

Цей підхід дозволив отримати об'єктивні показники якості сигналів, необхідні для порівняння ефективності роботи датчиків.

Результати та обговорення

На рис. 18 представлено приклади 10-ти секундного запису сигналів ФПГ, отриманого за допомогою трихвильового пальцевого датчика ФПГ розсіяного назад світла (рис. 18, а) та трихвильового вушного датчика ФПГ прохідного світла (рис. 18, б).

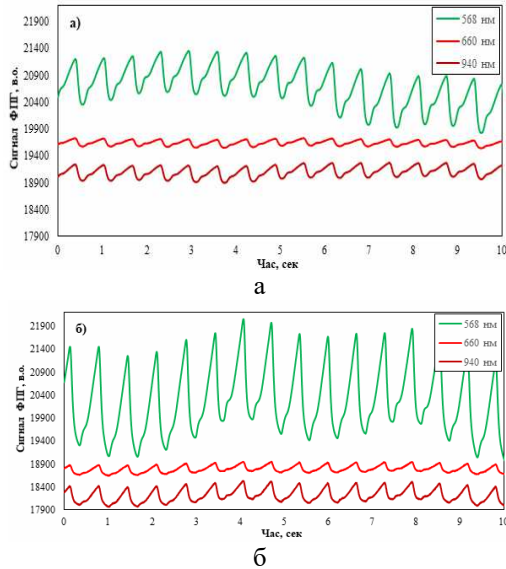


Рис. 18. Приклад 10-ти секундного запису сигналу ФПГ з а) трихвильового пальцевого датчика ФПГ розсіяного назад світла та б) трихвильового вушного датчика ФПГ прохідного світла

Коефіцієнт кореляції Пірсона R розраховувався за формулою (1) для пари сигналів ФПГ з різною довжиною хвилі для вибірки, приблизно рівною тривалості двох кардіоциклів людини (115 сек). Набір значень ККП для одного вимірювання представлено на рис. 19.

Далі ККП усереднювались для кожного вимірювання та для всіх вимірювань для кожного з датчиків; результати представлені в табл. 3 та табл. 4.

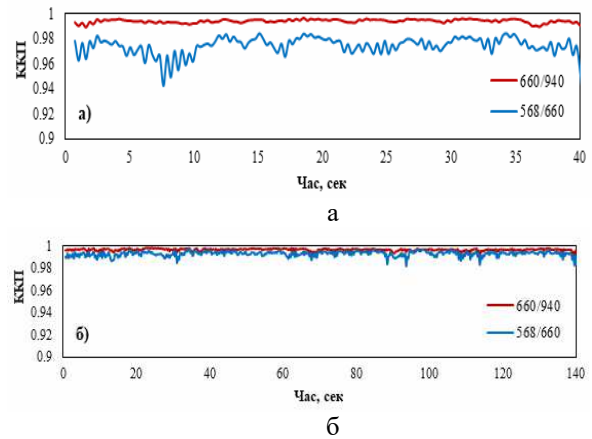


Рис. 19. Розраховані значення ККП під час одного вимірювання для пари сигналів ФПГ з різною довжиною хвилі, отриманих з а) трихвильового пальцевого датчика ФПГ розсіяного назад світла та б) трихвильового вушного датчика ФПГ прохідного світла

Таблиця 3. Середні значення ККП для кожного вимірювання за допомогою трихвильового пальцевого датчика ФПГ розсіяного назад світла

№	Тривалість реєстрації сигналу ФПГ, сек	Коефіцієнт кореляції Пірсона R	
		660/940 нм	568/660 нм
1	31,14	0,992	0,976
2	36,31	0,994	0,966
3	44,63	0,993	0,973
4	38,32	0,990	0,981
5	37,17	0,997	0,979
6	40,04	0,996	0,970
7	37,74	0,998	0,980
8	40,9	0,997	0,989
9	34,88	0,998	0,987
10	39,46	0,997	0,979
11	31,43	0,994	0,972
12	36,02	0,998	0,980
Середнє значення		0,995	0,978

Таблиця 4. Середні значення ККП для кожного вимірювання за допомогою трихвильового вушного датчика ФПГ прохідного світла

№	Тривалість реєстрації сигналу ФПГ, сек	Коефіцієнт кореляції Пірсона R	
		660/940 нм	568/660 нм
1	88,51	0,983	0,967
2	91,69	0,990	0,987
3	124,67	0,992	0,975
4	93,13	0,994	0,979
5	143,06	0,997	0,993
6	111,2	0,997	0,961
7	116,65	0,988	0,967
8	149,67	0,987	0,955
Середнє значення		0,991	0,973

Отримані результати обчислення ККП свідчать про високий рівень узгодженості між сигналами, що вказує на високу якість роботи розробленої системи ФПГ та датчиків.

Середні значення R для обох датчиків перебувають у діапазоні від 0,973 до 0,995, що є індикатором достатньо високої точності роботи системи.

Найвищі значення ККП отримано для пари сигналів з довжинами хвиль 660 нм і 940 нм з середнім значенням $R = 0,995$ (від 0,990 до 0,998) для пальцевого датчика та середнім значенням $R = 0,991$ (від 0,983 до 0,997) для вушного датчика.

Нижчі значення ККП отримано для пари сигналів з довжинами хвиль 568 нм та 660 нм з середнім значенням $R = 0,978$ (від 0,966 до 0,989) для пальцевого датчика та середнім значенням $R = 0,973$ (від 0,955 до 0,993) для вушного датчика. Нижчі значення ККП для пари сигналів із довжинами хвиль 568 нм і 660 нм можна пояснити значно більшим поглинанням випромінювання на довжині хвилі 568 нм біологічними тканинами. Це знижує інтенсивність сигналу, що потребує додаткового підсилення. Підсилення, у свою чергу, призводить до посилення завад і артефактів, які впливають на кореляцію сигналів.

Висновки

У роботі представлено та досліджено систему багатохвильової фотоплетизмографії, яка дозволяє виконувати безперервну реєстрацію сигналів у реальному часі з високою якістю. Розроблено два типи пристроїв: трихвильовий пальцевий датчик ФПГ розсіяного назад світла та трихвильовий вушний датчик ФПГ прохідного світла.

Функціональні можливості системи забезпечуються апаратно-програмним комплексом, що включає мікроконтролер для керування підсистемами живлення, зберігання та передачі даних, а також програмне забезпечення для налаштування параметрів роботи та візуалізації сигналів у реальному часі.

Результати оцінки якості сигналів підтвердили ефективність розробленої системи. Для аналізу використовувався коефіцієнт кореляції Пірсона, який показав високі значення середньої кореляції між сигналами різних довжин хвиль. Зокрема, для пари сигналів 660 нм і 940 нм ККП досягав 0,995 для пальцевого датчика та 0,991 для вушного.

Для пари сигналів 568 нм і 660 нм ККП був дещо нижчим (0,978 для пальцевого датчика та 0,973 для вушного), що пов'язано із сильним поглинанням випромінювання біологічними тканинами на хвилі 568 нм.

Отримані результати демонструють високу точність роботи системи БХ-ФПГ, її здатність до надійного збору даних і потенціал для використання у практичних додатках, таких як моніторинг стану серцево-судинної системи, оцінка варіабельності серцевого ритму, артеріального тиску та інших фізіологічних параметрів.

Подальші дослідження будуть спрямовані на адаптацію системи до мобільних і носимих пристроїв для розширення її практичного застосування.

Ця робота була підтримана Міністерством освіти і науки України, проект № 0124U000326 та стипендією Національної академії наук України для молодих вчених.

Література

- [1] Y. Sun, and N. Thakor, "Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging", *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 63, no. 3, pp. 463-477, 2015. Doi: 10.1109/TBME.2015.2476337
- [2] T. Tamura, "Current progress of photoplethysmography and SPO2 for health monitoring", *Biomedical engineering letters*, vol. 9, no. 1, pp. 21-36, 2019. DOI: 10.1007/s13534-019-00097-w
- [3] Á. Solé Morillo, J. Lambert Cause, V. E. Baciú, B. da Silva, J. C. Garcia-Naranjo, and J. Stiens,

- “PPG edukit: An adjustable photoplethysmography evaluation system for educational activities”, *Sensors*, vol. 22, no. 4, pp. 1389, 2022. DOI: 10.3390/s22041389
- [4] S. S. Yesman, D. V. Veligotsky, S. O. Mamilov, A. I. Gisbrecht, V. S. Mircheva, and L. B. Zaharieva, “Optical diagnostics of the condition of the cardio vascular system on the basis of optoelectronic methods”, *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 618, no. 1, pp. 2-7, 2019. DOI: 10.1088/1757-899X/618/1/012015
- [5] S. Mamilov, S. Esman, D. Velyhotsky, and A. Gisbrecht, “Non-invasive study of changes in venous oxygen saturation”, *General Medicine*, vol. 24, no. 2, pp. 26-28, 2022. [Online]. Available: https://cml.mu-sofia.bg/CML/Obsta_Medicina/page442.html.
- [6] H. Kinnunen, A. Rantanen, T. Kenttä, and H. Koskimäki, “Feasible assessment of recovery and cardiovascular health: accuracy of nocturnal HR and HRV assessed via ring PPG in comparison to medical grade ECG”, *Physiological measurement*, vol. 41, no. 4, pp. 04NT01, 2020. DOI: 10.1088/1361-6579/ab840a
- [7] J. Liu, S. Qiu, N. Luo, S. K. Lau, H. Yu, T. Kwok, et al and N. Zhao, “PCA-based multi-wavelength photoplethysmography algorithm for cuffless blood pressure measurement on elderly subjects”, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 25, no. 3, pp. 663-673, 2020. DOI: 10.1109/JBHI.2020.3004032
- [8] P. H. Charlton, J. Allen, R. Bailón, S. Baker, J. A. Behar, F. Chen, et al and T. Zhu, “The 2023 wearable photoplethysmography roadmap”, *Physiological measurement*, vol. 44, no. 11, pp. 111001, 2023. DOI: 10.1088/1361-6579/acead2
- [9] D. Ray, T. Collins, S. I. Woolley, and P. V. Ponnappalli, “A review of wearable multi-wavelength photoplethysmography”, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 16, pp. 136-151, 2021. DOI: 10.1109/RBME.2021.3121476
- [10] J. Fine, K. L. Branan, A. J. Rodriguez, T. Boonya-Ananta, Ajmal, J. C. Ramella-Roman, et al and G. L. Cote, “Sources of inaccuracy in photoplethysmography for continuous cardiovascular monitoring”, *Biosensors*, vol. 11, no. 4, pp. 126, 2021. DOI: 10.3390/bios11040126
- [11] Д. О. Дереча, Д. В. Великоцький, Я. П. Лазоренко, В. П. Міцай, С. О. Мамілов, *Молекулярна динаміка летких біомаркерних сполук при їх елімінації газотранспортними потоками в біологічних структурах*, Київ, Україна: «Хімджест», 2023.
- [12] S. O. Mamilov, S. S. Yesman, D. V. Velyhotskyi, “Investigation of the photodissociation quantum efficiency of hemoglobin derivatives”, in *2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, April, 2019, pp. 466-470. DOI: 10.1109/elnano.2019.8783360
- [13] H. Liu, F. Peng, M. Hu, J. Shi, G. Wang, H. Ai, and W. Wang, “Development and validation of a photoplethysmography system for noninvasive monitoring of hemoglobin concentration”, *Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol. 2020, no. 1, p. 3034260, 2020. DOI: 10.1155/2020/3034260
- [14] U. Timm, H. Gewiss, J. Kraitl, B. Brock, H. Ewald, “Sensor system for non-invasive optical carboxy-and methemoglobin determination”, in *Optical Diagnostics and Sensing XVII: Toward Point-of-Care Diagnostics*, February, 2017, pp. 164-170. DOI: 10.1117/12.2252549
- [15] M. Iliukha, S. Mamilov, D. Velyhotskyi, I. Bekh, O. Strykun, “Software and Hardware Implementation of Current Monitoring Methods on Changes in the Health Status of Carbon Monoxide Poisoned”, in *2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)*, November, 2021, pp. 1-4. DOI: 10.1109/EHB52898.2021.9657688
- [16] V. P. Rachim, and W. Y. Chung, “Wearable-band type visible-near infrared optical biosensor for non-invasive blood glucose monitoring”, *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 286, pp. 173-180, 2019. DOI: 10.1016/j.snb.2019.01.121

UDC 616-71

^{1,2)}Velyhotskyi D.V., ²⁾Duha S.O., ¹⁾Mamilov S.O.¹⁾Institute of Magnetism of the NAS of Ukraine and MES of Ukraine, Kyiv, Ukraine²⁾National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

MULTIWAVELENGTH PHOTOPLETHYSMOGRAPHY SYSTEM

Photoplethysmography (PPG) is a promising technology for assessing the cardiovascular system's condition due to its ability to analyze changes in blood volume within the microvascular bed. Beyond standard parameters such as heart rate and blood oxygen saturation, the pulse wave shape in PPG signals contains additional valuable information that can be utilized for assessing heart rate variability, arterial stiffness, and blood pressure.

However, the successful use of PPG in everyday activities requires reliable acquisition of signals free from saturation, motion artifacts, and other interferences.

This study presents a multiwavelength photoplethysmography (MW-PPG) sensor system capable of continuous real-time signal recording. Two types of sensors were developed: a three-wavelength finger PPG sensor utilizing backscattered light and a three-wavelength ear PPG sensor using transmitted light. The system can record up to eight independent signals, and its operation is controlled by a microcontroller managing the power and signal processing subsystems. The software allows for customizable operation settings, including signal amplification modes and LED activation sequences.

To evaluate the system's performance, signal quality was analyzed using the Pearson correlation coefficient (PCC). The average PCC values for the finger and ear sensors ranged from 0.973 to 0.995, indicating the high accuracy and reliability of the developed system. The highest PCC values were obtained for the wavelength pair of 660 nm and 940 nm, while lower values were observed for the 568 nm and 660 nm pair due to stronger light absorption by tissues at 568 nm. The results confirm the effectiveness of the proposed MW-PPG system for measuring high-quality physiological signals.

Keywords: photoplethysmography; PPG; multiple wavelengths; multiwavelength PPG; optical sensor; light penetration; blood volume.

*Надійшла до редакції
04 грудня 2024 року*

*Рецензовано
23 січня 2025 року*



© 2025 Copyright for this paper by its authors.
Use permitted under Creative Commons License Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).