

6. Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Манойлов В.Ф., др. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов. Житомир: "Волянь", 2003. 408 с.

Ключові слова: біологічно активна точка, діагностика, рефлексотерапія	
Перегудов С.М., Пустова С.В., Яненко О.П.	Peregudov S.V., Pustova S.V., Yanenko O.P.
Исследование сопротивления биологически активной точки на постоянном и переменном токе	Research of resisting of the biological active point for constant and alternative current
Проведено дослідження опору біологічно активної точки (БАТ) на постійному і змінному струмі. Сделана оцінка взаємозв'язку опору шкіри і електромагнітного випромінювання в БАТ. Показана можливість використання експериментальної інформації для діагностики стану людського організму.	Is conducted research of resistance of biologically active point (BAT) on a direct and variable current. Research results are presented. The estimation of intercommunication between resistance of skin and by an electromagnetic radiation in BAT is done. Is shown possibility of the use of experimental information for diagnostics of the state of human to the organism.


УДК615.47

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЦИФРОВОГО ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОГО СЕНСОРА.

Мосійчук В. С., Шарпан О.Б.

Описано новий, високочутливий оптичний сенсор, на основі світлодіодів, з яких один

[View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk](http://core.ac.uk)

brought to you by  **CORE**

provided by Electronic Archive of Kyiv Polytechnic Institute

Вступ

В наявних фотоплетизмографічних (ФПГ) сенсорах використання світлодіодів (СД) як джерела світла стало традиційним. Це об'єктивно обумовлено кращими енергетичними показниками, селективністю випромінювання, стійкою емісією, наявністю різних розмірів і форм, низькою ціною. Смуга їх робочих довжин хвиль перекриває діапазон максимумів поглинання різних форм гемоглобіну, не призводять до значного нагрівання тканини.

Традиційно як детектор світла використовується напівпровідниковий фотодіод. При цьому додатково до детектора, необхідні прецизійний операційний підсилювач і АЦП високої роздільної здатності. Ці компоненти збільшують складність і вартість системи, її геометричні розміри і потужність розсіювання, тобто знижують показники, що є критичними в мініатюрних системах з батарейним живленням.

В роботах [1,2] запропоновано нетрадиційний оптичний сенсор, суть якого полягає в тому, що як світлоприймач використовується СД в режимі зворотного зміщення. Подібні первинні перетворювачі успішно застосовуються для кольорометричного аналізу [4], вимірювання відстаней [3], в системах бездротової передачі даних на короткі відстані та ін. Тому являє практичний інтерес випробування сенсора даного типу для задач отримання пульсової хвилі ФПГ методом.

Структура цифрового фотоплетизмографічного сенсора

Для побудови сенсора за приведеним принципом роботи достатньо двох ідентичних СД, один з яких використовується як джерело світла, а інший, зворотно зміщений, працює як світлоприймач. Тип розміщення елементів сенсора по відношенню до біотканини планарний, режим реєстрації пульсової хвилі – “на відбиття”. Енергетичним живленням, пов’язаним з детектором безпосередньо, є заряджання внутрішньої ємності зворотно-зміщеного СД протягом 100-200 мкс при подачі на нього напруги 5 В. Світловий потік, що потрапляє на СД-детектор, призводить до генерації фотоструму малого рівня, який розряджає його внутрішню ємність. Рівень фотоструму становить від 10^{-12} А у повній темноті до приблизно 10^{-6} А при сильному освітленні. При нормальному кімнатному освітленні його рівень становить приблизно 50 пА [4].

Техніка первинного перетворення є цифровою і заснованою на перетворенні напруги в тривалість імпульсу. Це виключає необхідність застосовувати відносно дорогі АЦП з високою роздільною здатністю і аналогові операційні підсилювачі.

На рис. 1 показано просту структурну схему сенсора, виконаного за цим принципом, який для отримання пульсової хвилі ФПГ методом вимірює інтенсивність світла, що поступає на СД-детектор, не прямим способом, а в одиницях часу розряду.

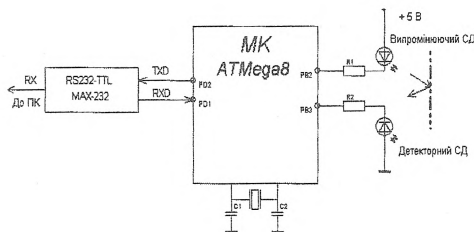


Рис. 1. Структурна схема сенсора

Головні компоненти сенсора – мікроконтролер (МК) *Atmel ATmega8*, стабілізатор напруги і перетворювач рівнів *RS232-TTL* на мікросхемі *MAXIM MAX232*, яка призначена для передачі даних до ПК. Випромінюючий СД працює напряму від портів керування МК. Детекторний СД з’єднаний і з портами вводу/виводу МК. МК забезпечує швидкий заряд внутрішньої ємності СД-детектора до напруги +5 В з наступним перемиканням у стан високого опору порту (*Hi-Z*); значення цього опору становить приблизно 10^{15} Ом. При цьому струм витoku через порт МК складає приблизно $2 \cdot 10^{-14}$ А (0.002 пА), що є незначним порівняно з фотострумом 50 пА через діод безпосередньо. Після перемикання порту в режим цифрового входу запускається 16-ти розрядний таймер МК, призначений для вимірювання тривалості часу, необхідного для зміни напруги на діоді від 5 В до 2.2 В (логічний нуль). Далі отримане значення коду, який характеризує рівень світлового потоку, передається до ПК (рис. 2).

Оптичний сенсор був виготовлений на базі двох ідентичних СД у мініаторному (SMD) виконанні. Довжина хвилі емісії $\lambda = 639$ нм (Lite-On Corp. LTSTC150KRKT, США). Для підвищення чутливості при реєстрації пульсової хвилі довжина хвилі випромінювання СД вибрана близькою до спектрального максимуму поглинання гемоглобіном.

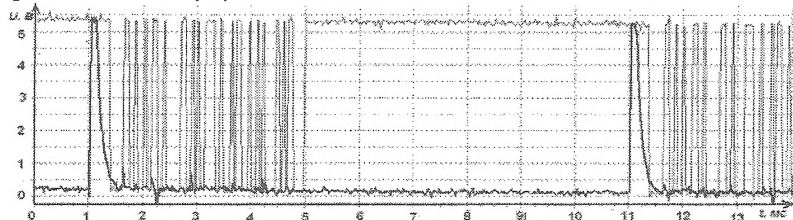


Рис. 2. Часові діаграми роботи детекторного СД і процес передачі даних до ПК через послідовний порт ($F_{\text{диск}}=100$ Гц)

Результати досліджень

На рис. 3 показано первинний ФПГ сигнал, одержаний при роздільній здатності таймеру МК 0.0625 мкс (при тактовій частоті $F_{\text{clk}}=16$ МГц). При цьому, як видно з рисунку, відносне середньоквадратичне відхилення результатів вимірювання є достатньо високим (приблизно 5 %). Це викликано дією електричних завад та нестабільності живлення. Для зменшення рівня завад довжина з'єднувальних провідників між СД і МК обиралася мінімальною, що забезпечувало при нестабільності живлення у 2 мВ відносне середньоквадратичне відхилення близько 2 % динамічного діапазону вимірюваного сигналу.

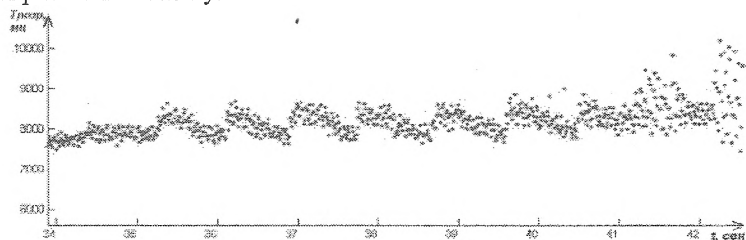


Рис. 3. Первинний сигнал пульсової хвилі, знятий з сонячній артерії без застосування цифрової обробки ($F_{\text{диск}}=100$ Гц, $F_{\text{clk}}=16$ МГц).

$T_{\text{розр}}$ – час розряду внутрішньої ємності, виміряний в кількості машинних циклів МК

Іншою вадою такого сенсора є малий динамічний діапазон корисного сигналу, оскільки виміряний сигнал містить значну постійну компоненту і змінну, пульсуючу компоненту, котра становить 0.1 - 1 % від рівня постійної компоненти. Збільшення тактової частоти МК дає можливість збільшити обидві компоненти сигналу ФПГ і таким чином покращити роздільну

здатність в цілому. Але проблема збільшення динамічного діапазону корисного сигналу залишається, що обумовлено складністю фільтрації синфазної компоненти сигналу у цифровому сенсорі. У класичному варіанті побудови аналогових ФПГ сенсорів подібну задачу розв'язують, застосовуючи диференційні операційні підсилювачі. Розглядався і варіант реалізації алгоритму диференційного вимірювання з ввімкненим і вимкненим джерелом підсвічування. При цьому час розряду ємності значно перевищує час, що відведений на один період дискретизації.

Висновки

Дослідження цифрового ФПГ сенсора показало можливість застосування принципу непрямого вимірювання інтенсивності світла шляхом визначення тривалості часу розряду внутрішньої ємності СД. Такий сенсор чутливий до завад електричного походження, що потребує цифрової фільтрації сигналу для підвищення відношення сигнал/шум. Разом з тим відсутність АЦП і операційного підсилювача дає можливість покращити енергетичні характеристики, зменшити вартість сенсора і системи в цілому, що важливо для багатьох застосувань, таких як вимірювання сатурації крові, частоти серцевих скорочень, артеріального тиску тощо. Здешевлення сенсора дасть змогу перейти до індивідуальних (одноразових) первинних перетворювачів, що в свою чергу знижує вимоги до конструкції. Низька потужність споживання, висока чутливість є підставою для подальшого удосконалення цифрового фотоплетизмографічного сенсора з метою впровадження його в клінічну практику.

Література

1. Барауля В.И., Кобцев С.М., Кораблев А.В. Использование светоизлучающих диодов АЛ307 в качестве фотоприемников для диагностики фемтосекундных световых импульсов // Письма в ЖТФ. - 1998. - Т. 24, №1 – С. 62-65.
2. Miyazaki E., Itami S., Araki T. Using a light-emitting diode as a high-speed, wavelength selective photodetector // Rev. Sci. Instrum. – 1998. V. 69 – P. 3751-3754.
3. Stojanovic R., Karadagic D. A LED-LED-based photoplethysmography sensor // Physiol. Meas. – 2007. – Vol. 28, № 6 – P. 19-27.
4. Lau K. T., and al Novel fused-LEDs devices as optical sensors for colorimetric analysis // Talanta. – 2004. – Vol. 63, № 6 – P. 167-173.

Ключові слова: фотоплетизмографічний сенсор, вимірювання коефіцієнта відбиття, використання світлодіоду в якості світло приймача.	
Мосийчук В.С., Шарпан О.Б.	Mosiychuk V.S., Sharpan O. B.
Экспериментальное исследование характеристик цифрового фотоплетизмографического сенсора.	Experimental research of digital photoplethysmography sensor's performances.
Описан новый, высокочувствительный оптический сенсор, на основе светодиодов, один из которых выполняет функцию источника излучения, а другой функционирует как детектор. Показана возможность использования данного принципа измерения для задач регистрации пульсовой волны.	Design of the new, high-sensitivity optical sensor, on the basis of the light-emitting diodes is presented, one with which carries out function of a light source, and another back-displaced functions as the detector. Availability of this principle of measuring for problems of recording pulse waves is shown.