

ЗАСТОСУВАННЯ ЦИФРОВОГО ОПТОЕЛЕКТРОННОГО СЕНСОРА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ В СИСТЕМІ КРОВООБІГУ ЛЮДИНИ

Описаны особенности работы и применения цифрового оптоэлектронного сенсора при регистрации пульсовой волны. Показано возможность регистрации пульса датчиком по двум разным физическим проявлениям – изменению объема кровенаполнения в тканях (плетизмографии) и по колебаниям стенок артерий (сфигмографии). Приведены результаты экспериментальных исследований.

The feature work features wrk and applications of digital optronic sensor during registration of pulse wave are described. Possibilit solvency of sensor in relation to concerning pulse recording by the two different diverse physical effects of pulse are shown – the change changing of pulse volume CU in tissue CLO (plethysmography) and oscillation weggling of arterial walls paries arteria (sphygmography). The results of experimental brassboard researches work-up are described pointed.

Вступ Пульсова хвиля характеризує гідродинамічні процеси, що відбуваються в серцево-судинній системі і які обумовленні функціонуванням усіх органів і систем [1-3]. Тому вона є джерелом інформації, на основі якої можна діагностувати як стан організму в цілому, так і окремих його систем.

Для вимірювання параметрів пульсу широке застосування знайшли засоби реєстрації (сенсори), котрі використовують різні фізичні прояви плинину крові в системі кровообігу. Так механічні коливання стінки артерії внаслідок дії пульсуючого кров'яного тиску реєструється сфигмографічними сенсорами [2, 4]. Зміни об'єму крові в органі реєструються плетизмографічними сенсорами [2, 5]. Також використовують реографічні сенсори, які реєструють варіації електричної провідності тканин, та сенсори, принцип дії яких заснований на визначенні зміни швидкості поширення ультразвуку [5]. У останні роки значного розвитку набули неінвазивні методи реєстрації, що засновані на використанні оптоелектронних сенсорів [6]. Такі сенсори дозволяють отримувати пульсову хвилю на основі плетизмографії, яка передбачає визначення об'ємних змін крові у судинах.

Можливість застосування оптоелектронного сенсора у режимі плетизмографії обумовлена наступними фізичними ефектами. Внаслідок сильного розсіяння і поглинання світла в біотканині можна вимірювати як зміни інтенсивності світла при проходженні його через тканину (трансмісійний режим), так і зміни інтенсивності світла, відбитого від кровонаповненої тканини (режим відбиття світла). В обох випадках будь-яка зміна в об'ємі крові буде реєструватись детектором, тому що зі збільшенням (або зменшенням) об'єму відбувається більше (або менше) поглинання та відбиття світла. За відсутності будь-яких змін в об'ємі крові рівень сигналу визначається типом тканини, станом шкіри, об'ємом статичної крові, місцем розташування сенсора, та його геометричними параметрами і чутливістю.

Оскільки освітлений потік крові пульсує, це змінює оптичну довжину шляху і тому модулює поглинання і відбиття світла на всьому інтервалі серцевого циклу. Непульсуючі рідини і тканини не модулюють світло і лише впливають на значення постійної складової рівня поглинання. Результатом цього є те, що світло, яке відбивається від пульсуючого судинного русла, містить як сталу, так і змінну компоненти. Остання є пропорційною і синхронною об'ємним змінам крові у судині [5]. Саме цей промодульований компонент відомий як фотоплетизмографічний сигнал (ФПГ) [6]. Він накладається на постійну складову (Рис. 1), яка показує різницю між падаючою променистою енергією і поглинанням її у біотканинах, що знаходяться на оптичному шляху.

Наведений метод реєстрації пульсової хвилі дозволяє діагностувати стан серцево-судинної системи і організму в цілому, що є корисним для застосування у клінічній практиці. Проте у існуючих діагностичних системах первинний вихідний сигнал сенсорів отримується в аналоговій формі, що

потребує додаткового використання підсилювачів і АЦП. Тому бажано мати вихідний сигнал сенсора безпосередньо у цифровій формі. У випадку полікардіографічних досліджень необхідно використовувати також додаткові сенсори, які працюють за іншими методами реєстрації. Це ускладнює процедуру досліджень, збільшує незручності пацієнту. Тому актуально дослідити можливість застосування оптоелектронного сенсора і у режимі реєстрації сфінгограми, оскільки відбиття світла від стінки судини також несе інформацію про об'ємні зміни кровонаповнення і параметри пульсової хвилі.

Мета статті – показати можливості і особливості реєстрації пульсової хвилі методами плетизмографії і сфінгографії з використанням оптоелектронного сенсора, що працює у нетрадиційному цифровому режимі перетворення параметрів оптичного сигналу.

Структура системи реєстрації і принцип її роботи. Функціональна схема сенсора, яка пояснює принцип його роботи наведена на Рис. 2. В ньому для отримання пульсової хвилі фотоплетизмографічним методом зміни інтенсивності світла, що потрапляє на детекторний світлодіод (СД), вимірюються не традиційним способом в одиницях часу розряду.

Оптичний сенсор виготовлений на базі двох ідентичних інфрачервоних СД у мініатюрному (SMD) виконанні. Випромінюючий світлодіод (СД) з'єднаний з портами керування мікроконтролера (МК) (Atmel ATtiny2313). Довжина хвилі емісії $\lambda = 940 \text{ нм}$ (ELIR17-21С). Детекторний СД також під'єднаний до портів вводу/виводу МК. Мікроконтролер забезпечує швидкий заряд внутрішньої ємності детекторного СД в зворотному зміщені до напруги +5 В і наступне перемикання 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 (лог. нуль) [7]. Далі отримане значення коду, який характеризує рівень світлового потоку, передається до ПК (Рис. 3).

Оптичний сенсор працює на основі вимірювання відбитого від біологічних структур світла, яке розряджає зворотно зміщений СД детектор. Тому можна пов'язувати зміну часу розряду з коефіцієнтом відбиття.

Ємність C приймається постійною як результат постійно прикладеної напруги 5 В. Вона визначається за відомим рівнянням:

$$C = q/U \quad (1)$$

де C – значення ємності, q – накопичений заряд, U – прикладена напруга.

Зміна напруги при розряді ємності СД, починаючи з початкової напруги U до наперед визначеної напруги U_0 , є теж постійною: $\delta U = U - U_0 = \text{const}$. Заряд q розряджається фотострумом i : $q = i \cdot t$.

З урахуванням цього, із (1) маємо $C = \delta q / \delta U = i \cdot \Delta t / \delta U$ і

$$\Delta t = k_1 / i, \quad (2)$$

де $k_1 = C \cdot \delta U$ – константа. Фотострум i – пропорційний інтенсивності світла I , що потрапляє на детектор, тобто:

$$i = k_2 \cdot I, \quad (3)$$

де k_2 – константа. Об'єднуючи рівняння (2) і (3), отримуємо:

$$\Delta t = k_3 / I, \quad (4)$$

де $k_3 = k_1 / k_2$.

Для відображення даних з цифрового оптоелектронного сенсора розроблено програму в середовищі Matlab 7. Цей програмний пакет має можливість акселерації даних через послідовний порт комп'ютера (RS-232). Модуль передачі даних мікроконтролера UART підтримує обмін даними в вищезазначеному форматі. Під'єднання сенсора до хост-комп'ютера зроблено через універсальну

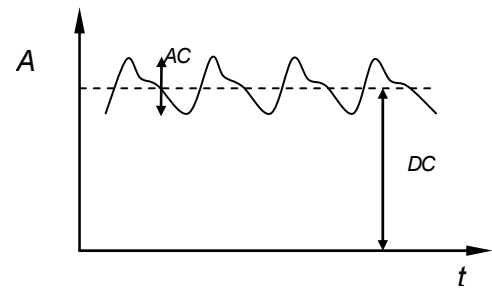


Рис. 1 Сигнал пульсової хвилі

послідовну шину USB з використанням мікросхеми FT232R формування протоколу. Це значно підвищує експлуатаційні можливості сенсора, оскільки живлення подається через шину USB (Рис. 3).

Дані МК передає одразу після отримання цифрового значення вибірки дискретизації, перекодує 16-ти розрядне двійкове значення в двійково-десятькове, що забезпечує сумісність з кодовою таблицею ASCII, зручною для прийому на хост-комп'ютері.

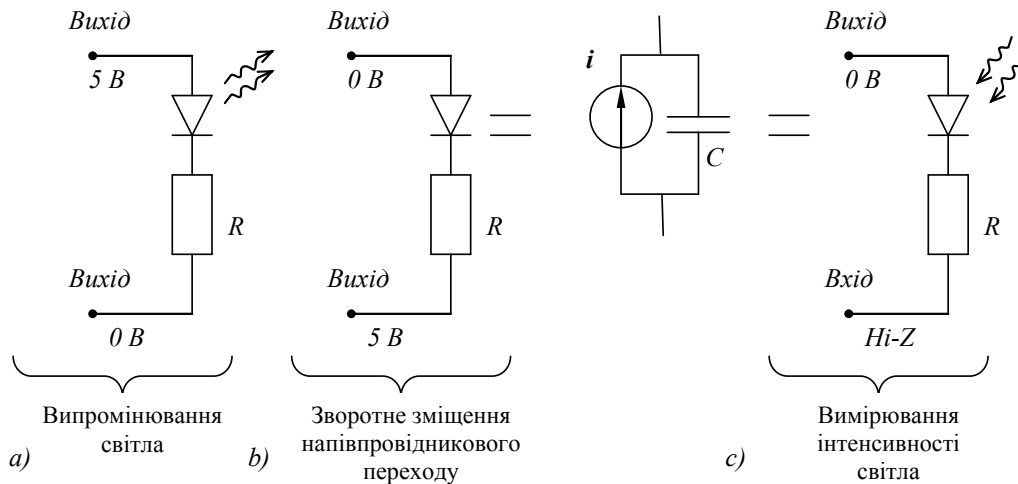


Рис. 2 Принцип роботи цифрового оптоелектронного сенсора [8]

Для відображення даних в реальному часі всі значення вибірок подаються в буфер FIFO, який постійно використовується для оновлення даних на графіку (команди: `drawnow`; `pause(0.005)`);).

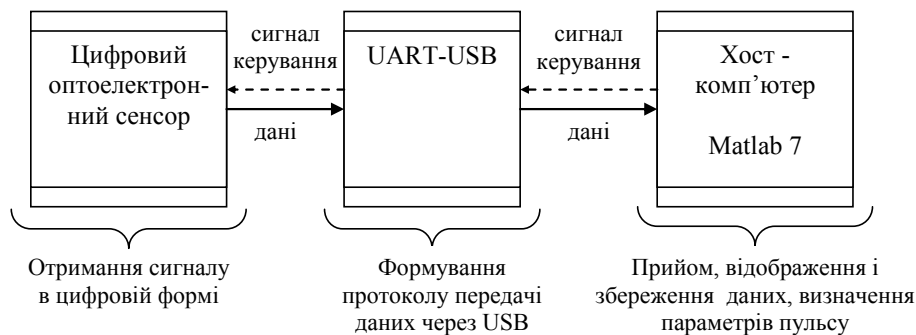


Рис. 3 Схема акселерації даних до ПК

Особливості реєстрації пульсових кривих Оскільки значення інтенсивності I пов'язано з поглинанням тканинами і форменими елементами крові, вимірний час Δt , необхідний для того, щоб розрядити фотострум і напругу від U до заданого рівня U_0 (лог. нуль), пов'язаний з типом та товщиною тканини в місці реєстрації та рівнем кровонаповнення в тканині.

Згідно з законом Ламберта-Бера оптична густина A світла залежить від інтенсивності світла I , поглинальної здатності його тканиною концентрації c і товщини l як:

$$A = \log(I_0/I) = \varepsilon \cdot c \cdot l, \quad (5)$$

де ε - коефіцієнт поглинання речовиною, який залежить від довжини хвилі випромінювання, I_0 , I - інтенсивності світла до взаємодії з тканиною і після поглинання в ній.

Тому визначити коефіцієнт відбиття $R = I/I_0$ можна через оптичну густина $A_R = -\log R$. Враховуючи (5), отримуємо:

$$\log(1/R) = \varepsilon \cdot c \cdot l \quad (6)$$

Значення величини R змінюється від 0 до 1 і дорівнює 1, коли присутнє ідеально повне відбиття.

З рівнянь (6) і (4) слідує, що при збільшенні оптичного шляху поглинання l , яке виникає при збільшенні об'єму крові в тканині, коефіцієнт відбиття R і інтенсивність світла I_R , що потрапляє на детектор, зменшуються. При цьому час розряду Δt ємності детекторного світлодіоду збільшується, що дає змогу реєструвати коливальні зміни пульсу. На Рис. 4. показано приклад сигналу пульсу, що зареєстрований з пальця.

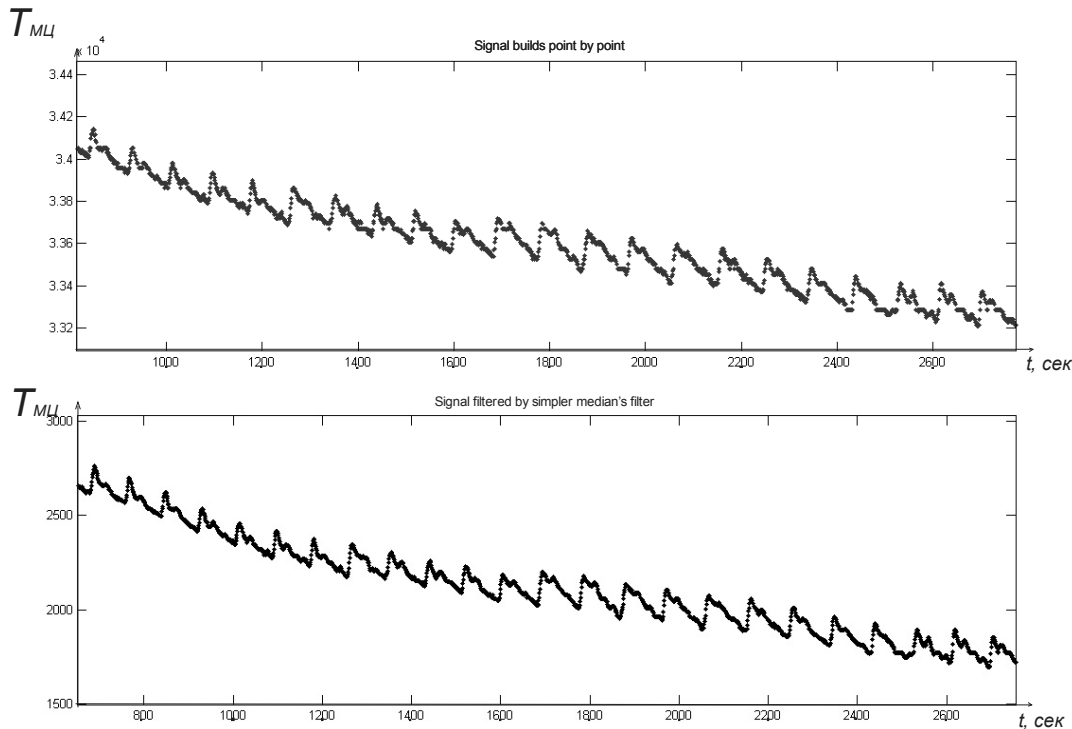


Рис. 4 Сигнал пульсової хвилі, що зареєстрований фотоплетизмографічним методом

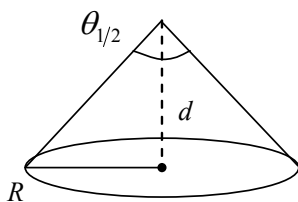


Рис. 5 Характер поширення світла від СД

За умови $R \approx 1$ оптоелектронний сенсор також може реєструвати пульсову хвилю методом вимірювання відстані від сенсора до пульсуючої артерії, що знаходяться на незначній відстані від поверхні тіла. Такими артеріями є сонна, променева. Оптоелектронний сенсор при цьому працює з одного боку як сфігмографічний пелот, тобто реєструє механічні коливання стінки судини під впливом тиску крові, а з іншого – як плетизмографічний сенсор, який реєструє зміни локального об'єму крові у судини внаслідок її еластичності.

Механізм формування сфігмографічного сигналу пульсової хвилі і в цьому випадку заснований на змінній дальності (відстані) від площини випромінювач/детектор до поверхні відбиття, тобто шкіри. Чим ця відстань менша, тим більше світла відбивається і тим швидше розряджається внутрішня ємність детекторного світлодіоду. Сфігмографічна хвиля при цьому є інвертованою порівняно до плетизмографічної.

Математично процес модуляції світлового потоку можна пояснити наступними співвідношеннями:

Оскільки випромінювання світлодіода має направлений характер, як правило $\theta_{1/2} = 60^\circ$, то поширення світла наближено можна вважати конусоподібним, як показано на Рис. 5. При цьому $R = d \cdot \sin \theta_{1/2} / 2$; $S = \pi R^2 = \pi d^2 \sin^2 \theta_{1/2} / 2$.

Густина потоку потужності на одиницю світла визначається як:

$$I_S = P \cdot \sigma / S = P \cdot \sigma / [\pi d^2 \sin^2(\theta_{1/2} / 2)],$$

де σ – ефективна площа розсіювання, P – потужність випромінювання. Для випадку $\theta_{1/2} = 60^\circ$ маємо:

$$I_S = 4P \cdot \sigma / (\pi d^2) \quad (6)$$

З останнього виразу видно, що кількість світла I_S зменшується зворотно пропорційно квадрату відстані, яка змінюється під впливом пульсуючого тиску. На Рис. 6 показано сигнал пульсу зареєстрований з сонної артерії.

Слід відмітити, що даний режим вимірювання пульсу принципово можливий в імпульсному режимі роботи, який є невід'ємною вимогою роботи цифрового оптоелектронного сенсора.

З виведених співвідношень (5) і (7) слідує, що принципово можливі два різні способи отримання сигналу пульсової хвилі одним і тим же цифровим оптоелектронним сенсором. Причому в обох цих випадках механізм формування сигналу пульсової хвилі можна прослідкувати внаслідок того, що сфігмограма є інверсною до плетизмограми. Експериментально це підтверджено на Рис. 4. і Рис. 6.

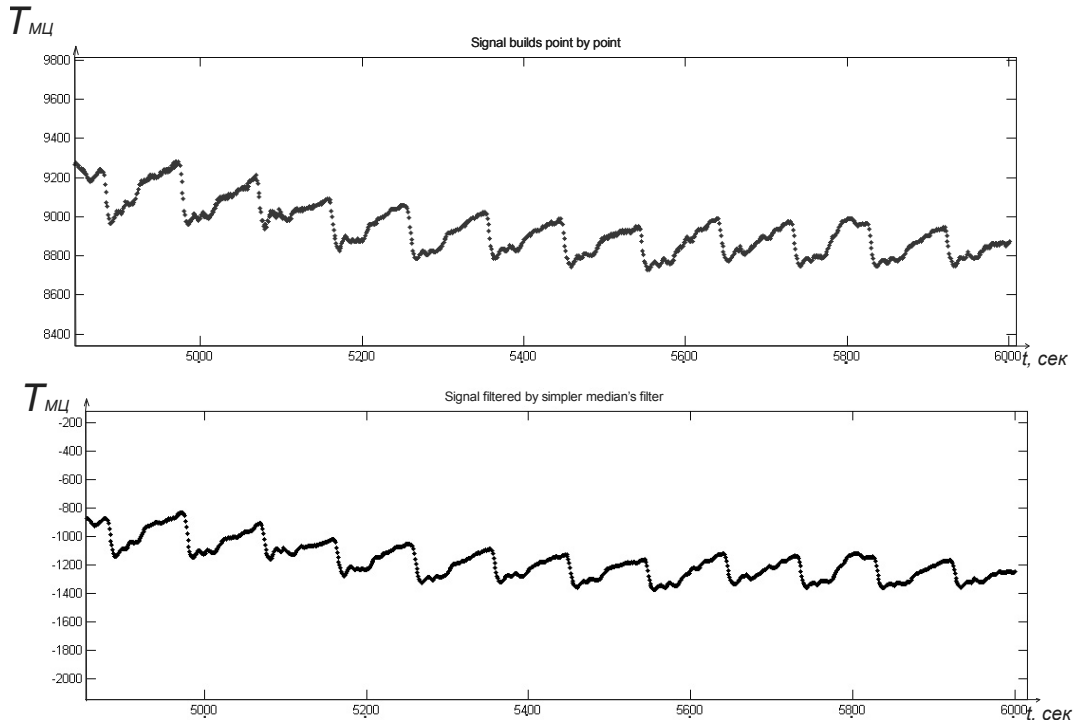


Рис. 6 Сигнал пульсової хвилі, що зареєстрований сфігмографічним методом

Висновки Цифровий оптоелектронний сенсор показав свою придатність для задач вимірювання пульсу. Наявність двох режимів реєстрації пульсової хвилі по різним фізичним проявам плинину крові дозволяє отримувати додаткову збитковість сигналу, що є перспективним для підвищення завадостійкості. Подальшого розвитку потребує дослідження результуючого періодичного сигналу при $R \approx 1/2$, коли одночасно реєструються обидві криві пульсу в протифазі. Синхронний запис плетизмограм і сфігмограм одним сенсором також може стати перспективним для вирішення задачі вимірювання артеріального тиску неінвазивним безманжетним способом.

Список літератури

1. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения: Пер. с англ./Под ред. С.А. Регирера и В.М. Хаятина. – М.: Мир, 1981.– 624 с.
2. Терехова Л. Г. Практические вопросы сфигмографии.- Л.: Медицина, 1968.- 119 с.
3. Боронов В.В. Оценка эффективности алгоритма расчета параметров гемодинамики по характеристикам пульсовой волны // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.- 2007.- №1.- С.76-80.
4. Колпаков Ф.Ф., Хильченко Г.Л., Доброва В.Е. Пидченко С.К. Компьютерный комплекс для сфигмографических исследований // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. Выпуск 1. Сборник научных трудов.- Харьков, ХАИ.- 1998.- С. 180-184
5. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы: Справочник / Под ред. Т.С. Виноградовой. М.: Медицина, 1986. - 230 с.
6. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч. 1 - Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи: Навч. посібник / Павлов С., Кожем'яко В., Петрук В. та ін. - Вінниця: ВДТУ, 2003. - 115 с
7. Мосійчук В.С., Шарпан О.Б. Експериментальне дослідження характеристик цифрового фото-плетизмографічного сенсора//Вісник НТУУ "КПІ". Серія – Радіотехніка. Радіоапаратобудування.- 2008. - №36 - С119-122
8. Пат. US6870148 США, МКП G01J1/32 LED with controlled capacitive discharge for photo sensing/Dietz P.H., Yerazunis W.S, Midgal J.N (США); Mitsubishi Electric Research Laboratories Inc, Cambridge, MA (US); Заявка 25.03.04; Публ. 22.03.05-16.