

ОДНОКРИСТАЛЬНИЙ МІКРОПРОЦЕСОРНИЙ ВИМІРЮВАЧ ПУЛЬСУ

© Кремень В.Т., Карпін О.О., 2004

Запропоновано однокристальний мікропроцесорний вимірювач пульсу. Розглянуто структуру пристрою та описано основні принципи його функціонування.

The pulsometer microprocessor based circuit is proposed. The structure of system is considered and the principles of its functionality are described.

Вступ. Вимірювання частоти пульсу є важливим для медицини під час діагностики, тренування спортсменів та для багатьох людей, які ведуть активний спосіб життя. Для вимірювання частоти пульсу можна використати багато таких різних методів, як:

- Механічні методи, які конвертують пульсації судин в електричний сигнал за допомогою сенсорів деформації або тиску. Для цих задач, як правило, використовують п'єзоелектричні сенсори. Позиція такого сенсора дуже чутлива до місця розміщення та від зміщення сенсора відносно судини. Звичайні тонометри розміщуються на гландах, мають порівняно великі розміри, але через їх непрактичність, не застосовують для тривалого використання.
- Методи вияву електричних сигналів пульсу серцебиття. Ці методи потребують розміщення декількох електродів на шкірі людини для прийому електричних імпульсів. Щоб моніторинг частоти пульсу під час тренування був зручний, в багатьох комерційних продуктах електроди та малопотужний безпроводний передавач розміщуються на гнучкому поясі. Останнім часом з'явилися пристрої безконтактного моніторингу серцебиття вимірюванням випромінюваного електромагнітного поля. Для цього використовують надчутливі приймачі. Але ця технологія зараз є дуже дорога та потребує „чистої” кімнати для практичного використання.
- Методи вимірювання оптичних імпульсів. Ці методи базуються на властивості людської шкіри змінювати рівень поглинання модульованого світла залежно від заповнення капілярів кров'ю через серцеву активність. Цей метод дає більше ніж просто вимірювання частоти пульсу. Аналіз кривої модульованого світла є ефективним діагностуванням активності системи дихання та виявлення хвороби. Вимірювання поглинутого світла в інфрачервоному та червоному світлових діапазонах дає змогу визначити рівень кисню в крові, що дозволяє отримати важливу інформацію відносно дихальної активності, визначити перехід людини у стан сну чи втрату свідомості.

У запропонованому однокристальному мікропроцесорному вимірювачі пульсу (пульсометрі) використаний метод поглинання модульованого світла. Датчик пульсометра складається з інфрачервоного світлодіода та фотодіода і може розміщуватися на різних частинах людського тіла: на пальці, кисті або на вусі. У такому випадку, залежно від розміщення датчика, світло проходить різний шлях. Коли датчики розміщуються на протилежних сторонах пальця або вуха, то до фотодіода доходить достатньо сильний сигнал і може бути легко підсилений та оброблений. А коли датчики розміщені на одній стороні пальця або вуха, то фотодіод отримує розсіяний сигнал, який є слабким та містить шуми. На нього ще накладаються такі різні зовнішні джерела світла, як сонячне світло та світло від різних типів ламп. Тому необхідна ретельна обробка отриманого сигналу для одержання правильного виміру пульсометром. Розроблений пульсометр підтримує всі вище описані розміщення датчиків, використовуючи апаратні та програмні методи обробки сигналів.

Структура однокристалного мікропроцесорного вимірювача пульсу. На рис. 1 наведено структуру однокристалного мікропроцесорного вимірювача пульсу.

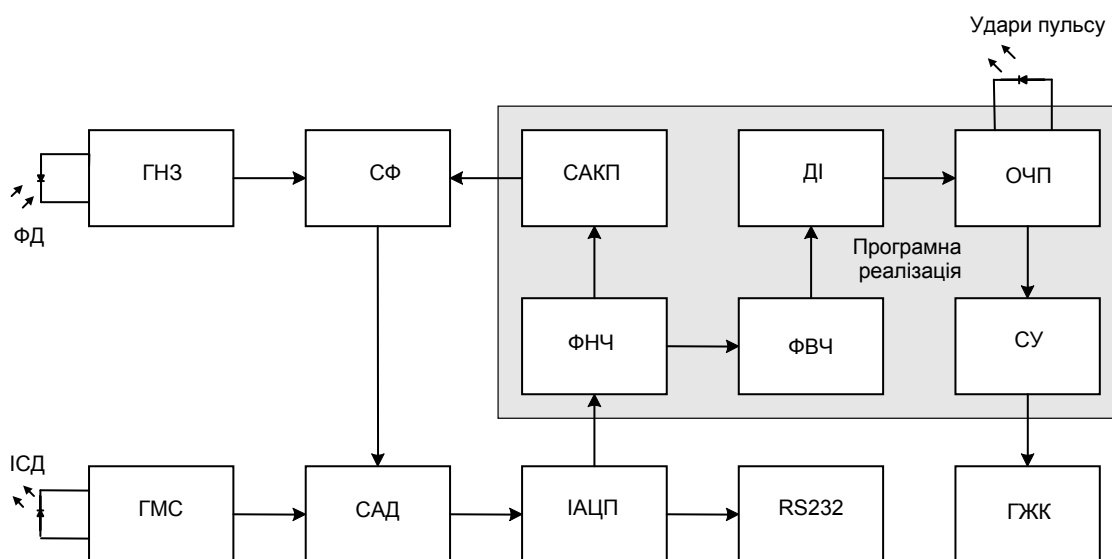


Рис. 1. Структура однокристалного мікропроцесорного вимірювача пульсу

Для зменшення рівня завад пристрій використовує технологію модуляції. На інфрачервоний світлодіод ІСД подається сигнал генератора модульованого сигналу ГМС. Модульований світловий промінь просікає людську тканину та потрапляє на фотодіод ФД. Сигнал ФД підсилюється і фільтрується смуговим фільтром СФ. Генератор напруги зміщення ГНЗ вилучає низькочастотні шуми з сигналу ФД та піднімає рівень сигналу. Вихідний сигнал СФ випрямляється синхронним амплітудним демодулятором САД. Випрямлений сигнал дискретизується інтегруючим АЦП (ІАЦП). АЦП такого типу виконує низькочастотну фільтрацію апаратно, що дозволяє подати на вхід АЦП безпосередньо випрямлений сигнал. Для уникнення впливу модуляції на результат, час інтегрування АЦП необхідно встановити таким, який дорівнює цілому числу модульованих імпульсів.

Наступна обробка потоку даних АЦП реалізується програмно. Фільтр низьких частот ФНЧ додатково вилучає шуми з вихідного сигналу. Для збільшення динамічного діапазону вхідних сигналів реалізована система автоматичного контролю підсилення САКП, яка за даними ФНЧ змінює коефіцієнт підсилення СФ. Фільтр високих частот ФВЧ вилучає постійну складову з сигналу ФНЧ та розділяє сигнали імпульсів. Ці імпульси виявляються детектором імпульсів ДІ з автоматичним вирівнюванням порогового рівня для зменшення завад. Програмне забезпечення обраховує частоту пульсу в ударах за хвилину, оцінює мінімальне та максимальне значення під час тривалого вимірювання та надає різну візуальну інформацію: рівень сигналу ФД, стан помилки, режим роботи, рівень підсилення тощо. З метою відлагодження зовнішнього накопичення та обробки, дані АЦП можуть бути завантажені до ПК через послідовний інтерфейс.

Система побудована із використанням реконфігурованого процесора PSoC CY8C27443 (або CY8C24443), який характеризується наявністю реконфігурованих аналогових та цифрових модулів, функції яких можуть бути змінені під час роботи. Ця властивість використана у цій системі та дає змогу спростити апаратну частину системи, зменшити енергоспоживання та вартість системи в цілому. Тому зупинимося власне на програмній реалізації, оскільки апаратна частина – просте конфігурування процесора на вказані вище модулі та зв'язки між ними.

Програмна реалізація однокристалного мікропроцесорного вимірювача пульсу. Програмне забезпечення системи складається з двох частин: модуль обробки сигналів в реальному масштабі часу та сервісний модуль. Модуль обробки сигналів виконується з найвищим пріори-

тетом, виконуючи ФНЧ та ФВЧ над даними АЦП, ДІ та обрахунок інтервалів між імпульсами. Сервіс обрахунку частоти пульсу виконується у фоновому режимі як основний цикл програми. Розглянемо модуль обробки сигналів.

Вибірка інтегруючого АЦП фільтрується програмним ФНЧ. Передаточна характеристика фільтра визначається виразом (1):

$$H_{LPF}(z) = \frac{a}{1 - 2(1-a)z^{-1} + (1-a)^2 z^{-2}}, \quad (1)$$

де $a=0.25$, фільтр реалізований як каскадне під'єднання двох секцій першого порядку, a^{-1} – коефіцієнт підсилення фільтра.

Коефіцієнт амплітудної модуляції отриманого сигналу серцевої активності знаходиться в межах 0.015–0.05 залежно від позиції датчика та індивідуальних характеристик людини. Ця особливість дозволяє використати дані ФНЧ для системи автоматичного контролю підсилення САКП. Наприклад, коли значення фільтрованого сигналу є дуже малими, то САКП збільшує коефіцієнт підсилення СФ.

Фільтр високих частот ФВЧ вилучає постійну складову з сигналу ФНЧ та розділяє сигнали імпульсів. У системі використане рівняння 7-порядку з диференціальною характеристикою та коефіцієнтом підсилення, який дорівнює 60:

$$H_{HPF}(z) = z^3 - 9z^2 + 45z^1 - 45z^{-1} + 9z^{-2} - z^{-3}. \quad (2)$$

Для виявлення піків імпульсів використовується ДІ. ДІ визначає піки імпульсів, при яких значення сигналу ФВЧ більше за деяке порогове значення. Для зменшення похибок порогове значення визначається динамічно відповідно до амплітуди імпульсу сигналу та встановлюється таким, який дорівнює половині максимального імпульсу під час визначеного наперед часу вимірювань. У цій системі порогове значення знаходиться фільтром низьких частот за нелінійним законом першого порядку за час 1–2 с:

$$U_{th}^{i+1} = \max \left(U_{th}^{\min}, \min \left(U_{th}^{\max}, U_{th}^i + \Delta, \frac{1}{2} U_{th}^i + \frac{1}{4} U_{ADC}^{\max} \right) \right), \quad (3)$$

де U_{th}^{i+1} і U_{th}^i – значення порогів виявлених піків для поточного та попереднього інтервалу часу, U_{ADC}^{\max} – максимальне значення АЦП для цього інтервалу, і $U_{th}^{\min}, U_{th}^{\max}, \Delta$ – наперед визначені константи. За виразом (3) можна побачити, що фільтр перевіряє швидкість зростання мінімального, максимального та порогового значень.

Після цього модуль обробки сигналів обраховує інтервал між двома сусідніми імпульсами, використовуючи частоту вибірок як базовий час. На рис. 2 показано моделювання запропонованих операцій в MATLAB з реально отриманих даних АЦП.

Після визначення інтервалів між імпульсами сервісний модуль обраховує частоту пульсу в ударах за хвилину. Це виглядає простою задачею, але маленьке зміщення датчика може спричинити появу хибних імпульсів. Оскільки коефіцієнт амплітудної модуляції є дуже малим, то зміна позиції датчика викликає шум з амплітудою такого самого порядку або навіть більше ніж коректний сигнал пульсу. Це особливо сильно відчувається при використанні пристрою для тренування спортсменів. Тому необхідна додаткова фільтрація за інтервалами імпульсів або за амплітудою для вилучення цих хибних імпульсів. У системі імпульс вважається коректним, якщо він попадає в інтервал

$$T_p \in [0.75T_m \dots 1.25T_m],$$

де T_p – вимірний інтервал, T_m – інтервал за медіанною фільтрацією, яка базується на значенні попередніх інтервалів.

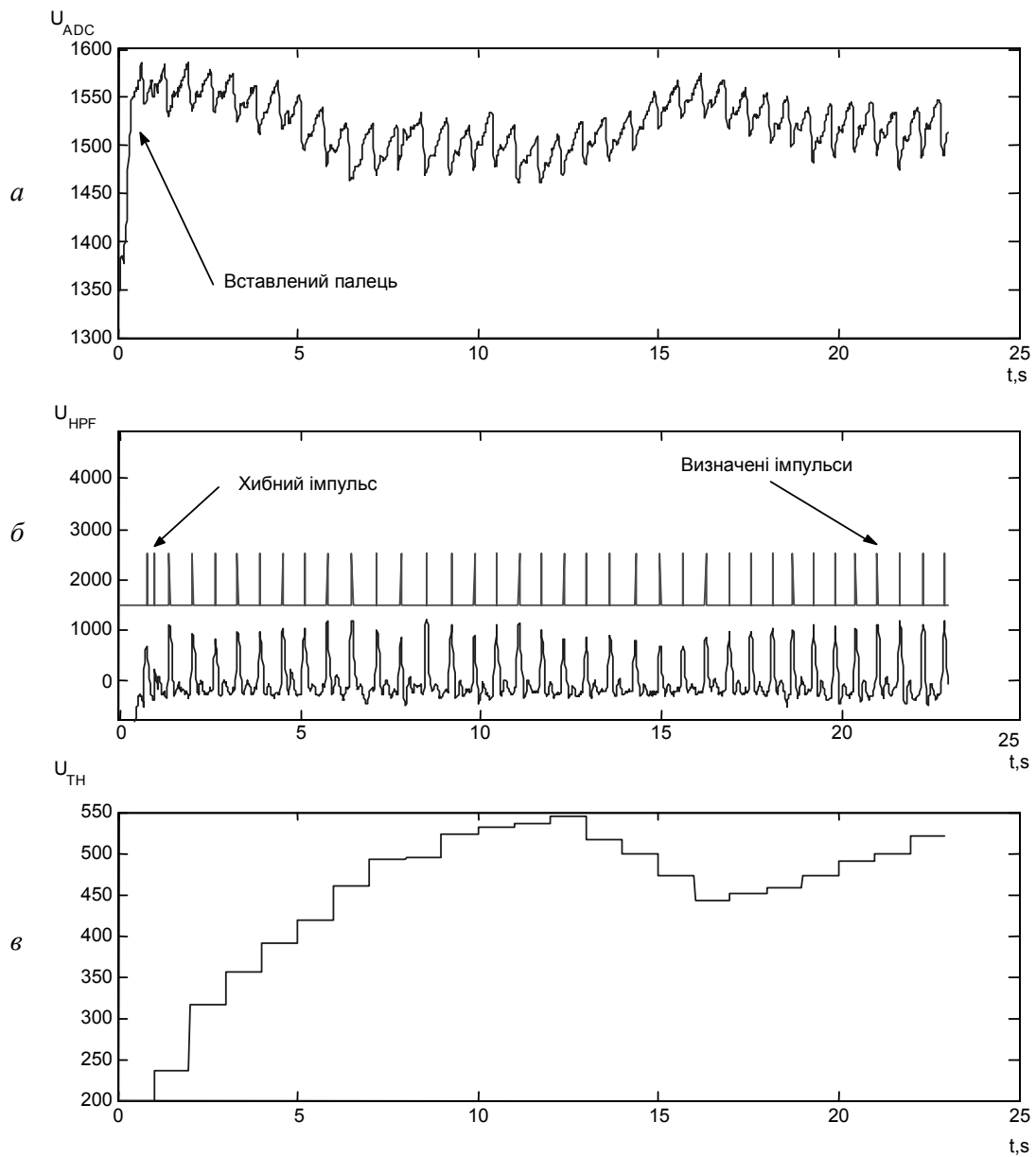


Рис. 2. Процес обробки даних АЦП в однокристальному мікропроцесорному вимірювачі пульсу:
 а – дані ЦАП; б – вихідний сигнал ФВЧ та ДІ; в – зміна рівня порогу імпульсів

Практична реалізація. Згідно з поставленими вище вимогами була розроблена (рис. 3) та успішно протестована система вимірювання пульсу людини (рис. 4)

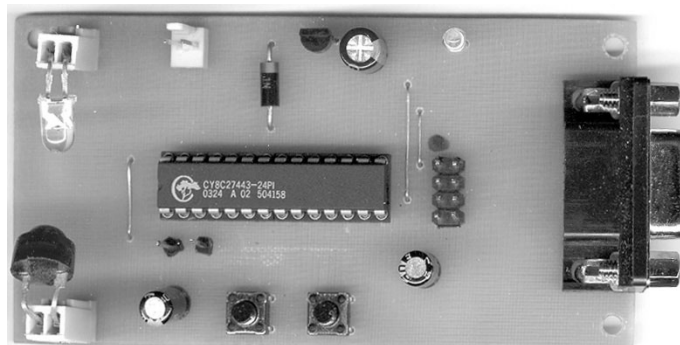


Рис. 3. Фотографія плати системи

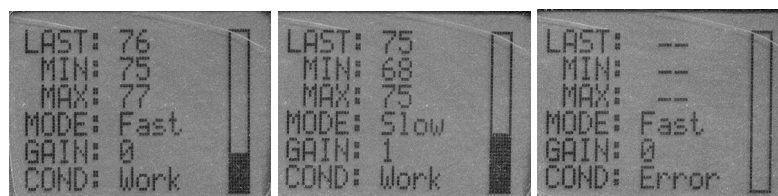


Рис. 4. Приклади показів ЖК під час роботи пристрою

Для вимірювання пульсу необхідно вставити палець між світлодіодом та фотодіодом або розігнути діоди та вставити між ними руку. Для завантаження зібраних даних система може виконати обмін даними з PC через послідовний інтерфейс. В таблиці наведено основні технічні характеристики пристрою.

Основні технічні параметри пристрою

Метод вимірювання частоти пульсу	Оптичний, з використанням властивості зміни рівня поглинання модульованого світла при пульсаціях заповнення судин кров'ю
Напруга живлення	3.3 В
Споживана потужність	35 мА
Межі вимірювання пульсу	30 – 300 ударів за хвилину
Похибка вимірювання	4 %
Час вимірювання	7–9 інтервалів пульсу або 30/60с, залежно від вибраного методу
Методи обрахунку пульсу	Вимірювання інтервалу часу між імпульсами або обрахунок кількості ударів під час фіксованого проміжку часу
Тип дисплею	Багатофункціональний графічний ЖК, роздільна здатність 48–84 пікселів
Особливості експлуатації	<ul style="list-style-type: none"> • 2 методи обрахунку пульсу • Автоматичний початок вимірювання при виявленні сигналів биття пульсу • Зберігання останніх виміряних даних • Оцінка мінімального та максимального пульсу • Представлення рівня сигналу імпульсів гістограмою для знаходження оптимальної позиції датчика

Висновки. Розроблений однокристальний мікропроцесорний вимірювач пульсу. Запропонована структура пристрою та використана технологія модуляції дозволяють вимірювати пульс при всіх описаних вище позиціях датчика та використовувати пристрій в медичній практиці. Практична реалізація підтвердила працездатність запропонованої системи.

1. Плотников А.В. Цифровой монитор суточной регистрации ЭКГ: Дис. ...канд. техн. наук. – Москва; Зеленоград, 2000. 2. “Ecg@home user manual”, HealthFrontier. – 2001. – 27 p. 3. Кремль В.Т., Реконфигурируемые процессоры PSoC фирмы Cypress MicroSystems // Электронные компоненты и системы. – 2003. – № 3. – С. 41–46. 4. Jeff Bachiochi, “Smart RF designing”, Circuit Cellar. – 2000. – 149, 66–72. 5. Rick Hood, “The PSoC 5-Cent Modem”, Circuit Cellar. – 2002. – 146, 26–32.