

МАКЕТ ВИМІРЮВАЧА АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ НА ОСНОВІ ОСЦИЛОМЕТРИЧНОГО І ТАХООСЦИЛОГРАФІЧНОГО МЕТОДУ

Сікорський М. В.; Масюк В. П.; Мосійчук В. С., к.т.н., доц.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Вимірювання артеріального тиску (АТ) є одним з найважливіших параметрів за якими можливо визначити функціональний стан людини. Тому важливим та актуальним є удосконалення обладнання для автоматичного визначення АТ, зокрема на основі реєстрації додаткових біосигналів та застосуванню алгоритмів цифрового оброблення сигналів.

Для дослідження шляхів забезпечення надійного та завадостійкого визначення параметрів АТ розроблено макет системи, що включає в себе пристрій для реєстрації фотоплетизмограм (ФПГ) з двох кінцівок, компресійної манжети з сенсором тиску, а також програмне забезпечення для обробки отриманих даних на ПК (рис. 1). Основним елементом керування приладу є мікроконтролер з вбудованим АЦП та USB інтерфейсом.

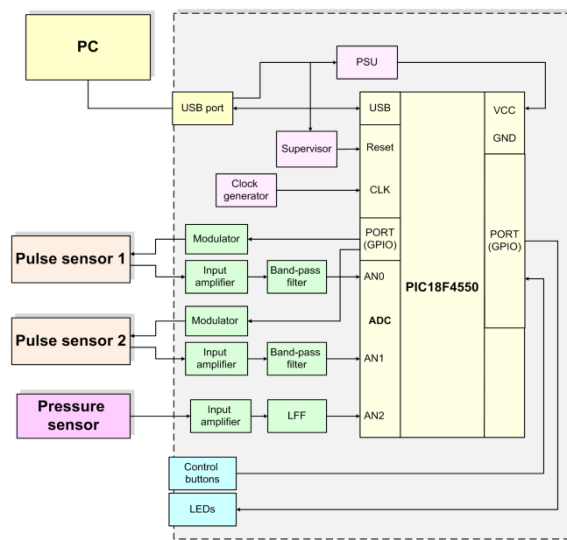


Рисунок 1. Структурна схема пристрою

На макеті реалізовано три аналогові вимірювальні канали: два канали з сенсорів пульсу і один канал сенсору тиску в манжеті. За структурою канали пульсу однакові. Мікроконтролер формує модульований світловий потік з частотою 1,5 кГц з наступним його синхронним детектуванням після проходження через біологічні тканини. Аналоговий тракт оброблення сигналів включає в собі трансімпедансний перетворювач, вхідний підсилювач та смуговий фільтр на базі операційних підсилювачів. Аналогове оброблення сигна-

лів включає в себе:

- перетворення модульованого фотоструму фотодіодів у сигнал напруги та попереднє підсилення цього сигналу;
- нормування амплітуди вхідного сигналу до рівня, при якому максимально використовується динамічний діапазон входу АЦП;
- істотне зменшення синфазної завади, що може наводитись на з'єднувальних кабелях;
- захист входів схеми від можливого перенавантаження вхідною напругою.

З виходу підсилювача сигнал подається на смуговий фільтр, що має два призначення: по-перше, виділяє тільки модульований сигнал (тобто видаляє з спектру сигналу високочастотні, імпульсні та низькочастотні завади); по-друге, фільтр необхідний як антиаліасинговий фільтр для подальшого АЦ перетворення.

Враховуючи, що швидкодія АЦП значно вища, ніж верхня частота спектра пульсового сигналу (30 Гц), і обчислювальних ресурсів процесора достатньо для попередньої обробки сигналу, використовується можливість передискретизації сигналу. Тобто частота дискретизації може бути вибрана значно більшою, ніж частота Найквіста для спектра пульсового сигналу. При цьому була досягнута більша ефективна розрядність АЦП, а також це дозволило використати більш прості антиаліасингові аналогові фільтри (наприклад, другого порядку). Канал сенсора тиску в манжеті включає попередній підсилювач та ФНЧ другого порядку.

Для вимірювання АТ осцилометричним методом в програмі реалізована кореляційна обробка пульсових сигналів основного і опорних каналів. За відсутності оклюзії сигнали в основному і опорному каналах практично ідентичні за формою і кореляційна характеристика прийматиме значення $\sim 100\%$. При повній оклюзії кінцівки на якій виконується вимірювання АТ пульсації в основному каналі стануть відсутніми і значення кореляційної характеристики прийматиме значення $\sim 0\%$. У разі часткової оклюзії, пульсовий сигнал основного каналу, який реєструється нижче манжети, буде спотворений і мати деякий зсув в часі по відношенню до сигналу опорного каналу. Під час декомпресії і зменшення тиску в манжеті амплітуда пульсації в основному каналі збільшується, форма буде ставати дедалі більш схожою на форму пульсацій в опорному каналі, а часовий зсув між основним і опорним каналом зникає. Для підвищення достовірності кореляційної обробки сигналів реалізовані цифрові фільтри для вилучення завад, що, як правило, є синфазними і впливають на кореляційну характеристику.

Кореляційну обробку сигналів ФПГ обох каналів можливо визначити за формулою (1), а характерні моменти часу $t_{сис}$ і $t_{діас}$ на основі аналізу нормованої взаємкореляційної функції (ВКФ) за критеріями 10 та 90 % відповідно [1]:

$$b(\tau) = \frac{B(\tau)}{\sigma_1 \cdot \sigma_2} = \frac{\text{cov}[S_1(t), S_2(t - \tau)]}{\sigma_1 \cdot \sigma_2} = \frac{\int_{t_0}^{t_0+T-\tau} S_1(t) \cdot S_2^2(t - \tau) dt}{\sqrt{\int_{t_0}^{t_0+T-\tau} S_1^2(t) dt \cdot \int_{t_0}^{t_0+T-\tau} S_2^2(t - \tau) dt}} \quad (1)$$

де $S_1(t), S_2(t)$ — сигнали ФПГ відповідно в основному і опорному каналах; σ_1, σ_2 — середньоквадратичні відхилення цих сигналів; τ — відносний часовий зсув сигналів S_1 і S_2 ; t_0 — будь-який початковий момент часу; T — час інтегрування — тривалість часового вікна; $B(\tau)$ — ненормована ВКФ

Для виділення осциляцій в манжеті і вимірювання АТ тахоосцилометричним методом масив даних, отриманих з сенсора тиску пропускається через цифровий вузько смуговий фільтр з частотами пропускання 0,5 – 2 Гц і придушенням 80 дБ за межами смуги пропускання.

Головне вікно програми зображено на рис. 2 і містить три графічних

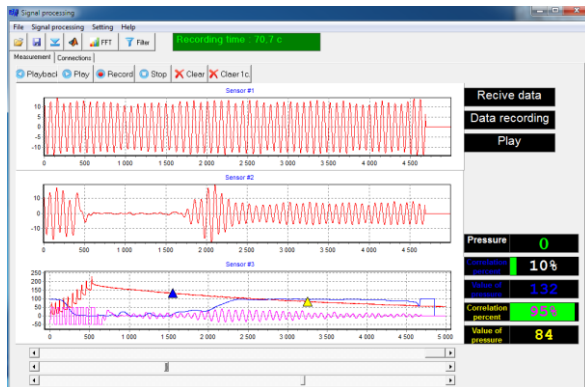


Рисунок 2. Головне вікно програми

поля: перше та друге – відповідно для сигналів з першого та другого оптичних сенсорів, третє графічне поле містить сигнал з сенсора тиску (червона лінія) компресійної манжети, розраховані значення кореляційної функції (блакитна лінія) та виділений сигнал осциляцій що виникають у манжеті під час її декомпресії (фіолетова лінія).

Таким чином, розроблений пристрій дозволяє проводити вимірювання АТ людини за допомогою двох методів одночасно – тахоосцилографічного та осцилометричного з використанням опорного каналу, для подальшого порівняння вимірних значень і аналізу точності вимірювання цими методами.

Перелік посилань

1. Зудов О.М., Шарпан О.Б. Перешкодостійкий кореляційний спосіб вимірювання тиску крові // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. — 2000. — № 5. — С. 5 – 12.

Анотація

Представлена система вимірювання значень артеріального тиску тахоосцилографічним і осцилометричними методами одночасно, яка реалізована в одному пристрої на базі мікроконтролера *pic18f4550*

Ключові слова: артеріальний тиск, фотоплетизмограма, кореляційна функція, тахоосцилографічний метод, осцилометричний метод.

Анотация

Представлена система измерения значений артериального давления тахоосцилографическим и осцилометрическим методами одновременно, которая реализована в одном устройстве на базе микроконтроллера *pic18f4550*.

Ключевые слова: артериальное давление, фотоплетизмография, корреляционная функция, тахоосциллографический метод, осцилометрический метод.

Abstract

The system of blood pressure measurement by tachooscillographic and oscillometric methods at the same time is implemented in a single device based on *pic18f4550* microcontroller is described.

Keywords: Blood pressure, photoplethysmogram, correlation function, tachooscillographic method, oscillometric method.