

УДК 681:004.9

С.В. Шенгур, О.В. Дергунов, Р.Я. Кучерак, О.М. Кваша

Національний авіаційний університет, Київ

ВИМІРЮВАЛЬНИЙ КАНАЛ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ

Наведено приклад реалізації вимірювального каналу частоти серцевих скорочень. Поданий опис структурної схеми та принципова схема окремого функціонального вузла – пристрою узгодження сигналів датчика. Показані етапи перетворення вхідного сигналу вимірювальної інформації.

Ключові слова: вимірювальний канал, частота серцевих скорочень, аналоговий сигнал, аналоговий фільтр, обробка сигналів, фотоплетизмографія.

Вступ

Постановка задачі та аналіз досліджень і публікацій. Задача вивчення варіабельності серцевого ритму сформувалась ще у другій половині минулого століття та є актуальною дотепер. Варіабельність серцевого ритму відображає роботу серцево-судинної системи та є показником ефективності її взаємодії з іншими системами організму під впливом змін зовнішніх факторів [1]. Поширеним методом оцінювання варіабельності серцевого ритму є визначення шляхом прямих вимірювань миттєвих значень частоти серцевих скорочень (ЧСС) упродовж тривалого інтервалу часу для накопичення статистичної інформації.

Мета дослідження ЧСС – дати характеристику періодичним коливанням об'єму кровоносних судин, пов'язаних з динамікою їх кровонаповнення та тиску упродовж одного серцевого циклу [1–2].

Дослідження ЧСС є актуальною задачею у медицині – для оцінки психофізіологічного стану людини та у фізичній культурі – для визначення фактичної та розрахунку оптимальної інтенсивності фізичного навантаження [2].

Мета роботи. Технічна задача полягає у розробці прототипу пристрою вимірювання частоти серцевих скорочень та його випробуванні шляхом порівняння показів розробленого пристрою із показами медичних та спортивних пульсометрів.

Виклад основного матеріалу

Для відбору вимірювальної інформації обраний метод фотоплетизмографії [3], який базується на вимірюванні оптичної щільності та являє собою безперервну графічну реєстрацію змін об'єму судин, що відображає динаміку їх кровонаповнення. Носієм вимірювальної інформації є сигнал, який відображає зміну яскравості світла, відбитого від шкіри, в результаті змін фіксованих компонентів – структури шкіри, та мобільних – кров. На фотоплетизмограмах (рис. 1) реєструються хвилі I, II, та III порядку [4].

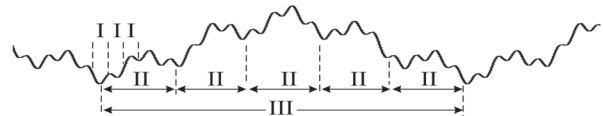


Рис. 1. Загальний вигляд фотоплетизмограми.

Хвилі I порядку відносять до швидких та співвідносяться з частотою серцевих скорочень. Вони відображають рух крові у точці вимірювання під час систоли – скорочення серцевого м'язу – та діастолі – його розслаблення. Хвилі II порядку співпадають з дихальними хвилями, а хвилі III порядку мають період декількох дихальних хвиль.

Задача полягає у динамічному виділенні та реєстрації частоти хвилі I порядку.

З метою вирішення поставленої задачі побудований послідовний вимірювальний канал, узагальнена структура якого наведена на рис. 2.

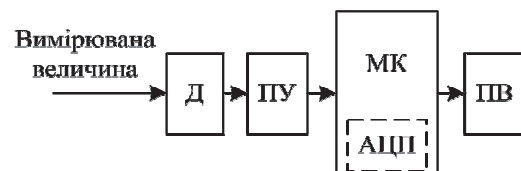


Рис. 2. Структура вимірювального каналу
Д – датчик; ПУ – пристрій узгодження;
АЦП – аналого-цифровий перетворювач;
МК – мікроконтролер;
ПВ – пристрій виведення інформації

Нижче наведений опис структурних компонент вимірювального каналу ЧСС. Як датчик використано оптопару TCRT1000 – екранований оптичний датчик рефлекторного типу. До його складу входять інфрачервоний світлодіод та фототранзистор, виконані в одному корпусі і конструктивно розташовані по одній стороні (рис. 3).

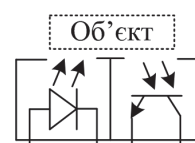


Рис. 3. Схематичне зображення оптичного датчика рефлекторного типу

Датчик такого типу дозволяє виявляти пульс на різних частинах тіла людини – пальці, шиї, зап'ясті. Промінь світла з інфрачервоного світлодіода засвічує досліджувану область, а відбитий сигнал сприймається фототранзистором. В залежності від об'єму крові в судині, поглинається більше або менше світ-

ла, що відповідно впливає на інтенсивність відбитого променя.

Сигнал з виходу датчика потрапляє на вхід пристрою узгодження, який представлений у вигляді аналогового фільтра (рис. 4, а).

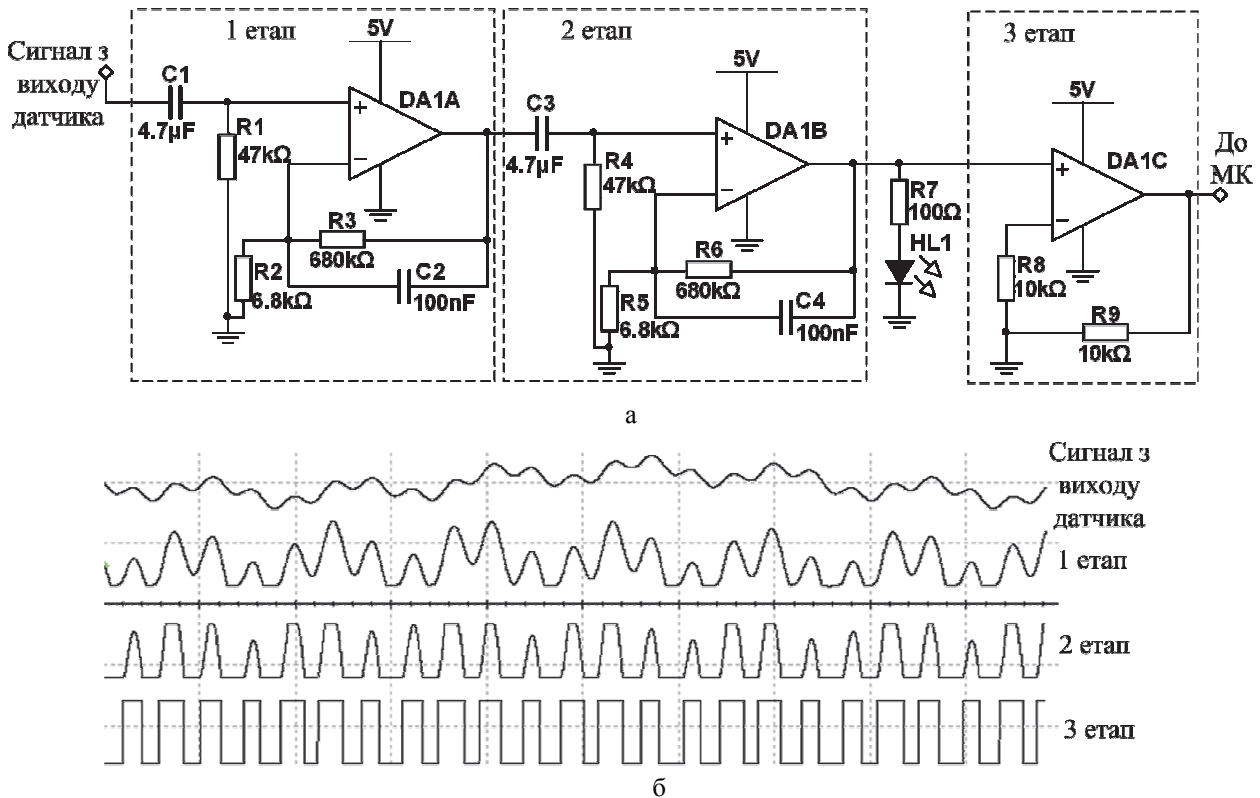


Рис. 4. Аналоговий фільтр: а – електрична принципова схема; б – перетворення сигналів

Перетворення сигналу [5] виконується у три етапи. Перший етап складається з пасивного фільтра верхніх частот (елементи C1, R1) та активного фільтра нижніх частот (елементи C2, R2-R3, DA1A). Пасивний RC-фільтр верхніх частот, розрахований на граничну частоту 0,7 Гц, призначений для пригнічення низькочастотних хвиль II і III порядків сигналу з виходу датчика. Активний фільтр нижніх частот виконаний на чотириканальному rail-to-rail операційному підсилювачі MCP6004 та розрахований на коефіцієнт підсилення 100 і граничну частоту 2,34 Гц. Це дозволяє підсилити хвилю I порядку сигналу, яка співвідноситься з частотою серцевих скорочень, та одночасно усунути високочастотні шуми, в тому числі, мережеву заваду 50 Гц (рис. 4 б). Другий етап перетворення сигналу (елементи C3, R4 та C4, R5-R6, DA1B) функціонально дублює перший, а третій реалізований схемою неінвертуючого підсилювача з коефіцієнтом підсилення 2 (елементи R8-R9, DA1C). Така схема дозволяє забезпечити загальний коефіцієнт підсилення інформативного параметру вхідного сигналу – частоти, співвідносною з частотою серцевих скорочень, на рівні $100 \cdot 100 \cdot 2 = 20000$ та перетворення його в

імпульси 0...5 В для подальшої цифрової обробки [6]. Світлодіод HL1 спрацьовує з частотою серцебиття. На рис. 4 б показані етапи перетворення сигналу аналоговим фільтром без збереження масштабу по амплітуді.

В якості мікроконтролера використано МК ATmega2560 з тактовою частотою 16 МГц, представленого на платі Arduino Mega 2560 – відкритої програмовано-апаратної платформи [7–8]. Імпульсний сигнал з виходу пристрою узгодження надходить на цифровий вхід мікроконтролера. Алгоритм програмної обробки передбачає виконання наступних операцій:

- 1) вимірювання тривалості поточного імпульсу вхідного сигналу;
- 2) розрахунок поточного значення частоти вхідних імпульсів $f_{\text{імп}}$,
- 3) розрахунок частоти серцевих скорочень за формулою (1):

$$f_{\text{ЧСС}} = 60 \cdot f_{\text{імп}}, \quad (1)$$

- 4) повторення пп. 1-3 для 10 вхідних імпульсів з подальшим усередненням значень $f_{\text{ЧСС}}$ з метою компенсації нестабільності значень тривалості імпу-

льсів сигналу;

5) виведення розрахованого значення частоти серцевих скорочень на пристрій виведення інформації – графічний LCD дисплей Nokia 5510 з роздільною здатністю 84x48 пікселів;

б) динамічне повторення пп. 1-5 з надходженням кожного наступного імпульсу в діапазоні скануючого вікна шириною 10 імпульсів.

Наведений алгоритм дозволяє безперервно оцінювати поточне значення частоти серцевих скорочень людини протягом тривалого часу, а також накопичувати вимірювальну інформацію для подальшого моніторингу та аналізу змін її фізичного стану.

Прототип пристрою ЧСС зібраний на макетній платі та протестований методом прямого зіставлення результатів з декількома типами медичних пульсометрів, умовно прийнятих за еталонні. Вимірювання виконані для різних за інтенсивністю фізичних навантажень. Результати тестування показали відхилення одержаних значень від еталонних не більше, ніж на 5%.

Висновки

В рамках дипломної роботи на здобуття освітнього ступеня «Бакалавр» розроблено прототип пристрою вимірювання частоти серцевих скорочень на основі методу фотоплетизмографії та проведено його випробування, результати якого вказують на досягнення мети роботи. В статті представлені результати проектування пристрою вимірювання ЧСС, наведено принципову схему ключового елементу його вимірювального каналу – пристрою узгодження сигналів датчика.

Позитивні результати тестування створюють передумови для подальшого розвитку проекту. Метою подальшої роботи є комп'ютерне опрацювання повного сигналу фотоплетизмограми без попереднього виділення окремих частот.

Список літератури

1. *Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клиническому использованию variability ритма сердца [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.HRV.ru/>.*
2. *Pulse // National Institutes of Health, Medline Plus Medical Encyclopedia, 2011 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003399.htm>.*
3. *Фотоплетизмография и пульсовая оксиметрия. Место в практической и научной медицине / В.Г. Сальников, Н.Р. Ширинбеков, К.Ю. Красносельский, Ю.С. Александрович / Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет, ФГБУЗ КБ № 122 им. Л.Г. Соколова ФМБА России [Электронный ресурс] / Режим доступа к ресурсу: <http://xn--e1afbfjsem6k.xn--p1ai/pdf/platizmografiya.pdf>.*
4. *Малиновский Е.Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии / Е.Л. Малиновский. – [Электронный ресурс] / Режим доступа к ресурсу: http://www.tokranmed.ru/metod/fpg_analiz.htm.*
5. *Horowitz P. The Art of Electronics – 3rd edition / P. Horowitz W. Hill – NY.: Cambrige University Press, 2015.– 1192 p.*
6. *Харрис Д.М. Цифровая схемотехника и архитектура компьютера: Пер. с англ. – Изд. 2-е / Д.М. Харрис, С.Л. Харрис – Нью Йорк: Издательство Morgan Kaufman, 2015. – 1662 с.: ил.*
7. *James A. Langbridge Arduino Sketches: Tools and Techniques for Programming Wizardry / James A. Langbridge – NY: Wiley, 2015. – 480 с.*
8. *Соммер У. Программирование микроконтроллерных плат Arduino/Freeduino / У. Соммер – СПб: БХВ-Петербург, 2012. – 256 с.*

Надійшла до редколегії 17.01.2017

Рецензент: д-р техн. наук проф. Л.М. Щербак, Національний авіаційний університет, Київ.

ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ КАНАЛ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

С.В. Шенгур, О.В. Дергунов, Р.Я. Кучерак, О.М. Кваша

Приведен пример реализации измерительного канала частоты сердечных сокращений. Подано описание структурной схемы и принципиальная схема отдельного функционального узла – устройства согласования сигналов датчика. Показаны этапы преобразования входного сигнала измерительной информации.

Ключевые слова: измерительный канал, частота сердечных сокращений, аналоговый сигнал, аналоговый фильтр, аналоговый фильтр, обработка сигналов, фотоплетизмография.

THE MEASURING CHANNEL OF HEART RATE

S. Shengur, O. Dergunov, R. Kucheraк, O. Kvasha

The paper represents an example of the measuring channel of hart rate realization. The description of the block diagram and the schematic diagram of the single functional unit – sensor signal conditioning unit – are described. The stages of the input signal measurement data conversion are shown.

Keywords: the measuring channel, the hart rate, the analogue signal, the analogue filter, signal processing, photoplethysmography.