

УДК 612.16:616.13:621.383.8

Л.В. Хвостівська, М.О. Хвостівський, канд. техн. наук, доц., Б.В. Якимець
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ СУДИН ЛЮДИНИ

L.V. Hvostivska, M.O. Hvostivskyu, Ph.D, Assoc. Prof., B.V. Yakymets
COMPUTER SYSTEM OF DIAGNOSTICS FUNCTIONAL STATE OF HUMAN VESSELS

Розроблення комп'ютерної системи, яка реалізована на фотоплетизмографічному методі, для задачі діагностування функціонального стану судин системи людини є актуальною задачею. Система дасть змогу отримувати діагностичні ознаки як індикатори стану судин людини шляхом реєстрації пульсового сигналу (ПС) та подальшої його обробки.

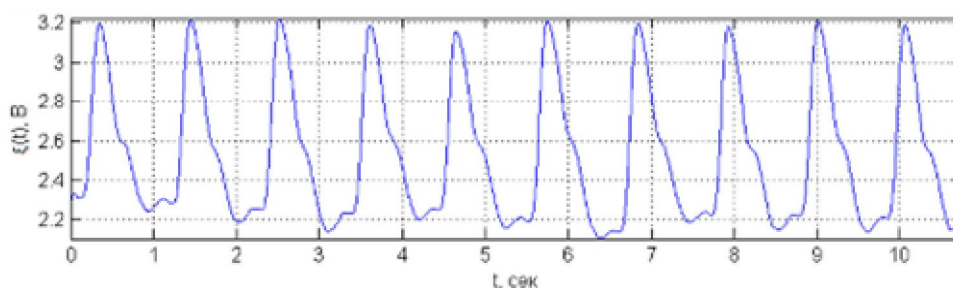


Рисунок 1. Реалізація пульсового сигналу

Аналізом відомих комп'ютерних систем діагностики функціонального стану судин людини (Endo-Pat2000, (Ізраїль), PulseTrace PCA2 (США), Senzio (Голландія) та інші) встановлено, що вони є обмеженими щодо обробки пульсового сигналу із метою отримання великого асортименту діагностичних ознак на базі різних математичних моделей пульсового сигналу та методів їх обробки.

На рис.2. зображено розроблену структурну схему комп'ютерної системи діагностики функціонального стану судин людини.

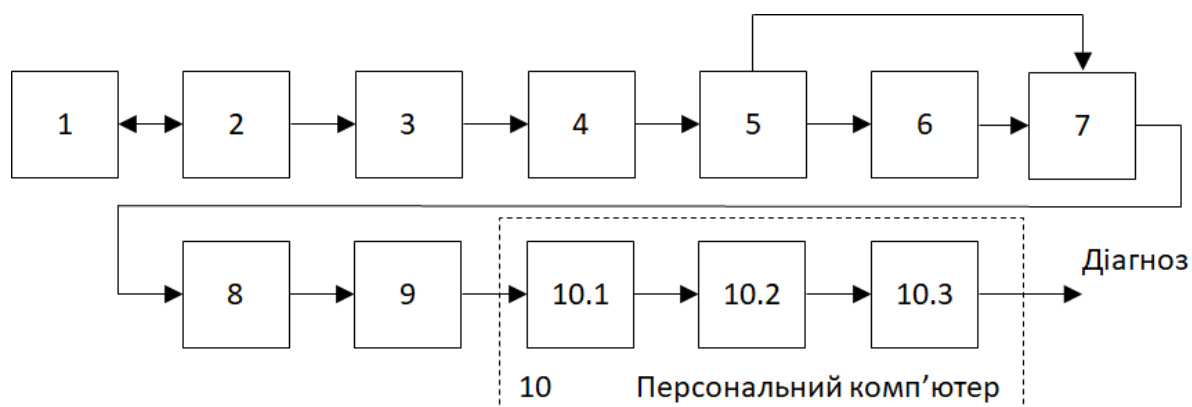


Рисунок 2. Структурна схема комп'ютерної системи діагностики функціонального стану судин людини: 1 – Судина людини як об'єкт дослідження; 2 – Оптичний датчик; 3 - ФВЧ; 4 – ФНЧ; 5 – Регульований підсилювач; 6 – Блок узгодження по опору «Вхід-вихід»; 7 – АЦП; 8 – Мікроконтролер; 9 – Перетворювач інтерфейсу з UART в USB; 10.1 – Блок запису; 10.2 – Блок обробки; 10.3 – Блок візуалізації.

Оптичний давач 2 забезпечує випромінювання світлового потоку та детектування відбитого світлового потоку від поверхні шкіри під якою розташована судина 1, яка змінює свій об'єм під час та до процесу кровонаповнення. Ці об'ємні коливання, власне, і є пульсовий сигнал.

ФВЧ 3 та ФНЧ 4 забезпечують виділення пульсуючої складової ПС на фоні постійної складової пульсового сигналу та на фоні завад в частотному діапазоні від 0,5 до 15 Гц.

Регульований підсилювач 5 забезпечує підсилення низькоамплітудного ПС до необхідного рівня його детектування. Блок узгодження 6 здійснює узгодження входу аналого-цифрового перетворювача (АЦП) 7 з виходом регульованого підсилювача ПС по опору 6.

Аналого-цифровий перетворювач 7 оцифровує ПС для синхронізації з входами мікроконтролера 8, який здійснює попередню обробку (фільтрація, пакетування даних).

Перетворювач UART-USB 8 забезпечує підключення виходу мікроконтролера 8 до входу USB персонального комп'ютера 9, який здійснює процедуру подальшої обробки ПС (запис, обробка, візуалізація та ін.).

В основі обробки лежать процедури синфазного та компонентного методів обробки пульсового сигналу на базі математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (Хвостівська Л.В., Яворський Б.І.) [1].

Алгоритми синфазної та компонентної обробок ПС (рис.2, блок 10.2) зображено на рис.3.

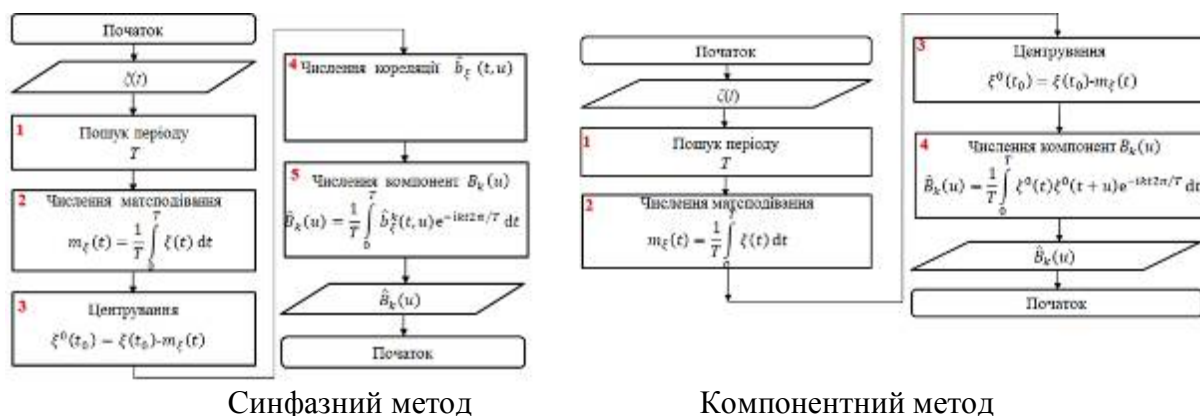


Рисунок 3. Алгоритми обробки ПС у комп'ютерній системі діагностики функціонального стану судин людини

Алгоритми синфазної та компонентної обробок, які зображено на рис.3 забезпечують процедуру виділення із ПС нових діагностичних ознак функціонального стану судин людини у вигляді оцінок кореляційних компонент $\hat{V}_k(u)$.

Література

1. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини. Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. 2015. Вип. 6(1). С. 29-34