

УДК 621.383.9:615.814.1

С. М. Злепко, д. т. н., проф.; Р. С. Белзецкий; С. В. Костішин

РЕЄСТРАЦІЯ ПОТЕНЦІАЛІВ БІОЛОГІЧНО АКТИВНИХ ТОЧОК У СИСТЕМІ ДИСТАНЦІЙНОГО КОНТРОЛЮ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ НА БАЗІ Σ - Δ АНАЛОГО-ЦИФРОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА

Розроблено структурну схему системи дистанційного контролю функціонального стану людини на базі сігма-дельта аналого-цифрового перетворювача, яка дозволяє реєструвати показники біологічно активних точок.

Ключові слова: телемоніторинг, біоелектрична активність, реєстрація потенціалів БАТ, діагностична система, контроль функціонального стану.

Вступ

Розвиток інформаційних технологій в останні десятиліття, зокрема розширення можливостей мереж зв'язку, сприяє прогресу в усіх галузях діяльності людини, зокрема й медицини. Так, використання засобів телемоніторингу дозволяє вирішити проблеми своєчасної діагностики та контролю за станом здоров'я людини.

На сьогоднішній день існують методики й алгоритми, які дозволяють суттєво розширити функціональність систем медичної діагностики та систем телемедицини, використовуючи можливості сучасних телекомунікаційних та інформаційних технологій. На їх основі створюється інтелектуальна інформаційно-вимірювальна система телемоніторингу та корекції стану організму людини, що базується на методах рефлексотерапії [1].

Головною проблемою розробки цих систем є не передача, кодування та наявність баз даних показників біологічно активних точок (БАТ) (на сьогоднішній день вони є в достатній кількості), а системи зняття показників БАТ на тілі людини.

Конфігурація системи

Як відомо, більшість методів діагностики стану акупунктурної системи людини базуються на вимірюванні таких показників БАТ, як: електромагнітного випромінювання надвисокої частоти; зміни теплочутливості та локальної температури; зміни електричного опору при дослідженні постійним або змінним струмом [2].

Отже, завданням нашої роботи є розробка простої, надійної та компактною системи реєстрації показників біологічно активних точок на тілі людини.

У системі, яка розробляється, звернемо увагу на оцінюванні функціонально-енергетичного гомеостазу організму, шляхом визначення біоелектричної активності його окремих функціональних систем і їх взаємозалежної динамічної рівноваги. Більшість цих точок розташовані в області променевого суглоба та стопи, їх розміщення показане на рисунку 1.

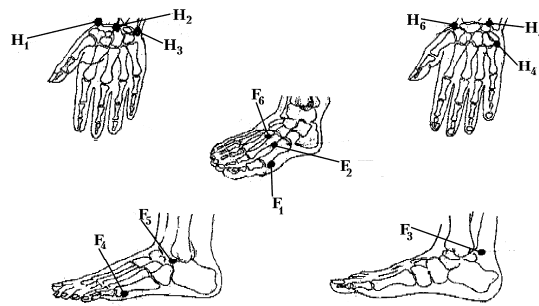


Рис. 1. Репрезентативні енергозони для проведення діагностики функціонально-енергетичної рівноваги організму

Реєстрація потенціалів біологічно активних точок у системі дистанційного контролю функціонального стану людини складається з таких етапів:

- підсилення;
- оцифрування;
- фільтрації від завад;
- компресії;
- передачі даних каналами зв'язку.

Залежно від методів рішення й кінцевих цілей ці етапи можуть виконуватись і в іншому порядку, а деякими взагалі можна знехтувати. Але для повного аналізу показників БАТ необхідно вирішити всі перераховані вище завдання. Ці задачі й методи їх вирішення взаємопов'язані, наприклад, за допомогою однієї мікросхеми можуть бути реалізовані підсилення й оцифрування, а за допомогою одного математичного перетворення може бути проведена фільтрація від шумів і компресія сигналу [3].

Первинною обробкою сигналу називається послідовність процесів, необхідних для перетворення слабких біопотенціалів, які виникають на поверхні тіла людини в результаті збудження БАТ, у файл цифрових даних, придатних для подальшого аналізу. До первинної обробки також відносять зміну окремих параметрів сигналу з метою виявлення критичних змін стану організму й негайної генерації сигналу тривоги. Завданнями вторинної обробки можуть бути розрахунок амплітудного спектру, розпізнавання образів, статистичний аналіз результатів, формування баз даних, розробка рекомендацій, наприклад, рекомендацій з діагностики, лікувально-оздоровчих заходів тощо [4].

Для перетворення реєстрованого сигналу в його цифрову форму шляхом простого аналого-цифрового перетворення, яке має діапазон вихідного сигналу декілька вольт, сигнал необхідно підсилити в сотні разів. При цьому не повинні вноситись суттєві завади і бажано, щоб відбувалась фільтрація. Два варіанти побудови схем первинної обробки сигналів за аналогією з [3] наведено на рисунку 2.

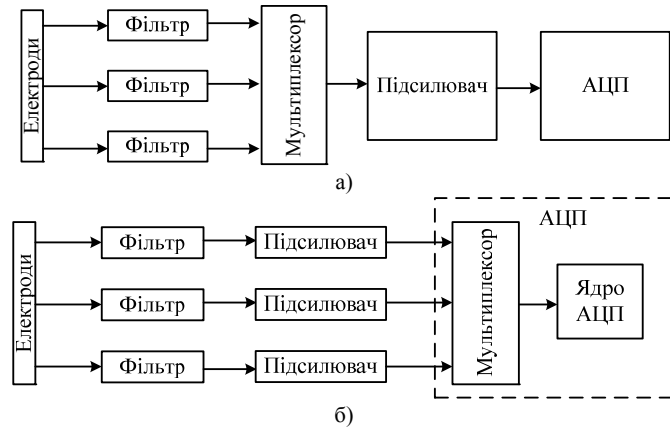


Рис. 2. Схема первинної обробки сигналу: а) з одноканальним АЦП; б) з багатоканальним АЦП

У першому випадку сигнал з різних електродів, розташованих на БАТ, через фільтри потрапляє на аналоговий мультиплексор, який комутує їх на вхід схеми підсилення й АЦП. Така побудова системи має високу економічність за вартістю і за споживаною потужністю, а також має невеликі габаритні розміри. Недоліком є необхідність пропускання сигналу через мультиплексор перед підсиленням, що збільшує частку завод. У другому випадку схема не має наведених вище недоліків за рахунок того, що кожний підсилювач під'єднаний до одних і тих же електродів.

У пристроях первинної обробки біосигналів фільтрація корисного сигналу від перешкод здійснюється, як правило, програмним методом. У нашому випадку, для програмної фільтрації застосуємо метод арифметичного перетворення – усереднення сусідніх відліків:

$$S_i^* = \frac{e^{j+\frac{m}{2}} S_k}{m},$$

де S_k – відлік вихідного сигналу; S_i^* – відлік відфільтрованого сигналу; m – число усереднених відліків, яке обирається з ряду 3, 5, 7.

Останнім часом у цифрових приладах первинної обробки біосигналів широко застосовуються АЦП, що працюють за принципом сігма-дельта (Σ - Δ) перетворення, які проводять оцифровування аналогового сигналу й значно збільшують відношення сигнал/шум.

У системі, що розробляється, для реалізації аналогово-цифрового перетворення використовуються Σ - Δ АЦП AD7738 фірми Analog Devices. Використання Σ - Δ АЦП дозволяє виключити додаткові каскади підсилення. Функціонування АЦП базується на принципі надлишкової дискретизації з коефіцієнтом K , з наступною децимацією й цифровою фільтрацією [5].

У своєму складі Σ - Δ -перетворювачі мають цифровий фільтр, який потребує необхідного часового інтервалу на встановлення вихідного коду, що при швидкісній комутації каналів призведе до зниження точності вимірювань.

Одним із рішень цієї проблеми є використання 24-бітних АЦП серії AD7732/34/38/39, які дозволяють підвищити продуктивність цифрових перетворень. AD7738 має вмонтований 8-миканальний мультиплексор (рисунок 3) для комутації вхідних кіл з частотою від декількох сотень герц до 15,4 кГц [6].

Аналоговий мультиплексор (MUX) може бути сконфігуровано для роботи в режимі з 4 диференційними або 8 несиметричними входами (AIN0–AIN7). Виходи мультиплексора під'єднані до зовнішніх виводів елемента, що, за необхідності, забезпечує можливість додаткової обробки сигналу за допомогою зовнішніх функціональних вузлів (наприклад, буферного підсилювача), які під'єднуються в сигнальні кола (MUXOUT-ADCIN). Вмонтований буферний підсилювач (BUFFER) має високі якісні показники й використовується для узгодження змінного комплексного навантаження Σ - Δ -перетворювача з джерелом сигналу [7]. Для підсилювача передбачена можливість відключення, що в ряді випадків необхідно для зниження енергоспоживання.

Пристрій має вмонтований генератор з частотою кварцевого резонатора до 6,144МГц, який під'єднаний до виводів MCLKIN і MCLKOUT. Передбачена можливість тактування сигма-дельта модулятора зовнішнім генератором, при цьому вихідний сигнал з генератора подається на вхід MCLKIN. Вихід MCLKOUT може бути вимкнений, для зниження енергоспоживання, або використовуватись як джерело інвертованих по відношенню до MCLKIN тактових імпульсів.

Конфігурування параметрів цього АЦП відбувається шляхом програмного набору внутрішніх регістрів, частина з яких є індивідуальними для кожного з каналів перетворення, інші – призначені для задавання режимів і параметрів АЦП.

Для зв'язку з керуючим мікроконтролером при початковій ініціалізації внутрішніх регістрів і для передачі результатів на мікропроцесор використовуються лінії CSCLK (сигнал тактування), DIN (вхід даних), DOUT (вихід даних), #RDY (сигнал готовності даних).

Для реалізації мікропроцесорної системи можна використовувати мікроконтролери таких фірм, як: Atmel, Analog Devices, Intel, Microchip, Motorola, Texas Instrument тощо [8]. Як підсилювачі застосовуємо мікропотужні прецизійні інструментарні підсилювачі INA118, які мають диференційний вхід і можуть подавити заваду на 120 дБ при коефіцієнті підсилення 100.

Структурна схема системи дистанційного контролю функціонального стану людини на базі Σ - Δ аналого-цифрового перетворювача представлена на рисунку 4. На схемі використані такі позначення: Н1-Н6 – електроди; 1 – фільтри; 2 – підсилювачі; 3 – аналого-цифрові перетворювачі; 4 – мікроконтролер; 5 – блок індикації; 6 – блок запуску системи; 7 – мобільний телефон, КПК чи ПЕОМ.

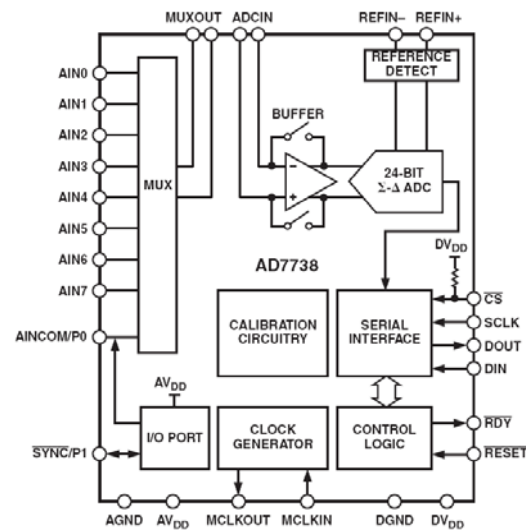


Рисунок 3. Структурна схема АЦП

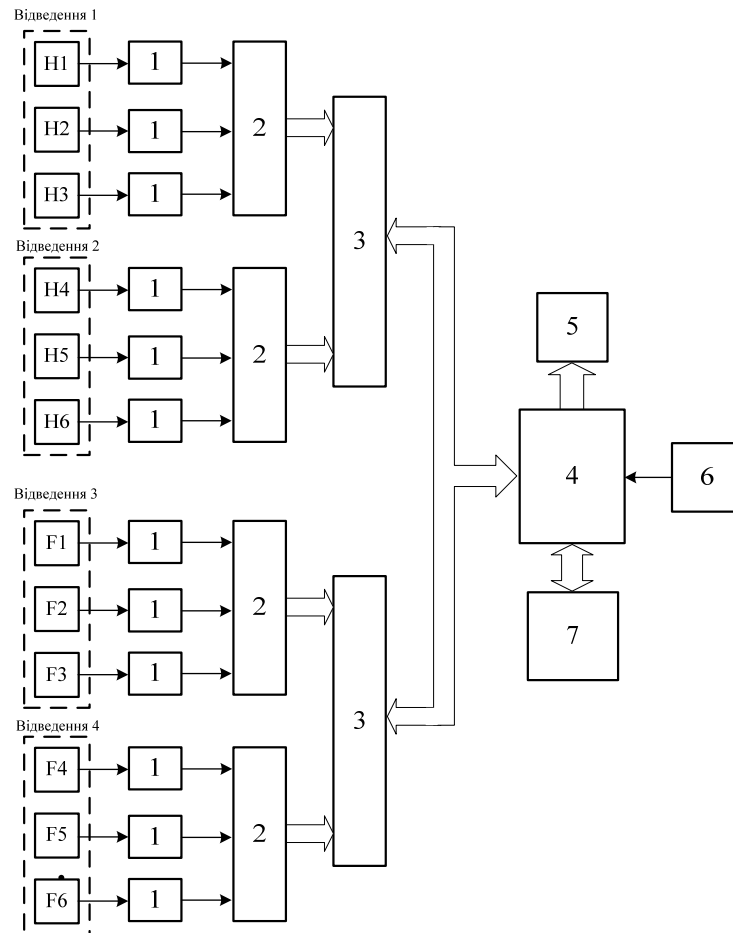


Рис. 4. Структурна схема системи дистанційного контролю функціонального стану людини на базі Σ - Δ АЦП

Робота системи полягає в постійному вимірюванні усіх сигналів, що надходять від електродів через фільтри 1 та підсилювачі 2 на входи Σ - Δ аналого-цифрових перетворювачів 3, для перетворення в цифровий код. З Σ - Δ АЦП цифровий код надходить на вхід мікроконтролера 4; у кожному режимі роботи отримана інформація виводиться на екран дисплея 5. Блок 6 виконує функцію запуску системи.

Для зв'язку з мобільним телефоном, КПК чи ПЕОМ у структуру пристрою введено модуль Bluetooth, який працює на неліцензованій в усьому світі частоті 2.45 ГГц (смуга промислового, наукового й медичного застосування ISM – Industry, Science, Medicine), що дозволяє вільно використовувати пристрої Bluetooth в усьому світі [9].

Висновок

Розроблена структурна схема та обґрунтовано вибір Σ - Δ АЦП, системи дистанційного контролю функціонального стану людини, яка дозволяє реєструвати потенціали біологічно активних точок.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Власюк А. І. Автоматизована віртуальна система діагностики стану організму людини / А. І. Власюк, В. І. Месюра, Б. А. Власюк // Вісник ВПІ. – 2004. – № 3. – С. 75 – 76.
2. Власюк А. І. Вибір базової медичної технології для систем телемоніторингу / А. І. Власюк, С. А. Яремко, Б. А. Власюк // Вісник ВПІ. – 2005. – № 1. – С. 69 – 74.
3. Проектирование устройств первичной обработки электрокардиосигнала для дистанционного мониторинга: [Електронний ресурс] / А. Костин, Ю. Балашов // Журнал Chip News. – 2004. – № 1. – Режим доступу: <http://www.chipnews.ru>.

4. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий / Корневский Н. А. Попечителей Е. П., Филлист С.А. – Курск: Курская городская типография, 1999. – 537 с.
5. Sigma-Delta ADCs and DACs. Application Note, AN-283//Analog Devices Inc. – Режим доступу: <http://www.analog.com>.
6. Mary McCarthy. Peak-to-Peak resolution versus Effective resolution. Application Note, AN-615 //Analog Devices Inc. – Режим доступу: <http://www.analog.com>.
7. Tom Meany. AD7732/AD7734/AD7738/AD7739 in low power applications. Application Note, AN-664//Analog Devices Inc. – Режим доступу: <http://www.analog.com>.
8. Чумаченко І.В. Мікроконтролерні прилади: структура і виконання: [Навчальний посібник] / І. В. Чумаченко, М. Д. Кошовий, В. В. Лопатин. – Харків: Національний аерокосмічний університет «ХАІ», 2001. – 277 с.
9. Злепко С. М. Система дистанційного моніторингу за станом здоров'я людини / С. М. Злепко, Р. С. Белзецький // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2008. – № 1. С. 143 – 146.

Злепко Сергій Макарович – д. т. н., професор, завідувач кафедри проектування медико-біологічної апаратури, тел.: (0432) 59-81-22, e-mail: smzlepko@ukr.net.

Белзецький Руслан Станіславович – аспірант кафедри проектування медико-біологічної апаратури, тел.: (0432) 59-81-59, e-mail: ruslan_brs@mail.ru.

Костішин Сергій Володимирович – магістр кафедри проектування медико-біологічної апаратури.

Вінницький національний технічний університет.