

УДК.621.317

В.Т. Кремінь, В.М. СокілНаціональний університет “Львівська політехніка”
кафедра “Електронні обчислювальні машини”

СИСТЕМА ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ СТАНУ ЛЮДИНИ

© Кремінь В.Т., Сокіл В.М., 2003

Запропоновано систему передачі електрокардіограми, оптично сформованої пульсохвилі та сигналу акселерометру по радіоканалу. Система може використовуватись для дистанційної діагностики та моніторингу стану людини. Сфера використання охоплює телемедицину, підготовку спортсменів, екстремальний туризм, пожежну службу.

The remote human health monitoring system is suggested. The system allows transmitting via radio-link the electrocardiogram, the optical pulse wave, and an accelerometer signal. The application domain includes the ill patient rehabilitation, sportsmen training, extreme tourism, and the fire service.

Вступ

Проблема дистанційного контролю за станом людського організму є важливою в багатьох випадках. Наприклад, пацієнтам з серцевими хворобами протягом періоду реабілітації часто потрібний цілодобовий контроль за функціонуванням серця. Традиційні клінічні системи орієнтуються на стаціонарні умови експлуатації, а це суттєво обмежує людину в цьому випадку.

Другим напрямком використання систем дистанційного моніторингу є контроль за тренуванням спортсменів. Аналіз даних в діалоговому режимі дозволяє оптимізувати навантаження тренування, визначити найкращу схему роботи і оптимізувати план тренування залежно від індивідуального стану організму. Все це допомагає спортсменам досягнути найкращих результатів на змаганнях.

Третій напрямок телеконтролю – це автоматичний контроль за станом осіб, які знаходяться в небезпечному середовищі. Це дає можливість заздалегідь передбачити виникнення небезпечного стану організму людини. Прикладами цих ситуацій є пожежники, рятівники та альпіністи, оскільки нижчий рівень кисню може викликати втрату свідомості і навіть смерть. Відомі випадки загибелі рятівника під час землетрусу або виконання небезпечного завдання через те, що людина втратила свідомість при роботі в небезпечних умовах.

Незважаючи на те, що розроблено ряд автономних систем збирання кардіографічних даних [1], які призначені для тривалого накопичення кардіограм (так званий добовий моніторинг) чи здійснюють передачу кардіографічних сигналів через телефонні канали зв'язку [2], вони не придатні для контролю в режимі реального часу. Ці задачі вимагають наявності портативної, автономної системи, що дозволяє отримувати інформацію про стан організму дистанційно і заздалегідь передбачити появу небезпечної ситуації. Системи такого класу використовуються військовими високорозвинутих країн (передусім США, Великобританії, Німеччини), але висока ціна таких засобів і специфічність їх придбання обмежують їх впровадження у вітчизняних умовах. Тому питання розробки систем дистанційного контролю за станом людини є актуальними.

Вибір давачів

Метою роботи було створення портативної, автономної системи контролю стану людського організму, яка може використовуватися в on-line і off-line режимах. Off-line режим використовується тоді, коли не вимагається аналіз даних в реальному масштабі часу, зокрема, для діагностування певних хвороб чи накопичення даних протягом достатньо тривалого часу.

Перш за все, необхідно вибрати відповідні типи сенсорів, які повинен підтримувати пристрій. Після проведення попереднього аналізу було обрано сенсори таких типів:

1. Електроди для зняття електрокардіограми (ЕКГ). ЕКГ надає різну інформацію про стан серця. Аналіз цієї інформації в діалоговому режимі може допомогти зауважити початок небезпечних ситуацій для контрольованих осіб.

2. Дводіапазонний оптичний сенсор пульсометра. Здійснюючи вимірювання в червоному та інфрачервоному світлових діапазонах, можна визначити рівень насичення крові киснем, що дозволяє отримати важливу інформацію відносно дихальної активності, визначити перехід людини в стан сну чи втрату свідомості. Сенсор пульсометра розміщується на пальці руки або на вусі.

3. Сенсор мікромеханічного акселерометра. Він надає інформацію відносно індивідуального прискорення, може ефективно використовуватись для визначення миттєвої швидкості і частоти кроків. Цей вид сенсора забезпечує важливу інформацію під час підготовки спортсменів, наприклад, в легкій атлетиці, біатлоні, стрибках з жердиною.

Структура

За поставленими вище вимогами було розроблено (рис. 1) та успішно протестовано систему моніторингу.

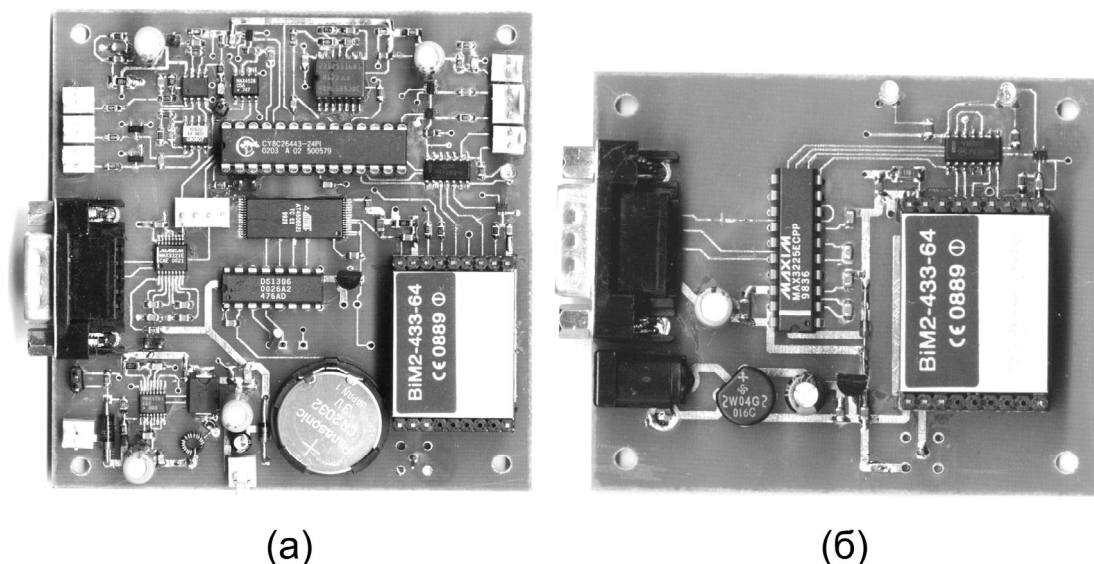


Рис. 1. Фотографії плат системи: (а) автономний модуль; б) інтерфейсний модуль

Система складається з двох частин: портативний автономний модуль, який людина бере з собою та інтерфейсний модуль. Для завантаження зібраних в режимі off-line даних автономний модуль може виконати обмін даними з РС безпосередньо через послідовний інтерфейс. У табл. 1 наведені основні технічні характеристики пристрою.

Основні технічні параметри системи

Типи сенсорів	Електроди ЕКГ, дводіапазонний світлодіодний сенсор, мікромеханічний акселерометр
Режими збирання даних	Автономний режим із передачею даних через радіоканал і (або) накопиченням у вбудовану flash пам'ять
Робоча частота радіоканалу для обміну даними	433.0 МГц
Область дії прийомопередавача	до 300 м на відкритій місцевості, до 50 м у приміщеннях, більшу відстань можна отримати, використовуючи активні антени
Швидкість передачі даних по радіоканалу	19200 Бод
Живлення пристрою	1–2 NiCd батарея типу AA або елементи AA або 1 Li-Ion батарея, 1 літієва батарея CR2032 для підтримки годинника реального часу
Споживана потужність (при напрузі живлення 5В)	20-60 мА, залежно від режиму функціонування
Об'єм флеш-пам'яті даних	4–128 Мб
Час накопичення даних у внутрішній пам'яті	10–14 годин
Розміри плати	Автономний елемент: 95*90 мм, Модуль передачі даних: 80*67 мм.

Головну увагу було зосереджено на повторному використанні компонентів системи, оскільки один пристрій повинен підтримувати декілька типів сенсорів та різних режимів роботи. На рис. 2 наведено блок-схему автономного модуля. Монітор підтримує декілька режимів функціонування, які, перш за все, відрізняються джерелами вхідних сигналів і подальшою обробкою зібраних даних.

1. Вимірювання електрокардіограми

У цьому режимі сигнал електрокардіограми підсилюється інструментальним підсилювачем (П) і подається на перший вхід мультиплексора (МП). Інтегратор (ІНТ) формує протифазний сигнал для усунення завад від мережі змінного струму. Вихідний сигнал мультиплексора проходить через фільтр верхніх частот (ФВЧ), систему фільтрації завад від перехідних процесів (ФПП), підсилювач (П₂) і передається на аналогово-цифровий перетворювач (АЦП₁). Виміри АЦП₁ аналізуються центральним процесором (ЦП). ФПП забезпечує малий час встановлення ФВЧ завдяки виявленню ситуації насичення АЦП₁ і збільшення частоти зрізу ФВЧ в десятки разів протягом короткого часу.

Потік даних АЦП₁ може бути надісланий через радіоприймач–передавач (РПП). РПП забезпечує симплексний взаємний зв'язок, завдяки чому можна динамічно змінювати режим функціонування автономного модуля або параметри роботи, інформувати власника автономного модуля про небезпечні ситуації. Окрім того, надалі планується додати програмне забезпечення для забезпечення обміну даними між пристроями в режимі точка–точка, тобто формування мережі, що дозволяє одній системі інформувати інші відносно небезпечних ситуацій.

В іншому випадку виміри АЦП₁ можуть бути збережені в енергонезалежній пам'яті даних (FLASH) для подальшого off-line аналізу. Якщо використовується FLASH, лічильник реального масштабу часу (ЛРЧ) забезпечує інформацію про час, коли вимірювання були початі і зупинені. Вбудована RAM, що живиться від батареї, використовується для зберігання індексів даних флеш-пам'яті і служить простою файловою системою. Коли вимірювання закінчено, накопичені дані можуть бути завантажені до ПК через послідовний інтерфейс.

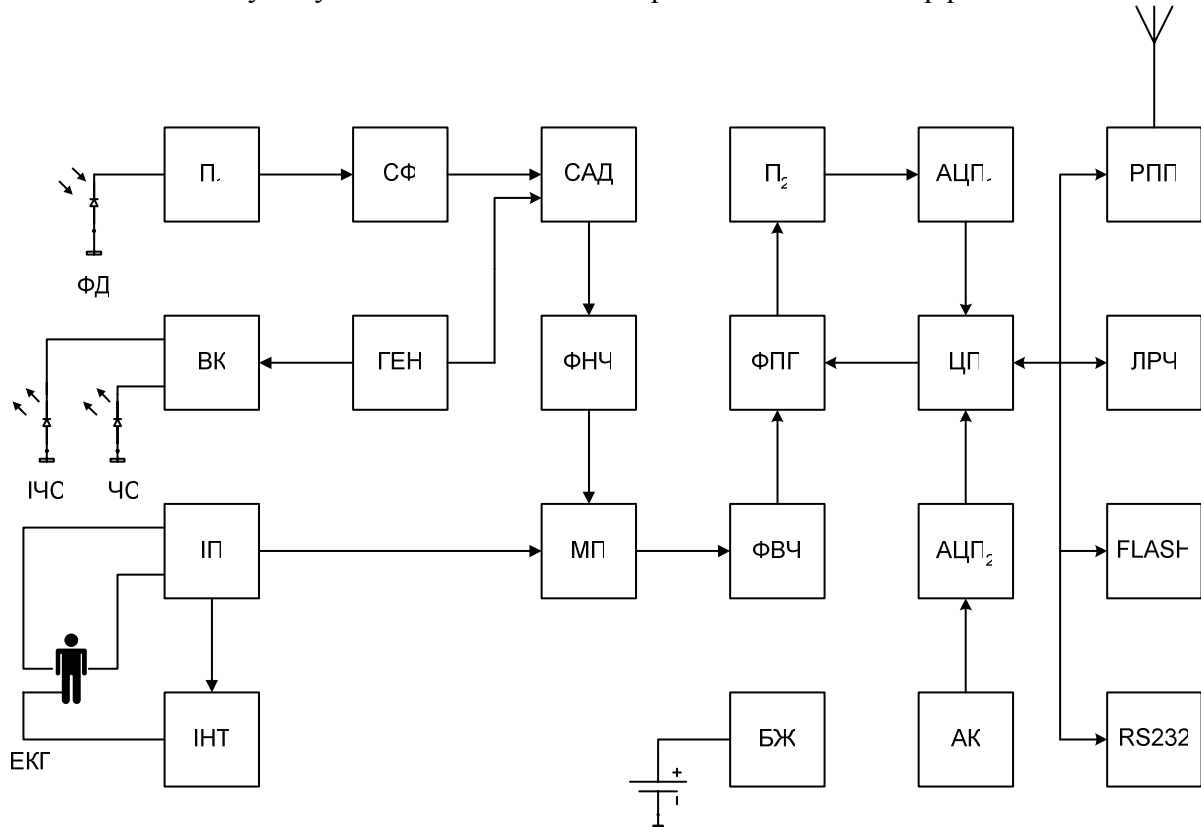


Рис. 2. Блок-схема автономного модуля системи

2. Вимірювання пульсу за допомогою модуляції рівня поглинання світла

У цьому режимі на інфрачервоний (ІЧС) або червоний (ЧС) світлодіод через вихідний комутатор (ВК) подається сигнал генератора модульованого сигналу (ГЕН). Світловий промінь крізь тканини тіла потрапляє на фотодіод ФД. Сигнал ФД підсилюється П₁ і через смуговий фільтр СФ подається на синхронний амплітудний демодулятор САД. Вихідний сигнал САД подається на другий вхід мультиплексора МП через фільтр нижніх частот ФНЧ, який фільтрує високочастотні завади у вихідному спектрі САД. Подальша схема обробки сигналу ідентична обробці сигналу в режимі вимірювання електрокардіограми. Запропонована схема обробки сигналу характеризується високою завадостійкістю від ламп освітлення різних типів.

3. Вимірювання частоти кроків

У цьому випадку сигнал акселерометра АК подається на АЦП₂ і обробляється процесором ЦП. Два незалежні АЦП дозволяють передавати сигнал пульсометра або ЕКГ і сигнал акселерометра одночасно, що дозволяє досліджувати різні кореляції параметрів (наприклад, виявити деякі відхилення в роботі серця протягом руху людини). Блок живлення (БЖ) з високим коефіцієнтом корисної дії забезпечує стабільним живленням систему.

Модуль передачі даних дуже простий і складається з радіоприймача-передавача РПП (аналогічного типу, як і в автономного модуля) і транслятора рівнів RS232.

Апаратна частина пристрою

Система побудована із використанням реконфігурованого процесора PSoC CY8C26443 [3], який характеризується наявністю реконфігурованих аналогових та цифрових модулів, функції яких можуть бути змінені в процесі роботи. Ця властивість була використана в цій системі та дозволила спростити апаратну частину системи, зменшити енергоспоживання та вартість системи загалом.

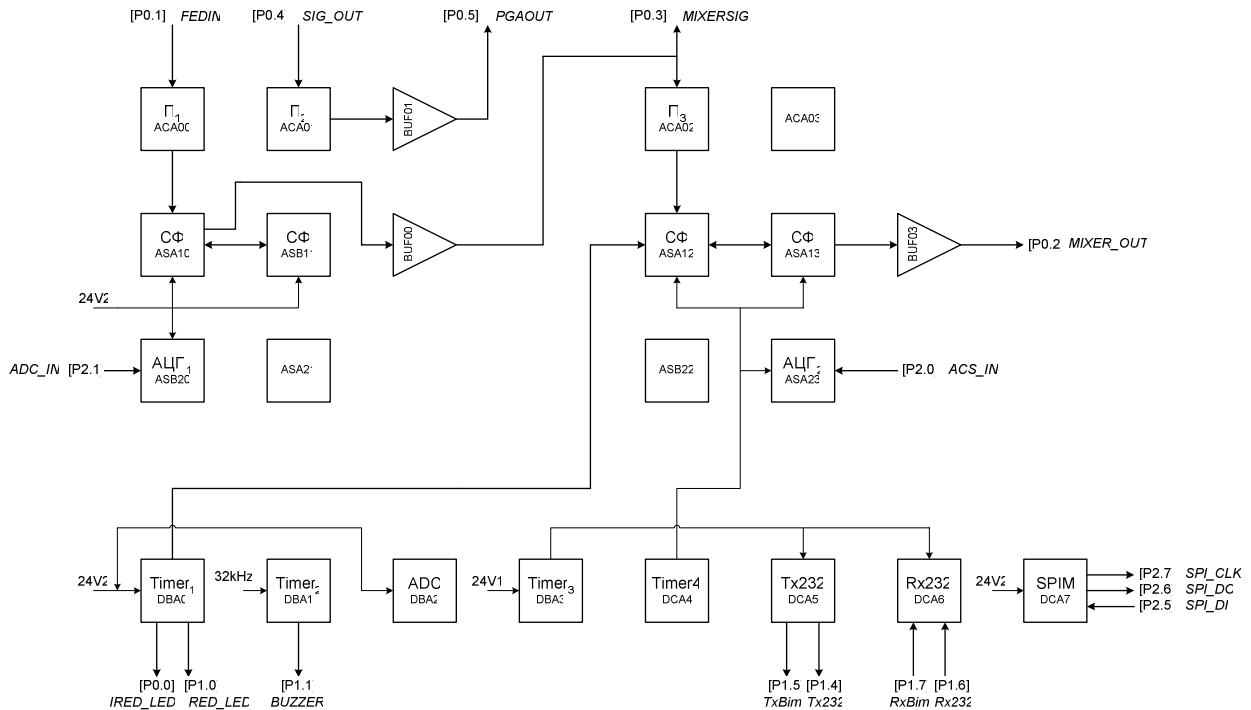


Рис. 3. Структура реконфігурованого процесора в режимі пульсометра

Як приклад на рис. 3 наведено структуру процесора в режимі пульсометра. Сигнал фотодіода подається на вхідний підсилювач Π_1 , який розміщується в блоці **ACA00**. Вихідний сигнал підсилювача подається на вхід смугового фільтра, що реалізується на комутованих блоках конденсаторів **ASA10** і **ASB11**. Вихідний сигнал фільтра подається на зовнішній контакт для відлагодження і через підсилювач з програмованим коефіцієнтом підсилення PGA_1 подається на вхід синхронного амплітудного демодулятора. Демодулятор об'єднаний з фільтром низьких частот **ФНЧ**, що фільтрує частоту модуляції і високочастотні завади. Частота відсікання фільтра дорівнює 50 Гц. АЦП₁ та АЦП₂ розміщені в **ASB20** та **ASA23** реконфігурованих модулях.

Timer_0 використовується для генерації модульованого сигналу для світлодіодів. Вихід таймера використовується як опорний сигнал для синхронного амплітудного демодулятора. Функціонування демодулятора базується на можливостях модуляції амплітуди комутованого блоку конденсаторів **ASA12**. Ввімкнення і вимкнення відповідних світлодіодів виконується динамічно за допомогою зміни функцій розрядів цих портів. Частота модуляції сигналу дорівнює 3,75 кГц.

Лічильник сігма-дельта АЦП₁ розміщується в блоці **DBA2**, частота дискретизації фіксована і дорівнює 500 Гц, подальша децимація може бути здійснена програмно. Timer_2 використовується для генерації звуку різної частоти і світлових сигналів з мінімальним навантаженням на CPU; він також використовується для генерації timeout інтервалів для модуля обміну даними. Timer_4 є тактовим генератором для низькочастотного фільтра амплітудного

демодулятора. Timer₃ використовується для генерації синхронізуючих імпульсів для послідовного інтерфейсу. Він складається з окремого послідовного передавача Tx232 і окремого послідовного приймача Rx232. Для перемикання між драйвером RS232 і радіоприймачем–передавачем використовується динамічне мультиплексування виходів передавача та входів приймача, що забезпечується прямою модифікацією регістрів PSoC вбудованою програмою.

Апаратний інтерфейс синхронного послідовного інтерфейсу розміщується в DCA7 і використовується для роботи з флеш-пам'яттю даних і таймером реального часу.

Програмне забезпечення монітору

Програмне забезпечення системи складається з двох частин: вбудоване програмне забезпечення автономного модуля і PC-орієнтоване програмне забезпечення для аналізу даних, відображення і документування. Вбудоване програмне забезпечення виконує такі функції: загальний контроль пристрою, збирання даних, підтримку зв'язку між автономним та інтерфейсним модулем, забезпечення динамічної реконфігурації системи.

Збирання даних для зменшення завантаження CPU виконується програмами обробки переривання АЦП₁ (ОП). ОП виконує такі функції:

1. Пакування і розміщення вимірів ADC в проміжний буфер типу FIFO;
2. Підтримка автоматичного регулювання підсилення;
3. Детектування перехідних процесів та їх усунення;
4. Визначення пульсу серця і керування світловим/звуковим сигналом;

Оскільки виміри ADC є 11-розрядними, вони групуються в байтовий потік. Старші тетради двох суміжних відліків об'єднуються в один байт і записуються у FIFO разом з відповідними молодшими байтами. Під час вимірювання ЕКГ або пульсу вхідні значення сигналів можуть бути різними у відносно широких межах. Автоматична система регулювання підсилення дозволяє збільшити коефіцієнт використання динамічної області АЦП для того, щоб одержати кращу точність вимірювань. Окрім того, зміна постійної складової вхідного фільтра високих частот (наприклад, при переміщенні сенсорів або навіть нервові імпульси) можуть викликати насичення АЦП₁ протягом різного інтервалу часу. Це може спричинити втрату вимірів сигналу протягом відносно довгого часу. Тому пропонується такий надійний алгоритм для автоматичного регулювання підсилення разом із виявленням перехідних процесів та їх усуненням:

1. Якщо рівень сигналу менший, ніж деяке значення порогової величини, лічильник циклу підсилення збільшується на одиницю. Якщо лічильник циклу підсилення досягнув якогось визначеного верхнього значення, коефіцієнт підсилення збільшується встановленням наступного рівня підсилення, якщо це можливо. Після того лічильник циклу підсилення повторно ініціалізується.

2. Якщо рівень сигналу більший, ніж деяке значення порогової величини, лічильник циклу підсилення зменшується на одиницю. Якщо лічильник циклу підсилення досягнув якогось визначеного нижнього значення, коефіцієнт підсилення зменшується, і лічильник циклу підсилення повторно ініціалізується.

3. Якщо АЦП₁ знаходиться на верхній або нижній границі довше, ніж максимальний очікуваний період сигналу, це розглядається як виникнення перехідного процесу, і константа часу фільтра високих частот зменшується протягом визначеної кількості циклів перетворення АЦП₁.

Для детектування пульсового сигналу використовується програмно реалізований компаратор із автоматично регульованим порогом спрацювання, крім того, передбачена можливість виявлення ситуації пошкодження давачів.

Підпрограми передачі даних забезпечують передачу накопичених даних і отримання команд управління від модуля зв'язку. Оскільки безпроводний зв'язок може давати помилки, потрібно застосовувати методи виявлення/виправлення помилок. Вбудоване програмне

забезпечення використовує один з двох альтернативних методів: циклічні контрольні суми тільки для виявлення помилок і код Ріда–Соломона для виправлення багатократних помилок. Перший метод характеризується меншим навантаженням на ЦП і використовується тоді, коли критичним є мінімальне енергоспоживання. Другий метод рекомендується використовувати в тому випадку, коли потрібно досягнути максимальної дальності зв'язку, оскільки частота появи помилок досить висока, коли сигнал приймача слабкий. Але для використання коду Ріда–Соломона і підтримки потрібної частоти дискретизації АЦП мінімальна тактова частота ЦП становить 24 МГц. Потрібний метод виявлення/виправлення помилок вибирається під час компіляції вбудованого програмного забезпечення.

Монітор стану здоров'я використовує пакетну передачу даних. Накопичені відліки АЦП розміщуються у буфері FIFO. Коли FIFO достатньо заповнений, кодер вичитує дані з FIFO і формує пакет. Кожний пакет складається із заголовка для встановлення коефіцієнта підсилення приймача і байтів даних разом з перевірочними байтами або CRC. Коли пакет готовий, передавач активується і здійснюється його передача.

Приймач–передавач фірми Radiometrix працює в симплексному режимі. Він повинен перемикається на прийом, якщо потрібно отримати вхідні дані. Оскільки пауза між суміжними пакетами не достатня, щоб встановити потрібний рівень підсилення приймача Radiometrix, програма періодично зупиняє передачу на декілька десятків мілісекунд, знову переводить приймач–передавач в режим приймача і перевіряє вхідні дані. В потоці даних монітору втрати за рахунок буферизації FIFO відсутні. Поточна версія програмного забезпечення використовує просте правило більшості для аналізу вхідної команди. На рис. 4 показаний потік даних через радіоканал.

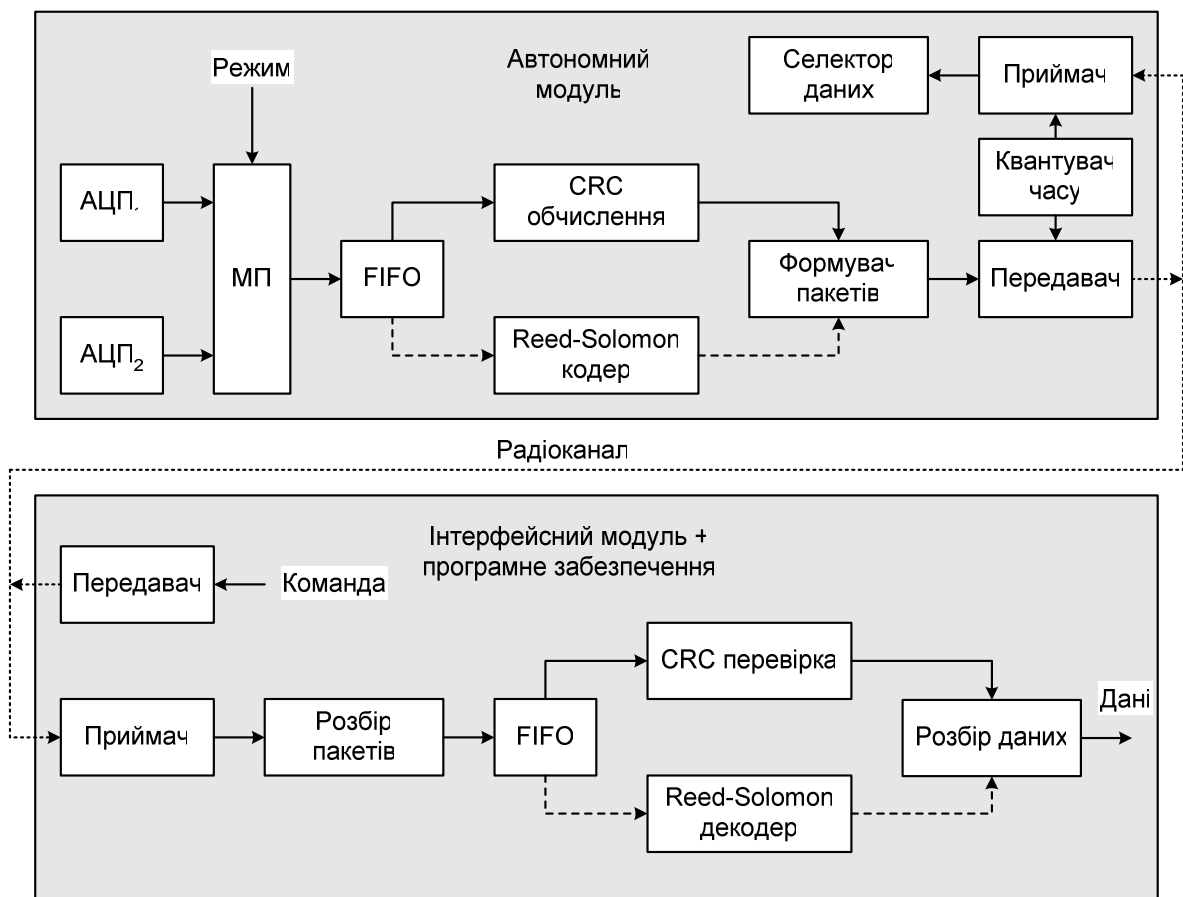


Рис. 4. Потік даних через радіоканал системи

Програмне забезпечення аналізу даних отримує вхідні пакети, розшифровує, фільтрує і відображає їх. Накопичені дані можна зберегти/завантажити на диск і виконати найпростіший аналіз отриманих залежностей. Програмне забезпечення показує процент пошкоджених пакетів, різноманітну статистичну інформацію. Можна послати команду автономному модулю, перекинути його в інший режим (наприклад, вимірювання ЕКГ замість пульсу). На рис. 5 показано приклади отриманих часових діаграм. Програмне забезпечення реалізовано за допомогою Borland Delphi 7 і виконується під керуванням Microsoft Windows.

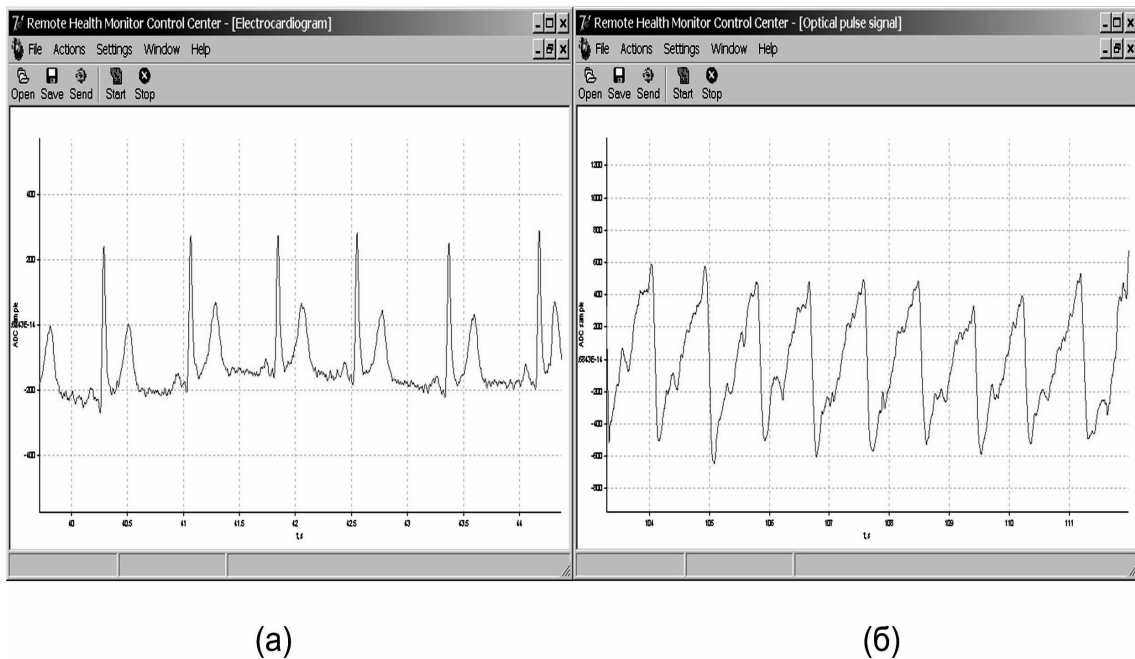


Рис. 5. Приклади результатів вимірювань:
(а) ЕКГ сигнал; (б) пульсохвиля при освітленні за допомогою інфрачервоного світлодіоду

Висновки

Розроблена система дозволяє задовольнити потреби ряду користувачів, але легко може бути адаптована під конкретні потреби. Зокрема, для реалізації схеми типу точка–точка доцільно використовувати радіомодеми фірми Maxstream [4], для використання в системі тільки всередині приміщень доцільно застосувати технологію Bluetooth, використовуючи серійні конвертори RS232–Bluetooth. Для певних застосувань певні вузли системи можуть виявитися зайвими, наприклад, FLASH пам'ять. Завдяки можливості динамічної реконфігурації процесора нові функції можуть бути інтегровані з мінімальною вартістю, наприклад модем для телефонної лінії [5].

1. Плотников А. В. Цифровой монитор суточной регистрации ЭКГ. – Дис. ... канд. техн. наук. – Московський інститут електронної техніки, Москва, Зеленоград, 2000; 2. “Ecg@home user manual”, HealthFrontier, 27p., 2001; 3. Кремьинь 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, 149, 2002 66-72. 5. Rick Hood, “The PSoC 5-Cent Modem”, Circuit Cellar, 146, 2002. – p. 26–32.