

ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА КОМПЛЕКСНОГО МОНІТОРИНГУ МЕДИКОДІАГНОСТИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Штепа О.А. ✓

Донецький національний технічний університет, м. Донецьк

E-mail: shtepa.mail.ru@mail.ru

Abstract

Shtepa O.A. Medicine and diagnostic information measuring system on a basis high digit ADC. The block structure of universal medicine and diagnostic information measuring system (IMS) on a basis high digit sigma-delta ADC is offered. The sigma-delta ADC is analysed features of application by the example of cardiological diagnostic researches. It is shown, that use sigma-delta ADC is proved and it is possible and for other systems of gathering and processing of the biomedical signals having close requirements - encephalographic, miographic, rheographic etc.

Постановка проблеми і її актуальність. Актуальним напрямком сучасної діагностики (як медичної, так і технічної) є розвиток комплексних методів досліджень. Дослідження одночасно декількох різнопланових діагностичних характеристик дозволяє судити про стан тієї або іншої системи організму по мінімальних відхиленнях цілого ряду цих параметрів, що дозволяє вирішувати найважливіше завдання медичної діагностики - виявлення ознак захворювання на ранніх етапах його розвитку.

При створенні інформаційно-вимірювальних систем (ІВС) виміру різнотипних низькоамплітудних параметрів і систем комплексної діагностики перед розробниками автоматизованих систем обробки медико-біологічної інформації виникає проблема стандартизування умов вимірів для одержання порівнянних, стабільних і відтворюваних результатів виміру.

Цифрова обробка сигналів (ЦОС) є базовим принципом для розробки сучасних багатоканальних медичних діагностичних ІВС. Якість ЦОС значною мірою визначається якістю аналого-цифрового перетворення (АЦП), що, у свою чергу, залежить від якості виділення діагностичного вимірювального сигналу. У традиційних вітчизняних діагностичних системах для виділення низькочастотного низькоамплітудного вимірювального сигналу при рео-, міо-, або електрокардіографічному дослідженні звичайно використовують інструментальні підсилювачі й аналогову фільтрацію [1, 2]. Це накладає ряд обмежень на особливості розробки структурних схем побудови таких ІВС.

Аналіз відомих рішень. З розвитком технології виробництва надвеликих інтегральних схем з'явилася комерційно доступна елементна база, що реалізує принцип сигма-дельта аналого-цифрового перетворення в одній мікросхемі [3, 4]. Сигма-дельта АЦП мають високий розподільчу здатність (більше 14 розрядів), значною мірою базуються на принципах цифрової фільтрації сигналів, що дозволяє знизити вимоги до аналогової фільтрації сигналів і замість інструментальних підсилювачів використати підсилювачі постійного струму. Такі АЦП використовують переважно у всіляких кодеках аналогового сигналу, застосовуваних в аудіо апаратурі і програвачах лазерних дисків. Також сигма-дельта АЦП застосовують у вимірювальних пристроях, де потрібні великий динамічний діапазон при порівняно низькій швидкості вибірки відліків.

Постановка завдання дослідження. Розглядаючи можливість застосування високорозрядних АЦП у складі ІВС як фактор, що веде до зміни структури самої вимірювальної системи, у першу чергу необхідно проаналізувати особливості процесу виміру й принцип сигма-дельта перетворення. На підставі отриманих даних внести зміни в

структурну схему типовий ІВС і провести порівняльний аналіз достоїнств і недоліків двох розглянутих структур.

Ціль дослідження. Метою дійсного дослідження є розробка структурної схеми медикодіагностичної ІВС низькоамплітудних параметрів на основі застосування високорозрядних сигма-дельта АЦП.

Основний матеріал і результати дослідження. Розглянемо принцип побудови сучасних медичних діагностичних ІВС на прикладі систем електрокардіографічного дослідження. У типових багатоканальних цифрових електрокардіографах [5, 6] схема 12-ти стандартних відведень формується за допомогою входної комутації перед малопоміжними диференціальними (інструментальними) підсилювачами, а необхідні обчислення виробляються за допомогою дільників напруги на основі прецизійних резисторів. У цій схемі знімання потенціалів здійснюється із правої руки (R), лівої руки (L), лівої ноги (F) і шести крапок від правого краю груднини до лівої середньопазухової лінії (31-36). На основі знятих потенціалів обчислюються наступні відведення (рис.1.):

1. основні $I=L-R$, $II=F-R$, $III=F-L$
2. посилені $aVR=R-(F+L)/2$, $aVL=L-(R+F)/2$, $aVF=L-(R+L)/2$
3. грудні $V_i=C_i-(R+L+F)/3$, $i=1..6$.

При реалізації такої схеми, як правило, задіюють додатковий електрод на праву ногу (N), що забезпечує нульовий потенціал для аналогового сигналу. Також через цей електрод на тіло пацієнта можна подавати сигнал у протифазі, отриманий від перетворення одного або декількох входних потенціалів, що по суті є аналогом низькодобротного рекурсивного (адаптивного) фільтра, покликаного компенсувати високоамплітудну синфазну перешкоду - у першу чергу наведення від електромережі (50 або 60 Гц).

Відповідними документами ДСТ і стандартів [6] визначено, що у входного електрокардіографічного сигналу при повному розмаху 5 мВ від піка до піка припустима наявність постійної складової до 300 мВ. У першу чергу ця вимога пояснюється необхідністю компенсації міжелектродних потенціалів, що виникають у місцях приєднання електродів [6]. Тут слід зазначити, що в сучасних AgCl електродів міжелектродний потенціал становить одиниці мілівольтів[9].

Необхідний діапазон частот для електрокардіографа повинен становити, як мінімум, смугу від 0.05 до 120 Гц (за рівнем -3 dB). Причому, якщо до верхнього діапазону частот немає чітко обґрунтованих вимог - у різних джерелах називаються значення від 100 до 250 Гц, те зі значенням нижньої частоти пропущення зв'язуються значимі діагностичні параметри ЕКГ.

З одного боку, при постійної часу менш 3,2 секунди, що відповідає 0.05 Гц, на електрокардіограмі спостерігаються перекручування низькочастотного S-T інтервалу, що призводять до невірної діагностики змін міокарда, до помилкового висновку про наявність інфаркту [7]. З іншого боку, при деяких дослідженнях, наприклад навантажувальних пробах, усвідомлено вибирається менша постійна часу для кращого втримання ізолінії [7].

Для придушення перешкод, пов'язаних з електроміографічними сигналами, бажаний антитреморний фільтр нижніх частот (ФНЧ), що обмежує діапазон входного сигналу до 60-70 Гц, а для боротьби з мережною перешкодою - режекторний фільтр на 50 Гц (60 Гц).

У підсумку електрокардіограф повинен мати ФВЧ, що перемикає із найбільшої постійної часу не менш 3,2 секунди, фільтр мережного наведення й сполучений з ним або реалізований окремо ФНЧ.

Частота дискретизації повинна бути більш ніж у два рази вище верхньої смуги пропущення у відповідність із теоремою Котельникова. Як правило, застосовують частоту дискретизації в 500 Гц, рекомендовану Американською асоціацією кардіологів [5].

Дозвіл по амплітуді в сучасних приладів повинне становити не менш 5 мкВ. Високий амплітудний дозвіл необхідно для деяких видів обробки кардіокривих (наприклад, ЕКГ

високого дозволу), а також для високоякісного подання електрокардіограми на екрані або у твердій копії.

Для завдання різних постійних часу сигналу застосовують ФВЧ що перемикає. Необхідну крутість спаду АЧХ в області верхніх частот формують за допомогою ФНЧ як мінімум другого порядку - теоретично на частоті рівній половині від частоти дискретизації сигнал не повинен перевищувати рівень, що відповідає молодшому значущому розряду АЦП - у противному випадку відбудеться ефект накладення спектрів [8].

Аналоговий тракт повинен забезпечити загальний коефіцієнт підсилення порядку 1000. Таким чином, 12-ти канална система повинна складатися з 12 трактів посилення, як мінімум з трьома активними елементами в кожному, 12-ти каналному мультиплексорі й 12-ти розрядному АЦП за яким йде цифровий сигнальний процесор, мікроконтролер або комп'ютер [11,15]. На рис. 1. представлено типову структурну схему 12-ти каналного цифрового електрокардіографа [1,5,6,7].

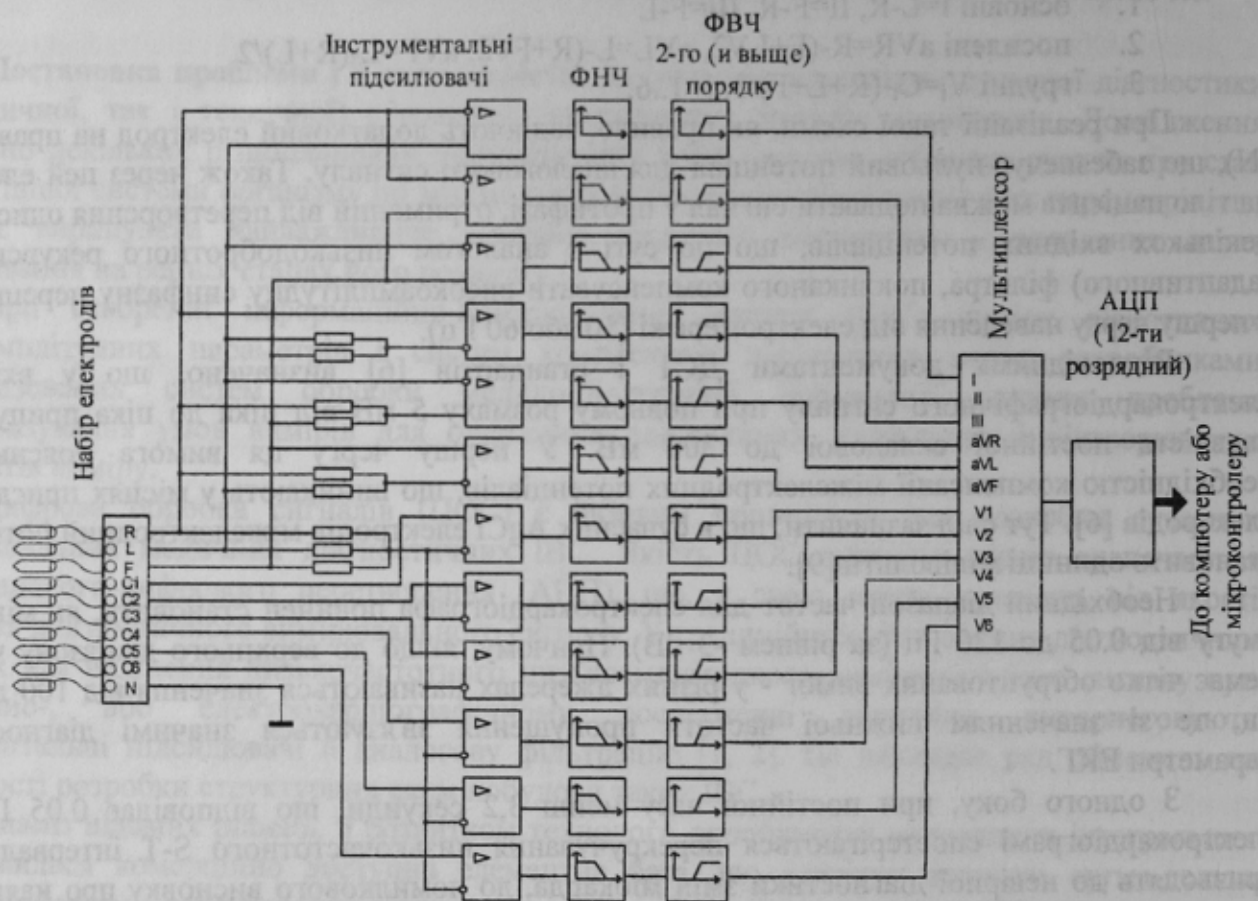


Рис. 1 - Типова структурна схема цифрового 12-ти каналного електрокардіографа

Існує метод зниження апаратних витрат, у якому електрокардіограф для синхронного знімання 12-ти стандартних відведень будується за восьмиканальною схемою. Ґрунтуючись на тому, що з 12 відведень тільки 8 лінійно незалежні [7], виключають 4 канали, що в півтора рази зменшує кількість аналогових трактів, а також дозволяє використати широко розповсюджені восьмиканальні мультиплексори або АЦП із вбудованими мультиплексорами. Наприклад, виключають апаратні відведення III, aVR, aVL, aVF, які програмним способом обчислюють у такий спосіб: $III = II - I$, $aVR = -(II + I)/2$, $aVL = (I - II)/2$, $aVF = (II - I)/2$.

Однак таке рішення вимагає зменшення часу між відліками на різних каналах. Якщо цей час більше 15-20 мікросекунд, то на обчислених відведеннях спостерігається перекручування високочастотних складових сигналу, обумовлене фазовими набігами. Відповідно це змушує встановлювати більше високошвидкісні мультиплексори й АЦП, а також забезпечувати швидкісну доставку результатів АЦП до обчислювача або буфера проміжної пам'яті.

Останнє є в загальному випадку нетривіальним завданням, якщо врахувати, що саме по цифрових лініях зручніше за все здійснити гальванічну розв'язку за допомогою відносно низькошвидкісного оптичного або індуктивного зв'язку.

Такі електрокардіографи призначені для забезпечення роботи синхронно з 12-ю ЕКГ відведеннями. Дев'ять повністю ідентичних аналогових каналу являють собою операційні підсилювачі з високим входним опором і коефіцієнтом підсилення 4 і послідовно з ними Р-С ФНЧ. Імітація диференціальних відведень, з одночасним вирахуванням синфазною перешкодою, виробляється повністю програмним способом.

Із цього випливає, що існує можливість при достатній кількості входних каналів сформувавши практично будь-яку схему відведень або набір схем відведень - для цього не потрібно використання прецизійних дільників і малошумлячих комутуючих елементів. А саме, можна прорахувати, як 12 стандартних відведень, так і відведення по Мак Фі-Пурангао, Небу, Франку, й т.п.[2,6]. При цьому забезпечується можливість операторові самому визначати необхідні для знімання електроди.

Більше того, можливе створення модульних електрокардіографів або ЕКГ-поліграфів, у яких для ускладнення схеми відведень досить додати відсутню кількість аналого-цифрових каналів і модифікувати програмне забезпечення. З ростом числа каналів істотно знижуються питомі витрати для одержання кожного нового відведення при загальній високій надійності пристрою - це ідеально підходить для систем ЕКГ картирования [6,7].

Основними обмеженнями й недоліками, властивому класичному підходу при розробці апаратур цифрових ЕКГ систем є:

- прецизійні резистори у входному каскаді схеми формування відведень,
- відносно складні інструментальні входні підсилювачі для придушення синфазної перешкоди,
- великогабаритні конденсатори з малими струмами витоку у ФВЧ,
- ФНЧ високого порядку для обмеження спектра аналогового сигналу при досить низькій частоті оцифрування,
- схеми вибрання-зберігання й мультиплексор перед входом 12-ти розрядного АЦП, що вносять додаткові нелінійні перекручування, а також фазовий межканальні зрушення.

В останні роки завдяки розвитку технологічних процесів мікроелектроніки сигма-дельта АЦП і ЦАП високого дозволу стали широко застосовуватися в комерційних розробках. Дуже популярні застосування надвеликих інтегральних схем, виготовлених за одномікронною (і менше) технологією, що сполучають на одному кристалі функції, , сигма-дельта АЦП, мультиплексора, інтерфейса даних, сигма-дельта ЦАП і функції ЦОС. На рис. 2 наведені результати аналізу комерційно доступних АЦП у відповідність із їхнім типом, розрядністю й швидкістю перетворення. Сигма-дельта аналого-цифрове перетворення забезпечує роботу з розподільчою здатністю 16-24 біт при смузі сигналу відповідно від часток герца до десятків кілогерців.

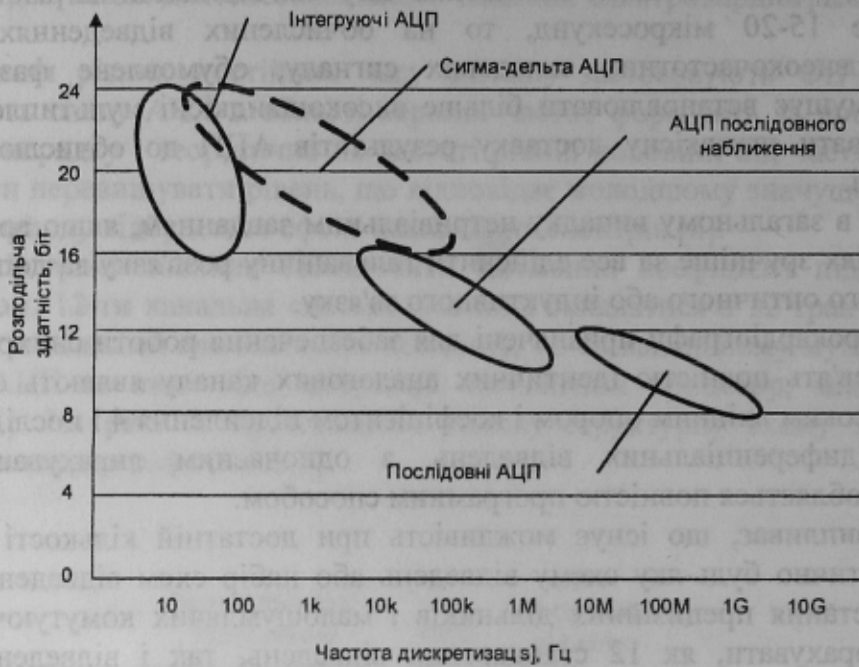


Рис. 2 - Розподіл АЦП різних типів за їхньою розподільчою здатністю й швидкістю перетворення

У сигма-дельта АЦП аналоговий сигнал квантується з дуже низькою розподільчою здатністю (як правило, 1 біт) на частоті, яка у багато разів перевищує максимальну частоту спектра сигналу. Використовуючи таку методику передискретизації у сполученні із цифровою фільтрацією, можна значно підвищити розрядність. Для зниження ефективної швидкості надходження відліків на виході АЦП застосовується децимація. Однобітові сигма-дельта АЦП і ЦАП мають чудову диференціальну й інтегральну лінійність завдяки лінійності 1-бітного квантовача. Тут не потрібно високоточне лазерне припасування, як в інших архитектурах АЦП. Структура сигма-дельта ЦАП принципово не відрізняється від АЦП, за винятком порядку проходження процесів.

Основними відмінними рисами сигма-дельта перетворювачів є передискретизація, процес відтворення шумів в сигма-дельта модуляторі, цифрова фільтрація й децимація.

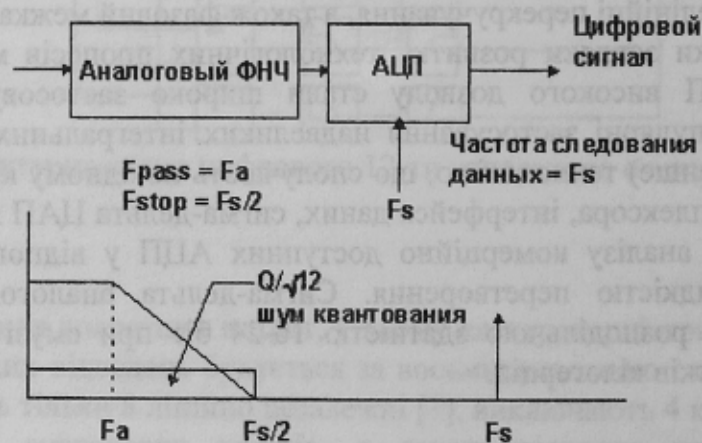


Рис. 3 - Дискретизація з використанням низькочастотного фільтра й ілюстрація критерію Найквіста

При класичному підході до процесу дискретизації (рис. 3.) ефективне значення шуму квантування в смузі частот від 0 до $F_s/2$ становить $-\frac{Q}{\sqrt{12}}$, де Q - вага молодшого розряду, F_s - частота проходження вихідних відліків. Значна частина шуму квантування потрапляє в робочу смугу частот. При дотриманні умови теореми Котельникова (смуга частот корисного сигналу менше або дорівнює $F_s/2$) аналоговий фільтр на вході перетворювача повинен мати високу крутість спаду АЧХ за смугою пропускання. Це необхідно для ефективного ослаблення високочастотних шумів і перешкод, що проникають у робочу смугу в результаті інтерференції з гармоніками частоти дискретизації [3]. У переважній більшості випадків це активний ФНЧ. Але домогтися задовільного коефіцієнта гармонік у таких фільтрів - досить непросте завдання, також як домогтися малих фазових перекручувань. При рішенні даної проблеми виникають глибокі протиріччя.

Інший спосіб поліпшення дозволу перетворювача - передискретизація (рис. 4).



Рис. 4 - Передискретизація при аналоговій і цифровій фільтрації

Вхідний сигнал піддають квантуванню із частотою $F = K \cdot F_s$, де K - відношення передискретизації, а F_s - частота вихідного цифрового потоку. Тут з'являється два нових елементи схеми: цифровий фільтр і дециматор - пристрій зниження частоти слідування відліків. Шум квантування в смузі частот від F_s до $\frac{K \cdot F_s}{2}$ придушується цифровим фільтром у вихідному потоці, що приводить до поліпшення відносини сигнал/шум на величину рівну $10 \cdot \lg(K)$. Крім того, можна домогтися малої нерівномірності АЧХ і ФЧХ цифрового фільтра й високої лінійності. Сам аналоговий фільтр вироджується до простої R-C ланки.

Поліпшення відношення сигнал/шум на 6 дБ (1 біт) потрібно відповідно збільшити коефіцієнт передискретизації в 4 рази. Для збереження значення цього коефіцієнта в розумних межах можна розбити спектр шуму квантування так, щоб основна його частина була між $\frac{F_s}{2}$ і $\frac{K \cdot F_s}{2}$ й тільки невелика на відрізку $[0, \frac{F_s}{2}]$. Цю функцію виконує сигма-дельта модулятор. Після такого розподілу цифровий фільтр легко придушить значну частину енергії шуму квантування, і загальне відношення сигнал/шум, що визначає динамічний діапазон, відчутно зросте.

За Найквістом [8] частота дискретизації повинна бути у два рази більше верхньої граничної частоти аналогового сигналу. У сигма-дельта АЦП частота дискретизації в багато

разів більше подвоєної верхньої граничної частоти аналогового сигналу, що дозволяє збільшити число значущих розрядів АЦП і поліпшити шумові характеристики перетворення.

З використанням у схемотехніці електрокардіографів сигма-дельта АЦП [3] у першу чергу вирішується проблема вхідного діапазону. Постійна складова на вході ЕКГ компенсується за рахунок 5-6 додаткових біт сигма-дельта АЦП. Останній забезпечує 17-18 значущих розрядів у необхідній смузі частот, тобто перекриває динамічний діапазон вхідного сигналу як мінімум в 105 дБ. З'являється можливість повністю відмовитися від ФВЧ із його великогабаритними високостабільними конденсаторами - програмним способом реалізується набір якісних цифрових ФВЧ [8]. Або взагалі робота ведеться з нульовою нижньою частотою, що властиво приладам для наукових досліджень.

Можливі програмні рішення інтелектуальної прив'язки ізоляції роздільно по кожному з каналів на основі вибіркової зміни постійної часу цифрового ФВЧ для забезпечення мінімального перекручування низькочастотних складових кардіосигнала й, у той же час, утримання його в середині діапазону пристрою відображення.

Призначений для забезпечення роботи синхронно з 12-ю відведеннями електрокардіограф на базі AD7716 показаний на рис. 5. Дев'ять повністю ідентичних аналогових каналу представляють із себе підсилювачі постійної напруги із вхідним опором порядку 100 МОм, коефіцієнтом підсилення 4 і послідовно з ними R-C ФНЧ. Максимальний динамічний діапазон вхідного сигналу становить $4 \cdot 10^5$ (при максимальній амплітуді 600 мВ і дозволі порядку 1.5 мкВ).

Імітація диференціальних відведень, а одночасно й вирахування синфазної перешкоди, виробляється повністю програмним способом. Із цього випливає, що існує можливість при достатнім числі вхідних каналів сформувати практично будь-яку схему відведень або набір схем відведень - для цього не потрібно прецизійних дільників і малощумлячі комутуючих елементи. За допомогою схеми, що наведена на рис. 5, можна прорахувати як стандартні 12 відведень, так і відведення по Мак Фи-Пурангао, Небу, Франку, й т.д. [6,7]. При цьому забезпечується можливість операторові самому визначати необхідні для знімання електроди.

При підключенні додаткових каналів виміру (енцефалографічному, міографічному, реографічному і т.д.), дослідник одержує ІВС із гнучкою до змін структурою, що володіє ідентичними вимірювальними каналами й забезпечує стандартизування умов вимірів для одержання порівнянних, стабільних і відтворених результатів виміру для різнотипних діагностичних параметрів.

З ростом числа використовуваних каналів істотно знижуються питомі витрати для одержання кожного нового відведення при загальній високій надійності пристрою.

Для реалізації електрокардіографа використалися 22-х розрядні сигма-дельта АЦП AD7716 фірми Analog Devices (виробництва США). Показано, що використання в електрокардіографах сигма-дельта АЦП є досить корисною альтернативою традиційних АЦП. Більше того, сигма-дельта АЦП можуть бути корисні й для інших систем збору й обробки біомедичних сигналів, що мають близькі вимоги за діапазоном частот і динамічному діапазону вхідних сигналів - енцефалографічному, міографічному, реографічному і т.д. [6,7]

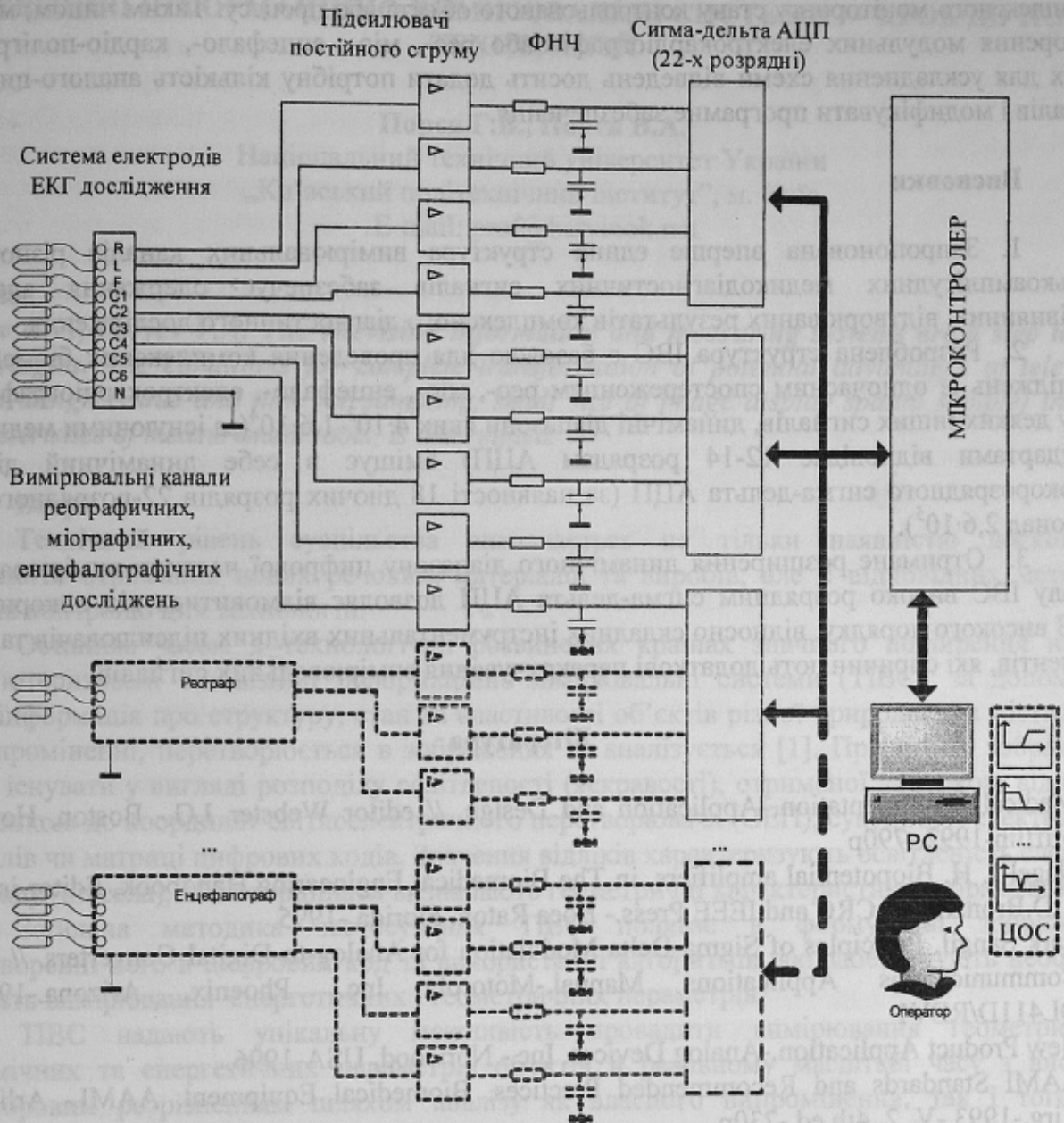


Рис. 5 - Структурна схема інформаційно вимірювальної системи комплексного моніторингу медикодіагностичних досліджень на базі 22-х розрядних чотирьоканальних сигма-дельта АЦП AD7716

Застосування багатоканальних інтегральних сигма-дельта АЦП змінює вимоги до структури ІИС і дозволяє одержати принципово нову схемотехніку цифрових електрокардіографів, що володіють цілим поруч споживчих і технічних переваг перед звичайними апаратами. За рахунок високої розрядності сигма-дельта АЦП аналоговий канал такого електрокардіографа може складатися з однокаскадного підсилювача постійного струму з коефіцієнтом підсилення порядку декількох одиниць. Дискретизація сигналу проводиться паралельно по всіх каналах. Необхідні залежно від завдання ФВЧ і схема відведень реалізується програмно. Багаторазова передискретизація вхідного сигналу дозволяє в якості ФНЧ використати найпростіший R-C фільтр.

Запропонована структура ІВС дає можливість гнучко змінювати состав вимірюваних системою величин і, адекватно зіставляючи результати вимірів, вирішувати завдання

комплексного моніторингу стану контрольованого об'єкта або процесу. Таким чином, можливе створення модульних електрокардіографів або рео-, міо-, енцефало-, кардіо-поліграфів, у яких для ускладнення схеми відведень досить додати потрібну кількість аналого-цифрових каналів і модифікувати програмне забезпечення.

Висновки

1. Запропонована вперше єдина структура вимірювальних каналів різнотипних низькоамплітудних медикодіагностичних сигналів забезпечує одержання адекватно порівнянних, відтворюваних результатів комплексного діагностичного дослідження.

2. Розроблена структура ІВС є базовою для проведення комплексних біомедичних досліджень із одночасним спостереженням рео-, міо-, енцефало-, електрокардіографічних і ряду деяких інших сигналів, динамічні діапазони яких $4 \cdot 10^3 - 1,6 \cdot 10^4$ (за існуючими медичними стандартами відповідає 12-14 розрядам АЦП) вміщує в себе динамічний діапазон високорозрядного сигма-дельта АЦП (за наявності 18 діючих розрядів 22-розрядного АЦП це понад $2,6 \cdot 10^5$).

3. Отримане розширення динамічного діапазону цифрової частини вимірювального каналу ІВС високо розрядним сигма-дельта АЦП дозволяє відмовитись від використання ФНЧ високого порядку, відносно складних інструментальних вхідних підсилювачів та інших елементів, які спричиняють додаткові перекручування вимірювальних сигналів.

Література

1. Medical Instrumentation. Application and Design. // editor Webster J.G.- Boston, Houghton Mifflin-1992.-790p
2. Nagel J. H. Biopotential amplifiers, in The Biomedical Engineering Handbook, Editor-in-Chief J. D.Bronzino. // CRC and IEEE Press.- Boca Raton, Florida.-1995.
3. Park Sangil. Principles of Sigma-Delta Modulation for Analog-to-Digital Converters. // In The Communications Applications Manual.-Motorola Inc., Phoenix, Arizona.-1993.-V. DL411D/REV1
4. New Product Application.-Analog Devices, Inc.- Norwood, USA-1996.
5. AAMI Standards and Recommended Practices, Biomedical Equipment. AAMI.- Arlington, Virg.-1993.-V. 2, 4th ed.-230p.
6. ANSI-AAMI EC18-1982 American National Standard for Diagnostic electrocardiographic Devices, American Association for the Advancement of Medical Instrumentation.- Arlington, Virg.-1983
7. Гаджаева Ф. У., Григорьянц Р. А., Масенко В. П., Хадарцев А. А. Электрокардиографические системы відведень.- Тула: НДІ нових медичних технологій, ТППО.-1996.-115с.
8. Сергиенко А.Б. Цифрова обробка сигналів - Спб.:Питер, 2003 м -604 с.:іл.
9. Електроди неполяризуючі на основі системи хлор-срібло. ТУ БИТС 943 112 005.- Львів: НТК РЕМА.-1994.