А.Я. Кулик, О.І. Нікольський,
В.І. Ревенок, Я.А. Кулик

Схемотехніка електронної медичної апаратури

Вінниця ВНМУ 2020

Міністерство охорони здоров'я України
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова

Кулик А.Я., Нікольський О.І.,
Ревенок В.І., Кулик Я.А.

СХЕМОТЕХНІКА ЕЛЕКТРОННОЇ МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Монографія

Вінниця
ВНМУ
2020

УДК 621.3
ББК 32.811.2
К70

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова Міністерства охорони здоров'я України (протокол № _ від __ «_____» 2020 р.)

Рецензенти:

Р. Н. Квєтний, доктор технічних наук, професор

К.О. Чалий, доктор фізико-математичних наук, професор

Ю.Г. Шевчук, доктор технічних наук, професор

К 70

Кулик А.Я., Нікольський О.І., Ревенок В.І. Кулик Я.А. Схемотехніка медичної електронної апаратури / Монографія. – Вінниця: ВНМУ, 2020. – 167 с.

ISBN

В монографії розглядаються медичні електронні засоби і практичні аспекти їх побудови в сучасних умовах. Призначена для магістрів, аспірантів та наукових працівників, а також студентів і магістрів відповідних технічних спеціальностей.

УДК 621.3
ББК 32.811.2

ISBN

© А. Кулик, О. Нікольський,
В. Ревенок, Я.Кулик 2020

Зміст

Вступ ……... 6
1. Проблеми розроблення медичної електронної апаратури та її класифікація ……..……. 7
2. Електронні медичні прилади ……..... 46
2.1. Системи аналізу крові та тиску серця ……... 49
2.2. Цифрові термометри ……... 54
2.3. Електронні засоби пульсової оксиметрії …….. 59
2.4. Інші носимі медичні електронні засоби …… 61
2.5. Автоматичний зовнішній дефібрилятор ……..… 69
2.6. Ультразвукові системи медичної візуалізації ……. 71
2.7. Засоби комп'ютерної томографії ……... 75
2.8. Пристрої магнітно-резонансної томографії …….. 76
2.9. Пристрої цифрової рентгеноскопії ……78
2.10. Засоби позитронно-емісійної томографії …… 81
2.11. Портативний дихальний пристрій …….. 82
3. Елементна база для реалізації електронних медичних пристроїв 87
3.1. Джерела живлення …….. 87
3.2. Мікропотужні CMOS операційні підсилювачі серії Zero-Drift Series OPA333, OPA233 ……..... 88
3.3. Перетворювачі напруги …….. 89
3.4. Організація інтерфейсів …….. 90
3.5. Управління живленням портативних пристроїв ……..... 101
3.6. Елементна база портативних медичних електронних пристроїв реєстрації ЕКГ та ЕЕГ …… 104
3.7. Проблеми зчитування сигналу та елементна база у пристроях пульсової оксиметрії ……... 108
3.8. Визначення сигналів дефібрилятора ……..… 117
3.9. Засоби для побудови портативного пристрою УЗД ……. 123
3.10. Модулі для забезпечення комп'ютерної томографії …...… 133
3.11. Компоненти для засобів магнітно-резонансної томографії (МРТ) ……. 137

3.12. Компоненти для засобів цифрової рентгеноскопії …….. 142
3.13. Компоненти для засобів позитронно-емісійної томографії …….. 144
3.14. Засоби управління живленням для приладів медичної візуалізації ……. 146
3.15. Засоби для апаратів штучної вентиляції легень …….. 150
3.16. Засоби медичного інструментарію …… 155
Глосарій …….. 159
Література …….. 162

Вступ

Сучасний рівень розвитку медицини і біології передбачає широкий розвиток електронної апаратури із застосуванням однокристальних мікроконтролерів різного типу. Складність полягає не лише у схемо технічних проблемах, але й у обмеженості доступної інформації.

Пропонована монографія присвячена практичним питанням під побудови та експлуатації медичних приладів з урахуванням набутого досвіду їх експлуатації та особливостей їх експлуатації.

Розглядаються засоби реєстрації медичних та біологічних даних із застосуванням різних режимів та алгоритмів.

Подається елементна база, необхідна для реалізації конкретних пристроїв та засобів. Це дозволяє отримувати інформацію щодо стану пацієнта з можливістю її передавання з використанням телемедичних те хнолиГіз.

Розглядаються найбільш розповсюджені схемо технічні рішення провідних фірм на рівні структурних схем і пропонуються рекомендації щодо їх конкретного використання на рівні принципових. Наводяться конкретні технічні рішення із поданням конкретних прикладів їх використання.

Головною задачею книги є вироблення логічного мислення на рівні схемотехніки для побудови електронних медичних засобів на базі однокристальних мікроконтролерів.

Автори сподіваються, що монографія буде корисною для молодих вчених і аспірантів медичного профілю, а також фахівців інженерного профілю в галузі розроблення медичного обладнання, і будуть вдячні за висловлені зауваження.

1. Проблеми розроблення медичної електронної апаратури та її класифікація

Технологічна модернізація галузі охорони здоров'я виявляє себе в цілому як світова тенденція. Вчені і розроблювачі повинні створювати нові рішення для підвищення доступності, комфортності та ефективності медичних послуг, а уряди – реалізовувати відповідні програми щодо модернізації.

Всю медичну техніку з точки зору вирішуваних задач можна розподілити на три великі групи [1]:

- апаратуру;
- інструменти;
- обладнання.

Медичні апарати являють собою технічні пристрої, які забезпечують автоматизований процес взаємодії з пацієнтом. Медичний інструмент впливає на пацієнта в повній мірі обслуговування лікарем і відіграє пасивну роль. Медичне обладнання виконує допоміжну другорядну функцію обслуговування пацієнта і лікаря.

Медичні апарати можуть базуватися на різній фізичній природі (електронні, гідравлічні, пневматичні тощо). Але в теперішній час інформативні показники фізіологічного стану організму людини в основному представляються електричними сигналами. Це пов'язано з тим, що дані, подані електричним сигналом, зручно перетворювати на цифровий двійковий код, автоматично реєструвати і передавати на відстань, а також оброблювати математичними методами і алгоритмами, довго зберігати в комп'ютерних системах. Це саме стосується і зворотних процедур, коли потрібно забезпечувати необхідний цілеспрямований енергетичний вплив на пацієнта. Тому, для здійснення вказаних задач в медичній практиці застосовуються різні електроні засоби, які умовно можна розподілити за групами захворювань чи за областями медицини. Враховуючи їх поширеність та інженерну специфіку розв'язання задач буде розглядатися лише медична електронна апаратура.

Неможливо визначити галузь науки і техніки, в тому числі і медицини, в якій не використовувалась би електронна апаратура. В медицині це стосується профілактики, лікування і проведення експериментів. Інструментальні методи знайшли розповсюдження для клінічних і амбулаторних умов, курортно-санаторної практики і центрів реабілітації, в оздоровчо-відновлювальних і спортивних центрах. Без спеціального методичного і технічного забезпечення неможливі космічні та підводні дослідження, ергономічна та інженерно-психологічна експертиза автоматизованих комплексів, пов'язана із визначенням поточного стану здоров'я людини і напруженістю її праці. При цьому контролюється рівень працездатності і втоми, режими роботи і відпочинку тощо. Це дозволяє оптимізувати конкретні ергономічні показники, підвищити продуктивність праці зі збереженням не лише високої працездатності, але й стану здоров'я людини [2].

У практиці світової медицини відомий період, коли взагалі не використовувались технічні прилади діагностики і обстеження хворих. Лікар обґрунтовував діагноз виходячи з результатів опитування хворого, підрахунку пульсу, огляду шкіри, очей та язика пацієнта. Температуру тіла емпірично визначали рукою до другої половини XIX сторіччя [3].

На розвиток діагностичної медицини великий вплив зробили винаходи ртутного термометра (1714 р.) та стетоскопа (1816 р.). З XIX сторіччя розпочинається відрахунок основних наукових досягнень в галузі електрики і магнетизму, які почали застосовуватися в медичній практиці, навіть раніше, ніж в інших областях життєдіяльності людини. Так було з відкриттям в 1895 році Рентгеном (W.C. Rentgen) ікс-випромінювання (X-ray) під час експериментів з першою електровакуумною трубкою Крукса. Вже в 1896 році розпочинається використання рентгенографії в медицині.

Перший електрокардіограф, сконструйований Ейнтховеном (W. Einthoven) в 1901 році, був вимірювальним приладом групи мілівольтметрів. Він важив близько 270 кг і вимагав для обслуговування декількох людей. Як електроди використовувались скляні сосуди із розчином хлористого натрію, куди опускались кінцівки пацієнта.

В XX сторіччі продовжилось впровадження до діагностичної та терапевтичної медичної практики новітніх досягнень електронної техніки. Безперечно, що в цьому велику роль відіграли розвиток напівпровідникової мікроелектроніки і поява комп'ютерних технологій.

Серед багатьох задач медичного обслуговування населення перше місце займають контроль за станом здоров'я людини і діагностування патологічних змін з метою своєчасного виявлення наявності інфекцій, генетичної або набутої схильності до захворювань, прогнозування протікання хвороб і реабілітації людини під час одужування. Для цього розроблена велика кількість різноманітних методик із застосуванням необхідного обладнання, обґрунтованого рекомендаціями щодо його використання і забезпечення витратними матеріалами, що дозволяє ефективно вирішувати поставлені задачі. Разом з тим, постійне оновлення технологій виробництва електронної техніки та її елементної бази, а також методик діагностування вимагає розроблення нових медичних пристроїв та систем. Особливо актуальною ця проблема стала на сьогоднішній день.

Це пов'язано з ідеологією підготовки фахівців. До певного часу інженери, які вирішували конкретні задачі, розподілялися на тих, хто займався суто програмуванням, і тих, хто розроблював лише апаратуру. З появою мікропроцесорів цей певний антагонізм поступово розмився. Неможливо розроблювати і налаштовувати апаратну частину, не знаючи основ програмування. Так само неможливо писати програмне забезпечення, не знаючи принципів роботи апаратури. Приблизно така сама ситуація склалася в галузі медичної електроніки. Інженери, які займаються розробленням медичної електронної апаратури добре володіють методиками її проектування і налаштування, розуміють специфіку розроблення засобів з урахуванням медичного застосування. Але, при цьому, вони повинні чітко розуміти конкретні вимоги медиків, для чого потрібні певні знання у протіканні біологічних, біофізичних та біохімічних процесів. Так само, медичний персонал, який працює з медичною електронною апаратурою, повинен розуміти технічні принципи її роботи. Інакше це може призвести до суттєвих негативних наслідків. Особливо це стосується проведення експеримента-

льних досліджень, оскільки помилково отримані результати можуть викликати непередбачувані наслідки.

Робота на стику медицини та електроніки, а в більш широкому сенсі – техніки в цілому, вимагає поширення інформації для вивчення принципів роботи апаратури і методик її проектування. Проблема створення сучасного електронного пристрою чи системи має багатоплановий характер, кожний з аспектів якого може суттєво впливати на технічні характеристики і конструктивні рішення, реалізовувані розроблювачем. Це пов'язано з біологічним обґрунтуванням вибору метода, його реалізацією (як в загальному, так і в схемотехнічному сенсі), оброблюванням отриманих результатів, інженерно-технічним пророблення конструктивного та ергономічного оформлення пристрою як в цілому, так і його складових частин.

Разом з тим, література, призначена для інженерів, містить теоретичні відомості в галузі біофізики та біохімії, метрології тощо [4]. Та, що призначена для медичних працівників обмежується відомостями щодо класифікації медичної апаратури і правил її безпечної експлуатації [5] або окремих методів досліджень [6 – 9] лише з рекламними фотографіями пристроїв, що виставляються на продаж.

Можна сформулювати основні проблеми, що виникають під час проектування електронних медичних пристроїв, з яких випливають і відповідні задачі:

- термінологічна. Згідно вимог метрології, в назві вимірювального приладу повинна бути вказана фізична величина чи її одиниця (амперметр, вольтметр, частотомір тощо). Назви медичних приладів не відповідають цьому принципу (електрокардіограф, електроенцефалограф, реограф, томограф тощо). В першу чергу це стосується пристроїв із реєстрацією значень;
- шкали створюваних медичних пристроїв повинні градуюватися в одиницях фізичних величин, значення є кінцевою медичною вимірювальною інформацією відповідно до рівняння перетворення. Але, враховуючи різноманітність і специфіку приладів контролю біофізичних та біохімічних процесів, які відбуваються в організмі,

а також їх складність, рівняння перетворення в явному вигляді скласти не завжди можливо;

- всі медичні пристрої повинні здійснювати мінімальний вплив на досліджуваний процес і сам об'єкт дослідження (людину) не лише для того, щоб зберегти чистоту експерименту, а, в першу чергу, для уникнення шкоди здоров'ю;
- під час експлуатації приладу буде виникати багато факторів впливу (час вимірювання, кількість отриманої інформації, її обсяг і т.і.), до яких приєднуються додаткові в умовах телемедицини (час передавання в режимі реального часу, вірогідність переданих даних тощо). Важливими також є економічні показника (вартість пристрою, термін окупності і т.д.). Всі вони мають бути пов'язані між собою і оптимізовані в комплексі. При цьому цільова функція оптимізації виявляється дуже складною, а її спрощення і розв'язання додатково вимагає залучення математичного апарату теорії багатофакторного експерименту, моделювання та інших;
- при розроблюванні метрологічного забезпечення розроблюваного пристрою потрібно не лише складати баланс похибок з урахуванням подання результатів для досягнення необхідної точності з метою отримання вірогідних висновків діагностування, але й чітко будувати методику метрологічної атестації;
- багато медичних пристроїв формують вихідну інформацію для графічних пристроїв у вигляді кардіограми, енцефалограми, рентгенограми тощо. При цьому необхідно враховувати не лише похибку виведення інформації графічним пристроєм, але й можливість автоматизованого оброблювання, архівації, зберігання і передавання вихідних даних;
- при конструюванні діагностичних пристроїв прямого чи непрямого енергетичного впливу необхідно його зводити до обґрунтованого мінімуму, щоб виключити побічні негативні для організму ефекти. Для цього доцільно оцінювати як чутливість самого організму, так і чутливість метода в цілому;
- велику увагу треба приділяти як вибору датчиків і сенсорів, так і їх розташуванню. З одного боку необхідно забезпечити їх ефективну

роботу, а з другого мінімізувати їх вплив на фізичні і психофізіологічні показники обстежуваного пацієнта;

- в умовах великого рівня промислових завад необхідно передбачити методичні та схемотехнічні заходи для якщо не повного вилучення, то хоча б забезпечення мінімізації їх негативного впливу.

Абсолютно не підлягають обговоренню питання санітарно-гігієнічної та технічної безпеки, надійності, ергономіки та інші, які регламентуються як нормативними документами, так і вимогами фахівців-медиків.

Зрозуміло, що наведені проблеми і задачі, які з них випливають, не можуть бути розв'язані тривіальними методами. Потрібні адаптивні пристрої з елементами штучного інтелекту, а це, в свою чергу, вимагає використання процесорів різної продуктивності для вирішення конкретних завдань.

Питання класифікації за різними ознаками розглядаються практично в усій літературі, присвяченій медичній електронній апаратурі, але вони не враховують певних аспектів. Пропонується класифікація, наведена на рис. 1.1.

Контрольно-діагностична апаратура призначена для реєстрації і оброблювання інформації, яка віддзеркалює процеси, що відбуваються в організмі людини чи в навколишньому середовищі, за умови, коли вони безпосередньо впливають на організм людини. З урахуванням розвитку телемедицини може розглядатися ще й функція передавання інформації в режимі реального часу. В літературі [8] до цього пункту вводять ще діагностику процесів, які відбуваються в конструкціях медичного призначення, але це зводиться до вирішення суто інженерних задач і до медицини має опосередковане відношення.

Формально апаратуру контролю процесів і визначення конкретних показників функцій в організмі людини відповідно до класичної вимірювальної техніки можна розподілити на дві великі групи:

⇒ засоби вимірювання та реєстрації електричних величин;

⇒ засоби електричного вимірювання та реєстрації неелектричних величин.

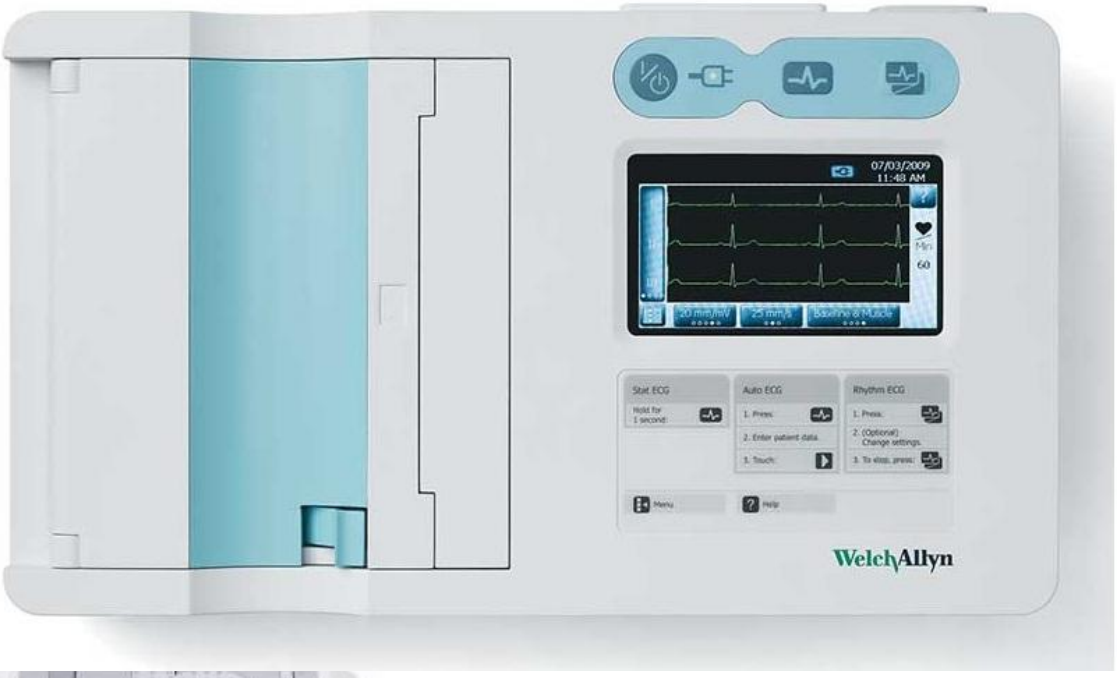
Рисунок 1.1 – Класифікація засобів медичної електронної апаратури

Перші базуються на реєстрації біопотенціалів, що виникають під час роботи різних органів. Серед найбільш поширених можна назвати електрокардіографи, електроенцефалографи, електроміографи (рис. 1.2). Перші два типи приладів докладно описані в літературі.

Електроміографія (ЕМГ) – метод дослідження біоелектричної активності м'язів і нервово-м'язового передавання. Інформація щодо активності окремих м'язових волокон та їх груп, отримана під час проведення ЕМГ, дозволяє робити висновки щодо функціонального стану нерва, іннервуючого м'язові волокна, і визначати рівень ураження периферійної нервової системи. Крім цього це дозволяє отримати дані про стан м'язових волокон, кількість та організацію рушійних одиниць, оцінити ефективність лікування, динаміку патологічного процесу і прогноз протікання захворювання [10, 11].

Електроміографічні дослідження містять в собі дві методики. Першою з них є ***стимуляційна електроміографія*** – неінвазивний ме-

тод з використанням нашкірних поверхневих електродів, який дозволяє оцінити провідність імпульсу периферійними нервами у відповідь на його стимуляцію електричним струмом малої потужності.



а)

б)

в)

Рисунок 1.2 – Реєстратори електричних сигналів:
а – електрокардіограф WelchAllen CP50;
б – електроенцефалограф Neyron-Spektr5;
в – електроміограф EMG-Micro-4

Ця методика використовується при дослідженні провідної функції моторних нервів для:

- ✓ діагностики захворювань периферійних нервів;
- ✓ оцінки типу і ступеню враженості нерва;
- ✓ діагностики захворювань мотонейронів спинного мозку;
- ✓ об’єктивізації порушень чутливості;
- ✓ оцінки рівня порушень чутливості (центральний чи периферичний).

Крім цього вона застосовується при захворюваннях, метою діагностики яких є дослідження провідної функції моторних (периферичних) нервів: мононевропатії та поліневропатії.

Методика знаходить використання і в діагностиці захворювань мотонейронів спинного мозку (спинальні аміотрофії, бічний аміотрофічний склероз) та міопатій (прогресуючі м'язові дистрофії, міопатії) для диференціальної діагностики захворювань периферичних нервів.

Рисунок 1.3 – Стимуляційна електроміографія

Голкова електроміографія – метод дослідження електричної активності м'язів у спокої та під напругою за допомогою введення до них тонкого електрода діаметром менше 1 мм. При проведенні дослідження, в момент укалування електрода до м'яза, відчувається легкий біль, схожий на укол звичайної голки. В подальшому жодних больових ві-

Рисунок 1.4 – Голкова електроміографія

дчуттів зазвичай не виникає. Дана методика використовується для:

- топічної діагностики рівня ураження;
- оцінки ступеня активності процесу;
- нагляду динаміки лікування;
- виявлення патологічного процесу в клінічно неуражених м’язах.

Вона може також використовуватися для випадків, діагностика яких здійснюється методом голкової ЕМГ і стосуються захворювань:

- мотонейронів спинного мозку;
- периферичних нервів;
- м’язів.

Дані ЕМГ перетворюються на звукову та графічну інформацію, яка в подальшому аналізується та інтерпретується лікарем.

Електронейрографія (ЕНГ) – метод дослідження, при якому здійснюється реєстрація швидкості проходження нервового імпульсу нервовими волокнами [12].

При цьому також використовується декілька методик. ***Стимуляційна ЕНГ*** – метод дослідження периферичних нервів і нервово-м’язового передавання. Він дозволяє оцінити функціональний стан нерва, ступінь ураження моторних і сенсорних волокон нервів, а також ступінь їх відновлення разом з контролем за ефективністю лікування і динамікою захворювання. Для цього пацієнту накладають електроди на області проекцій нервів і м’язів. Після цього здійснюють стимуляцію за допомогою коротких імпульсів електричних розрядів і реєструється проходження нервового імпульсу різними ділянками тіла. Перевагами методики є неінвазивність, швидкість і простота виконання. Коротка тривалість і форма стимуляційного електричного розряду безпечна навіть для пацієнтів із кардіостимуляторами і може проводитися для всіх без винятку пацієнтів. Стимуляційна терапія використовується при:

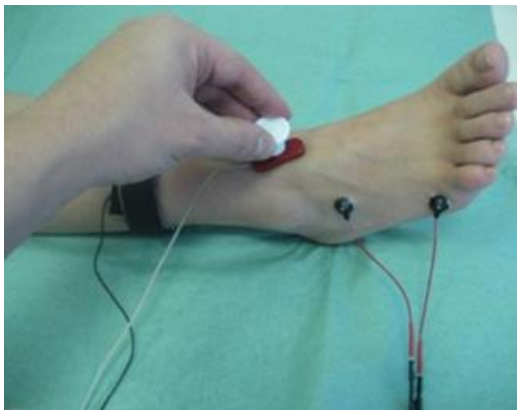


Рисунок 1.5 – Стимуляційна електронейрографія

- мононевропатіях, поліневропатіях та інших порушеннях функції нервів;
- підозрі на синдром карпального каналу та інших синдромів стискання нервів (тунельні синдроми);
- діагностиці враження лицевого нерва;
- визначенні надійності нервово-м'язового передавання (декремент-тест і всі додаткові проби; високочастотна ритмічна стимуляція частотою 50 Гц);
- аналізі рефлекторних викликаних реакцій (рефлекс миготіння, ноцицептивний рефлекс миготіння, F-хвиля).

Сумарна (інтерференційна, нашкірна) ЕНГ являє собою неінвазивний спосіб дослідження, при якому електроди накладаються на шкіру і кріпляться за допомогою гуми чи лейкопластиру.

Нашкірна ЕНГ застосовується зазвичай при ботулінотерапії: дослідженні стану доступних м'язів обличчя, перикраніальних м'язів, жувальних та м'язів дна порожнини рота, а також виявленні патологічних синкінезій м'язів обличчя і кінцівок.

Прилади електричного вимірювання та реєстрації неелектричних величин характеризуються тим, що за допомогою активних чи пасивних датчиків неелектричної величини (температура, артеріальний тиск, зсув тіла, біохімічні показники та інші) перетворюються на електричні сигнали і реєструються (рис. 1.6). Їх можна розподілити на ті, що контролюють безпосередньо стан людини, і ті, що контролюють навколишнє середовище, яке впливає на стан людини.

Електронні термометри дозволяють вимірювати температуру за допомогою вбудованих датчиків, які контактують з тілом людини, а результат виводиться в цифровому вигляді на дисплей. Принцип дії безконтактного термометра базується на реєстрації інфрачервоного випромінювання тіла і перерахунку результатів у градуси Цельсія.

Електронні сфігмоманометри (тонометри) містять манжету із вбудованим датчиком, який реєструє коливання тиску в манжеті. Ці показники перетворюються на цифрові значення. На сьогоднішній день знаходять розповсюдження електронні тонометри, оснащені без-

дротовими засобами зв'язку, що дозволяє передавати дані безпосередньо до комп'ютера і вирішувати задачі телемедицини.

а) б) в) г)

Рисунок 1.6 – Пристрої вимірювання електричних величин:
а – електротермометр IT 220;
б – електротонометр UA-888;
в – електронний стетоскоп Beecardia
г – глюкометр Contour Plus ONE

Електронний стетоскоп дозволяє в режимі прослуховування тонів серця паралельно записувати електрокардіограму (ЕКГ), що дозволяє отримати візуальні дані про серцеву діяльність.

Сучасний ***глюкометр*** – електронний прилад, призначений для вимірювання глікемії в домашніх чи польових умовах. На підставі отриманих даних здійснюються заходи для нормалізації вуглеводного обміну. За принципом дії виділяють фотохімічні, електромеханічні, біосенсорні та спектрометричні глюкометри.

До них також відносяться фонокардіографи для визначення шумів серця, реографи для дослідження обсягу кровонаповнення органів і тканин, а також засоби УЗД-діагностики (рис. 1.7).

а)

б)

Рисунок 1.7 – Пристрої непрямого вимірювання:
а – пристрій з виконанням функції фонокардіографії КФК 3-01;
б – реограф Spektr3;

Окремо виділяють засоби ендо- та радіометрії [13], але вони за ознаками відносяться до цієї ж групи.

Магніто-резонансна та комп'ютерна томографії – методи діагностування, які надають відносно повну картину стану всього організму.

Комп'ютерна томографія (КТ) являє собою сучасний метод досліджень, при якому відсутній контакт з поверхнею шкіри пацієнта. Він базується на використанні дії рентгенівських промінів. Апарат обертається навколо людини і робить декілька знімків, які потім оброблюються на комп'ютері та інтерпретуються лікарем.

Рисунок 1.8 – Обладнання комп'ютерної томографії Philips Brilliance-64-6

Комп'ютерну томографію використовують для:
⇒ вивчення стану кісток;

⇒ огляду хворих з травмами голови, грудної клітини, черевної порожнини та з інсультами;

⇒ дослідження патології легеневої тканини.

Перевагами цього методу є:

- в результаті дослідження отримується тривимірний знімок;
- знімки кісток мають високу точність;
- процедура абсолютно безболісна;
- її тривалість становить декілька хвилин;
- отримана інформація проста і зрозуміла для сприйняття;
- доза опромінювання значно менша, ніж у рентген-апараті;
- відсутні обмеження в огляді людей, організм яких містить металеві або електронні пристрої;
- процедура надає точну інформацію щодо наявності внутрішніх кровотеч та пухлин у пацієнта;
- вартість процедури невелика.

Недоліками процедури комп'ютерної томографії можна відзначити:

- наявність небезпечного рентгенівського опромінювання;
- інформація надається лише щодо будови органів і тканин, але не про їх функціонування;
- процедура не рекомендується вагітним жінкам, тим що годують, і дітям.

Рисунок 1.9 – Здійснення процедури магніто-резонансної терапії

Магніто-резонансна томографія (МРТ) призначена для діагностики внутрішніх органів і тканин людини за допомогою ядерного магнітного резонансу (ЯМР). Прилад надає можливість отримати якісне зображення досліджуваної ділянки тіла, а також всіх змін, що в ній відбувались. МРТ проводять з метою виявлення патології в органах малого тазу, а також за-

хворювань кровоносної і травної систем людини. Призначають МРТ і при інсультах.

Магніто-резонансну томографію використовують для дослідження:

- ✓ м'яких тканин (хрящів, м'язів, зв'язок);
- ✓ головного та спинного мозку;
- ✓ судин головного мозку і шиї.

Перевагами є те, що метод забезпечує:

- достатньо високу точність досліджень;
- високу вірогідність діагностики захворювань нервової системи та гриж у хребці;
- безпеку для вагітних жінок і дітей;
- практичну відсутність обмежень в кількості проведених процедур;
- відсутність відчуття болю;
- подання результатів у вигляді тривимірного зображення;
- зберігання інформації на електронному носії чи на комп'ютері;
- відсутність рентгенівського опромінювання.

Разом з тим, необхідно відзначити певні недоліки:

- відсутня можливість комплексного дослідження порожнинних органів (жовчного та сечового міхура, легень);
- є певні обмеження на огляд пацієнтів з металевими предметами в організмі;
- для отримання вірогідних результатів пацієнт має знаходитись у спокійному нерухомому стані.

Відмінності між цими двома видами томографії визначають порівняльні області їх ефективного використання. Комп'ютерну томографію доцільно використовувати при:

- будь-яких механічних пошкодженнях і травмах голови;
- ураженні кісток та їх деформації внаслідок різних причин;
- дослідженні судин та серця;
- підозри на розвиток гнійних захворювань (синусит, отит);
- патології у черевній порожнині;
- проблем з органами дихання;

- ☞ підозрі на онкологічне захворювання, змінах у грудній клітині та її органах.

Магніто-резонансна томографія дозволяє отримати найбільш вірогідні результати у випадках:

- ☛ виявлення реакції у відповідь на введену контрастну речовину при проведенні КТ;
- ☛ необхідності обстеження стану головного мозку чи м'яких тканин;
- ☛ визначення опорно-рушних захворювань у дітей;
- ☛ перевірки стану гіпофізу чи нервових клітин головного мозку;
- ☛ пошкоджень хрящів та суглобів;
- ☛ підозри на онкологічне захворювання.

Ультразвукове дослідження – метод візуалізації на основі використання високочастотних звукових хвиль для отримання поперечних зображень тіла. Ультразвуковий апарат містить: монітор, клавіатуру, процесор, пристрої для зберігання даних і датчика чи перетворювача [14].

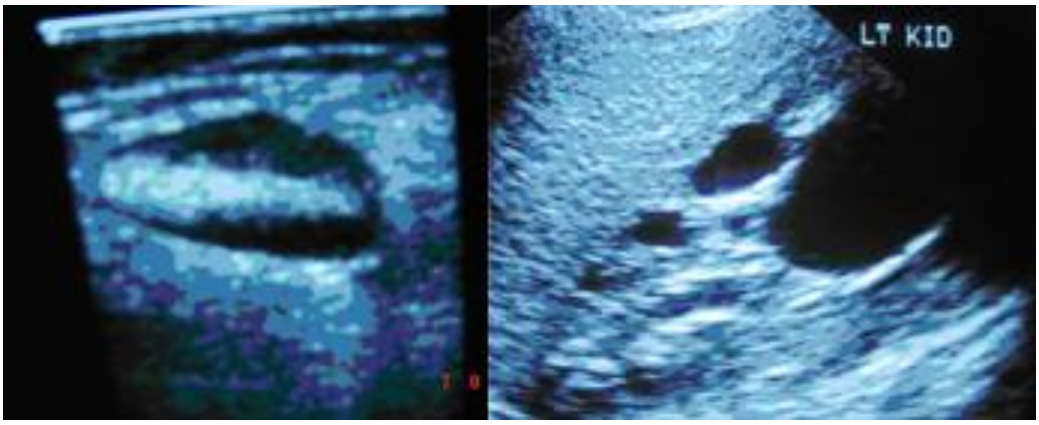


Рисунок 1.10 – Результати УЗД

Датчик виконує дві функції: він генерує звукові хвилі (луна-сигнали) на певній частоті та фіксує зворотні відбиті звуки на частотах, які залежать від складу тканин, крізь які проходять хвилі. Зворотна звукова хвиля перетворюється на цифрову форму і проявляється на екрані у вигляді луна-сигналів чи точок. Зображення формуються в реальному часі і можуть бути отримані в будь-якій площині.

УЗД може бути звичайним (в режимі реального часу) чи допплеровським. Останнє здійснюється для дослідження судин на основі використання ефекту Допплера.

УЗД є дешевим і зручним методом проведення дослідження. В ньому не стосовується іонізуюче випромінювання і його можна проводити у віддалених районах. Разом з тим, результати джень залежать від оператора.

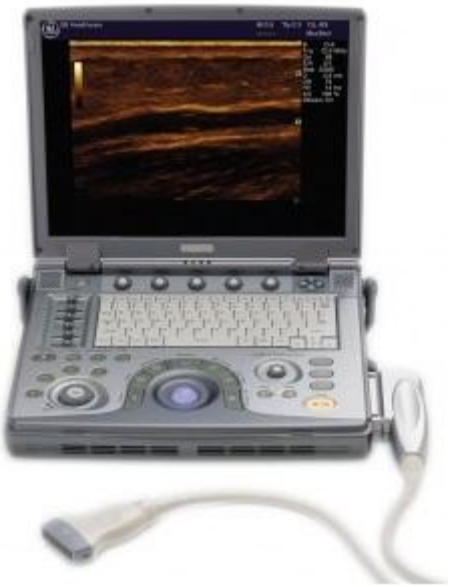


Рисунок 1.11 – Пристрій УЗД GE_Logiq_E

Найбільш поширеними напрямками такого обстеження [15] є УЗД:

- молочних залоз (планове, тичне чи у випадку підозри на зарювання);
- серця (профілактичне, в рамках медогляду чи за направленням спеціаліста);
- черевної порожнини (при захворюванні або в плані діагностики шлунково-кишкового тракту);
- щитовидної залози (за направленням ендокринолога для деталізації стану і функцій органу);
- колінного суглоба (у випадку травм чи відповідних скарг за направленням травматолога чи невропатолога).

До ***засобів контролю навколишнього середовища*** відносять газові аналізатори якості повітря, аспіратори, лічильники аерозольних часток, флуорометри та інші (рис. 1.12).

До ***засобів лабораторного аналізу*** відносяться фотоколориметри, рефрактометри, поляриметри тощо.

Апаратура електростимуляції призначається для фізіологічних досліджень і лікувальних цілей.

Збудження живого організму, що проявляються у природних умовах, можуть також бути викликані електричними чи магнітними сигналами різної потужності, частоти та форми. Ця обставина наштовхнула дослідників на ідею використання електричного струму для зміни функціонального стану клітин, органів і тканин.

Рисунок 1.12 – Засоби контролю навколишнього середовища:
а – аналізатор якості повітря GM88022;
б – аспіратор М-822;
в – аналізатор аерозольних часток GM 8803;
г – флуорометр Qubit 4

При фізіологічних дослідженнях, як і в електродіагностиці для визначення функціонального чи анатомічного стану нервових стовбурів та м'язів найчастіше застосовують імпульси прямокутної форми.

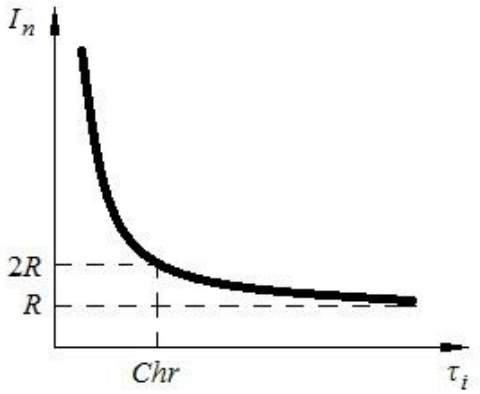


Рисунок 1.13 – Крива електрозбуджуваності

Одним з методів електродіагностики є ***метод хронаксиметрії***. Він призначений для досліджування легкозбуджуваних тканин при дії на них імпульсним струмом. В його основі лежить побудова графіка (рис. 1.13), який носить назву кривої електрозбуджуваності $I_n = f(\tau_i)$. Під граничним струмом розуміють мінімальне значення амплітуди імпульсного струму, який викликає реакцію організму [16].

Кількісними оцінками стану біотканини у хронаксиметрії є значення реобази *R* та хронаксії *Chr*. Реобаза – мінімальне граничне значення сили струму при нескінченно великій тривалості імпульсу. Хронаксія – тривалість імпульсу з амплітудою подвоєної реобази. Хронаксію вимірюють у сигмах (1 сигма = 10^{-3}с), хоча в техніці більше прийнято тривалості визначати у мілісекундах.

Хронаксія залежить від умов, які змінюють саму збуджуваність. Шляхом вимірювання хронаксії лікар може встановити пошкодження рушійного нерва. Реобаза і хронаксія нервових волокон нижчі, ніж у м'язових. Тому при збудженні м'яза реакція виникає спочатку у нервових волокнах, а вже потім передається до м'язів. Показники реобази і хронаксії зворотно пропорційні рівню збуджуваності тканини. Вони можуть суттєво змінюватися при невритах та невралгіях. Крім цього, при таких захворюваннях знижується швидкість проведення сигналу периферійними нервами, що дозволяє оцінити важкість і рівень враження нервів.

Цей метод був запропонований Лапіком в 1906 році, а дещо раніше Гоовед (1898 р.) та Вейс (1901 р.) встановили співвідношення між граничним значенням імпульсного струму і тривалістю імпульсу

$$I_n = \frac{a}{\tau_i} + b, \qquad (1.1)$$

де I_n – граничне значення амплітуди імпульсу;

τ_i – тривалість імпульсу;

a та b – константи.

Це рівняння отримало назву Вейса-Лапіка і аналітично визначає залежність, наведену на рис. 1.13. Математично $b = R$, а $a/b = Chr$.

Класифікація засобів терапевтичної електронної медичної апаратури наведена на рис. 1.14.

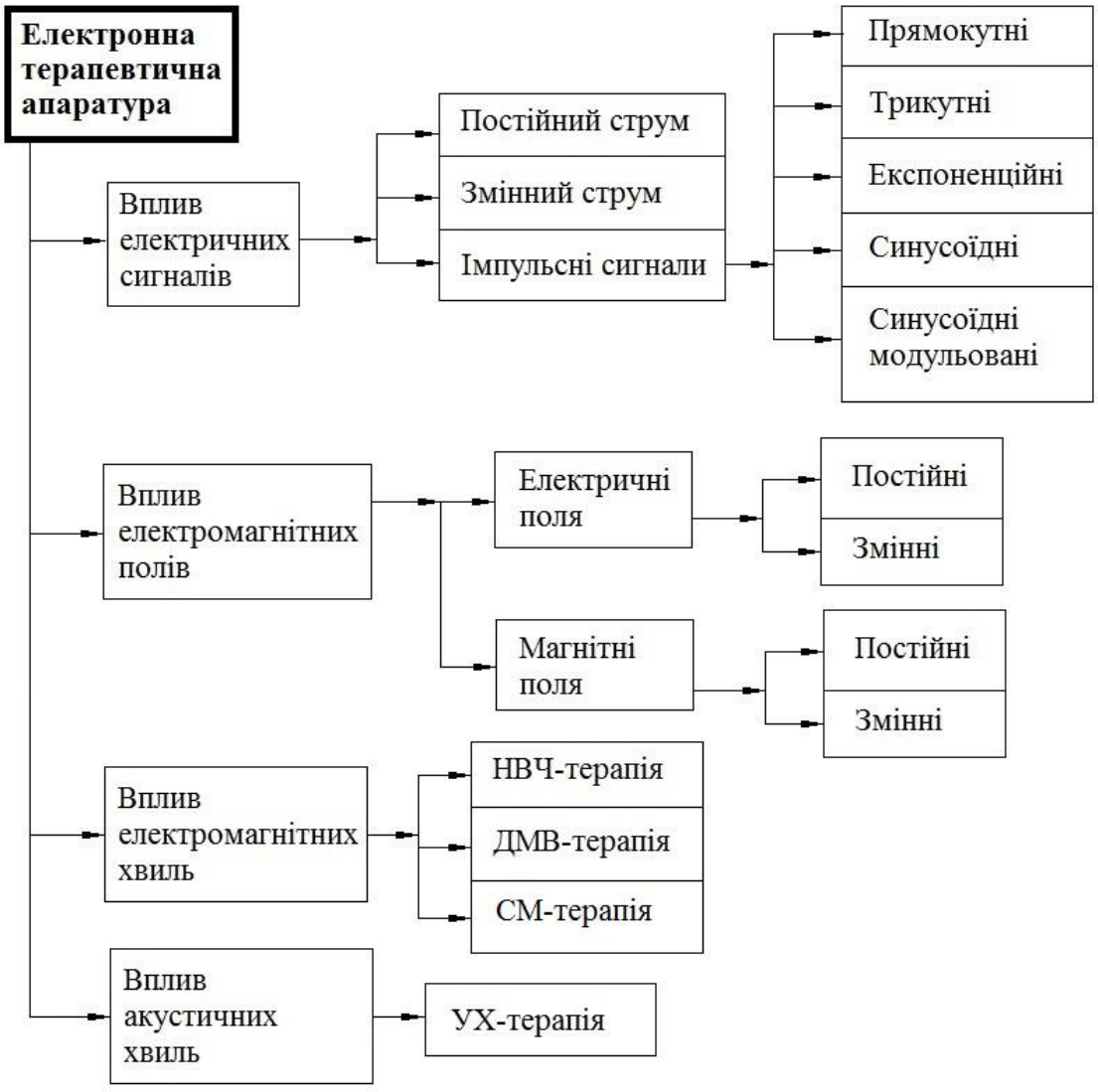


Рисунок 1.14 – Класифікація засобів електронної терапевтичної апаратури

Терапевтична апаратура з використанням *постійного струму* [8] використовується для забезпечення процедур гальванізації та електрофорезу. Широко використовується в травматології та неврології:

- при травмах і захворюваннях периферійної нервової системи (плекситі, невралгії, невропатії тощо);
- при травмах і захворюваннях центральної нервової системи (черепно-мозкові травми, розлади мозкового кровообігу, мігрені тощо);
- у стоматології при пародонтозах, глосалгії і стоматитах;
- у гастроентерології при хронічних колітах, холіцеститі, виразковій хворобі шлунка і дванадцятипалої кишки.

Рисунок 1.15 – Пристрій електрофорезу МИТ ЭФ2

Терапевтична апаратура *змінного струму* використовується у діатермії:

- для стимуляції обміну речовин;
- для збільшення проникності стінок судин;
- при хронічних і гострих запальних захворюваннях органів і систем;
- при дистрофічних і спайкових процесах;
- при спазмах судин, голосових зв’язок, шлунка і кишок;
- при виразковій хворобі шлунку і дванадцятипалої кишки

Рисунок 1.16 – Пристрій діатермії Physio Station-2

без крововиливів.

Використовується також в електрохірургії для розрізання тканин і їх термічного зварювання.

Для електротерапії використовуються поодинокі імпульси, їх серії та періодичні послідовності [1]. Збуджувальний ефект імпульсних сигналів залежить від їх форми, амплітуди, тривалості та швидкості зростання.

Рисунок 1.17 – Пристрій електрохірургії ZERO 50

Рисунок 1.18 – Пристрій електросну ЭС-4Т

Імпульси прямокутного вигляду частотою 10 – 100 Гц тривалістю 0,1 – 1 мс підсилюють гальмівні процеси в центральній нервовій системі і викликають стан, близької до фізіологічного сну. Це використовується для лікування електросном:

- ✓ в неврології і психіатрії при нервово-психічних захворюваннях астенічного та астено-депресивного характеру, реактивних станах і функціональних порушеннях нервової системи (енурезі, заїканні, тиках тощо);
- ✓ у кардіології при гіпертонічних хворобах I – II ступеню;
- ✓ в акушерстві при токсикозах першої половини вагітності.

Рисунок 1.19 – Пристрій міостимуляції EL-0505

Найбільше розповсюдження в

клініках має електростимулювання м’язів опорно-рухового апарату, яке використовується для підтримання їх життєдіяльності і попередження атрофії під час порушення природної іннервації, що може виникнути при враженні нервового стовбура. Ритмічні вправи (скорочення та розслаблення) м’язів, що викликаються електричним роздратуванням, забезпечують необхідний обмін речовин і дозволяють зберегти нормальний функціональний стан під час регенерації нервового стовбура. При неповних його враженнях функціональність м’язів частково зберігається і електростимулювання застосовується у вигляді активних вправ. При цьому електричне збудження використовується для підтримки і підсилення активного руху, яке здійснюється за участю вражених м’язів.

Ці заходи застосовуються у міостимуляції:

⇒ для відновлення опорно-рухового апарату, робота якого порушена внаслідок невропатій, невритів, травм тощо;

⇒ для неврології при лікуванні больових синдромів внаслідок остеохондрозу, радикуліту і т.д.;

⇒ для травматології при механічних травмах опорно-рухового апарату.

Електрокардіостимулятор призначений для корегування аритмічних порушень серцевого ритму (тахікардії, брахікардії), появи несинусного чи будь-якого неправильного ритму, порушень провідності імпульсу. Пристрій заключний у герметичний металевий корпус, який містить Li-ion-батарею і процесорний блок, який дозволяє встановити частоту серцевих скорочень, режим електрокардіостимуляції, потужність енергії тощо. Прилади нового покоління за допомогою відповідних алгоритмів оброблювання даних дозволяють відслідковувати внутрішньогрудинний опір, що допомагає виявляти затримку руху рідини в грудях ще до появи ознак серцевої недостатності. Дані передаються до

Рисунок 1.20 – Кардіостимулятор Sorin Kora 250 SR MRI

комп’ютерної мережі, що дозволяє телемедичними технологіями перевіряти стан пацієнта незалежно від його місцезнаходження.

Рисунок 1.21 – Дефібрилятор DefiMonitor XD1

Імпульси експоненціальної форми частотою 8 – 80 Гц і тривалістю 3 – 60 мс також використовують для електростимулювання м’язів.

Імпульси трикутної форми викликають тривале скорочення поперечносмугастих м’язів (тетанічний ефект). Тому імпульси частотою 100 Гц тривалістю 1 – 1,5 мс теж застосовують при електростимулюванні м’язів.

Імпульсні сигнали використовуються також для:

- кардіостимуляції при лікуванні порушень серцевого ритму за допомогою імпульсів завданої сили і частоти, які впливають на міокард і викликають скорочення шлуночків;
- дефібриляції з метою усунення фібриляції шлуночків серця чи передсердь.

Імпульсні сигнали синусоїдної форми використовується у дарсонвалізації [17]:

- у дерматології при шкірних захворюваннях (екземах, лишаях, колоїдних рубцях тощо);
- при гнійних і запальних процесах (фурункулах, опіках, обмороженнях, забиттях, гематомах, післяопераційних ранах, трофічних виразках);

- у неврології при невритах, остеохондрозі хребця, функціональних вегето-судинних захворюваннях, головних болях, неврастенії;
- у стоматології при стоматитах, пародонтозі, гінгівіті;
- у випадку захворювань артерій і вен при облітеруючому ендартеріїті, хворобі Рейно, варикозному розширенні вен, тромбофлебіті, трофічних виразках.

Рисунок 1.23 – Джерело діадинамічного струму Тонус-ДТГ

Діадинамічні струми (струми Бернара) являють собою різновид імпульсних синусоїдних сигналів [1]. Вони найчастіше подаються до тіла пацієнта у вигляді коротких чи довгих серій. Найбільш характерним для цих сигналів є їх знеболювальна дія, поліпшення крово- та лимфообігу, стимулювання трофічних процесів. Доцільне використання діадинамічних струмів при травматичних ураженнях м'язово-зв'язкового апарату, захворюваннях периферічних нервів із наявністю болю, дегенеративно-дистрофічних

Рисунок 1.24 – Пристрій синусоїдомодульованого струму Радиус-01 Gezatone-Biolift-203

ураженнях суглобів і хребця, а також для електростимулювання м'язів. Можуть використовуватися і для лікувального електрофорезу.

Синусоїдні модульовані струми мають частоту-носій 5 КГц і модулюються синусоїдним сигналом низької частоти (10 – 150 Гц). Вони суміщають переваги струмів високих та низьких частот, завдяки чому глибоко проникають у тканини, активні у відношенні нервово-м'язової та судинної систем. Разом з тим викликають скорочення

м’язів, що забезпечує їх використання для електростимулювання. Вони широко застосовуються для лікування хворих із розладами периферичної нервової системи, в тому числі і вегетативної. Ефективними ці струми є для стимулювання функцій деяких внутрішніх органів, при порушеннях периферійного кровообігу, облітеруючих захворюваннях судин кінцівок, при різних травматичних ураженнях м’язово-зв’язкового апарату, захворюваннях суглобів тощо. Так само вони можуть використовуватися і для лікувального електрофорезу.

Рисунок 1.25 – Апарат флюктераційної терапії Адаптон-Эмит

Флюктуюючі струми є змінними струмами звукової частоти (20 Гц – 20 КГц), причому частота та інтенсивність сигналу хаотично змінюються. Особливістю їх дії на організм є те, що постійна зміна коливань перешкоджає виникненню сумаційних та адапційних процесів, унеможливлюючи звикання, яке виникає при ритмічних впливах. Флюктуоризація сприяє підсиленню лімфо- та кровообігу, поліпшує проникність судин, активізує процеси обміну, має знеболювальну дію. Останній ефект зумовлює їх використання у стоматології.

Франклінізація [8, 18] передбачає використання з метою лікування постійного електричного поля високої напруженості. При цьому висока напруга (30 – 50 КВ), подана на голковий електрод, викликає електричний розряд з нього, який поляризує клітинні елементи, викликає аероіонний потік, що падає на поверхню тіла і піддається його впливу, іонізує і озонує повітря. В результаті відбувається помірне розширення периферичних кровоносних судин, підвищення газообміну, рефлекторно покращується видільна функція нирок, дещо знижується артеріальний тиск. Процедуру проводять у вигляді загального (елект-

ростатичний душ, ванна) чи місцевого впливу. Призначають при функціональних порушеннях нервової системи (неврозах, мігренях, фізичному та розумовому перевтомленні), гіпертонічній хворобі, бронхіальній астмі, дерматозах, повільно гранулюючих ранах, трофічних виразках тощо.

Рисунок 1.26 – Пристрій франклінізації та аероіонотерапії АФ-3-1

Аероіонотерапія передбачає лікування іонізованим повітрям. Вона базується на властивості атомів і молекул газів, а також зважених у повітрі найдрібніших часток різних речовин (аерозолів), набувати електричні заряди під дією випромінювання радіоактивних елементів, ультрафіолетового і рентгенівського випромінювань, космічних промінів, електричних розрядів, джерел високої температури, при терті повітря об тверді предмети (голки хвойного лісу, снігові, піщані поля тощо). Лікувальна дія аероіонів, імовірно, пов'язана із підвищеною хімічною активністю корисних аерозолів і газоподібних речовин, перш за все молекул кисню, які легко набувають негативний заряд, молекул вуглекислого газу із позитивним зарядом, а також інших іонів мікроелементів повітря. Не виключений вплив аероіонів на іонний обмін чи перегрупування іонів в живих середовищах організму. Доведено рефлекторну дію і можливість аероіонофореза (введення аероіонов крізь шкіру) при потужному потоку генерованих аероіонів, спрямованих на шкірні чи слизові покрови тіла. Розрізняють природну та штучну аероіонотерапію. ***Природна аероіонотерапія*** полягає у тривалому перебуванні (годинами і днями) в місцях із чистим іонізо-

ваним повітрям (в горах, серед зелені, поблизу водоспадів, бурхливих річок, гейзерів, морських прибоїв тощо). При цьому підвищується працездатність, поліпшується протікання деяких хвороб, зменшується киснева недостатність організму. Таким чином, перебування у природних умовах із підвищеною іонізацією повітря має профілактичне і лікувальне значення.

Штучна аероіонотерапія здійснюється за допомогою аероіонізаторів (генераторів аероіонів), які виробляють аероіони обох полярностей, але певні з них нейтралізуються електричним фільтром і до пацієнта поступають практично аероіони однієї полярності, зазвичай негативні. В повітрі, що надходить з аероіонізаторів до дихальних шляхів чи шкіри пацієнта, вміст аероіонів складає 1 млн. в 1 $см^3$ і більше. Аероіонотерапію використовують під час лікування деяких форм серцево-судинних захворювань, нервових порушень, хвороб дихальних шляхів, легень тощо.

Рисунок 1.27 – Пристрій УВЧ-терапії УВЧ 80-3 Ундатерм

Ультрависокочастотна терапія (УВЧ-терапія) – методика фізіотерапії, в основі якої полягає вплив на організм пацієнта високочастотного електричного поля з частотою коливань 40,68 МГц або 27,12 МГц [19, 20]. Під час взаємодії виробленого фізіотерапевтичним апаратом поля і органів хворого утворюється два види електричного струму. В структурах, які мають відносно високу електропровідність (кров, лімфа, сеча, тканини, що мають добре кровопостачання) заряджені частки коливаються з частотою цього поля. Тому в таких середовищах виникає струм провідності. Коливання часток відбувається у в'язких структурах, тому виникає поглинання енергії, пов'язане з подоланням його опору. Тобто виникають омічні втрати. Поглинена тканинами організму енергія виділяється у вигляді тепла.

У тканинах, які за своїми електричними властивостями ближче стоять до діелектриків (нервовій, з'єднувальній, жировій, кістковій), утворюються диполі – полярні молекули, які змінюють власну орієнтацію відповідно до частоти коливань високочастотного поля. Завдяки обертанню дипольних часток в виникає струм зсуву, а втрати, пов'язані з подоланням опору в'язкого середовища диполями під час обертання, є діелектричними втратами.

Під час впливу УВЧ-сигналів переважають струми зміщення. Поле глибоко і майже без втрат проникає у тканини, які погано проводять електричний струм. Основне тепловиділення відбувається за рахунок струмів провідності, тобто омічних втрат.

УВЧ-терапія [8] використовується в:

- ✓ отоларингології при лікуванні гайморитів, ангін, сину ситів, бронхітів, отитів, ринітів;
- ✓ пульмонології для лікування пневмонії, абсцесів легень;
- ✓ неврології при міозиті, невриті лицевого нерва;
- ✓ офтальмології для лікування кератиту, блефариту;
- ✓ кардіології при гіпертонічній хворобі I – II стадії;
- ✓ гінекології для лікування андекситу;
- ✓ травматології при ліквідації наслідків травм і поранень;
- ✓ гастроентерології при холіцеститі та гепатиті;
- ✓ в урології для лікування нефриту, простатиту;
- ✓ дерматології при алергічних дерматозах, фолікуліті, нейродерміті, екземі;
- ✓ хірургії для лікування фурункулів, карбункулів, трофічних виразок, відмороження, ран.

Магнітотерапія – розповсюджений фізіотерапевтичний захід, який базується на впливі постійних або повільнозмінюваних магнітних полів змінної чи постійної дії на проблемну зону організму [8, 21, 22]. Використовується в лікувально-профілактичному плані як базовий, доповнювальний метод або як альтернатива медикаментозній терапії.

Технологія магнітотерапії заснована на базових законах фізики. Під час впливу поля на організм, диполі (молекули води, що знахо-

дяться у тканинах) «намагнічуються». Відбувається злиття вільних радикалів (речовин, з якими пов'язане старіння і руйнація клітин, а також вони викликають процес запалення).

Метод магнітотерапії автентичний для людського організму, оскільки всередині людини наявне магнітне поле, деструкція якого викликає фізичне нездужання, погіршення психоемоційного фону, розвиток різних хвороб. Поліпшити стан людини можна корегуванням магнітного поля, яке забезпечує магнітотерапія.

Рисунок 1.28 – Пристрій магнітотерапії Алимп-1

Вплив магнітного поля відбувається в цілому на систему органів чи на окрему частину. Магнітні властивості передаються рідким компонентам, присутнім в тілі: клітинам крові, лімфи, молекулам води. В результаті підсилення проникності мембрани клітин, поліпшується динаміка окислювально-відновлювальних процесів, підвищується ферментативна активність, активується місцеве кровопостачання. Магнітне поле проникає на глибину до 5 см, не травмуючи тканини. Процедура безболісна і максимально щадна, тому її нормально переносять навіть пацієнти у віці, ослаблені люди і ті, кому інші терапевтичні процедури з певних причин протипоказані чи недоступні.

Завдяки універсальності, магнітотерапія, як метод лікування, профілактики і реабілітації, використовується при наявності мазевих накладок, гіпсу, шин та інших тимчасових пристосувань.

Магнітотерапія, як альтернативна медична процедура, показала ефективність при:

⇒ ІХС (початковій стенокардії);

⇒ I и II стадії гіпертонії;

⇒ атеросклерозі;

⇒ безсонні;
⇒ неврозі;
⇒ ревматоїдному артриті (легкого та середнього ступеня);
⇒ остеохондрозі;
⇒ остеоартрозі;
⇒ псоріазі;
⇒ наслідках термічних опіків;
⇒ травмах, переломах, що погано загоюються;
⇒ розладах сечостатевої системи і сектора гінекології;
⇒ виразковій хворобі дванадцятипалої кишки та шлунка (на стадії ремісії, при гастриті, дискинезії жовчних шляхів, панкреатиті тощо);
⇒ алергії і дерматозах;
⇒ хронічних та підгострих запаленнях очей;
⇒ ЛОР-захворюваннях;
⇒ післяопераційних болях.

тощо.

З усіх видів фізіотерапії магнітотерапія – єдиний метод, що призначається при загострених формах захворювання, при високій температурі тіла і сильних больових відчуттях. Це аргументує його популярність. При цьому досягається:

- стабілізація нервової системи, зменшення роздратованості;
- зниження тонусу артеріальних судин, зменшення згортуваності крові;
- зменшення об’ємів лімфатичних вузлів;
- активізація роботи щитовидної залози і наднирників;
- збільшення рухомості суглобів;
- нормалізація утворення і виведення жовчі;
- поліпшення мікроциркуляції печінки, стабілізація моторики кишківника.

Індуктотермія – фізіотерапевтична процедура, яка базується на використанні магнітного поля високої частоти. Оскільки внутрішні органи, тканини і рідини організму добре проводять електричний струм, то при направленні на них магнітного поля, в окремих середо-

вищах організму виникають вихрові струми високої частоти. В місцях патології утворюється тепло, яке має ряд лікувальних властивостей [23 – 25].

Рисунок 1.29 – Індуктотермічна процедура ліктьового суглоба із кабелем у вигляді соленоїда

Це реалізується шляхом пропускання високочастотного струму ізольованим кабелем, розташованим у певної ділянки тіла хворого. Навколо кабелю утворюється змінне магнітне поле. Внаслідок наведених вихрових струмів утворюється тепло. Найбільше його створюється у тканинах з доброю електропровідністю (м'язах, паренхіматозних органах та інших із великим вмістом рідини). Залежно від інтенсивності і тривалості впливу температура глибоко розташованих тканин може підвищуватися на 2 – 3 градуси, а шкірного покрову – на 1 – 6 градусів. При цьому тепло, яке при цьому утворюється має значно більший терапевтичний вплив, ніж те, що надається ззовні. Це пов'язано з тим, що вмикаються механізми захисту організму від перегріву, що не дозволяє значним теплу досягати глибоко розташованих тканин. А відносно поверхневий ефект впливу тепла внаслідок ін-

дуктотермії (на глибині декількох сантиметрів) є суттєвим збудником, який викликає реакцію багатьох систем організму (в першу чергу нервової та судинної).

Рисунок 1.30 – Індуктотермія легень за допомогою резонансного циліндричного індуктора

При короткочасному впливі підвищується збуджуваність нервів і швидкість проведення ними нервового імпульсу. При більш тривалих процедурах із чітким індивідуальним сприйняттям помірного тепла відбувається підвищення порогу збудження, підсилюються гальмівні процеси у центральній нервовій системі, проявляється седативна, спазмолітична, болезаспокійлива дія, знижується тонус м’язів.

При цьому тепло контактно передається на сусідні ділянки і з кровообігом розподіляється всім організмом. Внутрішньотканинне

тепло призводить до зниження артеріального тиску. В зоні ня теплової енергії разом з підсиленням кровообігу підвищується активність та інтенсивність фагоцитозу і неспецифічного імунітету, кращуються показники функції симпатоадреналової системи.

Рисунок 1.31 – Індуктотермія суглоба плеча із кабелем у вигляді пласкої спіралі

Місцеві та загальні реакції організму на індуктотермію є підставою для призначення цієї процедури.

Індуктотермію застосовують [23] в:

- ☞ гінекології при андекситі, аменореї, везикуліті, дисменореї, міометриті, параметриті, яєчниковій недостатності;
- ☞ урології для лікування простатиту;
- ☞ дерматології при панарицій, фурункулах та карбункулах, гнійному гідраденіті, обмороженнях;
- ☞ ЛОР при ларингіті, гострому та хронічному синуситі, отиті;
- ☞ медицині внутрішніх органів для лікування хвороби Райно, хронічного бронхіту, гепатиту на стадії одужання, запорів, жовчнокам'яної хвороби;

- ☞ неврології при ішиалгії, люмбаго, міжреберній невралгії, міальгії, мігренях;
- ☞ ортопедії і реабілітації при адгезівному капсуліті («заморожене плече»), хворобі Бехтєрєва, хворобі Рейно, бурситі, дископатії, дистрофії Зудека, ішиалії, капсуліті, контрактурі, люмбаго, меніскопатії, міальгії, хронічному остеоартриті, остеохондрозі, переломах, періоститі, хронічному поліартриті, розтягненнях, вивихах, забиттях, СВ-синдромі, цервікальному синдромі, хондромаляції («коліно бігуна»), епікондиліті («тенісний лікоть».

Рисунок 1.32 – Апарат індуктотермії BTL-6000

Терапія зі впливом електромагнітних хвиль в літературі називається по різному, але по суті являє собою використання електромагнітних хвиль надвисокої частоти з метою лікування. При цьому використовуються різні їх діапазони. Ці хвилі мають проміжне положення між УВЧ та інфрачервоними променями і підпорядковуються законам променистої енергії (відбиттю, заломленню, інтерференції і концентрації у паралельні пучки). Основні їх показники зведені до табл. 1.1.

Таблиця 1.1 – Характеристики хвиль НВЧ-діапазону

Діапазон	Частота, МГц	Довжина хвилі, см	Проникна здатність, см	Коефіцієнт відбиття, %
Сантиметровий (СМВ)	2375	12,6	3 – 6	20 – 75
	2450	12,2		
Дециметровий (ДМВ)	433	69	9 – 12	35 – 63
	460	65		
	915	33		

Використання хвиль цього діапазону забезпечує безпосередній вплив на заряджені і дипольні частки у тканинах, білкові молекули

кліткових структур, що в, свою чергу, викликає збурення рецепторної системи різних органів [26]:

- підвищення температури тканин внаслідок просторової орієнтації дипольних молекул води та іонів, що відповідає зміні напрямку силових ліній НВЧ електромагнітного поля. Максимальне підвищення температури спостерігається у тканинах із великим вмістом води (кров, лімфа, м'язи, паренхіматозні органи);
- нетеплову чи осциляторну дію, викликану електрохімічними змінами у складних біоколоїдних структурах, при яких змінюється хімізм клітин, ступінь дисперсійності біоколоїдних структур, осмотичний тиск, проникність, поверхневий натяг тощо;
- резонансний механізм поглинання енергії внаслідок близькості частотних характеристик клітинних елементів (білкових молекул, амінокислот, пептидів) та НВЧ електромагнітного поля.

Рисунок 1.33 – Апарат НВЧ АМВТ-50

Оскільки електромагнітні хвилі НВЧ можуть відбиватися під час розповсюдження у тканинах, можлива поява стоячих хвиль в зоні поглинання на межі середовища зі слабкою васкуляризацією, що призводить до перегрівання тканин (аж до термічних опіків). Це характерно для хвиль СМ-діапазона. При дії НВЧ електромагнітного поля на організм людини фізіологічні реакції розвиваються нервово-рефлекторно-гуморальним шляхом. Рецепція збудження відбувається поверхневими шкірними і внутрішніми чутливими апаратами (хемо-, баро- і терморецепторами). Утворюються біологічно активні речови-

ни, які безпосередньо та через центральну нервову систему призводять до:

- ✓ підвищення температури опромінюваної ділянки на 5°С;
- ✓ зниження чутливості нервових закінчень;
- ✓ активізації локальної гемодинаміки на рівні мікроциркуляції;
- ✓ нормалізації транскапілярного обміну і кисневого режиму тканин;
- ✓ бронхолітичної дії;
- ✓ підвищення синтезу гормонів кори наднирників;
- ✓ ваготонічних реакцій;
- ✓ гальмівних процесів у центральній нервовій системі;
- ✓ розсмоктування фіброзних утворень;
- ✓ зниження чутливості міокарда до кисневої недостатності;
- ✓ стимулювання ферментативних процесів.

Мікрохвильова терапія (НВЧ) виявляється ефективною [27] при:

- ☛ дегенеративно-дистрофічних і запалювальних захворюваннях опорно-рухового апарату;
- ☛ захворюваннях серцево-судинної системи (гіпертонії, ішемії, атеросклерозі тощо);
- ☛ захворюваннях легень (бронхіті, пневмонії, бронхіальній астмі тощо);
- ☛ запалювальних хворобах органів малого тазу (андекситі, простатиті);
- ☛ захворюваннях ЛОР-органів (тонзилітах, отитах, ринітах);
- ☛ захворюваннях шлунково-кишкового тракту (виразковій хворобі шлунка та дванадцятипалої кишки, холіцеститі, гепатиті тощо);
- ☛ шкірних захворюваннях (фурункулах, карбункулах, гідраденіті, трофічних виразках, післяопераційних інфільтратах).

Ударно-хвильова терапія є ефективним безопераційним методом лікування опорно-рухового апарату за допомогою акустичних ударних хвиль. Базується метод на використанні низькочастотної (акустичної) ударної хвилі, яка проникає до тканин організму і впливає на точки локалізації хвильових сприймань [28].

Даний метод дозволяє подолати ряд захворювань опорно-рухового апарату. Світова статистика повідомляє, що у 90% пацієнтів,

завдяки використанню ударно-хвильової терапії, спостерігається стійкий позитивний ефект.

Рисунок 1.34 – Здійснення процедури ударно-хвильової терапії

У пацієнтів, які пройшли процедуру знижуються больові відчуття, що виникли після травм, в тому числі і переломів, прискорюється загоювання пошкоджених тканин, поліпшується кровообмін в організмі та загальне самопочуття.

Ударно-хвильову терапію рекомендують і використовують травматологи-ортопеди, спортивні лікарі та неврологи, Коло захворювань, при яких допомагає ця методика дуже широке:

- ☞ деформуючий остеохондроз суглобів;
- ☞ п’яткова шпора;

Рисунок 1.35 – Апарат ударно-хвильової терапії BTL-6000 SWT-Topline

- реабілітація після спортивних травм і переломів;
- остеохондроз хребця;
- радикуліт;
- грижа міжхребцевих дисків;
- плоскостопість;
- реабілітація після ендопротезування суглоба;
- запалення суглобових структур та сухожиль;
- синдром діабетичної стопи;
- опіки і трофічні виразки;
- целюлит;
- ериктильна функція.

2. Електронні медичні прилади

Важливу роль в модернізації парку обладнання відіграє оновлення апаратури та її сервісне обслуговування. При цьому медичним закладам надається можливість підтримувати наявне оснащення на високому технічному рівні без необхідності його повної заміни. Так, після модернізації МП-томографа попереднього покоління до повністю цифрової архітектури, продуктивність досліджень зростає до 30% [29].

Сучасне обладнання в багатьох країнах постачається таким чином, що одразу укладається договір на поставку техніки, її обслуговування та утилізацію. Це дозволяє уникнути об'явлення тендера кожного разу, коли потрібна сервісна підтримка. Крім цього, суттєво скорочуються витрати на експлуатацію апаратури і час її непрацездатного стану.

Провідні компанії світу [30 – 32], які є лідерами в галузі візуалізації, моніторингу здоров'я та IT-систем, вирішують також задачі розроблення техніки догляду за пацієнтами як у медичних закладах, так і вдома. При цьому їх політика спрямована на поліпшення якості життя на всіх етапах: від пропаганди здорового способу життя, профілактики і раннього діагностування до лікування і домашнього догляду. Крім цього, вони здійснюють глибоку експертизу товарів споживання в галузі охорони здоров'я і застосовують новітні технології для реалізації комплексних рішень.

Важливим аспектом застосування медичної апаратури є використання мобільного зв'язку. Глобальне охоплення зв'язком разом із постійним зростанням кількості користувачів, поширенням мережних технологій і постійним розширенням функціональних можливостей телефонів призвело до появи нового напрямку в медичній електроніці – мобільної охорони здоров'я (mHealth). Смартфон стає персональним медичним пультом управління, куди можуть передаватися дані від різноманітних пристроїв, власних датчиків і камер. За допомогою відповідного програмного забезпечення дані зберігаються, аналізуються і, при необхідності, передаються лікарю. В зв'язку з цим, обов'язково

необхідно враховувати ці аспекти під час розроблювання медичної електронної апаратури. Переваги використання мобільного зв'язку очевидні:

⇒ спрощення доступу до охорони здоров'я;

⇒ скорочення витрат на неї;

⇒ зростання можливостей при контролі власного здоров'я;

⇒ розширення доступу до певної медичної інформації;

⇒ підвищення якості охорони здоров'я.

Разом з тим, необхідно відзначити обмеженість інформації щодо побудови медичних електронних пристроїв. Дані подаються здебільшого у вигляді реклами із фотографіями пристрою та перерахунком його потенційних можливостей. Що ж стосується структури, елементної бази та реалізації, обсяг інформації дуже обмежений.

Окремі вимоги пред'являються до портативної медичної апаратури. Незалежно від функціонального призначення (глюкометр, цифровий артеріальний тонометр, газометр, цифровий пульсометр чи цифровий термометр), для всіх є п'ять спільних блоків системного рівня (рис. 2.1):

- управління живленням від батареї;
- оброблювання даних;
- підсилення та аналого-цифрового перетворення на виході датчика;
- відображення результатів на певний тип дисплея;
- первинного перетворювання з використанням одного чи декількох чутливих елементів (датчиків).

Загалом, всі вони являють собою мікроконтролерні кишенькові пристрої, що працюють на батарейках і забезпечують вимірювання за допомогою різних біосенсорів. Очевидно, що фактична топологія реалізації цих блоків дуже відрізняється залежно від вимог до збирання, оброблювання та відображення інформації, вимірювальних каналів та набору функцій.

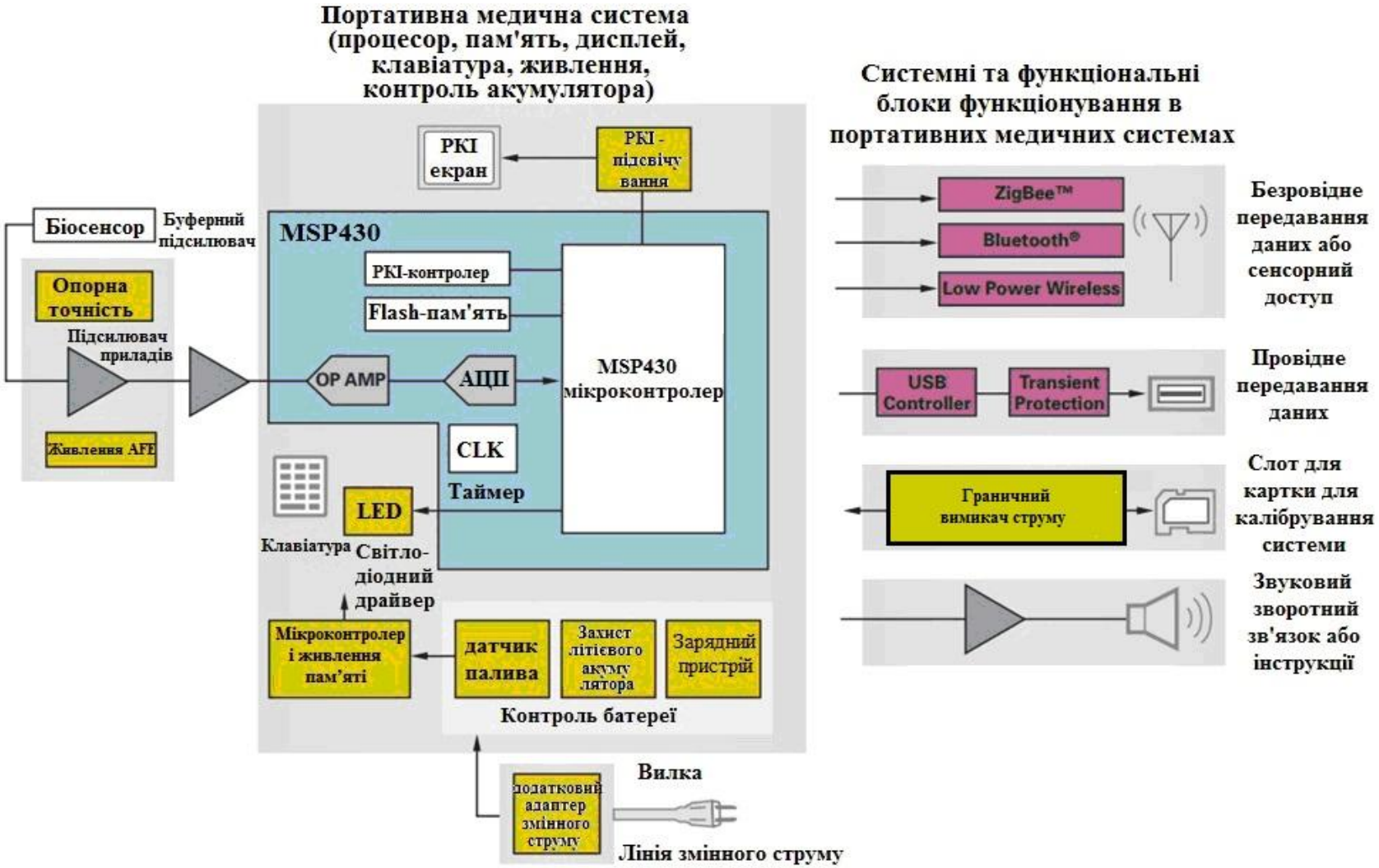


Рисунок 2.1 – Узагальнена структура портативних медичних приладів

Пріоритетними вимогами є: наднизьке споживання енергії при високих ефективності і точності; необхідність продовження терміну служби акумулятора; малий час реагування і отримання результатів, зумовлений потребою користувача швидко мати інформацію щодо стану здоров'я.

Додаткові вимоги можуть спричинити потреби в додатковій пам'яті для довготривалого профілювання, інтерфейсах кабельного чи бездротового зв'язку для завантаження даних на комп'ютер вдома або в лікарні, офісі або навіть для віддаленого доступу до датчика та, можливо, звукового зворотного зв'язку для простої «добре / не добре» індикації або використання більш складної покрокової інструкції. Додавання цих функцій без збільшення споживання електроенергії є суттєвою проблемою. Компанії Texas Instruments, Analog Devises, Atmel, Toshiba, Motorola, Philips та інші пропонують широкий асортимент високоефективних мікроконтролерів та цифрових сигнальних процесорів (DSP), вимірювальних, операційних та буферних підсилювачів, перетворювачів даних, засобів управління живленням та акумулятором, аудіопідсилювачів, а також і компонентів дротового та бездротового інтерфейсів.

2.1. Системи аналізу крові та тиску серця

Засоби неінвазивного вимірювання кров'яного тиску використовують методи вимірювання артеріального тиску за тонами Короткова, осцилометрічні або за часом імпульсного транзиту. В них використовується манжета і насос, а також перетворювач для вимірювання артеріального тиску і частоти серцевих скорочень в три фази: надування, вимірювання та видування. Він містить в собі рідиннокристалічний дисплей, кнопки вибору, відкликання пам'яті, управління живленням та USB-інтерфейс [31].

До основних модулів належать (рис. 2.2):

- процесор / пам'ять. Цифрове вимірювання тиску та швидкості серцевих скорочень виконує мікропроцесор. Результати вимірювань зберігаються у флеш-пам'яті у вигляді журналу даних, який можна завантажити у персональний комп'ютер через USB-інтерфейс;

- інтерфейс користувача, який дозволяє користувачеві контролювати тиск і визначати процес вимірювання та зчитування результатів на рідиннокристалічний дисплей;
- інтерфейс датчика, який дозволяє процесору управляти манжетою надування / видування та реєстрацією артеріального тиску. Сигнал датчика посилюється і оцифровується за допомогою АЦП;
- засіб управління потужністю для перетворення вхідної потужності від лужного акумулятора для запуску і живлення різних функціональних блоків.

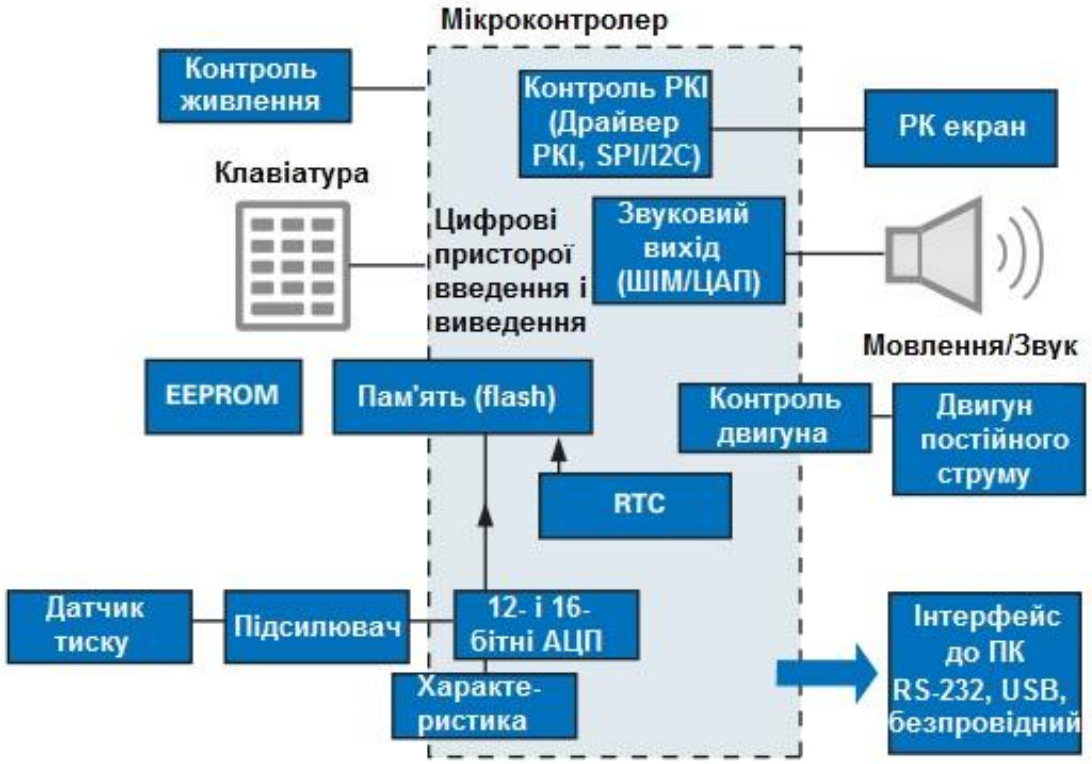


Рисунок 2.2 – Структура засобу вимірювання артеріального тиску фірми Texas Instruments

Analog Devices для неінвазивного вимірювання тиску крові разом з традиційним манжетним рішенням (рис. 2.3) пропонує високоякісні оптичні компоненти і компоненти для вимірювання біопотенціалу, які дозволяють створювати нові безманжетні засоби неперервної дії, які базуються на реєстрації часу проходження імпульсу і аналізі пульсової хвилі [33]. Постачаються також високоінтегровані пристрої багатопараметричного моніторингу показників життєдіяльності.

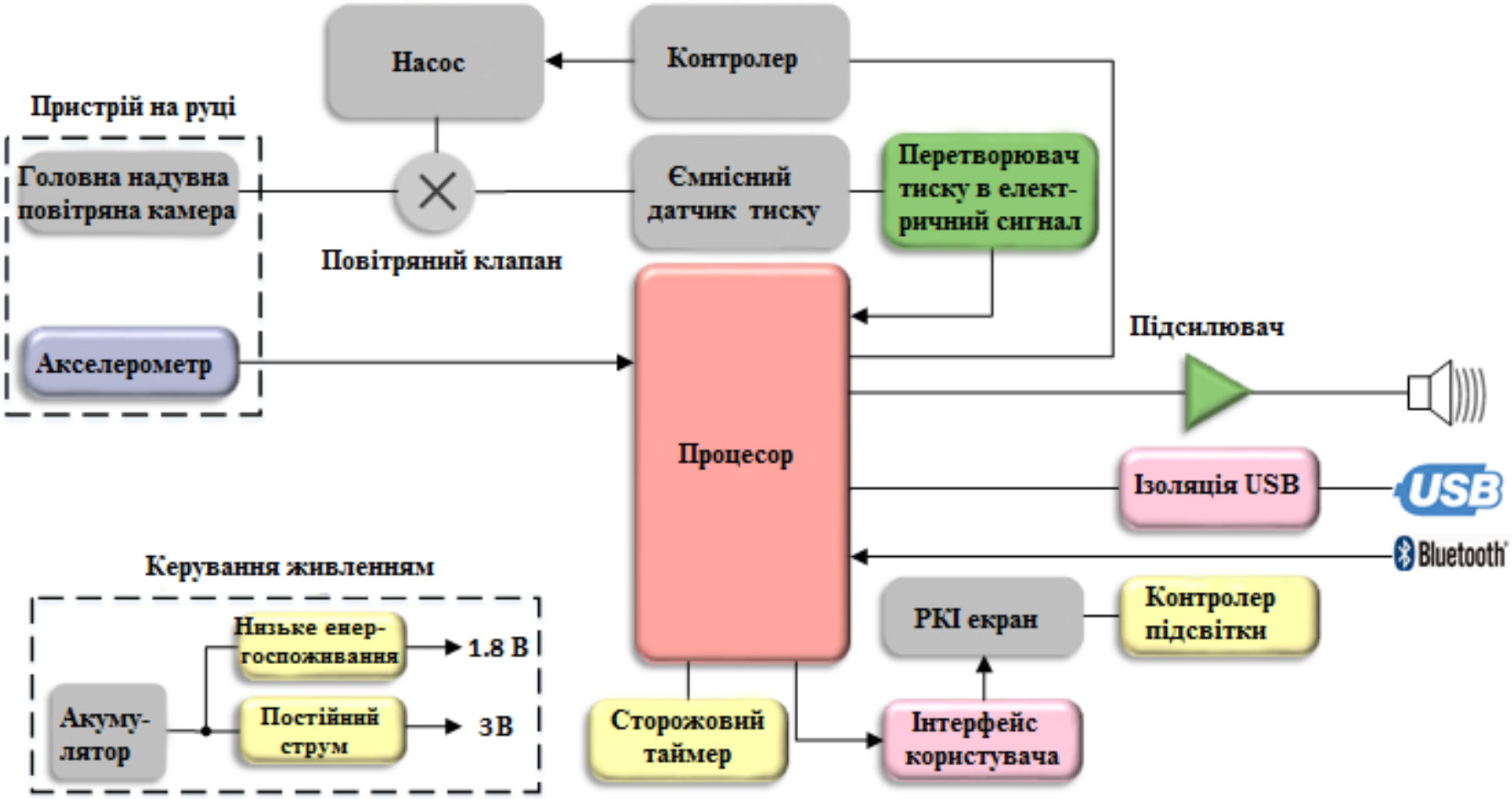


Рисунок 2.3 – Структура засобу вимірювання артеріального тиску фірми Analog Devices

Серце генерує електрохімічний імпульс, який поширюється в таким чином, щоб змушувати стискатися і розслаблятися в певному порядку і, таким чином, надати серцю характеристику насоса.

Ця послідовність ініціюється групою нервових клітин і називається синоатріальним (SA) вузлом, що призводить до поляризації та деполяризації серця. Оскільки ця дія має електричний характер і організм проводить її через вміст рідини, цю електрохімічну дію можна виміряти на поверхні тіла. Фірма Texas Instruments пропонує ***контролер серцевого ритму*** (рис. 2.4).

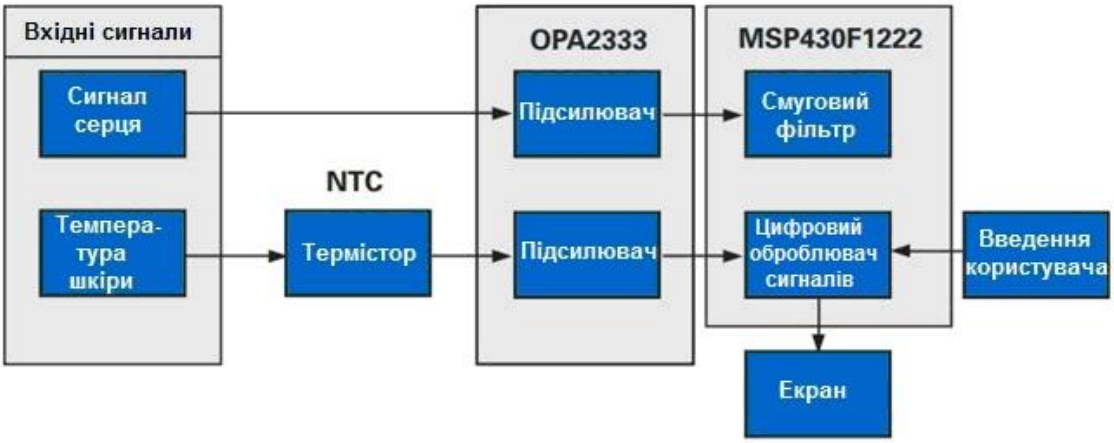


Рисунок 2.4 – Структура багатофункціональної системи для вимірювання частоти серцевих скорочень та температури шкіри фірми Texas Instruments

Нові інновації в ***аналізаторах крові*** роблять простішим, ніж будь-коли, швидке проведення тесту на потрібну кількість параметрів крові, таких як кількість глюкози, електроліти, показники згортання, хімічний склад, значення гемоглобіну та серцеві маркери (cTnI). Також з появою нових цифрових технологій, інвазивні аналізатори крові стали портативними і використовуються для вимірювання двох основних показників метаболічних порушень у кровоносній системі: кількості глюкози та холестерину.

Двома основними методами вимірювання параметрів крові є метод відбиття та технологія електромеханічного датчика (амперометричний).

Аналогове апаратно-програмне забезпечення методу відбиття використовує оптичний датчик (світлодіоди, фото-транзистори) та трансімпендансний підсилювач. На основі проведених вимірювань реалізується метод відбиття інтенсивності кольору в реакційному шарі тест-смужки методом відбивної фотометрії. Аналізатор кількісно визначає зміну кольору і генерує числове значення, репрезентативне концентрації рівня холестерину / глюкози в крові.

При амперометричному методі біосенсор (тест-смужка) безпосередньо підключається до трансімпендансного підсилювача. Холестерин / глюкоза, які присутні в крові під час хімічної реакції з тест-смужкою, генерують заряд, який вимірюється амперметричним методом. Спеціально для цього методу також необхідне вимірювання температури навколишнього середовища для компенсації власної характеристики тест-смужки.

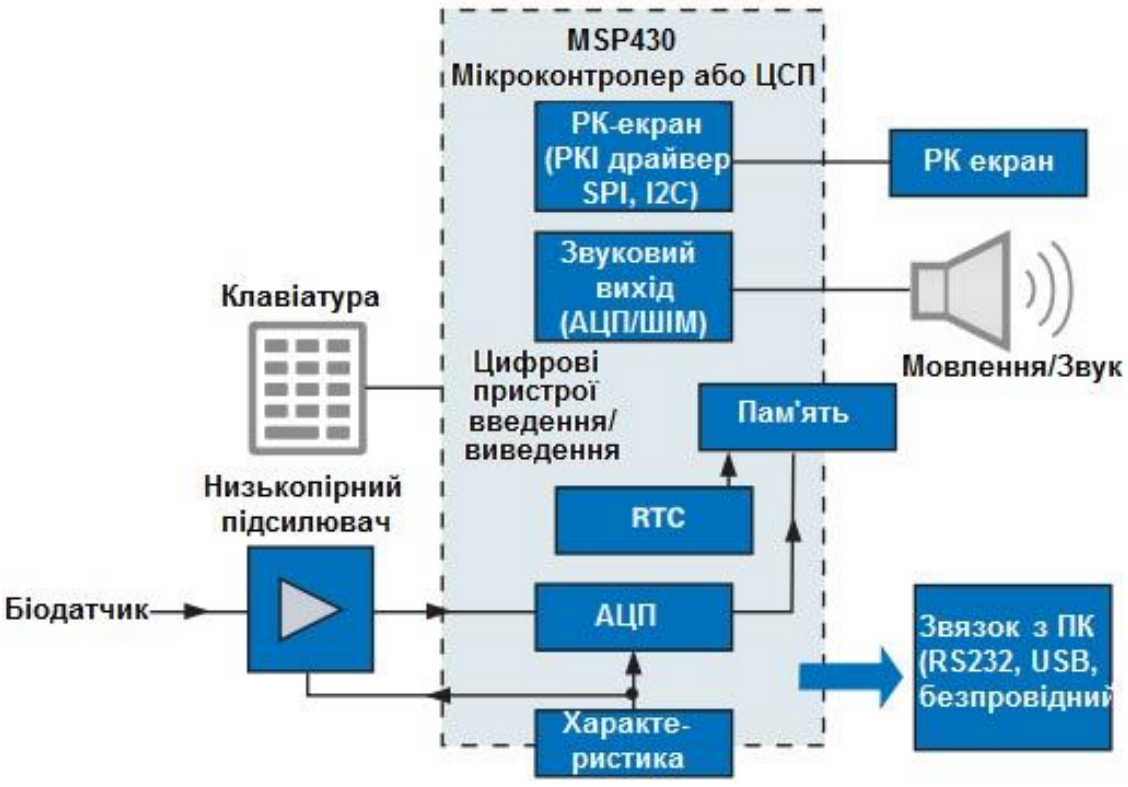


Рисунок 2.4 – Структура аналізатора крові фірми Texas Instruments

Послідовність вимірювань зазвичай контролюється мікроконтролером (MCU). Він також відповідає за оброблювання перетворених результатів, зберігаючи їх в EEPROM або флеш-пам’яті, та управління іншими модулями, такими як клавіатура, годинник у режимі реального часу, а також за стиснення звуку і послідовну комунікацію з підключеним персональним комп’ютером.

Аудіозаписування забезпечується або ланкою широтно-імпульсної модуляції (ШІМ), або через ЦАП. Обидва можуть бути використані для подання звукових сигналів, коли результати вимірювань доступні, а також для генерації голосової інструкції з використанням програмного забезпечення синтезатора мови, використовуючи, наприклад, алгоритмами стиснення ADPCM. Результати вимірювань зберігаються разом із часом та даними вимірювання у EEPROM або флеш-пам’яті у вигляді журналу даних, який можна завантажити до персонального комп’ютера через інтерфейси RS-232 або USB.

Фірма Analog Devices гарантує побудову портативного аналізатора крові [34] з якістю діагностики, наближеною до результатів клінічних і лабораторних досліджень. Для цього доцільно вибрати вимірювальну платформу з низьким енергоспоживанням ADuCM350, оптимізовану для портативних медичних засобів (рис. 2.5, 2.6). Ця платформа об’єднує 16-бітний високоточний аналоговий інтерфейс (AFE), підсистему оброблювання на базі ядра Cortex M3 і середовище для розроблювання програмного забезпечення. Працює від батарейки.

2.2. Цифрові термометри

Цифрові термометри швидко замінюють традиційні ртутні, оскільки вони швидкі, точні та ефективні. За новітніми технологіями, різні типи цифрових термометрів можна класифікувати на основі місця, де вони використовуються, наприклад, порожнини рота, прямої кишки, пахви, вуха тощо.

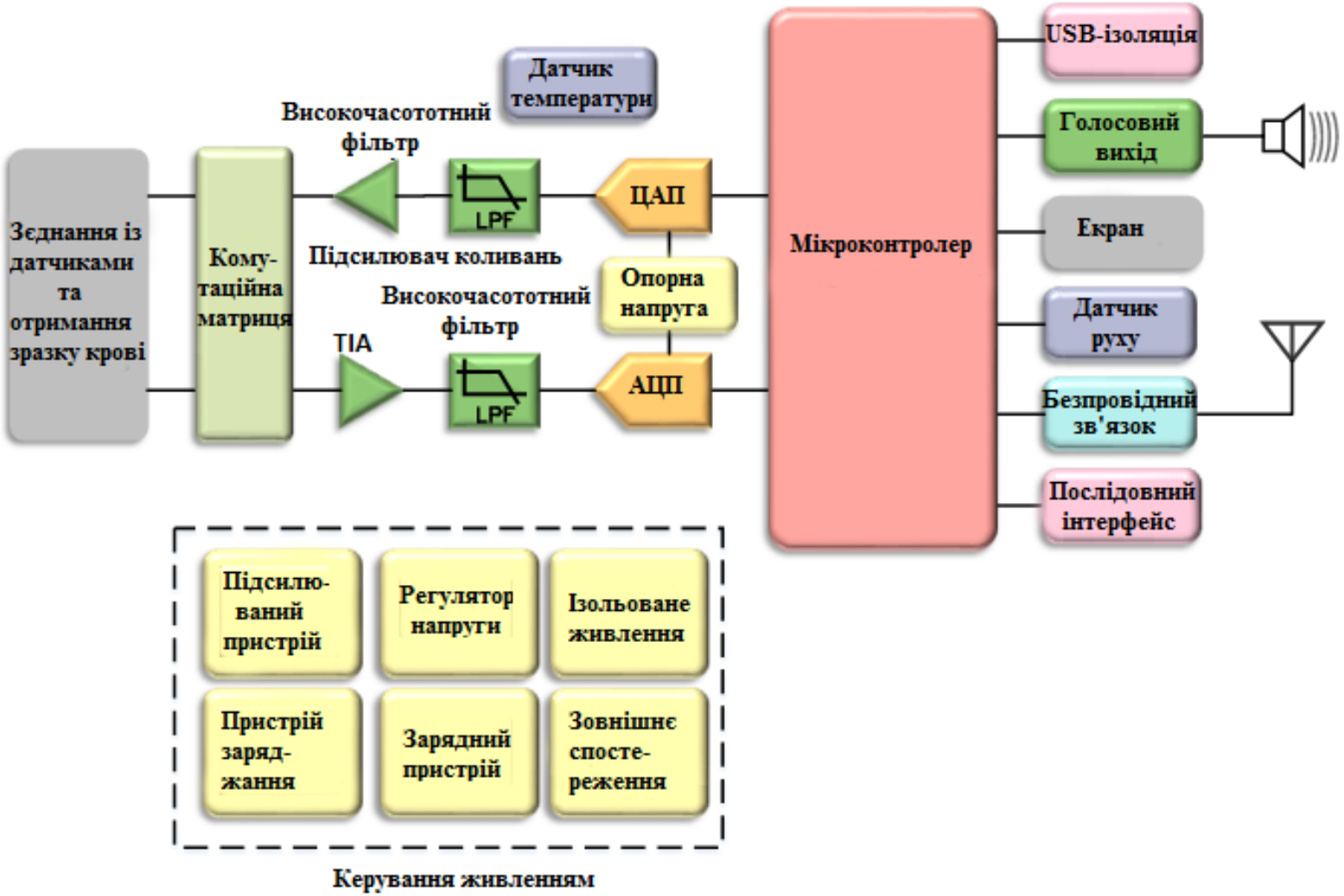


Рисунок 2.5 – Структура портативного аналізатора крові фірми Analog Devices на дискретних елементах

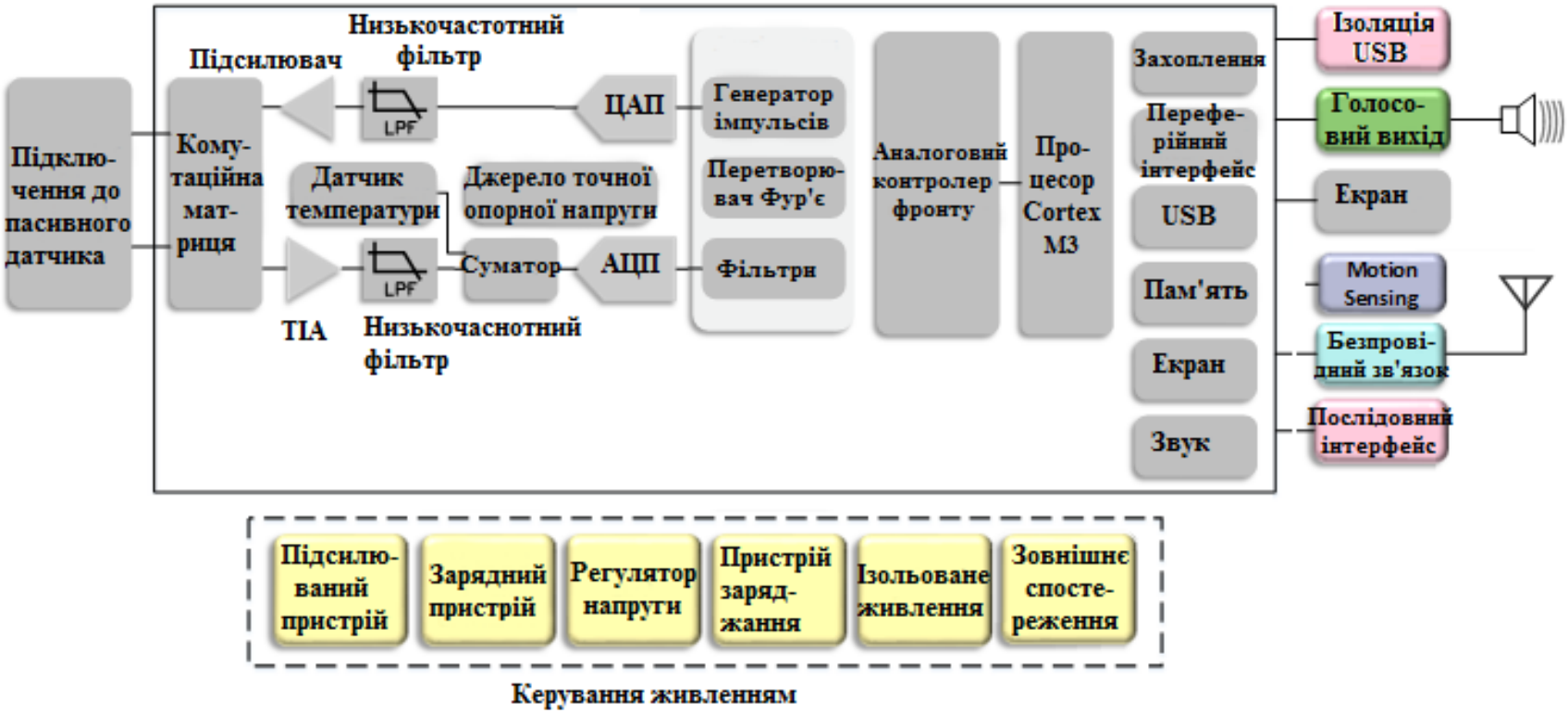


Рисунок 2.6 – Структура портативного аналізатора крові фірми Analog Devices в інтегральному виконанні

Вушний термометр вимірює значення інфрачервоного тепла вуха, яке відображує температуру гіпоталамусу – система контролю температури мозку. Інфрачервоні датчики використовуються у вушних термометрах для вимірювання, тоді як термопіли або термістори можуть використовуватися в засобах інших типів.

Залежно від витрат, доступні різні типи цифрових термометрів [31]. Термометри високого класу мають ряд термопілерів або термісторів, опір яких змінюється згідно температури (рис. 2.7).

Рисунок 2.7 – Структура дешевого цифрового термометра фірми Texas Instruments

Зміна опору перетворюється на зміну напруги. Цей параметр визначається цифровим шляхом за допомогою АЦП, швидкодія і роздільна здатність якого залежить від точності й часу, коли потрібна інформація. Модуль АЦП можна реалізувати за допомогою компаратора і таймера, використовуючи нахил A/D перетворення. Цей метод, зазвичай, використовується у недорогих версіях цифрових термометрів. Перетворення єдиного нахилу – простий метод вимірювання температури. Зміни ємності, напруги живлення та частоти, викликані старінням або дрейфом температури можна компенсувати за допомогою по-

казника принципу вимірювання. Можна також використовувати інші методи аналого-цифрового перетворення [35].

Типова роздільна здатність АЦП, що використовуються в цифрових термометрах загального призначення, зазвичай 12 біт, хоча може бути і більшою, залежно від необхідного рівня точності. Мікроконтролер може бути використаний з метою управління та оброблювання. Дешеві засоби характеризуються низькою вартістю, використовують мікроконтролери малої потужності, такі як MSP430. Вони мають вбудований компаратор і таймер для оцифрування аналогового сигналу з використанням технології нахилу при перетворенні A/D.

Рисунок 2.8 – Структура якісного цифрового термометра фірми Texas Instruments

Інші додаткові функції, такі як сигналізація про високу температуру, звуковий сигнал після завершення вимірювання, автоматичне відключення та журнал реєстрації попередніх даних також можуть бути подані в термометрах. Більшість їх мають зручні для читання дисплеї (РК-дисплей та індикатор низького заряду акумулятора). Інші периферійні пристрої включають цифрові засоби введення/виведення.

2.3. Електронні засоби пульсової оксиметрії

Пульсоксиметр – медичний інструмент для контролю за оксигенацією крові пацієнта. Вимірюючи рівень кисню та серцебиття, прилад може подати сигнал тривоги, якщо вони опускаються нижче заздалегідь визначеного рівня. Цей тип моніторингу особливо корисний для новонароджених дітей та під час операції.

Конструкція неінвазивного оптичного пульсоксиметра з використанням мікроконтролера MSP430FG437 [31] складається з периферійного зонда зв'язаного із процесором, що відображує насичення киснем та частоту пульсу на РК-склі. Однакові датчики використовуються як для контролю серцебиття, так і для пульсоксиметрії. Зонд розташовується на периферійній точці тіла, такій як кінчик пальця, вушна мочка або ніс. Він містить два світловипромінювальних діоди (світлодіоди), один у видимому червоному спектрі (660 нм), а другий – в інфрачервоному (940 нм). Відсоток кисню в організмі визначається шляхом вимірювання інтенсивності кожної частоти світла після його пропускання крізь тіло, а потім розраховується за співвідношенням між цими двома інтенсивностями (рис. 2.9).

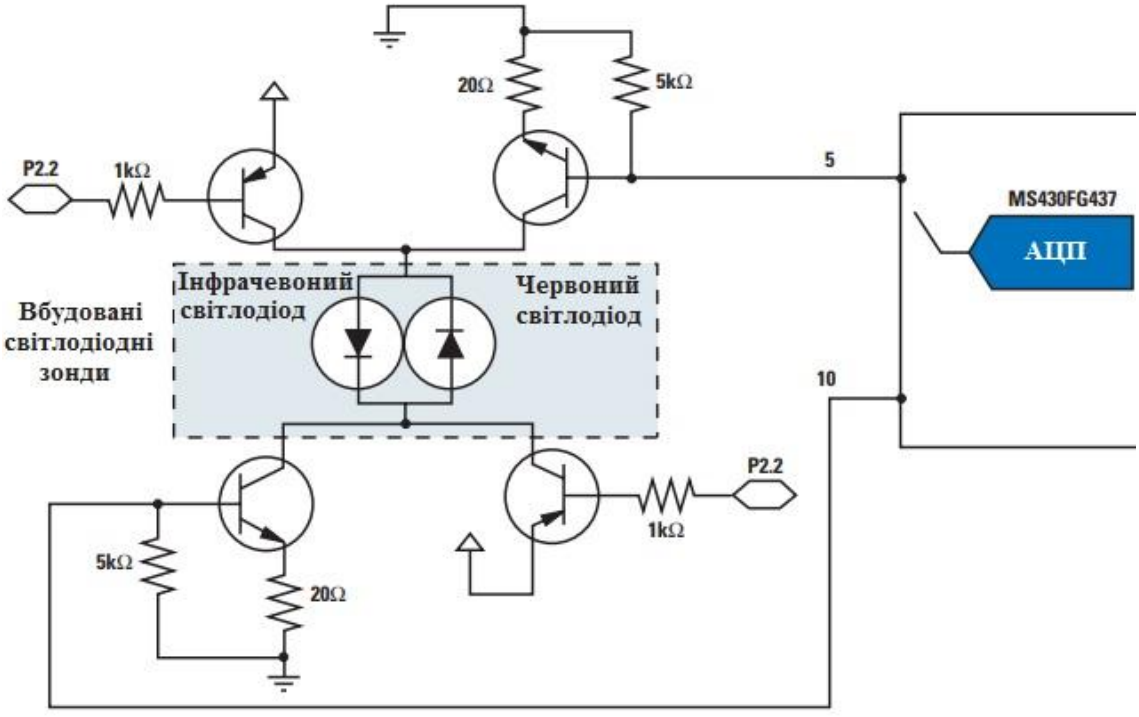


Рисунок 2.9 – Схема побудови чутливого елемента пульсоктиметра фірми Texas Instruments

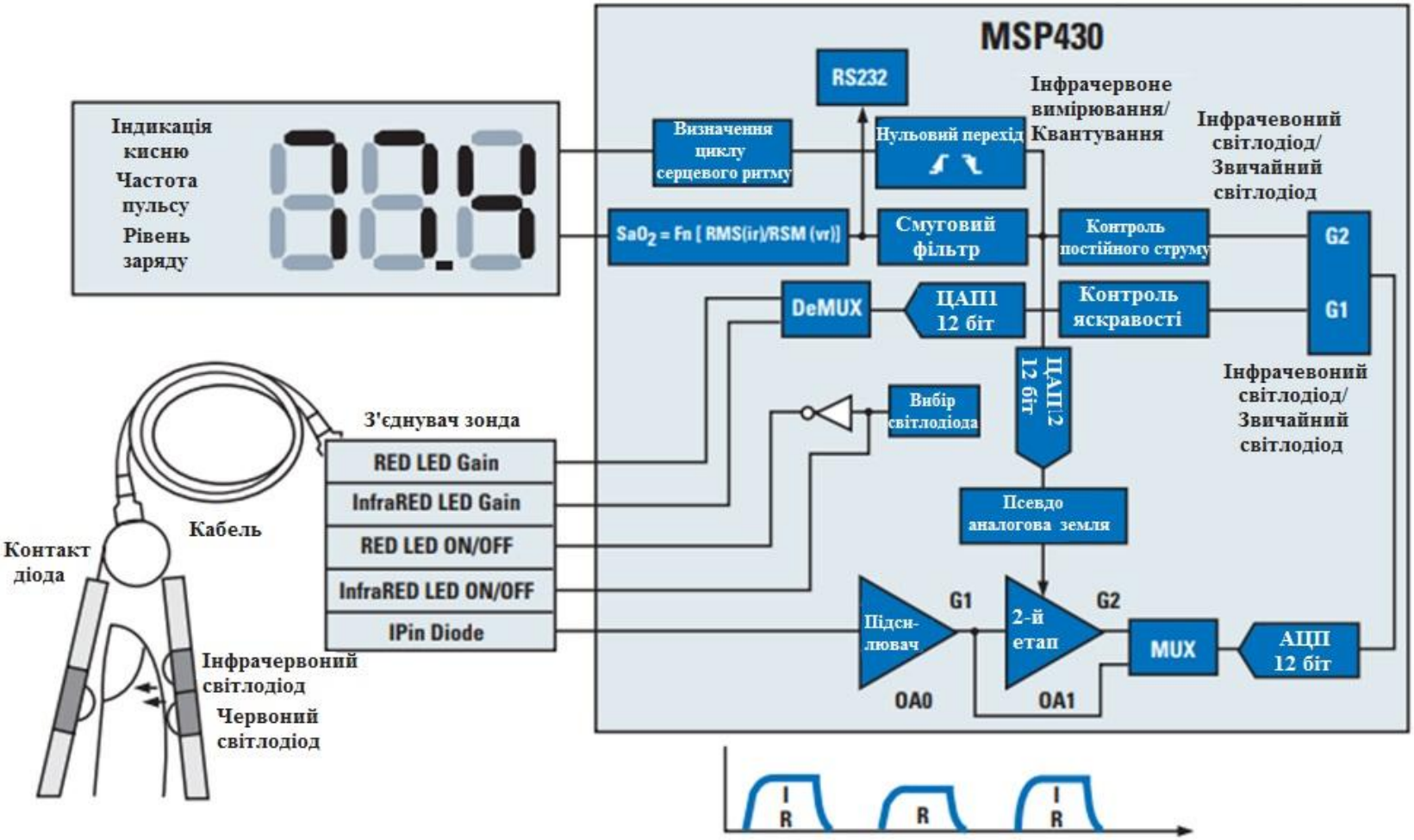


Рисунок 2.10 – Структура цифрового пульсоксиметра фірми Texas Instruments

На рис. 2.10 показано реалізацію портативного пульсоксиметра з використанням MCU MSP430 наднизької потужності на базі однієї мікросхеми. Завдяки високому рівню аналогової інтеграції, кількість зовнішніх компонентів зведена до мінімуму. Крім того, завдяки мінімальному часу увімкнення енергії та потужності двох джерел світла, зменшується енергоспоживання.

Фірма Analog Devices пропонує свою розробку [36], декларуючи можливість програмування пристрою під власні задачі і найменше в своєму класі співвідношення сигнал/шум. Це дозволяє проводити вимірювання на різних ділянках тіла навіть при складному індексі перфузії.

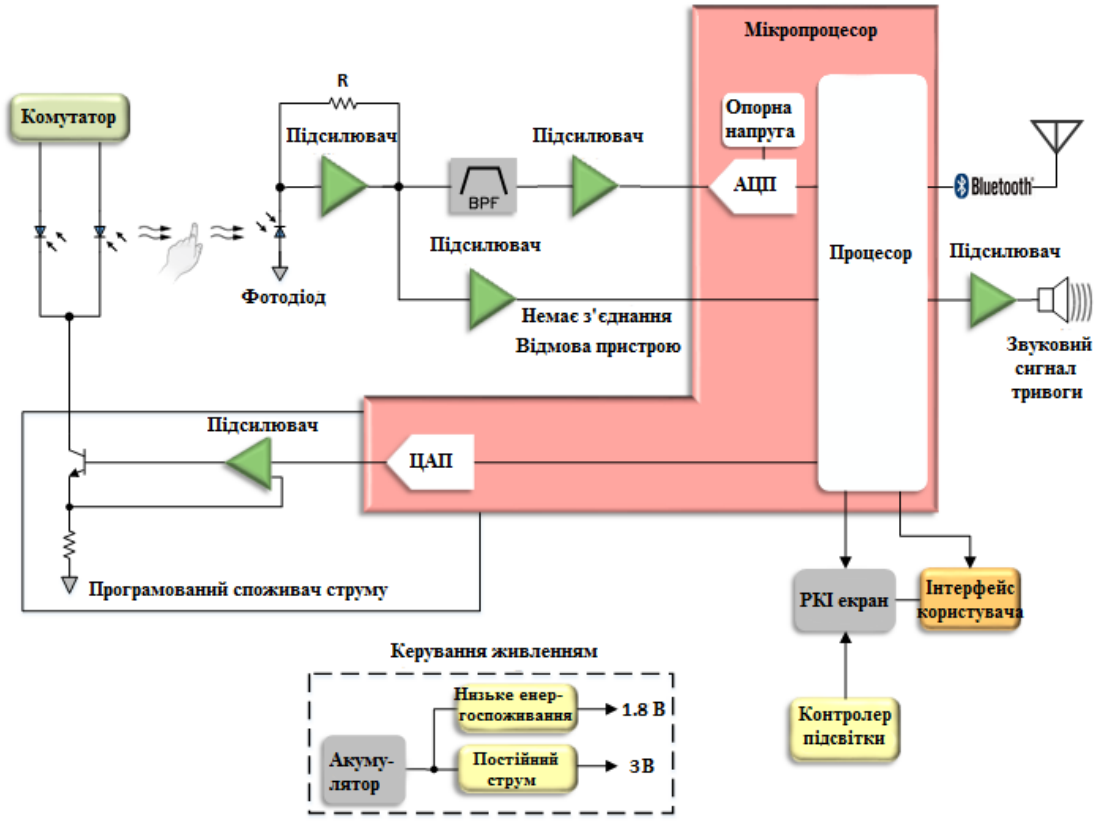


Рисунок 2.11 – Структура пульсооксиметра фірми Analog Devices

2.4. Інші носимі медичні електронні засоби

Фірма Analog Devices пропонує носимі пристрої [37], такі як фітнес-браслет, спортивній годинник чи шагомір. Вони використовують

технології вимірювання оптичних сигналів, імпедансу, біопотенціалу і параметрів руху. Додатково використовуються компоненти формування сигналів. Такою є ***система реєстрації ЕКГ і контролю серцебиття*** з використанням одного електрода (рис. 2.12). Фактично це пов'язано з вимірюванням біопотенціалу.

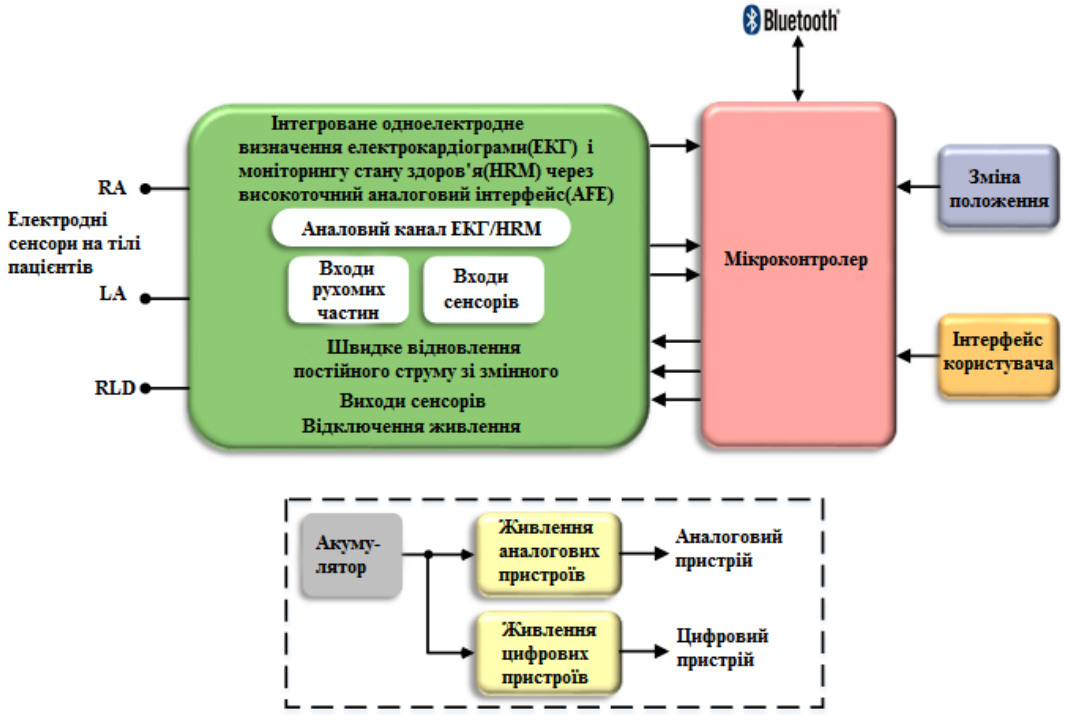


Рисунок 2.12 – Структура система реєстрації ЕКГ і контролю серцебиття фірми Analog Devices

Для ***носимих пристроїв моніторингу стану здоров'я*** використовується вимірювальна платформа з низьким енергоспоживанням ADuCM350. Вона об'єднує 16-бітний високоточний аналоговий інтерфейс (AFE), підсистему оброблювання на базі ядра Cortex M3 і середовище для розроблювання програмного забезпечення. Працює від батарейки (рис. 2.13). Аналогічно будується ***тонометр*** (рис. 2.14).

Analog Devices пропонує високоточні програмовані перетворювачі імпедансу на цифровий код, призначені для внутрішньоклітинного для різних випадків вимірювання біоімпедансу. За допомогою біоімпедансної спектрометрії створюються пристрої для аналізу жирових відкладень, водного балансу і складу тіла з малим енергоспоживанням і форм-фактором.

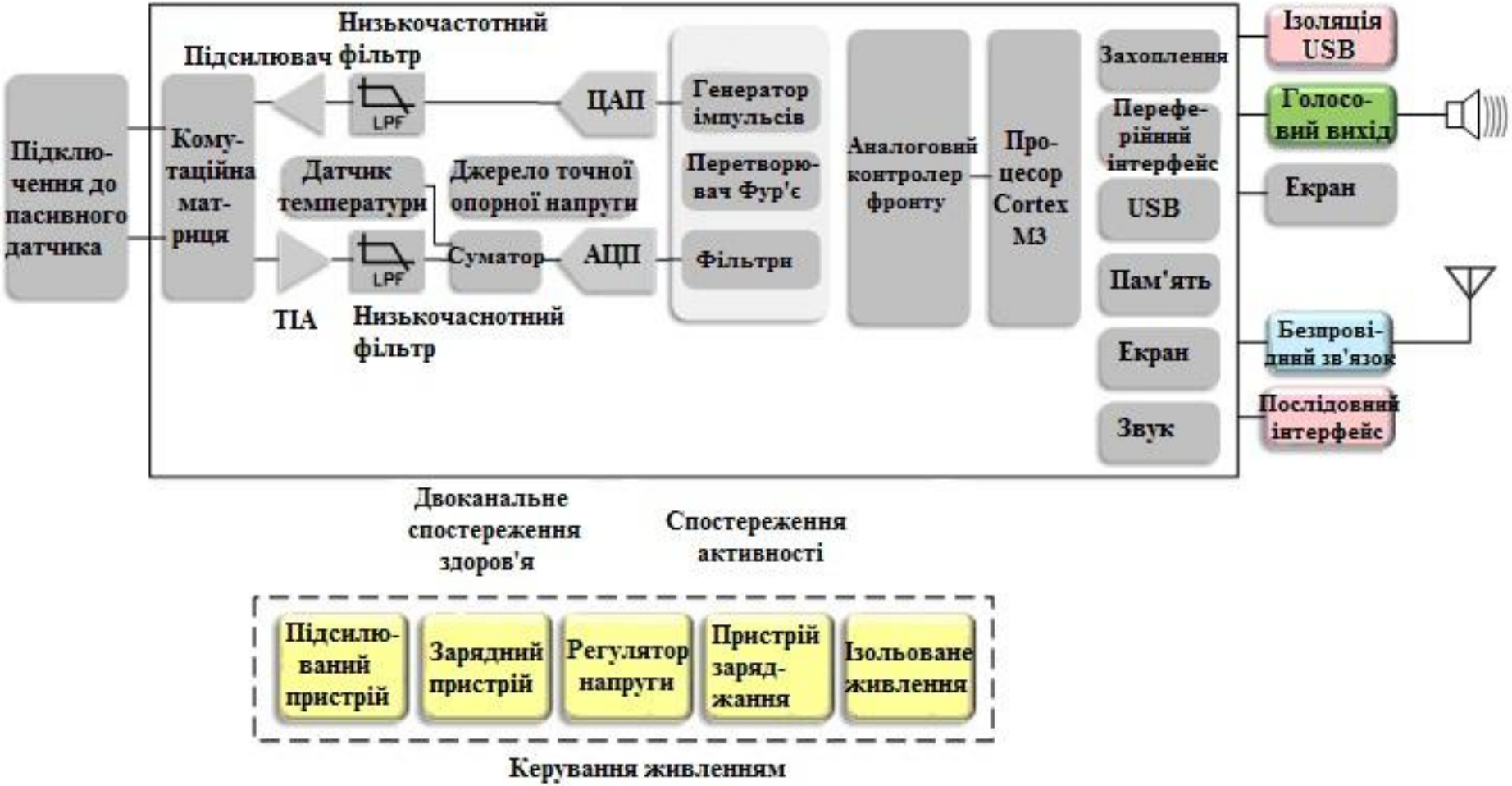


Рисунок 2.13 – Структура системи моніторингу стану здоров’я фірми Analog Devices

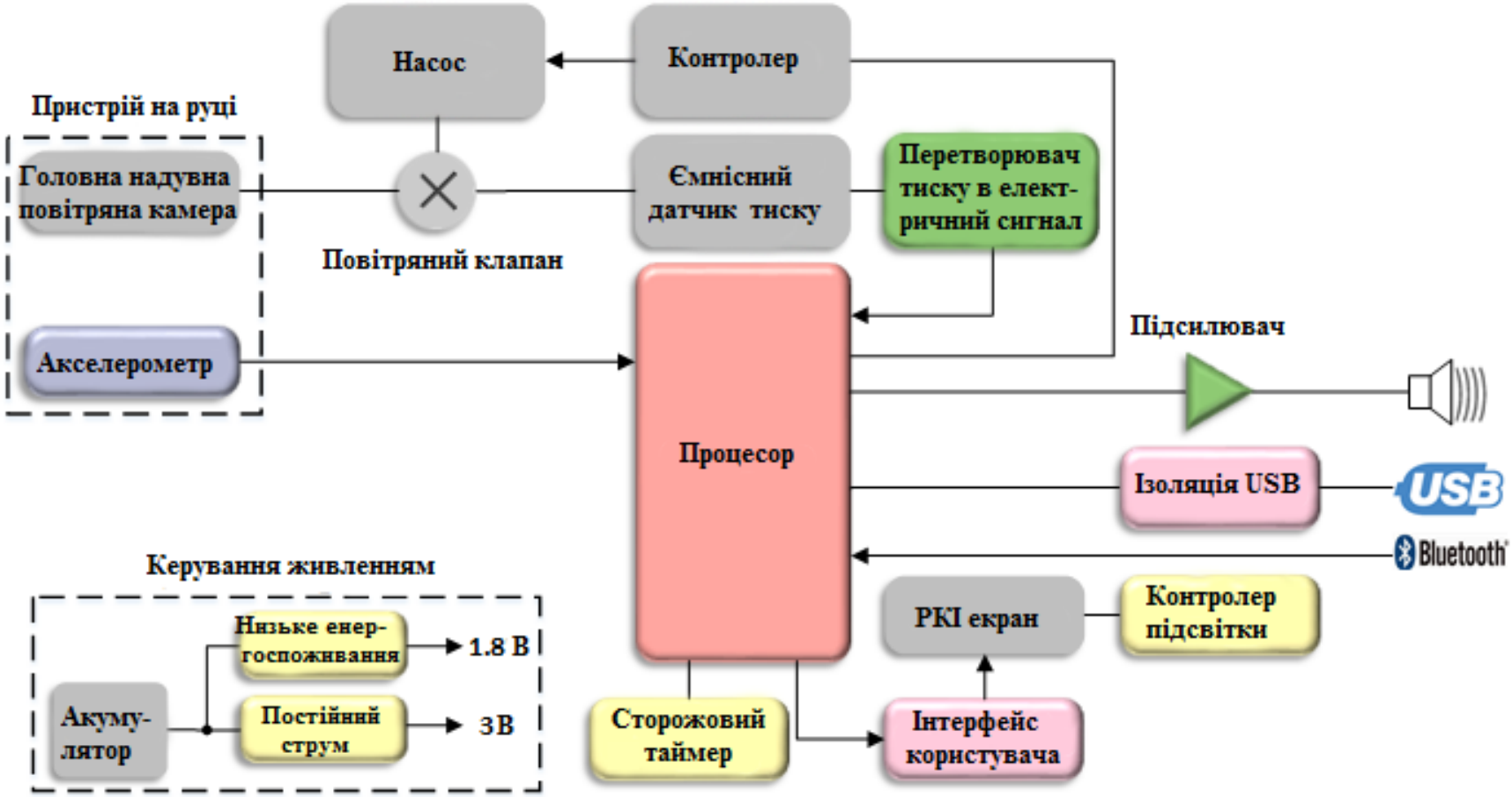


Рисунок 2.14 – Структура тонометра фірми Analog Devices

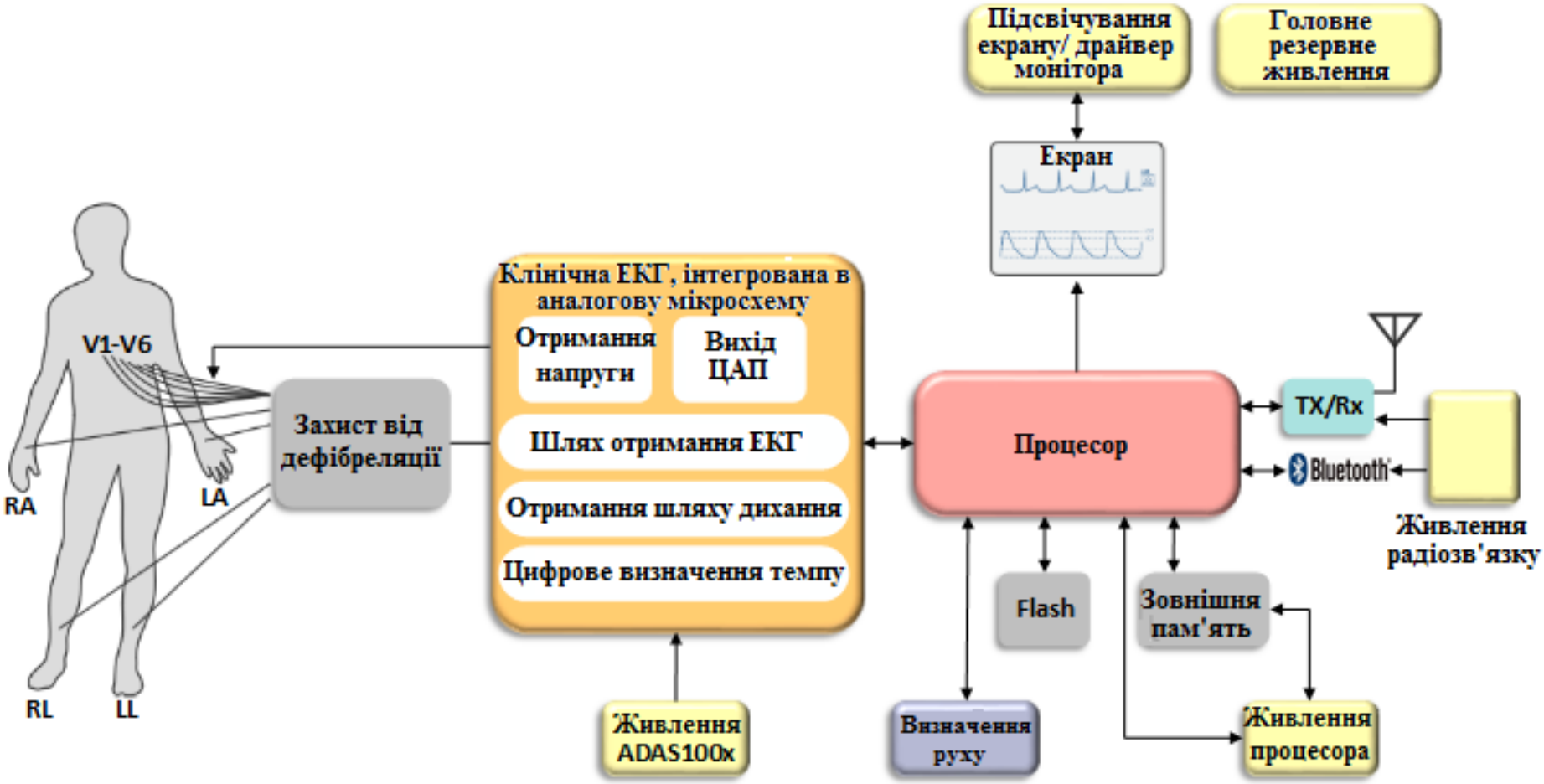


Рисунок 2.15 – Структура вимірювача частоти дихання фірми Analog Devices

Фірма пропонує інтегровані рішення для перетворення зміни імпедансу грудної клітини на показник ***частоти дихання*** [38]. Окремі рішення допускають використання гнучких нагрудних електродів і передбачає можливість 4-дротового підключення з подальшим вимірюванням і оброблюванням даних (рис. 2.15).

В класі спектрометрів фірма Analog Devices пропонує ряд пристроїв [39]. Серед них ***інфузійна помпа (Volum Infusion Pomp)*** (рис. 2.16).

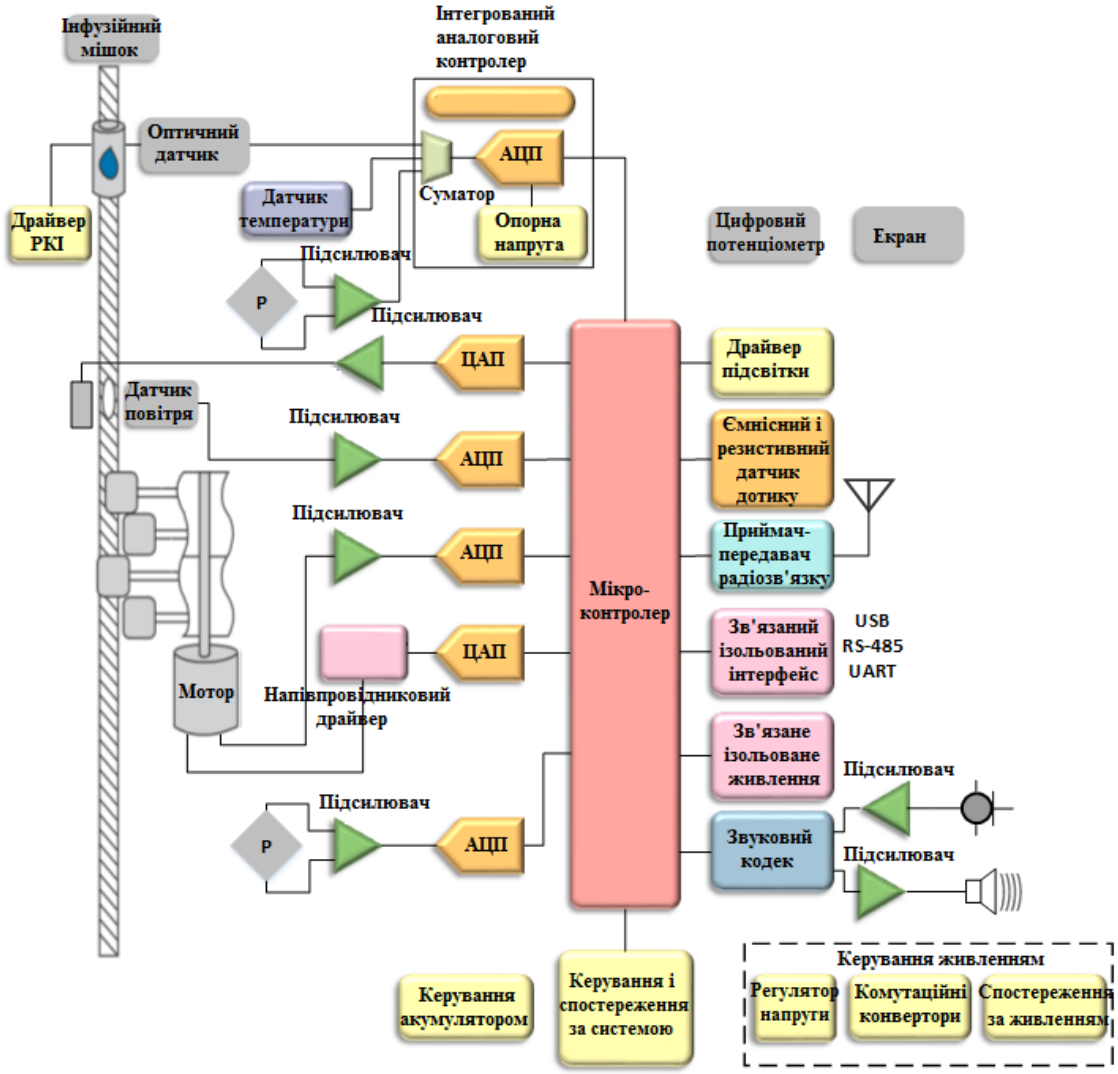


Рисунок 2.16 – Структура інфузійної помпи фірми Analog Devices

Розглядаються також ***HC-In-Vitro-Chemistry-Analizer*** (рис. 2.17) та аналізатор крові на основі проточної цитометрії – ***Flow Cytometer*** (рис. 2.18).

Пропонується також носимий на тілі ***дозатор інсуліну*** [40], який забезпечує моніторинг в режимі реального часу і високу точність неперервного дозування інсуліну (рис. 2.19).

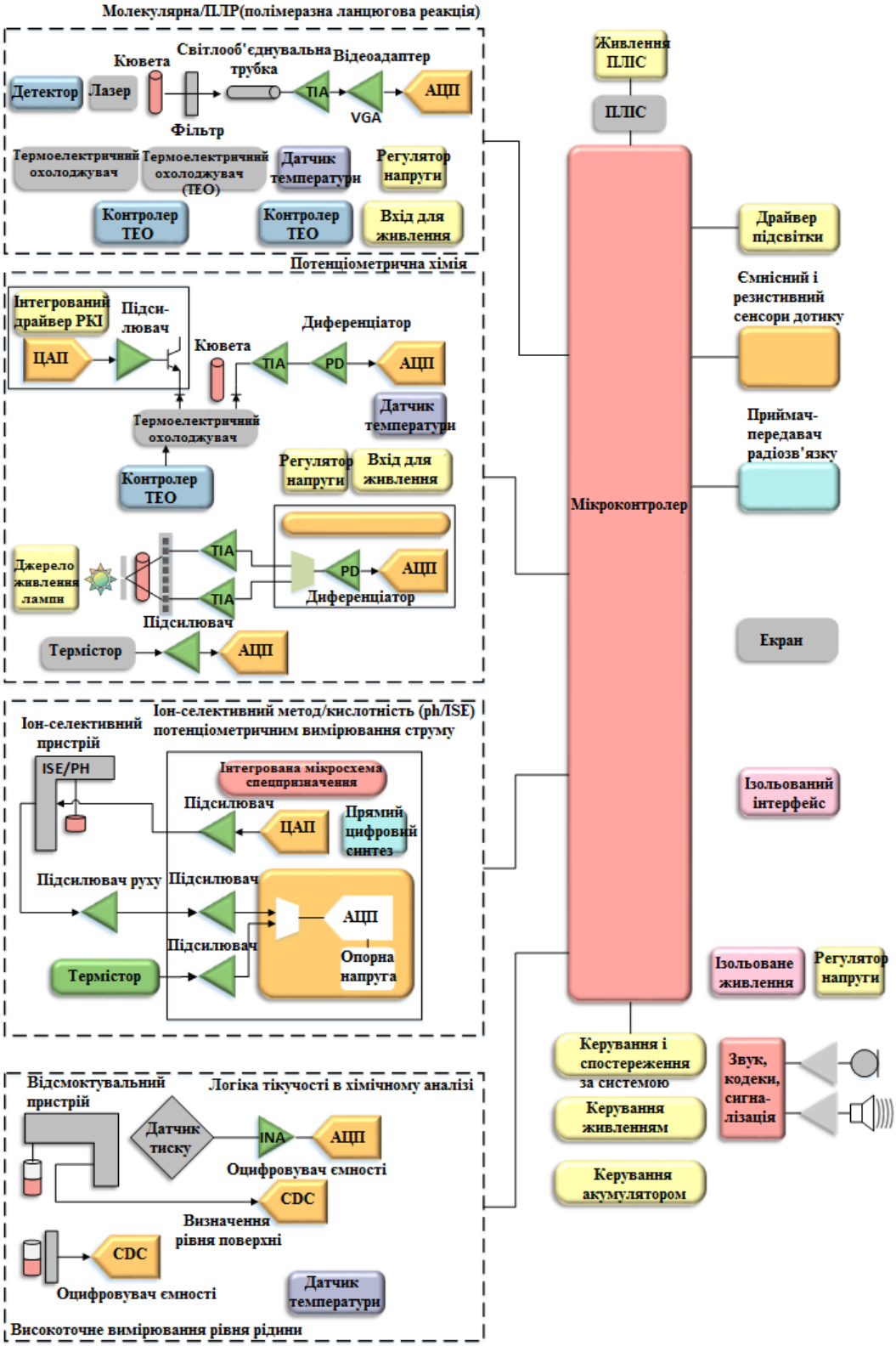


Рисунок 2.17 – Структура HC-In-Vitro-Chemistry-Analizer фірми Analog Devices

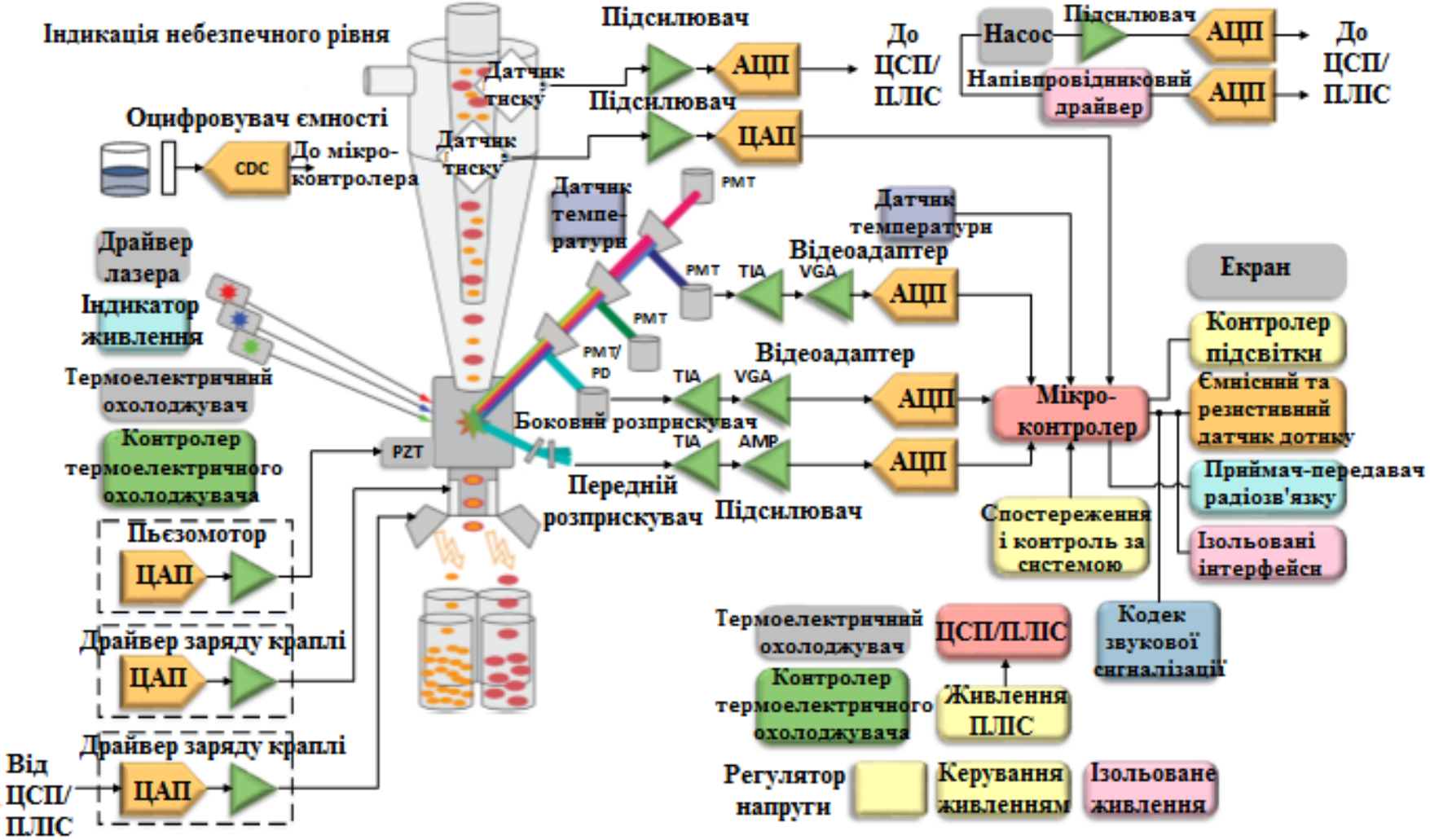


Рисунок 2.18 – Структура аналізатора крові на основі проточної цитометрії фірми Analog Devices

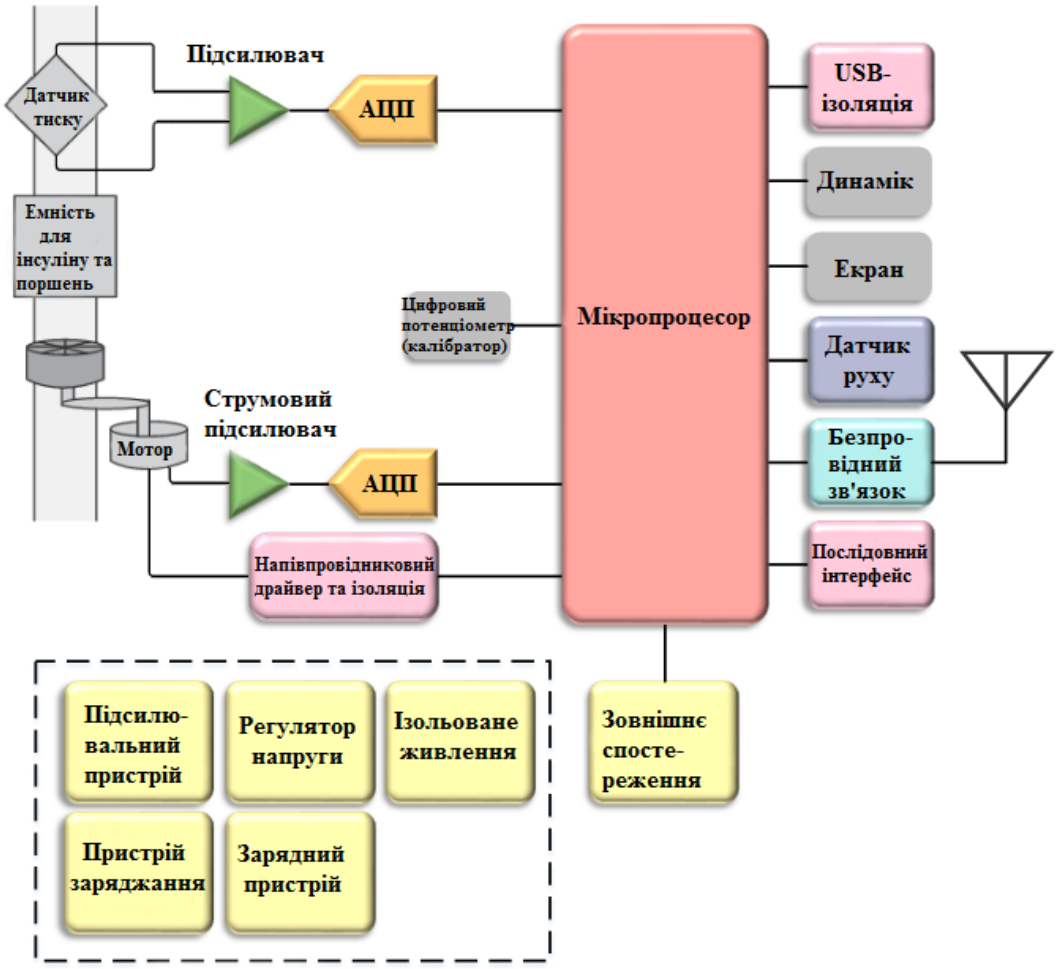


Рисунок 2.19 – Структура дозатора інсуліну фірми Analog Devices

2.5. Автоматичний зовнішній дефібрилятор

Автоматизований зовнішній дефібрилятор є надзвичайно складним мікропроцесорним пристроєм, який контролює, оцінює та автоматично лікує пацієнтів із небезпечними для життя ритмами серця. Він фіксує ЕКГ-сигнали від терапевтичних електродів, запускає алгоритм ЕКГ-аналізу на виявлення патології, а потім свідчить оператору про необхідність дефібриляції. Типовий пристрій містить високовольтний блок живлення, накопичувальний конденсатор, додатковий індуктор та електроди для пацієнта (рис. 2.20). Він доводить електричний заряд в конденсаторі до певної напруги, створюючи потенціал потоку струму. Чим вища напруга, тим більший потенціал може протікати.

Пристрій видає аудіоінструкції та візуальні підказки, щоб провести оператора через процедуру дефібриляції. У типовій послідовності дефібриляції засіб надає голосові підказки користувачу щодо прикріплення електродів до пацієнта і починає збирати дані ЕКГ. Якщо дефібрилятор аналізує ЕКГ пацієнта та виявляє патологію, конденсатор заряджається відповідно до енергії, що зберігається в конденсаторі

$$E_C = \frac{C \cdot U^2}{2} \tag{2.1}$$

при напрузі конденсатора

$$U_{C(t)} = U_{C(t=0)} \cdot e^{-\frac{t}{RC}}, \tag{2.2}$$

причому $R = R(lead) << R(chest)$, тобто опір ланцюга $R(lead)$ повинен бути значно меншим від опору тканини $R(chest)$.

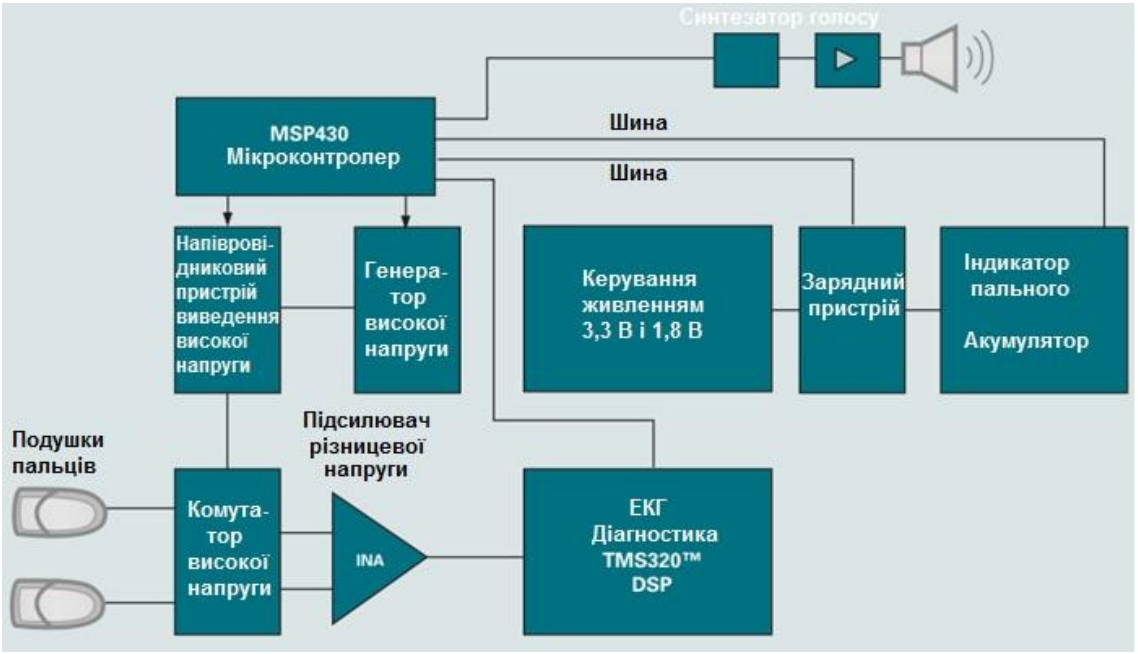


Рисунок 2.20 – Узагальнена структура дефібрилятора

Потім, дотримуючись вказівок, оператор натискає кнопку подання високовольтного імпульсу і струм починає проходити через організм для деполяризації більшості клітин серця. Значення струму визначається опором конденсатора і корпусу. Супровідний графік по-

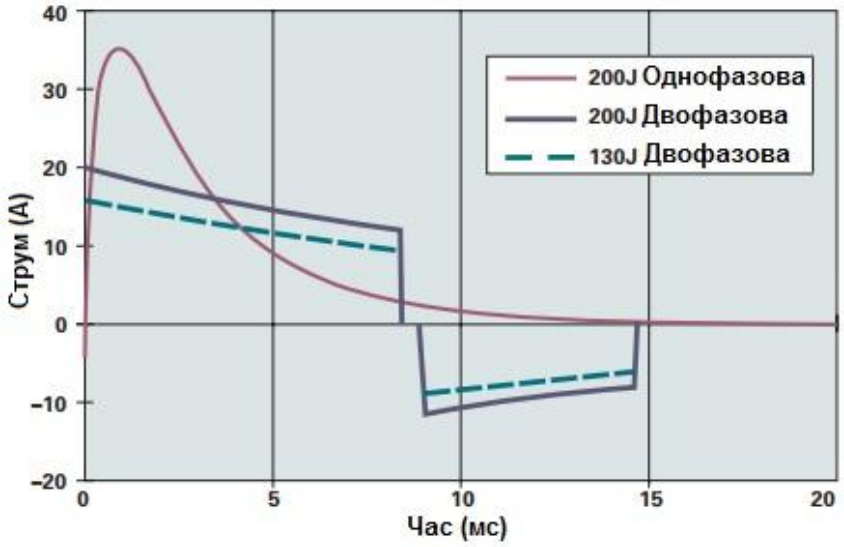


Рисунок 2.20 – Струмова характеристика дефібрилятора

казує рівень струму та тривалість часу його проходження тілом. Багато нормативних документів та фахівців також вимагають, щоб відбувалося аудіозаписування з моменту зупинки серця для аналізу подій після цього. Всі дефібрилятори містять засоби зберігання та отримання моделей ЕКГ пацієнта.

2.6. Ультразвукові системи медичної візуалізації

Ультразвукові системи, як медичні, так і промислові, використовують методи фокальної томографії, щоб досягти ефективності візуалізації, набагато вищої від того, що можна досягти за допомогою одноканального підходу. Використовуючи масив приймачів, зображення високої чіткості можна побудувати за допомогою зміщення часу, масштабування та інтелектуального підбиття луна-енергії. Концепція зміщення часу і масштабування, прийнятих з масиву перетворювачів, сигналів забезпечує можливість фокусування на одній точці в області сканування. Згодом повторюючи цю процедуру для різних точок, збирається зображення (рис. 2.21).

При ініціюванні сканування генерується і передається імпульс кожного від 8 до 512 елементів перетворювача. Ці імпульси масштабуються, щоб «освітлити» певну ділянку тіла. Після передавання перетворювальний елемент негайно переходить до режиму приймання.

Імпульс, тепер у вигляді механічної енергії, поширюється через тіло як високочастотна звукова хвиля найчастіше в діапазоні 1 – 15 МГц. З цього моменту сигнал швидко слабшає, спадаючи відповідно до квадрату пройденої відстані. Під час проходження сигналу відбиваються частини енергії фронту хвилі. Вони є відлуннями, які повинна виявити приймальна електроніка. Сигнали, що відбиваються негайно, будуть дуже сильними, оскільки вони від відблисків, близьких до поверхні; тоді як відбиття, що виникають через достатньо тривалий час після передавання імпульсу, будуть дуже слабкими, відбиваючись від глибини тіла.

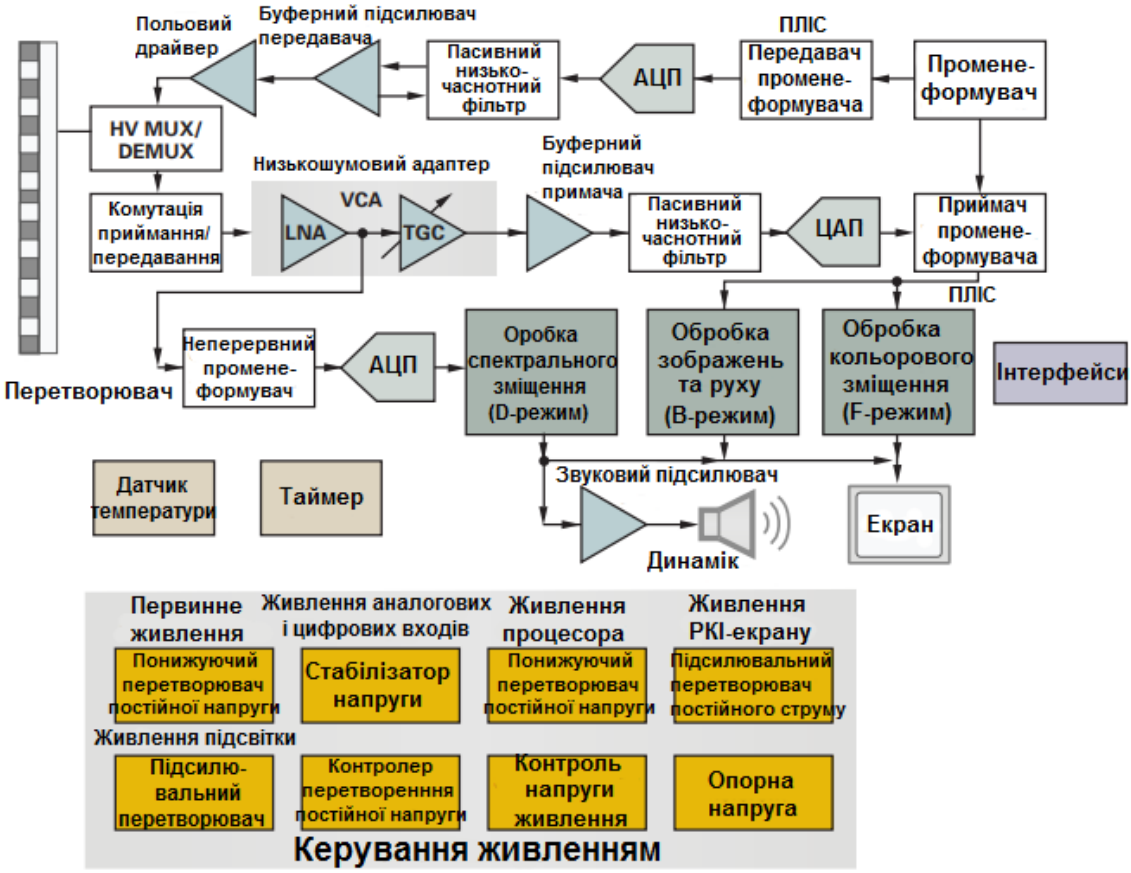


Рисунок 2.21 – Структура ультразвукової системи

Через обмеженість кількості енергії, яка може потрапляти до організму, галузь повинна розвивати надзвичайно чутливі електронні засоби приймання. В областях, близьких до поверхні, отримані відлуння сильні, вимагаючи невеликого посилення. Ці області називають найближчим полем. Але у тих, що знаходяться в глибині тіла, отримане

відлуння буде вкрай слабким і повинно посилюватися із коефіцієнтом 1000 чи більше. Ці області називають далеким полем. Таким чином, області представляють дві крайності, в яких приймальна електроніка повинна ефективно працювати. В режимі з високим коефіцієнтом підсилення (дальнє поле) межа продуктивності являє собою суму всіх джерел шуму в ланцюгу приймання. Найбільші рівні шуму виникають на вході двох модулів: перетворювача/кабельного вузла та приймача з низьким рівнем шуму (LNA). При низькому коефіцієнті підсилення (біля поля межі) продуктивність визначається величиною вхідного сигналу. Співвідношення між цими двома сигналами визначає динамічний діапазон системи. Багато приймальних ланцюгів інтегрують LNA з підсилювачем змінного посилення.

Процедура очищення сигналу зазвичай задіється між підсилювачем та АЦП як фільтр проти згладжування та обмеження пропускної здатності шуму. Залежно від конкретного системного дво- та п’ятиполюсного фільтра тут можна використати лінійнофазні технології. Під час вибору підсилювача, основні вимоги мають враховувати коливання сигналу, мінімальну та максимальну вхідні частоти, вимоги гармонічного спотворення та підсилення. Аналого-цифрові перетворювачі, зазвичай, використовують 10- та 12-бітові. Споживання електроенергії теж є важливою проблемою.

Ще однією тенденцією в АЦП є реалізація інтерфейсу LVDS між АЦП та формувачем променя трансформатором. Шляхом серіалізації даних, що надходять з АЦП, кількість інтерфейсних ліній може бути зменшена з 6144 до 1024 для 512-канальної системи. Ця процедура перекладається на менші та дешевші плати персонального комп’ютера, як важливу частину портативних систем візуалізації.

Серед функцій, які DSP може виконувати в системі візуалізації, важливе місце займає допплеровське оброблення 2D, 3D і навіть 4D зображень, а також велика кількість алгоритмів післяоброблювання для підвищення функціональності та ефективності. Ключовими вимогами системи візуалізації є високі продуктивність і пропускна здатність. DSP TMS320C6455BZTZ відповідає обом цим потребам [31]. C6455 працює на частоті 1 ГГц для оброблювання вимог використан-

ня ультразвуку, а периферійний апарат SerialRapidIO забезпечує повну дуплексну пропускну здатність 10 Гбіт/с.

Існує багато ультразвукових систем різних рівнів продуктивності та функціональності. Деякі з них можуть мати ланцюги, які потребують високого динамічного діапазону, або мають функції, що займають набагато менше циклів при використанні математики з плаваючою точкою. Прикладами такого типу функцій є спектральне відновлення та квадратні кореневі функції. TMS320C6727 дуже добре підходить для тих областей, де плаваюча точка найкраще працює. Коли для ультразвукового рішення потрібна операційна система, TMS320DM6446 може задовольнити потребу. На додаток до потужного ядра TMS32CC64x+™ та відеоприскорювачів для забезпечення потреб у зображенні, DM6446 також має ядро ARM9™, здатне обслуговувати вимоги до операційної системи.

Складання сигналу здійснюється цифровим променевим формувачем. Зазвичай це ASIC на замовлення, але ця функція була реалізована в різних формах програмованої логіки. В межах сформованого променя оцифрований сигнал масштабується і затримує час створення ефекту фокусування в ланцюгу приймання. Правильно сформовані сигнали потім складаються разом за всіма каналами приймання і передаються до системи візуалізації. Вона може розроблятися як окремий модуль ASIC, може бути однокристальним мікроконтролером DSP, чи повноцінним персональним комп’ютером.

Елементи передавання вимагають управління діапазоном сигналу 100 – 200 В. Це майже завжди досягається із застосуванням високовольтних модулів FET. Їх контроль може мати одну з двох форм: відключення (push-pull) або клас-АВ лінійного управління. Найпопулярнішим є підхід «push-pull», оскільки це вимагає набагато простішого і дешевшого інтерфейсу для роботи. Підхід класу-АВ значно покращує гармонічні спотворення, але вимагає більш складних драйверів і вимагає споживання більшої енергії.

2.7. Засоби комп’ютерної томографії

Комп’ютерна томографія (КТ) – медична техніка візуалізації, яка виробляє тривимірні зображення внутрішніх частин тіла людини з великої серії двовимірних рентгенівських знімків, зроблених навколо однієї осі обертання. Якщо порівнювати зі звичайною рентгенівською рентгенограмою, яка є зображенням багатьох площин, накладених одна на одну, то КТ-зображення характеризується значно кращою контрастністю.

З появою діагностичних систем візуалізації, таких як ті, що реалізують комп’ютерну томографію, де потрібна складні та інтенсивні оброблювання зображень, напівпровідники відіграють дуже важливу роль під час розроблювання систем візуалізації із підвищеною щільністю, гнучкістю та високою продуктивністю. На рис. 2.22 показана типова структура КТ-сканера.

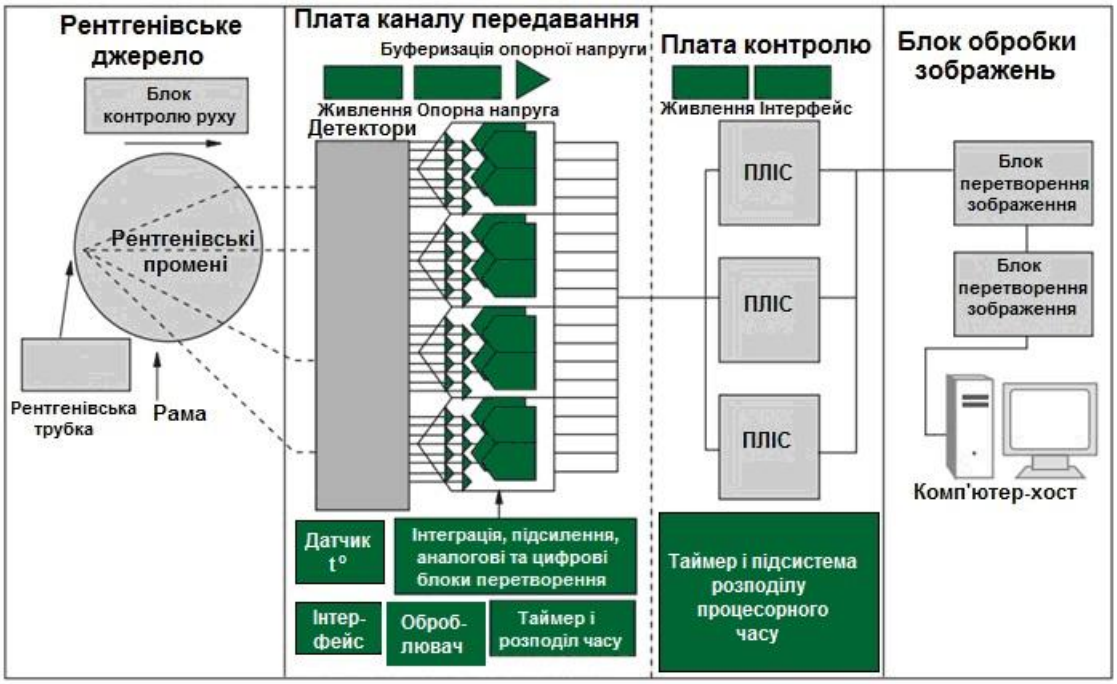


Рисунок 2.22 – Узагальнена структура КТ-сканера

Дані рентгенівського зрізу генеруються за допомогою джерела рентгенівських промінів, який обертається навколо об’єкта за допомогою детекторів, розташованих на протилежній стороні від джерела випромінювання. Сучасні комп’ютерні системи з новітнім програм-

ним забезпеченням можуть обробляти не лише статичні об’єкти, але й об’єкти, розміри яких постійно змінюються, оскільки межі об’єкта повільно і плавно просуваються колом. Вони називаються гвинтовими або спіральними машинами КТ. Система детекторів складається з декількох каналів, які мають сцинтилятор-фотодіодні твердотільні детектори. Рентгенівські проміні взаємодіють зі сцинтилятором і виробляють видиме світло, яке, у свою чергу, перетворюється на струм фотодіодом. Інформація про глибину вздовж напрямку рентгенівського променя, який втрачається при рентгенографії, відновлюється шляхом огляду перерізу з багатьох різних напрямків.

Цифрові дані з усіх карт каналу передаються високошвидкісним каналом зв’язку до карти контролера і до карт формування зображень. Задіється картка формування зображення на головному комп’ютері, де можна переглянути отримані зображення. Цифрові дані поєднуються математичною процедурою, відомою як томографічна реконструкція. Блоки живлення, годинники та тактові розподільні схеми, опорні буфери, логіка та продукти інтерфейсу – один із ключових модулів на картці каналу підсистеми. Карти управління включають програмовані пристрої FPGA, джерела живлення, годинники та тактові схеми розподілу, а також інтерфейсні блоки.

2.8. Пристрої магнітно-резонансної томографії

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – неінвазивна діагностична технологія, яка створює фізіологічні зображення на основі використання магнітних та радіочастотних полів. Такі системи використовує потужні магніти для створення магнітного поля, яке змушує атоми водню в організмі входити в резонанс. Потім енергія розподіляється пацієнтом. Перебої відповідають різним зворотним сигналам, які при оброблюванні створюють зображення.

Точне оброблення отриманих сигналів є необхідною умовою для отримання високих показників якісного зображення. Тому необхідно підтримувати високе значення співвідношення сигнал/шум.

Зворотні сигнали мають вузьку пропускну здатність в залежності від сили основного магніту. Деякі системи використовують високошвидкісні АЦП з широкосмуговими підсилювачами. Інші системи змінюють коефіцієнт коригування в базовому діапазоні, де можна використовувати дельта-сигма АЦП з низькою швидкістю і більша роздільною здатністю (рис. 2.23).

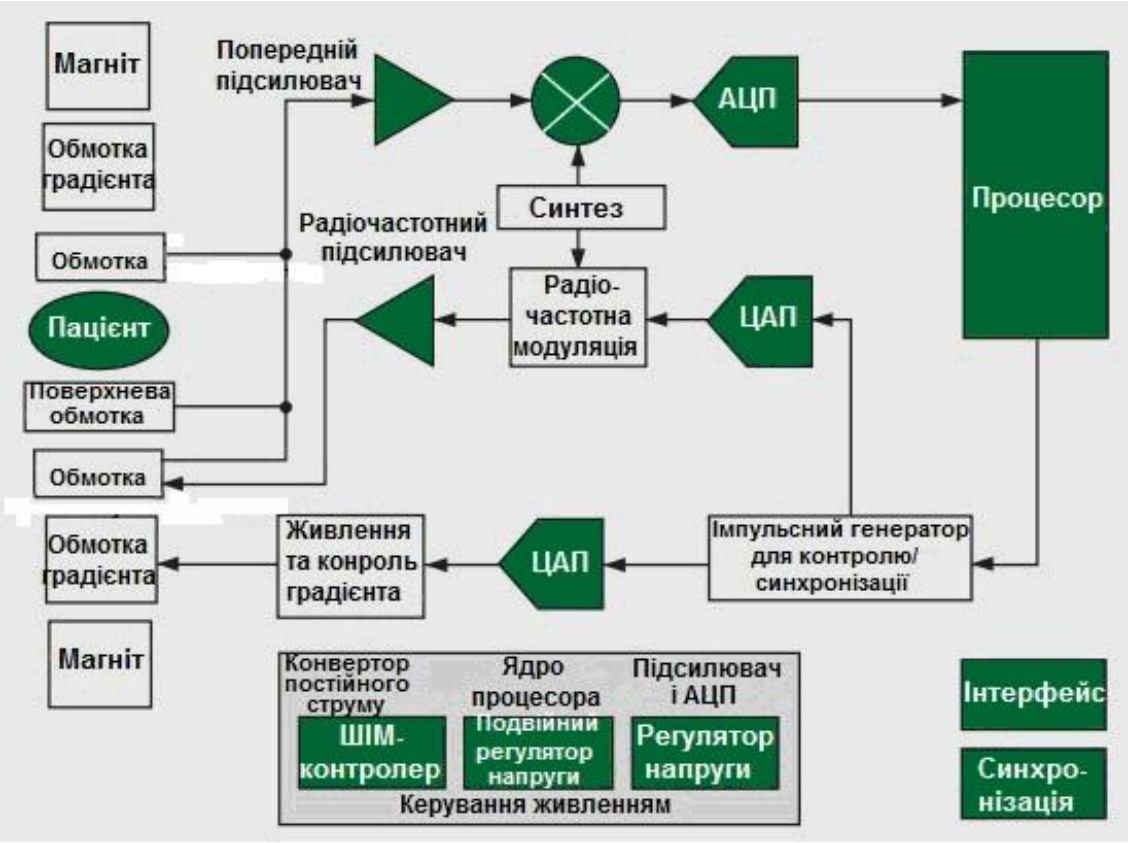


Рисунок 2.23 – Узагальнена структура МРТ-системи

Для контролю магнітної та радіочастотної енергії в МРТ-системах високої роздільної здатності, потрібні високошвидкісні ЦАП. Висока роздільна здатність необхідна для точного визначення області сканування пацієнта. Високошвидкісний ЦАП, в свою чергу, забезпечує високий коефіцієнт корисної дії генератора головного магніту.

Однокристальні мікроконтролери DSP можуть використовуватися для забезпечення градієнтного керування процесором, що призначається для правильного управління магнітами в системі МРТ. DSP

також може здійснює попереднє оброблювання сигналу до того, як він досягне процедури реконструкції зображення.

2.9. Пристрої цифрової рентгеноскопії

Цифровий рентгенівський знімок є революційною діагностичною технологією. У звичайних рентгенівських системах спотворення сигналу, яке відбувається за кожним компонентом, відбирає більше 60% енергії сигналу. На кожному етапі роботи системи рентгенівський сигнал певною мірою погіршується, навіть якщо окремі компоненти оптимізовані для реалізації. Як результат, інформація, доступна для використання, у формуванні зображень становить менше 40% початкової інформації. У цифрових рентгенівських знімках, де додається цифровий детектор, потенційно може використовуватися понад 80% оригінальної інформації про зображення. Це дозволяє забезпечити користувача широким діапазоном інструментів післяоброблювання даних для подальшого вдосконалення сигналу. До переваг цифрової рентгенівської технології належить оброблювання даних зображення виділенням цікавих регіонів та придушуванням невідповідної інформації, комбінування даних зображень з іншою відповідною інформацією про пацієнта, яка доступна в системах RIS/HIS, швидке передавання інформації через мережні з'єднання та архівування всієї отриманої інформацію в мінімальному обсязі.

Існує прямий і непрямий підходи до цифрової рентгенівської технології. При прямому перетворенні плоскопанельні селенові детектори поглинають рентгенівські проміні безпосередньо і перетворюють їх на електричні заряди в окремих пікселях. При непрямому перетворенні рентгенівські сигнали перетворюються спочатку на світло, а вже потім – на електричні заряди. Обидва масиви CCD у комп'ютерній томографії використовують технологію непрямого перетворення [31]. Плиткова технологія CCD в перехідному режимі використовує декілька CCD-апаратів, пов'язаних зі сцинтиляторною пластиною за допомогою волоконної оптики. Комп'ютерна томографія включає захоп-

лення електронів на фотостимульованих планшетах і потім їх опромінення для генерування даних зображення. В обох підходах заряди пропорційні інтенсивності рентгенівських промінів. Видимий піксель зберігається в комірці на базі тонкого плівкового транзистора (TFT). Ряд таких пікселів утворюють пласку детекторну панель (FDP). Заряди зчитуються з FDP за допомогою зчитувальних електронних пристроїв і перетворюються на цифрові дані.

На рис. 2.24 подані необхідні електронні засоби для зчитування і перетворення сигналів на цифрові дані.

Цей засіб має дві ланцюги: ланцюг отримання і ланцюг зміщення. В ланцюгу отримання, програмно-апаратне забезпечення складається з аналогового, яке здатне мультиплексувати заряд на різних кришках зберігання FDP і перетворювати заряд на напругу. Різниця напруг сигналу і скидання з блоку CDS перетворюються на цифрові дані за допомогою аналого-цифрового перетворювача. Ланцюг зміщення створює зміщення напруги для масиву TFT через проміжне зміщення та управління затвором схема. Цифрове управління і перетворення даних здійснюється за допомогою FPGA, який також керує високошвидкісним послідовним зв’язком із зовнішнім блоком оброблювання зображень через високошвидкісний інтерфейс (серіалізований, LVDS, оптичний). Датчики температури, ЦАП, підсилювачі і регулятори комутації, що підтримують високу вхідну напругу, є іншими пріоритетними блоками в системі. Вони повинні мати контакт і синхронізувати частоту для уникнення перехресних контактів з іншими блоками в ланцюзі отримання.

Кількість пікселів FDP впливає на кількість каналів АЦП. Статичне або динамічне отримання визначає швидкість АЦП. В той час як статичне отримання означає одну візуалізацію менше ніж за 1 с, динамічне означає, що зображення оновлюється з частотою 30 Гц, і більше. Специфічні серцево-судинні, флюороскопічні або споріднені задачі вимагають набагато більш швидкого перетворення даних з однаковою кількістю каналів.

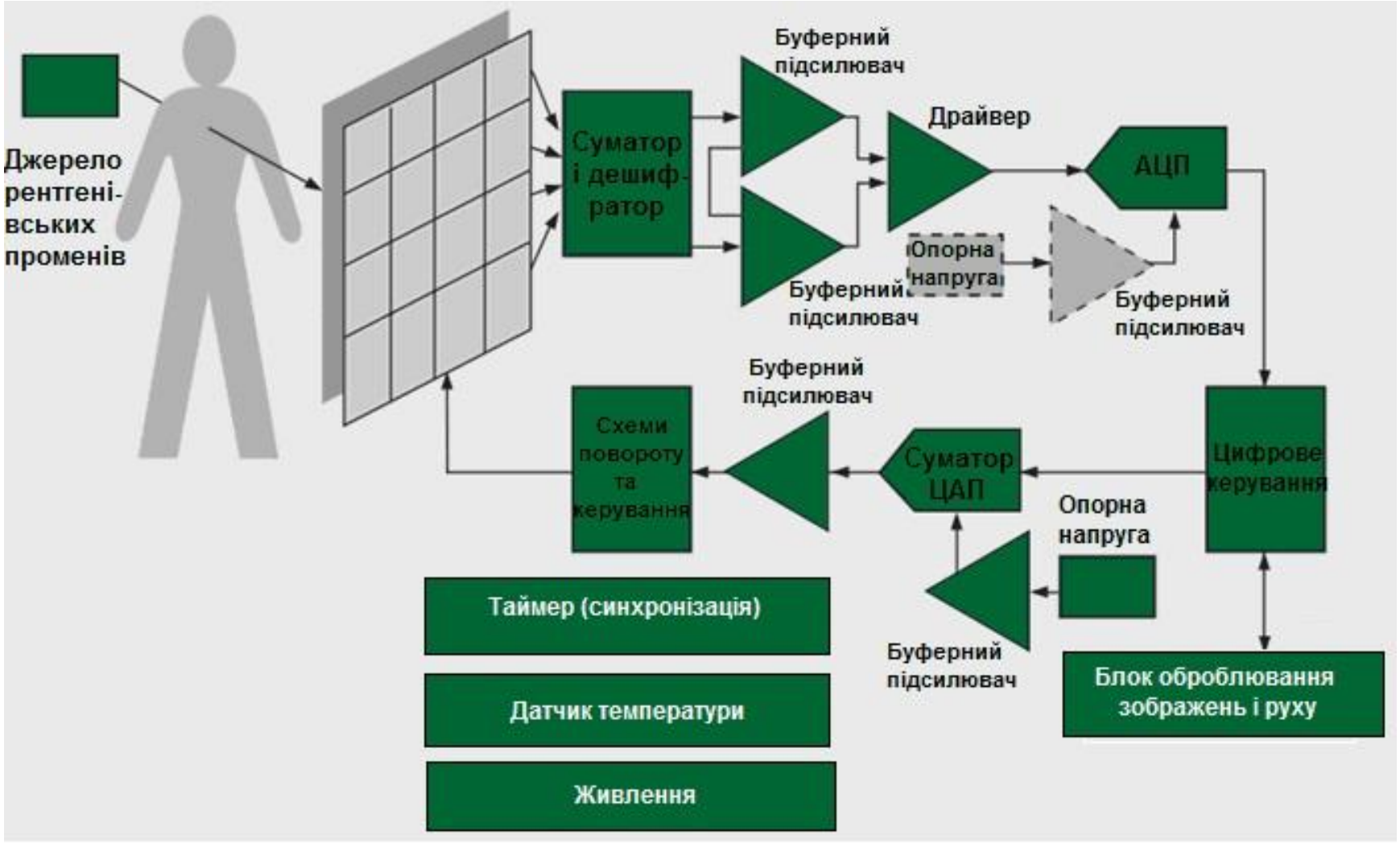


Рисунок 2.24 – Узагальнена процедура перетворення рентгенівських промінів та оброблювання сигналів

Основний показник якості зображення – «Квантова ефективність виявлення» (DQE), який визначає комбінацію контрасту та співвідношення сигнал/шум, виражену у відсотках. Чим вище контраст і нижчий шум, тим вищим є цей параметр. Контрастність – кількість відтінків сірого, що визначається вихідною роздільною здатністю АЦП. Здебільшого підійдуть 14-бітні або 16-бітні застосування. Співвідношення сигнал/шум характеризує не лише значення з АЦП, але й комплекс параметрів, де є рентгенівська доза, розмір пікселів та всі електронні компоненти. Це співвідношення можна збільшити за рахунок збільшення дози рентгенівських промінів, збільшення відстані фотодіодів та зменшення шуму електронних компонентів.

Підвищення дози рентгенівського опромінювання не влаштовує пацієнтів та операторів. Збільшення інтервалу між фотодіодами також може не влаштовувати, оскільки це зменшує просторову роздільну здатність. Зниження шуму від електронних в системі – головна проблема. Загальний шум в системі визначається сумою всіх шумових внесків по ланцюгу сигналів. Це означає, що всі частки повинні мати суттєво низький рівень шуму або сильно фільтрувати сигнали при застосуванні. До них відносяться АЦП і підсилювачі. Стійкість до температури є ще однією важливою проблемою. Внутрішнє підвищення температури за рахунок розсіювання енергії може компенсувати рівень сірого кольору та спотворити зображення, особливо під час їх динамічних отримань. Отже, стабільність температури АЦП та операційних підсилювачів повинна бути високою.

2.10. Засоби позитронно-емісійної томографії

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) – неінвазивна діагностична технологія, яка формує фізіологічні зображення на основі випромінювання викидів з організму. Ці викиди утворюються радіоактивними хімічними елементами, прийнятими пацієнтом, і призначеними для діагностування конкретних органів або тканин. Радіоактивні викиди перетворюються на світло через сцинтиляційний кристалічний

детектор, підсилюються і перетворюються до вихідного струму фотопомножувальною трубкою (ФМТ). Струм ФМТ поточного виходу перетворюється на напругу, що підсилюється і фільтрується перед перетворенням АЦП на цифровий сигнал. До оброблювання сигналів детектора приймальних каналів також існує ряд функцій управління. DSP, мікроконтролери та цифро-аналогові перетворювачі використовуються при вирішенні цієї задачі з урахуванням зміни коефіцієнта підсилення вхідних підсилювачів (рис. 2.25).

2.11. Портативний дихальний пристрій

Портативний дихальний апарат підтримує у пацієнта правильну дозу кисню. Один датчик тиску перед клапаном вимірює повітря, яке вдихається, а другий після клапану вимірює тиск на видиху. Мікропроцесор використовує дані двох тисків датчиків одного потоку для обчислення вихідного сигналу клапана, що регулює потік повітря. Медичний персонал може встановити потік необхідного повітря сенсорним екраном або клавіатурою. Портативний пристрій, що використовується у швидкій допомозі, наприклад, має складну схему управління живленням для підтримки мережі та роботи акумулятора (рис. 2.26).

Датчики тиску перетворюють фізичну величину – вагу, тиск у шинах, рівень, силу і потік на диференціальний сигнал і виробляються металевими, товстоплівковими, керамічними або п’єзостійкими. Більшість розробників використовують економічно ефективні п’єзосенсори (25 мбар – 25 бар). Але їм властива нелінійність, залежність від температури і великий дрейф нуля. До цього ж, вони вимагають електронного калібрування і компенсації.

Для перетворення сигналу датчика виконуються всі необхідні функції для калібрування, компенсації зміни температури, масштабування та лінеаризації сигналу.

Аналогове та цифрове оброблювання являє собою два способи перетворення та лінеаризації сигналу датчика.

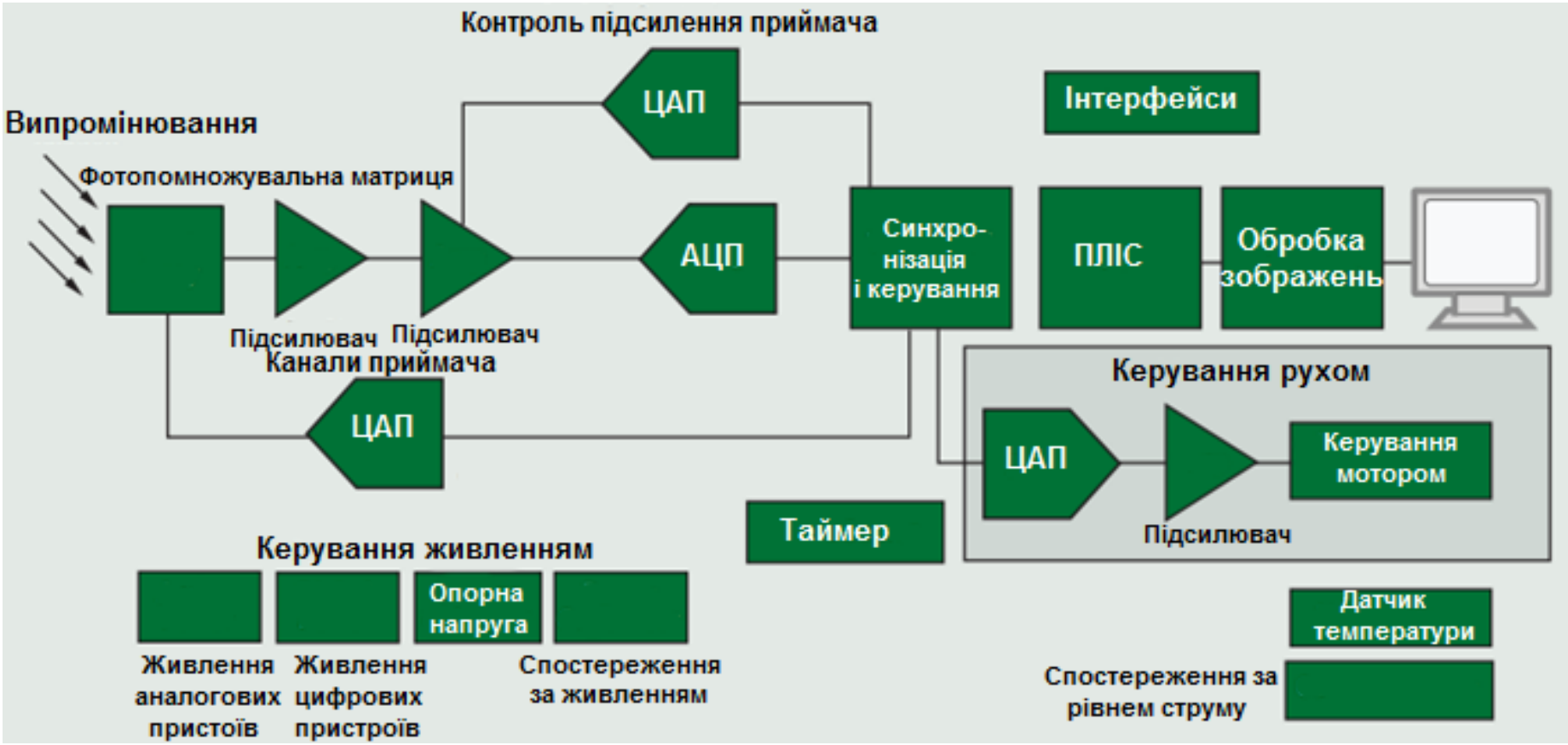


Рисунок 2.25 – Узагальнена структура ПЕТ-сканування

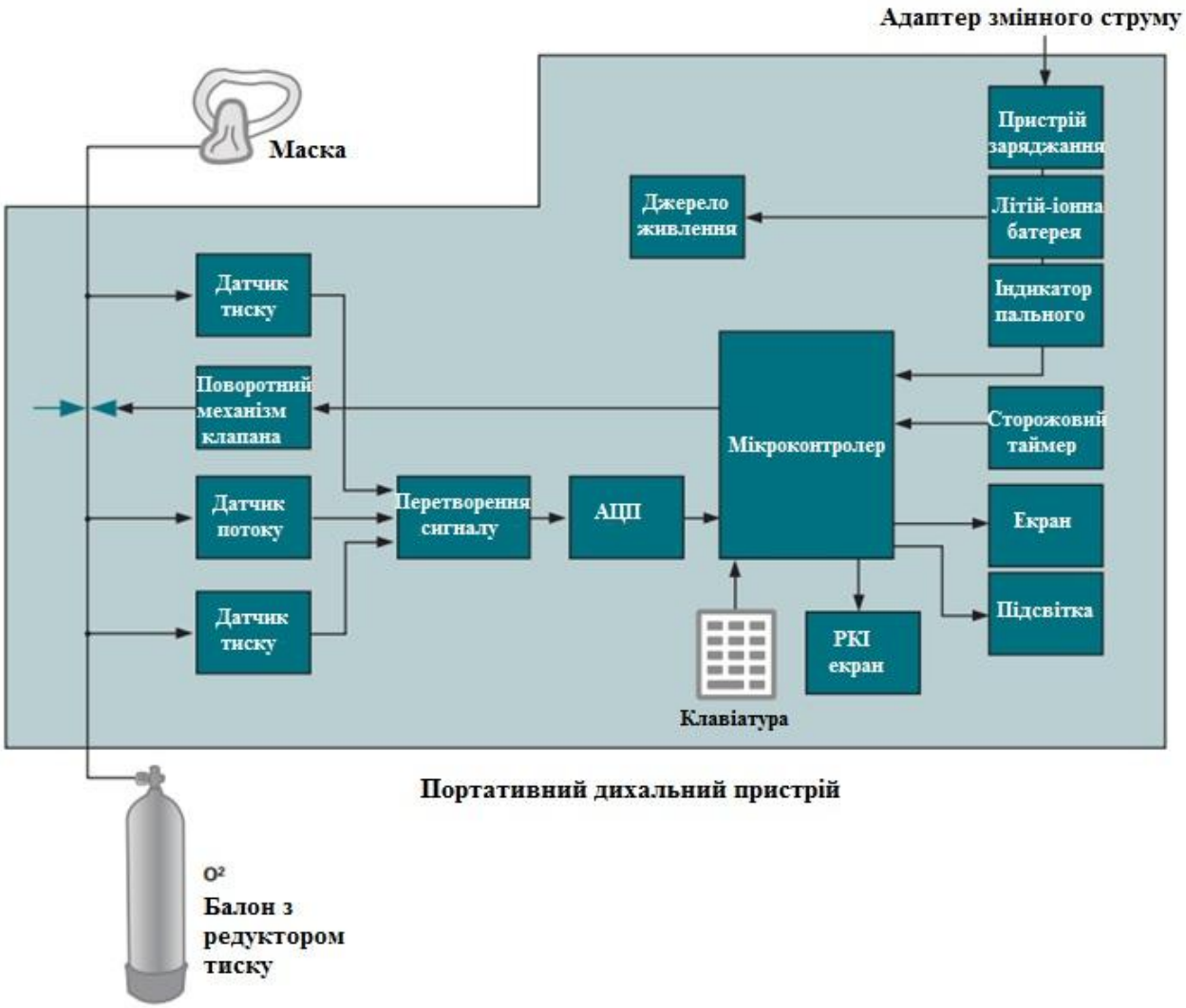


Рисунок 2.26 – Узагальнена структура портативного дихального пристрою

Аналогове призводить до отримання каналового рішення та забезпечення аналогового виходу. Ця техніка недорога і швидка, але обмежена максимальною роздільною здатністю від 11 до 16 біт. Цифрове більш точне (до 24 біт,)і забезпечує цифровий вихід на помірній швидкості.

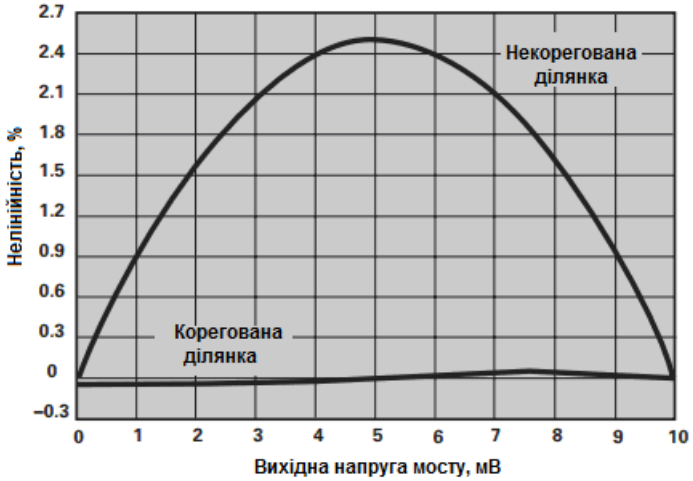


Рисунок 2.27 – Корегування нелінійності мосту

Схема лінеаризації характеристики моста оптимізована для режиму нелінійності тиску з параболічною формою (рис. 2.27). Вона є програмованою в цифровому масштабі, але чисто аналоговою і обробляється так само, що і добре відомими передавачами (XTR105, XTR106 або XTR108).

Особливістю PGA309 (рис. 2.28) є точність, програмоване посилення з низьким дрейфом нуля підсилювача із застосуванням автоматичної техніки та включає в себе програмований монітор та обмежувач/зменшувач шкали. Він також пропонує цифровий контур компенсації температури. Проводиться калібрування через однодротовий цифровий послідовний інтерфейс або через дводротове стандартне з’єднання.

Параметри калібрування зберігаються у зовнішній енергонезалежній пам’яті, що дозволяє усунути ручне корегування та досягти довгострокової стійкості. Модуль PGA309EVM містить програмне забезпечення і результати калібрування для оцінки його взаємодії із датчика.

Апарати штучного дихання підтримують безперервний позитивний тиск в дихальних шляхах і є ефективними засобами для запобігання інтубації, зниженню смертності у хворих на гостру дихальну

недостатність, допомагаючи таким пацієнтам із обструктивним апное уві сні та зменшенню хронічної дихальної недостатності.

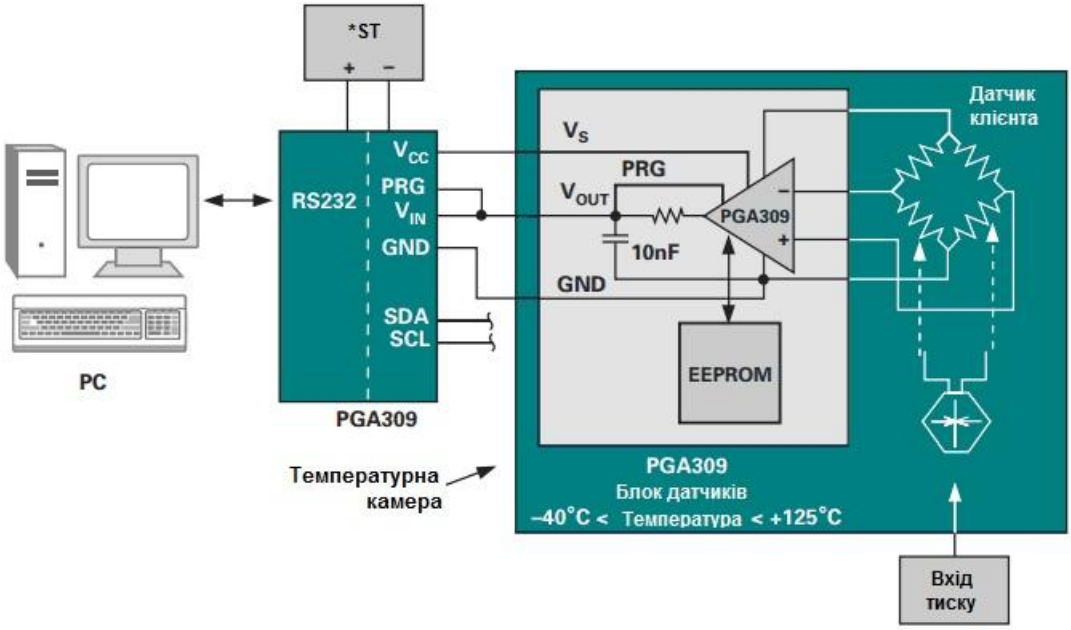


Рисунок 2.28 – Структурна схема модуля PGA309EVM

Розробники цих апаратів переймаються ефективністю і надійністю роботи двигуна, який визначає рух безперервного повітряного потоку пацієнта, зменшенням вартості системної плати та простотою. Розробники систем виділяють цифровий контролер сигналу TMS320C2000 завдяки його можливостям. Це пов’язано з тим, що цифрові контролери сигналу TMS320C2000 високоефективні, недорогі, спроможні контролювати швидкість, положення та крутний момент двигуна в режимі реального часу. При необхідності ці контролери можуть навіть надати обчислювальну потужність для виконання складних розрахунків згідно алгоритмів оцінки швидкості для управління двигуном з використанням даних сенсорів.

Ці високопродуктивні контролери не лише забезпечують точність управління двигуном, але також можуть визначити периферійну інтеграцію, щоб виконувати роль хосту.

Платформа C2000™ має великий ресурс управління однофазними та трифазними двигунами.

3. ЕЛЕМЕНТНА БАЗА ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ЕЛЕКТРОННИХ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ

Велика кількість різноманітних електронних елементів в світі, як інтегральних, так і дискретних, вимагає їх чіткого вибору для конкретних схемотехнічних рішень. В даному випадку пропонується розгляд елементної бази Texas Instruments, оскільки однокристальні мікроконтролери цієї фірми достатньо поширені. При цьому необхідно відзначити основні характеристики і схеми включення інтегральних мікросхем. Для кожного з розглянутих вище пристроїв Texas Instruments наводить повну специфікацію необхідних для побудови компонентів [31].

3.1. Джерела живлення

Таблиця 3.1 – Інтегральні джерела живлення

Мікросхема	Вихідна напруга, В
REF3112	1,25
REF3120	2,048
REF3125	2,2
REF3130	3,0
REF3133	3,3
REF3140	4,096

REF31xx – сімейство точних джерел напруги з еталонною потужністю з низьким падінням напруги. REF31xx не потребує навантажувального конденсатору, хоча стабільний при будь-якому ємнісному навантаженні і забезпечує до 10 мА вихідного струму. Розряджений REF31xx може працювати на джерелах живлення до 5 мВ вище вихідної напруги.

Крім цього, мікросхеми відрізняються високою точністю (відхилення вихідної напруги не перевищує 0,2%) і гарними характеристиками дрейфу нуля (15ppm/°C в діапазоні температур від 0 °C до +70 °C та 20 ppm/°C в діапазоні від –40 °C до + 125 °C). Схема включення наведена на рис. 3.1.

Ці мікросхеми можуть знайти використання в різноманітному медичному обладнанні, системах збирання даних, портативному чи ручному обладнанні тощо.

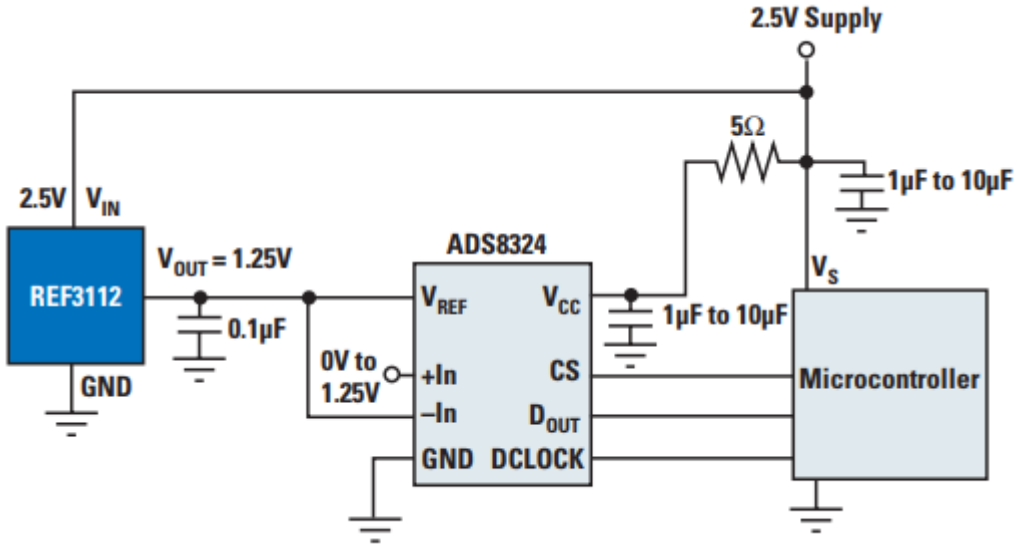


Рисунок 3.1 – Схема включення мікросхеми REF31xx

3.2. Мікропотужні CMOS операційні підсилювачі серії Zero-Drift Series OPA333, OPA2333

Операційні підсилювачі CMOS серії OPA333 з низьким падінням напруги використовують власну схему автоматичного калібрування для одночасного забезпечення дуже низької напруги зсуву (не більше 10 мкВ) та майже нульового дрейфу в часі та температурі. Схема включення наведена на рис. 3.2.

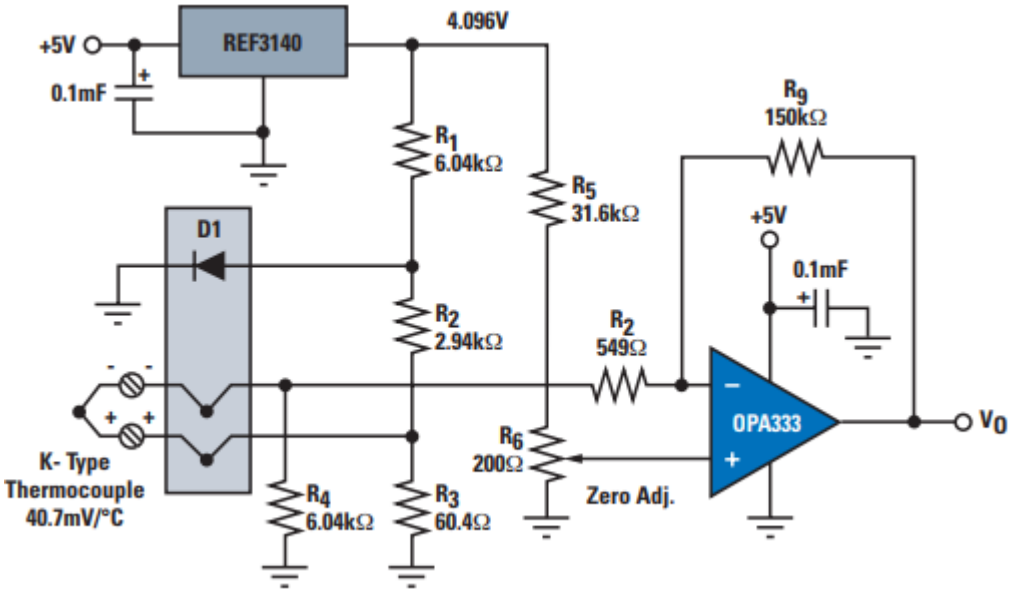


Рисунок 3.2 – OPA333 в контурі вимірювання температури

Ці мініатюрні, високоточні, низькопотужні підсилювачі струму містять входи з високим імпедансом, які мають загальний діапазон синфазної напруги 100 мВ технології rails і вихід rail-to-rail, напруга якого який змінюється в межах 50 мВ. Можуть використовуватися одинарні або подвійні джерела живлення напругою від + 1,8 В (± 0,9 В) і до + 5,5 В (± 2,75 В). Сімейство OPA333 пропонує чудовий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, дозволяє отримати добрі характеристики для використання з аналого-цифровими перетворювачами (АЦП) без погіршення диференціальної лінійності.

Мікросхема характеризується низьким дрейфом нуля (максимальне значення становить 0,05 мкВ/°С), низьким рівнем шуму (в діапазоні 0,01 – 10 Гц: 1,1 мкВ$_{рр}$) та струмом спокою (17 мкА).

3.3. Перетворювачі напруги

Оскільки рівні робочої напруги в мікроконтролерах продовжують падати, між рівнями сигналів периферійних пристроїв і процесорів може створюватися різниця, яка порушує взаємодію між ними. Перетворювачі дозволяють усунути різницю між несумісними рівнями введення/виведення з переходом рівня між вузлами 1.2V, 1.5V, 1.8V, 2.5V та 3V. Мікроконтролер MSP430 має максимальний допуск введення/виведення 3,6 В. Таким чином, ці пристрої можуть використовуватися для захисту входів і для інтерфейсу з периферійними пристроями високої напруги.

Таблиця 3.2 – Перетворювачі рівнів сигналів

Мікросхема	**Призначення**	**Перетворюваний рівень, В**	**Максимальний струм, мкА**
SN74AVC1T45*	Однобітовий біполярний шинний перетворювач	1,2 на 3,6	10
SN74LVC1T45		1,65 на 5,5	4
SN74AVC2T45*	Двобітовий біполярний перетворювач	1,2 на 3,6	10
SN74LVC1T45		1,65 на 5,5	10
SN74AUP1T57	Однополярний перетворювач напруги	2,3 на 3,6	0,9
SN74AUP1T58			
SN74AUP1T97			

SN74AUP1T98			
PCA9306	Подвійний двонаправлений перетворювач рівня напруги I^2C та SMB	–	–

Включення мікросхем здійснюється у відповідності з рис. 3.3.

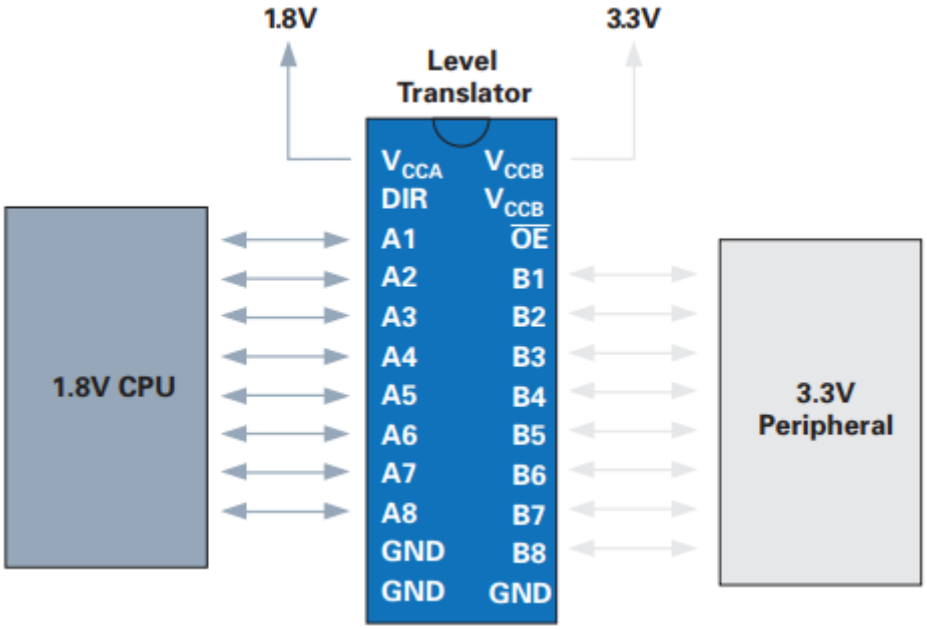


Рисунок 3.3 – Приклад схеми включення мікросхеми

3.4. Організація інтерфейсів

Часто на мікроконтролері не вистачає розрядів введення/виведення, щоб управляти всіма необхідними периферійними пристроями, наприклад, виводити сигнали на світлодіоди або вводити їх з клавіатури. ***Розширювач шини I^2C*** може збільшити їх кількість, зайнявши при цьому мінімальний простір на платі.

Пропоновані пристрої наведені у табл. 3.3.

Приклад використання наведений на рис. 3.4.

Таблиця 3.3. – Розширювачі шини I^2C

Пристрій	**Максимальна частота, КГц**	**I^2C адреса**	**Напруга живлення, В**	**Розрядність, біт**
PCA9536	400	1000 001	2,3 – 5,5	4
PCF8574	100	0100 xxx	2,5 – 6,0	8

PCF8574A	100	0111 xxx	2,5 – 6,0	8
PCA9554	400	0011 xxx	2,3 – 5,5	
PCA9557		0011 xxx		
PCA6107		0011 xxx		
PCF8575		0100 xxx	2,5 – 5,5	16
PCF8575C		0100 xxx	4,5 – 5,5	
PCA9535		0100 xxx	2,3 – 5,5	
PCA9539		1110 1xx		
PCA9555		0100 xxx		

Рисунок 3.4 – Приклад застосування розширювача інтерфейсу I^2C

Одне з найпоширеніших застосувань для аналогових комутаторів – ***маршрутизація сигналу***. Це може бути маршрутизація від одного джерела до декількох напрямків або від декількох джерел до одного пункту призначення. Однополюсний, подвійний аналоговий вимикач може використовуватися для будь-якої ситуації. Наприклад, комутатор може бути використаний для перенаправлення виходу підсилювача звукової потужності на дві різних колонки. Ще один поширений випадок – перехід від аудіо-підсилювача в базовій смузі мобільного телефону до аудіо-підсилювача потужності для отримання більшої потужності.

Пристрої такого класу наведені у табл. 3.4, а приклад використання – на рис. 3.5.

Таблиця 3.4 – Аналогові маршрутизатори

Компонент	Конфігурація	Підсилення напруги, В	Опір, Ом
TS5A3159A	1 × SPDT	1,65 – 5,5	0,9
TS5A3166	1 × SPST		
TS5A23166	2 × SPST		
TS5A3153	1 × SPDT		
TS5A6542			0,75
TS5A23159	2 × SPDT		0,9
TS5A26542	2 × SPDT		0,75
TS5A3359	1 × SP3T		0,9

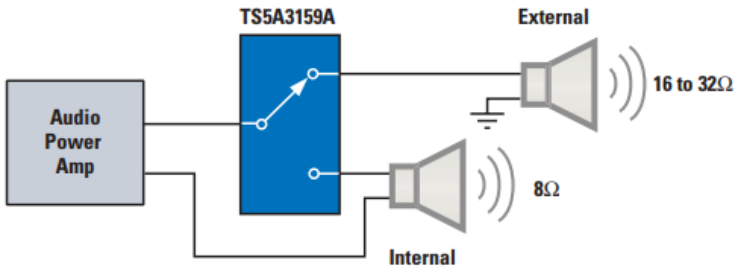


Рисунок 3.5 – Приклад застосування маршрутизатора

Засоби організації мосту TUSB3410 та TUSBWINVCP – простий спосіб змінити послідовний пристрій на швидкий, гнучкий інтерфейс USB, під'єднаний до послідовного порту UART. TUSB3410 містить всю необхідну логіку для зв'язку з хост-комп'ютером за допомогою шини USB. Програмний пакет TUSBWINVCP дозволяє TUSB3410 працювати як віртуальному COM-порту і виглядати як застарілі порти COM на задній панелі старих ПК. Це дає змогу використовувати наявні пристрої та прикладне програмне забезпечення без змін жодного з них.

Приклад використання такого мосту наведений на рис. 3.6.

Сім'я ***засобів радіочастотної ідентифікації*** (RFID) складається з високочастотних транспондерів 13,56 МГц і зчитувачів RFID малої потужності, які відповідають міжнародним відкритим стандартам ISO/IEC 15693 та ISO/IEC 18000-3. Типові реалізації можуть включати засоби відстеження активів, контролю доступу, відстеження пакунків крові, медичних поставок, автентифікації пацієнтів/співробітників, фармацевтичної автентифікації, медичної візуалізації, автентифікації виробів та віддаленого управління цифровою охороною здоров'я, а також багато немедичних застосувань.

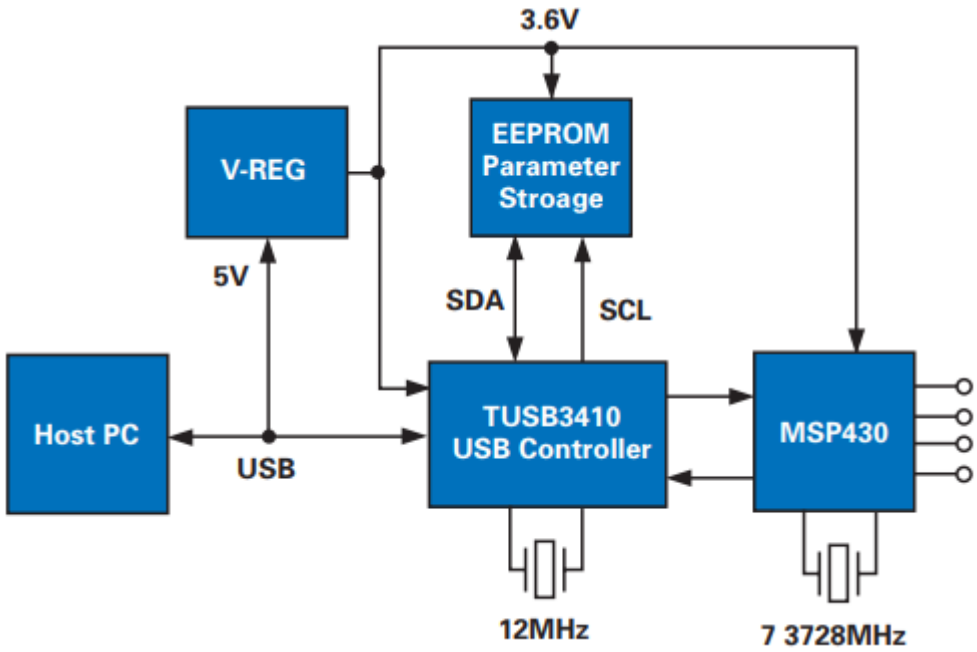


Рисунок 3.6 – Приклад застосування мосту TUSB3410

Сімейство ***транспондерних засобів*** Tag-it HF-I складається з високочастотних транспондерів 13,56 МГц, які відповідають світовим відкритим стандартам ISO/IEC 15693 та ISO/IEC 18000-3. Ці продукти випускаються в шести різних формах антен зі зміщенням частоти для заключення в папір, ПВХ або інші підкладки, виготовлені за патентованим Texas Instruments процесом лазерного налаштування для забезпечення постійної продуктивності зчитування. Перед доставкою транспондери проходять повне функціональне та параметричне тестування для забезпечення високої очікуваної клієнтами якості.

Вони можуть бути трьох варіантів:

Standard:

- 256-бітова пам’ять користувача, 8×32;
- FastSID;

Pro:

- 256-бітова пам’ять користувача, 8×32;
- захищена паролем команда запису;
- команда для заборони функціонування;
- FastSID;

Plus:

- 2K-бітова пам’ять користувача, 64×32 6 біт;

- ідентифікатор формату зберігання даних;
- комбінованих блок зчитування ресурсів.

Основні їх параметри зведені до табл. 3.5 – 3.7.

Таблиця 3.5 – Tag-it™ HF-I транспондери Standard

Номер	**RI-I11-114A-01**	**RI-I11-114B-01**	**RI-I02-114A-01**	**RI-I02-114B-01**	**RI-I03-114-01**	**RI-I16-114-01**	**RI-I17-114-01**
Доступна пам'ять	256-бітова пам'ять користувача, організована блоками 8×32 біт						
Ширина фольги, мм	48 ± 0,5						
Розмір антени, мм	45 × 45	45 × 45	45 × 76	45 × 76	22,5 × 38	∅ 24,2	∅ 32,5
Фольга, мм	50,8 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4	96 +0,1/ – 0,4	96 +0,1/ – 0,4	48 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4
Матеріал ламінування	Папір	ПВХ	Папір	ПВХ	Папір/ ПВХ	Папір/ ПВХ	Папір/ ПВХ
Конструктив	Однорядна стрічка, намотана на картонну котушку						

Таблиця 3.6 – Tag-it™ HF-I транспондери Pro

Номер	**RI-I11-114A-S**	**RI-I11-114B-S1**	**RI-I02-114A-S1**	**RI-I02-114B-S1**	**RI-I03-114-S1**	**RI-I16-114-S1**	**RI-I17-114-S1**
Доступна пам'ять	256-бітова пам'ять користувача, організована блоками 8×32 біт						
Ширина фольги, мм	48 ± 0,5						
Розмір антени, мм	45 × 45	45 × 45	45 × 76	45 × 76	22,5 × 38	∅ 24,2	∅ 32,5
Фольга, мм	50,8 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4	96 +0,1/ – 0,4	96 +0,1/ – 0,4	48 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4
Матеріал ламінування	Папір	ПВХ	Папір	ПВХ	Папір/ ПВХ	Папір/ ПВХ	Папір/ ПВХ
Конструктив	Однорядна стрічка, намотана на картонну котушку						

Таблиця 3.7 – Tag-it™ HF-I транспондери Plus

Номер	**RI-I11-112A**	**RI-I11-112B**	**RI-I02-112A**	**RI-I02-112B**	**RI-I03-112A**	**RI-I15-112B**	**RI-I16-112A**	**RI-I17-112A**
Доступна	2К-бітова пам'ять користувача, організована блоками 64×32 біт							

пам’ять								
Розмір антени, мм	45 × 45	45 × 45	45 × 76	45 × 76	22,5 × 38	34 × 65	∅ 24,2	∅ 32,5
Фольга, мм	50,8 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4	96 +0,1/ – 0,4	96 +0,1/ – 0,4	58 +0,1/ – 0,4	101,6 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4	50,8 +0,1/ – 0,4
Матеріал ламінування	Папір	ПВХ	Папір	ПВХ	Папір/ ПВХ	ПВХ	Папір/ ПВХ	Папір/ ПВХ
Конструктив	Однорядна стрічка із фольгою шириною 48 мм, намотаною на картонну котушку							

Рекомендована робоча частота пристроїв становить 13,56 МГц. Запрограмовані номери (64 біти) призначені лише для зчитування. Кількість циклів програмування при +25°С становлять 100000. Термін зберігання даних при +55°С становить не менше 10 років. Їх зовнішній вигляд наведений на рис. 3.7.

Рисунок 3.7 – Tag-it™ HF-I транспондери

TRF7960 та TRF7961, що доповнюють сімейство транспондерних засобів Tag-it™ HF-I являють собою високоінтегрований аналоговий програмно-апаратний пристрій та пристрій оброблювання даних для будь-якої системи радіочастотної ідентифікації RFID 13,56 МГц. Вбудовані можливості програмування забезпечують їх широке використання. Високий рівень інтеграції, відмінна продуктивність, мініатюрні розміри та декілька режимів низької потужності дозволяють використовувати TRF7960 для медичних приладів з обмеженою потужністю акумулятора. Пристрої відповідають стандартам ISO14443A/B, ISO15693 та Tag-it. Вони забезпечують повністю інтегроване оброблювання протоколу OSI Model Layer 3 і нижче. Програ-

мована вихідна потужність становить 100мВт або 200мВт. Пристрій може працювати в широкому діапазоні напруги живлення (2,7 – 5,5 В).

Внутрішні засоби шумопридушення для аналогових, цифрових та комбінованих модулів із забезпеченням високого значення співвідношення сигнал/шум забезпечують шумоізоляцію для поліпшеного діапазону зчитування та надійність.

Пристрій містить паралельний 8-бітний або послідовний 4-контактний інтерфейс SPI з 12-байтовим FIFO. Передбачено сім різних рівнів енергоспоживання, доступних користувачу. Вимкнення живлення: <1 мА; споживання в режимі очікування: 120 мА; в активний – 10 мА (лише Rx).

Вбудований регулятор живлення LDO. Передбачена єдина система Xtal з наявними вихідними тактовими частотами для однокристального мікроконтролера, а також 11 доступних для користувача програмованих регістрів. Бібліотеки програмного забезпечення MSP430 з угодами про ліцензування програмного забезпечення доступні безкоштовно.

Модулі EVM TRF7960 та TRF7961 ***оцінюють продуктивність трансиверів*** RFID, трансиверів TRF7960 та TRF7961 з декількома протоколами. Компонент містить в собі аналогову апаратно-програмну частину оброблювання протоколів, оброблювання та перевірки помилок, а також декілька вбудованих регуляторів напруги з іншими функціями, які дозволяють налаштувати пристрій для необхідного використання.

Характеристики EVM TRF7961 забезпечують: підтримку стандартів ISO 15693 та Texas Instruments Tag-it™, автономність (пристарій має вбудовану петльову антену 13,56 МГц та інтерфейс), а також комунікацію з програмним забезпеченням на комп’ютері під керуванням Windows® через стандартний USB-кабель.

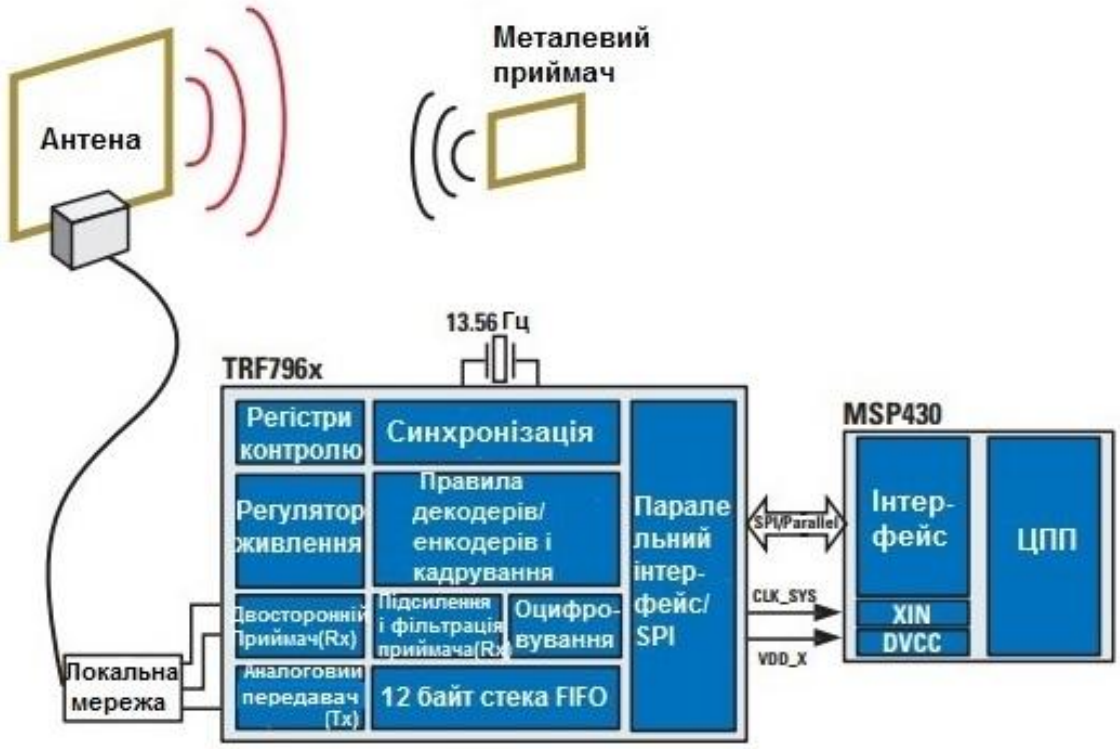


Рисунок 3.8 – Функціональна схема транспондерів TRF7960 та TRF7961

EVM TRF7960 має всі особливості EVM TRF7961, але додатково забезпечує підтримку як стандарту ISO 14443A, так і стандарту ISO 14443B, а також світлодіодні індикатори протоколу (комп'ютер не потрібен для вказівки виявлення тегу).

Багатоканальний низькопотужний приймач частоти 1 ГГц CC1100 **–** недорогий однокристальний UHF-приймач, розроблений для бездротового використання. Завдяки невеликому розміру, малій потужності споживання та добрій радіоефективності його можна використовувати в невеликих медичних приладах, що працюють від акумуляторів, а також промислових і наукових.

Пристрій CC1100 характеризується:

- ✓ низьким споживанням струму: 14,5 мА для Rx при 1,2 Кбіт/с, 433 МГц, 15,5 мА для Tx при 0 dBm, 433 МГц;
- ✓ високою чутливістю: –110 dBm при швидкості 1,2 Кбіт/с, 1% помилок пакету;
- ✓ вибором діапазонів частот: 300 – 348 МГц, 400 – 464 МГц і 800 – 928 МГц
- ✓ широким діапазоном напруги живлення (1,8 – 3,6 В);

✓ відмінною вибірковістю приймача та ефективністю блокування.

Багато потужних цифрових функцій дозволяють побудувати високопродуктивну радіочастотну систему з використанням мікроконтролера. Приклад використання наведений на рис. 3.9.

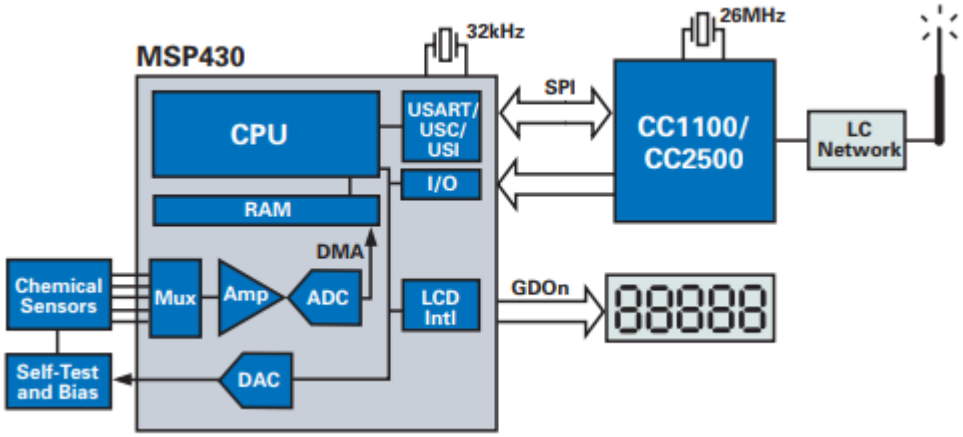


Рисунок 3.9 – Приклад застосування CC1100 для бездротового аналізатора газу в крові

CC1110 – недорогий інтегральний модуль на мікросхемі, призначений для застосувань в системах бездротового зв'язку при низької напрузі. Пристрій поєднує в собі високопродуктивний радіопередавач CC1100 з покращеним стандартним однокристальним мікроконтролером. Він містить вбудовану флеш-пам'ять 8/16/32 Кбайти, оперативну пам'ять 1/2/4 Кбайти та багато периферійних пристроїв. До них відносяться 8- або 14-бітовий АЦП (до 8 каналів), 21 канал введення/виведення дискретної інформації, годинник реального часу та декілька таймерів.

Завдяки декільком вдосконаленим режимам роботи з низькою потужністю, CC1110 доцільно використовувати в системах, де потрібне дуже низьке енергоспоживання.

На рис. 3.10 поданий медичний пристрій загального призначення, що використовує CC1110. Підтримується безпечний радіозв'язок із вбудованим 128-бітовим апаратним шифруванням AES.

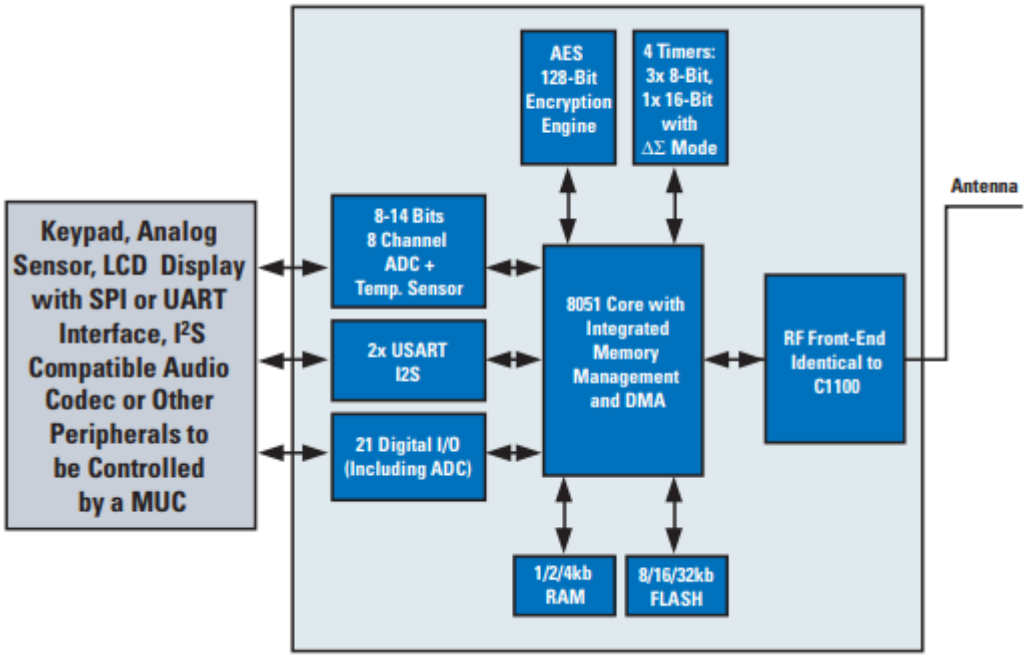


Рисунок 3.10 – Медичний пристрій загального призначення з використанням CC1100

В світі широко використовується бездротовий зв'язок, і медичні пристрої не є винятком. Все більше медичних пристроїв, особливо моніторингу пацієнтів, використовують ***бездротову технологію ZigBee™***. За допомогою бездротових датчиків пацієнти можуть пересуватися в лікарні чи у своїх будинках, а датчики все одно будуть стежити та надсилати критичні дані про стан здоров'я до лікарні чи лікаря. Незалежність від точного географічного положення пацієнта позитивно впливає як на пацієнта, так і на лікарню.

Стандарт ZigBee дозволяє компаніям мати просту, надійну бездротову платформу низької вартості і потужності на основі стандартних засобів для розроблення оригінальних пристроїв. Низька потужність радіочастотного спектру високоефективних RF-систем забезпечує надійні та економічно ефективні рішення для різних медичних засобів.

До таких пристроїв відносяться:

⇒ CC2420: радіочастотний приймач, який забезпечує максимальну гнучкість, оскільки його можна комбінувати з мікроконтролером;

⇒ CC2430: True System-on-Chip (SoC) із вбудованим мікроконтролером;

⇒ CC2431: SoC з інтегрованими можливостями розташування.

На рис. 3.11 наведена функціональна схема CC2430.

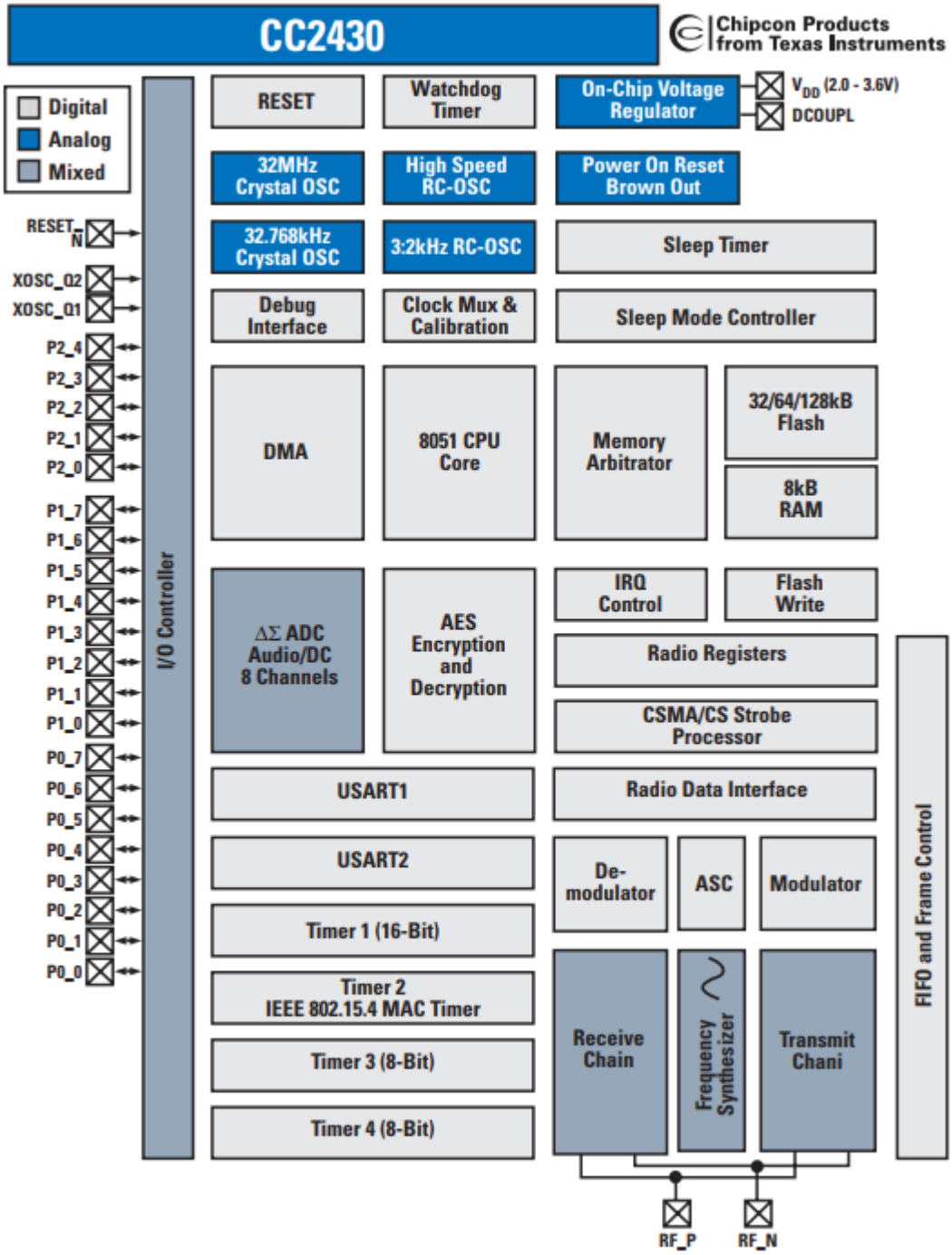


Рисунок 3.11 – Функціональна схема CC2430

До комплекту розроблювання обладнання входять високопродуктивні та надійні еталонні конструкції, а також безкоштовний Z-Stack ZigBee 2006 сумісний стек. Для розроблювання програмного за-

безпечення застосовуються Z-Stack (провідний стек протоколу ZigBee із розширенням) та Z-Tool (інструмент налаштування).

3.5. Управління живленням портативних пристроїв

Сімейство TPS717xx з низькою потужністю (LDO), як ***лінійні регулятори малої потужності*** забезпечують дуже високий рівень відмови на відключення живлення (PSRR), зберігаючи при цьому дуже низький струм заземлення (50 мкА). Сімейству властиві швидкий запуск, дуже низький рівень шуму та відмінна перехідна реакція. TPS717xx відрізняються стабільністю з керамічним конденсатором 1,0 мкФ і використовує точну опорну напругу та контур зворотного зв'язку для досягнення загальної точності в 3%.

Характерним представником сімейства є TPS71710, який відрізняється параметрами:

- діапазон вхідної напруги: 2,5 – 6,5 В;
- фіксовані вихідні напруги: 0,9 – 3,3 В;
- регульовані вихідні напруги: 0,9 – 5,0 В;
- номінальний вихідний струм: 150mA;
- низький струм спокою: 50 мкА;
- високе співвідношення сигнал/шум: 70 дБ при 100 Гц, 1 кГц; 67 дБ при 10 кГц, 100 кГц; 45 дБ на 1 МГц.

Схема включення наведена на рис. 3.12.

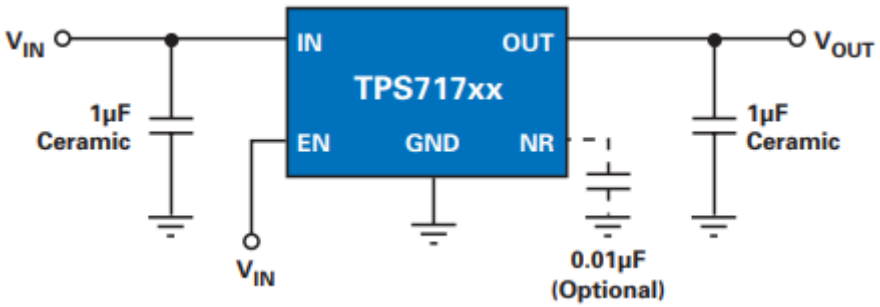


Рисунок 3.12 – Схема включення лінійного регулятора малої потужності TPS717xx

TPS6107x – ***синхронний перетворювач DC/DC***, що забезпечує максимальну ефективність перетворення потужності > 90% у дуже широкому діапазоні навантаження та струм спокою 19 мкА. 1-елементний – 3-елементнмй лужний/NiMH та 1-елементний літій-іонний акумуляторний прилад має перевагу від використання вхідного напруги 0,9 – 5,5 В. Межа струму вимикача 600mA забезпечує вихідний струм до 75mA при 3.3V від входу 0,9 В. Межа струму перемикання становить 600 мА, струм відключення – 0,05 мкА, регульована вихідна напруга – до 5,5 В, а частота комутації – 1,2 МГц (синхронна).

Схема включення наведена на рис. 3.13.

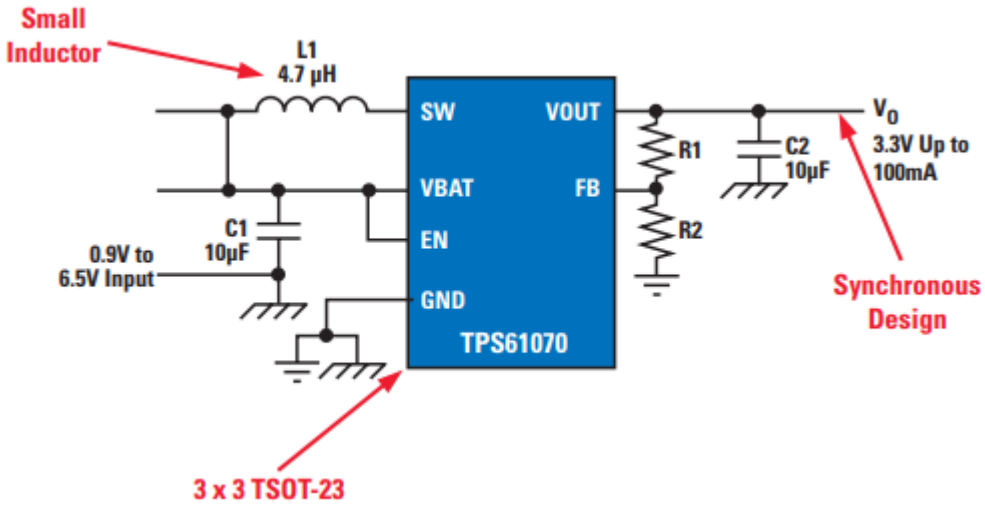


Рисунок 3.13 – Схема включення синхронного перетворювача TPS6107x

Економний 1-елементний літій-іонний зарядний пристрій bq24081 технології bqTINY™ являє собою високоінтегровану лінійну літій-іонну систему управління зарядженням, оптимізовану для заряджання одноелементних Li-Ion та Li-Polymer батарей через USB та мережний адаптер. Вони можуть використовуватися для зарядного пристрою з малим падінням напруги в портативних пристроях з обмеженими ваго-габаритними параметрами. Їм потрібен мінімальний набір зовнішніх компонентів, завдяки інтегрованому зарядному польовому транзистору зі струмом 1А, схемі реверсивного блокування ланцюгів та вимірюванню струму разом із забезпеченням інших функцій управління акумулятором.

Передбачене термічне відключення. Управління акумулятором забезпечується при напрузі 4,2 В із регулюванням в межах ± 0,5% із передбаченим припиненням заряджання, використанням таймера безпеки та додатковим контролем температури. Здійснюється вибір автономного джерела живлення.

Схема включення наведена на рис. 3.14.

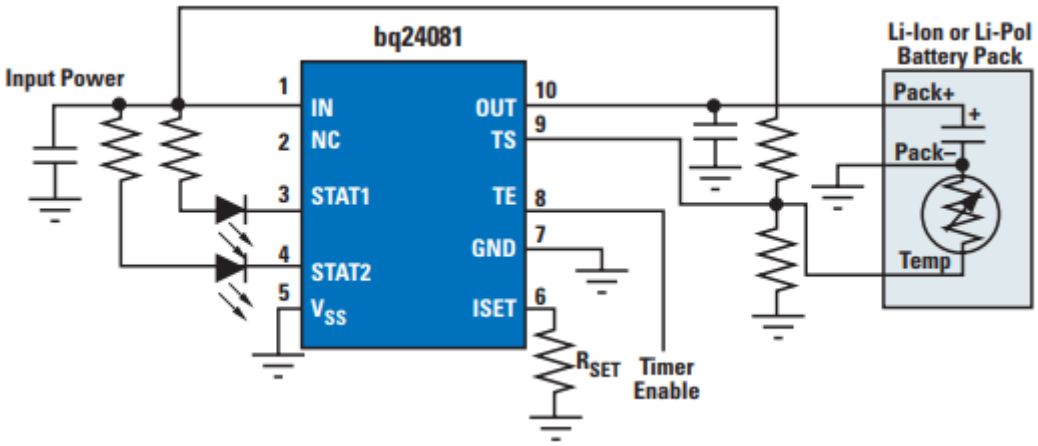


Рисунок 3.14 – Схема включення зарядного пристрою bq24081x

Серія bq27010 (bqJUNIOR™) містить високоточні, автономні, одноелементні ***складові для моніторингу*** Li-Ion та Li-Pol ***акумуляторів***, орієнтована на портативні засоби, обмежені простором. Компенсація віку батареї, температури, саморозрядження та швидкості розряду акумулятора застосовуються до вимірювань ємності для надання доступної інформації щодо часу розрядження в широкому діапазоні умов експлуатації. Компонент може взаємодіяти з системою через однодротовий інтерфейс HDQ (bq27010) або послідовний I^2C (bq27210).

Пристрої забезпечують звіти про точний час моменту розрядження для вимірюваних і запитаних значеннях навантажень. Вони автоматично враховують зниження ємності з часом і повідомляють про температуру, напругу і струм. При цьому не потрібно спеціальне калібрування. Засоби містять програмований порт введення/виведення. Характерною є динамічна затримка виявлення закінчення розряду, що дозволяє використання у високодинамічному навантажувальному середовищі.

Схема включення наведена на рис. 3.15.

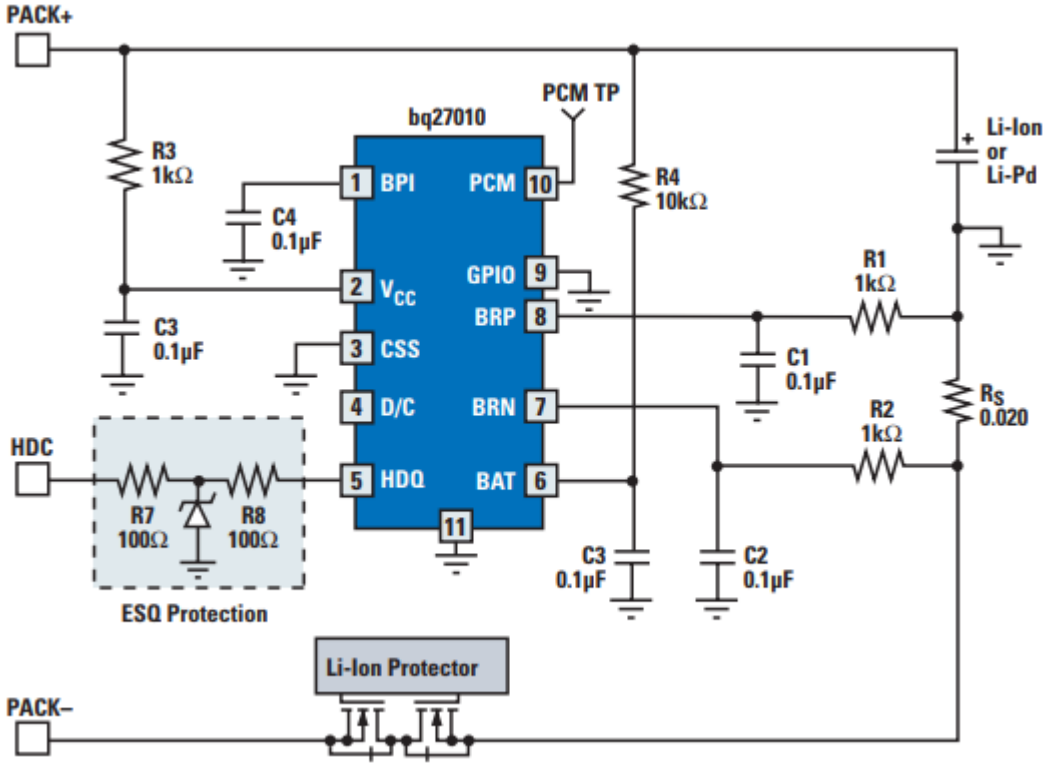


Рисунок 3.15 – Схема включення датчика лінійно-іонного та літій-полімерного акумулятора для портативних пристроїв bq27010

3.6. Елементна база портативних медичних електронних пристроїв реєстрації ЕКГ та ЕЕГ

24-бітний швидкісний циклічний АЦП ADS1258 використовується у високоточних, багатоканальних застосуваннях, таких як моніторинг пацієнтів та системи ЕКГ. Він може послідовно пермикати всі 16-ма каналів менш ніж за 675 мкс. Незважаючи на те, що це дельта-сигма архітектура АЦП з низьким рівнем шуму, її одноциклічна швидкість перетворення (з нульовою затримкою) може бути запрограмована від 1,8 до 23,7 KSPS на канал без втрати продуктивності. Гнучкий вхідний мультиплексор приймає комбінації з 8 диференціальних або 16 однофазних входів з повномасштабним диференціальним діапазоном 5 В або біполярним вхідним діапазоном ± 2,5 В. Диференціальний вихід мультиплексора доступний для узгодження спільного

вхідного сигналу, наприклад із функціями масштабування та фільтрації, до входу в АЦП. Додаткові внутрішні регістри монітора системи забезпечують вимірювання напруги живлення, температури, опорної напруги, підсилення та зміщення. Особливістю є фіксований або автоматичний пошук каналів. Крім цього, наявні 8 дискретних каналів введення/виведення і тактовий генератор 32,768 КГц. Є можливість підключення зовнішнього годинника.

Функціональна схема цього АЦП наведена на рис. 3.16.

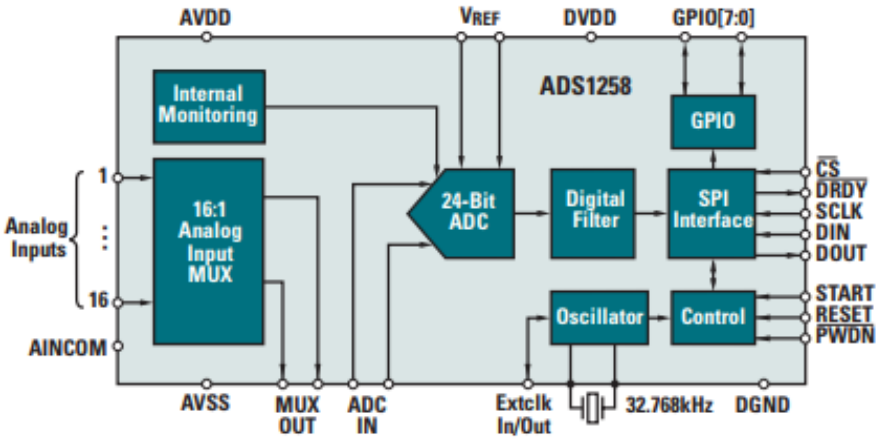


Рисунок 3.16 – Функціональна схема АЦП ADS1258

Основні параметри АЦП:

- швидкість передавання даних фіксованим каналом: 125 KSPS;
- швидкість автоматичного сканування даних: 23,7 KSPS;
- формування 16-канальних даних: не більше 675 мкс;
- рівень шуму: 2,8 мкВ при 1,8 KSPS;
- інтегральна нелінійність INL: 0.0003%;
- дрейф підсилення: 0,4ppm/°C;
- дрейф зсуву – 0,02 мкВ/°C.

Сімейство АЦП ADS8341, ADS8342, ADS8343, ADS8344, ADS8345 містить 4-канальний 16-бітний АЦП із синхронним послідовним інтерфейсом. Типовий рівень розсіювання потужності – 8 мВт при пропускній здатності 100 кГц і живленні + 5 В. Опорна напруга може змінюватись між 500мВ та напругою живлення V_{CC}, забезпечуючи відповідний діапазон вхідної напруги від 0В до V_{REF}. Він гаран-

тований до 2,7 В. Серійний інтерфейс також забезпечує недорогу ізоляцію для віддаленого збору даних.

Функціональна схема цього АЦП наведена на рис. 3.17.

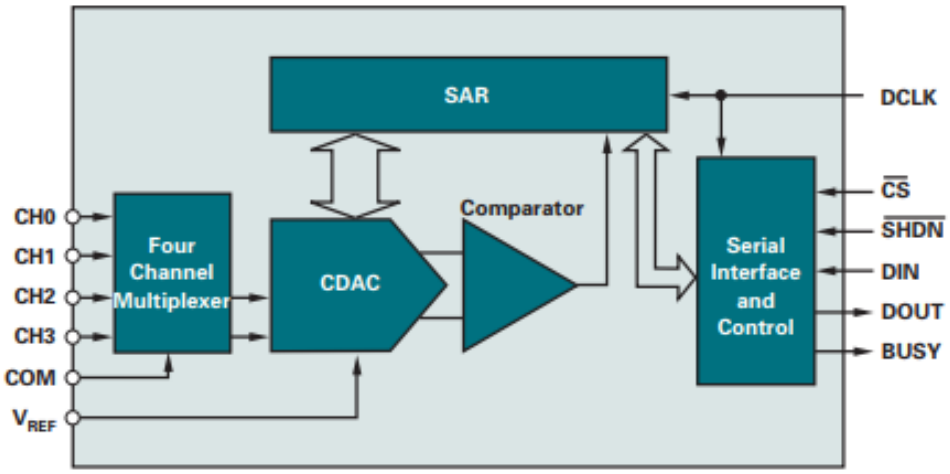


Рисунок 3.17 – Функціональна схема АЦП ADS8341x

Високошвидкісні цифрові ізолятори ISO721, ISO722 – це логічний вхід і вихід буфера, розділений бар'єром ізоляції оксиду кремнію (SiO_2), який забезпечує гальванічну ізоляцію до 4000 В. Інтегральна схема використовується спільно з ізольованими джерелами живлення і запобігає шумовим струмам на шині даних або інших ланцюгах від входу до локальної землі та пошкодженню чутливої схеми. Вони забезпечують швидкість передавання сигналу до 100 Мбіт/с.

Функціональна схема цього АЦП наведена на рис. 3.18.

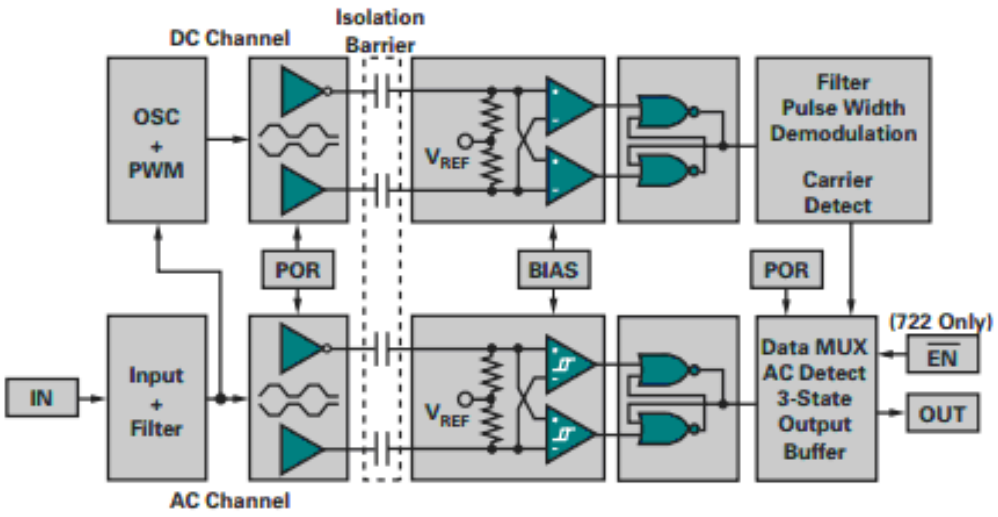


Рисунок 3.18 – Функціональна схема цифрових ізоляторів ISO721, ISO722

Операційні підсилювачі з нульовим дрейфом, малим зміщенням та однополярним живленням OPA334 та OPA335 використовують методи автоматичного обнулення, щоб одночасно забезпечувати дуже низьке зміщення напруги (до 5 мкВ) та майже нульовий дрейф у часі та температурі (0,05 мкВ/^{o}C). Ці високоточні підсилювачі забезпечують високий вхідний опір і формат виходу rail-to-rail. Струм спокою у них становить 285 мкА.

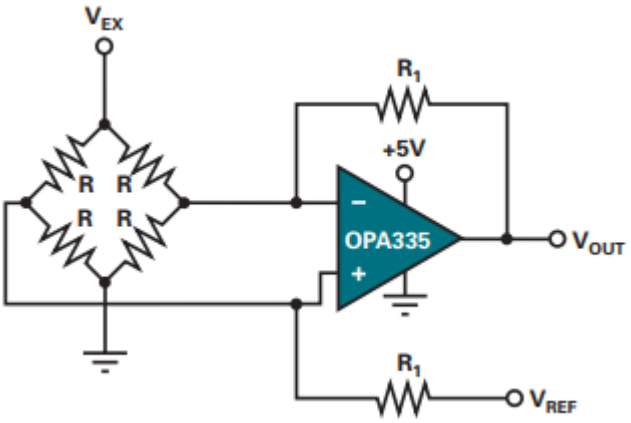


Рисунок 3.19 – Підсилювач моста на базі OPA335

Приклад використання наведений на рис. 3.19.

Прецизійний інструментальний підсилювач INA326 – точний підсилювач зі входом і виходом rail-to-rail, що працює забезпечує дуже низькі помилки за постійним струмом і вхідні синфазні напруги, що виходять за межі позитивної і негативної шин. Відмінна довготривала стабільність і дуже низький $1/f$ шум гарантують низькі напругу зміщення та дрейф нуля протягом усього терміну експлуатації виробу.

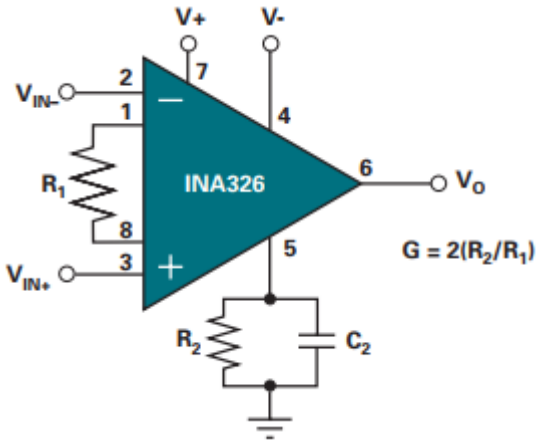


Рисунок 3.20 – Схема включення INA326

Схема включення наведена на рис. 3.20.

Основні переваги мікросхеми:

- низьке зміщення: не більше 100 мкВ;
- дрейф з низьким зміщенням: не більше 0,4 мкВ/°C;
- вхідний синфазний діапазон: від 200 мВ нижче негативної шини до 100 мВ вище позитивної;

- широкий діапазон вихідного сигналу: в межах 10 мВ від шини;
- однополярне джерело живлення: від 2,7 до 5,5 В.

3.7. Проблеми зчитування сигналу та елементна база у пристроях пульсової оксиметрії

Пульсоксиметр вимірює оксигенацію крові, визначаючи властивості інфрачервоного та червоного світла поглинання дезоксигенованим та оксигенованим гемоглобіном. Він складається із зонда, прикріпленого до вушної раковини, пальця ніг або пальця рук пацієнта, підключеного до системи збирання даних з обчисленням та відображенням рівня насичення киснем, серцебиття та кровотоку. Джерела світла, зазвичай світлодіоди, світять видимим червоним та інфрачервоним світлом. Дезоксигенований гемоглобін пропускає більше інфрачервоного світла і поглинає більше червоного світла; висококисневий гемоглобін пропускає більше червоного світла і поглинає більше інфрачервоного. Оксиметр фіксує і обчислює кількість світла на цих довжинах хвиль, пропорційне насиченню (або десатурації) гемоглобіну киснем.

При використанні світла для вимірювання поглинання, розробнику потрібне справжнє рівняння перетворення «світло-напруга», в якому фігурує струм як вхідний сигнал. Клас фотодіодних підсилювачів, придатних для застосування імпульсної оксиметрії, являє собою класичний транзисторний підсилювач із резистивно-зворотним зв’язком та інтегратором, що перемикається на ємнісно-зворотний зв'язок. У будь-якій конфігурації підсилювача отримана вихідна напруга зчитується аналого-цифровим перетворювачем і оцифровується для мікроконтролера MSP430, TSP320™ або інших для оброблювання.

На діаграмі (рис. 3.21) показані різні спектри поглинання ненасиченого гемоглобіну (Hb) та гемоглобіну, насиченого киснем (HbO_2).

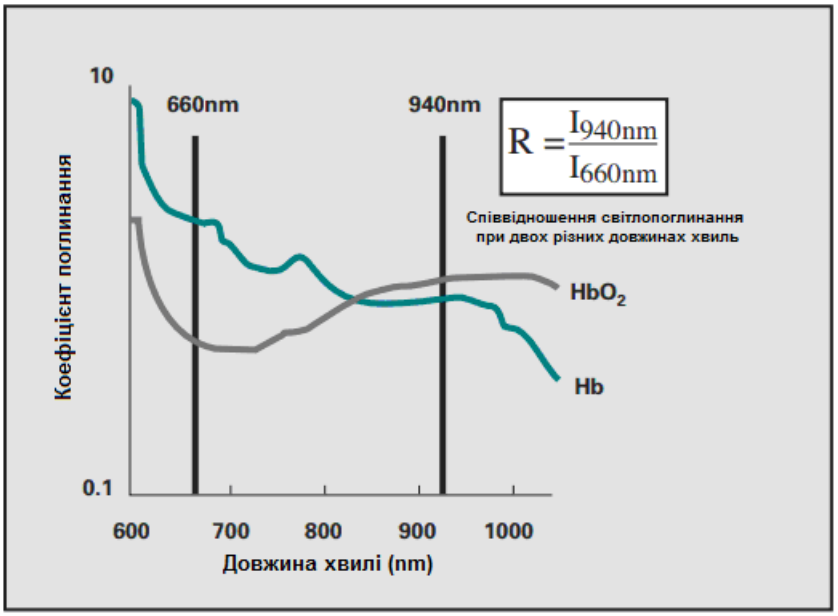


Рисунок 3.21 – Залежність коефіцієнта світлопоглинання від довжини хвилі

При цьому насичення киснем крові людини

$$SaO_2 = \frac{[O_2 - Hb]}{[O_2 - Hb] - [Hb]}, \tag{3.1}$$

яке становить зазвичай 94 – 98%, можна обчислити за законом Ламберта-Бера

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon\chi}. \tag{3.2}$$

Формула показує інтенсивність отриманого світла (струм фотоприймача I) залежно від інтенсивності світла джерела (струм світлодіода I_0), коефіцієнта згасання ε та кількості χ кожного з типів гемоглобіну Hb (кисневого та дезоксигенованого).

Схема підсилювача із резистивним зворотним зв'язком є найпоширенішою схемою контролю біоелектричного трансімпедансу. З підсилювачем, який використовується в інвертуючій конфігурації, світло, що надходить від фотодіода, формує невеликий струм, який поступає на вихідний перехід підсилювача через резистор зворотного зв'язку. Враховуючи дуже великі значення резистора, ця схема над-

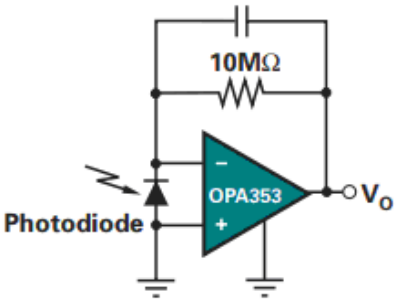


Рисунок 3.22 – Схема зчитування сигналу

звичайно чутлива до змін по інтенсивності світла (рис. 3.22). Залежно від вимог розроблення, це може бути корисним.

На рис. 3.23 та 3.24 подані відповідно схеми формування уніполярного та біполярного сигналів.

OPA380 являє собою комбінацію швидкодіючих підсилювачів: операційного OPA355 та з автоматичним коригуванням нуля OPA335 (рис.3.25).

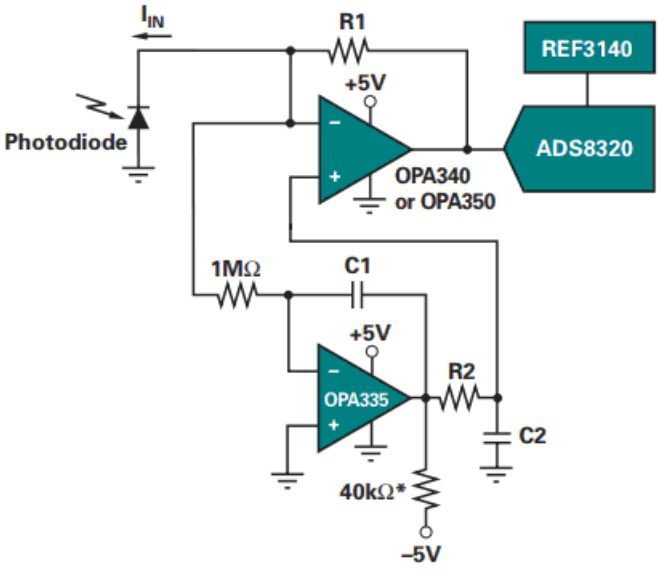


Рисунок 3.23 – Схема формування уніполярного сигналу

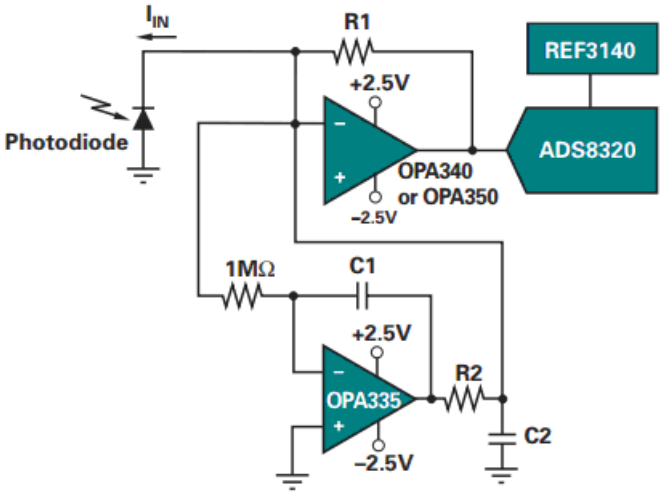


Рисунок 3.24 – Схема формування біполярного сигналу

Він забезпечує коефіцієнт підсилення у смузі до 90 МГц і працює як підсилювач трансімпедансу 1 МГц із високою точністю (максимальний зсув – 25 мкВ та максимальний дрейф нуля – 0,1 мкВ/ºС).

Залежно від вимог до конструкції, ***комутаційний інтегратор*** може бути дуже ефективним рішенням. IVC102 не має теплового шуму резистора зворотного зв'язку і проблем зі

стабільністю, які часто зустрічаються в трансімпедансних підсилювачах з великим резистором зворотного зв'язку (рис. 3.26).

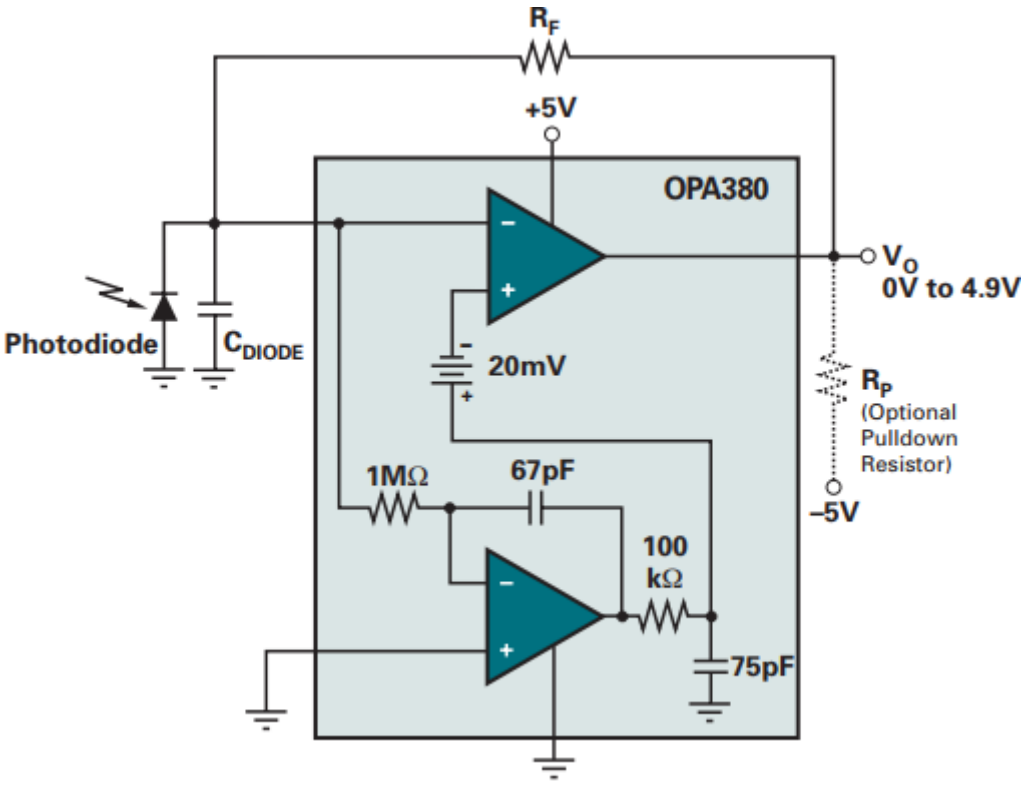


Рисунок 3.25 – Схема включення OPA380

Використання одного фотодіоду з двома IVC102 дозволяє усунути похибки темнового струму та навколишнього світла, оскільки обидва значення можна усунути. Крім того, IVC102 дозволяє синхронізувати вибірки з цілим числом, кратним частоті ліній змінного струму, даючи надзвичайно високий рівень шуму. Коефіцієнт підсилення трансімпедансу можна легко змінити шляхом збільшення або скорочення часу інтеграції за допомогою перемикача S2.

Невеликий (<1 pF) конденсатор в ланцюгу зворотного зв'язку (C_F) буде регулювати підсилення, викликане діодною ємністю. Шум (коливання вихідної напруги) викликається резистором, підсилювачем і струмом, а також надходженням шуму навколишнього середовища (наприклад, лінійним шумом 50 або 60 Гц). Для мінімізації шуму в ланцюгу розроблювач повинен вибрати підсилювач з низьким рівнем шуму, практично найбільший резистор зворотного зв'язку, екранувати входи підсилювача, включати низькочастотну фільтрацію та використати ефективну техніку компонування друкованих плат.

Якщо опір фотодіодного шунта набагато більший, ніж у резистора зворотного зв'язку, напруга зміщення не є суттєвою. Якщо зміщена напруга стабільності є вирішальною, варіант з автоматичним корегуванням нуля із використанням OPA335 є найкращим.

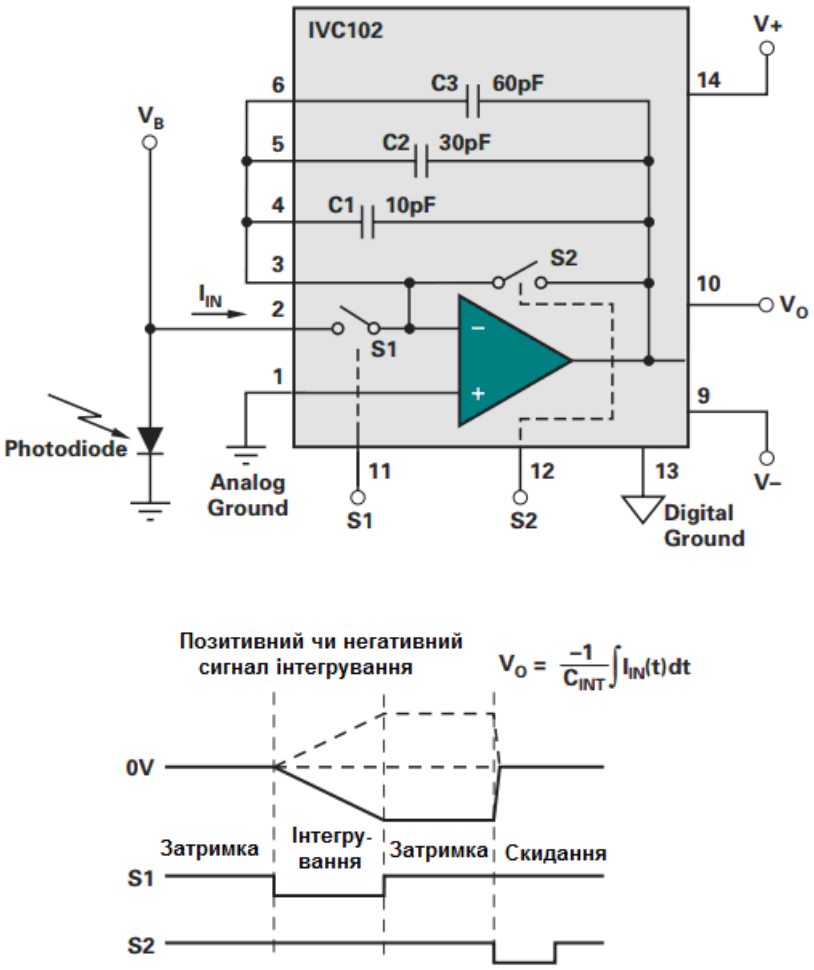


Рисунок 3.26 – Схема включення і часові діаграми роботи IVC102

Щоб досягти найвищого рівня точності, доцільно вибрати OPA380, вимоги до якого забезпечують оптимальну комбінацію швидкості (85 МГц, понад 1 МГц пропускної здатності) та точність (максимальне зміщення – 25 мкВ, дрейф нуля – 0,1 мкВ/ºС і низький шум $^1/_f$). Альтернативою може бути використання OPA350 чи OPA355 із додаванням OPA335 в трансімпедансній конфігурації, стабілізованої інтегратором, що забезпечує низьке зміщення та дрейф. Додавання інтегратора OPA335 до базового підсилювача трансімпедансу також зменшить його шум низької частоти.

При цьому здійснюється реалізація на середньому чи на високому рівнях (рис. 3.27 та 3.28).

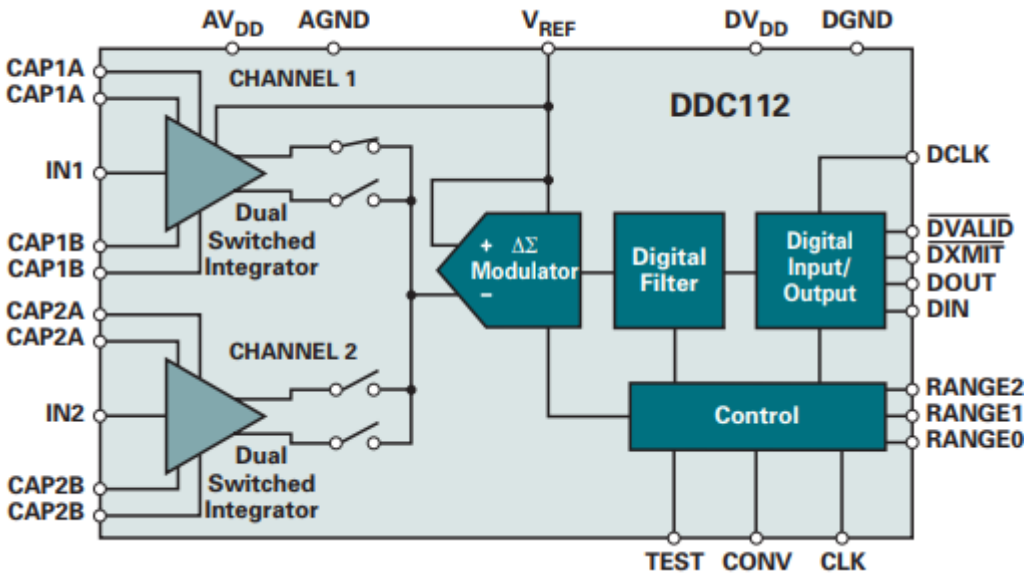


Рисунок 3.27 – Функціональна схема реалізації середнього рівня

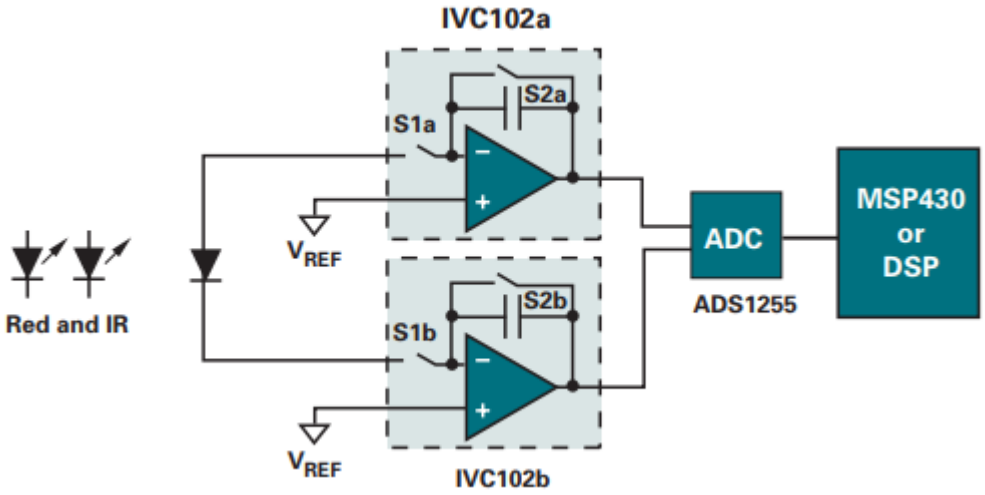


Рисунок 3.28 – Функціональна схема реалізації високого рівня

Перевагами середнього рівня реалізації є:

- ☞ однокристальне втілення;
- ☞ висока роздільна здатність;
- ☞ низький рівень шуму;
- ☞ широкий діапазон введення за допомогою регульованого часу інтегрування;
- ☞ відсутність корегування постійного струму діода.

Перевагами високого рівня реалізації є:

- ☝ висока роздільна здатність;

- високий рівень захисту від шуму завдяки диференціальному входу, синхронізації живлення змінного струму і вільному доступу при інтеграції та скиданні вимикачів;
- відсутність корегування постійного струму діодними струмами;
- широкий діапазон введення, який може бути перекритий (> 24-бітний) завдяки вільному програмуванню інтегрованого годинника.

Прецизійний інтеграторний трансімпедансний підсилювач із перемиканням IVC102 – точний підсилювач із інтегруючими конденсаторами і перемикачами на польових транзисторах з малим витіканням. Він інтегрує низький рівень вхідного струму протягом визначеного користувачем часу, зберігаючи результуючу напругу на інтегруючому конденсаторі. IVC102 забезпечує: точну, низькошумну альтернативу традиційним схемам підсилювачів, що вимагають дуже високого значення опору резистора зворотного зв'язку, і може підсилювати низькорівневі сигнали датчиків струмів від фотодіодів та іонізаційних камер. Струм вхідного сигналу може бути позитивним або негативним.

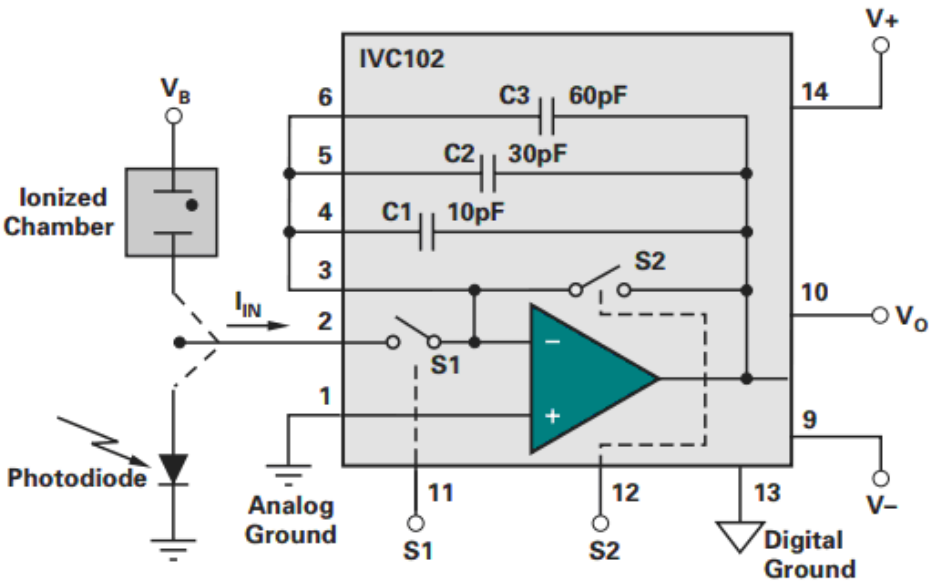


Рисунок 3.29 – Приклад реалізації пристрою на базі IVC102

Перевагами цього підсилювача є:

- ✓ розташування інтегруючих конденсаторів безпосередньо в мікросхемі;

- ✓ підсилення, програмоване за часом;
- ✓ низький вхідний струм зміщення (максимальне значення не перевищує 750 пА);
- ✓ низька нелінійність для типового варіанту – 0,005%);
- ✓ низьке інжекційне зарядження;
- ✓ швидке інтегрування імпульсів.

Подвійний 20-бітний цифровий АЦП із струмовим входом DDC112 має широкий динамічний діапазон, що дозволяє підключати інтегральні мікросхеми низького рівня струму безпосередньо до його входів. Інтеграція заряду має безперервний характер, оскільки кожний вхід використовує два інтегратори, які працюють в суміжних інтервалах часу: поки один оцифровує, інший – інтегрує. Крім внутрішнього програмованого повномасштабного діапазону, зовнішні інтегруючі конденсатори дозволяють отримати додатковий діапазон, встановлений користувачем. Швидкісний серійний регістр зсуву, який містить результат останнього перетворення, може бути налаштований так, щоб дозволити декільком каскадним DDC112 мінімізувати кількість з'єднань.

Функціональна схема АЦП наведена на рис. 3.30.

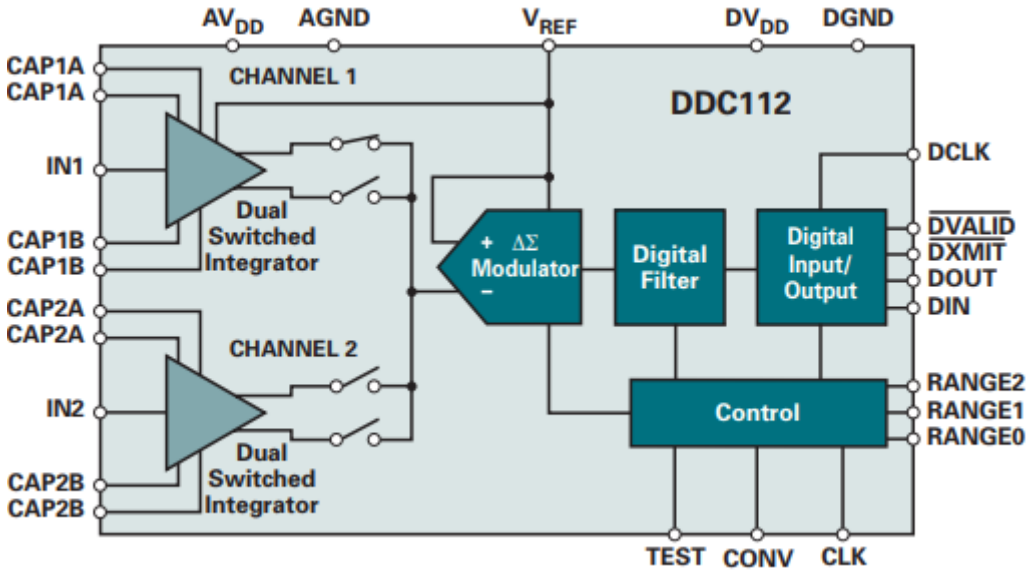


Рисунок 3.30 – Функціональна схема АЦП із струмовим входом DDC112

Особливостями цього АЦП є однокристальна схема для оцінювання сигналів фотодіодів, висока точність, дійсна інтегруюча функція, значна лінійність (±0,005%), однополярне живлення (+5 В) тощо.

Низькопотужні точні операційні підсилювачі серії OPA211 досягають дуже низької щільності шуму ($1{,}1\,^{нВ}/_{\sqrt{Гц}}$) при струмі живлення 3,6 мА. Він пропонує діапазон вихідного сигналу від Rail до Rail для максимального збільшення динамічного діапазону.

У системах збирання даних OPA211 забезпечує не більше 1 мкс часу відстоювання до 16-бітної точності для 10В вихідних коливань. Поєднуючи характеристики змінного струму зі зміщенням 100 мкВ і низьким температурним дрейфом, OPA211 здатний управляти швидкими високоточними АЦП чи буферизувати виходи ЦАП високої роздільної здатності.

Основними параметрами є:

- шум вхідної напруги – 100 нВ при 0,1 Гц – 10 Гц;
- напруга зміщення – не більше 100 мкВ;
- дрейф напруги зсуву – 0,2 мкВ/°С;
- струм живлення – 3,6 мА/канал;
- пропускна здатністю – 80 МГц;
- швидкість зростання – 27 В/мкс;
- діапазон живлення: від 2,25 В до ± 18 В; від + 4,5 В до + 36 В;
- вихідний струм – 30 мА.

Топологія мікросхем наведена на рис. 3.28.

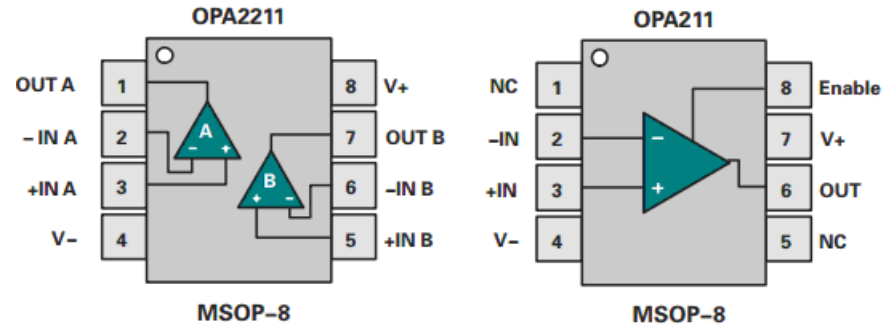


Рисунок 3.28 – Топологія низькопотужних точних операційних підсилювачів серії OPA211

3.8. Визначення сигналів дефібрилятора

Сигнали дефібрилятора надходять від ЕКГ-електродів, розташованих на пацієнті. Для цього потрібен підсилювач, оскільки сигнали мають дуже малу амплітуду (< 10 мВ). Підсилювачі приладів INA118 / INA128 / INA326 призначені для приймання низькоамплітудних сигналів діапазону 0,1 – 10 мВ при високому вхідному опорі (> 5 МОм). Вхідний струм дуже малий (< 1 мкА), а частотний діапазон сигналу становить 0,1 – 100 Гц. При цьому коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу (CMRR) має бути досить високим (> 100 дБ).

Іншим важливим сигналом дефібрилятора є вихідний від мікрофона для записування звуку з моменту зупинки серця. Сигнали ЕКГ і мікрофона оцифровуються і оброблюються однокристальним мікроконтролером. Найбільш поширена структура дефібрилятора використовує 16-бітний процесор, який добре співпрацює з 16-бітним АЦП для оцифрування ЕКГ і голосового введення. Посилений сигнал ЕКГ має смугу пропускання 0,1 Гц – 100 Гц і вимагає мінімального співвідношення сигнал/шум (SNR) 50 дБ. Сигнал записування/відтворення звуку зазвичай має пропускну здатність 8 КГц і вимагає мінімального співвідношення сигнал/шум 65дБ. Сигнал мікрофона також потрібно підсилити з максимальним програмованим коефіцієнтом 40 дБ. Дефібрилятор може синтезувати аудіоінструкцію з регулюванням гучності на гучномовець 8 Ω або навушник. Пристрій TLV320AIC20 робить оцифровування дуже простим, оскільки в ньому інтегровано два АЦП, два ЦАП, підсилювач мікрофона і модуль регулювання гучності навушників, а це все може бути напряму зв’язане з однокристальним мікроконтролером.

Дефібрилятори можуть формувати однофазні чи двофазні сигнали дефібриляції. Однофазний визначає струм, який рухається в одному напрямку протягом усього розряду. Новіші двофазні технології дозволяють частково реверсувати струм, що потенційно зменшує ризик виникнення опіку та пошкодження міокарду

Функціональна схема дефібрилятора наведена на рис. 3.29.

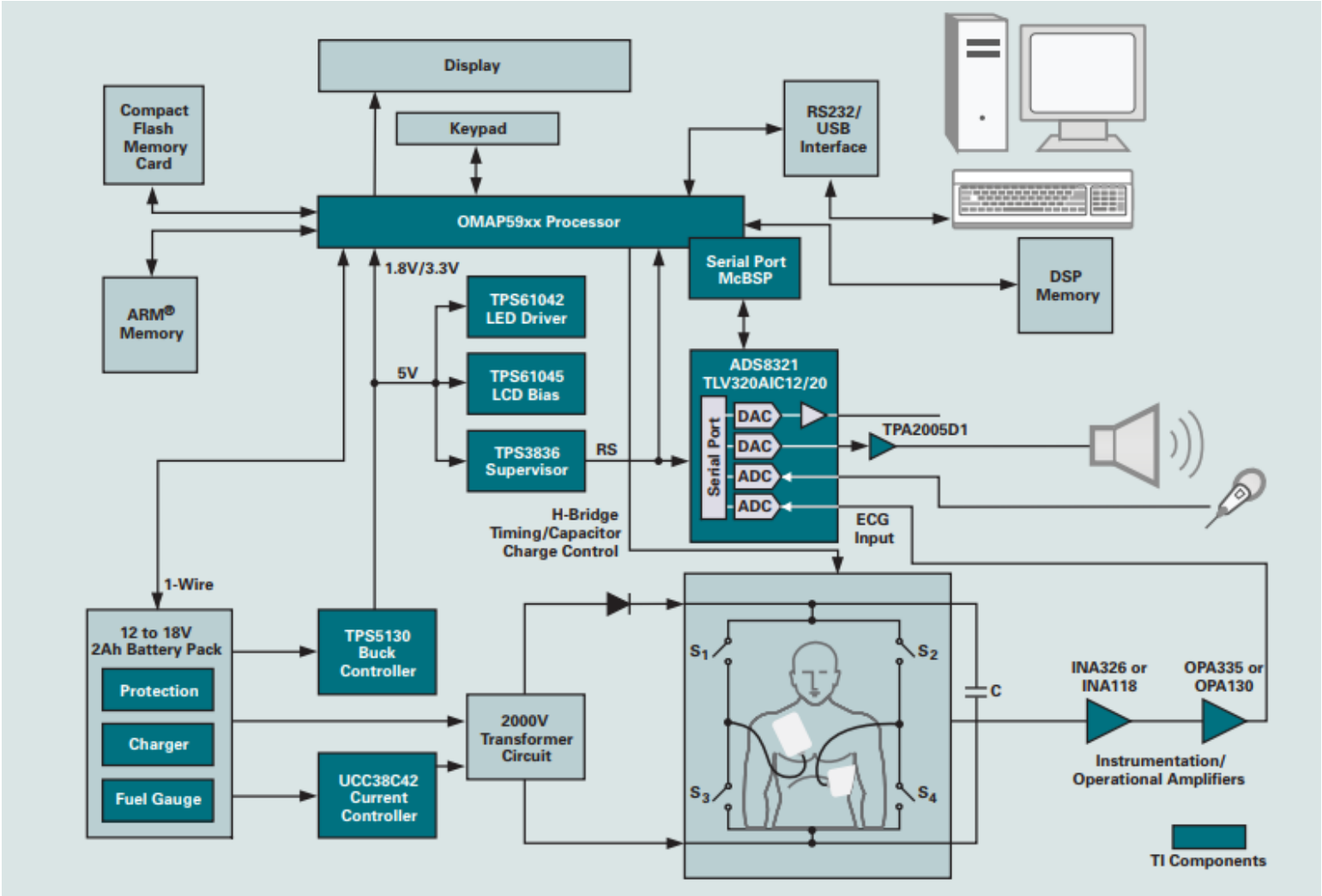


Рисунок 3.29 – Функціональна схема портативного дефібрилятора

Підсилювач INA321 має вихід rail-to-rail, що підсилює вхідні сигнали і забезпечує підсилення диференціальних сигналів зі споживаним струмом 40 мкА. Він споживає струм < 1 мкА в режимі очікування і повертається до нормальної роботи протягом мікросекунд, що є абсолютно придатним для акумуляторної батареї малої потужності або засобів мультиплексування. Внутрішньо налаштований на підсилення із коефіцієнтом 5, INA321 забезпечує гнучкість завдяки програмованому використанню зовнішніх резисторів підсилення. Це зменшує загальну синфазну похибку по частоті, і коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу CMRR залишається високим до 3 кГц. При цьому лінійний шум та гармоніки подавляються.

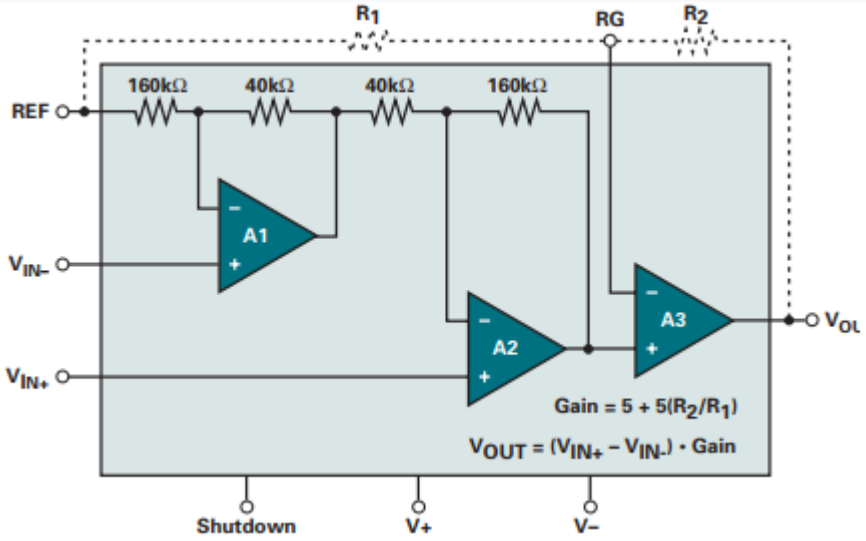


Рисунок 3.30 – Функціональна схема підсилювача INA321

Мікросхема характеризується низьким струмом спокою (40 мкА/канал). Похибка підсилення не перевищує 0,02% при напрузі зміщення нуля ± 200 мкВ і струмі зсуву 10 пА. Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу становить 94 дБ. Смуга пропускання – 500 КГц.

Двоядерний процесор вбудованих програм OMAP5912 інтегрований з контролером DSP TSP320C55x™ з ядром ARM9 на одному кристалі для оптимальної комбінації продуктивності застосування і низького енергоспоживання. Ця архітектура забезпечує оброблення сигналу малої потужності в режимі реального часу, властиві однокри-

стальному мікроконтролера у поєднанні з функціями управління і контролю ARM.

Широкий периферійний набір підтримує інтерфейс для декількох радіотехнології (GSM/GPRS, WLAN, BT, RF). Провідне в галузі ядро DSP C55x™, пропонує алгоритми, орієнтовані на переносні термінали даних. Вбудований буфер кадру на мікросхемі підтримує різні варіанти відображення. Наявний апаратний механізм шифрування, який забезпечує безпеку на рівні галузевих стандартів.

Управління живленням здійснюється за допомогою декількох функціональних пристроїв.

Серія DCH01 – мініатюрні DC/DC перетворювачі з ізоляцією 3 кВ і потужністю 1 Вт. Ці нерегульовані перетворювачі перетворюють вхідну напругу 5В (4,5 – 5,5 В) на 5В, 12В або 15В уніполярного або біполярного виходу. Забезпечуючи високу продуктивність при низькій вартості, перетворювачі DCH01 мають ккд до 78%.

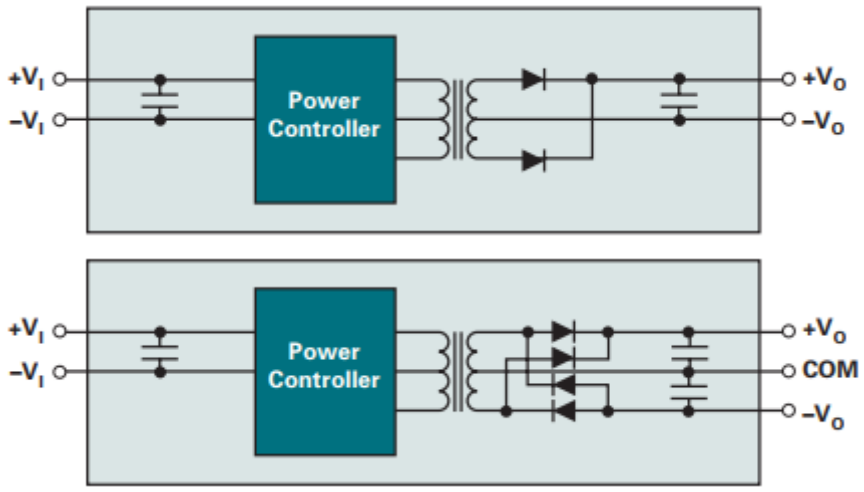


Рисунок 3.31 – Функціональні схеми перетворювачів одинарного та подвійного виходу

Високовольтний перетворювач з підсиленням з перемикачем струму TPS60180 і TPS60181 являють собою перетворювачі з фіксованою частотою 1,2 МГц / 600 КГц, призначені для портативних пристроїв. Високоінтегровані перетворювачі містять силовий ШІМ-перемикач, перемикач ізоляції входу/виходу та силовий діод. При короткому замиканні, що виявляється вимірюванням вхідного струму,

перемикач розмикається, відключаючи вихід від входу. Це захищає вхідне джерело від короткого замикання на виході, а також між будь-яким контактом і землею. Перетворювач також ізолює вихід від входу під час відключення для запобігання будь-якого струму витоку. Пристрої мають вбудований діод живлення.

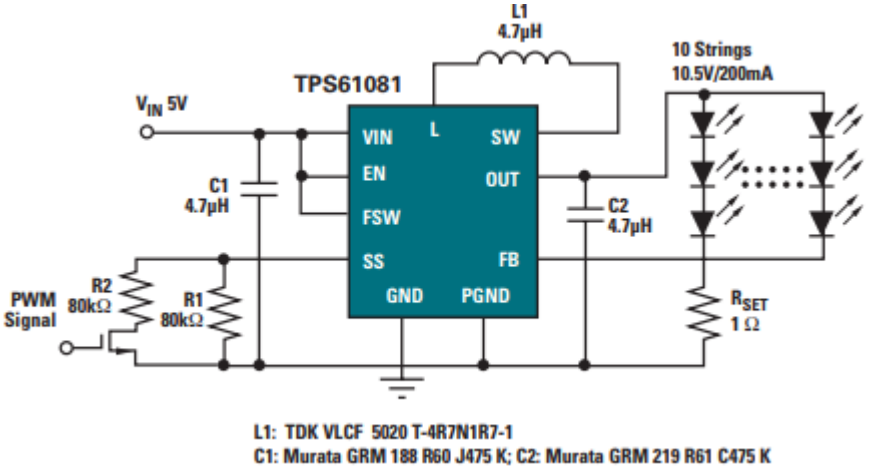


Рисунок 3.32 – Функціональна схема перетворювачів TPS60180 і TPS60181

Основні характеристики

- діапазон вхідної напруги: 2,5 – 6 В;
- напруга на виході: до 27В;
- вбудований перемикач 0,5А (TPS61080)
- вбудований перемикач 1,3А (TPS61081)
- 12 В / 400 мА та 24 В / 170 мА на виході при 5 В на вході;
- 1,2 МГц / 600 КГц з можливістю вибору фіксованої частоти комутації;
- коефіцієнт корисної дії: 87%.

Синхронні перетворювачі постійного струму містять в собі ряд пристроїв TPS54xxx.

Таблиця 3.1 – Низьковольтові компоненти перетворення 3В

Назва	Вихідна напруга, В	Вихідний струм, А	Діапазон частоти, КГц
TPS54310	6	3	0 – 7000
TPS54610	6	6	
TPS54910	4	9	
TPS54010	4	14	

Перетворювач TPS54317 має регульований повільний пуск, обмеження струму, термічне відключення та 1% точності. Підтримується безкоштовним програмним забезпеченням SwitcherPro™. Два інтегрованих MOSFET-транзистори зі струмом 3А (4.5А пікового значення) забезпечують синхронність випрямлення.

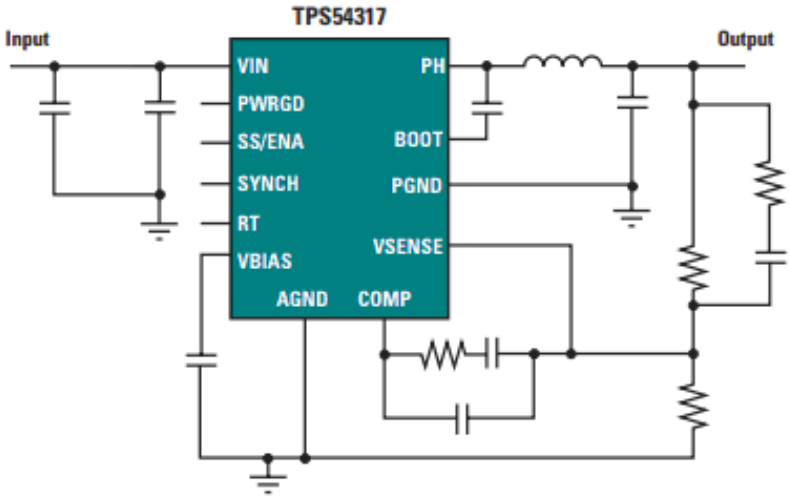


Рисунок 3.33 – Функціональна схема перетворювача TPS54317

Основні характеристики:

- діапазон вхідної напруги: 3 – 6 В;
- регульована/синхронізована частота перемикання: до 1,6 МГц;
- регулювання вихідної напруги: до 0,9 В.

Перетворювачі 4,5 В на 20 В TPS54350, TPS545550 забезпечують струм 3А та 6А відповідно. Для них характерні регульований повільний пуск, обмеження струму і термічне відключення. Вони мають фіксовану 250 кГц, 500 кГц або регульовану частоту комутації і забезпечують обертання фази на 180°. Діапазон вхідної напруги: від 4,5 до 20 В. Регулювання вихідної напруги: до 0,9 В.

Таблиця 3.2 – Середньовольтові компоненти перетворення 4,5 В

Назва	Вихідна напруга, В	Вихідний струм, А	Компенсація
TPS54350	20	3	Зовнішня
TPS5435x			Внутрішня
TPS54550		6	Зовнішня

При внутрішній компенсації можуть бути варіанти з фіксованим виводом 1,2; 1,5; 1,8; 2,5 та 3,3 В.

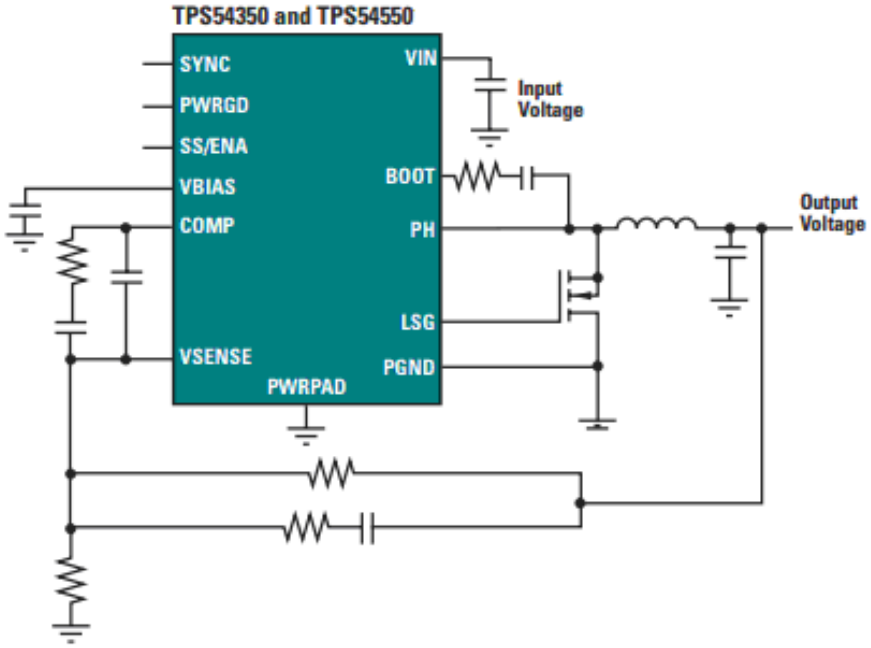


Рисунок 3.34 – Функціональна схема перетворювачів TPS54350 та TPS54550

3.9. Засоби для побудови портативного пристрою УЗД

Засіб ***TUS5000EVM*** був розроблений для взаємодії чотирьох двоканальних підсилювачів зі змінним коефіцієнтом підсилення VCA2615 і 8-канального АЦП ADS5272 зі спеціалізованими LVDS-виходами для монітора. Високопродуктивний синхронізатор і очищувач джиттера CDCM7005, забезпечує тактову частоту 65 МГц для АЦП. До них можна підключати вхідні схеми реального часу, такі як ультразвуковий зонд, і швидко оцінювати продуктивність аналогового ланцюга приймання.

Завдяки сумарній потужності на канал 277 мВт, пристрої VCA2615 і ADS5272 можна використовувати для систем УЗД середнього та високого рівня.

Десеріалізатор, такий як ADSDESER-50EVM, необхідний для перетворення сигналів з послідовних виходів LVDS аналого-

цифрового перетворювача ADS5272 на паралельні дані для повної оцінки.

Функціональна схема можливої побудови каналу подана на рис. 3.35.

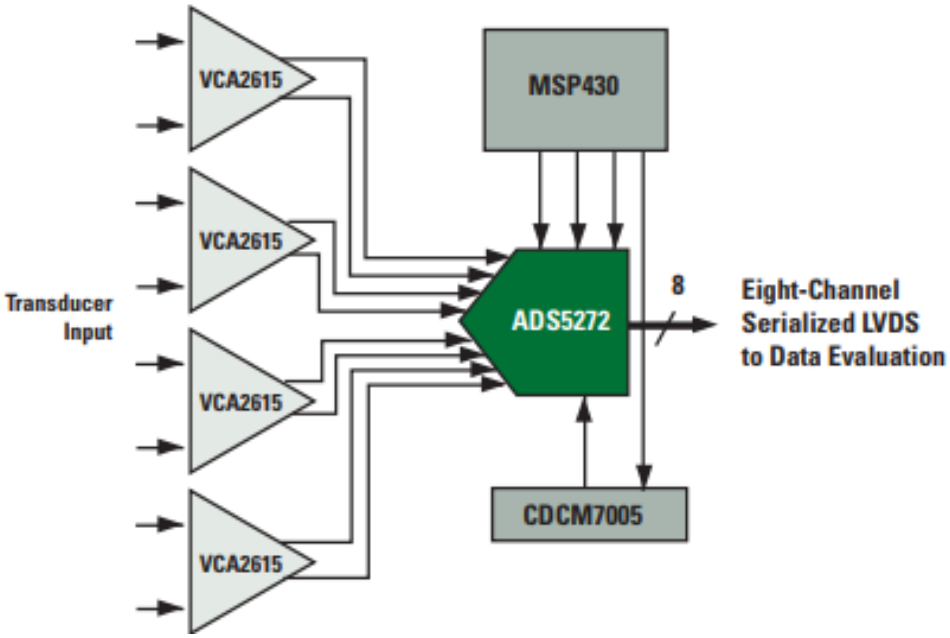


Рисунок 3.35 – Функціональна схема високопродуктивного ланцюга сигналів ультразвуку

Двоканальний малошумний підсилювач зі змінним коефіцієнтом VCA2615 забезпечує добру продуктивність для високого класу ультразвукових досліджень. Вбудований підсилювач з низьким рівнем шуму LNA (0,7 $нВ/\sqrt{Гц}$) забезпечує програмоване підсилення та вхідний опір для максимальної гнучкості. Підсилювач забезпечує діапазон посилення до 52 дБ завдяки вхідній напрузі управління. VCA2617 схожий на VCA2615 за винятком LNA-схеми. VCA2617 призначений для використання в системах, де схема шумопридушення є зовнішньою для підсилювача.

8-канальний підсилювач з змінним коефіцієнтом VCA8617 характеризується високими динамічними характеристиками, що дозволяє використовувати його в портативних пристроях з низькою потужністю, які мають високу продуктивність. Кожен канал складається

з малошумного попереднього підсилювача (LNA) з коефіцієнтом 20 дБ і підсилювача зі змінним коефіцієнтом (VGA).

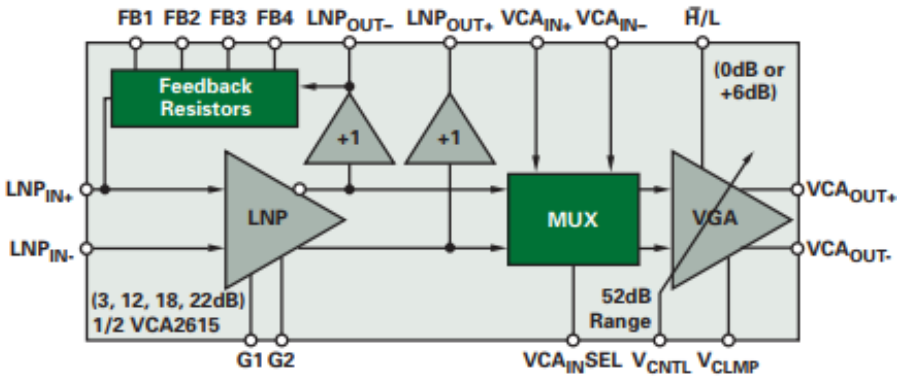


Рисунок 3.36 – Функціональна схема підсилювача VCA2615

Диференціальні виходи LNA можна комутувати через вбудовану матрицю перемикання 8×10, що програмується за допомогою послідовного інтерфейсу. Сигнал з виходу LNA подається безпосередньо на модуль VGA, який складається з підсилювача, керованого напругою (VCA) і підсилювача з програмованим коефіцієнтом (PGA). Вихід PGA підключений до вбудованого фільтра нижніх частот (рис. 3.37).

Для підсилювачів VCA8613 та VCA8617 коефіцієнт підсилення становить 20 дБ при вхідній напрузі 200 мВ. Вони відрізняються малими споживаною потужністю (100 мВт/канал) і рівнем вхідного шуму (1 $нВ/\sqrt{Гц}$ при частоті вхідного сигналу 5 МГц). Фільтр нижніх частот забезпечує частоту 15 МГц. Живлення – 3 В.

Сімейство 8-канальних 10- та 12-бітових АЦП зі спеціалізованим інтерфейсом LVDS ADS527x забезпечує вісім високоефективних АЦП в одному корпусі, що дозволяє реалізувати продуктивний канал реєстрації у високоефективних ультразвукових системах. Низьке розсіювання потужності на канал продовжує термін служби акумулятора і дозволяє використовувати ADS527x в портативних пристроях ультразвукових досліджень. Доступні 12-розрядні (40 – 70 MSPS) та 10-розрядні (65 MSPS) варіанти. Сімейство ADS527x пропонує гнучкі рішення у всьому спектрі систем ультразвукового контролю. ADS5240

і ADS5242 4-канальні 12-розрядні 40 MSPS та 65 MSPS відповідно (рис. 3.38).

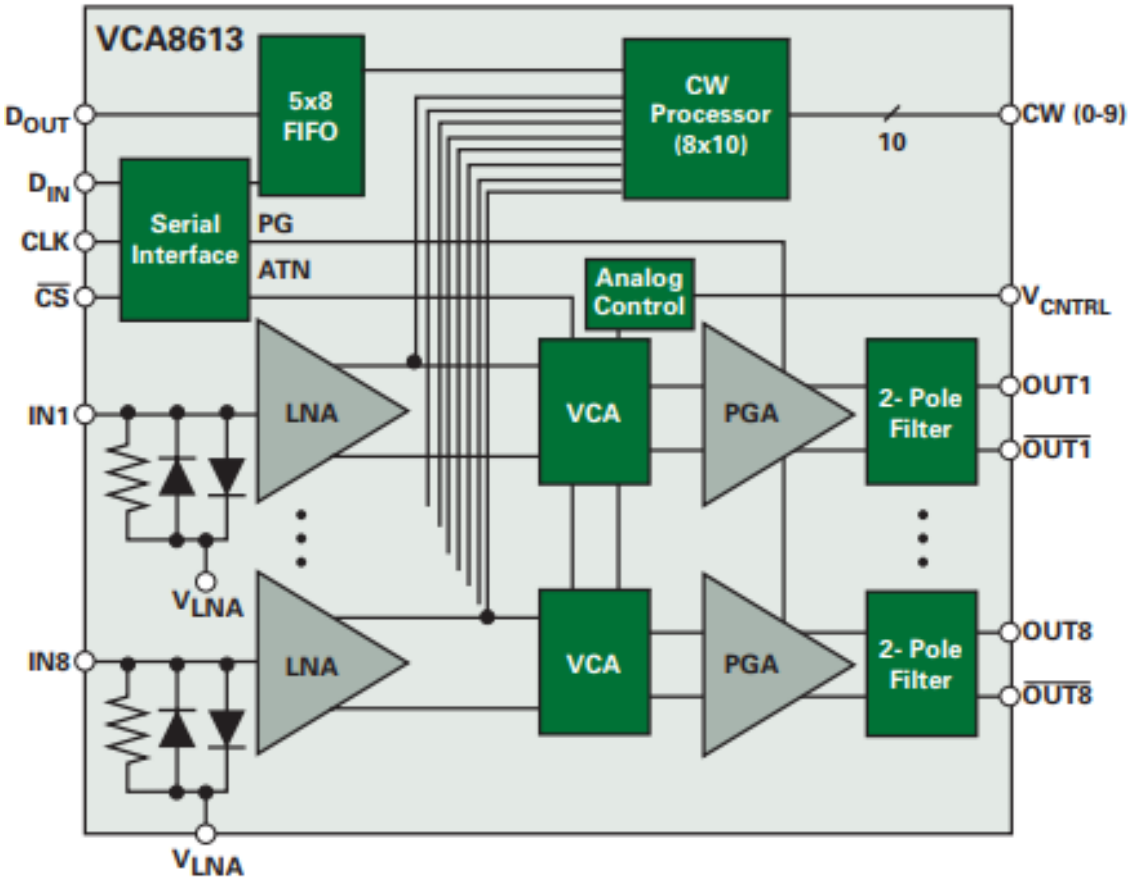


Рисунок 3.37 – Функціональна схема підсилювача VCA8613

Двоканальний 10-розрядний ЦАП DAC5652 – високошвидкісний (275 MSPS) ЦАП із вбудованим джерелом опорної напруги. Кожний ЦАП має диференціальний високосний струмовий вихід, який підходить для несиметричних або диференціальних аналогових виходів. Зовнішні резистори дозволяють масштабувати вихідний струм для кожного ЦАП окремо або разом, зазвичай, між 2мА і 20мА. Точність джерела опорної напруги мікросхеми забезпечується компенсацією температури і стабільністю напруги 1,2В. Може використовуватися зовнішнє джерело. DAC5652 має два паралельних вхідних порти з окремими тактовими частотами і фіксацією даних (рис. 3.39). Для гнучкості він також підтримує мультиплексування даних для кожного порту при роботі в режимі чергування.

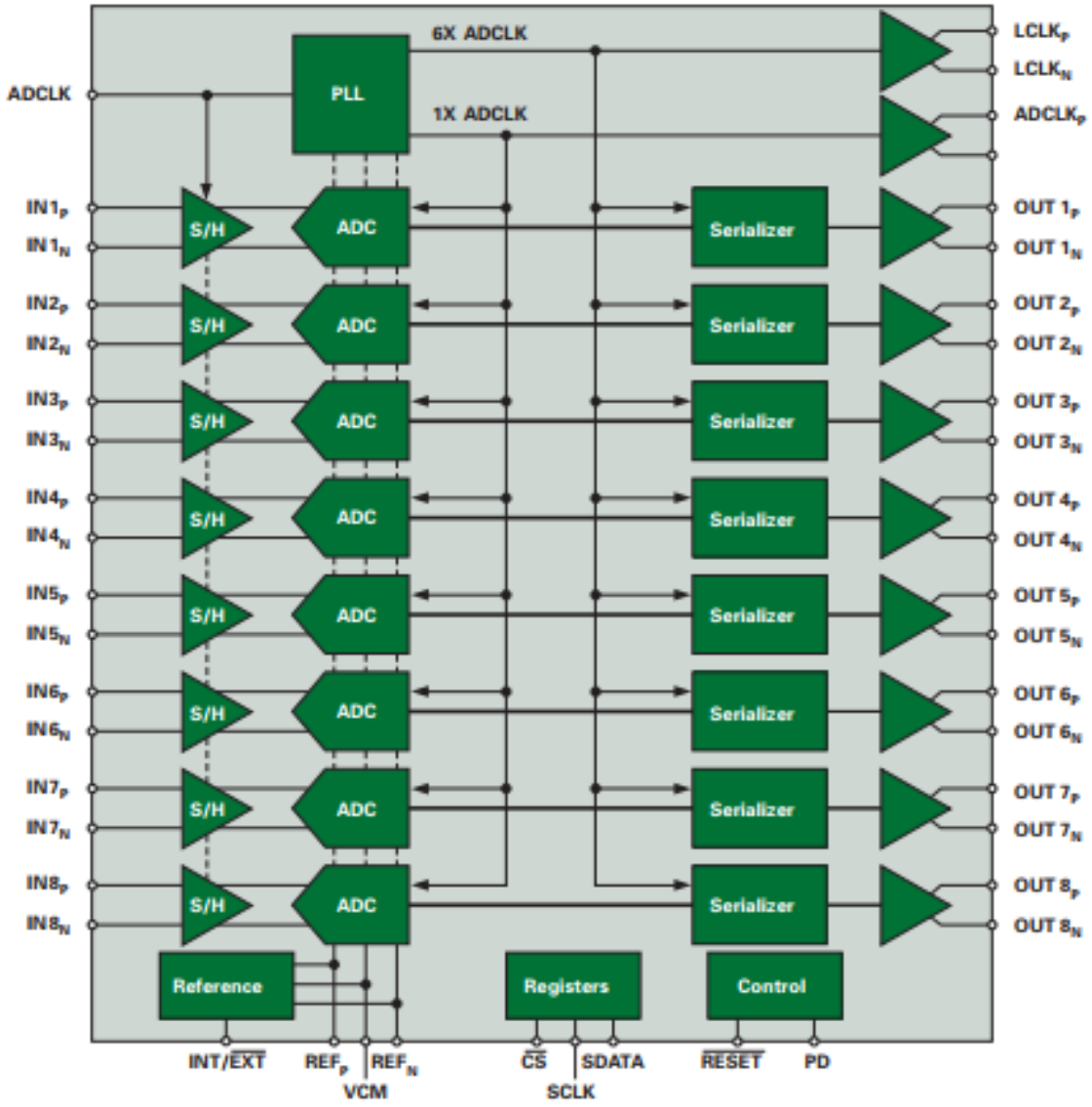


Рисунок 3.38 – Функціональна схема АЦП ADS527x

Для цього перетворювача характерний широкий динамічний діапазон, вільний від паразитних складових SFDR (80 dBc на 5 МГц) та високий показник інтерполяційних спотворень IMD3 (78 dBc на 15,1 МГц і 16,1 МГц). ЦАП відзначається незалежним або однорезисторним контролем підсилення, даними, що є подвійними або чергуються, а також малою потужністю (290 МВт). Живлення: 3 – 3,6 В.

Надширокосмуговий операційний підсилювач із струмовим зворотним зв'язком OPA695 є одно канальним (рис. 3.40) і забезпечує пропускну здатність 1,4 ГГц при швидкості зростання сигналу 2900 В/мкс. Вони дозволяють досягти 0,8 нс часу для кроку вихідного сигналу 2В, що є достатнім для відео з найвищими вимогами по шви-

дкості. Діапазон одно полярного живлення від + 5В до + 12В дозволяє використовувати більшість джерел. Низький (12,9 мА) струм живлення OPA695 точно зафіксований при температурі + 25 ° С. Це визначає низьку потужність системи.

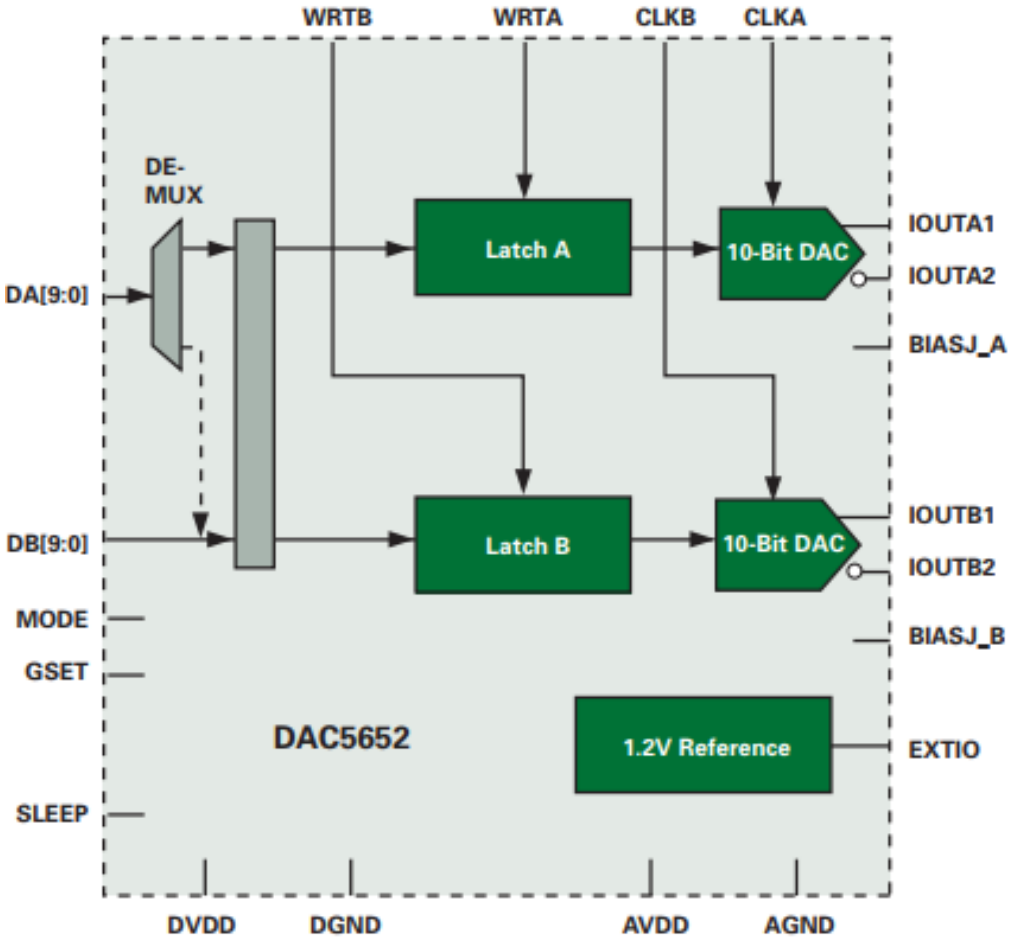


Рисунок 3.39 – Функціональна схема ЦАП DAC5652

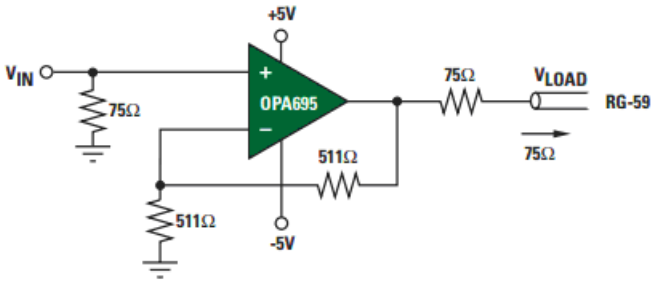


Рисунок 3.40 – Схема включення ОП OPA695

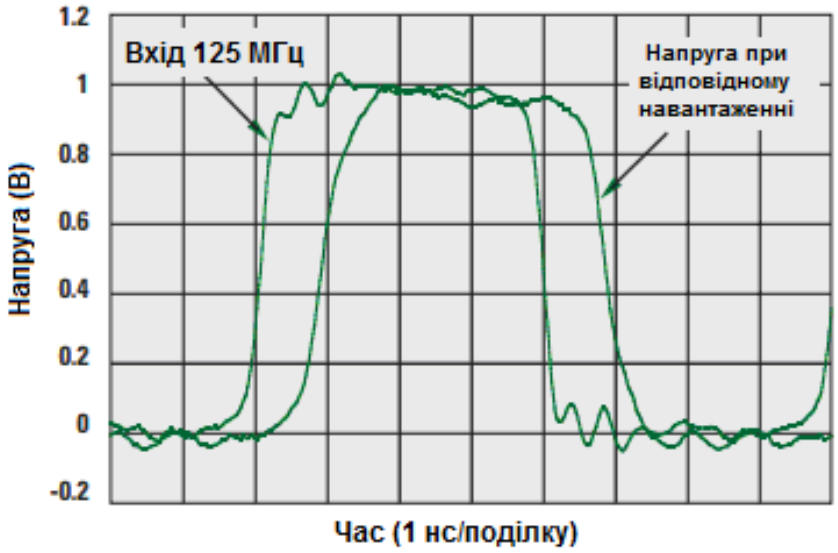


Рисунок 3.41 – Імпульсна характеристика підсилювача з коефіцієнтом +2 для пристрою відеолінії

Основні параметри:

- коефіцієнт підсилення: +2 для смуги пропускання 1400 МГц;
  +8 для смуги пропускання 450 МГц;
- перепади вихідної напруги: ± 4,2 В;
- швидкість зростання сигналу: 4300 В/мкс;
- потужність: 129 мВт;
- потужність в режимі відключення: 0,5 мВт.

Цифрові медіа-процесори TMS320DM644x є високоінтегрованими однокристальними системами SoC на базі процесора ARM926 та процесора оброблювання даних TSP320C64x+™. Вони використовують технологію DaVinci™ при обслуговуванні мереж медіакодування та декодування для пристроїв наступного покоління вбудованих IMC. DM6446 використовується у пристроях завдяки надійній операційній системі, розвиненому інтерфейсу користувача, високій продуктивності і тривалому ресурсу акумулятора (рис. 3.42).

Тактова частота процесора C64x+™ становить 594 МГц, а ARM926EJ-S™ – 297 МГц; швидкість – вісім 32-розрядних інструкцій C64x/цикл, тестовий показник – 4752 C64x+ MIPS. Програмне забезпечення медіа-процесора повністю сумісне з C64x+/ARM9™. Він має 64 32-розрядні регістри загального призначення.

Упаковка інструкцій зменшує розмір коду, а вбудований буфер трасування (ETB11™) з пам'яттю 4 КБ призначається для налаштування ARM9. Підсистема оброблювання відео передбачає інтерфейс CCD та CMOS зображення, а також попередній перегляд для оброблювання зображень в режимі реального часу.

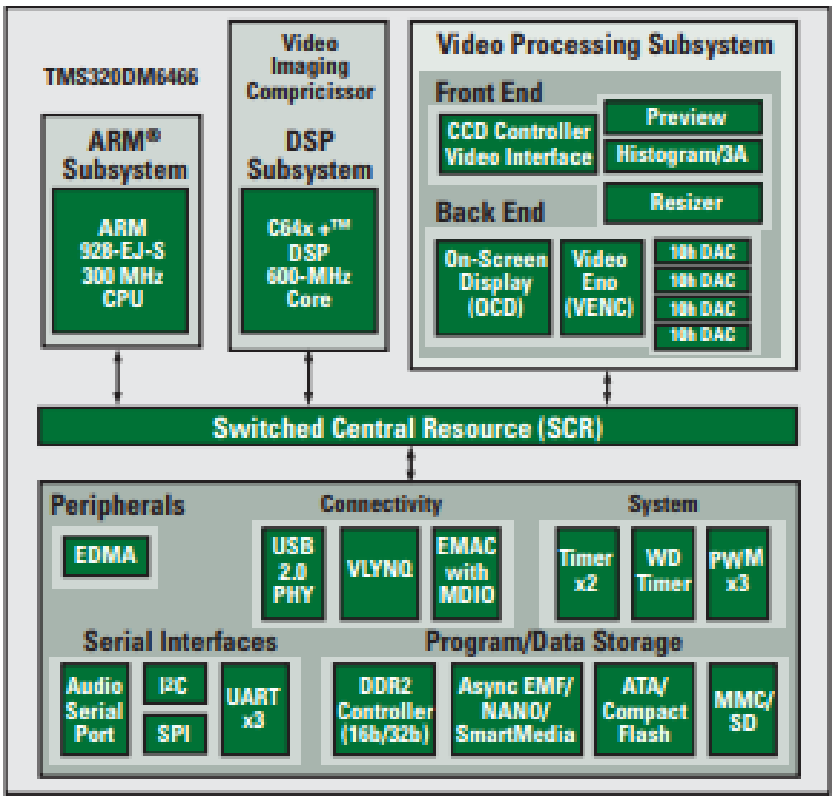


Рисунок 3.42 – Структура медіа-процесора TMS320DM644x

Сімейству ***процесорів цифрового оброблювання сигналів TMS320C64xx+™*** (включаючи мікросхему TMS320C6455**)** властиві підвищена продуктивність покоління процесорів з фіксованою точкою на платформі TMS320C6000™.

IC TMS320C6455 (рис. 3.43), яка базується на високопродуктивному VelociTI™ третього покоління, дозволяє використовувати їх для різних засобів, включаючи відео- та телекомунікаційні структури.

На основі нового TMS320C64x+ використовуються ядра 720МГц, 850МГц, 1ГГц. Пам'ять містить 32 Кб L1D, L1P 32 Кб кеш/SRAM, а також 2 Мб L2 (256 кеш/SRAM, лише решта SRAM).

Для прискорення використовуються сопроцесори декодера Вітербі (VCP) та турбодекодера (TCP). Стандартна швидкість введення/виведення для режиму повного дуплексу становить 10 Гбіт/с. До

інших високочастотних периферійних пристроїв відносяться: Gigabit Ethernet MAC, UTOPIA, PCI-66, HPI.

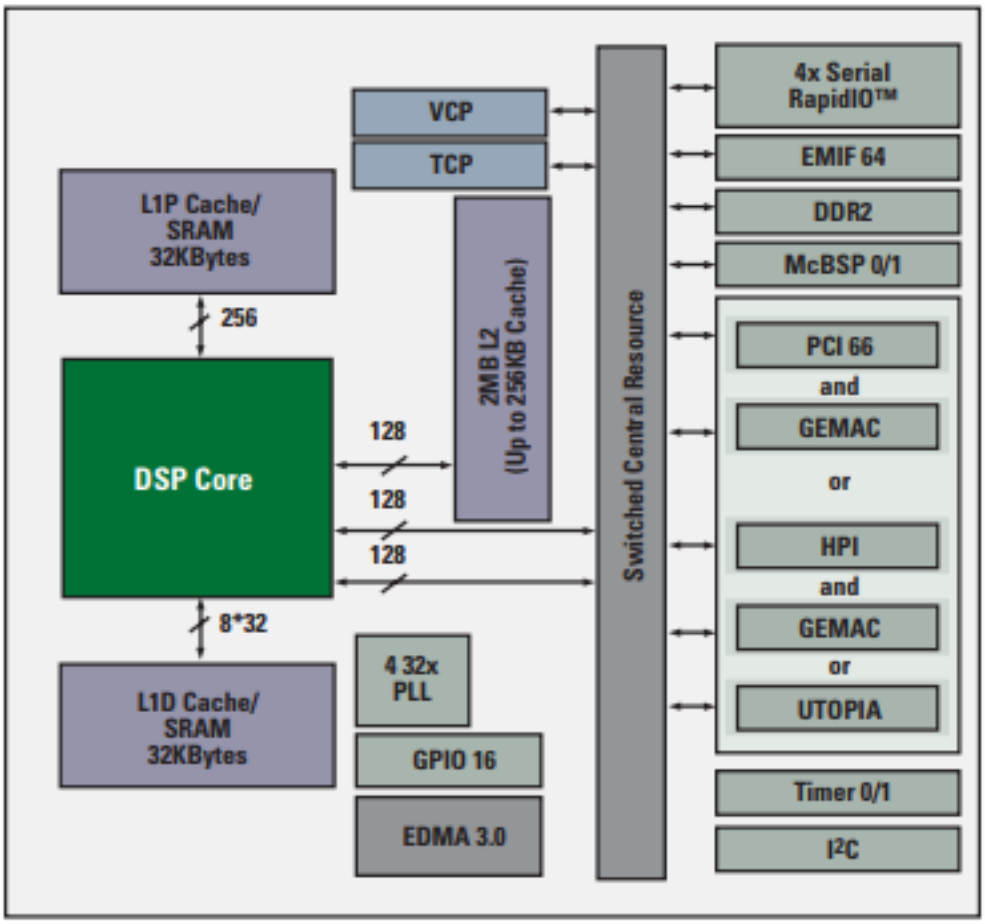


Рисунок 3.43 – Структура процесора TMS320C6455/TMS320C6454

Сімейство TMS320C672x – наступне покоління високоефективних 32- та 64-бітних ***цифрових процесорів з плаваючою комою***. Воно містить інтегральні схеми TMS320C6727, TMS320C6726 та TMS320C6722.

Процесор C67x+ є вдосконаленою версією процесора C67x™, що використовується на цифровому процесорі C671x. Він сумісний з C67x, але забезпечує значні покращення швидкості, щільності коду та продуктивності розрахунків з плаваючою комою за тактовий цикл. На 300 МГц процесор здатний досягти максимальної продуктивності 2400MIPS/1800MFLOPS при виконанні до восьми інструкцій (шість з яких з плаваючою комою) паралельно в кожному циклі.

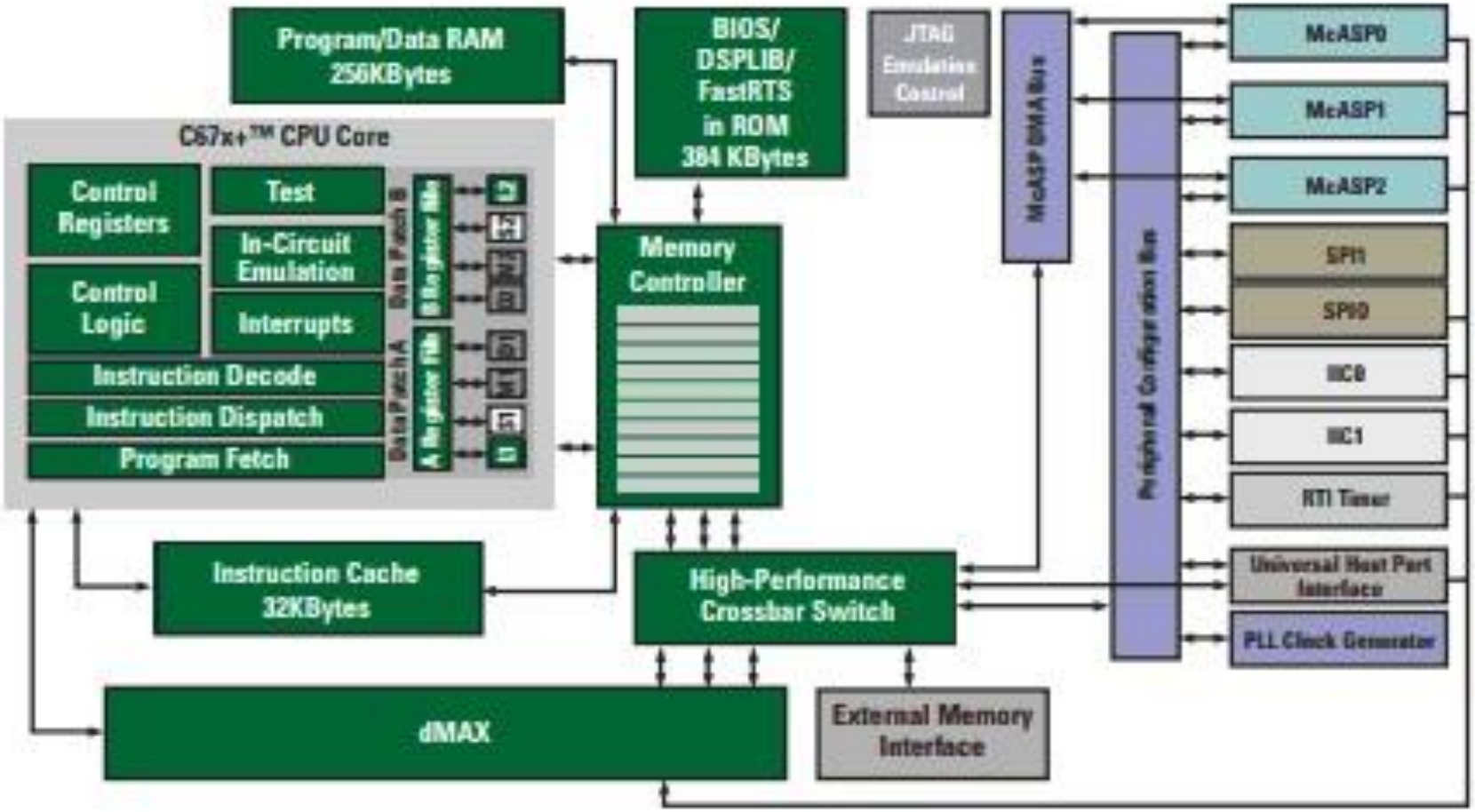


Рисунок 3.44 – Структура процесора TMS320C6727

Центральний процесор підтримує 32-розрядну і 64-розрядну арифметику з плаваючою точкою і подвійною точністю.

Він має ефективну систему пам'яті (у мікросхемі міститься 256 байт оперативної пам'яті і 384 Кбайт постійної в якості єдиного модуля програми/даних). Нарощування спрощується, оскільки немає фіксованого поділу між розміром пам'яті програми і даних, як у деяких інших. Контролер пам'яті підтримує одноциклічний доступ до даних процесором C67x+ в оперативній пам'яті та ПЗП.

Процесор розширеної архітектури VLIW повністю сумісний з кодом DSP і виконує за кожен цикл до восьми 32-бітних інструкцій. Він містить вісім незалежних багатоцільових функціональних модулів і до шістдесяти чотирьох 32-розрядних регістрів. Удосконалений компілятор і оптимізатор збирання С збільшують ефективність та продуктивність.

3.10. Модулі для забезпечення комп'ютерної томографії

Texas Instruments пропонує декілька засобів, які можуть задовольнити потреби медичних систем візуалізації і дозволяють проводити вимірювання низького рівня струму, що виробляється фотодіодними масивами в межах КТ-сканера [31].

АЦП – однокристальні пристрої для безпосереднього оцифровування струму низького рівня від фотодіодних матриць у КТ-сканерах. Подвійний інтегратор забезпечує неперервне збирання даних. Поки один інтегратор визначає фотодіодний заряд, дані з другого перетворюються ***DDC232*** 20-бітним АЦП (рис. 3.45). Час інтегрування регулюється користувачем, а вихідні дані отримуються через послідовний інтерфейс, зі схемотех-

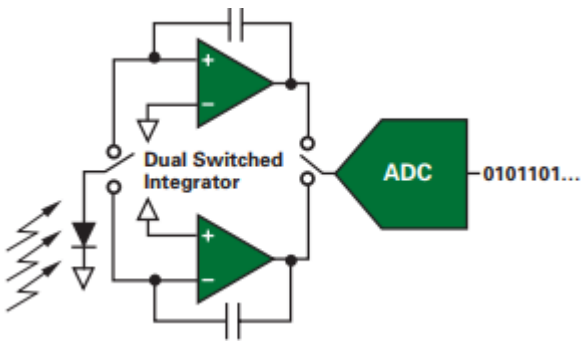


Рисунок 3.45 – Архітектура АЦП

нічною мінімізацією цифрових взаємозв'язків в системах з великою кількістю каналів.

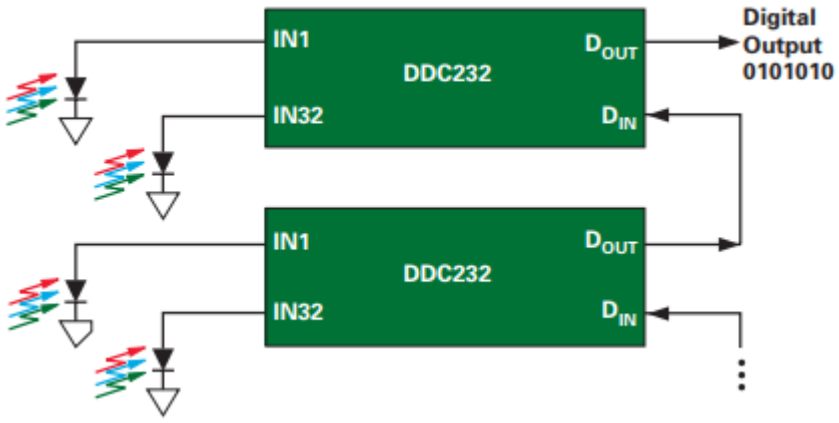


Рисунок 3.46 – Вимірювання струму фотодіодів за допомогою DDC232

Цей АЦП забезпечує комплексне рішення для вимірювання заряду 32 фотодіодів з роздільною здатністю 20 біт. Основні параметри:

⇒ регульований час інтегрування: 160 мкс – 1 с;

⇒ програмована повна шкала: 12,5 – 350 пК;

⇒ рівень шуму: 5 ppm, rms;

⇒ інтегральна нелінійність: ± 0,025%;

⇒ розсіювана потужність: 7 мВт/канал.

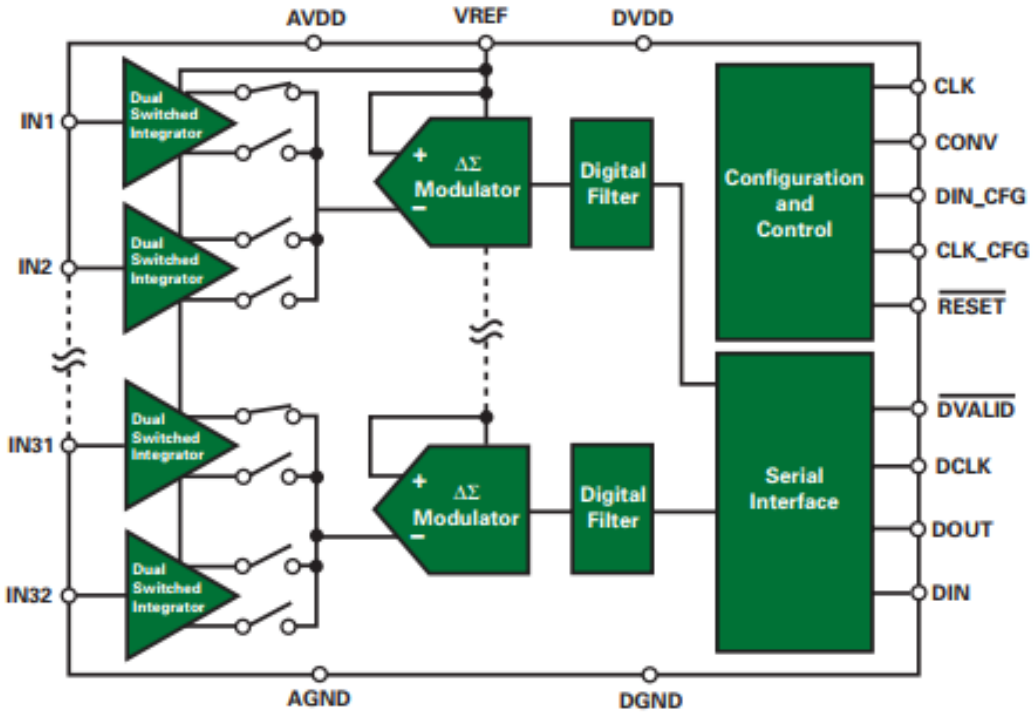


Рисунок 3.47 – Функціональна схема DDC232

Сімейство трансімпедансних підсилювачів OPA380 забезпечує високу швидкість (операційна смуга підсилення становить 90 МГц), високу точність, довготривалу стабільність і низький рівень шуму $1/f$, що робить його корисним для вирішення високошвидкісних томографічних задач. Операційний підсилювач відзначається зміщенням, дрейфом і шумом кращими, ніж забезпечують звичайні підсилювачі з польовими транзисторами.

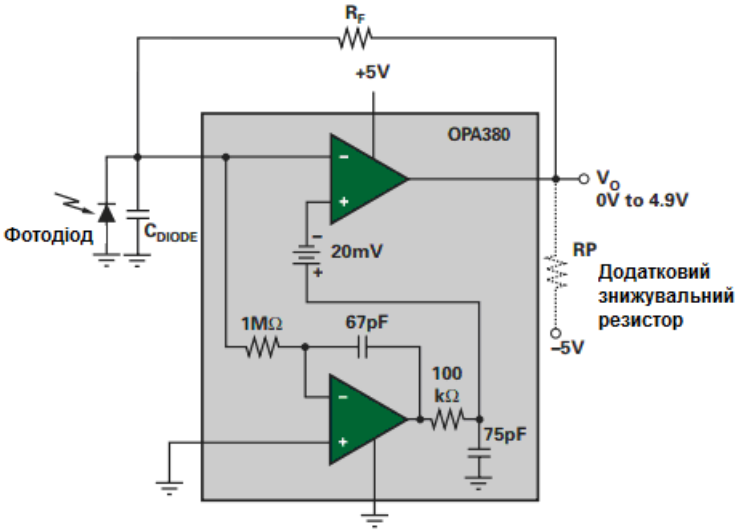


Рисунок 3.48 – Схема включення OPA380

Основні характеристики

- смуга пропускання: понад 1 МГц;
- динамічний діапазон: 5 декад;
- струм зміщення: до 50 пА;
- напруга зміщення: до 2 мкВ;
- дрейф нуля: 0,1 мкВ/ºС
- струм спокою: 6 мА;
- діапазон живлення: 2,7 – 5,5 В.

ADS8482 – 18-розрядний 1 MSPS АЦП з внутрішнім джерелом опорної напруги 4,096 В та псевдобіполярним, повністю диференційованим входом (рис. 3.49). Він має повний 18-бітний інтерфейс, 16-розрядний варіант утримування, коли дані зчитуються за допомогою двох циклів або варіант 8-бітної шини з використанням трьох циклів зчитування. Йому властива нульова затримка.

ADS8482 – 18-бітний АЦП 1MSPS. Швидкісна операція ADS8482 робить його придатним для використання з мультиплексором для вимірювання декількома каналами OPA380 (рис. 3.50).

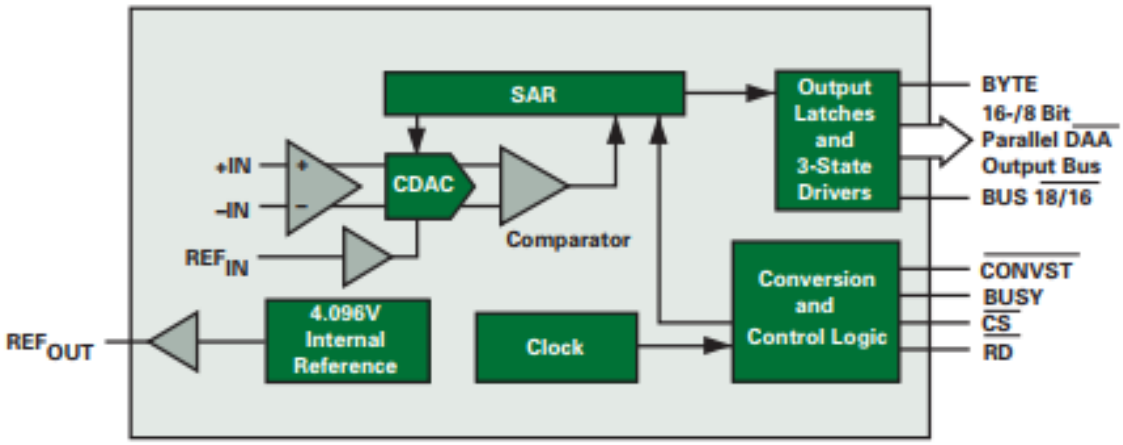


Рисунок 3.49 – Функціональна схема ADS8482

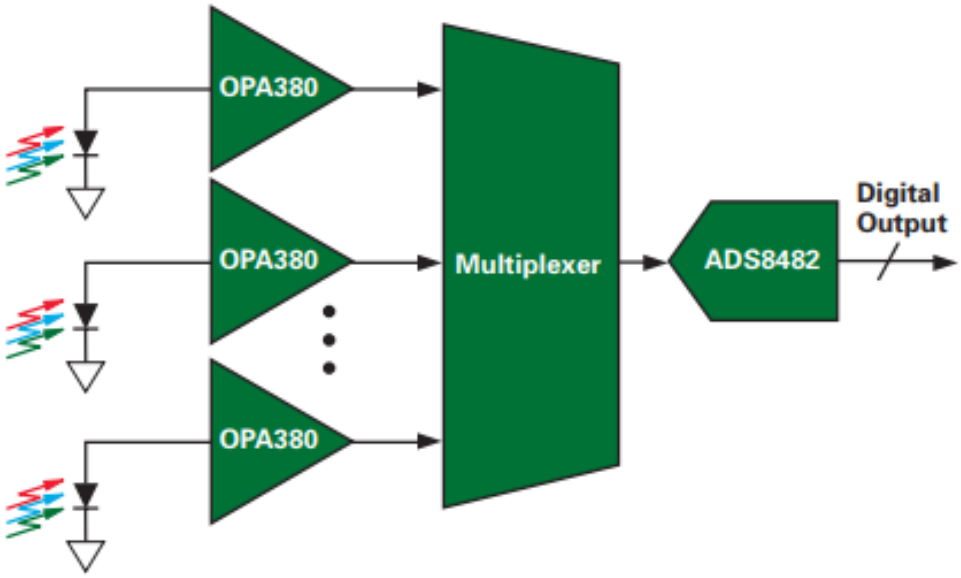


Рисунок 3.50 – Реалізація КТ-сканера з використанням OPA380 та ADS8383

Основні характеристики

- частота вибірки: 0 – 1 МГц;
- INL: ± 1,2 LSB (тип); ± 2,5 LSB (макс.);
- DNL: +0,75/–0,6 LSB (тип); + 1,5/–1 LSB (макс.);
- похибка зміщення: ± 0,05 мВ;
- зсув похибки дрейфу: ± 0,05 ppm/˚C;
- діапазон живлення: 2,7 – 5,25 В;
- споживана потужність: 225мВт.

3.11. Компоненти для засобів магнітно-резонансної томографії (МРТ)

ADS5423, ADS5424 і ADS5433 – 14-бітні, 80 MSPS, 105 MSPS АЦП з розширеним динамічним діапазоном SFDR для вхідних частот до 100 МГц. Для 80 MSPS динамічний діапазон становить 96,5 дБ і гарантований до 91 dBc за робочої температури, діапазон зі вхідним сигналом 1 dBFS при 30 МГц. ІС працюють при живленні 5 або 3,3 В, забезпечуючи вихідні CMOS-сумісні сигнали 3,3 В. Для подальшого спрощення системи також передбачений внутрішній еталонний генератор (рис. 3.51).

Основні характеристики:

- частота вибірки: 14-бітна, 80 MSPS (ADS5423, ADS5433);
  14-бітова, 105 MSPS (ADS5424)
- SNR: 74,4 дБ при 80MSPS та 30 МГц;
- SFDR: 96,5 дБ при 80 MSPS та 30 МГц;
- диференціальний вхідний діапазон: 2,2 $U_{вх}$;
- загальне розсіювання потужності: 1,85 Вт;
- живлення: 5В.

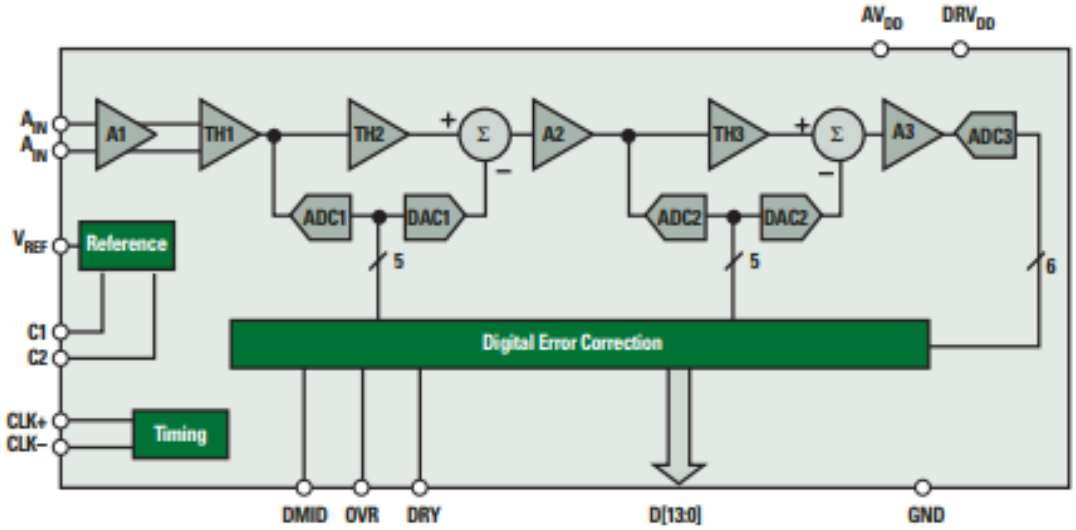


Рисунок 3.51 – Функціональна схема ADS5433

ADS5547 – високопродуктивний 14-розрядний 210 MSPS АЦП, який пропонує повністю диференційований інтерфейс DDR LVDS, а також паралельні виходи CMOS. З широкою аналоговою смугою про-

пускання і низьким рівнем джиттера на вході, ІС підтримує як високий рівень співвідношення сигнал/шум SNR, так і широкий динамічний діапазон SFDR при великих вхідних частотах. Для покращення динамічного діапазону SFDR можна використовувати програмовані варіанти підсилення при менших діапазонах вхідних сигналів. АЦП забезпечує подвійну швидкість передачі даних DDR LVDS. ***ADS5545*** – високопродуктивний 14-розрядний АЦП зі швидкістю 170 MSPS.

Основні характеристики:

- ✓ загальне розсіювання потужності: 1,23 Вт;
- ✓ SNR: 73,3 dBFS при 70 МГц IF;
- ✓ SFDR: 85 dBc при 70 MHz IF, підсилення 0 dB;
- ✓ смуга пропускання аналогової частини: до 800 МГц;
- ✓ програмований коефіцієнт посилення: до 6 дБ для SNR/SFDR при високих показниках IF;
- ✓ аналоговий та цифровий блок живлення: 3,3 В.

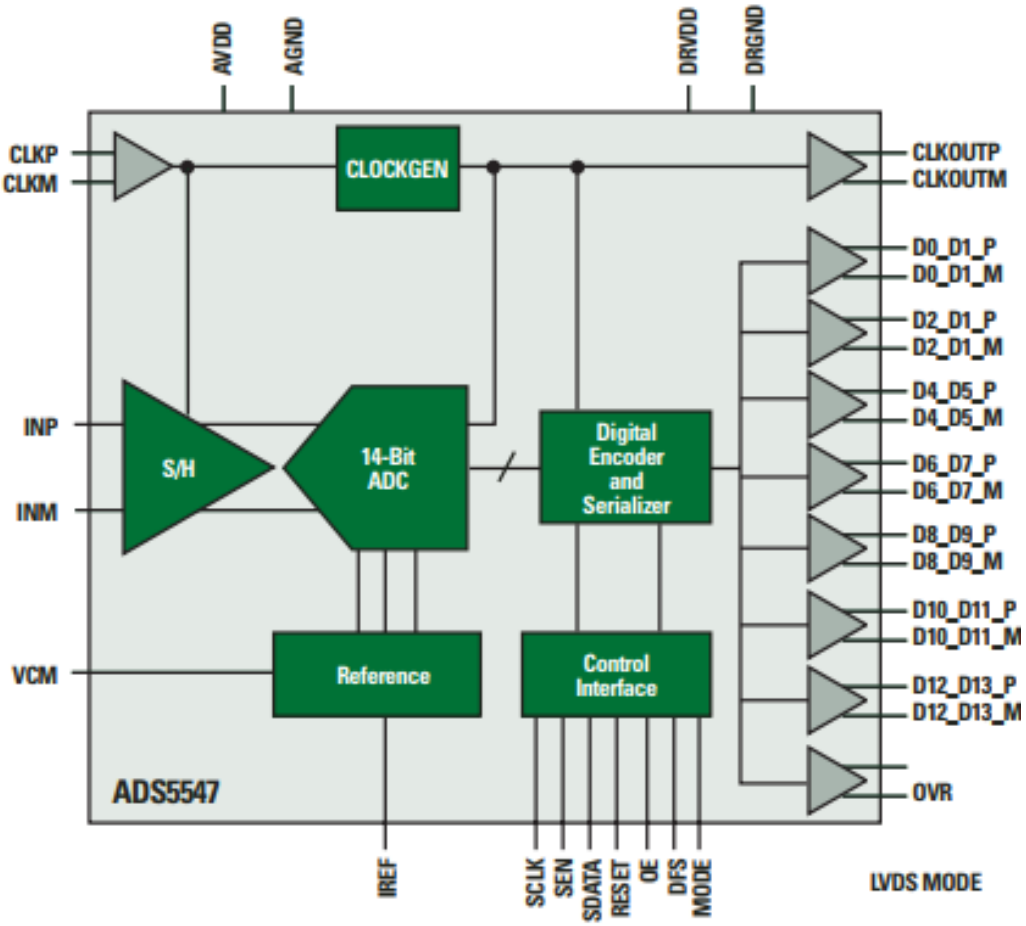


Рисунок 3.52 – Функціональна схема ADS5547

Дельта-сигма-топологія ***16-бітних 10MSPS АЦП ADS1610 та ADS1605*** забезпечує пріоритети розроблення на системному рівні відповідно до фільтрації згладжування і джиттера синхронізації. Вихідні дані надходять через паралельний інтерфейс, що легко підключаються до мікроконтролерів TMS320™. Розсіювання потужності можна регулювати за допомогою зовнішнього резистора (рис. 3.53).

Основні параметри:

⇒ вихідна швидкість передавання даних: 10 MSPS (ADS1610);
5 MSPS (ADS1605);

⇒ ширина смуги сигналу: 4,9 МГц;

⇒ SNR: 86 dBFS;

⇒ THD: –94 dBS;

⇒ SFDR: 95 dB;

⇒ групова затримка: 3 мкс.

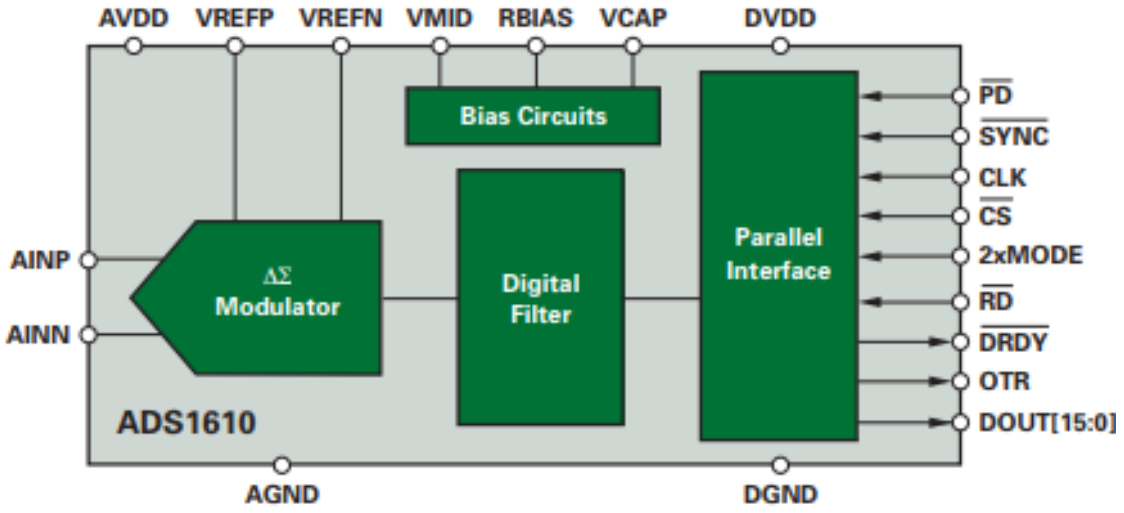


Рисунок 3.53 – Функціональна схема ADS1610

DAC5687 – двоканальний, 16-розрядний, високошвидкісний (500 MSPS) ЦАП з вбудованими 2x, 4x і 8x інтерполяційними фільтрами. Він містить складний цифровий програмований генератор (NCO) і відзначається високими лінійністю, шумовими характеристиками, а також фазового шуму ФАПЧ (PLL). DAC5687 має шість блоків оброблювання сигналів: два цифрових фільтра інтерполяції, тонкий мікшер частоти, блок компенсації квадратурної модуляції, грубий

мікшер частоти $fs/2$ або $fs/4$. Грубі та тонкі змішувачі з 32-бітним NCO можна комбінувати для створення більш широкого діапазону частот. Інші особливості передбачають декілька варіантів введення, таких як однопортові чергуючі дані, парне і непарне мультиплексування з половинною швидкістю та оброблюванням вхідних сигналів FIFO з будь-яким внутрішнім або зовнішнім годинником, щоб полегшити двозначність вхідної синхронізації, коли мікросхема синхронізується із частотою дискретизації ЦАП. (рис. 3.54). Вбудований множник тактової частоти PLL/VCO. Передбачена повна компенсація, включаючи зміщення, посилення та фазу. Напруга введення/виведення становить 1,8 В або 3,2 В. Диференціальний масштабований вихід передбачає діапазон 2 – 20 mA.

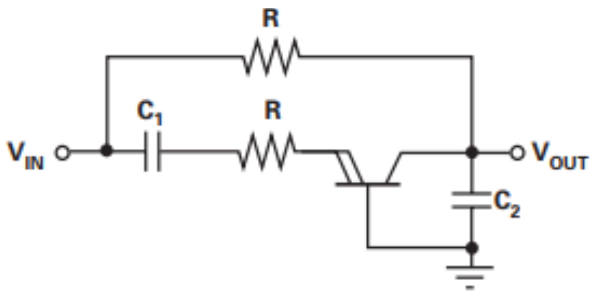


Рисунок 3.55 – Фільтр низькочастотного перетворювача негативного опору (NIC)

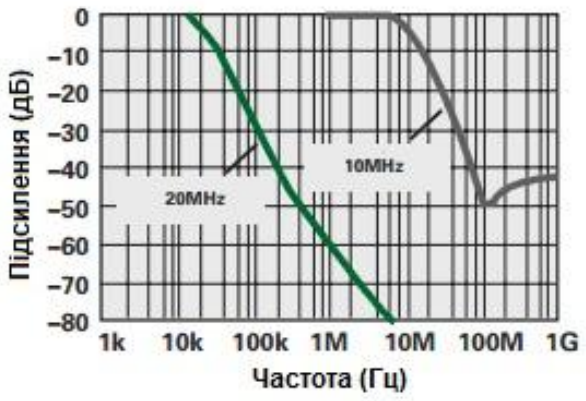


Рисунок 3.56 – Частотна характеристика низькочастотних фільтрів (NIC) 20 МГц та 10 МГц

Широкосмуговий операційний підсилювач крутості OPA861 із джерелом струму, керованим напругою, може розглядатися як ідеальний транзистор.

Так само, як і транзистор, він має три контакти – вхід з високим імпедансом (база), вхід/вихід з низьким імпедансом (емітор) та поточний вихід (колектор). OPA861, однак, є двополюсним. Вихідний струм колектора дорівнює нулю для нульової напруги база-еміттер. Входи змінного струму, орієнтовані на нуль, виробляють вихідний струм, який є біполярним і теж орієнтованим на нуль.

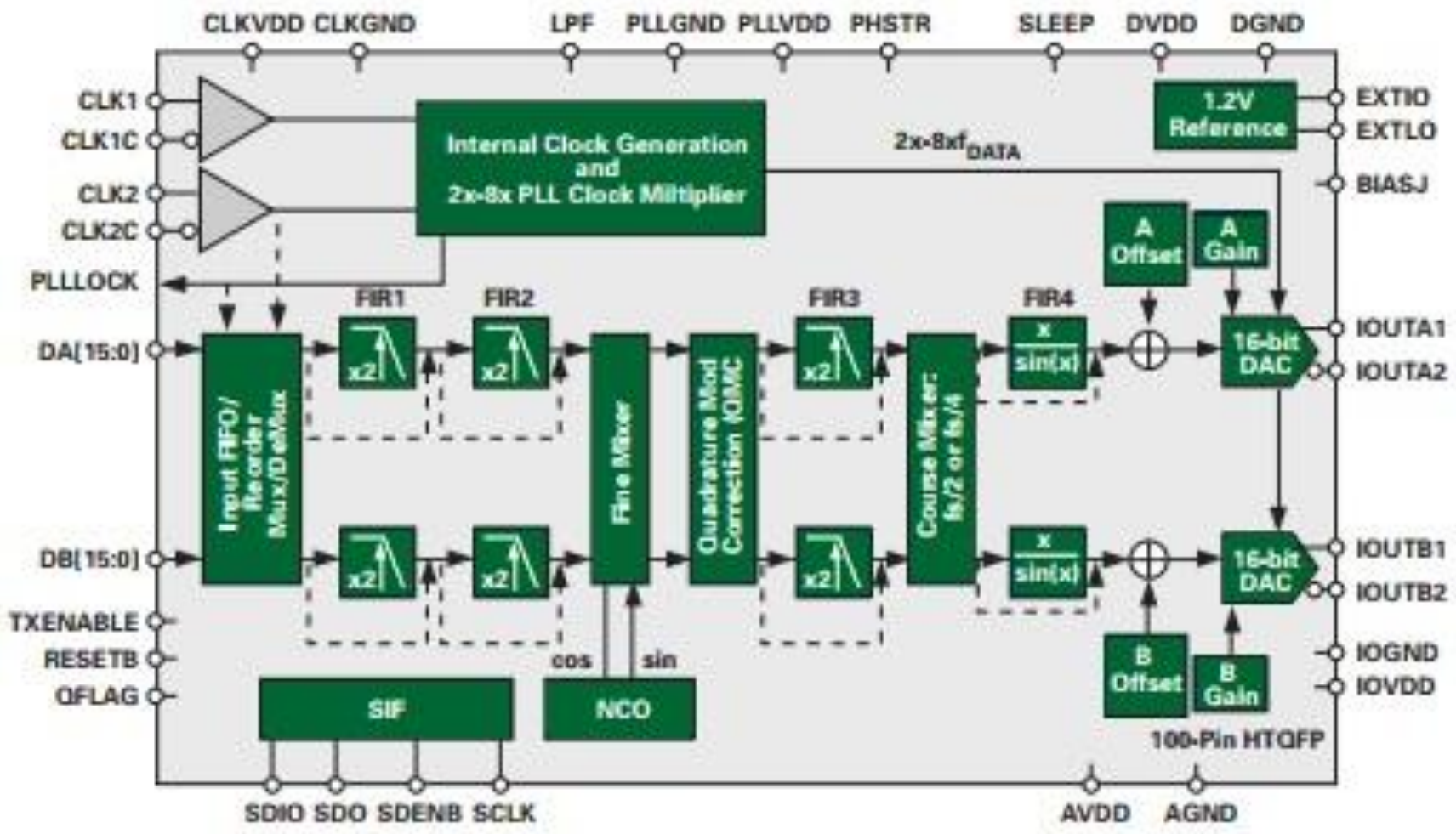


Рисунок 3.54 – Функціональна схема ЦАП DAC5687

Крутість характеристики OPA861 можна регулювати за допомогою зовнішнього резистора, що дозволяє оптимізувати пропускну здатність, струм спокою та коефіцієнт підсилення.

Основними перевагами цього компонента є: широка смуга пропускання (80 МГц), висока швидкість зростання сигналу (900 В/мкс), висока надпровідність (95 мА/В) та низький струм спокою (5,4 мА).

3.12. Компоненти для засобів цифрової рентгеноскопії

ADS8422 – 16-розрядний 4 MSPS АЦП з опорною напругою 4,096 В і повністю диференційованим псевдобіполярний входом діапазону від –4V до + 4V. Він містить повний 16-бітний інтерфейс та 8-бітну опцію для зчитування даних за допомогою двох 8-бітних циклів при необхідності. Він працює при температурах від –40°C до +85°C. Використовується високошвидкісний паралельний інтерфейс (рис. 3.57).

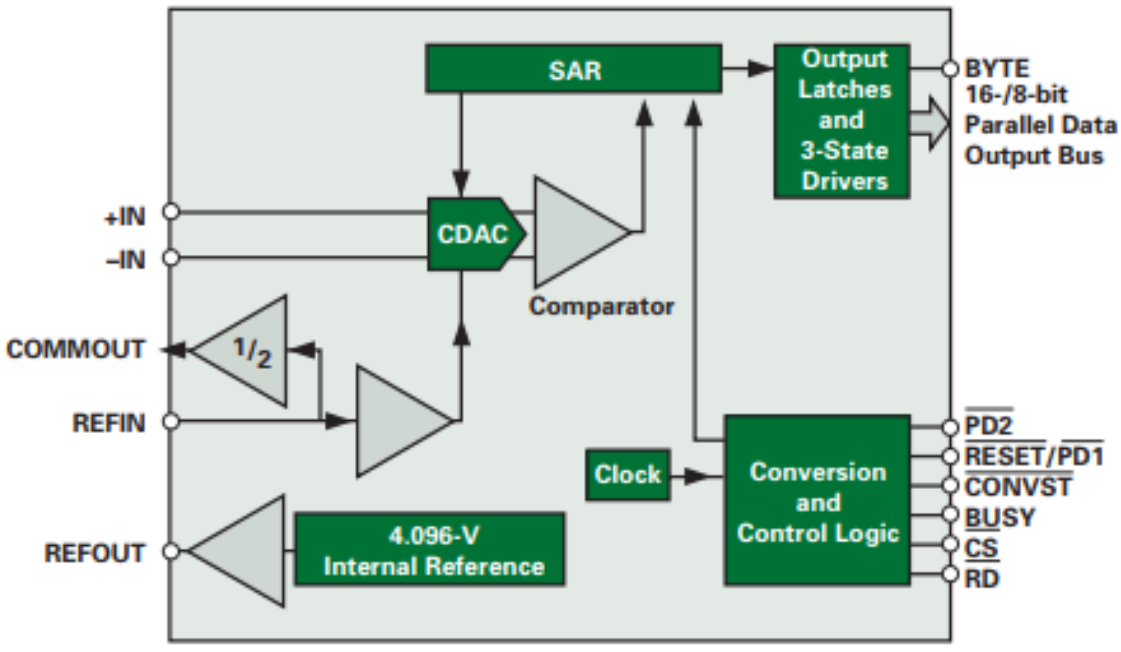


Рисунок 3.57 – Функціональна схема АЦП ADS8422

Основні характеристики:

- 16-бітний NMC при 4MSPS;
- INL: 1LSB;

- SNR: 92 dB;
- THD: –102 дБ зі входом 100 КГц;
- споживана потужність: 155 мВт при 4 МГц.

THS4130 і THS4131 є високошвидкісними малошумними підсилювачами введення/виведення із повністю диференційованим сигнальним трактом від входу до виходу. Ці пристрої забезпечують відмінне придушення синфазних завад і покращує показники гармонічних спотворень. Завдяки диференціальним входам і виходам збалансовані виходи придушують шум у звичайному режимі, а також зменшуються спотворення другої гармоніки.

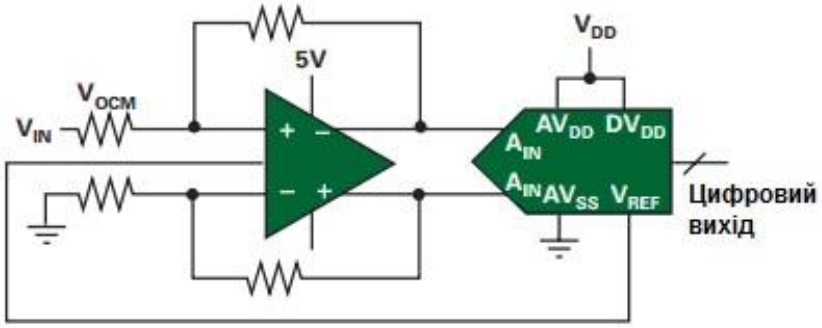


Рисунок 3.58 – Типовий тракт аналого-цифрового перетворення

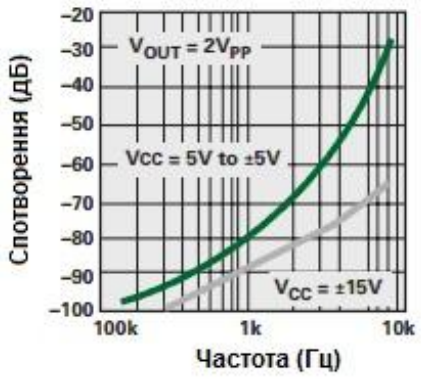


Рисунок 3.59 – Залежність повного гармонічного спотворення від частоти

Основні характеристики:

- пропускна здатність: 150 МГц (–3 дБ, U_{CC} = ± 15 В);
- швидкість зростання сигналу: 51 В/мкс;
- THD3 на 250 кГц: –100 дБ;
- рівень приведеного до входу шуму: 1,3 $^{нВ}/_{\sqrt{Гц}}$;
- діапазон живлення: уніполярне: 5 В;
  біполярнне: ± 15В

REF50xx – сімейство малошумних, малопотужних, високоточних джерел еталонної напруги. Призначені для використання при високоточному збиранні даних системою, REF50xx виступає як опорне джерело живлення і є дуже надійний до будь-яких змін та навантажень. У REF50xx малий температурний дрейф (3 ppm/°C) та висока точність (0,05%), що досягається використанням власної техніки проектування та корекційною точністю.

Їм властивий високий вихідний струм (± 10mA) і широкий діапазон робочих температур (від –40°C до +125°C).

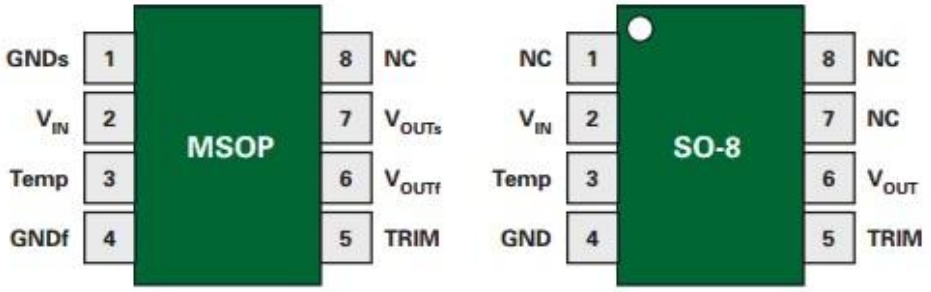


Рисунок 3.60 – Топологія REF50xx для корпусів MSOP nf SO-8

3.13. Компоненти для засобів позитронно-емісійної томографії

Сімейство ADS527x містить вісім високоефективних АЦП (ADS5270, ADS5271, ADS5272, ADS5273, ADS5277, ADS5240, ADS5242), що дозволяє реалізувати продуктивний амплітудний вимірювальний канал у високоефективних ультразвукових системах. Низьке розсіювання потужності на канал продовжує термін служби акумулятора і дозволяє використовувати ADS527x в портативних пристроях ультразвуку. 12-розрядні, 40 – 70 MSPS та 10-розрядні, 65 MSPS АЦП сімейства ADS527x дозволяють розроблювати пристрої у всьому спек-

Таблиця 3.3 – Сімейство REF50xx

Модель	Вихідна напруга, В
REF5020	2,048
REF5025	2,5
REF5030	3,0
REF5040	4,096
REF5045	4,5
REF5050	5,0
REF50100	10,0

трі ультразвуких досліджень. ADS5240 та ADS5242 – 4-канальні, 12-розрядні версії 40 MSPS і 65 MSPS, відповідно (рис. 3.61).

Їх відрізняє мала потужність споживання електроенергії (123 мВт на канал при частоті 65 Мбіт/с). Співвідношення сигнал/шум SNR складає 70,5 дБ для 12-біт при проміжній частоті IF 10 МГц. Передбачене індивідуальне вимкнення живлення каналу. Вони мають спеціалізований інтерфейс LVDS.

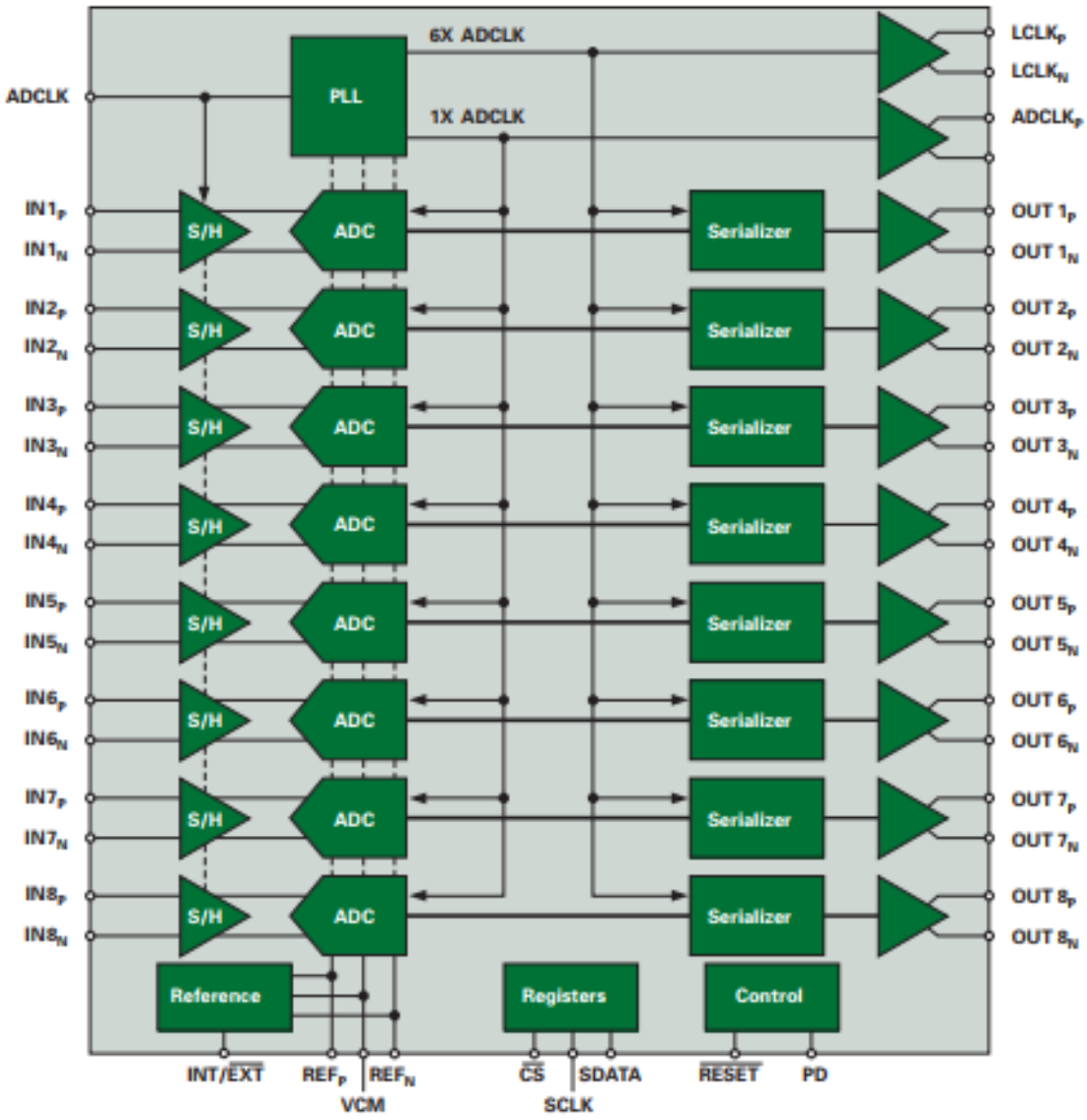


Рисунок 3.61 – Функціональна схема АЦП сімейства ADS527x

ADSDeSer-50EVM призначений для взаємодії з перетворювачами вихідних даних низьковольтних диференціальних сигналів (LVDS) при робочій частоті до 70 МГц і до восьми каналів.

ADSDeSer-50EVM забезпечує простий спосіб обстеження серіалізованих вихідних даних з перетворювачів даних LVDS за допомогою десеріалізації даних та перетворення на стандартний паралельний формат порту даних. Оскільки немає вбудованого годинника, забезпечується синхронний вихід годин окремо, разом з вісьмома каналами даних. Це може бути використане для тестування наступних АЦП: ADS5270, ADS5271, ADS5272, ADS5273, ADS5240 та ADS5242.

3.14. Засоби управління живленням для приладів медичної візуалізації

8-канальний секвенсор живлення і монітор UCD9080 забезпечує моніторинг до 8 шин напруг. Всі дані про шини контролюються та оновлюються кожні 50 мкс із роздільною здатністю 3,5 мВ. Він визначає розділення до трьох цифрових виходів для скидання живлення та інші функції. Встановлюються пороги зниженої та підвищеної напруги на шині. Задіяний інтерфейс I^2C для налаштування та моніторингу, а також Microsoft® Windows® GUI для конфігурації і моніторингу. Напруга живлення становить 3,3 В при низькому енергоспоживанні (300 мкА).

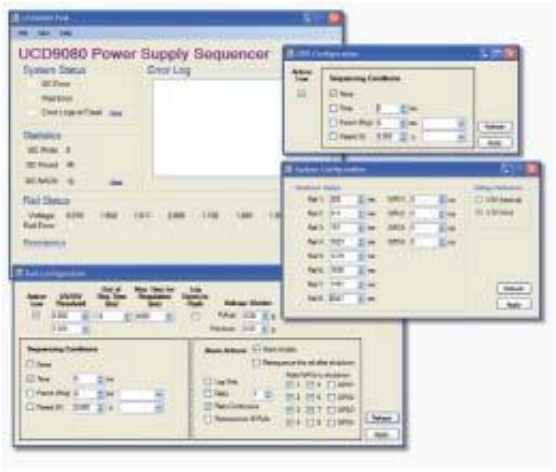


Рисунок 3.62 – Приклад роботи з пристроєм UCD9080

Приклад використання наведений на рис. 3.62, а функціональна схема – на рис. 3.63.

Крім цього, до сімейства UCD належать різні пристрої, функціональне призначення яких наведене в табл. 3.4.

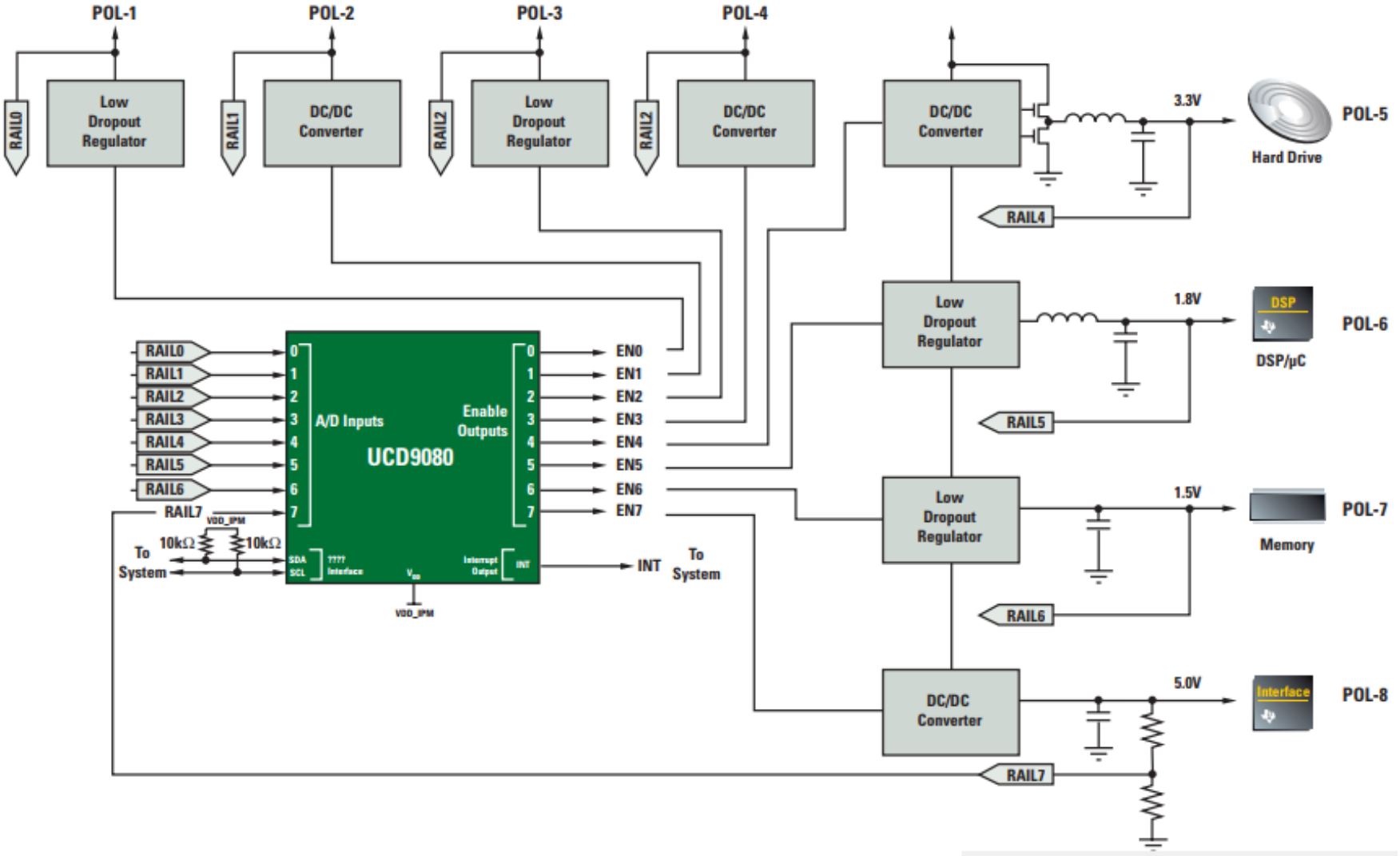


Рисунок 3.63 - Функціональна схема пристрою UCD9080

Таблиця 3.4 – Сімейство UCD

Тип	Функціональне призначення
UCD9111	Однофазний цифровий контролер потужності
UCD9112	Двофазний цифровий контролер потужності
UCD9501	32-бітний цифровий контролер сигналів для управління живленням
UCD7100	Поодиноке цифрове управління польовим МОП-транзистором ± 4 А із датчиком струму
UCD7201	Подвійне цифрове управління польовим МОП-транзистором ± 4 А з одним спільним датчиком струму
UCD7230	Цифровий синхронний пристрій зниження живлення

Модулі PTH другого покоління PTH08T2xx розроблені за технологією TurboTrans™. Принцип автоматичного відстеження підтримує Auto-Track™, а синхронізації – SmartSync.

Перевагою цих модулів є те, що вихідний сигнал регулюється в межах 1,5%. Крім цього, під час розроблювання наявний ряд заходів, які економлять витрати, простір на друкованій платі, а також вагогабаритні показники.

Таблиця 3.5 – Сімейство PTH08T2xx

Пристрій	$U_{вх}$, В	$U_{вих}$, В	$I_{вих}$, А
PTH04T260W	2,2 – 5,5	0,7 – 3,6	3
PTH08T260/261W	4,5 – 14	0,7 – 5,5	3
PTH04T230W	2,2 – 5,5	0,7 – 3,6	6
PTH08T230/231W	4,5 – 14	0,7 – 5,5	6
PTH04T240/241W	2,2 – 5,5	0,7 – 3,6	10
PTH08T240/241W	4,5 – 14	0,7 – 5,5	10
PTH04T220W	2,2 – 5,5	0,7 – 3,6	16
PTH08T220/221W	4,5 – 14	0,7 – 5,5	16
PTH05T210W	2,2 – 5,5	0,7 – 3,6	30
PTH08T210W	4,5 – 14	0,7 – 3,6	30
PTH08T250W	4,5 – 14	0,7 – 3,6	50
PTH08T250W	8,0 – 14	0,7 – 3,6	50

Функціональна схема наведена на рис. 3.64.

Сімейство PTH08T2xx містить декілька пристроїв, параметри яких зведені до табл. 3.5.

Таблиця 3.6 – Розшифровка назв сімейства PTQA4xxxxx

Модель	Вхідна напруга, В	Вихідний струм, А	Вихідна напруга, В
PTQA**4**xxxxx	48		
PTQA4**30**xxx		30	
PTQA4**20**xxx		20	
PTQA4xx**025**			2,5
PTQA4xx**033**			3,3
PTQA4xx**050**			5,0

Ізольований модуль постійного струму PTQA430033 забезпечує контроль увімкнення/вимкнення, захист від перенапруг, а, при необхідності блокування напруги, захист

від перенапруги на виході, відключення у випадку перегріву. Вхідна напруга становить 48 В (36 – 75 В) з ізоляцією входу/виходу до 1500 В. При цьому ккд становить 92% при повному завантаженні шини 3,3 В.

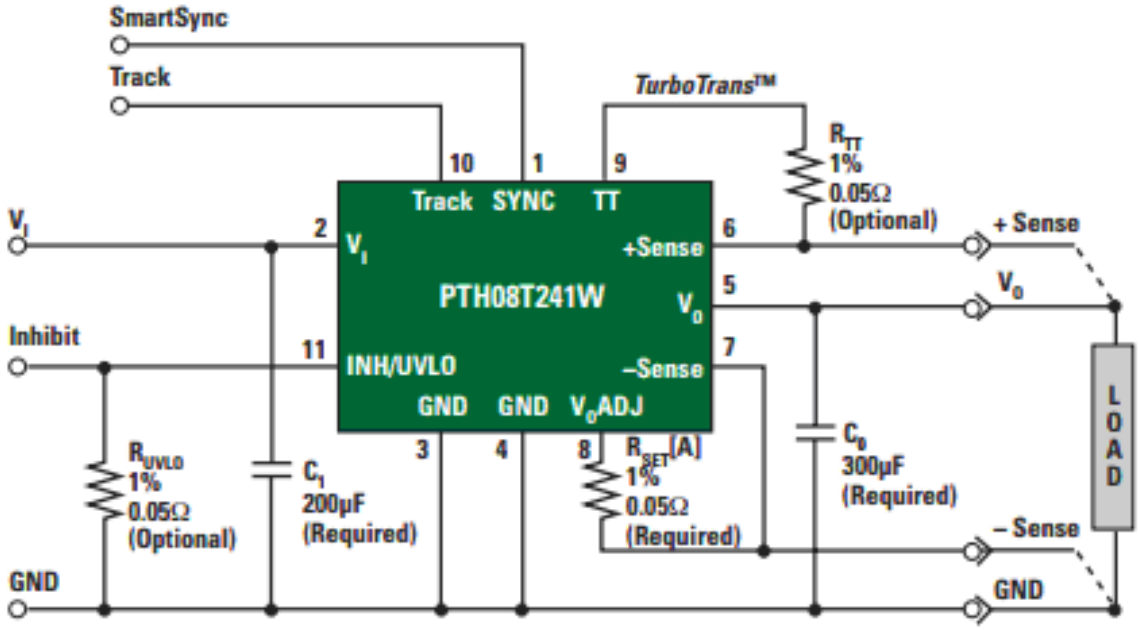


Рисунок 3.64 - Функціональна схема пристроїв сімейства PTH08T2xx

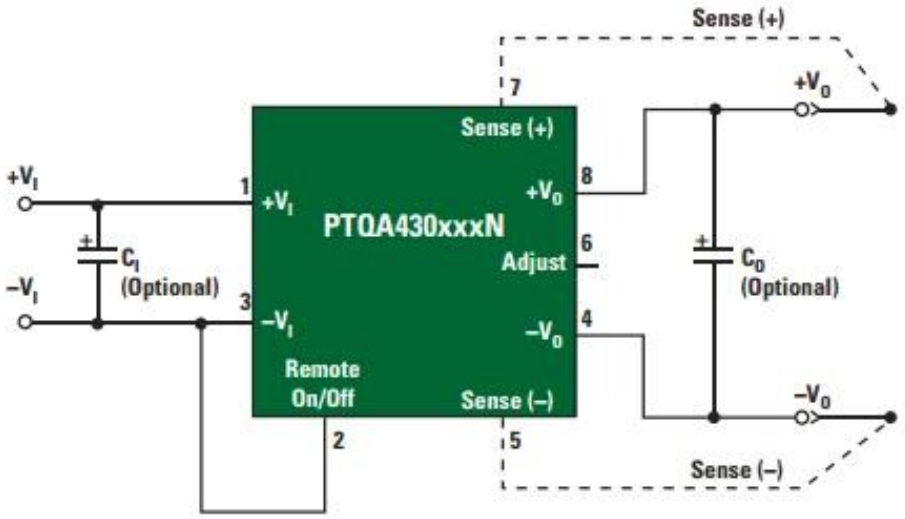


Рисунок 3.65 - Функціональна схема пристрою сімейства PTQA430033

3.15. Засоби для апаратів штучної вентиляції легень

Високопродуктивні контролери TMS320C2000 не лише забезпечують точність управління двигуном, але й можуть виконують до 150 MIPS і мають високий рівень інтеграції периферійних пристроїв із вбудованою FLASH-пам'яттю, 12-бітним 16-канальним АЦП з продуктивністю до 12,5 MSPS та інтерфейсом GPIO, тому можна використовувати один контролер для зменшення вартості без втрати працездатності. Завдяки цьому забезпечується незалежне управління робочим циклом і його окремими фазами.

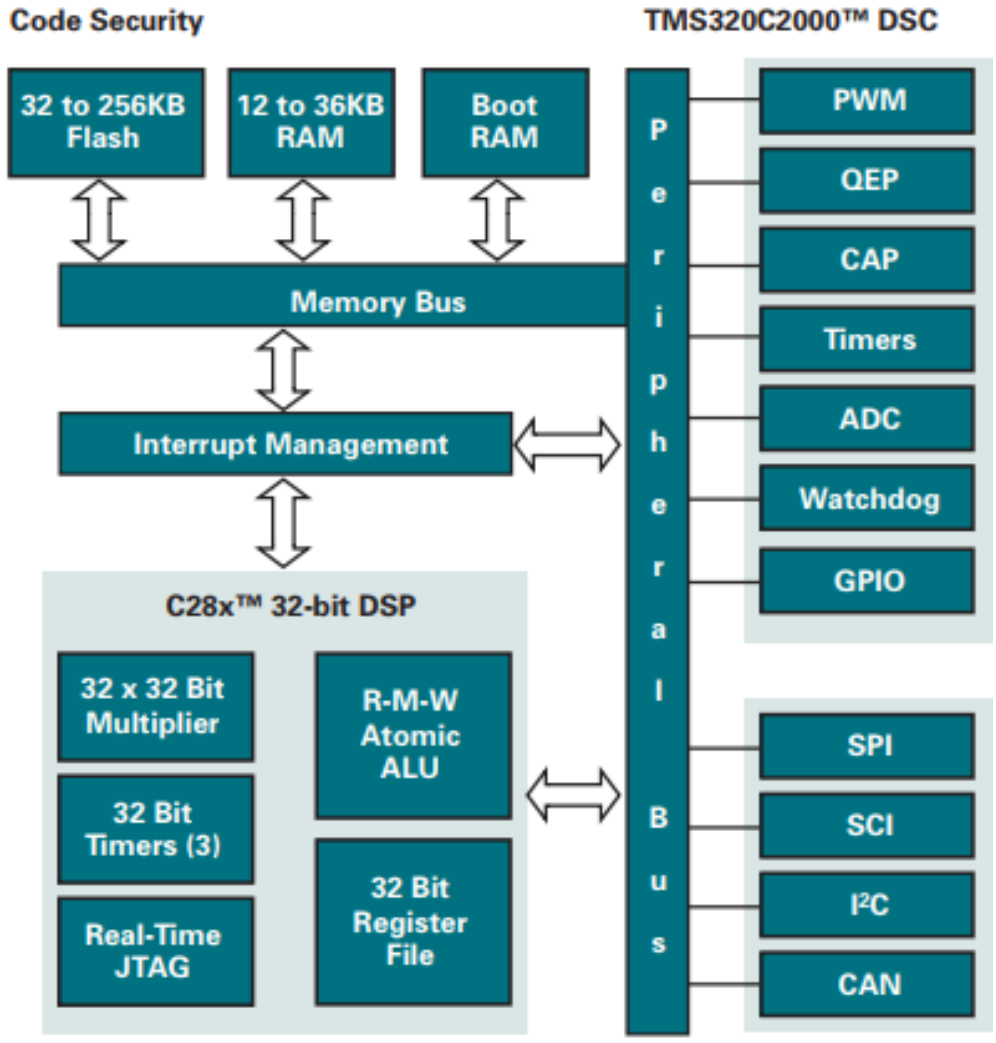


Рисунок 3.66 - Функціональна схема контролера цифрового сигналу TMS320C2000™

Ефективність С-компілятора виключає необхідність додаткового кодування на асемблері.

Контролер має засоби незалежної або додаткової ШІМ високої роздільної здатності (150 ps). Підтримуються інтерфейси портів CAN 2.0B, SCI, SPI та I^2C.

На рис. 3.66 наведена функціональна схема, а на рис. 3.67 – приклад побудови системи.

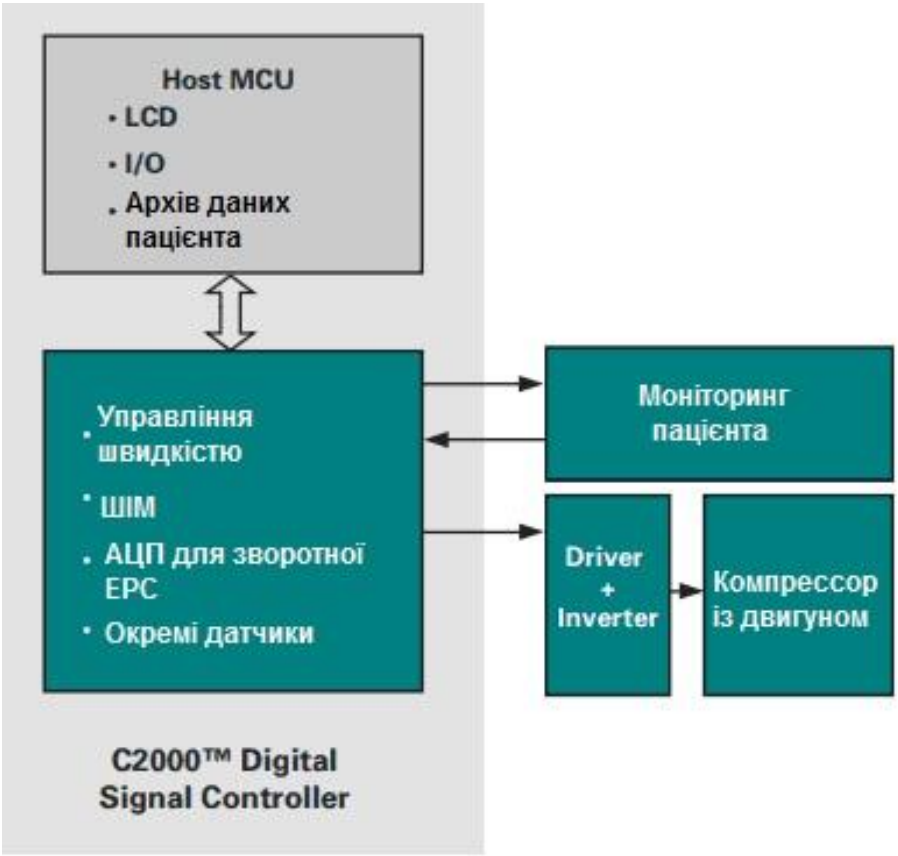


Рисунок 3.67 – Узагальнена структура системи моніторингу пацієнтів на базі цифрового контролера сигналу TMS320C2000™

Комплексний програмований датчик вихідної напруги моста PGA309 являє собою програмований аналоговий перетворювач, призначений для мостових датчиків. Аналоговий ланцюг підсилює сигнал датчика і забезпечує цифрове калібрування нуля, діапазону, дрейфу нуля, похибки лінеаризації датчика при прикладеному напруженні (тиск, деформація тощо). Калібрування здійснюється через однодротовий цифровий послідовний інтерфейс або через двожильне стандартне з'єднання. Параметри калібрування зберігаються у зовнішній ене-

ргонезалежній пам’яті (зазвичай, SOT23-5) для усунення ручного корегування і досягнення довгострокової стабільності.

Все це забезпечує низьку, стабільну за часом похибку. Вихідна напруга може видаватися в абсолютному вигляді або радіометрично. Функціональна схема наведена на рис. 3.68.

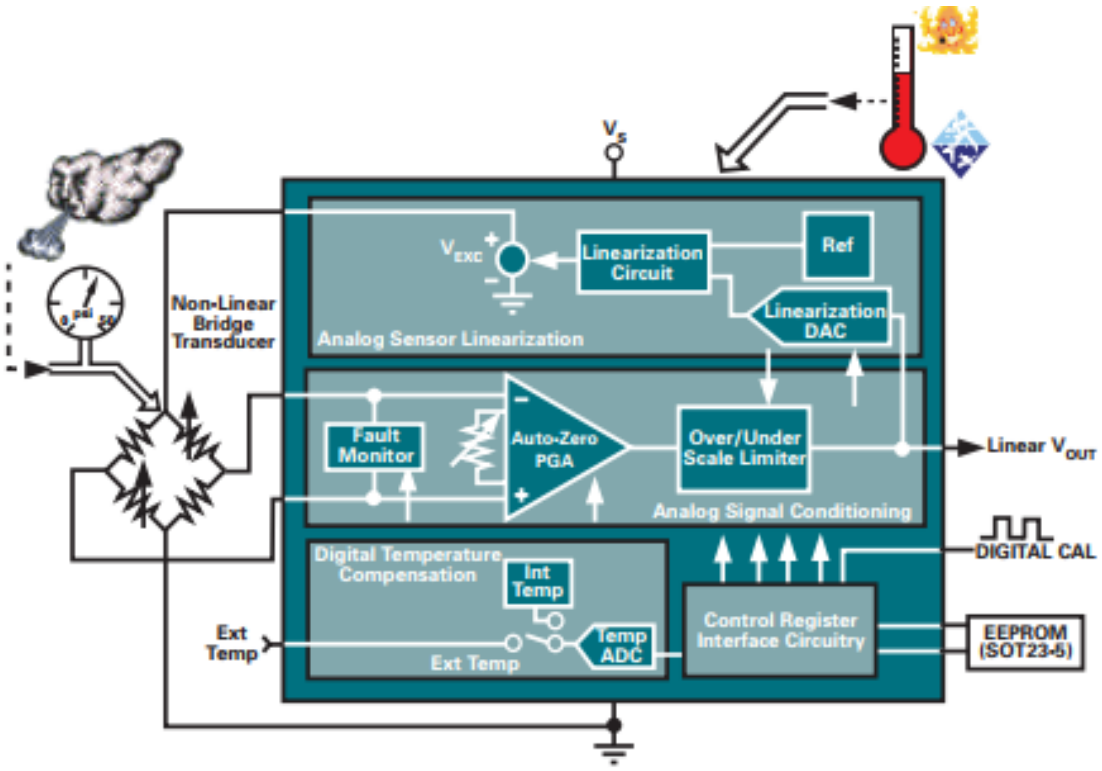


Рисунок 3.68 – Функціональна схема пристрою PGA309

Пристрій DRV103 – ШІМ-прилад низького тиску для перемикання потужності. Його структура оптимізована для управління електромеханічними пристроями, такими як клапани, соленоїди, реле, приводи, двигуни та позиціоністи. ШІМ-режим зберігає потужність і знижує нагрівання, що дозволяє підвищити надійність та регулювання ШІМ дозволяє точно контролювати потужність, що подається до навантаження. Робочий цикл, час затримки сигналу ШІМ і частота генератора регулюються зовні.

Управління пристроєм здійснюється цифровим кодуванням із забезпеченням повного захисту за граничними значеннями температури і струму.

Основні характеристики:

✓ вихідний струм: 1,5 А або 3 А;

✓ діапазон живлення: від +8В до +32 В.

✓ частота регульованого внутрішнього генератора: 500 Гц – 100 КГц.

Функціональна схема наведена на рис. 3.69.

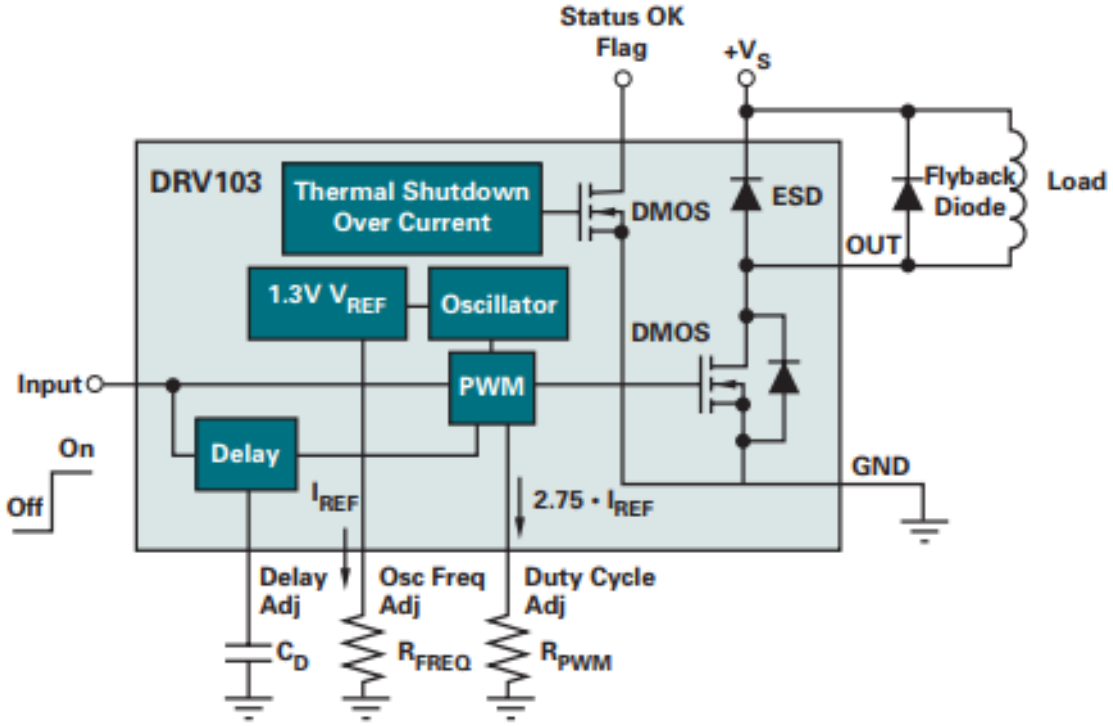


Рисунок 3.69 – Функціональна схема пристрою DRV103

Високовольтний операційний підсилювач OPA549 призначений для широкого класу навантажень. Він забезпечує точність сигналу низького рівня, а також високі вихідні напругу і струм. Він внутрішньо захищений від перегріву та перевантажень. Крім цього, OPA549 забезпечує точний граничний струм, вибраний користувачем. На відміну від інших засобів, які використовують резистор «потужності» послідовно з вихідним трактом струму, OPA549 визначає навантаження опосередковано. Це дозволяє обмежувати струм від 0А до 10А за допомогою резистора/потенціометра (рис. 3.70), або управляти в цифровому форматі за допомогою напруги ЦАП чи вихідного струму.

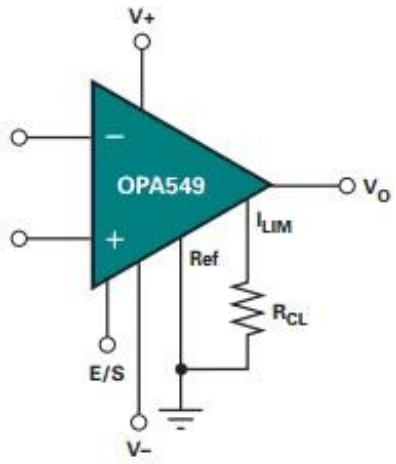


Рисунок 3.70 – Схема включення OPA549

В операційному підсилювачі передбачений повний захист із термічним відключенням, регулюванням межі струму із контролем відключення виходу при широкому діапазоні зміни вихідної напруги.

Схема включення наведена на рис. 3.68. Якщо вивід *E/S* переведений в рівень «нуля», то вихід вимкнено. Якщо на цьому виводі встановлений «нуль» внутрішньою схемою, то підсилювач ініціює теплове відключення. Резистор R_{CL} встановлює значення вихідного струму (0 – 10 А) при дуже низькому розсіюванні потужності.

Основні характеристики:

- вихідний струм: 8 А безперервний;
  10 А піковий;
- діапазон живлення: однополярне: від + 8 В до + 60 В;
  біполярне: від ± 4 В до ± 30 В;
- швидкість зростання сигналу: 9 В/мкс.

Вимірювачі струму з подвійними компараторами INA206, INA207, INA208 – сімейство струмових моніторів високої напруги з виходом по напрузі і опорною напругою.

INA206, INA207 та INA208 можуть виявляти падіння на шунтах при синфазній напрузі від –16 В до + 80 В. Вони також є доступними з трьома шкалами вихідної напруги: 20 В/В, 50 В/В і 100 В/В зі смугою пропускання до 500 КГц. В ІС є два відкритих компаратори з відкритими стоками і опорною напругою 0,6 В. Компаратор 1 передбачає можливість фіксації, а компаратор 2 має затримку, програмовану користувачем. Вони забезпечують опорний вихід 1,2 В. Пристрої відріз-

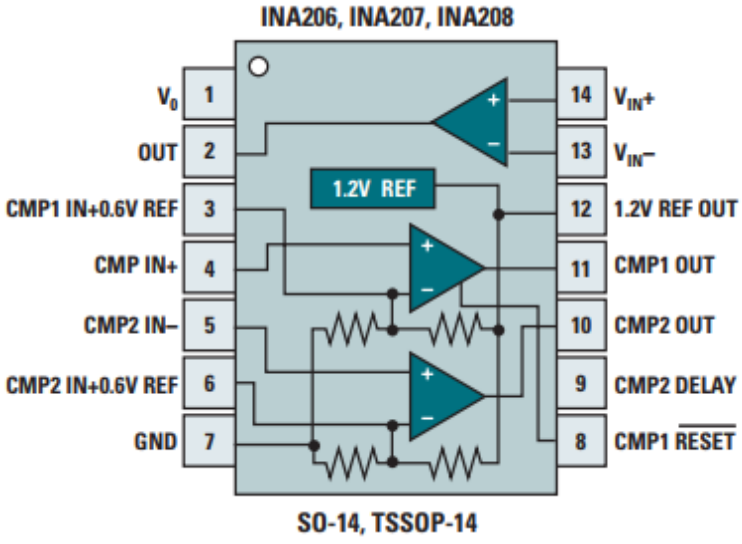


Рисунок 3.71 – Функціональна схема пристрою INA206

няються високою точністю (максимальна похибка не перевищує 3,5%). Струм спокою становить 1,8 мА.

3.16. Засоби медичного інструментарію

Сьогодні доступні медичні інструменти для найрізноманітніших випадків застосування. До типових належать інструменти для медичних лабораторій, аналітичні прилади для in vitro діагностики, хірургічні інструменти та стоматологічне обладнання. Оскільки всі вони дуже специфічні за розробленням і системою вимог до експлуатації, важко надати загальну інформацію, яка стосується всіх цих застосувань. Разом з тим, у медичних інструментів є одне спільне – необхідність побудови прецизійних схем для отримання точних значень тиску, світла і температури.

24-бітний АЦП з високою продуктивністю змінного та постійного струму ADS1271 24-розрядний дельта-сигма АЦП, що забезпечує швидкість передавання даних до 105 KSPS. Він передбачає унікальне сполучення високої точності постійного струму і прийнятні – змінного. Високоякісний стабілізований модулятор забезпечує низький дрейф нуля із низьким внутрішньо смуговим шумом. Бортовий децимальний фільтр придушує сигнал поза межами смуги. ADS1271 забезпечує ефективну смугу пропускання сигналу до 90% від швидкості Найквіста з пульсацією 0,005 дБ. Функціональна схема наведена на рис. 3.72.

В АЦП передбачена досить проста синхронізація для багатоканального збирання даних, а також підтримка послідовного підключення при використанні декількох мікросхем.

Основні характеристики

- параметри змінного струму: SNR 109 dB (52 KSPS); 105 dB THD;
- точність постійного струму: дрейф нуля 1,8мВ/° С;
  дрейф підсилення 2 ppm/°C;
- висока роздільна здатність: SNR 109dB.

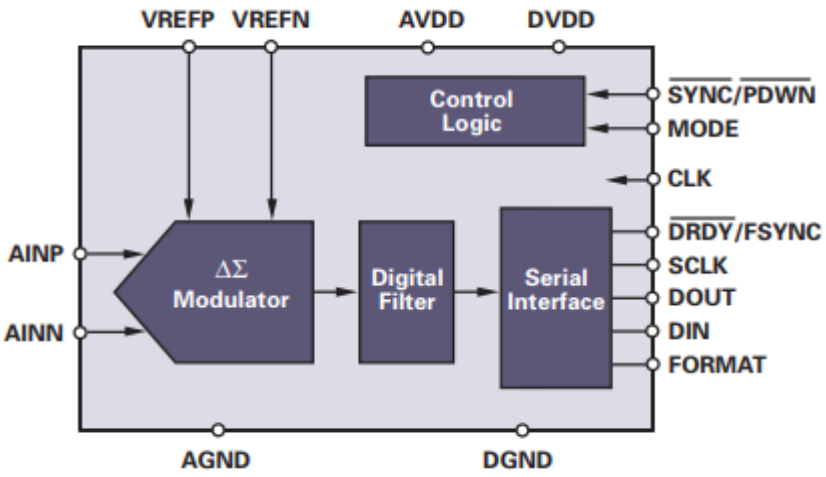


Рисунок 3.72 – Функціональна схема АЦП ADS1271

16-розрядний, 2MSPS ADC з послідовним інтерфейсом LVDS ADS8410 має внутрішнє джерело опорної напруги 4 В. Він містить послідовний інтерфейс LVDS 200 Мбіт/с для підтримки послідовного чи каскадного з'єднання декількох мікросхем. Вибір режиму 16- чи 8-бітових даних дозволяє використовувати регістр з одним зсувом для перетворення даних на паралельний формат. Однополярні несиметричні входи ADS8410 підтримують діапазон диференціального входу від 0 В до $+U_{REF}$. При повній швидкості забезпечується нульова затримка. Функціональна схема подана на рис. 3.73.

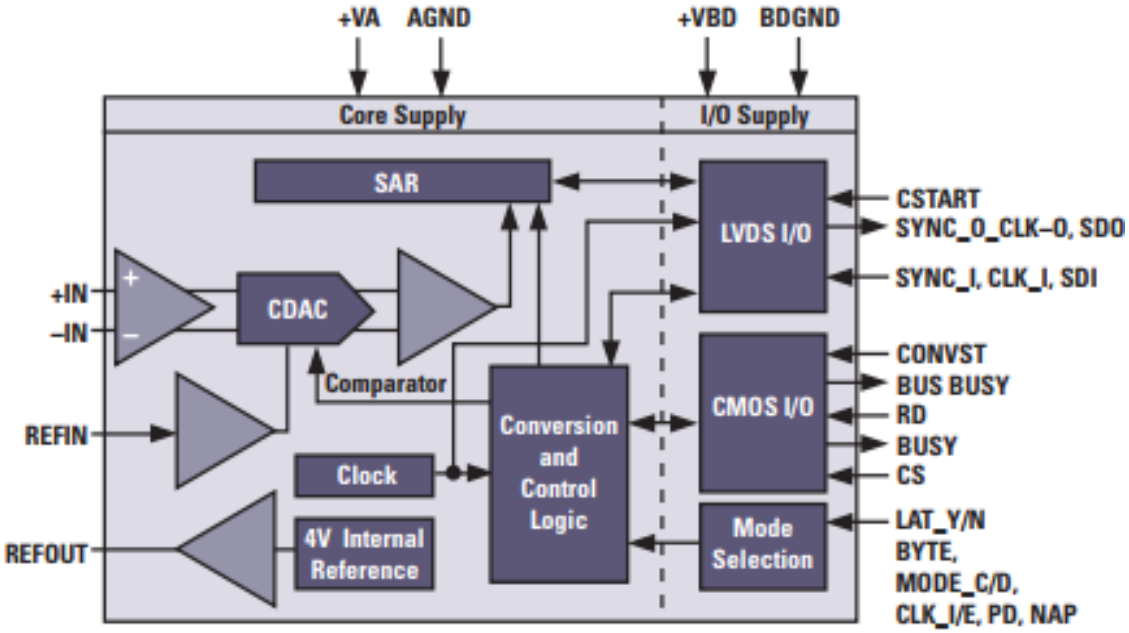


Рисунок 3.73 – Функціональна схема АЦП ADS8410

Основні характеристики:

- SNR: 87,6 дБ при 10 кГц I/P;
- THD: –98 дБ при 10 кГц I/P;
- INL: типове значення ± 1 LSB;
  максимальне значення ± 2,5 LSB;
- DNL: типове значення +0,8/–0,5 LSB;
  максимальне значення +1,5/–1 LSB;
- уніполярний диференціальний діапазон вхідної напруги: 0 – 4 В;
- розсіювана потужність: 290 мВт при 2MSPS.

16-бітний помножувальний ЦАП із паралельними входами DAC8820 призначений для роботи від одного блоку живлення 2,7 – 5,5 В. Зовнішня опорна вхідна напруга визначає повномасштабний вихідний струм. Внутрішній резистор зворотного зв'язку забезпечує відстеження температури для повномасштабного виходу при поєднанні із зовнішнім прецизійним перетворювачем струму на напругу із підсиленням. Паралельний інтерфейс забезпечує високошвидкісний зв'язок. ЦАП забезпечує чотириквадрантне множення. Функціональна схема подана на рис. 3.73.

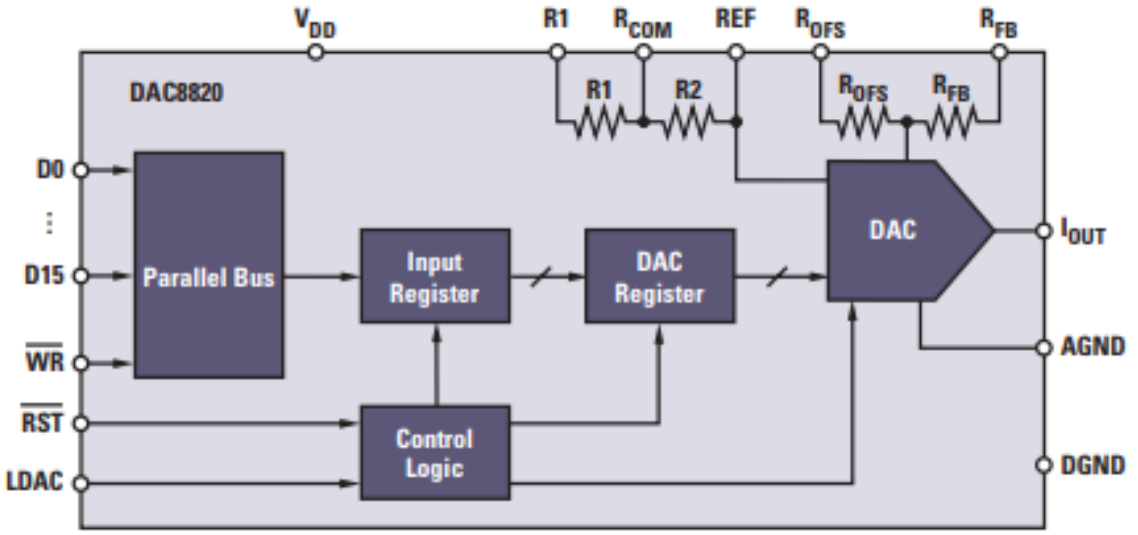


Рисунок 3.74 – Функціональна схема ЦАП DAC8820

Основні характеристики

⇒ INL: ± 0,5 LSB;

⇒ DNL: ± 1 LSB;

⇒ рівень шуму: 10 $\frac{нВ}{\sqrt{Гц}}$;

⇒ струм споживання: I_{DD} = 2 мкА;

⇒ аналоговий блок живлення: від +2,7 до +5,5 В;

⇒ час встановлення: 0,5 мкс;

⇒ ефективна смуга пропускання: 8 МГц.

Широкосмуговий операційний підсилювач високої напруги THS4631 – високошвидкісний підсилювач з польовим транзистором на вході, призначений для пристроїв, що вимагають широкосмугової роботи, високого вхідного імпедансу і високої напруги живлення. Забезпечуючи смугу підсилення 210 МГц, живлення ± 15 В та вхідний струм зміщення 100 пА, THS4631 здатний одночасно забезпечувати широкосмугове трансімпедансне підсилення з великим діапазоном вихідного сигналу.

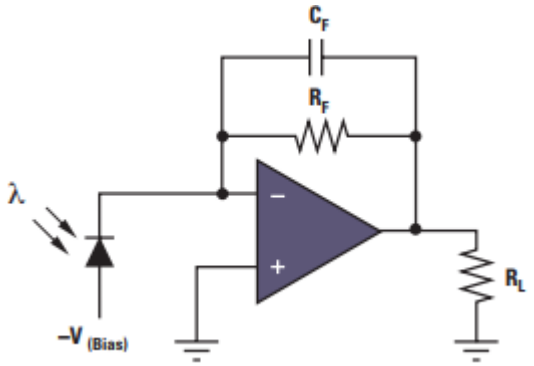


Рисунок 3.75 – Фотодіодна схема включення THS4631

Основні характеристики:

- ✓ пропускна здатність: 325 МГц при одиничному підсиленні;
  210 МГц ;
- ✓ швидкість зростання сигналу: 900 В/мкс (G = 2);
  1000 В/мкс (G = 5);
- ✓ рівень спотворень: –76 дБ, SFDR на 5 МГц;
- ✓ вхідний струм зміщення: не більше 100 пА;
- ✓ рівень шуму: 7 $\frac{нВ}{\sqrt{Гц}}$;
- ✓ вхідний опір: 109 || 3.9 пФ;
- ✓ діапазон живлення: від ± 5 В до ± 15 В.

Глосарій

CMRR (Common-mode rejection ratio) – коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, використовується для кількісної оцінки спроможності операційного підсилювача відхиляти сигнали спільного режиму, тобто ті , які з'являються одночасно і у фазі на обох входах [41].

dBc – абревіатура для позначення відношення потужності сигналу до потужності носія [42].

dBFS – абревіатура для позначення відношення потужності сигналу до потужності опорного сигналу, який відповідає повній шкалі АЦП [43].

dBm (дБм) – абревіатура для позначення відношення вимірюваної потужності до потужності 1 мВт [44]. DNL (Differential nonlinearity) – диференціальна нелінійність, відхилення між двома аналоговими значеннями, які відповідають сусіднім вхідним цифровим значенням [45].

FIFO – спосіб організації і маніпулювання даними відносно часу і пріоритетів. Принцип технічного оброблювання черги чи обслуговування конфліктних ситуацій шляхом впорядкування процесу за принципом: «першим прийшов – першим обслужений» [46].

IF – проміжна частота [47].

IMD3 – інтерполяційні спотворення третього порядку ланцюга [48].

INL – інтегральна нелінійність, показник продуктивності ЦАП та АЦП. В ЦАП – міра відхилення між ідеальним вихідним значенням і фактично вимірюваним вихідним значенням для певного вхідного коду. В АЦП – відхилення між ідеальним граничним значенням вхідного сигналу і вимірюваним граничним рівнем певного вихідного коду [49].

LDO – перетворювачі з низьким струмом власного споживання і малим падінням напруги [50].

LNA – підсилювач слабких сигналів з малим рівнем власних шумів [51].

LSB (Linux Standard Base) – молодший значущий розряд.

MOSFET-транзистор – польовий транзистор з ізольованим затвором [52].

MSPS – одиниця вимірювання швидкості надходження сигналів до пристрою оброблювання даних, становить мільйон сигналів за секунду [53].

NCO (Numerically Controller Oscillator) – генератор з числовим програмним управлінням [54].

OTA (Operational Transconductance Amplifier) – операційний підсилювач, диференціальний вхід напруги якого формує вихідний струм [55].

PLL (Phase-Locked Loop) – фазове автопідлаштування частоти [43].

Ppm – мільйонна доля, одиниця вимірювання будь-яких відносних величин, що дорівнює $1 \cdot 10^{-6}$ від базового показника [43].

Rail-to-rail – ОП використовуються при малих рівнях напруги живлення і містять пару N-канальних та P-канальних транзисторів. Компэл [56].

RMS (Rated Maximum Sinusoidal) – потужність, при якій пристрій може працювати протягом однієї години без ушкоджень [57].

SFDR (Spurious-Free Dynamic Range) – динамічний діапазон, вільний от паразитних складових, безрозмірна величина, що дорівнює відношенню потужності корисного вузькосмугового сигналу (носія) до потужності найбільш потужної паразитної частотної складової (гармоніки) [58].

SNR (Signal-to-Noise Ratio) – співвідношення сигнал/шум, безрозмірна величина, що дорівнює відношенню потужності корисного сигналу до потужності шуму [59].

SoC (System-on-a-Chip) – електронна схема, яка виконує функції цілого пристрою [60].

SPS (Samples per second) – Частота дискретизації або частота взяття відрахунків неперервного за часом сигналу АЦП [61].

THD (Total_Harmonic_Distortion) – Сумарний коефіцієнт гармонічних спотворень [62].

VCO (Voltage-Controlled Oscillator) – генератор із управлінням напругою [63].

Джиттер – паразитна фазова модуляція сигналу тактової частоти, відхилення моментів стробування сигналу от їх ідеальних положень [64].

Секвенсор – апаратний пристрій або прикладна програма для записування, редагування та відтворення послідовності даних [43].

Література

1. Электронная медицинская аппаратура. – Тернопольский государственный медицинский университет – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://intranet/tdmu.edu.ua/kafedra/internal/biofiz
2. Кореневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителев, С.А. Филист. – Курск: Курская городская типография, 1999. – 537 с.
3. Мехтиев Ш. Медицинская Электроника: Состояние, Проблемы и Перспективы / Ш. Мехтиев, Б. Агаев // “Elektron tibbin multidissiplinar problemləri” I respublika elmi-praktiki konfransı, Bakı, 24 may 2016-cı il.
4. Абакумов В.Г. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів / В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко та ін. – Вінниця: ВНТУ, 2011. – 352 с.
5. Медична та біологічна фізика / О.В. Чалий, Я.В. Цехмістер, Б.Т. Агапов та ін.; за ред. проф. О.В. Чалого. – Вінниця: Нова книга, 2013. – 528 с.
6. Андросова Т.А. Медицинская электроника / Т.А. Андросова, Е.Е. Юндина. – Ставрополь: СКФУ, 2016. – 117 с.
7. Основные понятия медицинской электроники. – Красноярск. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://pptcloud.ru/medicina/osnovnye-ponyatiya-meditsinskoy-elektroniki
8. Медицинская электроника. – Харьковский национальній медицинский університет. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://repo.knmu.edu.ua/bitstream/123456789/3161/1
9. Медицинская электроника. – Ивановская Государственная Медицинская Академия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://studfile.net/preview/3592538/
10. Электромиография (ЭМГ) – описание методики, фотографии, стоимость – Волынская больница – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://volynka.ru/Diagnostics/Details/175#.

11. Электромиография (ЭМГ) – Лаборатория клинической нейрофизиологии ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://neirofiz.ru/metodyi/elektroneyiromiografiya-enmg/elektromiografiya-emg/
12. Электронейрография (ЭМГ) – Лаборатория клинической нейрофизиологии ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://neirofiz.ru/metodyi/elektroneyiromiografiya-enmg/elektroneyirografiya-eng/
13. Классификация медицинской электронной аппаратуры. – Кемеровский государственный медицинский университет – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://studfile.net/preview/3290329/
14. Ультразвуковое исследование – ВОЗ – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_ultrasound/ru/
15. Ультразвуковая диагностика – Альтамедика – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://altamedica.com.ua/ultrazvukovaya-diagnostika
16. Практикум по медицинской и биологической физике – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.ismu.baikal.ru/src/downloads/81ec1cd7_elektrodinamika.pdf
17. Процедура дарсонвализации – показания, методы проведения. Аппарат для дарсонвализации – Клиника Добробут – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.dobrobut.com/library/c-darsonvalizacia-pokazania-provedenie-apparat-dla-darsonvalizacii
18. Соколова Н.Г. Физиотерапия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ozlib.com/854239/meditsina/fizioterapiya
19. Ультравысокочастотная терапия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.promedicina.clinic/child/articles/uvch/

20. Ультравысокочастотная терапия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://nczd.ru/ultravysokochastotnaja-terapija/
21. Магнитотерапия: физиотерапевтическая технология для лечения и профилактики распространенных заболеваний – Днепровский медико-хирургический центр им. Н.И. Пирогова – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://pirogov-clinic.com.ua/services/fizioterapiya/magnitoterapiya/
22. Магнитотерапия – Клиника Говорово – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.klinika-govorovo.ru/services/reabilitatsiya/fizioterapiya/magnitoterapiya/
23. Индуктотермия – Международный дедицинский цент УРО-ПРО – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://m.upclinic.ru/department/fizioterapiya/indyktotermia/
24. Индуктотермия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://dic.academic.ru/dic.nsf/enc_medicine/12639/
25. УВЧ индуктотермия – Медгарант – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://medgarant.net.ua/reabilitacionnoe-oborudovanie/fizioterapija/uvch-induktotermija/
26. СВЧ-терапия, микроволновая терапия – ЛНУ им. В. Даля – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://dahl-device.tk/2018/04/28/svch-terapija-mikrovolnovaja-terapija/
27. СВЧ-терапия (микроволновая терапия) – клиника БИОСС – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://klinika-bioss.ru/methods/1425916149
28. Ударно-волновая терапия – Медичний центр «Альтамедика» – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://altamedica.com.ua/udarno-volnovaya-terapiya
29. Цифровое здравоохранение – это не только электронная карта и чат с врачом – Ведомости – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.vedomosti.ru/salesdepartment/2019/12/24/tsifrovoe-zdravoohranenie--eto-ne-tolko-elektronnaya-karta-i-chat-s-vrachom
30. Philips – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.philips.ru/a-w/about/news/home.html

31. Texas Instruments – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.ti.com/applications/industrial/medical/overview.html
32. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home.html
33. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/vital-signs-measurement/non-invasive-blood-pressure.html
34. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/life-sciences-medical-instrumentation/portable-blood-analyzer.html
35. Кулик А.Я. Комп'ютерні системи та інформаційні технології / Монографія. / А.Я.Кулик, В.В. Мотигін, Я.А. Кулик, Б.П. Книш – Вінниця: ВНМУ, 2020. – 299 с.
36. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/vital-signs-measurement/spo2.html
37. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/disease-management-and-wellness/wearable-health-monitoring.html
38. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/vital-signs-measurement/respiration-measurement.html
39. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/life-sciences-medical-instrumentation/spectrometer.html
40. Analog Devices – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.analog.com/ru/applications/markets/healthcare-pavilion-home/life-sciences-medical-instrumentation/insulin-pump.html
41. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/Common-mode_rejection_ratio

42. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/DBc
43. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/
44. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://uk.wikipedia.org/wiki/DBm
45. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/Differential_nonlinearity
46. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/FIFO
47. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.qwe.wiki/wiki/Intermediate_Frequency
48. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.qwe.wiki/wiki/IMD3
49. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/Integral_nonlinearity
50. Компэл – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.compel.ru/lib/65587
51. Автоакустика – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://audioakustika.ru/node/1008
52. Радио – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://go-radio.ru/mosfet-transistors.html
53. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://normative_en_ru.academic.ru/108388/MSPS
54. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.qwe.wiki/wiki/Numerically_controlled_oscillator
55. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/Operational_transconductance_amplifier
56. Компэл – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.compel.ru/lib/90099
57. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/RMS
58. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.google.com/search

59. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/
60. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.bmstu.wiki/SoC_(System-on-a-Chip)
61. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/SPS
62. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.qwe.wiki/wiki/Total_harmonic_distortion
63. Википедия – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://en.wikipedia.org/wiki/Voltage-controlled_oscillator
64. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://skomplekt.com/tools/377747.html/
65.