

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кафедра електроніки і комп'ютерної техніки

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до кваліфікаційної роботи бакалавра на тему:

«ПОРТАТИВНИЙ КАРДІОГРАФ»

Завідувач кафедри
електроніки та комп'ютерної техніки
Керівник дипломного проекту
Виконав студент
групи ЕСдн – 61п

А. С. Опанасюк
Т.О. Протасова
Р.О. Єрмаков

Суми 2020

ВСТУП

Обчислювальна техніка (ОТ) є тим катализатором науково-технічного прогресу, з яким пов'язано вирішення проблеми прискорення та інтенсифікації розвитку народного господарства нашої країни. Найважливішою тенденцією сучасного технічного прогресу є автоматизація виробництва на базі ОТ - процес передачі функцій управління виробничими процесами, які раніше виконувалися вручну, різним приладам і машинам. В результаті створюються як автоматичні системи, що функціонують без участі людини, так і автоматизовані системи, в яких керуючі прилади та машини виконують значну кількість функцій управління, залишаючи людині функції, що мають творчий характер.

Автоматизація виробництва в різних галузях народного господарства висунула ряд проблем, пов'язаних з поліпшенням якості управління агрегатами і технічними об'єктами, зниженням часу протікання процесів і підвищенням точності підтримки регульованих параметрів, з мікромініатюризацією, збільшенням надійності і техніко-економічних показників. Вирішення цих проблем виявилось можливим лише на базі обчислювальних систем - керуючих обчислювальних машин, цифрових регуляторів, цифрових стежачих систем і інших пристроїв, що містять засоби аналого-цифрової і цифро-аналогової техніки.

Автоматизований вимірювальний комплекс (АВК) являє собою складний технічний засіб, яке в найбільш загальному випадку здійснює управління станом контрольованого об'єкта, вимірювання сукупності його первинних параметрів, обробку вимірювальної інформації і реєстрацію результатів вимірювань.

Метою вимірювань є отримання достовірної інформації про стан або якість об'єкта контролю.

Істинна якість або стан практично будь-якого об'єкта контролю в повній мірі визначається сукупністю параметрів, що контролюються, які при подальшому розгляді комплексних вимірювань називають «первинними вимірюваними параметрами об'єкту», а їх числові значення - «первинною вимірювальною інформацією». Фактично в ряді комплексних вимірювань обмежуються неповною оцінкою всіх властивостей об'єкта, а тільки тих його якостей, які найбільш важливі для планованого застосування даного класу об'єктів контролю.

Незалежно від природи об'єкту, що контролюється, його властивості іс-

нують в обмежених межах (діапазонах) зміни розмірів, температури, вологості, тиску і т.і. Всі ці параметри з межами, що характеризують область існування властивостей контрольованого об'єкта, в процесі комплексних вимірювань і контролю розглядаються як незалежні вхідні змінні. Дуже часто при комплексних вимірюваннях виникає необхідність отримання, накопичення та обробки великих масивів вимірювальної інформації.

Нові технологічні можливості мікроелектроніки і пошук нових технічних рішень по створенню компактних обчислювальних пристроїв привели до виникнення і широкого впровадження мікропроцесорних комплектів БІС. В даний час намітилося декілька напрямків застосування мікропроцесорів. Найбільш широке застосування МП отримали в обчислювальній техніці, де на їх базі розгорнуто створення нових типів ЕОМ, включаючи нові моделі великих ЕОМ, мініЕОМ і багатопроцесорних обчислювальних мереж. У вимірювальній техніці, незважаючи на різноманіття варіантів застосування мікропроцесорів, можна виділити два основних напрямки: застосування вбудованих мікропроцесорів в якості керуючих пристроїв цифрових вимірювальних приладів; застосування мікропроцесорів в складі мікроЕОМ для реалізації операцій обробки і управління в багатофункціональних вимірювальних приладах і АВК.

Електронні обчислювальні машини набули такого широкого поширення в різних галузях народного господарства, що основні їх характеристики відомі більшості фахівців, пов'язаних з автоматизацією технологічних процесів і інженерної праці.

В даний час вітчизняний парк ЕОМ обчислюється сотнями і тисячами ЕОМ різних типів. Відбувається безперервне вдосконалення ЕОМ, обумовлене появою нової елементної бази, нових схемотехнічних рішень, нових методів програмування, а головне нових сфер застосування мікропроцесорних комплексів і пристроїв.

Перспективним є впровадження мікропроцесорних комплексів в нові сфери, і, перш за все в медицину. Як довготривале зберігання існуючої інформації про стан хворого, перебіг хвороби, процес одужання, так і отримання експрес-аналізу, а також оперативна їх розшифровка для постанови правильного діагнозу в гранично короткі терміни. Особливо актуальна проблема швидкого отримання інформації для діагностик серцево-судинних захворювань, так як в даний час серцево-судинні захворювання знаходяться на першому місці.

Одним з основних методів дослідження серця і діагностики захворювань серцево-судинної системи є електрокардіографія. За час свого існування електрокардіографічних метод дослідження знайшов найширше застосування. Щорічно в світі реєструється більше 180 млн. електрокардіограм, на розшифровку яких витрачаються десятки тисяч людино-годин висококваліфікованих фахівців. Тому для обстеження хворого в даний час застосовуються кардіографи, що вимагають високу кваліфікацію обслуговуючого персоналу для розшифровки кардіограм. Крім того, з фахівцями-кардіологами частіше спілкуються ті хворі, яких вже продіагностовано, але підступність серцево-судинних захворювань полягає в тому, що симптоми серцевої недостатності схожі на ряд інших медичних проблем. Таким чином, нагальним завданням в кардіології є завдання автоматизації електрокардіографічних досліджень. Автоматизація електрокардіографічних та інших функціональних досліджень повинна увійти невід'ємною частиною в комплекси, призначені для масового обстеження населення.

Автоматизований метод отримання та дослідження кардіограми стане незамінним в практиці роботи терапевтичних стаціонарів, поліклінік, диспансерів, при діагностиці невідкладних станів, при інтенсивному спостереженні за важко хворими в кардіологічних відділеннях і післяопераційних палатах, при диспансерному спостереженні за різними категоріями населення, при організації професійного відбору, при вивченні функціональних можливостей спортсменів, робітників і т.і., діяльність яких пов'язана з важкою фізичною працею.

1. РОЗРОБКА ТА ОБГРУНТУВАННЯ АЛГОРИТМУ ФУНКЦІОНУВАННЯ ТА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ

1.1 Літературний огляд та формулювання задачі дослідження

В епоху науково-технічного прогресу гострою проблемою стає екологія навколишнього середовища і пов'язаний з нею стан здоров'я людей. Викиди в атмосферу відходів промислового виробництва, забруднення водойм і ґрунту призводить до масових захворювань людей. Тому діагностика функціонального стану людей в даний час дуже актуальна.

Одним з методів діагностики функціонального стану людини є електрокардіографія, а автоматизація цього методу дозволить без значних матеріальних витрат попереджати на ранніх стадіях захворювання серцево-судинної системи. Крім того, експрес-перевірки функціонального стану деяких категорій населення дозволять значно знизити травматизм і нещасні випадки на виробництві.

Розроблювальний пристрій, що працює в комплексі з ПЕОМ, має видавати інформацію про функціональний стан обстежуваної людини.

Застосовуючи мікропроцесори та мікро-ЕОМ для управління і контролю складними виробничими процесами, можна обробляти в реальному масштабі часу сигнали, що надходять одночасно від багатьох джерел і датчиків.

Згідно з завданням, необхідно спроектувати пристрій, який повинен забезпечувати опитування датчика кардіосигналу і вводити отриману інформацію в ПЕОМ.

Мікропроцесорна система являє собою систему обробки інформації та управління, реалізовану на основі сучасної елементної бази і принципу програмного управління. Для побудови мікропроцесорної системи потрібно обмежений набір апаратних ресурсів, а реалізація функцій управління системою покладається на програмне забезпечення. Таким чином, мікропроцесорні системи - це цифрові системи обробки інформації та управління, функціональні можливості яких визначаються програмним забезпеченням, а взаємозв'язок із зовнішнім середовищем забезпечується зовнішніми пристроями (ЗП) (рис.1.1):

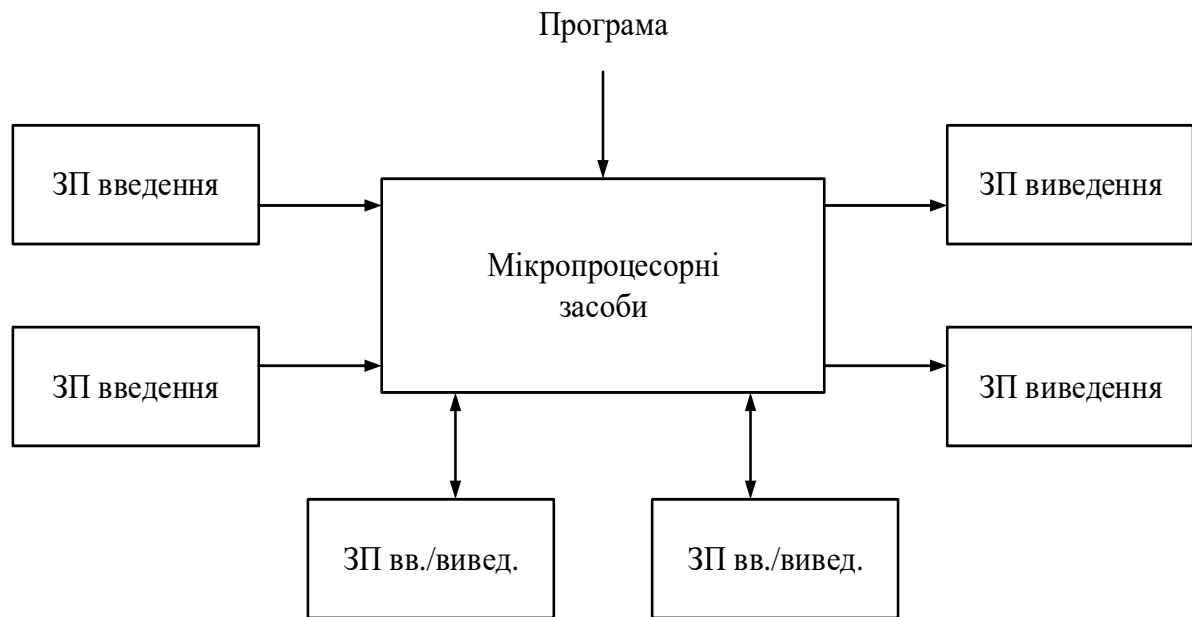


Рисунок 1.1 – Структура мікропроцесорної системи

Мікропроцесорні системи реалізуються за структурою цифрової ЕОМ і тому називаються мікро-ЕОМ. Мікропроцесорна система, як і ЕОМ, складається з наступних пристроїв (рис.1.2): процесора (П), що виконує основні функції управління і обробки інформації; пам'яті (ЗП), призначеного для зберігання даних і програм; і пристроїв введення/виводу (ПВВ), що забезпечують взаємозв'язок із зовнішнім середовищем.

Пристрої мікропроцесорної системи об'єднані між собою внутрішньосистемним інтерфейсом і взаємодіють за адресним принципом - все підлеглі пристрої та їх складові частини мають адреси, що не повторюються, за якими до них звертаються пристрої, що виконують функції управління.

Конкретний склад і структура мікропроцесорної системи визначаються її призначенням і технічними характеристиками. У однопроцесорних системах всі функції обробки інформації та управління виконує один процесор, в багатопроцесорних системах є кілька рівноправних процесорів або один центральний процесор, що виконує функції управління, і кілька підлеглих процесорів, орієнтованих на рішення спеціалізованих завдань обробки інформації.

Кожен процесор, в свою чергу, виконує функції управління підлеглими йому ЗП і ЗовнП. У однопроцесорних системах є один спільний ЗП, в багатопроцесорних – кілька.

роцесорних системах пам'ять розподілена між процесорами. Число пристроїв введення/виводу визначається числом ЗовнП.

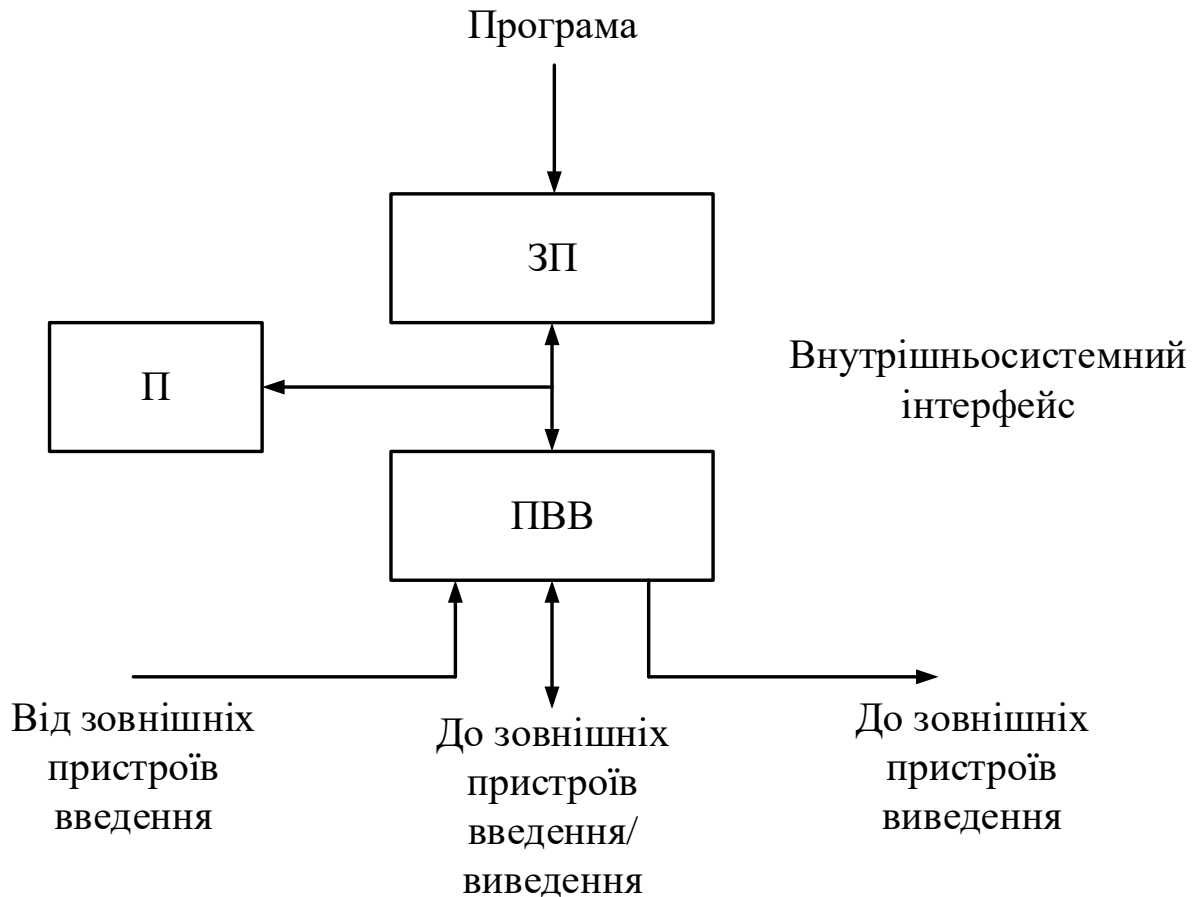


Рисунок 1.2 – Структура микро-ЭВМ

Процесор мікро-ЕОМ обробляє інформацію трьох типів - дані, адреси і команди програми. Над даними виконуються арифметичні і логічні операції, які реалізуються процесором. Обробка адрес визначається способом зберігання і доступу до даних і командам і також заснована на виконанні арифметичних операцій. Обробка команд полягає в перетворенні коду команди в послідовність керуючих впливів (мікрооперацій) відповідно до алгоритму виконання команди. Кожна мікрооперація (або їх сукупність - мікрокоманда) виконується у фіксовані інтервали часу (такти), а вся сукупність виконання команди протягом повного циклу (командного циклу) утворює мікропрограму. Таким чином, обробка команд полягає в її уявленні (інтерпретації) в формі мікропрограми. Під

управлінням мікропрограми виконується обробка даних і адрес і управління іншими пристроями мікропроцесорної системи через внутрішньосистемний інтерфейс.

Для виконання перерахованих функцій процесор містить засоби обробки даних, обробки адрес, зберігання даних і адрес, засоби мікропрограмного управління, засоби синхронізації і управління режиму роботи процесора. Для обробки даних використовується універсальний арифметико-логічний пристрій (АЛП), запам'ятовуючі регістри для зберігання вихідних даних, результатів (акумулятори) і ознак результату - (прапори). Для підвищення продуктивності пристроїв обробки даних шляхом розпаралелювання обчислень в їх склад включають спеціалізовані обчислювачі. Розрядність пристрою обробки даних характеризує розрядність процесора.

Обробка адрес і даних в процесорі частково або повністю може виконуватися загальним арифметичним пристроєм. Часто для обробки адрес використовуються окремі спеціалізовані засоби, що дозволяють поєднати в часі обробку адрес і даних в послідовності команд і тим самим підвищити продуктивність процесора. До спеціалізованих засобів відносяться програмний лічильник, який здійснює природну адресацію команд програми, адресні регістри даних.

Понадоперативні запам'ятовуючі пристрої (ПОЗП) дозволяють зберігати часто використовувані дані і адреси, скоротивши число звернень до ЗП. ПОЗП реалізуються в формі масиву регістрів загального призначення (РЗП), запам'ятовуючого пристрою з довільною вибіркою (ЗПДВ) або стека.

Засоби мікропрограмного управління забезпечують формування мікропрограм виконання команд. Зазвичай вони містять регістр команд, дешифратор команд, блок мікропрограмного управління.

Засоби синхронізації процесора визначають часові характеристики виконання команд в процесорі. Засоби управління режимами процесора забезпечують управління роботою процесора в позапрограмних режимах, призначених для синхронізації роботи процесора з іншими пристроями системи. До них відносяться режими очікування, переривання, захоплення шин, початкової установки та інші.

Пристрої, що запам'ятовують, в мікропроцесорних системах так само, як і ЕОМ, реалізуються за типом оперативних ЗП (ОЗП). Така організація ЗП обов'язкова для зберігання оброблюваних даних і необхідна для зберігання програм, що часто змінюються. У мікропроцесорних системах, що реалізують фіксовані

набори функцій, для зберігання програм, а також для зберігання постійних даних (констант) широко використовуються постійні запам'ятовуючі пристрої (ПЗП), інформація в які заноситься на етапі виготовлення пристрою і не змінюється в процесі його роботи. Поряд з використанням єдиного ЗП для зберігання і програм і даних застосовують також ЗП з поділом функцій зберігання програм і даних.

У мікропроцесорних системах для зв'язку із зовнішнім середовищем широко використовують різні зовнішні пристрої: пристрої зовнішньої пам'яті, пристрої зв'язку з оператором, пристрої сполучення з об'єктами, пристрої дистанційного зв'язку і інші.

Для сполучення з зовнішніми пристроями пристрої введення/виведення мікропроцесорних систем реалізуються у вигляді автономних каналів введення/виводу, кожен з яких містить інтерфейс зовнішнього пристрою і засоби управління обміном. Інтерфейс реалізується на регістрах введення/виведення, які отримали назву портів вводу/виводу. Основним типом каналу, який використовується в мікропроцесорних системах, є програмно-керований канал з обслуговуванням за програмою або за перериванням. Це пояснюється простотою каналу - для управління каналом потрібна лише програма вводу/виводу. Недоліком програмно-керованих каналів є їх невисока пропускна здатність, викликана участю процесора в обміні. Недоліком програмного управління також можуть бути і труднощі побудови програмного забезпечення. Для отримання високої пропускної здатності використовуються канали прямого доступу до пам'яті (ПДП), що забезпечують доступ до пам'яті без втручання процесора, що керуються спеціалізованими контролерами ПДП або спеціалізованими процесорами введення/виведення. Використовуються як послідовні, так і паралельні канали введення/виводу. Широке застосування знаходять також канали введення/виводу з вбудованими засобами управління зовнішнім пристроєм - контролери зовнішніх пристроїв.

Внутрішньосистемний інтерфейс реалізується найчастіше на основі єдиної системної шини, по якій передаються адреси, дані і команди. При цьому для передачі даних і команд використовується загальна шина даних, адреси можуть передаватися по окремій шині адрес або об'єднаною шиною даних/адрес. У однопроцесорних системах шина є на одного користувача і управляється процесором. У багатопроцесорних системах застосовується також багатошинна структура внутрішньосистемного інтерфейсу.

Програмне забезпечення (ПЗ) мікропроцесорної системи прийнято ділити на системне і прикладне. У системному ПЗ можна виділити інструментальне і виконавче. У інструментальне програмне забезпечення входять резидентні засоби розробки програм. Програмних забезпечення для виконання програм зазвичай являє собою набір програм управління пристроями мікро-ЕОМ і процесами. Прикладне програмне забезпечення розробляється користувачем для вирішення конкретного завдання обробки інформації.

Тому, при проектуванні системи обробки даних необхідно враховувати основні технічні характеристики мікропроцесорних систем: їх розрядність, обсяг накопичувача, продуктивність, число каналів зовнішніх пристроїв і їх пропускну здатність, набір виконуваних функцій, склад програмного забезпечення.

Мікропрограмна система обробки даних повинна містити, в першу чергу, пристрій введення досліджуваного сигналу, яким є кардіосигнал. Форма сигналу приведена на рисунку 1.3.

Як правило, формування традиційного висновку про ЕКГ проходить наступні етапи:

а) збір електрокардіографічної інформації. Вимірювання параметрів ЕКГ: визначення форми, амплітуди і тривалості інтервалів і сегментів в різних відведеннях. Причому цей етап в тому чи іншому вигляді присутній завжди;

б) порівняння отриманих даних із зразками. Причому останні - це не завжди чисельні значення параметрів ЕКГ, характерні для нормальних значень, а й порівняння з тими зразками, які встановилися в пам'яті лікаря в результаті отриманих знань і досвіду;

в) на підставі виявлених змін формування висновку про електрокардіографічні синдроми відповідності до результатів клініко-електрокардіографічних зіставлень, наявних модельних уявлень та багаторічної практики;

г) використання електрокардіографічних висновків для формування клінічного діагнозу і корекції лікування.

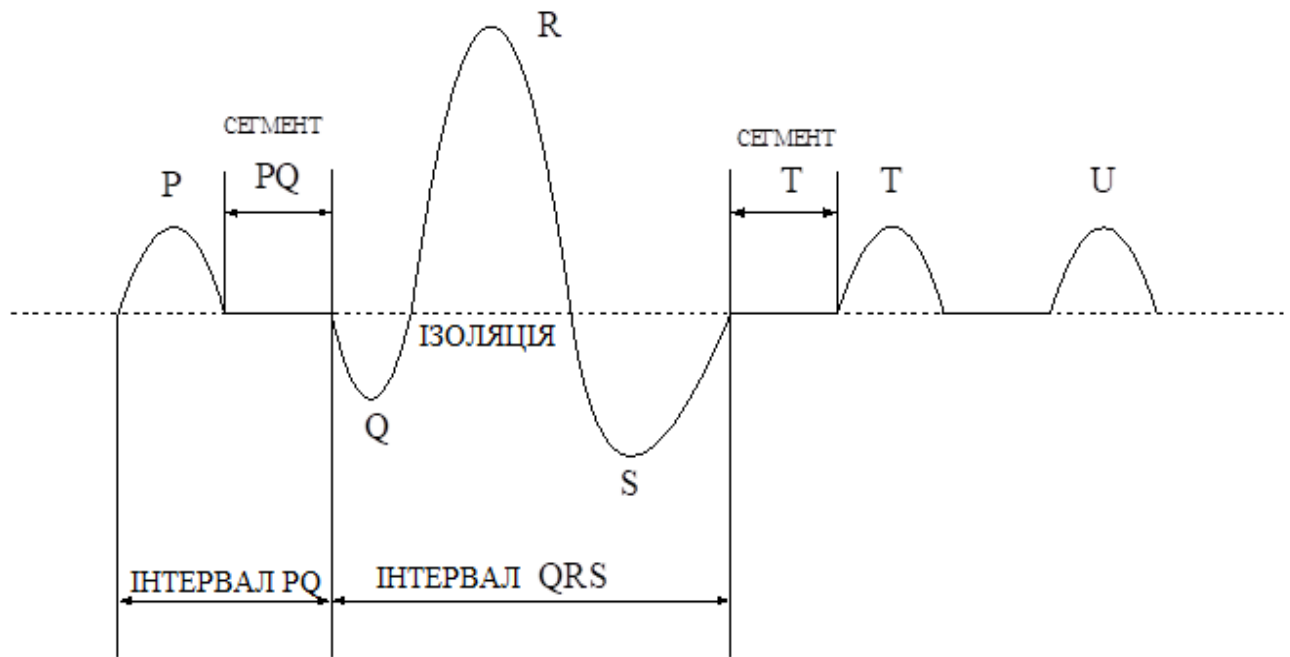


Рисунок 1.3 - Форма кардіосигналу

де P - зубець — скорочення передсерді

PR інтервал — збудження вузла

QRS комплекс — скорочення шлуночків

T зубець — відновлення шлуночків

Часові співвідношення такі:

- інтервал PQ — 200 мс
- інтервал QRS — 100 мс
- інтервал QT — 400 мс.

Із вище наведеного можна сформулювати основні цілі, які переслідують-ся при автоматизації електрокардіографічних дослідженнях.

В першу чергу, це прагнення позбавити лікарів трудомісткої процедури вимірювання параметрів ЕКГ. При цьому виявилось, що, застосовуючи сучасну техніку можна значно підвищити точність вимірювань, а також використовувати ті електрокардіографічні ознаки, які через трудомісткість і точності розрахунків не застосовувалися при звичайній оцінці кривих, незважаючи на їх високу інформативність.

Застосування машинних методів аналізу ЕКГ переслідує також мету автоматизації процесів оцінки та прийняття рішення. Необхідно підкреслити, що при автоматизації процесу оцінки - інтерпретація ЕКГ повністю відповідає

концепції лікарів і програмістів, що складала програми для обробки даних ЕКГ. Таким чином, з'являється можливість значно підвищити продуктивність праці і знизити вплив людського фактора лікаря.

Результати вимірювання параметрів ЕКГ і висновки щодо них можуть зберігатися в пам'яті обчислювальних систем, передаватися на будь-які відстані, виводитися на друк. Це робить реальним створення об'єднаних архівів даних ЕКГ.

Поліпшення обстеження і лікування хворих за рахунок автоматизації праці медичних працівників, підвищення доступності методу і якості оцінки кривих є головною метою застосування машинного аналізу ЕКГ.

Прилад, що підлягає розробці, призначений для зняття кардіографічного сигналу з людини, перетворення його в цифровий код і передачі його в ПЕОМ для подальшої обробки і встановлення діагнозу.

Метою створення приладу слугує необхідність, в першу чергу, постійного контролю серцево-судинної системи і функціонального стану людей, умови праці яких становлять небезпеку для їх здоров'я.

Таким чином, сформулюємо завдання проектування: необхідно розробити пристрій введення кардіосигналу в персональну ЕОМ.

1.2 Розробка структурної схеми і алгоритму функціонування

Пристрій, що розробляється, призначений для зняття кардіографічного сигналу з людини, перетворення його в цифровий код і передачі його в ПЕОМ для подальшої обробки і встановлення діагнозу.

Кардіографічний сигнал можна знімати з будь-якого з «відведень» - (система розташування електродів на тілі людини називається електрокардіологічним відведенням). У медичній практиці використовується до 16 різних відведень. В пристрої, що розробляється, кардіосигнал будемо знімати з рук досліджуваного. Це обумовлено вимогами швидкості аналізу.

Таким чином пристрій вводу кардіосигналу призначений для зняття сигналів роботи серця з рук обстежуваного, що є одним з найважливіших "відведень".

Оскільки пристрій призначений для масового обстеження функціонального стану людей, звідси випливають такі вимоги до приладу: простота обслу-

говування, автономність, відповідність правилам і нормам техніки безпеки, зв'язок з ПЕОМ через стандартний інтерфейс RS -232.

Виходячи з вище перерахованих вимог, вимальовується наступна структурна схема пристрою, що розробляється (рис. 1.4).

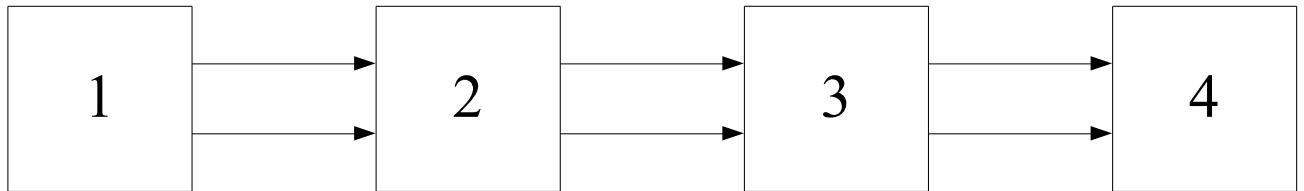


Рисунок 1.4 – Структурна схема пристрою

Де 1 — датчик кардіосигналу;

2 — пристрій знімання інформації з датчика і попередньої його обробки;

3 — інтерфейс, що забезпечує зв'язок пристрою з ПЕОМ;

4 — ПЕОМ.

Пристрій введення кардіосигналу призначений для узгодження входу з датчиком кардіосигналу, посилення і перетворення його в цифрову форму з подальшим введенням його до персональної електронно-обчислювальної машини (ПЕОМ) через стандартний інтерфейс RS-232

Розглянемо коротко склад і призначення основних вузлів пристрою згідно деталізованої структурної схеми, що наведена на рисунку 1.5.

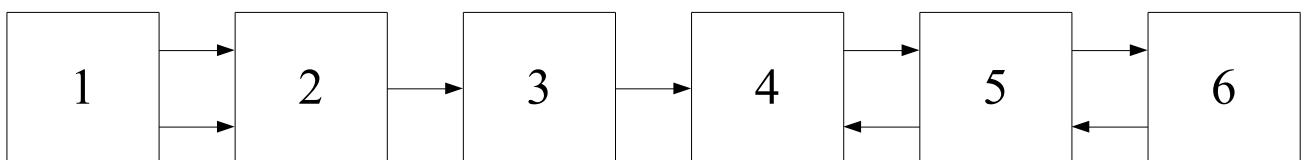


Рисунок 1.5 — Деталізована структурна схема вводу кардіосигналу

де 1 - датчик кардіосигналу;

- 2 - ПКС - підсилювач кардіосигналу;
- 3 - ГКН - генератор, що керується напругою;
- 4 - АЦП – аналогово-цифровий перетворювач;
- 5 - RS-232 - стандартний інтерфейс ПЕОМ;
- 6 - ПЕОМ - персональна електронно-обчислювальна машина.

В основу роботи пристрою покладений принцип перетворення вхідного аналогового сигналу, що надходить з датчика в частоту з подальшим вимірюванням миттєвого значення частоти цифровими засобами.

Сигнал від датчика кардіосигналу потрапляє на вхід ПКС. В цьому блоці сигнал «очищується» від синфазної завади, фільтрується та підсилюється до величини, яка необхідна для забезпечення працездатності ГКН.

Підсилений за напругою сигнал потрапляє на вхід ГКН, де здійснюється перетворення сигналу за формулою:

$$F(t) = 12 \cdot U + F_0 \quad (1.1)$$

де 12 – коефіцієнт підсилення ГКН;

U - вхідна напруга, що керує;

F_0 – початкова частота ГКН, що відповідає значенню U , що дорівнює нулю.

Перетворення частотно-модульованого сигналу в цифрову форму здійснюється вимірюванням миттєвих значень частоти ГКН за допомогою прямого підрахунку кількості імпульсів.

Розглянемо алгоритм роботи пристрою. Пристрій, що розробляється, повинен працювати наступним чином:

Робота з пристроєм починається з підключення приладу до ПЕОМ, установки перемикача S1 в положення мінімального підсилення. Далі досліджуваний пацієнт береться за датчик. Сигнал з датчика надходить в пристрій і проходить фазу попереднього посилення і придушення синфазної перешкоди, яка може бути присутня на вході приладу. Далі сигнал надходить на фільтр, який здійснює придушення мережевої перешкоди. Після цього сигнал проходить фазу остаточного підсилення і виділення з усього спектра сигналу робочої смуги

частот, яка несе основне інформаційне навантаження. Оброблений аналоговий сигнал подається на АЦП, де відбувається його перетворення в цифрову форму. Далі перетворений в цифрову форму сигнал надходить на блок зв'язку з ПЕОМ, який здійснює формування послідовного коду для передачі в ПЕОМ через стандартний інтерфейс RS-232. Передані дані відображаються на дисплеї ПЕОМ. Аналізуючи результати роботи приладу на ПЕОМ, лікар, що робить обстеження, при необхідності може прийняти рішення про необхідність збільшення посилення пристрою за допомогою перемикача S1 -для кращого і більш точного відображення форми сигналу.

На підставі переданих в ПЕОМ даних - лікар може робити висновки самостійно або за допомогою ПЕОМ.

Отримані дані можна зберегти в пам'яті ПЕОМ для подальшого аналізу або порівняти з попередньо записаними результатами аналізу.

Словесний опис алгоритму роботи пристрою (послідовність виконуваних операцій) представимо у вигляді блок-схеми алгоритму роботи пристрою. Блок-схема наведена на рисунку 1.6.

1.3 Функціональна схема пристрою вводу кардіосигналу

На наступному етапі розробки проводиться деталізація структурної схеми пристрою - функціональна схема. При цьому необхідно з'ясувати й описати функції, що підлягають виконанню, а потім узгодити їх з можливостями тих елементів, які можуть бути використані в проектованій системі. Під розробкою функціональної схеми розуміється: визначення функціонального складу блоків, які входять в систему, обґрунтування вимог до вказаних блоків і встановлення необхідних зв'язків між ними.

Розглянемо склад, призначення та принцип роботи окремих вузлів пристрою за його функціональною схемою, наведеною на рисунку 1.7 (датчик і ПЕОМ з функціональної схеми виключені).

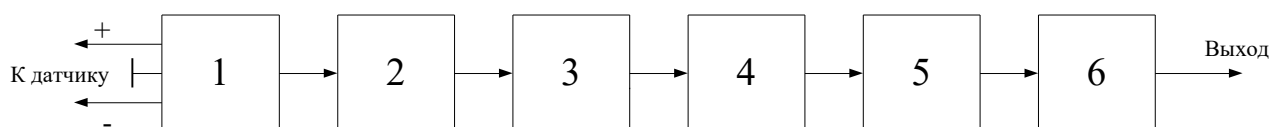


Рисунок 1.7 — Функціональна схема пристрою введення кардіосигналу

де 1 - вхідний вимірювальний підсилювач;

2 - режекторний фільтр, налаштований на частоту $f = 50\text{Гц}$;

3 - диференційний підсилювач;

4 - режекторний фільтр, налаштований на частоту $f = 50\text{Гц}$;

5 - фільтр нижніх частот;

6 - генератор, що керується напругою ГКН.

На наступному етапі переходимо до подальшої деталізації - побудови принципової схеми і виконаємо всі необхідні розрахунки.

2 РОЗРОБКА І РОЗРАХУНОК ПРИНЦИПОВИХ ЕЛЕКТРИЧНИХ СХЕМ, ВУЗЛІВ І БЛОКІВ ПРИСТРОЮ

2.1 Вибір елементної бази

Пристрій вводу кардіосигналу в схемній реалізації можна поділити на дві частини: перша, аналогова, що здійснює знімання кардіосигналу з людини і його фільтрацію, посилення до величини, необхідної для роботи генератора імпульсів, що керується напругою. Генератор (ГКН) є основою для подальшого аналого-цифрового перетворення кардіосигналу.

Друга частина пристрою - цифрова, здійснює аналого-цифрове перетворення і забезпечує передачу результатів перетворення в ЕОМ, а також передачу керуючих сигналів від ЕОМ до пристрою введення кардіосигналу.

У зв'язку з вищезазначеним, вимоги до елементної бази двох складових частин пристрою принципово різні.

Для побудови аналогової частини пристрою були обрані операційні підсилювачі завдяки тим їх особливостям, що вони посилюють різницю сигналів, і що їх входи мають з джерелами сигналів зв'язок по постійному струму. Ідеалізовані операційні підсилювачі припускають нескінченний вхідний опір, нульовий вихідний опір, відсутність зміщення нуля або його дрейфу, нульовий рівень власних шумів, незмінний по всьому динамічному діапазону коефіцієнт посилення і абсолютне придушення синфазної перешкоди.

Вхідні сигнали зазвичай надходять від датчиків, що перетворюють вимірювані фізичні параметри в електричні сигнали.

На основі операційних підсилювачів легко реалізуються такі складні пристрої як, наприклад, підсилювачі сигналу різниці, різного роду фільтри, підсилювачі, що диференціюють, генератори і багато іншого. З усього різноманіття операційних підсилювачів для побудови вхідного вимірювального підсилювача був обраний операційний підсилювач К140УД14А, основною перевагою якого є великий коефіцієнт придушення синфазної перешкоди ($K_{\text{сінф}} > 90\text{дБ}$), дуже мале зміщення нульового рівня (мікрівольти), малий часовий та температурний дрейф вихідної напруги.

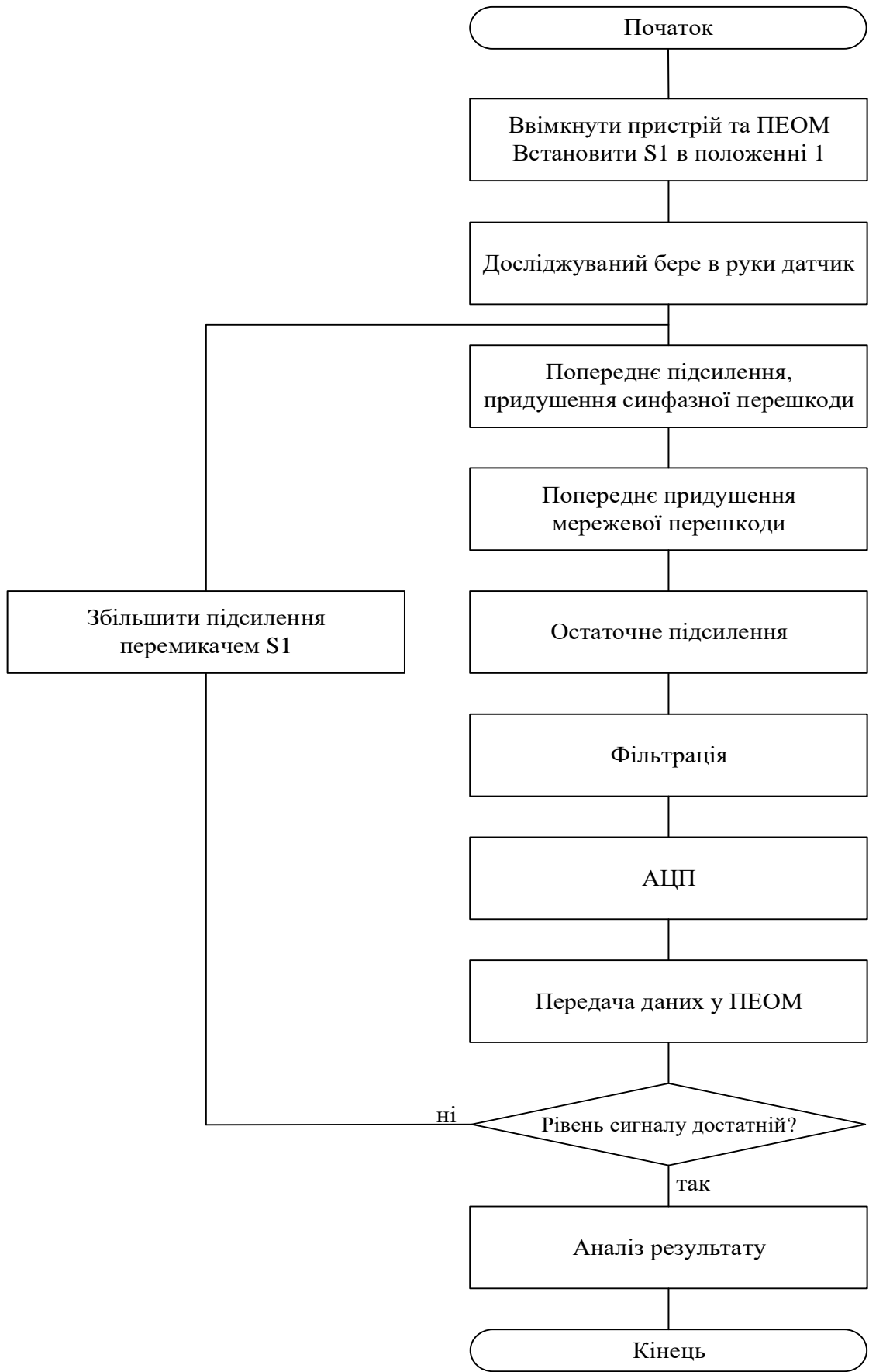


Рисунок 1.6 — Алгоритм роботи пристрою

Для побудови інших вузлів аналогової частини були обрані операційні підсилювачі К140УД6, які за своїми параметрами відповідають усім вимогам, що пред'являються до проектування даних вузлів.

Для побудови генератора, керованого напругою, була обрана мікросхема 564ГГ1, що має необхідний динамічний діапазон, лінійність перетворення і мале споживання потужності від джерела напруги.

Основна вимога до елементної бази цифрової частини пристрою вводу кардіосигналу - це мінімальне споживання потужності від джерела напруги в режимі очікування, тобто коли не проводиться знімання сигналу з досліджуваної людини. У такому режимі споживання потужності повинно бути мінімальним, що значно підвищить термін служби джерела напруги. Таким вимогам повністю задовольняють КМОП - серія інтегральних мікросхем типу К651.

2.2 Розрахунок і синтез основних електронних вузлів

2.2.1 Датчик кардіосигналу. Пристрій введення кардіосигналу може бути використано як з синфазними датчиками, що задовольняють існуючим стандартам, так і зі спеціально розробленим для цієї системи датчиком. При масових обстеженнях пацієнтів застосування стандартних датчиків утруднено, створює деякі незручності і вимагає значного часу; при цьому повинен бути задіяний додатковий медперсонал (крім лікаря-кардіолога). У зв'язку з цим був розроблений датчик кардіосигналу, що значно спрощує процес зняття з пацієнта кардіосигналу.

Розглянутий датчик кардіосигналу призначений для зняття електричних сигналів скорочення серцевого м'яза пацієнта і подачу його на вхід підсилювача кардіосигналу. Особливістю даного датчика є те, що кардіосигнал знімається з рук пацієнта. Конструкція датчика наведена на рис.2.1.

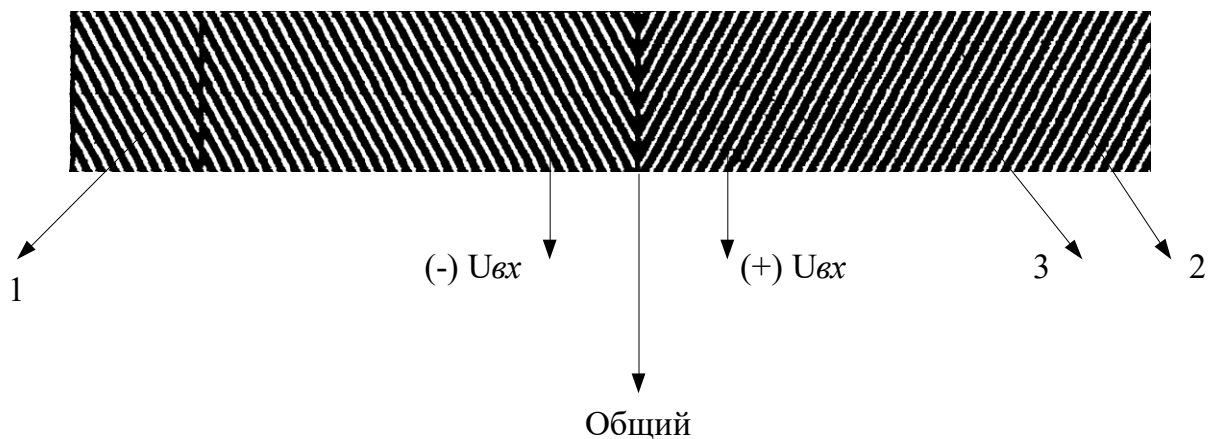


Рисунок 2.1 — Конструкція датчика кардіосигналу

Датчик являє собою ізольовану трубку (1), на яку намотують декілька витків (близько 5-8) металевої смуги (зазвичай мідь, латунь) шириною (5-10 мм). Намотування смуг ведеться з деяким кроком, який необхідно вибрати з умови, щоб сусідні витки не шунтувалися долонею пацієнта. З іншого боку, ширина витка повинна бути якомога більшою для того, щоб сама стрічка мала мінімальний опір. Найкращі результати, отримані експериментальним шляхом, мав датчик, намотаний на трубку з склотекстоліту з діаметром 24 мм з шириною стрічки 6 мм і зазором між витками 4 мм.

Намотування стрічки ведеться від центру трубки до її країв в різні боки. Одна зі смуг лівої і правої половини трубки об'єднуються. Це відповідає загальному проводу датчика. Друга смуга лівої і правої частини датчика є сигнальними. В результаті з датчика відносно спільного проводу знімається диференціальний кардіосигнал $\pm U_{ex}$. Величина напруги, що знімається з датчика, лежить в межах (0,3-0,5) мВ, в залежності від властивостей шкіряного покриву долоні пацієнта.

2.2.2 Вимірювальний підсилювач. Принципова схема вхідного вимірювального підсилювача наведена на рисунку 2.2. Зазвичай вхідний каскад такого підсилювача (DA1, DA2) будується за схемою з одиничним коефіцієнтом підсилення, що є одним з недоліків такої схеми, оскільки така схема вимагає великого коефіцієнта ослаблення синфазної перешкоди (КОСП) диференціальних підсилювачів і в вихідному каскаді, виконаному на операційному підсилювачі DA3.

Схема, наведена на рис.2.2, є класичною конфігурацією вимірювального

підсилювача. Однак вхідний каскад - це вдале поєднання двох операційних підсилювачів, що забезпечують великий диференційний коефіцієнт підсилення корисного синфазного сигналу без будь-якого точного узгодження резисторів в схемі.

Його диференційний вихід являє собою сигнал з істотно зменшеною синфазною складовою і застосовується для збудження схеми звичайного диференціального підсилювача, завдання якого - отримання однополосного вихідного сигналу, придушення залишкового синфазного сигналу і забезпечення необхідного коефіцієнта підсилення корисного сигналу. При такій побудові схеми відпадає потреба в тому, щоб вихідний операційний підсилювач мав великий КОСС, і не потрібно прецизійного узгодження у вхідних ланцюгах операційного підсилювача ДАЗ.

При виборі типів операційних підсилювачів для побудови вимірювального підсилювача необхідно враховувати наступні вимоги:

- 1 Велике вхідний опір підсилювача;
2. Підсилювачі повинні мати якомога більший коефіцієнт придушення синфазної перешкоди;
3. Великий коефіцієнт підсилення при розімкнутому зворотному зв'язку;
4. Мінімальна напруга зсуву нуля;
5. Невеликий температурний коефіцієнт по напрузі.

З усього набору вітчизняних операційних підсилювачів найбільш задовольняє перерахованим вимогам операційний підсилювач типу К140УД14А, що представляє собою прецизійний операційний підсилювач з малими вхідними струмами (великим вхідним опором) і малою споживаною потужністю.

Операційний підсилювач К140УД14А має вхідний опір $R_{вх} = 30 \text{ мОм}$, коефіцієнт придушення синфазної перешкоди $K_{сінф} = 85 \text{ дБ}$, коефіцієнт підсилення по напрузі $K = 5 * 10^4$ і напруга зсуву нуля менше 2 мВ.

Для організації зв'язку входів операційних підсилювачів по постійному струму слугують резистори R10 і R11. В той же час конденсатори C1 і C2 і резистори R10, R11 створюють для змінного сигналу постійну частоту, яка впливає на проходження сигналу від датчика до входів підсилювача.

Виходячи з того, що вхідний опір операційного підсилювача досить велике, приймаємо значення опору резисторів R10 - R11, рівним 10 мОм.

Тривалість повного кардіосигналу становить близько однієї секунди. Ви-

ходячи з цього визначаємо значення ємностей C1 і C2.

Для захисту вимірювального підсилювача від пробою статичною напругою, яка завжди присутня на тілі пацієнта, застосовуються діоди D1 - D4. Діоди D1 і D3 підключаються до позитивного полюса джерела живлення, а діоди D2 і D4 - до негативного полюса. Таким чином статична напруга буде відсікатися діодами до рівня половини напруги джерела живлення, тобто 4,5 В відносно загальної шини.

Конденсатори C3 - C8 необхідні для частотної корекції операційних підсилювачів і прибирають збудження підсилювачів на високих частотах.

Основне призначення вимірювального підсилювача - це прийняти сигнал з датчика не спотворюючи його, а також забезпечити необхідне підсилення для нормальної роботи диференціального підсилювача. Диференціальний підсилювач повинен посилити вхідний сигнал до величини, необхідної для нормальної роботи генератора, керованого напругою, тобто ГКН повинен працювати на лінійній ділянці характеристики.

На вхід підсилювача надходить сигнал порядку (0,3 - 0,5) мВ, а для роботи ГКН на лінійній ділянці характеристики необхідна напруга близько 2 В.

Виходячи з цього визначимо необхідний коефіцієнт підсилення всього підсилювача кардіосигналу.

$$K_{yc} = \frac{U_{вых}}{U_{вх}}; K_{yc} = \frac{2000}{0,5} = 4000; \quad (2.1)$$

У той же час загальний коефіцієнт підсилення складається з коефіцієнта підсилення вимірювального підсилювача і коефіцієнта посилення диференціального підсилювача тобто:

$$K_{ус} = K_{изм.ус} \cdot K_{дифф} \quad (2.2)$$

Основне підсилення повинно здійснюватися вимірювальним підсилювачем. Це викликано тим, що необхідно запобігти можливості насичення диференціального підсилювача, яке може викликати спотворення форми кардіосигналу.

Тому приймаємо, що $K_{ус.изм} = 100$, тоді коефіцієнт підсилення диферен-

ціального підсилювача, буде дорівнювати:

$$K_{\text{ус.дифф.}} = 40.$$

У свою чергу коефіцієнт підсилення вимірювального підсилювача складається з коефіцієнта підсилення вхідного каскаду і коефіцієнта підсилення вихідного каскаду.

$$K_{\text{изм.ус.}} = K1 * K2 \quad (2.3)$$

Якщо прийняти, що коефіцієнт підсилення обох каскадів буде однаковий, тобто $K1 = K2 = K$, тоді:

$$K_{\text{изм. ус.}} = K2 \quad (2.4)$$

Звідки

$$K = \sqrt{K_{\text{изм.ус.}}}; \quad K = \sqrt{100} = 10. \quad (2.5)$$

У той же час коефіцієнт підсилення вхідного каскаду вимірювального підсилювача можна визначити з виразу:

$$K = 1 + \frac{2R_1}{R_2 + R_3 + R_4}; \quad (2.6)$$

З огляду на те, що операційний підсилювач До 140 УД 14А працює при невеликих значеннях вхідних струмів вибираємо опір резистора R1 рівним 200 кОм. Тоді неважко визначити суму резисторів (R2 + R3 + R4):

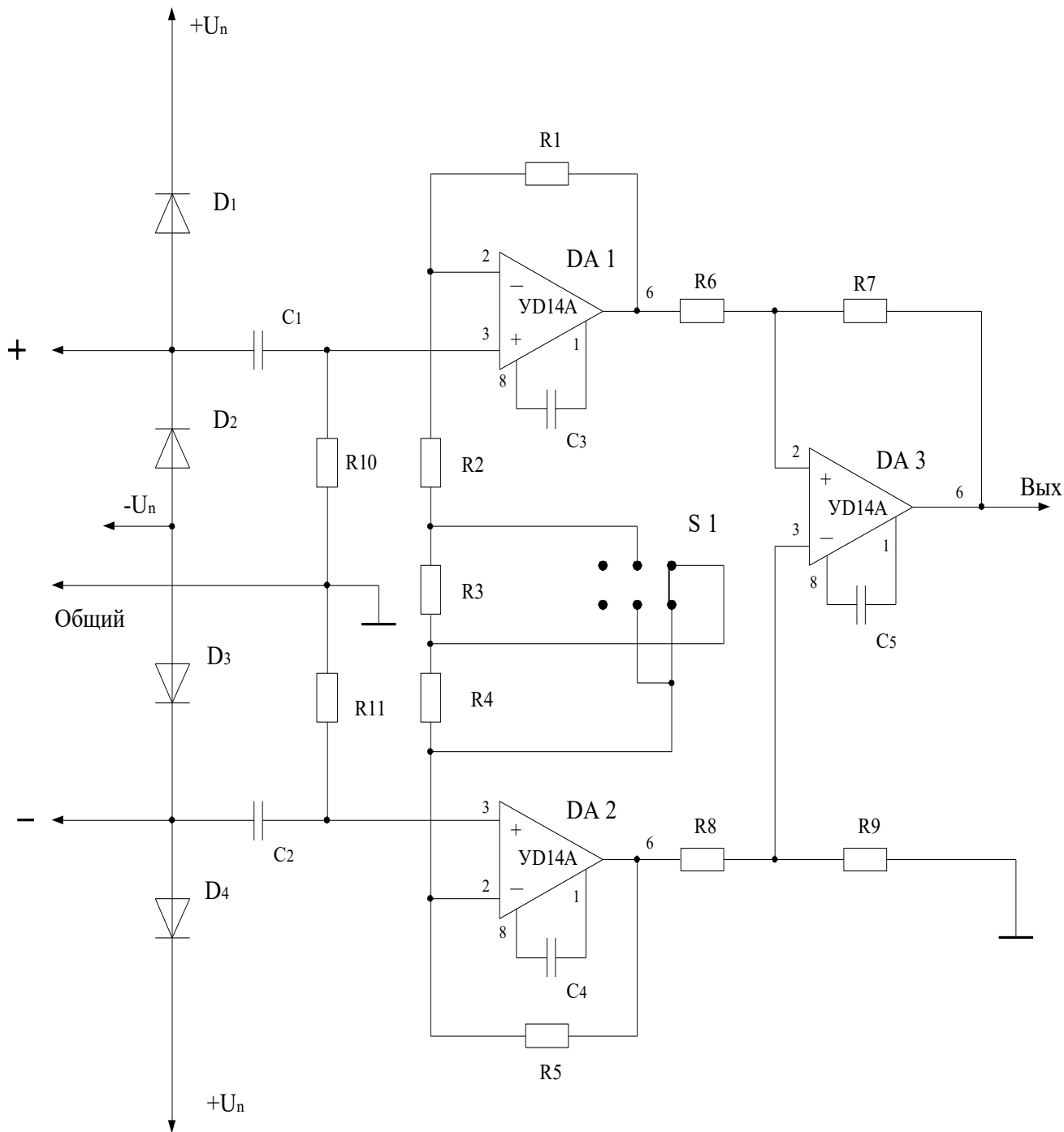


Рисунок 2.2 — Вимірювальний підсилювач

$$R_2 = \frac{2R_1}{K - 1} \quad (2.7)$$

$$R_{\Sigma} = \frac{2 \cdot 200}{10 - 1} = 44 \text{ком}$$

Для забезпечення можливості регулювання коефіцієнта підсилення вхідного каскаду вимірювального підсилювача, а, отже, і всього підсилювача в цілому, вибираємо значення опорів резисторів R2, R3 і R4.

Приймаємо, що R2 = 24 кОм, R3 = 5,1 кОм, R4 = 15 кОм.

Тоді, в першому положенні перемикача S1 коефіцієнт підсилення підсилювача буде визначатися сумою резисторів R2, R3 і R4 і буде дорівнювати раніше обчисленому тобто $K = K = 10$.

У другому положенні перемикача S1 коефіцієнт підсилення вхідного каскаду буде визначатися сумою резисторів R2 і R3. отже:

$$K_1'' = 1 + \frac{2R_1}{R_2 + R_3} \quad (2.8)$$

$$K_1'' = 1 + \frac{2 \cdot 200}{24 + 5,1} = 14,7.$$

Коефіцієнт підсилення всього підсилювача кардіосигналу в цьому положенні перемикача буде дорівнювати:

$$K_{ус.} = 14,7 \cdot 10 \cdot 40 = 5800.$$

У третьому положенні перемикача S1 коефіцієнт підсилення вхідного каскаду вимірювального підсилювача буде визначатися тільки резистором R2. тоді:

$$K_1''' = 1 + \frac{2R_1}{R_2} \quad (2.9)$$

$$K_1''' = 1 + \frac{2 \cdot 200}{24} = 17,6.$$

Коефіцієнт підсилення всього підсилювача кардіосигналу в третьому по-

ложенні перемикача S1 буде дорівнювати:

$$K_{ус.} = 17,6 \cdot 10 \cdot 40 = 7040.$$

Коефіцієнт підсилення вихідного каскаду вимірювального підсилювача можна визначити з виразу:

$$K_{дифф} = \frac{R_7}{R_8} \quad (2.10)$$

Приймаємо значення опору резистора R7 рівним 51кОм. Знаючи величину коефіцієнта підсилення $K_{дифф}$.. визначаємо значення резистора R8 з виразу:

$$R_8 = \frac{R_7 \cdot K_{дифф}}{51 \cdot 10} = 5,1кОм \quad (2.11)$$

Регулювання коефіцієнта підсилення вхідного каскаду вимірювального підсилювача, а, отже, і всього підсилювача кардіосигналу в цілому, необхідне в зв'язку з тим, що сигнал від датчика кардіосигналу може змінюватися в залежності від властивостей шкіри рук конкретного пацієнта. Для підтримки вхідного сигналу підсилювача кардіосигналу на необхідному рівні (близько 2В) і служить дане регулювання коефіцієнта підсилення кардіосигналу.

2.2.3 Схема створення "штучної землі". Живлення пристрою вводу кардіосигналу від мережі змінного струму неприпустимо через можливість ураження пацієнта струмом напруги 220 В. З іншого боку, пристрій повинен бути переносним і автономним. У зв'язку з цим електроживлення пристрою введення кардіосигналу здійснюється від гальванічного елемента напругою 9В. Для забезпечення нормальної роботи операційних підсилювачів їх необхідно "живити" від двох джерел живлення + Un і - Un і мати загальну шину ("землю"). Така загальна шина утворюється на виході спеціального операційного підсилювача, схема якого зображена на рис. 2.3.

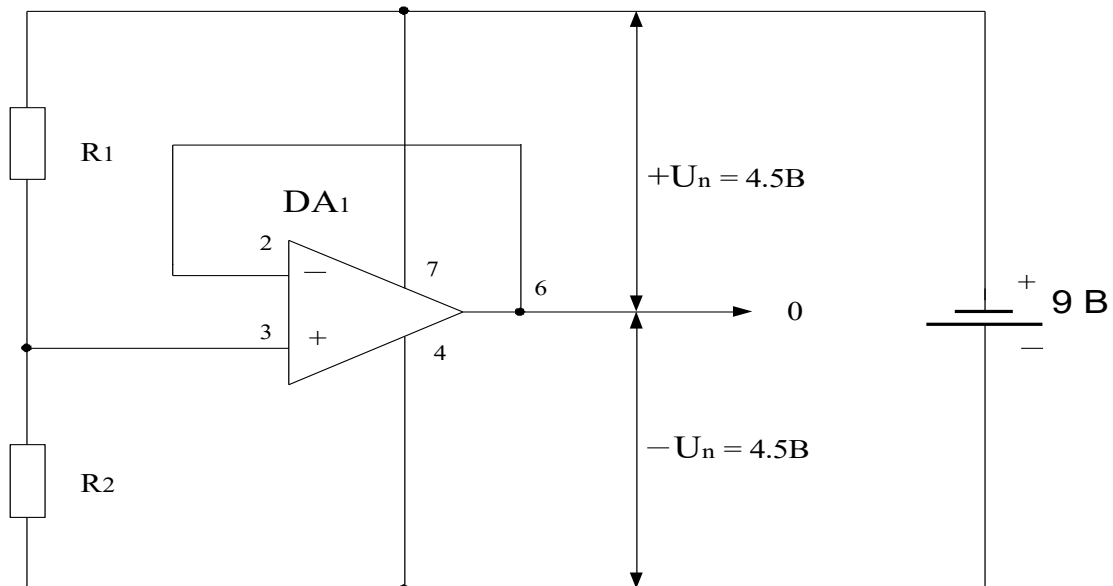


Рисунок 2.3 - Схема створення "штучної землі"

Дільник напруги, побудований на резисторах R_1 і R_2 , на неінвертуючий вхід підсилювача подає половину напруги джерела живлення. Таким чином, відносно виходу (загальної шини) операційного підсилювача DA_1 живлення всіх операційних підсилювачів пристрою введення кардіосигналу буде здійснюватися напругою 4,5 В.

Опори резисторів R_1 і R_2 повинні бути однаковими з достатньою точністю, щоб не створювати так званого "перекосу" по одному з живлень. Величина опорів не критична і вибирається з умови мінімального споживання потужності від джерела напруги 9В. Вибираємо значення резисторів R_1 і R_2 рівними 100 кОм (+/- 0,1%).

Операційний підсилювач повинен мати малу напругу зміщення нуля і малий температурний коефіцієнт по напрузі. Вибираємо, виходячи з вимог, операційний підсилювач К140УД14А.

2.2.4 Диференціюючий підсилювач. Для отримання загального коефіцієнта підсилювача кардіосигналу, а також для збільшення коефіцієнта посилення в смузі частот кардіосигналу ($F_1 \dots F_2 = 0 \dots 10$ Гц), застосовується диференціюючий підсилювач, принципова схема якого наведена на рис.2.4.

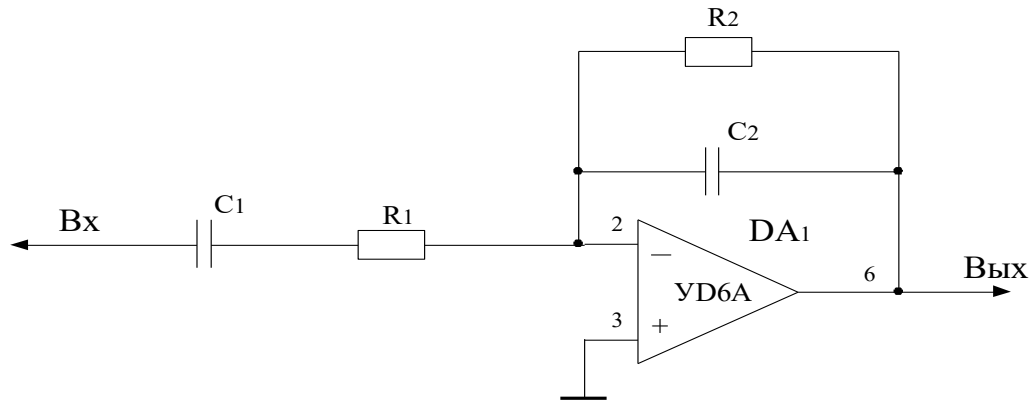


Рисунок 2.4 — Диференціюючий підсилювач

Частотна характеристика диференціюючого підсилювача наведена на рис.2.5. Коефіцієнт посилення підсилювача по постійному струму визначається виразом:

$$K_3 = \frac{R_2}{R_1} \quad (2.12)$$

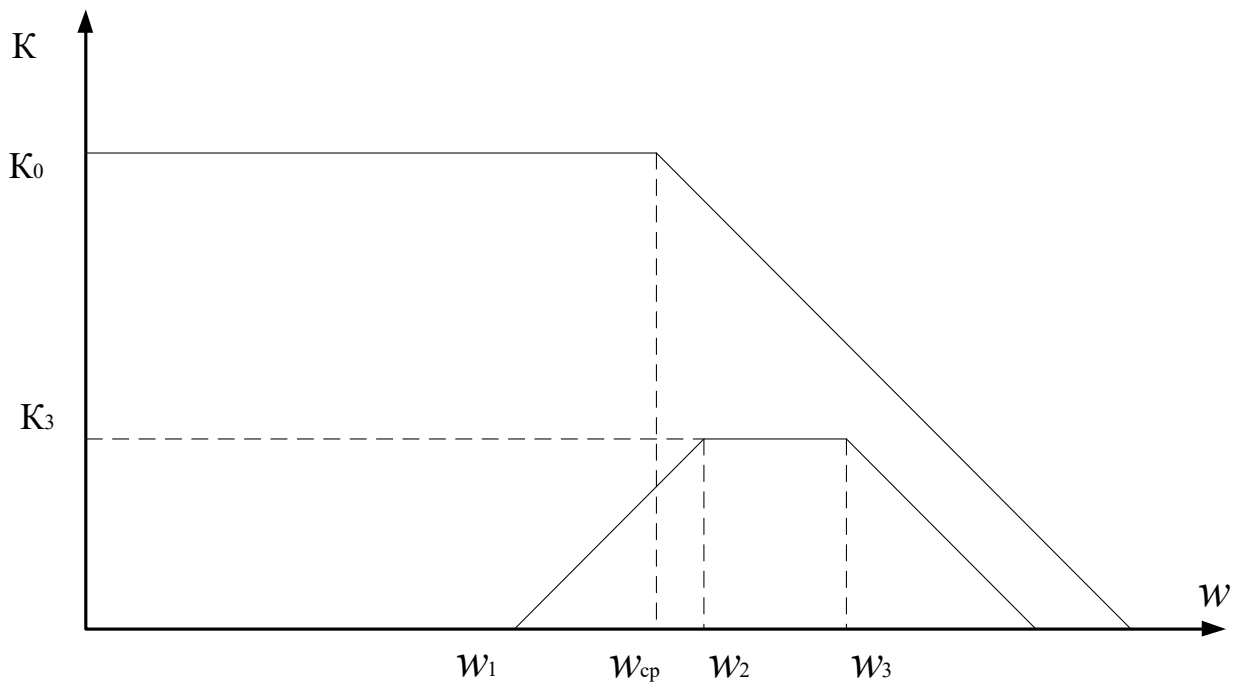


Рисунок 2.5 -Частотна характеристика

Знаючи загальний коефіцієнт підсилення підсилювача кардіосигналу і коефіцієнт підсилення вимірювального підсилювача, неважко визначити коефіцієнт підсилення диференціюючого підсилювача:

$$K_{обц} = K_{\Sigma} \cdot K_3 \quad (2.13)$$

$$K_3 = \frac{K_{обц}}{K_{\Sigma}} \quad (2.14)$$

$$K_{обц} = \frac{U_{вых.ус}}{U_{вх}} = \frac{2000мВ}{0,5мВ} = 4000 \quad (2.15)$$

$$K_3 = \frac{4000}{90} = 44.$$

У той же час коефіцієнт підсилення K_3 по постійному струму визначається з виразу:

$$K_3 = \frac{R_2}{R_1} \quad (2.16)$$

Задаємо значення опору резистора $R = 1000к\Omega$ та визначимо величину опору резистора R_1 :

$$R_1 = \frac{R_2}{K_3} \quad (2.17)$$

$$R_1 = \frac{1000}{44} = 22к\Omega.$$

Власиве схемі, що диференціює, велике підсилення на високих частотах може привести до того, що високочастотні складові власного шуму операційного підсилювача будуть посилюватися, навіть якщо корисний сигнал і не містить високих частот. Для усунення цього явища в схемі підсилювача застосований конденсатор C_2 , який різко зменшує коефіцієнт підсилення диференціюючого

підсилювача на високих частотах.

Резистор R_1 , крім усього іншого, різко підвищує стійкість роботи диференціюючого підсилювача.

Згідно частотній характеристиці диференціюючого підсилювача, на осі частот є три основні точки, що пояснюють принцип роботи диференціюючого підсилювача.

На частотах від 0 до ω_1 коефіцієнт підсилення підсилювача дорівнює нулю.

Частота ω_1 визначається постійної часу яка вираховується як:

$$\tau_1 = R_2 \cdot C_1 \quad (2.18)$$

$$\omega_1 = \frac{1}{\tau_1} = \frac{1}{R_2 C_1}. \quad (2.19)$$

У зв'язку з тим, що кардіосигнал досить низькочастотний, то для неспотвореної його передачі на вхід підсилювача, частота ω_1 повинна бути якомога меншою. Задаємося значенням частот $f_1 = 0.1$ Гц:

$$C_1 = \frac{1}{\omega_1 \cdot R_1} \quad (2.20)$$

$$C_1 = \frac{1}{2\pi f_1 \cdot R_2} = \frac{1}{6.28 \cdot 10^{-1} \cdot 10^6} = 1.5 \text{ мкФ} \quad (2.21)$$

$$\tau_1 = 10^6 \cdot 1.5 \cdot 10^{-6} = 1.5 \text{ сек.}$$

В інтервалі частот від ω_1 до ω_2 коефіцієнт підсилення підсилювача зростає і в точці ω_2 досягає свого максимального значення, рівного КЗ.

$$\tau_2 = R_1 \cdot C_1 \quad (2.22)$$

$$\omega = \frac{1}{\tau_2} = \frac{1}{R_1 C_1} \quad (2.23)$$

$$f_2 = \frac{1}{2f_1 \cdot R_1 \cdot C_1} \quad (2.24)$$

$$f_2 = \frac{1}{6.28 \cdot 22 \cdot 10^3 \cdot 1.5 \cdot 10^{-6}} = 4.8 \text{ Гц}.$$

На ділянці характеристики від ω_2 до ω_3 коефіцієнт посилення диференціюючого підсилювача залишається незмінним. Ділянка характеристики від ω_2 до ω_3 є робочою і забезпечує необхідну смугу пропускання всього підсилювача.

Для ефективного придушення високочастотних складових сигналу і перешкод вибираємо ємність конденсатора C_2 рівною 0.05 мкФ . Тоді:

$$f_3 = \frac{1}{2f_1 \cdot R_2 \cdot C_2} \quad (2.25)$$

$$f_3 = \frac{1}{6.28 \cdot 10^6 \cdot 0.005 \cdot 10^{-6}} = 33.3 \text{ Гц}$$

З зростанням частоти коефіцієнт підсилення диференціюючого підсилювача різко падає. На характеристиці коефіцієнт K_o є залежністю коефіцієнта підсилення підсилювача від частоти при розімкненому ланцюзі зворотного зв'язку. Значення частоти ω_{cp} є частотою зрізу операційного підсилювача.

2.2.5 Генератор, що керується напругою. Призначення генератора, що керується напругою (ГКН), є перетворення вхідного аналогового сигналу в частоту. У кожен момент часу вихідна частота ГКН пропорційна вхідній аналоговій напрузі.

Генератор, керований напругою, виконаний на основі мікросхеми типу 564ГГ1. Принципова схема ГУН представлена на рис. 2.6.

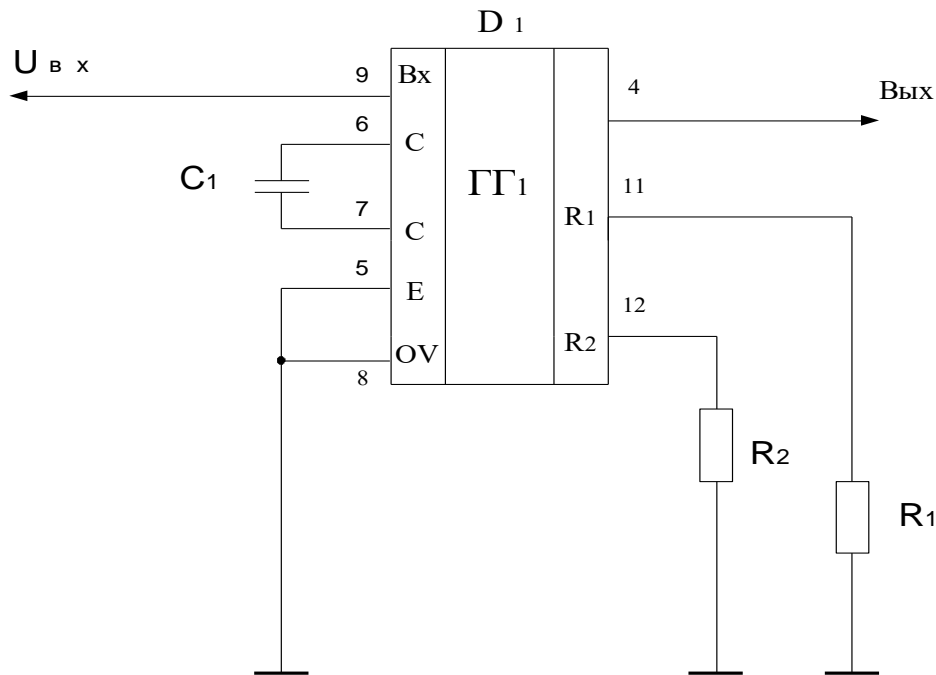


Рисунок 2.6 — Генератор, що керується напругою

Дана схема ГКН забезпечує лінійність перетворення напруга-частота не гірше 1%. Для установки початкової частоти ГКН і діапазону зміни цієї частоти потрібно всього три елементи: конденсатор C_1 і резистори R_1 , R_2 .

Резистор R_1 і конденсатор C_1 визначають початкову частоту ГУН, а за допомогою резистора R_2 цієї частоті можна задати постійний зсув.

Частота вихідних імпульсів ГКН називається початковою, якщо на вході управління частотою ГКН, аналогова вхідна напруга дорівнює нулю.

У мікросхемі ГКН є вхід керування E . Напруга низького рівня на цьому вході дозволяє роботу мікросхеми. Якщо потрібно зменшити потужність споживання мікросхеми в режимі очищення (коли аналоговий сигнал дорівнює нулю), на вхід керування E слід подавати напругу високого рівня.

Значення початкової частоти ГКН можна вибрати за графіком, наведеним на рис. 2.7.

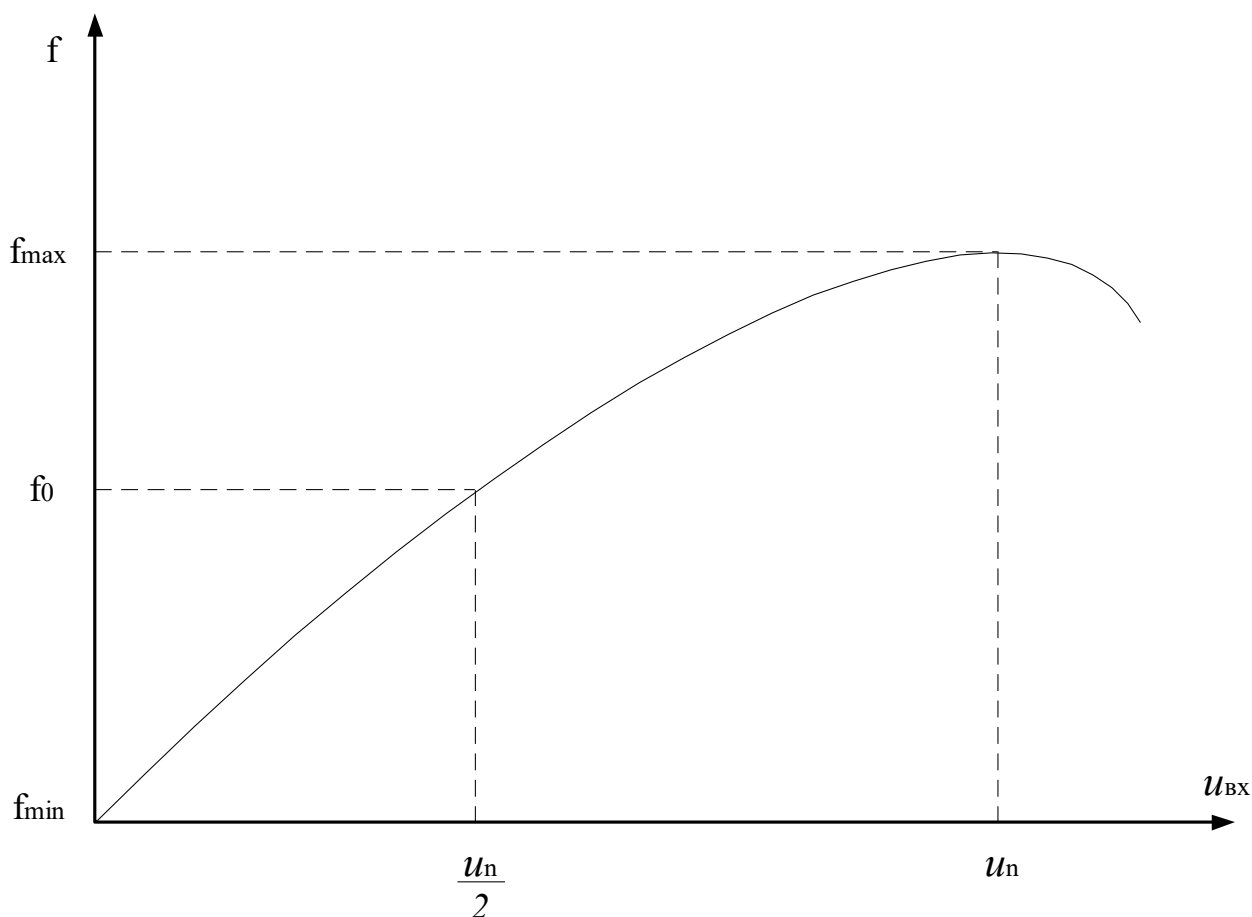


Рисунок 2.7 - Графік залежності частоти від напруги

Початкова частота генератора f_0 вибирається на середині лінійної ділянки характеристики ГКН, що відповідає величині вхідної напруги, яка дорівнює половині напруги джерела живлення. При цьому забезпечується максимальна лінійність перетворення вхідної напруги в частоту в діапазоні $dU = + / - (U_n / 2)$.

Для забезпечення нормальної роботи всього пристрою в цілому нульовою вхідною напругою ГКН повинен виробляти якусь частоту. Це досягається шляхом зсуву середньої частоти ГКН F_0 на величину $dF_{сдв}$, якщо вивод R мікросхеми і нульовий провід з'єднати через резистор R2. Значення частоти $F_{сдв}$ можна визначити з графіка, зображеного на рис. 2.8.

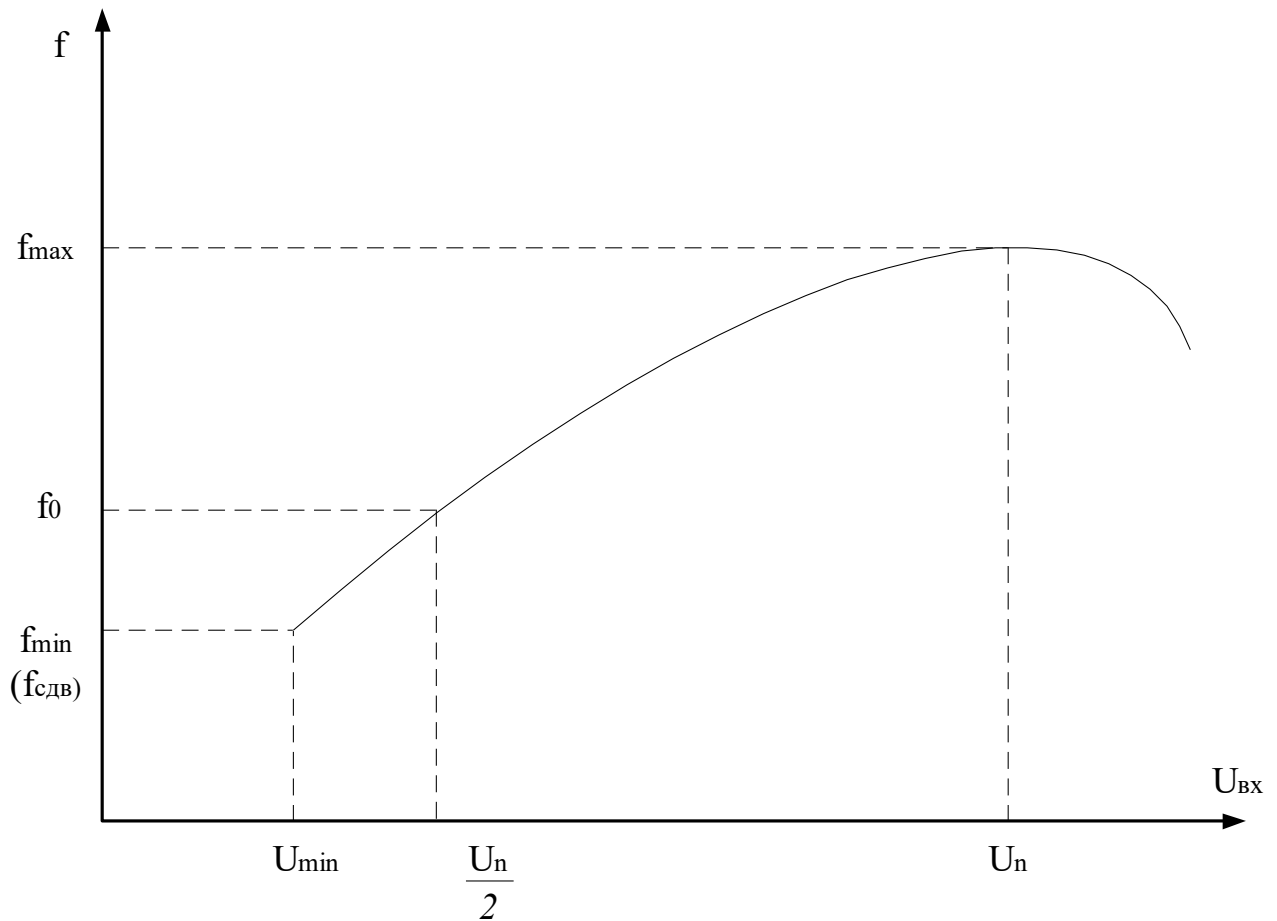


Рисунок 2.8 — Графік залежності частоти від напруги з початковим зсувом

Необхідно врахувати, що від екземпляра до екземпляра мікросхеми, значення f_0 , f_{\max} можуть змінюватися в значних межах - близько 20%.

Максимальна частота ГКН вибирається виходячи з частотних властивостей інтерфейсу RS-232 і становить близько (25-30) кГц.

Мінімальне значення частоти ГКН вибирається з умови забезпечення динамічного діапазону вхідного сигналу і необхідної точності подальшого перетворення аналогового вхідного кардіосигналу в цифровий код.

Мікросхема ГКН повинна забезпечувати динамічний діапазон перетворення вхідної напруги в частоту порядку 10. Для забезпечення нормальної роботи ГКН номінали зовнішніх елементів слід вибрати в межах $R1 >= 10$ кОм; $R2 >= 100$ кОм; $C1 > 100$ нФ. Виходячи з вищесказаного, приймаємо, що: $C1 = 1$ нФ, $R2 = 590$ кОм, $R1 = 16$ кОм.

Необхідно наголосити, що співвідношення опорів резисторів R_1 і R_2 визначають не тільки початкову частоту ГКН F_0 , але і нахил характеристики генератора, а, отже, і його динамічний діапазон.

При вибраних значеннях елементів схеми початкова частота становить 15 кГц, $F_{max} = 30$ кГц і $F_{min} = 5$ кГц.

2.2.6 Активні фільтри. Фільтрами або електричними фільтрами, є частотно залежні схеми, призначені для передачі синусоїдальних сигналів в одній або більше безперервних частотних смугах або загородження в доповнюючих смугах. Залежно від смуги частот проходження сигналу фільтри з однією смугою пропускання діляться на фільтри нижніх частот (ФНЧ), верхніх частот (ФВЧ), смугасто-пропускаючі (смугові). Існують і інші різновиди фільтрів, такі як всепропускаючі, частотнопропускаючі (вузькосмугові) і частотноподавляючі (режекторні).

Область частот коливань, що пропускаються, для яких модуль коефіцієнта передачі не змінюється, точніше дорівнює будь якій величині із заданою потужністю, називається смугою пропускання фільтра. Область частот затриманих коливань, для яких модуль коефіцієнта передачі не перевищує деякого заданого значення, називається смугою затримування.

При проектуванні активних фільтрів і їх реалізації найбільшого поширення в якості активного елемента отримали операційні підсилювачі. Операційні підсилювачі мають високий вхідний опір, велике посилення при розімкнутому зворотному зв'язку, низький вихідний опір.

У схемі активного фільтра активні елементи, в даному випадку операційний підсилювач, необхідні для того, щоб можна було реалізувати полюса в лівій комплексній півплощині, використовуючи в якості пасивних елементів тільки конденсатори і резистори. Операційний підсилювач дає можливість використовувати конденсатори і резистори не надто великих номіналів, навіть при дуже низьких частотах (до 0.001 Гц). При цьому досягається також додаткова перевага, що полягає в тому, що завдяки низьким вихідним опорам операційного підсилювача, ланки фільтра виявляються добре розв'язані між собою, так що їх можна розраховувати і налаштовувати незалежно один від одного. При цьому взаємний вплив ланок фільтра буде мінімальними.

Спільно з операційними підсилювачами можна використовувати в активних фільтрах конвертори негативного опору, проте з практичної точки зору

схеми з такими активними елементами практичного застосування не отримали.

Активні фільтри за своїми характеристиками істотно відрізняються від пасивних фільтрів. Так, активні фільтри зазвичай мають несиметричні входи і виходи, які неврівноважені по відношенню до шини живлення або «землі» системи, як це має місце в пасивних LC -фільтрах.

Підсилювачі, які використовуються в якості активних елементів, мають обмежений динамічний діапазон по входу і виходу (для більшості ОП це 10 В), а їх вихідний струм не перевищує декількох міліампер.

На виходах активних фільтрів, виготовлених на основі операційних підсилювачів, присутня постійна складова напруги, яка схильна до температурному дрейфу.

У нормальних температурних умовах ця постійна складова, яка виникає через початковий розбаланс операційного підсилювача, може перебувати в межах від декількох мікрвольт до декількох сотень мілі-вольт.

Величина температурного дрейфу може бути від 1 до 100 мкВ/С, а для багатополосних фільтрів нижніх частот, зібраних з великого числа елементарних ланок, дрейф може бути ще більшим. На вході активного фільтра може діяти струм зміщення. Залежно від конкретної схеми реалізації це твердження може бути справедливо як для фільтрів нижніх, верхніх частот, так і для смугасто-пропускаючого. Для операційних підсилювачів з польовими транзисторами на входах струм зміщення становить кілька пікоампер, тоді як для операційних підсилювачів з біполярними транзисторами на входах він може досягати величини в кілька мікроампер.

Активні фільтри забезпечують розв'язку між каскадами: вхідний опір у них знаходиться в межах від декількох кілоом до кілька сотень мегаом, а вихідний опір - в межах від декількох сотень Ом до одиниць Ом. Смуга одиничного підсилення у деяких операційних підсилювачів така, що дозволяє проектувати фільтри на частоти порядку 10 мГц.

Обмежувальним фактором щодо відгуку на великі сигнали є швидкість наростання сигналу, яка в свою чергу, пов'язана з максимальною вихідною потужністю операційного підсилювача.

Можлива також реалізація фільтрів на низькі частоти порядку 10-3 Гц, але такі фільтри вже досить громіздкі через великі розміри конденсаторів. Основною перевагою активних фільтрів при застосуванні їх на низьких частотах є

невеликі їх габарити.

В активних фільтрах забезпечується реалізація частотних характеристик всіх типів: звичайних резонансних, Баттерворта, Чебишева, Бесселя-Томсона; смугових з одним елементом, що настроюється, режекторних, а також багатьох інших спеціальних частотних характеристик, що забезпечують особливі частотні вимоги.

Максимальна добротність, яку можна отримати в активному фільтрі, досягає кілька сотень. Однак для фільтрів з високою добротністю, якщо необхідно забезпечити стабільність їх характеристик, потрібні конденсатори і резистори високої потужності, що мало змінюють свої параметри під впливом температури, часу, напруги і частоти. При цьому необхідна більша кількість операційних підсилювачів, ніж для фільтрів малої (менше 10) добротності.

Для частотно-вибіркових фільтрів, а значить і для активних фільтрів на основі операційних підсилювачів, найбільш важливою є амплітудно-частотна характеристика, оскільки її значення на деякій частоті визначає проходження сигналу через фільтр, або його придушення.

Активний фільтр низьких частот. Фільтр нижніх частот (ФНЧ) являє собою пристрій, який пропускає сигнали низьких частот і затримує сигнали високих частот. Принципова схема ФНЧ наведена на рисунку 2.9.

Виходячи з передумов, що зазначені вище, для побудови фільтра вибираємо операційний підсилювач типу К140УД6.

Активный фильтр нижних частот. Фильтр нижних частот (ФНЧ) представляет собой устройство, которое пропускает сигналы низких частот и задерживает сигналы высоких частот. Принципиальная схема ФНЧ приведена на рисунке 2.9.

Смуга пропускання ФНЧ визначається частотними властивостями кардіосигналу. Оскільки кардіосигнал - досить низькочастотний сигнал, задаємо смугу зрізу даного фільтра, яка дорівнює $f_{cp} = 30$ Гц. Така смуга пропускання фільтра дозволить пропустити кардіосигнал без спотворень і в той же час відсікти перешкоду, що виникає у вхідних ланцюгах пристрою і посилюється вимірвальним та диференціюючим підсилювачами.

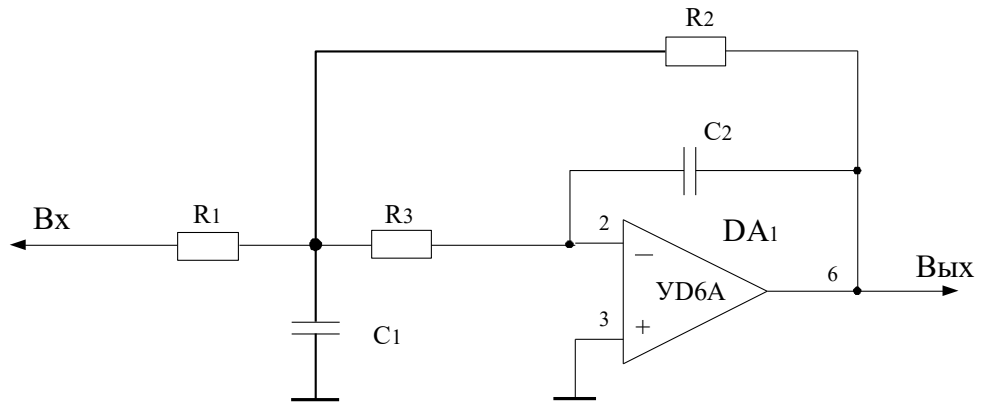


Рисунок 2.9 — Фільтр нижніх частот

З усіх схем побудови ФНЧ вибираємо схему фільтра, побудованого за схемою з багатопетлевым зворотним зв'язком. Така схема має меншу кількість пасивних елементів, ніж інші схеми, легко налаштовується. Щоб забезпечити необхідне загасання частин, що лежать вище частоти зрізу, вибираємо схему ФНЧ другого порядку, що забезпечує загасання в 15 дБ на октаву.

Для даної схеми коефіцієнт посилення по постійному струму визначається як

$$K_0 = \frac{R_2}{R_1} \quad (2.26)$$

Для спрощення розрахунку і, виходячи з практичної доцільності приймаємо, що $R_1 = R_2 = R_3 = R$. Для отримання невеликих значень ємностей фільтра задаємося значенням величини складання $R = 100$ до Ом. Тоді:

$$K_0 = 1$$

Частота зрізу фільтра визначається виразом:

$$\omega = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}} \quad (2.27)$$

Доцільно задати номінальне значення ємності C_1 , близьке до значення $10/f_{cp}$ мкФ. При частоті зрізу $\omega_0 = 40$ Гц вибираємо значення ємності $C_1 = 0,22$ мкФ.

Тепер не має складності обчислити значення ємності C_2 .

$$C_2 = \frac{1}{\omega^2 R_2 C_1} = \frac{1}{(2f_1 f_{cp})^2 \cdot R^2 C_1}; \quad (2.28)$$

$$C_2 = \frac{1 \cdot 10^6}{63.0 \cdot 1.4 \cdot 10^{10} \cdot 0.22} = 0.000072 \text{ мкФ}$$

Вибираємо з стандартного ряду конденсатор ємністю 7нФ

Смугозагороджені (режекторні) фільтри являють собою пристрої, які пригнічують сигнали в єдиній смузі пропускання частот і пропускають сигнали з усіма іншими частотами.

Принципова схема режекторного фільтра з Т- подібним мостом на вході наведена на рисунку 2.10.

Певною перевагою схеми такого фільтра є мінімальне число елементів і неінвертуюча передача сигналу на вхід фільтра.

Для забезпечення добрих робочих характеристик фільтра значення добротності має бути менше або дорівнює $Q = 10$.

Недоліком цієї схеми є обмеження на величину коефіцієнта підсилення, який дорівнює $K = 1$.

В якості операційного підсилювача вибираємо підсилювач типу К140УД6, параметри якого відповідають вимогам, що пред'являються при проектуванні смугово-загороджуючого фільтра.

В підсилювачі кардіосигналу застосовані два смугово-загороджуючих фільтри, налаштованих на частоту $f = 50$ Гц. Схемно перший з них розташований відразу ж після вимірюючого підсилювача, а другий - на вході фільтра нижніх частот.

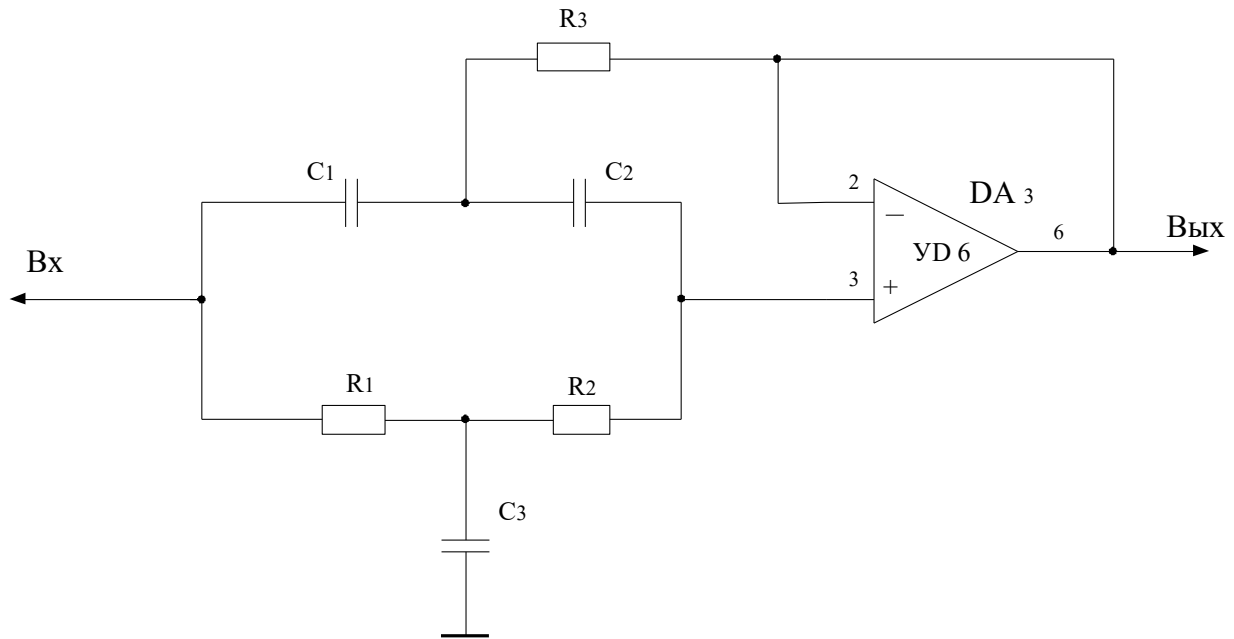


Рисунок 2.10 — Режекторний фільтр

Таке включення режекторних фільтрів не випадкове і виконано з метою найбільш ефективного придушення мережевого наведення.

Частота режекції фільтра, при якій вихідна напруга фільтра дорівнює нулю, визначається виразом:

$$\omega = \frac{1}{RC} \quad (2.29)$$

Для визначення величини опору резистора R , задаємося значенням ємності C . Прийmemo, що $C = 10$ нФ. Тоді:

$$R = \frac{1}{2f_1 f_0 \cdot C} = \frac{1 \cdot 10^9}{6.28 \cdot 50 \cdot 10} = 322 \text{ кОм} \quad (2.30)$$

Для подвійного Т-подібного симетричного моста характерним є рівність ємностей $C1$ і $C3$, а також опорів резисторів $R1$ і $R2$. Отже:

$$C1 = C2 = C = 10 \text{ нФ};$$

$$R1 = R2 = R = 322 \text{ кОм}.$$

Значення опору резистора R_3 визначається з умови:

$$R_3 = \frac{R}{2} \quad (2.31)$$

Отже:

$$R_3 = \frac{322}{2} = 161 \text{кОм}.$$

Значення величини ємності C_3 визначається з умови, що $C_3 = 2C$. Отже:

$$C_3 = 2 \cdot 10 = 20 \text{ нФ}.$$

2.2.7 Метод аналого-цифрового перетворення кардіосигналу. Кардіосигнал, що знімається з датчика, проходячи через підсилювач кардіосигналу посилюється, фільтрується, позбавляється як від синфазної перешкоди, так і від мережевої та інших перешкод, і керує роботою ГКН. На виході генератора формується частота в кожен момент часу пропорційна вхідній керуючій напрузі. Потім ця частота перетворюється в послідовний семирозрядний двійковий код, який через стандартний інтерфейс RS-232 передається в персональну обчислювальну машину, де проводиться його обробка.

Цифровий код формується на основі отримання псевдовипадкових двійкових послідовностей, що дозволяє значно спростити аналого-цифрове перетворення вхідного аналогового сигналу.

Виявляється, порівняно легко сформувати послідовність бітів або слів, що володіють хорошими статистичними властивостями, тобто послідовність, яка має такі ж ймовірні і кореляційні характеристики, як і ідеальний процес кидання монети.

Оскільки ці послідовності виробляються стандартними логічними елементами, вони фактично є відомими заздалегідь і періодично повторюються, проте будь-який відрізок такої послідовності виглядає як випадкове чергування нулів і одиниць.

Цілком достатньо незначної кількості мікросхем для того, щоб сформува-

ти послідовності, які буквально цілі століття йтимуть без повторень. Це робить їх привабливими для генерації цифрових випадкових сигналів.

Найбільш простим і поширеним генератором псевдовипадкових двійкових послідовностей є регістр зсуву зі зворотним зв'язком, функціональна схема якого наведена на рисунку 2.11.

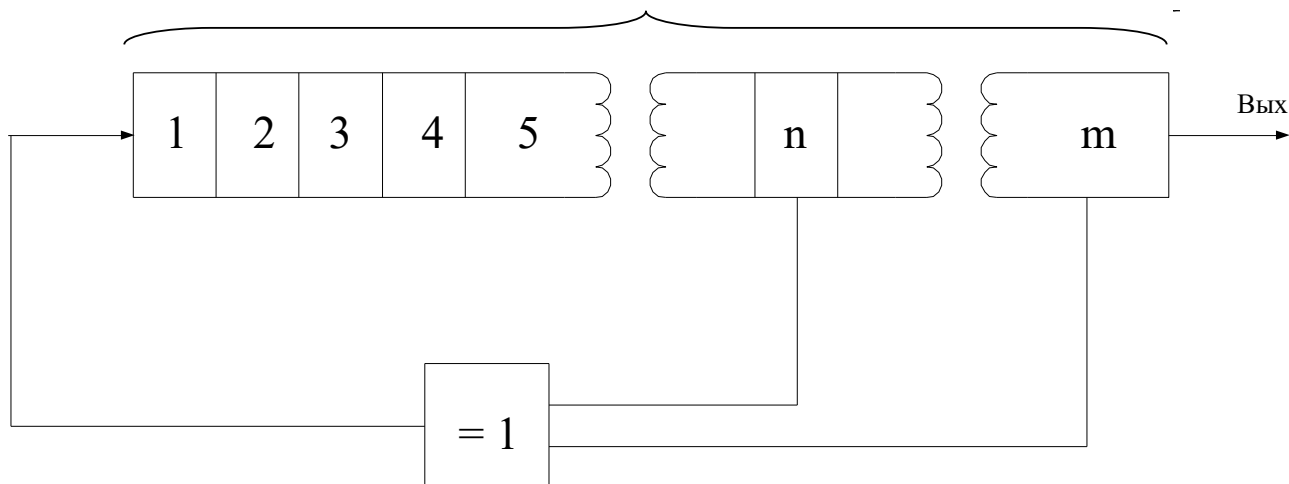


Рисунок 2.11 - Функціональна схема генератора псевдовипадкових двійкових послідовностей

Регістр зсуву, який має довжину m -біт, тактується з фіксованою частотою f_0 . За допомогою вентиля "Виключене АБО" на вхід регістра подається послідовний сигнал, що представляє собою суму за модулем два n -го і останнього m -го розрядів регістра. Така схема проходить сукупність станів, яка визначається комбінаціями бітів в регістрі після кожного тактового імпульсу і повторюється через кожні " K " тактових імпульсів, тобто є циклічною з періодом K . Число можливих станів m -розрядного регістра становить $K = 2^m$ тобто дорівнює числу двійкових комбінацій з m біт. Однак стан, коли в регістрі містяться всі "0" є для даної схеми неприйнятним, оскільки виключене "АБО" формуватиме на вході регістру "0". Внаслідок цього максимальна довжина послідовності, яку можна сформувавши за допомогою даної схеми, дорівнює $K = 2^m - 1$.

Отримати послідовність максимальної довжини можна лише в тому випадку, якщо n і m обрані правильно і результуюча послідовність є псевдослучайною.

Регістри зсуву максимальної довжини можна будувати, використовуючи і більше двох точок підключення зворотного зв'язку через вентиль. У цих випадках можна застосовувати кілька вентилів виключене "АБО", підсумовуючи за модулем 2 кілька бітів. При деяких значеннях m для побудови реєстра максимальної довжини потрібно більше двох точок підключення зворотного зв'язку. Нижче наводиться таблиця деяких значень m , при яких для побудови реєстра максимальної довжини достатньо двох точок підключення зворотного зв'язку, тобто зворотний зв'язок береться з n -ої і m -ої (останньої) комірки. Значення n і циклічної довжини вимірюються числом періодів тактової частоти. Іноді n може мати більше одного значення; в будь-якому випадку замість n можна взяти значення $m - n$.

Подаючи на вхід одного з таких реєстрів тактові сигнали, на його виході формується псевдовипадкова двійкова послідовність. Вихід можна взяти з будь-якої точки реєстра, проте найзручніше використовувати останній m -ий розряд. Послідовність максимальної довжини має такі властивості:

1. В одному повному циклі (при K тактових імпульсів) число "одиниць" на одну перевищує число "нулів". Додаткова одиниця виникає завдяки виключенню нульового стану реєстра. Таким чином, при значеннях довжини реєстра, які зазвичай використовуються на практиці, додаткова одиниця не може надати будь-якого істотного впливу.

2. У кожному циклі (K періодів тактової частоти) половину всіх одиниць складають "одичні" значення, четверту частину - подвійні, тобто наступні поспіль, восьму частину - потрійні і т.і.

Теж саме відноситься і до послідовності "нулів", зрозуміло, за винятком пропущеного. Це говорить про те, що ймовірність появи початку і кінця одиничного стану не залежить від результату останнього перемикання і, отже, ймовірність завершення ланцюжка одиниць, що виникають послідовно, або нулів для кожного перемикання становить $1/2$.

Описаний вище метод в пристрої, що розробляється, реалізований на мікросхемах типу К561. Одним з основних критеріїв при виборі типу мікросхем є мінімальне споживання потужності від джерела живлення, тому що основне застосування пристрою - це робота в автономному регіоні.

Оскільки зв'язок пристрою здійснюється через стандартний інтерфейс RS - 232, і обмін між ПЕОМ і пристроєм здійснюється побайтно, то розрядність ре-

гістру звуку вибирається (з табл. 2.1), рівною 7, тобто $m = 7$, тоді $n = 6$, довжина слова буде дорівнює 127.

Таблиця 2.1 - Таблиця довжин псевдовипадкових послідовностей

M	N	Длина
3	2	7
4	3	15
5	3	31
6	5	63
7	6	127
9	5	511
10	7	1023
11	9	2047
15	14	32767

Вибрані значення визначають похибку аналого-цифрового перетворення, яка визначається як:

$$\Delta = \frac{U_{\text{вх.мак}}}{K} \quad (2.32)$$

де $U_{\text{вх.мак}}$ — максимальне значення напруги, що подається на вхід ГКН;

K — кількість значень числової послідовності (довжина слова);

Δ — крок квантування.

Отже:

$$\Delta = \frac{2000}{127} = 15\text{mB}.$$

Отримане значення відповідає похибці 0,7%.

Здвоєний регістр реалізовано на двох чотирьох розрядних регістрах типу

K561IP2, з'єднаних послідовно. В якості схеми «Виключене Або» застосована мікросхема К 561 ЛП2.

Для організації постійного циклу роботи пристрою, тобто отримання однакового числа K періодів, застосовано двійковий лічильник по модулю типу К561 ИЕ8.

Подвійний лічильник-десятирозрядний і тактується він імпульсами, які надходять від ПЕОМ. За допомогою даного лічильника формується постійний часовий інтервал, протягом якого відбувається запис інформації в регістр зсуву. Тактова частота для регістру зсуву є вихідною частотою ГКН. З виходу регістру зсуву двійкова послідовність u вигляді восьмирозрядного послідовного коду через інтерфейс RS - 232 передається в ПЕОМ.

Отже, аналого-цифрове перетворення вхідного кардіосигналу відбувається в два такту. За перший такт відбувається шифрування вхідного сигналу, а за другий - його зчитування і передача в ПЕОМ.

Зв'язок розроблювального пристрою з ПЕОМ здійснюється по двухпроводній лінії з гальванічною розв'язкою, виконаній на мікросхемі АОТ 128 В.

Процес аналогово-цифрового перетворення можна простежити по часовій діаграмі, представлений на рисунку 2.12.

Принципова схема перетворювача аналогового сигналу в послідовний двійковий код представлена на рисунку 2.13. Детально розглянутий раніше метод перетворення аналогового сигналу в цифровий код реалізований на мікросхемах серії К 561, якій властиве мінімальне споживання потужності від джерела напруги в режимі очікування.

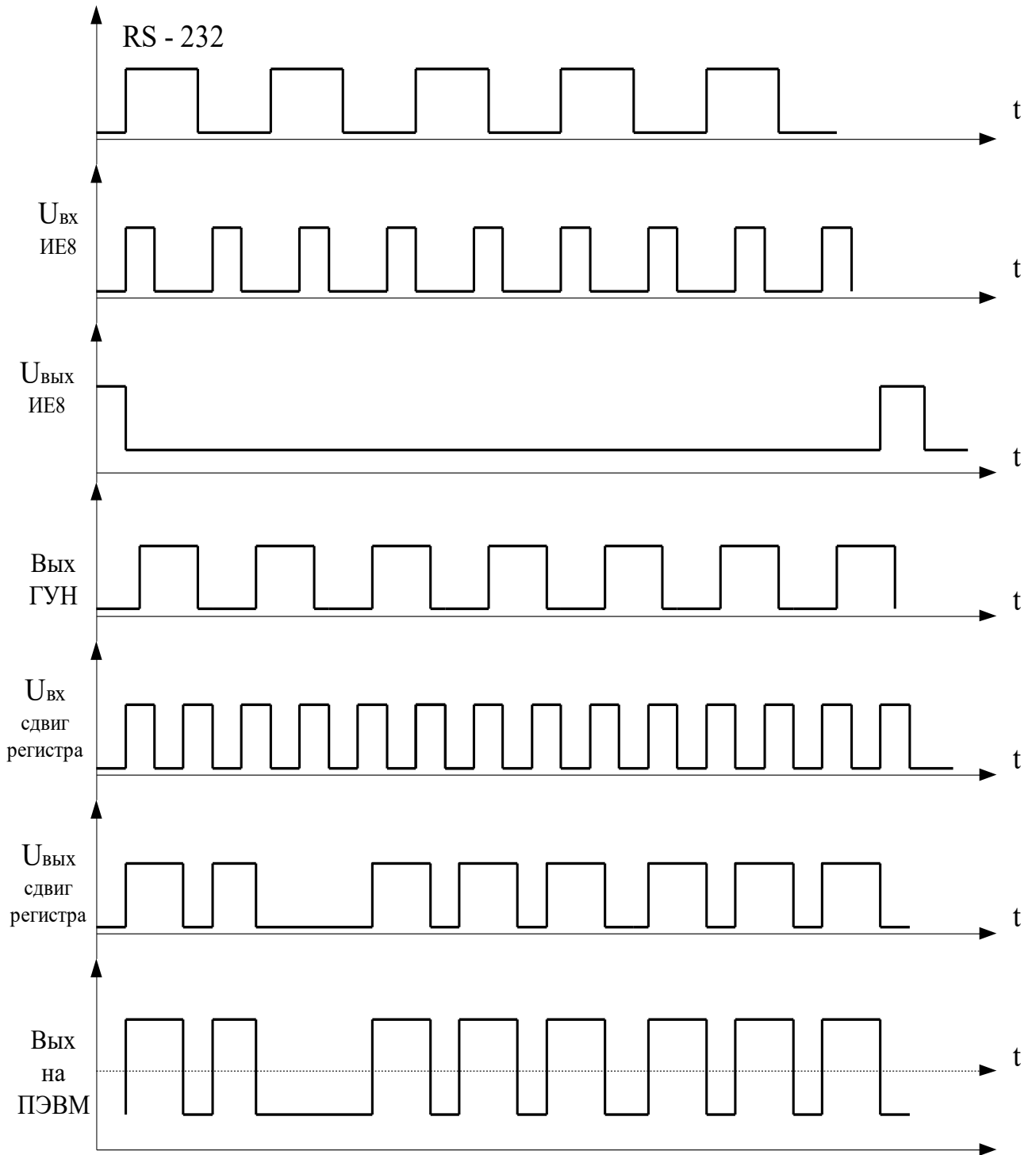


Рисунок 2.12 — Процесс аналогово-цифрового перетворення

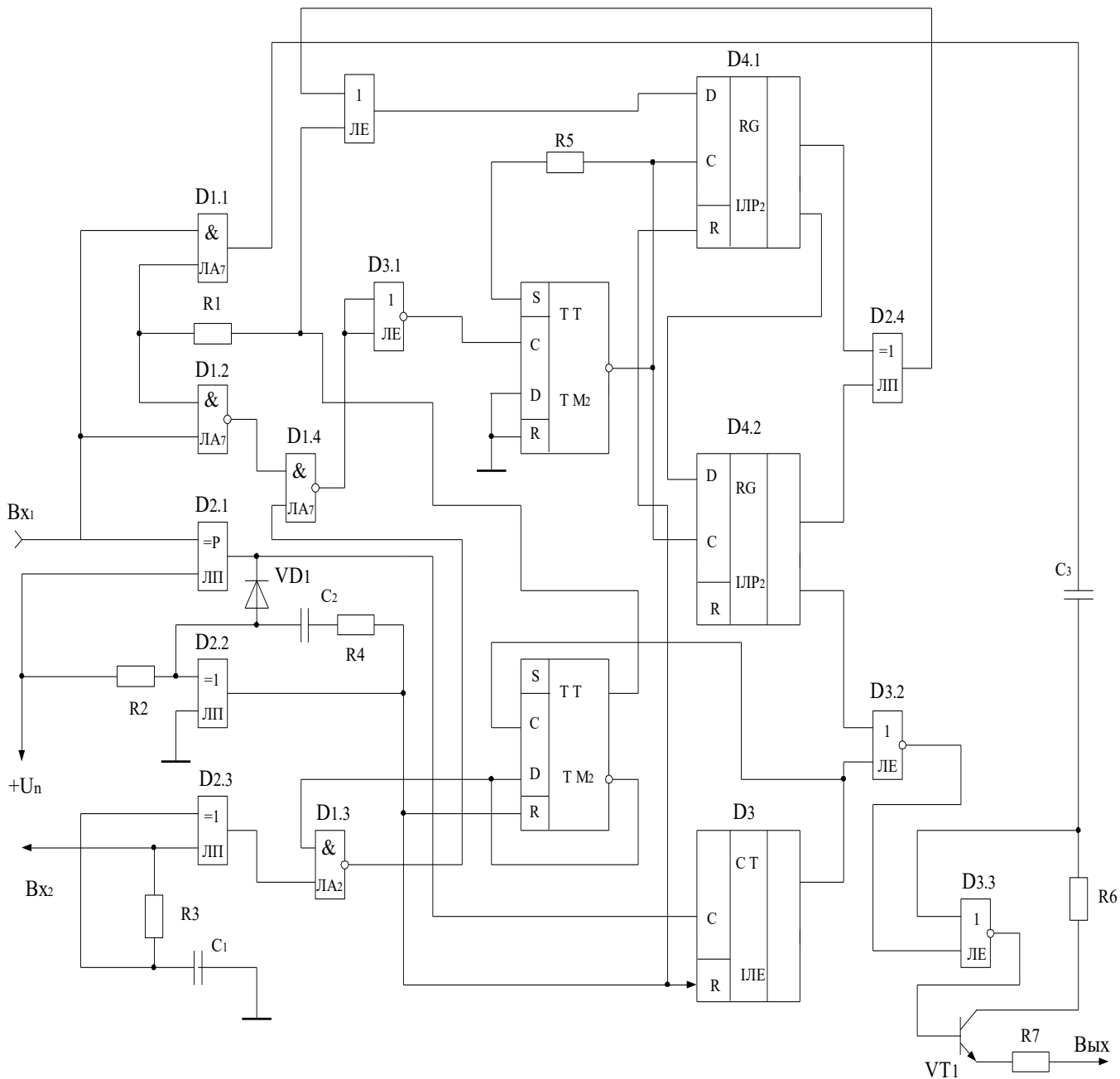


Рисунок 2.13 — Принципова схема перетворення аналогового сигналу в послідовний двійковий код

Таким чином, проведено розрахунок і вибір основних вузлів принципової схеми.

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Програмне забезпечення, що розглядається в даному розділі, забезпечує зв'язок математичного програмного забезпечення високого рівня і устаткування, що є темою даної кваліфікаційної роботи. Пристрій є відносно універсальним тому в якості інтерфейсу використовує стандартний роз'єм послідовного інтерфейсу RS-232. Як приклад розглянемо програму зв'язку цього пристрою з персональним комп'ютером класу IBM PC. Дані комп'ютери в типовій конфігурації забезпечені двома послідовними портами COM1 і COM2. До порту COM1, як правило, підключається маніпулятор типу "миша", другий - як правило залишається вільним і є ідеальним варіантом сполучення даного пристрою і машин класу IBM PC. Оскільки останнім часом спостерігається швидке зростання продуктивності машин за рахунок використання в останніх моделях комп'ютерів процесорів класу 80486, Pentium і Pentium-IV - в якості базової операційної системи вибирається операційна система Windows 2000 або її різновиди, які експлуатуються на даних машинах на більшості підприємств. Виходячи з того, що на деяких підприємствах через важку економічну ситуацію експлуатуються машини класу 80286 і 80386 - відповідно в якості віконної графічної операційної системи через недостатність ресурсів користувачі вибирають Windows 3.1 і її різновиди.

Виходячи з описаних вище типових програмно-технічних характеристик будемо реалізовувати програму зв'язку пристрою з ПЕОМ в формі 16-розрядної Windows-програми. Така реалізація дозволить експлуатувати дане програмне забезпечення як під управлінням OS Windows 3.1 (яка працює тільки з 16-розрядними додатками), так і під управлінням OS Windows 95 (яка працює як зі старими 16-розрядними додатками, так і з новими 32-х розрядними додатками).

Програма зв'язку з обладнанням реалізована на мові Pascal на базі сучасного компілятора Turbo Pascal 7.0 фірми Borland, який здатний згенерувати на базі вихідних текстів програми код автономного 16-розрядного Windows додатку.

Розглянемо послідовність функціонування програми. У початковій стадії програма за допомогою функції *opencomm* намагається відкрити пристрій COM2 для подальшого обміну. Далі за допомогою пари функцій *getcommstate* і

setcommstate програма отримує поточну настройку СОМ-порту і змінює її на швидкість 9600 з вісьмома бітами в байті. На наступному етапі програма за допомогою функції *writcomm* посилає у внутрішній буфер драйвера СОМ-порту послідовність з нулів та одиниць, що чергуються між собою. За допомогою функції *flushcomm* вміст буфера передається у зовнішній пристрій. У відповідь пристрій видає оброблені і оцифровані дані з датчика, які і читаються за допомогою функції *readcomm* у внутрішній буфер програми. В кінці своєї роботи програма закриває пристрій СОМ2 за допомогою функції *closecomm*. На кожному етапі своєї роботи програма виводить інформаційно-налагоджувальну інформацію у вікні. У разі виявлення помилки програма призупиняє свою роботу, виводячи повідомлення про причини виникнення помилки.

ЛІТЕРАТУРА

- 1 Єфімова К. Г., Коваль В. В. Електрокардіографічний підсилювач медичного монітора, Тези доповідей X Міжнародної науково-технічної конференції «Інформаційно-комп'ютерні технології – 2019», Житомирський державний технологічний університет, м. Житомир, 18-20 квітня 2019 р. Житомир 2019, 135-136 с.
- 2 Скрицький Р.І., Грек О. В. Залежність частоти серцевих скорочень людини від інфразвукового фону навколишнього середовища, Тези доповідей X Міжнародної науково-технічної конференції «Інформаційно-комп'ютерні технології – 2019», Житомирський державний технологічний університет, м. Житомир, 18-20 квітня 2019 р. Житомир 2019, 139-140 с.
- 3 С. Мещанінов, Е. Савенко. Розробка і дослідження математичної моделі швидкодіючого датчика вимірювача температури організму людини, II Всеукраїнська науково-практична конференція «Перспективні напрямки сучасної електроніки, інформаційних та комп'ютерних систем» MEICS-2017, 22-24 листопада 2017 р., Дніпро, Україна, 235 с.
- 4 С. Косенко. Дослідження шкірногальванічної реакції та застосування її у розробці електроапаратури по типу поліграф, II Всеукраїнська науково-практична конференція «Перспективні напрямки сучасної електроніки, інформаційних та комп'ютерних систем» MEICS-2017, 22-24 листопада 2017 р., Дніпро, Україна, 240 с.
- 5 Іванушкіна Н.Г. Цифрова обробка низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів: Навч. посіб./ Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько. — К.: НТУУ “КПІ”, 2014. — 182 с.
- 6 Sameni R. A Review of Fetal ECG Signal Processing: Issues and Promising Directions/ Sameni R., Clifford G.// The Open Pacing, Electrophysiology and Therapy Journal. — 2010. — Vol 5. — P. 4 — 20.
- 7 Ivanushkina N. Fetal Electrocardiogram Extraction from Maternal Abdominal Signals/ Ivanushkina N., Ivanko K., Lysenko E., Borovskyi I., Parnasiuk O.// 180 Proceedings of the International Conference “Electronics and

- Nanotechnology” — Kyiv, 2014. — P. 334 — 338
- 8 Nandhini P. Literature Review of Fetal ECG Extraction / P. Nandhini, T. Meeradevi // Bonfring International Journal of Advances in Image Processing. — 2012. — Vol. 2. — P. 55 — 62.
 - 9 Vullings R. Non-invasive fetal electrocardiogram: analysis and interpretation/ R.Vullings//Eindhoven: Technische Universteit Eindhoven. — 2010. — 225 p.
 - 10 А. М. Кравченко, Т. В. Ковзолович, Л. С. Файнзільберг Можливості нових підходів до аналізу електрокардіографі для діагностики ішемії міокарда. Огляди літератури. // Державна наукова установа «Науково-практичний центр профілактичної і клінічної медицини» Державного управління справами, м. Київ, Україна Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій і систем НАН України і МОН України, м. Київ Клінічна та профілактична медицина, №1(7)/2019.
 - 11 Науково-методичні підходи до модернізації способу життя людей, що мають фактори ризику артеріальної гіпертензії: метод. рек. / уклад.: І. А. Голованова, В. П. Лисак, Л. І. Закрутько, М. В. Хорош. Київ, 2016. 34 с.
 - 12 Compostella L., Lakusic N., Russo N. [et al.] Arrhythmia recognition and classification using combined linear and nonlinear features of ECG signals. *Int. J. Cardiol.* 2016. № 224. P. 473-481.
 - 13 Feng J., Wang A., Gao C. A. [et al]. Altered heart rate variability depends on the characteristics of coronary lesions in stable angina pectoris. *Anadolu Kardiyol. Derg.* 2014. Vol. 14. URL: <http://www.anakarder.com/sayilar/97/buyuk/2-Altered.pdf> (дата звернення 26.04.2019).
 - 14 Цифрова обробка сигналів та зображень. Методичні вказівки для самостійної роботи для студентів напрямку 6.050201 «Системна інженерія»/ Укл. : В.А. Зозуля. І.А. Березюк - Кропивницький: ЦНТУ, 2017. – 37с.
 - 15 Справочник по устройствам цифровой обработки информации. / Н.А.Виноградов, В.Н.Яковлев, В.В.Воскресенский и др.— К.: Тэхника, 2008.-415с.
 - 16 А.Л. Булачев, В.И. Гешкин, В.А. Прохоренко Аналоговые интеграль-

- ные схемы, М.: "Высшая школа", 1993г.
- 17 В.И. Щербаков, Г.И. Грездов Электронные схемы на операционных усилителях М.: "Энергоиздат", 2003г.
 - 18 Д.Джонсон, Г.Мур, Справочник по активным фильтрам, М.: "Сов. радио", 1983г.
 - 19 С.Гутников Интегральная электроника в измерительных устройствах, М.: "Высшая школа", 1980г.
 - 20 Г.Мошац, П.Хорн Проектирование активных фильтров, М.: "Энергоиздат", 1984г.
 - 21 Новгородцев А.И., Бережна О.В., Гриненко В.В., Арбузов В.В., Лопатченко Б.К., Протасова Т.О. Методичні вказівки до виконання комплексного курсового проекту, м. Суми 2013 р. СумДУ.
 - 22 <https://shema.info/uk/vuzli-radioamatorskij-tekhniki/filtri-i-uzgodzhuvalni-pristroji/8377-rozrahynok-rc-filtriv.html>
 - 23 <http://ua.nauchebe.net/2012/06/prostij-tester-dlya-logichnix-mikrosxem>
 - 24 <http://ksm.nau.edu.ua/arhitectura/files/ims1533.pdf>
 - 25 <http://www.texnic.ru/data/ims-sprav.htm>

Програма зв'язку пристрою з ПЕОМ.

Uses win31,

wintypes,

winprocs,

strings,

winCRT;

var nam:string;

Procedure work;

var zs:array[0..FF] of char;

dcb:tdcb;

s:string;

i,ii,id:integer;

l:longint;

Procedure err(s:string);

Begin

writeln('!!!',s);

readln;

End;

Procedure geterr;

var Stat: TComStat;

i.integer;

Begin

i:=getcommerror(id,stat);

if ((i and CE_BREAK)<>0)

then

err('Hardware detected a break condition.');

```

    if ((i and CE_CTSTO)<>0)
then
    err('CTS (dear-to-send) timeout.');
```

```

    if((iandCE_DNS)<>0)
then
    err('CE_DNS Parallel device was not selected.');
```

```

    if ((i and CE_DSRTO)<>0)
then
    errfDSR (data-set-ready) timeout.');
```

```

    if ((i and CE_FRAME)<>0)
then
    err('Hardware detected a framing error.');
```

```

    if((i and CE_IOE)<>0)
then
    err('I/O error occurred during an attempt to communicate with a
parallel device.');
```

```

    if ((i and CE_MODE)<>0)
then
    err('Requested mode is not supported.');
```

```

    if((i and CE_OOP)<>0)
then
    err('Parallel device signaled that it is out of paper.');
```

```

    if ((i and CE_OVERRUN)<>0)
then
    err(The character was tost.');
```

```

    if((i and CE_PTO)<>0)
then
    err('Timeout occurred during an attempt to communicate with a
parallel device.');
```

```

    if ((i and CE_RLSDTO) <>0))
then
    err('RLSD (receive-line-signal-detect) timeout.');
```

```

    if ((i and CE_RXOVER) <>0)
then

```

```

    err('Receiving queue overflowed.');
```

if ((i and CE_RXPARITY)<>0)

then

```

    err('Hardware detected a parity error.');
```

if((i and CE_TXFULL)<>0)

then

```

    r(Tfansmission queue was full when a function attempted to queue a
    character.);
```

End;

Function b2(b:byte):string;

```

    var s:string;
```

```

    i:byte;
```

Begin

```

    s:='';
```

```

    for i:=1 to 8 do
```

Begin

```

    (band 1)<>0)
```

then

```

    s:='1'+s
```

```

    else
```

```

    s:='0'+s;
```

```

    b:=b shr 1;
```

End;

```

    2:=s;
```

End;

Begin

```

    strcpy(zs,'COM2');
```

```

    id:=opencomm(zs, 1000,1000);
```

```

    if(id<0)
```

then

Begin

```

    writeln('— Can not open '+strpas(zs)+' port !!!');
```

```

case id of
IE_BADID   : s:='The device identifier is invalid or unsupported.';
IE_BAUDRATE : s:='The device's baud rate is unsupported.';
IE_BYTESIZE : s:='The specified byte size is invalid.';
IE_DEFAULT  : s:='The default parameters are in error.';
IE_HARDWARE  : s:='The hardware is not available (is locked by
another device).';
IE_MEMORY   : s:='The function cannot allocate the queues.';
IE_NOPEN    : s:='The device is not open.';
IE_OPEN     : s:='The device is already open.';
else
s:="";
end;
(s <> "")
then
err(s);
exit;
End
else
writeln('Open '+strpas(zs)+' OK.');
if (getcommstate(id,dcb)=0)
then
writeln('Getcommstate '+strDas(zs)+' OK.')
else
err('Getcommstate 'strhfs(zs)+' ERROR');
dcb.baudrate:=CBR_9600;
dcb.bytesize:=8;
if (setcommstate(dcb)=0)
then
writeln('Setcommstate '+strpas(zs)+' OK.')
else
err('Setcommstate '+strpas(zs)+' ERROR');
strcpy(zs,##$55+##$55+##$55+##$55+##$55+##$55+##$55);
writeln('Write bytes to COM port');

```



```

        write('Codes =');
        for ii:=0 to strlen(zs)-1 do
            write(b2(ord(zs[ii])), ' ');
        writeln;
        i:=writecomm(id,@zs,strlen(zs));
        if(i<=0)
    then
    Begin
        Writeln('— Error write AA AA AA AA to COM port ('i,')');
        geterr;
    End
        else
            writeln('Write AA ('i, bytes) to COM port OK');
            if (flushcomm(id,0)=0)
    then
        writeln('Flush write OK')
        else
    Begin
        Writeln('— Flush for write ERROR');
        geterr;
    End;
        writeln('Delay...');
        i:=0;
        for I:=1 to 100000 do
    Begin
        yield;
        write('');
    End;
        writeln('Try read bytes from COM port...');
        I:=0;
    Repeat
        i:=readcomm(id,@zs,100);
        if(i<=0)
    then

```

```

Begin
    if (i<>0)
then
Begin
    err('— Error read from COM port'); geterr;
End;
End
    else
Begin
    zs[i]:=#0;
    writeln ('Read ',i,' bytes from COM port OK'); write ('Codes = ');
    for ii:=0 to i-1 do
    write(b2(ord(zs[ii])), ' ');
    writein;
End;
    inc(l);
    Until (I>1000);
    id:=closecomm(id);
    if(id<0)
then
    err ('— Can not close COM port !!!')
    else
    writeln ('Close COM OK.');
```

End;

```

Begin
    work;
End.
```

