

Житомирська політехніка	МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА» Система управління якістю відповідає ДСТУ ISO 9001:2015	Ф-22.06- 05.01/163.00.1/Б/ОК23- 2021
	<i>Екземпляр № 1</i>	<i>Арк 55 / 1</i>

Затверджено
науково-методичною радою
Державного університету
«Житомирська політехніка»
протокол від «23» червня 2021 р.
№4

МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ
до лабораторних робіт з навчальної дисципліни
«ОСНОВИ ПОБУДОВИ ТА ЗАСТОСУВАННЯ
БІОМЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ»

для студентів освітнього ступеня «бакалавр»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»,
освітньо-професійні програми «Біомедична інженерія»,
факультет інформаційно-комп'ютерних технологій
кафедра біомедичної інженерії та телекомунікацій

Розглянуто і рекомендовано
на засіданні кафедри
біомедичної інженерії та телекомунікацій
протокол від «14» травня 2021 р. №7

Розробники: к.т.н., доц., доцент Чухов В. В.,
к.т.н., ст. викл. Коломієць Р. О.,
ст. викл. Мартинчук П. П.

Житомир
2021

Чухов В. В. Методичні вказівки до лабораторних робіт з навчальної дисципліни «Основи побудови та застосування біомедичної апаратури» для студентів освітнього ступеня «бакалавр» спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / В. В. Чухов, Р. О. Коломієць, П. П. Мартинчук – Житомир: Житомирська політехніка, 2021.– 55 с.

Зміст

Вступ.....	4
Лабораторна робота №1. Дослідження роботи блоків апаратури для терапії.....	5
Лабораторна робота №2. Контроль параметрів вихідних сигналів терапевтичної апаратури.....	11
Лабораторна робота №3. Технічні методи одержання зображення векторкардіограми.....	15
Лабораторна робота №4. Прилади моделювання кардіографічного сигналу.....	22
Лабораторна робота №5. Випробування підсилювачів біопотенціалів.....	31
Лабораторна робота №6. Технічні методи обробки фонокардіографічних сигналів.....	37
Лабораторна робота №7. Дослідження роботи реоплетизмографів мостового типу.....	43
Лабораторна робота №8. Калібрування диференціаторів реографів.....	46
Література.....	55

Вступ

Метою даних методичних вказівок є допомога студентам у експериментальному дослідженні основ побудови як біомедичної апаратури в цілому, так і її окремих блоків (вузлів).

Для виконання лабораторного практикуму у лабораторії організовано робочі місця, кожне з яких розраховане на 3 – 5 студентів. На робочих місцях знаходяться біомедична апаратура чи її блоки та необхідні прилади для проведення вимірювань. Безпосередні вимірювання на робочих місцях та їх обробку виконують відповідно до цих методичних вказівок.

До початку лабораторної роботи кожен студент повинен ознайомитись з методичними вказівками даної лабораторної роботи та отримати допуск до її виконання, продемонструвавши викладачу чітке розуміння ходу виконання лабораторної роботи та здавши необхідний мінімум теоретичних знань за темою цієї роботи.

Перед підключенням вимірювальної схеми до електричної мережі підгрупи студентів на робочих місцях повинні продемонструвати викладачу зібрану схему, яку той повинен перевірити. Якщо схему зібрано правильно, то викладач дає дозвіл на її підключення до електричної мережі та власне проведення вимірювань.

Звіт з виконаної лабораторної роботи оформлюється кожним студентом окремо на папері формату А4, з дотриманням вимог оформлення такої документації. Вимоги щодо структури звіту наведено у прикінцевому розділі кожної лабораторної роботи. Після оформлення звіту він захищається студентом у встановленому порядку, після чого такий звіт здається на кафедру.

Лабораторна робота №1

Дослідження роботи блоків апаратури для терапії

Мета роботи:

1. Вивчення будови та принципу дії апарата краніотерм-інкубатор.
2. Ознайомлення з порядком підготовки апарата до роботи.
3. Вимірювання градуувальної характеристики термоперетворювача апарата.

1 Короткі теоретичні відомості

Апарат гіпотермічний «Краніотерм-інкубатор» 24АКИ-01 призначений для профілактики та лікування патологічних наслідків гіпотомії (гострого кисневого голодування) головного мозку у новонароджених. Використовується апарат у пологових будинках та пологових, з відділеннях лікувальних медичних установ.

Будова та принцип роботи. Апарат складається з двох систем: системи підготовки та подачі повітря на тулуб новонародженого. В обох системах циркуляція повітря здійснюється по замкненому контуру.

В системі підготовки та подачі повітря на голову новонародженого вентилятор нагнітає повітря, яке подається у нагрівач, а потім – у розподілювач повітря, встановлений у камері охолодження. У розподілювачі повітря встановлено два регулюючих та один вимірювальний перетворювач повітря. Після контакту з головою новонародженого повітря з камери охолодження надходить у теплообмінник, з'єднаний з холодильним агрегатом, де охолоджується до потрібної температури. З теплообмінника повітря знову поступає у вентилятор.

В системі підготовки та подачі повітря, що подається на тулуб новонародженого, повітря, що нагнітається вентилятором, поступає у нагрівач, звідки через зволожувач, в якому досягає заданої вологості, спрямовується до камери нагрівання.

Нагріте повітря, що проходить над тулубом новонародженого, нагріває його. Після контакту з поверхнею тулуба повітря забирається вентилятором та знову спрямовується до нагрівача. При вході повітря до камери нагрівання під кожухом встановлено регулюючий та вимірювальний перетворювачі температури.

Електрична схема апарата забезпечує живлення, комутацію електричних кіл, регулювання та зміну температури новонародженого та теплоносія, що подається на голову та тулуб. Вона складається з п'яти вимірювальних та чотирьох регулюючих перетворювачів температури, блок регулювання-контролю, блок електроживлення, два пускових пристрої, холодильний агрегат, пристрої нагрівання та охолодження, запобіжники та вилка для підключення кабелю живлення.

Блок регулювання-контролю забезпечує автоматичне підтримання температури тіла новонародженого на заданому рівні, автоматичне підтримання заданої температури повітря, що подається на голову та тулуб новонародженого, обмеження нижньої межі температури повітря, що подається на голову. Блок також здійснює вимірювання температури тіла новонародженого у трьох різних точка та повітря, що подається на голову та тулуб.

Блок підтримує три режими роботи апарата:

- автоматичному режимі примусової терморегуляції тіла новонародженого його температура задається в точках 29, 31, 33 та 35⁰С;

- в режимі підтримання температури повітря, що подається на голову, його температура встановлюється змінним резистором «Температура воздуха Г» за натисненої кнопки «Температура воздуха Г»;

- в режимі зігрівання тулуба новонародженого температура повітря, що подається на тулуб, встановлюється змінним резистором «Температура воздуха Т».

До вимірювальної схеми блока входить чотириплечевий незрівноважений міст постійного струму, три плеча якого складаються з резисторів, а четвертим плечем є перетворювач температури. У вимірювальну діагональ мосту включено мікроамперметр, обидві шкали якого відградуйовані у градусах Цельсія. Шкала з градуванням від мінус 5 до плюс 45⁰С служить для вимірювання температури повітря, а шкала з градуванням від мінус 20 до плюс 40⁰С служить для вимірювання температури тіла новонародженого.

Апарат має корпус у вигляді прямокутної шафи з виступаючою консоллю. На верхній частині корпусу розташовано камери охолодження, зігрівання та блок регулювання-контролю.

Корпус апарата виконано з кутового профілю та обшито листом з алюмінієвого сплаву. Для забезпечення вільного доступу при монтажі та ремонті до елементів, розташованих всередині корпусу, бічні стінки виконано знімними. Для легкого переміщення по підлозі корпус апарата встановлено на чотирьох колесах, які вільно обертаються у горизонтальній площині. Для перенесення апарат оснащено двома висувними ручками.

У нижній частині корпусу апарата встановлено на амортизаторах холодильний агрегат з осушувачем та щиток з плавкими запобіжниками. У верхній частині розташовано блок пускових конденсаторів, пускові пристрої для електродвигунів вентиляторів, блок живлення та вентиляційно-охолоджуюча система. Також тут розташовано терморегулюючий клапан компресорно-конденсаторного холодильного агрегата та щиток з розетками для підключення перетворювачів температури. Блок електроживлення закріплено на верхній кришці корпусу апарата. Для вентиляції внутрішнього об'єму корпусу у передній, задній стінках та знімних бокових щитах передбачено щілиноподібні отвори.

Всередині консольної частини корпусу апарата розташовано вентиляційно-зігріваючу систему, яка складається з вентилятора,

нагрівача, зволожувача та повітропроводів. Елементи цієї системи змонтовано у вигляді єдиного блока, що закріплюється на верхній кришці консольної частини корпусу апарата. Вентилятор та нагрівач тут такі самі, що і у вентиляційно-охолоджуючій системі. Нагрівач тут також встановлено у нагнітальний повітропровід. Далі цей повітропровід розгалужується на два канали – верхній та нижній. До нижнього закріплено бак зволожувача повітря, заповнений водою. Всередині бака у спеціальній касеті вертикально встановлено пластини, що вбирають воду. На розгалуженні каналів встановлено обертову заслонку, яка один з каналів може повністю перекрити, а інший при цьому буде повністю відкрито.

Можливі будь-які проміжні положення заслонки. Якщо повністю відкрито верхній канал, то в камеру нагрівання надходить максимально зволене повітря. За будь-яких інших положень заслонки вологість повітря матиме проміжні значення. Ручка керування вологістю, яка з'язана із заслінкою, виведена на торцеву стінку консольної частини корпусу. Контроль рівня води у баку зволожувача здійснюється за водомірним склом.

Блок регулювання-контролю фіксується на корпусі. Лицева панель блока є панеллю керування апаратом. На лицевій панелі блока, зверху, розташовано кнопки включення вентиляторів («Вентилятор Г», «Вентилятор Т»), що подають повітря на голову та тулуб, органи керування плавними задавачами температури, що подається на голову («Температура воздуха Г») та тулуб («Температура воздуха Т»), кнопки перемикача задавача температури тіла новонародженого («Температура Т 35 33 31 29») та ручка точного встановлення цієї температури («Температура Т»). На лицевій панелі також розташовані кнопки перемикача режимів роботи при контролі температури та органи керування підстроювальними елементами, якими здійснюється встановлення живлення та балансування мостів у режимі контролю. Посередині лицевої панелі вирізано вікно, закрите пластиною з

прозорого оргскла, під яким розташовано мікроамперметр з двома температурними шкалами.

Камери охолодження та нагрівання утворені ковпаками з прозорого оргскла. Для зручності обслуговуванні апарата ці ковпаки виконано відкидними. Камери теплоізолювані одна від одної та від корпусу апарата. В середині камери нагрівання встановлено ложемент для новонародженого. Ложемент має регулювання висоти встановлення.

У ковпаку камери зігрівання, на його бічній стінці, передбачено два люка, які забезпечують доступ до новонародженого під час процедури. Люки закриваються поворотними кришками з замками-фіксаторами. На торцевій стінці ковпака встановлено гігрометр для вимірювання відносної вологості в об'ємі камери. У стінці ковпака, протилежній до стінки з люками, передбачено штуцери для подачі кисню та гелію, а також штуцери для введення електродів ЕКГ та ЕЕГ.

2 Лабораторна установка

До складу лабораторної установки входять: апарат краніотермінокубатор (далі апарат), мультиметр цифровий, з'єднувальні проводи.

3 Хід виконання роботи

3.1 Підготуйте апарат до роботи.

3.2 Підготуйте до роботи мультиметр в режимі омметра. Під'єднайте його до апарату (гнізда для під'єднання розташовані на бічній панелі апарата).

3.3 Виміряйте градувальну характеристику термоперетворювача апарата, причому спочатку при збільшенні температури в камері нагрівання, а потім при її зменшенні.

4 Розрахункове завдання

Побудувати градувальну характеристику апарата як усереднення експериментальних градувальних характеристик.

5 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Таблиці вимірювань, графічне оформлення результатів вимірювань за п. 3.3.
4. Розрахункове завдання.
5. Висновки.

6 Контрольні питання

1. Апарат краніотерм-інкубатор. Призначення, будова, принцип роботи.
2. Порядок підготовки апарата до роботи.
3. Які види термоперетворювачів ви знаєте?
4. Суть поняття «градувальна характеристика» термоперетворювача (для терморезистора).
5. Порядок вимірювання градувальної характеристики термоперетворювача під час виконання лабораторної роботи.

Лабораторна робота №2

Контроль параметрів вихідних сигналів терапевтичної апаратури

Мета роботи:

1. Навчитись вимірювати параметри модульованих сигналів.
2. Отримання навичок контролю справності терапевтичної апаратури.

1 Короткі теоретичні відомості

Апарат низькочастотної терапії „Амплипульс-4” (дала апарат) призначено для лікувального впливу модульованими синусоїдальними струмами звукової частоти на пацієнтів, що мають захворювання периферичної нервової системи. Конструктивно апарат складається з трьох блоків: генератора, комутуючого пристрою та блока живлення.

На рівні структурної схеми апарат складається з генератора високої частоти ГВЧ, керованого генератора низької частоти ГНЧ, модулятора М, підсилювача П, комутатора К для отримання різних режимів, вимірювача струму ВС у колі пацієнта, блока живлення БЖ (рисунок 2.1).



Рисунок 2.1 – Структурна схема апарата «Амплипульс-4»

Генератор високої частоти генерує напругу гармонічної форми з частотою 5 кГц. Генератор низької частоти генерує напругу гармонічної форми фіксованих частот 30; 50; 70; 100 та 150 Гц. У модуляторі напруга частотою 5 кГц модулюється напругою низької частоти. Ця модульована напруга подається на підсилювач, а потім в коло пацієнта. За допомогою електронного комутатора здійснюється перемикання відповідних кіл для отримання таких режимів роботи:

- серії гармонічних модульованих коливань, які чергуються з паузою;
- серії гармонічно модульованих коливань, які чергуються з серіями не модульованих коливань;
- серії гармонічно модульованих коливань з частотою модуляції, що вибирається довільно з ряду 30; 50; 70; 100 чи 150 Гц, які чергуються з серіями модульованих коливань з частотою 150 Гц.

Для вимірювання струму, що протікає у колі пацієнта, використовується міліамперметр.

Живлення всіх блоків здійснюється від блока живлення.

2 Лабораторна установка

Структурну схему лабораторної установки зображено на рисунку 2.2. Навантаженням терапевтичного апарата є магазин опорів (на магазині опорів набрати опір 1 кОм). Падіння напруги на магазині опорів вимірювати осцилографом.

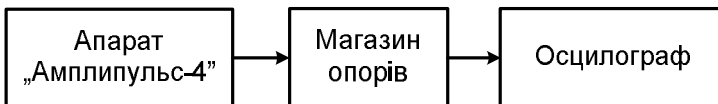


Рисунок 2.2 – Структурна схема лабораторної установки

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні для роботи прилади.

3.2 Отримайте на виході апарата гармонічний сигнал за відсутності модуляції, з амплітудою не меншою за 0,5 В. Виміряйте його частоту, яка і буде частотою несучої f_n сигналу з амплітудною модуляцією.

3.3 Отримайте на виході приладу сигнал з амплітудною модуляцією. Виміряйте частоту модулюючого сигналу f_m . Виміряйте коефіцієнт амплітудної модуляції сигналу M .

Примітка: вимірювання слід розпочати з мінімального значення частоти f_m та мінімального значення коефіцієнта M .

3.4 Змінюючи частоту модулюючого сигналу та коефіцієнт амплітудної модуляції, виміряйте частоту f_m та значення коефіцієнта M .

Отримані результати занесіть до таблиці та порівняйте їх з паспортними даними приладу.

4 Оцінка похибок вимірювань

Використовуючи паспортні дані апарата, розрахуйте відносні похибки значень модулюючих частот та коефіцієнтів модуляції.

5 Розрахункове завдання

Порівняйте отримані значення відносних похибок значень модулюючих частот та коефіцієнтів модуляції з паспортними значеннями та зробіть висновок про дотримання робочих режимів апаратом.

6 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.

3. Таблиці результатів вимірювань за п. 3.3, 3.4, а також оцінку похибок цих вимірювань. Формат представлення похибок – відносна та абсолютна.

4. Розрахункове завдання.

5. Висновки.

7 Контрольні питання

1. Поясніть суть терміну „амплітудна модуляція”.

2. Основні параметри сигналу з амплітудною модуляцією.

3. Як використовуються сигнали з амплітудною модуляцією в імпедансній пневмографії та реографії?

4. Що таке коефіцієнт амплітудної модуляції? Які методи вимірювання цієї величини вам відомі?

5. Назвіть основні джерела похибок методу вимірювання коефіцієнт амплітудної модуляції, використаного у лабораторній роботі.

Лабораторна робота №3

Технічні методи одержання зображення векторкардіограми.

Мета роботи:

1. Вивчення принципів векторкардіографії.
2. Практичне вивчення методів одержання зображення векторкардіограми.
3. Зняття осцилограм.

1 Короткі теоретичні відомості

1.1 Векторелектрокардіографія

Векторелектрокардіографія – метод просторово-кількісного дослідження електричного поля серця в процесі кардіоциклу. В основі методу лежить принцип отримання просторової фігури, яка є графічним зображенням змін величини та напрямку електрорушійної сили (ЕРС) протягом всього серцевого циклу.

За теорії диполя в процесі збудження в серці виникає ЕРС, яка є сумою елементарних ЕРС. Сумарні ЕРС, що відповідають певному періоду збудження, називають момент ними, але оскільки ЕРС – величина векторна, то і моментні ЕРС – величини векторні. У зв'язку з тим, в процесі деполяризації (збудження) та реполяризації (відновлення) мускулатури передсердь та шлуночків виникає ЕРС у вигляді послідовного ряду моментних векторів, головними з яких є Р, QRS та Т, то і векторкардіограма (ВКГ) складається відповідно з петель Р, QRS та Т (рисунок 2.1).

ВКГ можна отримати методом побудови з двох електрокардіографічних відведень. Зробити це можна вручну, або електронним приладом. Перший спосіб трудомісткий, тому на практиці практично не використовується. Іншими словами, ВКГ є проекцією суми різниці потенціалів двох електрокардіографічних відведень, винесених на площину.

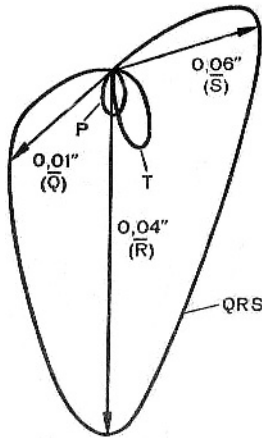


Рисунок 2.1 – Елементи нормальної векторкардіограми у фронтальній проекції

Залежно від місця розташування електродів на поверхні тіла людини розрізняють певну кількість вектор кардіографічних відведень, які можна умовно розподілити на три групи:

- 1) системи відведень, що базуються на трикутнику Ейнтховена, а також ті, що використовують однополюсні прекардіальні та однополюсні відведення від кінцівок;
- 2) комбіновані системи відведень;
- 3) кориговані ортогональні системи відведень.

З цих відведень одними з найпоширеніших є відведення за Акуліничевим (п'ятиплощинні прекардіальні). В цій системі відведень розташування електродів таке: перший електрод – у другому міжребер'ї поблизу правого краю грудина, другий – у лівій підключичній западині, третій – у п'ятому міжребер'ї по передній підм'язовій лінії ліворуч, четвертий – праворуч від грудина на рівні мечевидного відростка, п'ятий – між нижнім кутом лівої лопатки та сьомим грудним хребцем; проекції на спині точки перетину ліній, які з'єднують електроди 1–3, 2–4 (рисунок 2.2).

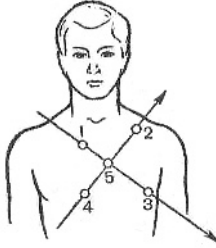


Рисунок 2.2 – Схематичне зображення розташування електродів в системі прекардіальних відведень за Акуліничевим

Шість електрокардіографічних відведень (електроди 1–3, 2–4, 1–5, 2–5, 3–5, 4–5) забезпечують можливість отримання п'яти вектор кардіографічних проєкцій чи площин: перша проєкція – з точок 1–3 і 2–4; друга – з точок 1–3 і 2–5; третя – з точок 1–3 і 4–5; четверта – з точок 2–4 і 3–5; п'ята – з точок 2–4 і 1–5

1.2 Векторелектрокардіографи

Принципом роботи векторелектрокардіографа є одержання на екрані електронно-променевої трубки фігур Ліссажу шляхом підключення до пластин відхилення трубки виходів електрокардіографа, включених у двох різних відведеннях. Тобто відмітною рисою такого векторкардіографа є наявність електронно-променевої трубки та двох однакових каналів підсилювачів.

Сигнал (різниця потенціалів) від однієї пари електродів (одного електрокардіографічного відведення) через багатокаскадний підсилювач подається на відхиляючі пластини відповідного каналу електронно-променевої трубки. Завдяки електронному інтегруванню двох ЕКГ, що подаються одночасно на відхиляючі пластини, виникає петля, яку називають векторкардіограмою. Враховуючи те, що підсилювачі по вертикальному та горизонтальному каналах однакові, зміщення векторів у просторі залежить лише від істинного значення початкового сигналу (від різниці потенціалу електрокардіографічного відведення, що формує дану проєкцію).

Для відображення суто електрокардіограми на вертикальний підсилювач подається електрична електрокардіографічний потенціал, а горизонтальний підсилювач підключається до генератора розгортки.

При подачі на вертикальні пластини електронно-променевої трубки постійної напруги U (рисунок 2.1) електронний промінь з точки O на екрані переміститься в точку A . Та ж сама напруга, подана на горизонтальні пластини, змусить промінь зміститися з точки O в точку B . Якщо вертикальні і горизонтальні пластини з'єднати разом, то промінь із точки O переміститься в точку B .

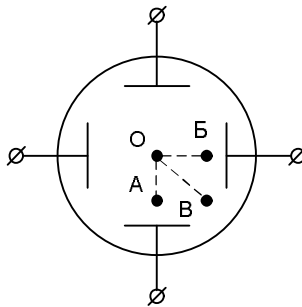


Рисунок 2.3 – Відхилення електронного променя на екрані електронно-променевої трубки при подачі на відхиляючі пластини постійної напруги

Для прикладу на рисунку 2.4 показано одержання зображення векторелектрокардіограми на екрані електронно-променевої трубки при підключенні до вертикальних пластин електрокардіографа у I відведенні за Ейнтховеном, а до горизонтальних пластин – у III відведенні за Ейнтховеном (для простоти електрокардіограми у I відведенні має лише зубці QR , а у III відведенні — лише зубці RS). Жирною лінією показано власне результуючу ВКГ.

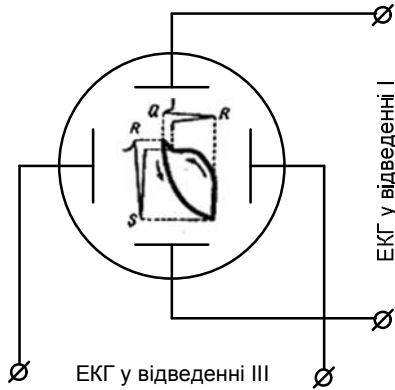


Рисунок 2.4 – Приклад утворення векторелектрокардіограми

2 Лабораторна установка

До складу лабораторної установки входять: генератори сигналів різної форми , осцилограф, блоки живлення та з'єднувальні проводи.

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні прилади до роботи.

3.2 Складіть схему (рисунок 2.5) та виміряйте за допомогою осцилографа частоту та амплітуду напруги генератора пилкоподібної напруги, зарисуйте осцилограму сигналу цього генератора.

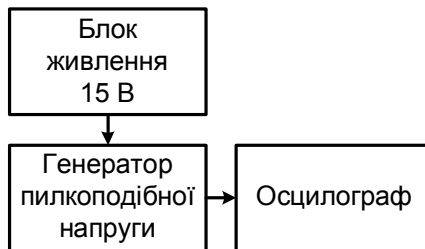


Рисунок 2.5 – Схема для вимірювання параметрів сигналу генератора

3.3 Встановити частоту генератора синусоїдального сигналу рівною частоті генератора пилкоподібної напруги. Зняти осцилограму цього сигналу.

3.4 Зібрати схему для вимірювань як показано на рисунку 2.6 (під'єднати генератор синусоїдальної напруги до входу X, пилкоподібної – до входу Y). Змінюючи частоту генератора синусоїдальної напруги добитися чіткого зображення сигналу на екрані осцилографа.

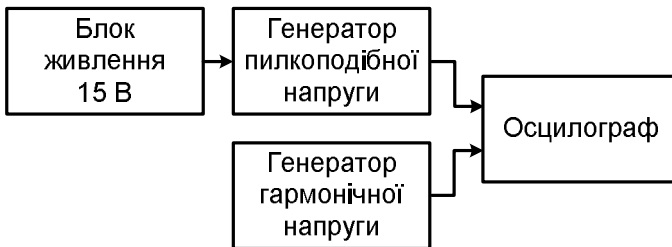


Рисунок 2.6 – Схема для вимірювання імітаційного ВКГ сигналу

3.5 Зарисувати осцилограму отриманого сигналу.

4 Розрахункове завдання

Розрахувати частоту генератора пилкоподібної напруги, використовуючи форму імітаційного ВКГ сигналу та значення частоти генератора гармонічної напруги.

5 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Результати вимірювань за пп. 3.2-3.5.
4. Розрахункове завдання.
5. Висновки.

7 Контрольні питання

1. Що таке векторкардіографія?
2. З яких елементів складається векторкардіограма?
3. Скільки каналів підсилення у векторкардіографа?
4. Чи можна векторкардіограф використати для спостереження електрокардіограм?
5. Яким чином в лабораторній роботі імітується ВКГ сигнал?

Лабораторна робота №4

Прилади моделювання кардіографічного сигналу

Мета роботи:

1. Вивчення будови та принципу дії електрокардіографів.
2. Вивчення будови та принципу дії приладів моделювання електрокардіографічного сигналу.
3. Записування сигналів електрокардіографічних відведень.

1 Короткі теоретичні відомості

1.2. Електрична активність серця

Діяльність серця, як відомо, супроводжується електричною активністю. Збудження охоплює серцевий м'яз у визначеній послідовності як у просторі, так і в часі, і цей процес періодично повторюється.

Електричне поле серця в момент часу, що відповідає зубцю R, має вид, зображений на рисунку 4.1. Це поле дещо відрізняється від електричного поля в однорідному провідному середовищі, але має всі характерні риси останнього.

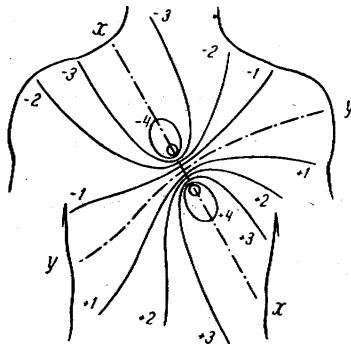


Рисунок 4.1 – Електричне поле серця у фронтальній площині (лінія X-X є напрямком електричної вісі серця. Цифрами позначено ізолінії електричного поля)

В моменти серцевого циклу, відмінні від моменту, коли зубець R максимальний, напрямок електричної осі серця змінюється, що відповідає зміні напрямку вектора, який характеризує величину і напрямок сумарного електричного поля серця.

ЕРС, що виникає при збудженні одиночного м'язового волокна, може бути охарактеризована елементарним вектором. При реєстрації ЕРС усього міокарда записується рівнодіюча всіх елементарних векторів, що носить назву інтегрального вектора.

На поверхні тіла людини проектується інтегральний вектор і всі зміни його величини і напрямку. Ці зміни реєструються при накладенні двох електродів на тіло досліджуваного у вигляді електрокардіограми (ЕКГ), що є відображенням змін у часі проекції інтегрального вектора на площину, що проходить через електроди.

Електрична активність серця є періодичним процесом змін біопотенціалів у часі. Електрокардіограма має ряд чітко виражених зубців, величина амплітуди яких залежить від відведень (рисунок 4.2).

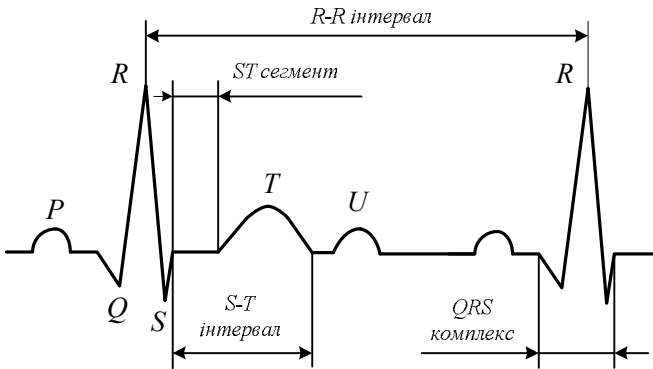


Рисунок 4.2 – Типова електрокардіограма
 (амплітуда зубців: P – до 0,25 мВ; Q – до 1,3 мВ, R – до 2,6 мВ; S – до 1,5 мВ; T – до 0,85 мВ. Тривалість зубця P – 0,07...0,1 с, інтервалу P-Q – 0,04...0,1 с, комплексу QRS – 0,04...0,1 с, інтервалу S – T – до 0,15 с, зубця T – 0,15...0,5 с)

Діапазон амплітуд електричної активності серця лежить у межах від 0,05 до 2,5...3 мВ. Для неспотворюючої реєстрації електрокардіограми необхідно, щоб діапазон робочих частот електрокардіографа становив від 0,1 до 150 Гц.

Нижня межа діапазону частот визначається необхідністю реєструвати сегмент S-T, що часто є нульовою лінією або йде паралельно їй, і самий „повільний” зубець T з незначними (практично непомітними) спотвореннями. Для того щоб спотворення сегмента S-T і зубця T не перевищували 0,1 мВ, нижча частота діапазону робочих частот електрокардіографа має бути 0,1 Гц (згідно даних Verson, Pürberger, для того щоб похибка не перевищувала 0,05 мВ, необхідно забезпечити нижчу робочу частоту порядку 0,05 Гц).

В цілому вибір значень нижньої робочої частоти 0,05...0,1 Гц обумовлений необхідністю виключення фазових спотворень підсилювача змінного струму.

Верхня робоча частота у 150 Гц обумовлена необхідністю неспотвореної реєстрації самого «швидкого» комплексу QRS.

Можна уявити електричну активність серця людини, що реєструється зі шкіри, як еквівалентний електричний генератор, що виробляє напругу, яка має форму електрокардіограми. Вище наведено діапазон амплітуд напруги і частот такого генератора.

При електрокардіографічних дослідженнях міжелектродний опір залежить у першу чергу від площі електродів і місця їх накладання на тіло досліджуваного. Так, при використанні площинних електродів, які мають велику площу, міжелектродний опір може становити 1 кОм без обробки шкіри, а при використанні чашкових електродів малої площі величину міжелектродного опору 10 кОм вдається досягти лише після ретельної обробки шкіри.

2.2 Електроди та відведення

Щоб записати ЕКГ, до тіла пацієнта необхідно прикріпити декілька (зазвичай п'ять) електродів. Їх підключають до

електрокардіографа за допомогою такої ж кількості проводів. Ці проводи й електроди, до яких вони підключені, звичайно називають відведеннями (електрокардіографічними відведеннями). Електрод, прикріплений, наприклад, до лівої ноги пацієнта, називається F. Для записування ЕКГ до входу реєструючого підсилювача підключають два електроди або один електрод і з'єднані між собою декілька електродів. Як вже вказувалося, напруга, що виникає при роботі серця, у дійсності являє собою векторну величину, в якій абсолютне значення й орієнтація в просторі змінюються в часі. Так як сигнал ЕКГ вимірюється за допомогою електродів, закріплених на поверхні тіла, то вигляд кривої цього сигналу дуже сильно залежить від їхнього розміщення. На рисунку 4.2 показано типовий ЕКГ сигнал. При визначеному розміщенні електродів деякі сегменти цієї кривої можуть практично зникати, інші – чітко виділятися. Тому при звичайному електрокардіографічному дослідженні відбувається запис ЕКГ від декількох різноманітних відведень, зазвичай 12 (12 класичних електрокардіографічних відведень). Такий метод гарантує, що при записі не буде пропущено деякі важливі деталі ЕКГ. Місця розміщення електродів, а також назви і конфігурація відведень у даний час стандартизовані, їх використовують у всіх країнах світу.

2.3 Будова електрокардіографа

Структурну схему електрокардіографа та схему його підключення до пацієнта показано на рисунку 4.3.

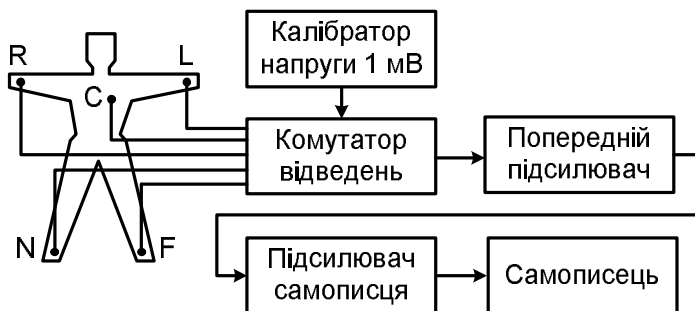


Рисунок 4.3 – Структурна схема електрокардіографа та схема його підключення до пацієнта

Проводи від електродів підключено до комутатора відведень, за допомогою якого з'являється можливість підключати сигнал з необхідного відведення для записування його електрокардіографом. Далі сигнал подається на попередній підсилювач. Цей пристрій є диференціальним підсилювачем з високим коефіцієнтом подавлення синфазного сигналу. Підсилювач має регулятор для регулювання коефіцієнта підсилення. За попереднім підсилювачем йде вихідний підсилювач (підсилювач самописця), який забезпечує необхідну потужність для переміщення пера реєстрації, яке виконує запис ЕКГ на папері (термопапері). Протягування паперу здійснюється із заданою швидкістю (зазвичай 25 мм/с або 50 мм/с), що дозволяє отримати більшу роздільну здібність при великій частоті пульсу.

2.4 Прилад моделювання кардіологічного сигналу

Виготовлення кардіологічної апаратури, як і будь-якого іншого вимірювального обладнання, потребує проведення ряду тестових та атестаційних випробувань на спеціальному обладнанні, мета яких – виявлення адекватності сприйняття та відображення даним обладнанням вхідних сигналів (ЕКГ та ін.).

Таким чином, однією з задач, що стоять перед атестаційною апаратурою, є генерування моделей електрокардіограм, що подаються на вхід пристроїв, які випробуються.

У цілому електричний сигнал електрокардіограми має достатньо складний вигляд, оскільки крім серцевого м'яза в процесі кровообігу активну участь бере судинна система («периферичне серце»), органи дихання та м'язова система. Так, наприклад, рух крові по венах у значній мірі підтримується скороченням скелетних м'язів, в результаті чого на електричний сигнал серця накладається електричний сигнал від скорочення м'язів, який лише у незначній мірі менший за сигнал серцевого м'яза. Тому розробка точної електричної моделі електрокардіограми потребує розробки досить складних та дорогих імітаторів електрокардіографічних сигналів. Це досягається

зарубіжними аналогами, наприклад приладом «GBN-2», який випускається фірмою Tomed.

Але на практиці для ремонтно-налагоджувальних робіт у створенні точної моделі електрокардіограми немає потреби. Навпаки, це може бути небажаним в силу його малої наочності для інженера-налагоджувача. Тому для налагодження електрокардіологічного обладнання цілком достатньо створити генератор сигналів прямокутної форми з відомою амплітудою та чітким розподіленням у часі, які мають частоту сигналу електрокардіограми. Такі прилади легко створити, їхня ціна невисока. Дешевизна подібного обладнання дає можливість застосувати його не лише в великих ремонтно-налагоджувальних центрах та випробувальних лабораторіях, але й на кожному робочому місці налагоджувача. Крім того з'являється можливість застосування таких пристроїв медсестрами кардіологічних центрів, які при застосуванні такого пристрою можуть перед зніманням кардіограми перевірити правильність роботи кардіографічного обладнання за дуже короткий інтервал часу.

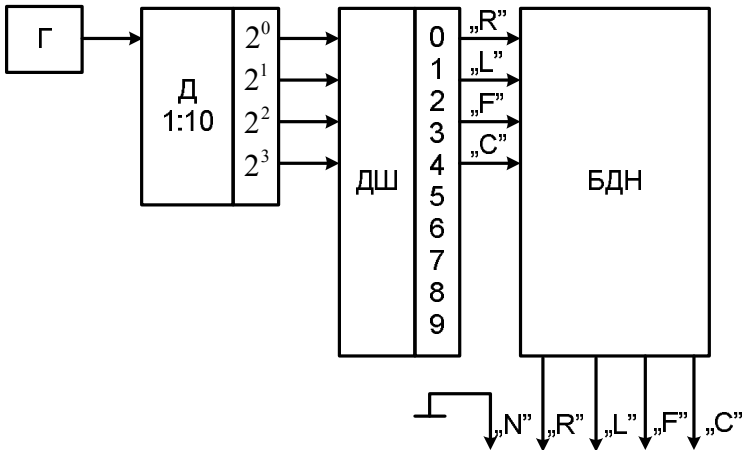
Саме такі характеристики має розроблений прилад, який можна застосовувати для налагодження електрокардіографів.

Структурну схему приладу наведено на рисунку 2.4.

Імпульси з виходу тактового генератора Г подаються на вхід дільника частоти на 10 Д, який працює в режимі лічильника імпульсів. Сигнали двійкового коду подаються на вхід двійково-десятькового дешифратора ДШ. З кожним імпульсом, що надходить на вхід Д, двійковий код на його виході збільшується на 1, а з приходом 10-го імпульсу на всіх виходах Д з'являються «нули» Дешифратор ДШ дешифрує цей код, що змінюється циклічно, і „одиниці” почергово з'являються на його виходах від «0» до «9». Ці почергово виникаючі імпульси діляться у БДН до рівня 1 мВ і з'являються на виходах приладу. Вихідні клеми приладу підключаються до однойменних входів електрокардіографа.

Створений прилад забезпечує генерування прямокутних імпульсів з такими параметрами:

- амплітуда імпульсу $1 \text{ мВ} \pm 1 \%$;
- тривалість імпульсу $0,1 \text{ с} \pm 1 \%$;
- період повторення імпульсу $1 \text{ с} \pm 1 \%$.



Г – тактовий генератор; Д – дільник частоти на 10; ДШ – двійково-десятьковий дешифратор; БДН – блок дільників напруги

Рис. 4.4 – Структурна схема приладу моделювання сигналу електрокардіограми.

Така точність у робочому діапазоні температур дозволяє використовувати прилад при повірці електрокардіографів, уникнувши цим необхідність застосування цілого комплексу приладів.

2 Лабораторна установка

До складу лабораторної установки входять: осцилограф, прилад моделювання електрокардіографічного сигналу, електрокардіограф, блок живлення, з'єднувальні проводи.

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні прилади до роботи.

3.2 Складіть схему для вимірювань (рисунок 4.5) та **не вмикаючи** живлення дайте перевірити її викладачу. Встановіть перемикач приладу моделювання кардіографічного сигналу в положення „Зняття осцилограм” та виміряйте осцилограми вихідних сигналів приладу моделювання.

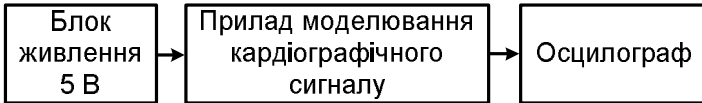


Рисунок 4.5 – Схема для вимірювань за допомогою осцилографа

Встановити перемикач приладу моделювання кардіографічного сигналу в положення „Кардіограф”.

3.3 Складіть схему для вимірювань (рисунок 4.6).

Увага! *Неправильне підключення живлення може вивести з ладу прилад моделювання кардіографічного сигналу! Проводи електрокардіографа повинні бути вставлені в гнізда відповідного кольору!*

3.4 Спостерігаючи дію електрокардіографа, запишіть на термопапір калібрувальний сигнал та сигнали електрокардіографічних відведень.

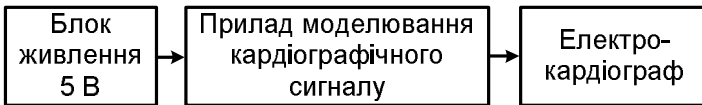


Рисунок 4.6 – Схема для записування сигналів електрокардіографічних відведень

4 Розрахункове завдання

Зчитайте амплітуду, тривалість та періоді імітаційних сигналів, записаних на термопапір, та шляхом розрахунку відносної похибки зіставте їхні значення з точнісними параметрами приладу моделювання кардіографічного сигналу і точнісними параметрами використовуваного в роботі електрокардіографа.

5 Вимоги до звіту

Звіт по лабораторній роботі повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Результати вимірювань за пп. 3.2, 3.4.
4. Розрахункове завдання.
5. Висновки.

7 Контрольні питання

1. Фізичний зміст електрокардіографічних відведень.
2. Види електрокардіографічних відведень.
3. Електрокардіографи: призначення, будова, принцип дії.
4. Прилади моделювання кардіографічного сигналу. Призначення, будова, принцип дії.
5. Принцип калібрування електрокардіографа.

Лабораторна робота №5

Випробування підсилювачів біопотенціалів

Мета роботи:

1. Контроль справності та технічних характеристик типового підсилювача біопотенціалів.
2. Отримання навичок роботи з вимірювальною апаратурою відповідного частотного діапазону.

1 Короткі теоретичні відомості

В медичних приладах використовується чимало різних типів підсилювачів, кожен з яких має своє специфічне призначення, в першу чергу це підсилювачі слабких біоелектричних потенціалів. Щодо елементної бази лідируючу позицію на сьогоднішній день зайняли підсилювачі, виконані на інтегральних мікросхемах.

Однією з основних характеристик підсилювач є коефіцієнт підсилення за напругою. Коефіцієнтом підсилення (за напругою) називають відношення напруги вихідного сигналу до напруги вхідного. Іншими словами це ступінь збільшення амплітуди вхідного сигналу.

Коефіцієнт підсилення підсилювачів, що використовуються у медичних РЕА, зазвичай лежить у межах 100...10000. У деяких підсилювачах передбачено регулювання підсилення або чутливості, що дозволяє підбирати потрібний коефіцієнт підсилення.

Необхідним елементом контролю справності підсилювача є його калібрування. Калібрування підсилювача – це регулювання підсилювача таким чином, щоб його вихідний сигнал відповідав заданому. У загальному випадку калібрування включає і регулювання коефіцієнта підсилення підсилювача.

Найпоширенішим типом підсилювача є *уніполярний підсилювач*. Він має одну вхідну, одну вихідну клеми та спільну опорну, яку часто називають „землею”. Такі підсилювачі зазвичай використовують для

підсилення відносно великих та вільних від електричних завад сигналів. Типовим є їхнє використання у медичній РЕА в якості проміжних чи кінцевих підсилювачів. Проте такі підсилювачі не підходять для підсилення малих напруг, які отримують ся з електродів для вимірювання біопотенціалів. Для підсилення таких потенціалів, та ще й за наявності електричних завад, використовують диференціальні підсилювачі. *Диференціальний підсилювач* (рисунок 5.2) має три клеми, одна з яких є опорною для двох інших. Один вхідний сигнал

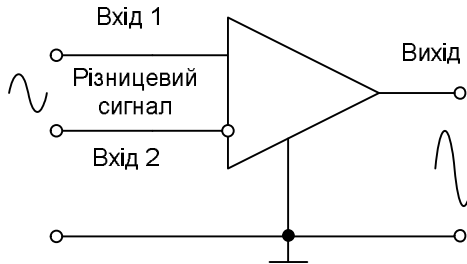


Рисунок 5.1 – Диференціальний підсилювач як підсилювач різницевого сигналу

можна прикласти між клемою 1 та опорною клемою, другий – між клемою 2 та опорною клемою. При цьому вихідний сигнал є підсиленою копією різниці двох вхідних сигналів, що власне і відображено у назві „диференціальний”.

Якщо потрібно підсилити напругу (різницю потенціалів) між двома ЕКГ електродами (рисунок 5.2), то електроди А та В підключено до клем 1 і 2 підсилювача відповідно. Третій електрод на носі пацієнта є опорним і підключається до опорної клеми підсилювача. Сигнал, що з'являється між електродом А та опорним, подається на вхід 1, сигнал, що з'являється між електродом В та опорним електродом, – на вхід 2. Проте вимірюваний сигнал ЕКГ є різницею потенціалів між електродами А та В. В силу того, що вихідний сигнал є підсиленою копією цієї різниці, в результаті

отримуємо підсилений вимірюваний сигнал. Проте кожен з двох ЕКГ електродів вловлює практично ідентичні напруги завад. При подачі їх

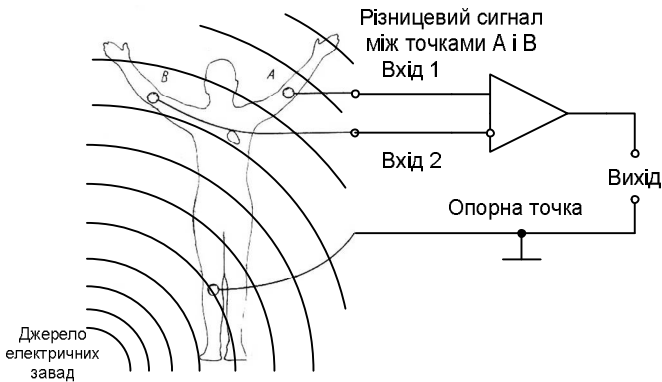


Рисунок 5.2 – Диференціальний підсилювач як підсилювач різницевого сигналу

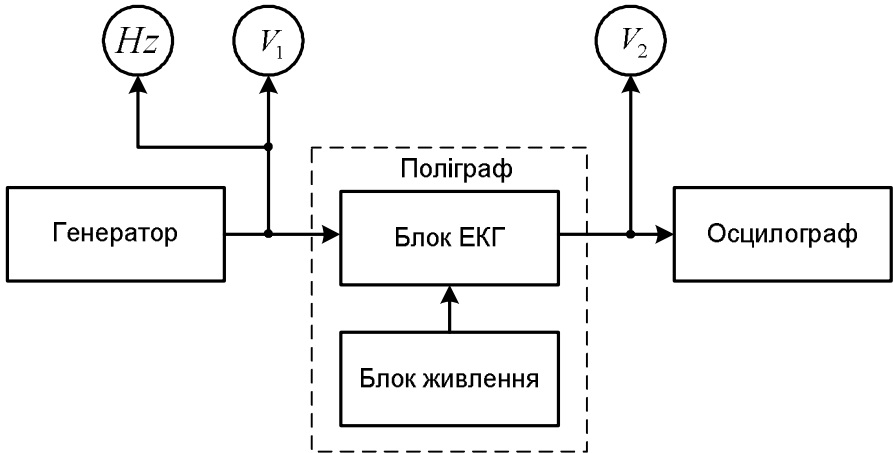
на два входи диференціального підсилювача підсилюється їхня різниця. А оскільки різниця двох майже ідентичних значень практично дорівнює нулю, то напруги завад віднімаються та підсилюється лише корисний сигнал (напруга між електродами А та В), хоча при цьому напруги завад на окремих входах можуть бути значно більші за напругу корисного сигналу. Якщо ж два ЕКГ електрода просто підключити до входу та до опорної точки уніполярного підсилювача, то і сигнал ЕКГ та напруга завади будуть підсилюватись одночасно. І якщо завада буде більша за корисний сигнал ЕКГ, то останній буде просто втрачено.

Ще одним видом підсилювачів є розв'язуючий підсилювач (повторювач напруги). Його основним призначенням є ізоляція його вхідних контактів від землі чи від будь-якого можливого джерела небажаних струмів. Такі підсилювачі мають одиничний коефіцієнт підсилення, тобто його вихідний сигнал такий самий, що і вхідний. В таких випадках для забезпечення потрібного підсилення потрібен

додатковий підсилювач. Інші розв'язуючі підсилювачі забезпечують деякий коефіцієнт підсилення, проте він рідко буває більший за 100.

2 Лабораторна установка

Структурну схему лабораторної установки зображено на рисунку 5.3.



Блок ЕКГ – блок електрокардіографічний

Рисунок 5.3 – Структурна схема лабораторної установки

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні для роботи прилади.

3.2 Перевірте справність блоку ЕКГ. Для цього:

3.2.1 Отримайте на виході генератора сигнал типу меандр з амплітудою 0,5 В та частотою 20 Гц. Для контролю вказаних параметрів обов'язково використовуйте вольтметр V_1 та частотомір Hz .

3.2.2 Подайте цей сигнал на вхід досліджуваного блоку та виміряйте амплітуду вихідного сигналу.

3.2.3 Порівняйте отриманий результат з паспортними даними блоку. Якщо досліджуваний підсилювач справний, переходьте до виконання п. 3.3, 3.4.

3.3 Виміряйте АЧХ блоку „по точках” в діапазоні його робочих частот $[f_{\min}; f_{\max}]$. Для цього:

3.3.1 Отримайте на виході генератора синусоїдальний сигнал з амплітудою 0,5 В.

3.3.2 Встановіть верхню робочу частоту блоку ЕКГ рівною 70 Гц.

3.3.3 Початкову частоту виставте рівною f_{\min} .

3.3.4 Подайте сигнал на вхід досліджуваного блоку. Виміряйте амплітуду вихідного сигналу. Отриманий результат занесіть до таблиці.

3.3.5 Збільште частоту коливань генератора на 10 Гц. Повторіть п. 3.3.4.

Примітка: частоту коливань генератора контролюйте за допомогою частотоміра Hz , а напругу коливань – вольтметром V_1 .

3.4 Змініть верхню робочу частоту блоку ЕКГ на 30 Гц. Повторіть п. 3.3. Отримані результати занесіть до таблиці.

4 Розрахункове завдання

Оцініть стрімкість спадання АЧХ досліджуваного підсилювача.

5 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Результати по п.3.2.
3. Таблиці результатів вимірювань по пп. 3.3, 3.4, графічне оформлення цих результатів.

Примітка: АЧХ на графіках має бути у напівлогарифмічному масштабі.

4. Розрахункове завдання.

5. Висновки.

6 Контрольні питання

1. Контрольовані параметри досліджуваного в роботі підсилювача, їхній фізичний зміст.

2. Який зв'язок між АЧХ та частотним коефіцієнтом передачі?

3. Що таке стрімкість спадання АЧХ?

4. Поясніть суть методу вимірювання АЧХ «по точках».

5. Назвіть основні джерела похибок методу вимірювання АЧХ «по точках».

Лабораторна робота №6

Технічні методи обробки фонокардіографічних сигналів

Мета роботи:

1. Практичне ознайомлення з видами та особливостями фонокардіографічних характеристик.
2. Отримання навичок роботи з вимірювальною апаратурою відповідного частотного діапазону.

1 Короткі теоретичні відомості

Терміном фільтр (частотний фільтр) називають прилад, який здатен здійснювати частотну селекцію чи виділення електричних сигналів певних частот.

Вимоги до частотних характеристик фільтрів задають, вказуючи частотну смугу пропускання, у межах якої внесене послаблення $A = 20 \lg(U_{ex} / U_{вих})$ не повинно перевищувати деякого допустимого значення. Поза смугою пропускання внесене послаблення має бути якомога більшим. Іноді оговорюють частотну залежність фази коефіцієнта передачі, найчастіше у вигляді допустимого відхилення від лінійного закону при зміні частоти у смузі пропускання. Під U_{ex} розуміють потужність падаючої хвилі на вході фільтра, а під потужністю $U_{вих}$ – потужність хвилі на його виході.

У смузі пропускання ідеального фільтра $A = 0$, а в смузі затримки $A = \infty$. За взаємним розташуванням смуг пропускання та затримки, тобто за формою амплітудно-частотної характеристики (АЧХ), фільтри поділяють на:

- фільтр нижніх частот (ФНЧ) пропускає лише частоти, які розташовані нижче за певну задану частоту (частоту зрізу). Всі частоти вищі за частоту зрізу послаблюються (рисунок 6.1, а);
- фільтр верхніх частот (ФВЧ) пропускає лише частоти, які розташовані вище, ніж частота зрізу (рисунок 6.1, б);

– смугові фільтри (СФ) пропускають лише ті частоти, які розташовані у певній смузі та послаблюють всі частоти поза цією смугою. Смуговий фільтр має верхню та нижню частоти зрізу. Відповідний вибір цих частот дозволяє виділяти різні частотні ділянки ФКГ сигнала (рисунок 6.1, в);

– режекторні фільтри (РФ) послаблюють всі частоти між двома частотами зрізу (рисунок 6.1, г).

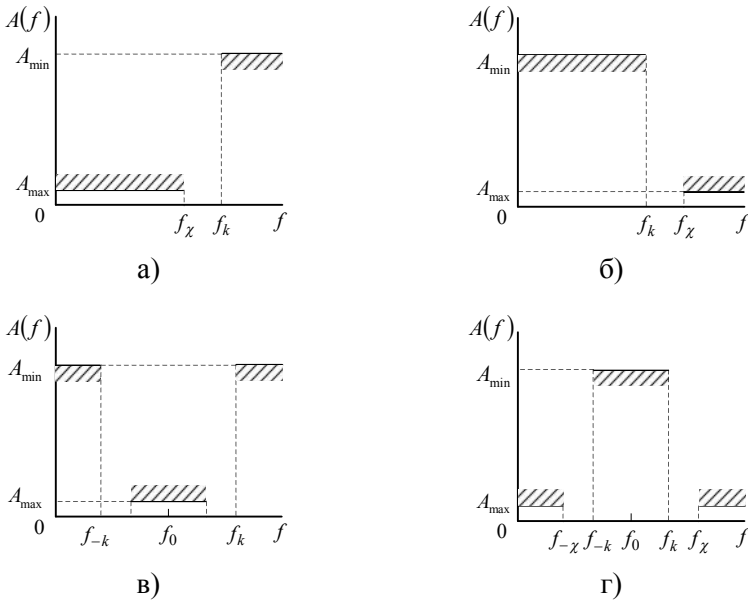


Рисунок 6.1 – АЧХ фільтрів: ФНЧ (а), ФВЧ (б), СФ (в), РФ (г)

В ідеальних фільтрах у смузі затримки вхідна потужність не приходить на вихід. Вона або повністю відбивається від входу фільтра, або поглинається в його елементах. У першому випадку фільтри відносять до фільтрів відбивного типу, в другому – до фільтрів поглинаючого типу.

Зауважимо, що повне значення внесених фільтром втрат складається з теплових втрат та втрат, спричинених відбиттям частини енергії від його входу.

Для зменшення теплових втрат фільтри відбивного типу зазвичай виконують з реактивних елементів. Параметри реактивних елементів підбирають так, щоб на частотах смуги пропускання відбиті від них хвилі компенсували одна одну на вході фільтра. При цьому потужність на вході фільтра проходить на його вихід практично без відбиття. На частотах смуги затримки компенсація відбитих хвиль відсутня і потужність на вході фільтра практично повністю відбивається від нього.

Синтез фільтрів умовно можна розбити на три етапи. На першому етапі розв'язується *задача апроксимації*. Це пошук аналітичної функції (математичного описання), яка з потрібною точністю відтворює вид заданої характеристики пристрою (фільтра у даному випадку). Такою характеристикою може бути частотна, фазова або перехідна. Згідно цього, синтез розподіляють на синтез у частотній області (частотні та фазові характеристики) і на синтез у часовій області (перехідні характеристики). Синтез у частотній області поширеніший, ніж синтез в часовій області. Далеко не кожен вид частотної (фазової) характеристики можна отримати за допомогою використовуваних каскадів, тому на апроксимуючі функції накладається обмеження.

На наступному етапі розв'язується *задача реалізації* – пошук сукупності кіл, що містять вихідні елементи (пасивні елементи, або активні ланки потрібного порядку), які дають в результаті характеристики, досить близькі до вибраної апроксимуючої функції. Зазвичай другим етапом є пошук способу з'єднання використовуваних ланок в єдиний пристрій (*структурний синтез*). У зв'язку з тим, що будь-яку необхідну характеристику можна реалізувати великою кількістю різних способів, структурний синтез є неоднозначною задачею. Як правило, розглядають декілька найбільш простих реалізацій (наприклад, ланки першого та другого порядків), які потім уточнюють, залучаючи додаткові критерії оптимізації вибраного рішення. Критеріями оптимізації можуть бути мінімальна кількість

активних або пасивних елементів, чутливість до зміни їхніх параметрів і т.д.

Третім, заключним етапом є *вибір виду самих ланок*, тобто електричних схем тих вихідних елементів, з яких складається весь пристрій. Безпосередня реалізація апроксимуючої функції високого порядку є доволі складною. Тому її частіше представляють у вигляді комбінації більш простих парціальних функцій не вище другого порядку.

Зазвичай синтезують ФНЧ, а фільтри інших типів зводять до АЧХ ФНЧ за допомогою спеціальних частотних перетворень.

Ідеальну АЧХ для ФНЧ неможливо тримати за допомогою схеми зі скінченної кількості елементів n . Тому зазвичай використовують прийнятніший для практики спосіб задання вимог до АЧХ: у смузі пропускання значення внесеного затухання не повинно перевищувати задане значення A_{\max} , а у смузі затримки внесене затухання має бути більшим за задане значення A_{\min} (рисунок 6.1). Таку АЧХ апроксимують тією чи іншою функцією.

На практиці найчастіше зустрічається два способи апроксимації ідеальної АЧХ, які дозволяють для даної кількості елементів n максимально наблизити реальну характеристику фільтра до ідеальної.

За першого способу параметри елементів фільтра підбирають таким чином, щоб отримати максимально плоску АЧХ (характеристику Батерворта). Ця характеристика називається максимально плоскою тому, що затухання монотонно збільшується зі збільшенням частоти.

За другого способу апроксимації реалізують рівномірно пульсуючу характеристику (характеристику Чебишева). Ця характеристика найменше відхиляється від ідеальної у смузі пропускання фільтра. За однакової кількості елементів n характеристика Чебишева має більшу стрімкість за характеристику Батерворта поза смугою пропускання, але при цьому у неї гірша рівномірність у смузі пропускання.

2 Лабораторна установка

До складу лабораторної установки входять: генератор сигналів низькочастотний, електронно-променеви́й осцилограф, вольтметр, досліджуваний фонокардіограф, з'єднувальні провідники.

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні прилади до роботи.

3.2 Складіть схему для вимірювання АЧХ фонокардіографа (рисунок 6.1).

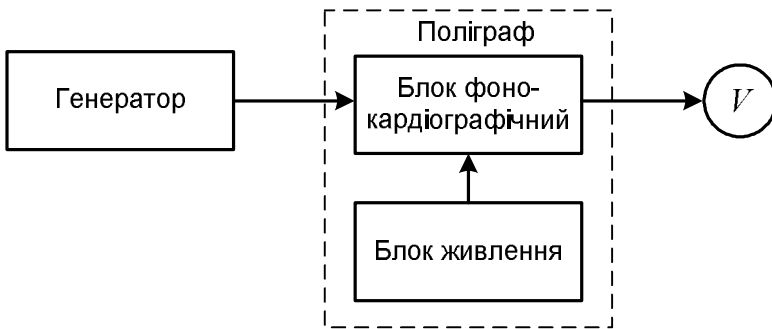


Рисунок 6.1 – Схема для вимірювання АЧХ фонокардіографа

3.3 На досліджуваному фонокардіографі перемикач виду характеристик встановіть в положення «Н», регулятор підсилення – на максимум.

3.4 Виміряйте АЧХ фонокардіографа «по точках» в діапазоні його робочих частот:

3.4.1 Отримайте на виході генератор синусоїдальний сигнал з амплітудою 1,5 мВ.

3.4.2 Початкову частоту генератора виставте рівною мінімальній робочій частоті блоку, а саме 30 Гц.

3.4.3 Виміряйте амплітуду вихідного сигналу. Отриманий результат занесіть до таблиці.

3.4.4 Збільште частоту сигналу генератора та повторіть дії п. 3.4.3.

Примітка: оскільки в роботі необхідно побудувати АЧХ у логарифмічному масштабі (ЛАЧХ), то під час виконання цього підpunkту частоту доцільно збільшувати згідно встановленого порядку для побудови ЛАЧХ.

3.5 Повторіть п. 3.4, по чергово встановлюючи перемикач виду характеристик у положення «С₁», «С₂», «В₁», «В₂».

4 Розрахункове завдання

Оцінити стрімкість спаду АЧХ досліджуваного фонокардіографа.

5 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Табличні та графічні результати за пп. 3.4, 3.5, причому АЧХ повинні бути у логарифмічному масштабі.
4. Розрахункове завдання.
5. Висновки.

6 Контрольні питання

1. Структурна схема лабораторної установки. Призначення її складових.
2. Перерахуйте види фонокардіографічних характеристик, їхні діапазони частот.
3. Структурні схеми фонокардіографів.
4. В лабораторній роботі використовується метод зняття АЧХ по точках (рисунок 6.1). Які складові можна виключити з цієї схеми?
5. Які основні джерела похибок при проведенні вимірювань у даній лабораторній роботі?

Лабораторна робота №7

Дослідження роботи реоплетизмографів мостового типу

Мета роботи:

1. Вивчити особливості використання мостових схем у реоплетизмографах.
2. Ознайомлення з порядком підготовки приладу до роботи, проведення вимірювань за його допомогою.

1 Короткі теоретичні відомості

Первинним вимірювальним колом реоплетизмографів мостового типу є мости змінного струму, що служать для вимірювання комплексних опорів. Найпростішими і найбільш поширеними є чотириплечі мости змінного струму (рисунок 7.1).

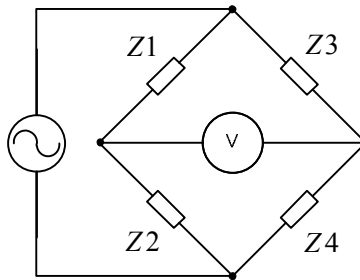


Рисунок 7.1 – Чотириплечий міст змінного струму

Рівняння рівноваги такого мосту має вигляд:

$$\dot{Z}_1 \dot{Z}_4 = \dot{Z}_2 \dot{Z}_3,$$

де \dot{Z}_j – комплексні значення опорів плечей мосту ($j = 1, 2, 3, 4$).

Виразивши комплексний опір як $\dot{Z}_j = Z_j e^{i\varphi_j}$, отримаємо умову рівноваги мосту:

$$\dot{Z}_1 \dot{Z}_4 e^{i(\varphi_1 + \varphi_4)} = \dot{Z}_2 \dot{Z}_3 e^{i(\varphi_2 + \varphi_3)}. \quad (7.1)$$

Формула 7.1 показує, що для рівноваги необхідне певне співвідношення як модулів, так і фазових кутів.

У реальних конструкціях бажано мати такі співвідношення параметрів плечей мосту, щоб складові вимірюваного опору могли бути визначені окремо через визначені значення регульованих плечей. Останні можна проградувати у значеннях відповідних складових опору. Прикладом такого технічного рішення є схема, яку показано на рисунку 7.2. За допомогою цього мосту можна вимірювати ємність і тангенс кута втрат конденсаторів з відносно великими втратами.

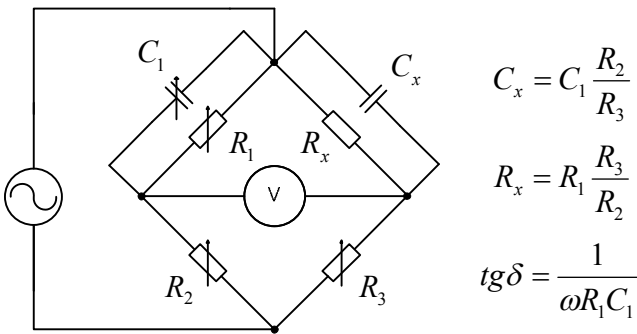


Рисунок 7.2 – Чотириплечий міст змінного струму для вимірювання комплексного опору

2 Хід виконання роботи

2.1 Зібрати схему вимірювання (рисунок 7.1).

2.2 Виміряти невідомий опір на постійному струмі. Напруга джерела живлення мосту при цьому має бути 20 В.

2.3 Виміряти невідому ємність на змінному струмі (рисунок 7.2). Амплітуда напруги джерела живлення мосту при цьому має бути 5 В, а її частота 50 кГц.

3 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і ходу виконання роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Результати вимірювань за п. 2.2, 2.3.
4. Висновки.

Контрольні питання

1. Реографія (реоплетизмографія): суть, діагностичні можливості.
2. Структурна схема реографа типового реографа.
3. Мостова схема як перетворювач опір – напруга, її переваги та недоліки.
4. Еквівалентна схема біологічної тканини у реографії.
5. Порядок підготовки приладу до роботи та проведення вимірювань.

Лабораторна робота №8

Калібрування диференціаторів реографів

Мета роботи:

1. Ознайомлення з особливостями калібрування реографічної апаратури.
2. Отримання навичок роботи з вимірювальною апаратурою відповідного частотного діапазону.

1 Короткі теоретичні відомості

При дослідженні біофізичних процесів, обумовлених швидкісними змінами, особливо при вивченні кровонаповнення органів, виникає потреба визначення швидкості їхніх об'ємних змін. У цьому випадку широко використовують диференціювання для визначення першої похідної об'ємної реограми.

Амплітуда реограми, виражена в омах відносно сигналу калібрування, дозволяє зробити висновок про об'ємні коливання кровотоку в органі, а швидкісні показники диференційної реограми – про тонус та еластичність судинної стінки. Також диференційна реограма характеризує швидкість зміни опору досліджуваної ділянки тіла, тобто швидкість зміни кровонаповнення досліджуваної ділянки чи органу в різних фазах пульсової хвилі реограми.

Диференційна реограма дає можливість визначити положення точки початку підйому анакрати реографічної хвилі, місце знаходження додаткових хвиль на спадній частині реограми, уточнити характер вершини та її точку екстремуму, тривалість анакратичної фази реограми, кут нахилу анакрати до ізоелектричної лінії.

Перша похідна реограми дозволяє отримати інформацію про судинний тонус та скорочуваність міокарду. За диференційною реограмою можна розрахувати максимальну швидкість швидкого та редукованого кровонаповнення, що є додатковим показником оцінки тонусу судин.

Диференційна реограма дає додатковий матеріал для оцінки таких показників, як швидкість кровотоку, еластичність судинної стінки та її зміна при патології, адаптаційна здатність судинної системи на досліджуваній ділянці, розтягуваність судинної стінки за систолічного притоку та її амортизаційна здатність при повторних коливальних рухах.

Для виділення першої похідної пульсової хвилі у реографії широко використовують метод електричного диференціювання, який полягає у пропусканні досліджуваного сигналу через диференціатор.

У диференціаторів вхідна напруга $u_{ex}(t)$ та вихідна напруга $u_{вих}(t)$ пов'язані між собою співвідношенням:

$$u_{вих}(t) = k \frac{du_{ex}(t)}{dt},$$

де k – коефіцієнт пропорційності.

Найпростіший диференціатор на RC-ланці (рисунок 8.1, а) аналогічний до інтегруючої RC-ланки з тією лише різницею, що вихідну напругу знімають не з конденсатора, а з активного опору.

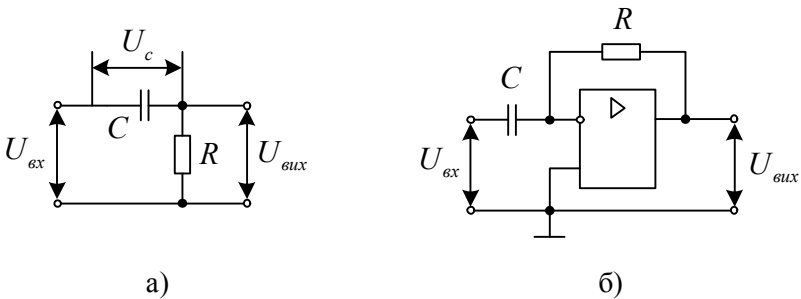


Рисунок 8.1 – RC-ланка як диференціатор (а) та диференціатор на операційному підсилювачі (б)

Напруга на її виході:

$$u_{\text{вих}}(t) = RC \frac{du_c}{dt},$$

де $u_c = u_{ex} - u_{вих}$ – напруга на конденсаторі.

Тому

$$u_{\hat{a}\hat{e}\hat{o}}(t) = RC \left(\frac{du_{\hat{a}\hat{o}}}{dt} - \frac{du_{\hat{a}\hat{e}\hat{o}}}{dt} \right).$$

Якщо ж $\frac{du_{\text{вх}}}{dt} \ll \frac{du_{\text{ex}}}{dt}$, то

$$u_{\text{вх}}(t) \approx RC \frac{du_{\text{ex}}}{dt},$$

тобто лише у цьому випадку RC-ланка успішно виконує диференціювання вхідного сигналу.

Для покращання диференціювання такою ланкою потрібно зменшувати її сталу часу $\tau = RC$. Нагадаємо, що ця вимога протилежна вимозі до інтегруючої ланки, де сталу часу, для покращання інтегрування, навпаки, потрібно збільшувати.

Вихідний сигнал диференціатора, так само, як і в інтегратора, зменшується при підвищенні точності виконання відповідної операції.

На роботу диференціюючої RC-ланки впливають такі фактори, як форма фронту вхідної напруги складної форми та паразитна ємність, яка є сумою ємностей монтажу та навантаження. Тому використання такої схеми виправдане лише при перетворенні імпульсів з короткими фронтами, а також у випадку відсутності високих вимог до передатної функції такого кола.

Недоліки найпростішого диференціатора та подібних до нього кіл (наприклад, RC-ланки, в якій враховано опір джерела сигналу) можна частково усунути шляхом використання операційного підсилювача (ОП) (рисунок 8.1, б).

Для ідеального ОП ($K_{\text{ОП}} \rightarrow \infty, R_{\text{ex}} \rightarrow \infty, R_{\text{вх}} \rightarrow 0, \omega_g \rightarrow \infty$) передатна функція (в операторній формі) такого диференціатора:

$$K(p) = -p\tau = -pRC.$$

На практиці таку передатну функцію неможливо реалізувати в силу скінченності смуги пропускання та коефіцієнта підсилення ОП. Також ця схема може само збудитися через спад коефіцієнта

підсилення реального ОП на високих частотах та додаткових фазових зсувів, які вносить ланка зворотного зв'язку. Також становить небезпеку і значне підсилення, властиве такій схемі на високих частотах, що обумовлено тим, що високочастотні складові спектра власного шуму ОП після значного підсилення накладаються на корисний продиференційований сигнал та спотворюють його.

Ще один недолік розглядуваної схеми – ємнісний характер її вхідного опору, тобто завадостійкість такої схеми буде низька. Крім цього, для забезпечення стійкості такої схеми виникає потреба у спеціальних колах корекції частотної характеристики. Одну з таких схем, з дещо покращеною стійкістю та заводозахищеністю показано на рисунку 8.2, де послідовно з ємністю C_1 включено невеликий опір R_1 .

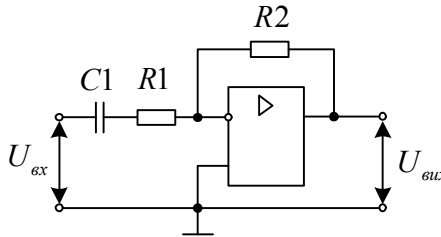


Рисунок 8.2 – Диференціатор на операційному підсилювачі з покращеними стійкістю та заводозахищеністю

Передатна функція такої схеми має вигляд:

$$K(p) = -\frac{p\tau_1}{1 + p\tau_2},$$

де $\tau_1 = R_2 C_1$, $\tau_2 = R_1 C_1$, причому $R_2 \gg R_1$.

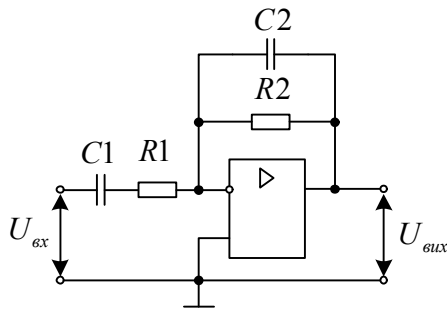
Як видно з цього виразу, похибка диференціювання цієї схеми залежить від значення опору R_2 .

Значення опору R_1 вибирають з умови придушення коливального процесу, обумовленого кінцевою смугою пропускання ОП. Оптимальне значення R_1 розраховують за формулою

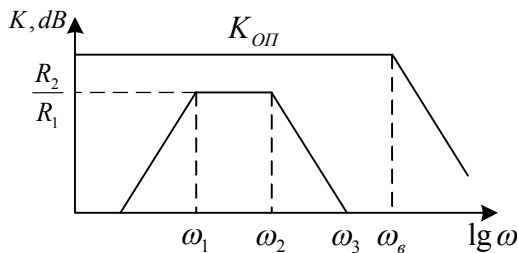
$$R_{1opt} = 2 \frac{R_1}{K_{OP}(\omega_c)},$$

де $K_{OP}(\omega_c)$ – коефіцієнт підсилення ОП на частоті $\omega_c = \sqrt{\omega_{a1}/R_2C_1}$, ω_{a1} – частота одиничного підсилення ОП.

Ще одну практичну схему, так звану схему модифікованого диференціатора показано на рисунку 8.3, а.



а)



б)

Рисунок 8.3 – Схема модифікованого диференціатора (а) та його ЛАЧХ (б)

Ця схема диференціює вхідний сигнал до частоти $\omega_1 = 1/(R_1C_1)$, виконує функцію підсилювача у смузі частот від $\omega_1 = 1/(R_1C_1)$ до $\omega_2 = 1/(R_2C_2)$ та є інтегратором для частот, більших за $\omega_2 = 1/(R_2C_2)$ (рисунок 8.3, б).

Для нормальної роботи цієї схеми параметри елементів потрібно вибирати таким чином, щоб спад підсилення ОП розпочинався після частоти $\omega_3 = 1/(R_1C_2) < \omega_a$. Це дозволяє позбутися впливу власної смуги пропускання ОП на ділянці частот, де здійснюється інтегрування.

2 Лабораторна установка

До складу лабораторної установки входять: частотомір, осцилограф, генератор сигналів низькочастотний, поліграф, диференціатор реографа, з'єднувальні провідники.

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні прилади до роботи.

3.2 Складіть схему для досліджень № 1 (рисунок 8.1) та виміряйте

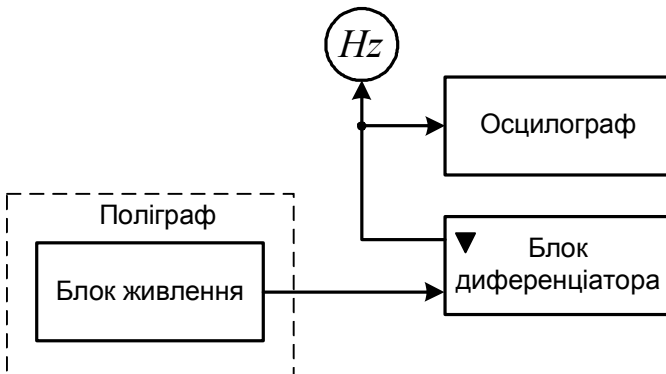


Рисунок 8.1 – Схема для досліджень № 1

параметри сигналу калібрування блоку диференціатора.

3.3 Складіть схему для досліджень № 2 (рисунок 8.2).

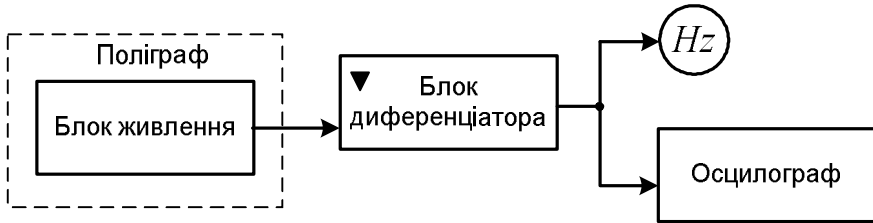


Рисунок 8.2 – Схема для дослідження № 2

та виміряйте параметри вихідного (продиференційованого) сигналу блоку.

3.4 Складіть схему для досліджень № 3 (рисунок 8.3) та виміряйте

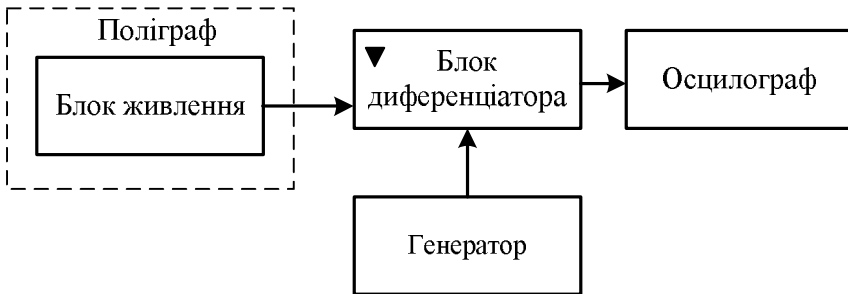


Рисунок 8.3 – Схема для досліджень № 3

АЧХ блоку «по точках» у діапазоні робочих частот досліджуваного блоку $f \in [0,1;40]$ Гц .

Примітка: 1. Амплітуда сигналу генератора повинна бути рівною 0,5 В.

2. Крок зміни вихідної частоти генератора вибирається з таблиці 8.1.

Таблиця 8.1

Діапазон частоти, Гц	Крок зміни частоти, Гц
1	2

Продовження таблиці 8.1

1	2
0,1 – 1	0,3
1 – 10	3
10 – 40	10

5 Розрахункове завдання

5.1 Описати аналітично форму сигналу калібрування диференціатора реографа.

5.2 Описати аналітично форму цього ж, але продиференційованого сигналу.

Отриманий результат порівняти з результатами, отриманими при виконанні п. 3.3. Зробити висновок про точність диференціювання.

6 Вимоги до звіту

Звіт з лабораторної роботи повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Результати вимірювань за пп. 3.2, 3.3.
4. Табличні та графічні результати за п. 3.4, причому АЧХ має бути у лінійному масштабі та нормована до одиниці.
5. Розрахункове завдання.
6. Висновки.

7 Контрольні питання

1. Структурна схема лабораторної установки. Призначення її складових.

2. Структурна схема блоку диференціатора поліграфа П8Ч-01, принцип його роботи.

3. Чому для калібрування диференціатора реографа зручніше використовувати трикутний імпульс?

4. З якою метою слід калібрувати диференціатор реографа?

5. Які основні джерела похибок при проведенні вимірювань у даній лабораторній роботі?

Література

Основна:

1. Абакумов В. Г., Геранін В. О., Рибін О. І., Сватош Й., Синєкоп Ю. С. Біомедичні сигнали та їх обробка. – К.: Век +, 1997. – 352 с.
2. Кореневский Н. А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий Курск- С.-Пб.: 1999. – 327 с. (електронна версія)
3. Гуткин Л. С. Проектирование радиосистем и радиоустройств. – М.: Радио и связь, 1986. – 288с.
4. Брудная Е. М. Функціональні методи дослідження серцево-судинної системи та зовнішнього дихання. – К.: Здоров'я, 1975. – 176 с. (електронна версія)
5. Полищук В. И., Терехова Л. Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983. – 159 с. (електронна версія)
6. Гутников В. С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. 2-е издание перераб. и доп. // Ленинград.: Энергоатомиздат, 1988.—304с.
7. Гусев В. Г., Гусев Ю. М. Электроника. – М.: Высшая школа, 1991. – 622с.

Додаткова:

1. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография. – М.: Медицина, 1987. – 336 с.
2. Журнал „Біомедична інженерія”
(<http://fbmi.kpi.ua/science/journal>).
3. Журнал „Біомедична інженерія та фізика”
(<http://nmu.ua/ru/zagalni-vidomosti/kafedri/department-medical-biological-physics/zhurnal-biomedychna-inzheneriya-ta-medychna-fizyka/>).

