

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій
к.т.н., доц. Нікітчук Т.М.

«20» Юн 2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему _____ Розробка реографа з мостовим перетворювачем _____

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»

Виконавець роботи
студентка 4 курсу, гр.БІ-21

20.06.2022 Терех К.С.
(дата, підпис)

Терех К.С.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

20.06.2022 Коломієць Р.О.
(дата, підпис)

Коломієць Р.О.

Житомир
2022

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему _____ Розробка реографа з мостовим перетворювачем _____

Виконала: студентка 4 курсу, групи БІ-21
спеціальності

163 «Біомедична інженерія»

Терех К.С.

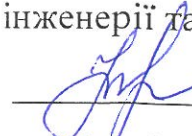
Керівник Коломієць Р.О.

Рецензент Коренівська О.Л.

Житомир
2022

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної інженерії та телекомунікацій

 Т.М. Нікітчук

« 10 » січень 2022 р.

ЗАВДАННЯ
на кваліфікаційну роботу бакалавра

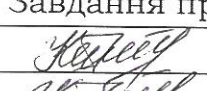
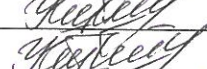
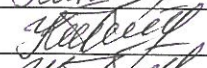
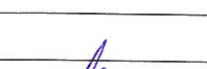
Студентки Терех Катерини Сергіївни
Тема роботи Розробка реозграфа з мостовим перетворювачем

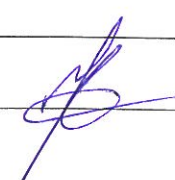
Затверджена Наказом університету від « 10 » січня 2022 р. № 23/с

Термін здачі студентом завершеної роботи червень 2022р.

Вихідні дані роботи: Прилад призначений для дослідження функцій серця та кровообігу грудного відділу тіла людини в умовах медичного закладу. Діапазон значень активної складової спорту 50...310 Ом; діапазон значень ємності: 220...3100 нФ, тип первинного перетворювача – мостовий, робоча частота 50 кГц, форма коливання – гармонічна.

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів, що їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1. Аналітичний огляд літ. джерел.	Коломієць Р.О.	жовтень - 2021 р.	
2. Технічне завдання	Коломієць Р.О.	листопад - 2021 р.	
3. Структурна схема	Коломієць Р.О.	грудень - 2021 р.	
4. Принципова схема	Коломієць Р.О.	січень - лютий 2022 р.	
5. Конструкторська частинка	Коломієць Р.О.	березень - квітень 2022 р.	
Оформлення роботи в цілому	Коломієць Р.О.	травень - червень 2022 р.	

Керівник  Коломієць Р.О.
(підпис)

Календарный план

[illegible]

Студент

Корсун
(підпис)

Керівник

(підпис)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота складається зі вступу, п'яти розділів та висновків. Обсяг пояснювальної записки містить 66 сторінок, 27 ілюстрацій, 12 таблиць, 18 джерел посилань та 2 додатки.

У першому розділі розкриваються теоретичні відомості про метод реографічного дослідження серцево-судинної системи та його біофізичні основи.

У другому розділі описано технічне завдання.

У третьому розділі проводиться обґрунтування структурної схеми реографа та її основних частин.

У четвертому розділі проводиться розрахунок основних елементів принципової схеми та вибір елементної бази.

У п'ятому розділі описано загальну конструкцію приладу, наведено результати розробки друкованої плати та проведено оцінку надійності.

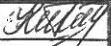
У висновках підбито підсумки проведеної роботи.

У кінці роботи знаходяться список використаної літератури та додатки.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						5
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, скорочень і термінів	8
Вступ	9
1 Аналітичний огляд літературних джерел	10
1.1 Методи реєстрації пульсової хвилі	10
1.2 Реографічний метод дослідження серцево-судинної системи	16
1.3 Біофізичні основи методу реографії	18
1.4 Реографічні методи дослідження	22
1.4.1 Реографія кінцівок	22
1.4.2 Реоенцефалографія	23
1.4.3 Реографія легень	23
1.4.4 Реографія печінки	24
1.4.5 Реографія нирки	24
1.4.6 Реографія ока	25
1.5 Огляд сучасних апаратних рішень	26
2 Технічне завдання	32
3 Розроблення структурної схеми	33
4 Синтез і розрахунок електричної принципової схеми	35
4.1 Генератор	35
4.2 Трансформатор	36
4.3 Вимірювальний міст	40
4.4 Інструментальний підсилювач	46
4.5 Смуговий фільтр (топология Саллена-Кея)	47

					ІББІ.480006.006 – ПЗ			
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Розробка реографа з мостовим перетворювачем	Літ.	Арк.	Аркушів
Розроб.		Терех К.С.		20.08.22				
Перевір.							6	66
Керівник		Коломісць Р.О.		20.08.22		Державний університет «Житомирська політехніка» ФІКТ, гр. БІ-21		
Н. контр.								
Затверд.		Нікітчук Т.М.		20.08.22				

5	Конструкторська частина	51
5.1	Загальна конструкція приладу	51
5.2	Вибір матеріалів та розробка друкованої плати	52
5.3	Оцінка надійності приладу	56
	Висновки	61
	Перелік використаних джерел	62
	Додатки	64
	Додаток А. Схема електрична принципова	65
	Додаток Б. Перелік елементів	66

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

РГ – реографія;

РІ – реографічний індекс;

РЕГ – реоенцефалографія;

ДП – друкована плата;

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Актуальною проблемою сучасної медицини є захворювання серцево-судинної системи. Розмаїття сучасної діагностичної апаратури представлене випробуваними на практиці методами реографії, сфігмографії, ехокардіографії, оптичної та комп'ютерної капіляроскопії, радіонуклідної діагностики, ангіографії, ультразвуковими методами діагностики, лазерною доплерографією, комп'ютерною томографією (КТ), МРТ в судинному режимі (МРА), перфузійною МРТ тощо. Але найбільш інформативним методом моніторингу стану організму, експрес- та функціональної діагностики серцево-судинної системи залишається реєстрація пульсової хвилі.

Реографія (імпедансна плетизмографія) є одним із методів дослідження серцево-судинної системи, якому властиві висока інформативність результатів, неінвазивність, відносна простота і доступність не лише діагностичним центрам, а і звичайним поліклінікам. Цей метод використовується для діагностики центральної і регіональної гемодинаміки, визначення ударного та хвилинного об'ємів крові, загального периферійного опору і дозволяє дати характеристику венозному відділу кровообігу і мікроциркуляції.

Реографія базується на реєстрації та опрацюванні пульсових коливань кровонаповнення досліджуваного органу (плетизмографія) шляхом вимірювання змінної компоненти опору (імпедансу) цього органу.

Реографічна крива – це узагальнена біофізична характеристика стану серцево-судинної системи, тому перехід до конкретних фізіологічних величин вимагає опрацювання реограми.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Методи реєстрації пульсової хвилі

Неінвазивні методи реєстрації пульсової хвилі є більш прийнятними для широкого використання у медичній практиці, оскільки вони проводяться без пунктирування артерії та порушення психологічного та емоційного стану пацієнта при інвазивному втручанні.

Форму пульсової хвилі можна досліджувати за допомогою відносно простих методик. Біосигнали, що відбивають об'ємні пульсові коливання кровонаповнення судин, знімають за допомогою реографа, плетизмографа, фотоплетизмографа. Вважають, що вони відображають сумарний ефект пульсацій артеріального і венозного відділів судинного русла досліджуваної області. При аналізі біосигналів радіального зміщення прийнято вважати, що реєструються пульсові коливання тільки артеріальної (п'єзограма, сфігмограма) або тільки венозної (флебограма) стінки залежно від того, як встановлений датчик зчитування інформації.[1]

Реографія (метод імпедансної плетизмографії) – непрямий неінвазивний динамічний метод, що базується на біофізичному принципі реєстрації змін електричного опору тканин при пропусканні електричного струму високої частоти (20– 40 кГц) і слабкої сили (10 мА) через досліджувану ділянку з графічною реєстрацією пульсових коливань комплексного електричного опору. Серед усіх структур нашого організму кров володіє найвищою електропровідністю. Це означає, що під час систолічного скорочення серця, коли кров приливає в прилеглі органи, електропровідність цих ділянок тіла буде високою, а в момент розслаблення серцевого м'яза (діастоли), навпаки - низькою.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На підставі показань реографа виводиться крива пульсових коливань, так звана реограма.[2]

Об'єктом дослідження при реографії є порушення електропровідності органа на фоні змін у його кровонаповненні.

Перевагами методу імпедансної плетизмографії є можливість довгої і безперервної реєстрації навіть незначних змін кровообігу без порушення фізіологічних умов досліджуваної ділянки; забезпечується цілковита атравматичність та можливість проведення тривалих спостережень за гемодинамікою; застосування функціональних проб дає змогу виявити приховані порушення кровообігу, відрізнити функціональні судинні зміни від органічних уражень судин мозку. Також однією з переваг є широкі можливості для вивчення гемодинаміки життєво важливих органів і систем, своєчасної діагностики порушень кровообігу й призначення раціональної терапії.

Дослідження центрального та периферичного кровообігу (сфігмографія) – неінвазивний метод дослідження серцево-судинної діяльності, що базується на графічній реєстрації коливань артеріальних стінок під час проходження пульсової хвилі. У зв'язку з тим, що кров не витікає з серця неперервним струменем, а викидається порціями, потік крові по кровоносних судинах має пульсуючий характер. Еластичність стінок аорти, артерій призводить до того, що в момент систоли кров, яка виштовхується із лівого шлуночка, розтягує стінки аорти, створюючи систолічний тиск. У цей момент такі ділянки кровоносної системи приймають більше крові, ніж витікає з них до периферичних судин. Під час діастоли деформовані судини проштовхують кров до периферичних ділянок і тиск в аорті спадає до мінімуму. Потенціальна енергія деформації стінок судин переходить у кінетичну енергію потоку крові. У момент систоли в аорті формується і поширюється хвиля підвищеного тиску, яку і називають пульсовою хвилею. Швидкість поширення її не співпадає з дійсною швидкістю крові, а набагато її перевищує [3]. Формування артеріального тиску, зміна швидкості серцевих скорочень, ударного об'єму крові, еластичності та тонуусу стінок артерій

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

відображається на пульсових кривих – сфігмограмах. Сфігмограми можуть вирізнятися залежно від анатомічної локалізації джерела, фізичних властивостей датчиків та фізико-математичних характеристик. Криві пульсу, що зареєстровані на артеріях ближче до серця, називаються сфігмограмами центрального пульсу (для дуги аорти, підключичної та сонної артерій). Сфігмограма периферичного пульсу визначає особливості поширення пульсової хвилі в периферичних артеріях. При вивченні фазової структури серцевого циклу і деяких параметрів центральної гемодинаміки виконують дослідження об’ємних сфігмограм та кривих центрального пульсу, потім їх синхронізують з електрокардіограмою та фонокардіограмою. Також за допомогою сфігмографії досліджують скоротливі властивості міокарда, динаміку сили та швидкість серцевих скорочень, проводять оцінку тону артерій та стан місцевого кровотоку.

В сучасних системах реєстрації сфігмографічних сигналів використовуються чутливі твердотільні сенсори тиску з еластичною мембраною, п’єзоелектричні та пневматичні датчики.

Об’єктом дослідження сфігмографічного методу є графічне відтворення характеристик артеріального пульсу в динаміці, визначення швидкості поширення пульсової хвилі по судинах еластичного та м’язового типів.

Для даного методу застосовуються тензометричні вимірювальні перетворювачі.

До переваг методу відносяться простота методики дослідження, можливість тривалої та безперервної реєстрації незначних змін швидкості поширення пульсової хвилі по артеріях, цілковита атравматичність, можливість проведення спостережень у динаміці.

Недоліком сфігмографії є значний вплив артефактів механічного походження. Також метод мало застосовується в медичній практиці, і є більш аналітичним методом, ніж конкретно діагностичним [1].

Фотоплетизмографія [4] – метод, який дозволяє визначати зміну розміру органів людини за допомогою фоточутливих елементів. Зокрема, він може

використовуватися для вимірювання пульсу. В цьому випадку реєструється зміна інтенсивності світла від штучного джерела при проходженні пульсової хвилі. Як правило, для зняття показників використовуються остання фаланга пальця, мочка вуха, зап'ястя або скроня. Дуже часто принцип фотоплетизмографії застосовується в різних спортивних аксесуарах. Крім вимірювання пульсу за допомогою фотодіодів також можна вимірювати насичення крові киснем (оксигенація).

Для зчитування фотоплетизмограми потрібні джерело світла і фотоприймач. Джерелом зазвичай служить світлодіод, а приймачем – фототранзистор або фотодіод. Світло, що випромінює джерело, поглинається тілом людини. Зміна ступеню поглинання залежить від кількості крові в тій точці тіла, де знаходиться датчик. При зміні кількості крові, змінюється поглинання світла і сигнал на виході фотоприймача.

По відношенню один до одного джерело і приймач можуть розташовуватися двома способами. Ці способи називаються «на відображення» і «на просвіт». У разі «на відображення» приймач і джерело розташовуються в одній площині. Світло від джерела потрапляє на шкіру, частково поглинається і, відбиваючись, потрапляє на приймач.

У варіанті «на просвіт» джерело і приймач розташовуються по різні боки від частини тіла. Світло, що випромінює проходить палець наскрізь і потрапляє в фотоприймач.

Сигнал з фотоприймача надходить на схему посилення і фільтрації. Після посилення сигнал надходить на ще один розділовий каскад, щоб остаточно прибрати напругу зсуву. Потім відбувається оцифрування даних за допомогою АЦП. Ця схема є поширеною, але не єдиною.

Для даного методу використовують фотоелектричні вимірювальні перетворювачі.

Переваги фотоплетизмографії полягають у неінвазивності, швидкості, високій точності, високій інформаційній ємності світлового поля, високій

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

швидкості розповсюдження оптичних сигналів. Оптичне випромінювання є природним для організму і не викликає побічних ефектів. Для даного датчика характерна простота конструкції та кріплення, відсутність впливу електромагнітних завад та можливість дослідження судин в будь-якій частині шкіри та слизових оболонок людського організму без стиснення тканин.

Також слід зазначити і наявні обмеження до більш широкого впровадження фотоплетизмографічного методу в клінічну практику. Зокрема широкий діапазон варіацій властивостей різних об'єктів дослідження (пігментація, товщина шкіри), рівень артеріального тиску. Значний вплив дають артефакти оптичного, електричного, механічного та температурного походження [1]. В цілому фотоплетизмографія є дуже простим та доступним способом кардіодіагностики, проте він володіє цілим рядом недоліків та особливостей, що суттєво ускладнює його застосування для високоточних вимірювань.

Ультразвукова доплерографія (УЗДГ) – метод УЗДГ заснований на ефекті Доплера, який полягає в зменшенні частоти ультразвуку, відбитого від рухомого середовища, в тому числі від рухомих еритроцитів в крові. Зсув частоти (доплерівська частота) пропорційний швидкості руху крові в судинах і куту між віссю судини та датчиком. УЗДГ дозволяє крізь шкіру проводити вимірювання лінійної швидкості кровотоку і його напрямки в поверхнево розташованих судинах, в тому числі в екстракраніальних відділах сонних і хребетних артерій. Найбільше значення при дослідженні сонних артерій має вимірювання швидкості і напрямку кровотоку в кінцевій гілці артерії в очній ямці.

Ультразвукова доплерографія екстракраніальних і інтракраніальних артерій дозволяє виявляти стенозуючі процеси і закупорки магістральних артерій голови та шиї.

Для даного методу використовують електричні перетворювачі з п'єзоелектричних матеріалів.

Ультразвукова доплерографія в порівнянні з іншими методами досліджень мозкового кровотоку має ряд переваг: неінвазивність, відсутність радіаційного

навантаження, можливість багаторазового повторення для спостереження в динаміці. Показники досліджуються в реальному часі. Це дає можливість проведення функціональних проб, за допомогою яких оцінюється стан механізмів регуляції мозкового кровотоку.

Проте недоліки у цього методу присутні також. Зокрема, сучасні апарати переважно візуалізують сигнал у формі дво- та тривимірних карт, на яких неможливо спостерігати поширення пульсової хвилі в часі і, як наслідок, обраховувати інші супутні параметри, не закладені в алгоритм процедури. Один з різновидів апарату – потоковий спектральний доплерограф, – відображає динаміку швидкості пульсової хвилі в часі, проте інформація про напрям поширення хвилі і її амплітуду відсутня. Окрім того, ультразвуковий метод не може бути застосований до органів з порожнинами через саму суть ультразвукових досліджень. Сучасні доплерографи не призначені для добового моніторингу, оскільки їхня діагностична значимість дещо вузько спеціалізована (в основному експрес-дослідження судин головного мозку) з точки зору сучасної медицини.

Таблиця 1.1 –Методи реєстрації пульсограми

Метод реєстрації пульсограми	Характеристики методу					
	Оклюзія судин	Точність	Можливість подальшої обробки	Візуалізація сигналу	Можливість розрахунку супутніх параметрів	Використання для добового моніторингу
Пряма сфігмографія	Ні	Невисока	Так	Папір/екран	Низька	Так
Об'ємна сфігмографія	Так	Невисока	Так	Папір/екран	Висока	Ні
Флебосфігмографія	Ні	Висока	Ні	Папір/екран	Низька	Ні
Плетизмографія	Ні	Невисока	Так	Папір	Низька	Ні
Фотоплетизмографія	Ні	Висока	Так	Екран	Висока	Так
Реографія	Ні	Висока	Так	Папір/екран	Висока	Так

1.2 Реографічний метод дослідження серцево-судинної системи

Реографія – один із перспективних методів дослідження серцево-судинної системи, що ґрунтується на вимірюванні зміни опору ділянки тіла (ΔR) внаслідок пульсових коливань кровонаповнення[7]. За формою зареєстрованої кривої, яка називається реограмою, оцінюють стан серцево-судинної системи. Під час розроблення програмного забезпечення для реокардіографічних моніторингових систем та діагностичних комплексів гостро відчувається проблема автоматичної розмітки реоциклів. Лише здійснивши розмітку реоциклу та виділивши на реограмі так звані характерні точки, можна визначити амплітудно-часові параметри реосигналу, за якими надалі обчислити фізіологічні показники та діагностичні індекси.

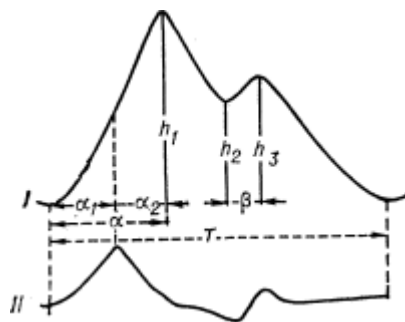


Рис. 1.1 – Схематичне зображення реограми

Одночасно з отриманням основної реограми часто реєструється і перша похідна або диференціальна реограма (рис. 1.2). Вона надає інформацію про скорочувальну функцію міокарда і судинний тонус по зміні швидкості кровонаповнення судин у різні фази систоли. Для кращого співставлення даних реограми з фазами серцевого циклу одночасно записують ЕКГ і нерідко фонокардіограму. У той же час для вивчення перерозподілу крові при різних захворюваннях бажано проводити одночасний запис реограм різних ділянок тіла за допомогою багатоканальних реографів.



Рис. 1.2 – Диференціальна реограма та реограма

Реографічні методи дозволяють оцінити сумарне кровонаповнення органів і тканин. Крім того, важливою перевагою реографії являється можливість одночасного дослідження кровообігу кількох судинних областей, у тому числі симетричних, що дозволяє легко виявити порушення кровообігу. Слід також зазначити, що реографічні методи практично не мають протипоказань та підходять для довготривалих досліджень, у тому числі моніторингу. Цей, далеко неповний перелік переваг реографії свідчить про те, що реографічні методи можуть надавати істотну допомогу для правильної постановки діагнозу і, особливо, для поточної оцінки змін кровообігу, у тому числі при проведенні функціональних проб.

Для даного методу використовують вимірювальний перетворювач типу «імпеданс-напруга».

За допомогою одночасної синхронної реєстрації реограм різних зон під час анестезії та інтенсивної терапії можна досить повно і, головне, довго реєструвати кровотік, його співвідношення, нерівномірність органного розподілу крові і т.д. Реографія дозволяє досить демонстративно фіксувати швидкоплинні процеси – розвиток спазмів, ефект крововтрати і т. д. Реографію можна застосовувати, крім того, для кількісної характеристики хвилинного об'єму серця. Органну реографію застосовують для діагностики порушень кровообігу в головному мозку, ураження судинної системи різними патологічними процесами, наприклад, при

атеросклерозі або запальних процесах, ступеня компенсації та зміни кровообігу при впливі медикаментозних препаратів і кровозамінників. Реографія є одним з провідних методів вивчення і контролю за станом кровообігу при впливі різних анестетиків, зміні газового складу крові тощо.

До недоліків методу відносяться:

1. Загальний характер висновків про стан артеріальної та венозної ланок судинної системи, функція кровоплину яких відображається в одній кривій.

2. Роздільна здатність методу обмежена рівнем діагностики зниження кровонаповнення судинного басейну, а не сегмента конкретної судини.

3. Складність методу полягає в необхідності якісного виділення корисного сигналу активної провідності з одночасним врахуванням впливу реактивної (ємнісної) складової, яка виникає через ефекти поляризації шкіри та тканин. При збільшенні робочої частоти струму ємнісна складова зменшується, але з'являється ефект нагрівання тканин високочастотним струмом, який, змінюючи електропровідність, спотворює корисний сигнал. Рівень активної складової сигналу в найкращих результатах становить лише 0,5-1 % від рівня реєстрованого сигналу, що потребує значного підсилення на фоні шумів.

4. Значний вплив на реограму має методика її знімання, а саме розміри електродів, їх форма та відстань між ними та інші фактори, що впливають на розподіл ліній високочастотного струму. Обов'язковим є використання розчинів, що зменшують ємнісну складову [1].

1.3 Біофізичні основи методу реографії

Реографія – метод графічної реєстрації змін опору живих тканин або органів, зумовлених як пульсовими, так і повільними коливаннями їх кровонаповнення [6].

Метод реокардіографії застосовують для дослідження серцевої діяльності, що базується на вимірюванні змін повного електричного опору грудної клітини, пов'язаних з динамікою кровонаповнення серця та великих судин протягом серцевого циклу [5]. Застосовують реокардіографію для вивчення гемодинаміки в малому колі кровообігу, фазового аналізу серцевого циклу, а також для неінвазивного визначення величини ударного об'єму серця.

Вимірювання імпедансу ділянок живої тканини або органів між електродами вимірювальної схеми, що викликані коливанням їх кровонаповнення, перетворюються в зміни напруги на виході схеми, які потім підсилюються за допомогою електронного підсилювача та детектуються у вигляді реограм.

Біологічні об'єкти з точки зору фізики є провідниками, характеристики яких відрізняють від будь-яких інших провідників. Біологічні системи відрізняються від інших систем складністю, варіабельністю елементів електричних характеристик аналогічних об'єктів та високою динамічністю, обумовленою необхідністю постійного пристосування до умов навколишнього середовища, що змінюються. Живі тканини являють собою складну гетерогенну структуру, що складається з областей з різною провідністю.

Найбільшу електропровідність мають спинномозкова рідина та плазма крові, дещо меншу – кров та м'язова тканина, значно менша електропровідність жирової та сполучної тканин. Поганими провідниками виступають роговий шар шкіри та кісткова тканина.

Електропровідність (g) – величина, обернена до опору провідника:

$$g = \frac{1}{r},$$

де r – величина, що характеризує електричний опір.

При дослідження тканин біологічних об'єктів зазвичай визначають не електропровідність, а опір електричного струму. Опір провідника знаходять за формулою:

$$r = \rho \cdot \frac{l}{s},$$

де ρ – питомий опір, l – довжина провідника, s – площа поперечного перерізу провідника.

Перші дослідження характеристик біологічних об'єктів проводились на постійному струмі та показали, що питомий опір живих тканин вимірюється величинами до 10^5 Ом · см, що відносить їх до групи провідників.

Опір ділянок тіла при постійному струмі та електродах площею 4-5 см² зазвичай лежить в межах 5-10 кОм, а при точкових електродах може досягати 100 кОм.

Вимірюваннями встановлено, що при проходженні постійного струму через живі тканини сила струму I_0 не залишається постійною в часі, а відразу ж після накладання потенціалу починає нерозривно падати до тих пір, поки не встановиться на більш низькому постійному рівні (I_T). Це пояснюється тим, що при проходженні струму через біосистему, в ній виникає зустрічна ЕРС та пояснює появу в тканинах біологічної системи поляризаційної ємності:

$$C_p = \frac{\int_0^x I dt}{R(I_0 - I_T)},$$

де C_p – поляризаційна ємність, R – опір, I – сила струму, I_0 – початкова сила струму, I_T – кінцеве значення сили струму.

Зміна сили струму в колі має нелінійний характер, що відповідно свідчить про нелінійність опору біологічної тканини. Тоді закон Ома для біологічного об'єкта записують у вигляді:

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$I = \frac{U - P(t)}{R},$$

де U – різниця потенціалів, $P(t)$ – ЕРС поляризації як функція часу.

Поляризаційна ємність різних біологічних об'єктів, виміряна при постійному струмі, а також при струмі низької частоти від 50 до 500 Гц, досягає великих величин – від 0,1 до 10 мкФ/см².

При пропусканні змінного струму через живу тканину в ній виникають також, хоча й в меншій мірі, ніж при постійному струмі, поляризаційні явища, що складаються в основному з внутрішньотканинної поляризації та поляризації явищ на межі електрод – тканина.

Повний опір живої тканини змінного струму є сумою активного та ємнісного опорів:

$$Z = R - i \cdot X_C.$$

Модуль повного опору:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}.$$

Електричний опір біологічного об'єкту в більшій мірі залежить від частоти змінного струму. На низьких частотах поляризаційні явища характеризуються великим значенням поляризаційної ємності та активного опору. Відповідно з ростом частоти поляризаційні ефекти в тканинах зменшуються, а на частотах вище ніж 500 кГц практично відсутні [5].

1.4 Реографічні методики дослідження

1.4.1 Реографія кінцівок

Вивчення кровообігу кінцівок отримало широке поширення в практичній медицині, тому що кінцівки являють собою доступний об'єкт дослідження.

При аналізі РГ кінцівок істотне значення мають амплітуда кривої, що обчислюється в омах по співвідношенню до сигналу калібрування, форма кривої, тривалість окремих відрізків, їх співвідношення величина географічного індексу (РІ) та ін. [5]

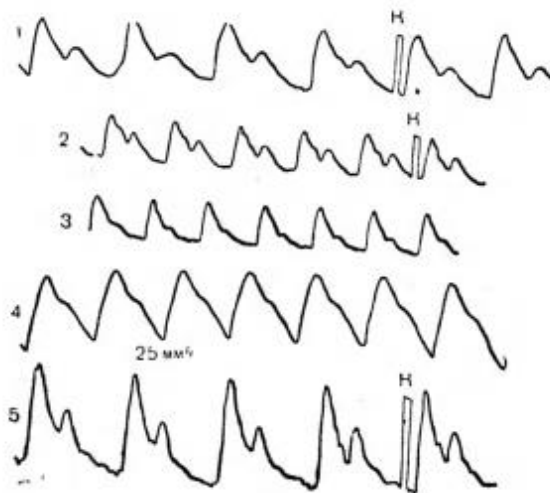


Рис. 1.3 – РГ верхніх та нижніх кінцівок здорової людини

1 – РГ передпліччя; 2 – РГ плеча; 3 – РГ середнього пальця руки; 4 – РГ стегна; 5 – РГ гомілки; К – калібрувальний сигнал 0,05 Ом; всі криві записані при швидкості руху стрічки 25 мм/с.

При патології судин кінцівок відзначаються зміни РГ: зниження амплітуди, зменшення РІ, зміна форми, зменшення або зникнення додаткових хвиль, подовження інтервалів та збільшення затримок хвиль РГ по відношенню до ЕКГ і ФКГ.

1.4.2 Реоенцефалографія

Реографічне дослідження мозкового кровообігу привертає велику увагу у зв'язку з анатомічними особливостями розміщення головного мозку. У порівнянні з методами, що застосовуються, дослідження мозкового кровообігу тільки реографія не потребує порушення цілісності тканин, безпечна, не змінює гемодинаміку мозку, дає можливість повторних досліджень.

РЕГ представляє собою сумарне відображення пульсових змін артеріального та венозного кровонаповнення судин головного мозку і відображає стан внутрішньочерепних судин. Інтрацеребральний (всередині головного мозку) компонент складає не менше 80 – 90%. Доля поза черепного кровообігу у формуванні РЕГ у здорових людей складає лише 10 – 15%. [7]

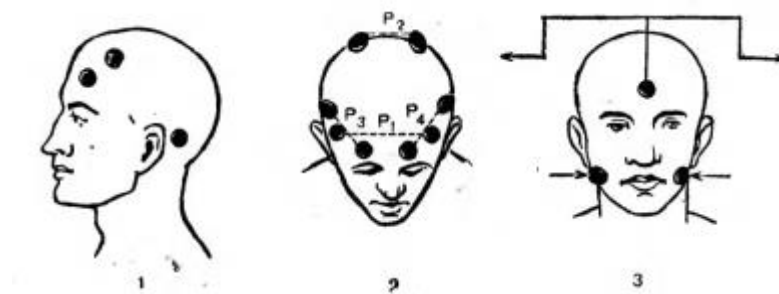


Рис. 1.4 – Схема розміщення електродів для різних відведень РЕГ

1 – лобно-мастоїдальне; 2 – регулярні відведення; P1 – біотемпоральне; P2 – біоципітальне; P3, P4 – лобно-мастоїдальне зліва та справа; 3 – монополярне відведення – один електрод (вимірювальний) на надпереносицю і два на мастоїдах (струмові).

1.4.3 Реографія легень

Реографія легень – метод вивчення коливань кровонаповнення судин малого кола кровообігу. Ці зміни зумовлені кровообігом в порожнинах серця, аорти, легневих артерій. Особливістю РЕГ легень є те, що, поміж пульсових коливань кровонаповнення легеневої артерії та інших судин легені, вона відображає зміни кровонаповнення легень в залежності від вдиху та видиху.

Даний метод застосовується для оцінки гемодинаміки малого кола кровообігу при різних типах легеневої гіпертензії, при бронхіальній астмі, для диференціальної діагностики раку легень.

1.4.4 Реографія печінки

Через своє розташування дослідження даного органу складні. Застосування реографії для цієї цілі усуває деякі складності та дає можливість говорити про число функціональних та патологоанатомічних змін печінки.



Рис. 1.5 – РГ печінки здорової людини

РГ – реограма; ЕКГ – II відведення; К – калібрувальний сигнал 0,1 Ом; 1 – систолічна хвиля; 2 – пост систолічна хвиля; всі криві записані при швидкості руху стрічки 25 мм/с.

1.4.5 Реографія нирки

Метод реографії нирки, що відображає її гемодинаміку, отримав назву реоренографії.

При аналізі РГ нирки необхідно враховувати особливості її кровообігу.

Для реєстрації РГ нирок було запропоновано зовнішнє та внутрішнє накладання електродів. При зовнішньому накладанні активні електроди у формі прямокутних пластин або груш-присосок розміщуються на поверхні шкіри в області попереку у місцях проекції нирок, а індиферентний (прямокутна пластина) – встановлюється на передній черевній стінці відповідної сторони. При зовнішньому накладанні електродів в криву, що реєструється, вносяться істотні

спотворення, так як між шкірою та нирками розміщені різноманітні проміжні тканини.

Основне застосування в клінічній практиці посідає внутрішнє знаходження електродів. У даному випадку активний електрод має подовжену форму (до 20 см) або розміщується на кінці стандартного сечового катетера, який вводиться в сечовий міхур.

Реєстрація РГ нирки в клінічних умовах застосовується для діагностики склерозу судин, при нефроптозі, пієлонефриті, при нирковій формі гіпертонії та інших захворювань.

1.4.6 Реографія ока

Метод реографії ока застосовується для вивчення внутрішньо очної гемодинаміки в нормі та патології. Інтерес до цього методу пов'язаний також з тим, що по стану кровообігу ока можна визначити стан кровообігу мозку, так як судини ока являють собою гілки мозкових артерій і обидві системи однаково реагують на зовнішні впливи.

Реографія очей набула широкого поширення в практиці офтальмології як метод, що дозволяє вивчити гемодинаміку очей в умовах, близьких до фізіологічних. Наявність анастомозів між задніми короткими і довгими цилиарними артеріями очей дозволяє реографічно досліджувати стан гемодинаміки не тільки в цилиарному тілі, а й інтегрально в усьому судинному тракті і сітківці ока.

Застосування сучасної реографічної комп'ютерної техніки дозволяє істотно скоротити габарити необхідного апаратного забезпечення, час обробки реограм і трудомісткість проведення обстеження, зменшення часу запису реосигналів з метою зменшення часу контакту датчика з тканинами ока. У зв'язку з цим, реографія очей знаходить широке застосування, як в наукових дослідженнях, так і в повсякденній клінічній практиці.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

За допомогою методу реографії були виявлені особливості гемодинаміки ока при ревматичних пороках серця.

1.5 Огляд сучасних апаратних рішень

Розглянемо існуючі на ринку реографи.

Комп'ютерний реограф RHEOTEST

Комп'ютерний реограф RHEOTEST — дозволяє зробити цілий ряд досліджень: реоенцефалографічне, реовазографічне, реогепатографічне, реопульмонографічне, реокардіографічне.



Рис. 1.6 – Комп'ютерний реограф RHEOTEST

Реограф RHEOTEST має мінімальний набір елементів управління, щоб робота з реографом була максимально простою. Інтерфейс зрозумілий від вибору потрібних режимів до формування форми заключення.

Функції:

- Реєстрація, зберігання, перегляд 4-канальної реограми;

- Проведення методик реоенцефалографії (РЕГ), реовазографії (РВГ), реогепатографії (РГГ), реопульманографії (РПГ), реокардіографії (РКГ) - тетраполярна грудна реографія по Кубічеку, інтегральна реографія по Тищенко (ІРКГ), реоренографії (РРГ);
- Вимірювання базової складової імпедансу та її індикація одночасно з реєстрацією реограми;
- Реєстрація одного відведення кардіограми синхронно з реограмою;
- Аналіз і автоматичний опис реограми.

Реограф Кардіо+

Діагностичний автоматизований комплекс "КАРДІО+" у складі реографа призначений для реєстрації водночас по двом каналам зміни модуля міжелектродного імпедансу органів і судин, пов'язаних з кровонаповненням, і першою похідною зміни модуля імпедансу, зміни модуля міжелектродного імпедансу, одного відведення ЕКГ, а також обробки проведених вимірів.

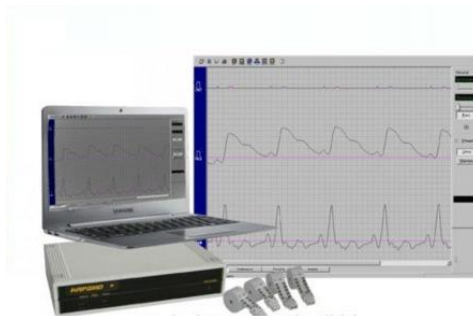


Рис. 1.7 – Реограф Кардіо+

Прилад забезпечує:

- перегляд на екрані монітору в реальному часі 5-ти сигналів;
- 2 канали реографічних сигналів;
- 2 канали диференційних реограм;
- 1 канал ЕКГ (2-е відведення);

- база даних: зберігання результатів проведених досліджень, пошук необхідної інформації;
- автоматичне визначення гемодинамічних показників на підставі грудної реографії по 2-х методиках (Тищенко и Кубічеку);
- повну методику реовазографії;
- розрахунок показників реограм печінки, легенів, аорти, головного мозку (РЕГ);
- автоматичний вимір і обчислення основних показників реографічної кривої;
- формування лікарських і синдромальних висновків за допомогою вбудованої експертної системи;
- виведення друкованих документів (графіків, розрахункових показників, синдромальних висновків у формах, зручних для лікаря-спеціаліста).

Комп'ютерний реограф Рео-Спектр-2

Досвід розробників, висококласний монтаж електронних компонентів, застосування планарної технології і тільки високоякісних комплектуючих при виготовленні кожного реографа серії Рео-Спектр дозволяють вважати його класичним зразком діагностичного медичного обладнання.

Особливості:

- 4 реографічного каналу з тимчасовим поділом і задається програмно частотою вимірювального струму;
- індивідуальне налаштування всіх параметрів користувачем «під себе»;
- унікальний набір підтримуваних методик;
- оптимальні з точки зору якості реєстрації реограм частоти зондуючого струму для кожної методики;
- безболісність, безпека, інформативність;
- розширені математичні методи аналізу реограм;

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- всі реографічні методики можуть працювати на одному комп'ютері як ізольовано, так і у взаємозв'язку один з одним, що дозволяє отримати високий діагностичний ефект;
- запис трендів параметрів реограм і їх спектральний аналіз;
- реєстрація одночасно з реограмою одного відведення ЕКГ.



Рис. 1.8 – Реограф Рео-Спектр-2

Методики, що входять в базовий комплект поставки Рео-Спектр-2:

- 4-канальна біполярна реоенцефалографія (РЕГ);
- 4-канальна реовазографія (РВГ);
- реокардіографія (РКГ) по Кубічеку;
- інтегральна реографія (ІР) по Тищенко;
- 2-канальна РЕКГ по Палєєву і Каєвіщєру.

Комп'ютерний реограф Рео-Спектр-3

Опис:

- 6 реографічних каналів з тимчасовим поділом і частотою вимірювального струму, що встановлюється програмно;
- індивідуальне налаштування всіх параметрів користувачем «під себе»;
- унікальний набір підтримуваних методик;

- оптимальні з точки зору якості реєстрації реограм частоти зондуючого струму для кожної методики;
- безболісність, безпека, інформативність;
- розширені математичні методи аналізу реограм;
- всі реографічні методики можуть працювати на одному комп'ютері як ізольовано, так і у взаємозв'язку один з одним, що дозволяє отримати високий діагностичний ефект;
- запис трендів параметрів реограм і їх спектральний аналіз;
- реєстрація одночасно з реограмою одного відведення ЕКГ.

Методики, що входять в базовий комплект поставки Рео-Спектр-3:

- 4-канальна біполярна реоенцефалографія (РЕГ);
- 4-канальна реовазографія (РВГ);
- реокардіографія (РКГ) по Кубічеку;
- інтегральна реографія (ІР) по Тищенко;
- 2-канальна РЕКГ по Палееву і Каєвіцеру.



Рис. 1.9 – Реограф Рео-Спектр-3

Унікальний набір підтримуваних методик:

- реоенцефалографія (РЕГ);
- реовазографія (РВГ);
- реокардіографія (РКГ);
- реоенцефалокардіографія (РЕКГ);
- інтегральна реографія (ІР);
- поліреокардіографія (ПРКГ);
- реопульмонографія (РПГ);
- реоофтальмографія (РОГ);
- реогепатографія (РГГ);
- реоренографія (РРГ);
- реоутерографія (РУГ);
- реопростатографія (РПрГ).

Всі ці методики можуть працювати на одному комп'ютері як ізольовано, так і у взаємозв'язку один з одним.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

1. Призначення та мета створення виробу:

- можливість дослідження функцій серця та кровообігу грудного відділу тіла людини в умовах медичного закладу;
- безпосереднє функціональне призначення в лікувально-діагностичному процесі; область використання (застосування) у відповідності з методикою діагностичних досліджень, лікувальних впливів (із вказуванням величини впливу), вимірювань (із вказуванням вимірювальних величин), хірургічних втручань, допоміжних операцій і т.п.

2. Технічні характеристики:

- діапазон значень активної складової опору: 50...910 Ом;
- діапазон значень ємності: 220...3100 пФ;
- тип первинного перетворювача – мостовий;
- робоча частота реографа – 50 кГц;
- форма коливання – гармонічна;
- максимальне значення вихідної напруги реографа – 9 В;
- живлення – автономне від батареї 12 В.

3. Вимоги до структури та функцій об'єкту розробки:

- електроди прибору повинні бути одноразовими, а також безболісно та непорушно фіксуватися на тілі пацієнта. Пристрій повинен бути безпечним для пацієнта та медичного персоналу.

4. Кінцевий результат проектування: електрична принципова схема пристрою, друкована плата, ескіз конструкції.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						32
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

Реограф складається з електродів, генератора, мостового перетворювача, в одне з плечей якого за допомогою електродів підключений досліджуваний орган пацієнта. Живлення мосту здійснюється змінним струмом 50 кГц від генератора. Також складовими реографа є підсилювач, фільтр та реєстратор сигналу.

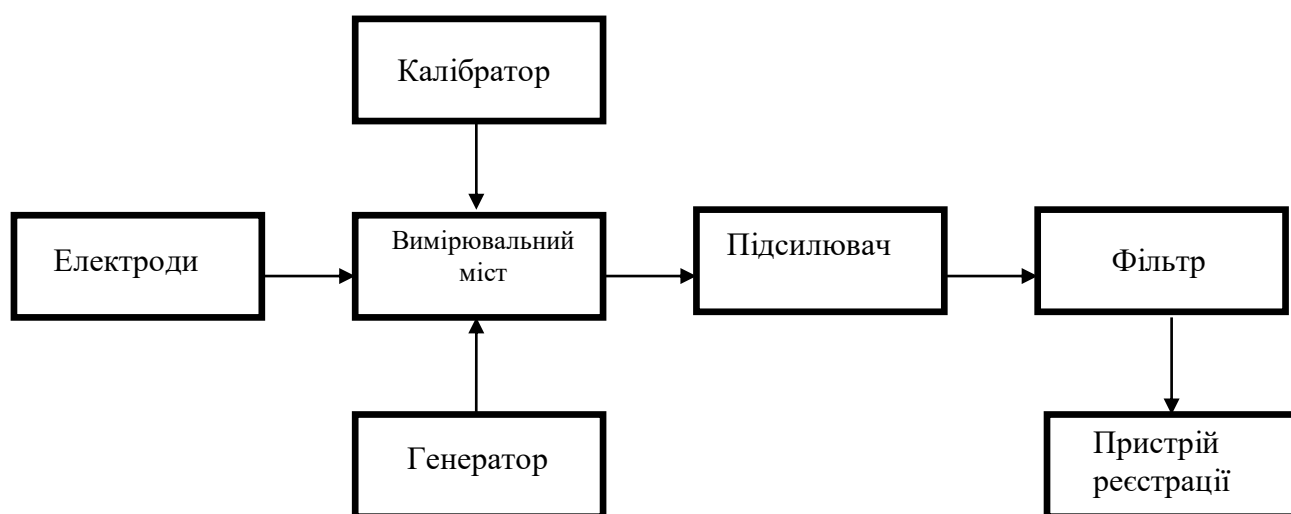


Рисунок 3.1 – Структурна схема реографа

Електроди. Значну роль в отриманні високоякісних реограм виконують електроди. Для роботи було обрано електроди типу Skintact FS50 діаметром 5 см.



Рисунок 3.2 – Електроди типу Skintact FS50

Вимірювальний міст. Джерелом зондуючого змінного сигналу є генератор, включений в діагональ AC (рис. 3) вимірювального мосту. Властивості цієї мостової схеми такі, що напруга U_{BD} , яка реєструється у вимірювальній діагоналі (різниця потенціалів між точками B і D) дорівнює нулю тільки в тому випадку, коли опори, включені в плечі мосту, попарно рівні ($R_{AB} = R_{AD}$ та $R_{CB} = R_{CD}$). Таким чином, якщо до одного з плечей мосту підключити вимірюваний опір (ділянка тіла пацієнта), то коливання електричного опору досліджуваного об'єкту будуть перетворені в коливання напруги, що реєструється у вимірювальній діагоналі (U_{BD}).

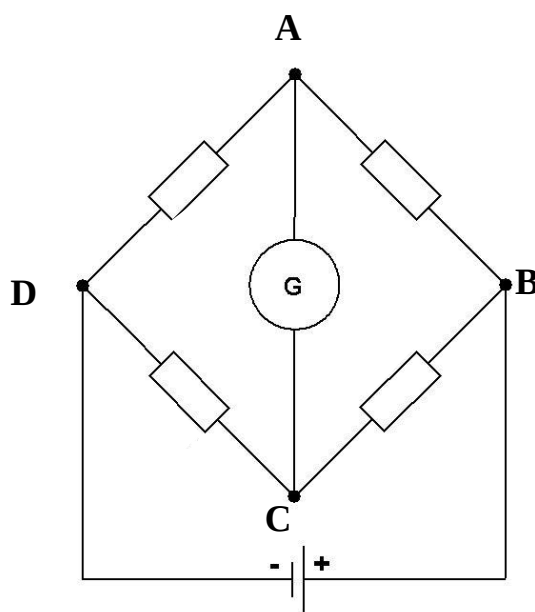


Рисунок 3.3 – Вимірювальний міст

Калібровка. Для встановлення кількісної відповідності між амплітудою зміни опору досліджуваного об'єкту та величиною напруги, що реєструється за допомогою вимірювального мосту у схему включають калібратор. Він здатний генерувати еталонні сигнали відомої форми та амплітуди.

Підсилення та фільтрація. Перед реєстрацією сигнал з виходу вимірювальної схеми повинен бути підсилений та відфільтрований. У якості підсилювача було обрано інструментальний. Фільтрація буде відбуватися за допомогою смугового фільтра за топологією Саллена-Кея.

РОЗДІЛ 4

СИНТЕЗ І РОЗРАХУНОК ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

4.1 Генератор

Генератор на фазозсуваючих ланцюжках має менші спотворення та велику стабільність частоти, ніж генератор з мостом Віна [12]. На рис.4 приведена схема такого генератора з одним операційним підсилювачем. Для забезпечення стабільності частоти тут використані три RC-ланки.

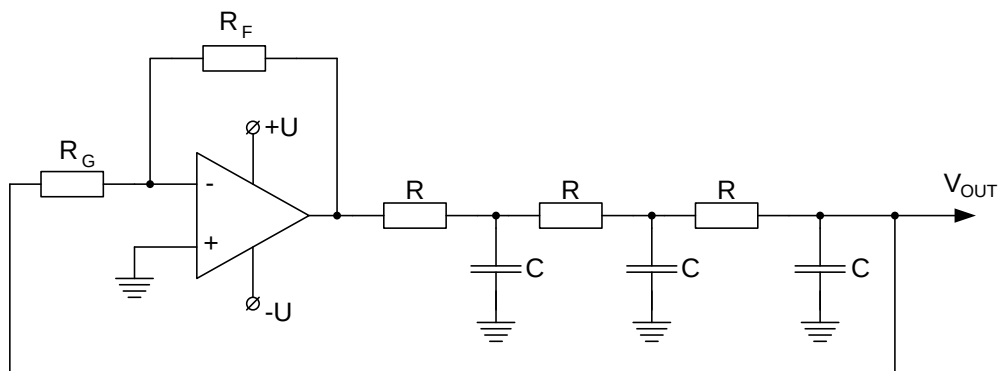


Рисунок 4.1 – Генератор на фазозсуваючих ланцюжках

Розрахуємо опір R за формулою:

$$\omega = 2\pi f = 0,475/(RC)$$

Задамо частоту $f = 50$ кГц, ємність $C = 2,7$ нФ.

Тоді:

$$R = \frac{0,475}{2\pi \cdot 50 \text{ кГц} \cdot 2,7 \text{ нФ}} = 559,73881 \text{ Ом} \approx 560 \text{ Ом}$$

Оберемо резистори R номіналом $560\ \Omega \pm 5\%$ (за рядом E24).

Дана схема добре працює лише з малими напругами, тому для збільшення напруги було вирішено використати феритовий трансформатор (див. п.4.2).

Таблиця 4.1 – Номінали елементів для генератора

Назва елемента	Номінал
R	560 Ом
C	2,7 нФ
R _G	56 кОм
R _F	1,5 МОм

4.2 Трансформатор

Оскільки схема генератора на фазозсвучаючих ланцюжках добре працює лише з малими напругами, постала необхідність підсилення напруги на виході цієї схеми.

У ході моделювання експериментальним шляхом було вирішено обрати у якості підсилювача напруги феритовий тороїдальний трансформатор. Кількість витків у первинній обмотці становитиме 10, у вторинній – 90, оскільки потрібно забезпечити коефіцієнт збільшення напруги рівним 9.



Рис. 4.2 – Феритове осердя для тороїдального трансформатора

Оскільки даний трансформатор посилює напругу і знижує силу струму, він виконуватиме роль гальванічної розв'язки, що використовується для безпеки, запобігаючи враженню людини електричним струмом.

Тороїдальні трансформатори мають ряд переваг у порівнянні з іншими видами. Вони менші за розміром, менші за вагою та мають при цьому більший ККД.

Тороїдальний трансформатор має такі характеристики:

- напруга первинної обмотки (В);
- напруга вторинної обмотки (В);
- струм вторинної обмотки (А);
- зовнішній діаметр тора (мм);
- внутрішній діаметр тора (мм);
- висота тора.

Оцінимо необхідну кількість дроту для виконання обмоток трансформатора.

Якщо первинну обмотку виконати з мідного дроту діаметром $d' = 0,30$ мм на тороїдальному осерді з параметрами $14 \text{ мм} \times 9 \text{ мм} \times 5 \text{ мм}$ [18], то для десяти витків довжина дроту буде дорівнювати:

$$l_I = w_1 \cdot l_1 = w_1 \cdot 2(r + h) = 2w_1 \left(\frac{D - d}{2} + h \right) =$$

$$= 2 \cdot 10 \left(\frac{14 - 9}{2} + 5 \right) = 150 \text{ мм} = 0,150 \text{ м}$$

Для вторинної обмотки:

$$l_{II} = w_2 \cdot l_2 = w_2 \cdot 2(r + h) = 2w_2 \left(\frac{D - d}{2} + h \right) =$$

$$= 2 \cdot 90 \left(\frac{14 - 9}{2} + 5 \right) = 1350 \text{ мм} = 1,350 \text{ м}$$

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

Площа, яку займає мідь первинної обмотки у вікні осердя становить:

$$s_1 = \frac{\pi d'^2}{4} = \frac{3,14 \cdot (0,30)^2}{4} = 0,070 \text{ мм}^2$$
$$s_I = s_1 \cdot w_1 = 0,070 \cdot 10 = 0,7 \text{ мм}^2$$

Площа, яку займає мідь вторинної обмотки у вікні осердя становить:

$$s_2 = \frac{\pi d'^2}{4} = \frac{3,14 \cdot (0,30)^2}{4} = 0,070 \text{ мм}^2$$
$$s_{II} = s_2 \cdot w_2 = 0,070 \cdot 90 = 6,3 \text{ мм}^2$$

Сумарна площа:

$$s = s_I + s_{II} = 0,7 \text{ мм}^2 + 6,3 \text{ мм}^2 = 7 \text{ мм}^2$$

Доля площі вікна осердя, яку займає мідь:

$$\frac{s}{S} = \frac{s}{\pi d^2 / 4} = \frac{4s}{\pi d^2} = \frac{4 \cdot 7}{3,14 \cdot 9^2} = 0,11009 \text{ або } 11\%.$$

На рисунку 4.3 приведена модель схеми генератора на фазозсуваючих ланцюжках разом із трансформатором.

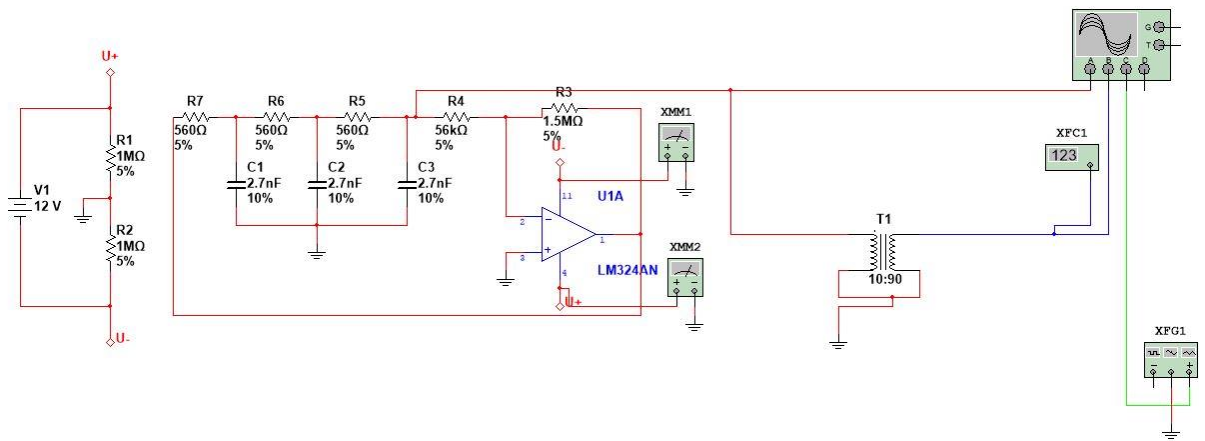


Рис. 4.3 – Модель схеми генератора разом із трансформатором

На рисунку 4.4 зображена осцилограма, знята з виходу схеми.

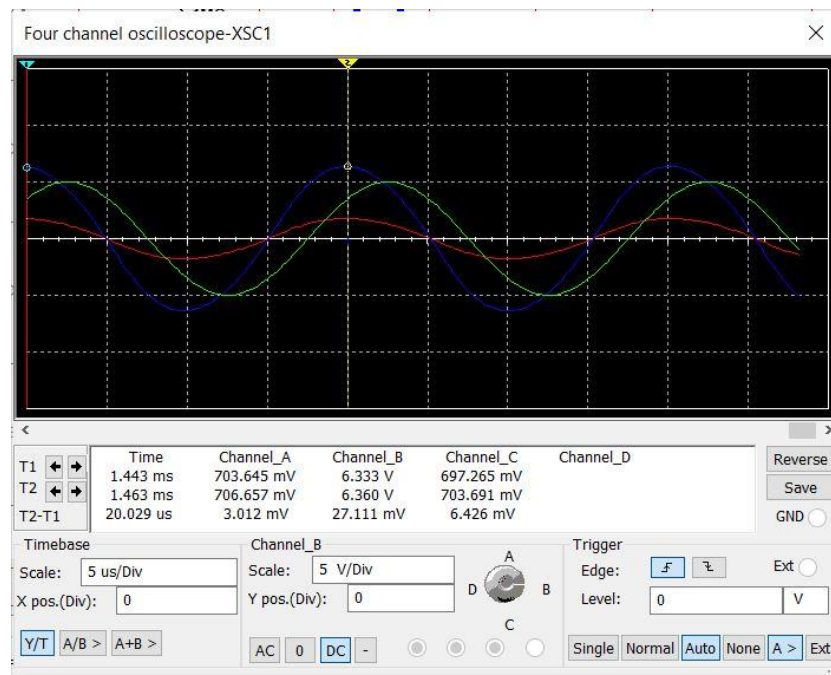


Рис.4.4 – Осцилограма з виходу схеми

Можна побачити, що на каналі А (червоний колір, вхідний канал трансформатора) напруга дорівнює 706 мВ, на каналі В (синій колір, вихідний канал трансформатора) – 6,360 В. Вихідна напруга сходиться з розрахованою та в 9 разів перевищує напругу на вході.

На рисунку 4.5 показано зображення з частотоміра, яке доводить, що дійсно схема працює на частоті 50 кГц.

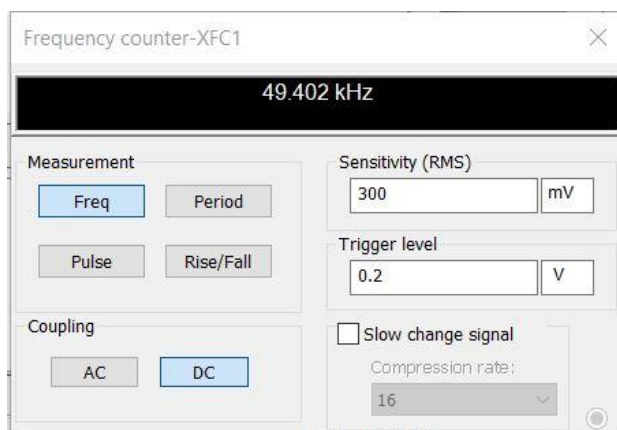


Рис.4.5 – Результати вимірювання частоти

4.3 Вимірювальний міст

Доведено, що вимірювані у реографії опори є комплексними, причому реактивна складова має ємнісний характер. Звідси впливає еквівалентна електрична схема досліджуваних ділянок живої тканини послідовного типу.

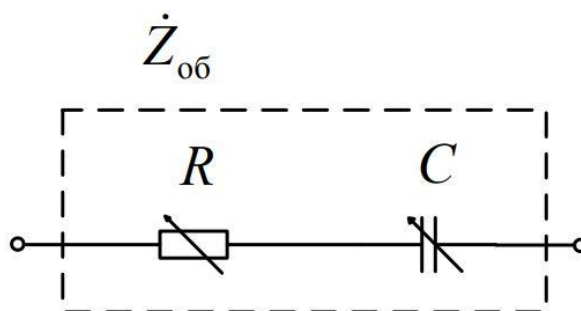


Рис.4.6 – Еквівалентна електрична схема живої тканини послідовного типу, використовувана в реографії

Вимірювальний міст із еквівалентною електричною схемою одного з плечей матиме вигляд, представлений на рисунку 4.7.

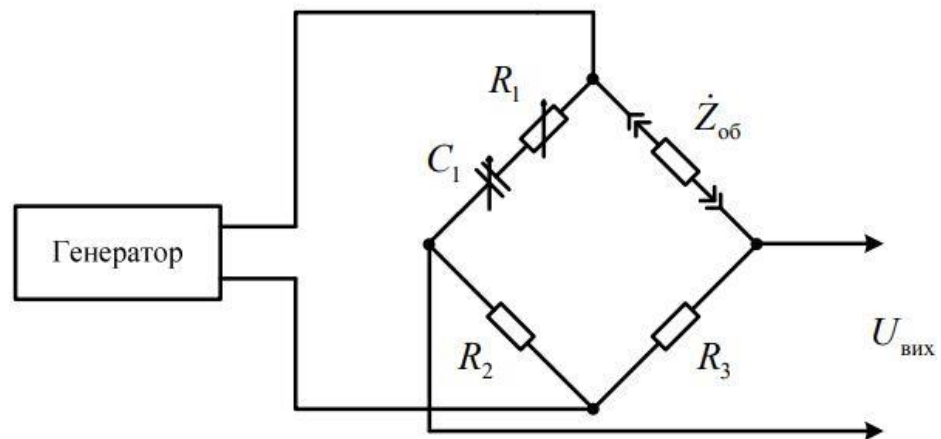


Рис. 4.7 – Вимірювальний міст

Точність вимірювання імпедансу, що зображений по вертикальній вісі реограми пов'язана з калібруванням реограми. Це впливає з методу порівняння з мірою: для того, щоб виміряти будь-яку величину, значення цієї величини потрібно порівняти з відомим значенням.

Метод калібрування реографа з мостовим перетворювачем полягає у підключенні еталонного резистора у те плече мосту, куди підключено імпеданс. Нижче (рис. 4.8) представлена схема з використанням калібрування.

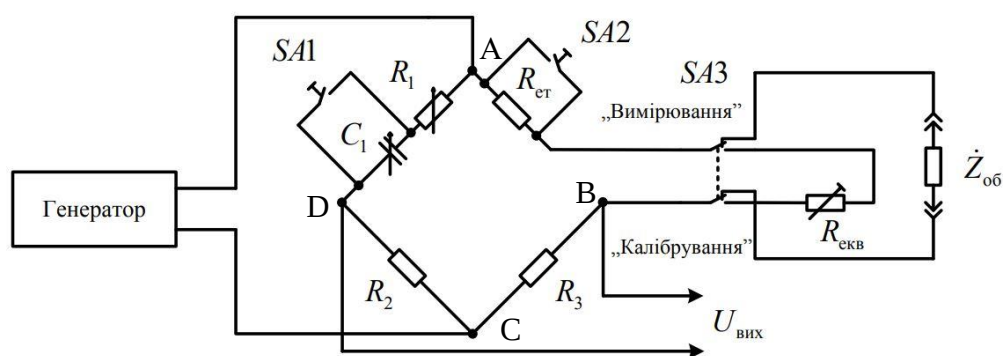


Рисунок 4.8 – Мостова схема з використанням калібрування

Порядок калібрування проходить так: відключають об'єкт (перемикач SA3 переводять у положення «Калібрування»), після чого балансують міст

резистором-еквівалентом $R_{\text{екв}}$. Після чого натискають кнопки SA1, SA2 – сигнал калібрування буде записано якраз на ділянці ізоляції.

Введемо позначення:

$\varphi_A, \varphi_B, \varphi_C, \varphi_D$ – потенціали точок A, B, C та D;

U_{AC} – напруга між точками A і C;

$$U_{AC} = \varphi_A - \varphi_C;$$

U_{DB} – напруга між точками B і D;

$$U_{DB} = \varphi_D - \varphi_B;$$

R_{ADC} – опір ділянки ADC;

$$R_{ADC} = R_1 + R_2;$$

R_{ABC} – опір ділянки ABC;

$$R_{ADC} = R_3 + R_x;$$

I_{ADC}, I_{ABC} – струми в ділянках ADC та ABC.

За законом Ома струми I_{ADC}, I_{ABC} дорівнюють [10]:

$$I_{ADC} = \frac{U_{AC}}{R_{ADC}} = \frac{U_{AC}}{R_1 + R_2};$$

$$I_{ABC} = \frac{U_{AC}}{R_{ABC}} = \frac{U_{AC}}{R_3 + R_x}.$$

За законом Ома напруги U на ділянках DC і BC дорівнюють:

$$U_{DC} = I_{ADC} \cdot R_2;$$

$$U_{BC} = I_{ABC} \cdot R_x.$$

Напруга між точками D і B дорівнює:

$$U_{DB} = \varphi_D - \varphi_B = (\varphi_C + I_{ADC} \cdot R1) - (\varphi_C + I_{ABC} \cdot Rx) = I_{ADC} \cdot R1 - I_{ABC} \cdot Rx$$

Підставивши вирази для струмів I_{ADC} та I_{ABC} , отримаємо:

$$U_{DB} = \frac{U_{AC}}{R1 + R2} \cdot R1 - \frac{U_{AC}}{Rx + R3} \cdot Rx. \quad (4.1)$$

Враховуючи, що для «збалансованого мосту» $U_{DB} = 0$, отримаємо:

$$0 = \frac{U_{AC}}{R1 + R2} \cdot R1 - \frac{U_{AC}}{Rx + R3} \cdot Rx;$$

$$\frac{U_{AC}}{R1 + R2} \cdot R1 = \frac{U_{AC}}{Rx + R3} \cdot Rx;$$

$$\frac{R1}{R1 + R2} = \frac{Rx}{Rx + R3};$$

$$R1 (Rx + R3) = Rx(R1 + R2);$$

$$R1Rx + R1R3 = RxR1 + RxR2;$$

$$R1R3 = RxR2 \text{ (рівняння рівноваги мосту).}$$

Виразивши Rx отримаємо:

$$Rx = \frac{R1R3}{R2}. \quad (4.2)$$

Повні опори плечей в даній схемі визначаються наступними рівностями:

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		43

$$Z_1 = R1 + \frac{1}{j\omega C} ;$$

$$Z_2 = R2 ;$$

$$Z_3 = R3 ;$$

$$Z_x = R_x = \frac{Z_1 Z_3}{Z_2} .$$

Оберемо конденсатор С1 ємністю 220 пФ і резистор R1 з опором 510 Ом та розрахуємо опір Z_1 :

$$|Z_1| = \sqrt{R1^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2} = \sqrt{510^2 + \left(\frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 220 \cdot 10^{-12}}\right)^2} = \dots$$

$$= 14477,61681 \text{ Ом} = 14,5 \text{ кОм}$$

Так, як плече AD – змінне і комплексний опір змінюється до балансу моста, то за рівнянням рівноваги

$$Z_1 = Z_2 = 14,5 \text{ кОм}.$$

Оберемо резистор R3 з опором 270 Ом для розрахунку опору Z_x .

Отже, за формулою (4.2)

$$Z_x = R_x = \frac{14,5 \text{ кОм} \cdot 270 \text{ Ом}}{14,5 \text{ кОм}} = 270 \text{ Ом}.$$

Далі виведемо міст з рівноваги та розрахуємо напругу на виході. Тоді,

$$Z_1 = 20 \text{ кОм}, Z_2 = 14,5 \text{ кОм}, Z_3 = 270 \text{ Ом}, Z_x = 270 \text{ Ом}.$$

Отже, за формулою (4.1):

$$U_{DB} = \frac{6\text{В}}{20000 \text{ Ом} + 14500 \text{ Ом}} \cdot 14500 \text{ Ом} - \frac{6\text{В}}{270 \text{ Ом} + 270 \text{ Ом}} \cdot 270 \text{ Ом} = \\ = 0,47826087 \approx 0,5 \text{ В}$$

Розрахуємо опір $R_{\text{екв}}$ для режиму калібрування. Для цього режиму

$$R_x = R_{\text{ет}} + R_{\text{екв}}, R_{\text{ет}} = 51 \text{ Ом}.$$

Отже,

$$R_{\text{екв}} = R_x - R_{\text{ет}} = 270 - 51 = 219 \text{ Ом}.$$

Оберемо резистор $R_{\text{ет}}$ номіналом $220 \text{ Ом} \pm 5\%$ (за рядом E24).

Таблиця 4.2 – Номінали елементів для вимірювального мосту

Назва елемента	Номінал
R1	510 Ом
R2	510 Ом
R3	270 Ом
$R_{\text{ет}}$	51 Ом
$R_{\text{екв}}$	220 Ом
C1	220 пФ

4.4 Інструментальний підсилювач

Інструментальний підсилювач широко використовується в різних вимірювальних приладах через свої корисні властивості [11].

На рис. 4.9 приведена схема інструментального підсилювача. Вона складається з 3-х операційних підсилювачів та семи резисторів.

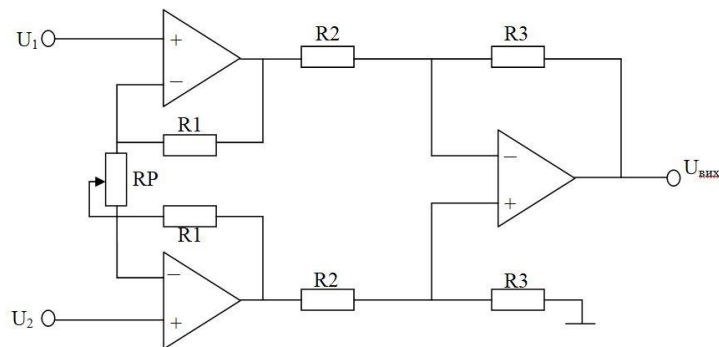


Рис.4.9 – Інструментальний підсилювач

Напруга на виході такого підсилювача [4]:

$$U_{\text{вих}} = (U_2 - U_1) \left(1 + \frac{2R1}{RP}\right) \cdot \frac{R3}{R2} = U_{\text{вх}} \left(1 + \frac{2R1}{RP}\right) \cdot \frac{R3}{R2}$$

Тоді маємо:

$$K_U = \left(1 + \frac{2R1}{RP}\right) \cdot \frac{R3}{R2}. \quad (4.3)$$

Оберемо $K_U = 9$, $R1 = 20 \text{ кОм}$, $R2 = 10 \text{ кОм}$, $R3 = 20 \text{ кОм}$.

Отже, за формулою (4.3):

$$R_P = \frac{2R_1}{\left(K_U \cdot \frac{R_2}{R_3}\right) - 1} = \frac{2 \cdot 20 \text{ кОм}}{\left(9 \cdot \frac{10 \text{ кОм}}{20 \text{ кОм}}\right) - 1} = 11,43 \text{ кОм.}$$

Оберемо резистор R_P з номіналом 12 кОм (у сторону збільшення за рядом Е24).

Тоді, напруга на виході інструментального підсилювача дорівнює:

$$U_{\text{вих}} = K_U \cdot U_{\text{вх}} = 9 \cdot 0,5 \text{ В} = 4,5 \text{ В.}$$

У якості операційного підсилювача оберемо мікросхему AD8221 з коефіцієнтом підсилення за напругою від 1 до 1000. Даний тип мікросхем має досить непогані параметри за невисоку ціну [14].

Таблиця 4.3 – Номінали елементів для операційного підсилювача

Назва елемента	Номінал
R1	20 кОм
R2	10 кОм
R3	20 кОм
RP	12 Ом

4.5 Смуговий фільтр (топологія Саллена-Кея)

Перевагою схеми Саллена-Кея (рис. 4.10) є можливість регулювання добротності фільтра шляхом зміни коефіцієнта підсилення операційного підсилювача без зміни центральної частоти смуги пропускання [12].

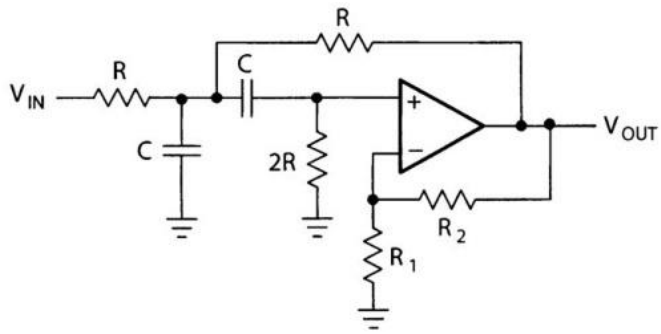


Рисунок 4.10 – Смуговий фільтр за топологією Саллена-Кея

Для розрахунку номіналів резисторів R для заданої частоти f_m і при вибраному значенні ємності $C = 330$ пФ використовується формула:

$$R = \frac{1}{2\pi f_m C}. \quad (4.4)$$

Тоді, за формулою (4.4):

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 330 \cdot 10^{-12}} = 9645,75413 \text{ Ом} \approx 10 \text{ кОм}.$$

Тоді резистор $2R$ дорівнює:

$$2R = 2 \cdot 10 \text{ кОм} = 20 \text{ кОм}.$$

Оберемо коефіцієнт підсилення $G = 2$. Тоді, добротність дорівнює:

$$Q = \frac{1}{3 - G}.$$

У якості операційного підсилювача використаємо мікросхему LM324AD.

Опір R_2 знайдемо за формулою:

$$R2 = \frac{2Q - 1}{Q} = \frac{2 \cdot 1 - 1}{1} = 1 \text{ Ом.}$$

Опір R1 знайдемо з формули:

$$G = 1 + \frac{R2}{R1} ;$$

$$\frac{R2}{R1} = G - 1;$$

$$R1 = \frac{R2}{G - 1} = \frac{1 \text{ Ом}}{2 - 1} = 1 \text{ Ом.}$$

Таблиця 4.4 – Номінали елементів для фільтра

Назва елемента	Номінал
R	10 кОм
2R	20 кОм
R1	1 Ом
R2	1 Ом
C	330 пФ

На рисунку 4.11 зображена електрична модель смугового фільтра.

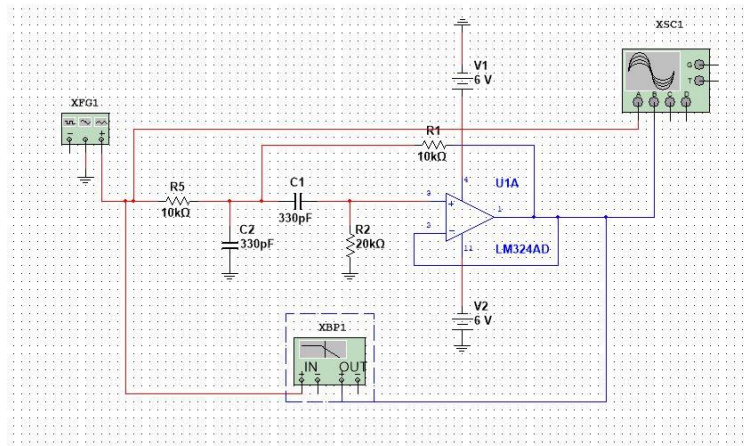


Рис. 4.11 – Електрична модель фільтра

На рисунку нижче показана АЧХ фільтра, яка доводить те, що фільтр є смуговим із частотою зрізу 50 кГц.

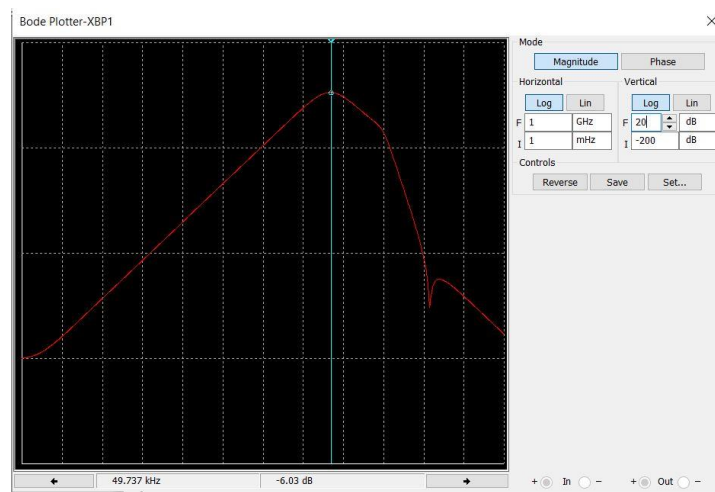


Рис. 4.12 – АЧХ фільтра

Кінцева електрична схема реографа наведена в додатку А.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

РОЗДІЛ 5

КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1 Загальна конструкція приладу

На рисунку 5.1. зображено загальний вигляд конструкції реографа.

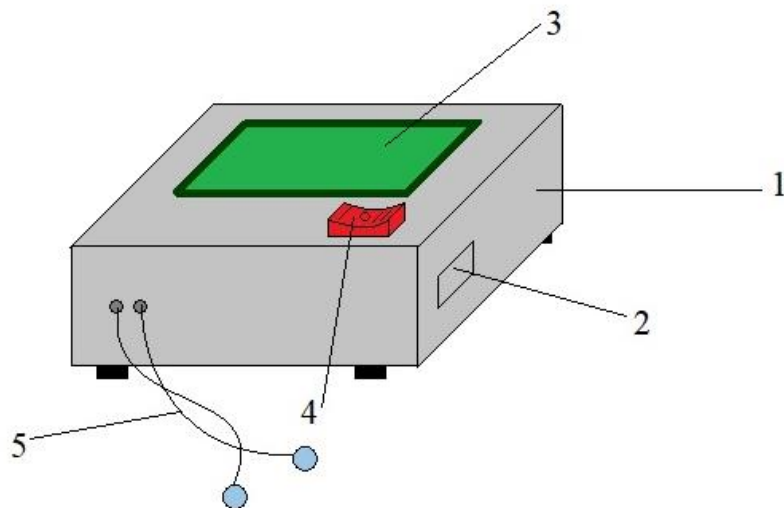


Рис. 5.1. – Загальний ескіз конструкції реографа

Цифрами на рисунку позначено:

- 1) корпус реографа;
- 2) відсік для батарейки;
- 3) реєстратор сигналу;
- 4) перемикач режимів типу ON-OFF-ON;
- 5) вимірювальні електроди.

Форму корпусу було вирішено обрати прямокутною для зручності переміщення.

5.2 Вибір матеріалів та розробка друкованої плати

Друковані плати (ДП) – це елементи конструкції, які складаються з плоских провідників, контактних площинок і металізованих отворів, розміщених на діелектричній основі та елементів електричного кола, що забезпечують з'єднання.

Вимоги до друкованих плат такі:

- висока точність розташування струмопровідного рисунка;
- велика величина опору діелектрика;
- висока механічна міцність;
- добра здатність до паяння, особливо після тривалого зберігання.

ДП зазвичай виготовляють прямокутної форми. Максимальний розмір плати може складати 500×500 мм. Габаритні розміри сторін друкованої плати слід обирати із співвідношення 1:1, 2:1, 3:1, 4:1, 3:2, 5:2. Максимальне співвідношення сторін плати не повинне перевищувати 3:1 [16].

Таблиця 5.1 – Лінійні розміри друкованих плат

Ширина, мм	Довжина, мм	Ширина, мм	Довжина, мм	Ширина, мм	Довжина, мм	Ширина, мм	Довжина, мм
20	30	60	90	100	120	140	150
	40		100		130		200
30	40		140	110	150	150	150
			160		170		170
40	60	75	75	120	120		180
45	75		90		140		160
	80		170		150	170	
50	60		80		130	120	
	80	140		170	180		
	100	90	90	180	170		200
	150		120	200			280
60	60	90	150	130	200	200	360
	80		170				

В залежності від числа нанесених друкованих провідникових шарів та матеріалу основи ДП поділяються на:

- одношарові;
- двошарові;
- багатошарові;
- гнучкі;
- провідні[15].

Таблиця 5.2 – Взаємозв'язок класу точності і максимального розміру друкованої плати

Конструкція друкованої плати	Максимальні розміри друкованої плати, мм			
	Клас точності			
	1	2	3	4
Одношарова	до 470×470	до 470×470	до 400×470	до 240×240
Двошарова	до 470×470	до 470×470	до 400×470	до 180×180
Багатошарова	до 470×470	до 400×400	до 240×240	до 180×180

При виготовленні друкованих плат вагоме значення має правильний і ретельний вибір використовуваного матеріалу в залежності від необхідних конструктивних, технологічних і експлуатаційних характеристик плат. Найбільш дешевими матеріалами із задовільною оброблюваністю і хорошими характеристиками в нормальних умовах є гетинакс. При підвищеній вологості і теплових впливах доцільно використовувати більш дорогий, але з кращими експлуатаційними характеристиками склотекстоліт. При високих температурних навантаженнях використовуються силіконові склопластики.

Таблиця 5.3 – Матеріали для виготовлення друкованих плат

Вид матеріалу	Марка матеріалу	Товщина		Тип плати	Призначення
		фольги, мкм	Матеріалу з фольгою, мм		
1	2	3	4	5	6
Фольгований гетинакс	ГФ-1-35 ГФ-2-35	35	1,5; 2,0; 2,5; 3,0 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	ОДП, ДДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц в негерметичній ЕА
Фольгований склотекстоліт	СФ-1(2)-35 СФ-1(2)-50	35 50	0,8; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	ОДП, ДДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Склотекстоліт нагрівостійкий	СФ-1Н(2Н)-50	50	0,8; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	ОДП, ДДП	Для термостійких ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц. Стійкість до нагріву +180°C протягом 100 год
Нефольгований склотекстоліт	СТЕК	-	1,0; 1,5	ДДП, виготовлені електрохімічним методом	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Матеріал для напівадитивної технології	СТПА	5	1,0; 1,5	ОДП, ДДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Склотекстоліт фольгований травний; одно- і двосторонній	СТФ-1(2)	35	0,13; 0,15; 0,20; 0,25; 0,35; 0,50; 0,80; 1,00; 1,50; 2,00; 2,50; 3,00	ДДП, БДП ГДП	Для багатошарових ДП, виготовлених методом металізації скрізних отворів і працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Склотекстоліт фольгований травний; одно- і двосторонній	ФТС-1-20А(20А0)	20	0,08; 0,15	БДП, ГДП	Для багатошарових ДП, виготовлених методом металізації скрізних отворів і працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
	ФТС-2-20А(20А0)	20	0,18; 0,27; 0,50		
	ФТС-1-35А(35А0)	35	0,10; 0,12; 0,19		
	ФТС-2-35А(35А0)	35	0,14; 0,23; 0,50		

Продовження таблиці 5.3

1	2	3	4	5	6
Діелектрик фольгований тонкий одно- і двосторонній	ДФМ-2	35	0,25; 0,35	ГДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Гнучкий фольгований діелектрик	ФДЛ ФДЛ ФДФ-3МС-1	35 50 20	0,06; 0,07; 0,10 0,08; 0,09; 0,12 0,12	ГДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Діелектрик фольгований, ламінат	GFN PND 39 FR-1, FR-2 FR-4 LamPlex	18; 35	0,08-0,5	ДДП, БДП	

Рисунок друкованої плати зображено на рисунках 5.2 і 5.3.

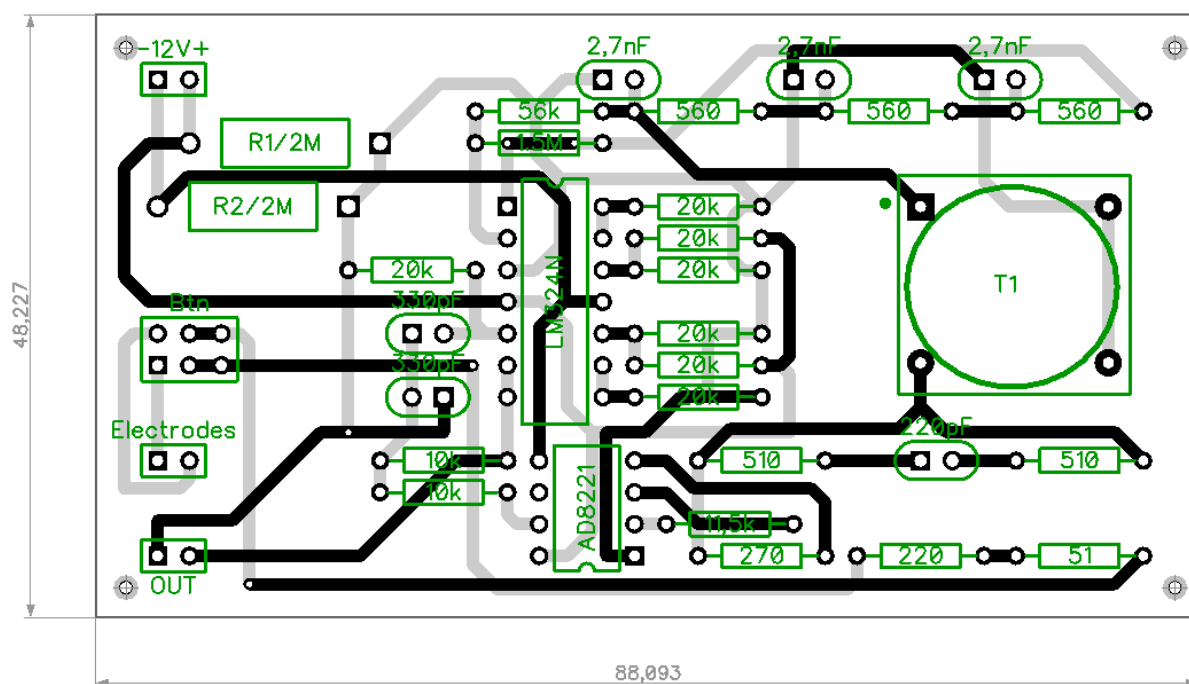


Рис. 5.2 – Друкована плата реографа (верхній шар)

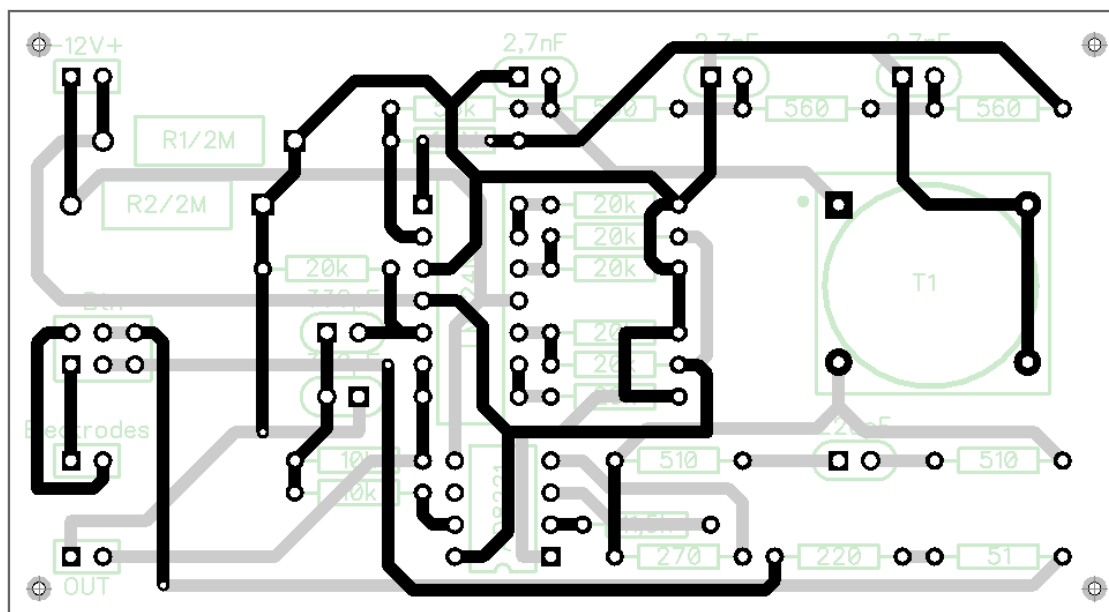


Рис 5.3 – Друкована плата реографа (нижній шар)

Друкована плата розроблена на основі електричної принципової схеми, що розміщена в додатку А. Розмір плати становить 88×48, плата – двостороння. У якості матеріалу друкованої плати було вирішено обрати склотекстоліт марки СТФ-2-50-1,5 (товщина фольги 50 мкм). Дана марка склотекстоліту має кращі характеристики ніж гетинакс та широко використовується для виготовлення двосторонніх друкованих плат з металізованими отворами.

5.3 Оцінка надійності приладу

Для того, щоб оцінити показник надійності реографа, скористаємось методикою розрахунку надійності, що описана в [17].

При розрахунку надійності використаємо найпростішу методику, згідно якої відмова хоча б одного з елементів схеми призводить до відмови всього пристрою. Вважаємо, що всі елементи схеми з'єднані послідовно без наявності систем резервування.

Для визначення інтенсивності відмов пристрою використаємо формулу (5.1):

$$\lambda_i = \lambda_{0i} K_1 K_2 K_3 K_4 \alpha_i(T, K_{Hi}), \quad (5.1)$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов i -го елемента;

K_1, K_2 – поправочні коефіцієнти в залежності від дії механічних факторів (удари та вібрації);

K_3 – поправочний коефіцієнт в залежності від дії температури та вологості;

K_4 – поправочний коефіцієнт в залежності від дії атмосферного тиску;

$\alpha_i(T, K_{Hi})$ – поправочний коефіцієнт в залежності від температури поверхні елемента (T) та коефіцієнта навантаження (K_{Hi}).

Таблиця 5.4 – Коефіцієнт впливу механічних дій

Умови експлуатації	Вібрація K_1	Удари K_2	Сумарна дія
Лабораторні	1,0	1,0	1,0
Стаціонарні (польові)	1,04	1,03	1,07
Корабельні	1,3	1,05	1,37
Автомобільні	1,35	1,08	1,46
Залізничні	1,4	1,1	1,54
Авіаційні	1,46	1,13	1,65

Таблиця 5.5 – Коефіцієнт впливу температури та вологості

Вологість, %	Температура, °C	Коефіцієнт K_3
60 – 70	20 – 40	1,0
90 – 98	20 – 25	2,0
90 – 98	30 – 40	2,5

Таблиця 5.6 – Коефіцієнт впливу атмосферного тиску

Тиск, кПа	Коефіцієнт K_4
0,1 – 1,3	1,45
1,3 – 2,4	1,4
2,4 – 4,4	1,36
4,4 – 12	1,35
12 – 24	1,3
24 – 32	1,25
32 – 42	1,2
42 – 50	1,16
50 – 65	1,14
65 – 80	1,1
80 – 100	1,0

Значення коефіцієнтів K_1 , K_2 , K_3 , K_4 є однаковими для всіх елементів, та складають:

$$K_1 = 1,0; K_2 = 1,0; K_3 = 1,0; K_4 = 1,0.$$

Результати розрахунку запишемо в таблицю 5.4.

Для розрахунку інтенсивності відмов системи використаємо формулу (5.2):

$$\Lambda = \sum_{i=1}^n \lambda_i = K_1 K_2 K_3 K_4 \sum_{i=1}^n \lambda_{0i} \alpha_i(T, K_{Hi}), \quad (5.2)$$

де n – загальна кількість елементів в системі.

За результатами розрахунків $\Lambda = 1,1698765 \cdot 10^{-6}$ 1/год.

Розрахуємо середній час напрацювання до відмови системи:

$$T = \frac{1}{\Lambda} = \frac{1}{1,1698765 \cdot 10^{-6}} = 854791 \text{ год}$$

Таблиця 5.7 – Результати розрахунків

Елементи	К-сть, N	$\lambda_{0i} \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	K_{Hi}	$\alpha_i(T, K_{Hi})$	$\lambda_i \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$	$\alpha_i \cdot N \cdot \lambda_i \cdot 10^{-6}, \frac{1}{\text{год}}$
Резистори постійні	21	0,008	0,5	0,66	0,00264	0,05544
Конденсатори керамічні	6	0,03	0,5	0,66	0,0099	0,0594
Трансформатори	1	0,8	1	0,95	0,76	0,76
Аналогові мікросхеми	2	0,4	0,5	0,71	0,142	0,284
Перемикачі	1	0,005	–	–	0,005	0,005
Пайка	88	0,0001	0,8	0,85	0,000068	0,005984
Плата	1	0,0001	0,7	0,75	0,0000525	0,0000525
Разом	–					1,1698765

Імовірність безвідмовної роботи системи під час напруження $t_p=10$ тис.год. Оскільки в році 8760 год, безвідмовна робота приладу протягом 10 тис. год вказує на те, що розробник може гарантувати роботу приладу терміном 1 рік.

Тоді ймовірність безвідмовної роботи при напруженні $t_p = 10000$ год становить:

$$P(t) = \exp\left(-\sum_{i=1}^n \lambda_i t_p\right) = \exp(-1,1698765 \cdot 10^{-6} \cdot 10000) \approx 0,99$$

або 99 %.

За результатами розрахунків сумарна інтенсивність відмов склала 1,1698765 1/год, середній час напрацювання до відмови – 854791 год, імовірність безвідмовної роботи при напрацюванні $t_p=10$ тис. год – 99 %. Отже, надійність дуже висока.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		60

ВИСНОВКИ

У рамках даної роботи було розроблено реограф з мостовим перетворювачем.

Було проведено аналіз сучасних апаратних рішень та розроблено технічне завдання.

Було розроблено структурну схему приладу та описано її частини. На основі структурної схеми було розраховано основні блоки електричної схеми, серед яких генератор сигналу, вимірювальний міст, підсилювач та фільтр. До схеми було додано калібрування пристрою еталонним опором 51 Ом.

Для вимірювання опору було використано мостовий перетворювач, у якості операційного підсилювача було обрано мікросхему AD8221, для фільтрації сигналу – смуговий фільтр.

Напруга на виході реографа становить 9 В, робоча частота реографа дорівнює 50 кГц.

Було розроблено ескіз конструкції та друковану плату реографа. Розмір плати становить 88×48, плата – двостороння. У якості матеріалу друкованої плати було вирішено обрати склотекстоліт марки СТФ-2-50-1,5 (товщина фольги 50 мкм).

Проведено оцінку надійності приладу. Результати розрахунків показали, що сумарна інтенсивність відмов склала 1,1698765 1/год, середній час напрацювання до відмови – 854791 год, імовірність безвідмовної роботи при напрацюванні $t_p=10000$ год – 99 %.

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

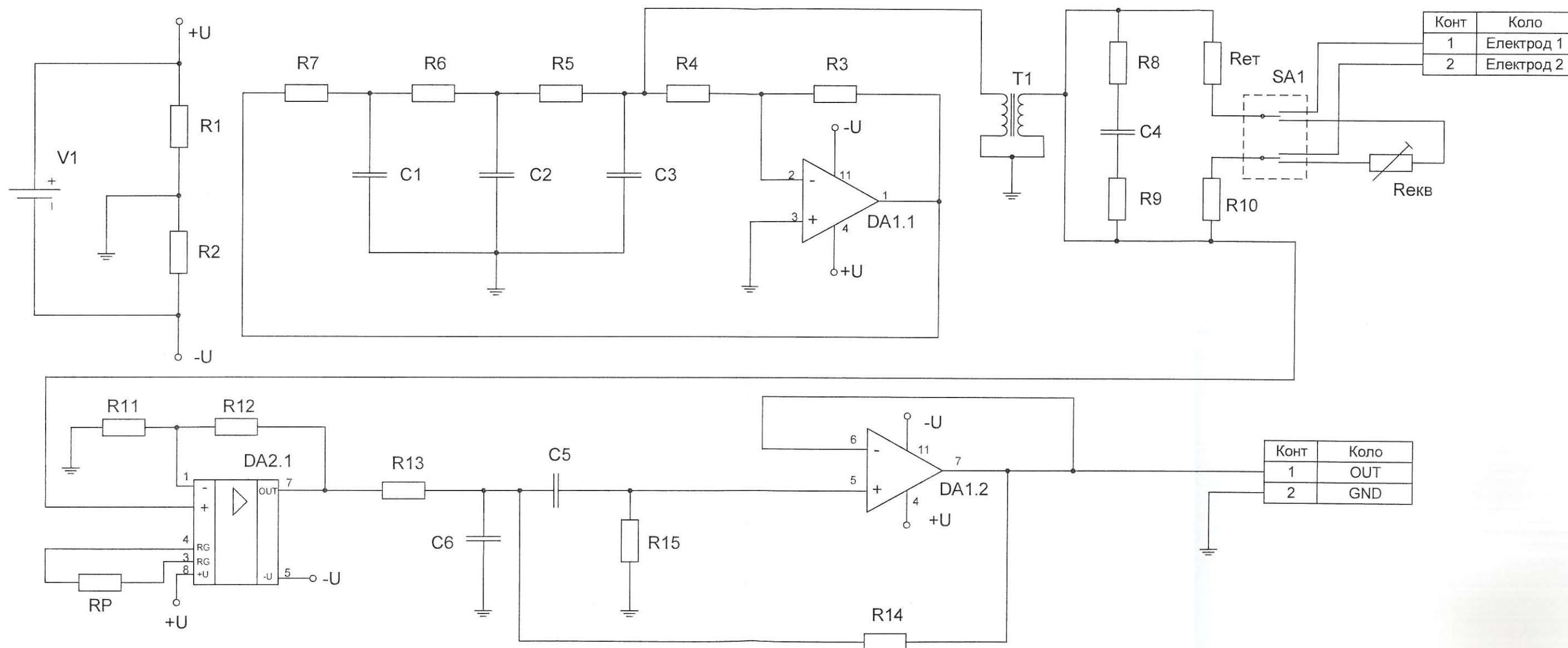
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі // Вісник Хмельницького національного університету. – 2013 – №1 – С.183-186
2. Електронний ресурс: <https://noilluk.netlify.app/metodi-diagnostiki12/reografiya-sudin-met4476>
3. Д.І.Остафійчук, А.О.Караняга, І.С.Полікарпова. Клінічні методи дослідження серцево-судинної діяльності (огляд літератури) // Клінічна та експериментальна патологія. – 2020 – №2(72) – С.85-90
4. Капаціла Р.І. Застосування фотоплетизмографії для зчитування кардіологічних показників людини // Матеріали Міжнародної науково-технічної конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій». – 2018 – С.200-201
5. Літнарівич Р.М. Біофізика. Медична фізика, теоретична і прикладна фізика [Електронний ресурс] / Міжнародний економіко-гуманітарний університет імені академіка Степана Дем'янчука. – Режим доступу: https://essuir.sumdu.edu.ua/bitstream-download/123456789/17160/1/Біофізика%20.%20Медична%20фізика.%20Теоретична%20і%20прикладна%20біофізика%20Ч.1_copy.pdf
6. Bharath GA , Trinetra M.M., Mayur H., Pavithra K., S. Hema Priyadarshini. A review on different blood pressure measuring methods // Journal of Engineering Sciences. – 2020 – № 6 – С.298-300
7. Paul Davidovits. Physics in Biology and Medicine, Third Edition (Complementary Science). –2008
8. Електронний ресурс: http://www.institut-filatova.com.ua/novosti/novosti_kliniki/720-reoophthalmography.html

					ІББІ.480006.006 – ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		62

9. Електронний ресурс: <https://foramed.com.ua/uk/funkcionalna-diagnostika/reografiya.html>
10. Вимірювальний міст [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Міст_вимірювальний
11. Інструментальний підсилювач [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://studfile.net/preview/9469684/page:12/>
12. R.Mancini. Op Amps For Everyone. – D.: Texas Instruments, 2002. – 464 с.
13. Datasheet for the LM324AD [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm324a.pdf>
14. Datasheet for the AD8221 [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8221.pdf>
15. Петрукович Д.Є. Проектування та конструювання засобів вимірювальної техніки [Електронний ресурс] / Харківський національний автомобільно-дорожній університет. – Режим доступу: https://dl.khadi.kharkov.ua/pluginfile.php/166325/mod_resource/content/1/КОНСПЕКТ%20ЛЕКЦІЙ%20ПтКЗВ%20р.3%20С4.pdf
16. Яцюк Л.А., Косогін О.В., Ущаповський Д.Ю., Лінючева О.В., Фатєєв Ю.Ф. Технологія нанесення неметалевих покриттів та виробництво плат друкованого монтажу [Електронний ресурс] / Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». – Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/24954/1/TNNPtaVPDM.pdf>
17. Залужний Г.М. Надійність технічних систем [Текст]: навч. посібник / Г.М. Залужний. – Ж.: ЖІТІ, 2000. – 460 с.
18. Осердя TP4A-T14/9/5-C. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://voron.ua/catalog/023943--serdechnik-tp4a-t1495-c>

Додатки



					ІББІ.480006.006-Е3					
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Додаток Б. Розробка реографа з мостовим перетворювачем. Схема електрична принципова			Літера	Маса	Масштаб
Розроб.	Терех			20.06.2022						
Перев.	Коломієць			20.06.2022						
Т.контр.	Коломієць			20.06.2022						
								Аркуш 65	Аркушів 66	
Н.контр.								Державний університет „Житомирська політехніка”		
Затв.	Нікітчук			20.06.2022				ар.БІ-21, ФІКТ		

Познач.	Назва	Кіл.	Примітки
<i>Конденсатори</i>			
C1, C2, C3	CT4 330pF ±10% 50V X7R	3	
C4	CT4 220pF ±10% 50V X7R	1	
C5, C6	CT4 2.7nF ±10% 50V X7R	2	
<i>Резистори</i>			
R1, R2	C2-23-1MOM ±5% - 2 Вт	2	
R3	C2-23-1,5 MOM ±5% - 0,25 Вт	1	
R4	C2-23-56 кОМ ±5% - 1 Вт	1	
R5, R6, R7	C2-23-560 Ом ±5% - 2 Вт	3	
R8, R9	C2-23-510 Ом ±5% - 0,5 Вт	2	
R10	C2-23-270 Ом ±5% - 0,5 Вт	1	
R11, R12, R13, R14	C2-23-10 кОМ ±5% - 0,125 Вт	4	
R15	270 Ом C2-23-20 кОМ ±5% - 0,125 Вт	1	
R _{екв}	220 Ом ± C2-23-220 Ом ±5% - 0,125 Вт	1	
R _{ет}	C2-23-51 Ом ±5% - 0,125 Вт	1	
RP	C2-23-12 кОМ ±5% - 0,125 Вт	1	
<i>Мікросхеми</i>			
DA1	LM324N	1	
DA2	AD8221	1	
<i>Трансформатор</i>			
T1	TP4A-T14/9/5-C	1	10:90
<i>Перемикач</i>			
SA1	KCD4 ON-OFF-ON	1	
ІББІ.480006.006 – ПЕ			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис
Розроб.	Терех К.С.	20.06.22	
Перевір.	Коломієць	20.06.22	
Реценз.	Коренівська	20.06.22	
Н. Контр.			
Затверд.	Нікітчук Т.М.	20.06.22	
Додаток Б		Лім.	Аркуш
Перелік елементів			66
		Аркуші	66
		Державний університет «Житомирська політехніка», ФІКТ. зр. БІ-21	