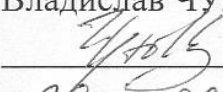


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

«Допущено до захисту»

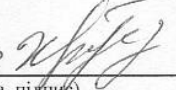
В.о. завідувача кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
Владислав ЧУХОВ


« 20 » 06 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

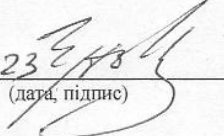
на тему: Розробка диференціатора реографа
за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»

Виконавець роботи
студент 4 курсу, гр.БІ-19-1

12.06.23 
(дата, підпис)

Хробуст Ю.О.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

12.06.23 
(дата, підпис)

Чухов В.В.

Житомир
2023

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему Розробка диференціатора реографа

Виконала: студентка 4 курсу, групи БІ-19-1
спеціальності
163 «Біомедична інженерія»

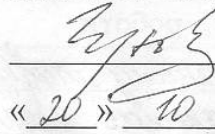
Хробуст Ю. О.

Керівник Чухов В. В.

Рецензент Коренівська О. Л.

Житомир
2023

В.о. завідувача кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях

 Владислав ЧУХОВ
« 20 » 10 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента Хробуса Нікі Олександрівна
Тема роботи Робота диференціатора розрада

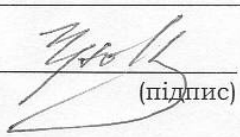
Затверджена Наказом університету від «12» 10 2022 р. № 460 а/с

Термін здачі студентом завершеної роботи 12.06.2023р

Вихідні дані роботи модельованню двох (триох) сажених рішень
аналогових диференціаторів розрада для подальшого
випробування (симуляції) навчально-дослідницького курсу
кафедри комп'ютерних технологій у медицині та теле-
комунікаціях) лабораторного шабелу для дослідження
«Основи побудови та застосування біомедичної аналізури».
Синтез роботи частоти диференціатора 0,1... 40 Гц, асинх-
низа вхідного сигналу диференціатора 0,4... 1 ВТ.

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

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв

Керівник  (підпис)

Календарний план

[illegible]

Студент

Студент Хроуст Ю.О
(підпис)

(підпис)

Керівник

Керівник
Чухов. В. В.
(підпис)

(підпис)

Реферат

Пояснювальна записка: 41 с., 36 рисунків, 1 таблиця, 2 додатки, 8 джерел за переліком посилань.

Об'єктом дослідження є процес диференціювання електричного сигналу (коливання).

Предметом дослідження є аналоговий диференціатор.

У роботі розроблено диференціатор на операційному підсилювачі. Проведено моделювання його схемних рішень, а також досліджено експериментальний зразок, зокрема виміряно його амплітудно-частотну характеристику. Упор при цьому зроблено на точність диференціювання, порівняно з диференціатором на ідеальному операційному підсилювачі. Експериментально отримане значення точності диференціювання у смузі 0,1 ... 40 Гц частот не перевищує 10 %, що цілком прийнятно для диференціаторів таких частот. Також підтверджено дієвість завадозахисту за наявності у схемі відповідного конденсатора. Смуга робочих частот пристрою становить від 0,1 Гц до 40 Гц.

Зміст

Вступ.....	7
1 Аналітичний огляд літературних джерел.....	8
1.1 Реографія, її можливості.....	8
1.2 Диференціатори на операційних підсилювачах.....	11
2 Технічне завдання.....	14
3 Розробка структурної схеми диференціатора.....	15
4 Розробка принципової схеми диференціатора.....	17
4.1 Розробка принципової схеми диференціатора та його моделювання.....	17
4.2 Експериментальна частина.....	28
5 Конструкторська частина.....	37
Висновки.....	38
Перелік посилань.....	39
Додаток А.....	40
Додаток Б.....	41

					ІКБІ.480002.846-ПЗ						
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата							
Розроб.		Хробуст Ю.О.			Розробка диференціатора реографа. Пояснювальна записка			Літ.	Арк.	Аркушів	
Перевір.		Чухов В. В.								6	
Реценз.		Коломісць Р. О.						Державний університет «Житомирська політехніка» гр. БІ-19-1			
Н. Контр.											
Затверд.		Чухов В. В.									

Вступ

Роботу присвячено розробці диференціатора реографа. У профільній літературі присвячено чимало уваги диференціаторам як на пасивних, так і на активних елементах, зокрема частотних фільтрах. До переваг атенюаторів на активних елементах можна віднести більше різноманіття схемних рішень з кращою точністю диференціювання. Розглянуті схемні рішення проаналізовано з точки можливостей застосування у рамках задачі диференціювання реограм, проведено моделювання їхніх амплітудно-частотних характеристик, проведено серію натурних експериментів для ключового схемного рішення.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Реографія, її можливості

Реографія (реоплетизмографія) – це графічна реєстрація зміни опору живих тканин або органів в електричному колі, обумовленої як пульсовими (у першому випадку), так і повільними (у другому випадку) коливаннями їх кровонаповнення.

Фізична суть цих методів полягає у тому, що зміна імпедансу ділянок живої тканини або органів між електродами вимірювальної схеми, яка (зміна імпедансу) спричиняється коливаннями їхнього кровонаповнення, перетворюється у зміну напруги на виході вимірювального перетворювача, яка потім підсилюється, детектується та реєструється.

Діяльність системи кровообігу характеризують двома видами процесів:

- пульсові, порівняно швидкі динамічні зміни, які виникають у кровоносних судинах, мають періодичний характер та спричинені роботою серця, значним зменшенням грудного тиску у момент вдихання;

- повільні динамічні зміни, які відбуваються у системі кровообігу, та полягають у зміні артеріального тиску, спричиненого дією різних фізіологічних факторів дихання, тону судин (розширення або звуження деяких ділянок тіла), вплив температури тощо. Основна особливість цих процесів полягає у тому, що деякі з них мають неперіодичний характер та певну невизначеність часу протікання.

Методом реографії досліджують об'ємні зміни кровонаповнення судин, пов'язані з пульсовою діяльністю серця [1 – 3].

Методом реоплетизмографії досліджують відносно повільні зміни органу або ділянки тіла, пов'язані з коливаннями кровонаповнення у результаті зміни тону судин або ускладнення відтоку крові, а також під впливом дихання [1 – 3].

У діагностичному плані реографія дозволяє оцінити з достатньою мірою точності:

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– прохідність великих (магістральних) артерій; об'ємне пульсове кровонаповнення досліджуваного органу, тонус та еластичність артерій різного калібру; стан венозного відтоку;

– за наявності оклюзії (закупорки) артерій її рівень та поширеність, а також диференціювати органічні зміни судин від функціональних.

Неінвазивність реографії надає широкі можливості для виконання функціональних проб, діагностики захворювань та динамічного спостереження за їх перебігом та лікувальним процесом.

У загальному випадку реографи вимірюють та реєструють:

- 1) імпеданс об'єкта $\dot{Z}$, Ом;
- 2) зміну імпедансу об'єкта $\Delta\dot{Z}$, Ом;
- 3) швидкість зміни імпедансу об'єкта $d(\Delta\dot{Z})/dt$, Ом/с;
- 4) активну складову імпедансу об'єкта R Ом;
- 5) зміну активної складової імпедансу об'єкта ΔR , Ом;
- 6) швидкість зміни активної складової імпедансу об'єкта $d(\Delta R)/dt$, Ом/с;
- 7) реактивну складову імпедансу об'єкта X_C , Ом;
- 8) зміну реактивної складової імпедансу об'єкта ΔX_C , Ом/с.

Аналіз реограм проводиться за оцінкою їхніх амплітудних та часових показників. У кожній реографічній хвилі виділяють початок, вершину і кінець, а також висхідну (анакротичну) і низхідну (катакротичну) частини (рисунок 1.1). На низхідній частині зазвичай спостерігаються 1-2 додаткові хвилі. До зовнішніх показників відносяться регулярність, форма, вираженість та розташування додаткових хвиль. Амплітуда систолічної хвилі відбиває пульсовий приріст обсягу крові, інтенсивність артеріального кровонаповнення.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

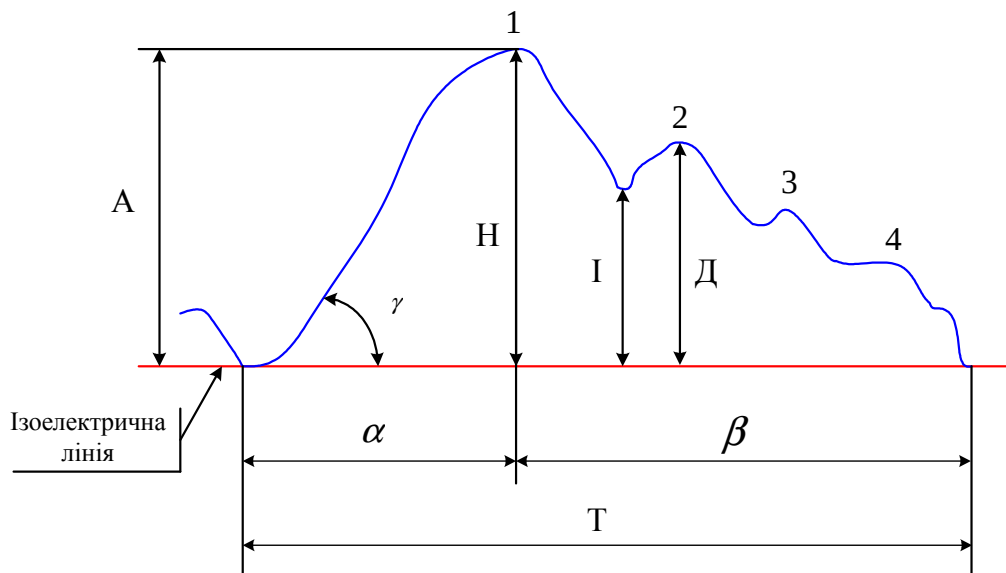


Рисунок 1.1 – Типова реограма передпліччя

Вершина реограми відповідає моменту, коли приплив крові дорівнює відтоку, тобто швидкість кровонаповнення дорівнює нулю. Низхідна частина реограми полого і характеризує венозний відтік. На катакروتі може бути кілька додаткових хвиль, але одна з них є найбільшою і відповідає діастолічній хвилі периферичної сфігмограми. Систолічному підйому може передувати пресистолічна хвиля (її пов'язують із скороченням передсердь), яка може мати різний вигляд.

Реограма у нормі досить регулярна. Зміни регулярності залежать від порушення ритму серцевих скорочень або дихання. Регулярність реографічних хвиль суттєво змінюється при деяких видах патології, наприклад, при вираженій судинній дистонії. Форма реографічних хвиль залежить, головним чином, від стану судинної стінки. При її патологічних змінах змінюється конфігурація окремих частин, вершини реографічної хвилі, кута нахилу висхідної частини, виразності та місцезнаходження додаткових хвиль.

Характерні зміни форми реограми спостерігаються за патології венозної системи. Для об'єктивної оцінки стану венозного кровообігу використовують метод поділу реограм на артеріальні та венозні компоненти з використанням екстремальних точок кривої та їх зіставленням із тангенсом кута нахилу цієї кривої (тобто з першою похідною).

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Перша похідна реограми дозволяє отримати інформацію про тонус судин та скорочуваність міокарду. За формою такої кривої можна розрахувати максимальну швидкість (швидкого та редукованого) наповнення, що є додатковим показником тонусу судин.

Також за формою кривої першої похідної реограми можна оцінити:

- швидкість кровотоку;
- еластичність стінок судин та її зміни при патології;
- адаптаційну здатність судинної системи на досліджуваній ділянці;
- розтягувальну здатність стінки судини при систолічному притокові крові та її амортизаційну 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. Таким чином, потреба у диференціаторі у складі реографа має чітке підґрунтя.

1.2 Диференціатори на операційних підсилювачах

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

$$u_{\text{вих}}(t) = k \frac{du_{\text{вх}}(t)}{dt}, \quad (1.1)$$

де k – коефіцієнт пропорційності.

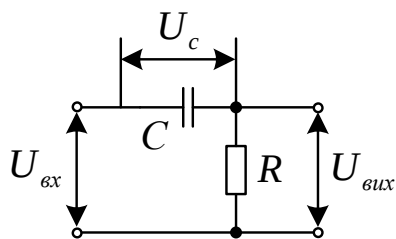
Найпростіший диференціатор на RC-ланці (рисунок 1.2, а) аналогічний до інтегруючої RC-ланки з тією лише різницею, що вихідну напругу знімають не з конденсатора, а з активного опору.

Напруга на її виході:

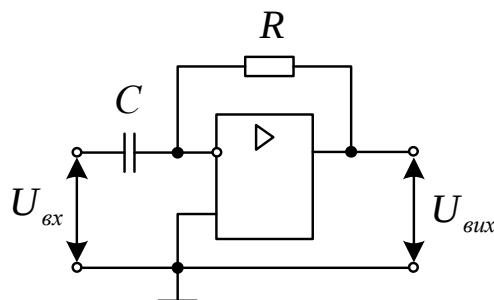
$$u_{\text{вих}}(t) = RC \frac{du_c}{dt}, \quad (1.2)$$

де $u_c = u_{\text{вх}} - u_{\text{вих}}$ – напруга на конденсаторі.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



а)



б)

Рисунок 1.2 – RC-ланка як диференціатор (а) та диференціатор на операційному підсилювачі (б)

Тому

$$u_{вих}(t) = RC \left(\frac{du_{вх}}{dt} - \frac{du_{вих}}{dt} \right). \quad (1.3)$$

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

$$u_{вих}(t) \approx RC \frac{du_{вх}}{dt}, \quad (1.4)$$

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 [4 - 6] 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

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

частково усунути шляхом використання операційного підсилювача (ОП) (рисунок 1.2, б).

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

$$K(p) = -p\tau = -pRC. \quad (1.5)$$

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.

Висновки

На практиці є чимала кількість схемних рішень аналогових диференціаторів. Застосування ОП у таких пристроях полегшує розв'язання задачі диференціювання вхідного сигналу.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2 ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

2.1 Призначення та мета створення пристрою

Пристрій призначений для диференціювання реограм. Метою є розробка та моделювання щонайменше двох схемних рішень аналогових диференціаторів реографів, для майбутнього виготовлення силами навчально-допоміжного персоналу профільної кафедри лабораторного макету для дисципліни «Основи побудови та застосування біомедичної апаратури».

2.2 Технічні характеристики

Діапазон значень вхідної напруги диференціатора 0,4...1 В.

Смуга робочих частот – від 0,1 Гц до 40 Гц.

Живлення диференціатора – двополярна напруга ± 15 В, подається зовні.

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

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ АТЕНЮАТОРА

За результатами аналізу літературних джерел, завдання кваліфікаційної роботи, сформувавши технічне завдання на розробку, можемо перейти до розробки структурної схеми диференціатора для заданого лабораторного практикуму.

На підставі вимог, які ставляться до об'єкта розробки, візьмемо за основу диференціатор на ОП (рисунок 1.2, б).

Ще одним недоліком цієї схеми, крім розглянутого раніше, є 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 3.1, де послідовно з ємністю C_1 включено невеликий опір R_1 [4, 6].

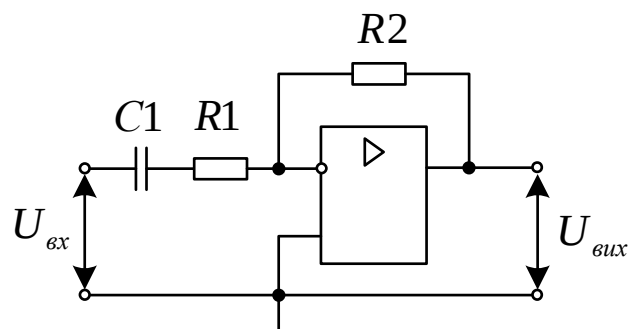


Рисунок 3.1 – Диференціатор на операційному підсилювачі з покращеними стійкістю та заводозахищеністю

Передатна функція (в операторній формі) такої схеми має вигляд:

$$K(p) = -\frac{p\tau_1}{1 + p\tau_2}. \quad (3.1)$$

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 .

Це буде одна зі схем для досліджень.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Іншим підходом для побудови диференціаторів є використання частотних фільтрів, де диференціювання відбуватиметься на відповідній ділянці амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) фільтра. Це, у першу чергу, використання смугового фільтра та робота на ділянці, яка відповідає його ФВЧ ділянці. Таку схему називають модифікованим диференціатором [6], її показано на рисунку 3.2.

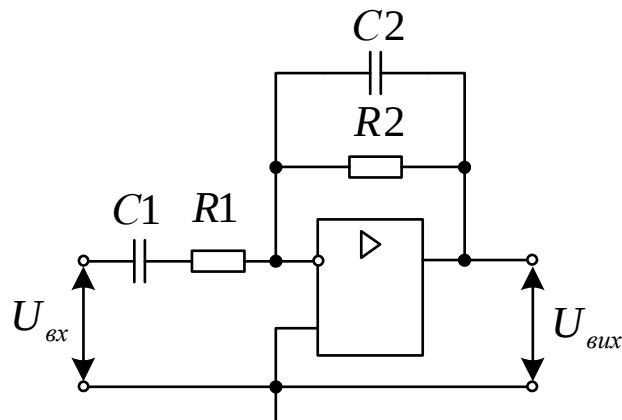


Рисунок 3.2 – Модифікований диференціатор

Ця схема диференціює вхідний сигнал до частоти $\omega_1 = 1/(R_1 C_1)$, виконує функцію підсилювача у смузі частот від $\omega_1 = 1/(R_1 C_1)$ до $\omega_2 = 1/(R_2 C_2)$ та є інтегратором для частот, більших за $\omega_2 = 1/(R_2 C_2)$ (рисунок 3.3).

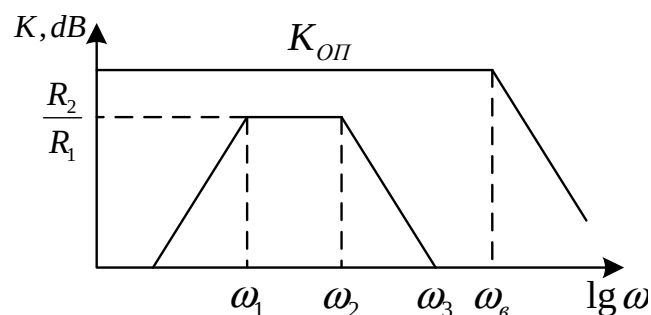


Рисунок 3.3 – АЧХ модифікованого диференціатора

На цих двох схемах і зупинимо свій вибір, та візьмемо їх для подальших розрахунків.

4 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ДИФЕРЕНЦІАТОРА

4.1 Розробка принципової схеми диференціатора та його моделювання

За технічним завданням верхня робоча частота диференціатора має становити $\omega_{\max} = 40$ Гц. Оскільки у подальшому одна з практичних задач цього лабораторного практикуму буде з'ясування точнісних можливостей цих диференціаторів, то врахуємо цю вимогу вже зараз.

Відомо, що під точністю диференціювання ΔK розуміють різницю між АЧХ ідеального та реального диференціаторів (рисунок 4.1).

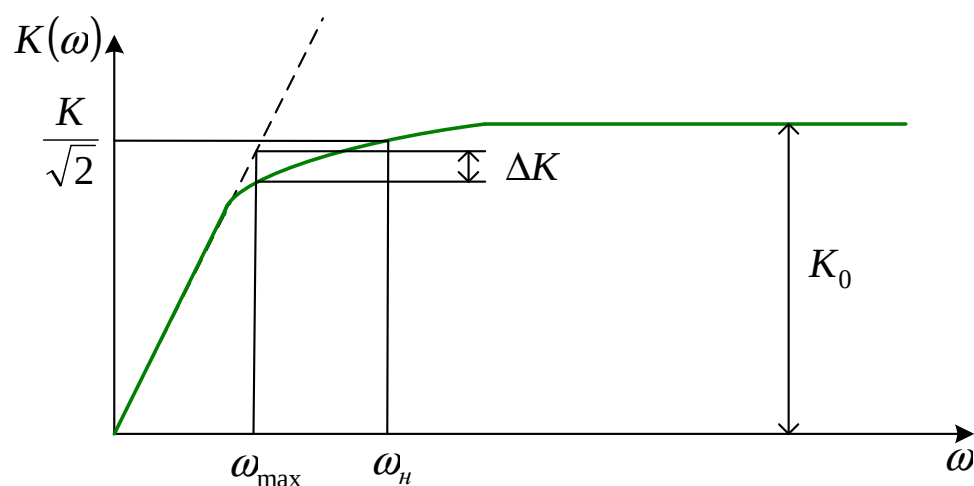


Рисунок 4.1 – До питання точності диференціювання

В ідеальному випадку АЧХ (за лінійних масштабів по осях) має бути прямою, яка розпочинається у початку координат та йде у нескінченність. Проте реальні схеми побудовано на ОП з кінцевим підсиленням. Це спричинить асимптотичне наближення реальної характеристики до рівня K_0 . Чим менший K_0 , тим на більш низьких частотах це матиме місце і тим більшою буде похибка диференціювання. Спадання реальної характеристики визначає значення $\tau = 1/\omega_n$. Тому щоб максимально зменшити похибку диференціювання потрібно виконати умову

$$\omega_{\max} \ll \omega_n. \quad (4.1)$$

За вибраного τ ця нерівність виконується тим краще, чим більший K_0 .

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для подальшого моделювання дещо пом'якшимо умову (4.1), що похибка диференціювання була помітною. І тому в якості значення ω_n візьмемо значення $2\pi \cdot 160$ рад/с.

Оберемо тепер модель ОП під вимоги ТЗ. З ОП широкого використання цим вимогам цілком задовольняє операційний підсилювач LM324 [7, 8], який здатен працювати як від однополярного (від 3 В до 30 В) живлення, так і від двополярного живлення з межами від $\pm 1,5$ В до ± 15 В; має частоту одиничного підсилення 1 МГц, також має внутрішню частотну корекцію та великий діапазон вихідної напруги – від 0 В до $V_c - 1,5$ В_{пост. струму}, де V_c – напруга живлення даного операційного підсилювача [7, 8].

Функціональне призначення виводів LM324 показано на рисунку 4.2.

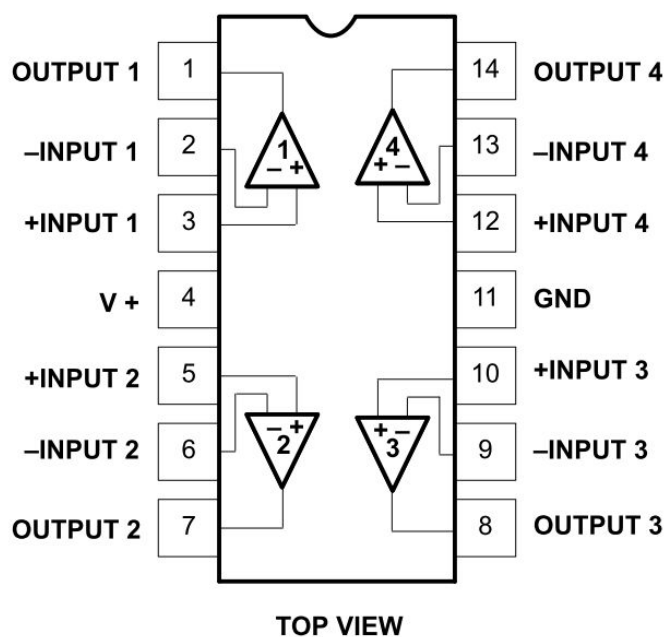


Рисунок 4.2 – Функціональне призначення виводів LM324

Рекомендоване виробником LM324 номінальне значення опору у колах зворотного зв'язку має бути не більше, ніж 100 кОм. З урахуванням цього, та коментарів до виразу (3.1), можемо обрати сталу часу та номінали елементів у схемі диференціатора на ОП (рисунок 4.3).

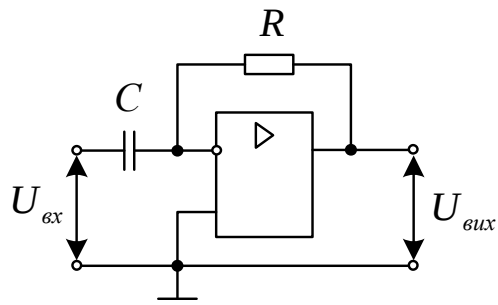


Рисунок 4.3 – Диференціатора на ОП

Тоді $R=100\text{ кОм}$ і:

$$\begin{aligned}\tau &= 1/\omega_n = 1/(2 \cdot \pi \cdot 160\text{ Гц}) = 3,979\text{ мс} \approx 4\text{ мс}; \\ \tau &= RC \Rightarrow C = \tau/R = 4\text{ мс}/100\text{ кОм} = 0,04\text{ мкФ}.\end{aligned}\tag{4.1}$$

АЧХ такого диференціатора на ідеальному ОП показано на рисунку 4.4

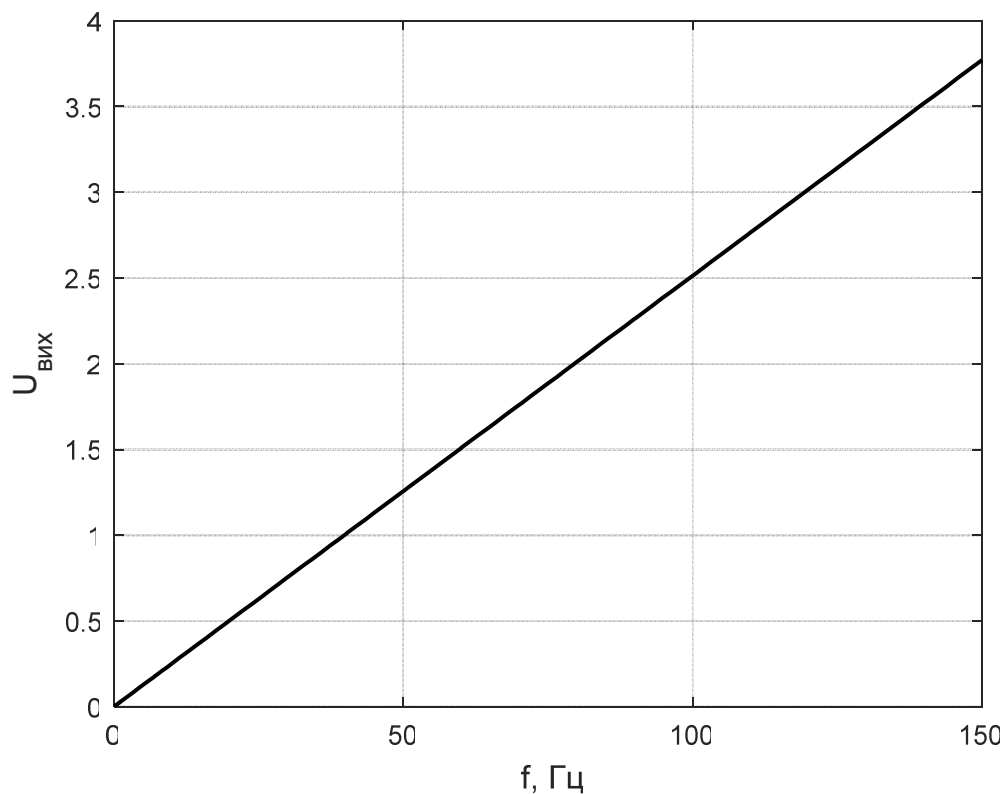


Рисунок 4.4 – Диференціатор на ідеальному ОП

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розглянемо тепер диференціатор на операційному підсилювачі з покращеними стійкістю та завадозахищеністю (рисунок 4.5), назвемо його умовно «покращений диференціатор».

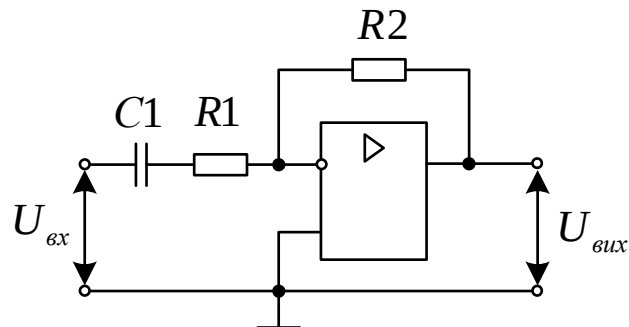


Рисунок 4.5 – Диференціатор на операційному підсилювачі з покращеними стійкістю та завадозахищеністю

Його передатна функція (див. вираз (3.1)):

$$K(p) = -\frac{p\tau_1}{1 + p\tau_2}. \quad (4.2)$$

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

Оскільки у нас $R_2 = 100 \text{ кОм}$, тоді нехай $R_1 = 1 \text{ кОм}$, а ємність конденсатора нехай $C = 1 \text{ мкФ}$. АЧХ такого диференціатора за цих значень номіналів його елементів показано на рисунку 4.6, а збільшену частину цієї ж АЧХ показано на рисунку 4.7.

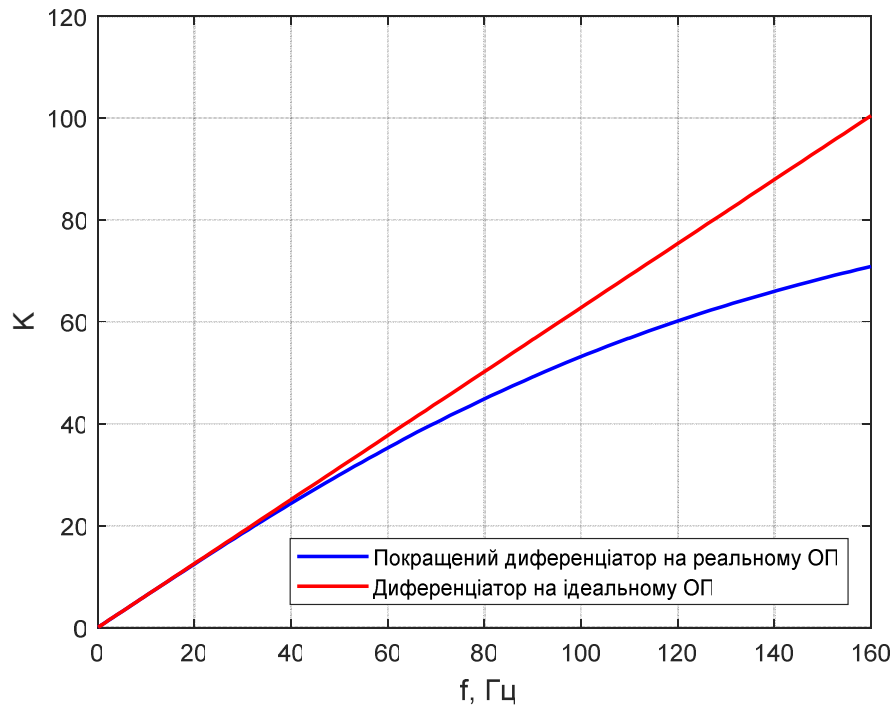


Рисунок 4.6 – АЧХ покращеного диференціатора

Як бачимо з графіків, похибка диференціювання на частоті 40 Гц становить всього кілька одиниць.

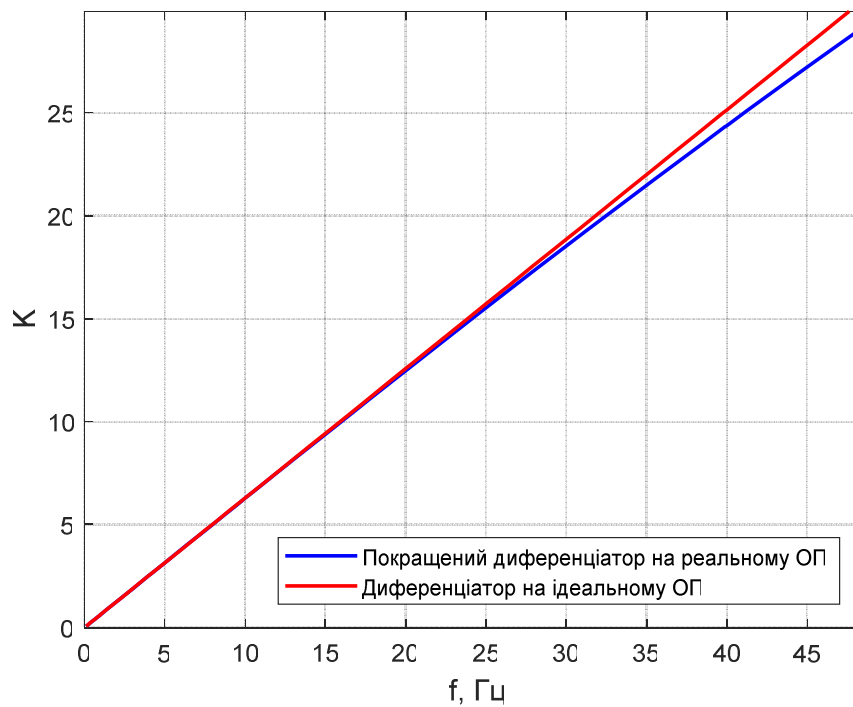


Рисунок 4.7 – АЧХ покращеного диференціатора

На рисунку 4.8 показано АЧХ цієї схеми за розрахованого значення $C=2$ мкФ, решта номіналів без змін.

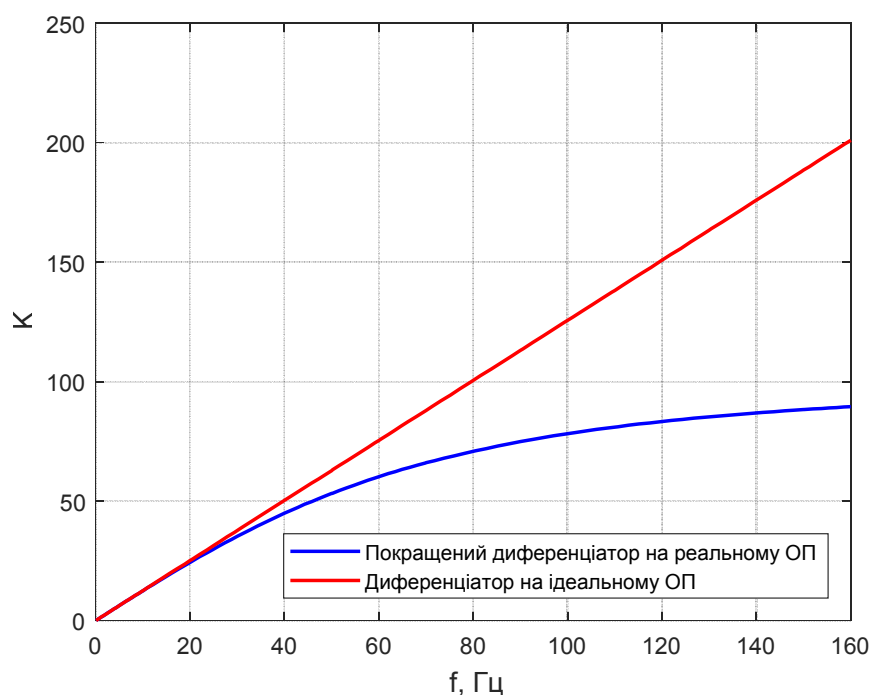


Рисунок 4.8 – АЧХ покращеного диференціатора

На рисунку 4.9 показано АЧХ цієї схеми за розрахованого значення $C=3$ мкФ, решта номіналів без змін.

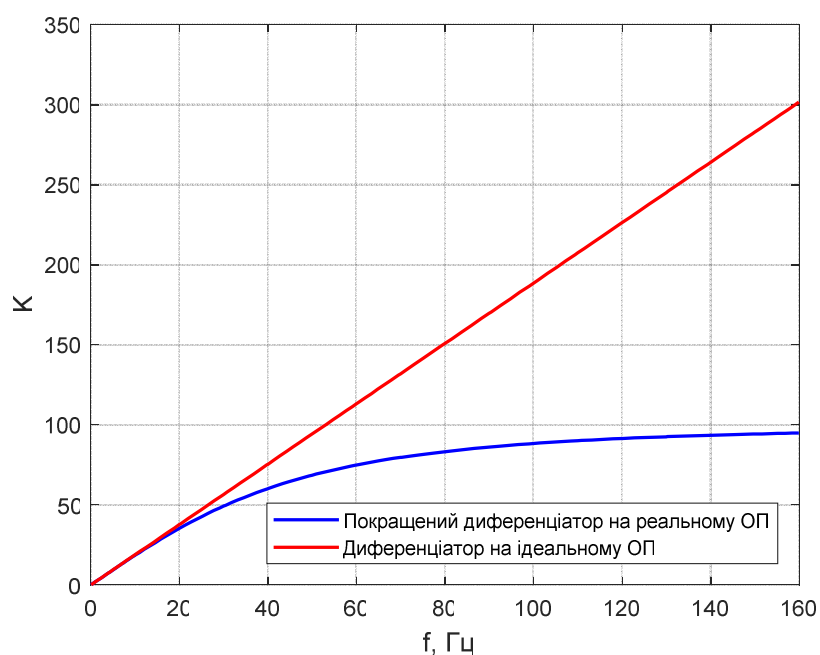


Рисунок 4.9 – АЧХ покращеного диференціатора

На рисунку 4.10 показано АЧХ цієї схеми за розрахованого значення $C=5$ мкФ, решта номіналів без змін.

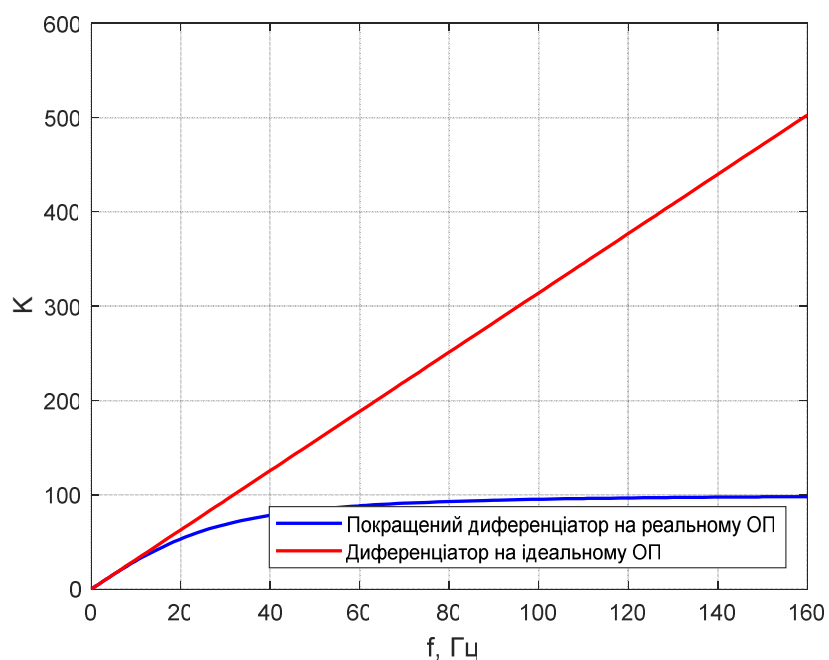


Рисунок 4.10 – АЧХ покращеного диференціатора

Як бачимо з цих графіків, для наших вихідних даних брати конденсатор C зі значенням ємності, більшим, ніж 1 мкФ не має сенсу.

На рисунку 4.11 показано АЧХ цієї схеми за розрахованого значення $C=0,04$ мкФ, решта номіналів без змін.

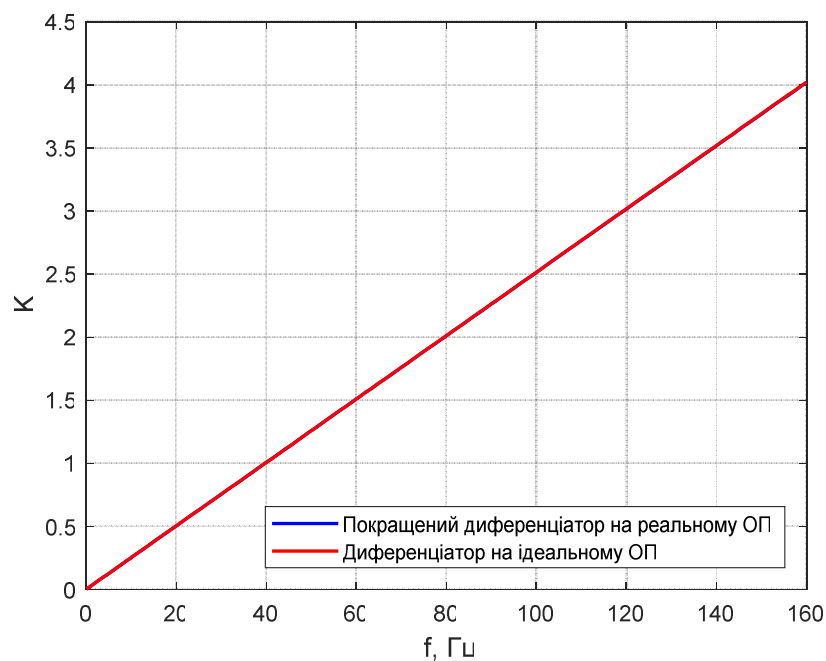


Рисунок 4.11 – АЧХ покращеного диференціатора

Тут обидві АЧХ практично зливаються в одну, розходження між ними проглядається лише у кінці розглядуваного частотного діапазона – рисунок 4.12.

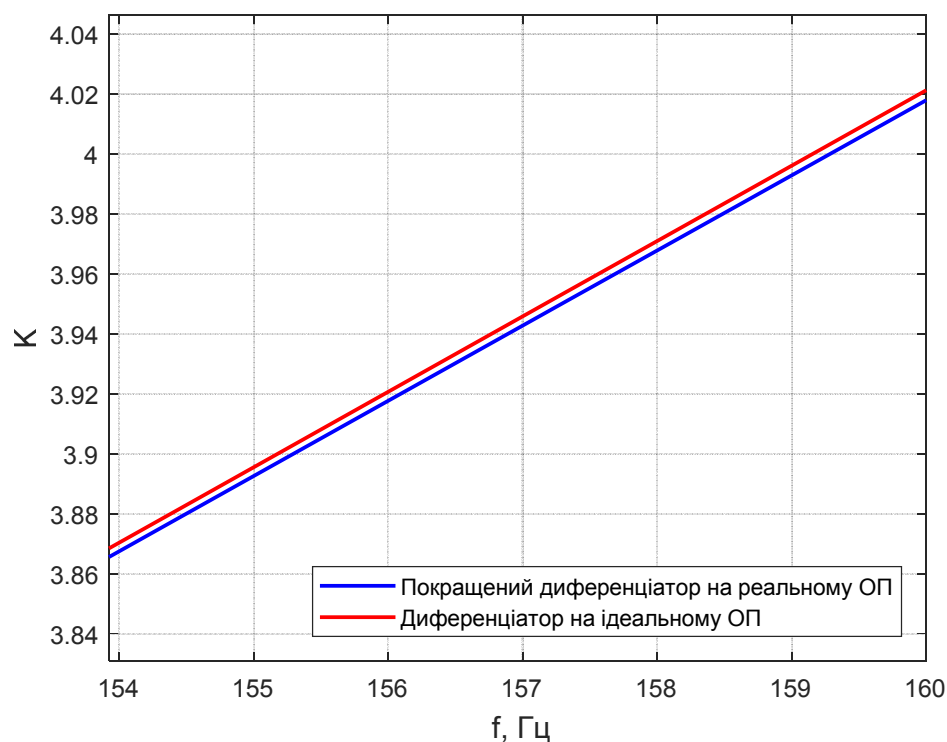


Рисунок 4.12 – АЧХ покращеного диференціатора

Розглянемо тепер АЧХ модифікованого диференціатора (рисунок 3.2) при $R_2 = 100\text{кОм}$, $R_1 = 1\text{кОм}$, $C_1 = 1\text{мкФ}$, $C_2 = 4700\text{пФ}$, описуючи її виразом

$$K(p) = -\frac{p\tau_1}{1 + p\tau_1}, \quad (4.3)$$

де $\tau_1 = R_2 C_1$.

Результат показано на рисунку 4.13. Бачимо, що похибка диференціювання завелика. Зменшимо ємність конденсатора до розрахункового значення $C_1 = 0,04\text{мкФ}$ (рисунок 4.14), а потім і до ще меншого значення $C_1 = 0,02\text{мкФ}$ (рисунок 4.15)

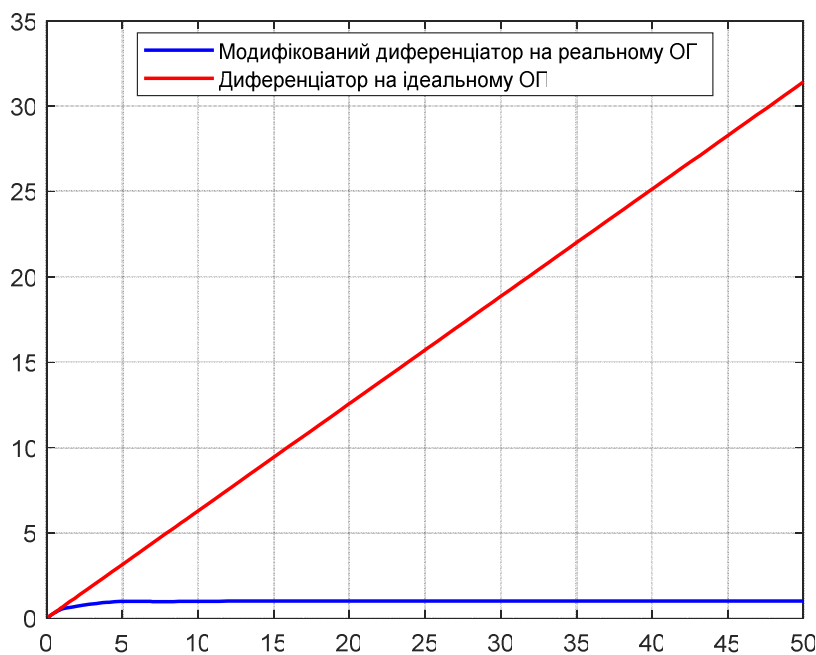


Рисунок 4.13 – АЧХ модифікованого диференціатора

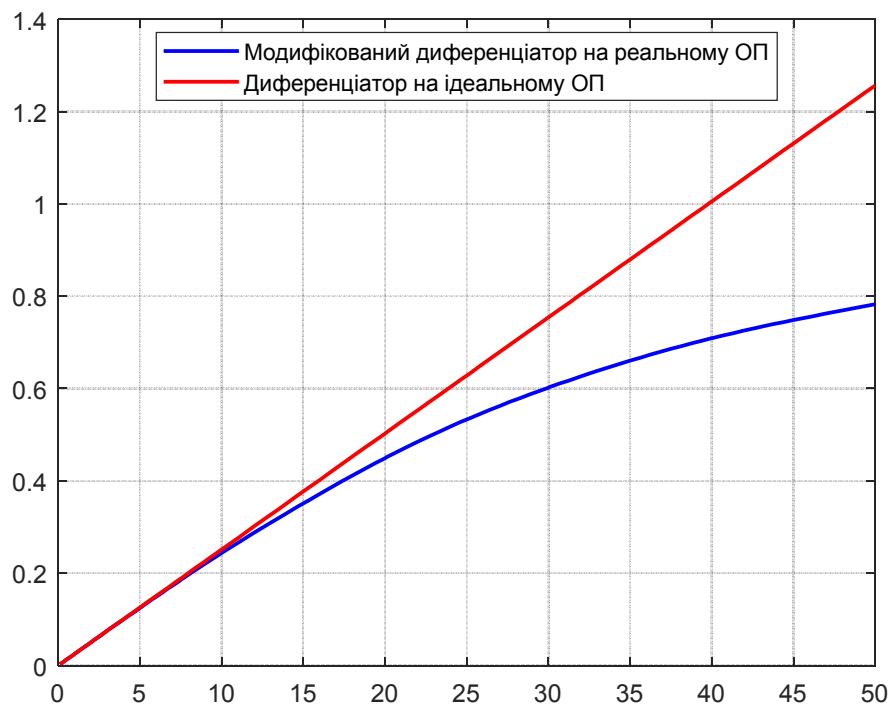


Рисунок 4.14 – АЧХ модифікованого диференціатора

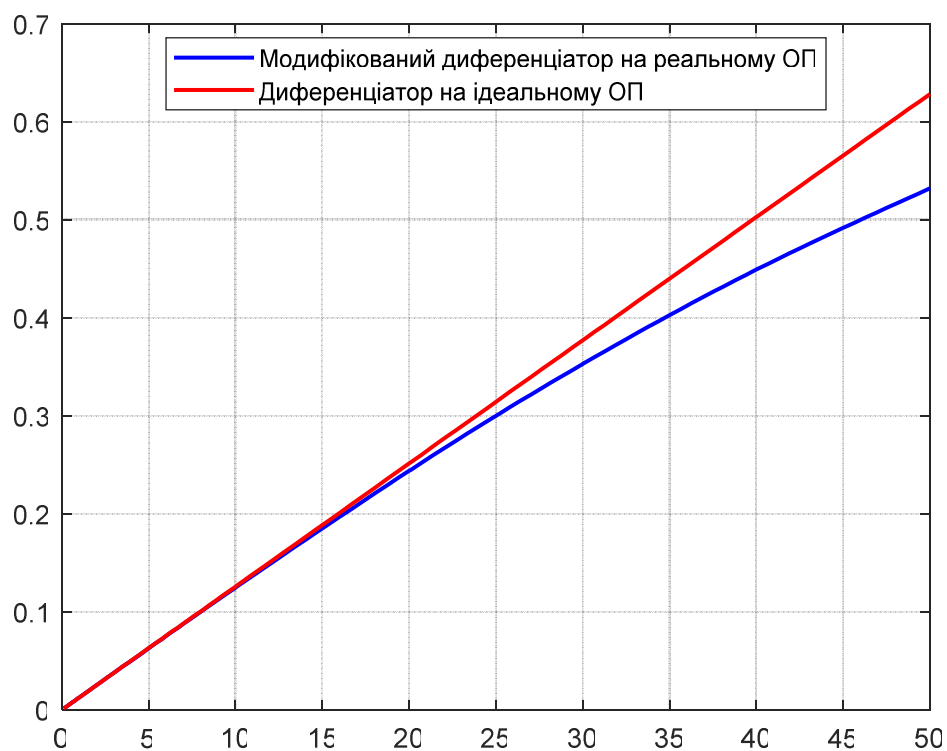


Рисунок 4.15 – АЧХ модифікованого диференціатора

Корпус мікросхеми LM324 містить чотири незалежних операційних підсилювачі, з яких ми використали одну. Правила «гарної схемотехніки» не рекомендують залишати його непідключеним, оскільки це може вплинути на роботу решти підсилювачів. Тому з рекомендованих для практики варіантів – підключати незадіяний підсилювач як буферний елемент, подавши на нього половину додатної напруги живлення (рисунок 4.16).

Також рекомендується [3, 8] підключати по колах живлення конденсатори – при двополярному живленні по одному конденсатору ємністю 0,1 мкФ на кожну клему (рисунок 4.17).

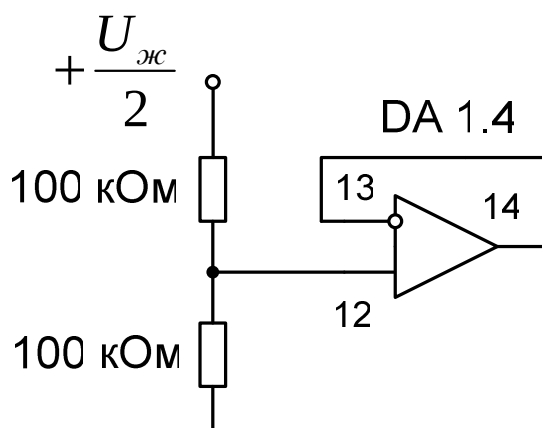


Рисунок 4.16 – Приклад підключення незадіяного операційного підсилювача LM324

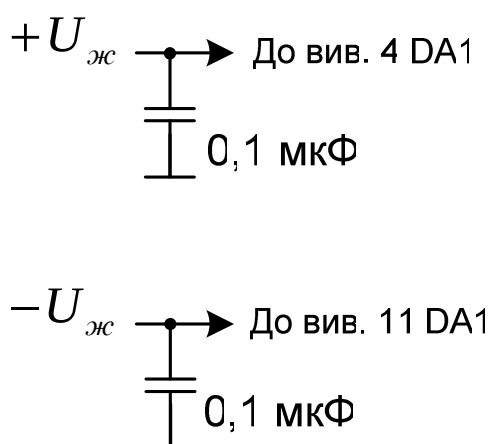


Рисунок 4.17 – Підключення фільтрувальних конденсаторів у колах живлення операційного підсилювача LM324

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Таким чином, отримуємо кінцеву схему електричну принципову нашого модифікованого диференціатора (рисунок 4.18, додаток А).

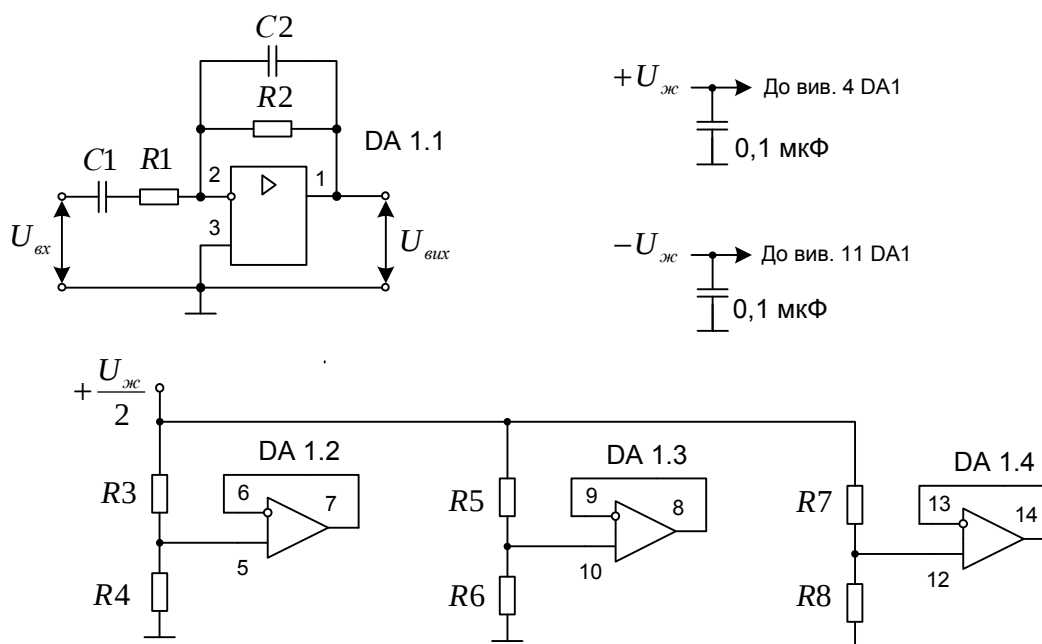


Рисунок 4.18 – Схема електрична принципова модифікованого диференціатора
Перелік елементів цієї схеми наведено у додатку Б.

4.2 Експериментальна частина

Модифікований та покращений диференціатори було зібрано на платах для макетування без паяння. Схему лабораторної установки для вимірювання їхніх АЧХ показано на рисунку 4.19.

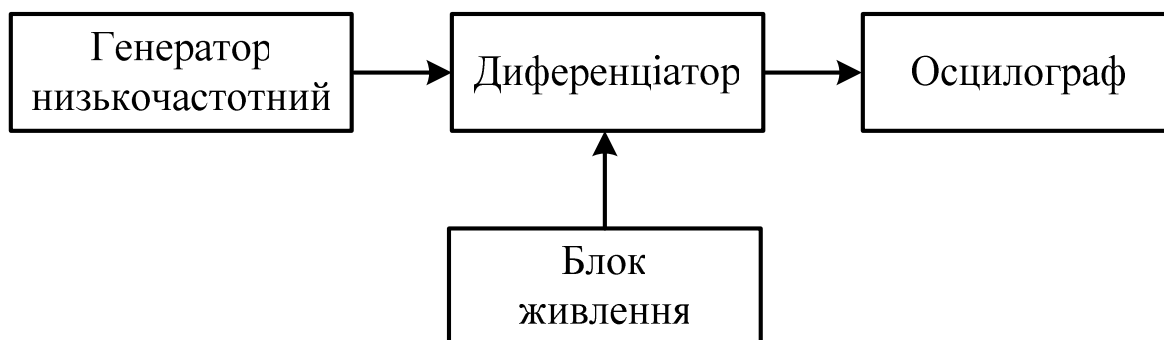


Рисунок 4.19 – Схема лабораторної установки для вимірювання
АЧХ диференціаторів

При цьому було використано такі прилади: генератор функціональний FY6900-60M як генератор низькочастотний гармонічного коливання; осцилограф Siglent SDS1052DL+; блок живлення ВІП-009 (рисунок 4.20).



Рисунок 4.20 – Зовнішній вигляд лабораторного макету диференціатора

На рисунку 4.21 показано фото експериментального зразка диференціатора.

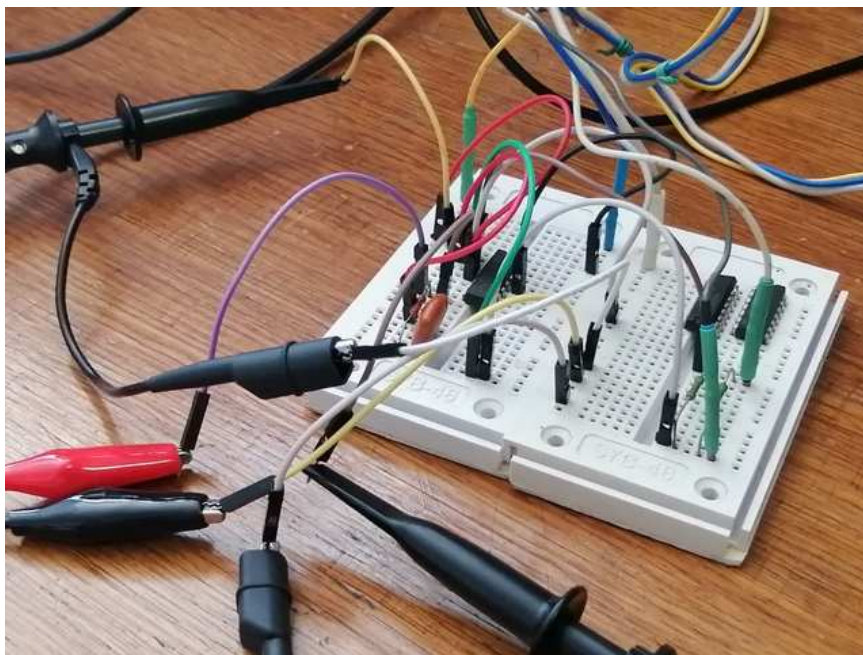


Рисунок 4.21 – Зовнішній вигляд експериментального зразка диференціатора

Експериментальні результати вимірювання АЧХ модифікованого диференціатора наведено у таблиці 4.1 (амплітуда вхідного сигналу 0,5 В).

Таблиця 4.1 – АЧХ модифікованого диференціатора

Частота вхідного сигналу, Гц	Вихідна напруга диференціатора, В
0,1	0,080
0,3	0,090
0,6	0,100
0,9	0,105
1	0,115
4	0,250
7	1,25
10	2,80
20	5,25
30	6,5
40	8,0
50	9,0
60	11,0
70	12,0
80	14,0
90	14,5
100	15,0
110	15,0
130	15,0
150	15,0

Графічне зображення цієї АЧХ показано на рисунку 4.22.

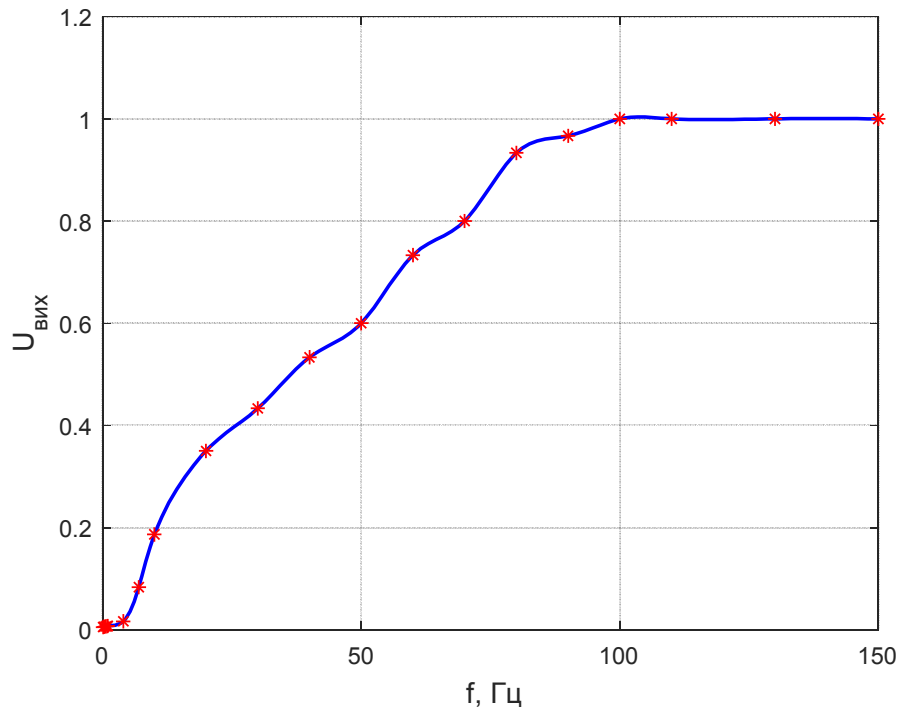


Рисунок 4.22 – Нормована АЧХ модифікованого диференціатора при амплітуді вхідного сигналу 0,5 В

Зіставлення цього результату з АЧХ диференціатора на ідеальному ОП показано на рисунку 4.23.

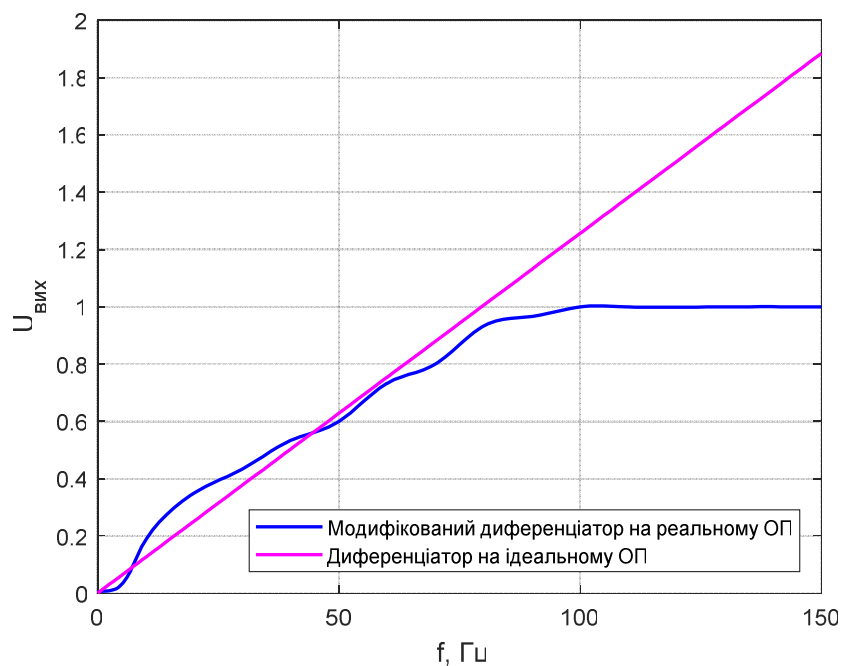


Рисунок 4.23 – Експериментальна АЧХ модифікованого диференціатора при амплітуді вхідного сигналу 0,5 В

Отримані графіки підтверджують працездатність модифікованого диференціатора у смузі частот від 0,1 Гц до ~ 70 Гц. Похибка диференціювання при цьому не перевищує 10 %, що цілком прийнятно для диференціаторів таких частот.

На рисунку 4.24 показано осцилограми вхідного та вихідного сигналу модифікованого диференціатора. Бачимо, що за такої частоти вже проявляється фазовий зсув цих коливань одне відносно іншого, як і має бути.

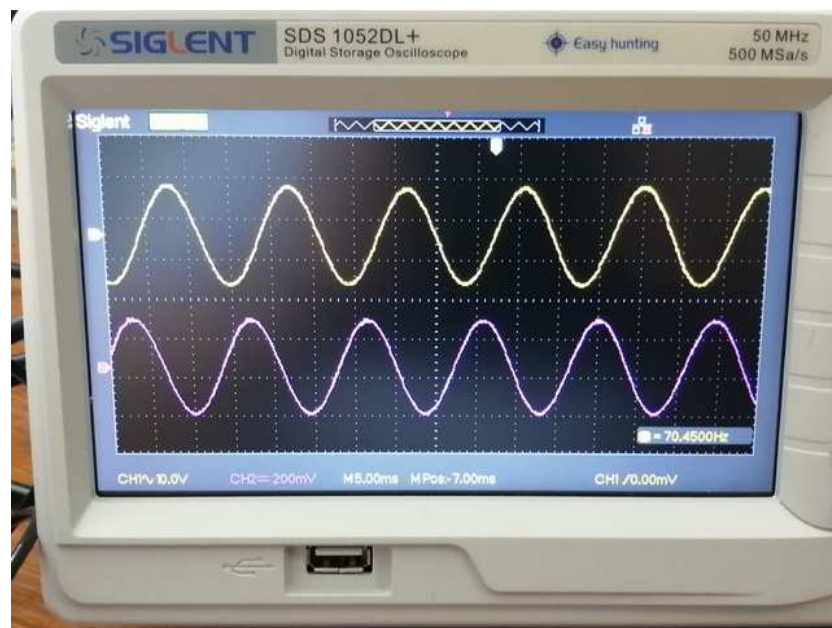


Рисунок 4.24 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) диференціатора на частоті 100 Гц, амплітуда вхідного сигналу 0,4 В

На рисунках 4.25 – 4.27 показано осцилограми вхідного та вихідного сигналу модифікованого диференціатора за інших, негармонічних, форм вхідного сигналу.

На рисунках 4.28 – 4.31 показано осцилограми вхідного та вихідного сигналу модифікованого диференціатора з підключеним та відключеним конденсатором C_2 (у цьому випадку модифікований диференціатор перетворюється на покращений диференціатор). Чітко видно, що наявність конденсатора C_2 суттєво покращує форму вихідного (продиференційованого сигналу) та певною мірою зменшує його амплітуду.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

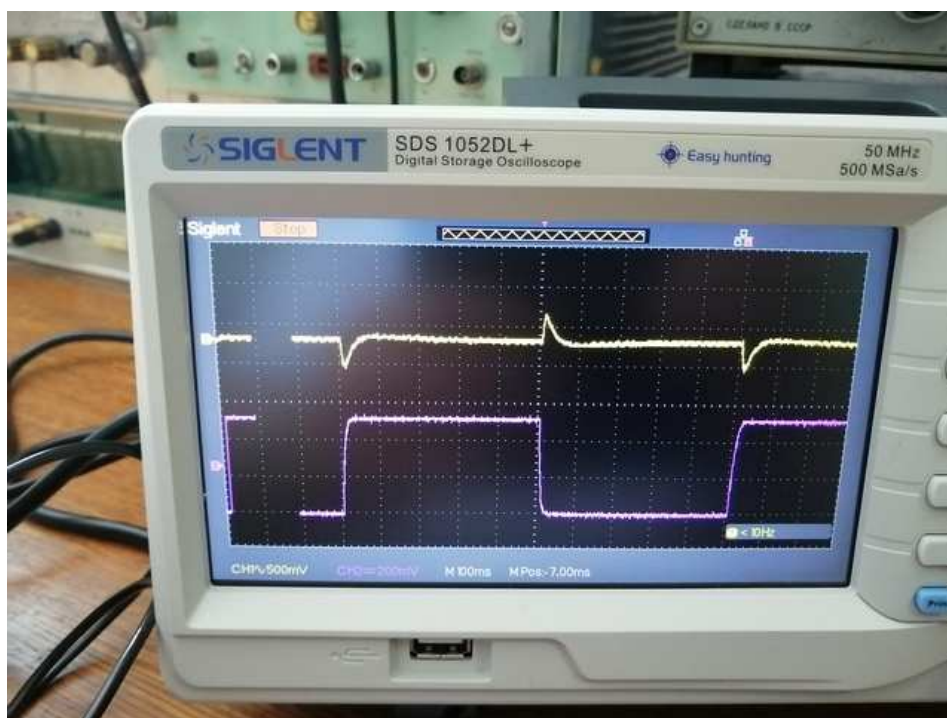


Рисунок 4.25 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) диференціатора на частоті 1 Гц, амплітуда вхідного сигналу 0,5 В

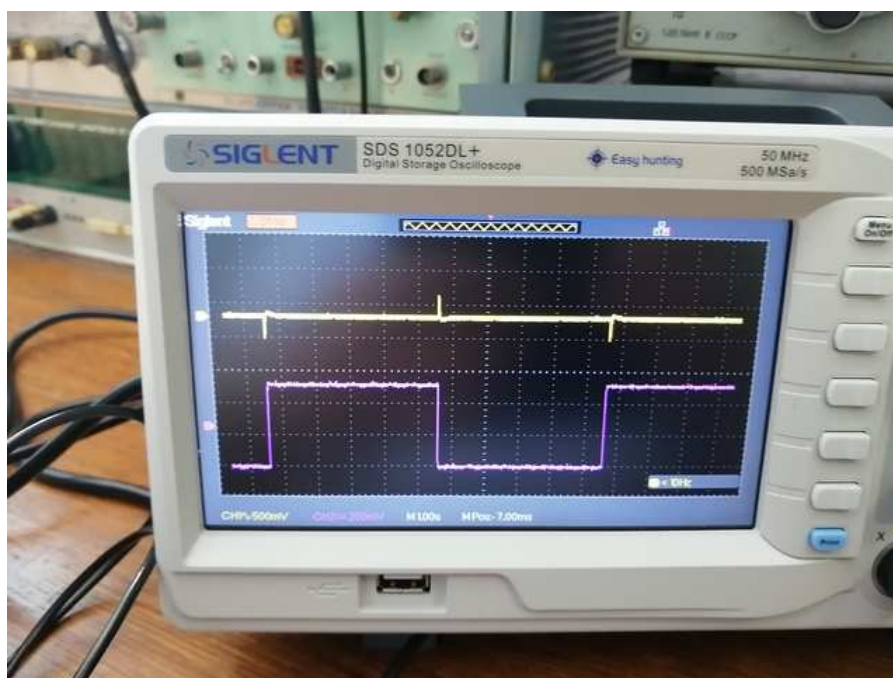


Рисунок 4.26 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) диференціатора на частоті 0,1 Гц, амплітуда вхідного сигналу 0,5 В

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

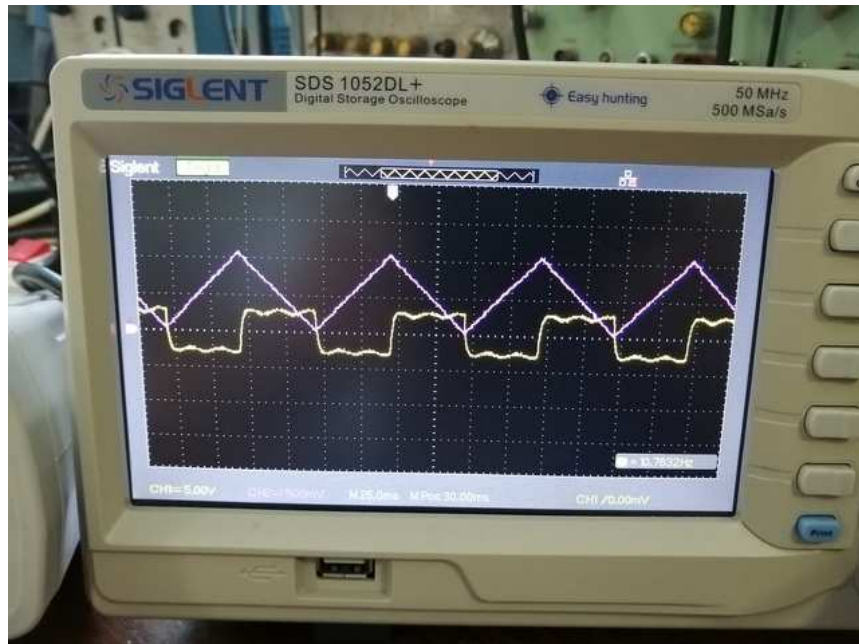


Рисунок 4.27 – Вхідний (верхня осцилограма) та вихідний сигнали (нижня осцилограма) модифікованого диференціатора

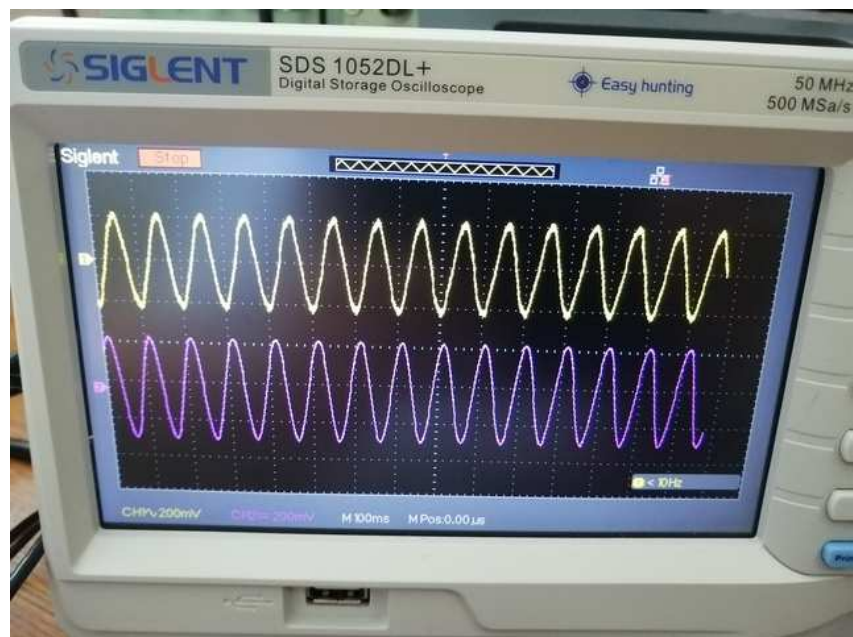


Рисунок 4.28 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) модифікованого диференціатора (з підключеним конденсатором C_2 , частота вхідного сигналу 0,3 Гц)

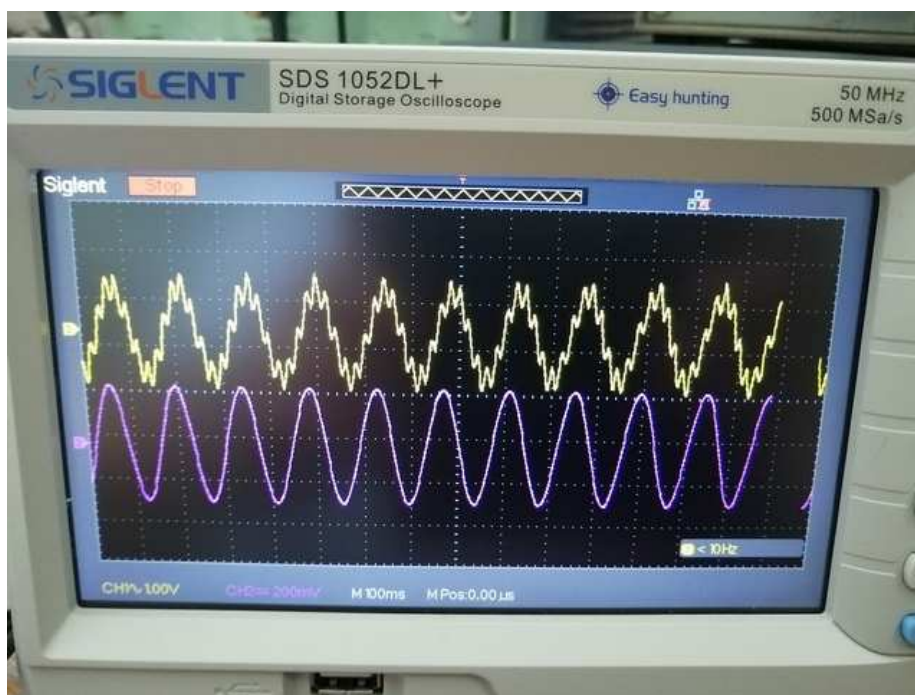


Рисунок 4.29 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) модифікованого диференціатора (без конденсатора C_2 , частота вхідного сигналу 0,3 Гц)

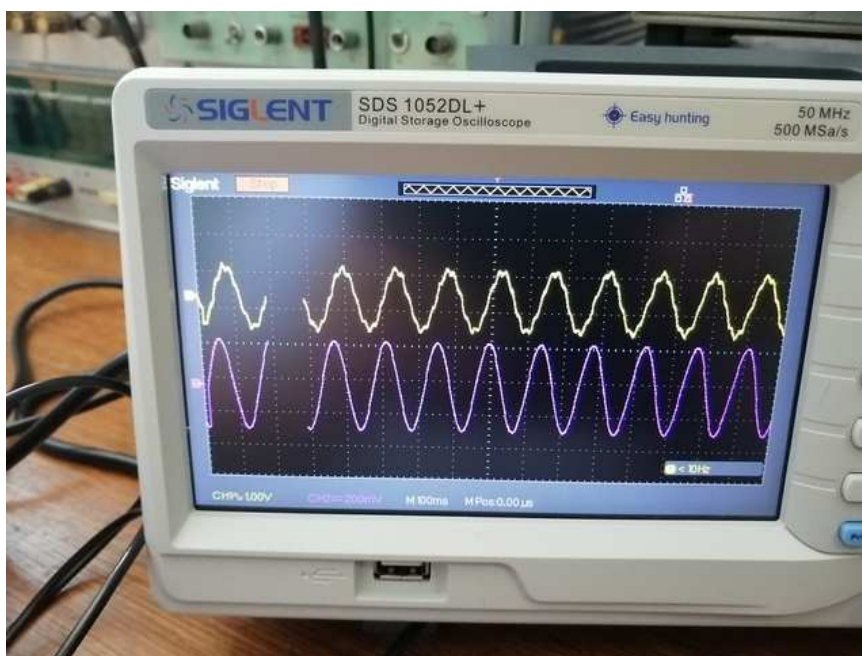


Рисунок 4.30 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) модифікованого диференціатора (без конденсатора C_2 , частота вхідного сигналу 0,6 Гц)

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

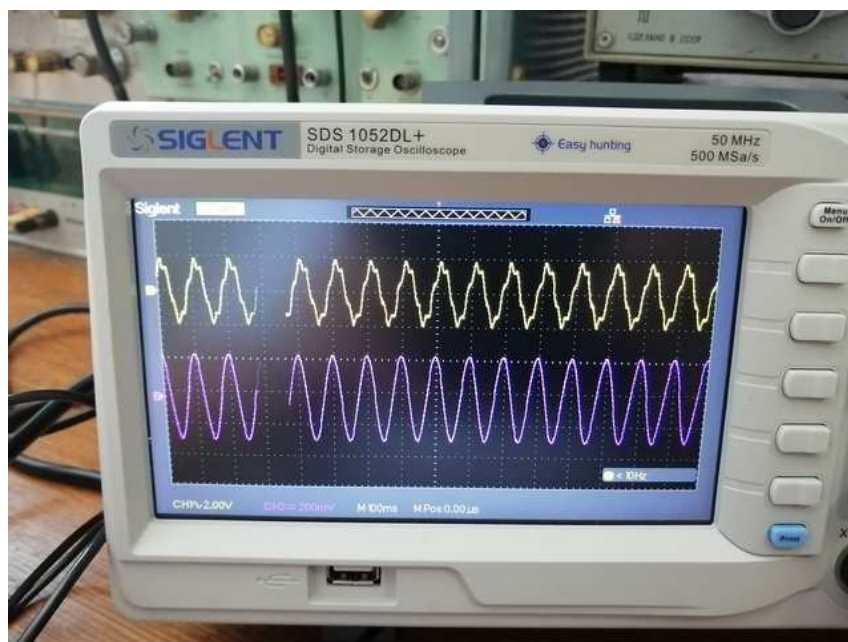


Рисунок 4.31 – Вхідний (нижня осцилограма) та вихідний сигнали (верхня осцилограма) модифікованого диференціатора (без конденсатора C_2 , частота вхідного сигналу 10 Гц)

Остання обставина вказує на те, що точність диференціювання покращується.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

5 КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

Друковану плату модифікованого диференціатора розроблено на основі схеми електричної принципової схеми пристрою, представленої у Додатку А.

На рисунках 5.1, 5.2 показано друковану плату диференціатора. Габаритні розміри плати 85×50 мм. Плата двостороння, виконана на склотекстоліті з товщиною міді 35 мкм. Спосіб монтажу – наскрізний, через отвори. Всі провідники мають ширину 1 мм. Крок сітки друкованої плати вибирався виходячи з того, що відстань між виводами мікросхеми становить 2,54 мм, і тому також становить 2,54 мм.

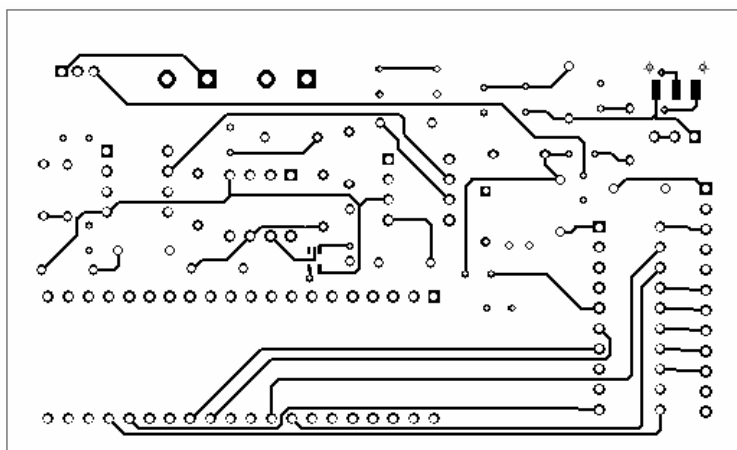


Рисунок 5.1 – Друкована плата диференціатора, лицьова сторона

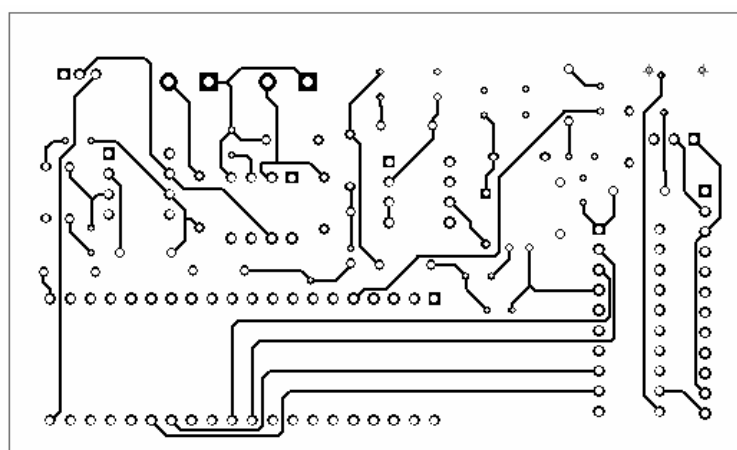


Рисунок 5.2 – Друкована плата диференціатора, протилежна сторона

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

У даній роботі розроблено диференціатор реографа. Було проведено аналіз літературних джерел, розроблено ТЗ, структурну схему диференціатора та його електричну принципову схему. Проведено моделювання цих схемних рішень, а також дослідження експериментального зразка диференціатора, зокрема виміряно його амплітудно-частотну характеристику. Упор при цьому зроблено на точність диференціювання, порівняно з диференціатором на ідеальному операційному підсилювачі. Експериментально отримане значення точності диференціювання у смузі 0,1 ... 40 Гц частот не перевищує 10 %, що цілком прийнятно для диференціаторів таких частот. Також підтверджено дієвість завадозахисту за наявності у схемі конденсатора C_2 .

Даний диференціатор має діапазон значень вхідної напруги диференціатора 0,4...1 В. Смуга його робочих частот становить 0,1 ... 40 Гц. Живлення диференціатора – двополярна напруга ± 15 В.

Мета роботи досягнута. Всі вимоги, вказані у технічному завданні, виконано. Роботу виконано у повному обсязі.

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування / С. М. Злепко, С. В. Павлов, Л. Г. Коваль, І. С. Тимчик. – Вінниця: ВНТУ, 2011. – 133 с.
2. David Prutchi, Michael Norris Design and development of medical electronic instrumentation – John Wiley & Sons, Inc, 2005. – 479 p.
3. Joseph D. Bronzino The biomedical engineering handbook, Second edition. Volume I – CRC Press LLC, 2000. – 3189 p.
4. Bruce Carter, Ron Mancini Op Amps for Everyone – Elsevier Inc, 2017. – 484 p.
5. P. Horowitz, W. Hill The Art of Electronics 3rd Edition., Cambridge University Press; 3rd edition, 2015. – 1020 p.
6. Сєдов С.О. Оброблення сигналів на базі операційних підсилювачів. Схемотехніка. Розрахунки: навч. посіб. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017. – 132 с.
7. Texas instruments [Електронний ресурс] // Texas instruments – Режим доступу до ресурсу: <https://ti.com>
8. Alldatasheet [Електронний ресурс] // Alldatasheet – Режим доступу до ресурсу: <https://alldatasheet.com>

					ІКБІ.480002.846-ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

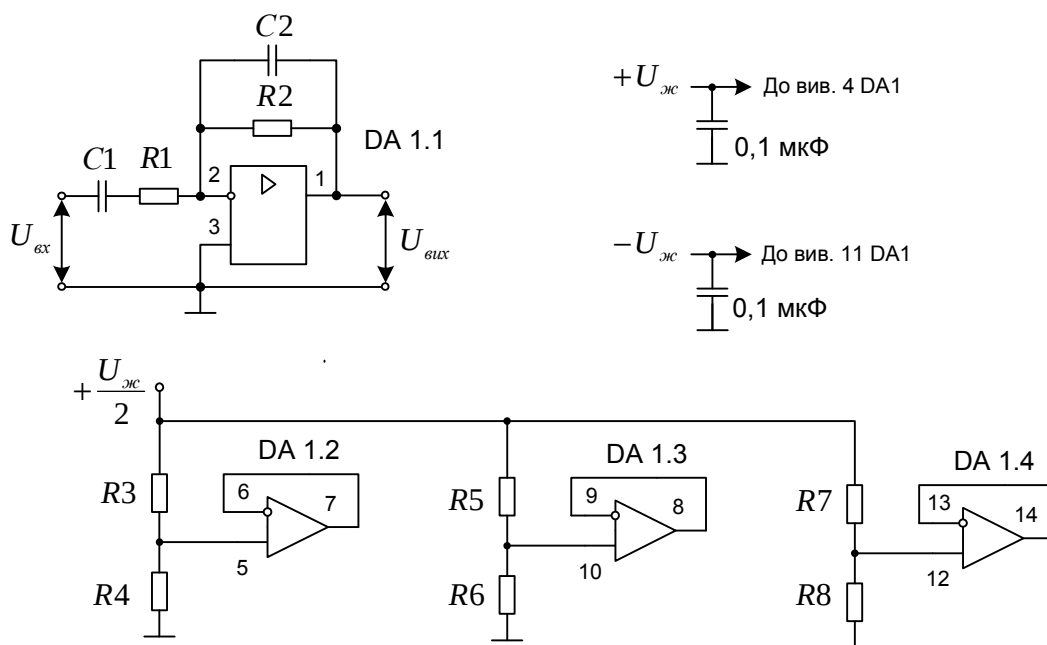


Рисунок А.1 – Схема електрична принципова диференціатора реографа

