

О. А. Єрошенко, М. П. Шиленко

Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна

ПРОЄКТУВАННЯ ТА АНАЛІЗ ПІДСИЛЮВАЧА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ДЛЯ СИСТЕМ ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ

Анотація. Предметом дослідження в статті є підсилювач сигналу електрокардіограми (ЕКГ), призначений для подальшої обробки псевдодиференціальним аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) у системі комп'ютерного аналізу кардіосигналів. **Метою** роботи є синтез схеми підсилювача ЕКГ, розрахунок його ключових параметрів та імітаційне моделювання його роботи в програмному середовищі LTspice. В статті вирішуються наступні **завдання**: визначення природи шумів, що впливають на сигнал ЕКГ, розрахунок резистора, що визначає коефіцієнт підсилення схеми, побудова схеми підсилювача та її комп'ютерне моделювання. Використовуються такі **методи**: імітаційне моделювання процесів та технічних пристроїв; математичний аналіз нелінійних електронних схем (зокрема, схем на основі операційних підсилювачів); аналіз технічної документації виробників електронних компонентів; комп'ютерне імітаційне моделювання електронних схем. Отримано наступні **результати**: запропоновано схему підсилення сигналу ЕКГ, що сумісна з АЦП псевдодиференціального типу AD4010, виконано моделювання підсилювача сигналу ЕКГ в програмі LTspice. **Висновки**: Спроектований варіант схеми підсилення сигналу ЕКГ дозволяє прибирати синфазний шум з частотою 50 Гц та підсилює вхідний сигнал у 826 разів. Виконано моделювання схеми в програмному застосунку LTspice.

Ключові слова: інструментальний підсилювач, операційний підсилювач, АЦП, ЕКГ, синфазна перешкода, LTspice.

Вступ

Електрокардіографія (ЕКГ) є стандартним інструментом клінічної діагностики серцево-судинних захворювань та моніторингу стану пацієнтів. У сучасній медичній практиці все ширше застосовуються комп'ютерні системи автоматичного аналізу ЕКГ, що підвищує вимоги до якості попередньої обробки сигналу. Особливу актуальність набуває задача проєктування підсилювальних каскадів, оптимізованих для роботи з псевдодиференціальними аналого-цифровими перетворювачами (АЦП). На відміну від повноцінних диференціальних АЦП, такі перетворювачі не сприймають від'ємну вхідну напругу, що вимагає додаткового зміщення сигналу в область додатних значень.

Аналіз проблеми

При проєктуванні підсилювача сигналу ЕКГ потрібно врахувати шум, що передається через пацієнта в підсилювач (рис. 1), саме з метою придушення цього типу шуму використовується принцип диференціального підсилення, при якому на вхід підсилювача подається сигнал ЕКГ з двох електродів [1]. Фізіологічні особливості вимірювань призводять до того, що організм людини виступає в ролі антени, що приймає електромагнітні наведення від мережі електропостачання (50 Гц для Європи/Азії, 60 Гц для Північної Америки) та інші зовнішні електромагнітні перешкоди [1].

При проєктуванні системи важливим є врахування коефіцієнта подавлення синфазного сигналу (CMRR), який визначає здатність підсилювача до придушення зовнішніх перешкод. Для досягнення оптимального CMRR рекомендується комплексний підхід, що включає: щит Фарадея; якісну ізоляцію між землею приладу та землею пацієнта; фільтри типу КІХ під час цифрової обробки сигналу; схему активного заземлення через праву ногу (RLD) [2, 3].

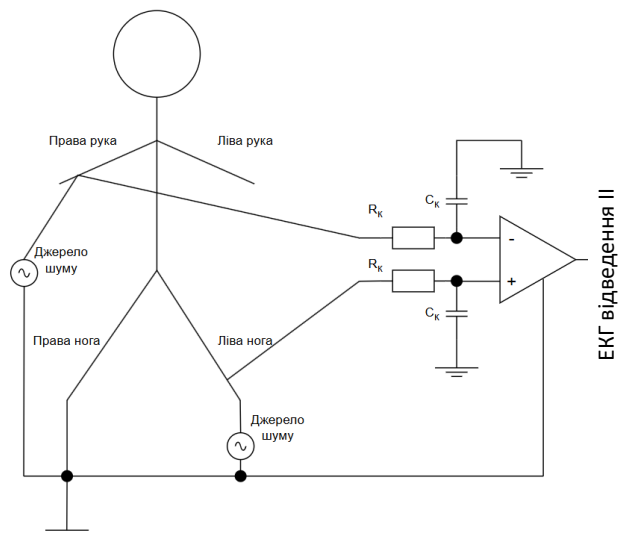


Рис. 1. Схема зняття другого відведення ЕКГ, що враховує шум та імпеданс кабелю у вигляді розподіленого RC-ланцюга

Визначення вимог до підсилювача

Вимоги до підсилювача будуть ґрунтуватись виходячи з параметрів роботи застосованого АЦП (табл. 1) та з характеристик стандартної клінічної ЕКГ [4]:

- розмах сигналу ЕКГ в нормі дорівнює приблизно 1 мВ.
- внесення позитивної постійної складової до підсиленого сигналу ЕКГ обумовлена тим, що зібраний АЦП не працює з негативним діапазоном напруг. В зібраній схемі, величина цієї постійної складової становить 1 В.
- при заданні коефіцієнта підсилення інструментального підсилювача потрібно враховувати постійну складову сигналу, щоб результуючий сигнал знаходився в межах діапазону псевдодиференціального аналогового входу [5].

Таблиця 1 – Характеристики мікросхеми AD4010

Найменування	Значення
Тип	Псевдодиференціальний
Роздільна здатність	18 біт
Наруга живлення	1,8 В
Діапазон опорної напруги, V_{REF}	2,4 ... 5,1 В
Діапазон псевдодиференціального аналогового входу	0 ... V_{REF} В

Інструментальний підсилювач AD8422 та обчислення коефіцієнту підсилення

В якості інструментального підсилювача було використано мікросхему AD8422 [6] виробника Analog Devices який вимагає одного резистора, що задає коефіцієнт підсилення в межах від 1 до 1000. AD8422 є третім поколінням розвитку галузевого стандарту — AD620. У мікросхемі AD8422 використані нові технології виробництва й методи проектування, що дозволили досягти вищого динамічного діапазону та нижчих похибок, ніж у попередників, при цьому споживання струму зменшено більш ніж утричі.

Підсилення сигналу за напругою (A_V) розраховується за наступною формулою:

$$A_V = 1 + 19,8 k\Omega / R_G,$$

Таблиця 2 – Часові характеристики мікросхеми AD4010

Параметр	Символ	Значення		
		Мін.	Тип.	Макс.
Час перетворення	t_{CONV}	270 нс	290 нс	320 нс
Час між перетвореннями	t_{CYC}	2000 нс	–	–
Затримка між подією на вході і появою значущого біта	t_{EN}	–	–	13 нс
Затримка від останнього спадаючого фронту SCK до наростаючого фронту CNV	t_{QUIET2}	60 нс	–	–

Таблиця 3 – Рекомендовані частоти тактування мікросхеми AD4010

Пропускна здатність	Мінімальна частота сигналу SCK
500 000 відліків/сек.	11 МГц
100 000 відліків/сек.	2 МГц

Моделювання підсилювача сигналу ЕКГ та результати дослідження

На рис. 2 показана електрична схема підсилювача сигналу ЕКГ перед подачею на АЦП. На рис. 3 показана схема підключення АЦП, що приймає підсилений сигнал. Аббревіатура ГТІ на рис. 3 розшифровується як генератор тактових імпульсів, що в цій схемі відповідає та генерування сигналу SCK. Найменування використаних мікросхем зведено у табл. 2, значення напруг джерел живлення, що були використані у схемі наведено у табл. 3.

Таблиця 2 – Перелік використаних мікросхем

Позначення на схемі	Назва
DA1	ADA4661-2
DA2	AD8422
DA3	ADA4625-2
DA4	ADA4625-1
DA5	LT6657-5
DA6	AD4010

де R_G – опір, що задає підсилення в межах від 1 до 1000. Експериментальним шляхом обрано значення резистору в 24 Ом, отже коефіцієнт підсилення дорівнює 826, що задовольняє вищезазначеним вимогам [7].

Вимоги до частоти тактового сигналу SPI

Хоча цифровий інтерфейс AD4010 мінімізує частоту SCK, необхідну для зчитування результатів перетворення, навіть при роботі з високою пропускну здатністю, мінімальна частота сигналу SCK потрібна для коректного зчитування даних та залежить від кількості бітів, що зчитується з SDO.

Нижче наведена формула для обчислення мінімальної частоти SCK, що враховує нормальний режим роботи АЦП без застосування турбо-режиму:

$$f_{SCK} > \frac{N_D + N_S}{t_{CYC} - t_{CONV} - t_{EN} - t_{QUIET2}},$$

де t_{CYC} , t_{CONV} , t_{EN} , t_{QUIET2} – спеціальні часові константи значення яких наведено в табл. 2, N_D – розрядність АЦП; N_S – кількість бітів стану, до яких здійснюється доступ. Рекомендовані виробником частоти сигналу SCK для 3-дротового або 4-дротового режимів роботи наведено у табл. 3.

Таблиця 3 – Перелік використаних джерел живлення

Позначення на схемі	Номинал
G1	15 В
G2	1 В
G3	1,8 В
G4	6,5 В

На рис. 4 та 5 представлено результати моделювання електричної схеми підсилювача ЕКГ в програмному застосунку LTspice

Результати моделювання підтвердили працездатність схеми підсилення та дозволяють дотримуватись вищезазначеним вимогам.

На якість реєстрації ЕКГ впливає багато факторів, серед яких є низькочастотний шум руху пацієнта [8], що виникає через механічне зміщення електродів або зміни контакту шкіра-електрод під час руху, що призводить до змін локальних біоелектричних потенціалів.

Ці ефекти переважно асиметричні (тобто відрізняються для різних електродів) і мають низьку частоту (переважно в діапазоні 0.1–1 Гц). Для придушення шуму руху потрібні інші методи, серед яких використання високоякісних електродів і гелю, механічне закріплення електродів, або використання комп'ютерних методів виявлення і придушення дрейфу ізоляції.

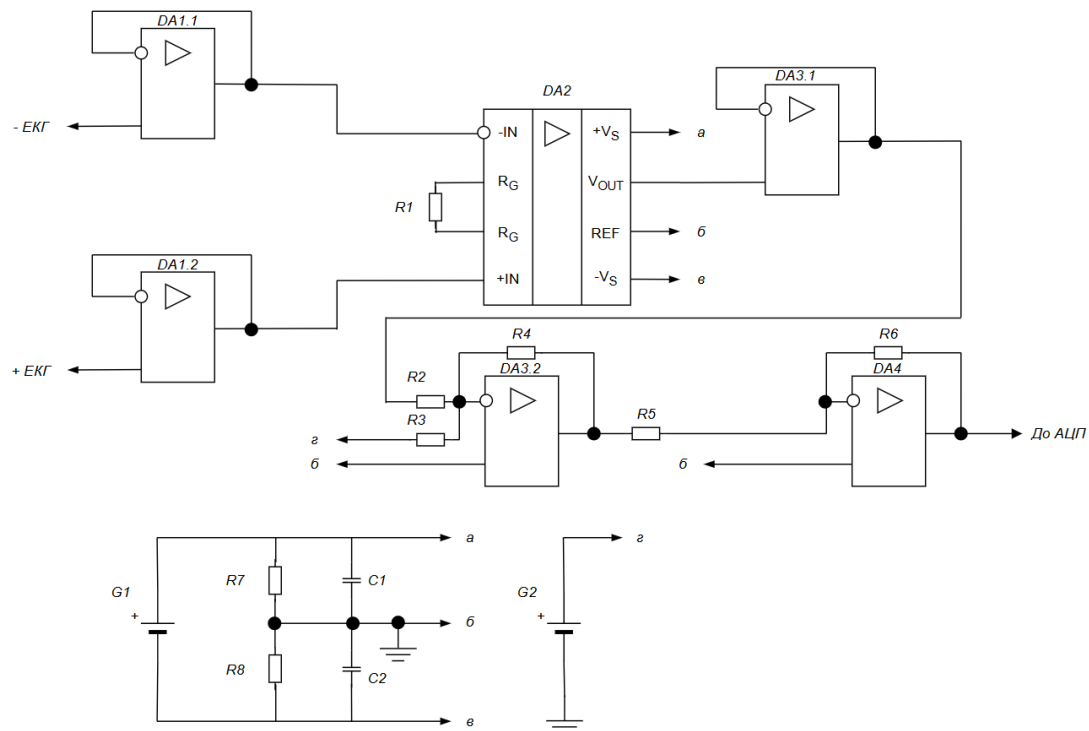


Рис. 2. Електрична принципова схема підсилювача сигналу ЕКГ

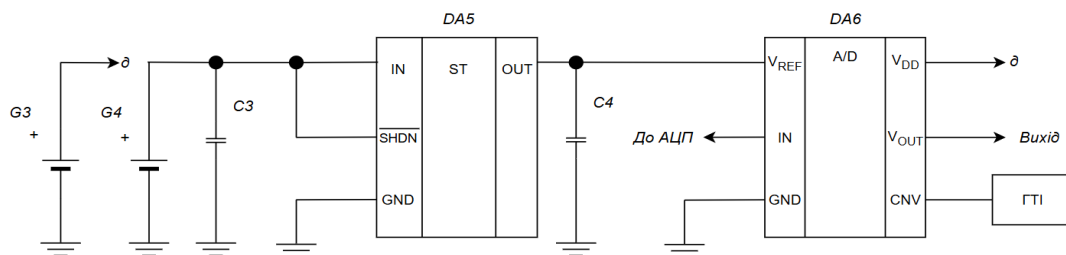


Рис. 3. Електрична принципова схема підключення АЦП для зчитування сигналу ЕКГ

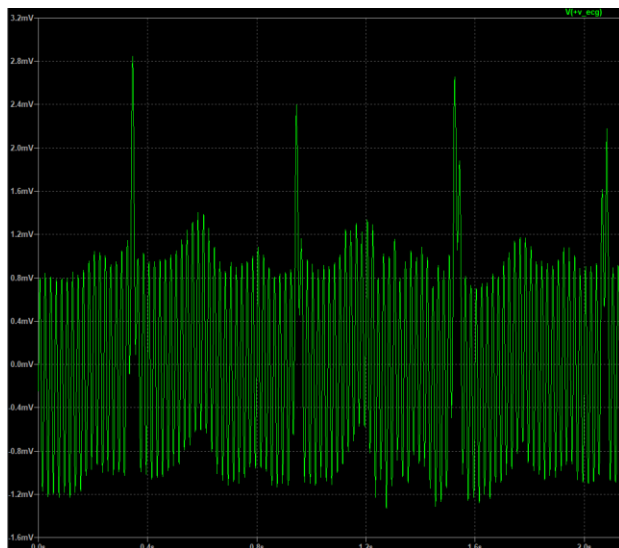


Рис. 4. Зображення вхідного сигналу ЕКГ з шумами

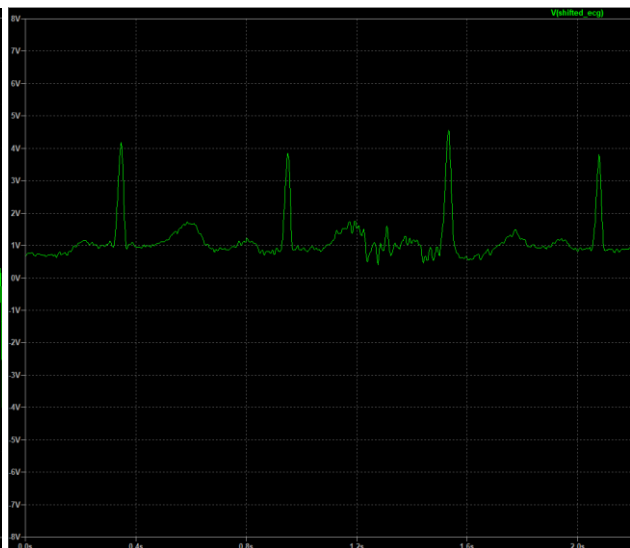


Рис. 5. Зображення підсиленого сигналу ЕКГ з позитивною постійною складовою

Висновки

У роботі розроблено та експериментально перевірено спеціалізований підсилювальний каскад для

обробки сигналів ЕКГ. Використано інструментальний підсилювач AD8422 з ключовими перевагами:

високий CMRR (мінімальне значення 150 дБ при значенні коефіцієнта підсилення $A_V = 1000$) [6];

низький вхідний шум та програмований коефіцієнт підсилення (1-1000).

Додавання вхідних буферів на базі мікросхеми ADA4661-2 обумовлено тим, що така конфігурація підвищує вхідний імпеданс схеми, що, в свою чергу, зменшує навантаження на джерело сигналу. Таким чином, високий вхідний імпеданс забезпечує більш точне відображення характеристик сигналу на вході схеми, що є актуальним параметром для роботи зі слабкими вхідними сигналами такими як ЕКГ.

Псевдодиференціальний АЦП AD4010 забезпечує на виході схеми забезпечує високу частоту

дискретизації, що може викликати навантаження на інтерфейс USB та програму, що зчитує сигнал.

В такому випадку пропонується зчитувати значення з АЦП за перериваннями, які можуть задаватись таймером, що задає більш низьку частоту дискретизації.

Плануються наступні поліпшення схеми: додавання на вихід АЦП мікросхеми MCP2210, що виконує роль USB-SPI перетворювача; використання схеми з активним заземленням через праву ногу (Driven right leg circuit) для збільшення завадостійкості підсилювального каскаду.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Дацок О.М., Прасол І.В., Єрошенко О.А. (2019), "Побудова біотехнічної системи м'язової електростимуляції", "Вісник НТУ "ХПІ". Серія: Інформатика та моделювання", № 13 (1338), С. 165-175, doi: <https://doi.org/10.20998/2411-0558.2019.13.15>
2. Barkovska O., Ni Ya., Havrashenko A., Peretiaka Ye., Romanenko A. (2025), "System for detecting critical human health conditions based on the analysis of physiological indicators", "Системи управління, навігації та зв'язку. Збірник наукових праць", Т 1, № 79, С. 143-149, doi: <https://doi.org/10.26906/SUNZ.2025.1.143-149>
3. Yeroshenko O., Prasol I., Datsok O. (2021), "Simulation of an electromyographic signal converter for adaptive electrical stimulation tasks", "Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries", № 1 (15). С. 113-119. doi: <https://doi.org/10.30837/ITSSI.2021.15.113>
4. Rangayyan R.M. (2015), "Biomedical signal analysis, Hoboken", NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., doi: <https://doi.org/10.1002/9781119068129>
5. Prasol I., Dovnar O., Yeroshenko O. (2023), "Method of diagnosing some diseases of the neuro-muscular system and features of data processing in software", "Technology Audit and Production Reserves", № 1(69), pp. 20-25, doi: <https://doi.org/10.15587/2706-5448.2023.273848>
6. AD8422 datasheet and product info | analog devices. *Mixed-signal and digital signal processing ICs | Analog Devices*. URL: <https://www.analog.com/en/products/ad8422.html> (дата звернення: 30.04.2025).
7. Царков Р. М., Єрмілов Р. О., Шефер О. В. (2025), "Використання високовольтних генераторів, керованих напругою, для підвищення точності систем фазового автопідстроювання частоти", "Системи управління, навігації та зв'язку. Збірник наукових праць", Т 1, № 79, С. 62-66, doi: <https://doi.org/10.26906/SUNZ.2025.1.62-66>
8. Main artifacts in electrocardiography - PMC. *PMC Home*. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6931710/> (дата звернення: 30.04.2025).

Received (Надійшла) 14.06.2025

Accepted for publication (Прийнята до друку) 27.08.2025

ВІДОМОСТІ ПРО АВТОРІВ / ABOUT THE AUTHORS

Єрошенко Ольга Артурівна – доктор філософії, старший викладач кафедри електронних обчислювальних машин, Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна;

Olha Yeroshenko – PhD, Senior Lecturer, Department of Electronic Computers, Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, Ukraine;

e-mail: olha.yeroshenko@nure.ua; ORCID Author ID: <https://orcid.org/0000-0001-6221-7158>;

Scopus Author ID: <https://www.scopus.com/authid/detail.uri?authorId=57808290700>.

Шиленко Михайло Павлович – студент кафедри електронних обчислювальних машин, Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна;

Mykhailo Shylenko – student, Department of Electronic Computers, Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, Ukraine;

e-mail: mykhailo.shylenko@nure.ua; ORCID Author ID: <https://orcid.org/0009-0009-4084-4711>.

Design and analysis of an electrocardiogram amplifier for digital signal processing systems

Olha Yeroshenko, Mykhailo Shylenko

Abstract. The subject of the article is an electrocardiogram (ECG) signal amplifier designed for further processing by a pseudo-differential analog-to-digital converter (ADC) in a computer analysis system of cardiac signals. **The purpose of the work** is to synthesize an ECG amplifier circuit, calculate its key parameters, and simulate its operation in the LTspice software environment. The article solves the following **tasks**: determining the nature of noise affecting the ECG signal, calculating the resistor that determines the circuit gain, building the amplifier circuit, and its computer simulation. The following methods are used: simulation modeling of processes and technical devices; mathematical analysis of nonlinear electronic circuits (in particular, circuits based on operational amplifiers); analysis of technical documentation of manufacturers of electronic components; computer simulation modeling of electronic circuits. The following **results** were obtained: an ECG signal amplification circuit compatible with the pseudo-differential ADC AD4010 was proposed, and the ECG signal amplifier was simulated in the LTspice program. **Conclusions:** The designed ECG signal amplification circuit allows for the removal of common-mode noise with a frequency of 50 Hz and amplifies the input signal by 826 times. The circuit was simulated in the LTspice software.

Keywords: instrumentation amplifier, operational amplifier, ADC, ECG, common-mode noise, LTspice.