



DOI: 10.6084/m9.figshare.11865663

LCC - № R857.D47:NR5102.9

## РОЗРОБКА ПРИЛАДУ ДІАГНОСТИКИ ПОВТОРНОГО КРОВОПОСТАЧАННЯ

Кісельов Єгор Миколайович<sup>1</sup>, Туришев Константин Олегович<sup>1</sup>, Строїтелєва Ніна Іванівна<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Запорізький національний університет

<sup>2</sup> Запорізький державний медичний університет

**Corresponding author:** Кісельов Єгор Миколайович, к.т.н., доцент, Запорізький національний університет, вул. Жуковського, 66, м. Запоріжжя, Україна, 69600, E-mail: enk.nmv@gmail.com

**Abstract.** To diagnose repeated blood circulation in the acral skin areas, a device is proposed that differs from the existing analogues by using two combined pyroelectric sensors to measure the surface temperature of the skin and determine the blood vessels filling the skin area. Thus, the analog and digital signal processing of these sensors is performed in the same way, which simplifies the construction of the system. The conversion of the signals of these sensors into measuring information and the implementation of automated control of the process of realizing diagnostic require the use of digital filtering methods. In this work, we synthesized the structure and studied the characteristics of the signal filters of combined sensors. It is shown that the use of anti-aliasing filters of sixth order Caue filters with hardware implementation is optimal. Further processing of the measurement information, taking this into account, can be carried out by digital filtering

**Анотація.** Для діагностики повторного кровообігу у акральних ділянках шкіри запропоновано пристрій, що відрізняється від існуючих аналогів використанням двох комбінованих піроелектричних датчиків для вимірювання поверхневої температури шкіри і визначення наповнення кров'ю судин ділянки шкіри. Таким чином, аналогова і цифрова обробка сигналів цих датчиків виконується однаковим шляхом, що спрощує побудову системи. Перетворення сигналів цих датчиків у вимірювальну інформацію і здійснення автоматизованого керування процесом проведення діагностичних обстежень потребує застосування методів цифрової фільтрації. У роботі проведено синтез структури і дослідження характеристик фільтрів сигналів комбінованих датчиків. Показано, що раціональним є застосування антиліасінгових

using filters of a lower order with a finite impulse response. This allows us to simplify the construction of the digital part of the device and increase its speed rate. According to the results of research and synthesis of digital filters, a program code for processing sensor signals was developed for the microcontroller of the diagnostic device. Also, based on the Atmega 328 microcontroller, a circuit and a printed circuit board for a device for diagnosing circulatory disorders of acral skin sites were developed. The processing and control circuit of the device, in addition to the microcontroller, contains active filters on operational amplifiers, an additional supply voltage converter, an interface converter, and power switches for controlling the heater and radiation source. To implement periodic heating and cooling in the developed structure, a Peltier element is used, which is also programmatically controlled.

**Keywords:** фільтр, мікроконтролер, датчик, схема, плата.

**Section:** Biosignal Processing

**Introduction.** При виникненні патологій шкіри відбувається порушення кровообігу [1]. Для фіксації цього використовується методика, що заснована на повторному нагріванні акральних

фільтрів Кауера шостого ступеню з апаратною реалізацією. Подальша обробка вимірювальної інформації, з урахуванням цього, може бути проведена шляхом здійснення цифрової фільтрації за допомогою фільтрів меншого ступеню з кінцевою імпульсною характеристикою. Це дозволяє спростити побудову цифрової частини пристрою і підвищити його швидкодію. Відповідно до результатів досліджень і синтезу цифрових фільтрів було розроблено програмний код обробки сигналів датчиків для мікроконтролера пристрою діагностики. Також на основі мікроконтролера Atmega 328 було розроблено схему і печатну плату пристрою діагностики порушень кровопостачання акральних ділянок шкіри. Схема обробки і керування приладом, окрім мікроконтролера містить активні фільтри на операційних підсилювачах, додатковий перетворювач напруги живлення, інтерфейсний перетворювач і силові ключі керування нагрівачем і джерелом випромінювання. Для реалізації періодичного нагріву та охолодження у розробленій структурі застосовується елемент Пельтьє, що також керується програмним чином.

ділянок частин тіла, з подальшим вимірюванням поверхневої температури у таких областях. На основі цих принципів було розроблено систему діагностики повторного кровообігу [2], що у якості джерела інформації зі зміни температури шкіри використовує болометр інфрачервоного (ІЧ) випромінювання. Також у процесі діагностики відстежується наповнення судин кров'ю методом фотоплетизмографії при використанні оптопарі світлодіод – фотодіод з відкритим каналом. Отримані таким чином дані обробляються вбудованим мікроконтролером і можуть бути передані до комп'ютеру за стандартним інтерфейсом. До недоліків зазначеної системи слід віднести невелику роздільну здатність щодо визначення поверхневої температури, селективність фотоплетизмографічного датчика відносно поглинання випромінювання лише на робочій довжині хвилі, що знижує діагностичні можливості системи. Крім того, застосування різномісних датчиків збільшує складність обробки інформаційних сигналів. Також, у процесі вимірювань використовується почергове охолодження акральних ділянок водою, що має температури нижче кімнатної. Це ускладнює процес проведення діагностичних обстежень і не дозволяє виконувати автоматичне керування ним.

**Objective.** Робота присвячена розробці пристрою діагностики порушень кровопостачання акральних ділянок шкіри, який характеризується підвищеною точністю вимірювань і більш високим ступенем автоматизації проведення обстежень.

**Materials and methods.** Для спрощення обробки сигналів датчиків і підвищення ступеню автоматизації обстежень було розроблено пристрій діагностики порушень кровопостачання акральних ділянок шкіри, структуру якого наведено на рис. 1.

Будова пристрою базується на двох комбінованих піроелектричних датчиках у якості приймачів ІЧ – випромінювання від шкіри (для вимірювання її температури) і від світлодіоду (для визначення наповнення кров'ю судин ділянки шкіри). При цьому типізація датчиків дозволить підвищити точність вимірювань та спростити побудову блоків аналогової і цифрової обробки сигналів за рахунок синтезу однакових фільтрів в різних вимірювальних каналах. Застосовані у системі комбіновані датчики є теплового типу. Тому за їх допомогою виконується типізація як приймача випромінювання (ПВ), так і датчика температури об'єкту (ДТО). Таким чином, аналогова і цифрова обробка сигналів цих датчиків виконується однаковим шляхом, що спрощує побудову системи. Також, з метою зменшення часу цифрової обробки, використовуються передобробка аналогового сигналу у антиаліасінгових фільтрах. Вихідний сигнал з фільтрів надається до АЦП що формують відповідні цифрові відліки. Надалі отримані значення обробляються цифровими методами у мікроконтролері (МК) і можуть бути передані за стандартним інтерфейсом до персонального комп'ютеру (ПК) для їх подальшого аналізу, зберігання і обробки статистичними

методами. МК у розробленій структурі також керує джерелом випромінювання для датчика кровопостачання ПВ. За допомогою цього можливо виконувати адаптацію системи діагностики до стану ДО. Для реалізації періодичного нагріву та охолодження у розробленій структурі застосовується елемент Пельть'є, що також керується програмним чином з МК.

Для практичної реалізації обробки сигналів датчиків пристрою виконані дослідження фільтрів сигналів ПВ і ДТО [3]. При цьому порівнювались дані, що було отримано в результаті синтезу у програмному середовищі Matlab - Filter Design [4] за специфікацією, яку визначено при використанні результатів досліджень інтегрованих датчиків випромінювань на основі комбінованих твердотільних структур [5].

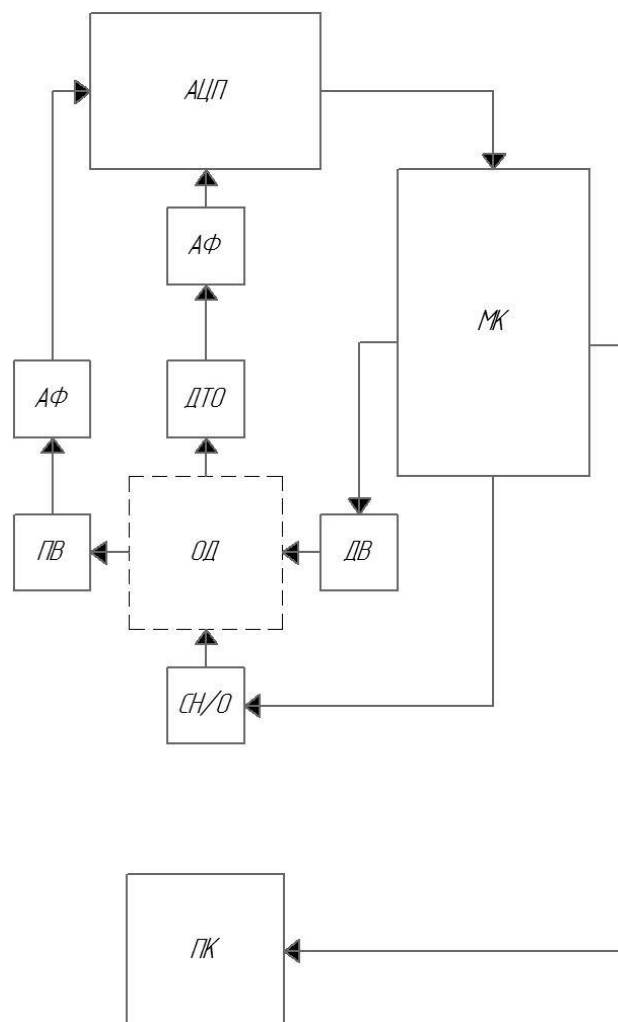


Рис.1. Структура приладу діагностики порушень повторного кровопостачання: ОД – об'єкт дослідження, ДВ – джерело випромінювання, ПВ – приймач випромінювання, ДТО – датчик температури об'єкту, СН/О – система нагріву/охолодження об'єкту, АФ – аналоговий фільтр, АЦП – аналогово-цифровий перетворювач, МК – мікроконтролер, ПК – персональний комп'ютер

Порівняльний аналіз параметрів синтезованих фільтрів наведено у табл. 1.

Таблиця 1

Результати дослідження фільтрів приладу діагностики порушень повторного кровопостачання

| Тип фільтру             | Тип імпульсної характеристики | Ступінь фільтру | Лінійність ФЧХ | Пульсації у смузі пропускання фільтру | Пульсації у смузі затримки фільтру |
|-------------------------|-------------------------------|-----------------|----------------|---------------------------------------|------------------------------------|
| Еліптичний              | KIX                           | 1909            | +              | +                                     | +                                  |
| Еліптичний узагальнений | KIX                           | 1930            | +              | +                                     | +                                  |
| Інтерполяційний         | KIX                           | 2215            | +              | +                                     | +                                  |
| Баттерворта             | НІХ                           | 47              | -              | -                                     | -                                  |
| Чебишева 1-го роду      | НІХ                           | 12              | -              | +                                     | -                                  |
| Чебишева 2-го роду      | НІХ                           | 12              | -              | -                                     | +                                  |
| Кауера                  | НІХ                           | 6               | +              | +                                     | +                                  |

З наведених результатів слід, що фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою (НІХ) у порівнянні з фільтрами з кінцевою імпульсною характеристикою (KIX), при заданих умовах, мають меншу складність. Тому для АФ сигналів датчиків оптимальною є реалізація у за схемою Кауера шостого ступеню з граничною частотою 145 Гц. При цьому коефіцієнт пригнічення перешкод становить 30 дБ (рис. 2).

На АЧХ такого фільтру присутні пульсації у смузі пропускання на рівні 0,5 дБ і у смузі затримки - 55 дБ. але це взагалі не зменшує заданий коефіцієнт пригнічення перешкод. Але у порівнянні з KIX – фільтрами, НІХ – фільтри можуть переходити у стан з невизначеним значенням вихідного сигналу. Результати досліджень АФ щодо стійкості до випадкових перешкод показали, що полюси і нулі його передавальної функції знаходяться у межах одиничного кола діаграми

Найквіста. Відповідно до того, що НЧХ – фільтри можуть бути реалізовані як апаратно, так і програмно, було запропоновано їх схемну реалізацію на основі операційних підсилювачів (ОП). Таким чином, знижуються вимоги до швидкодії та роздільної здатності АЦП і навантаження МК щодо виконання цифрової фільтрації, так як мають більш спрощені вимоги до специфікації АЧХ.

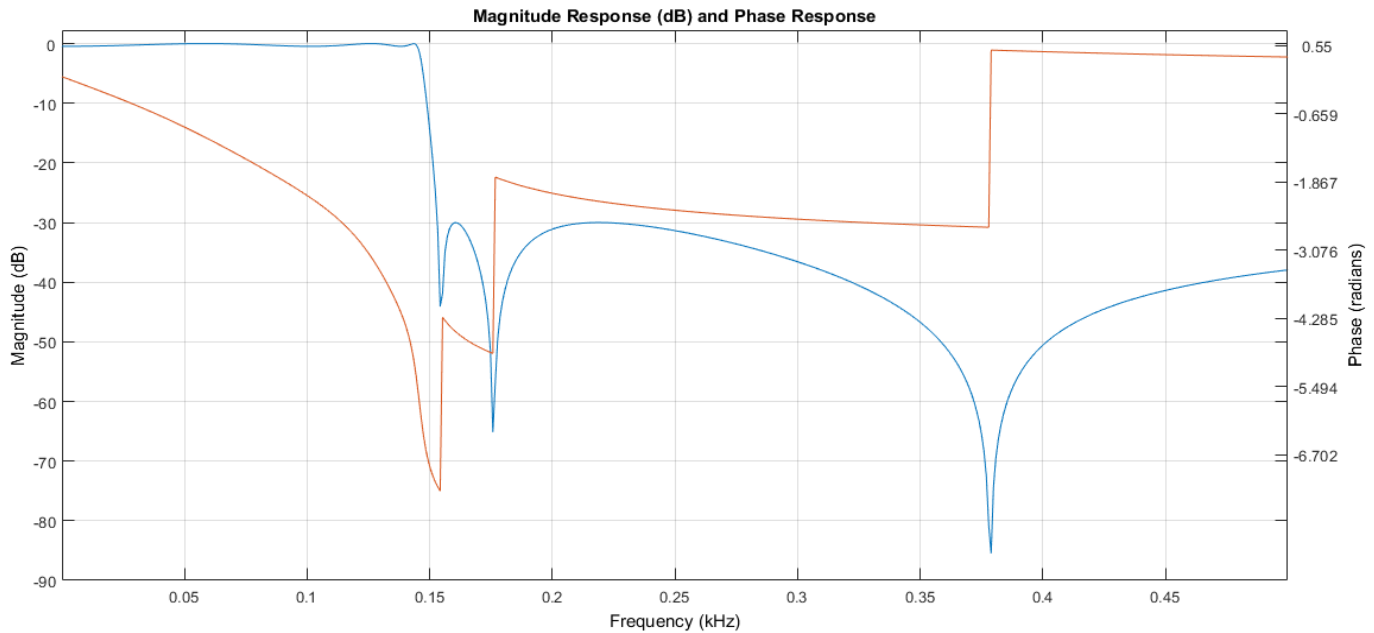


Рис.2. Амплітудно – частотна і фазочастотна характеристики антиаліасінгового фільтру Кауера сигналів датчиків приладу діагностики порушень повторного кровопостачання

Синтез схем АФ виконано у середовищі Micro-Cap [6], а параметричний аналіз – у системі Multisim [7]. В результаті було отримано електричну схему фільтру з параметрами елементів, що відповідають значенням стандартних номіналів (рис. 3).

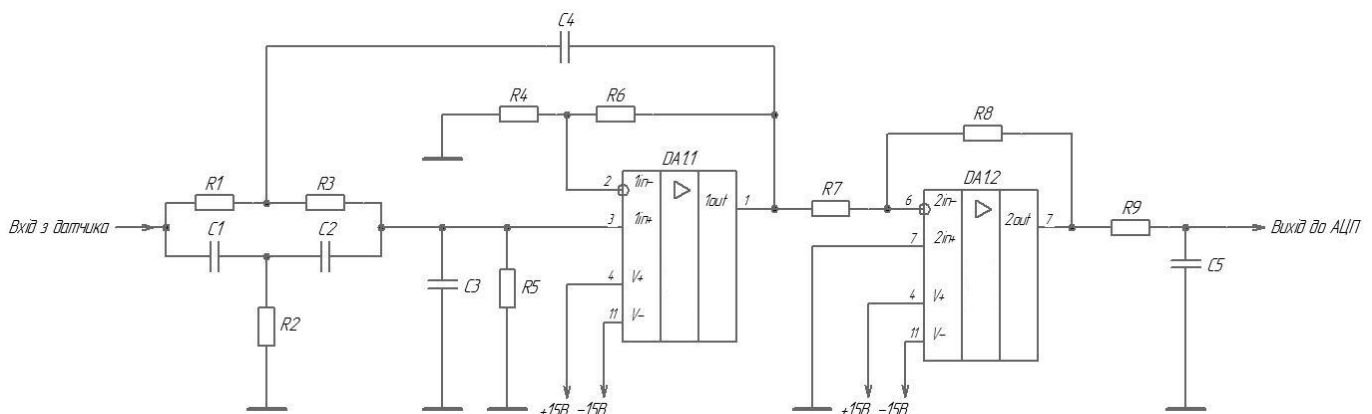


Рис.3. Схема електрична принципова аналогового фільтру

Фільтр побудовано на базі поєднання двох каскадів: перший каскад на базі ОП DA1.1; другий – на основі ОП DA1.2. У якості мікросхеми ОП було обрано LM324 що має прямий диференціальний вхід, внутрішню частотну компенсацію при одиничному підсиленні та захист від короткого замкнення. У одному корпусі мікросхеми поєднано чотири незалежних одне від одного операційних підсилювача, до переваг LM324 належить працездатність у широкому діапазоні напруг живлення від 3 до 32В. Для побудови вхідного каскаду використано RC – фазозсувні ланки у вигляді подвійного Т - моста на елементах R1, R2, R3, C1, C2. Другий каскад забезпечує підтримку коефіцієнту передачі фільтру на заданому рівні.

Для побудови цифрової частини приладу було обрано МК Atmega328 [8], що має вбудований АЦП, низьку собівартість та різноманітні засоби розробки та налагодження. При реалізації аналогово-цифрового перетворення було застосовано внутрішній АЦП з опорною напругою, що дорівнює напрузі джерела живлення контролера. Розробку програмного забезпечення приладу здійснено на базі плати налагодження Arduino UNO і середовища Arduino IDE [9]. Для програмування АЦП у коді застосовано функцію `analogRead` з виводів 23, 24 МК. Встановлено що розроблена програма використовує 4200 байт пам'яті МК (12% від програмної пам'яті). Глобальні змінні займають 424 байта динамічної пам'яті МК що становить 20% від її загального обсягу.

На основі структурної схеми (рис. 1), було розроблено електричну схему приладу діагностики порушень повторного кровопостачання, що наведено на рис 4. Сигнали з датчиків температури та випромінювання надходять до роз'єму X1 та X2, далі вони проходять через АФ на основі ОП LM324. Відфільтрований сигнал з датчика температури досліджуваного об'єкта подається на 23 вивід МК через резистивний дільник напруги R21, R22, а сигнал з датчика випромінювання на 24 вивід через R23, R24. У МК Atmega328 виводи 23 та 24 задіяні для внутрішнього десятирозрядного АЦП за допомогою якого аналогові сигнали переводяться до цифрового коду для подальшої обробки. Для живлення схеми використовується зовнішнє джерело напруги, що з'єднується з роз'ємом X3, де на контакті 1 діє напруга +15В, на контакті 2 – напруга -15В, які відповідно підключені до 4 та 11 виводів DA2. Напруга +12В з контакту 3 роз'єму X3 подається на систему нагріву/охолодження об'єкту та до лінійного стабілізатору напруги DA1. Так як для живлення DD1 та DD2 потрібна напруга +5В, що отримується з виходу DA1, для налаштування якого використовуються резистори R7, R8, а для фільтрації напруги на вході та виході - конденсатори C1, C8, C11. Також для забезпечення роботи DD2 до його виводів 7,8 підключено частото задаючий ланцюг з кварцевого резонатору ZQ2 та конденсаторів C18, C19. Для уникнення випадкового перезавантаження МК резистор R25 доводить напругу на виводі *reset* до значення напруги живлення.

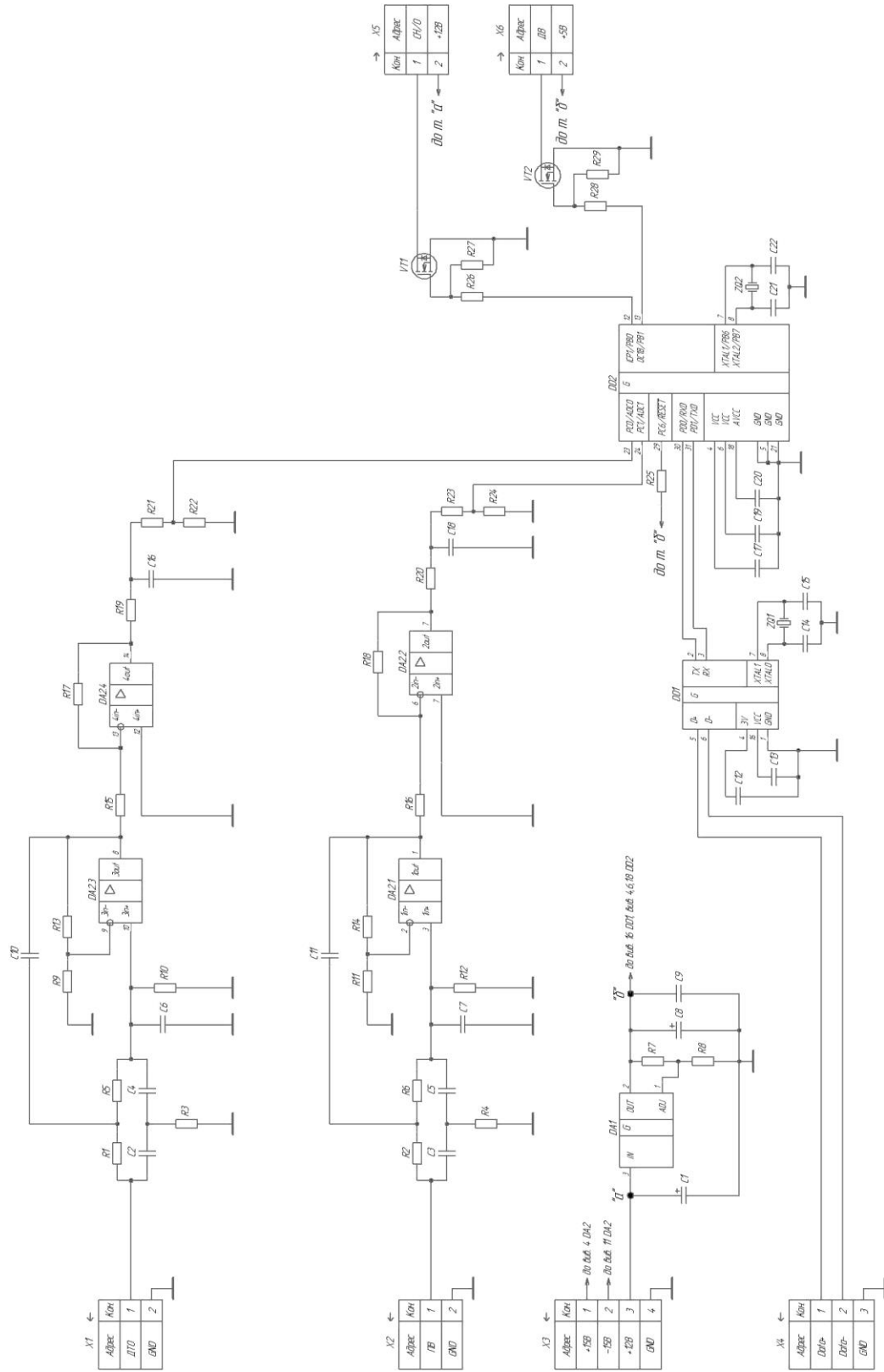
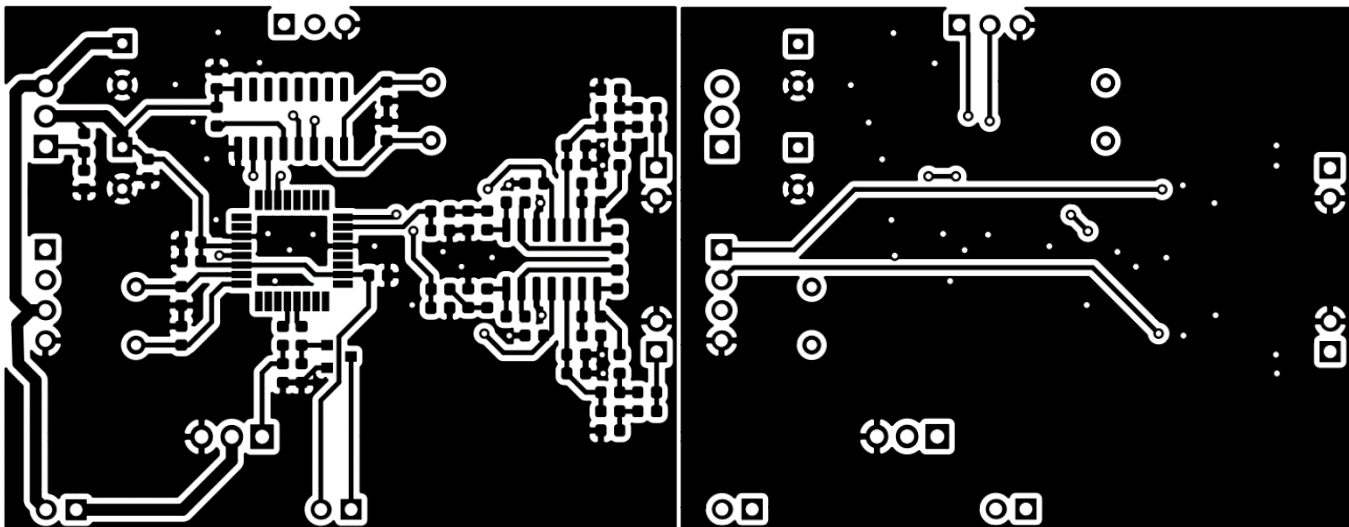


Рис.4. Електрична схема приладу діагностики порушень повторного кровопостачання



На основі ключів на транзисторах VT1, VT2 реалізується мікроконтролерне управління системою нагріву/охолодження та частотою вимірювальних оптичних імпульсів випромінювання світло діоду ДВ. В цих колах для захисту виходів МК резистори R26, R27 обмежують струм заряду ємності затворів транзисторів, а R28, R29 притягують затвори транзисторів до загальної точки щоб забезпечити надійне вимкнення ключів при відсутності вхідного сигналу. На мікросхемі DD1 реалізовано перетворювач інтерфейсу USB в UART, що використовується для виводу обміну інформацією з ПК. Живлення такого перетворювача здійснюється напругою +5В від DA1, а також для її роботи створено генератор на основі кварцевого резонатору ZQ1 та конденсаторів C14, C15.

Для реалізації схеми пристрою діагностики порушень кровопостачання акральних ділянок шкіри у завершеному конструктивно – технологічному вигляді було розроблено друковану плату з габаритними розмірами 45x57x22 мм (рис. 5).



а)

б)

Рис.5. Топологія основних (а) і додаткових (б) міжелементних з'єднань друкованої плати приладу діагностики порушень повторного кровопостачання

Зовнішній вигляд друкованої плати зібраними елементами схеми наведено на рис. 6.

Працездатність розробленого приладу підтверджено шляхом моделювання у системі Multisim і макетування за допомогою системи відладки Arduino UNO.

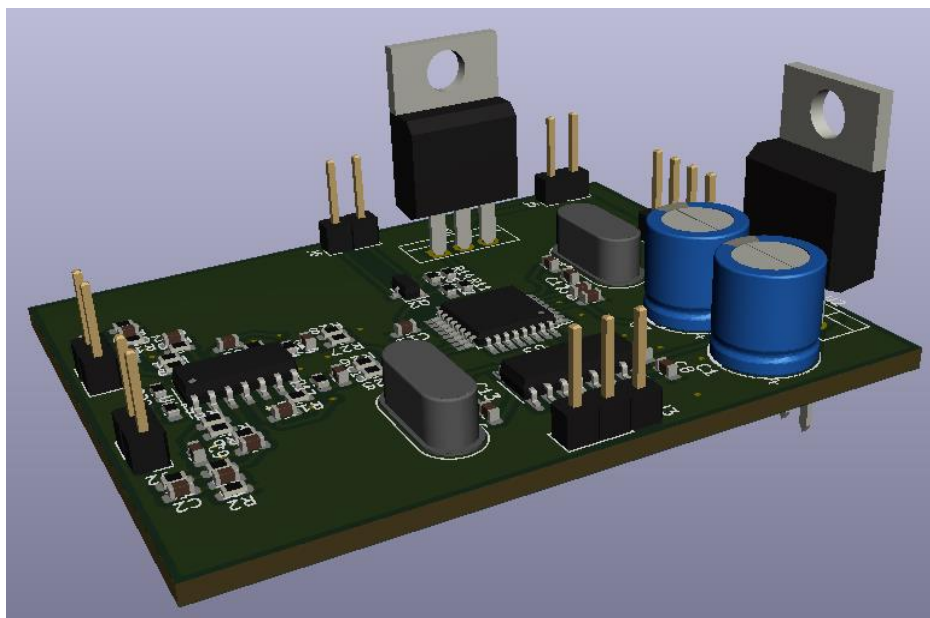


Рис.6. Зовнішній вигляд друкованої плати з зібраними елементами схеми приладу діагностики порушень повторного кровопостачання

**Conclusions.** Розроблений пристрій у порівнянні з прототипом [2] використовує однотипні датчики для отримання інформації з поверхневої температури шкіри і наповнення кров'ю акральних ділянок. Це дозволило спростити побудову аналогових і цифрових фільтрів сигналів датчиків і підвищити точність і швидкість вимірювань. Схема обробки результатів вимірювань і керування джерелом випромінювання і нагрівачем акральної ділянки побудовано на основі мікроконтролера Atmega 328.

Моделювання і макетування розробленої принципової схеми приладу показало її працездатність.

**Disclaimers:** The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

**Conflict of interest statement:** The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

### ORCID

Кісельов Єгор Миколайович <http://orcid.org/0000-0001-5844-7268>

Туришев Константин Олегович <http://orcid.org/0000-0003-2938-9710>

Строїтелєва Ніна Іванівна <http://orcid.org/0000-0002-1160-995X>

**REFERENCES:**

1. Мекшина Л. А., Усынин В. А., Столяров В. В., Усынин А. Ф. Применение тепловидения в диагностике облитерирующих заболеваний артерий нижних конечностей. Сибирский медицинский журнал. 2012;2:15-22.
2. Meffert B., Hochmuth O. Werkzeuge der Signalverarbeitung. Grundlagen, Anwendungsbeispiele, bungsaufgaben. Berlin: Humboldt-Universitat zu Berlin; 2018.
3. Кісельов Є. М., Строїтелева Н. І., Гальчанський М. О. Побудова системи діагностики повторного кровопостачання у акральних ділянках шкіри. In: Висоцька О. В., Порван А. П., Печерська А. І. (eds.): II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині», (ISM–2019), 28–29 листопада 2019, Збірник наукових праць, Харків, Україна. Харків: Національний аерокосмічний університет; 2019. с.190–191.
4. Дьяконов В. Matlab 6.5 SP1/7 + Simulink 5/6. Обработка сигналов и проектирование фильтров. М.: СОЛОН-Пресс; 2005.
5. Швец Е. Я., Киселев Е. Н. Разработка и исследование интегрированных комбинированных датчиков мощности злучений. Радиоелектроніка, інформатика, управління. 2005;2(14):37-42.
6. Амелина М., Амелин С. Программа схемотехнического моделирования Micro-Cap 8. М.: Горячая линия – Телеком; 2007.
7. Макаренко В. В. Программа моделирования Multisim Blue и ее основные возможности. Электронные компоненты и системы. 2014;10:25-32.
8. Белов А. Микроконтроллеры AVR: от азов программирования до создания практических устройств. Санкт-Петербург: Наука и техника; 2016.
9. Петин В. Практическая энциклопедия Arduino. М.: ДКМ Пресс; 2017.

**PLAGIARISM REPORT:**

## Results

Свойства сканирования

Количество слов : 967

Полученных результатов : 0

To or From

Binary Translator

To or From

PDF Converter



0%

Plagiarism

100%

Уникальный

0%

Касающиеся значения

Застосовані у системі комбіновані датчики є теплового типу.

Тому за їх допомогою виконується типізація як приймача випромінювання (ПВ), так і датчика температури об'єкту (ДТО).

Таким чином, аналогова і цифрова обробка сигналів цих датчиків виконується однаковим шляхом, що спрощує побудову системи.

Також, з метою зменшення часу цифрової обробки, використовуються передобробка аналогового сигналу у антиаліасінгових фільтрах.

Вихідний сигнал з фільтрів надається до АЦП що формують відповідні цифрові відліки.

Надалі отримані значення обробляються цифровими методами у мікроконтролері (МК) і можуть бути переданні за стандартним інтерфейсом до персонального комп'ютеру (ПК) для їх подальшого аналізу, зберігання і обробки статистичними методами.

МК у розробленій структурі також керує джерелом випромінювання для датчика кровопостачання ПВ.

За допомогою цього можливо виконувати адаптацію системи діагностики до стану ДО.