

«Кровотрата»
(шифр)

Національний технічний університет «Харківський політехнічний Інститут»

Автор: Лосев Микита Вадимович

Керівник: Томашевський Роман Сергійович, доктор філософії, доцент

**«РОЗРОБКА ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ БІОІМПЕДАНСУ
ЛЮДИНИ»**

Галузь:

Електроніка

2018/2019

ЗМІСТ

ВСТУП	3
1 МЕТА НАУКОВОЇ РОБОТИ	4
2 ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ МЕТОДУ	5
2.1 Фізіологічні аспекти вимірювання	5
2.2 Опис контакту електрод-шкіра	6
2.3 Схеми вимірювання біоімпедансу	8
3 ФУНКЦІОНАЛЬНА СХЕМА	9
4 ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ СХЕМИ ПРИНЦИПОВОЇ	11
4.1 Генератор	11
4.2 Вимірювання падіння напруги	14
4.3 Інтерфейси вводу-виводу	15
4.4 Контролер	18
4.5 Живлення пристрою	19
4.6 Принципова схема пристрою	21
5 АЛГОРИТМ РОБОТИ	24
5.1 Алгоритм роботи головного меню	24
5.2 Алгоритм вимірювання біологічного імпедансу	25
5.3 Алгоритм меню настройки частоти	26
5.4 Алгоритм меню роботи з даними	26
5.5 Алгоритм меню енергозбереження	27
6 ВИКОНАННЯ МАКЕТУ ПРИСТРОЮ	28
ВИСНОВКИ	30
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	31

ВСТУП

Закінчується четвертий рік війни на сході України. Кожного дня відбуваються перестрілки між українськими захисниками та проросійськими бойовиками, де неминуче гинуть українці. Тож наразі є необхідність проробки методів врятування життів у мирний час та під час бойових дій, для чого необхідно розробляти нові методи. Одним із методів відстеження стану людини є біоімпедансометрія. Біоімпедансометрія – методика оцінювання стану здоров'я людини шляхом вимірювання електричного опору на ділянках тіла та спеціальної обробки отриманих даних. Вона дозволяє відстежувати зміну біоімпедансу ділянки тіла людини під впливом різних чинників, серед яких можуть бути: фізичне навантаження та відпочинок після нього, приймання різних речовин пероральним та іншими способами, зовнішня або внутрішня кровотечі, різноманітні травми, тощо.

Основний тип струмопровідника у тілі людини – іони, що знаходяться у різних середовищах тіла людини. Кров, якщо виключити спино-мозкову рідину, є найбільш струмопровідною речовиною організму людини [1]. Її електричний опір знаходиться в межах 1-2 Ом·м. Під час кровотечі – внутрішньої або зовнішньої – кількість крові, тобто основного струмопровідника, у кров'яній системі зменшується, що невідмінно веде до зміни електричного опору вимірюваної ділянки людського тіла. Розуміючи це можна висказати теорію, що за допомогою біоімпедансометрії можливо помічати кровотечу.

Попередні дослідження [2] довели існування залежності біоімпедансу від наявності кровотечі. Задля проведення досліджень необхідний прилад для вимірювання біоімпедансу людини щонайменше раз на секунду на декількох частотах, що обираються користувачем.

1 МЕТА НАУКОВОЇ РОБОТИ

За даними Генерального Штабу Збройних Сил України з початку війни на сході України бойові втрати на 28 жовтня 2017 року склали 10710 військовослужбовців, з них безповоротні 2333 людини. За різними даними бойові втрати від кровотеч знаходяться в межах від сорока до семидесяти відсотків від загальних бойових втрат. Це каже про те, що якнайменше 933 людини, а це сорок відсотків від загальних безповоротних втрат, померли від вчасно не зупиненої, або не поміченої через бойовий шок, кровотечі.

Мета роботи полягає у аналізі існуючих методів вимірювання біоімпедансу та створення приладу для вимірювання біоімпедансу людини з великою дискретністю.

Для технічної реалізації приладу для вимірювання біоімпедансу людини треба реалізувати наступні компоненти приладу:

- блок генерації струму, що створює високочастотний струм для вимірювання імпедансу;
- блок вимірювання, що вимірює та оцифровує падіння напруги на ділянці тіла;
- блок вводу-виводу, що містить дисплей та кнопки для взаємодії з оператором;
- блок керування, що виконує обчислювальну частину роботи та керує блоком генерації та вводу-виводу;
- блок живлення, що має забезпечувати живленням усі компоненти схеми та мати можливість відключати живлення певних елементів пристрою.

Для реалізації кожного блоку необхідно виконати відповідні розрахунки та вибір елементів. Для забезпечення зручного ремонту та вдосконалення приладу кожен з перелічених блоків буде виконано на окремих друкованих платах.

2 ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ МЕТОДУ

2.1 Фізіологічні аспекти вимірювання

Біоімпедансометрія базується на законі Ома, а саме на залежності падіння напруги у електричному колі від електричного опору цього кола. Метод заснований на вимірюванні імпедансу Z всього тіла або окремих сегментів тіла з використанням спеціальних пристроїв – біоімпедансних аналізаторів. Електричний імпеданс біологічних тканин має два компоненти: активний R і реактивний опір X_C , пов'язані співвідношенням:

$$Z^2 = R^2 + X_C^2 \quad (2.1)$$

Матеріальним субстратом активного опору R в біологічному об'єкті є рідини (клітинна і позаклітинна), що мають іонний механізм провідності. Субстратом реактивного опору X_C (діелектричний компонент імпедансу) є клітинні мембрани[3]. Згідно з принциповою електричною схемою заміщення людини (рисунок 2.1) електричний струм, проходячи крізь ділянку тіла людини, двічі минає шкіряний покрив людини, де зустрічає чималий опір R_2 та R_6 , та протікає крізь внутрішні клітини організму, де зустрічає опір внутрішньо-клітинних рідин R_1 , R_3 , R_5 та ємність клітинних мембран C_1 , C_2 , C_3 .

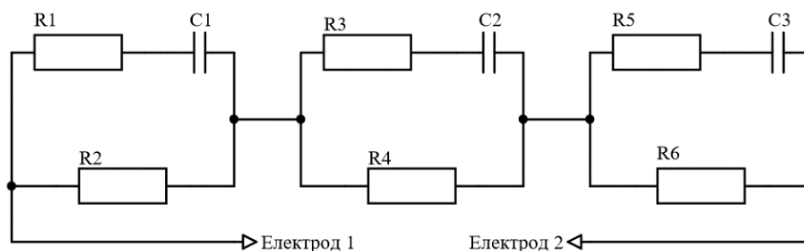


Рисунок 2.1– Принципова електрична схема заміщення людини

З підвищенням частоти струму імпеданс стає меншим, бо більша частина струму проходить крізь мембрани, що за електричними властивостями

відповідають конденсаторам, та внутрішньо-клітинні рідини, тож, щоб мінімізувати шкіряний опір, при вимірюванні має сенс використовувати саме високочастотні гармоніки. Закон Ома для визначення опору по напрузі можна використати, коли визначено струм, тож для функціонування біоімпедансометру необхідно або генерувати струм визначеної величини, або вимірювати згенерований струм. Обидва методи дають можливість визначити струм та враховувати його значення у майбутньому. Для вимірювання біоімпедансу на обраній частоті струм має містити тільки одну гармоніку. За діючим значенням струм не має перевищувати 1 мА, щоб не нанести шкоди організму та не впливати на результати вимірювання. Щоб при довготривалому вимірюванні не наводились перешкоди, струм для вимірювання імпедансу повинен подаватися не довше, ніж 10 мс [4], потім має містити паузу, та, якщо біоімпедансометр має декілька частот для вимірювання, наступні 10 мс струму більшої частоти.

2.2 Опис контакту електрод-шкіра

При пропусканні через контакт електрод-шкіра електричного струму безпосередньо біля поверхні електрода протікають окислювально-відновні реакції, що забезпечують обмін носіїв заряду. Величина різниці потенціалів між електродом і електролітом при цьому змінюється. Це явище називається поляризацією електрода. Поляризація є небажаним фактором, так як вона створює необхідність прикладати до контакту додаткову напругу для забезпечення протікання струму. На рис. 2.3 приведена еквівалентна схема контакту електрод-шкіра, що складається з декількох гілок.

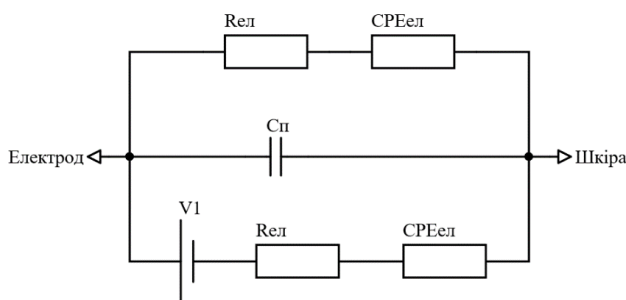


Рисунок 2.3 – Еквівалентна схема контакту електрод-шкіра

Одна з гілок відображає процеси, які протікають при хімічних реакціях на електроді. В цю гілку входять джерело постійної напруги поляризації V_1 , ланцюг з опором R_{el} і елементом CPE_{el} . Друга гілка містить ємність подвійного електричного шару C_n . Так як цей шар дуже тонкий, величина ємності виявляється вельми значною - близько 10 мкФ на 1 см² контакту. Третя гілка відображає адсорбцію частинок з розчину на поверхні електрода. Схема може бути доповнена гілками, відповідними іншим процесам. Внаслідок наявності ємнісної гілки модуль імпедансу контакту зменшується з ростом частоти, так що на частотах вище 5 кГц вплив контакту на вимірювання незначно. Але на більш низьких частотах поляризація і імпеданс контакту можуть вносити помітний вклад в похибку вимірювання.

Особливі проблеми виникають при накладенні електродів на поверхню шкіри. Тонкий (10-20 мкм) роговий шар в сухому стані на постійному струмі має дуже високий питомий опір, 10^4 - 10^5 Ом·м. На змінному струмі зі зростанням частоти питомий опір поступово зменшується до $\approx 10^2$ Ом·м на 1 МГц. При зволоженні шкіри її опір зменшується. Потові канали також зменшують опір, але їх вплив нестабільний. Високий імпеданс рогового шару шкіри створює серйозні труднощі для вимірювань. Для їх подолання необхідно, по-перше, очистити шкіру в місцях накладення електродів і, по-друге, нанести на шкіру спеціальний гель або сольовий розчин, що насичують роговий шар і зменшують його опір. Також застосовуються спеціальні електроди з мікроостріями, проникаючими через роговий шар і створюють контакт з епідермісом, що добре проводить.. Нарешті, можна зняти роговий шар з використанням абразивних матеріалів.

Повний імпеданс контакту складається з послідовно з'єднаних імпедансу контакту електрода з гелем, імпедансу гелю і імпедансу рогового шару, зменшеного за рахунок просочення гелем. Перераховані складові мають досить складні частотні залежності. В цілому модуль імпедансу контакту істотно зменшується з ростом частоти.

2.3 Схеми вимірювання біоімпедансу

Використовуються дві схеми вимірювання біоімпедансу: двохелектродна, або біполярна (рис. 2.4), та чотирьох електродна, або тетраполярна (рис. 2.5). За використанням біполярної методики вимірювання загальний імпеданс дорівнюватиме сумі імпедансу ділянки тіла та двох імпедансів контакту. Через неможливість визначення імпедансів контакту, що робить неможливим точний вимір імпедансу ділянки тіла, область застосування біполярної методики виміру обмежена. Тетраполярна методика застосовує дві пари електродів, кожна з яких виконує тільки одну функцію – подача струму або вимірювання напруги. Якщо вхідний імпеданс вимірювача напруги набагато більший, ніж імпеданс вимірюваної ділянки тіла, то струм на вимірювальних електродах буде невеликий. З цього виходить, що падіння напруги на контактах $Z_{к3}$ і $Z_{к4}$ буде несуттєвим. У зв'язку з цим тетраполярна схема вимірювання має велику поширеність.

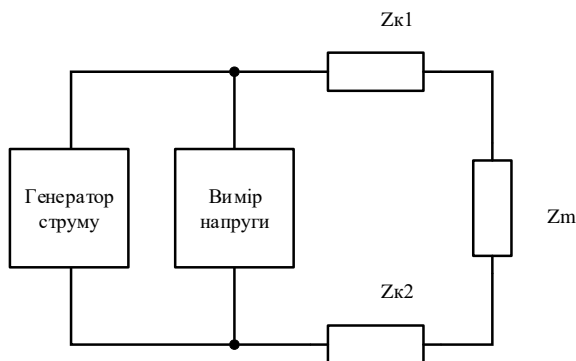


Рисунок 2.4 – Біполярна методика вимірювання

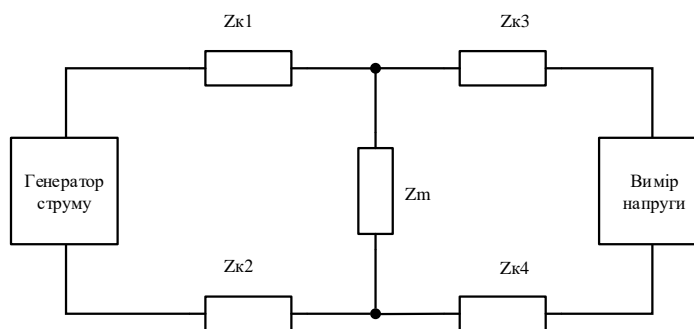


Рисунок 2.5 – Тетраполярна методика вимірювання

3 ФУНКЦІОНАЛЬНА СХЕМА

Серед розглянутих методик вимірювання явними перевагами володіє тетраполярна методика, що використовує 4 електроди. Для створення високочастотного струму необхідно мати високочастотну напругу, тож у пристрої мають бути генератори напруги та перетворювач напруга-струм. Струм, що подаватиметься до людини не перевищуватиме значення у 1 мА. Виходячи з того, що імпеданс на частотах вимірювання прийматиме значення у 100-1000 Ом, падіння напруги на ділянці тіла людини знаходитиметься у діапазоні від 100 до 1000 мВ. Для фіксації рівня високочастотної напруги доцільно використовувати пік-детектор. Для управління пристроєм йому необхідні дисплей та функціональні кнопки. Для можливості зменшення енергоспоживання необхідно забезпечити можливість відключення дисплею, тож доцільним буде встановлення світлодіодної та звукової індикацій. Для передавання виміряних даних необхідно додати роз'єм USB, що було обрано через його розповсюдженість. Джерелом живлення приладу є з'ємний акумулятор. Для його підзарядки без витягу з корпусу необхідно додати роз'єм micro-USB та спеціалізовану мікросхему для стабілізації струму підзарядки. Для забезпечення можливості вмикати і вимикати пристрій передбачена кнопка, що підключає або вимикає джерела живлення до блоку живлення. Блок живлення перетворює напругу до необхідних номіналів для живлення мікроконтролера та інших частин пристрою.

Рівень зарядженості акумулятора відобразатиметься на екрані приладу. Задля забезпечення можливості збереження даних після вимірювання при неможливості їх негайного передавання прилад матиме режим енергозбереження, тобто відключення усього приладу, окрім мікроконтролера. Це дозволить зберегти дані у оперативній пам'яті пристрою з можливістю їх передавання пізніше. Для цього необхідним є зв'язок мікроконтролера і блоку живлення.

Функціональна схема, що пояснює принцип роботи і побудову приладу для вимірювання біоімпедансу людини, наведена на рис. 3.1:

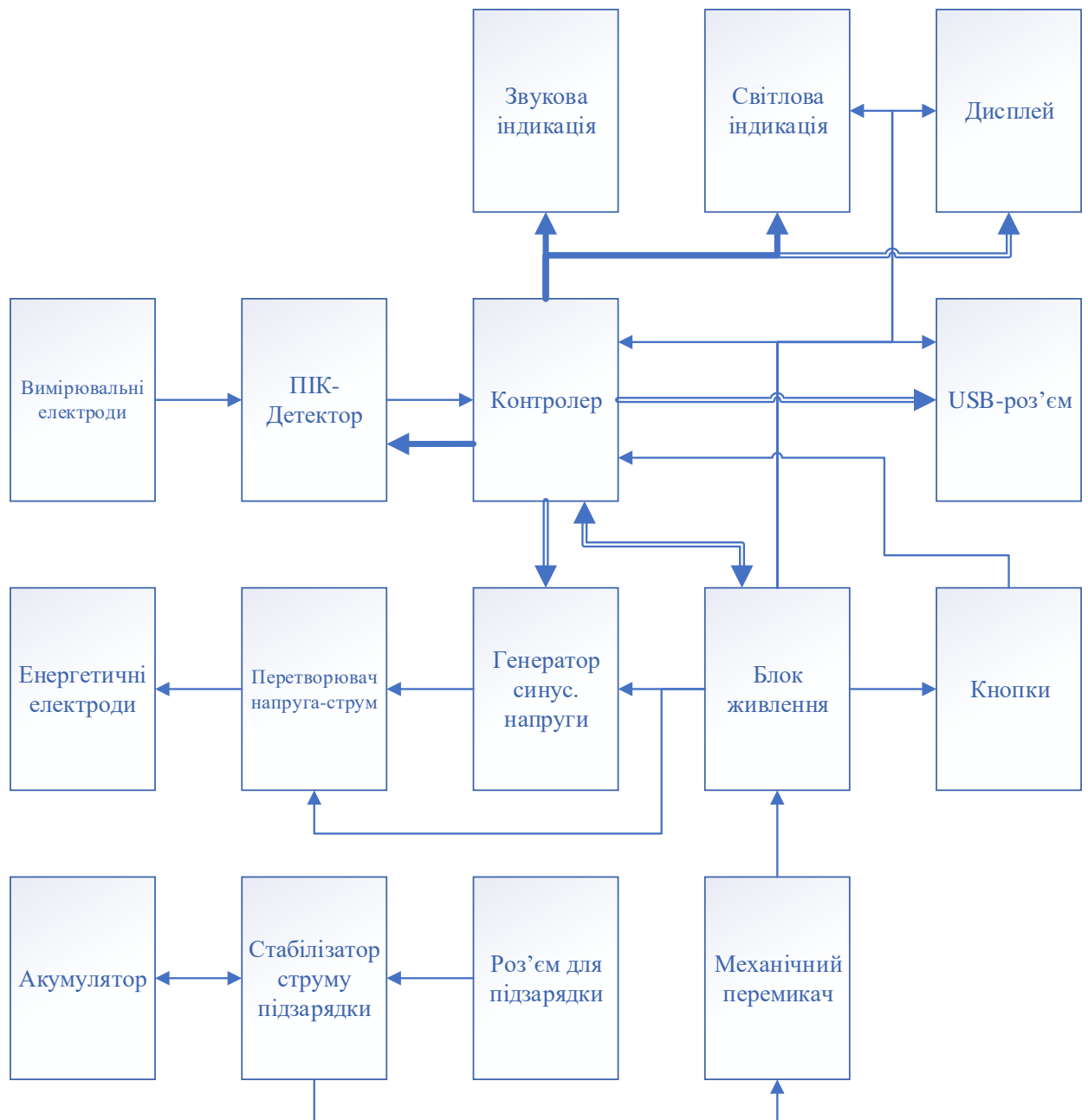


Рисунок 3.1 – Функціональна схема приладу для вимірювання біоімпедансу людини

4 ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ СХЕМИ ПРИНЦИПОВОЇ

4.1 Генератор

Виходячи з попередніх досліджень можна зробити висновок, що найбільш інформативними частотами є 20 та 500 кГц, тож пристрій має вимірювати біоімпеданс саме на цьому діапазоні частот.

Струм з перетворювача має мати частоти у 20 та 500 кГц та діюче значення до 1 мА. Також необхідно забезпечити можливість відключення генерації задля забезпечення необхідної паузи. Також, задля уникнення іонізації клітин ділянки тіла, струм має бути біполярним.

Для забезпечення роботи перетворювача напруга-струм необхідно реалізувати генератор синусоїдної напруги. Генерувати напругу можна реалізувати використовуючи вбудовані до мікроконтролерів ЦАП, ШИМ, або зовнішні пристрої. Першим варіантом реалізації генератору напруги було перетворити меандр, що було отримано за допомогою мікроконтролера у режимі ШИМ, у синус, видаливши високочастотні гармоніки каскадом з фільтрів низьких частот. Згодом цей варіант не було прийнято через те, що з певного моменту кожен наступний фільтр, мінімізуючи перешкоди, добавляв свої. Це унеможливило можливість згодом отримати необхідний струм. Другим варіантом було використати генератор синусоїдальної напруги. Проаналізувавши ринок, був обраний генератор AD9833 від компанії Analog Devices, що може бути запрограмованим та постачається одразу на платі (рис 4.1). Генератор програмується по послідовному інтерфейсу I2C, що дозволяє обрати форму сигналу (синус, меандр чи пилообразний), та дві частоти сигналу в діапазоні від 1 кГц до 12.5 МГц. Крім того є можливість переключатися між частотами для генерації сигналу, відключати або включати саму генерацію. Усе це дозволяє реалізувати необхідний генератор струму з можливостями працювати на двох частотах та забезпечити паузи, тож було обрано саме другий варіант.



Рисунок 4.1 – Зовнішній вигляд плати з обраним генератором

Для забезпечення біполярності було прийняте рішення зробити штучну середню точку для напруги живлення, та використовувати її як загальну точку. Для цього після генератору напруги у схемі стоять послідовно включений конденсатор значенням у 220 нФ – для видалення постійної складової згенерованої напруги – та шунт відносно середньої точки з опором у 100 КОм – для додавання у сигнал постійної складової, що відповідає загальній точці. Значення ємності обирались виходячи з того, що високочастотна гармонічна напруга повинна безперешкодно пройти крізь ємність, а постійна складова повинна бути видалена. Значення опору обиралися з метою додавання нового рівня постійної складової з мінімальним струмом. Все це дозволить отримати біполярні, відносно загальної точки, напругу і струм. На рисунку 4.2 приведені результати симуляції вищеназваного каскаду.

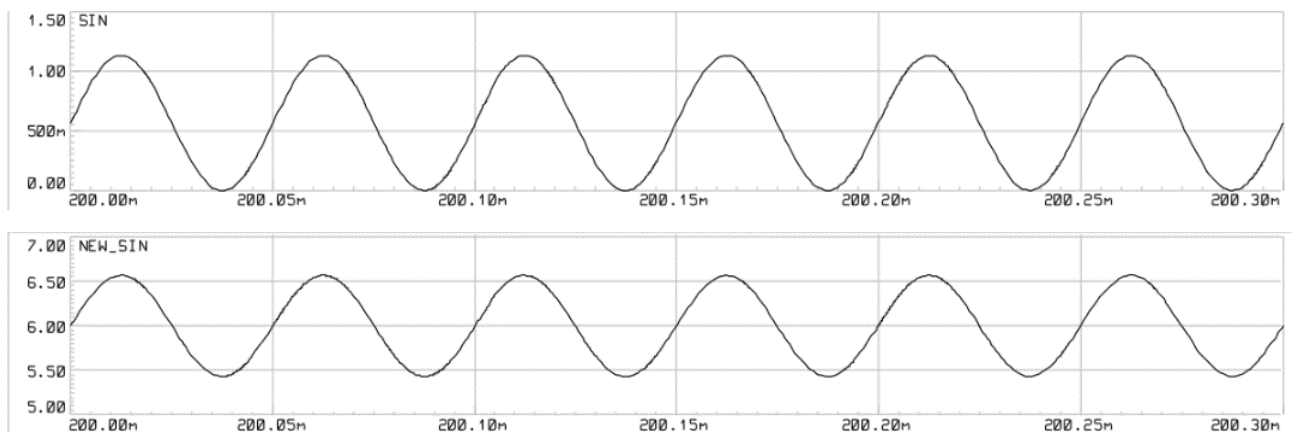


Рисунок 4.2 – Результати симуляції каскаду для забезпечення біполярності напруги

Перетворення напруги в струм може бути реалізована декількома способами: резистором з великим електричним опором у послідовному відносно

навантаження включенні, датчиком струму, що керує значенням напруги до навантаження, або спеціалізованими схемами на операційних підсилювачах. Була використана схема на операційному підсилювачі, що реалізує стабілізований струм, що за частотою та формою повторює напругу на шунті, який підключено до середньої точки. Розрахунок елементів виконувався за наступною формулою:

$$\omega = \frac{1}{RC} \quad (4.1)$$

Розрахунок проводився для частоти у 20 КГц, яка була прийнята за мінімальну. Значення ємності конденсатору було прийняте за $C=160$ пкФ. Тоді:

$$R = \frac{1}{2\pi fC} = 49,7 \text{ КОм} \quad (4.2)$$

Серед основних вимог до операційного підсилювача була здатність підсилювати сигнал на частотах до 500 КГц, тобто основним параметром був GBP. Мати здатність працювати на напругах, близьких до живлення, тобто Rail-to-Rail, необов'язково, бо сигнал знаходиться у межах середньої точки. Як досить недорогий підсилювач, що має $GBP = 10\text{МГц}$ було обрано NE5532 від Texas Instruments. На рисунках 4.3, 4.4 наведені результати стабілізації струму та його частотний аналіз.

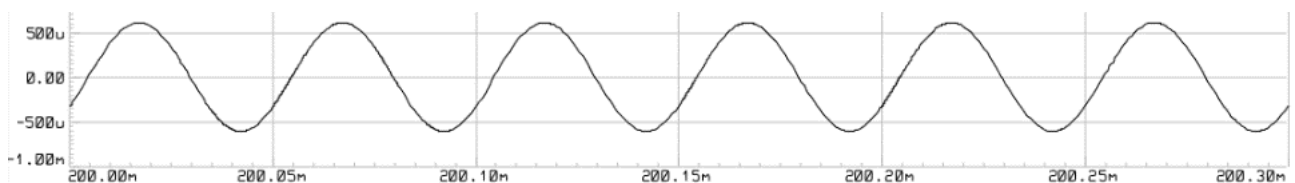


Рисунок 4.3 – Результати симуляції стабілізованого струму

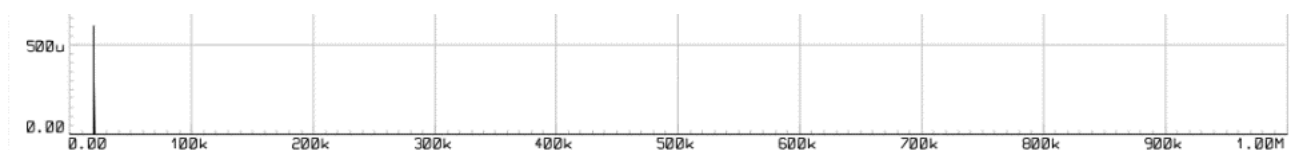


Рисунок 4.4 – Частотний аналіз стабілізованого струму

Отриманий струм відповідає усім попереднім вимогам, має задовільну часову та частотну характеристики. Далі струм через пару енергетичних електродів подається до ділянки людського тіла, утворюючи контур для його протікання. У якості роз'ємів для двох пар електродів розглядалися тільки роз'єми BNC, оскільки струм є високочастотним. Серед розглянутих BNC F-типу були: BNC-006, BNC-056, BNC-206. Серед них зручний для монтажу на плату корпус є тільки у BNC-206, тому було обрано саме його.

4.2 Вимірювання падіння напруги

Вимірювання падіння напруги здійснюється за допомогою двох вимірювальних електродів, що фіксуються поруч з енергетичними. Виміряти падіння напруги на ділянці тіла можна тільки оцифрувавши напругу з електродів.

Оскільки можливості інтегрованих у STM32 АЦП дозволяють оцифровувати напругу не частіше, ніж 1 МГц, то потрібно зафіксувати пік напруги. Для цього встановлено пік-детектор на базі діода Шотткі BAT54AW.115, що має дуже низьке падіння напруги і зручний корпус. Паралельно встановлено ключ для розрядки конденсатору. У якості ключа використано транзистор IRLML0030TRPBF з N-каналом через невелику напругу його відкриття, що дозволяє робити це напряму з мікроконтролера. Конденсатор ємністю 10 пкФ в залежності від рівня та частоти напруги заряджається за час від 20 мкс до 3 мс. Оцифрування проходить декілька разів за час зарядки конденсатору, потім рахується та виводиться середня напруга за 10 мс. Результати симуляції роботи пік детектора приведені на рисунку 4.5. Згідно з ними, струм з найменшою – 20 кГц – частотою та найменшим значенням напруги у 100 мВ заряджає конденсатор менш ніж за 3 мс, що є задовільним результатом. «Сходи» на напрузі пояснюються зворотними струмами діода, що поступово розряджають конденсатор під час зменшення рівня напруги на вході до пік-детектора.

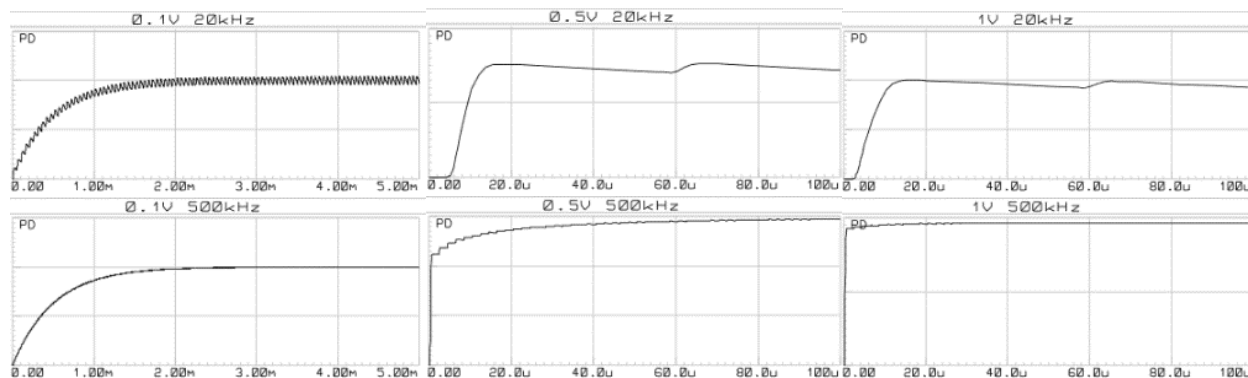


Рисунок 5.5 – Результати симуляції роботи пік-детектора

4.3 Інтерфейси вводу-виводу

Для забезпечення можливості управління роботи пристрою йому потрібен дисплей. Вибір виконувався серед наступних дисплеїв: WH1602 та OLED-дисплей на базі контролера SSD1306. Дисплей, що обирався, мав бути досить гнучким, щоб на його базі розробити інтерфейс для зручного управління вимірюванням та загальною роботою пристрою. Це вводить обмеження на мінімальний розмір дисплея, яскравість, контрастність, роздільну здатність та зручність управління дисплеєм. Крім того робота пристрою від акумулятора вводить обмеження на струм та потужність, що потребує дисплей. Дисплей WH1602, виконаний за технологією LED, хоч і має простий для програмування інтерфейсом та досить великим розміром, має велике споживання струму (приблизно 260 мА) та потужності взагалі, крім того не має можливості одночасно виводити на екран більше двох рядків. Через ці недоліки WH1602, та через дуже гнучкий та простий у програмуванні інтерфейс керування дисплеєм, велику контрастність та низьке споживання, у якості дисплею було обрано OLED-дисплей (рис. 4.6) на базі контролера SSD1603, технічні характеристики якого наведені у табл. 4.1.

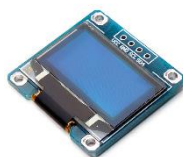


Рисунок 4.6 – Зовнішній вигляд обраного дисплею

Таблиця 4.1 – Технічні характеристики обраного дисплею

Технологія виконання екрану		OLED
Роздільна здатність		128x64
Співвідношення сторін		2:1
Діагональ екрану, дюйм		0,96
Розмір екрану, мм	Ширина	21,738
	Висота	10,858
Колір	Знаків	Білий
	Підсвітки	Блакитний
Струм споживання, мА	Найменший	9
	Найбільший	12
Напруга живлення, В	Найменша	3,3
	Найбільша	5
Інтерфейс для програмування		I ₂ C

Головними критеріями для виконання інтерфейсу вводу – кнопок – були зручність і неоднозначність натискання, довговічність та вартість. Серед кнопок, що розглядалися були: V3F-1020, V3F-1070, V3F-3125, TS1202-7.0-180 та джойстик MT-08.

Кнопка V3F-3125 була виключена через завелику ціну.

Через розмір, що найбільше пристосований до натискання пальцями, було обрано TS1202-7.0-180 (рис 4.7), технічні характеристики наведені у таблиці 4.2.



Рисунок 4.7 – Зовнішній вигляд обраної кнопки

Таблиця 4.2. – Технічні характеристики обраної кнопки

Тип	Тактова
Розмір, мм	12x12
Висота, мм	7
Ресурс, натискань	100000
Опір контакту, МОм	50
Опір ізоляції, МОм	100

Для забезпечення звукової індикації розглядалися наступні пристрої: ВМТ-0912ХН05, LD-BZPN-2730, PKLCS1212E4001-R1. Акустичний пристрій ВМТ-0912ХН05 було виключено виходячи з того, що звукова індикація повинна управлятися контролером, а напруга для роботи ВМТ-0912ХН05 починається від 8 В. PKLCS1212E4001-R1 було обрано через зручний для монтажу квадратний SMD-корпус. Його технічні характеристики наведені у таблиці 4.3, а зовнішній вигляд на рис. 4.8.

Таблиця 4.3 – Технічні характеристики обраного аудіопристрою

Тип випромінювача	П'єзо
Частота звуку, КГц	4
Номінальна напруга, В	3
Розмір, мм	12x12x3



Рисунок 4.8 – Зовнішній вигляд обраного аудіопристрою

Вибір світлодіоду для візуальної індикації проходив серед FYLP-1W-UWB, FYLP-1W-UBB, FYLP-5052UWC-1W, FYLS-0805GD, PM2B-1LBS та PM6B-1LFS. Усі вони є низько споживаючими та виконані у SMD-корпусах. За непотрібністю різнокольорової індикації останні два RGB-діода було виключено. За відсутністю необхідності у потужному світлодіоді було обрано FYLS-0805GD (рис 4.9). Він має уніфікований корпус, що полегшить процес створення друкованої плати. Технічні характеристики приведені у таблиці 4.4.

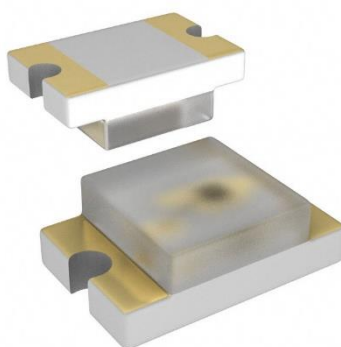


Рисунок 4.9 – Зовнішній вигляд обраного індикатора

Таблиця 4.4 – Технічні характеристики обраного індикатора

Колір	Зелений
Падіння напруги, В	2,9
Струм споживання, мА	30
Інтенсивність, мКд	15

Для передачі даних на зовнішній пристрій потрібно встановити USB-роз'єм. Виходячи з мінімізації роботи для створення друкованої плати було обрано модуль USB-F-ADAPTER.

4.4 Контролер

До контролеру були наступні вимоги:

- два канали АЦП для оцифрування рівню напруги з пік-детектора та блоку живлення;

- один канал послідовного інтерфейсу I₂C зі швидкістю не менше за 400 кГц для програмування дисплею та швидкого оновлення картинки;
- один канал послідовного інтерфейсу SPI для програмування та управління генератору;
- оперативна пам'ять, для забезпечення великої тривалості вимірювання та можливості вимірювати декілька разів поспіль, повинна бути не менш за 128 Кб;
- три таймери – для скидання напруги на пік-детекторі, для засікання часу для паузи між вимірюваннями та для підрахунку часу з початку вимірювання;
- підтримка інтерфейсу USB для передавання даних;
- 7 ніжок вводу-виводу – 3 для кнопок, по одному для звукового та світлового сповіщення, 1 для управління живленням периферійних пристроїв, 1 для скидання напруги пік-детектору;
- корпус для поверхневого монтажу;
- загальна енергоефективність та можливість включення режимів сну.

Розглядалися контролери, сімейства яких були вивчені у ході навчання, а саме MCS-51 та STM32, серії L4. Сімейство MCS-51 є дуже поширеним через низьку ціну, але з кількістю функцій суттєво зростає ціна на контролери цього сімейства, тому було вирішено виключити MCS-51 з можливих варіантів. Серія L4 відрізняється енергоефективністю у купі з потужністю, розглядалися лінійки STM32L475, STM32L476, STM32L486, STM32L496. Серед них найпотужнішими є контролери лінійок STM32L486 та STM32L496, але вартість кожного такого контролера є занадто високою. Найдешевшими серед розглянутих лінійок були STM32L475RC та STM32L476RC. Як найбільш універсальний та найдешевший було обрано контролер STM32L476RC.

4.5 Живлення пристрою

Виходячи з обраних елементів джерело живлення пристрою повинно забезпечувати напругами наступних номіналів: 3,3 В для живлення

мікроконтролеру, дисплею, USB порту та генератору напруги, 12 В для живлення операційного підсилювача, 6 В для забезпечення середньої точки. Крім того необхідний вихід для подачі напруги акумулятору на АЦП контролеру, а також можливість відключати живлення деяких пристроїв контролером. Виходячи з розрахункового енергоспоживання пристрою (табл. 4.4) у якості акумулятору розглядалися: CGR18650CG/1S1P, CL-18650-26H/1S3P та акумулятори сімейства 18650. Через наявність акумуляторів сімейства 18650 на кафедрі ПБМЕ було обрано саме них.

Таблиця 4.4 – Розрахункове енергоспоживання пристрою

Найменування	Назва	I, мА	U, В	P, мВт
Стабілізатор	LDS3985	0,3	0,4	0,12
Контролер	STM32L476RC	3,12E-03	3,3	0,010296
Генератор	AD9833	3.83	3,3	12,65
Дисплей	OLED SSD1603	12	3,3	39,6
Операційний підсилювач	NE5532	8	12	96
	TL062	0,2	12	2,4
Діод	BAT54AW.115	100	0,8	80
Світлодіод	FYLS-0805GD	30	2,9	87
Загальне енергоспоживання				317,7803

Напруга, яку видають такі акумулятори, дорівнює 3,7 В. Через те, що АЦП контролера оцифровує напругу не більше ніж 3,3 В, для спостереження за рівнем зарядженості акумулятору було прийняте рішення встановити резистивний дільник на 2. Розрахунок дільника здійснювався за формулою 5.4, де значення $R_2 = 1 \text{ МОм}$, тоді $R_1 = 1 \text{ МОм}$. Для забезпечення живленням мікроконтролеру необхідним є стабілізатор напруги на 3,3 В. Вибір робився серед LDS3985M33R та LM1117IDT-3.3/NOPB. Через те, що на LM1117IDT-3.3/NOPB падіння напруги у 1,2 В, а вхідна напруга дорівнює 3,7 В, було обрано стабілізатор LDS3985M33R. Для підвищення напруги з акумулятору було обрано модуль DC-DC перетворювача, вихідна напруга якого дорівнює 12 В. Для отримання 6 В

була застосована схема отримання середньої точки за допомогою повторювача, у якості якого, як найдешевше рішення, було використано операційний підсилювач TL062. Для включення, або відключення, подачі напруги на DC-DC перетворювач використано транзистор IRLML6402 у ключовому режимі. Транзистор обирався виходячи з напруги управління, що відповідає напрузі контролера та найнижчої вартості.

4.6 Принципова схема пристрою

На рисунку 4.10 зображена принципова схема пристрою, де:

- XS1, XS2 – роз’єми для підключення стабілізатора струму підзарядки;
- XS3, XS4 - роз’єми для підключення блоку живлення пристрою;
- XS5, XS7, XS14 - роз’єми для підключення генератора струму;
- XS6, XS10 - роз’єми для підключення пік-детектору;
- XS8, XS9 - роз’єми для підключення електродів;
- XS11 - роз’єм для програмування контролеру по USART.
- XS12 - роз’єм для підключення USB;
- XS13 - роз’єм для підключення OLED-екрану;

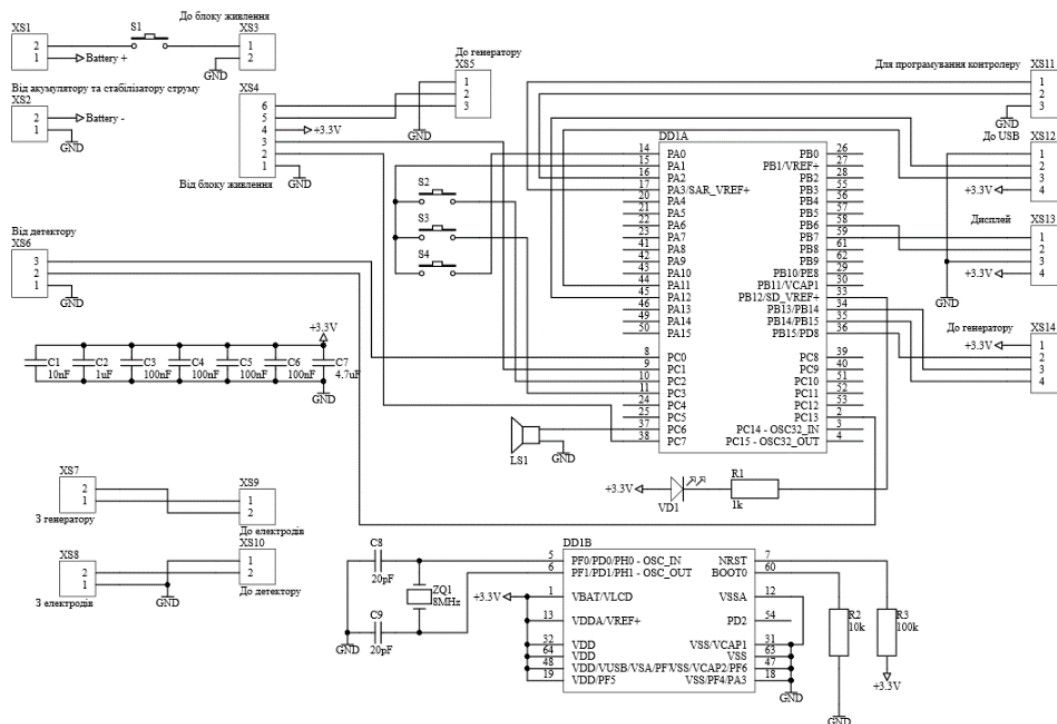


Рисунок 4.10 – Принципова схема пристрою

На рис 4.11 зображено принципову схему перетворювача напруга-струм, де:

- XS1 - роз'єм для підключення генератору напруги та перетворювача напруга-струм;
- XP1 - роз'єм для подачі напруги живлення, підключається до XS5 основної плати;
- XP2 - роз'єм для подачі згенерованого струму до XS7 основної плати;
- XP3 - роз'єм для програмування і живлення генератору з роз'єма XS14 основної плати.

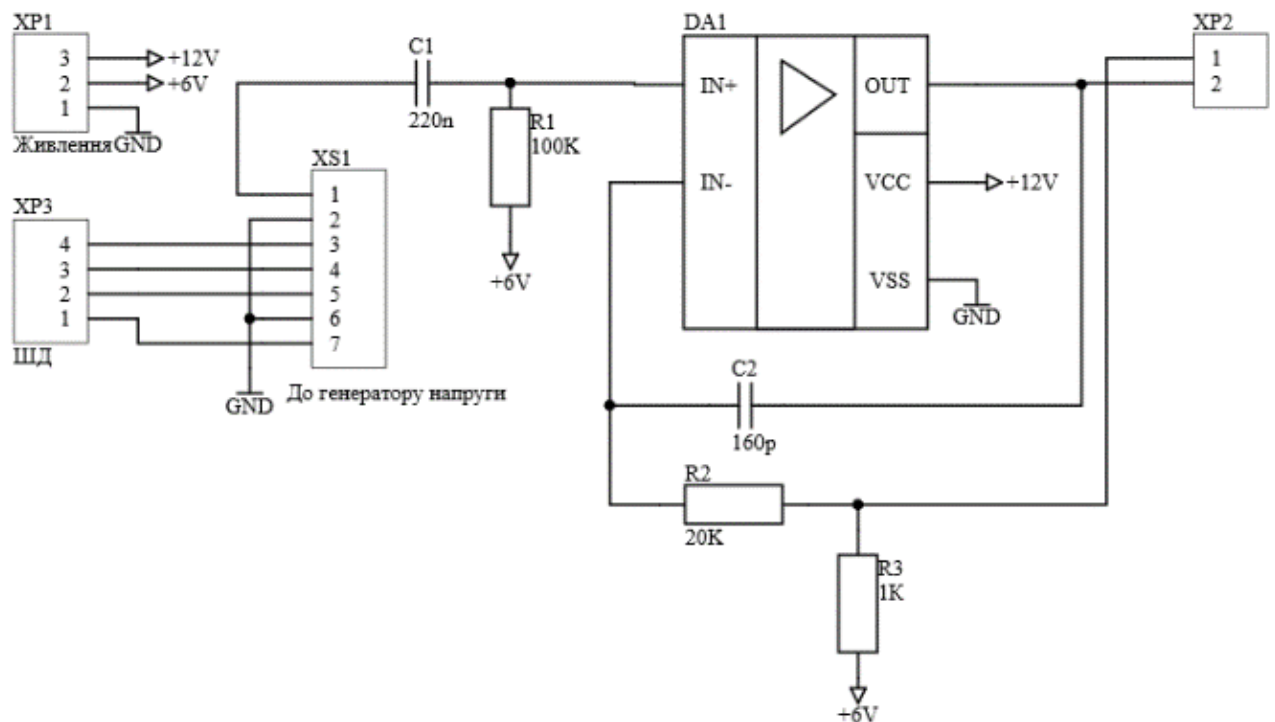


Рисунок 4.11 – Принципова схема перетворювача напруга-струм

На рисунку 4.12 зображено принципову схему пік-детектору, де:

- XP1 - роз'єм для підключення до XS10 основної плати;
- XP2 - роз'єм для підключення до XS6 основної плати.

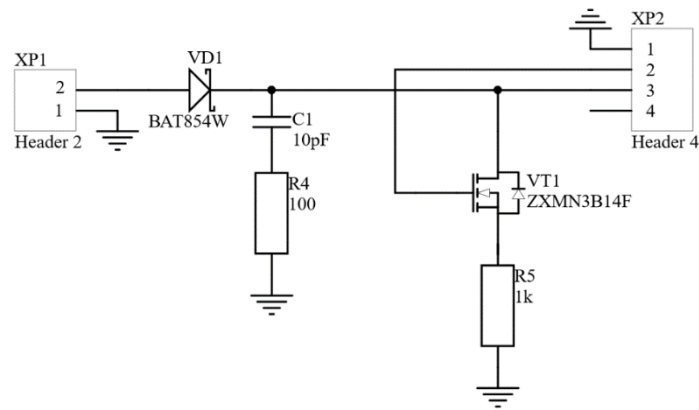


Рисунок 4.12 – Принципова схема пік-детектору

На рисунку 4.13 зображено принципову схему блоку живлення, де:

- XS1, XS2, XS3, XS4 - роз'єми для підключення DC-DC перетворювача;
- XP1, XP2 - роз'єми для підключення до XS3, XS4 основної плати.

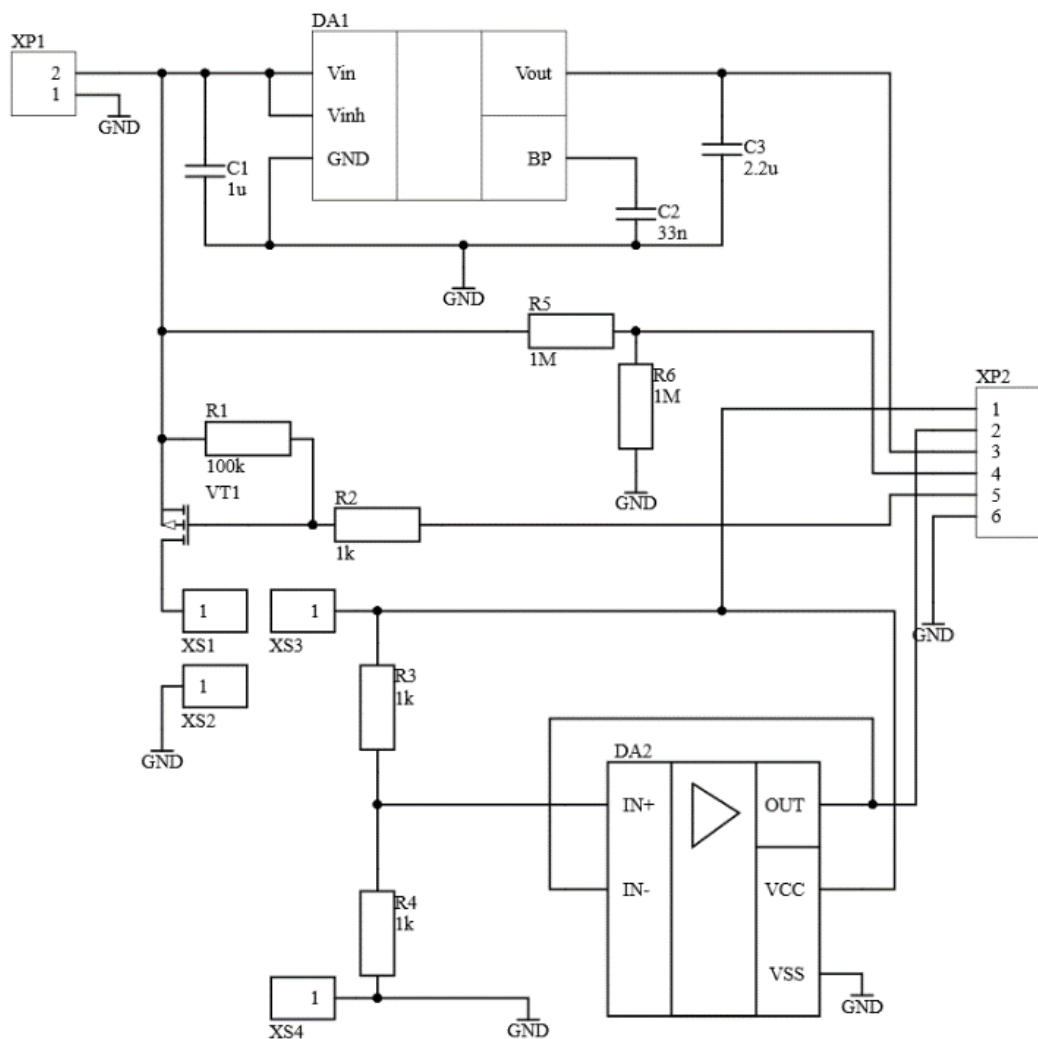


Рисунок 4.13 – Принципова схема блоку живлення

5 АЛГОРИТМ РОБОТИ

5.1 Алгоритм роботи головного меню

Пристрій має головне меню, з якого можна перейти до вимірювання на обраних частотах, вибору частот для вимірювання, а також до меню роботи з даними та меню енергоефективності. Алгоритм роботи головного меню наведено на рис. 5.1:

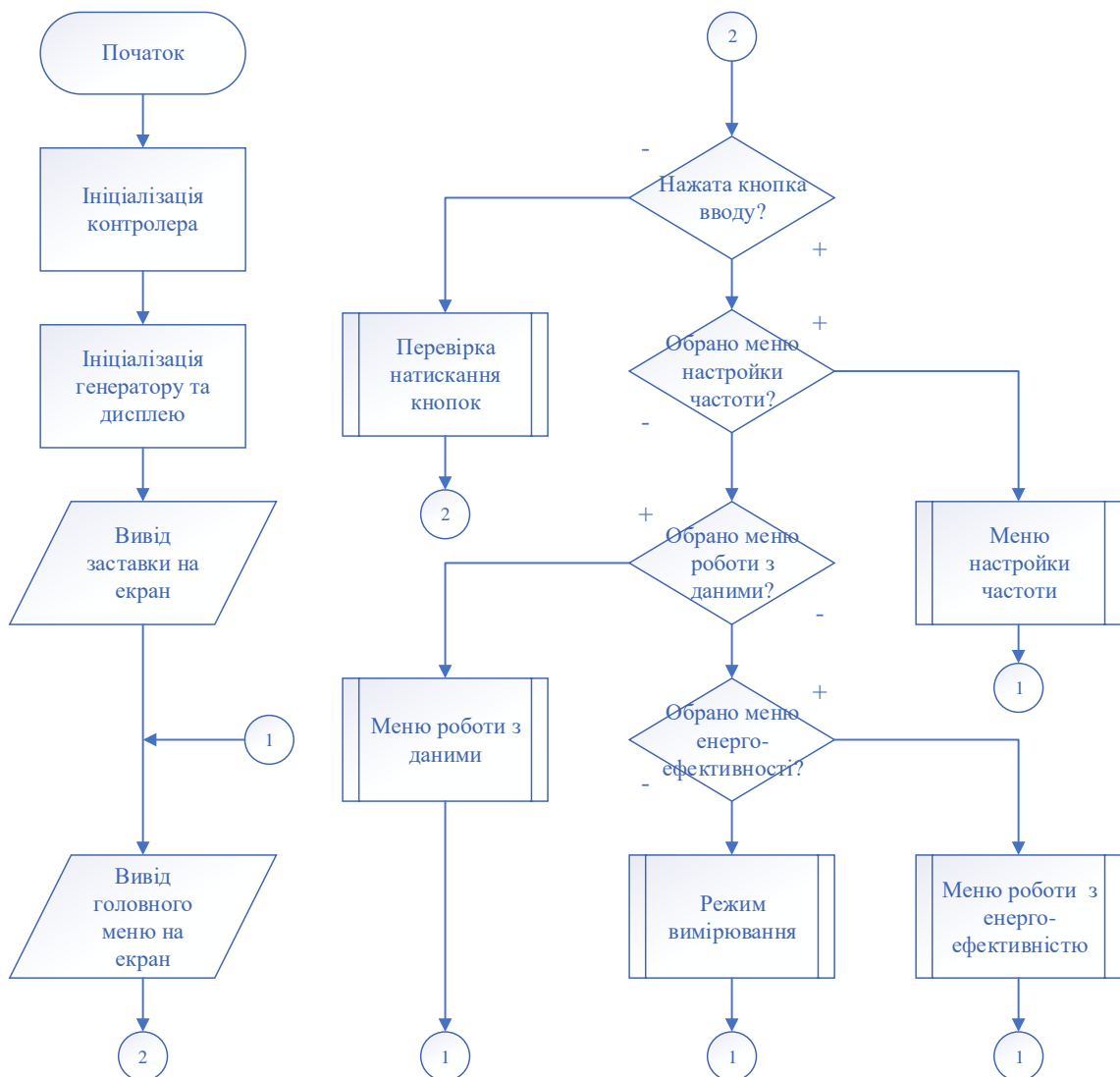


Рисунок 5.1 – Алгоритм роботи головного меню

Навігація по головному та іншим меню відбувається за допомогою алгоритму перевірки натискання кнопок (рис. 5.2).

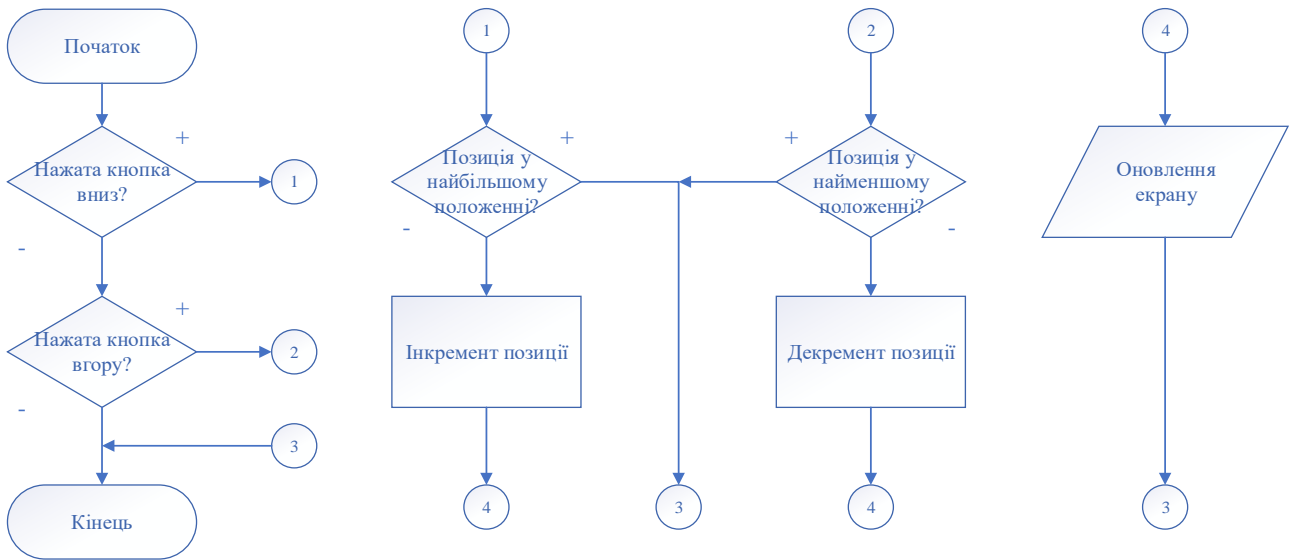


Рисунок 5.2 – Алгоритм перевірки натискання кнопок

5.2 Алгоритм вимірювання біологічного імпедансу

При обиранні режиму вимірювання виконуються дії, відображені на рис.

5.3. Вимірювання проходять з періодом у 1 с для кожної обраної частоти. За одне вимірювання дані знімаються до 10 разів, після чого записується середнє.

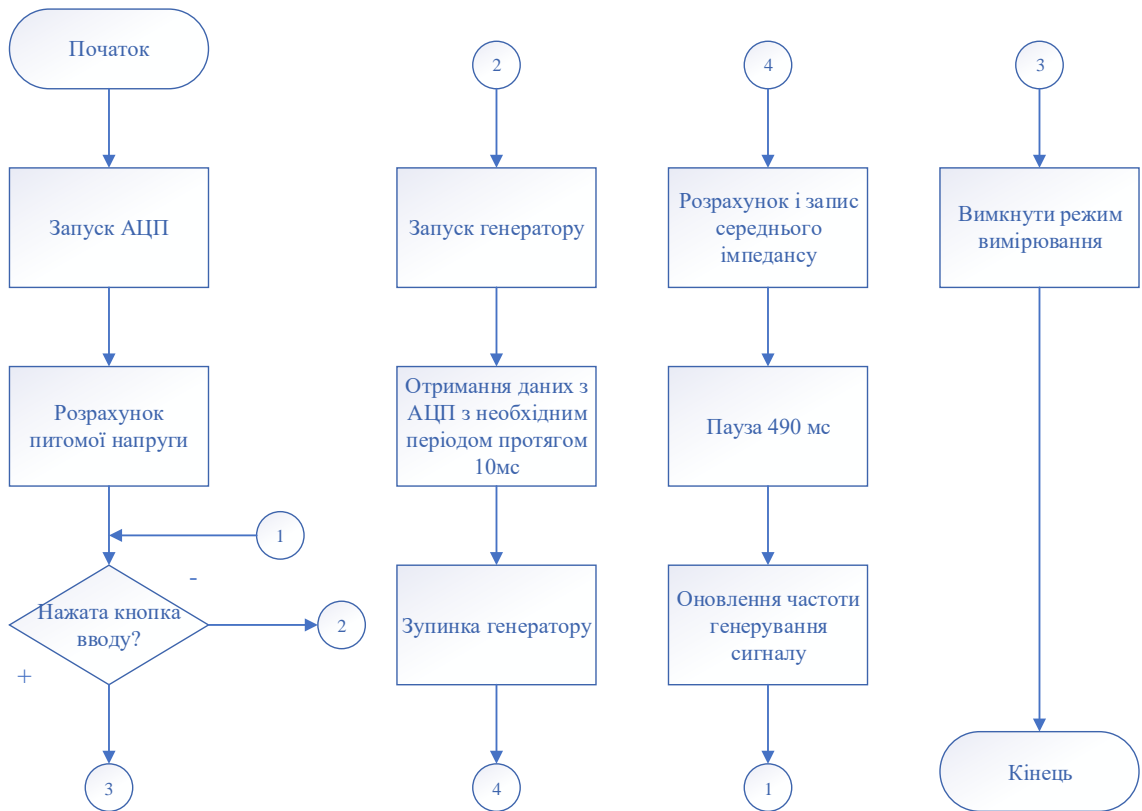


Рисунок 5.3 – Алгоритм роботи режиму вимірювання

5.3 Алгоритм меню настройки частоты

При обирании меню настройки частоты выполняются действия, изображенные на рис 5.4. Частоты настраиваются по одному знаку поочередно, знаки переключаются нажатием кнопки ввода, инкрементуются та декрементуются кнопками вгору та вниз. Есть защита от неправильного ввода частот та возможность затискивания кнопки для быстрого уменьшения або збільшення частоты.

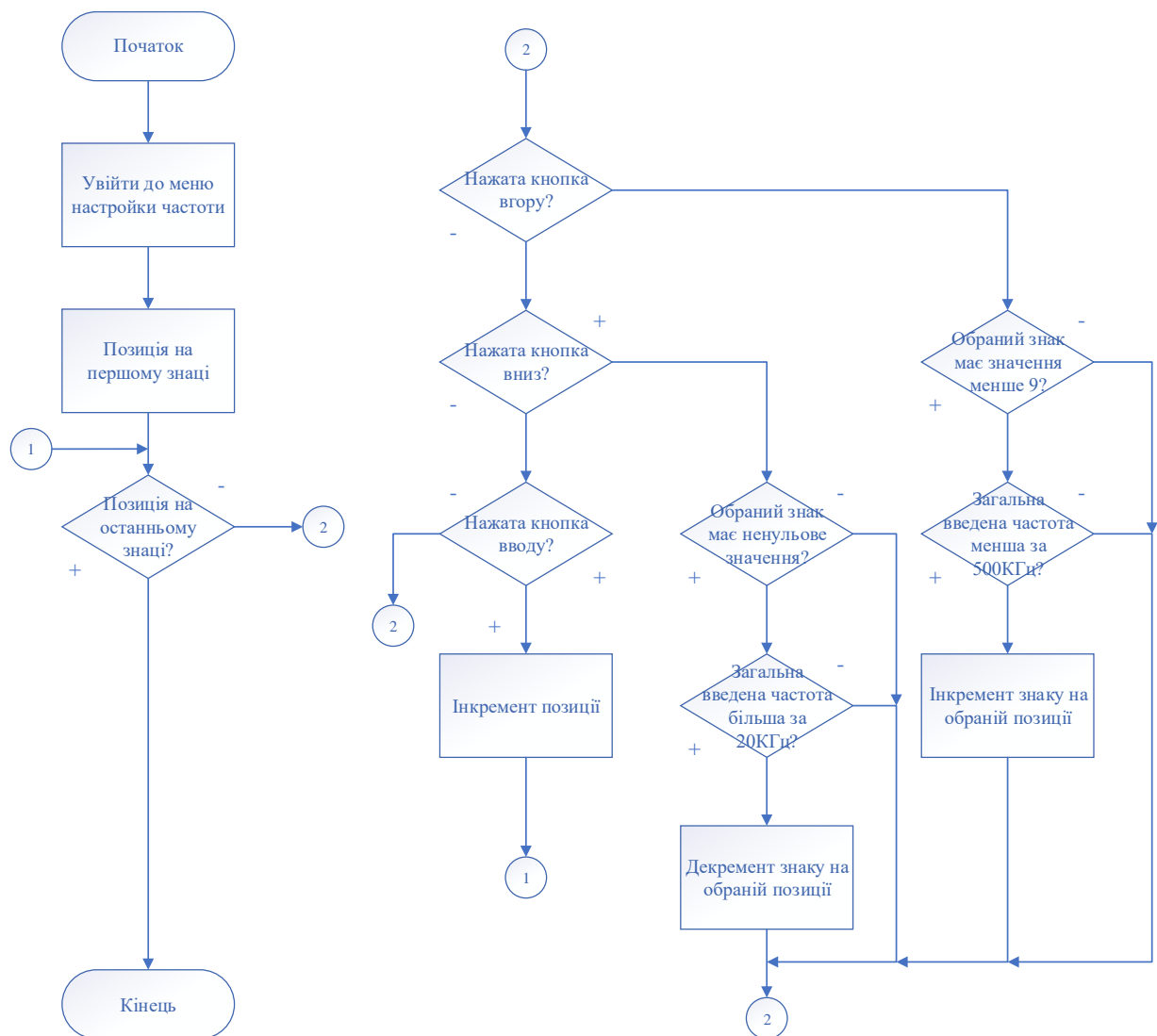


Рисунок 6.4 – Алгоритм работы меню настройки частоты

5.4 Алгоритм меню работы с данными

Меню работы с данными позволяет передавать полученные при измерении данные до внешнего USB-пристрою та выдирать их с пристрою. Реализована

перевірка на наявність USB-пристрою та на коректність його роботи. Алгоритм зображено на рис. 5.5.

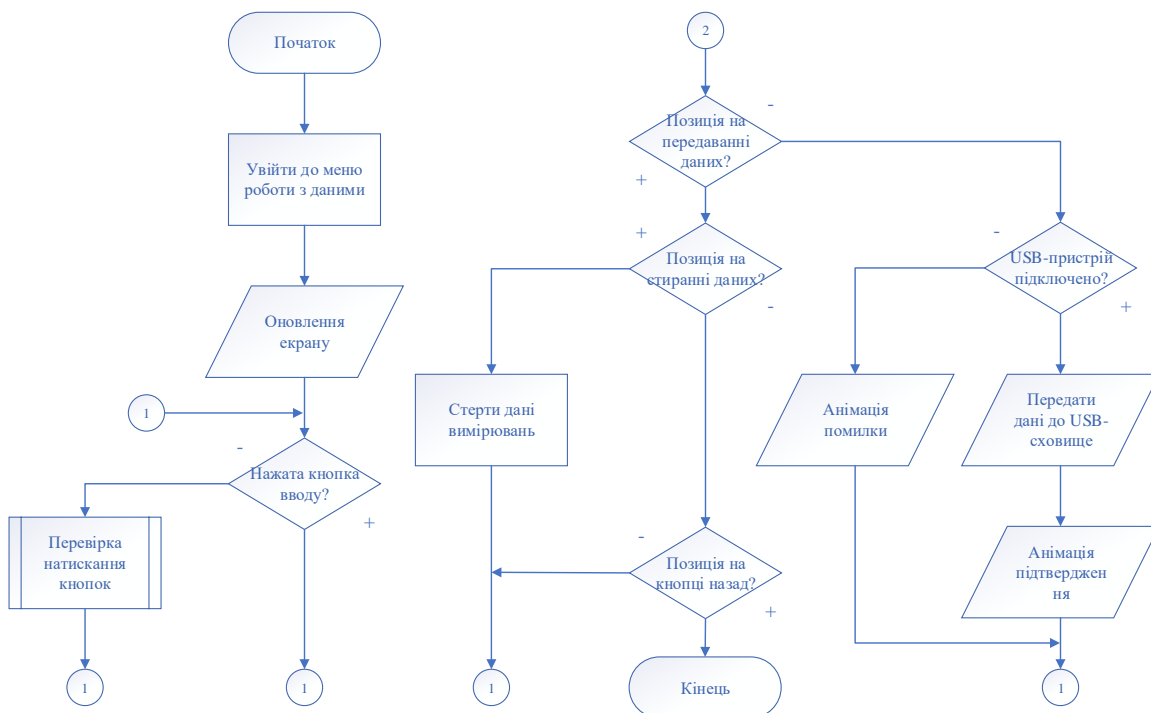


Рисунок 6.5 -Алгоритм роботи меню роботи з даними

5.5 Алгоритм меню енергозбереження

У пристрою реалізована можливість зменшувати енергоспоживання задля збільшення часу роботи від батареї. Алгоритм роботи відповідного меню зображено на рис. 5.6.

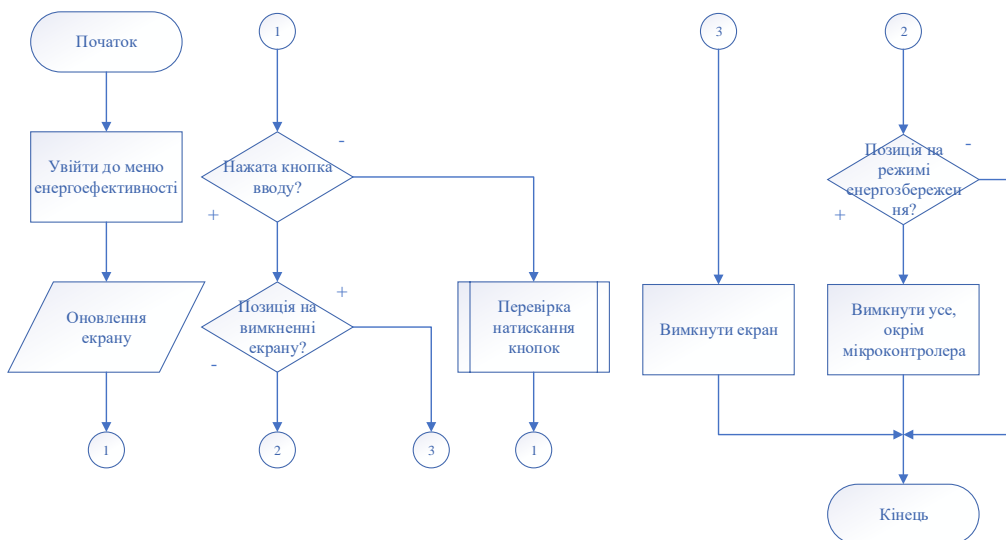


Рисунок 5.6 – Алгоритм меню енергоефективності

6 ВИКОНАННЯ МАКЕТУ ПРИСТРОЮ

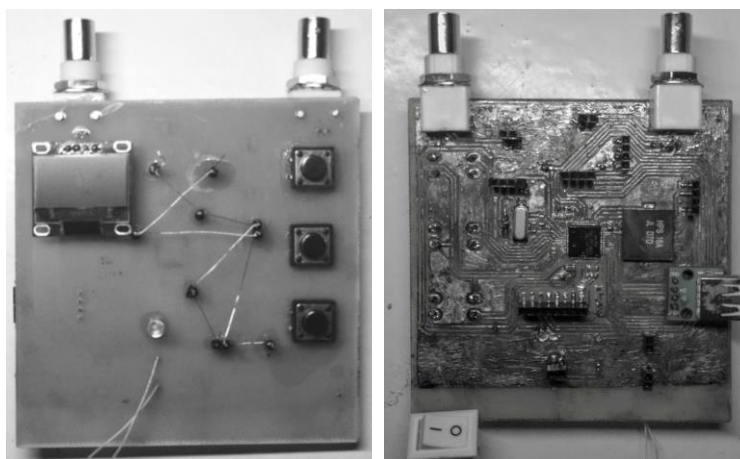
Були спроектовані та виготовлені основна плата пристрою (рис. 6.1), плата перетворювача напруга-струм (рис. 6.2), плата блоку живлення (рис. 6.3) та плата пік-детектору.

Посадочні місця для зовнішніх модулів на основній платі виконані двома способами:

1) Для модулів вводу-виводу та високочастотних роз'ємів виконані звичайні для навісних елементів посадочні місця з отворами для виводу на іншу сторону друкованої плати;

2) Для інших модулів посадочні місця виконані у монтажному вигляді, тобто спочатку кріпляться ро'земи для модулів, в отвори яких вставляються самі модулі.

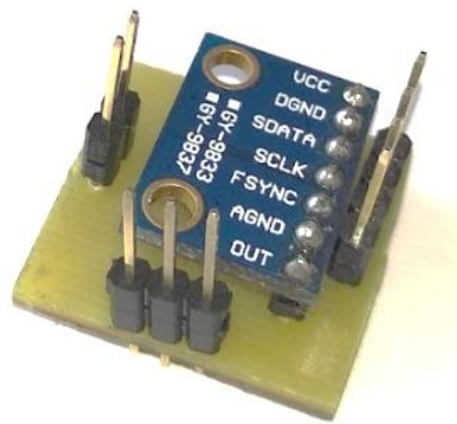
Додатково на модулі стабілізатору напруга-струм були добавлені два місця типорозміру SMD0805 для включення у паралель до C2 та R2 на випадок необхідності фазової компенсації.



А

Б

Рисунок 6.1 – Вигляд виготовленої основної плати зі сторони монтажу (А) та зі сторони пайки (Б)

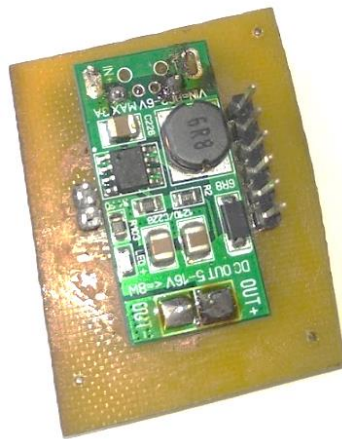


А

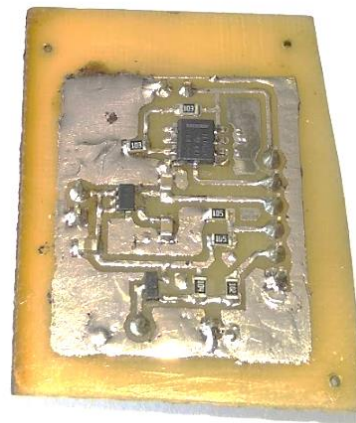


Б

Рисунок 6.2 – Вигляд виготовленого модуля перетворювача напруга-струм зі сторони монтажу (А) та зі сторони пайки (Б)



А



Б

Рисунок 6.3 – Вигляд виготовленого модуля блоку живлення зі сторони монтажу (А) та зі сторони пайки (Б)

ВИСНОВКИ

Під час виконання наукової роботи:

- сформовано мету роботи;
- розглянуто методи біоімпедансометрії;
- на основі мети проекту та медико-технічних вимог розроблено структурну схему пристрою;
- для реалізації структурної схеми були обрані та розраховані компоненти, що дозволяють її реалізацію;
- розроблена принципова електрична схема пристрою і окремих модулів;
- розроблено алгоритм роботи пристрою та програмний код;
- розроблено і виготовлено друковану плату пристрою та окремих модулів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ильич Г. К. Электрические и магнитные свойства биологических тканей / Г. К. Ильич, В. Г. Лещенко – Минск, 2007. – С. 6.
2. Томашевський Р.С. Возможности применения и планирования БИМ-анализа для мониторинга кровопотерь / П.Ф. Щапов, Р.С. Томашевський, В.О.Бородай // Вчені записки ТНУ ім. В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки. – Тернопіль, 2018. – Том 29 (68). – №2. – С.203-210.
3. Николаев Д. В. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д. В. Николаев, А. В. Смирнов, И. Г. Бобринская, С. Г. Руднев. – М. : Наука, 2009. – 392 с. – ISBN 978-5-02-036696 (в пер.).
4. Тимошенко Г. В. Выбор количества частот для проведения электроимпедансометрии биологических объектов в реальном времени / Г. В. Тимошенко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2013. – №55. – С. 118-127.
5. Тараховський Ю. С. Флаваноїди: біохімія, біофізика, медицина / Ю. С. Тараховський Ю. С., Кім Ю. А., Абдрасилов Б. С., Мазафаров Е. Н. – Пушино, 2013. – 303 с.