

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Радіотехнічний факультет
Кафедра теоретичних основ радіотехніки**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Федір ДУБРОВКА

«___» _____ 2021 р.

Дипломний проєкт

**на здобуття ступеня бакалавра за освітньо-професійною програмою
«Радіосистемна інженерія»
спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка»
на тему: «Портативний електроенцефалограф»**

Виконав (-ла):

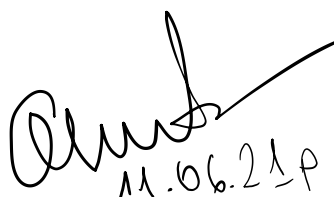
студент (-ка) IV курсу, групи РС-71

Стельмах Дмитро Андрійович _____

Керівник:

Проф., д. т. н.

Шарпан Олег Борисович _____



11.06.21р

Рецензент:

Д. т. н., проф. кафедри КіВРА

Яненко Олексій Пилипович _____

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2021 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	РС71.941312.001 ПЗ	Пояснювальна записка	33	
3	A4	РС71.941312.001 ПЕ	Перелік елементів	4	
4	A2	РС71.941312.001 ЕЗ	Схема електрична принципова	3	
5	A2	РС71.758745.001	Друкований вузол	1	
6	A4	РС71.941312.001	Специфікація	6	

				РС71.941312.001 ПЗ		
	ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Стельмах Д.А	 О.Б. Шарпан		Лист	Листів	
Керівн.	Шарпан О.Б.			1	1	
Консульт.				Відомість дипломного проекту КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ТОР Гр. РС-71		
Н/контр.						
Зав.каф.						

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра теоретичних основ радіотехніки

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

Освітньо-професійна програма «Радіосистемна інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Федір ДУБРОВКА

« _____ » _____ 2021 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту
Стельмаху Дмитру Андрійовичу

1. Тема проєкту «Портативний електроенцефалограф», керівник проєкту Шарпан Олег Борисович, Проф., д. т. н., затверджена наказом по університету від «18» травня 2021 р. № 1205-с

2. Термін подання студентом проєкту 14 червня 2021 року _____

3. Вихідні дані до проєкту: схема електрична принципова, друкована плата 90x60мм. _____

4. Зміст пояснювальної записки: вступ, об'єкт і методи дослідження, структурна схема, опис електричної принципової схеми та друкованого вузла. _____

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо) : Схема електрична принципова, Друкований вузол.

6. Дата видачі завдання 12 травня 2021 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
	Отримання завдання	12.05.2021	виконано
	Пошук літератури	13.05.2021-20.05.2021	виконано
	Аналіз літературних джерел	21.05.2021-30.05.2021	виконано
	Аналіз структурної схеми	30.05.2021-05.06.2021	виконано
	Вибір елементної бази	06.06.2021-08.06.2021	виконано
	Розробка електричної принципової схеми	08.06.2021-11.06.2021	виконано
	Розробка друкованого вузла	11.06.2021-14.06.2021	виконано

Студент

Дмитро СТЕЛЬМАХ

Керівник



Олег ШАРПАН

АНОТАЦІЯ

Обсяг дипломного проєкту: 32 с., 3 рисунки, 16 першоджерел, 5 додатків.

Метою даної роботи є розробка портативного електроенцефалографа для подальшої розробки інтерфейсу мозок-комп'ютер для допомоги в зборі даних хворих, адже є багато людей котрі потребують постійного контролю, але не всі мають можливість постійно відвідувати лікаря.

Перетворення аналогових сигналів здійснюється за допомогою АЦП. Також є можливість підключення IMU, WiFi та Bluetooth модулів, що збільшує багатогранність пристрою і дає змогу його використання не лише в медицині.

Ключові слова: електроенцефалографія (ЕЕГ), інтерфейс мозок-комп'ютер, електроенцефалограф, біопотенціали мозку.

ANNOTATION

Volume of the diploma project: 32 pages, 3 drawings, 16 primary sources, 5 appendices.

The aim of this work is to invent a portable electroencephalograph to further develop a brain-computer interface to help collect patient data, as there are many people who need constant monitoring, but not all of them have the opportunity to visit a doctor regularly.

Conversion of analog signals is carried out by means of ADC. It is also possible to connect IMU, WiFi and Bluetooth modules, which increases the versatility of the device and its iogenic.

Key words: electroencephalography (EEG), brain-computer interface, electroencephalozophaphal, computer, electroencephalozozopofal.

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
до дипломного проекту

на тему: Портативний електроенцефалограф

Київ — 2021 року

ЗМІСТ

Перелік скорочень.....	2
Вступ.....	3
1 Об'єкт і методи дослідження.....	5
1.1 Загальні відомості	5
1.2 Система 10-20.....	7
1.3 Порядок розміщення електродів	9
2 Структурна схема приладу.....	12
3 Опис плати	15
3.1 Елементна база	15
3.2 Розрахунок площі друкованої плати.....	17
3.3 Розрахунок ширини провідників.....	17
3.4 Розрахунок зазорів між елементами друкованого монтажу.....	20
3.5 Розрахунок мінімальної відстані у вузькому місці для прокладання одного провідника між двома контактними майданчиками.....	20
3.6 Розрахунок віброміцності	20
Висновки	22
Перелік джерел посилань	23
Додаток А Технічне завдання.....	2
1 Назва, підстава для виконання.....	3
2 Виконавець	3
3 Мета виконання і призначення продукції	3
4 Технічні вимоги.....	3

					PC71.941312.001 ПЗ			
ЗМ.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Портативний електро- енцефалограф	Лім.	Лист	Листів
Розробив		Стельмах Д.А.					1	
Перевірів		Шарпан О.Б.				PC-71 РТФ		
Н. Контр.								
Затвердив		Шарпан О.Б.						

5 Вимоги до пакування і маркування.....	3
6 Вимоги до розроблюваної документації	3
Додаток Б перелік елементів.....	4
Додаток В	9
Додаток Г	2
Додаток Д.....	2
Додаток Е	2
Специфікація	2

					РС71.941312.001 ПЗ			
<i>ЗМ.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розробив</i>		<i>Стельмах Д.А.</i>			Портативний електро- нцефалограф	<i>Лім.</i>	<i>Лист</i>	<i>Листів</i>
<i>Перевірів</i>		<i>Шарпан О.Б.</i>					1	
<i>Н. Контр.</i>					РС-71 РТФ			
<i>Затвердив</i>		<i>Шарпан О.Б.</i>						

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ЕЕГ – Електроенцефалографія

ІМК – Інтерфейс мозок-комп'ютер

ЦНС – Центральна нервова система

ДП — Друкована плата

					<i>РС71.941312.001 ПЗ</i>	Лист
						2
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ВСТУП

Відомо, що реєстрація спонтанної і визваної біоелектричної активності головного мозку має важливе значення в медичній практиці для діагностики різноманітних патологічних станів центральної нервової системи (ЦНС), в частості травматичного пошкодження головного мозку, діагностика епілепсії.

Функціонування систем організму залежить від стану головного мозку, тому порушення його роботи негативно впливає на весь організм.

В даний час існує велика кількість як комерційних, так і некомерційних проектів зі створення програмно-апаратного комплексу для реєстрації біоелектричних сигналів. Однак різні виробники як правило націлені на різну аудиторію: медичні вироби (електроенцефалограф, електрокардіограф), вироби для непрофесійних користувачів. Була поставлена задача розробки прототипу пристрою для запису біоелектричних сигналів на основі мікросхеми ADS1299.

Основними перевагами та інноваційними особливостями пристрою є дружній призначений для користувача інтерфейс, компактність.

Електроенцефалографія – метод зняття і аналізу електричних потенціалів мозку в стані активних дій, сну і спокою, виявлення різноманітних патологій. Електроенцефалографія (ЕЕГ) один з найбільш чутливих методів обстеження, який здатний зафіксувати ледь помітні зміни функції кори головного мозку і глибинних структур, що іншими методами зробити не можливо [1].

Портативний ЕЕГ необхідний для вирішення питань модульності і багатоканальності реєстрації потенціалів головного мозку. В результаті прилад надасть можливість проведення обстежень в будь-яких умовах, матиме менші масогабаритні параметри, ніж у існуючих аналогів.

Розглянуто питання безпеки пацієнта, так як прилад буде жвитись від інтерфейсу USB, пацієнт ніяк з мережею не буде пов'язаний при умові використання ноутбуку, який не під'єднаний до мережі

В даний час використання інтерфейсу мозок-комп'ютер (ІМК) набуло широкого поширення не тільки в науковій сфері, але і серед звичайних споживачів. Інтерфейс мозок-компютер являє собою ряд нейротехнологій, на основі

					<i>PC71.941312.001 ПЗ</i>	Лист
						3
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

яких здійснюється взаємодія без м'язових зусиль люди з електронним або електро-механічним пристроєм.

Особливе значення ІМК має в області медицини. За допомогою інтерфейсу стали реальними поліпшення якості життя інвалідів, створення комунікацій для людей, з яких-небудь причин позбавлених цієї можливості. В останні два-три десятиліття відбулося суттєве зростання відкриттів в даній галузі, спільно з підвищенням рівня розвитку науки в області інформаційних технологій, медицини, електроніки.

					<i>РС71.941312.001 ПЗ</i>	<i>Лист</i>
						4
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

1 ОБ'ЄКТ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

В сучасних умовах лікарі все більше потребують персональних пристроїв догляду та аналізу пацієнтів. Останні інновації в області цифрової охорони здоров'я піднімають планку точності, портативності і персоналізації.

Актуальність портативного електроенцефалографа заключається в можливості його використання медичними працівниками для оцінки стану пацієнта не будучи прив'язаними до конкретного місця. Також є можливим використання пристрою в домашніх умовах самим пацієнтом без потреби візиту лікаря, маючи лише доступ до інтернату та телефон або персональний комп'ютер, так як дані з портативного електроенцефалографа можна напряму, за допомогою підключеного до нього телефону або персонального комп'ютеру, надсилати сімейному лікарю на розшифрування.

Є багато людей котрі потребують постійного контролю, але не всі мають можливість постійно відвідувати лікаря, саме через це було вирішено розробити портативний електроенцефалограф.

1.1 Загальні відомості

Електроенцефалографія це складний змінний в часі процес реєстрації електричних сигналів мозку, який може здійснюватися з поверхні мозку, що не інвазивно. Є варіант імплантації електродів під череп на поверхню мозку, не проникаючи в саму тканину, це напівінвазивний спосіб зняття енцефалограми для створення ІМК. Ми будемо розглядати не інвазивний спосіб зняття ЕЕГ. Об'єктом дослідження є сигнали, що знімаються за допомогою енцефалографа.

Джерелом сигналу є мозок, ритми, які є результатом взаємодії великих груп нейронів. Дослідження, що проводяться різними вченими в галузі нейрохірургії та нейрофізіології, привели до визначення окремих діапазонів, що відповідають за певну активність мозку. Всі біоелектричні сигнали, які генерують нейрони мозку, можна розділити по частотах на такі складові: альфа, бета, дельта ритми [2].

					PC71.941312.001 ПЗ	<i>Лист</i>
						5
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

Дельта-хвилі - діапазон змінюється від 0 до 4 Гц. Їх порівнюють з глибоким сном, в стані неспання рівень дельта-хвиль зменшується, також це спостерігається тоді, коли людина намагається сфокусуватися.

Тета-хвилі діапазону від 4 до 8 Гц. Зіставляються з розслабленим станом, дрімотою.

Альфа-хвилі (8 до 13 Гц). Показник пасивного неспання людини, при закритих очах, розслабленому стані і глибокому диханні. Відображають сфокусованість, зібраність людини.

Бета хвилі: (13 до 30 Гц) - показник активного неспання, яскраво виражені при стресових ситуаціях, коли людина схвильована. Рівень підвищується при розумовій роботі, при обробці мозком інформації, що надійшла.

Гама хвилі: (30 до 70 Гц) - відображають перехід з короткочасної пам'яті в довготривалу. Рівень їх підвищується при читанні, розмові, слуханні[3].

Щоб зрозуміти природу сигналу, необхідно розглянути його джерела, якими є нейрони [2]. Нейрон є тілом клітини і двома типами відростків (аксони і дендрити). Порухення від нейрона до виконавчого органу (тіла нейрона) передається по аксону. А дендрити - це короткі сильно розгалужені відростки, що закінчуються синапсами.

Нейрон - найважливіша клітина центральної нервової системи. Його головна властивість - здатність генерувати нервовий імпульс (збуджуватися) і передавати його по іншим нейронам, а від них він поширюється по м'язах і іншим клітинам. Підсумком досліджень в галузі нейрофізіології стало висновок, що діяльність нейронів становить частину сумарної біоелектричної активності мозку, це ми і бачимо, при знятті енцефалограми: постсинаптичні збуджуючі і гальмівні потенціали, і потенціали дії.

У дендритах і в тілі нейрона виникають постсинаптичні збуджуючі і гальмівні потенціали, а потенціал дії генерується в зоні аксонного «горбка» і далі поширюються по аксону.

					PC71.941312.001 ПЗ	<i>Лист</i>
						6
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

Нейрон має оболочку - мембрану, між внутрішнім і зовнішнім середовищем нейрона підтримується різниця потенціалів, внутрішнє середовище заряджена негативно. Різниця потенціалів є потенціалом спокою і має значення 60-70 мВ. Потенціал спокою являє собою початковий рівень, щодо якого відбуваються процеси збудження і гальмування. Збуджуюча дія є позитивним відхиленням потенціалу всередині нейрона, а гальмівний - негативним. В результаті тимчасової і просторової сумації активності нейронів ми можемо визначити рівень деполяризації нейрона і можливість поширення імпульсу, що є спонтанною електроенцефалограмою. Таким чином, розподіл потенціалів дії буде залежати, в якому фізичному стану знаходиться мозок, наприклад, стан сну або неспання, і від виду процесів, що викликають потенціали (спонтанний або викликаний).

Таким чином, генерація енцефалограми є сумою зміни постсинаптичних потенціалів і потенціалів дії. Можна зробити висновок, що метод енцефалографії є відображенням функціональної активності безлічі нейронів, функціональної активності мозку [1]. Сумарна електроенцефалограма відображає цю активність, тільки на ЕЕГ ми бачимо результат діяльності не одного нейрона, а великої групи, що становить функціональну активність мозку. Виходячи з цього, ми отримали точне уявлення, які системи головного мозку визначають і становлять сигнал енцефалограми.

Наявність волосся, погіршення контакту, можливий обрив прилягання електродів, призводить до амплітудних і частотних спотворень, що необхідно мати на увазі при аналізі і зняття ЕЕГ [3,4].

Електроенцефалографи, що розраховані на 8 або 12 каналів, придатні тільки для загальних діагностичних цілей. З їх допомогою можлива оцінка загального функціонального стану і виявлення грубої осередкової патології.

1.2 Система 10-20

Міжнародна система 10-20 [9] - це визнаний у всьому світі метод розташування електродів на шкірі голови при проведенні ЕЕГ дослідження, свою назву отримала завдяки тому, що відстань від будь-якого електрода до іншого

					PC71.941312.001 ПЗ	<i>Лист</i>
						7
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

C3, C4 - центральні (central),
Cz - центральний вертексний,
P3, P4 - тім'яні (parietal),
Pz - центральнопотиличної,
F7, F8 - передньовісочної,
T3, T4 - середньовісочні (temporal),
T5, T6 - задньовісочних,
O1, O2 - потилична (occipital),
A1, A2 - вушні.

Особливі анатомічні орієнтири використовуються для основних вимірів і позиціонування електродів ЕЕГ.

Nasion і Inion: nasion - це поглиблена область між очима, трохи вище перенісся, а inion - це точка гребеня задньої частини черепа, часто позначається опуклістю (виступаючий потиличний гребінь).

Від преаурикулярної до преаурикулярної точки (відноситься до невеликої частини хряща, яка виступає перед вушною раковиною). Преаурикулярна точка знаходиться перед кожним вухом і може бути легко виявлена .

Окружність черепа вимірюється трохи вище вух (Т3 і Т4), трохи вище перенісся (в Fpz) і трохи вище потиличної точки (в Oz).

При розміщенні електродів А (або М, лат. Mamillaria) занадто низьке розташування контрольних електродів (позаду вушної раковини, проксимально до горла) може привести до появи артефакту ЕЕГ через близьке розташування сонних артерій [9].

1.3 Порядок розміщення електродів

Місце розташування електродів по системі 10-20 визначається наступним чином: по сагітальній лінії вимірюється відстань від inion до nasion, прийняте за 100%. Потиличні електроди (лат. Occipitalis, O1, O2) встановлюються на 10% цього відстані вгору від inion, а лобові електроди (лат. Frontalis, prefrontalis, Fp) - вгору від nasion. Електроди Fz, Cz і Pz також встановлюються

					PC71.941312.001 ПЗ	Лист
						9
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

по сагітальній лінії - першої основної лінії, на рівному відстані один від одного.

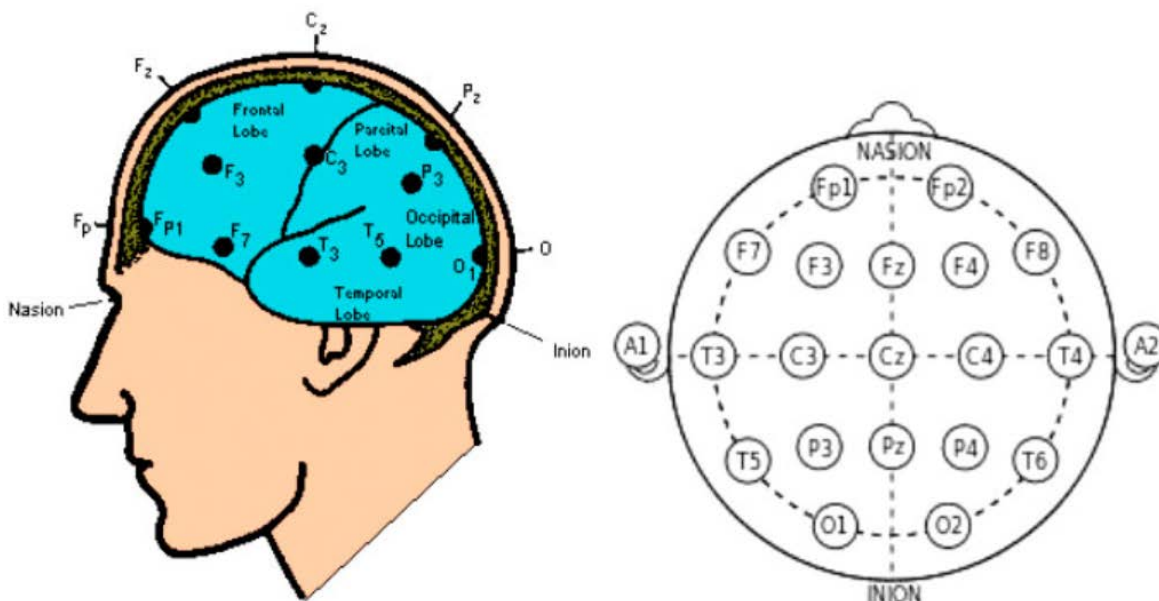


Рисунок 1.2 – Схема розміщення електродів

Друга основна лінія з'єднує слухові проходи і проходить через вертекс. З цієї лінії визначається місце розташування середньовісочних відведень (лат. Temporalis, T3 і T4) на 10% цього відстані від слухових проходів. Решта електродів з цієї лінії (лат. Centralis, C3, Cz і C4) розташовуються на однаковій відстані одна від одної, що становлять 20% від довжини цієї лінії.

Третя лінія - це окружність голови. Потиличні електроди O1 і O2 розташовуються вище inion на відстані 10% від довжини сагітальній лінії і вліво вправо на 10% від півкола голови. Нижньолобові електроди (Fp1, Fp2) розташовуються вище nasion на відстані 10% від довжини сагітальній лінії і вліво / вправо на 10% від півкола голови. По лінії, що з'єднує Fp1, C3 і O1, розташовуються електроди F3 і P3, а по лінії Fp2, C4 і O2 - електроди F4 і P4 на рівних друг від друга відстанях. Електроди T5, T6, F7, F8 розташовуються по лінії окружності голови, що проходить по точках T3 і T4, на рівних друг від друга відстанях (20% від півкола голови). На мочках вух розташовуються індіферентні електроди, що позначаються як A1 і A2 (лат. Auriculares).

У деяких випадках для запису локальної активності потрібно накладення додаткових електродів, розташованих між стандартними електродами.

Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

Вибір відведення завжди залежить від поставленого завдання.

Рекомендовані точки: F3-M2, C3-M2, O1-M2.

Резервні точки: F4-M1, C4-M2, O2-M1 [9].

					<i>PC71.941312.001 ПЗ</i>	Лист
						11
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

2 СТРУКТУРНА СХЕМА ПРИЛАДУ

Електричні потенціали, які ми будемо відстежувати, мають невелику амплітуду, в нормі вона становить 50-150 мкВ. Тому ми повинні якомога якісніше посилити сигнал, для цього ми будемо використовувати підсилювачі з коефіцієнтом посилення в 20-100 тисяч. Необхідно враховувати, що при реєстрації на сигнал будуть діяти потужні електромагнітні поля, створювані будь-якими електричними приладами, що знаходяться навколо. На сигнал, що знімається з поверхні голови, буде впливати перешкода, у вигляді синфазної напруги. Щоб уникнути цієї напруги застосовуються диференціальні підсилювачі, які усувають вплив напруги.

Сучасний електроенцефалограф - це багатоканальний пристрій реєстрації, що дозволяє вловлювати електричну активність головного мозку за рахунок великого числа електродів, встановлених на голові пацієнта. Важливо правильне розташування електродів, тому що потенціали, зняті з різних точок, розрізняються. Існує два види запису електроенцефалограми: монополярний і біполярний [5]. Під час монополярного запису, сигнал є електрично активним тільки щодо якоїсь нейтральної точки (мочка вуха). Біполярний спосіб полягає в вимірюванні різниці потенціалів між електродами, які знаходяться в електрично активних точках. Ми будемо знімати сигнал монополярним способом, тому що він дозволяє аналізувати внесок певної зони мозку [6].

До матеріалу електродів висуваються певні вимоги, вони не повинні поляризуватися під час знімання сигналу. Через контакт шкіри з електродом на електроді накопичуються іони внаслідок електрохімічних процесів. Даний процес призводить до спотворень, так як до сигналу додається постійна складова.

Кращим матеріалом з точки зору надійності є срібло [5]. У разі виникнення поляризації, срібний електрод піддають хлоруванню, що викликає появу на поверхні електрода шару хлориду срібла. Також для кращого контакту використовують електродну пасту або розчин.

					PC71.941312.001 ПЗ	<i>Лист</i>
						12
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

Перед проведенням запису ЕЕГ проводять перевірку роботи електроенцефалограф і його калібрування, з каліброваного пристрою, яким служить Генератор каліброваного імпульсу, на входи підсилювачів подають калібрований сигнал 50 мкВ. При правильному регулюванні диференціального підсилювача, верхній смузі пропускання вище 100 Гц і постійною часу 0,3 с калібрувальні сигнали змінної полярності абсолютно симетричні і рівні по амплітуді. Калібрувальний сигнал має стрибкоподібний підйом і експонентний спад, швидкість якого визначається обраною постійною часу.

Від голови, по електроду електричний потенціал подається на вхід підсилювачів, які забезпечують зменшення вхідного опору, яке утворюється за рахунок контакту шкіра-електрод. Кількість підсилювачів відповідає числу електродів. Електроди приєднуються до приладу за рахунок вхідної коробки, яка містить пронумеровані гнізда, і може здійснювати вибір певної пари електродів, між якими буде зніматися сигнал. Так само в коробці є нейтральний електрод, з'єднаний з землею, за рахунок якого ми вирівнюємо потенціали тіла людини і підсилювачів. Чим нижче опір під нейтральним електродом, тим краще вирівняні потенціали, отже, менше синфазна перешкода, що впливає на досліджуваний сигнал.

Схема електроенцефалографа складається з двох частин - аналогової і цифрової. Аналогова частина являє собою блок, який отримує з вхідних електродів сигнал, кожен з яких з'єднаний з підсилювачем, для забезпечення зниження вхідного опору шкіра-електрод. Далі сигнал фільтрується. Посилений і відфільтрований сигнал надходить на аналогово-цифровий перетворювач, який здійснює управління калібрувальним сигналом і перетворення аналогового сигналу на цифровий, імпульсом перевірки прилягання електродів

Цифрова частина являє собою цифровий блок (мікроконтролер) що забезпечує керування платою. Після чого знаходиться блок зв'язку з ПК, що передає сигнал через USB на комп'ютер, і виведення обробленого сигналу на монітор або його надсилання на друк [6].

					PC71.941312.001 ПЗ	<i>Лист</i>
						13
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

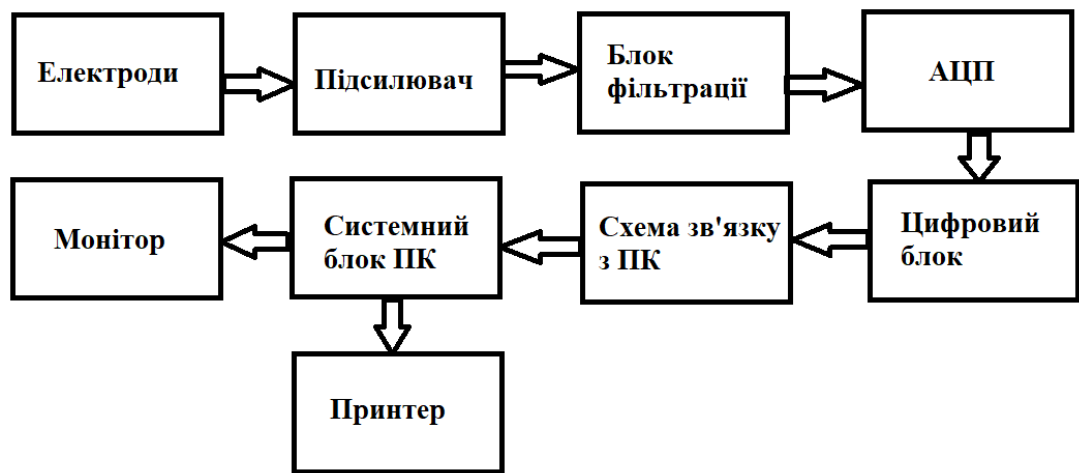


Рисунок 2.1 – Структурна схема електроенцефалографа

В результаті комп'ютер за допомогою спеціальної програми, розшифровує отриманий від цифрової частини цифровий сигнал і виводить на екрані монітора графік електроенцефалограми (ЕЕГ).

3 ОПИС ПЛАТИ

За основу було вирішено взяти плату на ADS1299 та STM32 [7].

Для зручності читання схеми електричної принципової було вирішено поділити її на 3 блоки.

Перша частина схеми наведена в Додатку В. Відповідає за обробку сигналу з електродів. За основу було вирішено взяти модуль ADS1299, який являє собою пристрій для ЕЕГ з самим низьким в даній індустрії рівнем шуму. Компонент дозволяє проводити неінвазивний моніторинг хвильової активності мозку. Згідно виробнику, 24-бітний 8-канальний компонент ADS1299 має рівень шуму на вході всього 1 мкВ, що є на 75% менше ніж у аналогів. Даний модуль дозволяє виконувати виміри внутрічерепних біопотенціалів навіть в присутності сильних сигналів елекеромагнітної інтерференції [8]. Також зображено принципову схему ESD protection, яка в свою чергу потрібна для захисту від електростатично розряду, бо різниця потенціалів між платою і людиною складатиме приблизно 2.5 В.

Друга частина схеми наведена в Додатку Г. Відповідає за керування платою та всіма модулями. Зображено принципову електричну схему обв'язки мікроконтролера STM32F405RGT6 та схеми під'єднання модулів WIFI/BT та IMU.

Третя частина схеми наведена в Додатку Д. Відповідає за зв'язок плати з комп'ютером через USB та живлення всієї плати.

Друкований вузол наведений в додатку Е.

3.1 Елементна база

В платі використовувались наступні компоненти:

Резистори R0805 0.125Вт кількістю 21 штука.

Резистори R1206 0.25Вт кількістю 30 штук.

Конденсатори C0805 100В кількістю 7 штук.

Конденсатори C1206 100В кількістю 14 штук.

Конденсатори C1206 16В кількістю 13 штук.

Конденсатори C1206 50В кількістю 31 штука.

					PC71.941312.001 ПЗ	Лист
						15
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Конденсатори C1210 16В кількістю 5 штук.
Конденсатори TAJD107M010R кількістю 1 штука.
Котушка індуктивності BLM18AG601SN1D кількістю 4 штуки.
Котушка індуктивності CDRH4D28NP-6R8N кількістю 2 штуки.
Кварц HC49U 4MHz кількістю 1 штука.
Діод L-424GDT зелений кількістю 2 штуки.
Діод PMEG4010BEA кількістю 2 штуки.
Мікросхема ADS1299IPAG кількістю 1 штука.
Мікросхема LM2734X кількістю 1 штука.
Мікросхема LP2985AIM5-2.5 кількістю 1 штука.
Мікросхема OPA2376AID кількістю 1 штука.
Мікросхема P10LU-0505EH52LF кількістю 1 штука.
Мікросхема TPD4E001DBVR кількістю 4 штуки.
Мікросхема TPS60403 кількістю 1 штука.
Мікросхема TPS72325DBVT кількістю 1 штука.
Мікросхема ADUM2201ARWZ кількістю 1 штука.
Мікросхема FT230XS кількістю 1 штука.
Мікросхема STM32F405RGT6 кількістю 1 штука.
Роз'єм PLD-30R кількістю 1 штука.
Роз'єм PLD-4 кількістю 1 штука.
Роз'єм PLD-6 кількістю 3 штуки.
Роз'єм PLD-8 кількістю 2 штуки.
Роз'єм PLS-2 кількістю 6 штук.
Роз'єм PLS-3 кількістю 3 штуки.
Роз'єм PLS-4 кількістю 2 штуки.
Роз'єм PLS-5 кількістю 2 штуки.
Роз'єм PLS-6 кількістю 2 штуки.
Роз'єм USBB-4G кількістю 1 штука.

					<i>PC71.941312.001 ПЗ</i>	Лист
						16
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

3.2 Розрахунок площі друкованої плати

Площу плати розрахуємо за формулою:

$$S_3 = \sum S_{\text{МГ}} + 1.5 \sum S_{\text{СГ}} + 3 \sum S_{\text{ВГ}} + \sum S_{\text{Отв.}} \quad (3.2.1).$$

S_3 – загальна площа.

$S_{\text{МГ}}$ – площа малогабаритних елементів.

$S_{\text{СГ}}$ – площа середньогабаритних елементів.

$S_{\text{ВГ}}$ – площа великогабаритних елементів.

$S_{\text{Отв.}}$ – площа місця під кріплення.

Площа малогабаритних елементів:

$$S_{\text{МГ}} = 2.5 \cdot 21 + 4.03 \cdot 30 + 2.5 \cdot 7 + 5.12 \cdot 58 + 8 \cdot 5 + 31.4 + 0.18 \cdot 4 + 22 \cdot 2 + 55.25 + 11.56 \cdot 2 + 3.64 \cdot 2 + 125 + 304 + 250 = 1367.4 \text{ мм}^2.$$

Площа середньогабаритних елементів:

$$S_{\text{СГ}} = 9.3 + 9 + 9 + 117 + 5.16 \cdot 4 + 9 + 9.25 + 100 + 16 = 299.19 \text{ мм}^2.$$

Площа великогабаритних елементів:

$$S_{\text{ВГ}} = 148.84 + 144 = 292.84 \text{ мм}^2.$$

Площа місця під отвори:

$$S_{\text{Отв.}} = 84.64 \cdot 4 = 338.56 \text{ мм}^2.$$

Отже, загальна площа дорівнює:

$$S_3 = 1367.4 + 299.19 \cdot 1.5 + 292.84 \cdot 3 + 338.56 = 3033.2 \text{ мм}^2.$$

Виходячи з розрахованої площі ДП, було вирішено використати розмір плати 60x90 мм.

3.3 Розрахунок ширини провідників

Клас точності 2.

Для сигнальних:

Мінімальне значення ширини друкованого провідника у вузькому місці, мм:

За класом точності $t_{\text{мін.}} = 0.45 \text{ мм}$;

Допуск на ширину провідника (нижнє відхилення) $t_{\text{доп.}} = -0.1 \text{ мм}$;

					PC71.941312.001 ПЗ	Лист
						17
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

$$t_B = t_{\text{мін.}} + |t_{\text{доп.}}| = 0.55 \text{ мм.}$$

Мінімальне значення ширини друкованого провідника у вузькому місці,
мм:

$$\text{За класом точності (на один менше)} t_{\text{мін.}} = 0.75 \text{ мм;}$$

$$\text{Допуск на ширину провідника (нижнє відхилення)} t_{\text{доп.}} = -0.15 \text{ мм;}$$

$$t_{\text{Ш}} = t_{\text{мін.}} + |t_{\text{доп.}}| = 0.9 \text{ мм.}$$

Мінімально допустима ширина провідника з урахуванням допустимого падіння напруги на ньому(3%):

$$\text{Питомий опір провідника } \rho = 0.0175 \frac{\text{Ом}\cdot\text{мм}^2}{\text{м}};$$

$$\text{Довжина провідника } l_s = 0.05 \text{ м;}$$

$$\text{Товщина фольги } h_s = 35 \cdot 10^{-3} \text{ мм;}$$

$$\text{Прикладена напруга } U_s = 3.3 \text{ В;}$$

$$\text{Максимальний струм } I_{\text{макс.с}} = 20 \cdot 10^{-3} \text{ А;}$$

$$t_{2s} = \frac{l_s \cdot I_{\text{макс.с}} \cdot \rho}{h_s \cdot U_s \cdot 0.03} = 5.05 \cdot 10^{-3} \text{ мм.}$$

Мінімально допустима ширина провідника з урахуванням допустимого рівня струму на ньому:

$$\text{Максимальний струм } I_{\text{макс.с}} = 20 \cdot 10^{-3} \text{ А;}$$

$$\text{Товщина фольги } h_s = 35 \cdot 10^{-3} \text{ мм;}$$

$$\text{Допустима щільність струму в провіднику } j_s = 20 \frac{\text{А}}{\text{мм}^2};$$

$$t_{3s} = \frac{I_{\text{макс.с}}}{h_s \cdot j_s} = 0.029 \text{ мм.}$$

Для силових:

Мінімальне значення ширини друкованого провідника у вузькому місці,
мм:

$$\text{За класом точності } t_{\text{мін.}} = 0.45 \text{ мм;}$$

$$\text{Допуск на ширину провідника (нижнє відхилення)} t_{\text{доп.}} = -0.1 \text{ мм;}$$

$$t_B = t_{\text{мін.}} + |t_{\text{доп.}}| = 0.55 \text{ мм.}$$

Мінімальне значення ширини друкованого провідника у вузькому місці,
мм:

За класом точності (на один менше) $t_{\text{мін.}} = 0.75$ мм;

Допуск на ширину провідника (нижнє відхилення) $t_{\text{доп.}} = -0.15$ мм;

$$t_{\text{ш}} = t_{\text{мін.}} + |t_{\text{доп.}}| = 0.9 \text{ мм.}$$

Мінімально допустима ширина провідника з урахуванням допустимого падіння напруги на ньому(3%):

$$\text{Питомий опір провідника } \rho = 0.0175 \frac{\text{Ом}\cdot\text{мм}^2}{\text{м}};$$

Довжина провідника $l_p = 0.03$ м;

Товщина фольги $h_p = 35 \cdot 10^{-3}$ мм;

Прикладена напруга $U_p = 5$ В;

Максимальний струм $I_{\text{макс.р}} = 1.1$ А;

$$t2_p = \frac{l_p \cdot I_{\text{макс.р}} \cdot \rho}{h_p \cdot U_p \cdot 0.03} = 0.11 \text{ мм.}$$

Мінімально допустима ширина провідника з урахуванням допустимого рівня струму на ньому:

Максимальний струм $I_{\text{макс.р}} = 1.1$ А;

Товщина фольги $h_p = 35 \cdot 10^{-3}$ мм;

Допустима щільність струму в провіднику $j_s = 20 \frac{\text{А}}{\text{мм}^2}$;

$$t3_p = \frac{I_{\text{макс.р}}}{h_p \cdot j_p} = 1.57 \text{ мм.}$$

Рекомендована ширина для сигнального провідника 0.9 мм.

Рекомендована ширина для силового провідника 1.57 мм.

Якщо не можливо провести провідник шириною 0.9 мм, то можна використувати ширину провідника 0.55 мм.

3.4 Розрахунок зазорів між елементами друкованого монтажу

Мінімально допустима відстань між сусідніми друкованими об'єктами

$$S_M = 0.45 \text{ мм.}$$

Допуск на ширину провідника (верхнє відхилення) $t_{\text{доп.}} = 0.2 \text{ мм.}$

Отже, мінімальна відстань між сусідніми елементами друкованого монтажу буде дорівнювати: $S_{\text{мін.}} = S_M + t_{\text{доп.}} = 0.65 \text{ мм.}$

3.5 Розрахунок мінімальної відстані у вузькому місці для прокладання одного провідника між двома контактними майданчиками

Діаметр контактного майданчика $D_1 = D_2 = 1 \text{ мм.}$

Відстань між елементами провідникового рисунку $S_{\text{мін.}} = 0.65 \text{ мм.}$

Кількість провідників $N = 1.$

Розміщення центрів осей $T = 0.05 \text{ мм.}$

Ширинка провідника $t_{\text{мін.}} = 0.55 \text{ мм.}$

Відстань у вузькому місці між двома контактними майданчиками буде дорівнювати:

$$L = \frac{D_1 + D_2}{2} + N \cdot t_{\text{мін.}} + S_{\text{мін.}} \cdot (N + 1) + T = 2.9 \text{ мм.}$$

3.6 Розрахунок віброміцності

Виконаємо розрахунок віброміцності друкованого вузла.

Розрахунок частоти власних коливань ДП.

Початкові дані:

Довжина плати $a = 0.1 \text{ м.}$

Ширина плати $b = 0.06 \text{ м.}$

Висота плати $h = 0.00151 \text{ м.}$

Матеріала плати – двосторонній фольгований стеклотестоліт FR-4 має наступні параметри:

Модуль пружності $E = 3.02 \cdot 10^{10}.$

Щільність $\rho = 2.05 \cdot 10^3.$

Коефіцієнт Пуассона $\varepsilon = 0.22.$

Маса встановлених елементів $M = 0.037 \text{ кг.}$

					PC71.941312.001 ПЗ	Лист
						20
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Розрахуємо приведену масу ДП:

$$m_{\text{п}} = \rho \cdot h \cdot a \cdot b = 0.019 \text{ кг.}$$

Розрахуємо приведену масу ДП з елементами:

$$m = \frac{m_{\text{п}} \cdot M}{a \cdot b} = 9.26 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2}.$$

Розрахуємо циліндричну жорсткі:

$$D = \frac{E \cdot h^3}{12(1 - \varepsilon^2)} = 9.1.$$

Коефіцієнт залежності від довжини і ширини буде дорівнювати:

$$\beta = \frac{a}{b} = 1.67.$$

Розрахуємо значення функції для кріплення плати в чотирьох точках:

$$\varphi = \pi^2 \cdot \sqrt{\frac{1 + 1.621 \cdot \frac{\varepsilon}{\beta} + \frac{1}{\beta^2}}{1 + 1.621 \cdot \frac{1}{\beta^3} + \frac{1}{\beta^6}}} = 10.48$$

Розрахуємо резонансну частоту плати:

$$f = \frac{\varphi}{2 \cdot \pi \cdot a^2} \cdot \sqrt{\frac{D}{m}} = 165 \text{ Гц}$$

Висновок:

Так як частота $f = 165$ Гц, що є більшим в декілька разів за частоту вібраційних впливів, які рівні 70 Гц, згідно ГОСТ 16019-2001, то обраний варіант кріплення плати влаштовує вимоги віброміцності.

					PC71.941312.001 ПЗ	Лист
						21
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

Створення портативного електроенцефалографа це ще один крок в сторону створення ІМК, який в свою чергу розробляється для допомоги хворим. В ході виконання дипломного проекту були розроблені принципова схема і друкований вузол.

В подальшій перспективі дослідження в даній області можуть допомогти в створення більш досконалого ІМК для допомоги в зборі даних хворих, а також в областях, що потребують об'єктивних критеріїв оцінки процесів діяльності, що відбуваються в корі головного мозку.

Портативний електроенцефалограф також значно спростить життя людям, котрі потребують постійного контролю, адже їм не потрібно буде кожного разу персонально відвідувати медичні заклади.

					<i>РС71.941312.001 ПЗ</i>	Лист
						22
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Чернінський А.О., Крижановський С.А., Зима Ш.Г. електроенцефалографія головного мозку людини: методичні рекомендації до практикуму – К. : Видвець В.С. Мартинюк, 2011. – 4 – 41 ст.
2. Міністерство Охорони Здоров'я України, Вінницький національний медичний університет ім.М.І.Пирогова, кафедра нормальної фізіології, тези лекцій з фізіології. – 38 ст. – 05.06.2021. – <https://www.vnmu.edu.ua/downloads/normphysiology/20130131-111143.pdf>
3. Марочков А.В. Особенности электроэнцефалографического мониторинга при анестезиологическом обеспечении нейрохирургических вмешательств на голове / Д.П. Маркевич, А.В. Марочков // Новости хирургии. – Том 26. - № 3. - 2018
4. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування : навчальний посібник / [Злепко С. М., Павлов С. В., Коваль Л. Г. та ін.] – Вінниця : ВНТУ, 2011.
5. Зенков Л.Р., Клінічна електроенцефалографія з елементами епілептології – М.: Вища школа, 2002.
6. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1. [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» а також спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові данні (1 файл: 3,98 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018.
7. EEG Desingn URL: <https://buildandcrash.blogspot.com/2013/12/eeg-design-time-for-something-totally.html> (дата: 05.05.2021)

					PC71.941312.001 ПЗ	<i>Лист</i>
						23
<i>Зм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

8. Texas Instruments, Data sheet “ADS1299-x Low-Noise, 4-, 6-, 8-Channel, 24-Bit, Analog-to-Digital Converter for EEG and Biopotential Measurements”
9. Oostenveld, Robert; Praamstra, Peter (2001). “The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements”. Clinical Neurophysiology. 112: 713–719 ст.
- 10.ГОСТ 15150-69 Машины, приборы и другие технические изделия. Исполнения для различных климатических районов.
- 11.ГОСТ 16019-2001 Аппаратура сухопутной подвижной радиосвязи. Требования по стойкости к возведению механических и климатических факторов и методы испытания.
- 12.Класифікатор ЕСКД [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://classinform.ru/ok-eskd/kod.html>
13. Комбінований негативний метод [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://pcbdesigner.ru/pcb/sposobi-izgotovleniya-pechatnih-plat/kombinirovannye-metody.html>
14. ГОСТ 2.702-2011 Единая система конструкторской документации, правила выполнения электрических схем.
15. ГОСТ 2.102-68 Единая система конструкторской документации, виды и комплектность конструкторских документов.
16. ГОСТ 2.106-96 Единая система конструкторской документации, текстовые документы.
17. ДСТУ 8302:2015 Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні вимоги та правила складання.

ДОДАТОК А ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ до дипломного проекту

на тему: Портативний електроенцефалограф

1 Назва, підстава для виконання

Портативний електроенцефалограф. Підставою для виконання є наказ виданий університетом.

2 Виконавець

Студент групи РС-71 Стельмах Дмитро Андрійович

3 Мета виконання і призначення продукції

Розробка портативного електроенцефалографа та оформлення необхідної конструкторської документації.

4 Технічні вимоги

4.1 Призначення

Напруга живлення 5 В

Струм до 1.1 А

Кліматичне виконання УХЛ 4.2 за ГОСТ 15150-69

Захист від механічних впливів С1 згідно ГОСТ 16019-2001

4.3 Транспортування і зберігання

Умов транспортування згідно ГОСТ 16019-2001

Зберігання за ГОСТ 15150-69

5 Вимоги до пакування і маркування

Маркування: обов'язково нанести логотип з назвою фірми виробника на передній панелі та маркувати кнопку живлення.

Пакування: апаратуру необхідно помістити в антистатичну упаковку, загорнути в бульбашко-повітряну плівку і помістити в картонну коробку.

6 Вимоги до розроблюваної документації

За результатами дослідницько-конструкторської роботи необхідно підготувати таку текстову та графічну документацію:

1. Текстова документація (ПЗ, ПЕ, специфікація на електронний модуль, специфікація пристрою).
2. Графічна документація(ЕЗ, СК електронного модулю, СК пристрою

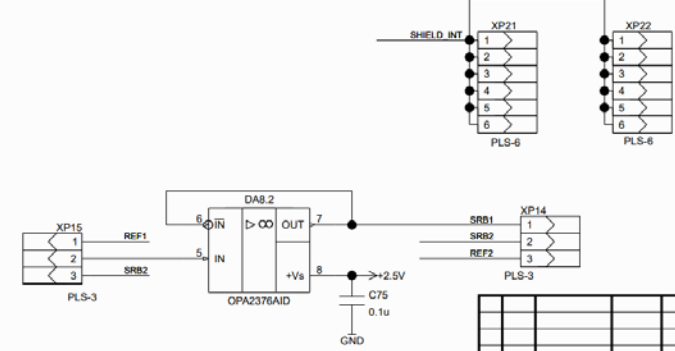
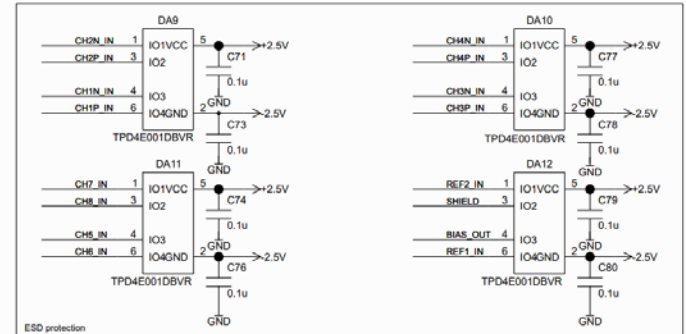
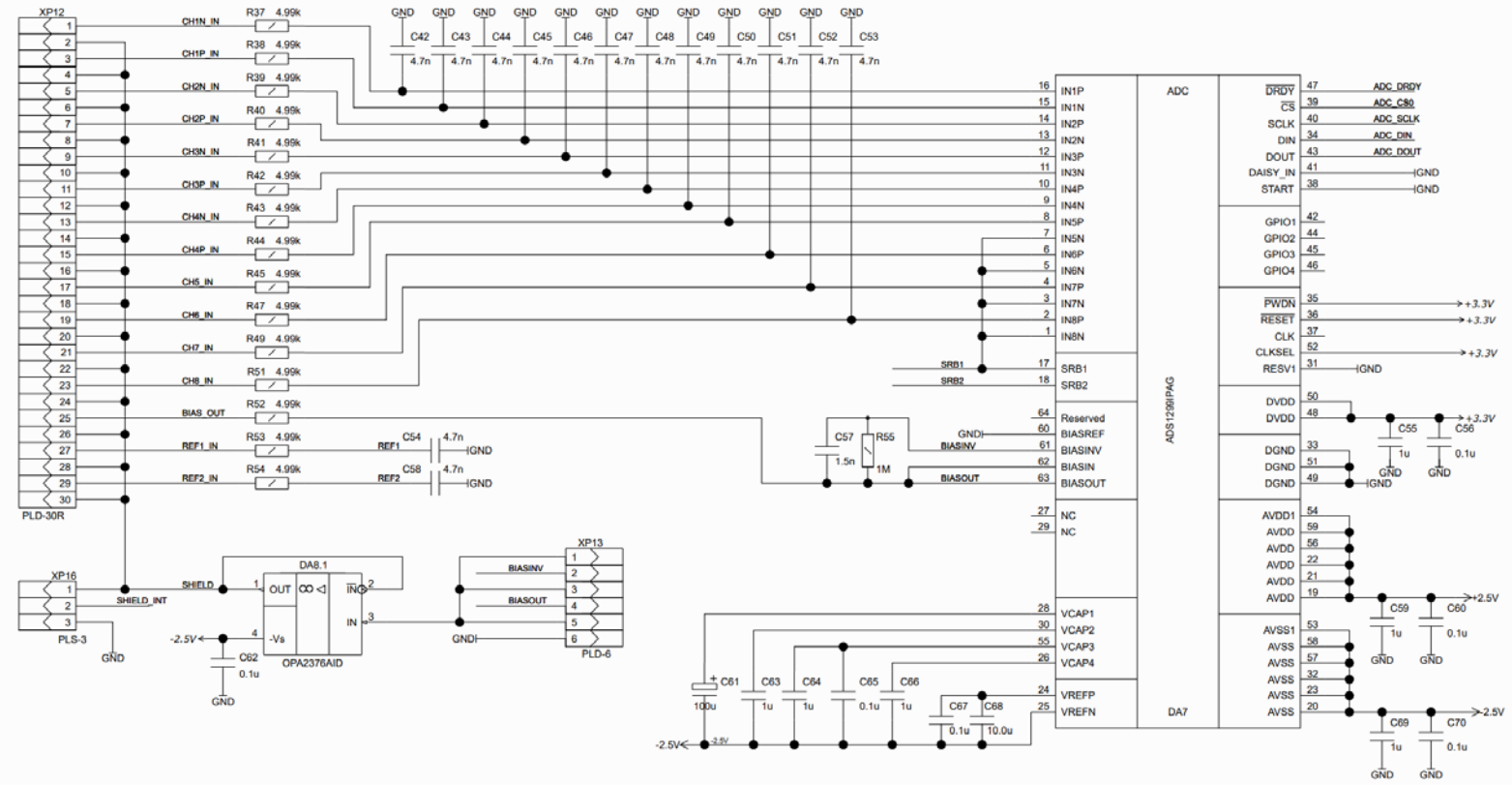
ДОДАТОК Б ПЕРЕЛІК ЕЛЕМЕНТІВ

Поз. познач.	Найменування	Кіл.	Примітка
Конденсатори			
C1	C1206-X7R-50V, 10nF	1	
C2,C3	C1206-X7R-50V, 47pF	2	
C4-C6	C1206-X7R-50V, 0.1uF	3	
C7,C8	C1210-X5R-16V, 47uF	2	
C9	C1206-X5R-16V, 10.0uF	1	
C10,C11	C1206-X7R-50V, 0.1uF	2	
C12	C1206-X5R-16V, 10.0uF	1	
C13,C14	C1210-X5R-16V, 47uF	2	
C15	C1206-X7R-50V, 10nF	1	
C16	C1206-X5R-16V, 10.0uF	1	
C17	C1206-X7R-50V, 1nF	1	
C18	C1210-X5R-16V, 47uF	1	
C19	C1206-X7R-50V, 0.1uF	1	
C20-C24	C1206-X5R-16V, 2.2uF	5	
C25	C1206-X7R-50V, 10nF	1	
C26,C27	C1206-X5R-16V, 2.2uF	2	
C28	C1206-X7R-50V, 10nF	1	
C29,C30	C1206-X7R-50V, 30pF	2	
C31,C32	C1206-X5R-16V, 2.2uF	2	
C33-C38	C1206-X7R-50V, 0.1uF	5	
C39	C1206-X7R-50V, 1uF	1	
C40	C1206-X7R-50V, 0.1uF	1	
C41	C1206-X7R-50V, 1uF	1	
C42-C54	C1206-NPO-100V, 4.7nF	13	
C55	C1206-X7R-50V, 1uF	1	
C56	C0805-NPO-100V, 0.1uF	1	
C57	C1206-X7R-50V, 1.5nF	1	

PC71.941312.001 ПЕ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата
Розроб.		Стельмах Д. А.		
Перевір.		Шрапан О.Б.		
Реценз.				
Н. Контр.				
Затверд.		Шрапан О.Б.	<i>Шрапан</i>	
			Перелік елементів	
		Літ.	Арк.	Аркушів
			1	
НТУУ КПІ, РТФ, РС-71				

Поз. познач.	Найменування	Кіл.	Примітка
<i>Резистори</i>			
R1,R2	R1206 0.25W, 24	2	
R3	R1206 0.25W, 10k	1	
R4	R1206 0.25W, 2k	1	
R5	R1206 0.25W, 31.1k	1	
R6	R1206 0.25W, 10k	1	
R7,R8	R0805 0.125W, 33	2	
R10,R11	R1206 0.25W, 10k	2	
R13-R25	R0805 0.125W, 33	13	
R26	R1206 0.25W, 10k	1	
R27-R31	R0805 0.125W, 33	5	
R32,R33	R1206 0.25W, 10k	2	
R34,R35	R1206 0.25W, 330	2	
R36	R0805 0.125W, 33	1	
R37-R45	R1206 0.25W, 4.99k	9	
R47	R1206 0.25W, 4.99k	1	
R49-R54	R1206 0.25W, 4.99k	6	
R55	R1206 0.25W, 1M	1	
<i>Котушки індуктивності</i>			
L1,L2	CDRH4D28NP-6R8N, 6.8-1.1A	2	
L3-L6	BLM18AG601SN1D	4	
VD2,VD3	Діод PMEG4010BEA, 0.54V - 1.0A	2	
VD4,VD5	Світлодіод L-424GDT, зелений	2	
<i>Роз'єми</i>			
XS1	USBB-4G	1	
XP1	PLS-4	1	
			Арк.
			PC71. 941312.001 ПЕ
Зм.	Арк.	№ докум	Підпис
			Дата
			3

ДОДАТОК В

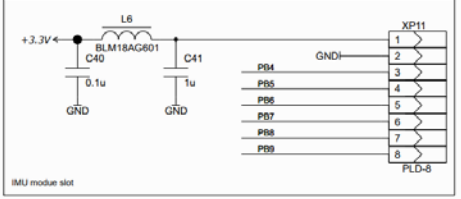
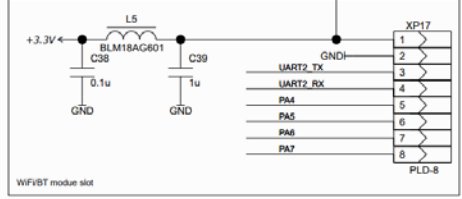
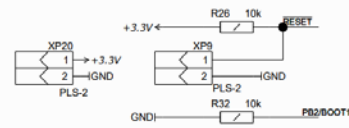
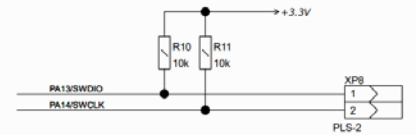
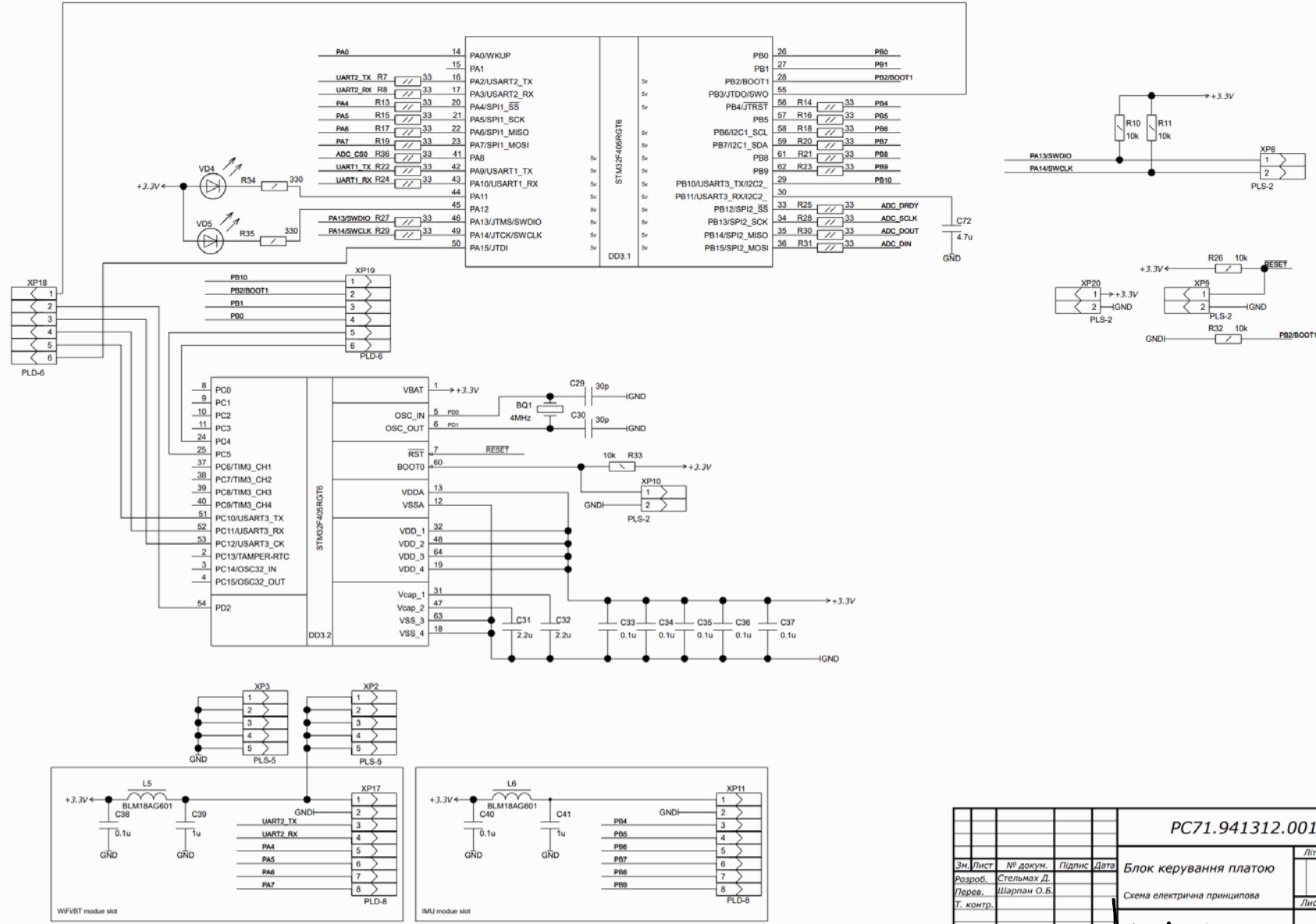


Pin	Signal	Value / Connection
47	ADC_DRDY	ADC_DRDY
39	ADC_CS0	ADC_CS0
40	ADC_SCLK	ADC_SCLK
34	ADC_DIN	ADC_DIN
43	ADC_DOUT	ADC_DOUT
41	DAISY_IN	-IGND
38	START	-IGND
42	GPIO1	
44	GPIO2	
45	GPIO3	
46	GPIO4	
35	PWRDN	+3.3V
36	RESET	+3.3V
37	CLK	
52	CLKSEL	+3.3V
31	RESV1	-IGND
50	DVDD	+3.3V
48	DVDD	+3.3V
55	DGND	GND
51	DGND	GND
49	DGND	-IGND
54	AVDD1	
59	AVDD	
56	AVDD	
22	AVDD	
21	AVDD	
19	AVDD	
53	AVSS1	+2.5V
58	AVSS	+2.5V
57	AVSS	GND
32	AVSS	GND
23	AVSS	GND
20	AVSS	+2.5V
28	VCAP1	
30	VCAP2	
55	VCAP3	
26	VCAP4	
24	VREFP	
25	VREFN	
64	Reserved	
60	BIASREF	
61	BIASINV	
62	BIASIN	
63	BIASOUT	
27	NC	
29	NC	

PC71.941312.001 E3				Лр.	Маса	Масштаб
Эл. лист	№ докум.	Подпис.	Дата	Блок обработки сигнала		
Разроб.	Степмах Д.			Схема электрична принципа		
Перев.	Шарпан О.Б.			Лист 3	Листів 3	
Т. контр.						
Н. контр.						
Затв.	Шарпан О.Б.					

Степмах Д.

ДОДАТОК Г




PC71.941312.001 E3				Лист	Маса	Масштаб
Блок керування платою						
Схема електрична принципова				Лист 2	Листів 3	
Зм. Лист	№ докум.	Підпис	Дата			
Розроб.	Стельмах Д.					
Перев.	Шарпан О.Б.					
Т. контр.						
Н. контр.						
Затв.	Шарпан О.Б.					

Шарпан О.Б.
Копіював:

ДОДАТОК Д

ДОДАТОК Е

СПЕЦИФІКАЦІЯ

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл	Прим.	
				<u>Документація</u>			
			РС71. 941312.001 ЕЗ	Схема електрична принципова	1		
			РС71. 941312.001 ПЕ	Перелік елементів	1		
					1		
				<u>Складальні одиниці</u>			
			РС71.758745.001	Друкована плата	1		
				<u>Інші вироби</u>			
				Конденсатор 50В, 10нФ	1	С1	
				Конденсатор 50В, 47пФ	2	С2,С3	
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	3	С4-С6	
				Конденсатор 16В, 47мкФ	2	С7,С8	
				Конденсатор 16В, 10мкФ	1	С9	
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	2	С10,С11	
			РС71. 941312.001				
Зм	Лист	№ докум.	Підп	Дата			
Розробив		Стельмах Д.А.			Літ.	Арк.	
Перевірив		Шарпан О.Б.				1	
Т.конт					НТУУ "КПІ" РТФ		
Н.конт							
Затвердив		Шарпан О.Б.		11.06.21р			
Друкований вузол						6	

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Прим.
				Конденсатор 16В, 10мкФ	1	C12
				Конденсатор 16В, 47мкФ	2	C13,C14
				Конденсатор 50В, 10нФ	1	C15
				Конденсатор 16В, 10мкФ	1	C16
				Конденсатор 50В, 1нФ	1	C17
				Конденсатор 16В, 47мкФ	1	C18
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	1	C19
				Конденсатор 16В, 2.2мкФ	5	C20-C24
				Конденсатор 50В, 10тФ	1	C25
				Конденсатор 16В, 2.2мкФ	2	C26,C27
				Конденсатор 50В, 10нф	1	C28
				Конденсатор 50В, 30пФ	2	C29,C30
				Конденсатор 16В, 2.2мкФ	2	C31,C32
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	5	C33-C38
				Конденсатор 50В, 01мкФ	1	C39
				Конденсатор 50В, 1мкФ	1	C40
				Конденсатор 100В, 4.7нФ	1	C41
				Конденсатор 50В, 1мкФ	13	C42-54
				Конденсатор 100В, 0.1мкФ	1	C55
				PC71. 941312.001		
Зм	Лист	№ докум.	Підп	Дата	Арк. 2	

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Прим.
				Конденсатор 50В, 1.5нФ	1	C56
				Конденсатор 100В, 47нФ	1	C57
				Конденсатор 50В, 1мкФ	1	C58
				Конденсатор 100В, 0.1мкФ	1	C59
				Конденсатор 50В, 100мкФ	1	C60
				Конденсатор 100В, 0.1мкФ	1	C61
				Конденсатор 50В, 1мкФ	1	C62
				Конденсатор 100В, 0.1мкФ	2	C63,C64
				Конденсатор 50В, 1мкФ	1	C65
				Конденсатор 100В, 0.1мкФ	1	C66
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	1	C67
				Конденсатор 16В, 4.7мкФ	2	C73,C74
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	1	C75
				Конденсатор 100В, 0.1мкФ	5	C76-C80
				Конденсатор 50В, 0.1мкФ	1	C75
				Кварцовий резонатор HC49U	1	BQ1
				МікросхемаP10LU-505EH52LF	1	DA2
				Мікросхема LM2734X	1	DA3
				Мікросхема TPS60403	1	DA4
				PC71. 941312.001		
Зм	Лист	№ докум.	Підп	Дата	Арк. 3	

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Прим.
				Мікросхема TPS72325DBVT	1	DA5
				Мікросхема LP2985AIM5-2.5	1	DA6
				Мікросхема ADS1299IPAG	1	DA7
				Мікросхема OPA2376AID	1	DA8
				Мікросхема TPD4E001DBVR	4	DA9-DA12
				Резистор R1206 0.25W, 24 Ом	2	R1,R2
				Резистор R1206 0.25W,10k Ом	1	R3
				Резистор R1206 0.25W,2k Ом	1	R4
				Резистор R1206 0.25W,31kОм	1	R5
				Резистор R1206 0.25W, 10kОм	1	R6
				Резистор R0805 0.125W,33Ом	2	R7,R8
				Резистор R1206 0.25W,10k Ом	2	R10,R11
				Резистор R0805 0.125W,33Ом	13	R13-R25
				Резистор R1206 0.25W,10kОм	1	R26
				Резистор R0805 0.125W,33Ом	5	R27-R31
				Резистор R1206 0.25W,10kОм	2	R32,R33
				Резистор R1206 0.25W,330Ом	2	R34,R35
				Резистор R0805 0.125W,33Ом	1	R36
				Резистор R1206 0.25W, 5k Ом	9	R37-R45
				PC71. 941312.001		
Зм	Лист	№ докум.	Підп	Дата	Арк. 4	

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл.	Прим.
				Резистор R1206 0.25W, 5k Ом	1	R47
				Резистор R1206 0.25W, 5k Ом	6	R49-R54
				Резистор R1206 0.25W, 1M Ом	1	R55
				Котушка індуктивності		
				CDRH4D28NP-6R8N, 6.8-1.1A	2	L1, L2
				Котушка індуктивності		
				BLM18AG601SN1D	4	L3-L6
				Діод PMEG4010BEA, 0.54V-1.0A	2	VD2, VD3
				Світлодіод L-424GDT	2	VD4, VD5
				Роз'єм USBB-4G	1	XS1
				Роз'єм PLS-4	1	XP1
				Роз'єм PLS-5	2	XP2, XP3
				Роз'єм PLS-2	1	XP4
				Роз'єм PLS-4	1	XP5
				Роз'єм PLS-2	1	XP6
				Роз'єм PLD-4	1	XP7
				Роз'єм PLS-2	3	XP8-XP10
				Роз'єм PLD-8	1	XP11
				Роз'єм PLD-30R	1	XP12
				PC71. 941312.001		
Зм	Лист	№ докум.	Підп	Дата	Арк. 5	

