

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій радіоелектроніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії

Пояснювальна записка
до магістерської кваліфікаційної роботи
магістра

**на тему ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ
ДЕФІБРИЛЯТОРА**

Виконав ст. 2-го курсу гр.БМА-18м
спеціальності 163 «Біомедична
інженерія»

Сеферян Артур Анатолійович

Керівник к.т.н.,доц.. Штофель Д.Х.

Рецензент

Вінниця 2019

Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій радіоелектроніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії
Магістр
163- Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри БМІ
д.т.н., професор
Злепко С.М. _____
« _____ » _____ 2019

ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

Сеферяну Артуру Анатолійовичу гр.. БМА-18м

1. Тема МКР: Дослідження та розробка конструкції дефібрилятора
Керівник МКР к.т.н., доц., Штофель Д.Х.

Затверджено наказом вищого навчального закладу від «02 » жовтня 2019р.
№254.

2. Строк подання студентом роботи 01.12.2019р.

3. Вихідні дані до проекту: Схема електрична принципова; перелік елементів; напруга живлення 220 В.;струм споживання 12 А; Напрацювання на відмову 1000 год;температура -5...+45 °С; споживана потужність 300 Вт; Амплітудне значення магнітної індукції 18 мТл; маса– не більше 3,8 кг;

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки:

1. Аналітичний огляд питання;
2. Дослідження методів та розробка методики дефібриляції
3. Конструкторсько-технологічний розділ;
4. Економічний розділ;
5. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

5. Перелік графічного матеріалу:

1. Структурна схема;
2. Схема електрична принципова;
3. Креслення топології друкованої плати;
4. Складальне креслення друкованої плати;

5. Складальне креслення пристрою;

6. Результати моделювання;

6. Консультанти розділів МКР

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д.Х., к.т.н., доц., каф. БМІ		
Економічна частина	ст. вик. Кавецький В. В. каф. ЕП та ВМ		
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Березюк О. В. к.т.н., доц. каф. БЖДПБ		

7. Дата видачі завдання 03 жовтня 2019 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання
Розробка технічного завдання	До 20.10.2019
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 01.11.2019
Розв'язання основної задачі	до 15.11.2019
Розробка заходів з охорони праці	до 20.11.2019
Розрахунок техніко-економічних показників	до 25.11.2019
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	до 01.12.2019
Попередній захист	06.12.2019

Студент _____ Сеферян А.А.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник МКР _____ Штофель Д.Х.
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

У даній магістерській кваліфікаційній роботі було досліджено та розроблено конструкцію дефібрилятора. В МКР було зроблено аналітичний огляд питання та досліджено сучасні дефібрилятори а також розроблено структурну схему та схему електричну пристрою, здійснено проектні розрахунки технології виготовлення друкованої плати і порядок складання пристрою, а також проведено техніко-економічне обґрунтування доцільності проектування пристрою. Економічний ефект від розробки і впровадження пристрою є доцільними. Розглянуті питання безпеки життєдіяльності в процесі виробництва пристрою та стабільність його роботи при дії електромагнітного імпульсу та іонізуючого випромінювання.

АННОТАЦИЯ

В данной магистерской квалификационной работе были исследована и разработана конструкция дефибрилятора. В МКР было сделано аналитический обзор приборов и исследованы современные дефибрилляторы а также разработаны структурная схема и схема электрическая устройства, осуществлено проектные расчеты технологии изготовления печатной платы и порядок сборки устройства, а также проведено технико-экономическое обоснование целесообразности проектирования устройства. Экономический эффект от разработки и внедрения устройства являются целесообразными. Рассмотрены вопросы безопасности жизнедеятельности в процессе производства устройства и стабильность его работы при воздействии электромагнитного импульса и ионизирующего излучения.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ	7
1.1 Теоретичний огляд дефібриляторів	7
1.2 Порівняльний аналіз приладів-аналогів	14
1.3 Розробка технічних вимог до об'єкта проектування.....	19
1.4. Оцінювання комерційного потенціалу розробки.....	20
1.5 Розрахунки, які підтверджують економічну доцільність нової розробки .	22
1.6 Розрахунок величини капітальних вкладень.....	21
1.7 Розрахунок величини експлуатаційних витрат.....	23
1.8 Механізм співставлень капітальних вкладень та експлуатаційних витрат	24
2. ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ТА РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ДЕФІБРИЛЯЦІЇ.	27
2.1 Методи та показання дефібриляції.....	27
2.2 Методика проведення кардіоверсії дефібриляції.....	34
2.3 Правила техніки безпеки при роботі з дефібрилятором	38
3. КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	40
3.1 Аналіз структурної схеми.....	40
3.1.1 Принцип роботи комплексу.	40
3.2 Аналіз схеми електричної принципової	41
3.3 Аналіз елементної бази.....	43
3.4 Компонування приладу	44
3.4.1 Задачі компоновки	44
3.4.2 Розробка різних варіантів компоновки	45
3.5 Визначення габаритів пристрою.....	47
3.5.1 Визначення маси конструкції	48
3.5.2 Розрахунок надійності	50
3.5.3 Попередній розрахунок теплових режимів	51
3.6. Розрахунок друкованої плати	52
3.6.1. Вибір метода проектування	52

3.6.2	Вибір типу друкованої плати	53
3.6.3	Вибір класу друкованої плати.....	54
3.6.4	Вибір матеріалу плати.	54
3.6.5	Вибір метода виготовлення плати.....	55
3.6.6	Розрахунок діаметрів контактних площадок	56
3.6.7	Розрахунок ширини провідників	57
3.6.8	Розрахунок електромагнітної сумісності	58
3.6.9	Розрахунок друкованої плати на механічні дії	59
3.7	Моделювання підсилувача за допомогою програми OrCAD	61
3.8	Розрахунок коефіцієнту технологічності	63
3.9	Технологія виготовлення друкованої плати.....	66
4	ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	68
4.1	Охорона праці.....	68
4.1.1	Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.....	69
4.1.1.1	Мікроклімат та склад повітря робочої зони	69
4.1.1.2	Виробниче освітлення	70
4.1.1.3	Виробничі віброакустичні коливання.....	72
4.1.1.4	Виробничі випромінювання.....	72
4.1.2	Технічні рішення щодо безпеки під час проведення розробки.....	73
4.1.2.1	Безпека щодо організації робочих місць	73
4.1.2.2	Електробезпека	74
4.1.2.3	Розрахунок захисного занулення	74
4.1.3	Пожежна безпека.....	77
4.1.3.1	Технічні рішення системи запобігання пожежі	77
4.1.3.2	Технічні рішення системи протипожежного захисту	78
4.1.4	Висновки до підрозділу	79
5	ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	80
5.1	Розрахунок кошторису витрат на дослідження та розробку пристрою для дефібриляції	80

5.2 Розрахунок собівартості виготовлення пристрою для дефібриляції.....	87
5.3 Розрахунок ціни реалізації пристрою для дефібриляції	92
5.4 Розрахунок чистого прибутку для виробника від реалізації нового технічного рішення	94
5.5 Розрахунок терміну окупності витрат для виробника	95
5.6 Розрахунок величини експлуатаційних витрат.....	95
5.7 Розрахунок економічного ефекту від застосування пристрою для дефібриляції	97
5.8 Розрахунок економічного ефекту на ціні для споживача	98
ВИСНОВКИ.....	99
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ.....	100
ДОДАТКИ.....	103

ВСТУП

Фібриляція шлуночків серця є найчастішою причиною раптової зупинки серця у дорослих. Вірогідність вижити у хворих з фібриляцією шлуночків в кожную хвилину падає на 7-10% . Первинні реанімаційні заходи (масаж серця і штучне дихання) не можуть у таких хворих перевести фібриляцію в нормальний ритм, і якщо фібриляцію шлуночків не перервати своєчасно, то вона перейде в асистолію, купірувати яку буде ще набагато важче. Проте, ранній початок виконання первинного реанімаційного комплексу до того, як дефібриляція може здійснитися (підготовка дефібрилятора; очікування бригади реаніматологів, і т.д.), декілька збільшує вірогідність виживання пацієнтів, оскільки ці заходи подовжують час до переходу фібриляції шлуночків в асистолію. Тільки рання дефібриляція є в таких ситуаціях єдиним шансом відновити гемодинамічні ефективні серцеві скорочення і врятувати хворого із зупинкою кровообігу від неминучої смерті.

У зв'язку з цим останнім часом серед фахівців медицини критичних станів все велику популярність набуває концепція ранньої дефібриляції з використанням „загальнодоступного дефібрилятора-монітора”. Згідно цієї концепції, повинні стати загальнодоступними автоматичні дефібрилятори, що дозволяють надати першу допомогу хворому із зупинкою серця до приїзду бригади медиків. Тобто виникає гостра необхідність появи кардіодефібриляторів, які були б зрозумілі, прості та ефективні у використанні.

Цими приладами оснащуватимуться екстрені служби (поліція, охорона, персонал авіакомпанії на борту літака тощо) або крупні підприємства. Застосування „загальнодоступних” кардіодефібриляторів в даний час розглядається як самий ключовий і вирішальний момент в наданні допомоги при зупинці кровообігу. Головною перевагою цих сучасних, простих в експлуатації приладів є їх здатність аналізувати серцевий ритм.

Метою МКР є вдосконалення та підвищення ефективності дефібрилятора шляхом використання мікроконтролерної системи керування, збільшення добротності контуру, та розробка ідей для

подальшого вдосконалення дефібрилятора, який буде досить ефективним та простим для використання

Об'єктом МКР – процес дефібриляції шлуночків серця для відновлення нормального серцевого скорочення.

Предметом МКР є конструкція дефібрилятора.

Завданням МКР є: аналітичний огляд питання та дослідження сучасних дефібриляторів а також розробка структурної схеми та схеми електричної принципової пристрою, здійснення розрахунків технології виготовлення друкованої плати та порядок складання пристрою, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки, розробка конструкції приладу та вибір технологічного процесу виготовлення пристрою, розрахунок техніко-економічних показників, розробка заходів з охорони праці.

Отже, головною метою даної роботи, тобто елементами новизни є вдосконалення кардіодефібрилятора шляхом використання мікроконтролерної системи керування, збільшення добротності контуру, та розробка ідей для подальшого вдосконалення кардіодефібрилятора, який буде досить ефективним та простим для використання.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Проведено аналіз принципу побудови дефібрилятора.
2. Проведено підбір параметрів алгоритму рішення поставленої математичної задачі.
3. Запропоновано конструкцію дефібрилятора, який забезпечив оптимальне співвідношення показників функціонального призначення і надійності роботи пристрою відносно його вартості та інших економічних показників.

Практичне значення одержаних результатів полягає в:

1. Розроблено конструкцію дефібрилятора.
2. Розроблено структурну схему та принципової схеми дефібрилятора.

Достовірність теоретичних положень. Магістерської кваліфікаційної роботи підтверджується строгістю постановки задач, коректним застосуванням

алгоритмів та методів під час доведення наукових положень, строгим виведенням аналітичних співвідношень, порівнянням результатів, отриманих за допомогою розроблених у роботі методів, з відомими.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ

1.1 Теоретичний огляд дефібриляторів

В останні роки в світовій практиці для зняття фібриляції і миготливої аритмії шлуночків широко застосовується метод нанесення на область серця потужного одиночного високовольтного імпульсу. В більшості випадків, цей метод по своїй швидкості має явні переваги перед впливом лікарськими засобами, він отримав назву електричної дефібриляції серця і є разовою інтенсивною електрокардіостимуляцією.

Дефібрилятори (ДФ) використовуються в машинах швидкої допомоги, в палатах інтенсивної терапії і реанімації, клініках і поліклініках.

В клінічній практиці дефібрилятори стали широко застосовуватись з 70-х років. Їх технічні характеристики були задовільними. В розробках в якості елементної бази були використані транзистори біполярної структури, які призвели до значних недоліків, а саме високої споживаної потужності (понад 500 ВА), великих масо-габаритних показників, значної вартості, невисокої їх надійності.

Тому розробка дефібриляторів направлена на покращення вже перерахованих показників.

Давно відомо, що ударом електричного струму можна викликати подразнення людського організму. Однак в лікувальних цілях цим явищем не можна було використати до тих пір, доки не був створений електрогенератор, котрий дозволяє виробляти потрібну електричну напругу.

Безсумнівну цікавість представляє вивчення ролі окремих характеристик струму виникнення збудження. В першу чергу мова йде про його силу. (Власне, замість сили струму доречніше було б говорити про густину струму, тобто силу струму на одиницю поверхні. Як показали дослідні виміри, необхідна для виникнення збудження мінімальна сила струму складає 10^{-5} А/см².) В нормальних умовах організм людини відчуває струм силою 0,001

А; струм силою 0,01 А викликає значне скорочення м'язів, а струм в 0,1 А вважається смертельним.

Для виникнення збудження має значення і напрямок струму. Звичайно збудження завжди надходить зі сторони катода (від'ємний заряд), тоді як, згідно найновішим даним, додатній заряд викликає гальмування. Важливо пам'ятати, що постійний струм викликає збудження тільки при його включенні або виключенні, в проміжку між ними виникає лише електрохімічна дія.

Велике значення має також форма хвилі електричного подразнення.

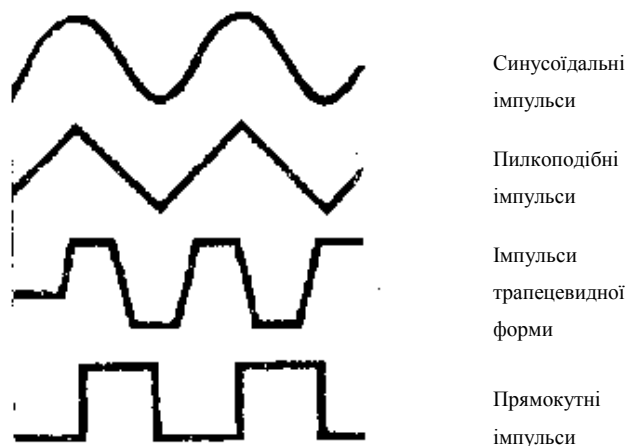


Рисунок 1.1 – форми хвиль електричного подразнення

Раніше, щоб викликати подразнення, використовували синусоїдальний струм. В останній час для цього частіше використовують прямокутні імпульси. Організм невзміє пристосуватись до бистрих змін струму, тому струмом мінімальної сили можна домогтися дуже значного роздратування (Рисунок 1)

Важлива також частота струму. При роздратуванні струмом дуже низької частоти (менш 5 Гц) організм поводитьсь, як і при роздратуванні постійним струмом, іншими словами, порушення виникає лише в момент включення і виключення. При постійно включеному струмі відбувається однозначне по величині, але протилежне по напрямку пересування іонів, що нейтралізує дія роздратування. Навіть у випадку дуже високої частоти (понад 10 кГц) порушення також не виникає, оскільки іонні процеси в клітках організму

відбуваються повільніше, ніж зміни струму. Найкращий ефект роздратування досягається при струмі середньої від 20 до 1000 Гц.

Електричну збудливість живих кліток медици успішно використовують при оцінці різних нервових і м'язових захворювань. На характеристики збудливості впливає цілий ряд хвороб, тому зміна цих параметрів має велику діагностичну цінність. Розглянемо ці характеристики докладніше.

Одна з найважливіших характеристик - поріг збудливості, чи реобаза. Під порогом збудливості мається на увазі мінімальне значення постійного струму, що викликає порушення, іншими словами, скорочення м'яза. Тканини людського організму мають різний поріг збудливості. Пороги збудливості нормальної й ураженої тканини можуть відрізнятися один від одного. Однак поріг збудливості залежить від цілого ряду факторів, тому сам по собі він ще не є джерелом достовірних даних. Про досліджену тканину можна одержати більше інформації, якщо врахувати, що за допомогою менш інтенсивного, але більш тривалого роздратування можна викликати таке ж точне порушення, як при сильному, але менш тривалому роздратуванні. Мінімальну тривалість імпульсу, що викликає збудження і має амплітуду, що вдвічі перевищує реобазу, прийнято називати хронаксією (чи часом хронаксії). Це вже більш достовірний параметр, чим поріг збудливості.

Дратівне дія електричного струму використовується не тільки в діагностиці. Відомий ряд захворювань, при яких штучно викликані м'язові скорочення сприяють видужанню. Терапія роздратуванням з успіхом застосовується при ушкодженні м'язів, сухожилів і суглобів, паралічах нервів, розтяганні м'язів і вивихах. Вона робить також сприятливий вплив при розладах травлення на ґрунті млявості кишечника, при доліковуванні судорожних чи станів при м'язових болях, викликаних ожирінням. Лікування електричним струмом застосовується і з метою запобігання атрофії м'язів під гіпсовою пов'язкою.

Без цього м'яза неминуче атрофіруються вже в перші тижні іммобілізації ушкодженої кінцівки. Цей вид лікування особливо важливий для спортсменів: завдяки йому спортсмен одержує можливість тренуватися незабаром після зняття гіпсової пов'язки. Але найбільш широке застосування

терапія електроподразненням одержала в лікуванні різних захворювань серця.

Ритмічна діяльність серця направляється синусовим вузлом, що знаходиться в зоні передсердь; механізм його дії поки не вивчений у всіх подробицях. Однак відомо, що імпульси, що посилаються із синусового вузла, викликають скорочення серцевого м'яза спочатку в області передсердь, а через деякий час і в області шлуночків. Імпульси, що посилаються синусовим вузлом, проходять до шлуночків по особливій тканині. При порушенні виникнення імпульсу або його проведення серцева діяльність стає нестабільною, синусовий вузол втрачає контроль над діяльністю серця. У подібних випадках його роль приймають на себе вторинні органи, що виробляють імпульси в м'язах шлуночків, і серце продовжує працювати. Цей особливий стан характеризується значним зниженням числа скорочень серця в хвилину; воно може зменшитися навіть на половину (такий стан прийнятий називати вентрикулярним ритмом).

Зниження серцевої діяльності викликає погіршення кровопостачання організму, і хворий настільки слабшає, що не в змозі виконувати ніякої фізичної роботи. Іноді цієї скороченої серцевої діяльності недостатньо навіть для підтримки власного кровопостачання серця. У подібних випадках може відбутися зупинка серця або ж безладне скорочення окремих волокон серцевого м'яза, як говорять, фібриляція серця. Фібриляція може виникнути і при порушенні виникнення і проведення імпульсів, викликаному різними шкідливими впливами (отруєнням, сильним раптовим охолодженням організму, наприклад при стрибку у воду, шоком, недоліком кисню і т.д.). Фібриляція – нерідке явище під час операцій на серці чи в ранньому післяопераційному періоді, коли хворої ще знаходиться у важкому стані. Вона, як правило, виникає в момент операцій, вироблених під гіпотермією (штучним охолодженням), коли температуру тіла хворого знижують до 30°C и нижче. Установлено, що при фібриляції можна і необхідно зробити штучну стимуляцію серця й у такий спосіб вивести хворого з критичного стану.

У лікуванні порушень серцевої діяльності медики ґрунтуються на багатовіковому досвіді вивчення фізіологічної дії електричного струму.

У момент фібриляції серця до безладно скорочуваних волокнам серцевого м'яза необхідно посилати короточасні електричні імпульси визначеної амплітуди; під їхнім впливом м'язові волокна скорочуються одночасно, а після припинення імпульсу відбувається одночасне розслаблення м'яза. При цьому ж вузол, що втратив керування синусовий, знову підкоряє собі усі волокна серцевого м'яза і ритмічна діяльність серця відновляється. При дефібриляції (тобто припиненні фібриляції) через серце повинний пройти струм силою приблизно 1 А; у протилежному випадку бажаного ефекту досягти не вдасться. При струмі меншої сили не всі м'язові волокна почнуть скорочуватися, або що ще гірше, може знову виникнути фібриляція що відновив було нормальну діяльність серця. Саме цим порозумівається той факт, що травми, викликані електричним розрядом у 220 В, частіше закінчуються смертельним результатом: у подібних випадках через серцевий м'яз проходить струм силою приблизно 0,1-0,2 А, що викликає фібриляцію. Якщо людина, що робить першу допомогу, цього не знає, а поблизу немає нікого, хто міг би надати потерпілому кваліфіковану допомогу, то прибулому на місце події лікарю не залишається нічого іншого, як констатувати смерть. На відміну від цього удар струмом високої напруги (понад 5- 10 кВ) найчастіше не викликає моментальної смерті, а супроводжується важкими опіками. При його проходженні через серцевий м'яз відбувається її судорожне скорочення, а після того, як вплив струму припиняється, серцева діяльність може відновитися (так само як і після дефібриляції). Природно, це відбудеться лише у випадку нетривалого впливу, якщо потерпілий не "прилип" до проводу високої напруги.

Необхідний для дефібриляції електричний струм силою в декілька ампер можна подавати лише нетривалий час, в протилежному випадку виникаюче при цьому тепло викликає пошкодження серцевого м'яза і навколишніх тканин. Опір тканин серця складає приблизно 50-100 Ом, іншими словами, під впливом струму потрібної сили в серцевому м'язі

протягом частки секунди виникає ефект потужністю в кілька сотень ват. Про порядок величини виділеної при цьому тепловій енергії можна судити лише приблизно: уявимо, що до електричної праски потужністю кілька сотень ват на мить доторкнулися долонею, хоча в даному випадку ми відчуємо тільки тепло, що надійшло до долоні в результаті теплопередачі.

Спочатку дефібриляція проводилася на відкритому серці, охопленому схожими на ложку електродами. Але цим методом користувалися лише під час торакальних операцій. Важко було уявити собі, що протягом декількох хвилин з моменту зупинки серця нею удасться оголити, однак подібні, воістину героїчні операції і вироблялися, особливо після того, як вдалося розробити методику зовнішнього масажу серця, що дозволяє підтримати життя хворого до оголення серця. Як підтвердили наступні дослідження, дефібриляції можна домогтися і не розкриваючи грудної клітки за допомогою електродів, що прикладаються до грудей і спини. При цьому ззовні повинний надходити струм силою приблизно 10 А - це необхідно для того, щоб через серце проходив струм силою близько 1 А, що вимагається для дефібриляції.

При зовнішній дефібриляції серйозну проблему представляє прикріплення електродів до грудної клітки. Якщо перехідний опір великий, під електродами можуть виникнути серйозні опіки. Крім того, струм великої сили викликає не тільки роздратування серцевого м'яза, але і сильні скорочення навколишніх м'язів. Ці скорочення відбуваються настільки різко, що, якщо не притримувати кінцівки хворого, можуть відбутися вивихи, розриви сухожиль чи навіть переломи кісток. Подібних ускладнень можна уникнути, дотримуючись правил кріплення електродів, однак лікарі змушені іноді зневажати можливими ускладненнями, тому що мова йде про порятунок життя хворого.

Існують два способи дефібриляції. Один з них складається з того, що до серця на 0,1-0,2 с підключають перемінний струм частотою 50 Гц і напругою кілька сотень воли (але не більше 1000). Час задається за

допомогою електронної схеми. Транзисторний дефібрилятор готовий до дії негайно після включення.

Другий спосіб полягає в тому, що крізь тіло хворого пропускають електричний розряд високої напруги від заряду, накопиченого конденсатором. Вихідна напруга конденсатора складає кілька тисяч (максимум 7000) вольтів; розряд відбувається за тисячні частки секунди. При такому способі дефібриляції в організм надходить енергія порядку 300-400 Дж. Оскільки вплив цієї відносно великої кількості енергії дуже нетривале, у даному випадку ми маємо справу з дуже великим піковим струмом (приблизно 50 А) і з дуже великою піковою потужністю (100 - 200 кВт). Тому при дефібриляції необхідно дотримуватись обережності як в інтересах хворого, так і медичного персоналу.

До цих пір мова йшла про вентрикулярну фібриляцію (мерехтіння шлуночків), що приводить до зупинки серця і стану клінічної смерті. Зустрічається, однак, і мерехтіння передсердь. При мерехтінні передсердь транспортування крові серцем майже не порушується і загрози для життя хворого немає, але пацієнта необхідно вивести з цього стану щоб уникнути ускладнень. Згідно даним американських учених, з мерехтінням передсердь також можна боротись за допомогою електричного розряду. Однак, оскільки в даному випадку на працююче серце треба впливати досить могутнім струмом, важливо знати, у який момент застосувати цей вплив. У серцевому циклі мається такий період, коли серце дуже чуттєве до роздратувань, і роздратування, що надійшло в цей момент, може викликати вентрикулярну фібриляцію. З метою безпеки створений так названий синхронізований дефібрилятор, що сприймає діяльність серця, завдяки якому подача необхідного електричного імпульсу не приходить на небезпечний момент.

Буває, що в хворого відбувається повне розслаблення серцевого м'яза, у зв'язку з чим доставка крові до органів і тканин припиняється. Цей стан називається асистолією. У даному випадку дефібриляційна напруга не дасть бажаного ефекту, тому що зупинка серця обумовлена припиненням діяльності системи, що виробляє імпульси, або провідної системи серця.

Як показали теоретичні підрахунки і практичний досвід, для відновлення нормальної діяльності м'якого серцевого м'яза необхідно подавати безупинну послідовність імпульсів, що знову і знову стимулювали б серце до нормальних скорочень. Найбільш ефективними для цієї мети виявилися прямокутні імпульси. Якщо електроди приєднуються безпосередньо до серцевого м'яза, амплітуда імпульсів повинна складати декілька вольт (3-15 В), якщо ж серце не оголене, то електроди прикріплюються до грудей і спини хворого; у даному випадку амплітуда імпульсів складає 100-200 В. Важлива також тривалість окремого імпульсу, що звичайно буває порядку 0,001 с.

1.2 Порівняльний аналіз приладів-аналогів

Дефібрилятор-монітор CR 26 з вмонтованим реєстратором фірми Cardiac Recorders Ltd. (Великобританія) працює від двох взаємозамінних блоків батарей, що вставляються в щілину на передній панелі (один - для модулів монітора і реєстратора, другий - для дефібрилятора). Робота кожної батареї контролюється спеціальною сигнальною лампочкою. Окремо розташований зарядний пристрій може заряджати дефібрилятор безпосередньо від мережі змінного струму і включати індикатори стану батарей.

Перемикач на рукоятці верхнього електрода призначений для зарядки чи зниження встановленого рівня енергії розряду. Цей перемикач дублюється ще двома, розташованими на лицьовій панелі, де знаходяться всі інші контролюючі пристрої. Любий невикористаний заряд автоматично подавляється протягом 40 с після завершення процесу зарядки. Для синхронізації роботи апарата мається окремий перемикач.

Електроди легко замінюються на інші, наприклад, внутрішні, автоматично обмежуючі, де необхідно максимально можливий рівень енергії. Стандартні електроди для дорослих оснащені також індикатором рівня енергії.

Селектор відведень пацієнта виконує дві функції: спостереження за електродами і контроль над сьома стандартними конфігураціями відведень. У випадку відсутності окремого контрольного електрода, приєднаного до пацієнта, чи помилково обраного відведення, дефібрилятор стежить за роботою електродів, поки не буде обраний режим синхронізації. Дефібрилятор оснащений додатковими контрольними засобами для встановлення діагнозу чи тривалого спостереження за якістю ширини смуги частот. Прилад має функцію заморожування зображення. Вибраний рівень енергії розряду зображується в цифровому виді.

Фірма Hewlett-Packard Ltd. (США) робить дефібрилятор-монітор HP 43I20A з вмонтованим реєстратором ЕКГ. На СІД-індикаторах на лицьовій панелі апарата відображаються параметри процесу зарядки і роботи батареї. На екран ЕПГ надходить спеціальна команда про використання запасу живлення батареї, а також про несправність відведення або відсутність паперу.

Дефібрилятор заряджається шляхом установки селектора енергії на один з чотирнадцяти рівнів у діапазоні 2...360 Дж і швидким натисканням кнопки на верхньому електроді. Апарат оснащений вмонтованим пристроєм тестування енергії. Електроди для дорослих надіваються поверх дитячих.

На десятизначний дисплей грудного електрода виводиться інформація про якість контакту між електродами і пацієнтом до початку дефібриляції. Вмонтований реєстратор включається автоматично після зарядки дефібрилятора чи у випадку перевищення одного з фіксованих критичних рівнів ЧСС (30 чи 150 удар/хв). Додатково до ЕКГ записуються параметри підсилення, режиму синхронізації, уповільненого режиму і заданого показника енергії.

Синхронний дефібрилятор Lifepak 8 фірми Physio Control Ltd. (США) являє собою модульну конструкцію з монітором, що від'єднується і реєстратором. При включенні дефібрилятора обидва модулі теж готові до роботи, навіть якщо кожний з них відключений. Апарат поставляється разом з додатковим транскутанним кардіостимулятором (загальна маса 14 кг).

Показник енергії встановлюється в діапазоні 10...360 Дж (9 ступіней) за допомогою обертової контрольної ручки. У функції вмонтованого тестера входить визначення відхилення амплітуди струмів у межах 15%. Режим синхронізації встановлюється на контрольній панелі, Зовнішні електроди для дорослих припаяні, інші типи електродів приєднуються за допомогою інтерфейсу.

Основними функціями монітора є калібрування і заморожування зображення, сигналізація тривоги при встановленому показнику ЧСС, вибір відведень, регулювання посилення, а також регульована швидкість запису ЕКГ (2 швидкості). На додаток до ЕКГ на моніторі відображається обране відведення і посилення, ЧСС і маркірування синхронізації. Реєстратор виконує запис у режимі реального часу чи з інтервалом. На лист запису наносяться наступна інформація: дата, час, відведення, режим, підсилення ЧСС, встановлена енергія і параметри кардиостимулятора.

Касета дефібрилятора швидкої стимуляції, що вставляється у верхню, частину (Quick-Pace) збільшує його функціональні можливості Касета працює в регульованому діапазоні 40...90 удар/хв. і підключається до пацієнта спеціальними адгезивними електродами.

Дефібрилятор-монітор Servocard SCP 852 фірми PPG Hellige Ltd. (ФРН) відрізняється наявністю вмонтованого точечно-матричного реєстратора. На лицьовій панелі апарата разом з індикатором стану батарей мається пристрій для тестування його під час зарядки. Дефібрилятор заряджається при повороті ручки, регулювання рівня енергії - ступінчата (8 ступіней). Невикористаний заряд автоматично внутрішньо згасає через 16 с після зарядки.

Стандартні електроди для дорослих незнімні. На цифровий дисплей виводяться показники величини накопиченої енергії, готової до використання, і дійсно витраченої. Крім того, дисплей служить засобом вихідної, енергії дефібрилятора.

Вся інформація з електродів або з кабелю ЕКГ надходить на монітор, що володіє функцією заморожування зображення, трьома рівнями контролю

посилення і сигналом стандартизації. У цифровій формі відображаються показники ЕКГ і ЧСС.

Дефібрилятор Defi.2 фірми Simonsen & Weel (Данія) призначений для застосування в лікарняних умовах; поставляється на візку. Автономне живлення здійснюється від двох взаємозамінних блоків батарей, що підключаються. Вмонтований пристрій зарядки батарей функціонує, навіть якщо апарат підключений до електромережі. Мається індикатор стану батареї. Функціональний тестер розряду вмонтований в тримач електродів.

Зарядка апарата відбувається на лицьовій панелі при установці селектора на один з восьми рівнів енергії і натисканні кнопки на верхньому електроді. Діапазон регулювання рівнів енергії 5...360 Дж для зовнішньої дефібриляції чи до 50 Дж - для внутрішньої. Пристрої контролю заряду і розряду внутрішніх електродів знаходяться на лицьовій панелі.

Спостереження за роботою електродів і контроль режиму синхронізації можливий при застосуванні різних моніторів, в тому числі Diascope 2 або Zoll NTP (неінвазивний кардіостимулятор). Вони встановлюються зверху дефібрилятора. Інші монітори можуть підключатися через конектор на тильній панелі апарата.

В табл.1.1 приведені основні характеристики розглянутих вище дефібриляторів.

Таблиця 1.1 Порівняльні характеристики дефібриляторів

Технічні дані	CR 26	HP43120A	Lifepak 8	Servocard 5CP852
1	2	3	4	5
контрольні кнопки, що запалюються	Дві кнопки електро- дів	Дві кнопки електродів	Дві кнопки електродів	Дві кнопки електродів
метод зарядки*	Ручний	Автоматичний	Автоматичний	Автоматичний
ЕКГ - регістратор	Є	Є	Є	Є
Монітор ЕКГ:	Є	Є	Є	Є
зупинка зображення	Є	Є	Є	Є
калібрування	Є	Є	Є	Є
кількість електродів	3 або 5	3	3 або 4	3
селектор відведень	Є	Трьох відведень	Є	Немає
Технічні дані	CR 26	HP43120A	Lifepak 8	Servocard 5CP852
блок зарядки батарей	Окреми й	Окремий	Вмонтований	Вмонтований
Габаритні розміри, мм	455x115 x135	298x432x215	501x267x286	400x440x170
Маса, кг**	11,8	10,7	13,5	14,5
Ціна, англ..ф.ст.	14290	14253	14995	13080

При розробці конструкції дефібрилятора, як і при конструюванні будь-якого пристрою дуже важливо вирішити існуючі проблеми розробки.

Основними проблемами розробки являються: зменшення масогабаритних показників, вартості та споживаної потужності; збільшення надійності пристрою. Основні шляхи вирішення цих проблем: застосування відповідної елементної бази (польові транзистори, мікросхеми); використання сучасних пластмасових матеріалів; оптимальна компоновка, як внутрішня, так і зовнішня; забезпечення номінальних рішень експлуатації.

В сучасних умовах випуском дефібриляторів займається достатня кількість фірм. На Україні в основному виготовлення дефібриляторів здійснюється на Львівському заводі РЕМА. Це дефібрилятори типу: ДКИ-Н-01, ДИ-03. Серед них найбільш близьким по технічній суті є дефібрилятор типу ДИ-03, який і вибираємо в якості аналогу.

Дефібрилятор ДИ-03 призначений для генерування одиничних імпульсів струму та дозованого впливу при дефібриляції серця.

Дефібриляція за допомогою даного приладу можлива лише при зовнішній дефібриляції, тобто коли, спеціальний електрод щільно притискають до грудної клітини хворої людини.

В зв'язку з тим, що дефібрилятори відіграють дуже важливу роль в житті, їх широке застосування є необхідним в медичних закладах.

Беручи до уваги і те, що розроблюваний пристрій за деякими технічними параметрами є більш досконалим і при цьому дешевший за аналог постає питання про необхідність розробки конструкції даного приладу.

1.3 Розробка технічних вимог до об'єкта проектування.

Основні технічні параметри пристрою при нормальних кліматичних умовах повинні відповідати наступним вимогам:

- стійкими до кліматичного впливу (ГОСТ 15150-69);
- стійкими до механічного впливу (ГОСТ 16019-78);
- умови маркування, пакування, транспортування та зберігання пристрою повинні відповідати вимогам ГОСТу 5651-89;
- живлення пристрою напругою $220 \pm 10\%$ В, частотою 50 Гц;
- споживана потужність 180 ВА;
- повинна бути забезпечена індикація готовності приладу до розряду;
- повинно бути блокування заряду на електроди внутрішньої дефібриляції дозами, що призначені для зовнішньої дефібриляції

Таблиця 1.2 - Основні техніко-економічні показники аналогу та приладу, що проектується.

Показники	Одниця виміру	Аналог	Прилад, що проектується	Відношення параметрів нового приладу до параметрів аналога
Маса	кг	25	22	1,14
Споживана потужність	Вт	500	180	2,78
Об'єм	дм ³	36	31	1,16
Середній термін служби	рік	5	8	1,6
Функціональне призначення	-	Вузькоспеціалізований	Розширені функціональні можливості	+

1.4 Оцінювання комерційного потенціалу розробки

Метою проведення технологічного аудиту є оцінювання комерційного потенціалу розробки (результатів НДДКР), створеної в результаті науково-технічної діяльності. В результаті оцінювання робиться висновок щодо напрямів (особливостей) організації подальшого її впровадження з врахуванням встановленого рейтингу.

Рекомендується здійснювати оцінювання комерційного потенціалу розробки за 12-ма критеріями, наведеними у відповідній літературі [2]:

Оцінювання комерційного потенціалу розробки проведемо з застосуванням експертного методу, провівши опитування відповідних експертів стосовно ставлення їх до нової розробки у відповідності з розглянутими критеріями.

Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки зведемо до таблиці 1.4.

Таблиця 1.3 - Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	Експерт		
	А	В	С
	Бали, виставлені експертами:		
1	2	3	2
2	3	2	3
3	1	2	2
4	3	3	3
5	3	3	2
6	3	2	3
7	2	2	2
8	2	2	2
9	2	3	3
10	2	3	3
11	3	3	2
12	3	1	2
Сума балів	29	29	29
Середньоарифметична сума балів СБ	29		

За даними таблиці 1.3 зробимо висновок щодо рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому доцільно користуватися рекомендаціями, наведеними в таблиці 1.4.

Таблиця 1.4 - Рівні комерційного потенціалу розробки [2]

Середньоарифметична сума балів СБ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 - 10	Низький
11 - 20	Нижче середнього
21 - 30	Середній
31 - 40	Вище середнього
41 - 48	Високий

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки становить 29 балів, що, згідно таблиці 1.5, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

1.5 Розрахунки, які підтверджують економічну доцільність нової розробки

Економічну доцільність нової розробки можна розрахувати шляхом порівняння капітальних та експлуатаційних витрат для неї та аналога.

Капітальні вкладення (К) та експлуатаційні затрати (Е) визначаються приблизно, спрощеним способом. Для аналога ці показники будемо розраховувати з індексом «1», а для нового пристрою – «2».

Собівартість одиниці нової розробки можна спрогнозувати методом питомої ваги. В цьому випадку собівартість одиниці нової продукції розраховується за формулою [3]:

$$S = \frac{B_{II} \cdot K_H \cdot 100\%}{II\%} \text{ [грн]}, \quad (1.1)$$

де B_{II} – величина певної статті прямих витрат для нової розробки, яка вибрана за основу, грн.;

II – питома вага цієї статті витрат в собівартості аналога, % (приймаємо 85%).

K_H – коефіцієнт, який враховує конструктивні та технологічні особливості нової розробки K_H приймаємо рівним 1,12;

Визначимо згідно формули собівартість одиниці нової продукції:

$$S_2 = \frac{7384,00 \cdot 1,12 \cdot 100\%}{85\%} = 9730,00 \text{ (грн)}.$$

1.6 Розрахунок величини капітальних вкладень

Величину капітальних вкладень можна спрогнозувати за формулою [3]:

$$K = B \cdot A \cdot S = B \cdot C \text{ (грн)}, \quad (1.2)$$

де B – коефіцієнт, який враховує витрати на розробку, придбання, транспортування, монтаж нової розробки $B=1,1$;

A – коефіцієнт який враховує прогнозований дохід, податки, які повинен сплатити виробник. $A = 1,4$.

S – собівартість нової розробки, грн., яка визначається приблизним способом.

\mathcal{C} – ціна реалізації розробки, грн.

Оскільки нам відома ціна аналога (29500,00 грн.), то розрахуємо за формулою 1.2 капітальні вкладення аналога:

$$K = B \cdot A \cdot S = B \cdot \mathcal{C} = 1,25 * 29500 = 36875,00 \text{ (грн.)}$$

Капітальні вкладення для нового пристрою:

$$K_2 = 1,1 \cdot 1,4 \cdot 9730,00 = 14984,00 \text{ (грн.)}$$

1.7 Розрахунок величини експлуатаційних витрат

Експлуатаційними витратами є такі витрати, які забезпечують нормальне функціонування певного технічного рішення в період його експлуатації в розрахунку на рік.

Експлуатаційні витрати можна приблизно спрогнозувати за формулою:

$$E = k \cdot \mathcal{C} + B_{en}, \quad (1.3)$$

де k – коефіцієнт, який враховує витрати на амортизацію, обслуговування, ремонти тощо, $k=0,26\dots 0,4$;

B_{en} – приблизні річні витрати на спожити конструкцією електроенергію, паливо тощо, грн.

Отже, величина експлуатаційних витрат на забезпечення функціонування пристрою в період експлуатації за один рік складе приблизно $E = 0,3 * 1,4 * 9730,00 + 680,00 = 4766,00$ грн. Експлуатаційні витрати аналогу складають $0,3 * 29500,00 + 3000,00 = 11850,00$ грн.

1.8 Механізм співставлень капітальних вкладень та експлуатаційних витрат

Аналог та запропоноване рішення мають різні значення декількох основних технічних показників, які по-різному впливають на загальну якість розробки, тому необхідно розрахувати узагальнений коефіцієнт якості для інноваційного рішення.

Для аналога умовно приймають, що його узагальнений коефіцієнт якості $B_a = 1$.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розраховують за формулою:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (1.4)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і

при цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховують за такими формулами:

- для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (1.5)$$

де I_{ni} та I_{na} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

- для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (1.6)$$

де I_{ni} та $I_{на}$ – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога

Визначимо відносні значення для показників пристрою.

Таблиця 1.5 – Порівняння основних параметрів пристрою що проектується та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до параметрів аналога	Питома вага параметру
Маса	кг	25	22	1,14	0,2
Споживана потужність	Вт	500	180	2,78	0,5
Об'єм	дм3	36	31	1,16	0,2
Середній термін служби	рік	5	8	1,6	0,1

Тоді приведенний показник якості складе:

$$B_2 = 1,14*0,2+2,78*0,5+1,16*0,2 + 1,6*0,1 = 1,54.$$

Розраховуємо питомі капітальні вкладення та питомі експлуатаційні витрати.

Так питомі капітальні вкладення складуть:

$$\text{- по першому варіанту} \quad \frac{K_1}{B_1} = \frac{36875,00}{1} = 36875,00\text{грн.};$$

$$\text{- по другому варіанту} \quad \frac{K_2}{B_2} = \frac{14984}{1,54} = 9730,00\text{грн};$$

Питомі експлуатаційні витрати складуть:

$$\text{- по першому варіанту} \quad \frac{E_1}{B_1} = \frac{11850,00}{1} = 11850,00\text{грн} / (\text{рік}).;$$

$$\text{- по другому варіанту} \quad \frac{E_2}{B_2} = \frac{4766,00}{1,54} = 3095,00\text{грн} / (\text{рік}).;$$

співвідношення між варіантами:

- по питомих капітальних вкладеннях:

$$\frac{K_1}{B_1} > \frac{K_2}{B_2} ;$$

- по питомих експлуатаційних витратах

$$\frac{E_1}{B_1} > \frac{E_2}{B_2} ;$$

В результаті порівняння маємо абсолютну економію як на питомих капітальних вкладеннях, так і на питомих експлуатаційних витратах.

$$K_e = \frac{K_1}{B_1} - \frac{K_2}{B_2} = 36875,00 - 9730,00 = 27145,00 \text{ грн.}$$

$$E_k = \frac{E_1}{B_1} - \frac{E_2}{B_2} = 11850,00 - 3095,00 = 8755,00 \text{ грн.}$$

Нова розробка є високоефективною оскільки забезпечує абсолютну економію як на питомих капітальних вкладеннях так і на питомих експлуатаційних витратах.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ТА РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ДЕФІБРИЛЯЦІЇ

2.1 Методи та показання дефібриляції

Основною метою дефібриляційного шоку є відновлення синхронізації скорочень серцевих волокон, порушеною в результаті шлуночкової тахікардії або фібриляції. Існує кілька пояснень механізму дефібриляційної дії електричного шоку.

Найперша теорія дефібриляції була запропонована Жаном-Луї Прево (Jean-Louis Prevost) і Фредеріком Бателлі (Frederic Batelli), які вважали, що аритмія припиняється завдяки тимчасового паралічу серцевого м'яза, тобто придушення здатності міоцитів генерувати потенціал дії і / або проводити збудження.

Пізніше радянські дослідники Гурвич і Юнієв [9] вперше припустили, що дефібриляцію можна здійснити застосовуючи значно слабші електричні поля, що викликають синхронну стимуляцію міокарда, а не його параліч.

Грунтуючись на даних уявленнях, Zipes D. P. з співавторами [19] створили в 1975 р. концепцію критичної маси міокарда, необхідної для підтримки фібриляції шлуночків (гіпотеза критичної маси), яка передбачає, що успішна дефібриляція припиняє фібриляцію, оскільки вона ліквідує фронт активації всередині критичної маси м'яза, оскільки деполяризує всю нерезфрактерну тканину всередині критичної маси.

Гіпотеза верхнього порогу уразливості стверджує, що при дефібриляції розряд повинен не тільки припинити хвилі фібриляції шляхом подовження рефрактерного періоду міокарда, але і не повинен створювати нових хвильових фронтів на кордоні розряд-деполяризація, щоб знову не запустити фібриляцію шлуночків

Jones JL і Tovar OH описали «подовження рефрактерності», як основний механізм дефібриляції [25, 26]. Викликана розрядом деполяризація фібрилюючого міокарда подовжує рефрактерний період до хвильовим фронтах, тому припиняється фібриляція.

Dillon SM і Kwaku KF [27] розробили гіпотезу, в якій вони назвали дефібриляцію «прогресуючої деполяризацією». Ця гіпотеза свідчить, що сильний розряд деполяризує рефрактерний міокард, що попереджає появу нових хвильових фронтів після розряду [28, 29]. Такі розряди також подовжують і синхронізують подальшу реполяризацію, що знижує ймовірність розвитку повторної фібриляції.

Теоретична бідоменна модель міокарда заснована на уявленні серцевого м'яза у вигляді двох взаємопов'язаних тривимірних просторів - внутрішньоклітинного і позаклітинного, кожне з яких має різні коефіцієнти провідності вздовж і поперек напрямку волокон. Ці два простору з'єднані між собою пасивним струмом через опір мембрани і активними іонними струмами, залежними від трансмембранного потенціалу і часу. У спокої, між двома просторами існує різниця потенціалів, відома як потенціал спокою, що дорівнює -80-90 мВ. Для виникнення і поширення хвилі збудження необхідна початкова деполяризація серцевої мембрани в порівняно невеликій групі клітин. .

Флюоресцентные методы позволяют измерять различные параметры живой системы с беспрецедентной чувствительностью и специфичностью. Так, современные методы позволяют обнаруживать присутствие единичных молекул в сложных физиологических системах, измерять концентрацию ионов и электрические потенциалы внутри и на мембранах клеточных органелл во время сложных физиологических процессов.

Дефібриляція (лат. Приставка de-, що означає усунення, припинення + позднелат. Fibrillatio швидкі скорочення м'язових волокон) усунення фібриляції шлуночків серця або передсердь. При фібриляції шлуночків Д. поряд з масажем серця і штучною вентиляцією легень є одним з найважливіших елементів реанімації; її мета - усунути розрізнені, хаотичні скорочення окремих м'язових пучків (фібрил), відновити ефективну скоротливу діяльність шлуночків серця і вивести хворого зі стану клінічної смерті. При фібриляції передсердь дефібриляція є терапевтичним заходом, спрямованим на відновлення синусового ритму скорочень серця.

Дефібриляція може бути медикаментозної (хімічної) і електричної.

При достатньої технічної оснащеності реанімаційної служби хімічна Д., здійснювана за допомогою внутрішньовенного введення концентрованих розчинів хлориду калію, практично не використовується, тому що, усуваючи фібриляцію шлуночків серця шляхом пригнічення скорочувальної здатності міокарда, вона перешкоджає негайному (після припинення фібриляції) налагодженню ефективної серцевої діяльності. Для її відновлення потрібні тривалий масаж серця і введення антагоніста калію - кальцію (10% розчину хлориду або глюконату кальцію). Нерідко при цьому знову поновлюється фібриляція шлуночків серця, і всю процедуру доводиться повторювати. В результаті збільшується тривалість реанімації, а її ефективність знижується.

Електрична дефібриляція (електрична деполяризація серця, контршок) здійснюється за допомогою одиночного імпульсу струму достатньої сили і тривалості, що генерується в спеціальному апараті - дефібрилятор.

Одиночний електричний імпульс надає на міокард не пригнічує, а збудливу дію. При фібриляції шлуночків клітини міокарда можуть перебувати як в стані активного скорочення, так і в рефракторній стані або спокої. Це не дозволяє відносно слабкому імпульсу, що виходить з природного пейсмекера (наприклад, з синусового вузла), змусити весь міокард ефективно скорочуватися. Електричний імпульс дефібрилятора, що нагадує імпульс, що виходить із синусового вузла, але набагато сильніший, синхронізує процес збудження, т. Е. Призводить все клітини міокарда в стан адекватної гомогенної реполяризації (не викликаючи, однак, їх скорочення!). Через 300-500 мс серце починає самостійно ефективно скорочуватися в ритмі імпульсів, що виходять з синусового вузла за умови, що до цього часу енергетичний потенціал міокарда ще збережений або вже відновлений за допомогою штучного кровообігу в результаті проведеного масажу серця. Щоб фібриляція припинилася, потужність електричного розряду повинна бути дорівнює або трохи більше так званого порога дефібриляції. Розряд менші за розміром не здатний перевести весь міокард в стан гомогенної реполяризації; подальше ж збільшення потужності електричного імпульсу

понад порогової не впливає на підвищення ефективності дефібриляції. Більш того, якщо потужність імпульсу досягає порогу пошкодження, фібриляція шлуночків під його впливом може припинитися, але замість нормального синусового ритму виникають різні постконверсійні аритмії (одиночні і групові екстрасистоли, напади суправентрикулярної і шлуночкової тахікардії),

Основним елементом дефібрилятора є конденсатор, на пластинах якого можна «накопичити» необхідний за величиною енергії електричний заряд. Конструктивно дефібрилятор влаштований так, що розряд його конденсатора при будь-якій кількості накопиченої енергії відбувається протягом 7-10 мс («корисний час» роздратування серця) через котушку індуктивності, за допомогою якої усувається початкова високовольтна частина розрядного струму, а тривалість розряду збільшується. В результаті значно підвищується ефективність розряду і зменшується шкідливий вплив надмірного сильного струму на серце. Крім того, наявність індуктивності в ланцюзі знижує напругу на об'єкті (тобто на грудній клітці та на самому серці) 3-4 рази в порівнянні з напругою заряду конденсатора.

Величина розряду, що досягає м'язи серця, прямо пропорційна напрузі на пластинах дефібрилятора і обернено пропорційна Трансторакальна опору. Якщо електроди дефібрилятора накладаються безпосередньо на серце (після торакотомії), для успішної Д. потрібно порівняно невелика енергія розряду або невисока напруга на пластинах конденсатора.

При зовнішньої Д. трансторакальні опір має вирішальне значення для вибору енергії імпульсу. Трансторакальні опір залежить від статури і маси тіла пацієнта; від кількості повітря, що знаходиться в легенях (при глибокому вдиху опір підвищується, при видиху - знижується); від стану шкірного покриву - суха шкіра має дуже високим опором, волога - значно меншим (тому електроди дефібрилятора слід обов'язково покривати електропровідної пастою або серветками, моченими сольовим розчином). Електроди повинні бути дуже щільно притиснуті до грудної клітки, щоб між їх поверхнею і шкірою не було повітря, що є діелектриком. Певне значення мають площу

поверхні і форма електродів; у дорослих зазвичай використовують електроди діаметром 10 см, У підлітків - 8 см, У дітей молодшого віку - 4,5 см. Діаметр електродів, накладених безпосередньо на серце, у дорослих - 6 см, У підлітків - 4 см, У дітей молодшого віку - 2 см. При зовнішньої Д. має значення також розташування електродів. При передньозадній позиції (один електрод - спереду в області проекції серця, другий - ззаду під лівою лопаткою) трансторакальний опір дещо менше, ніж при переднепередній позиції, коли один електрод поміщається праворуч від рукоятки грудини під ключицею, а другий - в області верхівки серця, причому центр його повинен розташовуватися в шостому - сьомому міжребер'ї по передньпахвовій лінії (рисунок 2.1, б).

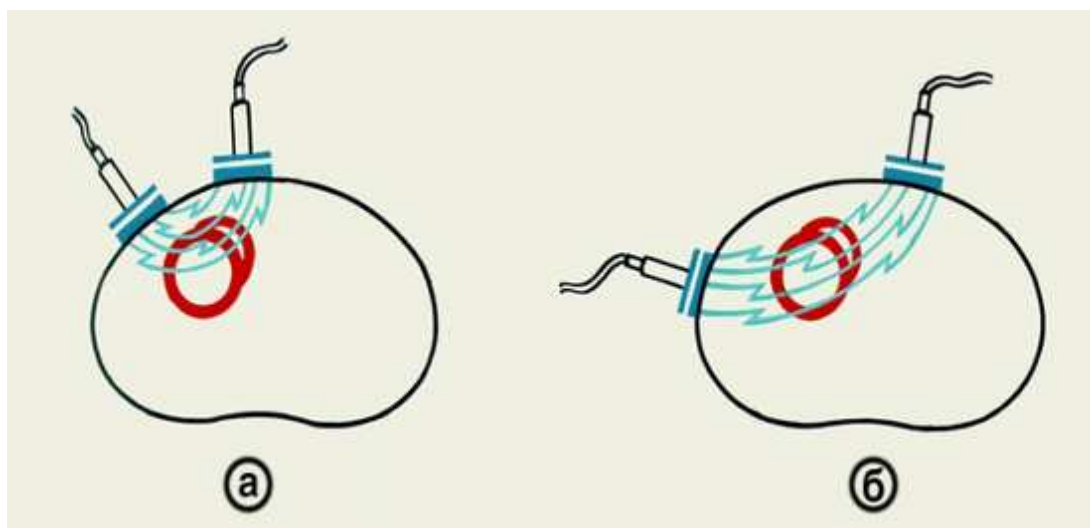


Рисунок 2.1 – метод розміщення електродів дефібрилятора

Якщо другий електрод зміщений вгору і вправо, тобто наближений до першого, потік електронів при їх русі від одного електрода до іншого може не охопити всю м'язову масу серця (рисунок 2.1, а) і фібриляцію усунути не вдається. При зовнішній дефібриляції, що проводиться за допомогою вітчизняних дефібриляторів, градуйованих по напрузі, для вибору величини першого розряду користуються таблицею Н.Л. Гурвича. При виборі величини розряду для імпортованих дефібриляторів з монофазною формою імпульсу і градуйованих в джоулях або ват-секундах слід виходити з того, що у дорослих пацієнтів на 1 кг маси тіла має припадати 3 Дж (60 В) енергії,

тобто 200 Дж (5000 В) для людини середнього зросту і статури, а у дітей і підлітків - 2 Дж (50 В) на 1 кг маси тіла.

Якщо перший розряд не усуває фібриляцію шлуночків серця, потужність розряду в вітчизняних дефібриляторів повинна бути підвищена на 15-30%, в імпортованих - до 4 Дж / кг (70 В / кг) у дорослих, але в цілому не більше ніж до 300 -400 Дж (6000-7000 В). Слід також враховувати ймовірну вираженість гіпоксії міокарда: якщо при моніторному спостереженні за хворим дефібриляцію починають буквально через кілька секунд після виникнення фібриляції, навіть не приступаючи до масажу серця і штучного дихання (I-II стадія фібриляції, коли гіпоксія міокарда ще незначна), величина розряду дефібрилятора може бути мінімальною. Якщо з проведенням дефібриляції запізнюються (II-III стадія фібриляції) або на тлі проведеного масажу серця і введення адреналіну, гідрокарбонату натрію, хлориду або глюконату кальцію не вдається перевести фібриляцію в II стадію, двофазна форма імпульсу вітчизняних дефібриляторів в більшості випадків забезпечує усунення фібриляції шлуночків при потужності розряду до 200 Дж (5000 В). При застосуванні дефібриляторів з монофазною формою імпульсу нерідко доводиться використовувати значно більшу потужність розряду - до 300 Дж (6000-7000 В), при цьому частіше виникають постконверсійні аритмії.

Однак при проведенні дефібриляції цей недолік не настільки різко виражений, як при використанні дефібриляторів для електроімпульсної терапії (ЕІТ) аритмій серця (пароксизмальної тахікардії, миготливої аритмії), коли поява постконверсійних аритмій може звести нанівець результат ЕІТ і навіть викликати фібриляцію шлуночків і стан клінічної смерті. Одним з можливих способів профілактики виникнення фібриляції шлуночків при ЕІТ є використання дефібрилятора з кардіосінхронізатором, що дозволяє уникнути попадання імпульсу в «вразливу фазу» серцевого циклу (висхідне коліно і вершина зубця Т).

В організаційному плані істотне значення мають умови, в яких має бути проведення дефібриляції. У тих випадках, коли потребує реанімації

людина, що знаходиться поза відділення реанімації або інтенсивної терапії (палата будь-якого стаціонару, поліклініка, фельдшерський пункт, позалікарняна обстановка), послідовність дій повинна бути наступною.

1. Діагностують раптове припинення кровообігу (відсутність пульсації сонних артерій і самостійного дихання, максимальне розширення зіниць).

2. Починають проводити реанімаційні заходи (непрямий масаж серця, штучне дихання; спочатку можна нанести уривчастий удар кулаком по грудній клітці пацієнта в області серця).

3. При появі ознак ефективності масажу серця (наявність пульсації сонних артерій в такт масажу, звуження зіниць, поява самостійних вдихів), але при відсутності ознак відновлення самостійної серцевої діяльності встановлюють Можливий діагноз фібриляції шлуночків серця. Викликають реанімаційну бригаду з дефібрилятором і електрокардіографом (кардіоскоп).

4. За допомогою електрокардіографа достовірно встановлюють наявність фібриляції шлуночків. Дефібриляцію проводять, лише переконавшись, що картина фібрилярних осциляцій відповідає її I-II стадії. Якщо фібриляція «млява» (III-IV стадія), внутрисердечно вводять адреналін, хлорид кальцію, а внутрішньовенно - гідрокарбонат натрію. Масаж серця проводять до тих пір, поки елетрокардіографічна картина фібрилярних осциляцій не буде відповідати I-II стадії. Лише після цього наносять перший розряд дефібрилятора, потужність якого відповідає наведеним вище параметрам. Якщо фибрилляцію усунути не вдається, наносять повторні розряди дефібрилятора поступово зростаючої потужності після попереднього відновлення і проведення перед кожним розрядом непрямиго масажу серця і контролю ЕКГ.

5. При успішному усуненні фібриляції серцеву діяльність (АТ, ЕКГ) хворого контролюють протягом декількох хвилин (небезпека відновлення фібриляції!). По можливості внутрішньовенно вводять поляризаційних суміш (глюкоза з інсуліном і хлоридом калію), а при наявності постконверсійних аритмій - лідокаїн; хворого транспортують у відділення реанімації для подальшого спостереження і лікування.

Електроімпульсну терапію виконують за життєвими показаннями при прогресуючому погіршенні гемодинаміки або в плановому порядку при неефективності медикаментозної терапії.

Електроімпульсна терапія більш ефективна при тахіаритміях по типу reentry, менш ефективна при тахіаритміях в результаті підвищеного автоматизму.

Електроімпульсна терапія абсолютно показана при викликаних тахіаритмією шоці або набряку легенів.

Екстрена електроімпульсна терапія зазвичай виконується у випадках вираженої (більше 150 в хвилину) тахікардії, особливо у пацієнтів з гострим інфарктом міокарда, при нестабільній гемодинаміці, що зберігається ангінозного болю або протипоказання до застосування антиаритмічних засобів.

2.2 Методика проведення кардіоверсії дефібриляції

У разі проведення планової кардіоверсії пацієнт повинен не їсти протягом 6-8 годин, для уникнення можливої аспірації.

З огляду на хворобливість процедури і наявності страху у пацієнта, застосовують загальну анестезію або внутрішньовенну анальгезію і седацию (наприклад, фентаніл в дозі 1 мкг / кг, потім мідазолам 1-2мг або діазепам 5-10мг; літнім або ослабленим хворим - 10мг промедолу). При вихідному пригніченні дихання використовують ненаркотичні анальгетики.

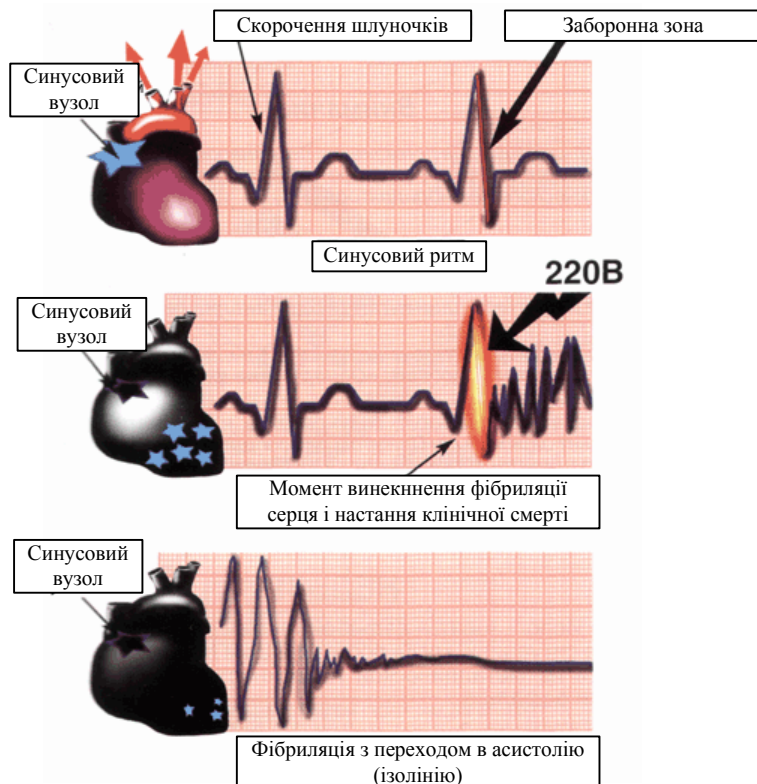


Рисунок 2.2 – риклад винекнення фібриляції серця при ударі струмом

При проведенні кардіоверсії-дефібриляції необхідно мати під рукою наступний набір:

Інструментарій для підтримки прохідності дихальних шляхів.

Електрокардіограф.

Апарат штучної вентиляції легенів.

Лікарські препарати та розчини, необхідні для процедури.

Кисень.

Послідовність дій при проведенні електричної дефібриляції:

Хворий повинен перебувати в положенні, що дозволяє при необхідності проводити інтубацію трахеї і закритий масаж серця.

Обов'язковий надійний доступ до вені хворого.

Включити електроживлення, вимкнути перемикач синхронізації дефібрилятора.

Встановити за шкалою необхідний заряд (приблизно 3 Дж / кг для дорослих, 2 Дж / кг для дітей); зарядити електроди; змастити пластини гелем.

Зручніше працювати з двома ручними електродами. Встановити електроди на передній поверхні грудної клітки:

Один електрод встановлюють над зоною серцевої тупості (у жінок - назовні від верхівки серця, за межами молочної залози), другий - під правою ключицею, а якщо електрод спинний, то під лівою лопаткою.

Електроди можуть розташовуватися в передньо-задньому положенні (вздовж лівого краю грудини в області 3-го і 4-го міжреберних проміжків і в лівій подлопаточній області).

Електроди можуть розташовуватися в передньобоківих положенні (в проміжку між ключицею і 2-му міжребер'ї по правому краю грудини і над 5-м і 6-м міжреберних проміжком, в області верхівки серця). Для максимального зниження електричного опору при електроімпульсній терапії шкіру під електродами знежирюють спиртом або ефіром. При цьому використовують марлеві прокладки, добре змочені розчином натрію хлориду або спеціальні пасти.

Електроди притискають до грудної стінці щільно і з силою.

Провести кардіоверсію-дефібриляцію.

Розряд наносять в момент повного видиху хворого.

Якщо дозволяє вид аритмії і тип дефібрилятора то розряд подається після синхронізації з комплексом QRS на моніторі.

Безпосередньо перед нанесенням розряду слід переконатися, що зберігається тахіаритмія, з приводу якої проводиться електроімпульсна терапія.

Рекомендовані параметри кардіоверсії-дефібриляції у дорослих:

При надшлуночкових тахікардіях і тріпотіння передсердь для першого впливу досить розряду в 50 Дж.

При мерехтінні передсердь або шлуночкової тахікардії для першого впливу необхідний розряд в 100 Дж.

У разі поліморфної шлуночкової тахікардії або фібриляції шлуночків для першого впливу використовується розряд в 200 Дж.

При збереженні аритмії при кожному наступному розряді енергію збільшують удвічі аж до максимальної - 360 Дж.

Проміжок часу між спробами повинен бути мінімальний і залишається лише для оцінки ефекту дефібриляції і набору, в разі необхідності, наступного розряду.

Якщо 3 розряду з наростаючою енергією не відновили серцевий ритм, то четвертий - максимальної енергії - наносять після в \ в введення антиаритмічного препарату, показаного при даному типі аритмії.

Відразу після електроімпульсної терапії слід оцінити ритм і в разі його відновлення зареєструвати ЕКГ у 12 відведеннях.

При продовженні фібриляції шлуночків використовують антиаритмічні препарати, які дозволяють знизити поріг дефібриляції.

Лідокаїн - 1,5 мг / кг внутрішньовенно, струменево, повторюють через 3-5 хв. У разі відновлення кровообігу проводять безперервну інфузію лідокаїну зі швидкістю 2-4 мг / хв.

Аміодарон - 300 мг внутрішньовенно за 2-3 хв. Якщо ефекту немає, можна повторити внутрішньовенне введення ще 150 мг. У разі відновлення кровообігу проводять безперервну інфузію в перші 6 год 1 мг / хв (360 мг), в наступні 18 год 0,5 мг / хв (540 мг).

Прокаїнамід - 100 мг внутрішньовенно. При необхідності можна повторити введення дози через 5 хв (до загальної дози 17 мг / кг).

Сульфат магнію (Кормагnezіна) - 12 г внутрішньовенно протягом 5 хв. При необхідності введення можна повторити через 5-10 хв. (При тахікардії типу «пірует»).

Після введення ліків протягом 30-60 сек проводять загальні реанімаційні заходи, а потім повторюють електроімпульсну терапію.

При некупіруемой аритміях або при раптової серцевої смерті рекомендується чергувати введення ліків з електроімпульсної терапією за схемою:

Антиаритмічний препарат - розряд 360 Дж - адреналін - розряд 360 Дж - антиаритмічний препарат - розряд 360 Дж - адреналін і т.д.

Можна наносити не 1, а 3 розряду максимальної потужності.

Число розрядів не обмежена.

При неефективності відновлюють загальні реанімаційні заходи:

Проводять інтубацію трахеї.

Забезпечують венозний доступ.

Вводять адреналін по 1 мг кожні 3-5 хв.

Можна вводити зростаючі дози адреналіну 1-5 мг кожні 3-5 хв або проміжні дози 2-5 мг кожні 3-5 хв.

Замість адреналіну можна вводити внутрішньовенно вазопресин 40 мг одноразово.

2.3 Правила техніки безпеки при роботі з дефібрилятором

Виключити можливість заземлення персоналу.

Виключити можливість дотику оточуючих до хворого під час нанесення розряду.

Стежити, щоб ізолювальна частина електродів і руки були сухими.

Ускладнення кардіоверсії-дефібриляції

Постконверсійні аритмії, і перш за все - фібриляція шлуночків.

Фібриляція шлуночків зазвичай розвивається у випадках нанесення розряду в ранню фазу серцевого циклу. Така ймовірність невисока (близько 0.4%), проте, якщо дозволяє стан хворого, вид аритмії і технічні можливості, слід використовувати синхронізацію розряду з зубцем R на ЕКГ.

При виникненні фібриляції шлуночків негайно наносять повторний розряд енергією 200Дж.

Інші постконверсійні аритмії (наприклад, передсердні та шлуночкові екстрасистоли) зазвичай короткочасні і не потребують спеціального лікування.

Тромбоемболії легеневої артерії і великого кола кровообігу.

Тромбоемболії частіше розвиваються у хворих з тромбоемболією легеневої артерії і великого кола кровообігу при тривалому існуючому мерехтінні передсердь у відсутності адекватної підготовки антикоагулянтами.

Порушення дихання.

Порушення дихання є наслідком неадекватної премедикації і анльгезії.

Для попередження розвитку порушень дихання слід проводити повноцінну оксигенотерапію. Нерідко з розвиваються пригніченням дихання вдається впоратися за допомогою словесних команд. Не можна намагатися стимулювати дихання дихальними аналептиками. При серйозних порушеннях дихання показана інтубація.

Опіки шкіри.

Опіки шкіри виникають внаслідок поганого контакту електродів з шкірою, використання повторних розрядів з великою енергією.

Артеріальна гіпотензія.

Артеріальна гіпотензія після проведення кардіоверсії-дефібриляції розвивається рідко. Зазвичай гіпотензія невиражені і зберігається недовго.

Набряк легенів.

Набряк легень зрідка виникає через 1-3 години після відновлення синусового ритму, особливо у хворих з тривало існуючим мерехтінням передсердь.

Зміни реполяризації на ЕКГ.

Зміни реполяризації на ЕКГ після проведення кардіоверсії-дефібриляції різноспрямовані, неспецифічні і можуть зберігатися кілька годин.

3 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

3.1 Аналіз структурної схеми

Синхронізований дефібрилятор конструктивно являє собою комплекс апаратно-технічних засобів побудованих на основі спеціалізованого блока керування, датчиків, блока контролера, блоків ЕКГ, блоку синхронізації і блоку дефібриляції.

Датчиками для реєстрації вхідних сигналів від пацієнта є:

- Електроди для реєстрації ЕКГ;

3.1.1 Принцип роботи комплексу

Принцип роботи комплексу пояснюється його структурною схемою (Рис. 3.1), на якій показано основні функціональні вузли і їх взаємозв'язок.

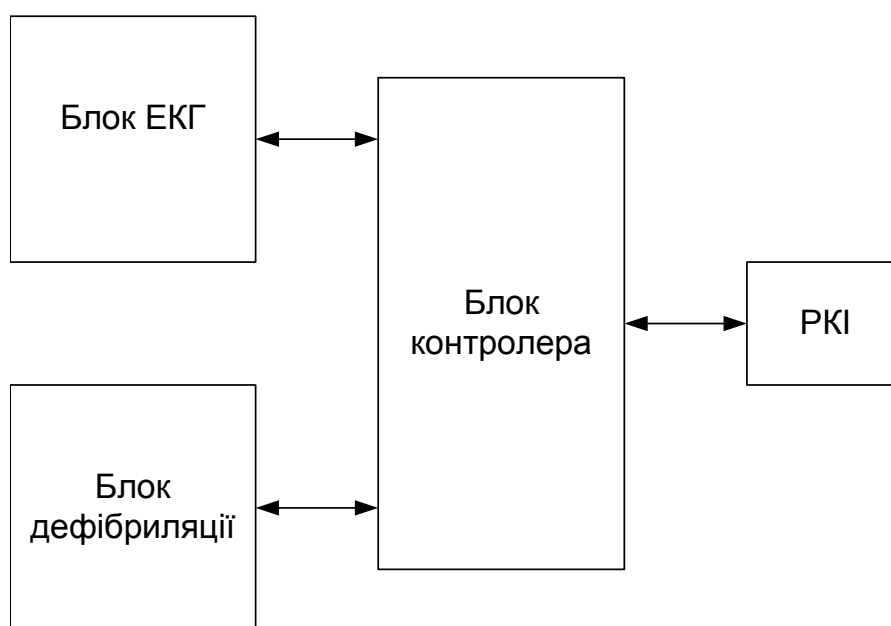


Рисунок 3.1- структурна схема дефібрилятора

Як видно з рисунку 3.1 узагальнена структурна схема синхронізованого дефібрилятора складається з трьох блоків:

- блоку ЕКГ, який здійснює прийом та підсилення сигналу електрокардіограми та її первинну обробку від артефактів;

- блоку дефібриляції, котрий безпосередньо відповідає за дефібриляцію;
- блок контролера керує всіма процесами в системі.
- блок рідкокристалічного індикатора призначений для виводу графічного вигляду ЕКГ.

3.2 Аналіз схеми електричної принципової

Схема електрична принципова представлена в графічній частині проекту та наведена в додатку.

Схему електричну принципову розроблюваного синхронізованого дефібрилятора можна розбити на певні блоки тому краще розглядати принцип роботи схеми спочатку поблочно, а потім вцілому.

Блок ЕКГ призначений для зняття електрокардіограми працює наступним чином. Так як в даному випадку необхідно знімати кардіограму в трьох стандартних відведеннях то для цього використовуються три електроди, з яких попарно необхідно знімати різницю потенціалів, для чого служать операційні первинні підсилювачі включені як компаратори, зібрані на мікросхемах DA1, DA2, DA3 і включені попарно між кожним з каналів. Для подачі на входи даних підсилювачів певного обмеженого рівня сигналу служать резистори R1, R2, R3. Стабілітрони VD1-VD6 служать для стабілізації роботи підсилувачів та первинного пригнічення артефактів.

Після підсилювачів DA1-DA3 сигнал поступає на другий канал підсилення та узгодження каналів між собою, який зібраний на мікросхемах DA4-DA6. Дані мікросхеми включені спеціальним способом дають змогу остаточно виділити три стандартні відведення ЕКГ, а також знизити паразитну синфазну складову ЕКГ сигналу кожного з каналів ЕКГ.

Всі первинні підсилювачі зібрані на мікросхемах K140УД1208 які є стандартизованими і загальнопринятими.

Після первинного підсилення та узгодження сигнали ЕКГ подаються на вторинний підсилювач, зібраний на базі складного інструментального

підсилювача LM324J. Дана мікросхема забезпечує подальше підсилення кожного з каналів окремо до необхідного рівня, а також при допомозі каналу DA9.4 і включених в нього резисторів зворотній зв'язок, за допомогою якого відбувається автоматичне корегування коефіцієнту підсилення операційних підсилювачів DA9.1-DA9.3 і виділення каналу під загальний електрод N, який включається через резистор R17. Підстроечний резистор служить для точного підбору робочої точки даного операційного підсилювача.

З вторинного підсилювача сигнали ЕКГ подаються на відповідні аналогово цифрові перетворювачі, які вбудовані в мікропроцесор, де вони оцифровуються і програмно обробляються. Для роботи АЦП на вхід 5 мікропроцесора подається опорна напруга з блоку від батареї через обмежувальний резистор R43 – величина напруги +2,5 В.

Блок контролера керує всіма процесами комплексу. Після АЦП сигнали ЕКГ обробляються і висвітлюються на рідкокристалічному дисплеї.

Лінія оптоелектронної гальванічної розв'язки працює слідуючим чином. Вхідні діоди кожної лінії ввімкнені до відповідних портів процесора передають сигнал через канал оптопари, другий діод якої ввімкнений в коло транзистора, що підсилює сигнал до відповідного рівня. Живлення транзисторів VT5-VT8 відбувається при допомозі трансформатору розв'язки T1. Імпульси напруги частотою 14кГц подаються з виводу 30 мікропроцесора на транзистор VT3 в колекторне коло якого включена первинна обмотка трансформатора гальванічної розв'язки. Напруга такого ж рівня знімається з вторинної обмотки трансформатора і випрямляється при допомозі випрямляча, зібраного на діодах VD14-VD15 та конденсаторі C1, після чого подається на живлення транзисторів VT5-VT8.

Через лінії розв'язки сигнал керування подається на блок дефібриляції, тобто в даному пристрої процесор вмикає дефібрилятор на розряд синхронно.

3.3 Аналіз елементної бази

В розробленій електричній принциповій схемі використовується елементна база яка повністю відповідає вимогам до даних приладів та забезпечує точне та стабільне підтримування параметрів схеми.

Основні дані про радіокомпоненти, на яких побудовано дефібрилятор, зводимо у таблицю – в порядку їх слідування у переліку елементів, наведеному в додатку.

Якщо елемент має переріз круглий (для конденсаторів, транзисторів, вертикально встановлених резисторів тощо), то площа обчислюється за формулою:

$$S = \frac{\pi}{4} d^2 [\text{мм}^2], \quad (3.1)$$

де d – діаметр компонента.

Якщо елемент розміщений на платі горизонтально, то установочна площа:

$$S = a \cdot b, \quad (3.2)$$

де a , b – відповідно ширина і довжина установки.

Для зручності установочна площа елементів, що встановлені на копусі пристрою, у таблиці не вказується. Це стосується роз'ємів, світлодіодного індикатора, змінного резистора та вимикача живлення.

Таблиця 3.1 – Конструктивно-експлуатаційні характеристики елементів

Назва елемента	Кіл., шт.	Конструктивні параметри			Допустимі умови експлуатації		
		Маса, г	Площа встанов.	Діаметр виводу, мм	Макс. темп. °С	Частота вібрації Гц	Лінійні прискорення g
Конденсатори							
КМ-5Б10НФ	25	0,5	21	0,6	+155	15...200	7,5
КМ-5Б0,1ПФ	1	1	39,7	0,6	+155	15...200	7,5
К50-350,1МКФ	1	3	1250	0,5	+70	5...600	15
КМ-5Б0,1ПФ	1	1,5	180	0,5	+70	5...600	15
К50-350,1МКФ	1	1	146	0,5	+70	5...600	15
КМ-5Б0,1пФ	8	0,5	72	0,5	+70	5...600	15
Мікросхеми							
CD4051В	1	3	1250	0,5	+70	5...600	15
LM324J	1	1,5	180	0,5	+70	5...600	15
LM324A	1	1	146	0,5	+70	5...600	15
LM324J	8	0,5	72	0,5	+70	5...600	15
АОТ107А	6	0,3	30	0,5	+70	5...600	15
Діоди							
КД522АТТ3.362.08	5	0,1	18	0,5	+80	10...600	7,5
АЛ107 ТТ3.362.083	5	0,1	18	0,5	+80	10...600	7,5
КД522АТТ3.362.08	5	0,1	18	0,5	+80	10...600	7,5
КД522АТТ3.362.08	5	0,1	18	0,5	+80	10...600	7,5
АЛ107 ТТ3.362.083	5	0,1	18	0,5	+80	10...600	7,5

3.4 Компоновка приладу

3.4.1. Задачі компоновки

Загалом, під компонуванням розуміють процес розміщення комплектуючих модулів, ЕРЕ і деталей РЕА на площині, чи в просторі з визначенням основних геометричних форм і розмірів. Результат компонування завершується розробкою компоновочного ескізу. При компоновці повинні бути враховані вимоги оптимальних функціональних зв'язків між модулями, ЕРЕ та деталями РЕА, їхня стійкість і стабільність, вимоги міцності і твердості, достатності і нормального теплового режиму, вимоги технологічності, ергономіки, ремонтоспроможності.

Принцип компонування визначається принципами конструювання і вимогами, що ставляться до розроблюваної РЕА й обмежень. Серед відомих принципів конструювання перевагу віддають функціонально-вузловому.

При розробці конструкції пристрою необхідно зробити компонування на двох рівнях:

1. Компонування друкованої плати з необхідною прив'язкою груп елементів по функціональних зв'язках, тепловій сумісності відповідно до критерію мінімізації довжини з'єднувальних провідників.
2. Зовнішнє компонування пристрою з урахуванням вимог технологічності, ремонтоспроможності й інших перерахованих вище.

Компонування може бути виконане різними методами: аналітичним, модельним, графічним і натурним. В останні роки перевага віддається машинним методам, що базуються на аналітичному і графічному методі. При цьому оперують числовими значеннями різних компоновочних характеристик (розміри елементів, модулів, їхня маса, обсяг і т.д.), з огляду на їхню взаємну орієнтацію, припустима відстань між ними і величина зазорів між субблоками та стінками корпусів. Результат компонування відображається в спрощеному графічному представленні елементів РЕА, модулів і т.п.

3.4.2. Розробка різних варіантів компоновки

В цьому розділі розглядаються три варіанти конструкції приладу, що розробляється.

Перший варіант компоновки приладу показано на рисунку 3.2



Рисунок 3.2- перший варіант компоновки пристрою

Другий варіант конструкції показано на рисунку 3.3



Рисунок 3.3- другий варіант компоновки пристрою

Проаналізувавши варіанти конструкції існуючих приладів було зроблено слідуючий висновок:

В першому варіанті конструкції синхронізованого дефібрилятора недоліком є занадто складна технологія виготовлення корпусу, що робить його досить громіздким та дорогим.

Недоліком другого варіанту конструкції є відсутність в приладі візуалізації електрокардіограми, що робить його незручним у використанні тому далі запропоновано новий розроблений варіант конструкції приладу (Рисунок 3.3).

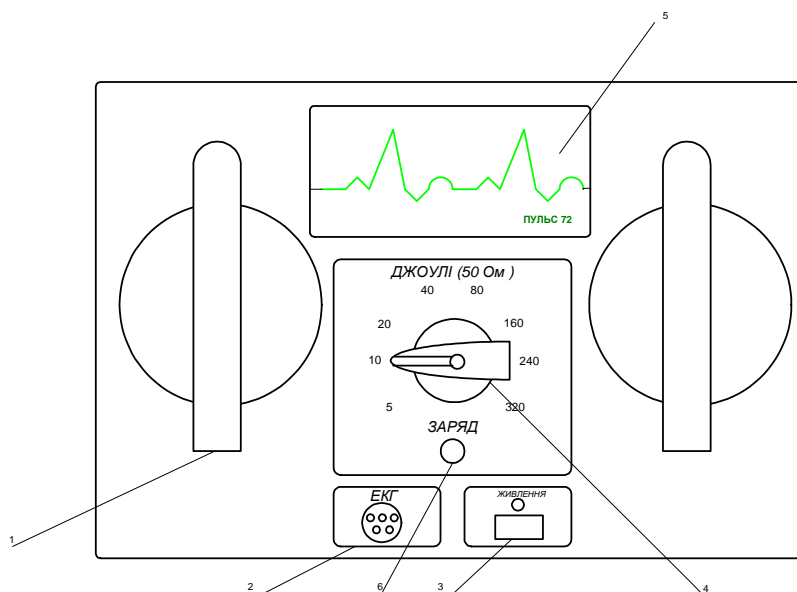


Рисунок 3.4 – третій варіант компоновки пристрою

1. Електроди;
2. Вхід для реєстрації електрокардіограми;

3. Кнопка живлення;
4. Преремикач потужності;
5. Рідинно-кристалічний дисплей;
6. Кнопка ввімкнення заряду.

3.5 Визначення габаритів пристрою

Габаритні розміри плати визначаються з формули:

$$S_{\text{плати}} = \Sigma S_{\text{уст}} \cdot q \quad (3.3)$$

, де $q=2 \div 4$

$$\Sigma S_{\text{уст}} = 6712 \text{ мм}^2$$

$$S_{\text{плати}} = 6712 \cdot 3 \approx 20136 \text{ мм}^2$$

Обирається розмір плати 100x200 мм

Габаритні розміри приладу по варіанту 1 вираховуються таким чином:

- Висота $H_{\text{min}} = h_{\text{плати}} + 10 \text{ мм} \Rightarrow H_{\text{min}} = 20 + 10 = 30 \text{ мм}$, але через те, що гнізда з'єднувачів та додається висота компресора приймаємо 40 мм.
- Довжина $L_{\text{min}} = L_{\text{пл}} + 10 = 200 + 10 = \text{мм}$, але через використання гнізд з'єднувачів приймається 220 мм.
- Ширина $B_{\text{min}} = B_{\text{пл}} + 10 = 100 + 6 = 110 \text{ мм}$, але через те, що застосовується компресор то додається його ширина і гнізда з'єднувачів приймаємо 140 мм.

$$\text{Об'єм конструкції : } V = H \cdot L \cdot B = 40 \cdot 220 \cdot 140 = 1232 \text{ см}^3$$

Габаритні розміри приладу по варіанту 2 вираховуються таким чином:

Як було вказано вище з плати виноситься підсилювач датчика ФПГ та датчика тиску тому площа плати зменшується на величину площі цих підсилювачів, і буде становити 17500 мм².

Тоді розміри плати зменшаться і будуть становити 100x180 мм, що зменшить довжину приладу на 20мм.

Висота і ширина приладу залишаться сталими

$$\text{Об'єм конструкції : } V = H \cdot L \cdot B = 4 \cdot 20 \cdot 14 = 1120 \text{ см}^3$$

Так як в запропонованому третьому варіанті з основної конструкції виноситься компресор і блок автоматики то це ще зменшить габарити основного блоку і покращить параметри всього приладу.

Площа плати з врахуванням виносу блоку автоматики буде становити 1700 мм^2 , тоді розміри плати будуть $100 \times 170 \text{ мм}$.

З врахуванням виносу компресора зменшиться висота приладу на висоту компресора

- Висота $H_{\min} = \Sigma h_{\text{плати}} + 10 \text{ мм} \Rightarrow H_{\min} = 15 + 10 = 25 \text{ мм}$, приймається 30 мм ;

- Довжина приладу зменшується на 10 мм і буде становити 190 мм ;

- Ширина зменшиться на ширину компресора і буде становити 110 мм .

Об'єм конструкції : $V = H \cdot L \cdot B = 19 \cdot 4 \cdot 11 = 836 \text{ см}^3$

Висновок: з розрахунків видно, що найбільш вдалим є третій варіант.

3.5.1. Визначення маси конструкції

Визначимо масу плати в зборі з навісними радіoeлементами :

$$M = \Sigma m_{\text{ере}} + m_{\text{пл}} \quad (3.4)$$

Масу плати без ЕРЕ визначаємо з формули:

$$m_{\text{пл}} = \rho \cdot V \quad (3.5)$$

ρ - густина склотекстоліту $1,35 \text{ гр/см}^3$

V - об'єм плати

Об'єм плати по першому варіанту:

$$V_1 = l \cdot b \cdot h = 10 \cdot 20 \cdot 0,15 = 30 \text{ см}^3$$

$$m_{\text{пл}} = 1,35 \cdot 30 = 37,5 \text{ гр.}$$

$$\Sigma m_{\text{ере}} = 115,5 \text{ г (з таблиці 2.4.)}$$

Маса плати з радіoeлементами по першому варіанту

$$M_1 = 37,5 + 115,5 = 153 \text{ г}$$

Об'єм плат по другому і третьому варіантах:

$$V_2 = l \cdot b \cdot h = 10 \cdot 0,15 \cdot 18 = 27 \text{ см}^3$$

$$V_3 = l \cdot b \cdot h = 10 \cdot 17 \cdot 0,15 = 25,5 \text{ см}^3$$

$$m_{\text{пл}2} = 1,35 \cdot 27 = 36,4 \text{ гр.}$$

$$m_{\text{пл}3} = 1,35 \cdot 25,5 = 34 \text{ гр.}$$

Маса плати з радіоелементами по другому і третьому варіантах зменшаться на масу тих елементів, які виносяться за межі загальної плати і будуть становити:

$$M_2 = 36,4 + 99,5 = 135,9 \text{ гр}$$

$$M_3 = 34 + 90 = 124 \text{ гр.}$$

Для знаходження маси корпусу необхідно об'єм матеріалу помножити на щільність матеріалу. Для захисту від впливу зовнішніх електромагнітних завад корпус виготовляється з алюмінію $\rho_{\text{ал}} = 2,7 \text{ г/см}^3$ [11]. Корпус має складну форму, тому необхідно розкласти його на менш складні деталі: бокові стіки (більшої довжини і меншої довжини) та верхню і нижню кришки.

Тому сумарний об'єм корпусу складатиме:

$$V_k = 2V_{c1} + 2V_{c2} + 2V_k$$

де V_{c1} – об'єм бокової стінки менших розмірів;

V_{c2} – об'єм бокової стінки більших розмірів;

V_{c1} – об'єм кришки;

$$V_{k1} = 52,8 + 33,6 + 184,8 = 271,2 \text{ см}^3$$

$$V_{k2} = 48 + 33,6 + 168 = 249,6 \text{ см}^3$$

$$V_{k3} = 34,2 + 19,8 + 125,4 = 179,4 \text{ см}^3$$

тоді маса корпусу буде становити:

$$M_{k1} = V_{k1} \cdot \rho_{\text{ал}} = 271,2 \cdot 2,7 = 732,2 \text{ г}$$

$$M_{k2} = 249,6 \cdot 2,7 = 673,9 \text{ г}$$

$$M_{k3} = 179,4 \cdot 2,7 = 484,4$$

маса всього приладу:

$$M_{\text{пр}1} = M_{k1} + M_1 + M_{\text{Комп}}$$

де $M_{\text{Комп}}$ – маса компресора;

$$M_{\text{пр1}}=732.2+153+60=945 \text{ г}$$

$$M_{\text{пр2}}=673.9+135.9+60=870 \text{ г}$$

для третього варіанту маса компресора не враховуєт ься

$$M_{\text{пр1}}=484.4+124=608.4 \text{ г.}$$

3.5.2.Розрахунок надійності

Визначимо інтенсивність відмов елементів з врахуванням умов експлуатації приладу за формулою [12].

$$\lambda_i = \lambda_{0i} \cdot K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_H \cdot a_i(K_H, T), \quad (3.6)$$

де λ_{0i} – номінальна інтенсивність відмов;

K_1 - коефіцієнт, який залежить від дії механічних факторів ;

K_2 - коефіцієнт, який враховує вплив кліматичних факторів;

K_3 ,- коефіцієнт, який враховує вплив атмосферного тиску;

K_H - коефіцієнт навантаження;

$a_i(K_H, T)$ - коефіцієнт, який залежить від температури поверхні елемента та коефіцієнта навантаження K_H .

Так, як прилад працює в нормальних умовах приміщення, то коефіцієнти K_1, K_3, K_4 дорівнюють одиниці.

Розрахуємо сумарну інтенсивність відмов

$$\lambda_c = \sum \lambda_i \cdot N_i = 2,28791 \cdot 10^{-6} \text{ 1/год,}$$

Тоді середній час безвідмовної роботи розрахуємо за формулою

$$T = 1/\lambda_c = 1/2,28791 \cdot 10^{-6} = 347330 \text{ год.}$$

Висновок: Оскільки $T > T_{ТЗ}$ [$T_{ТЗ} = 100000$ год.], то прилад задовольняє вимогам надійності.

3.5.3. Попередній розрахунок теплових режимів

Проводиться попередній тепловий розрахунок для обраного конструктивного варіанту.

Густина теплового потоку, що проходить через поверхню теплообміну, визначається по формулі

$$q = \frac{Q_{роз} \cdot k_a}{S_T}, \quad (3.7)$$

де $Q_{роз}$ – сумарна потужність, що розсіюється з поверхні теплообміну ($Q_{роз} = 5$ Вт);

k_a – коефіцієнт, який враховує тиск повітря (при атмосферному тиску $k_a = 1$ [13]);

S_T – умовна величина поверхні теплообміну

$$S_T = 2 \cdot [L_1 \cdot L_2 + (L_1 + L_2) \cdot L_3 \cdot k_3], \quad (3.8)$$

де L_1 , L_2 , L_3 – відповідно горизонтальні і вертикальний розміри виробу;

k_3 – коефіцієнт заповнення; $k_3 = 0,2 \dots 0,5$ [14].

Мінімально допустимий перегрів елементів

$$\Delta T_c = T_{i \min} - T_c, \quad (3.9)$$

де $T_{i \min}$ – допустима температура корпуса найменш теплостійкого елемента в блоці;

T_c – температура навколишнього середовища;

Приймаємо $T_c = 25 \text{ }^\circ\text{C}$.

$$\Delta T_c = 70 - 25 = 45 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$S_T = 2 \cdot [110 \cdot 190 + (110 + 190) \cdot 30 \cdot 0,5] = 0,5 \text{ м}^2$$

$$q = \frac{5}{0,5} = 10 \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$$

Враховуючи отримане значення теплового потоку, знаходимо спосіб охолодження даної конструкції. Для забезпечення нормального теплового режиму приладу, достатньо звичайного природного охолодження.

3.6. Розрахунок друкованої плати

3.6.1. Вибір метода проектування

Для проектування друкованих плат вибирається система проектування радіоелектронної апаратури (РЕА) фірми Personal CAD Systems Inc версія 4.5. Вона є інтегрованим набором спеціалізованих програмних пакетів і має ієрархічну модульну структуру. P-CAD орієнтований на ефективне проектування принципів схем (ПС), напівзамовлених ІС, програмувальних логічних матриць (ПЛМ) і топології друкованих плат (ДП). Програмні засоби P-CAD'у дозволяють автоматизувати процес проектування ДП: почати з конструювання ПС, виконати автоматичне чи інтерактивне розміщення радіоелектронних компонентів (ЕРК) на ДП і автотрасування з'єднань, провести перевірку відповідності правилам проектування, одержати конструкторську документацію і підготувати інформацію для виробництва плат на технологічному устаткуванні. Тобто, набір взаємозалежних пакетів забезпечує наскрізне проектування РЕА. При цьому використовуються вже

існуючі в P-CAD'і бібліотеки РЕК чи користувач може їх розширити, доповнивши новими елементами.

Установка навісних елементів на друкованій платі здійснюється в відповідності до ОСТ4. ГО. 010.030 та ОСТ4. ГО. 010. 009. При розташуванні елементів необхідно враховувати наступні фактори : мінімізація габаритних розмірів, забезпечення високої надійності , забезпечення доброго тепло відводу та ремонтоздатності майбутнього приладу.

При трасуванні провідників необхідно добитись мінімальної довжини зв'язків, мінімізації паразитних зв'язків між елементами та друкованими провідниками, добитися рівномірного розподілу маси навісних елементів по площині плати.

В зв'язку з ускладненим трасуванням крок координатної сітки вибирається рівним 1.25 мм Координатну сітку та точку початку координат вибирають у відповідності до ГОСТ 2.417-78. Отвори та елементи провідникового рисунку розташовують на платі відповідно початку координат.

3.6.2. Вибір типу друкованої плати

При виборі типу друкованої плати для конструкції, що розробляємо необхідно враховувати техніко-економічні показники.

Цей прилад відносно не дуже складний по своїй конструкції, складається з доступних та відносно дешевих елементів, вимоги до габаритів не дуже жорсткі. Виходячи з перерахованих вище причин можна зробити висновок, що доцільним буде застосування односторонньої друкованої плати.

Односторонні друковані плати з металізованими монтажними та перехідними отворами характеризуються : високими комутаційними властивостями, підвищеною надійністю з'єднання виводу навісного

елемента з друкованим провідником, високою технологічністю та простотою у ремонті.

3.6.3. Вибір класу друкованої плати

Для даного виробу оптимальним варіантом може вважатися вибір 3 – го класу точності друкованої плати. Габаритні розміри плат цього класу обмежуються в межах 400x400, що задовольняє вимоги технічного завдання.

Даний клас характеризується такими показниками :

Таблиця 3.2 – Параметри рисунку друкованої плати

Параметри рисунку друкованої плати	Розміри , мм	
	В широких місцях	В вузьких місцях
Ширина провідника	0,45	0,25
Відстань між двома провідниками, або двома контактними площадками	0,45	0,25

Гарантійний поясок 0,1 мм.

Цей клас точності вибирається через ускладнення трасування друкованої плати.

3.6.4. Вибір матеріалу плати

Матеріал друкованої плати вибирається згідно з ГОСТ 10316-78, ГОСТ 23751 – 79 та технічних вимог.

Для виготовлення ДП широко застосовуються шаруваті діелектрики, що складаються з наповнювача і сполучної речовини (синтетичної смоли, що повинна бути термоактивною чи термопластичною), керамічні і металеві (з поверхневим діелектричним шаром) матеріали. Вибір матеріалу

визначається електроізоляційними властивостями, механічною міцністю, стабільністю параметрів при впливі агресивних середовищ і кліматичних умов, що змінюються, собівартістю. Більшість діелектриків випускається промисловістю з провідним покриттям з тонкої міді (рідше нікелевої чи алюмінієвий) електролітичної фольги, що для поліпшення міцності зчеплення з однієї сторони оксидована, чи покрита шаром хрому. Фольга характеризується високою чистотою складу (99,5%), пластичністю, висотою мікронерівностей 0,4...0...0,5мкм. Основними дешевими діелектриками для ДП є гетинакс (який має задовільні електроізоляційними властивостями в нормальних кліматичних умовах, добре обробляється й в основному застосовується в побутовій апаратурі низької і середньої якості), і склотекстоліт, що використовується в складних кліматичних умовах, має кращі технічні характеристики: широкий діапазон робочих температур (-60...+150°C), низьке вологопоглинання (0,2...0...0,8%), високе значення об'ємного і поверхневого опорів (10^{14} ... 10^{15} Ом·см), стійкість до короблення. Склотекстоліт більш прийнятний для виготовлення ДП даного приладу. Необхідно використовувати двосторонній фольгований склотекстоліт через складність розведення.

В якості матеріалу для друкованої плати вибираємо склотекстоліт фольгований, двосторонній СФ – 2 – 35 – 1.5, який застосовується для виготовлення двосторонніх друкованих плат.

3.6.5. Вибір метода виготовлення плати

Конструкторсько-технологічні способи реалізації електричних з'єднань, що виникли в різний час, використовуються в різних випадках і нашого часу. Міжконтактні з'єднання виконуються контактним монтажем чи об'ємним дротом.

Друкований монтаж широко застосовується в конструкції РЕА. Він виконується у вигляді друкованих плат чи гнучких друкованих кабелів (шлейфів). В якості основи для друкованих плат використовується діелектрик

чи покритий діелектриком мета, а для гнучких друкованих кабелів – діелектрик.

Друкований монтаж виконується субтрактивними методами, що оснований на травленні фольгованого шару, адитивними та напіваадитивними, що оснований на селективному осадженні провідникового покриття, і методами пошарового нарощування.

Виходячи з класу точності плати вибирається субтрактивний метод. Із субтрактивних методів найбільше застосування знайшли хімічний негативний, та комбінований позитивний. Але перший використовується для виготовлення односторонніх друкованих плат, внутрішніх шарів БДП і гнучких друкованих шлейфів. Другим методом виготовляють двосторонні ДП, БДП із фольгованого травячого діелектрика.

Недоліками субтрактивних методів є неможливість отримання друкованих провідників шириною менш ніж 150 мкм [16].

Але в нашому випадку комбінований метод цілком прийнятний. Послідовність основних операцій виготовлення друкованих плат комбінованим позитивним методом представлено в розділі 3.10.

3.6.6. Розрахунок діаметрів контактних площадок

Діаметр контактних площадок розраховується відповідно до діаметру отворів по формулі:

$$D = d + \Delta d_{bo} + 2b + \Delta t_{bb} + 2\Delta d_{tp} + (Td^2 + T\Delta^2 + \Delta t_{hb})^{1/2} \quad (3.10)$$

де d – діаметр отвору

Δd_{bo} – граничне верхнє відхилення діаметру отвору

b – ширина контактної площадки у вузькому місці

Δt_{bb} - граничне верхнє відхилення діаметру контактної площадки

Δd_{tp} – значення коефіцієнта підтравлювання в отворі

Td – позиційний допуск розміщення центру отворів

$T\Delta$ - позиційний допуск розміщення центру контактних площадок

Δt_{hb} – граничне нижнє відхилення контактної площадки

Самі ж діаметри отворів розраховуються за формулою :

$$d = d_{\text{вив}} + (0.2...0.4) \quad (3.11)$$

де $d_{\text{вив}}$ – діаметр виводу радіоелементів

в приладі, що розробляється виводи мають такі діаметри: 0.35, 0.5, 0.56, 0.6, 0.95, 1.25

діаметри отворів будуть дорівнювати :

$$d_1 = 0,35 + 0,35 = 0,7 \text{ мм}$$

$$d_2 = 0,5 + 0,3 = 0,8 \text{ мм}$$

$$d_3 = 0,56 + 0,24 = 0,8 \text{ мм}$$

$$d_4 = 0,6 + 0,2 = 0,8 \text{ мм}$$

$$d_5 = 0,95 + 0,4 = 1,35 \text{ мм}$$

$$d_6 = 1,15 + 0,2 = 1,35 \text{ мм}$$

Для двосторонньої плати третього класу : $\Delta d_{b0} = 0,05$ мм, $b = 0,1$ мм, $\Delta t_{bb} = 0,01$, $\Delta d_{tp} = 0$, $Td = 0,08$ мм, $T\Delta = 0,25$ мм, $\Delta t_{hb} = 0,08$ мм.

Підставивши значення в формулу отримаємо :

$$D_1 = 1.697 \approx 1.7 \text{ мм}; D_2 = 1.797 \approx 1.8 \text{ мм}; D_3 = 2.347 \approx 2.4 \text{ мм}$$

3.6.7. Розрахунок ширини провідників

Розрахунок ширини провідників проводиться для шин живлення, та для інформаційних провідників.

Для шин живлення :

$$B_{\text{min}} = \frac{I_{\text{ном}}}{j_{\text{доп}} \cdot t} \quad (3.12)$$

де $j_{\text{доп}}$ – допустима густина струму, для двосторонньої плати $j_{\text{доп}} = 45$ А/мм²

t – товщина провідника $t = t_{\text{фольги}} = 35$ мкм;

$I_{\text{ном}}$ – номінальний струм, який проходить через провідник $I_{\text{ном}} = 200 \cdot 10^{-3}$ А

Підставивши у формулу отримаємо : $B_{\text{min}} = 0.286$ мм

Для інформаційних провідників :

$$B_{\min} = \frac{I \cdot \rho \cdot l}{t \cdot U_{\text{dop}}} \quad (3.13)$$

, де ρ - питомий опір провідників $\rho = 0.05 \frac{\text{Ом} \cdot \text{мм}^2}{\text{м}}$

I – струм, який проходить по провіднику $I = 0.2 \text{ А}$

l – довжина провідника $l = 0.155 \text{ м}$

U_{dop} - допустиме падіння напруги (5% від напруги живлення) $U_{\text{dop}} = 1,5 \text{ В}$

t – товщина провідника $t = 35 \text{ мкм}$

Підставивши ці значення у формулу отримаємо : $B_{\min} = 0.03 \text{ мм}$

Для друкованих плат третього класу точності провідники мають ширину:

- в широких місцях 0.45мм
- в вузьких місцях 0.25 мм

Можна зробити висновок: в нульовому провіднику і провіднику живлення елементів не повинно бути вузьких місць.

3.6.8. Розрахунок електромагнітної сумісності

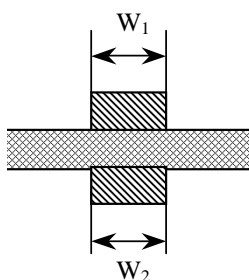


Рисунок 3.5 -до розрахунку електромагнітної сумісності

Провідники, що співпадають по координатам мають довжину співпаданя $l = 0.2 \text{ см}$

Ширина провідників $W_1 = W_2 = 0.45 \text{ мм}$. Відстань між провідниками дорівнює товщині друкованої плати: $h = 15 \text{ мм}$.

Отже ємність, яка при цьому виникає буде розраховуватись за формулою:

$$C = C_o \cdot l \quad (3.14)$$

де C_o – погонна ємність:

$$C_o = K_n \cdot E' \quad (3.15)$$

де K_{Π} – коефіцієнт пропорційності, що залежить від відношення $h/W = 3.33$,

$$\text{тому } K_{\Pi} = 0.12 \text{ (пФ/см)}$$

E' – діелектрична проникність середовища між провідниками друкованої плати : для склотекстоліту $E' = 8$

Тоді погонна ємність дорівнює : $C_o = 0.12 \cdot 8 = 0.96 \text{ пФ/см}$

$$C = 0.96 \cdot 0.2 = 0.192 \text{ пФ}$$

Отримане значення паразитної ємності має незначний вплив на роботу схеми.

Взаємна індуктивність :

$$M = 2 \cdot l \cdot \ln\left(\frac{2 \cdot l}{h \cdot 0.5(W_1 + W_2)}\right) \quad (3.16)$$

$$M = 2 \cdot 20 \cdot \ln\left(\frac{2 \cdot 20}{15 \cdot 0.5(0.45 + 0.45)}\right) = 71.17 \text{ мкГн};$$

всі величини підставляються у формулу у мм. Отримуємо значення взаємо індуктивності : $M = 71,17 \text{ мкГн}$. Для цього пристрою в даному місці схеми така взаємо індуктивність не грає значної ролі і не впливає на роботу приладу, через те, що прилад працює на високих частотах.

Індуктивність одного провідника (найбільш довгий провідник має довжину $l = 140 \text{ мм}$):

$$L = 0.2 \cdot l \cdot (2.3 \cdot \lg\left(\frac{4 \cdot l}{d_o}\right) - 0.75) = 0.2 \cdot 0.14 \cdot (2.3 \cdot \lg\left(\frac{4 \cdot 0.14}{0.01}\right) - 0.75) = ;$$

$$d_o = 0.67 \cdot h + 0.567 \cdot W = 0.67 \cdot 15 + 0.567 \cdot 0.45 = 10.25 \text{ мм};$$

Всі величини підставляються у м.

$$L = 0.09 \text{ мкГн}$$

Така індуктивність немає впливу на нормальну роботу пристрою.

3.6.9. Розрахунок друкованої плати на механічні дії

Примітка: розрахунок приводиться для найбільшої плати

По-перше визначається частота власних коливань за формулою:

$$f_o = \frac{\pi}{2a^2} \left(1 + \frac{a^2}{b^2}\right) \sqrt{\frac{D}{M} a \cdot b} \quad (3.17)$$

, де a , b – довжина і ширина плати, відповідно

$a = 80$ мм, $b = 50$ мм

D – циліндрична жорсткість:

$$D = \frac{E \cdot h^3}{12(1 - \nu^2)} \quad (3.18)$$

E – модуль пружності для фольгованого склотекстоліту з друкованою схемою $E = 3.2 \cdot 10^{10}$ Н/м² (табл. 4.16 [17])

h – товщина плати $h = 1.5 \cdot 10^{-3}$ м

ν - коефіцієнт Пуансона $\nu = 0.22$ (табл. 4.16[17])

M – маса плати з радіoeлементами $M = 109.251$ гр.

Підставивши значення у формулу отримаємо: $D = 9.458$

$f_o = 30,79$ Гц , тобто $f_o \neq f_p$ $30,79$ Гц $\neq 20$ Гц

Визначимо коефіцієнт динамічності:

$$K_o = \frac{\sqrt{(1 + [k_1(x) \cdot k_1(y) - 1] \cdot \eta^2)^2 + \varepsilon^2 \eta^2}}{\sqrt{(1 - \eta^2)^2 + \varepsilon^2 \eta^2}} \quad (3.19)$$

де $K_1(x)$, $K_1(y)$ – залежність коефіцієнта від коливань. В разі, якщо плата закріплена з обох країв $K_1(x) = K_1(y) = 1.3$ (рис. 4.31 [17])

η - коефіцієнт розстройки

$$\eta = \frac{f}{f_o} = \frac{20}{32.918} = 0.65;$$

ε - показник затухання $\varepsilon = \frac{\Lambda}{\pi}$;

Λ - декримент затухання $\Lambda = 5 \cdot 10^{-2}$

$$\varepsilon = \frac{5 \cdot 10^{-2}}{3.14} = 0.0159$$

Підставивши ці величини у формулу отримаємо:

$$K_d = 2,233$$

Віброміщення :

$$S_b = \xi_o \cdot K_o \quad (3.20)$$

$$\xi_o = \frac{a_o}{4 \cdot \pi^2 f_p^2} \quad (3.21)$$

де a_o – віброприскорення $a_o = 19.6$ м/с²

$$\xi_o = \frac{19.6}{4 \cdot 9.85 \cdot 400} = 1.241 \cdot 10^{-3}$$

$$S_b = 1.241 \cdot 10^{-3} \cdot 1.989 = 2.772 \cdot 10^{-3}$$

віброприскорення :

$$a_b = a_o \cdot K_\delta = 19.6 \cdot 1.989 = 43.771$$

Визначення максимального прогину плати:

$$\delta = |S_b - \xi_o| = 1.531 \cdot 10^{-3}$$

$$\delta_{прив} = \delta_{дон} \cdot a^2 = 11 \cdot 10^{-3} \cdot 80 \cdot 10^{-6} = 0.07 \text{ мм}$$

Для зменшення прогину плати вирішено закріпити її ще й по центру.

3.7 Моделювання підсилювача за допомогою програми OrCAD

Оскільки в приладі використовуються спеціалізовані мікросхеми, вихідний сигнал яких є підсиленим внутрішніми підсилювачами, то доцільно розглянути модель одного з підсилювальних каскадів. Про моделюємо роботу двох каналів підсилення ЕКГ з стабілізатором ізоляції, електричну принципову схему яких зображено на рисунку 3.6.

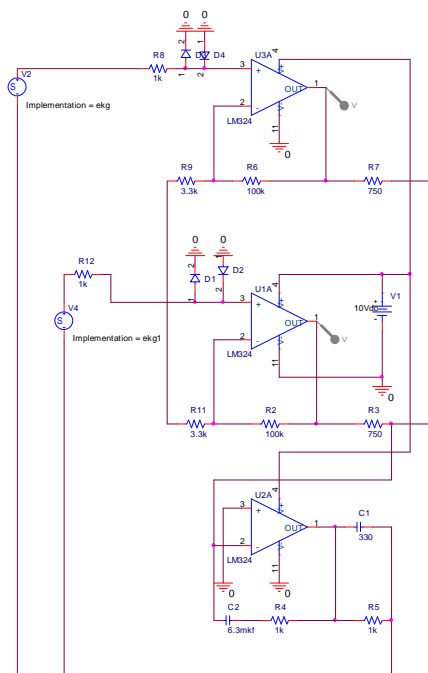


Рисунок 3.6 – Схема підсилювача з стабілізатором ізоляції

Для цього скористаємося програмою OrCAD, що належить до прикладних програм САПР і дозволяє отримувати характеристики як елементів кола, так і цілих схем. Промодельюємо підсилювач, подавши на його вхід сигнал синусоїдальної напруги з частотою 10 кГц, на вихід підключаємо навантаження опором 1000 Ом

В результаті ми отримаємо вихідну характеристику підсилювального каскаду (рисунок 3.7), що підтверджує поворот фази вхідного сигналу на 180° на виході підсилювача, а також підтверджує ефективну роботу підсилювача в даному діапазоні частот.

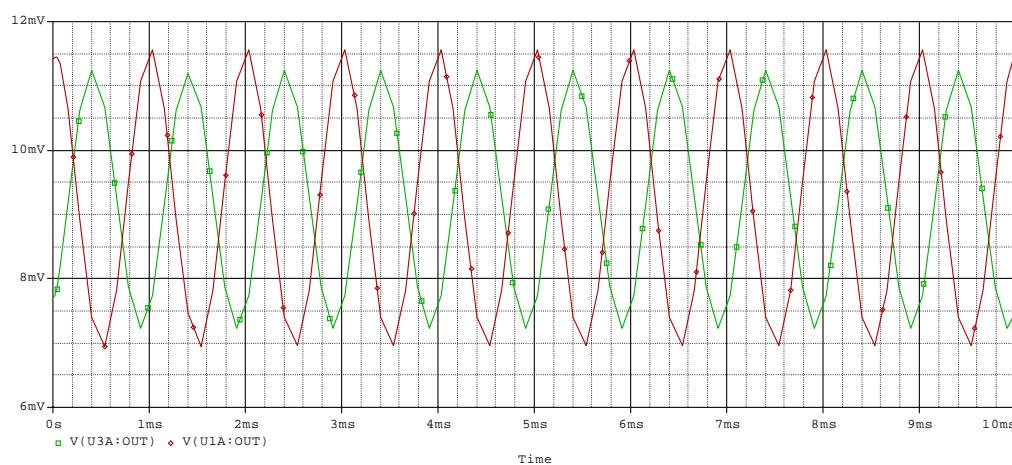


Рисунок 3.7– Результати моделювання за нормальних умов.

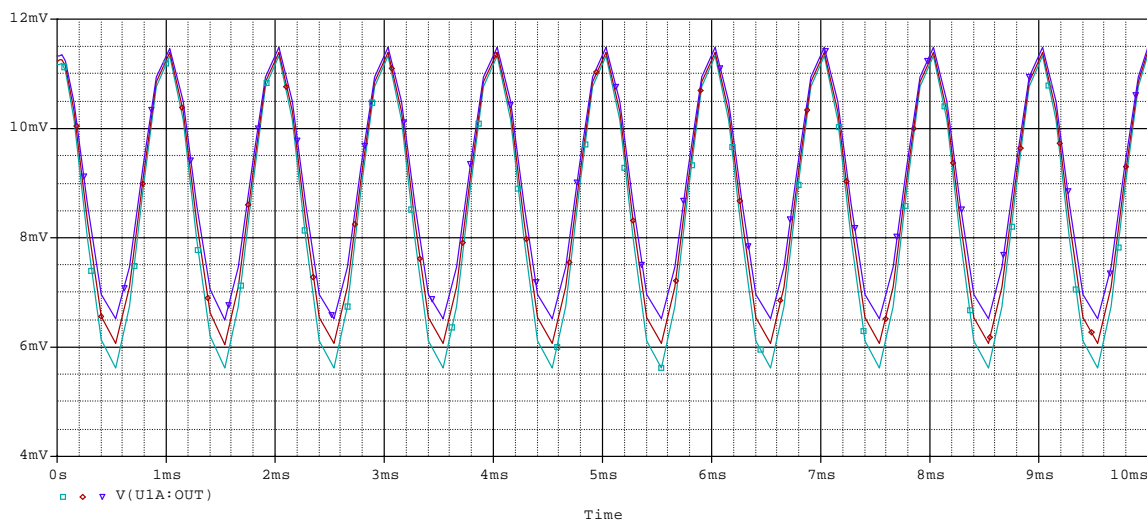


Рисунок 3.8 – Результати моделювання за трьох температурних режимів; $t_1 = 25^{\circ}\text{C}$, $t_2 = 35^{\circ}\text{C}$, $t_3 = 85^{\circ}\text{C}$.

Оскільки пристрій працює в діапазоні температур від -20°C до $+35^{\circ}\text{C}$, то проведемо аналіз роботи підсилювача за трьох температур: номінальної,

максимальної, та найменшої з максимально допустимих для елементів $+25^{\circ}\text{C}$, $+35^{\circ}\text{C}$ та $+85^{\circ}\text{C}$. Результати можна спостерігати на рисунку 2.53.

Отже, підсилювач працює стабільно не лише в діапазоні робочих, а й має низьку чутливість до зміни температури: вихідний сигнал має стабільне значення, навіть при коливаннях вхідного сигналу.

Таким чином, в конструкторській частині проекту здійснено розрахунок конструктивних параметрів пристрою, тепловий і розрахунок надійності, обрано оптимальний варіант конструкції та здійснено моделювання підсилювача у програмі OrCAD.

3.8. Розрахунок коефіцієнту технологічності

Технологічність конструкції є однією з найважливіших характеристик виробу. Під технологічністю конструкції слід розуміти таке поєднання конструктивно-технологічних вимог, яке забезпечує найбільш просте і економічне виробництво виробів при дотриманні всіх технологічних і експлуатаційних умов [19].

Для даного класу апаратури базові показники технологічності та їх коефіцієнти вагомості будуть такими [16]:

- коефіцієнт механізації та автоматизації монтажу 1
- коефіцієнт механізації підготовки до монтажу 1
- коефіцієнт механізації контролю і настройки 0,5
- коефіцієнт прогресивного формотворення 0.31
- коефіцієнт повторюваності ЕРЕ 0.18
- коефіцієнт складності обробки 0.11

Обчислимо дані показники для приладу, що розробляється:

1. Коефіцієнт механізації та автоматизації монтажу

$$K_{A.M.} = N_{A.M.} / N_M, \quad (3.22)$$

де N_{AM} – кількість монтажних з'єднань які можна здійснити автоматизовано, $N_{AM}=380$;

N_M – загальна кількість монтажних з'єднань, $N_M=419$.

$$K_{AM}=380/419=0,91.$$

2 Коефіцієнт автоматизації та механізації підготовки ЕРЕ до монтажу

$$K_{A.П.ERE} = N_{A.П.ERE} / N_{ERE}, \quad (3.23)$$

де $N_{A.П.ERE}$ - кількість ЕРЕ, підготування яких до монтажу здійснюється автоматичним способом. $N_{A.П.ERE} = 115$

N_{ERE} - загальна кількість ЕРЕ. $N_{ERE} = 170$

$$K_{A.П.ERE} = 115/170 = 0,68$$

3. Коефіцієнт механізації та автоматизації контролю та настройки

$$K_{MH} = N_{KA} / N_K, \quad (3.24)$$

де N_{KA} – число операцій контролю та настройки, які можна здійснити автоматизовано $N_{KA} = 60$;

N_K – загальна кількість операцій контролю та настройки $N_K = 79$.

$$K_{MH} = 39/69 = 0,56.$$

4. Коефіцієнт прогресивного формотворення

$$K_{ПФ} = N_{ПФ} / N_3, \quad (3.25)$$

де $N_{ПФ}$ – кількість деталей, які отримуються прогресивними методами;

N_3 – загальна кількість деталей.

$$K_{ПФ} = 7/7 = 1.$$

5. Коефіцієнт повторюваності ЕРЕ

$$K_{П.ЕРЕ} = N_{Т.ЕРЕ} / N_3, \quad (3.26)$$

де $N_{Т.ЕРЕ}$ – кількість типорозмірів ЕРЕ. $N_{Т.ЕРЕ} = 9$;

N_3 – загальна кількість ЕРЕ.

$$K_{П.ЕРЕ} = 360 / 419 = 0,85$$

6. Коефіцієнт складності обробки

$$K_{CO} = 1 - (N_{HO} / N_3), \quad (3.27)$$

де N_{HO} – кількість деталей, що оброблюються зняттям стружки металу, $N_{HO} = 0$;

N_3 – загальна кількість деталей.

$$K_{C3} = 1.$$

Комплексний показник технологічності конструкції знаходиться по формулі

$$K_K = \frac{\sum_{i=1}^n K_i \cdot \phi_i}{\sum_{i=1}^n \phi_i}, \quad (3.28)$$

де K_i – базовий показник;

ϕ_i – коефіцієнт вагомості.

$$K_K = \frac{0,91 \cdot 1 + 0,68 \cdot 1 + 0,56 \cdot 0,5 + 1 \cdot 0,31 + 0,85 \cdot 0,18 + 1 \cdot 0,11}{1 + 1 + 0,5 + 0,31 + 0,18 + 0,11} = 0,788$$

При відомому нормативному комплексному показнику оцінка технологічності РЕА виражається відношенням досягнутого коефіцієнта K_K до нормативного K_N . Це відношення повинно задовольняти умові:

$$K_K / K_N > 1.$$

Для оцінки технологічності нормативний комплексний показник встановлено рівним 0.5 , тоді

$$K_k / K_n = 0,788 / 0,5 = 1,576 > 1$$

Отже, з приведених розрахунків видно, що розроблюваний апарат відповідає вимогам технологічності.

3.9 Технологія виготовлення друкованої плати

Реалізацію схеми електричної принципової здійснюється за допомогою двосторонньої друкованої плати, що виготовлена з склотекстоліту фольгованого СФ-2-35-1,5.

Електричний зв'язок шарів друкованого монтажу здійснюється за допомогою металізованих отворів.

1. Плату необхідно виготовляти комбінованим позитивним методом. Послідовність технологічних операцій виготовлення плати даним методом наступна [20]:

- вхідний контроль фольгованого діелектрика;
- нарізка заготовок;
- свердління базових отворів;
- свердління отворів, що підлягають металізації;
- хімічне міднення;
- нанесення захисного рельєфу (фоторезисту);
- гальванічне нарощування;
- гальванічне нанесення захисного покриття (олово-свинець);
- видалення фоторезисту;
- травлення фольги;
- обрізка плати по контуру та неметалізованих отворів;
- маркування.

Різка заготовок здійснюється одно- та багатороликівими ножицями. Базові отвори на технологічних полях друкованої плати призначені для

точного їх розташування в процесі свердління. Для свердління застосовують спіральні свердла із швидкоріжучої сталі.

Монтажні отвори свердлять на станках з числовим програмним керуванням, які характеризуються високою точністю та якістю свердління.

Плату з монтажними отворами піддають хімічному мідненню з обох сторін для отримання шару міді товщиною 3..5 мкм.

Після підготовки металізованих поверхонь на них створюється негативне зображення схеми провідників. Це зображення може бути отримане за допомогою фоторезисту.

На зовнішні поверхні, що не захищені резистивною маскою, та в отворах нарощується шар міді, товщина якого в отворах повинна бути не менше 25 мкм. Гальванічне осадження міді виконується на заготовці плати, яка має суцільний шар фольги, що захищає поверхню діелектрика та забезпечує електричний контакт всіх елементів схеми.

Металізовані поверхні покриваються захисним шаром сплаву олово-свинець, товщиною не менше 10 мкм. Цей сплав добре захищає мідь від травлення.

Після цього видаляється фоторезист.

Ділянки, не захищені захисним металічним шаром, витралюються. На платі залишається потрібний рисунок шару провідників.

Отримана друкована плата покривається захисним шаром та шаром маркування.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Мінімізація вірогідності появи виробничого травматизму та захворювань при забезпеченні регламентованих параметрів умов праці є головним завданням охорони праці.

Неналежний стан охорони праці може викликати соціально-економічні проблеми працівників та їх родин. Саме тому соціально-економічне значення охорони праці полягає в наступному: зростанні продуктивності праці, збільшенні валового внутрішнього продукту, скороченні виплат за лікарняними та виплат компенсацій за шкідливі умови праці та інше.

У даному підрозділі наводиться розгляд шкідливих та небезпечних для людини і навколишнього довкілля факторів, що утворюються під час проведення розробки конструкції дефібрилятора зі зворотнім зв'язком. В ньому розглядаються, в тому числі, технічні рішення стосовно гігієни праці та виробничої санітарії, безпеки під час проведення розробки, пожежної безпеки [8], а також приводиться розрахунок захисного занулення.

В процесі розробки даного пристрою на працюючих діють ті чи інші небезпечні та шкідливі виробничі фактори (НШВФ) фізичної та психофізіологічної груп відповідно до [9].

Фізичні НШВФ: понижена або підвищена температура повітря робочої зони, підвищений рівень шуму на робочому місці, підвищений рівень статичної електрики, недостатність або відсутність природного освітлення, недостатня освітленість робочої зони, відбита або пряма блискучість, підвищена яскравість світла.

Психофізіологічні небезпечні і шкідливі виробничі фактори: нервово-психічні перевантаження: розумове перенапруження, монотонність праці, перенапруження аналізаторів.

4.1.1 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

4.1.1.1 Мікроклімат та склад повітря робочої зони

Основні показники, які характеризують мікроклімат: температура повітря, відносна вологість повітря, швидкість руху повітря, інтенсивність теплового випромінювання.

Коли за технологічними вимогами, технічними і економічними причинами оптимальні норми не забезпечуються, то встановлюються допустимі величини параметрів мікроклімату.

Вибираємо для приміщення, де проводяться роботи з розробки конструкції дефібрилятора зі зворотнім зв'язком, категорію важкості робіт за фізичним навантаженням – легка Ia.

Відповідно до [4] оптимальні і допустимі показники температури, відносної вологості та швидкості руху повітря в робочій зоні для холодного та теплого періодів року наведені у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Допустимі та оптимальні показники мікроклімату [4]

Період року	Категорія робіт	Температура повітря, °С			Відносна вологість повітря, %		Швидкість руху повітря, м/с	
		оптимальна	допустима для робочих місць		оптимальна	допустима	оптимальна	допустима
			постійних	непостійних				
Холодний	Ia	22-24	21-25	18-26	40-60	75	0,1	≤0,1
Теплий	Ia	23-25	22-28	20-30		55 при 28°С	0,1	0,1-0,2

Перепад температури повітря за висотою робочої зони дозволяється до 3°С. Для опромінення менше 25% поверхні тіла людини, нормована інтенсивність теплового опромінення складає 100 Вт/м².

Вміст шкідливих речовин в повітрі робочої зони не повинен перевищувати гранично допустимих концентрацій (ГДК), які використовуються при проектуванні виробничих приміщень (будівель), обладнання, технологічних процесів, вентиляцій, для контролю за якістю

виробничого середовища. ГДК шкідливих речовин, що утворюються у даному виробничому приміщенні наведено в таблиці 4.2.

Таблиця 5.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі робочої зони

Назва речовини	Параметр	Значення	Клас небезпеки
Пил нетоксичний	ГДК, мг/м ³	0,15	4
Іони n ⁺ , n ⁻	число іонів в 1 см ³ повітря	50000	–

Для забезпечення нормованих показників мікроклімату та чистоти повітря робочої зони передбачено такі заходи: у приміщенні має бути встановлена система кондиціонування для теплого і опалення для холодного періодів року; здійснювати вологе прибирання кожного дня; припливно-витяжна система вентиляції, а при несприятливих погодних умовах кондиціонування.

4.1.1.2 Виробниче освітлення

З метою створення гігієнічних раціональних умов на робочих місцях великі вимоги висуваються до якісних та кількісних показників освітлення.

З погляду задач зорової роботи в приміщенні, де проводяться роботи з розробки конструкції дефібрилятора зі зворотнім зв'язком, згідно [2] знаходимо, що вони відносяться до III розряду зорових робіт. Приймаємо контраст об'єкта з фоном – середній та характеристику фону – середню, яким відповідає підрозряд зорових робіт *в*.

Нормовані значення коефіцієнта природного освітлення (КПО) та мінімальні значення освітленості для штучного освітлення наведені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Нормовані значення коефіцієнта природного освітлення і мінімальні освітленості для штучного освітлення

Характеристика зорової роботи	Питання	розмір об'єкта розрізн., мм	Розряд зорової роботи	Підривок зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фону	Освітленість для штучного освітлення, лк			КПО, %	
							комбіноване		загальне	Природне освітлення (бокове)	Суміщене освітлення (бокове)
							всього	у т. ч. від загального			
Висока і точність		0,3-0,5	III	в	середній	середній	750	200	300	2	1,2

Оскільки приміщення знаходиться в м. Вінниця (2-га група забезпеченості природним світлом), а світлові проєми розташовані за азимутом 180° , то для таких умов КЕО визначатиметься за формулою [2]:

$$e_N = e_n m_N [\%], \quad (4.1)$$

де e_n – табличне значення КЕО для бокового освітлення;

m_N – коефіцієнт світлового клімату;

N – порядковий номер групи забезпеченості природним світлом.

Підставляючи відомі значення отримаємо

$$e_N = 2 \cdot 0,85 = 1,7 (\%).$$

З метою забезпечення нормативних значень показників освітлення передбачено такі заходи: у світлий час доби за недостатнього природного освітлення, воно доповнюється штучним за допомогою люмінесцентних ламп, утворюючи систему суміщеного освітлення; у темний час доби передбачене застосування загального штучного освітлення.

4.1.1.3 Виробничі віброакустичні коливання

Встановлено, що приміщення, де проводиться робота з розробки може мати робочі місця із шумом, що виходить від сусідніх виробничих приміщень.

Головним документом з питань виробничого шуму, що діє в нашій країні, є [1], у відповідності з яким допустимі рівні звукового тиску, рівні звуку та еквівалентні рівні шуму на робочих місцях у промислових приміщеннях не повинні перевищувати значень, що приведені в таблиці 5.4.

Таблиця 4.4 – Нормовані рівні звукового тиску та еквівалентні рівні звуку

Рівні звукового тиску в дБ в октавних полосах з середньо-геометричними частотами, Гц									Рівні звуку і еквівалентні рівні звуку, дБА
3	6	1	2	5	10	20	40	80	
1,5	3	25	50	00	00	00	00	00	
8	7	6	5	4	45	42	40	38	50
6	1	1	4	9					

Для забезпечення нормованих показників шуму у приміщенні передбачено такі заходи: періодичне змащування підшипників вентиляторів системи вентиляції; застосування в конструкціях обладнання звукоізоляційних кожухів та акустичних екранів.

4.1.1.4 Виробничі випромінювання

Проведений аналіз умов праці показав, що приміщення, де проводиться робота з розробки може містити електромагнітні випромінювання промислової частоти.

Нормування виробничих електромагнітних випромінювань проводиться згідно [14]. Стандарт установлює гранично допустимі рівні напруженості електричного поля (ЕП) частотою 50 Гц для персоналу, який обслуговує

електроустановки і знаходиться у зоні впливу ЕП, в залежності від часу опромінювання.

Гранично допустимий рівень напруженості впливаючого ЕП встановлюється рівним 25 кВ/м. Перебування в ЕП напруженістю більше 25 кВ/м без застосування засобів захисту не допускається. Перебування в ЕП напруженістю до 5 кВ/м включно допускається на протязі робочого дня (8 годин).

Допустимий час перебування в ЕП напруженістю більше 5 до 20 кВ/м включно обчислюють за формулою

$$T = \frac{50}{E} - 2 \text{ [год]}, \quad (4.2)$$

де T – допустимий час перебування в ЕП при відповідному рівні напруженості, год;

E – напруженість впливаючого ЕП в зоні, що контролюється, кВ/м.

При напруженості ЕП більше 20 до 25 кВ/м час перебування персоналу в ЕП не повинен перевищувати 10 хвилин.

Для забезпечення захисту та досягнення нормованих рівнів випромінювань необхідно застосовувати екранні фільтри та інші засоби захисту, що пройшли випробування в акредитованих лабораторіях і мають щорічний гігієнічний сертифікат.

4.1.2 Технічні рішення щодо безпеки під час проведення розробки

4.1.2.1 Безпека щодо організації робочих місць

Площа одного робочого місця повинна становити не менше 6,0 м², об'єм приміщення – не менше ніж 20 м³, висота – не менше 3,2 м.

Кольорове оздоблення інтер'єру приміщення повинно відповідати вказівкам з проектування кольорової обробки інтер'єрів приміщень будівель промислових підприємств. Поверхня підлоги має бути рівною, без вибоїн, не

слизькою, зручною для вологого прибирання, мати антистатичні властивості. Не дозволяється застосовувати для оснащення інтер'єру полімери, які забруднюють повітря шкідливими хімічними речовинами та сполуками.

4.1.2.2 Електробезпека

В середині приміщення, в якому здійснюється робота з розробки, значну увагу потрібно приділити запобіганню небезпеки ураження електричним струмом. У відповідності до [10] це приміщення належить до приміщень з підвищеною небезпекою ураження електричним струмом в наслідок наявності значної (понад 75 %) відносної вологості. Через це безпека використання електрообладнання має забезпечуватись рядом заходів, що включають застосування ізоляції струмоведучих частин, захисних блокувань, захисного заземлення та ін.

4.1.2.3 Розрахунок захисного занулення

Вихідні дані: приміщення має розміри (м): $18 \times 11 \times 3,4$. Потужність трансформатора складає 25 кВт, з'єднання трансформатора – трикутником, номінальна потужність електрообладнання $P = 5$ кВт, $U_\phi = 220$ В.

Перевіряємо умови забезпечення вимикальної спроможності занулення:

$$I_{KЗ} \geq 3I_{ПЛ.ВСТ}^H \text{ [A];} \quad (4.2)$$

$$I_{KЗ} = \frac{U_\phi}{\frac{Z_T}{3} + Z_{\Pi}} \text{ [A],} \quad (4.3)$$

де U_ϕ – фазова напруга, В;

Z_T, Z_{Π} – опір трансформатора та петлі фаза-нуль відповідно, Ом.

Опір петлі фаза-нуль визначається за залежністю:

$$Z_{II} = \sqrt{(R_{\phi} + R_H)^2 + (X_{\phi} + X_H + X_1)^2} \text{ [Ом]}, \quad (4.4)$$

де R_H, R_{ϕ} – активній опір нульового та фазового провідника відповідно, Ом;

X_H, X_{ϕ} – внутрішній індуктивний опір нульового та фазового провідника відповідно, Ом;

X_1 – зовнішній індуктивний опір петлі фаза-нуль, Ом.

Вибираємо опір трансформатора $Z_T = 0,903$ Ом.

З метою розрахунку активних опорів R_H, R_{ϕ} вибираємо перетин, довжину, матеріал нульового та фазового провідників. Опір провідників, виготовлених з кольорових матеріалів, можна визначити за формулою:

$$R = \frac{\rho l}{S} \text{ [Ом]}, \quad (4.5)$$

де ρ – питомий опір провідника; для міді $\rho = 0,018$ Ом·мм²/м, для алюмінію $\rho = 0,028$ Ом·мм²/м;

l – довжина провідника, м;

S – площа поперечного перетину провідника, мм².

Вибираємо матеріал провідника мідь з $\rho = 0,018$ Ом·мм²/м.

Задаємося довжиною та перетином нульового та фазового провідника $l_H = 40$ м, $S_H = 200$ мм², $l_{\phi} = 80$ м, $S_{\phi} = 80$ мм².

Таким чином, активні згідно формули (5.5) опори складають

$$R_H = \frac{0,018 \cdot 40}{200} = 0,004 \text{ (Ом)};$$

$$R_{\phi} = \frac{0,018 \cdot 80}{80} = 0,018 \text{ (Ом)}.$$

Внутрішні індуктивні опори знаходять за формулою:

$$X = X_{\omega} l \text{ [Ом]}, \quad (4.6)$$

де X_{ω} – питомий індуктивний опір провідників, Ом/м.

Питомий індуктивний опір провідників визначається в залежності від площі перетину провідників та густини струму.

Густина струму визначається за формулою:

$$\delta = \frac{I_{K3}}{S} \text{ [А/мм}^2\text{]}. \quad (4.7)$$

Для визначення I_{K3} необхідно знайти номінальний струм плавкої вставки

$$I_{пл.вст}^H = \frac{1000P}{\sqrt{3}U_{\phi}} \text{ [А]}, \quad (4.8)$$

де P – номінальна потужність електрообладнання, кВт.

Після підстановки відомих значень у формули (5.8, 5.2) отримаємо:

$$I_{пл.вст}^H = \frac{1000 \cdot 5}{\sqrt{3} \cdot 220} = 13,12 \text{ (А)};$$

$$I_{K3} = 3 \cdot 13,12 = 39,36 \text{ (А)}.$$

Визначимо густини струмів

$$\delta_H = \frac{39,36}{200} = 0,2 \text{ (А/мм}^2\text{)};$$

$$\delta_{\phi} = \frac{39,36}{80} = 0,49 \text{ (А/мм}^2\text{)}.$$

За отриманим значенням знайдемо питомі опори індуктивні опори $X_{\omega H} = 1,47 \text{ Ом/км}$; $X_{\omega \Phi} = 3,21 \text{ Ом/км}$.

Знайдемо внутрішні індуктивні опори за формулою (5.6)

$$X_H = 1,47 \cdot 40 / 1000 = 0,059 \text{ (Ом)};$$

$$X_{\Phi} = 3,21 \cdot 80 / 1000 = 0,257 \text{ (Ом)}.$$

Зовнішній індуктивний опір петлі фаза-нуль $X_{\omega l} = 0,6 \text{ Ом/км}$.

Загальна довжина петлі фаза-нуль $l_{\Phi H} = 1,5 \cdot 80 = 120 \text{ м}$.

Після підстановки відомих значень у формули (5.6, 5.4, 5.3) отримаємо:

$$X_l = 0,6 \cdot 120 / 1000 = 0,072 \text{ (Ом)};$$

$$Z_n = \sqrt{(0,018 + 0,004)^2 + (0,257 + 0,059 + 0,072)^2} = 0,389 \text{ (Ом)};$$

$$I_{кз} = \frac{220}{\frac{0,903}{3} + 0,389} = 318,8 \text{ (А)}.$$

Виконуємо перевірку умови надійного спрацювання занулення

$$I_{кз} = 318,8 \text{ (А)} > 3 \cdot 13,12 = 39,36 \text{ (А)}.$$

Отже, захисне занулення розраховано правильно.

4.1.3 Пожежна безпека

4.1.3.1 Технічні рішення системи запобігання пожежі

Згідно [11] приміщення, де проводиться робота з розробки конструкції дефібрилятора зі зворотнім зв'язком, відноситься до категорії пожежної небезпеки В, яка характеризується наявністю паперу в сухому стані, що використовується під час проведення розробки. Це приміщення відноситься до III-го ступеня вогнестійкості, в якому приміщення знаходяться в будівлі з

штучними та захисними конструкціями з природних та штучних кам'яних матеріалів, бетону, залізобетону. Для перекриття допускається застосування дерев'яних конструкцій, захищених штукатуркою або важкогорючими листовими, а також плитковими матеріалами. До елементів покриття висуваються вимоги стосовно меж вогнестійкості та меж розповсюдження полум'я; при цьому елементи покриття з деревини піддаються вогнезахисній обробці.

4.1.3.2 Технічні рішення системи протипожежного захисту

Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій приміщення, що розглядається наведені в таблиці 4.5. В таблиці 4.6 наведено протипожежні норми проектування будівель і споруд.

Таблиця 4.5 – Значення мінімальних меж вогнестійкості приміщення

Ступінь вогнестійкості	Стіни				Колони	Східчасті майданчики	Плити та інші несучі конструкції	Елементи покриття	
	Несучі та східчасті клітки	Самонесучі	Зовнішні несучі	Перегородки				Плити, прогони	Балк, ферми
III	2/0	1/0	0,25/0,5	0,5/40	0,2/0	1/0	0,75/0	0,25/нн	нн/нн

Примітка нн – не нормується

Таблиця 4.6 – Протипожежні норми проектування будівель і споруд [11]

Об'єм приміщення, тис. м ³	Категорія пожежної небезпеки	Ступінь вогнестійкості	Відстань, м, для щільності людського потоку в загальному проході, осіб/м ²			Кількість людей на 1 м ширини евакуйову	Протипожежні розриви, м, при ступені їх вогнестійкості			Найбільша кількість поверхів	Площа поверху в межах пожежного відсіку, м ² , для числа поверхів		
			до 1	2-3	4-5		I, II	III	IV, V		1	2	3 і більше
до 15	B	III	100	60	40	110	9	12	15	3	5200	3500	2600

Вибираємо, що приміщення, де проводиться робота з розробки, має бути оснащено двома вогнегасниками, пожежним щитом, а також ємністю з піском [12].

4.1.4 Висновки до підрозділу

В результаті виконання даного підрозділу було розглянуто такі питання охорони праці, як технічні рішення щодо: гігієни праці та виробничої санітарії, безпеки під час проведення розробки конструкції дефібрилятора зі зворотнім зв'язком, пожежної безпеки, а також здійснено розрахунок захисного занулення.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Розрахунок кошторису витрат на дослідження та розробку пристрою для дефібриляції

Кошторис витрат на дослідження та розробку пристрою для дефібриляції може передбачати наступні основні витрати:

Основна заробітна плата розробників, яка розраховується за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t, \quad (5.1)$$

де M – місячний посадовий оклад конкретного розробника (дослідника), грн.;

T_p – число робочих днів в місяці, 21 дн;

t – число днів роботи розробника (дослідника).

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 5.1– Основна заробітна плата розробників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
1. Керівник проекту	10760,00	483,81	44	22544,76
2. Інженер-конструктор БМА	6900,00	328,57	22	7228,57
3. Старший науковий співробітник	7000,00	333,33	36	12000,00
4. Інженер-електрик високовольтної апаратури	6950,00	330,95	15	4964,29
5. Інженер-схемотехнік	9100,00	433,33	22	9533,33
6. Консультант (лікар-кардіолог)	6500,00	309,52	10	3095,24
7. Технік	5250,00	250,00	44	11000,00
Разом				70366,19

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p), що здійснюють виготовлення пристрою, складання та попереднє налагодження, розраховуються на основі норм часу, які необхідні для виконання даної роботи, за формулою:

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \cdot K_c, \quad (5.2)$$

де t_i - норма часу (трудомісткість) на виконання конкретної роботи, годин;

n - число робіт по видах та розрядах;

K_c - коефіцієнт співвідношень, який установлений в даний час Генеральною тарифною угодою між Урядом України і профспілками, $K_c = 1$;

C_i - погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує відповідну роботу, грн./год.

C_i визначається за формулою:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{zm}}, \quad (5.3)$$

де, M_m - мінімальна місячна оплата праці, грн., $M_m = 4173,00$ грн.;

K_i - тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду;

T_p - число робочих днів в місяці, $T_p = 21$ дн.;

T_{zm} - тривалість зміни, $T_{zm} = 8$ годин.

Проведені розрахунки заносимо до таблиці.

Таблиця 5.2 – Витрати на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудоміст- кість, нормо- годин	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
1. Монтаж макетної схеми	8,11	4	1,5	37,26	302,17
2. Наладка	4,12	5	1,7	42,23	173,97
3. Випробування	2,14	3	1,35	33,53	71,76
4. Виготовлення друкованої плати	6,21	4	1,5	37,26	231,38
5. Виготовлення корпусу	10,28	4	1,5	37,26	383,02
6. Монтаж плати	2,55	4	1,5	37,26	95,01
7. Монтаж інтерфейсу	4,14	3	1,35	33,53	138,83
8. Наладка інтерфейсу	2,57	3	1,35	33,53	86,18
9. Складання пристрою	8,25	3	1,35	33,53	276,65
10. Наладка пристрою	2,55	5	1,7	42,23	107,68
11. Регулювання компонентів пристрою	1,75	5	1,7	42,23	73,90
12. Випробування пристрою	6,28	3	1,35	33,53	210,59
13. Регулювання пристрою	1,63	5	1,7	42,23	68,83
Разом					2219,96

Додаткова заробітна плата розробників та робітників, які приймали участь в дослідженні та розробці пристрою для дефібриляції.

Додаткова заробітна плата розраховується як 12 % від основної заробітної плати розробників та робітників:

$$Z_{\partial} = Z_o \cdot 12 / 100\% \quad (5.4)$$

$$Z_{\partial} = (70366,19 + 2219,96) \cdot 12 / 100 \% = 8710,34 \text{ (грн.)}$$

Нарахування на заробітну плату розробників та робітників.

Згідно діючого законодавства нарахування на заробітну плату складають 22 % від суми основної та додаткової заробітної плати.

$$H_3 = (Z_o + Z_d) \cdot 22 / 100\% \quad (5.5)$$

$$H_3 = (70366,19 + 2219,96 + 8710,34) \cdot 22 / 100\% = 17885,23 \text{ (грн.)}$$

Витрати на матеріали, що були використані на розробку компонентів, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (5.6)$$

де, - H_i - витрати матеріалу i -го найменування, кг;

C_i - вартість матеріалу i -го найменування, грн./кг.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів матеріалів,

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 5.3– Витрати на основні матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Одиниця виміру	Ціна за одиницю, грн.	Витрачено	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Папір офісний А4 білий (80г/м)	уп.	107,00	6,0	642,00
Папір креслярський А1	шт.	14,50	12,0	174,00
Папір для записів А5 (40г/м)	уп.	24,00	6,0	144,00
Диск оптичний (CD-R)	шт.	12,00	6,0	0,00
Органайзер офісний ВОХ-12	шт.	93,00	6,0	72,00
Канцелярські товари	компл.	149,00	6,0	558,00
Тонер (для заправки картриджа)		189,00	2,0	894,00
Картридж чорнильний кольоровий HP45-3	шт.	207,00	2,0	378,00
Припій ПОС-61	кг	605,00	0,10	414,00
Флюс БС-2	кг	157,00	0,20	60,50
Спирто-бензин СВС-50	л	50,00	0,50	31,40
Дріт монтажний	м	12,00	1,00	25,00
Провід високовольтний КВВШ-1500	м	82,00	2,00	12,00
Всього				3607,90

З врахуванням транспортних витрат вартість матеріалів складе

$$M = 3607,90 \cdot * 1,1 = 3968,69 \text{ (грн.)}$$

Витрати на комплектуючі, що були використані на дослідження та розробку пристрою для дефібриляції, розраховуються за формулою:

$$H = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (5.7)$$

де: H_i — кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i — покупна ціна комплектуючих i -го виду, грн.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів матеріалів.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 5.4 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн.	Сума, грн.
Діоди	8	37,59	300,75
Конденсатори	10	12,06	120,60
Мікросхеми	3	20,25	60,75
Резистори	48	6,88	330,30
Тіристри	1	12,00	12,00
Транзистори	6	17,55	105,30
Трансформатори	5	180,00	900,00
Плати	3	120,00	360,00
Корпус	1	525,00	525,00
Електроди	5	600,00	3000,00
Інші деталі	11	54,55	600,00
Разом прибл.			6314,70

Витрати на комплектуючі з урахуванням транспортних витрат складають:

$$H = 6314,70 \cdot * 1,1 = 6946,17 \text{ (грн.)}$$

Амортизація обладнання, яке використовувалось для проведення розробки пристрою для дефібриляції.

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню можуть бути розраховані з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{б.}}{T_{г}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (5.8)$$

де $Ц_{б.}$ – балансова вартість обладнання, приміщень тощо, які використовувались для розробки нового технічного рішення, грн.;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, приміщень під час розробки, місяців;

$T_{г}$ – строк корисного використання обладнання, приміщень тощо, років.

Проведені розрахунки необхідно звести до таблиці.

Всі проведені розрахунки амортизаційних відрахувань бажано звести до таблиці (табл.).

Таблиця 5.5 - Величина амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн
Генератор високовольтний	7625,00	5	2	254,17
Генератор сигналу імпульсний	5484,00	5	2	182,80
Осцилограф	5825,00	4	2	242,71
Частотомір	6196,00	4	2	258,17
Монтажне обладнання	1864,00	5	2	62,13
Програмне забезпечення	8405,00	2	2	700,42
Монтажний інструмент	2100,00	4	2	87,50
Система високовольтного захисту	5200,00	5	2	173,33
Всього				2985,23

Оренда обладнання

В спрощеному вигляді витрати на оренду обладнання по кожному виду обладнання та приміщенням можуть бути розраховані за формулою:

$$O = \frac{Ц \cdot H_0}{100} \cdot \frac{T}{12} \quad (5.9)$$

де Ц - балансова вартість обладнання, приміщень, грн.

H_0 - річна ставка орендної плати для даного виду обладнання, приміщень, %;

T - термін використання обладнання, приміщень, місяці.

Всі розрахунки зводимо до таблиці .

Таблиця 5.6 - Оренда обладнання

Найменування обладнання, приміщень	Балансова вартість, грн.	Ставка орендної плати, %	Термін використання, міс.	Сума орендної плати, грн.
Дослідницька лабораторія	150000,00	10	2	30000,00
Манекен серцево-легеневої реанімації ZOLL AED комплект з СЛР Brad	31130,00	15	2	9339,00
Всього				39339,00

Витрати на силову електроенергію розраховуються за формулою:

$$V_e = V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_n, \quad (5.10)$$

де, V - вартість 1 кВт-години електроенергії, $V = 2,21$ грн./кВт –година;

P - встановлена потужність обладнання, кВт.;

Φ - фактична кількість годин роботи обладнання, годин. ;

K_n - коефіцієнт використання потужності.

Інші витрати.

Інші витрати охоплюють: загальновиробничі витрати, адміністративні витрати, витрати на збут тощо. Інші витрати доцільно приймати як 200...300% від суми основної заробітної плати розробників та робітників.

Величина інших витрат складе:

$$I = (70366,19 + 2219,96) \cdot 200 / 100 = 145172,30 \text{ (грн.)}$$

Загальні витрати на проведення розробки конструкції.

Сума всіх попередніх статей витрат дає загальні витрати на проведення дослідження та розробки пристрою для дефібриляції:

$$B = 70366,19 + 2219,96 + 8710,34 + 17885,23 + 3968,69 + 6946,17 + 2985,23 + 1228,54 + 145172,30 + 39339,00 = 298821,65 \text{ (грн.)}$$

5.2 Розрахунок собівартості виготовлення пристрою для дефібриляції

Витрати на матеріали, що були використані на виготовлення пристрою, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (5.11)$$

де, - H_i - витрати матеріалу i -го найменування, кг;

C_i - вартість матеріалу i -го найменування, грн./кг.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів матеріалів,

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 5.7– Витрати на основні матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Одиниця виміру	Ціна за одиночку, грн.	Витрачено	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Припій ПОС-61	кг	605,00	0,1	60,50
Флюс БС-2	кг	157,00	0,2	31,40
Спирто-бензин СВС-50	л	50,00	0,5	25,00
Дріт монтажний	м	12,00	1,0	12,00
Провід високовольтний КВВШ-1500	м	82,00	2,0	164,00
Провід КШ-2	м	26,00	1,5	39,00
Всього				331,90

З врахуванням транспортних витрат вартість матеріалів складе

$$M = 331,90 \cdot 1,1 = 365,09 \text{ (грн.)}$$

Витрати на комплектуючі, що були використані на виготовлення пристрою для дефібриляції, розраховуються за формулою:

$$H = \sum_{i=1}^n H_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (5.12)$$

де: H_i — кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i — покупна ціна комплектуючих i -го виду, грн.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів матеріалів.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 5.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн.	Сума, грн.
Діоди	8	37,59	300,75
Конденсатори	10	12,06	120,60
Мікросхеми	3	20,25	60,75
Резистори	48	6,88	330,30
Тіристри	1	12,00	12,00
Транзистори	6	17,55	105,30
Трансформатори	5	180,00	900,00
Плати	3	120,00	360,00
Корпус	1	525,00	525,00
Електроди	5	600,00	3000,00
Інші деталі	11	54,55	600,00
Разом прибіл.			6314,70

Витрати на комплектуючі з урахуванням транспортних витрат складають:

$$H = 6314,70 \cdot 1,1 = 6946,17 \text{ (грн.)}$$

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p), що здійснюють виготовлення пристрою, складання та попереднє налагодження, розраховуються на основі норм часу, які необхідні для виконання даної роботи, за формулою:

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \cdot K_c, \quad (5.13)$$

де t_i - норма часу (трудомісткість) на виконання конкретної роботи, годин;

n - число робіт по видах та розрядах;

K_c - коефіцієнт співвідношень, який установлений в даний час Генеральною тарифною угодою між Урядом України і профспілками, $K_c = 1$;

C_i - погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує відповідну роботу, грн./год.

C_i визначається за формулою:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{зм}}, \quad (5.14)$$

де, M_m - мінімальна місячна оплата праці, грн., $M_m = 4173,00$ грн.;

K_i — тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду;

T_p — число робочих днів в місяці, $T_p = 21$ дн.;

$T_{зм}$ — тривалість зміни, $T_{зм} = 8$ годин.

Проведені розрахунки заносимо до таблиці.

Таблиця 5.9 – Витрати на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудоміст-кість, нормо-годин	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
Виготовлення друкованої плати	2,11	4	1,5	37,26	78,62
Виготовлення корпусу	5,22	4	1,5	37,26	194,49
Монтаж плати	1,25	4	1,5	37,26	46,57
Монтаж інтерфейсу	2,04	3	1,35	33,53	68,41
Наладка інтерфейсу	1,12	3	1,35	33,53	37,56
Складання пристрою	4,02	3	1,35	33,53	134,80
Наладка пристрою	1,05	5	1,7	42,23	44,34
Регулювання компонентів пристрою	0,83	5	1,7	42,23	35,05
Разом прибл.					639,84

Додаткова заробітна плата робітників, які приймали участь в виготовленні пристрою для дефібриляції. Розраховується як 12 % від основної заробітної плати розробників та робітників:

$$Z_d = Z_o \cdot 12 / 100\% \quad (5.15)$$

$$Z_d = 639,84 \cdot 12 / 100 \% = 76,78 \text{ (грн.)}$$

Нарахування на заробітну плату розробників та робітників.

Згідно діючого законодавства нарахування на заробітну плату складають 22 % від суми основної та додаткової заробітної плати.

$$H_z = (Z_o + Z_d) \cdot 22 / 100\% \quad (5.16)$$

$$H_z = (639,84 + 76,78) \cdot 22 / 100\% = 157,66 \text{ (грн.)}$$

Витрати на силову електроенергію розраховуються за формулою:

$$V_e = V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_n, \quad (5.17)$$

де, V — вартість 1 кВт-години електроенергії, $V = 2,21$ грн./кВт – година;

P — встановлена потужність обладнання, кВт.;

Φ — фактична кількість годин роботи обладнання, годин. ;

K_n — коефіцієнт використання потужності.

Всі проведені розрахунки зведемо до таблиці

Найменування обладнання	Кількість годин роботи обладнання, год.	Встановлена потужність, кВт	Коефіцієнт використання потужності	Величина оплати
Вимірвальний комплекс	1,55	0,76	1	2,60
Генератор високовольтний	1,55	0,52	1	1,78
Генератор сигналу імпульсний	0,62	0,32	1	0,44
Осцилограф	0,62	0,46	1	0,63
Частотомір	0,62	0,1	1	0,14
Монтажне обладнання	2,35	0,9	1	4,67
Всього				10,26

Загально виробничі витрати розраховуються згідно нормативів до основної заробітної плати основних робітників і складають:

$$H_{зв} = Z_o \cdot 150\% / 100\% \quad (5.18)$$

$$H_{зв} = 639,84 \cdot 150\% / 100\% = 959,75 \text{ (грн.)}$$

Виробнича собівартість одиниці продукції визначається як сума всіх попередніх витрат

$$S = 365,09 + 6946,17 + 639,84 + 76,78 + 157,66 + 10,26 + 959,75 = 9155,55 \text{ (грн.)}$$

Виробнича собівартість пристрою для дефібриляції складає 9155,55 грн.

5.3 Розрахунок ціни реалізації пристрою для дефібриляції

Визначення можливої ціни реалізації об'єкта розробки здійснюється на підставі аналізу нижньої та верхньої межі ціни.

Нижня межа ціни

Нижня межа ціни ($C_{нмр}$) захищає інтереси виробника продукції і передбачає, що ціна повинна покрити витрати виробника, які пов'язані з виробництвом та реалізацією продукції, і має забезпечити рівень рентабельності не нижче того, що має підприємство при виробництві вже освоєної продукції.

Ціна реалізації виробу в цьому випадку розраховується за формулою:

$$C_{нмр} = S_v \cdot \left(1 + \frac{P}{100}\right) \cdot \left(1 + \frac{w}{100}\right), \quad (5.19)$$

де $C_{нмр}$ – нижня межа ціни реалізації виробу, грн.;

S_v – виробнича собівартість виробу, грн.;

P – нормативний рівень рентабельності, %, рекомендується приймати $P=15\dots60\%$;

w – ставка податку на додану вартість, %, за станом на 2019 рік, $w=18\%$.

Необхідність врахування податку на додану вартість виникає у зв'язку з тим, що коли буде встановлюватись верхня межа ціни, а потім договірна ціна, то ціна базового виробу зазвичай містить цей податок.

$$C_{нмр} = S_e \cdot \left(1 + \frac{P}{100}\right) \cdot \left(1 + \frac{w}{100}\right) = 9155,55 \cdot (1 + 0,15) \cdot (1 + 0,20) = 11003,00 \text{ грн.}$$

Верхня межа ціни

Верхня межа ціни ($C_{вмр}$) захищає інтереси споживача і визначається тією ціною, яку споживач готовий сплатити за продукцію з кращою споживчою якістю.

Параметри якості продукції змінюються у відповідності до показника якості і складає $B_2 = 1,54$, а ціна конкурентів на аналогічний продукт складає 29500,00 грн.

$$C_{вмр} = C_{б} \cdot B_n \quad (5.20)$$

$$C_{вмр} = 29500,00 \cdot 1,54 = 45430,00 \text{ грн.}$$

Договірна ціна ($C_{дог}$) може бути встановлена за домовленістю між виробником і споживачем в інтервалі між нижньою та верхньою лімітними цінами згідно виразу:

$$C_{нмр} < C_{дог} < C_{вмр} .$$

З метою забезпечення реалізації продукції договірну ціну приймемо у розмірі 15000,00 грн., що є близьким за значенням до рівня мінімальної ціни. Однак така ціна забезпечить підприємству виробнику покриття витрат і додаткові конкурентні переваги на ринку, зацікавивши споживачів

покращеними характеристиками та нижчою ціною в порівнянні з конкурентами.

5.4 Розрахунок чистого прибутку для виробника від реалізації нового технічного рішення

Розрахунок чистого прибутку для виробника проводиться за формулою:

$$\Pi = \left\{ \left[\text{Ц}_p - \frac{(\text{Ц}_p - \text{MP}) \cdot f}{100} - S_b - \frac{q \cdot S_b}{100} \right] \cdot \left[1 - \frac{h}{100} \right] \right\} \cdot N \quad \text{грн.},$$

де: Ц_p – ціна реалізації виробу, носія з програмним продуктом тощо, грн.;
 MP – вартість матеріальних та інших ресурсів, які були придбані виробником для виготовлення готової продукції; рекомендується приймати: $\text{MP} = (0,4 \div 0,6)\text{Ц}_p$;

S_b – виробнича собівартість вибору, носія з програмним продуктом тощо, грн.;

f – зустрічна ставка податку на додану вартість, %. В 2019 р. $f = 16,67\%$;

h – ставка податку на прибуток, %. В 2019 р. $h = 18\%$;

q – норматив, який визначає величину адміністративних витрат, витрат на збут та інші операційні витрати, в %; рекомендується приймати $q = 5 \div 10\%$.

N – число виробів, які планується реалізувати за рік, 200 шт.;

$$\Pi = \left\{ \left[15000,00 - \frac{(15000,00 - 7311,00) \cdot 16,67}{100} - 9155,55 - \frac{10 \cdot 9155,55}{100} \right] \cdot \left[1 - \frac{18}{100} \right] \right\} \cdot 200 = 598138,20 \quad \text{грн.}$$

Чистий прибуток для виробника складе 598138,20 грн.

5.5 Розрахунок терміну окупності витрат для виробника

Розрахуємо термін окупності витрат T_o (в роках) для виробника за формулою:

$$T_o = \frac{B}{\Pi} \quad (5.21)$$

де B – кошторис витрат на розробку та дослідження, $B=298821,65$ грн.

Π – чистий прибуток для виробника протягом одного року $\Pi=598138,20$ грн.

$$T_o = \frac{298821,65}{598138,20} = 0,50 \text{ року.}$$

Термін окупності складає менше нормативного строку, отже розробку можна вважати економічно вигідною для виробника.

5.6 Розрахунок величини експлуатаційних витрат

Розрахунок експлуатаційних витрат у споживача при використанні нової розробки

Розрахуємо заробітну плату обслуговуючого персоналу за формулою:

$$\text{Зобс} = 12 \cdot M \cdot \beta \text{ (грн./рік)}, \quad (5.22)$$

де M – місячний посадовий оклад інженерно-технічного працівника, грн. Прийmemo 6900,00 грн.

β – частка часу, який витрачає фахівець на обслуговування виробу в загальному часі своєї роботи. $\beta=0,0063$.

$$\text{Зобс} = 12 \cdot 6900,00 \cdot 0,0063 = 521,64 \text{ (грн. /рік)}$$

Додаткова заробітна плата обслуговуючого персоналу (12% від основної заробітної плати обслуговуючого персоналу):

$$\text{Здод} = 521,64 \cdot 12\% = 62,60 \text{ (грн. /рік)}$$

Нарахування на заробітну плату обслуговуючого персоналу складає 22% від суми основної та додаткової заробітної плати:

$$\text{Зн} = 22\% (521,64 + 62,60) = 128,53 \text{ грн.} \quad (5.23)$$

Витрати на силову електроенергію

Витрати на силову електроенергію для забезпечення роботи пристрою для дефібриляції розраховуються за формулою:

$$V_c = V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi} \text{ [грн./рік]}, \quad (5.24)$$

де V - вартість 1 кВт-години електроенергії. В 2019 році ця вартість складала $V = 2,21$ грн./кВт;

Π - установлена потужність виробу, кВт;

Φ - фактична кількість годин роботи виробу за рік, годин;

K_{Π} - коефіцієнт використання потужності, $K_{\Pi} < 1$.

$$V_c = 2,21 \cdot 0,3 \cdot 1000,0 \cdot 1,0 = 663,00 \text{ (грн./рік)}.$$

Амортизаційні відрахування:

Амортизаційні відрахування розраховуються за формулою:

$$A_{OB} = \frac{B_A}{T_B}, \quad (5.25)$$

де B_A – вартість розробки, що амортизується, грн;

T_B – термін корисного використання нової розробки, років;

$$A_{OB} = \frac{15000,00}{5} = 3000,00 \text{ грн.}$$

Інші витрати 1% від загальної суми усіх попередніх витрат:

$$Vi = (521,64+62,60+128,53+663,00+3000,00) \cdot 1\% / 100\% = 43,75 \text{ (грн. /рік)}$$

Сума витрат за всіма попередніми статтями дає величину експлуатаційних витрат для даної розробки – E_2 :

$$E_2 = 521,64+62,60+128,53+663,00+3000,00+ 43,75=4419,00 \text{ (грн. /рік)}$$

Експлуатаційні витрати для аналогу складуть приблизно 9000,00 грн. на рік. (при ціні виробу в 29500,00 грн. амортизаційні витрати становлять 6000,00 грн., а витрати на електроенергію – 3000,00 грн.)

$$E_1 = 9000,00 \text{ (грн.)}$$

5.7 Розрахунок економічного ефекту від застосування пристрою для дефібриляції

Розраховуємо економічний ефект від використання нової розробки.

Розрахунок економічного ефекту можна здійснити за формулою:

$$\Delta E = E_1 - E_2; \quad (5.26)$$

Розраховуємо економічний ефект від використання нової розробки за формулою:

$$\Delta E = E_1 - E_2 = 9000,00 - 4419,00 = 4581,00 \text{ грн.}$$

Економічний ефект споживача від використання нової розробки складе 4581,00 грн.

5.8 Розрахунок економічного ефекту на ціні для споживача

Розрахунок економічного ефекту на ціні для споживача від придбання нового технічного рішення пристрою для дефібриляції проведемо за формулою:

$$\Delta Ц = Ц_1 - Ц_2 \quad (5.27)$$

де: $Ц_1$ – ціна аналога, 29500,00 грн.;

$Ц_2$ – ціна нового виробу, 15000,00 грн.

$$\Delta Ц = Ц_1 - Ц_2 = 29500,00 - 15000,00 = 14500,00 \text{ грн.}$$

Отже споживач буде мати економічний ефект на ціні від придбання нового виробу, тому розробку можна вважати економічно вигідною для споживача.

Висновки до розділу

При проектуванні виробу були проведені розрахунки витрат на розробку і виготовлення пристрою, визначена виробнича собівартість одиниці нового технічного рішення, визначений чистий прибуток, який може отримати виробник протягом одного року від реалізації даної розробки. Також був визначений строк окупності витрат для виробника, який складає 0,50 року і є меншим за нормативний. Отже, що застосування нового виробу для споживача є економічно вигідним, бо споживач отримує економічний ефект від використання в межах 4581,00 грн, та економічний ефект від ціни придбання в 14500,00 грн, що підтверджує економічну доцільність нової розробки.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання МКР було досліджено та розроблено конструкцію дефібрилятора. Була розроблена схема електрична принципова конструкції дефібрилятора.

Проаналізувавши різні варіанти компонування, проведені розрахунки друкованої плати на вібростійкість, паразитні зв'язки, а також параметри друкованого рисунка. Зроблений аналітичний огляд питання нової розробки, проведений розрахунок собівартості приладу й економічний ефект, що буде отриманий при розробці даного приладу. У технологічній частині приведена технологія виробництва приладу. У розділі "Охорона праці" проведений аналіз умов роботи при виробництві приладу і приведені рекомендації щодо забезпечення безпечних умов праці.

З огляду на простоту приладу, його широкі функціогальні можливості і порівняно невисоку ціну, прилад необхідно запускати в серійне виробництво.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

1. Козловський В. О. Техніко-економічне обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник. – Вінниця: ВНТУ, 2005. – 75 с.
2. Черникова П. Д. Техніко-економічні розрахунки та обґрунтування в дипломних проектах. – Минск, 1973. – 188 с.
3. <http://www.ligazao.ru>.
4. <http://www.kazus.ru/shemes/showpage/0/870/1.html>.
5. <http://www.philips.com>.
6. <http://www.platan.ru>.
7. <http://www.zip-gomel.com/info/ionomer.shtml>.
8. <http://www.philips.com>.
9. Практическое пособие по учебному конструированию РЭА/ В.Т. Белинский и др.. – К.: Вища школа, 1992.
10. Терещук Р.М., Терещук К.М. Полупроводниковые приемно-усилительные устройства: Справочник радиолюбителя. – К.: Наукова думка, 1989. – 800 с.
11. Горобец А.И., Степаненко А.И., Коронкевич В.М. Справочник по конструированию радиоэлектронной аппаратуры. К.: Техніка, 1985. – 312 с.
12. www.mitel.com.
13. www.min.gov.ua.
14. www.onsemi.com.
15. Ненашев А.П., Маланич Ю. А. Конструирование радиоэлектронных систем. – М.: Высшая школа, 1990, – 432 с.
16. Парфенов Е.М. Проектирование конструкций РЕА. – М.: Радио и связь, 1989. – 296 с.
17. www.orcad.com.
18. Дульнев Г.И., Тарковский Н.И. Тепловые режимы радиоэлектронной аппаратуры. – Л.: Энергия, 1971. – 248 с.

19. Яншин А.А. Теоретические основы конструирования, технологии, надежности ЭВА: Учеб. пособие для вузов. – М.: Радио и связь, 1983. – 312 с.
20. Калінін В.І., Костюк О.А., Грудін А.А. Математичні моделі та методика оцінки експлуатаційної надійності елементів і виробів електронної техніки. Частина I, II, III. Навчальний посібник/ В.: ВДТУ, 1999 – 196 с.
21. Варламов Р.Г, Евдокимов Р.С. Компонировка радиоэлектронной аппаратуры. – М.: Советское радио, 1975 – 375 с.
22. Методичні вказівки до практичних занять з дисципліни "Конструювання електронної апаратури". / Укладачі Є.Й. Волуєвич, Р.Ф.Лободзинська та ін. – Вінниця.: ВДТУ, 1997. – 84 с.
23. ГОСТ 12.0.003-74 Опасные и вредные производственные факторы.
24. СН 245-71 Санитарные нормы проектирования промышленных предприятий.
25. ГОСТ 12.1.005-88 Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны.
26. СНиП II-4-79 Естественное и искусственное освещение.
27. СН 3223-85 Санитарные нормы допустимых уровней шума на рабочих местах.
28. ГОСТ 12.1.012-90 Вибрационная безопасность.
29. ГОСТ 12.1.018-86 Пожаровзрывоопасность статического электричества.
30. СНиП 2.04.05-86 Отопление, вентиляция и кондиционирование.
31. ОНТП 24-86 Общесоюзные нормы технологического проектирования. Определение категорий помещений и зданий по взрывопожарной и пожарной опасности.
32. СНиП 2.09.02-85 Производственные здания.
33. Охрана труда и окружающей среды в радиоэлектронной промышленности / К. Н. Ткачук, Р. В. Сабарно, А. Г. Степанов, Е. Н. Шкляренко: Учеб. Пособие. – К.: Вища школа. Головное изд-во, 1988.- 240с.

34. Геврик Е. О. Охорона праці : Навч. Посібник для студентів вищих навчальних закладів. – К.: Ельга, Ніка-Центр, 2003.-280с.
35. Методичні вказівки до виконання курсової роботи з дисципліни “Охорона праці”. Для студентів всіх спеціальностей. / Укладач Бондаренко Е. А. – Вінниця : ВДТУ, 1999.- 16с.
36. Сивко В. Й. Розрахунки з охорони праці: Навч. посібник / МО і науки України. – Житомир: ЖІТІ, 2001. – 152 с.
37. Защита объектов народного хозяйства от оружия массового поражения : Справочник / Г. П. Демиденко, П. П. Орлов и др. Под ред. Демиденко – 2-е изд., перераб. и доп. – К.: Вища шк., Голов. изд-во, 1989-287с.
38. Сакевич В. Ф. Основи питань цивільної оборони в дипломних проектах : Навч. Посіб. / МО і науки України. – Вінниця : ВДТУ, 2001. – 108с.
39. Атаманюк В. Г. и др. Учебн. для вузов. Под ред. Д. И. Михайлика – М.: Высш. шк., 1986. – 207 с., ил.

Додаток А

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІ

д.т.н., проф. С.М. Злепко

“_____” _____ 2019р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

магістерську кваліфікаційну роботу

ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ДЕФІБРИЛЯТОРА

08-35.МКР.000.02.000 ТЗ

Керівник магістерської

кваліфікаційної роботи

к.т.н. доц. кафедри БМІ

Штофель Д.Х.

Виконавець: ст.гр. БМА-18м

Сеферян А.А.

Вінниця 2019

1. Назва МКР: дослідження та розробка конструкції дефібрилятора
2. Виконавець МКР: студент групи БМА-18м Сеферян А.А.
3. Підставою для виконання МКР є протокол засідання кафедри БМІ №01 від 29.09. 2019 р.
4. Мета виконання МКР і призначення продукції: вивчення методів конструювання пристрою для електрохірургії, з можливістю виконання приладом функції різання високочастотним ножом, що забезпечує практично безкровну процедуру, за рахунок теплової енергії під дією якої кров згортається і кровотеча припиняється.

5. Технічні вимоги:

5.1 Призначення: пристрій відноситься до медичної апаратури.

Параметри:

– діапазон робочих частот	1-3МГц
– напруга живлення, В	220
– споживана потужність, Вт, не більше	300

5.2 Вимоги життєздатності та стійкості до зовнішніх впливів:

Вимоги міцності при транспортуванні:

– тривалість ударного імпульсу, мс	1...10
– прискорення пікове, g	9
– загальне число ударів, не менше	10000
– число ударів в хвилину	50...75

Вимоги до ударної міцності:

– тривалість ударного імпульсу, мс	15...20
– прискорення пікове, g	12
– загальне число ударів, не менше	5200

Експлуатаційні параметри:

– температура, °С	-5...+50
– відносна вологість, %	96

5.3 Вимоги надійності:

– середнє напрацювання на відмову, годин	3500
--	------

5.4 Вимоги до конструкції:

- вага, не більше, кг 2,5
- об'єм, не більше, см³ 2200

5.5 Вимоги технологічності: пристрій виробляти за новітніми технологіями.

5.6 Вимоги уніфікації та стандартизації: пристрій повинен складатися зі стандартних виробів, з використанням новітніх розробок.

5.7 Вимоги до дизайну, ергономіки та технічної естетики: прилад повинен бути зручним для використання, ремонтпридатним.

5.8 Вимоги експлуатації та зручності ремонту: прилад повинен бути зручним для експлуатації та виконання ремонту.

5.9 Вимоги безпеки життя: прилад повинен бути безпечним для користувача та виконуючого ремонт, не мати відкритих частин, мати ізоляцію.

5.10 Вимоги взаємозамінності: слід використовувати доступну елементну базу, виконати прилад з урахуванням можливості заміни елементів в майбутньому.

5.11 Вимоги транспортування і зберігання: відсутні.

5.12 Вимоги до якості і технічного рівня: прилад повинен відповідати сучасному рівню медичної апаратури.

6. Техніко-економічні вимоги: виробництво даного приладу повинно окупитися не більше ніж за 3 років.

7. Вимоги до сировини та матеріалів: матеріали, з яких вироблятиметься даний прилад, мають бути екологічно чистими, вітчизняними.

8. Вимоги до консервації, пакування та маркування: не потребує.

9. Вимоги до розробленої документації:

- склад КД: пояснювальна записка, схема електрична принципова, перелік елементів, креслення друкованої плати, складальне креслення друкованої плати, специфікація, збірне креслення корпусу, специфікація.

10. Стадії та етапи МКР:

10.1 Теоретична частина:

- аналітичний огляд питання;
- дослідження методів та розробка методики дефібриляції

- конструкторсько-технологічний розділ;
- економічний розділ;
- охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

10.2 Графічна частина:

- схема структурна;
- схема електрична принципова;
- креслення друкованої плати;
- складальне креслення друкованої плати;
- моделювання

Таблиця 1 – Етапи виконання магістерської кваліфікаційної роботи

Назва розділу МКР	Строк виконання
Розробка технічного завдання	до 20.10.2019
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 01.11.2019
Розв'язання основної задачі	до 15.11.2019
Розробка заходів з охорони праці	до 20.11.2019
Розрахунок техніко-економічних показників	до 25.11.2019
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	до 01.12.2019
Попередній захист	06.12.2019

Розробив студент групи БМА-18м _____ Сеферян А.А.