

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій
к.т.н., доц. Нівчук Т.М.

« 20 »  2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему _____ Розробка приладу для стимуляції м'язів _____

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «бакалавр»

Виконавець роботи
студентка 4 курсу, гр.БІ-21


(дата, підпис)

Онищенко С.В.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

20.06.22р. 
(дата, підпис)

Коренівська О.Л.

Житомир
2022

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи бакалавра

на тему _____ Розробка приладу для стимуляції м'язів _____

Виконала: студентка 4 курсу, групи БІ-21
спеціальності

163 «Біомедична інженерія»

Онищенко Є.В.

Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Нікітчук Т.М.

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної
інженерії та телекомунікацій

 Т.М. Нікітчук

«10» січень 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на кваліфікаційну роботу бакалавра

Студента Онищенко Є.В.

Тема роботи Розробка приладу для стимуляції
м'язів

Затверджена Наказом університету від «10» січня _____ 2022 р.

№ 23/с

Термін здачі студентом завершеної роботи 10 червня 2022 р.

Вихідні дані роботи стимуляція прямокутними імпульсами
з частотами співування від 300 до 1000 Гц
тривалістю паузи рівна 1/2 тривалості імпульсу
тепловим м'язом.

Консультанти з випускної кваліфікаційної роботи із зазначенням розділів,
що їх стосуються

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв

Керівник



(підпис)

Календарний план

[illegible]

Студент _____ (підпис)

Керівник _____ (підпис)

АНОТАЦІЯ

Випускна кваліфікаційна робота присвячена розробці приладу для стимуляції м'язів людини. Метою розробки є створення приладу стимуляції м'язів на сучасній елементній базі з можливістю мікропроцесорного керування режимом роботи та тривалістю процедур. Міостимулятор буде використовуватися для підняття тону м'язів, лікуванні низки хвороб, загального укріплення м'язової системи як профілактики так і лікування атрофії. В роботі розроблено схеми електричної структури та принципову, наведено перелік елементів до них, пороховано конструкцію та розведення друкованої плати. Приведено обґрунтування вибору елементної бази та розрахунки складових частин схеми електричної принципової.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						5
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота складається зі вступу, п'яти розділів та висновків. Пояснювальна записка містить 74 сторінки, 26 ілюстрацій, 9 таблиць, 9 джерел посилань та 3 додатки.

У першому розділі проведено огляд літератури та технічних рішень в області міостимуляції, що дає змогу висунути вимоги до розробки та розробити структурну схему приладу.

У другому розділі наведено технічне завдання на розробку.

У третьому розділі проведено розробку структурної схеми приладу стимуляції м'язів, описано функціональне призначення основних блоків.

У четвертому розділі проведено вибір елементної бази, розрахунки основних блоків принципової схеми приладу.

У п'ятому розділі пораховано параметри друкованої плати, розведення друкованої плати та проведено оцінку надійності розробленого приладу.

Висновки містять основні підсумки результатів роботи.

Робота містить список літератури та два додатки, в яких наведено схему електричну принципову приладу стимуляції м'язів та перелік елементів до неї.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						5
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗМІСТ

1. 1 РОЗДІЛ. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1.Методи електричної стимуляції.....	10
1.2.Вплив електростимуляції на організм людини.....	13
1.3.Застосування імпульсних струмів в електростимуляції.....	18

2. 2 РОЗДІЛ. ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

2.1.Аналіз сучасних електростимуляторів.....	25
--	----

3. 3 РОЗДІЛ. РОЗРОБКА СРУКТУРОЇ СХЕМИ

3.1.Конструкторський аналіз.....	30
----------------------------------	----

4. 4 РОЗДІЛ. РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

4.1.Аналіз електричної принципової схеми.....	33
4.1.1. Перший генератор.....	33
4.1.2. Другий генератор.....	34
4.1.3. Формувач сигналу.....	34
4.1.4. Транзисторний ключ.....	35
4.1.5. Перетворювач напруги в більшу.....	36
4.1.6. Подільник напруги та АЦП.....	37
4.1.7. Мікроконтролер.....	38
4.1.8. Світлодіодний індикатор.....	39
4.1.9. Блок живлення.....	39
4.2.Параметричні розрахунки приладу.....	40
4.2.1. Розрахунок перетворювача напруги.....	40
4.2.2. Розрахунок генератора імпульсів та його моделювання.....	43
4.2.3. Розрахунок генератора на мкросхемі та його моделювання.....	45
4.2.4. Розрахунок вихідного підсилювача	46
4.3.Обґрунтування та вибір компонентної бази.....	50

					<i>ІББІ.480003.0053– ПЗ</i>		
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			
Розроб.		Онищенко Є.В.			<i>Розробка приладу для стимуляції м'язів</i>	Літ.	Арк.
Перевір.							Аркушів
Керівник		Коренівська О.					6
Н. контр.							66
Затверд.		Нікітчук Т.М.				<i>Державний університет «Житомирська політехніка» ФІКТ, гр. БІ-21</i>	

5. 5 РОЗДІЛ. КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1.Вибір матеріала та розолбка друкованої плати	56
5.2.Оцінка надійності приладу	61
6. ВИСНОВКИ.....	67
7. ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	68
8. ДОДАТОК А	
9. ДОДАТОК Б	
10.ДОДАТОК В	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

РГ – реографія;

РІ – реографічний індекс;

РЕГ – реоенцефалографія;

ДП – друкована плата;

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Електрохімічна природа процесів, що відбуваються в живих організмах, обумовлює певну реакцію різних біологічних тканин на прикладений іонний струм. Так, наприклад, м'язові клітини скорочуються під дією електричних стимулів, а нервові, проявляючи властивості збудливості, генерують імпульсацію, що поширюється нервовими провідниками, передаючи інформацію в інші нервові клітини та органи.

Лікувальні ефекти, що виникають при впливі електрики на організм людини, були помічені досить давно. Ще римський вчений Скрібоніус Ларгус (49 р. н. е.) прикладав до тіла хворих електричну рибу – «торпеду» для лікування головної болі і подагри. У роботах Л. Гальвані, опублікованих в 1791 р., аналізується проблема «тваринної електрики». Створення А. Вольта перших хімічних джерел струму, по суті, поклали початок дослідженням вивчення дії електричного струму на живі організми.

Однак, перші практичні результати щодо застосування електричної стимуляції в медицині були отримані лише на початку ХХ ст., коли рівень техніки дозволив створити технічні засоби для генерації джерел стимулювання і дослідження біоелектричної активності, а рівень біологічних наук дозволив обґрунтовано застосовувати ці засоби в медицині.

Розробка приладу для стимуляції м'язів людини є актуальною інженерною задачею оскільки прилад дає змогу покращити кровопостачання тканин з метою відновлення їх роботи для людей, що проходять реабілітацію після травм хребта, а також для паралізованих хворих.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Методи електричної стимуляції

На сьогодні методи електричної стимуляції застосовуються практично у всіх областях медицини як з лікувальною, так і діагностичною метою. Електрична стимуляція успішно поєднується з традиційною терапією, а в низці випадків дозволяє домогтися лікувального ефекту там, де інші методи не дають позитивного результату. Методи електростимуляції можна наочно представити у вигляді такої структури (рис. 1.1).

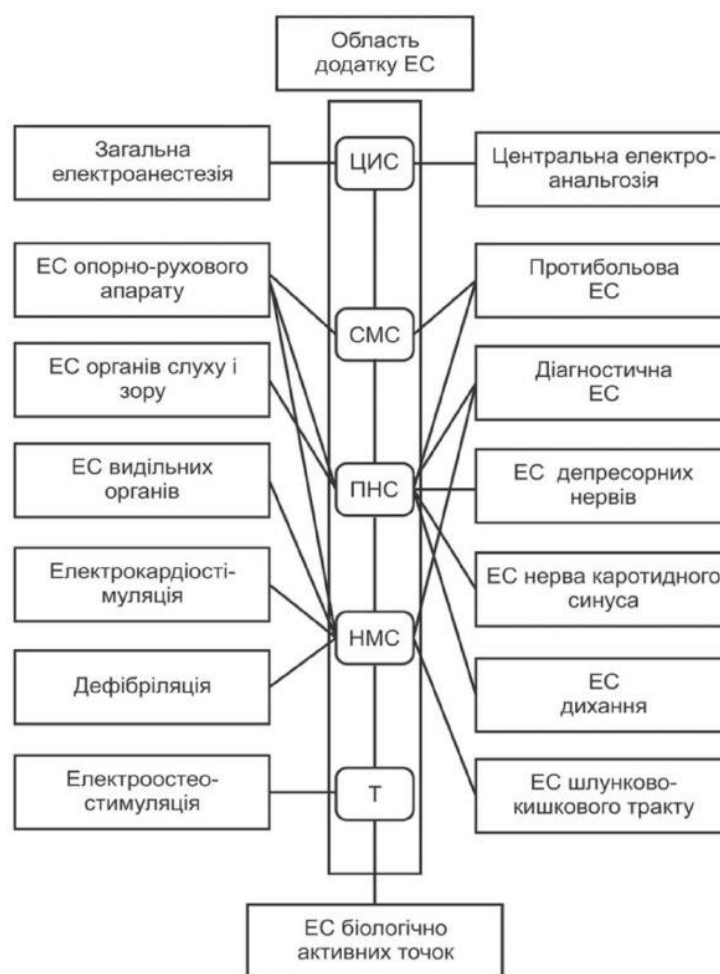


Рисунок 1.1 - Методи електростимуляції

Загальна електроанестезія. Це вплив струмом на ЦНС з метою формування знеболюючого ефекту. Перевагами цього методу є відсутність токсичної дії на організм, миттєве досягнення аналгезії, швидкий вихід зі стану електронаркозу, можливість його чіткого дозування. Цей метод іноді використовується як основний компонент загальної електрофарманестезії. Як окремий метод електроанестезія не застосовується, у зв'язку з можливою появою судомної реакції пацієнта, а також через те, що у деяких людей не спостерігається втрати свідомості. При проведенні загальної електроанестезії використовується скронево-потиличне розташування електродів, при якому струм охоплює більшість структур мозку.

Ефект багато в чому залежить від вибору певної форми струму. Поряд з прямокутними імпульсами тривалістю порядку сотень мікро-секунд, при частоті порядку сотень герц, використовуються інтерферонційні струми звукової частоти з розладом порядку сотень герц, що подаються через дві пари електродів.

Центральна електроанальгезія заснована на електроімпульсному впливі на певні структури ЦНС. Тут використовується положення електродів на лоб (роздвоєний катод) і шию, під соскоподібним відростком (роздвоєний анод). У результаті методу електротранквілізації забезпечується ослаблення коркового компонента емоційних реакцій та їх вегетативних проявів. Метод застосовується в акушерсько-гінекологічній практиці для лікування та профілактики токсикозу, підготовки вагітних до пологів, при знеболюванні й регуляції пологів при патологічних реакціях організму при болях.

Електростимуляція опорно-рухового апарату (ЕС ОРА) застосовується з метою попередження м'язової атрофії при різкому ослабленні рухових функцій, для збільшення сили м'язового скорочення при дистрофіях, тимчасовому підтриманні функціонального стану денервованих м'язів.

Найпростіша методика проведення ЕС ОРА полягає у підведенні електричних стимулів від генератора збудження до пари розташованих на шкірі електродів у проекції мотонейронів, м'язових волокон або в точках руху. Розрізняють підпороговий, пороговий і надпороговий режими стимуляції.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

При підпороговому режимі не відбувається видимого скорочення м'яза, однак м'язовий тонус підтримується на більш високому рівні, ніж у спокої. Порогова електростимуляція викликає незначні скорочення м'язових груп, при цьому збільшується їх функціональний стан. При надпороговому режимі відбувається скорочення м'язів різної вираженості, пов'язане з інтенсивністю стимулу.

Для профілактики та лікування гіпокінезії застосовується багатоканальна програмована електростимуляція, що імітує роботу м'язів-антагоністів при виконанні довільних рухів з урахуванням анатомо-фізіологічних особливостей м'язів. Для біокерування параметрами стимуляції використовуються відведення біопотенціалів здорових м'язів, які моделюють сигнали впливу. Біоелектрична активність може бути записана на жорсткий носій інформації і багаторазово використовуватися для управління рухами. Для корекції ходи людини розроблено методи електростимуляції опорно-рухового апарату, що використовують відведення біопотенціалів здорових м'язів-антагоністів та відповідних м'язів здорової кінцівки.

При важких ураженнях функцій руху використовується цереброспинальна електростимуляція. У цьому випадку, стимули підводяться до областей спинного або головного мозку за допомогою імплантованих систем. Методи цереброспинальної ЕС ОРА застосовуються при лікуванні спинномозкової травми, центральних розладах руху, реабілітації рухових функцій.

Діагностична електростимуляція полягає в електроімпульсному впливі на нервові або м'язові структури з метою їх збудження і реєстрації можливих викликаних ефектів порушення.

Широке розповсюдження отримала **електростимуляційна міографія**, за допомогою якої проводять діагностику низки захворювань, пов'язаних з порушенням провідності нерву та нервово-м'язової передачі. У цьому випадку стимулюючий вплив у вигляді одноразових або періодичних імпульсів прикладається черезшкірно, в проекції порушуваних структур. Ефект впливу

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

оцінюється за допомогою реєстрації електроміограми. Важливе значення для клініки нервових хвороб має дослідження рефлекторної відповіді м'язів, що викликається електричною стимуляцією нерва, так званого Н-рефлексу. Це обумовлено, в першу чергу, тим, що величина Н-рефлексу відображає функціональний стан спінальних структур, який, у свою чергу, перебуває під супроспинальним контролем.

В анестезіології використовується стимуляція нервів руху для визначення ступеня нервово-м'язової блокади при введенні хворому м'язових релаксантів. Стимули подаються, наприклад, на ліктьовий нерв у вигляді чотириімпульсної послідовності при тривалості стимулів 2 мс м'язове скорочення великого пальця фіксується за допомогою датчика сили. Обробка одержуваних сигналів здійснюється мікро-ЕОМ, яка видає величину у відсотках нервово-м'язової блокади, що досягається.

1.2. Вплив електростимуляції на організм людини

Важливим напрямком діагностичної електростимуляції є вплив дозованими за інтенсивністю стимулами на шкіру з метою визначення порогів тактильної та больової чутливості. Вимірювання порогів чутливості на певних ділянках шкіри дозволяє, зокрема, судити про розвиток патологічних процесів у центральній нервовій системі. Визначення порогів чутливості шкіри здійснюється за допомогою електродів, що живляться від стимулятора, який працює в режимі генератора струму.

При лікуванні дисфункції сфінктерів стимулюючий струм сприяє напруженню м'язів сфінктера та відновленню їх природного тону. Для лікування енурезу використовується методика тривалої стимуляції за допомогою електродів, розташованих як ендоуретально, так і на шкірно. При лікуванні анальної інконтиненції електроімпульсний вплив прикладається через ректальний електрод

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

спеціальної форми до м'язів нагрудного сфінктера, з метою збільшення тонічної напруги м'язів.

Особливості побудови каналу узгодження БТС значною мірою визначаються типом тієї чи іншої біологічної структури, на яку направлено лікувальний вплив. Аналіз поширених методик електростимуляції показує, що можна виділити кілька типів структур, які є об'єктом впливу, близьких за своїми електрофізіологічними властивостями: нервові структури на рівні центральної нервової системи, спинного мозку, периферичних провідників і рецепторів; м'язові структури, «пасивні тканини».

БТС, що використовують електростимуляцію нервових структур в якості впливу, доцільно об'єднати в групу БТС електростимуляції. Це дозволить сформулювати загальний підхід до формування адекватних сигналів впливу, проектування технічних ланок, введення біокеруючих алгоритмів роботи.

Медичні БТС електростимуляції утворюються із сукупності технічних та біологічних ланок, взаємопов'язано вирішують завдання корекції стану організму шляхом електричної стимуляції відповідних нервових структур.

Технічні засоби БТС, що розглядаються, взаємодіючи з фізіологічними системами організму, чинять лікувальну дію на організм або дають діагностичну інформацію, використовувану в ході подальшого лікування. Відповідно до цих напрямів, БТС електростимуляції (ЕНС) різного функціонального призначення можна умовно розділити на лікувальні та діагностичні системи, що застосовуються при терапевтичних та хірургічних методах лікування захворювань.

Фізіологічна система, домінуюча у формуванні поточного стану організму, вибирається у БТС ЕНС об'єктом впливу, а нервові структури цієї фізіологічної системи стають об'єктом докладання стимулів.

Функціональна класифікація БТС ЕНС показує, що областю програми стимулів служать рецепторні закінчення, периферичні нервові закінчення, структури спинного мозку і центральна нервова система. Передача стимулу від технічної ланки до біологічної може здійснюватися через електроди, імплантовані

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

в тканину і розташовані безпосередньо від нервових структур, або через електроди, що накладаються на шкіру пацієнта або розташовуються в порожнинах організму, у проекції відповідних нервових утворень. Вибір способу передачі стимулу визначається локалізацією, розміром і ступенем збудження нервової структури, на яку спрямовано вплив.

Діагностичним показником при визначенні толерантності є величина максимально допустимої потужності, що розвивається пацієнтом при виконанні певної м'язової роботи. Для визначення цього показника проводять функціональну пробу з наростаючим фізичним навантаженням, при якому пацієнт виконує м'язову роботу зі зростаючим рівнем потужності. При досягненні максимальної потужності проба припиняється.

Формування дозованого фізичного навантаження може здійснюватися за допомогою велоергометра. У цьому пристрої при фіксованій швидкості обертання обстежуваним педалями (зазвичай, 60 об/хв) потужність навантаження визначається зусиллям електричного гальмування обертання, яке може встановлюватися за допомогою перемикача в необхідних межах. Найчастіше, навантаження збільшують поступово, починаючи з 25 Вт, через кожні 3 ... 5 хв, доходячи до 150 Вт. При тестуванні спортсменів навантаження може доходити до 800 Вт.

Критерієм досягнення максимальної допустимої потужності вважається ряд ознак, що виникають в результаті реакції організму на фізичне навантаження і визначаються за допомогою клінічних та інструментальних методів. В результаті клінічних спостережень встановлено такі ознаки досягнення максимальної допустимої потужності і припинення велоергометричної проби:

- досягнення максимальної величини ЧСС;
- підйом артеріального тиску до значення 230/130 мм рт.ст. ;
- виникнення нападу стенокардії;
- поява задишки, загальної слабкості, запаморочення;
- відмова обстежуваного від проведення проби;
- зміщення сегмента S-T ЕКГ більше 0,1 мВ щодо ізолінії;

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- поява частих (1:10) екстрасистол, пароксизмальної тахікардії, миготливої аритмії;
- зміна форми QRS комплексу ЕКГ.

Імплантованні електроди використовуються для здійснення локального впливу на виділені нерви: зорові, слухові, депресорні, нерви каротидного синуса, нерви стимуляції структур ЦНС. При довготривалому використанні електродів передача стимулів від зовнішнього пристрою здійснюється радіочастотним способом.

Черезшкірний вплив захоплює достатньо великі ділянки тканин, через розтікання струму в зоні накладання електродів. Слабке проникнення у глибину тканини обумовлює різке падіння амплітуди впливу у зоні нервової структури, що потребує підведення напруг, які в сотні разів перевищують напругу збудження. Простота здійснення черезшкірної передачі стимулу, визначає її поширене розповсюдження, для лікувальних БТС ЕНС.

Для побудови узагальненої структурної схеми визначимо інформаційні та керуючі сигнали, які циркулюють у системі.

Для біологічної ланки БТС можна виділити два класи сигналів: вхідні незалежні змінні, що характеризують стимулюючий вплив, що надає градуальний лікувальний ефект і вихідні змінні, пов'язані з фізіологічними показниками, що відображають процес лікування і, в кінцевому рахунку, стану організму.

У лікувальних БТС ЕНС технічні ланки генерують на виході стимулюючий вплив, що є вхідним збудженням для біологічної ланки, а фізіологічні показники організму служать факторами керування, для формування параметрів цього впливу.

Для діагностичних БТС (рис. 1.2) стимулюючий вплив здійснюється найчастіше у вигляді тест-сигналів або функціональної проби, що викликає відповідну реакцію організму, яка містить певні діагностичні ознаки. Повнота і достатність отриманих ознак служить основою для формування сигналів у БТС для зміни параметрів тест-сигналу або величини функціональної проби.

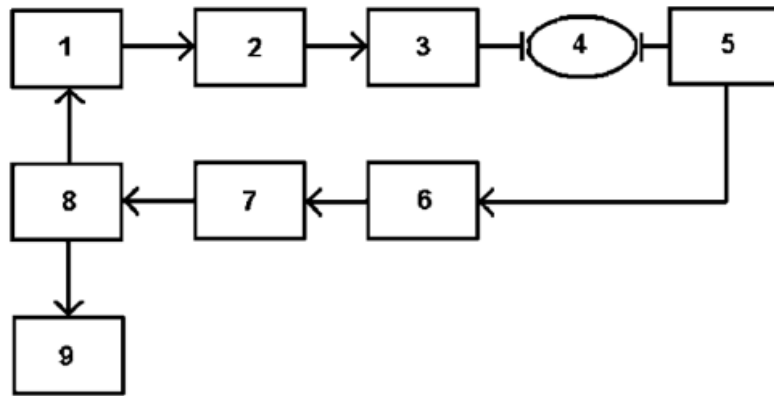


Рисунок 1.2 - Діагностична БТС ЕНС контролю нейром'язової провідності:
 1 – тактовий генератор; 2 – формувач імпульсу; 3 – формувач 4-х імпульсної
 послідовності; 4 – біологічний об'єкт; 5 – електроди ЕМГ; 6 – підсилювач
 ЕМГ; 7 – вимірювач амплітуди відповідей; 8 – контролер; 9 – дисплей.

Узагальнена структурна схема БТС ЕНС приведена на (рис 1.3). Фізіологічна система функціонує в умовах впливу збуджуючих факторів, що характеризуються змінними $W_{ВХ}$, які можуть бути патогенними і впливати на фізіологічні показники системи.

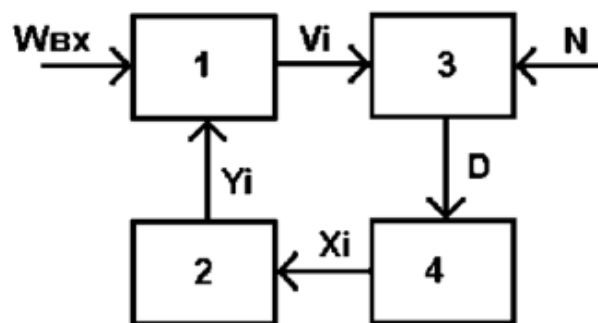


Рисунок 1.3 - Узагальнена структурна схема БТС ЕНС

1 – фізіологічна система організму; V_i – фізіологічні показники, елементи;
 2 – фізіологічна система що сприймає стимули; 3 – блок діагностики; 4 –
 пристрій формування стимулів.

Лікувальний або діагностичний стимулюючий вплив, що описується змінними Y_i , прикладається до елементів сприймання фізіологічної системи через канал впливу, за яким здійснюється передача стимулів від пристрою формування стимулів.

1.3. Застосування імпульсних струмів в електростимуляції

Для електростимуляції м'язів великого поширення набувають імпульсні струми, так як імпульсні впливи у визначеному заданому ритмі відповідають фізіологічним ритмам функціонуючих органів і систем організму. Електричний струм, який складається з окремих імпульсів називається імпульсним струмом.

Імпульсні струми розрізняють за формою, частотою (Гц) і тривалістю (мс) імпульсів. В залежності від цих характеристик вони можуть проявляти збуджуючий вплив і використовуватися для електростимуляції м'язів або проявляти гальмівний вплив, на чому засновано їх застосування для електросну і електроанальгезії. Комбінація стимулюючої і гальмівної дії імпульсних струмів використовується при діадинамотерапії та ампліпульстерапії. Найчастіше застосовують 3 види імпульсного струму:

1.Струм з імпульсами прямокутної форми – струм Ледюка. Частота імпульсів 1-130 Гц, тривалість кожного імпульсу 0,2-2 мс. Цей струм посилює процеси гальмування в корі головного мозку і дає можливість викликати стан, аналогічний фізіологічному сну – електросон.

2.Струм з імпульсами трикутної форми (з гострою вершиною) носить назву тетанізуючого. Частота імпульсів 100 Гц, тривалість кожного імпульсу 1-1,5 мс. Під дією цього струму відбувається скорочення м'язів і його застосовують для вправ м'язів у разі ослаблення їх функції.

3.Струм з імпульсами експоненціальної форми – струм Лапіка. Це поступово зростаюча і спадаюча крива, яка за формою нагадує криву струмів дії нерва при його подразненні. Частота імпульсів 8-100 Гц, тривалість кожного імпульсу 2-60

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						18
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

мс. Цей струм застосовують для електрогімнастики, тому частота і тривалість імпульсів залежить від ступеня ушкодження м'язів.

Під впливом постійного струму, що подається в імпульсному режимі в тканинах виникають такі ж фізико-хімічні зміни та фізіологічні ефекти як при проходженні гальванічного струму тобто електроліз, переміщення іонів, поляризація клітинних мембран, що викликає особливості реакцій тканин під катодом і анодом. Однак зміни ці відбуваються дискретно в залежності від частоти імпульсів, форми і тривалості. Під впливом змінного струму, що подається в імпульсному режимі явищ електролізу не відмічається і в зв'язку з цим струм легко проникає в тканини.

При дії постійного і змінного струму, що подаються в імпульсному режимі окремі тканини та системи стають чутливішими до певної частоти імпульсів і відповідають на неї своєю активацією або пригніченням.

Зокрема:

- 1-10 Гц є оптимальною для збудження симпатичних нервів;
- 21-100 Гц є оптимальною для збудження парасимпатичних нервів;
- 30 Гц є оптимальною для стимуляції непосмугованих м'язів;
- 80-150 Гц є оптимальною для стимуляції посмугованих м'язів;
- 80-150 Гц викликає пригнічення болю;
- 100 Гц блокує проведення імпульсів у симпатичних утвореннях;

Тривалість імпульсів в залежності від стану тканин може бути різною. Для збудження швидко реагуючих структур застосовують короткі імпульси. Для структур, у яких процеси збудження розвиваються повільно (гладкі м'язові волокна, м'язи з порушеною інервацією) застосовують імпульсні струми великої тривалості (до 300-500 м/с).

Різке вмикання і вимикання струму викликає скорочення здорового м'язу і нерва. Повільне збільшення струму не викличе рухових ефектів у такому м'язі, бо він має великі адаптаційні можливості, тобто в клітині розвиваються процеси, які нейтралізують дію струму.

Структури, які повільно реагують, зокрема, гладкі м'язи або попереково посмуговані м'язи з порушеною інервацією не мають великих адаптаційних можливостей. Для збудження таких структур застосовують повільно зростаючий струм з імпульсами великої тривалості і тим самим зменшують подразнюючий вплив струму на чутливу сферу. Таку дію мають імпульси експоненціальної форми.

Основні переваги застосування імпульсних струмів:

- порівняно повільний розвиток звикання тканини і систем організм до дії фізичного чинника;
- глибша терапевтична дія;
- чітка специфічна дія, тобто дія, що відрізняє один чинник від іншого;
- інтенсивніша терапевтична дія при мінімальному навантаженні на організм.

Основні ефекти в тканинах при застосуванні імпульсних струмів

1.Електростимулюючий. Нервово-м'язовий синапс за своєю природою є холінергічним, а виділення Ацетилхоліну активується при частоті 21-100 Гц з оптимумом 50 Гц. Тому при дії імпульсного струму у межах зазначеної частоти відмічається скорочення міофібрил.

2. Знеболюючий. Цей ефект можна пояснити на основі теорії больових воріт Melzack,Wall. Біль виникає при великій частоті розрядів у Т-нейронах задніх рогів спинного мозку. Товсті мієлінові волокна активують substantiagelatinosa(SG) , яка через аксони контактує з товстими і тонкими мієліновими волокнами і блокуючи їх гальмує передачу больових імпульсів на Т-нейрони. Тонкі мієлінові волокна пригнічують SG, яка в загальмованому стані не перешкоджає передачі больових імпульсів до Т-нейронів спинного мозку. Тобто SGвиконує роль воріт при проходженні больової імпульсації до Т-нейронів. Від цих нейронів імпульси передаються у вищі відділи ЦНС, зокрема лімбічну систему, де формується відчуття болю.

У шкірі є рецептори зазначених мієлінових волокон. Ймовірно, що із збільшенням частоти механічних подразнень шкіри чутливість товстих мієлінових

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

волокон до стимуляції підвищується, а тому із збільшенням частоти струму його знеболюючий ефект буде зростати. Саме цим пояснюється, чому біль помітно затухає, коли застосовують зігрівання, розтирання, масаж, гірчичники. Всі ці прийоми посилюють імпульсацію у товстих мієлінових волокнах.

При проходженні струму через тканини у них утворюється власна електрорушійна сила, яка спрямована проти руху електричного струму і називається це явище електричною поляризацією. Час виникнення електричної поляризації після миттєвого накладання електричного поля називається часом релаксації поляризації. Час поляризації в залежності від рівня організації структури різний і становить для:

- електронної поляризації – 10^{-16} – 10^{-14} с;
- іонної поляризації – 10^{-14} – 10^{-12} с;
- дипольної поляризації - 10^{-13} – 10^{-7} с;
- макроструктурної поляризації – 10^{-8} – 10^{-3} с;
- поверхневої поляризації – 10^{-3} – 1 с.

Спочатку виникають ті види поляризації, яким потрібен менший час. Найсильніша поляризація розвивається у шкірі.

Практикою доведено, якщо час, протягом якого електричне поле, що спрямоване в один бік більший часу необхідного для формування якогось з зазначених видів поляризації, то остання досягає свого максимального значення, а отже опір струму буде максимальний.

При збільшенні частоти струму його рух в один бік стає меншим часу формування поляризації і остання не встигає досягти максимального значення, а отже із збільшенням частоти діелектрична опірність починає зменшуватись, а провідність збільшуватись. Тому, наприклад, частота постійного струму у 100 Гц підвищує електропровідність сильніше, ніж у 50 Гц.

При застосуванні змінного струму явища електролізу в тканинах відсутні, струм поляризації не формується, а отже провідність тканин для проходження змінного струму буде високою.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3. Трофічний. Посилює притік крові до тканин, тим самим активує обмін речовин і покращує трофіку.

4. Пластичний. Через посилення притоку крові активується синтез білка, який використовується на синтетичні процеси.

5. Підвищення функціональної активності ЦНС. Струм активує рецептори м'язів і шкіри і імпульсація від них передається по висхідних шляхах у вищі відділи ЦНС.

6. Секреторний. Струм може стимулювати ендокринну залозу як безпосередньо так і через активацію ЦНС.

Показання до застосування імпульсних струмів:

Всі імпульсні струми мають протизапальну та знеболюючу дії. Їх застосовують при наступних патологічних процесах:

1. Парези, паралічі.

2. Больові синдроми різного генезу (крім протипоказань).

3. Гіпертонічна хвороба I-II ст.

4. Порушення рухової функції шлунка, кишечника, жовчовивідних шляхів, матки та її додатків, сечоводів, сечового міхура, а також сфінктерів.

5. Захворювання органів травлення (хронічний гастрит із секреторною недостатністю, виразкова хвороба шлунка і 12-палої кишки, рефлекс-езофагіт).

6. Захворювання дихальної системи (хронічні неспецифічні захворювання легень, бронхіальна астма легкого та середнього ступеня тяжкості).

7. Артози, ревматичні захворювання суглобів, периартрити).

8. Венозний застій, лімфостаз.

9. Імпотенція функціонального характеру.

Протипоказання:

1. Загальні.

2. Гострі запальні процеси.

3. Свіжі переломи, гематоми.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4. Жовчевокам'яна, сечокам'яна хвороба (крім дистального розташування конкрементів).

5. Захворювання середовищ ока, відшарування сітківки.

6. Непереносимість струму.

Основні методи лікування імпульсними струмами:

- Електродіагностика, електростимуляція м'язів.
- Електросонотерапія.
- Діадинамотерапія.
- Ампліпульстерапія.
- Інтерференцтерапія.
- Флюктуоризація

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

1. Призначення та мета створення виробу:

- Мета розробки: електрична стимуляція м'язів людини з метою попередження або усунення атрофій, стимуляції кровообігу на ділянці впливу, стимуляція скорочувальної активності тощо;
- Призначення – використання в фізіотерапевтичних кабінетах лікувально-профілактичних закладів усіх типів та побутових умовах.

2. Технічні характеристики:

- **Режими роботи – неперервний та імпульсний;**
- **Типи сигналів: прямокутний;**
- **Частота слідування імпульсів**
- **Тривалості активних імпульсів та паузи**
- **живлення – автономне від батареї та електричної мережі напругою 220 В, частотою 50 Гц.**

3. Умови експлуатації

Застосування за нормальних умов експлуатації:

температура навколишнього середовища від +10°C до + 35°C;

вологість повітря від 40% до 80%;

атмосферний тиск від 630 мм рт.ст. до 800 мм рт.ст.;

4. **Кінцевий результат проектування:** електрична принципова схема пристрою, друкована плата.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.1. Аналіз сучасних електростимуляторів

2.1.1. Апарат «ТРЕНАР-01»



Рис. 2.1 - Апарат «ТРЕНАР-01»

Апарат для електростимуляції з біоуправлінням Тренар-01 представлений на рис. 2.1. внесено до Державного реєстру медичної техніки та виробів медичного призначення України та дозволено для застосування у медичній практиці (Свідоцтво про державну реєстрацію №7872/2008).

Функціональна та технічна можливість:

- Два канали електростимуляції.
- Стимулюючий сигнал – прямокутні радіоімпульси частотою 10 –180 Гц
- свердловість – 10, частота заповнення 5кГц.
- Максимальна інтенсивність струму стимуляції 50 мА.
- Канал реєстрації. Діапазон реєстрації електроміограми-20 - 300 мкВ.

Індикатори - світлодіодні, РК-дисплей.

- Процедурний таймер 5-30 хвилин.
- Автономне живлення 9В. Клас безпеки II BF.
- Габаритні розміри: 220х160х100мм. Маса 1,5 кг

Призначення:

- відновлення рухової функції у дорослих та дітей, рухова функція яких постраждала внаслідок тяжких захворювань нервово-м'язової системи (наслідки

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інсульту, дитячого церебрального паралічу, неврити лицевого нерва тощо), травми та інше;

- персонального тренування м'яза та рухів: підтримання тону, нарощування сили та витривалості м'яза, практично здорових людей та спортсменів;
- тренування м'яза при дефіциті навантаження, в умовах гіпокінезії та гіподинамії.

Тренування рухів за штучно синтезованою програмою, яка імітує синфазні та протифазні скорочення м'яза у різному ритмі;

Тренування рухів за природною програмою, яка виходить від скорочення здорового власного м'яза або м'яза іншої людини (інструктора), - нова можливість в апаратах такого призначення.

Область застосування - профільні медичні установи, а саме: клініка, поліклініка, санаторії, реабілітаційні центри для відновлення рухової функції, порушеної внаслідок тяжких захворювань нервово-м'язової системи, в медичних центрах спортивних закладів та в індивідуальному використанні в домашніх умовах для персонального тренування рухів як продовження лікування після стаціонару.

2.1.2. Нейростимулятор Стимуплекс HNS 12



Рис. 2.2 - Нейростимулятор Стимуплекс HNS 12 з функцією SENSE

На рис. 2.2 зображено нейростимулятор Стимуплекс HNS 12 з функцією SENSE. Збільшений графічний РК-дисплей надає Вам всю інформацію на одному

екрані. Висока контрастність зображення та широкий кут огляду полегшують зчитування параметрів.

На дисплеї постійно відображаються:

- амплітуда імпульсу в мА (великі цифри);
- тривалість імпульсу мс;
- частота імпульсів у Гц;
- опір навантаження в ком.

Переваги:

- Технологія SENSE дозволяє зробити процес нейростимуляції простішим, безпечнішим та ефективнішим.
- Покращений ергономічний дизайн та великий дисплей
- Зручний регулятор для точного пальцевого налаштування сили струму
- Кнопки швидкого доступу дозволяють змінювати ключові параметри під час стимуляції
- Візуальні та звукові сигнали сповіщають лікаря про виникнення значних відхилень

Технічні характеристики:

- Енергоспоживання 6 мА (мах. 8 мА)
- Струм подразнення 0-1 мА або 0-5 мА (0-12 Ом)
- Тривалість імпульсу 0,05-0,1-0,3-0,5-1,0 мс
- Частота подразнення 1,2 Гц $\pm$ 1% або SENSE (3 Гц)
- Допустимий опір навантаження 0–12 кОм
- Вага приладу 250 г

Для роботи вам може знадобитися ручка - електрод для черезшкірної нейростимуляції .

2.1.3. Апарат для міостимуляції АЕСТ-01

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рис. 2.3. представлений апарат призначений для відновлення або профілактики функції нервово-м'язового апарату, де діючим фактором є імпульсні струми.



Рис. 2.3 - Апарат для міостимуляції АЕЕСТ-01 (восьмиканальний)

Апарат призначений для відновлення або профілактики функції нервово-м'язового апарату, де діючим фактором є імпульсні струми.

Під впливом імпульсного електричного струму відбувається примусове скорочення м'язів, що веде до спалювання жирів і активному виведенню їх з організму, що призводить до зменшення обсягів тіла і підвищення загального тону м'язів.

В апараті для міостимуляції АЕЕСТ-01-8 запрограмовані наступні режими миостимуляції:

- міотонічний,
- протибольовий,
- блокування кальцієвих каналів.

Показання до застосування апарату для міостимуляції АЕЕСТ-01-8:

- виражені набряки м'яких тканин;
- целюліт;
- аліментарно-конституціональне ожиріння;
- шкірно-пластичній операції;
- захворювання обміну речовин;

- ушкодження, травми і наслідки естетичних втручань;
- знижений м'язовий тонус;
- стомлення, атонічний і спастичний коліт, панкреатит, спайкова хвороба, миопатические парези і паралічі;
- корекція фігури і контурів особи;
- атонії гладких м'язів внутрішніх органів (шлунка, кишечника).

Основні результати досягаються при використанні апарату для міостимуляції АЕСТ-01-8:

- покращення трофічних процесів;
- відновлення м'язового тону;
- посилення лімфодренаж;
- моделювання силуету.

Короткі технічні характеристики апарату для міостимуляції АЕСТ-01-8:

- частота слідування імпульсів в пачці – 18,75; 37,5; 60-75; 100 Гц;
- період повторення пачок – 1;2;4;
- діапазон плавного регулювання амплітуди імпульсів по кожному каналу (незалежно) – 40-100 В;
- кількість каналів– 8;
- режим роботи парних/непарних каналів – протифазний;

Примітка: можливий синхронний і циклічний (по черзі) режим роботи каналів.

- апарат забезпечує установку тривалості процедур – 1-99 хв;
- апарат працює від мережі змінного струму частотою 50 Гц і напругою 220 В;
- споживана потужність, не більше 35 Вт.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

3.1. Конструкторський аналіз приладу

Аналіз структурної схеми. Основним кроком для розробки принципової електричної схеми приладу є розробка її структурної схеми.

При розробці структурної схеми приладу необхідно встановити основні функціональні блоки та їх зв'язки між собою, вирішити спосіб щодо реалізації функцій приладу; визначити об'єм, вигляд, зберігання даних, синхронізація та спосіб вводу та виводу інформації між блоками; способи досягнення необхідного рівня швидкодії.

Моя структурна схема складається функціонального стимулятора складається з імпульсного генератора, блоку формування часової тривалості електричних імпульсів, блоку відтворення, блоку перетворення напруги та вихідного підсилювача. Схему представлено на рис. 3.1.

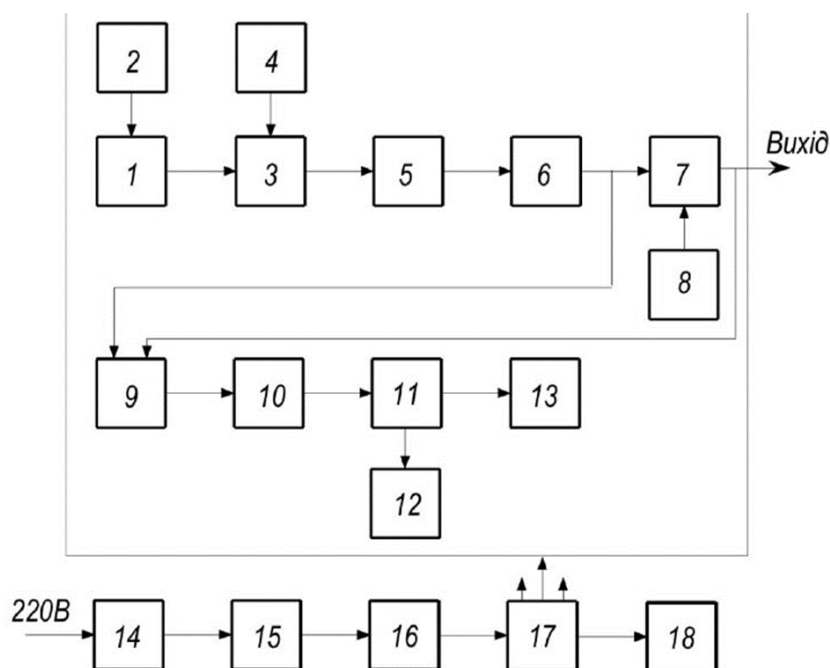


Рисунок 3.1 – Структурна схема електростимулятора

- 1,3 - Генератор імпульсів
- 2,4 - Регулятор періоду імпульсів
- 5 - Регулятор тривалості вихідний імпульсів
- 6 - Формувач імпульсів
- 7 – Вихідний підсилювач
- 8 - Підвищуючий перетворювач напруги
- 9 - Подільник напруги
- 10 – АЦП; 11 - Мікроконтролер
- 12 - Світлодіодний індикатор;
- 13 – Радіокристалічний індикатор
- 14 - Понижуючий перетворювач напруги
- 15 – Випрямляч;
- 16 – Фільтр; 17 – Стабілізатор;
- 18 - Світлодіодний індикатор

Імпульсний генератор 1, на виході формує електричні імпульси з часовим періодом (1-70) секунд. За допомогою блока регулювання 2, регулюються періоди електричних імпульсів. Імпульси, які надходять з виходу генератора має тривалість, які здійснює формувач імпульсів 4.

Завдяки регулятору 3, тривалість часових електричних імпульсів задається в межах 50-250 мкс. На виході формувача імпульсів 4, виходять негативні електричні імпульси.

На виході формувача імпульсів 4, імпульси подаються на вихідний підсилювач 5, який під час пауз між імпульсами є відкритим, а під час дії проходження імпульсів є закритий.

Підвищуювач перетвореної напруги 6, забезпечує перетворення низької напруги до високої 100В. Коли він увімкнений у навантажувальне коло вихідного підсилювача 5.

На виході формувача імпульсів 4 та виході підсилювача 5, через підільника напруги 7, поступають сигнали на вхід мікросхеми АЦП 8 з метою їх оцифрування.

Вже оціфровані сигнали подаються на вхід мікроконтролера 9, який вираховує рівень та частоту напруги на пацієнта і виводить готовий результат на індикатор 10. Генерувальний процес відображається завдяки світлодіодному індикатору (блимання) 11.

Блок живлення забезпечує живлення усіх блоків приладу, а саме напруга 220В понижується за допомогою блоку 12, яка потім випрямляється до постійної блоком 13, фільтрується блоком 14 та стабілізується до постійного рівня блоком 15. Живлення відображається за допомогою світлодіодного індикатора 16.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						32
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБЛЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

4.1 Аналіз електричної принципової схеми

На основі структурної схеми було розроблено електричну принципову схему приладу. Електричну принципову схему приладу зображено в додатку А.

Прилад для стимуляції м'язів складається з таких функціональних вузлів:

- генератор імпульсів;
- формувач тривалості імпульсів;
- перетворювач напруги, вхідного підсилювача;
- вузол

4.1.1. Перший генератор

На мікросхемі DD1, реалізовано імпульсний генератор, що на виході видає імпульси періодом з 1 секунди до 70 секунд (рис. 4.1).

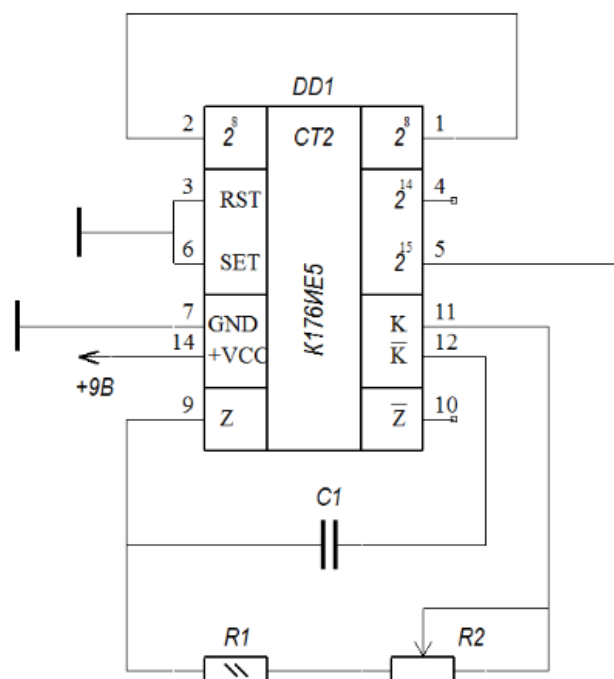


Рис. 4.1 – Генератор імпульсів

4.1.2. Другий генератор

Резистором R2 встановлюється період імпульсів. Перший генератор імпульсів запускає другий генератор (рис.4.2.), який виконаний на елементах DD2.1, DD2.2.

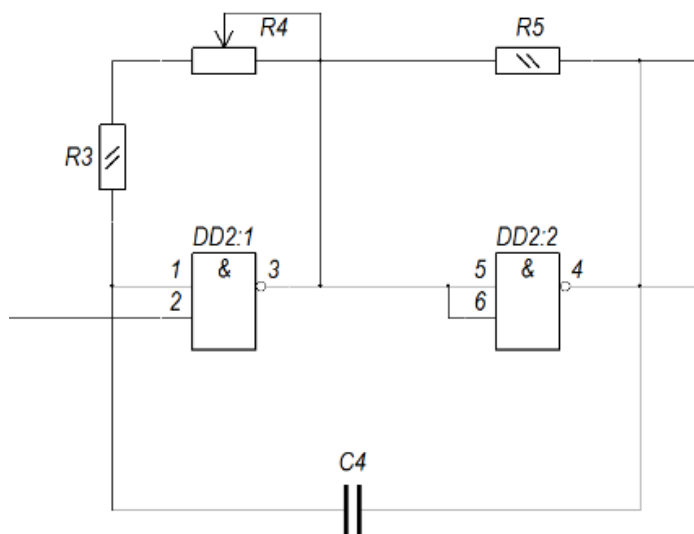


Рис. 4.2 – Другий генератор імпульсів

4.1.3. Формувач сигналу

Резистором R4 встановлюється період цих електричних імпульсів. Тривалість імпульсів першого генератора охоплює імпульсами іншого генератора. Пауза між імпульсами рівна половині часового періоду першого генератора. Щоб регулювати відчуття, електричні вихідні імпульси мають однакову часову тривалість, яку формує формувач на елементах DD2.3, DD2.4 (рис. 4.3).

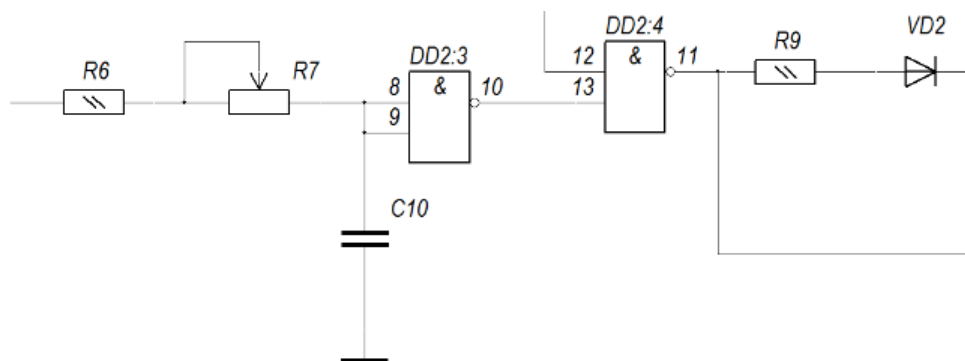


Рис. 4.3 – Формувач сигналу

4.1.4. Транзисторний ключ

Резистором R7 встановлюється тривалість вихідних імпульсів від 50 до 250 мкс. На виводі 9 DD2.4 отримуються імпульси негативної полярності. З виходу формувача сигнал поступає на транзисторний ключ, який реалізовано на транзисторі VT1 (рис. 4.4), який в паузах між пачками імпульсів відкритий, а під час проходження імпульсів - закритий.

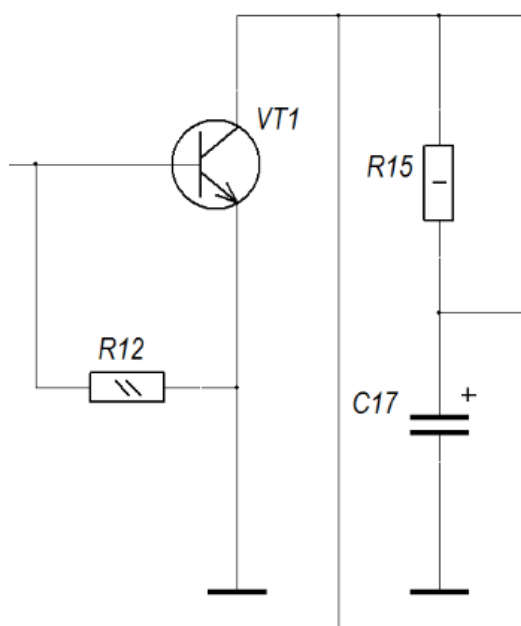


Рис. 4.4 – Транзисторний ключ

4.1.5. Перетворювач напруги в більшу

Навантажувальний резистор R15 обмежує вихідний струм до 27-30 мА, забезпечуючи безпеку людини.

Перетворювач напруги зібраний за стандартною схемою мультивібратора (двохактного генератора) на транзисторах VT2, VT3, трансформаторі T2, і діодному мосту VD3, що дозволило отримати достатньо високий ККД (рис.4.5.)

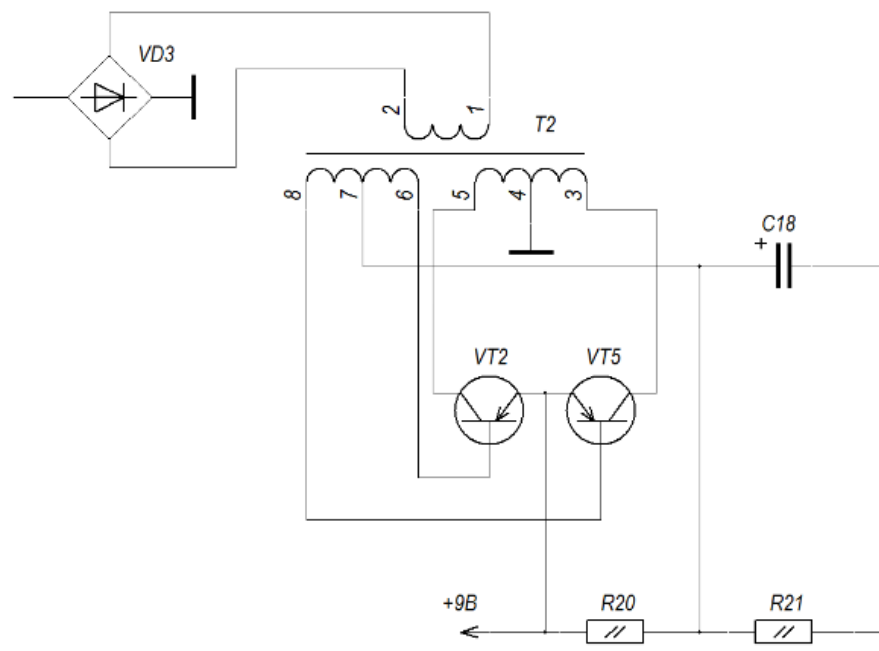


Рис. 4.5 – Перетворювач напруги з меншої в більшу

Роль перемикачів виконують транзистори VT2 і VT5, які по чергово відкриваються і закриваються подібно транзисторам симетричного мультивібратора. Фазування їх роботи здійснена відповідним включенням колекторних і базових обмоток трансформатора T2. Подільник напруги R20R21 забезпечує запуск перетворювача. При включенні напруги живлення падіння напруги на резисторі R20 (порядку 0,7 В) плюсом прикладено до баз транзисторів і відкриває їх. Внаслідок розкиду параметрів транзисторів струми колекторів (і струми в колекторних обмотках трансформатора T2) не можуть бути абсолютно однаковими, а збільшення струму в одному з плечей генератора призводить до

появи позитивного зворотного зв'язку на базу даного транзистора і, як наслідок, лавиноподібне наростання струму до його насичення. При зменшенні швидкості наростання струму в колекторній обмотці проти-ЕРС створює позитивний зв'язок на базу транзистора іншого плеча, струм колектора в першому плечі спадає і лавиноподібно збільшується в колі колектора і обмотці іншого транзистора. Діодний міст VD3 змінну напругу перетворює в пульсуючу. Конденсатор C18 підвищує надійність процесу самозбудження.

4.1.6. Подільник напруги та АЦП

З виходу формувача імпульсів (рис.4.3) та вихідного підсилювача (рис.4.4) через подільники напруги (рис. 4.6 – 4.7) сигнали поступають на вхід мікросхеми АЦП DD5 (рис.4.8) з метою їх оцифрування.

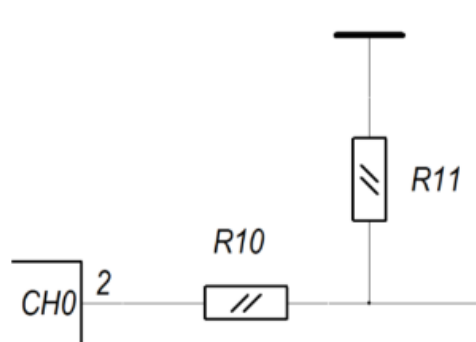


Рис. 4.6 – Подільник напруги 1



Рис. 4.7 – Подільник напруги 2

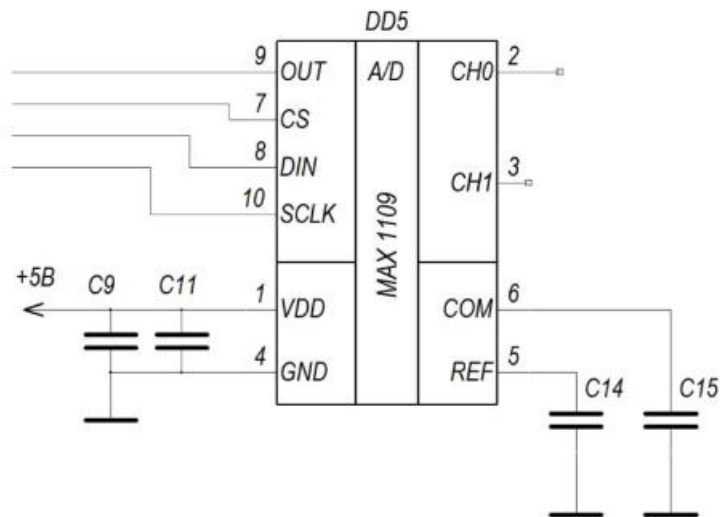


Рис. 4.8 – АЦП

4.1.7. Мікроконтролер

Оцифровані сигнали подаються на вхід мікроконтролера DD3 AT89C2051, який обчислює частоту та рівень діючої напруги на пацієнта і виводить результат на рідкокристалічний індикатор, який підключений до роз'єму X2 (рис. 4.9).

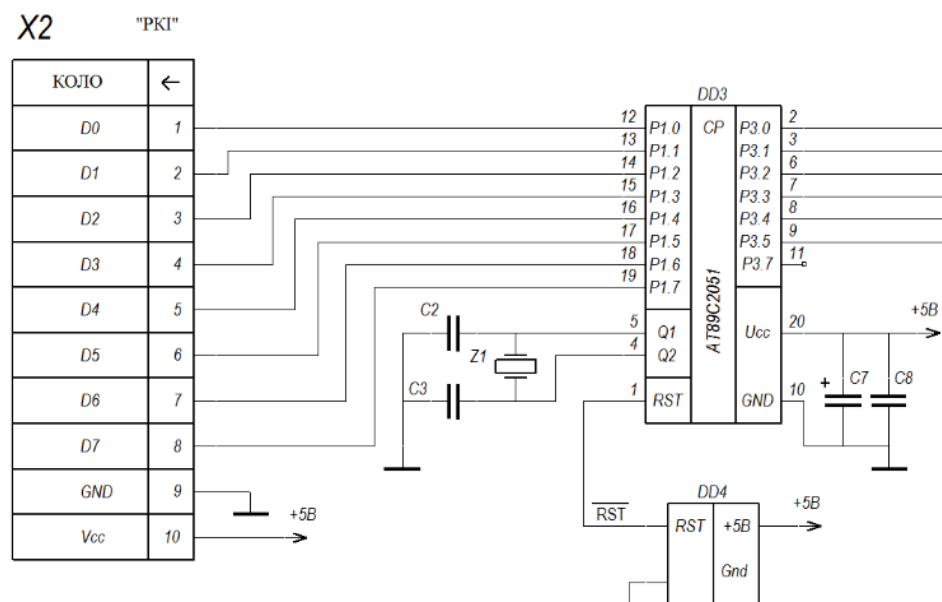


Рис. 4.9 - Мікроконтролер DD3 на роєм X2 для підключення рідкокристалічного індикатора

Тактову частоту роботи мікроконтролера DD2 задає кварц Z1, а у разі зависання мікроконтролера мікросхема DD4 забезпечує процес його перезавантаження (рестарт).

4.1.8. Світлодіодний індикатор

Процес генерування відображається блиманням світлодіодних індикаторів (рис. 4.10), які реалізовано на транзисторних ключах в основі яких є транзистори VT3 та VT4.

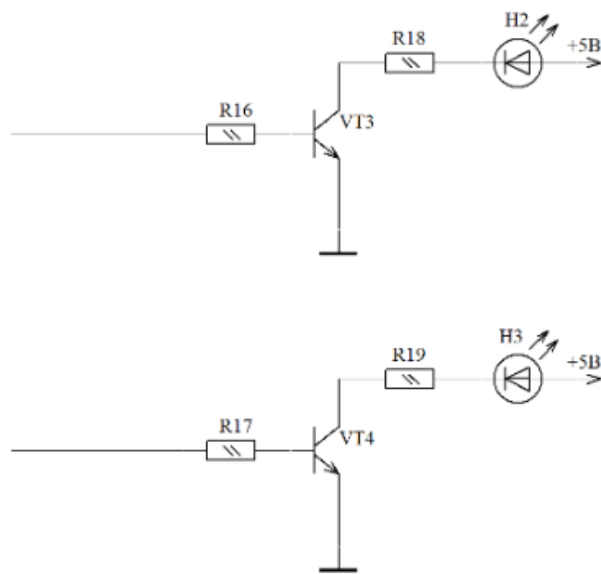


Рис. 4.10 – Світлодіодний індикатор

4.1.9. Блок живлення

Живлення усіх вузлів приладу забезпечується вузлом живлення (рис. 4.11), який реалізовано на понижаючому трансформаторі Т1, діодному випрямлячі (діодний міст) VD1, фільтруючій LC-ланці C5C6L1, стабілізаторах напруги на +9V DA1 та +5V DA2. Наявність живлення відображається на світлодіодному індикаторі Н1.

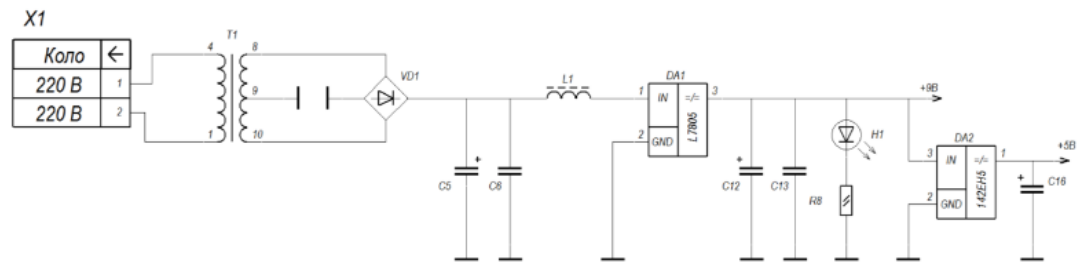


Рис. 4.11 – Вузол живлення

4.2. Параметричний розрахунок приладу

4.2.1. Розрахунок перетворювача напруги

Перетворювачі з насичуючим трансформатором живлення (рис. 4.12) виконано на транзисторах VT2 і VT5, до колекторних виводів яких підключена первинна обмотка 5-3 вихідного трансформатора T2, а вторинна обмотка 1-2 навантажена на випрямляч VD3 з згладжуючим фільтром C18, до якого підключене навантаження R15.

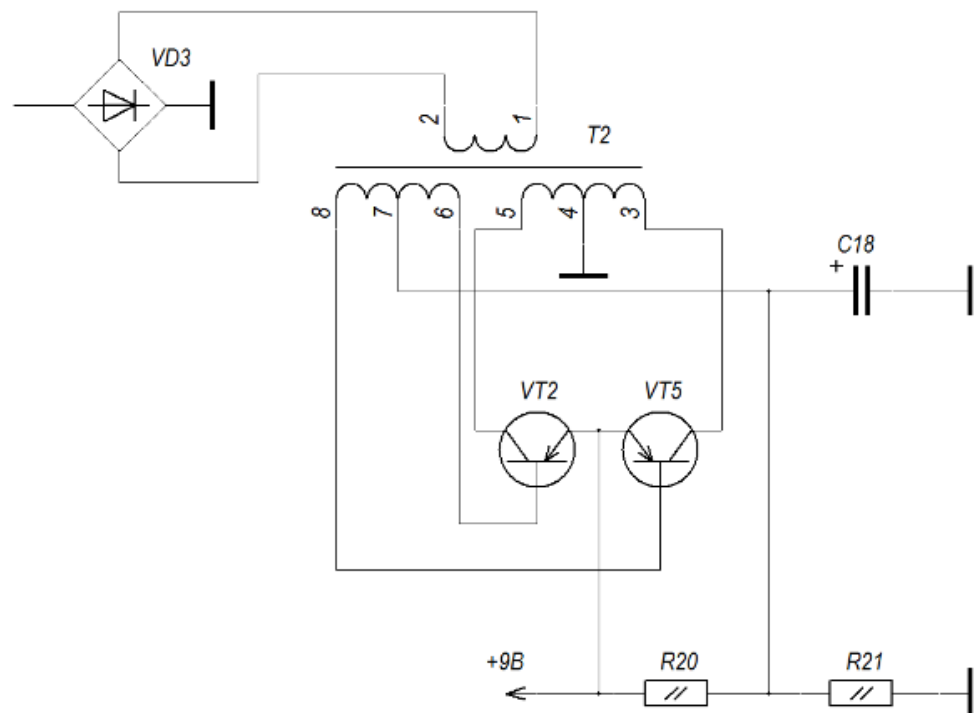


Рис. 4.12 – Перетворювач напруги

Трансформатор Т2 виконується на магнітопроводі з прямокутною петлею гістерезису, базові обмотки 6-8 керують режимом перемикачів транзисторів; вони підключені таким чином, щоб у генераторі реалізувалася позитивний зворотний зв'язок.

Генератор працює таким чином. При включенні напруги живлення через не ідентичності параметрів один з транзисторів, наприклад VT2, починає відкриватися і його колекторний струм збільшується, наводиться у всіх обмотках ЕРС відповідної полярності. Обмотки зворотного зв'язку 6-7 підключені так, що наведена в них ЕРС повністю відкриває транзистор VT5 і закриває транзистор VT2.

Перемикач транзисторів починається в момент насичення трансформатора Т2. Внаслідок цього наведені в усіх обмотках трансформатора напруги зменшуються до нуля, а потім змінюють свою полярність. Тепер на базу раніше відкритого транзистора VT2 подається негативна напруга і він починає закриватися, а на базу раніше закритого транзистора VT5 надходить позитивна напруга, і він починає відкриватися. Цей регенеративний процес формування фронту вихідної напруги протікає дуже швидко і закінчується тим, що транзистор VT2 повністю закривається, а транзистор VT5 повністю відкривається. Надалі процеси в схемі повторюються і транзистори VT2 і VT5 по черзі підключають напруга живлення до первинної напівобмотки 3-5 трансформатора Т2, на вторинній обмотці якого 1-2 встановлюється змінна напруга прямокутної форми.

Частота перемикачів залежить від значення напруги живлення, параметрів трансформатора і транзисторів і розраховується за формулою:

$$f = \frac{(U_{ж} - U_{КЕнас}) \cdot 10^4}{4B_s W_k S_c k_c}$$

де $U_{ж}$ – напруга живлення, $U_{ж} = 9В$

$k_c(0,8...0,95)$ - коефіцієнт заповнення магнітопроводу сталлю;

B_s - магнітна індукція, для феритового кільця 30х15х6 2000НМ1

$B_s = 2000 Тл$;

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

S_c - площа поперечного феритового кільця 30x15x6 2000НМ1,

$$S_c = \frac{\pi}{4}(D^2 - d^2) = \frac{3.1416}{4}(0,03^2 - 0,015^2) = 0,0005308875 \text{ м}^2$$

W_k - коефіцієнт корисної дії трансформатора, $W_k=0,85$;

$U_{KEнас}$ - напруга насичення колектор-емітер транзистора КТ837В,

$$U_{KEнас} = 2,5\text{В}$$

$$f = \frac{(9 - 2,5) \cdot 10^4}{4 \cdot 2000 \cdot 0,85 \cdot 0,0005308875 \cdot 0,8} = 22506 \text{ Гц.}$$

Вибір транзисторів для перетворювача проводиться по струму колектора в режимі насичення, коли транзистор повністю відкритий і по напрузі, яка прикладається до переходу колектор-емітер в режимі відсічення, коли транзистор повністю закритий. Напруга $U_{KEнас}$ залежить від максимального значення напруги живлення і виду схеми перетворювача. Для перетворювачів, в яких є відведення від середньої точки колекторної обмотки трансформатора, з урахуванням можливої перенапруги.

Наявність реактивності в колі живлення перетворювача викликає сплески напруги на колекторі закриваючого транзистора, що може призвести до його пробію. Для виключення цього впливу вхід перетворювача зазвичай штампується конденсатором С18, ємність якого вибирається від декількох десятків до сотень мікрофард.

Для забезпечення надійного насичення транзисторів при мінімальними коефіцієнті передачі h_{21Emin} струм бази вибирається з запасом.

Необхідне значення базового струму $I_{Бнас}$ забезпечується вибором напруги $U_{ЕБ}$ базової обмотки і резистором R20 в колі бази:

$$R20 = \frac{(U_B - U_{ЕБ})}{I_{Бнас}}$$

де U_B – напруга, яка прикладена до бази, вибирається з умови:

$$U_B = (3 \div 5) U_{BE_{нас}}$$

При $U_B < 3U_{BE_{нас}}$ струм бази буде залежати від розкиду напруги $U_{BE_{нас}}$, а при $U_B > 5U_{BE_{нас}}$ зростають втрати потужності.

$$U_B = 3 \cdot 1,5 = 4,5 \text{ В},$$

$$R_{20} = \frac{(4,5 - 0,7)}{0,01} = 270 \text{ Ом}.$$

Для зменшення пульсації випрямленої напруги на виході перетворювача необхідно, щоб фронти змінної, прямокутної напруги мали мінімальну тривалість. Досягається це застосуванням високочастотних силових транзисторів з великим коефіцієнтом передачі або шунтуванням резистора R20 в схемі конденсатором C18. Ємність конденсатора вибирається з умови:

$$C18 \leq \frac{T_i}{2 R12}$$

де T_i – триваліть імпульсів, $T_i = 4,44 \cdot 10^{-5}$ сек

$$C18 \leq \frac{540 \cdot 10^{-9}}{2 \cdot 270} \leq 10 \text{ мкФ}$$

Прийнято максимальне значення ємності конденсатора 9C рівним 10 мкФ.

4.2.2. Розрахунок генератора імпульсів та його моделювання.

Генератор на елементах 2I-HE (рис. 4.13) зберігає свою працездатність при зниженні напруги живлення до 2-х вольт, при цьому, щоправда, значно зменшується частота генерації.

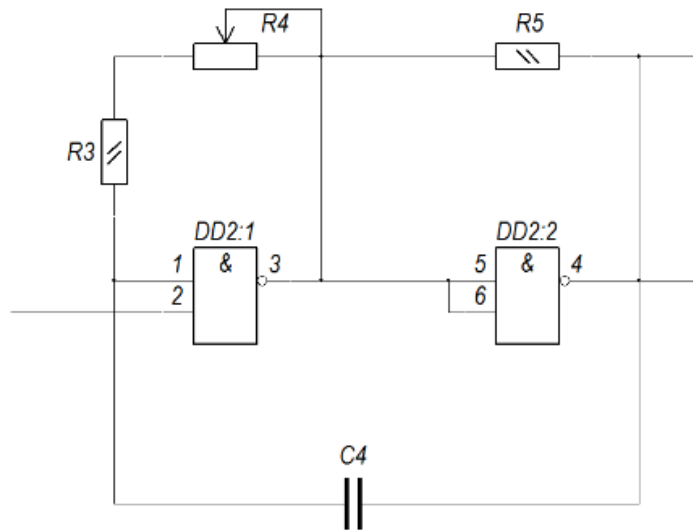


Рис. 4.13 - Генератор імпульсів на елементах 2І-НЕ

Скаженість імпульсів близька до двох при будь-якій напрузі живлення. В результаті розігрівання корпусу мікросхеми частота трохи зменшується (на 4% при 85 град.). Частота коливань генератора розраховується згідно виразу:

$$f_{\max} = \frac{0,71}{R3 \cdot C4},$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(R3 + R4) \cdot C4},$$

$$f_{\max} = \frac{0,71}{5,1 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 139 \text{ Гц},$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(5,1 \cdot 10^3 + 1 \cdot 10^6) \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 0,7 \text{ Гц}.$$

Отже, частота генератор на елементах 2І-НЕ рівна від 0,7 до 139 Гц в залежності від значення опору змінного резистору R4.

Результат роботи генератор на елементах 2І-НЕ у середовищі Multisim зображено на рис. 4.14.

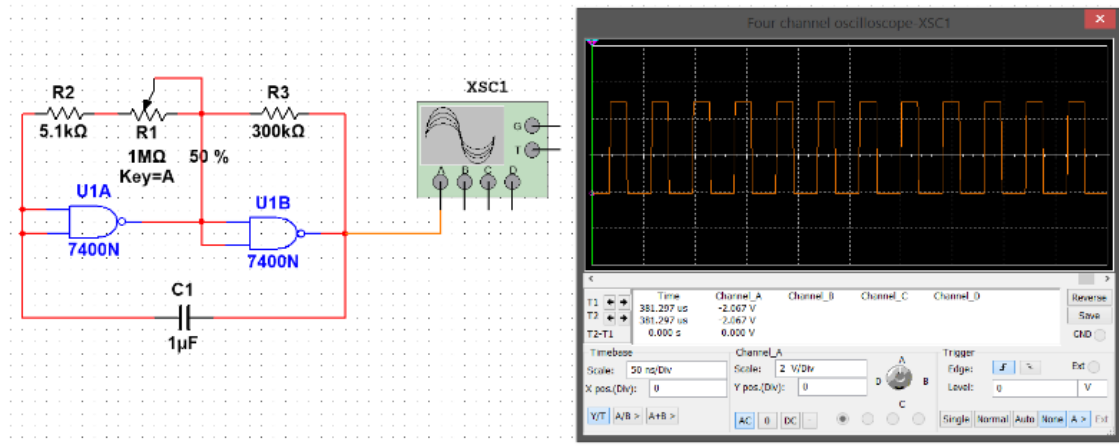


Рис. 4.14 - Результат моделювання генератора на елементах 2І-НЕ

4.2.3. Розрахунок генератора на мікросхемі та його моделювання.

Принцип генерування на мікросхемі К176ІЕН5 ідентичний генератору на елементах 2І-НЕ. Частота коливань генератора розраховується згідно виразу:

$$f_{\max} = \frac{0,71}{R3 \cdot C4},$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(R3 + R4) \cdot C4},$$

$$f_{\max} = \frac{0,71}{3,3 \cdot 10^3 \cdot 0,1 \cdot 10^{-6}} = 2151 \text{ Гц},$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(3,3 + 18) \cdot 10^3 \cdot 0,1 \cdot 10^{-6}} = 333 \text{ Гц}.$$

Результат роботи генератора на мікросхемі К176ІЕН5 (базується на елементах 2І-НЕ) у середовищі Multisim зображено на рис. 4.15.

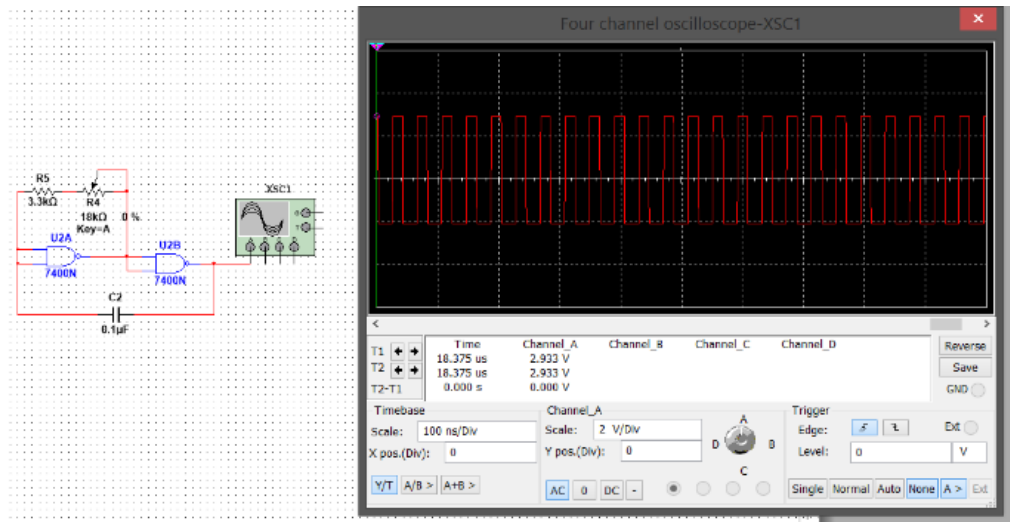


Рис. 4.15 - Результат моделювання генератора на мікросхемі K176IEH5

4.2.4. Розрахунок вихідного підсилювача

Приведемо розрахунок вихідного підсилювача, який працює в ключовому режимі (рис. 4.16).

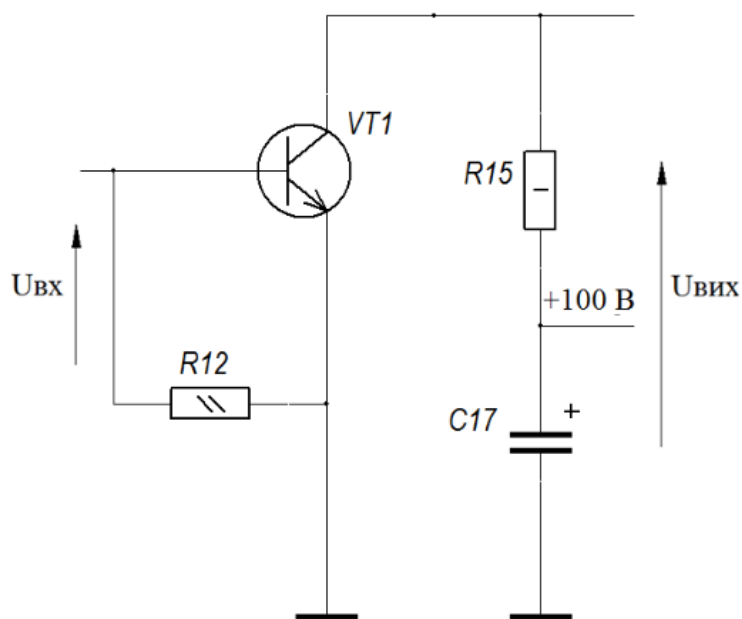


Рис. 4.16 - Схемотехнічна реалізація вихідного підсилювача

Оскільки вихідний підсилювач працює в ключовому режимі то проведемо його розрахунок, щоб визначити його основні параметри як підсилювача, так і ключа.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Ключ електронний є основним функціональним вузлом цифрової схемотехніки для перемикання струмів чи напруги на навантаженні.

В пристроях імпульсного типу необхідно здійснювати процедуру комутації (вкл. та викл.) електричних кіл з заданим рівнем підсилення. Цей процес відбувається безконтактним шляхом із використанням ключів, які реалізовано на транзисторних.

В режимі статичному ключ перебуває в стані “увімкнений” (ключ є відкритий) або в стані “вимкнений” (ключ розімкнутий). Перемикання ключа в різні стани здійснюється під дією вхідних сигналів керування чи рівнів імпульсної напруги. Найпростіша схема ключова має лише один вхід керування та один вихід, як це зображено на рис. 2.17, в основі якого є транзистор VT1.

Для різних станів ключ здійснює шунтування зовнішнього навантаження малим або великим вихідними опорами. В цьому і є базовий принцип комутації кіл, за яким працює ключ транзисторний.

Параметри транзисторного ключа:

- швидкодія, яка характеризує максимальне число перемикань в секунду;
- фронтальна тривалість сигналів на виході ключа;
- внутрішні опори в різних станах;
- потужність споживання;
- завадозахищеність;
- гранична стабільність перемикання;
- надійність роботи при старінні компонентної бази радіодеталей, зміні джерела живлення і т.п.

Розрахунок ключа проводиться з метою забезпечення статичного і динамічного режимів, при яких у заданому діапазоні відбувається надійне включення і вимикання транзистора з необхідною швидкодією і необхідним рівнем підсилення.

Тип транзистора вибирається виходячи з заданої швидкодії, необхідної амплітуди вихідної напруги, температурного діапазону роботи. Вибрано тип транзистора VT1 2SC1569 (КТ940) з параметрами:

$$I_{K.MAX} = 100 \text{ мА};$$

$$I_{K.ЗБ} = 35 \text{ мА при } U_{КБ}=200\text{В};$$

$$f = 250 \text{ МГц};$$

$$C_K = 4,2 \text{ пФ};$$

$$\beta = 25.$$

Значення джерела $U_{Ж}$ вибирають по заданій амплітуді вихідної $U_{ВИХ}$ напруги:

$$U_{Ж} = (1,1 \div 1,2) U_{ВИХ} = 110 \div 120 \text{ В}$$

При цьому повинна виконуватися нерівність:

$$U_{Ж} \leq U_{КЕ.MAX} \leq 250 \text{ В}$$

Виберемо $U_{Ж} = 110 \text{ В} = U_K$

Величина колекторного струм насичення I_{KH} обмежена з двох сторін:

$$20 \cdot I_{K.ЗБ.MAX} \leq I_{KH} \leq I_{K.MAX}$$

Де $I_{K.ЗБ.MAX}$ - зворотній струм колекторного переходу при $I_{K.MAX}$ максимальний струм колектора в статичному режимі (в стані тривалого включення).

Можна рекомендувати:

$$I_{KH} = 0,8 \cdot I_{K.MAX} = 0,8 \cdot 0,1 = 80 \text{ мА}$$

Величина колекторного опору:

$$R_K \geq \frac{U_{Ж}}{I_{KH}} = \frac{U_{Ж}}{0,8 \cdot I_{K.MAX}} = \frac{13}{80 \cdot 10^{-3}} = 162,5 \text{ Ом}$$

Зворотний струм колекторного переходу визначається при максимальній температурі t_{MAX} по формулі:

$$I_{ЗБ.MAX} = I_{K.ЗБ}(20^{\circ}\text{C}) \cdot 2^{\frac{t_{MAX} - 20^{\circ}\text{C}}{10^{\circ}}}$$

де $I_{K.3B}(20)^0$ - зворотній струм колекторного переходу при 200 .

Опір резистора R15 вибирається з умови одержання режиму відсічення закритого транзистора при максимальній температурі.

$$R15 \leq \frac{U_B}{I_{K.3B.MAX}} = \frac{1}{35 \cdot 10^{-3}} \leq 285 \text{ Ом}$$

Вибрано з ряду стандартних значень $R15=270 \text{ Ом}$

Базовий струм, при якому транзистор заходить у режим насичення, обчислюється по формулі (4.15) з врахуванням, що коефіцієнт підсилення

$$\beta = \beta_{MIN}:$$

$$I_{BH} = \frac{I_{KH}}{\beta} = \frac{0,8}{25} = 32 \text{ мА}$$

Для заданої амплітуди вхідного керуючого сигналу U_{BX} величина опору R12 розраховується по формулі:

$$R12 = \frac{U_{BX}}{S \cdot I_{BH} + \frac{U_B}{R_K}}$$

Значення коефіцієнта насичення S при заданій тривалості t_F знаходимо з формули:

$$S = \frac{t'_B}{t_F}$$

де t_B^* - величина визначається з формули:

$$t'_B = t_B + \beta \cdot R15(C_H + C_K)$$

де t_B - середній час життя неосновних носіїв (дірок) у базі

$$t_B = \frac{\beta + 1}{2 \cdot p \cdot f} = \frac{25 + 1}{2 \cdot 3.14 \cdot 250 \cdot 10^6} = 1,65 \cdot 10^{-8} \text{ с},$$

$$t'_B = 1,65 \cdot 10^{-8} + 25 \cdot 270(50 + 4,2) \cdot 10^{-12} = 0,018 \cdot 10^{-6} \text{ с}$$

$$S = \frac{0,018 \cdot 10^{-6}}{3 \cdot 10^{-6}} = 0,006,$$

$$R_{12} = \frac{9}{0,006 \cdot 10^{-3} + \frac{1}{270}} = 2,39 \text{ кОм}.$$

Вибрано з ряду стандартних значень $R_{11} = 2,4 \text{ кОм}$.

4.3. Обґрунтування та вибір компонентної бази

З метою розробки конструкції плати друкованої необхідним є за розрахованими даними необхідність підбору корпусів до відповідних компонентів схеми принципової електричної. Вибір компонентної бази інколи може відбуватися з помилками, які призводять до виходу з ладу як самих компонентів так зниження загальної терміну експлуатації приладу.

Для переважної більшості компонентів приладів завод-виробник наперед задає граничні значення напруги, струму, частоти та часу, які є між собою залежними. Вміння обирати компонентну базу з врахуванням усіх відомих параметрів є важливою професійною вимогою до працівників, які працюють над виготовленням приладу. Найпростішими кіл є резистор, конденсатор та діод.

Для пасивних компонентів таких як конденсатор, резистор та діод характерним є така особливість, що протікаючих через них струм залежить від рівня прикладеної напруги. Для приладу передусім вибрано резистори типу MF-12, MF-100 з відхилення номіналу $\pm 1\%$ та KLS4-3296W з відхиленням $\pm 10\%$.

При виборі конкретного резистора особливу увагу приділено значенню допустимого рівня потужності в залежності від умов його роботи.

На підставі аналізу режиму роботи резисторів в середині приладу визначено такі параметри:

					ІБВІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Параметри експлуатації;
- Параметри режиму;
- Робочі навантаження;
- Показники довговічності та безвідмовності;
- Максимальні розміри;
- Маса та конфігурація резисторів;
- Вартість резисторів.
- Спосіб монтажу;

Для приладу вибрано 16 постійних та 3 змінних резистори, із параметрами, які наведено в таблиці 1.1.

Резистор	Тип	Номинал та відхилення	Потужність, Вт
R1	MF-12	3,3кОм±1%	0.125
R2	KLS4-3296W	18кОм±10%	0.5
R3	MF-12	5,1кОм±1%	0.125
R4	KLS4-3296W	1МОм±10%	0.5
R5	MF-12	300кОм±1%	0.125
R6	MF-12	43кОм±1%	0.125
R7	KLS4-3296W	220кОм±10%	0.5
R8, R9	MF-12	4,7кОм±1%	0.125
R10	MF-12	100Ом±1%	0.125
R11	MF-12	160Ом±1%	0.125
R12	MF-12	2,4кОм±1%	0.125
R13	MF-100	160Ом±1%	1
R14	MF-100	100Ом±1%	1
R15	MF-100	36кОм±1%	1
R16, R17	MF-12	91кОм±1%	0.125
R18, R19	MF-12	270Ом±1%	0.125

Таблиця 1.1 - Параметри резисторів приладу

Після резисторів вибір акцентовано на конденсаторах. Перш за все тип конденсаторів вибиралося, виходячи із призначення його в приладі, потім вибирали конкретний екземпляр по електричним параметрам і проводити підбір

конденсатора по іншим параметрам. Для даного приладу було підібрано конденсатори типу 0805, і електролітичні ECAP-GS, з яких 11 керамічних і 7 електролітичних, параметри яких наведено у таблиці 1.2.

Конденсатор	Тип	Номінал і відхилення	Номінальна напруга, В
1	2	3	4
C1, C11	0805	0,1мкФ±5%	50
C2, C3	0805	22пФ±5%	50
C4, C8	0805	1мкФ±5%	50
C5, C12	ECAP-GS	100мкФ±20%	16
C6	0805	1мкФ±5%	50
C7	ECAP-GS	1мкФ±20%	16
C9, C14	0805	1мкФ±5%	50
C10	0805	1000пФ±5%	50
C13, C16	ECAP-GS	10мкФ±20%	16
C15	0805	0,1мкФ±5%	50
C17	ECAP-GS	100мкФ±20%	63
C18	ECAP-GS	10мкФ±20%	16

Таблиця 1.2 - Параметри вибраних конденсаторів

Після цього було підібрано 1 діод типу 1N4148, основні параметри якого наведено у таблиці 1.3.

Діод	Тип	U _{звор.} , В	I _{пр.} тах, А	I _{звор.} тах, мкА	F _d тах, кГц
VD2	1N4148	50	0,1	5	100000

Таблиця 1.3 - Діоди та їх основні параметри

Після діоду було підібрано діодний міст VD1, параметри якого наведено у таблиці 1.4.

Діоди	Тип	U _{звор.} , В	I _{пр.} тах, А	I _{звор.} тах, мкА	F _d тах, кГц
VD1, VD2	BR310	600	1	125	5

Таблиця 1.4 - Діодний міст та його основні параметри

Кінцевим вибором є вибір мікросхем. Більшість ІМС виконують певну функцію підсилювача чи стабілізатора, модуляції чи демодуляції, а також виконують керувати вхідними і вихідними сигналами, за допомогою внутрішньої пам'яті, в яку можна записати алгоритм роботи даної ІМС за допомогою програмного забезпечення.

Базовою мікросхемою в схемі приладу є мікроконтролер DD1, вибір якого здійснено згідно табл. 1.5.

Тип процесора	Flash пам'ять, Кбіт	Оперативна пам'ять, Байт	Кількість контактів	Тактова частота, МГц	Напруга живлення, В	Кількість часових таймерів
AT89S8252	8	256	42	16	2.7-5.5	1
AT89S8253	12	256	40	16	2.7-5.5	2
ATmega16	16	0.5	32	16	2.7-5.5	1
ATmega32	32	1	32	16	2.7-5.5	1
ATmega64	64	2	53	16	2.7-5.5	2

Таблиця 1.5 - Мікроконтролери та їх параметри

З великого різноманіття процесорів, що виготовляються багатьма фірмами, варто зупинити свій вибір на процесорі фірми Atmel серії AT89S8252 з програмним ядром AVR. Цей вибір зумовлений тим, що він широко представлений в сучасній апаратурі і нема потреби використовувати більш потужні процесори, оскільки йде обробка малих масивів інформації, є багато виводів для підключення різноманітних приладів до нього.

AT89S8252 - 8-розрядний швидкісний AVR мікроконтролер. Прогресивна RISC архітектура - 80 високошвидкісних команд, більшість команд виконується за один тактовий цикл.

Особливості мікроконтролера:

- 64-байтний сигнатурний масив користувача
- Розширений ПАПП з підтримкою детекції помилок посилки і автоматичним розпізнаванням адреси
- Розширений послідовний інтерфейс SPI (подвійна буферизація читання/запису)
- Сторінковий режим в обох режимах програмування (паралельний і

послідовний) пам'яті програм і пам'яті даних

- Чотирьохрівневий розширений контролер переривань
- Апаратний або програмний вибір опції подвоєння швидкодії x2
- Внутрішня схема скидання при подачі живлення
- Корпус PDIP з 42 виводами для зниження електромагнітних

випромінювань

- Сторінковий запис в ЕСППЗП в процесі роботи ЦПП

64 байта доступно користувачеві для програмування власних бажаних даних. Байти можуть програмуватися, як в паралельному, так і в послідовному режимі.

При використанні функції детекції помилок посилки, ПАПП в процесі зв'язку стежить за наявністю всіх стоп-бітів. При виявленні пропущеного біта встановлюється прапор FE в регістрі SCON. Функція автоматичного розпізнавання адреси дозволяє ПАПП розпізнати деякі адреси в послідовному бітовому потоці на апаратному рівні, виконуючи порівняння.

Опція подвоєння швидкодії синхронізації дозволяє мікроконтролеру виконувати один машинний цикл за 6 періодів синхронізації замість 12. Її можна активізувати, як апаратно за допомогою конфігураційного біта, так і програмно.

В процесі роботи ЦПП підтримується можливість одночасного запису однієї сторінки в ЕСППЗП (32 байти). В цьому випадку на запис 32 байт буде потрібно лише 4 мс замість 128 мс, потрібних при побайтному програмуванні.

В процесі виконання програми (за допомогою інструкції MOVX) підтримується можливість автоматичного стирання на байтному рівні. Це корисно, наприклад, коли користувачеві необхідно модифікувати вміст лише одного байта ЕСППЗП в реальному часі, а останні залишити незачепленими.

Окрім мікроконтролера серед ІМС було підібрано такі мікросхеми:

- стабілізатор DA1 – L7809;
- стабілізатор DA2 – L7805;
- Мікросхема скидання DD4 – DS1812D-5;

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						54
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Логічний елемент I-HE DD2 – CD4011;
- АЦП DD5 – MAX1109.

Потім було підібрано трансформатор типу ТТР-4, кварцовий резонатор Z1 типу КХ-ЗНТ із частотою 4,032МГц.

На кінцевому виборі активних і пасивних компонентів завжди в першочергово здійснюється вибір пасивних компонентів. При виборі компонентної бази для приладу застосовано довідники, які надають цілісне представлення про цілу базу компонентів, і також використано рекламні матеріали та загальні описи серійних виробів.

Також вище вибрані елементи пояснюються їх дешевизною на ряду з їхньою високою надійністю. Малою масою і габаритними розмірами. Крім того, вони стандартизовані і уніфіковані, що спрощує ремонт, заміну.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						55
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 5

КОНСТРУКТОРСЬКА ЧАСТИНА

5.1. Вибір матеріалів та розробка друкованої плати

Друковані плати (ДП) – це елементи конструкції, які складаються з плоских провідників, контактних площинок і металізованих отворів, розміщених на діелектричній основі та елементів електричного кола, що забезпечують з'єднання.

Вимоги до друкованих плат такі:

- висока точність розташування струмопровідного рисунка;
- велика величина опору діелектрика;
- висока механічна міцність;
- добра здатність до паяння, особливо після тривалого зберігання.

ДП зазвичай виготовляють прямокутної форми. Максимальний розмір плати може складати 500×500 мм. Габаритні розміри сторін друкованої плати слід обирати із співвідношення 1:1, 2:1, 3:1, 4:1, 3:2, 5:2. Максимальне співвідношення сторін плати не повинне перевищувати 3:1[16].

Таблиця 2.1 – Лінійні розміри друкованих плат

Ширина, мм	Довжина, мм	Ширина, мм	Довжина, мм	Ширина, мм	Довжина, мм	Ширина, мм	Довжина, мм
20	30	60	90	100	120	140	150
	40		100		130		200
30	40		140	110	150	150	150
			160		170		170
40	60	75	75	120	120		180
45	75		90		140		200
	80		170		150	160	170
50	60		80		130		160
	80	140		170	170	180	

	100	90	90		180		200
	150		120		200		280
60	60		150	130	200	200	360
	80		170				

В залежності від числа нанесених друкованих провідникових шарів та матеріалу основи ДП поділяються на:

- одношарові;
- двошарові;
- багатошарові;
- гнучкі;
- провідні[15].

Таблиця 2.2 – Взаємозв'язок класу точності і максимального розміру друкованої плати

Конструкція друкованої плати	Максимальні розміри друкованої плати, мм			
	Клас точності			
	1	2	3	4
Одношарова	до 470×470	до 470×470	до 400×470	до 240×240
Двошарова	до 470×470	до 470×470	до 400×470	до 180×180
Багатошарова	до 470×470	до 400×400	до 240×240	до 180×180

При виготовленні друкованих плат вагоме значення має правильний і ретельний вибір використовуваного матеріалу в залежності від необхідних конструктивних, технологічних і експлуатаційних характеристик плат. Найбільш дешевими матеріалами із задовільною оброблюваністю і хорошими характеристиками в нормальних умовах є гетинакс. При підвищеній вологості і теплових впливах доцільно використовувати більш дорогий, але з кращими експлуатаційними характеристиками склотекстоліт. При високих температурних навантаженнях використовуються силіконові склопластики.

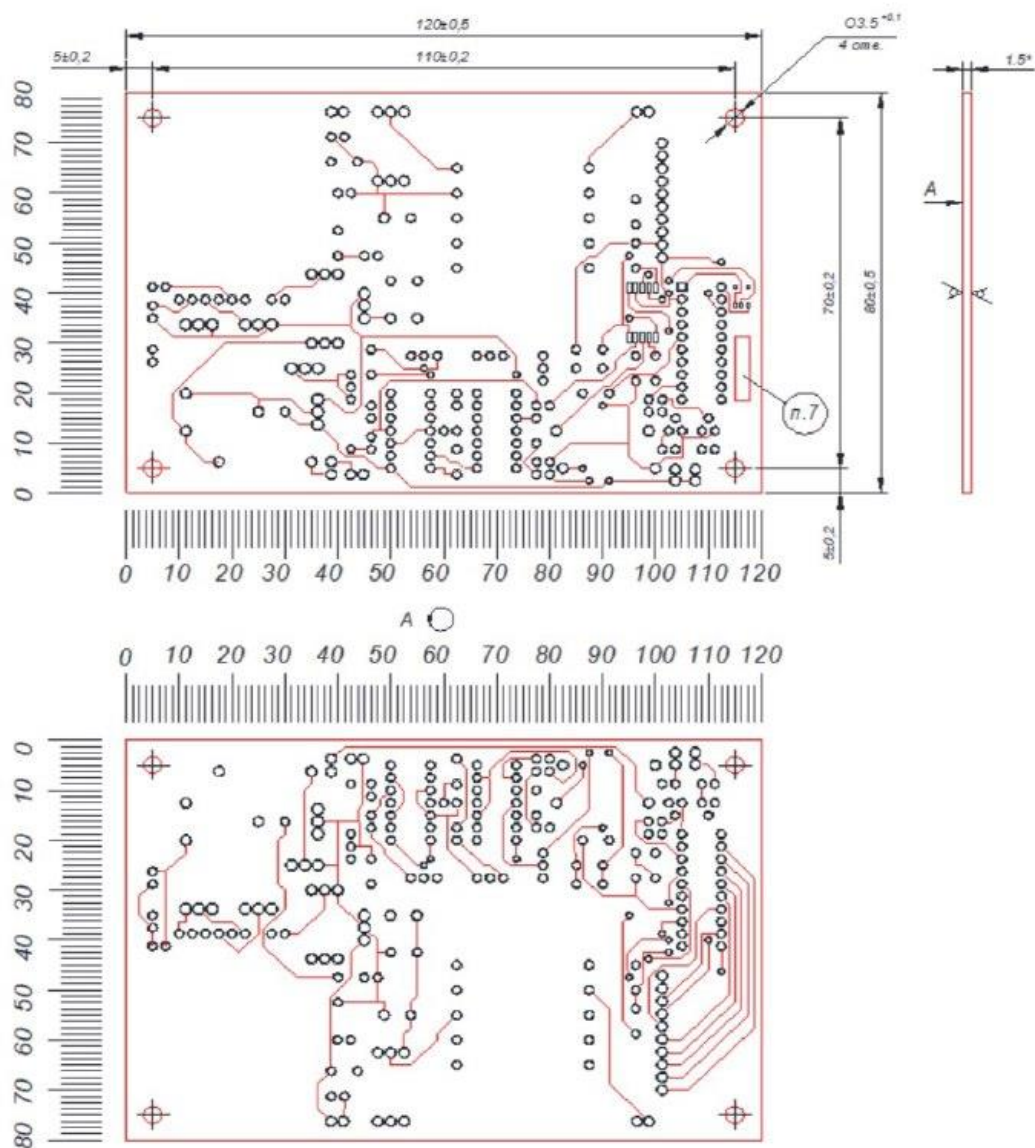
Таблиця 2.3 – Матеріали для виготовлення друкованих плат

Вид матеріалу	Марка матеріалу	Товщина		Тип плати	Призначення
		фольги, мкм	Матеріалу з фольгою, мм		
1	2	3	4	5	6
Фольгований гетинакс	ГФ-1-35 ГФ-2-35	35	1,5; 2,0; 2,5; 3,0 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	ОДП, ДДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц в негерметичній ЕА
Фольгований склотекстоліт	СФ-1(2)-35 СФ-1(2)-50	35 50	0,8; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	ОДП, ДДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Склотекстоліт нагрівостійкий	СФ-1Н(2Н)-50	50	0,8; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0	ОДП, ДДП	Для термостійких ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц. Стійкість до нагріву +180°C протягом 100 год
Нефольгований склотекстоліт	СТЕК	-	1,0; 1,5	ДДП, виготовлені електрохімічним методом	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Матеріал для напівадитивної технології	СТПА	5	1,0; 1,5	ОДП, ДДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Склотекстоліт фольгований травний; одно- і двосторонній	СТФ-1(2)	35	0,13; 0,15; 0,20; 0,25; 0,35; 0,50; 0,80; 1,00; 1,50; 2,00; 2,50; 3,00	ДДП, БДП ГДП	Для багатошарових ДП, виготовлених методом металізації скрізних отворів і працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Склотекстоліт фольгований травний; одно- і двосторонній	ФТС-1-20А(20А0) ФТС-2-20А(20А0) ФТС-1-35А(35А0) ФТС-2-35А(35А0)	20 20 35 35	0,08; 0,15 0,18; 0,27; 0,50 0,10; 0,12; 0,19 0,14; 0,23; 0,50	БДП, ГДП	Для багатошарових ДП, виготовлених методом металізації скрізних отворів і працюючих в діапазоні частот до 1 МГц

Продовження таблиці 2.3

1	2	3	4	5	6
Діелектрик фольгований тонкий одно- і двосторонній	ДФМ-2	35	0,25; 0,35	ГДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
Гнучкий фольгований діелектрик	ФДЛ	35	0,06; 0,07; 0,10	ГДП	Для ДП, працюючих в діапазоні частот до 1 МГц
	ФДЛ	50	0,08; 0,09; 0,12		
	ФДФ-ЗМС-1	20	0,12		
Діелектрик фольгований, ламінат	GFN PND 39 FR-1, FR-2 FR-4 LamPlex	18; 35	0,08-0,5	ДДП, БДП	

Рисунок друкованої плати зображено на рисунках 5.1



Друкована плата розроблена на основі електричної принципової схеми, що розміщена в додатку А. Розмір плати становить 80×120. У якості матеріалу друкованої плати було вирішено обрати склотекстоліт марки СТФ-2-50-1,5 (товщина фольги 50 мкм). Дана марка склотекстоліту має кращі характеристики ніж гетинакс.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

5.2 Оцінка надійності приладу

Схема приладу функціонально складається з трьох елементів (складових), а саме елементів візуалізації, генерування та живлення (рис.5.2).

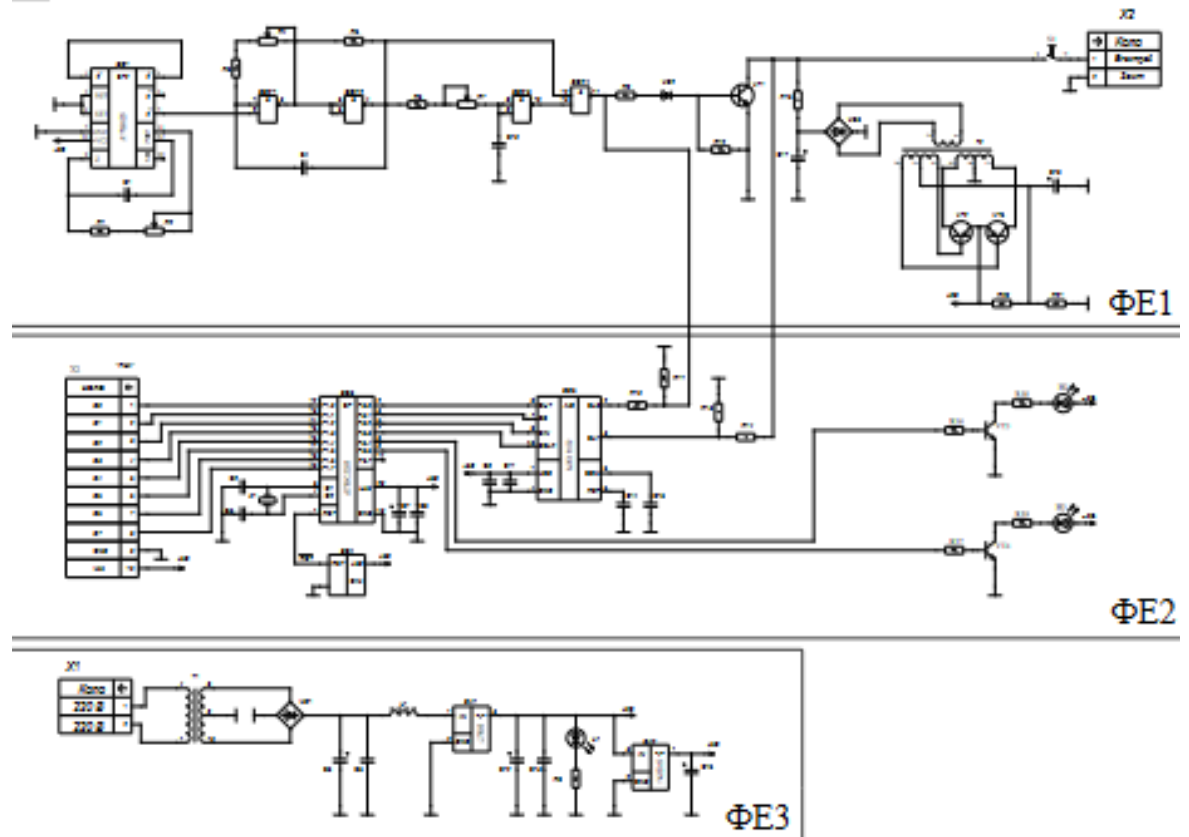


Рис. 5.2 - Функціональні елементи приладу для стимуляції м'язів людини. Для функціональних елементів буде розраховано кількість типів елементів (таблиця 2.4).

Середні сумарні інтенсивності відмов за типом функціональних елементів та середня інтенсивність відмов функціональних елементів обчислюється виразом [11]:

$$\bar{\lambda}_{\Sigma} = N_{\text{тип}} \cdot \bar{\lambda}_{\text{тип}},$$

$$\lambda_{i\text{ффе}} = \sum_{i=1}^{m_i} \lambda_{\text{типе}j},$$

де $N_{тип}$ - загальна кількість типів радіоелементів у першому елементі функціональному.

Нормований коефіцієнт функціонального елемента обчислюється виразом [11]:

$$K_i = \frac{\lambda_{i\phi\bar{x}}}{\sum_{i=1}^{m_i} \lambda_{i\phi\bar{x}}}$$

де m – загальна кількість функціональних елементів.

За наперед визначеним значенням ймовірністю безвідмовної роботи приладу $P_3=0,99$ та інтервалом часу неперервної роботи t_3 (9000 год) при експоненціальному законі розподілу інтенсивність відмов λ визначається виразом [11]:

$$\lambda_3 = -\frac{\ln P_3}{t_3},$$

$$\lambda_3 = -\frac{0,01}{9000} = 1,11 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

Ймовірнісний показник безвідмовної працездатності приладу в цілому $P_{i3}(t_3)$ та нормований показник інтенсивності λ_{i3} визначається виразом [11]:

$$\lambda_{i3} = \lambda_3 \cdot K_i,$$

$$P_{i3}(t_3) = e^{-\lambda_{i3} t_3} \approx 1 - \lambda_{i3} t_3$$

Розрахунки показників зведено в таблицю 2.4.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Тип елементу	Середнє значення інтенсивності відмови $\times 10^{-6}$ 1/год	К-сть елементів			Середні значення інтенсивності відмов $\times 10^{-6}$ 1/год		
		Φ_{E1}	Φ_{E2}	Φ_{E3}	Φ_{E1}	Φ_{E2}	Φ_{E3}
Мікросхеми	0,024	2	3	2	0,048	0,072	0,048
Конденсатори керамічні	0,44	3	5	2	1,32	2,2	0,88
Конденсатори електролітичні	0,33	2	1	3	0,66	0,33	0,99
Резистори пос.	0,04	8	8	1	0,32	0,32	0,04
Резистори зм.	0,5	3	-	-	1,5	0	0
Світлодіод	1,8	-	2	1	0	3,6	1,8
Трансформатор	5,28	1	-	1	5,28	0	5,28
Транзистори	0,3	3	2	-	0,9	0,6	0
Діоди, діодний міст	0,25	1	-	1	0,25	0	0,25
Перемикач	1,2	1	-	-	1,2	0	0
Роз'єм	2,5	1	1	1	2,5	2,5	2,5
Кварцовий резонатор	1,9	-	1	-	0	1,9	0
Пайки	0,001	89	95	33	0,089	0,095	0,033
Сумарні середні інтенсивності відмов $\lambda_{ФЕЛ} \cdot 10^{-6}$ 1/год					14,067	11,617	11,821
					37,505		
Коефіцієнт нормований $K_n, \lambda_{ФЕЛ} \cdot 10^{-6} / \Sigma (\lambda_{ФЕЛ} \cdot 10^{-6})$					0,37507	0,30975	0,31519
Інтенсивності відмови $\lambda_{ЕГ} \cdot 10^{-6}$ 1/год					0,41633	0,34382	0,34986
Ймовірність безвідмовної роботи $P_w(t)$					0,9963	0,9969	0,9968

Виконаємо орієнтовний розрахунок надійності для кожного окремо взятого функціонального елемента приладу.

Використовуючи довідник визначено інтенсивності відмов λ_{0j} для типів елементів та здійснено розрахунок значень сумарних інтенсивностей відмов $\Sigma \lambda_{0j}$, які наведено у таблиці 2.5.

Назва елемента	Тип елемента	Загальна кількість N_j	Значення інтенсивності відмов $\lambda_{0j} \cdot 10^6$, 1/год	$N_j \cdot \lambda_{0j} = \Sigma \lambda_{0j}$
0805	Конденсатори кер.	11	$0,76 \cdot 10^{-6}$	$8,36 \cdot 10^{-6}$
ECAP-GS	Конденсатори електролітичні	7	$0,8 \cdot 10^{-6}$	$5,6 \cdot 10^{-6}$
MF-12	Резистори пос.	16	$0,47 \cdot 10^{-6}$	$7,52 \cdot 10^{-6}$
KLS4-3296W	Резистори зм.	3	$0,5 \cdot 10^{-6}$	$1,5 \cdot 10^{-6}$
1N4148	Діод	1	$1,5 \cdot 10^{-6}$	$1,5 \cdot 10^{-6}$
КЦ407	Діодний міст	2	$2 \cdot 10^{-6}$	$4 \cdot 10^{-6}$
BC546B, KT837B, 2SC1569	Транзистори	5	$2 \cdot 10^{-6}$	$10 \cdot 10^{-6}$
АЛ307Б	Світлодіод	3	$0,7 \cdot 10^{-6}$	$2,1 \cdot 10^{-6}$
L7905, L7805, ATMEGA8A, DS1812D-5, K178IE5, CD4011, MAX1109	Мікросхеми	7	$2,5 \cdot 10^{-6}$	$17,5 \cdot 10^{-6}$
KX-3HT 4.0320 MHz	Кварцевий резонатор	1	$1,5 \cdot 10^{-6}$	$1,5 \cdot 10^{-6}$
PLSR	Роз'єми	3	$0,05 \cdot 10^{-6}$	$0,15 \cdot 10^{-6}$
ТП 121, ТП-122	Трансформатор	2	$5,28 \cdot 10^{-6}$	$10,56 \cdot 10^{-6}$
ПКн21Ф	Перемикач	1	$1,228 \cdot 10^{-6}$	$1,228 \cdot 10^{-6}$
Усього				$71,518 \cdot 10^{-6}$

Оскільки довідникові дані за значеннями інтенсивності відмов є оцінками точковими, тому необхідно здійснити довірче оцінювання інтенсивності відмови через визначення нижньої λ_n і верхньої λ_v границь довірчої оцінки. Відхилення середньоквадратичне даних з довідника визначається орієнтовно виразом [11]:

$$\sigma = \frac{1}{3} \lambda_0,$$

$$\sigma_1 = \frac{1}{3} \cdot \lambda_{01} = \frac{14,067}{3} = 4.689 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

$$\sigma_2 = \frac{1}{3} \cdot \lambda_{02} = \frac{11,617}{3} = 3.872 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

$$\sigma_3 = \frac{1}{3} \cdot \lambda_{03} = \frac{11,821}{3} = 3.94 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

а значення відхилення середньоквадратичного сумарної інтенсивності відмови визначається виразом:

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\sum \sigma_i^2} = \frac{1}{3} \sqrt{\sum_{j=1}^m N_j \times \lambda_{0j}^2}.$$

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\sum \sigma_i^2} = \sqrt{4,689^2 + 3,872^2 + 3,94^2} = 7,246 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

Значення довірчих оцінок інтенсивностей відмов числяться виразами:

$$\lambda_H = \lambda_{\Phi E} - 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma}$$

$$\lambda_B = \lambda_{\Phi E} + 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma}$$

$$\lambda_H = \lambda_{\Phi E \Sigma} - 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma} = 37,505 - 1,65 \cdot 7,246 = 25.5491 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

$$\lambda_B = \lambda_{\Phi E \Sigma} + 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma} = 37,505 + 1,65 \cdot 7,246 = 49.4609 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

За отриманими результатами обчислень побудуємо графічну залежність ймовірності безвідмовної роботи

$$P(t_p) = \exp(-\lambda \cdot t_p) = 1 - \lambda \cdot t_p,$$

для λ_B, λ_H на інтервалі спостереження $[0, t_3]$ згідно виразу [11]:

$$P(t_p) = \exp(-\lambda \cdot t_p)$$

Графічну залежність ймовірності безвідмовної роботи елементів приладу від значення інтенсивності відмови на інтервалі спостереження $[0, t_3]$ зображено на рис.5.3.

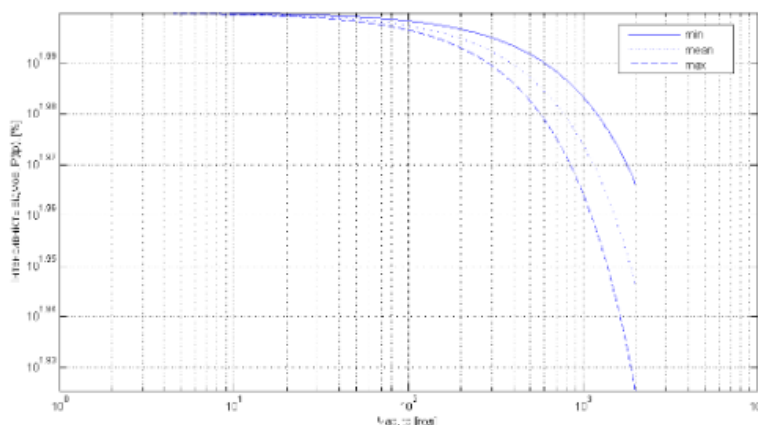


Рис. 5.3 - Імовірність безвідмовної роботи приладу

Графічна залежність, яку зображено на рис.4.2, вказує на те, що при збільшенні часу на інтервалі спостереження інтенсивність експонентційно зменшується.

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

В процесі виконання кваліфікаційної роботи було досліджено та розроблено конструкцію приладу для стимуляції м'язів.

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено аналіз відомих приладів для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, що забезпечило обґрунтування наряду дослідження.

2. Розроблено математичну модель приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами як основу теоретичного дослідження функції приладу у вигляді послідовності прямокутних імпульсів зсунутих в часі з параметрами із змінними параметрами амплітуди, частоти, тривалості імпульсів та загального часу генерації імпульсів.

3. Проведено експериментальне дослідження математичної моделі приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами засобами MATLAB.

4. На базі математичної моделі приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами розроблено його схеми структурну та електричну принципову.

5. Здійснено процедуру параметричного синтезу приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами з метою вибору компонентної бази.

6. Розроблено конструкцію приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, проведено розрахунок механічної міцності та стійкості приладу та здійснено перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу та оптимізовано теплові режими.

7. Оцінено експлуатаційні характеристики приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

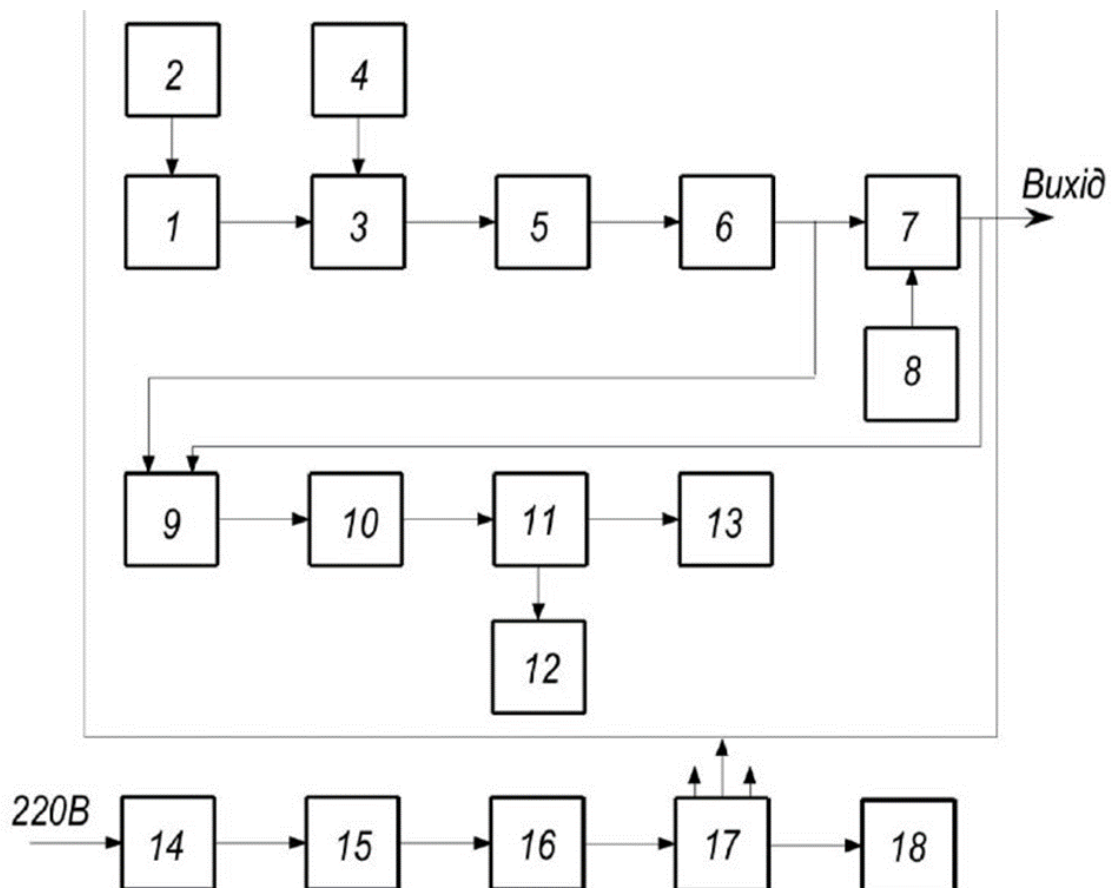
					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Козловський В. О. Техніко-економічне обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник. – Вінниця: ВНТУ, 2005. – 75 с.
2. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.
3. Автори: С. М. Злепко, С. В. Павлов, В. Б. Василенко, С. В. Тимчик, В. Х. Касіяненко. АПАРАТУРА ДЛЯ ФІЗІОТЕРАПІЇ ТА ДІАГНОСТИКИ/ Вінниця : ВНТУ, 2011. - 212 с./ С.42-70
4. Яворський Б.І. Математичні основи радіоелектроніки / Б.І.Яворський. - Тернопіль: ТПІ, 1996. -382 с.
5. <http://elektronmash.kiev.ua/trenar.html/> - стимулятор м'язів людини «Стимуплекс HNS 12»
6. [http://www.radius.by/uk/products/-](http://www.radius.by/uk/products/) портативний одноканальний прилад «Радіус-01»
7. <http://medintex.com/apparat-dlya-miostimulyaczii-aest-01-%20vosmikanalnyij/> - Апарат для міосимуляції «АЕСТ-01»
8. Невлюдов І.Ш. Основи виробництва електронних апаратів: Підручник для студентів вищих навчальних закладів / І.Ш. Невлюдов. – Харків:ТОВ "Компанія СМІТ",2006 .-592 с.
9. Михайлівський Ю. Ергономіка. Основи конструювання: Тексти лекцій / Ю. Михайлівський, Н. Кузан, М. Пагута. – Дрогобич:РВВ ДДПУ, 2008 . – 268 с.

ДОДАТОК А

Структурна схема електростимулятора м'язів



- 1,3 - Генератор імпульсів
- 2,4 - Регулятор періоду імпульсів
- 5 - Регулятор тривалості вихідний імпульсів
- 6 - Формувач імпульсів
- 7 – Вихідний підсилювач
- 8 - Підвищуючий перетворювач напруги
- 9 - Подільник напруги
- 10 – АЦП;
- 11 - Мікроконтролер
- 12 - Світлодіодний індикатор;

13 – Радіокристалічний індикатор

14 - Понижуючий перетворювач напруги

15 – Випрямляч;

16 - Фільтр

17 – Стабілізатор;

18 - Світлодіодний індикатор

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Принципова електрична схема



ДОДАТОК В

Перелік елементів до схеми електричної принципової приладу

<i>Позначення</i>	<i>Найменування</i>	<i>Кіл.</i>	<i>Примітка</i>
	Конденсатори		
	ECAP-GS «Cap Xon»		
	0805«Phicom»		
C1, C11	0805 0,1мкФ±5% 50В NPO	2	
C2, C3	0805 22пФ±5% 50В NPO	2	
C4, C8	0805 1мкФ±5% 50В NPO	2	
C5, C12	ECAP-GS-100мкФ±20%-16В	2	
C6	0805 1мкФ±5% 50В NPO	1	
C7	ECAP-GS-1мкФ±20%-16В	1	
C9, C14	0805 1мкФ±5% 50В NPO	2	
C10	0805 1000пФ±5% 50В NPO	1	
C13, C16	ECAP-GS-10мкФ±20%-16В	2	
C15	0805 0,1мкФ±5% 50В NPO	1	
C17	ECAP-GS-100мкФ±20%-63В	1	
C18	ECAP-GS-10мкФ±20%-16В	1	
	Мікросхеми		
DA1	L7809	1	STMicro
DA2	L7805	1	STMicro
DD1	K176IE5 6КО.348.047 ТУ	1	
DD2	CD4011	1	Texas Inst.
DD3	AT89C2051	1	ATMEL
DD4	DS1812D-5	1	DALLAS
DD5	MAX1109	1	MAXIM
	Світлодіоди		
H1-H3	АЛ307Б аА0.336.076ТУ/04	3	
	Резистори		
	MF-12, MF-100 TOKEN	1	
	KLS4-3296 KLS electronic	1	
R1	MF-12-0.125-3,3кОм±1%	1	
R2	KLS4-3296W-0.5-18кОм±10%	1	
R3	MF-12-0.125-5,1кОм±1%	1	
R4	KLS4-3296W-0.5-1МОм±10%	1	
R5	MF-12-0.125-300кОм±1%	1	
R6	MF-12-0.125-43кОм±1%	1	

R7	KLS4-3296W-0.5-220кОм±10%	1	
R8, R9	MF-12-0,125-4,7кОм±1%	2	
R10	MF-12-0.125-100Ом±1%	1	
R11	MF-12-0.125-160Ом±1%	1	
R12	MF-12-0.125-2,4кОм±1%	1	
R13	MF-100-1-160Ом±1%	1	
R14	MF-100-1-100Ом±1%	1	
R15	MF-100-1-36кОм±1%	1	
R16, R17	MF-12-0.125-91кОм±1%	2	
R18, R19	MF-12-0.125-270Ом±1%	2	
	Дросель		
L1	EC24-R12K (0,12 мкГн±5%)	1	KLS
	Перемикач		
S1	ПКН21Ф-1-2-1-Б Ю60.360.004 ТУ	1	
	Трансформатор		
T1	ТП 121-1 ОЮО.472.026 ТУ	1	
T2	ТП-122-4 ОЮО.472.026 ТУ	1	
	Діодний міст		
VD1,VD3	BR310	2	MIC
	Діоди		
VD2	1N4148	1	FCI
	Транзистори		
VT1	2SC1569	1	ISC
VT2,VT5	KT837B аАО.366.403 ТУ	2	
VT3, VT4	BC546B	2	Motorola
	Роз'єми		
X1,X3	PLSR-2	2	CONNFLY
X2	PLSR-10	1	CONNFLY
	Кварцевий резонатор		
Z1	KX-3HT 4.0320 MHz	1	GEYER

					ІББІ.480003.003 – ПЗ	Арк.
						74
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		