

*Міністерство освіти і науки України
Запорізький національний університет
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні*

*Кафедра: Електроніки, інформаційних систем та програмного
забезпечення*

Практичне заняття 5

з дисципліни Мікроелектронні системи відновлення
біноккулярного зору

Проведення практичних досліджень на діагностичному стенді «ЕС-2022»

Студента (ки) _____ курсу, групи _____

(прізвище та ініціали)

Викладач _____

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Національна шкала _____

Кількість балів: _____ Оцінка: ECTS _____

м. Запоріжжя – 202_ рік

Портативний електростимулятор призначений для електроімпульсної дії на м'язи окорухового апарату, що є альтернативним методом оперативному втручанню при виправленні патології косоокості. В даний час відсутні спеціалізовані офтальмологічні пристрої, що впливають безпосередньо на окорухові м'язи синусоїдальними імпульсами високої частоти, модульованими експоненціальними імпульсами низької частоти.

Струми, що змінюються по експоненціальному закону, діють плавніше, ніж прямокутні, але в той же час володіють великою стимулюючою дією, чим синусоїдальні [1, 2]. Існують прилади, що генерують експоненціальні струми без високочастотної модуляції. Такі струми мають хорошу міостимулюючу дію, але погано переносяться пацієнтами [1, 2].

2.1 Аналіз принципів побудови електростимуляторів

Дослідження і розробка приладу для дії електростимуляції на окорухові м'язи ґрунтується на проведенні аналізу вживаних методик стимуляції і конструкції апаратури, використовуваної в медичних установах. Останнє необхідне для детального вивчення особливостей схемотехніки базових вузлів і принципів їх побудови, а також виявлення можливих місць їх модернізації.

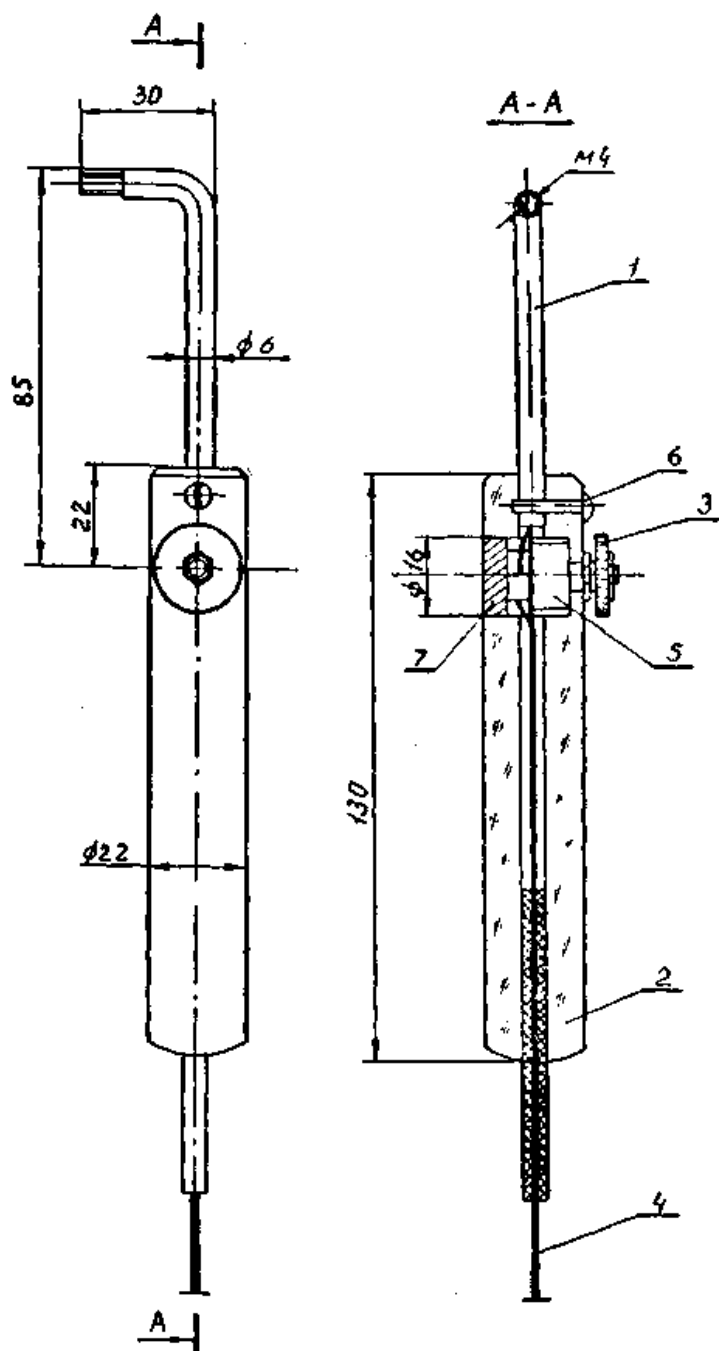
Для електростимуляції зовнішніх м'язів очного яблука в даний час широко використовується генератор АСМ-3, який виробляє імпульсні струми прямокутної і експоненціальної форми, тривалістю від 2 до 60 мілісекунд, частотою 8 - 100 герц. З огляду на те, що в комплекті до апарату АСМ-3 не передбачено спеціальних електродів для стимуляції м'язів ока, виготовляється знімна насадка з латуні, завдовжки 30 мм, яка приєднується до електроду різьбленням М 4.

Вживаний зазвичай фізіотерапевтами в загальній практиці електростимуляції електрод вимагає, окрім маніпулятора, провідного

електростимуляцію, участь асистента, оскільки регулювати силу струму в ланцюзі пацієнта доводиться ручкою потенціометра, виведеною на лицьову панель приладу. Для спрощення процедури електростимуляцій використовується однополюсний електрод з змінним опором в 100 кОм, вмонтований в ручку електроду. Зміна конструкції електроду дозволила плавно регулювати силу струму в ланцюзі пацієнта однією і тією ж особою, який зайнятий електростимуляцією м'язів ока, і виключити необхідність в асистентові [5]. Однополюсний електрод із змінним опором представлений на рис. 2.1. Незручність проведення процедури електростимуляції полягає у великих габаритних розмірах устаткування і необхідності живлення від мережі напругою 220 В, приблизним підстроюванням сили струму до порогу електрочутливості, наявності сполучного кабелю.

Позитивний електрод зі свинцевої пластини площею 20-25 см² з вологою прокладкою розташовується на шийно-потиличній області пацієнта. Негативний точковий електрод прикладається до кон'юнктиви в місці прикріплення зовнішнього прямого м'яза до очного яблука. Великим і вказівним пальцями лівої руки розкривається очна щілина хворого, в правій руці чотирма пальцями стримується ручка електроду, великим пальцем регулюється сила струму. При цьому складно фіксувати електрод на ділянці контакту з очним м'язом.

Ручка потенціометра на панелі апарату встановлюється в таке положення, при якому, включаючи в ланцюг додатковий опір в 10 кОм, при виведеному повністю опорі в ручці електроду, сила струму в зовнішньому ланцюзі рівна не більше 3 мА. Сила струму підбирається для кожного хворого індивідуально [8].



1 - стержень для кріплення насадки; 2 - ручка електроду; 3 - ручка змінного опору; 4 - електропровід; 5 - змінний опір; 6 - стопорний гвинт; 7 – заглушка

Рисунок 2.1 - Однополюсний електрод із змінним опором

При цьому керуються відчуттям хворого, який повідомляє, окрім фосфен-феномену, про появу скорочення м'яза. Параметри частоти

модуляцій за 15 сеансів наростають від 0,2 Гц до 0,5 Гц, частоти дотримання імпульсів - від 30 Гц до 100 Гц [9]. Форма імпульсу прямокутна, полярність пряма, що не дозволяє досягти максимального ефекту при виправленні патології м'язів окорухового апарату.

Фізіотерапевтичні відділення в основному оснащені апаратами «Ампліпульс» [4]. Наявний в комплекті цих апаратів однополюсний електрод конструктивно не пристосований для проведення електростимуляції м'язів ока. Тому виникає необхідність додаткового виготовлення електродів для офтальмології, що дозволяють працювати маніпулятору без присутності асистента.

Особливості нервово-м'язового апарату ока перешкоджають проведенню електродіагностичних визначень, оскільки сила струму, за допомогою якої можна було б отримати видиме відхилення очного яблука, значно перевищує поріг больової чутливості. Тому про реакції стимульованого м'яза можна судити лише по легких фіблярних сіпаннях в ній, що відчувається хворим [5].

Робоча поверхня 2,5-3 мм в діаметрі, покривається замшею, бічна поверхня ізолюється поліхлорвініловою трубкою. Використання такої насадки дозволяє підвести імпульсний струм безпосередньо до стимульованого м'яза. Ізоляція бічної поверхні виключає дратівливу дію електричного струму на віка. Стерилізація насадки кип'яченням забезпечує проведенням електростимуляцій з дотриманням правил асептики [2].

Схема апарату «Ампліпульс», різних модифікацій, складається з генератора високої частоти, генератора регульованої низької частоти, модулятора, підсилювача, комутатора для здобуття різних режимів, вимірника струму в ланцюзі пацієнта, блоку живлення (рис. 2.2).

Генератор високої частоти генерує напругу синусоїдальної форми частотою 5000 Гц.

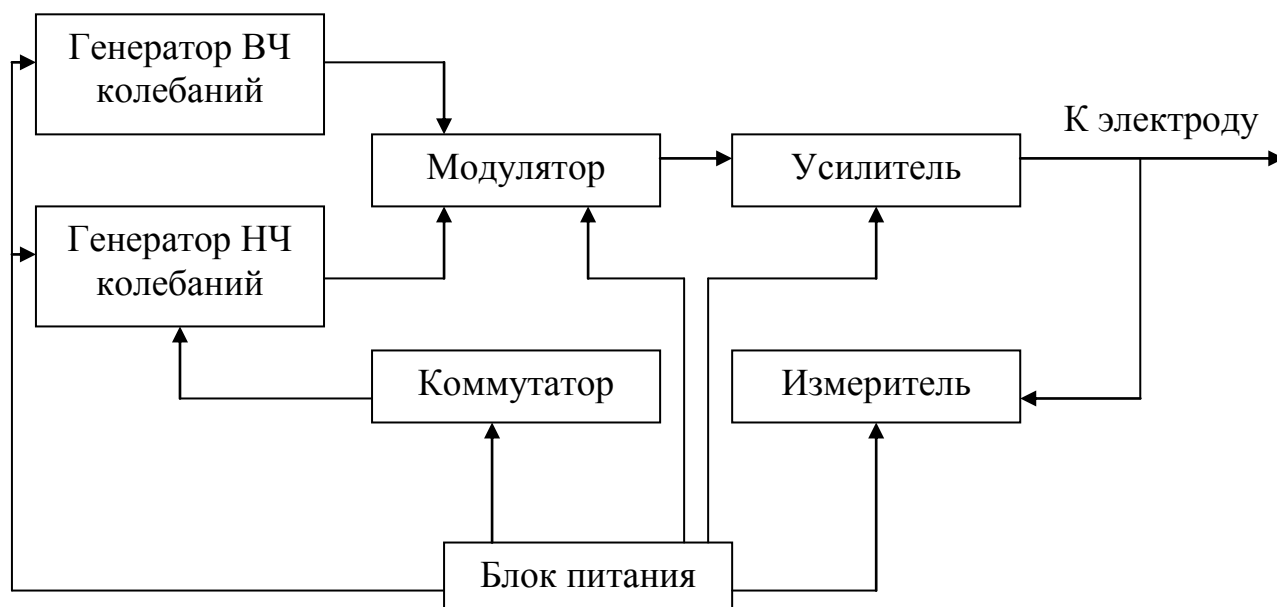


Рисунок 2.2 - Структурна схема електростимулятора «Ампліпульс»

Генератор низької частоти генерує напругу синусоїдальної форми фіксованих частот 30; 50; 70; 100 і 150 Гц. У модуляторі напруга частотою 5000 Гц модулюється напругою низької частоти. Модульована напруга поступає на підсилювач з двотактним виходом, а потім в ланцюг пацієнта. За допомогою електронного комутатора виробляється перемикання відповідних ланцюгів для здобуття необхідного роду роботи, які забезпечуються у випрямленому режимі з позитивною або негативною полярністю. Тривалість серій і пауз встановлюється в співвідношеннях 1:1,5; 2:3 і 4:6.

Генератор високої частоти складається з схеми LC з автотрансформаторним зворотним зв'язком і заземленим колектором (рис. 2.3). Схема генератора з фазоінверсним підсилювачем зібрана на двох транзисторах VT2 і VT5. Для зменшення впливу розкиду динамічних параметрів транзисторів застосований резистор R7, який є опором зворотному зв'язку по змінному струму, що покращує форму напруги, що генерується, підвищує стабільність частоти і робить схему генератора малочутливою до розкиду параметрів транзисторів.

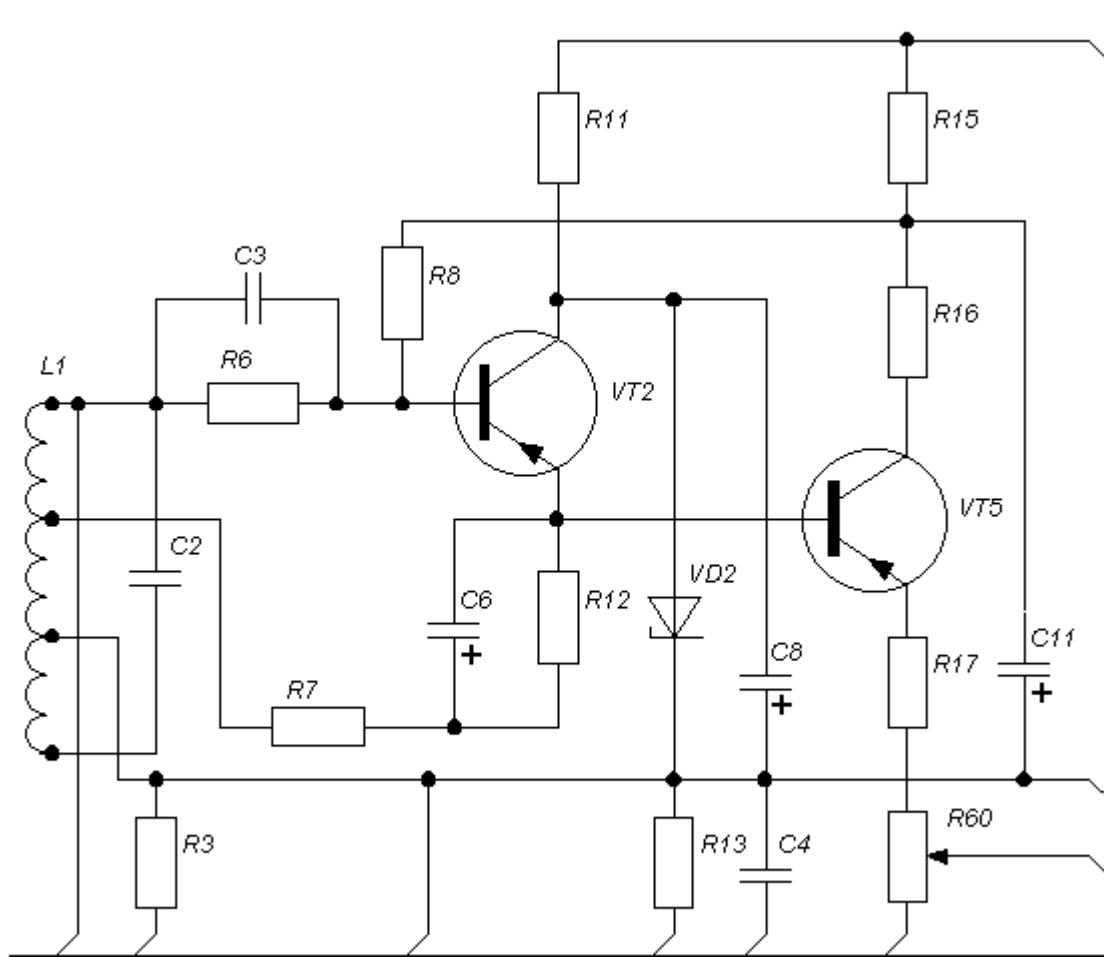


Рисунок 2.3 - Схема генератора високої частоти

Резистор R12 в ланцюги емітера і резистор R6 нижнього плеча дільника зсуву підключені до відведень індуктивності контура L1. Ці резистори по змінному струму зашунтовані конденсаторами C3 і C6. Режим серій і пауз здійснюється шляхом почергового замикання і розмикання частини витків (відведення 1 і 2) котушки індуктивності генератора. Замикання викликає зрив генерації. Стабілізація колекторної напруги транзистора VT2 здійснюється за допомогою кремнієвого стабілітрона VD2.

Вихідний сигнал генератора поступає на модулятор з дільника напруги, включеної в ланцюг емітера транзистора VT5. Амплітуда встановлюється за допомогою потенціометра R60.

Генератор низької частоти (рис. 2.4) зібраний по RC-схемі і містить фазуючий ланцюг, підсилювач і ланцюг зворотного зв'язку. Як фазуючий

ланцюг вибраний Г-подібний чотириполюсник, включений в ланцюг позитивного зворотного зв'язку. Зміна частоти здійснюється одночасним перемиканням опорів в послідовній і паралельній гілці фазуючого ланцюга (резистори R75...R84). За допомогою перемикача B5 фазуючий ланцюг і ланцюг зворотного зв'язку утворюють міст Віна, в одну з діагоналей якого включений вхід, а в іншу - вихід підсилювача. Підсилювач виконаний на трьох транзисторах VT1, VT3 і VT4. Перший і третій каскади підсилювача виконані за схемою із загальним емітером і працюють як підсилювачі напруги. Другий каскад (що погоджує) виконаний за схемою із загальним колектором. Зв'язок між каскадами безпосередній. Зворотний зв'язок з останнього каскаду на перший, утворена резисторами R1, R2 і R58, визначає напруга зсуву всього підсилювача.

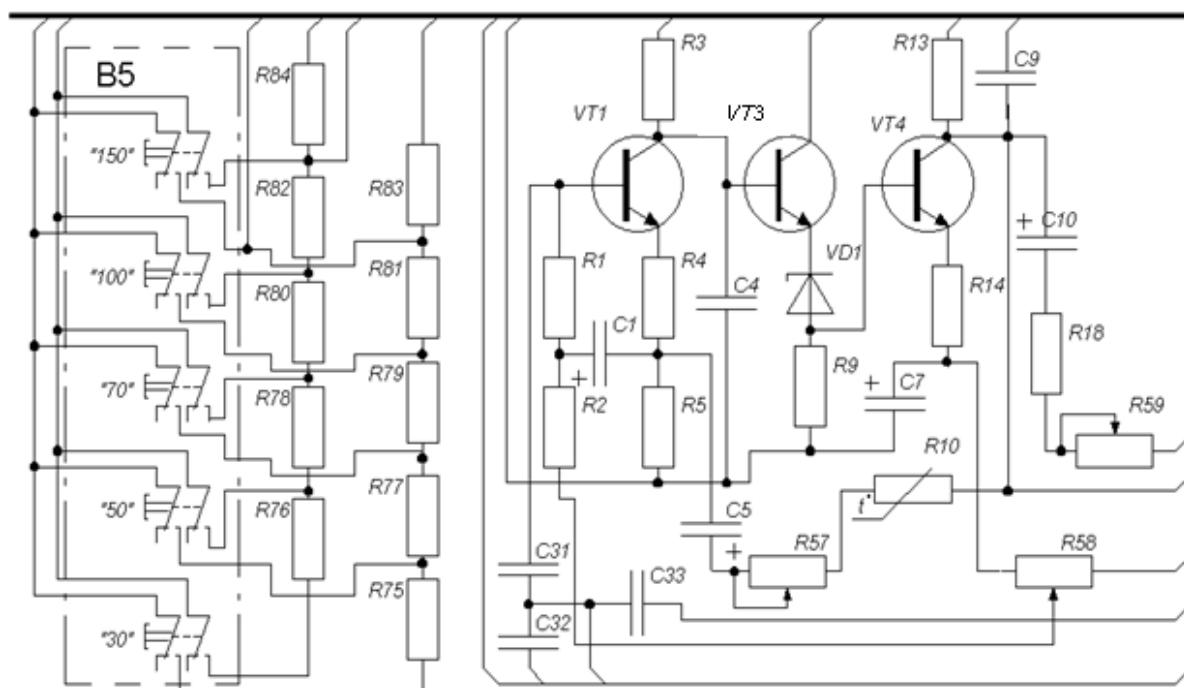


Рисунок 2.4 - Схема генератора низької частоти

Для збільшення вхідного опору першого каскаду в ланцюг зворотного зв'язку включений конденсатор C1. Кремнієвий стабілітрон VD1, включений в ланцюг емітера другого каскаду, дозволяє погоджувати перший і третій каскади по постійній складовій.

З колектора останнього транзистора VT4 сигнал через перехідною конденсатор C10, що обмежує резистор RI8 і потенціометр калібрування модуляції R59, подається на вихідного дільника напруги, R71, що складається з резисторів R74 і службовець для забезпечення заданого діапазону коефіцієнта модуляції. Сигнал з дільника подається на вхід модулятора. Коефіцієнт модуляції визначається амплітудою напруги цього сигналу.

Для здобуття синусоїдально-модульованої напруги служить модулятор (рис. 2.5), зібраний за схемою подвійної колекторної модуляції з постійним збудженням.

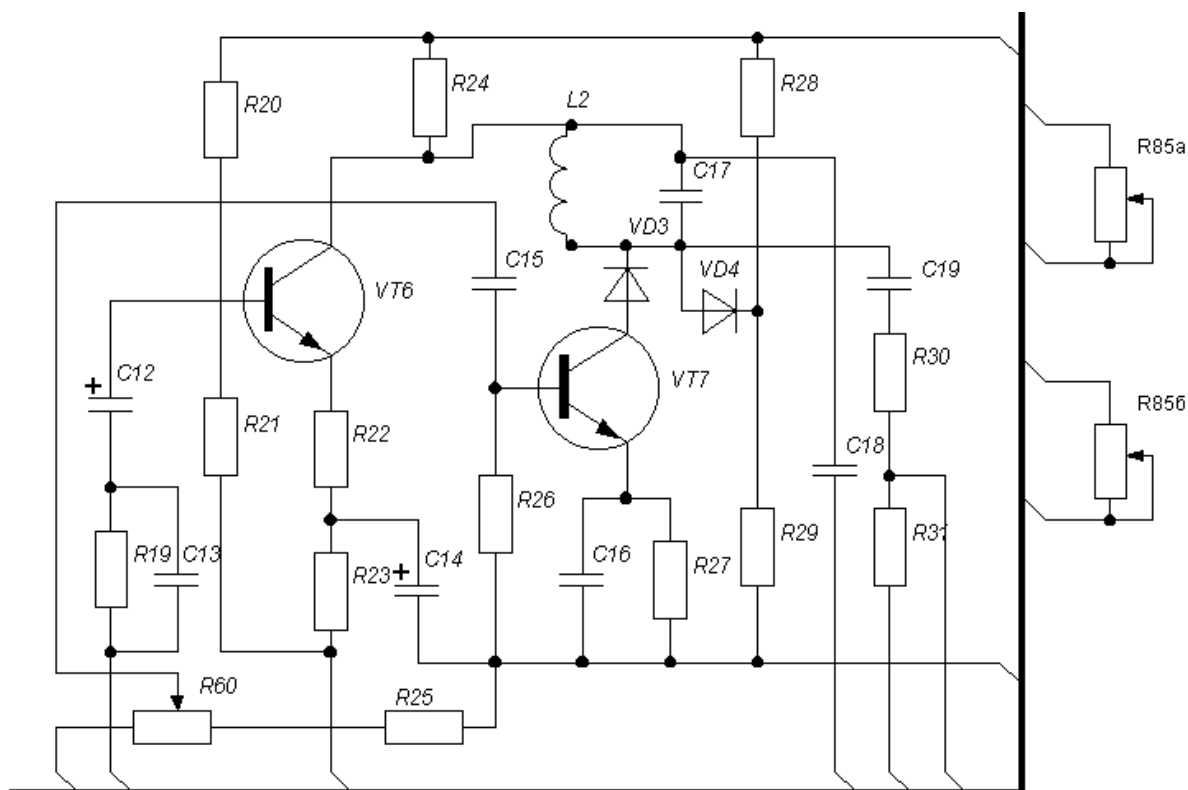


Рисунок 2.5 – Схема модулятора

Модулятор складається з двох каскадів. На транзисторі VT6 зібраний підсилювач низької частоти, а на транзисторі VT7 – модулятор.

На базу транзистора підсилювача низької частоти через ланцюг, що коректує, складається з резистора R19 і конденсатора C13, поступає з дільника напруга низької частоти. Колекторним навантаженням транзистора VT6 є резистор R24. Цей резистор включений послідовно в колекторний

ланцюг, транзистора VT7 модулятора, на базу якого подається високочастотний сигнал. Унаслідок приєднання колекторного ланцюга транзистора VT7 і резистора R24 генератора низької частоти живлення модулятора здійснюється напругою, що змінюється за законом низької частоти. Конденсатор C18 є блокувальним для високої частоти. У коливальному контурі модулятора, що складається з котушки індуктивності L2 і конденсатора C17, виникають синусоїдально-модульовані коливання.

Сигнал з виходу модулятора, тобто з контура L2 і C17, через ділника напруги, що складається з резисторів R30, R31 і R85б, поступає на вхід підсилювача. Плавне регулювання вихідного сигналу здійснюється потенціометром R85б, ступінчасте перемикання здійснюється замиканням частини ділника - резистора R31. Одночасно відбувається перемикання діапазону міліамперметра.

Підсилювач, призначений для посилення напруги, що поступає з модулятора, забезпечує в ланцюзі пацієнта струм до 80 мА (рис. 2.6). Вихідний опір підсилювача погоджений з опором ланцюгу пацієнта 250 Ом.

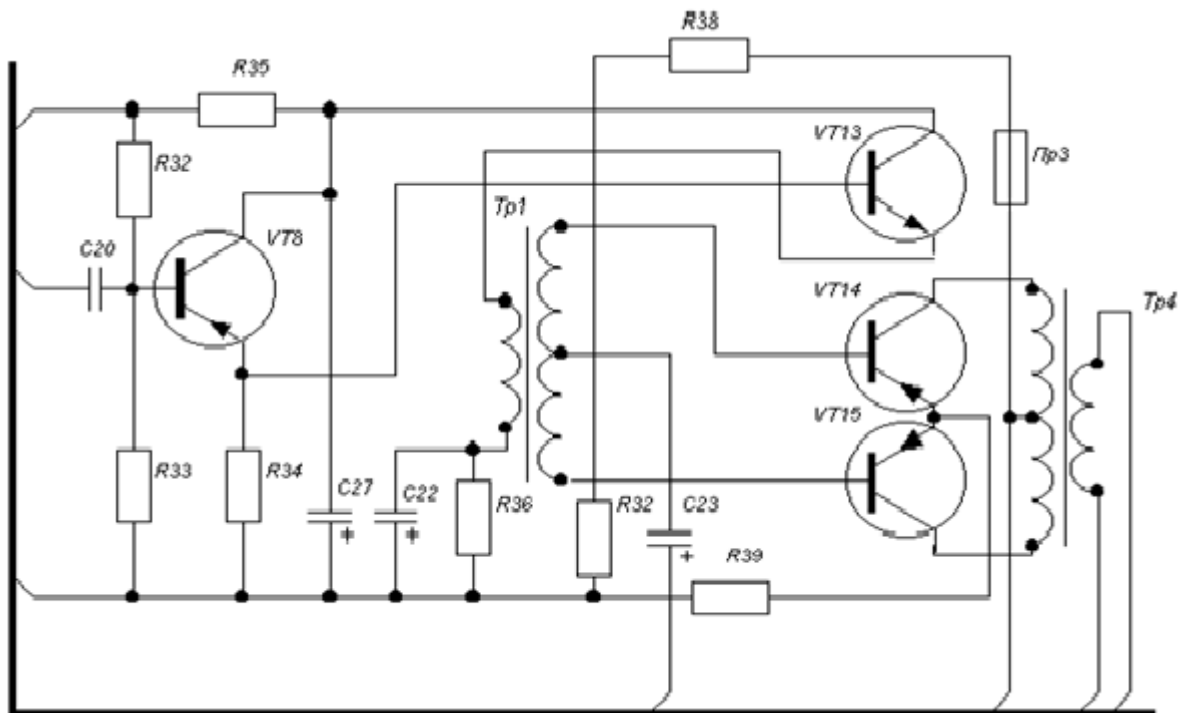


Рисунок 2.6 - Схема підсилювача

Підсилювач зібраний за двокаскадною схемою з трансформаторним виходом. Перший каскад є емітерним повторювачем, виконаний на складеному транзисторі VT8 і VT13. Каскад призначений для узгодження вихідного опору модулятора з вхідним опором підсилювача. Емітерним навантаженням каскаду служить трансформатор Tr1, за допомогою якого здійснюється перехід до двотактного крайового каскаду. Крайовий двотактний каскад зібраний на транзисторах VT14 і VT15 і працює в режимі АВ. Ланцюг пацієнта включається у вторинну обмотку трансформатора Tr4. Трансформатор Tr4 виконаний з підвищеною ізоляцією для надійного захисту пацієнта від поразки електричним струмом при випадкових несправностях в схемі апарату.

Електронні компоненти розташовані на трьох платах: комутуючого пристрою, генератора і джерела живлення.

Досліджувані електростимулятори не спеціалізовані для офтальмології. Вживання їх в цій області можливо з розробленими [2] електродами, що мають регулювання стимулюючого струму.

Чим нижче здібність м'яза до акомодатції, тим більше фізіологічними для неї будуть імпульси, які повільно нарастають і порівняно швидко спадають. В даний час відсутні офтальмологічні пристрої, що впливають безпосередньо на окорухові м'язи синусоїдальними імпульсами високої частоти, які модульовані експоненціальними імпульсами низької частоти. Струми, що змінюються по експоненціальному закону, діють м'якше, ніж прямокутні, але в той же час володіють великою стимулюючою дією, чим синусоїдальні [1, 2]. Існують прилади, що генерують експоненціальні струми низької частоти. Поріг роздратування такими імпульсами значно нижчий, ніж для прямокутних імпульсів, а їх дія менш хворобливо і не викликає виснаження м'яза [1]. Величина струму в досліджених електростимуляторах визначається експериментально по наявності електрофосфену і досягає оптимального значення на порозі больових відчуттів. Це незручно, оскільки

електропараметри процедури приблизні і не документуються для подальшого аналізу процесу лікування.

Враховуючи це необхідно розробити портативний електростимулятор повністю автоматизуючий процес дії на м'яз імпульсним струмом.

Оскільки існуючі електростимулятори сертифіковані для виробництва підприємствами електронної техніки України і проведені для них дослідження підтверджують ефект виправлення патологій окорухового апарату, необхідно ґрунтуватися на параметрах електроімпульсної дії вживаного в даний час в офтальмології.