



**Міністерство освіти і науки України
ДЕРЖАВНИЙ БІОТЕХНОЛОГІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ**

**Факультет енергетики, робототехніки та комп'ютерних
технологій**

**Кафедра електромеханіки, робототехніки, біомедичної
інженерії та електротехніки**

СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ БІООБ'ЄКТІВ

**МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ ДО ВИКОНАННЯ
ПРАКТИЧНОЇ РОБОТИ на тему:
«ВИКОРИСТАННЯ АПАРАТІВ ДЛЯ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ ТА
АНАЛІЗ ВПЛИВУ ІМПУЛЬСНИХ СТРУМІВ НИЗЬКОЇ
ЧАСТОТИ, НИЗЬКОЇ НАПРУГИ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ»**

для студентів першого рівня вищої освіти «бакалавр»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
освітньо-професійної програми «Біомедична інженерія» денної або заочної
форми навчання

ЗАТВЕРДЖЕНО
рішенням Науково-методичної
ради факультету енергетики, робототехніки
та комп'ютерних технологій
Протокол №1 від 31 жовтня 2023 р.

Харків, 2024

УДК 538.8(075.8)

Схвалено на засіданні кафедри ЕРБМІЕ

Протокол №2 від 31 вересня 2023 р.

Системи біомедичної реабілітації біооб'єктів: Методичні вказівки до виконання практичної роботи на тему: «Використання апаратів для електростимуляції та аналіз впливу імпульсних струмів низької частоти, низької напруги на організм людини». Для студентів першого рівня вищої освіти «БАКАЛАВР», спеціальності 163 «Біомедична інженерія», освітньо-професійної програми «Біомедична інженерія» денної або заочної форми навчання / уклад. Косуліна Н. Г., Шигимага В. О., Чорна М. О., Сухін В. В., Ляшенко Г. А., Коршунов К. С. – Харків: ДБТУ, 2024. – 54 с.

Методичні вказівки підготовлено згідно з навчальною програмою дисципліни «Системи біомедичної реабілітації біооб'єктів». Систематизовано матеріал для практичної роботи. Приведені відомості з електротерапії, лікувальних методів з використанням імпульсного постійного електричного струму, апаратної частини даного методу. Представлено інформація з методів електросонтерапії та електроанальгезії, принцип роботи принципових схем апаратів цих методів.

Рецензенти:

Мороз О. М. – доктор технічних наук проф., професор кафедри електропостачання та енергетичного менеджменту Державного біотехнологічного університету;

Аврунін О. Г. – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки.

© ДБТУ 2024 рік

© Косуліна Н. Г., Сухін В. В., Чорна М. О., Шигимага В. О., Ляшенко Г. А., Коршунов К. С. 2024 рік

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
РОЗДІЛ 1. ЕЛЕКТРОТЕРАПІЯ.....	5
1.1. Коротка історія електротерапії.....	5
1.2. Класифікація електротерапевтичних апаратів.....	6
1.3. Електропровідність біологічних тканин і рідин при постійному струмі.....	7
1.4. Імпеданс тканин організму.....	8
РОЗДІЛ 2. ЛІКУВАЛЬНІ МЕТОДИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІМПУЛЬСНОГО ПОСТІЙНОГО ЕЛЕКТРИЧНОГО СТРУМУ....	12
2.1. Електросонотерапія.....	12
2.2. Транскраніальна електроанальгезія.....	13
2.3. Діадинамотерапія.....	14
2.4. Короткоімпульсна електроанальгезія.....	16
РОЗДІЛ 3. АПАРАТНА ЧАСТИНА. ЕЛЕКТРОСОНТЕРАПІЯ І ЕЛЕКТРОАНАЛЬГЕЗІЯ.....	18
3.1. Електросонотерапія. Основи методу. Параметри впливу. Фізіологічна дія. Показання та протипоказання.....	18
3.2. Апарат електросонотерапії «Електросон-4Т». Призначення і основні технічні дані. Конструкція апарату. Пристрій і принцип роботи.....	23
3.3. Діадинамотерапія. Основи методу. Види діадинамічних струмів, параметри впливу. Фізіологічний ефект. Показання та протипоказання.....	27
3.4. Апарат для діадинамотерапії «Тонус-2м». Призначення і основні технічні дані апарату. Конструкція апарату. Принцип дії апарату.....	32

РОЗДІЛ 4. ОПИС ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ АПАРАТУ....	37
4.1. Принципова схема.....	37
4.2. Перевірка технічного стану апарату.....	40
4.3. Автоматичний електростимулятор.....	45
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	49
ЗАВДАННЯ ДЛЯ ПРАКТИЧНОЇ РОБОТИ.....	52
КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ.....	53

ВСТУП

Термін «фізіотерапія» походить від двох грецьких слів – *physis* (природа) і *therapeia* (терапія) і в буквальному сенсі означає лікування природними фізичними факторами. Цей вид лікування зародився на зорі формування людської цивілізації. Пізніше поряд з природними факторами для лікування хворих стали використовувати різні види енергії, що генерується апаратами, створеними людиною. В даний час такі апарати називаються фізіотерапевтичними, а фактори – штучними або преформованими.

Будучи найбільш адекватними для організму подразниками зовнішнього середовища, лікувальні фізичні фактори здійснюють гомеостатичний вплив на різні органи і системи, сприяють підвищенню супротиву організму до несприятливих впливів, підсилюють його захисно-приспосувальні механізми, володіють вираженою саногенетичною дією, підвищують ефективність інших терапевтичних засобів і послаблюють побічні ефекти лікарських препаратів.

Електротерапія (електролікування) – застосування з лікувально-профілактичними та реабілітаційними цілями електричних струмів, електричних та електромагнітних полів різних параметрів. Це один з найбільших розділів сучасної апаратної фізіотерапії. З урахуванням досягнень фізики, електроніки, медицини в електротерапії постійно з'являються нові і удосконалюються вже відомі методи, з'являються більш ефективні, засновані на комбінації з іншими фізичними факторами.

РОЗДІЛ 1. ЕЛЕКТРОТЕРАПІЯ

1.1. Коротка історія електротерапії

Електричну енергію з лікувальною метою почали застосовувати значно раніше, ніж навчилися штучно отримувати. Люди, що жили на берегах Середземного моря, знали, що дотик до тіла людини деяких різновидів електричних риб - скатів, вугрів, сомів - викликає посмикування м'язів, відчуття оніміння і заспокоєння болів. За повідомленнями Плінія, Скрибонія і Діоскорида розряди електричних риб використовувалися для лікування хворих, що страждали головними болями, паралічами, хворобами суглобів. Після відкриття W. Gilbert явища електризації почалося вивчення дії на організм статичної електрики і стали робитися спроби використання її з лікувальною метою (A. Gordon, C. Kratzenstein, J. Nollet, J. Jallabert, A. Bertolon і тд.). Однак тільки після дослідів Л. Гальвані і винаходу А. Вольта надійного джерела струму почалася наукова розробка методів електротерапії.

Таблиця 1.1 - Спектр електромагнітних коливань, які використовуються в електротерапії

Вид коливань	Діапазон частот, Гц
Короткі-низькочастотні (КНЧ)	3÷30
Наднизькочастотні (ННЧ)	30÷300
Інфронизькочастотні (ІНЧ)	300÷3000
Дуже низькочастотні (ДНЧ)	$3 \times 10^3 \div 3 \times 10^4$
Низькочастотні (НЧ)	$3 \times 10^4 \div 3 \times 10^5$
Середньочастотні (СЧ)	$3 \times 10^5 \div 3 \times 10^6$
Високочастотні (ВЧ)	$3 \times 10^6 \div 3 \times 10^7$
Дуже високочастотні (ДВЧ)	$3 \times 10^7 \div 3 \times 10^8$
Ультрависокочастотні (УВЧ)	$3 \times 10^8 \div 3 \times 10^9$
Надвисокочастотні (НВЧ)	$3 \times 10^9 \div 3 \times 10^{10}$
Вкрай високочастотні (ВВЧ)	$3 \times 10^{10} \div 3 \times 10^{11}$

Електротерапевтична апаратура відноситься до тієї частини медичної техніки, яка призначена для здійснення впливу на пацієнта електричною енергією (струм або поле) з метою викликати бажані зрушення в його організмі.

1.2. Класифікація електротерапевтичних апаратів

Низькочастотні електротерапевтичні апарати діляться на дві групи, в залежності від форми впливу електричної енергії: струм або поле. поділ за медичними методиками.

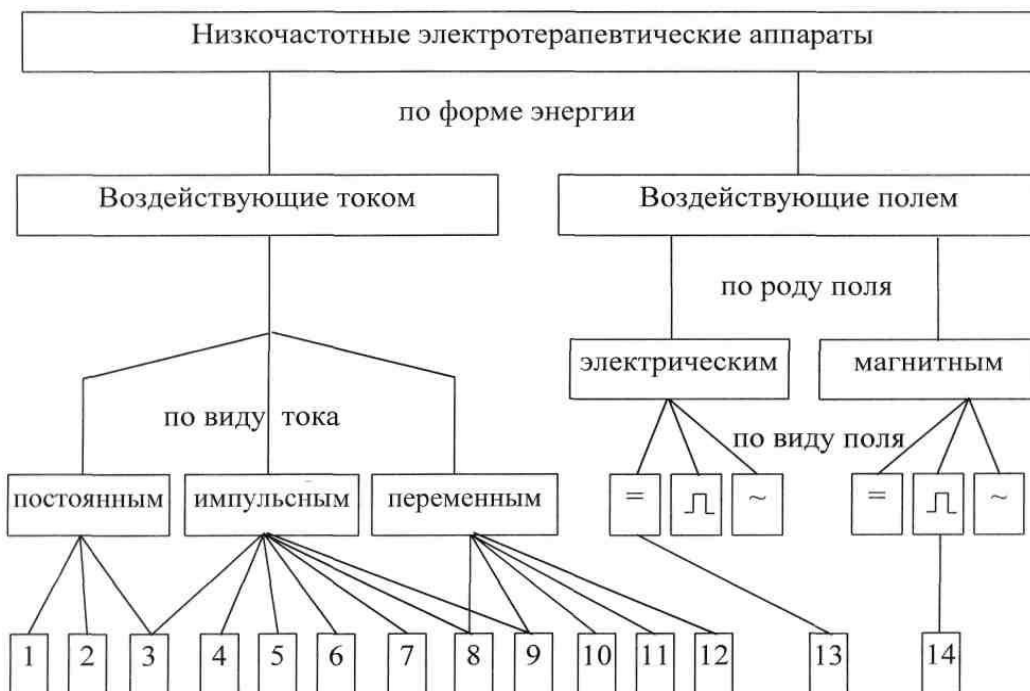


Рис. 1.1 – Класифікація електротерапевтичних апаратів

1 – для електрогідротерапії; 2 – для гальванізації; 3 – для електрофорезу; 4 – для електросну; 5 – для електрошокової терапії; 6 – для дефібриляції; 7 – для терапії діадинамічними струмами; 8 – для електростимуляції; 9 – для електронаркозу; 10 – для інтеференційної терапії; 11 – для терапії модульними синусоїдальними струмами; 12 – для терапії струмами з шумовим спектром; 13 – для франклінізації; 14 – для магнітотерапії.

Серед апаратів, що впливають струмом, виділяють три групи у відповідності за видом струму: постійний, змінний, імпульсний. Подальший поділ цих апаратів проводиться за функціональною ознакою і включає в себе назву медичних методик. Апарати, які впливають низькочастотним полем, діляться в залежності від роду поля: електричне або магнітне. Наступна сходинка класифікації визначається видом поля: постійне, змінне, імпульсне.

1.3. Електропровідність біологічних тканин і рідин при постійному струмі

Тканини тіла людини мають досить різноманітну структуру і складаються в основному їх білкових колоїдів, які відносно погано проводять електричний струм, і розчинів неорганічних солей K^+ , Na^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , які є хорошими провідниками і визначають електропровідність тканини. Біологічні тканини і органи є досить різноманітними утвореннями з різними електричними опорами, які можуть змінюватися при дії електричного струму.

Найкращою електропровідністю володіють рідини організму (кров, лімфа і ін.), а також тканини, які сильно просочені тканинної рідиною, такі, наприклад, як м'язова тканина. Тканинні рідини за складом близькі до плазми крові і також представляють собою суміш колоїдних розчино-органічних і неорганічних солей.

Поганими провідниками електричного струму є нервова (мозкова), сполучна і жирова тканини. До дуже поганих провідників, швидше до діелектриків, відносяться грубоволокниста сполучна тканина, суха шкіра і особливо кістка, позбавлена окістя.

Оцінюючи електропровідність різних ділянок організму в цілому і встановлюючи шляхи розподілу струму між електродами, накладеними в певних місцях на поверхні тіла, слідують мати на увазі, що саме зміст тканинної рідини визначає електропровідність тканин і органів, тому струм між електродами проходить не по найкоротшій відстані, як в однорідній речовині, а головним чином уздовж потоків тканинної рідини, кровоносних і лімфатичних судин, що містять рідину оболонок нервових стовбурів. У зв'язку з цим розподіл шляхів струму в живому організмі може бути дуже складним і захоплювати області, віддалені від місця накладення електродів.

Таблиця 1.2 – Питомі опори різних тканин і рідин організму:

Спинномозкова рідина	0,55 Ом·м
Кров	1,66 Ом·м
М'язи	2 Ом·м
Тканина мозкова і нервова	14,3 Ом·м
Тканина жирова	33,3 Ом·м
Шкіра суха	10^5 Ом·м
Кість без окістя	10^7 Ом·м

Зі сказаного вище можна зробити висновок, що загальний опір постійному струму частини тіла між електродами визначається головним чином опором шару шкіри і в меншій мірі шару підшкірної жирової

клітковини в місці накладення електродів. Опір більш глибоко лежачих шарів, особливо беручи до уваги можливість широкого розгалуження шляхів струму в них, порівняно невисокий. У зв'язку з цим величина загального опору між електродами, накладеними на поверхню шкіри, в основному залежить від стану шкіри і площі її доторкання з електродом і мало залежить від відстані між електродами.

1.4. Імпеданс тканин організму

Тканини організму проводять не тільки постійний, але і змінний струм. Досвід показує, що в цьому випадку сила струму, що проходить через біологічну тканину, випереджає по фазі прикладену напругу. Отже, ємнісний опір тканин більше індуктивного.

Звідси слідує, що моделювати електричні властивості біологічних тканин можна, використовуючи резистори, які володіють активним опором, і конденсатори - носії ємнісного опору. В якості моделі зазвичай використовують еквівалентну електричну схему тканин організму. Вона являє собою схему, що складається з резисторів і конденсаторів, частотна залежність (дисперсія) імпедансу якої близька до частотної залежності імпедансу біологічної тканини.

На рисунку 1.2 представлений графік частотної залежності імпедансу м'язової тканини. Заради компактності крива побудована в логарифмічних координатах. З графіка видно дві особливості цієї залежності: по-перше, плавне зменшення імпедансу зі збільшенням частоти (загальний хід залежності імпедансу від частоти) і, по-друге, наявність трьох областей частот, в яких має місце відхилення від загального ходу залежності імпедансу від частоти: Z - мало змінюється. Вони були названі, відповідно, областями α -, β - і γ - дисперсії імпедансу.

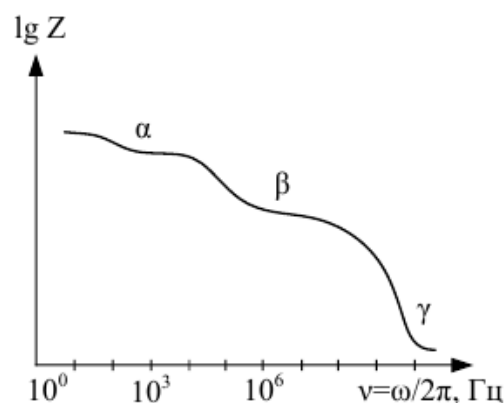


Рис. 1.2 – Дисперсія імпедансу живих тканин

Встановимо, яка електрична схема (модель) найбільш вдало відображає загальний хід залежності імпедансу тканини організму від частоти. Як варіанти розглянемо схеми, представлені на рис. 1.3.

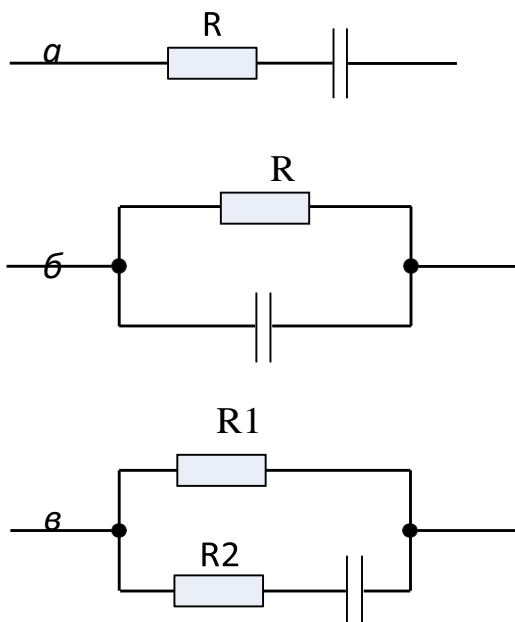


Рисунок 1.3 – Варіанти еквівалентної електричної схеми ділянки живої тканини

Для схеми, зображеної на рис. 1.3 а, частотна залежність імпедансу може бути отримана з рівняння повного електричного опору ділянки кола при $L = 0$:

$$Z = R^2 + \frac{1}{(C\omega)^2} \quad (1.1)$$

Відповідно до формули (1.1) імпеданс зменшується зі збільшенням частоти, проте є протиріччя з дослідом: при $\omega \rightarrow 0$ і $Z \rightarrow \infty$. Останнє означає нескінченно великий опір при постійному струмі, що суперечить досліді (рис. 1.3).

Схема, зображена на рис. 1.3, б, відповідає загальній тенденції експериментальної кривої: при збільшенні частоти зменшується ємнісний опір і зменшується імпеданс. Однак при $\omega \rightarrow \infty$ $X_c \rightarrow 0$ і $Z \rightarrow 0$ що не відповідає досліді.

Найбільш вдала схема рис. 1.3, в, в ній відсутні протиріччя з дослідом, характерні для двох попередніх схем. Саме таке поєднання резисторів і конденсатора може бути прийнято за еквівалентну електричну схему тканин організму. Частотна залежність імпедансу еквівалентної електричної схеми відповідає загальному ходу експериментальної залежності імпедансу від частоти. Важливо відзначити, що при цьому електроємність і, відповідно, діелектрична проникність залишаються постійними.

Пояснимо причину виникнення областей α -, β - і γ - дисперсії імпедансу. Тканина організму є структурою, що володіє властивостями провідника (електроліту) і діелектрика. Поляризація діелектрика в зовнішньому електричному полі відбувається не миттєво, а залежить від часу. Це означає залежність від часу поляризації діелектрика (P_e) при впливі постійного електричного поля (E – напруженість електричного поля):

$$P_e = f(t) \quad \text{при } E = \text{const.} \quad (1.2)$$

Якщо електричне поле змінюється за гармонійним законом, то поляризація буде також змінюватися за гармонійним законом, а амплітуда поляризації буде залежати від частоти зміни поля з запізненням по фазі:

$$P_{em} = f(\omega) \quad \text{при } E = E_m \cos(\omega t) \quad (1.3)$$

Вираз для діелектричної проникності:

$$\varepsilon = 1 + \frac{P_{em}}{\varepsilon_0 E_m} \quad (1.4)$$

З (1.4) слідує, що умова (1.3) означає частотну залежність діелектричної проникності при впливі змінним (гармонійним) електричним полем $\varepsilon = f(\omega)$. Зміна діелектричної проникності зі зміною частоти електричного поля означає зміну електроємності і, як наслідок, зміну імпедансу.

Запізнення зміни поляризації відносно зміни напруженості електричного поля залежить від механізму поляризації речовини. Найшвидший механізм - електронна поляризація, так як маса електронів досить мала. Це відповідає частотам (близько 10^{15} Гц), які суттєво перевищують області α -, β -, і γ - дисперсії.

Орієнтовна поляризація води, молекули якої мають порівняно малу масу, відповідає γ -дисперсії (частоти близько 20 ГГц).

Великі полярні органічні молекули, наприклад білки, мають значну масу і встигають реагувати на змінне електричне поле з частотою 1...10 МГц. Це відповідає β -дисперсії.

При α -дисперсії відбувається поляризація цілих клітин в результаті дифузії іонів, що займає відносно великий час, і α -дисперсії відповідає область низьких частот (0,1...10 кГц). У цій області ємнісний опір мембран дуже великий, тому переважають струми, що огинають клітини і протікають через навколишні клітини розчини електролітів.

Отже, області α -, β - і γ -дисперсії імпедансу пояснюються тим, що зі

збільшенням частоти змінного електричного поля в явищі поляризації беруть участь різні структури біологічних тканин: при низьких частотах на зміну поля реагують всі структури (α - дисперсія), зі збільшенням частоти реагують великі молекули-диполі органічних сполук і молекули води (β -дисперсія), а при найбільших частотах реагують тільки молекули води (γ -дисперсія). У всіх випадках має місце електронна поляризація. Зі збільшенням частоти електричного струму (електричного поля) все менше структур буде реагувати на зміну цього поля і менше буде значення поляризації P_{em} . Звідси, відповідно до (2.4), зі збільшенням частоти буде зменшуватися діелектрична проникність ϵ , а отже, і електроємність C , а це, призведе до збільшення ємнісного опору X_c і імпедансу Z . Отже, на фоні загального ходу залежності $Z = f(\omega)$ (див. рис. 1.1) з'являються області з меншим спаданням Z при зростанні частоти (області α -, β - і γ -дисперсії).

РОЗДІЛ 2. ЛІКУВАЛЬНІ МЕТОДИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІМПУЛЬСНОГО ПОСТІЙНОГО ЕЛЕКТРИЧНОГО СТРУМУ

2.1. Електросонтерапія

Електросонтерапія – лікувальний вплив імпульсних струмів на структури головного мозку, який у пацієнта викликає стан сну або сонливості.

Використовувані в даному методі імпульсні струми проникають в порожнину черепа через отвори очниць. Максимальна щільність струму виникає по ходу судин основи черепа. Створювані тут струми провідності здійснюють безпосередній вплив на сенсорні ядра черепно-мозкових нервів і гіпногенні центри стовбура головного мозку (гіпоталамус, гіпофіз, внутрішню область варолієвого моста, ретикулярну формацію). Вони викликають пригнічення імпульсної активності амінергічних нейронів блакитної плями і ретикулярної формації, що призводить до зниження висхідних активуючих впливів на кору головного мозку і посилення внутрішнього гальмування.

Залежно від динамічного характеру діяльності головного мозку при електросонтерапії умовно виділяють дві функціональні фази - гальмування і активація. Перша характеризується дрімотним станом і сонливістю, друга (через 3060 хв після закінчення процедури) активацією, відчуттям хворим бадьорості і свіжості, зниженням стомлення, поліпшенням настрою.

Лікувальні ефекти – транквілізуючий, седативний, спазмолітичний, трофічний, секреторний.

Показання – захворювання центральної нервової системи (неврастенії, астенії, порушення сну, логоневроз), серцево-судинної системи (атеросклероз судин головного мозку, ішемічна хвороба серця, гіпертонічна хвороба, облітеруючі захворювання судин кінцівок), виразкова хвороба шлунку, бронхіальна астма, екземи, енурез.

Протипоказання – епілепсія, декомпенсовані вади серця, непереносимість електричного струму, захворювання очей, дерматити обличчя.

ВИКОРИСТОВУВАНІ АПАРАТИ: апарати «Електросон-4Т» (ЕС-4Т), «Електросон-5» (ЕС-10-5), ЕС-1П, ЕС-2.

Для електросонтерапії використовують прямокутні імпульси струму частотою 5 - 160 імп./с⁻¹ і тривалістю 0,2 – 0,5 мс. Сила імпульсного струму не перевищує 8 – 10 мА. Частоту проходження імпульсів вибирають виходячи зі стану хворого. Низькі частоти (5 – 20 імп./с⁻¹) застосовують при вираженому порушенні центральної нервової системи, а більш високі частоти (40 – 100 імп./с⁻¹) – при її пригніченні. Ефективність процедури зростає при включенні постійної складової електричного струму, що впливає.

Методика. Процедури проводять в затемненому приміщенні, ізольованому від шуму. Пацієнт повинен лежати на кушетці в зручному положенні. Використовують око-ретромастоїдальну методику накладення електродів. Застосовують гумову манжетку з роздвоєними електродами, в гнізда яких вставляють змочені водою гідрофільні прокладки товщиною 1 см. Очні електроди розміщують на закритих віях і з'єднують з катодом, потиличні електроди фіксують на соскоподібних відростках скроневиx кісток і приєднують до анода. Одночасно можна проводити електрофорез лікарських речовин (електросонфорез).

Тривалість процедури 20 – 40 хв. Процедури проводять через день або щоденно. Курс лікування – 15 – 20 процедур. Повторний курс призначають через 2 – 3 міс.

2.2. Транскраніальна електроанальгезія

Транскраніальна електроанальгезія – лікувальний вплив на шкірні покриви голови імпульсними струмами, що викликають знеболювання або зниження інтенсивності больових відчуттів.

В основі даного методу лежить селективне збудження імпульсними струмами низької частоти ендогенної опіоїдної системи стовбура головного мозку. Імпульсні струми змінюють біоелектричну активність головного мозку, що супроводжується зменшенням спектральної щільності гамма-хвиль, що свідчить про посилення седативного ефекту.

Лікувальні ефекти аналгетичний, седативний, судиннокорегуючий, репаративно-регенераторний, антиабстинентний, транквілізуючий.

Показання – больові синдроми, пов'язані з ураженням черепно-мозкових нервів, фантомні болі, ішемічна хвороба серця, виразкова хвороба шлунку, стомлення, неврастенія, сверблячі дерматози, абстинентний синдром.

Протипоказання – стенокардія, інфаркт міокарда, ниркова коліка, епілепсія, травма головного мозку, пошкодження шкіри в місцях накладання електродів.

Використовувані апарати: апарати «Етранс-1,2,3» і «Трансаір», генеруючі прямокутні імпульси частотою 60 – 100 імп./с⁻¹. Імпульси більш високої частоти (150 – 2000 імп./с⁻¹) генерують за допомогою апаратів ЛЕНАР і БіЛЕНАР.

Для транскраніальної електроанальгезії використовують два режими роботи. Низькочастотний - прямокутні імпульси напругою до 10 В, частотою 60 – 100 імп./с⁻¹ і тривалістю 3,5 – 4 мс, слідуєть пачками по 20 – 50 імпульсів. Високочастотний – прямокутні імпульси постійної і змінної

шпаруватості тривалістю 0,15 – 0,5 мс, напругою до 20 В, слідує із частотою 150 - 2000 імп./с⁻¹.

Методика. Хворий знаходиться в зручному положенні. Використовують лобно-потиличну методику розташування електродів, при якій хворому в лобній ділянці голови та під соскоподібними відростками накладають і фіксують дві пари електродів, розташованих в гумовій манжетці у вигляді металевих чашок з гідрофільними прокладками, змоченими теплою водою. Лобові електроди приєднують до катода, ретро мастоїдальне – до анода. Після включення апарату плавно збільшують амплітуду вихідної напруги до появи у пацієнта відчуття поколювання, легкого тепла або зняття больового синдрому.

Тривалість одноразового впливу не перевищує 20 хв. При гострих больових відчуттях тривалість може бути збільшена вдвічі. Курс лікування – 10 – 15 процедур. Повторний курс через 2 – 3 міс.

2.3. Діадинамотерапія

Діадинамотерапія – метод лікувального впливу на організм діадинамічними імпульсними струмами. Використовувані в даному методі діадинамічні струми ритмічно збуджують мієлінізуючі нервові провідники соматосенсорної системи (шкірні та м'язові аференти). Висхідні ритмічні потоки по товстим мієлінізуючим волокнам поширюються у напрямку до желатинозної субстанції задніх рогів спинного мозку і далі по палеоспиноталамічних, неоспиноталамічних і спиноретико-лоталамічних трактах активують ендогенні опіоїдні і серотонінергічні системи стовбура головного мозку. В результаті аферентна пульсація з больового осередку не досягає висхідних провідних шляхів і не надходить у центральну нервову систему.

Лікувальні ефекти – міонейростимулюючий, аналгетичний, вазоактивний, трофічний.

Показання – гострі і підгострі захворювання периферичної нервової системи, травматичні ушкодження кістково-м'язової системи, гіпертонічна хвороба, хвороба Рейно, бронхіальна астма, хвороба Бехтерева, ревматоїдний артрит, спайкова хвороба, хронічні запальні захворювання придатків матки.

Протипоказання – сечо- і жовчнокам'яна хвороба, тромбофлебіт, стенокардія, інфаркт міокарда, психоз, розсіяний склероз, підвищена чутливість до електричного струму.

Використовувані апарати і параметри – апарати «Тонус-1», «Тонус-2», закордонні аналоги - «Біпульсар», Diadynamic DD-5A, Dinamed, Neuroton та ін.

Для проведення процедур використовують діадинамічні струми –

імпульси напівсинусоїдальної форми з заднім фронтом, зтягнутим по експоненті з частотою 50 і 100 Гц.

В даний час застосовують п'ять основних видів цих струмів і два види їх хвильової модуляції.

Основні види діадинамічних струмів

Однонапівперіодний безперервний (ОН) – напівсинусоїдальний струм частотою 50 Гц. Володіє вираженою дратівливою і міостимулюючою дією.

Двонапівперіодний безперервний (ДН) – напівсинусоїдальний струм частотою 100 Гц. Володіє вираженою аналгетичну і вазоактивною дією.

Однонапівперіодний ритмічний (ОР) – переривчастий однонапівперіодний струм, посліжки якого чергуються з паузами рівної тривалості – 1:1 або 1,5:1,5 с. Надає найбільш виражену міостимулюючу дію, яке поєднується з періодом повного розслаблення м'язів під час паузи.

Струм, модульований коротким періодом (КП), – послідовне поєднання однонапівперіодного безперервного (ОН) і двонапівперіодного безперервного (ДН) струмів, наступних рівними посліжками (1 – 1,5 с). Даний струм на початку впливу надає нейроміостимулюючу дію, а через 1 – 2 хв. викликає аналгезію.

Струм, модульований довгим періодом (ДП), – одночасне поєднання посилок однонапівперіодного безперервного (ОН) струму тривалістю 4 с і двонапівперіодного безперервного (ДН) струму тривалістю 8 с. При цьому імпульси струму ОН протягом 4 с доповнюються плавно наростаючими і спадаючими імпульсами струму ДН. У таких струмів зменшується нейроміостимулююча дія і плавно наростає аналгетичний, вазоактивний і трофічний ефекти.

Хвильові модуляції діадинамічних струмів

Однонапівперіодний хвильовий (ОХ) – посліжки одноперіодного неперериваного струму частотою 50 Гц тривалістю 4 – 8 с з поступовим наростанням і спаданням амплітуди слідуєть з паузами тривалістю 2 – 4 с. Володіє вираженим нейроміостимулюючим ефектом.

Двонапівперіодний хвильовий (ДХ) – посліжки двонапівперіодного струму частотою 100 Гц тривалістю 4 – 8 с з поступовим наростанням і спаданням амплітуди слідуєть з паузами тривалістю 2 – 4 с. Володіє вираженою нейротрофічною і вазоактивною дією.

Методика. При проведенні процедур діадинамотерапії використовують плоскі електроди різних розмірів, що застосовуються для гальванізації, малі і середні чашкові електроди, а також порожнинні (ректальні, вагінальні). Плоскі електроди розміщують на тілі хворого поздовжньо (поперечно) і фіксують гумовими бинтами або мішечками з піском. Чашечки порожнинних електродів тампонуєть гідрофільними прокладками. Відстань між електродами не повинно бути менше їх поперечного розміру. На больову ділянку накладають активний електрод, з'єднаний з катодом.

Підведений до хворого струм дозуюєть за силою, яка залежить від розмірів і форми електродів і становить від 2 – 5 до 15 – 20 мА. При

проведенні процедур необхідно орієнтуватися на відчуття хворого. Струм збільшують поступово до відчуття хворим виразної вібрації. Процедури проводять щодня або два рази на тиждень. Тривалість – 8 – 10 хв. Курс 6 – 12 процедур. Повторний курс можна провести через 2 тижні.

2.4. Короткоімпульсна електроанальгезія

Короткоімпульсна електроанальгезія – лікувальний вплив імпульсними струмами на больовий осередок. Цей метод часто визначають як черезшкірну електронейростимуляцію.

Ритмічний вплив імпульсів електричного струму, тривалість і частота яких порівнянна з тривалістю нервових імпульсів і частотою їх слідування в товстих мієлінізованих аферентних провідниках, призводить до збільшення аферентного потоку в них і збуджує нейрони драглистої речовини спинного мозку. В результаті того, що відбувається при цьому пресинаптичного гальмування в бічних рогах спинного мозку знижується ймовірність передачі імпульсів з аферентних провідників больової чутливості на нейрони ретикулярної формації і супраспінальних структур.

Лікувальні ефекти – аналгетичний, місцевий вазоактивний, місцевий трофічний.

Показання – больові синдроми, пов'язані з ураженням периферичних нервів, оперізуючий лишай, фантомні болі, каузальгія як компонент комплексної анестезії.

Протипоказання – стенокардія, ішемічна хвороба серця, ниркова коліка, захворювання оболонок мозку, неврози, психози.

Використовувана апаратура і параметри. Найбільш поширеними є апарати - «Дельта-101», «Дельта-102», «Нейрон», «Імпульс» та ін. Для епідуральної і периневральної електроанальгезії використовують апарат «Дельта-301». Універсальний апарат для різних видів короткоімпульсної електроанальгезії – «Анестім-ПФ». Для короткоімпульсної електроанальгезії використовують моно- або біполярні імпульси прямокутної і трикутної форми тривалістю 20 – 500 мкс, які слідують пачками по 20 – 100 імпульсів з частотою 2 – 400 імп./с⁻¹.

Застосовують два основних види цієї терапії. Перший вид: використовують імпульси струму 5 – 10 мА, що слідують із частотою 40 - 400 імп./с⁻¹. Такі імпульси через 2 – 3 хв від початку дії викликають швидку гіпоанальгезію, яка триває не менше 1 г. Другий вид: застосовують імпульси струму 15 – 30 мА, що слідують із частотою 2 – 12 імп./с⁻¹. Гіпоанальгезія розвивається через 15 – 20 хв і захоплює суміжні області.

Методика. При проведенні процедур хворому в області проекції больового осередка накладають електроди. За принципом їх розміщення

розрізняють периферичну і сегментарну електроанальгезію. При периферичному впливі електроди розташовують в зонах локальної хворобливості. Сегментарну методику використовують шляхом розміщення електродів в області паравертебральних точок на рівні відповідного спинномозкового сегмента. За місцем дії виділяють гомолатеральну (коли електроди розміщують на ураженій стороні), контралатеральну (на протилежній симетричній стороні) і білатеральну (електроди з обох сторін) електроанальгезію.

Лікувальні процедури проводять протягом 20 – 40 хв до 3 – 4 разів на день, так як ефект одноразової дії триває 1 – 2 г. Тривалість курсу визначають по купіруванню больового синдрому. Повторний курс можна провести через 15 – 30 днів.

РОЗДІЛ 3. АПАРАТНА ЧАСТИНА. ЕЛЕКТРОСОНТЕРАПІЯ І ЕЛЕКТРОАНАЛЬГЕЗІЯ

3.1. Електросонтерапія. Основи методу. Параметри впливу. Фізіологічна дія. Показання та протипоказання

3.1.1. Основи методу. Застосування імпульсних струмів в терапевтичних цілях має ряд особливостей і переваг, серед яких, перш за все, слід відмітити такі:

- повільний розвиток адаптаційних процесів;
- можливість широкого варіювання параметрами впливу;
- можливість впливу на більш глибоко розташовані тканини;
- більш виражена специфічність дії;
- велика фізіологічність впливу.

При лікуванні класичним методом електросну для впливу на головний мозок використовується очноямково-соскоподібне розташування електродів (рис. 3.1, *a*; очноямковий електрод - катод; соскоподібний електрод - анод). Максимальна щільність імпульсного струму, що проникає в порожнину черепа через отвори очниць, визначається по ходу судин основи черепа. При цьому здійснюється вплив на сенсорні ядра черепних нервів і гіпногенні центри стовбура мозку (гіпоталамус, гіпофіз, внутрішня область моста мозку, ретикулярна - сітчаста - формація). Результатом такого впливу є пригнічення імпульсної активності амінергічних нейронів блакитного ядра і ретикулярної формації, що призводить до зниження висхідних активуючих впливів на кору великого мозку і посилення внутрішнього гальмування. Цьому явищу сприяє і синхронізація імпульсів струму з повільними ритмами біоелектричної активності головного мозку.

Поряд з посиленням гальмівних процесів в корі мозку імпульсний струм активує серотонінергічні нейрони спинного ядра шва. Накопичення серотоніну в підкіркових структурах головного мозку призводить до зниження умовно-рефлекторної діяльності і емоційної активності. Внаслідок цього у пацієнта настає стан дрімоти, а в ряді випадків і сну.

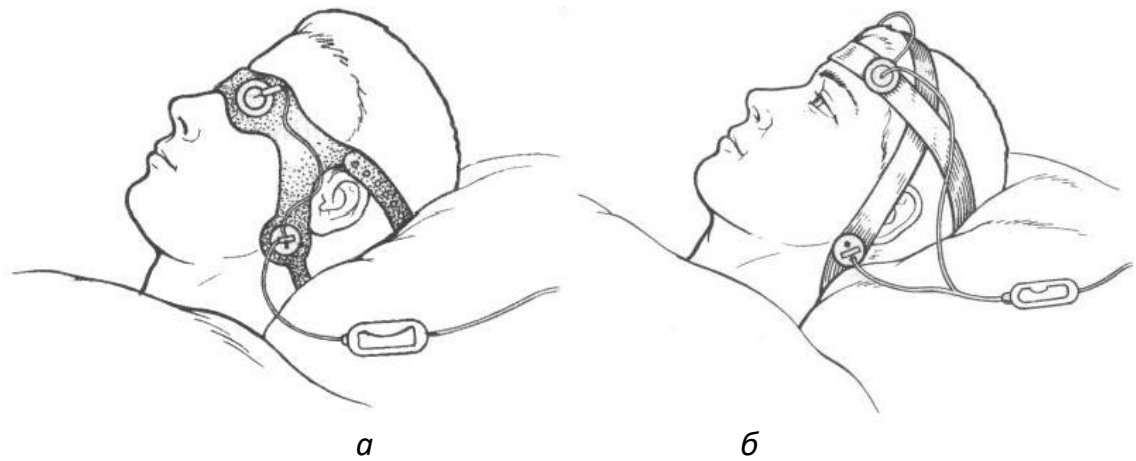


Рис. 3.1 – Схеми розташування електродів

Крім того, імпульсний струм збуджує чутливі нервові провідники шкіри вій. Виникаючі в них ритмічні аферентні потоки надходять до біполярних нейронів трійчастого вузла, а від нього поширюються до великого сенсорного ядра трійчастого нерву і далі - до ядер таламуса. За рахунок модуляції функцій асоціативних таламокортикальних систем (рис. 3.2) така електрична стимуляція рефлексогенних зон підсилює центральні гіпногенні ефекти імпульсних струмів, призводить до нормалізації вищої нервової діяльності і поліпшення нічного сну.

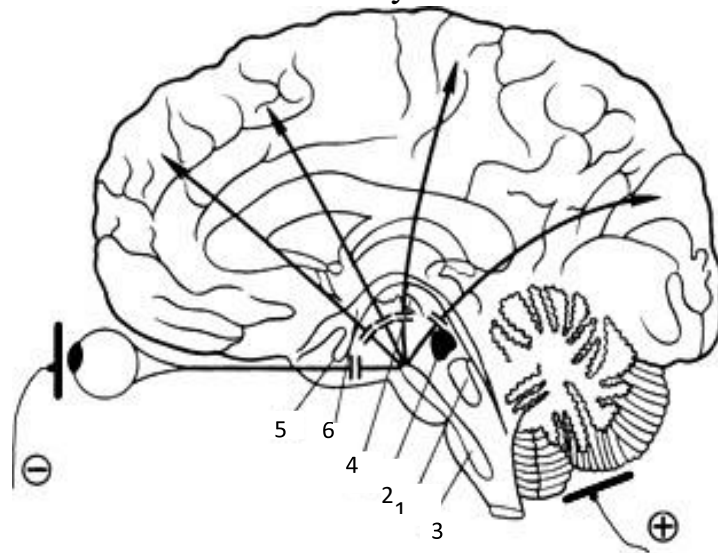


Рис. 3.2 – Мішені прикладення імпульсного струму при електросонтерапії: 1 – спинні ядра шва; 2 – блакитне ядро; 3 – ретикулярна формація; 4 – таламус; 5 – гіпофіз; 6 – гіпоталамус

3.1.2. Параметри впливу. Для лікування електросном використовують імпульсний струм прямокутної форми, іноді в поєднанні з додатковою постійною складовою (ДПС). Тривалість імпульсів i (рис. 3.3), як правило, незмінна і становить в різних апаратах від 0,2 до 0,5 мс. Амплітуда імпульсів $I_{ми}$ плавно регулюється в діапазоні від 0 до 10 мА при навантаженні 5 кОм. Частота проходження імпульсів $f_i = 1/T_i$ для кожного пацієнта підбирається індивідуально в діапазоні від 1 до 160 Гц. Якщо спостерігається підвищене збудження центральної нервової системи, зазвичай використовують нижню частину діапазону від 1 до 20 Гц. При поганому стані центральної нервової системи використовують частоту від 40 до 100 Гц. Сила струму ДПС $I_{дпс}$ також плавно регулюється в діапазоні від 0 до 0,5 мА.

Численні роботи по застосуванню електросонтерапії для лікування захворювань нейрогенної етіології з'явилися передумовою для розробки в вісімдесятих роках минулого століття методу центральної електроанальгезії. Цей метод створює оптимальні умови для посилення процесів саморегуляції в корі головного мозку і викликає знеболюючий ефект. В основі методу лежить ефект електротранквілізації, що дозволяє шляхом уповільнення проведення патологічних імпульсів в лобових областях кори забезпечити стійке ослаблення коркового компонента емоційних реакцій і їх вегетативних проявів.

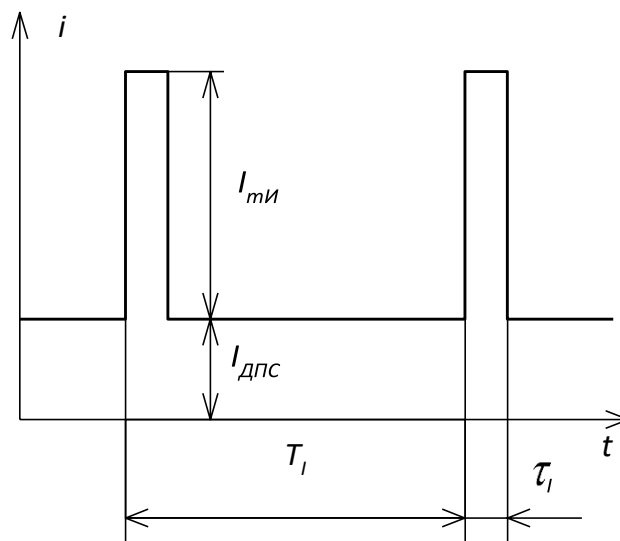


Рис. 3.3 – Імпульсна послідовність з ДПС для лікування електросном

Дослідження, проведені фахівцями-медиками щодо застосування електроанальгезії, дозволили визначити більш прийнятні параметри електричних імпульсів і схему розташування електродів (рис. 3.1, б). Значення амплітуди імпульсів при такому розташуванні електродів регулюється в діапазоні від 0 до 33 мА, а рівень ДПС – від 0 до 2,8 мА. Частота проходження вихідних імпульсів встановлюється в діапазоні від 50

до 2000 Гц, а тривалість імпульсів - від 0,15 до 4 мс.

В даний час для проведення процедур електросонтерапії використовуються також синусоїдальні модульовані струми (СМС) та інтерференційні струми.

3.1.3. Фізіологічна дія. Фізіологічна дія електросну оцінюється по формуванню різних ефектів, які визначають можливість його використання в лікувальних цілях. Наприклад, седативний ефект, який міститься в заспокійливій дії, найбільш виражений при застосуванні прямокутних імпульсних струмів частотою 10 Гц. Тому методику електросну з використанням частоти в діапазоні від 5 до 20 Гц називають седативною. В основі цього ефекту лежить поліпшення функціонального стану центральної нервової системи, корково- підкіркових взаємовідносин.

Анталгічний ефект, який міститься в знеболюванні, при електросні забезпечується різноманітними механізмами. При застосуванні прямокутних імпульсних струмів цей ефект базується на тому, що розвиваючий седативний ефект підвищує поріг і змінює емоційне забарвлення сприйняття болю. Зацікавленість ретикулярної формації довгастого і середнього мозку, а також гіпофіза і лімбічної системи при електросні забезпечують опіатний механізм знеболення. Анталгічний ефект більшою мірою виражений при частоті проходження імпульсів 10 Гц і в меншій мірі - при частоті 80...100 Гц.

Гемодинамічні ефекти полягають у тому, що при трансцеребральному впливі імпульсними струмами, здійснюється перебудова центральної і вегетативної регуляції серцево-судинної системи, що забезпечує зниження потреби серцевого м'яза в кисні, тобто сприяє економізації роботи серця. Це може мати значення в умовах гіпоксії міокарда при зниженні коронарних і міокардіальних резервів.

На гемодинамічних особливостях базується формування гіпотензивний ефекту при електросні. Цю обставину слід враховувати, вибираючи методи лікування при гіпертонічній хворобі з різними клініко-гемодинамічними варіантами. Тільки при адекватному гемодинамічному забезпеченні зниження артеріального тиску у цій категорії пацієнтів може розглядатися оптимальним і прогностично сприятливим. Гіпотензивний ефект при електросонтерапії не супроводжується негативними регіонарними гемодинамічними зрушеннями (в нирках, в головному мозку), які досить часто супроводжують гіпотензивний ефект, досягнутий за рахунок застосування лікарських речовин.

В даний час доведено, що при впливі на центральну нервову систему в основному за рахунок безпосереднього впливу на вищі ендокринні центри імпульсні струми можуть істотно змінювати гормональний та імунний статус хворих, тобто володіють гормональним і імунним ефектами. Ступінь і спрямованість цих змін може регулюватися підбором параметрів імпульсного струму. Виражена стимуляція функції гіпофіза супроводжується виділенням адренкортикотропного гормону і стимуляцією синтезу стероїдних та інших гормонів. Зазначені ефекти найбільш виражені

при застосуванні імпульсних струмів з частотою 80...100 Гц.

Імпульсний струм низької частоти при трансцеребральному застосуванні впливають на центральні механізми різних процесів обміну в організмі, тобто спостерігаються обмінно-трофічні ефекти.

При прояві таких ефектів спостерігається поліпшення киснево-транспортної функції організму, вуглеводного, ліпідного, пуринового та інших видів обміну.

Крім того, доведено детоксикаційний та регенераційний ефекти електросну, що обґрунтовує його застосування при захворюваннях, викликаних токсичними речовинами, а також при лікуванні різних травм.

Фізіологічна дія і лікувальні ефекти електросну дозволяють його призначати при широкому спектрі захворювань.

Однак цей вид фізіотерапії, як і інші, має не тільки свідчення, але і протипоказання до застосування.

3.1.4. Показання і протипоказання. Показаннями до застосування електросонтерапії є такі захворювання: гіпертонічна хвороба I і II стадії, гіпотонічна хвороба, ішемічна хвороба серця (стабільна стенокардія незалежно від функціонального класу, екстрасистолічні порушення ритму, інфаркт міокарда на різних етапах реабілітації), виразкова хвороба шлунку та дванадцятипалої кишки, бронхіальна астма, ревматоїдний артрит, подагра, нейроциркуляторна дистонія, дисциркуляторні та травматичні енцефалопатії, гіпоталамічні (діенцефальні) синдроми, больові синдроми при захворюваннях периферичної нервової системи, гострі порушення мозкового кровообігу в ранньому відновлювальному періоді, підготовка до операцій і в післяопераційний період, ендартеріїти і атеросклеротичні оклюзії периферичних артерій, опіки і обмороження, токсикози вагітності першої і другої половини, підготовка вагітних до пологів, порушення менструальної функції, передменструальний і клімактеричний синдроми, енурез, лого-неврози, нічні страхи і інші невротичні стани, хорія, нейродерміти, сверблячі дерматози, деякі небактеріальні форми екземи, псоріаз, реактивні стани, агріппнічний синдром, синильний психоз, шизофренія, неврози.

Корисним є застосуванням електросну при інтенсивних тренуваннях, в підготовчий і тренувальний період, в період відповідальних змагань, при стресових станах і тривалому емоційному напруженні, при розумовій і фізичній перевтомі.

Протипоказаннями до застосування електросонтерапії є: запальні і дистрофічні захворювання очей, відшарування і пігментне переродження сітківки, застійні явища в області дисків зорового нерву, висока ступінь короткозорості (вище – 5D), деякі форми глаукоми, катаракта, а також залишкові явища порушень мозкового кровообігу, арахноїдит в анамнезі.

3.2. Апарат електросонтерапії «Електросон-4Т». Призначення і основні технічні дані. Конструкція апарату. Пристрій і принцип роботи

3.2.1. Призначення і основні технічні дані. Портативний транзисторний апарат «Електросон-4Т» застосовується для лікування захворювань, в основі патогенезу яких лежить утворення застійних осередків збудження або гальмування в корі півкуль головного мозку, а також порушення нормальних співвідношень корково-підкіркової регуляції соматичних функцій організму. Апарат «Електросон-4Т» призначений для експлуатації в медичних установах або вдома при температурі навколишнього повітря від + 10 °С до + 35 °С і відносній вологості до 80% при температурі + 25 °С. Основні технічні дані апарату наведені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Технічні дані апарату «Електросон-4Т»

Показник	Од. вим.	Значення
1	2	3
Діапазон регулювання частоти імпульсів вихідного струму • на 1 піддіапазоні • на 2 піддіапазоні	Гц	5–30 25–150
Відносна похибка встановленого значення частоти імпульсів вихідного струму, не більше	%	± 20
Тривалість імпульсів вихідного струму	мс	0,5
Відносна похибка встановленого значення тривалості імпульсів вихідного струму, не більше	%	± 20
Тривалість фронтів та зрізів імпульсів вихідного струму, не більше	мкс	50
Діапазон регулювання амплітуди імпульсів вихідного струму при навантаженні 5000 Ом ± 1 %	мА	0-10 ± 0,15
Кінцеве значення шкали вмонтованого міліамперметра • при вимірюванні амплітуди імпульсів вихідного струму • при вимірюванні ДПС	мА мА	10 1
1	2	3
Відносна похибка вимірювання амплітуди імпульсів вихідного струму при ДПС рівній 0, не більше	%	± 15
Діапазон регулювання додаткової постійної складової вихідного струму при навантаженні 5000 Ом ± 1 %	мА	0-0,5 ± 0,1
Відносна похибка вимірювання ДПС при амплітуді імпульсів вихідного струму рівній 0, не більше	%	± 15
Рівень пульсацій ДПС, не більше	мА	0,005
Тривалість інтервалу виходу апарату на робочий режим, не більше	хв	3

Тривалість безперервної роботи, не більше	год.	8
Напруга живлення апарату	В	220 ± 22
Частота напруги живлення	Гц	50 ± 0,5
Потужність, споживана апаратом, не більше	ВА	10
Габаритні розміри апарата		
• довжина	мм	255
• ширина	мм	180
• висота	мм	120
Маса апарата, не більше	кг	3

Апарат «Електросон-4Т» за способом захисту пацієнта і обслуговуючого персоналу від ураження електричним струмом виконаний за класом II.

3.2.2. Конструкція апарату. Апарат «Електросон-4Т» змонтований в корпусі з ударостійкого полістиролу (рис. 12.1), на панелі управління якого розташовані:

- 1 – міліамперметр для вимірювання амплітуди імпульсів вихідного струму або рівня ДПС;
- 2 – світловий індикатор зеленого кольору, що сигналізує про включення апарату;
- 3 – ручка «СТРУМ ПАЦІЄНТА» регулятора амплітуди імпульсів вихідного струму;
- 4 – ручка «ЧАСТОТА, Гц» регулятора частоти імпульсів вихідного струму всередині заданого піддіапазону;
- 5 – клавіша «30 – 150» перемикача піддіапазонів регулювання частоти імпульсів вихідного струму;
- 6 – ручка «0» для установки нуля міліамперметра.

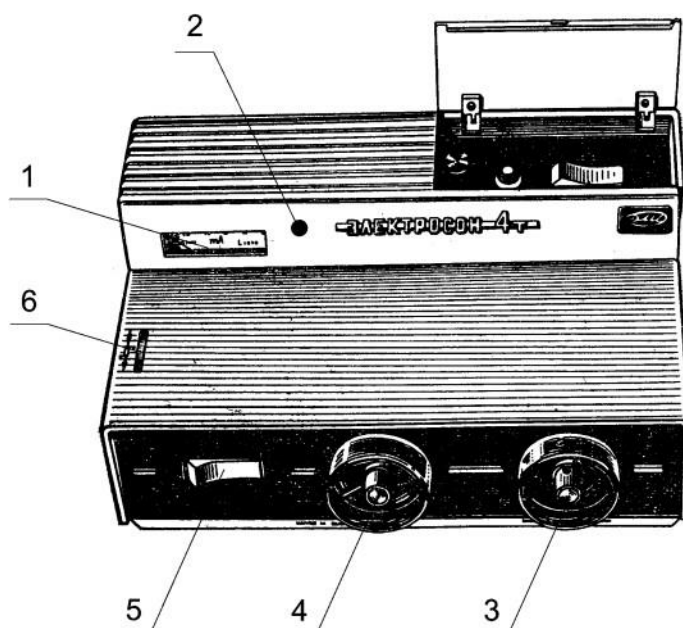


Рис. 3.4 – Зовнішній вигляд апарата «Електросон-4Т»

У верхній частині корпусу розташований відсік з кришкою, під якою знаходяться (рис. 3.4):

9 – ручка «РІВЕНЬ ДПС» регулятора додаткової постійної складової вихідного струму;

10 – кнопка «КОНТРОЛЬ ДПС» підключення додаткової постійної складової вихідного струму до міліамперметра;

11 – клавіша «МЕРЕЖА» мережевого вимикача для включення і виключення апарату.

На лівій стінці корпусу знаходиться гніздо «ПАЦІЄНТ» для підключення кабелю, що з'єднує апарат з маскою.

На задній стінці корпусу знаходиться роз'єм для підключення змінного мережевого кабелю. Тримач запобіжника розташований на дні корпусу і закритий кришкою.

Під кожухом апарату розташовані його основні блоки, виконані на окремих друкованих платах (рис. 3.4):

7 – блок вимірювача в екрані;

12 – блок живлення;

13 – блок генератора і підсилювача;

8 – мережевий трансформатор.

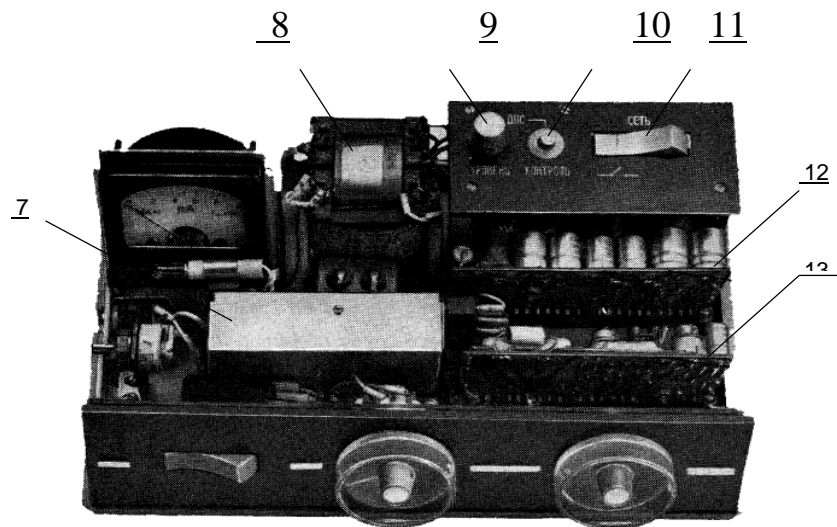


Рис. 3.4 – Апарат «Електросон-4Т» зі знятим кожухом

Для проведення процедур електросонтерапії апарат комплектується гумовою маскою з двома парами електродів. Очноточкові електроди підключаються до негативного виводу, а соскоподібні - до позитивного.

3.2.3. Пристрій і принцип роботи. Структурна схема апарату «Електросон-4Т» приведена на рис. 3.5. Апарат складається з трьох змонтованих на роздільних друкованих платах основних блоків: блоку генератора і підсилювачів, блоку вимірювача, блоку живлення.

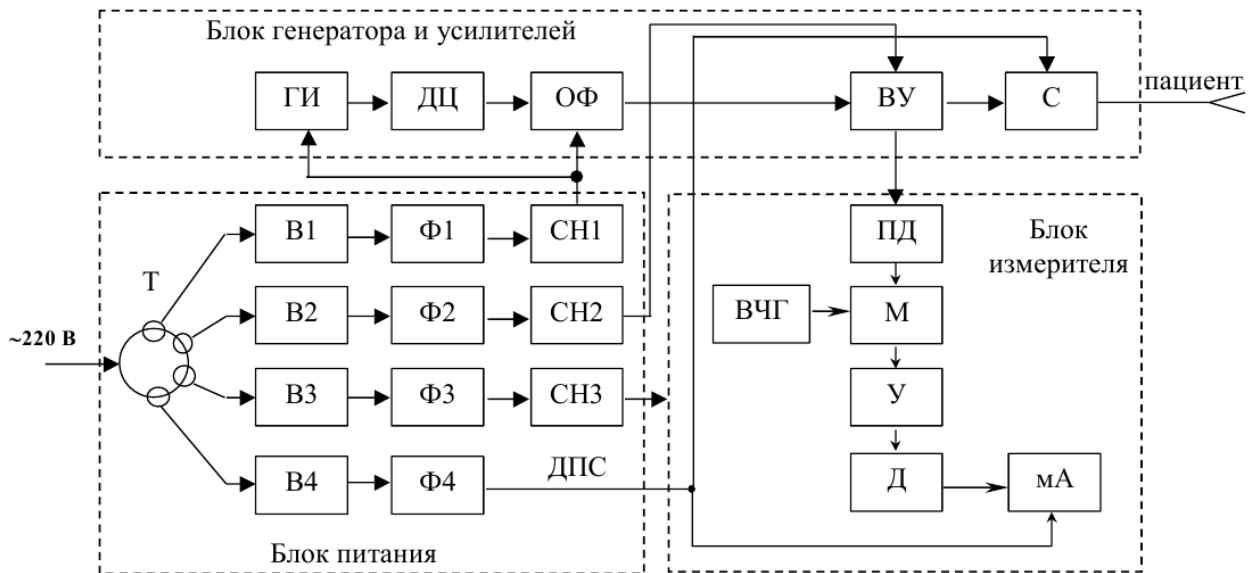


Рис. 3.5 – Структурна схема апарату «Електросон-4Т»

Генератор імпульсів (ГІ) є мультівібратор, зібраний на транзисторах. За допомогою перемикача «30...150» перемикаються часозадаючі конденсатори, чим досягається зміна діапазону регулювання частоти проходження імпульсів. На I діапазоні (положення «30») частота проходження регулюється в межах 5...30 Гц. На II діапазоні (положення «150») частота проходження регулюється в межах 25...150 Гц. Плавне регулювання частоти проходження в межах кожного діапазону забезпечується змінним резистором (ручка «Частота, Гц»).

З виходу мультівібратора прямокутні імпульси після диференційного ланцюга (ДЛ) надходять на вхід обмежувача-формувача (ОФ), зібраного на транзисторі. За допомогою цього каскаду з негативних піків, що знімаються з виходу диференційного ланцюга, створюються практично прямокутні імпульси тривалістю 0,5 мс. Прямокутні імпульси посилюються вихідним транзисторним підсилювачем (ВП).

З колекторного навантаження вихідного підсилювача - змінного резистора імпульсна напруга через розділовий конденсатор і суматор (С) подається на вихідне гніздо «Пацієнт». Вісь змінного резистора виведена на панель управління (ручка «Струм пацієнта»), що дозволяє плавно регулювати струм через пацієнта.

У ланцюг вихідного струму включений резистор. Падіння напруги на цьому резисторі, пропорційне амплітуді імпульсів струму, подається в блок вимірювача. Вимірювач представляє собою піковий детектор (ПД), напругу якого модулюють за допомогою модулятора (М) по амплітуді коливання ВЧ генератора (ВЧГ). Після посилення підсилювачем (П) високочастотні коливання детектуються детектором (Д) і постійна складова, пропорційна амплітуді імпульсів в ланцюзі пацієнта, вимірюється міліамперметром (мА).

Крім генератора імпульсної напруги, апарат має регульоване джерело

постійного струму для створення у вихідному ланцюзі додаткової постійної складової (ДПС), що підсилює в ряді випадків ефективність імпульсного струму. Постійна напруга створюється за допомогою мостового випрямляча на діодах (В4) з фільтровими конденсаторами (Ф4). Випрямляч навантажений на змінний резистор (ручка «Рівень ДПС»), з двигуна якого напруга через суматор подається на вихідне гніздо.

Для живлення блоку генератора, підсилювача і вимірювача використовуються окремі канали блоку живлення, реалізовані на діодних мостах (В1 ... В3), фільтрових конденсаторах (Ф1...Ф3) і стабілітронах (СН1-СН3).

До мережі живлення апарат підключається через силовий трансформатор (Т). В мережевому проводі встановлений вимикач і запобіжник. Індикація напруги мережі здійснюється за допомогою ламп розжарювання, які освітлюють шкалу частот на панелі управління. Підсвічування шкали дозволяє проводити процедури в затемненому приміщенні, тобто в умовах, що сприяють природному сну.

Апарат змонтований в корпусі з ударостійкого полістиролу. На похилій панелі розташовані органи управління і вимірювальний прилад. На лівій стороні приладу знаходиться гніздо "Пацієнт" для підключення проводу, що з'єднує апарат з маскою. На задній стінці знаходиться приладова вилка для підключення змінного мережевого шнура. Тримач запобіжника закритий кришкою на дні корпусу.

3.3. Діадинамотерапія. Основи методу. Види діадинамічних струмів, параметри впливу. Фізіологічний ефект. Показання та протипоказання

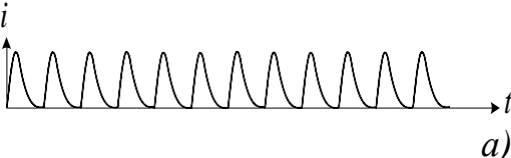
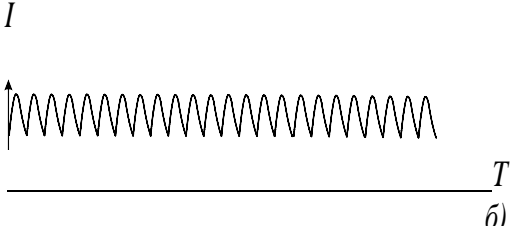
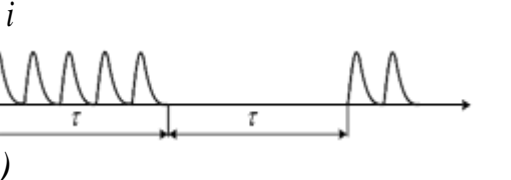
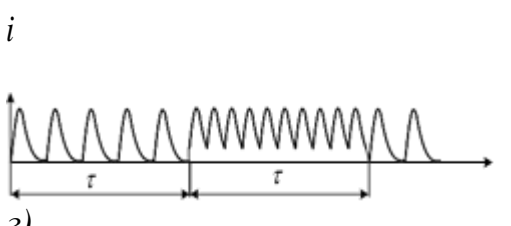
3.3.1. Основи методу. Діадинамотерапія є методом електротерапії, при якому на тіло хворого контактним способом впливають діадинамічними струмами (ДДС) силою до 50 мА. Ці струми є комбінаціями імпульсів з фронтом близьким до синусоїдального і експоненціального зрізу (рис. Таб. 3, *а, б*). Подача ДДС до пацієнта, в більшості випадків, здійснюється серіями, що чергуються з паузами (рис. Таб. 3, *в, е-і*). Такий підхід є більш фізіологічним, оскільки в паузи відбувається відпочинок тканин, що абсолютно необхідно, наприклад, при скороченні м'язів. Іншою особливістю ДДС є те, що у окремих їх видів амплітуда імпульсів не постійна, а змінюється за певним законом (наростає на початку серії і спадає в її кінці) (рис. Таб. 3). Такі види ДДС забезпечують більш плавне, безболісне скорочення м'язів. Крім того, у деяких ДДС вимірюється частота проходження імпульсів за рахунок чергування режимів одно- або двонапівперіодного випрямлення

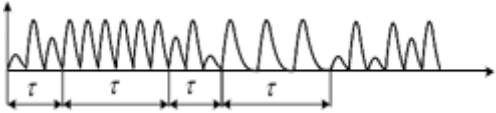

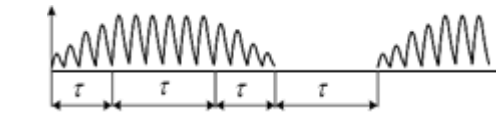
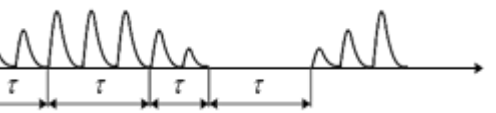
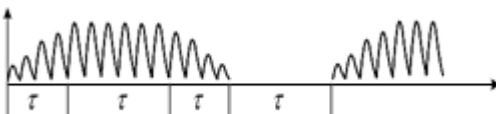
синусоїдальної напруги (рис. Таб. 3, з, д).

Механізм лікувальної дії діадинамічних струмів досить складний. Основним в їх дії є надзвичайно швидкий болезаспокійливий ефект. У механізмі знеболювальної дії діадинамічних струмів лежать два моменти: короткочасний ритмічний вплив струмом, в першу чергу викликає гальмування больової чутливості, що доходить до повної анестезії; стимуляція під впливом діадинамічного струму трофічних процесів шляхом нормалізації порушеного кровообігу, тканинного обміну, розсмоктування периневральних набряків і т.д.

3.3.2. Види діадинамічних струмів, параметри впливу. Використовувані в даному методі струми ритмічно збуджують мієлінізовані нервові провідники соматосенсорної системи (шкірні та м'язові аференти), що належать до А-волокон. Відомо, що нервові провідники шкіри володіють максимальною чутливістю до таких струмів.

Таблиця 3.2 – Види ДДС і їх тимчасові параметри

Вид струму	Позначення струму і його назва	Інтервал часу, с (несуча частота серій імпульсів, Гц)			
		τ_1	τ_2	τ_3	τ_4
 <p>a)</p>	ОБ однапівперіодний безперервний	– (50)	– (–)	– (–)	– (–)
 <p>б)</p>	ДБ двонапівперіодний безперервний	– (100)	– (–)	– (–)	– (–)
 <p>в)</p>	ОР однапівперіодний ритмічний	1,5 (50)	1, 5 (–)	– (–)	– (–)
 <p>з)</p>	КП короткий період	1,5 (50)	1,5 (100)	– (–)	– (–)

<p><i>i</i></p>  <p>д)</p>	<p>ДР двонапівперіодний ритмічний</p>	<p>2 (100)</p>	<p>4 (100)</p>	<p>2 (100)</p>	<p>4 (50)</p>
<p><i>i</i></p>  <p>е)</p>	<p>ОХ однапівперіодний хвильовий</p>	<p>2 (50)</p>	<p>4 (50)</p>	<p>2 (50)</p>	<p>4 (-)</p>
<p><i>i</i></p> 	<p>ДХ двонапівперіодний хвильовий</p>	<p>2 (100)</p>	<p>4 (100)</p>	<p>2 (100)</p>	<p>4 (-)</p>
<p><i>i</i></p>  <p>ж)</p>	<p>ОХ¹ однапівперіодний хвильовий модифікований</p>	<p>1 (50)</p>	<p>2 (50)</p>	<p>1 (50)</p>	<p>2 (-)</p>
<p><i>I</i></p>  <p>з)</p>	<p>ДХ¹ двонапівперіодний хвильовий модифікований</p>	<p>1 (100)</p>	<p>2 (100)</p>	<p>1 (100)</p>	<p>2 (-)</p>

3.3.3. Фізіологічний ефект. Виникаючі ритмічні висхідні аферентні потоки по товстим мієлінізованим волокнам поширюються у напрямку до желатинозної субстанції задніх рогів спинного мозку і далі по палеоспиноталамічних, неоспиноталамічних і спиноретикулоталамічних трактах активують ендogenousні опіюїдні і серотонінергічні системи стовбура мозку і формують домінуючий осередок збудження в його корі.

Виникаючий в обох випадках дисбаланс аферентних потоків, відповідно до теорії «вентильного управління», призводить до обмеження потоку аферентної імпульсації, що сигналізує в центральну нервову систему про вплив ноцігенного стимулу. Дефіцит сенсорної інформації викликає розгальмовування процесів диференціювання і ослаблення внутрішнього гальмування в корі великого мозку. Поряд з цим посилюється виділення серотоніну в вентральній системі латеральних ядер середнього мозку і пептидергічній системі вентральних ядер гіпоталамуса. Аналгезія

посилюється при електроімпульсному впливі на паравертебральні зони і області відображених болів, що виникають при захворюваннях певних органів. Такі зони, як відомо, формуються внаслідок конвергенції соматосенсорних вісцеросенсорних аферентних волокон на нейронах дорсального рогу спинного мозку.

Домінанта ритмічного роздратування δ - за законом негативної зворотної індукції викликає делокалізацію больової домінанти в корі і активує центри парасимпатичної нервової системи. Активація низхідних фізіологічних механізмів придушення болю призводить до зменшення больових відчуттів пацієнта, аж до повної аналгезії. Цьому сприяє і викликане діадинамічними струмами зменшення провідності і зміна лабільності А і С-волокон, швидкість поширення спайків по яким значно менше, ніж по А волокнам. В результаті аферентна пульсація з больового осередку не досягає висхідних провідних шляхів і не надходить у центральну нервову систему. Зазначені зміни аферентних імпульсних потоків найбільш виражені в тканинах, що знаходяться під катодом.

Аналгетична дія ДДС потенціюється при одночасному введенні місцевих анестетиків (діадианофорез) і триває від 2 до 6 годин. Формуючі в результаті активації коркових і підкіркових центрів низхідні еферентні імпульсні потоки підсилюють швидкість кровотоку в уражених органах і тканинах, активують трофічні впливи симпатичної нервової системи і місцеві захисні гуморальні механізми. Відбуваються активація вибору ендорфінів, збільшення активності ферментів, що утилізують алгогенні медіатори (ацетилхолінестеразу і гістаміназу) і біологічно активні сполуки (кінінази).

Діадинамічні струми при дії на паравертебральні зони активують клітини Реншоу і відновлюють порушену систему спинального гальмування (рис. 3.6). Це призводить до зменшення підвищеної м'язової напруги, пов'язаної з больовим синдромом («розрив порочного больового кола»).

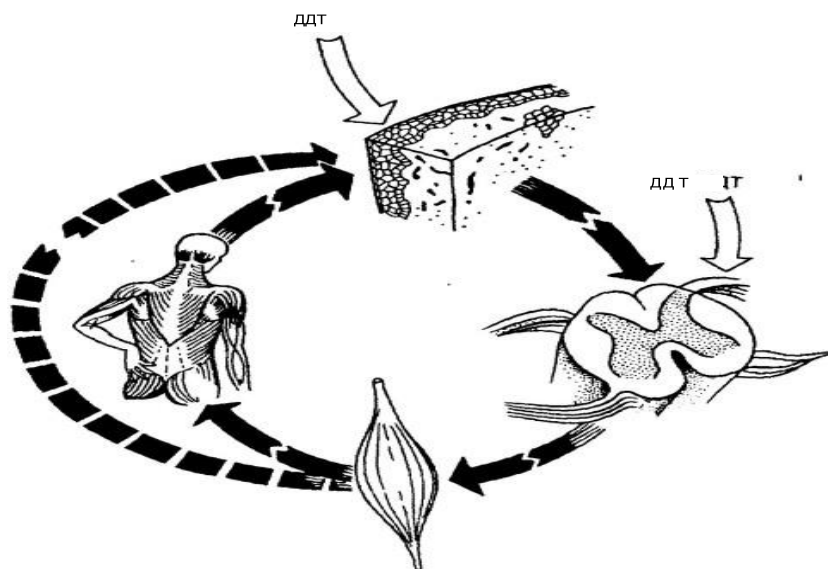


Рис. 3.6 – Схема спазмолітичної дії ДДС при підвищенні м'язового тону внаслідок ураження корінців спинного мозку.

Конструкція апарату

При безпосередньому впливі на уражені ділянки тіла такі струми викликають ритмічні скорочення великої кількості міофібрил скелетних м'язів і гладких м'язів судин. Зміна їх контрактильних властивостей призводить до своєрідного масажу судин мікроциркуляторного русла, що визначає рефлекторне посилення кровотоку, а також збільшує кількість активних анастомозів і колатералей.

Використовувані в діадинамотерапії імпульсні струми активують обмінні процеси в тканинах. В результаті їх температура в зоні впливу збільшується на 0,4...1 °С. Поряд з гіперемією підвищення тонуусу гладких м'язів венул викликає збільшення веноулярного відтоку, перерозподіл змісту іонів і диполів води в інтерстиції сприяє видаленню продуктів аутолізу клітин і зменшення їх набряку.

Зміна співвідношення іонів призводить до підвищення дисперсності білкових колоїдів цитозоля, істотно змінює проникність плазмолем і клітинних мембран. Зменшення периневрального набряку покращує функціональні властивості нервових провідників (збудливість і провідність) в зоні впливу. Такі набряки часто є причиною хворобливих відчуттів пацієнта.

Необхідно відзначити, що рефлекторний характер регуляції судинного тонуусу визначає посилення кровотоку в ділянках тіла, що іннервуються з одного сегмента спинного мозку, в тому числі і на протилежному боці.

Під впливом ДДС відбувається розширення капілярів, поліпшуються кровообіг і приплив продуктів харчування до тканин, видаляються продукти обміну і розпаду з запальних осередків. З цим пов'язано протизапальна дія, відбувається розсмоктування післятравматичних крововиливів, активізується обмін речовин.

При діадинамотерапії м'язи піддаються ритмічному скороченню і розслабленню, аж до їх видимого скорочення, що супроводжується відновленням функції м'язів. Спостерігається загальна дія: тенденція до зниження артеріального тиску при гіпертонічній хворобі; відбувається нормалізація процесів вищої нервової діяльності.

3.3.4. Показання і протипоказання. Основними показаннями до застосування діадинамотерапії є захворювання периферичної нервової системи (радикуліт, невропатії, радикулоневрит, симпаталгія, травми спинного мозку), гострі травматичні пошкодження кістково-м'язової системи (пошкодження зв'язок, забиття, періартрит, атрофія м'язів), хвороби артерій і вен, гіпертонічна хвороба I-II стадії, бронхіальна астма, захворювання шлунково-кишкового тракту (некалькульозний холецистит, дискінезія жовчовивідних шляхів, атонічний і спастичний калити, панкреатит), ревматоїдний артрит, енурез, деформуючий остеоартроз, хвороба Бехтерева, хронічні запальні захворювання жіночих статевих органів, спайкова хвороба.

Протипоказаннями до застосування діадинамотерапії є переломи кісток

з неімобілізованими кістковими уламками, сечо- і жовчнокам'яна хвороби, тромбофлебіт, гострий больовий синдром вісцерального походження (ішемічна хвороба серця, стенокардія напруги III ФК, інфаркт міокарда, ниркова коліка, пологи), підвищена чутливість до електричного струму, склероз.

3.4. Апарат для діадинамотерапії «Тонус-2м». Призначення і основні технічні дані апарату. Конструкція апарату. Принцип дії апарату

3.4.1. Призначення і основні технічні дані апарату. Напівпровідниковий електронний апарат «Тонус-2М», призначений для лікування діадинамічними струмами різних нервово-м'язових захворювань і больових станів зі спазмами м'язів. Апарат генерує струми, які володіють болезаспокійливою і антиспазматичною дією, сприяють розсмоктуванню набряків тканин. Апарат рекомендується для застосування в фізіотерапевтичних кабінетах поліклінік, лікарень, лікувально-профілактичних установ і вдома.

Апарат «Тонус-2М» призначений для експлуатації при температурі навколишнього повітря від + 10 °С до + 35 °С і відносній вологості до 80% при температурі + 25 °С.

Апарат формує 7 видів діадинамічних струмів, інші технічні дані наведені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 - Технічні дані апарату «Тонус-2М»

Показник	Од. вим.	Значення
Максимальна величина постійної складової вихідного струму апарату при навантаженні 500 Ом	мА	50
Захисний пристрій відключає ланцюг пацієнта при струмі, що перевищує максимальний вихідний струм на	мА	5–15
Напруга живлення	В	220 ± 22
Частота напруги живлення	Гц	50
Потужність, споживана апаратом, не більше	ВА	40
Маса апарату, не більше	кг	5
Габаритні розміри апарату	мм	315×300×110
Апарат допускає безперервну роботу протягом	год.	5

Апарат «Тонус-2» за способом захисту пацієнта і обслуговуючого персоналу від ураження електричним струмом відповідає вимогам класу захисту - II.

3.4.2. Конструкція апарату. Апарат являє собою настільну конструкцію, змонтовану в пластмасовому знімному корпусі з ударостійкого полістиролу (рис. 3.7). Для зручності перенесення є ручка, яка являє собою єдине ціле з корпусом. Всі органи управління апарату поглиблені, що оберігає їх від поломки при перенесенні.

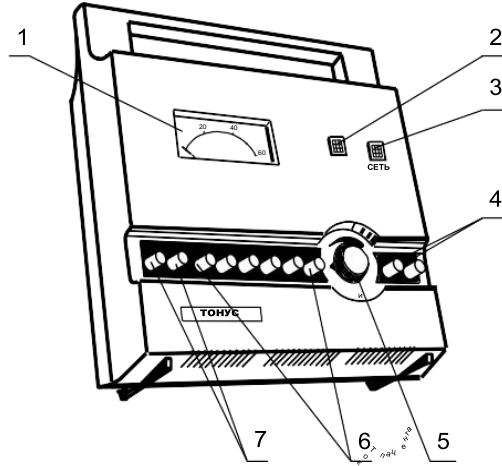


Рис. 3.7 – Зовнішній вигляд апарату «Тонус-2М»

Корпус апарату складається з основи і кришки, в корпусі на гетинаксовій платі розміщені елементи електричної частини апарату. Плата, кришка і основа корпусу скріплюються між собою гвинтами, що загвинчуються з боку основи.

На кришці апарату знаходяться:

- 1 – міліамперметр, що служить для виміру струму в ланцюзі пацієнта;
- 2 – індикатор (червоного кольору) аварійної сигналізації;
- 3 – індикатор «МЕРЕЖА» (зеленого кольору) включення апарату;
- 4 – кнопки «ВКЛ» і «ВИКЛ» вимикача «МЕРЕЖА»;
- 5 – ручка «СТРУМ ПАЦІЄНТА» регулятора вихідного струму, що служить для плавного регулювання струму в ланцюзі пацієнта;
- 6 – кнопки «ДБ», «ОБ», «ОР», «КП», «ДР», «ОХ», «ДХ» перемикач видів струму;
- 7 – кнопки «+» і «-» перемикача полярності, який служить для зміни напрямку вихідного струму.

Основний блок і блок перемикачів виконані на друкованих платах. Конструкція апарату при знятій основі забезпечує легкий доступ до всіх елементів схеми.

В апарата з боку ручки є відсік, що закривається кришкою, через який виводиться мережевий кабель апарату і кабель пацієнта. Кабель пацієнта містить два однополюсних гнізда. Роздвоєна ділянка кабелю пацієнта затискається колодкою. При перенесенні апарату мережевий шнур і кабель апарату укладаються у відсік. У відсік виведена вісь регулятора «ПЕРЕВИЩЕННЯ ВИХІДНОГО СТРУМУ» і кнопка «ПЕРЕВИЩЕННЯ ВИХІДНОГО СТРУМУ» за допомогою яких проводиться перевірка захисного пристрою.

3.4.3. Принцип дії апарату. Принцип роботи апарату заснований на отриманні імпульсів струму синусоїдальної форми з експоненціальним зрізом частотою 50 або 100 Гц і на формуванні серій імпульсів цього струму, що відрізняються різною тривалістю і видом модуляції.

Структурна схема апарату «Тонус-2» представлена на рис. 3.8

Апарат містить наступні основні блоки:

- мережевий трансформатор Т;
- генератор;
- формувач і вихідний підсилювач;
- захисний пристрій.

У генераторі апарату формуються серії імпульсів синусоїдальної форми. Генератор містить:

- ДВ – двонапівперіодний випрямляч;
- ЗНЧГ – задаючий низькочастотний генератор;
- БП – блок перемикачів;
- ДЧ – дільник частоти;
- ІЛ – інтегруюче коло;
- М – модулятор.

Синусоїдальна напруга, що знімається з вторинної обмотки трансформатора, подається через баластний резистор на двонапівперіодний випрямляч, реалізований на напівпровідникових діодах.

Задаючий низькочастотний генератор, виконаний на діоді і резистори, призначений для отримання прямокутних імпульсів з періодом 20 мс. Цей генератор являє собою діодний обмежувач напівсинусоїдальної напруги, що знімається з вторинної обмотки мережевого трансформатора.

З виходу генератора імпульси надходять на дільник частоти, який представляє собою декадний лічильник. Дільник частоти призначений для формування низькочастотного сигналу, що подається через блок перемикачів на модулятор. На виходах дільника частоти формуються прямокутні імпульси з періодом повторення 3 с і 12 с.

Блок перемикачів, який здійснює комутацію двонапівперіодного випрямляча і модулятора.

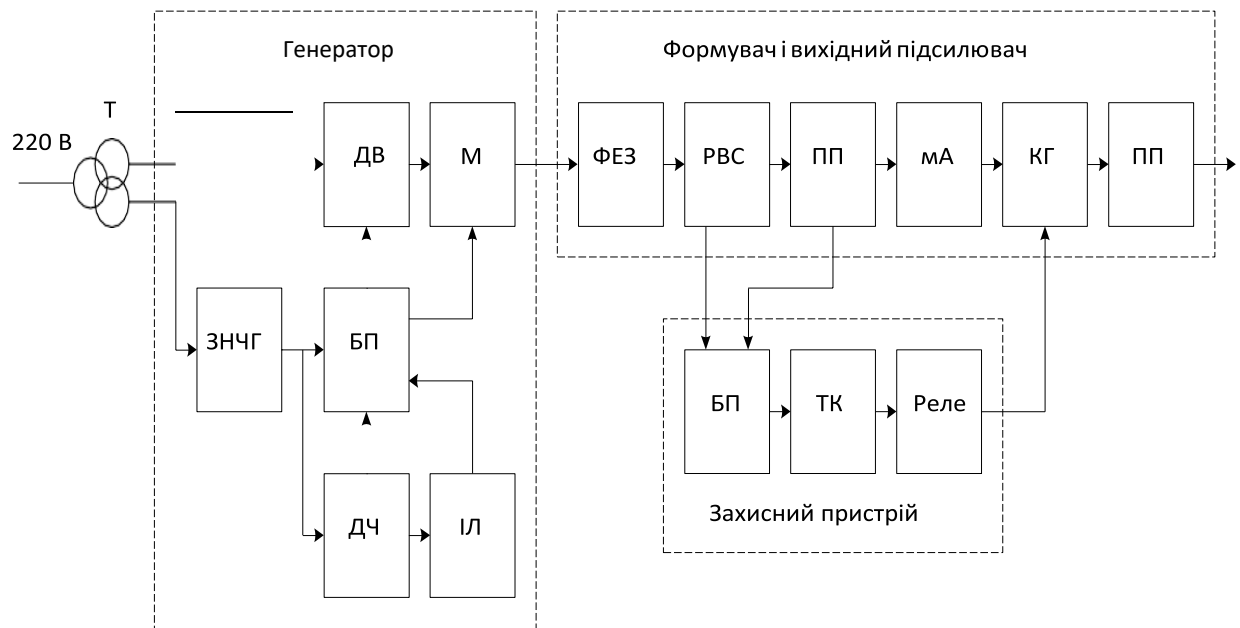


Рис. 3.8 – Структурна електрична схема апарату «Тонус-2»

Т – мережевий трансформатор; ДВ – двонапівперіодний випрямляч; М – модулятор; ЗНЧГ – задаючий низькочастотний генератор; БП – блок перемикачів; ДЧ – дільник частоти; ІЛ – інтегруючий ланцюг; ФЕЗ – формувач експоненціального зрізу; РВС – регулятор вихідного струму; ПП – підсилювач потужності; мА – міліамперметр; КГ – контактна група; ПП – перемикач полярності; БП – блок порівняння; ТК – тиристорний ключ; Р – реле.

Інтегруюче коло призначений для формування фронту і зрізу серій імпульсів. Для роздільного підстроювання тривалості фронту і зрізу в інтегруючий ланцюг включені два підлаштувальних резистора.

Модулятор виконаний на двох транзисторах. Він призначений для амплітудної модуляції синусоїдальних імпульсів низькочастотним сигналом з метою формування необхідних видів ДДС.

З резистора, включеного в емітер першого транзистора, низькочастотний сигнал подається на базу другого транзистора. Колектор другого транзистора нормально підключений до виходу двонапівперіодного випрямляча. При надходженні низькочастотного сигналу на транзистор, він відкривається і шунтує опір навантаження двонапівперіодного випрямляча.

Формувач і вихідний підсилювач містять:

ФЕЗ – формувач експоненціального зрізу;

РВС – регулятор вихідного струму з регулятором порогу спрацьовування захисного пристрою; ПП – підсилювач потужності;

мА – міліамперметр, що вимірює вхідний струм апарату;

КГ – контактну групу;

ПП – перемикач полярності для зміни напрямку вихідного струму.

Формувач експоненціального зрізу імпульсів складається із

формуючого інтегруючого ланцюга і емітерного повторювача. Формування експоненціального зрізу імпульсів, що надходять з виходу генератора, здійснюється за допомогою ланцюга, що складається з діода, конденсатора і резистора. З формуючого ланцюга синусоїдальні імпульси подаються на емітерний повторювач, виконаний на транзисторі. З емітерного повторювача сформовані імпульси подаються на підсилювач потужності, який виконаний за однотактною схемою із загальним емітером на шести транзисторах і є стабілізуючим підсилювачем постійного струму.

Функції блокування і захисту апарату здійснюються за допомогою захисного пристрою, який містить:

- БП – блок порівняння;
- ТК – тиристорний ключ;
- Р – реле.

Принцип дії даного блоку полягає в наступному: в разі несправності, що призводить до збільшення струму в ланцюзі пацієнта, напруга, що знімається з резистора, подається на керуючий електрод тиристора, який відпирається і шунтує реле, що відключає ланцюг пацієнта і шунтуючий власне ланцюг.

Щоб відновити первісний стан потрібно повернути ручку регулятора вихідного струму проти годинникової стрілки до упору. При цьому реле спрацьовує, але ланцюг пацієнта залишається виключеним, так як в нульовому положенні потенціометра контакти розімкнуті. При повторному включенні, якщо несправність не усунуто, захист знову спрацьовує. При кожному спрацьовуванні захисту загоряється сигнальна лампа індикатора червоного кольору. Якщо включити апарат в мережу при не виведеній в нульове положення ручці регулятора, передбачене блокування - реле не спрацює, тому що його контакт шунтує власний ланцюг, індикаторна лампа захисту загоряється і ланцюг пацієнта залишається розімкнутим. Щоб виключити блокування, потрібно повернути ручку регулятора струму проти годинникової стрілки до упору.

РОЗДІЛ 4. ОПИС ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ АПАРАТУ

4.1. Принципова схема

Принципова електрична схема апарату приведена на рис. 4.1.

Апарат складається з трьох змонтованих на роздільних друкованих платах основних блоків: блоку генератора і підсилювачів, блоку вимірювача, блоку живлення.

Генератор імпульсів являє собою мультівібратор, зібраний на транзисторах Т1 і Т2. За допомогою перемикача В2 (ручка "Частота") перемикаються часозадаючі конденсатори С1, С2...3, С4, чим досягається зміна діапазону регулювання частоти проходження імпульсів. На 1 діапазоні (положення "30" ручки "Частота") включені конденсатори С3, С4 і частота проходження регулюється в межах 5...30 Гц. Плавне регулювання частоти проходження в межах кожного діапазону забезпечується змінним резистором R14, що змінює потенціал на базі транзисторів.

З виходу мультівібратора прямокутні імпульси після диференціювання (ланцюжок С15...R11, R3) надходять на вхід обмежувача-формувавача, зібраного на транзисторі Т3. За допомогою цього каскаду з негативних піків, що знімаються з виходу диференційного ланцюга, створюються практично прямокутні імпульси тривалістю 0.5 мс. Прямокутні імпульси посилюються каскадом на транзисторі Т4 і вихідним підсилювачем на транзисторі Т5. З колекторного навантаження вихідного підсилювача змінного резистора R19 імпульсна напруга через розділовий конденсатор С8 подається на вихідне гніздо "Пацієнт". Вісь резистора R19 виведена на панель управління (ручка "Струм пацієнта"), що дозволяє плавно регулювати струм через пацієнта. Стабілітрон Д3 забезпечує обмеження максимальної амплітуди імпульсів до 50 В.

У ланцюг вихідного струму включений резистор R27. Падіння напруги на цьому резисторі, пропорційне амплітуді імпульсів струму, подається в блок вимірювача. Вимірювач представляє собою піковий детектор, напруга якого модулює по амплітуді коливання автогенератора.

Після посилення високочастотні коливання детектуються, і постійна складова, пропорційна амплітуді імпульсів в ланцюзі пацієнта, вимірюється міліамперметром.

Піковий детектор зібраний на діоді Д4 і конденсаторі С12. З навантаження детектора-дільника на резисторах R20, R21, R28 постійної напруги послідовно включені стабілітрони Д5, Д6.

Стабілітрони використовуються в якості варикапів в колі зворотного зв'язку автогенератора, зібраного на транзисторі Т6. Амплітуда коливань з частотою 100 кГц, що створюються автогенератором, визначається напругою зворотного зв'язку, яка створюється високочастотним трансформатором (L1-

L2) і через ємнісний дільник, утворений стабілітронами Д5, Д6, подається в ланцюг бази транзистора Т6.

При вимірі напруги на виході пікового детектора змінюються ємність стабілітрона 5 і відповідно напруга зворотного зв'язку генератора. Завдяки цьому встановлюється близька до лінійної залежність між амплітудою імпульсів в ланцюзі пацієнта і напругою високочастотних коливань автогенератора. Високочастотна напруга посилюється каскадами, зібраними на транзисторах Т7, Т8 і детектується (діоди Д7, Д8, конденсатор С15). Навантаженням детектора є вимірювальний прилад ВП. За допомогою змінного резистора R17 проводиться калібрування приладу в значеннях амплітуди імпульсів в ланцюзі пацієнта (кінцеве значення шкали 10 мА).

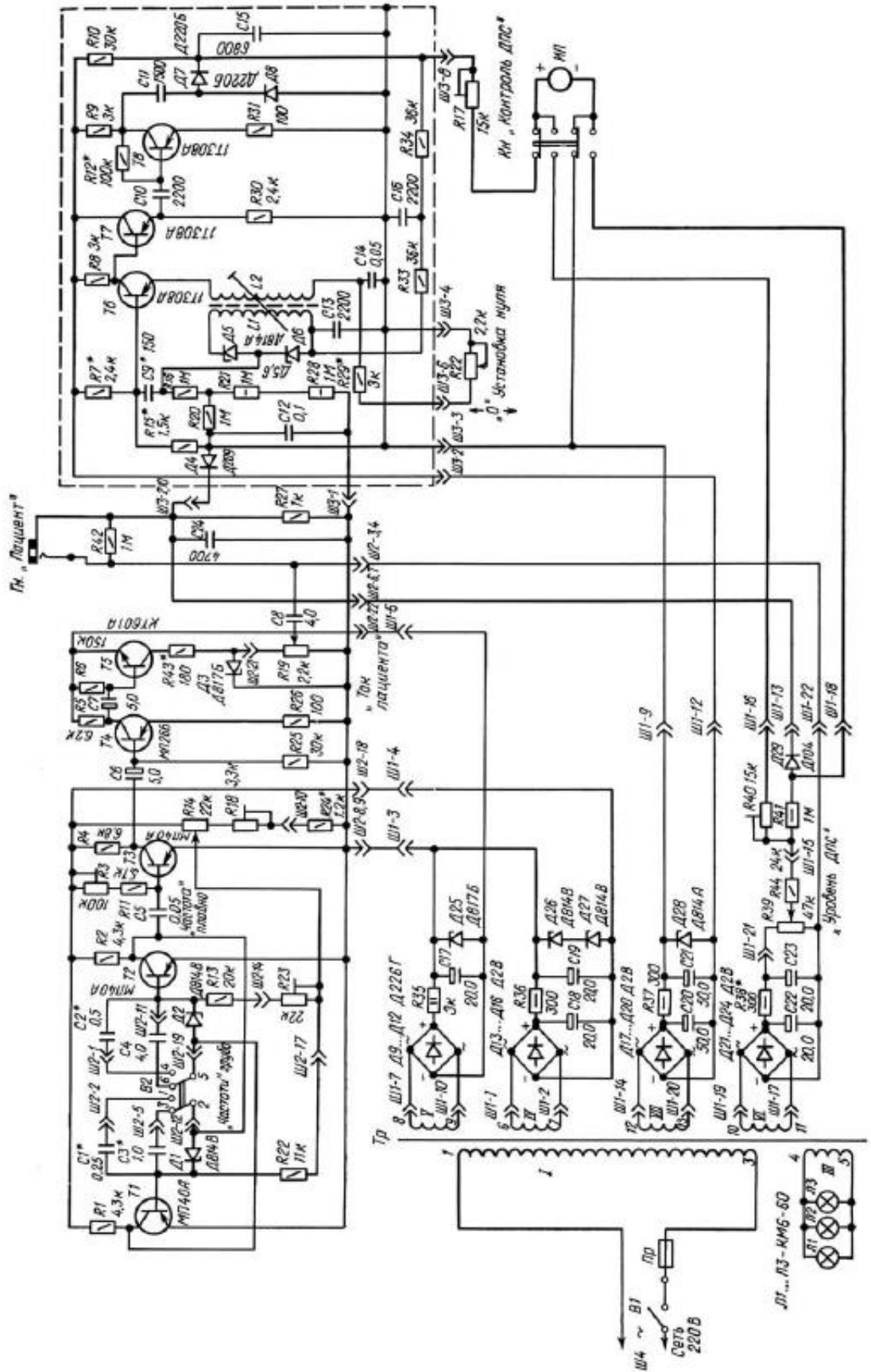


Рис. 4.1 – Принципова електрична схема апарату

Установка нуля приладу проводиться змінним резистором R32, включеним в емітерний ланцюг транзистора високочастотного генератора. Крім генератора імпульсної напруги, апарат має регульоване джерело постійного струму для створення у вихідному ланцюзі додаткової постійної складової, що підсилює в ряді випадків ефективність імпульсного струму. Постійна напруга створюється за допомогою мостового випрямляча на діодах Д21...Д24 з фільтровими конденсаторами С22, С23.

Випрямляч навантажений на змінний резистор R39 (ручка "Рівень ДПС"), з двигуна якого напруга через резистори R44, R41 і діод Д29 подається на вихідне гніздо. Падіння напруги на резисторі R41 при натиснутій кнопці КН ("Контроль ДПС") створює струм в ланцюзі міліамперметра П. Напруга живлення на транзистори мультивібратора і формувача подається з випрямляча на діодах Д13...Д16 з фільтровими конденсаторами R18, R19 і стабілітронами Д26, Д27. Транзистори підсилювачів живляться від мостового випрямляча на діодах Д9...Д12, фільтровому конденсаторі С17, стабілітроні Д25, а транзистори вимірювача - від окремого випрямляча на діодах Д17-Д20 з конденсаторами фільтру С20, С21 і стабілітроном Д28.

До мережі живлення апарат підключається через силовий трансформатор Тр. В мережевому проводі встановлений вимикач В1, запобіжник Зп.

Індикація напруги мережі здійснюється за допомогою ламп розжарювання Л1, Л2, які освітлюють шкалу частот на панелі управління. Підсвічування шкали дозволяє проводити процедури в затемненому приміщенні, тобто в умовах, що сприяють природному сну.

4.2. Перевірка технічного стану апарату

Перевірка тривалості і максимальної амплітуди імпульсів проводиться за допомогою електроннопроменевого осцилографа, підключеного паралельно Rн.

Максимальна амплітуда імпульсного струму визначається за формулою:

$$I = U/R_n,$$

де I – струм, А;

U – напруга, виміряна за допомогою осцилографа, В;

R_n – навантаження 5000 Ом \pm 1%.

Перевірка величини ДПС проводиться за допомогою мікроамперметра в ланцюзі пацієнта. Увімкніть апарат за схемою (рис. 4.2), натиснувши кнопку КОНТРОЛЬ, перевірте показання контрольного і вимірювального приладу апарату.

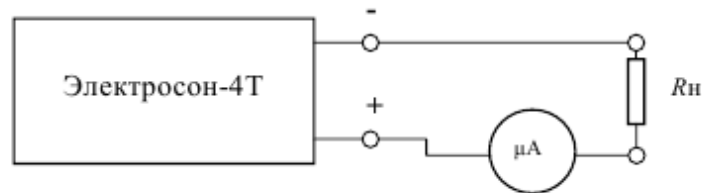


Рис. 4.2 – Схема включення апарату для перевірки величини ДПС

Перевірка вимірювального пристрою полягає у визначенні похибки вимірювання постійного та імпульсного струмів пацієнта.

Для цього на вихід апарату паралельно R_n підключають електронно-променевий осцилограф. Похибку вимірювання амплітуди імпульсів і величини ДПС визначають за формулою:

$$\delta = (I - I_0) / I_k * 100,$$

де δ – похибка вимірювання, %;

I – струм, розрахований за формулою $I = U/R_n$, (для імпульсного струму) або

виміряний за допомогою мікроамперметра (для ДПС), мА;

I_0 – показники вимірювального приладу апарату, мА;

I_k – кінцеве значення шкали вимірювального приладу апарату, мА.

Діадинамічні струми здійснюють гальмування нервової системи в області осередку захворювань, і відбувається знеболювання зони хворобливості. Діадинамічні струми іноді в літературі називають струмами Бернара (назва за іменем французького лікаря П. Бернара, який запропонував в 1946 році метод застосування цих струмів в лікувальних цілях).

Існують наступні прилади заводського виготовлення, що виробляють діадинамічний струм: СНІМ-1, «Тонус ДТГ», «Тонус-БР», ДТ-50-39 «Тонус-1». Вони досить дорогі, тому і був виготовлений простий ПДДЕТ з доступних радіокомпонентів.

Запропонована схема ПДДЕТ забезпечує 5 режимів формування діадинамічних струмів. Цю конструкцію можна використовувати як прилад для електрофорезу.

Інформацію про вибір оптимальних режимів можна знайти в [1, 2]. Крім того, перед використанням приладу ПДДЕТ слід проконсультуватись з лікарем.

Принципова електрична схема ПДДЕТ показана на рис. 4.3. Різні режими перемикаються установкою (або зміною) перемичок, які вмикаються в гнізда 12-контактного роз'єму Ш1гн типу РПМ23-12 ГШ5. Самі перемички виконані у вигляді невеликих друкованих плат з протравленими доріжками і встановленими на цих платах штирьових роз'ємів типу РПМ23-12Ш5. Можна використовувати також роз'єми інших типів.

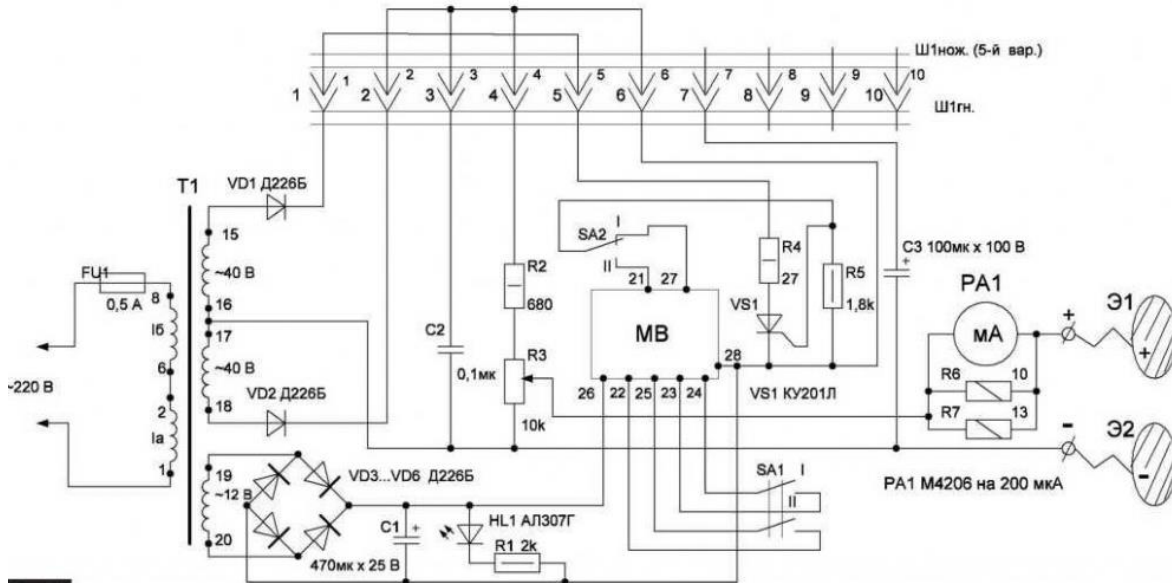


Рис. 4.3 – Принципова електрична схема ПДДЕТ

Можливі такі режими роботи ПДДЕТ:

1. Однонапівперіодний безперервний струм з частотою 50 Гц (перемички 1-3-4).
2. Двонапівперіодний безперервний струм з частотою 100 Гц (перемички 1-2-3-4).
3. Переривистий однонапівперіодний струм із частотою 50 Гц (перемички (1-5, 6-3-4)).
4. Переривистий двонапівперіодний струм з частотою 100 Гц (перемички 1-2-5, 6-3-4).
5. Послідовна подача 50 Гц, 100 Гц (перемички 1-5, 2-3-4-6).
6. Випрямляч для електрофорезу (перемички 1-2-4-7).

За допомогою перемикачів SA1 і SA2 можна змінювати тривалість переривання в режимах 3 і 4 і тривалість модуляції в режимі 5.

На схемі рис.1 реалізований режим 5. Існує можливість перемикання чотирьох значень тривалості імпульсів пристрою:

- SA1 в положенні I, SA2 в положенні I отримаємо $t_{imn} = 1$ с.

- SA1 в положенні I, SA2 в положенні II отримаємо $t_{имн} = 1,5$ с.
- SA1 в положенні II, SA2 в положенні I отримаємо $t_{имн} = 2$ с.
- SA1 в положенні II, SA2 в положенні II отримаємо $t_{имн} = 3,5$ с.

У режимі 1 використовується однонапівперіодний випрямляч (50 Гц).

У режимі 2 використовується двонапівперіодний випрямляч на діодах VD1 і VD2 (100 Гц).

Конденсатор C2 забезпечує згладжування різких переходів (результат комутації) в вихідному сигналі.

У режимах 3, 4 і 5 діода (діодів) включається комутуючий елемент - тиристор VS1, за допомогою якого і забезпечується робота схеми з перериванням.

Принципова електрична схема вузла мультивібратора, який позначений на схемі рис.1 як MB, показана на рис. 4.4.

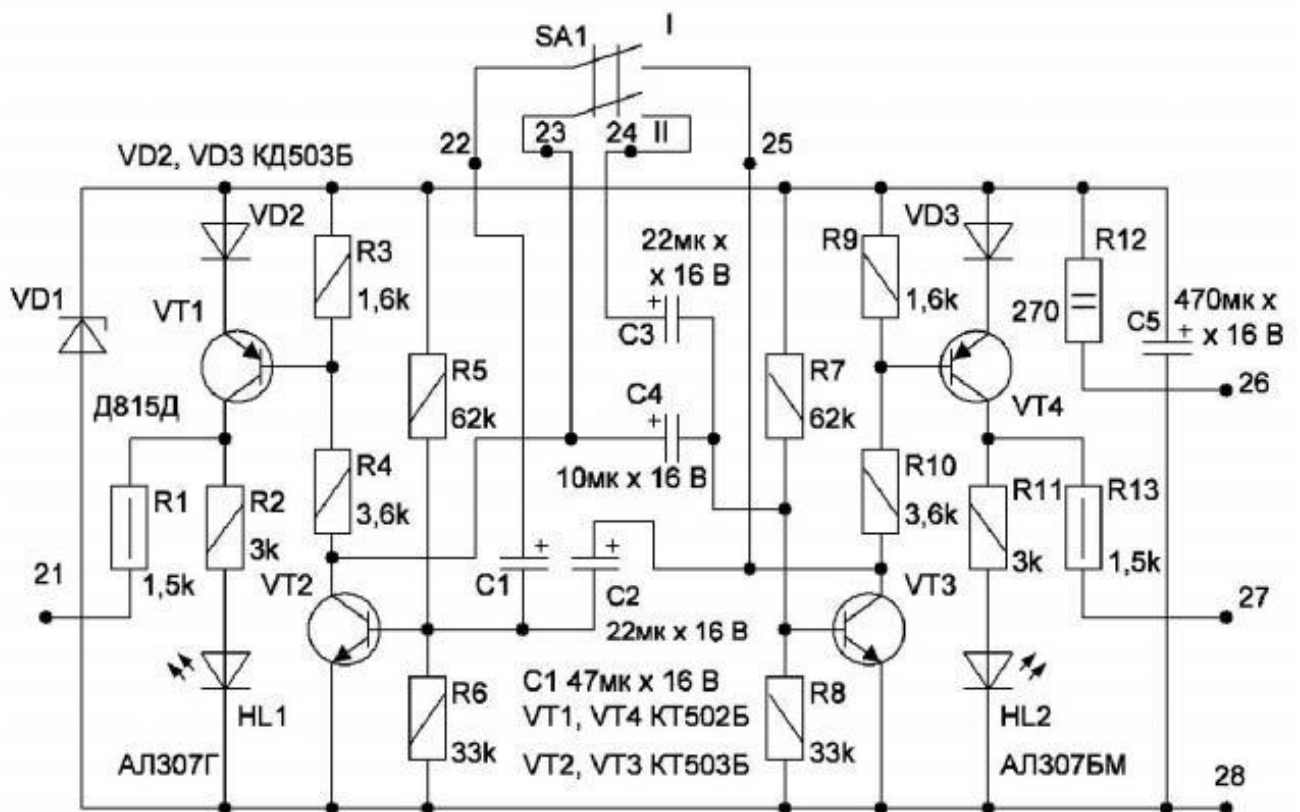


Рис. 4.4 – Принципова електрична схема вузла мультивібратора

На транзисторах VT2, VT3 зібраний мультивібратор, який через допоміжні транзисторні ключі на VT1 і VT4 керує роботою тиристора VS1. Конденсатори C2 і C4 мають різну ємність, тому і тривалість позитивних імпульсів на різних виходах MB різні.

На одному з них тривалість імпульсу 1 с, а на іншому – 1,5 с. При установці перемикача SA1 в положення «II» паралельно конденсаторам C2 і

C4 підключаються конденсатори C1 і C3, і тривалість позитивних імпульсів на виходах МВ збільшується відповідно до 2 з і 3,5 с.

Таким чином можна отримати 4 різних за тривалістю імпульси, які і використовуються для управління тиристором. Для індикації роботи мультівібратора в схему введені світлодіоди HL1 і HL2

Для обмеження вихідного струму в схему на рис.1 введений резистор R2.

У блоці живлення використаний уніфікований трансформатор T1 типу ТА14. Можна також застосовувати трансформатори типів ТА15, ТА33, ТА34, ТА35 або ж будь-який силовий трансформатор потужністю близько 26 Вт з відповідними напругами. У пристрої застосований мікроамперметр на 200 мкА типу М4206 з зовнішнім шунтом з двох паралельно включених резисторів R6 і R7, що дозволяє збільшити межу вимірювання цього приладу до 20 мА.

Друкована плата блоку МВ з боку компонентів і з боку провідників – на рис. 4.5.

Прилад зібраний в металевому корпусі розмірами 130x100x160 мм. Зовнішній вигляд приладу показаний на фото.

Схема приладу проста і не вимагає настройки. Він може бути виготовлений навіть початківцями радіоаматорами.

В якості електродів E1 і E2 використовуються тонкі свинцеві пластини, обмотані відрізками бинта, які слід намочити кип'яченою водою.

Як показує практика, на хворе місце необхідно встановлювати електрод E2, тобто з негативною полярністю.

При електрофорезі певних лікарських препаратів необхідно з'ясовувати, на позитивному або негативному електроді слід розміщувати рекомендований препарат.

Від редакції. При виготовленні цього приладу особливу увагу слід приділити вибору та перевірці трансформатора. Він повинен бути заводського виготовлення з високоякісною ізоляцією (розв'язкою) первинної і вторинної обмоток.

Перед застосуванням приладу слід обов'язково перевірити, чи не присутня на виходах пристрою напруга відносно заземлених предметів, наприклад водопровідних труб. При наявності такої напруги використовувати прилад категорично не можна.

Крім того, користуватися приладом можна тільки під контролем кваліфікованих медиків.

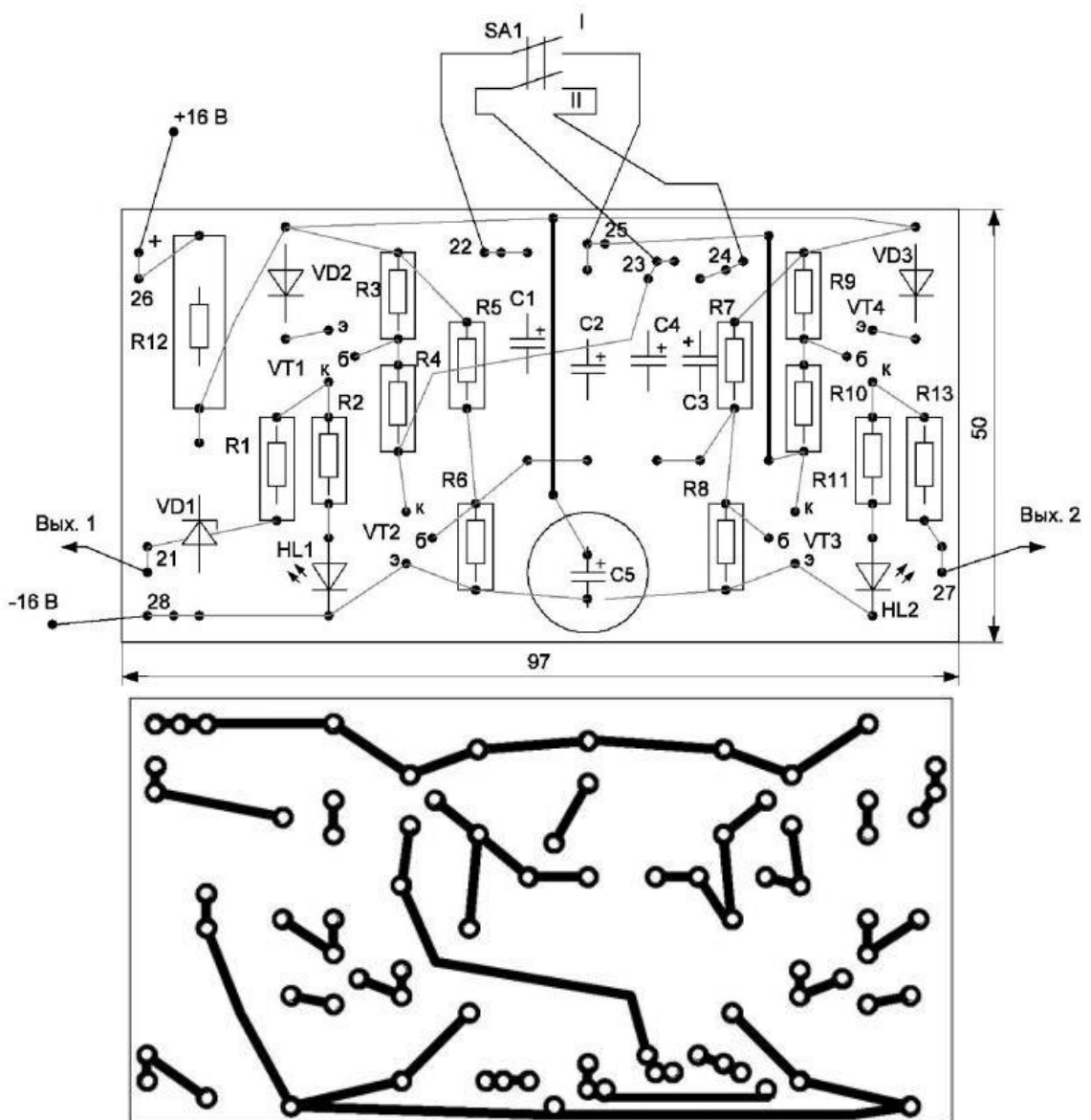


Рис. 4.5 – Друкована плата блоку МВ з боку компонентів та з боку провідників

4.3. Автоматичний електростимулятор

За допомогою автоматичного електростимулятора якого можна здійснювати процедури електропунктури в автоматичному режимі не тільки уніполярними, але і біполярними імпульсами. При цьому відпадає необхідність міняти місцями пасивний і активний електроди і з'являється можливість чергувати вплив імпульсами високої і низької частоти практично

одночасно (4 варіанти такого впливу забезпечуються різними положеннями перемикачів SA1 і SA3).

Автоматичний електростимулятор (рис. 4.6) містить два RC-генератора стимулюючих імпульсів (на транзисторах VT1 VT3 і VT2 VT4 відповідно), модулятор імпульсів живлення на мікросхемі DA1 світлові і звуковий індикатори (HL1 HL2, BF1), пасивний і активний електроди.

Для пояснення роботи на рис. 4.6 наведені тимчасові діаграми роботи пристрою.

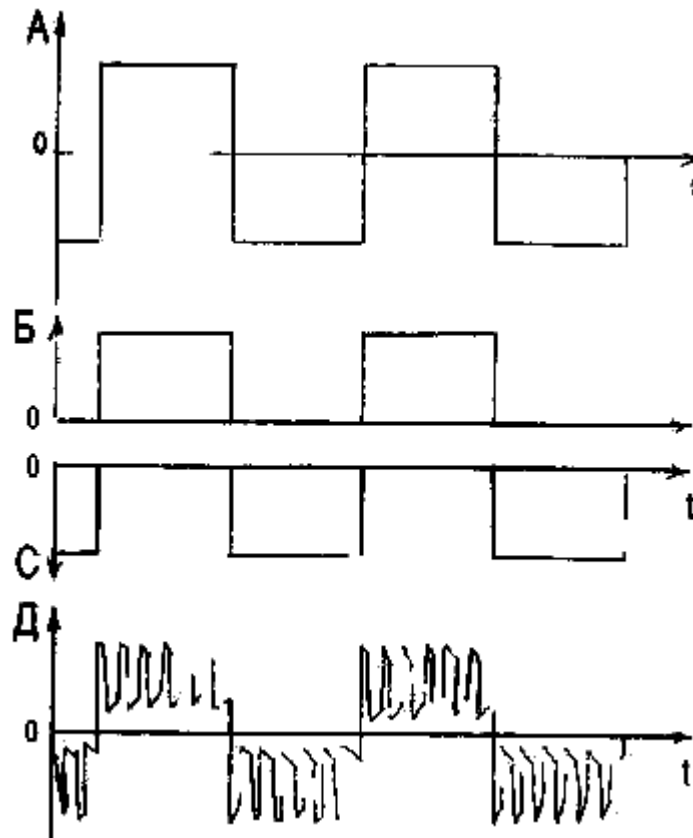


Рис. 4.6 – наведені і діаграми роботи пристрою

Якщо правильно встановити поріг чутливості RC-генераторів (резисторами R7 і R10) вони починають працювати тільки тоді, коли активний електрод доторкається біологічно активної точки (БАТ), електричний опір якої зазвичай значно менше, ніж у інших точок тіла. Частота стимулюючих імпульсів позитивної полярності регулюється резистором R1, негативної полярності - резистором R6.

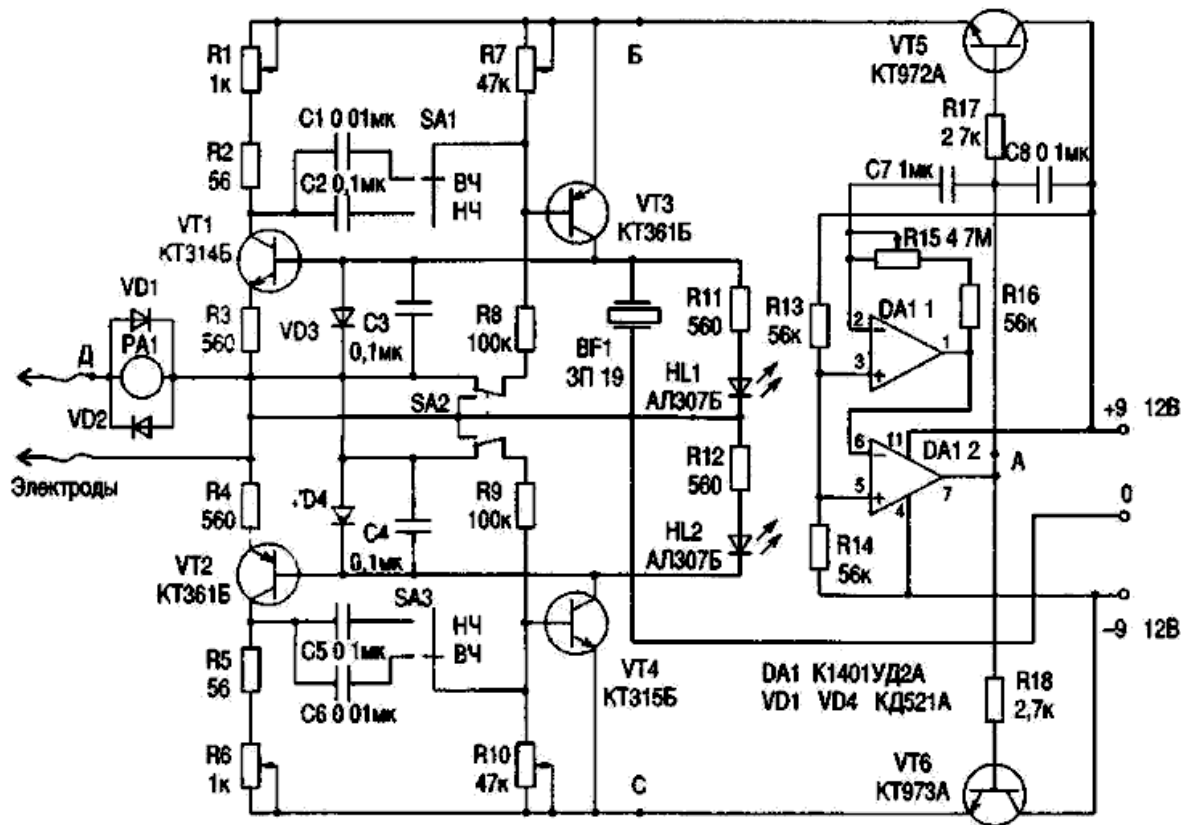


Рис. 4.7 – Схема електростимулятора

Частоту імпульсів живлення (амплітудної модуляції) регулюють резистором R15. Перемикачами SA1 і SA3 вибирають діапазони частот стимулюючих імпульсів (ВЧ або НЧ). Світлова індикація роботи RC-генераторів забезпечується ланцюгом R11, HL1 і R12, HL2 відповідно. Для звукової сигналізації призначений п'єзоелемент BF1. Схема пристрою при правильній збірці і справних елементах в налагодженні не потребується, однак під час роботи потрібне регулювання порогу чутливості.

Перемикачем SA2 електростимулятор можна включити в режим постійної генерації імпульсів, і в такому режимі його можна використовувати для терапії імпульсами інфрачервоного випромінювання, якщо паралельно ланцюгам R11, HL1 і R12, HL2 підключити інфрачервоні випромінювачі, наприклад такі, як в [4]. Крім того, електростимулятор можна доповнити стрілочним індикатором струму електростимуляції (переважно зі шкалою 100...0...100 мкА), і в цьому випадку його можна використовувати для діагностики по методу Фолля, якщо період імпульсів живлення (амплітудної модуляції) встановити 5 с і більше. Більш того, припускаю, що будь-яка БАТ може мати асиметрію показань стрілочного індикатора щодо нуля при чергуванні позитивних і негативних пачок імпульсів, особливо помітною при наявності будь-якої патології.

Можливо експериментальним шляхом вдасться доповнити і модернізувати діагностику за методом Фолля, і таким чином перевірити

припущення автора про те, що така асиметрія БАТ є додатковою інформацією про стан здоров'я того чи іншого органу. Діоди, підключені паралельно стрілочному індикатору, захищають останній від перевантаження при короткому замиканні щупів, але якщо використовується стрілочний індикатор з вбудованим захистом, то можна обійтися і без них. Електростимулятор можна доповнити і частотною модуляцією, якщо на колектори VT1 і VT2 подати імпульси пилкоподібної напруги синхронно з імпульсами модулятора живлення.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. О возможности диагностики заболеваний у животных путем измерения собственного электромагнитного излучения тканей (радиотермометрия) / Косулина Н. Г., Чакина Н. А. // Проблемы бiонiки. – Збiрник наукових праць. Випуск 51. – Харкiв: ХДТУР. –1999. – С. 80 – 83.
2. Радиотермометрия в диагностике stanu сiльськогосподарських тварин / Черенков А. Д., Балан Г. П., Косулина Н. Г. // Питання електрифiкацiї сiльського господарства. Збiрник наукових праць. – Харкiв: ХДТУСГ. – 1999. – С. 80 – 82.
3. Аналіз методів дослідження взаємодії електромагнітного поля (ЕМП) з біологічними об'єктами / Косулина Н. Г // Вісник Харківського державного технічного університету сiльського господарства. “Проблеми енергозабезпечення та енергозбереження в АПК України”. – Харкiв: ХДТУСГ, 2003. – Вип. 19, Т. 1. – С. 202 – 212.
4. Використання мікрохвильових технологій у сiльському господарстві / Косулина Н. Г // Праці. Таврiйська державна агротехнiчна академiя. – Мелітополь: ТДАТА, 2003. – Вип. 15. – С. 141 – 148.
5. Применение информационных электромагнитных полей в технологических процессах сельского хозяйства / Черенков А. Д., Косулина Н. Г. // Світлотехніка та електроенергетика. Міжнародний науково-технічний журнал. Харківська національна академія міського господарства. – 2005. – №5. – С. 77 – 80.
6. Низкоэнергетические электромагнитные технологии в растениеводстве / Косулина Н. Г., Черенков А. Д. // Світлотехніка та електроенергетика. Міжнародний науково-технічний журнал. Харківська національна академія міського господарства. – 2008. – № 4(16). – С. 80 –85.
7. Биофизический анализ воздействия информационного электромагнитного поля на биологические объекты / Косулина Н. Г // Вісник Харківського національного технічного університету сiльського господарства ім. Петра Василенка. Проблеми енергозабезпечення та енергозбереження в АПК України. – 2013. – Вип. 141. – С. 86 – 87.
8. Analysis of processes of image formation of bio-objects based on gas discharge visualization. Natalia Kosulina, Maksym Sorokin, Yuri Handola, Stanislav Kosulin, Kostiantyn Korshunov, Mariia Chorna, Vitaly Sukhin / SSRG-International Journal of Electrical and Electronics Engineering (SSRG)-IJEEE", Volume 11 Issue 4, 2024 by SSRG - IJEEE Journal, Year of Publication: 2024. <https://www.internationaljournalsssrg.org/IJEEE/paper-details?Id=687>. DOI: [10.14445/23488379/IJEEE-V11I4P112](https://doi.org/10.14445/23488379/IJEEE-V11I4P112)

9. Analysis of characteristics of semi-disc leucosapphire resonator with electronic frequency tuning / *Аналіз характеристик напівдискового лейкосапфірового резонатора з електронним регулюванням частоти.* Kosulina, N.G., Chorna, M.O., Boroday, I.I., ..Avrunin, O.G., Semenets, V.V. *Telecommunications and Radio Engineering (English translation of Elektrosvyaz and Radiotekhnika, 2022, 81(6), pp. 1–14. Volume 81, Issue 6, 2022, pp. 1-14*

DOI:10.1615/TelecomRadEng.2022037910

10. Kosulina, N., Sorokin, M., Handola, Y., Kosulin, S., & Korshunov, K. (2023). Forming an elliptical directional diagram of the sectoral horn antenna for flow irradiation of sugar beet seeds by electromagnetic field / *Формування еліптичної діаграми спрямованості секторіальної рупорної антени для потокового опромінення електромагнітним полем насіння цукрового буряка.* *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 1(5 (121), 26–37.* <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2023.273972>

11. Natalia Kosulina, Stanislav Kosulin, Kostiantyn Korshunov, Mykola Lysychenko, Maksym Sorokin, Yuri Handola, Huzenko Vitalii. Substantiation of Requirements to the Gas Discharge Visualization-Based Technical System for Studying Bio-objects / *Обоснование требований к технической системе для исследования биообъектов на основе газоразрядной визуализации, «SSRG International Journal of Electrical and Electronics Engineering», vol. 10, no. 2, pp. 132-142, 2023. Crossref, <https://doi.org/10.14445/23488379/IJEEE-V10I2P113>*

12. Cell conductivity as a probability process of membrane electroporation. Проводимость клетки как вероятностный процесс электропорации мембраны / Shigimaga V. A., Kosulina N. G., Chorna M. A., Borodai I. I. *International periodic scientific journal MODERN SCIENTIFIC RESEARCHES. No 16 (1). – P.71 – 84. DOI: 10.30889/2523-4692.2021-16-01-022.* <https://www.modscires.pro/index.php/msr/issue/archive>

13. Automatic control and correction systems rations for animal feeding. The scientific heritage. (Budapest, Hungary) / Shigimaga V., Faizullin R., Kosulina N., Sukhin V., Korshunov K. The journal is registered and published in Hungary. VOL 1, No 78 (78) (2021). – P. 45 – 51. DOI: 10.24412/9215-0365-2021-78-1-45-50

14. Prospective aspects in the robotization development of animal husbandry processes / V. A. Shigimaga, N. G. Kosulina, M. O. Chorna, I. I. Borodaj // *Engineering of nature management. – 2021. – N4(22). – p. 77 – 81. DOI: 10.37700/enm.2021.4(22).77*

15. Расчет специализированной антенны для проведения биологических исследований / Н. Г. Косуліна, К. С. Коршунов // *Інженерія природокористування, 2021, №4(22). – С. 99 – 103* DOI:0.37700/enm.2021.4(22).99

16. Аналіз електродинамічної моделі біологічно активної точки шкіряного покриву тварин / В. В. Гузенко, В. В. Семенець, Т. В. Носова, М. Л. Лисиченко, Н. Г. Косуліна / *Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн.зб. 2020. Вип. 201. С. 215 – 219.*

17. Моделювання електронних імпульсних рефлектометрів на основі характеристик нелінійних функціоналів / В. В. Семенець, О. Г. Аврунін, О.

Д. Черенков, Н. Г. Косуліна / Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн.зб. 2020. Вип. 201. С. 179 – 185.

18. Open system for measuring the chemiluminescence of crop seeds

[Aleksandr D. Cherenkov](#), [Natalia G. Kosulina](#), [Yaroslav I. Yaroslavskyy](#), [Nataliia V. Titova](#), [Zbigniew Omiotek](#), [Gauhar Borankulova](#), [Aigul Tungatarova](#). [Author Affiliations +Proceedings Volume 11581, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020; 115810A \(2020\) <https://doi.org/10.1117/12.2580182>](#)
Event: Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020, 2020, Wilga, Poland.
<https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/11581/115810A/Open-system-for-measuring-the-chemiluminescence-of-crop-seeds/10.1117/12.2580182.short> (СКОПУС)

19. Analysis of the influence of the internal noise of the frequency conversion system on the accuracy of measuring the dielectric permittivity of plant gas exchange / Kosulina N., Pirotti Y., Cherenkov A., Chorna M., Korshunov K. The scientific heritage (Budapest, Hungary), №51. – Vol 1. – 2020. – P. 58 – 63. венгрия

20. Justification of the parameters of the dielcometric system of plant gas exchange control. Kosulina N., Pirotti Y., Cherenkov A., Chorna M., Sapryka A. Osterreichisches Multiscience journal (Innsbruck, Austria). Vol 1, No 32(2020) – P. 61 – 66. Австрия

21. Kryvonosov V., Buhlal N., Boryakin A., Shaiko-Shaikovsky O., Kryvonosov V., Kosulin N. / Information system of non-invasional control and diagnosis of bone fracture in ankle osteosynthesis, №27 2021, International independent scientific journal VOL. 34

22. Cell Conductivity in Pulsed Electric Field as a Probabilistic Process of Membrane Electroporation / V. A. Shigimaga N. G. Kosulina M. A. Chorna S. V. Kosulin / New Frontiers in Physical Science Research Vol. 1, 1 September 2022, Page 72 – 91

<https://doi.org/10.9734/bpi/nfpsr/v1/3616A>, Published: 2022-09-01

<https://stm.bookpi.org/NFPSR-V1/article/view/8122>

ЗАВДАННЯ ДЛЯ ПРАКТИЧНОЇ РОБОТИ

1. Ознайомитися з явищем впливу постійним струмом низької частоти та низької напруги на біологічний об'єкт.
2. Ознайомитися з методом ДІАДИНАМОТЕРАПІЇ, ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ, ЕЛЕКТРОАНАЛЬГЕЗІЇ, ЕЛЕКТРОСОНОТЕРАПІЇ
3. Ознайомитися з конструкцією та роботою апаратів Електросон-4Т, Тонус-2М, Магنون-ПРБ. Нейроімпульс, Міоритм-040, Стимул-1, Міотонія-604, СНМ2-01.
4. Зробити порівняльну характеристику розглянутих апаратів та сучасних апаратів.
5. Зробити висновок по роботі.

КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Як поділяються низькочастотні електротерапевтичні апарати?
2. Електростимуляція, як метод реабілітації.
3. Принцип роботи апарату «Електросон-4Т». Принципова схема.
4. Принцип роботи апарату «Тонус-2м». Принципова схема. Технічна характеристика.
5. Електричний стимулятор. Принципова схема. Принцип роботи.
6. Магніон-ПРБ. Технічна характеристика приладу. Принцип дії.

СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ БІООБ'ЄКТІВ

МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ ДО ВИКОНАННЯ

ПРАКТИЧНОЇ РОБОТИ на тему:

«ВИКОРИСТАННЯ АПАРАТІВ ДЛЯ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ ТА
АНАЛІЗ ВПЛИВУ ІМПУЛЬСНИХ СТРУМІВ НИЗЬКОЇ ЧАСТОТИ,
НИЗЬКОЇ НАПРУГИ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ»

для студентів першого рівня вищої освіти «Бакалавр»

спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

освітньо-професійної програми «Біомедична інженерія» денної або заочної
форми навчання

Укладачі уклад. Косуліна Н. Г. Шигимага В. О., Чорна М. О., Сухін В. В.,
Ляшенко Г. А., Коршунов К. С.

План 2024 р.

Підп. до друку 02.11.2024 р. Формат 60×84^{1/16}. Папір офсет.

Друк. цифровий. Гарнітура Bookman Old Style. Ум. друк. лист. 2,25.

Наклад 50 прим. Зам. № 11/02/2024.