



ТЕРЕЩЕНКО Микола Федорович - канд. техн. наук, доцент кафедри виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Науковими інтересами є дослідження впливу фізичних полів і сигналів на біологічні тканини та розробка методів і засобів фізіотерапії та метрології. Автор понад 250 наукових публікацій та 75 патентів.



ТИМЧИК Григорій Семенович - докт. техн. наук, професор, декан приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Науковими інтересами є: створення спеціалізованих лазерних інформаційно-вимірювальних систем для контролю технічного стану і параметрів динамічних об'єктів, створення нового класу спектрально-кореляційних систем на основі пасивних резонаторів Фабрі-Перро для оперативного контролю параметрів якості деталей і стану технологічного обладнання у прецизійному приладобудуванні. Автор понад 463 наукових публікацій, 43 наукових монографій та підручників, і 78 винаходів.



ЧУХРАЄВ Микола Вікторович - канд. техн. наук, доктор наук в області медичної психології, директор ТОВ «Науково-методичний центр «Мединтех». Науковими інтересами є: дослідження і розробки в галузі природничих наук, медичної психології, а також методів та засобів медичного приладобудування для фізіотерапії, медичної реабілітації та косметології. Автор понад 107 наукових публікацій, 42 монографій та 57 винаходів.



КРАВЧЕНКО Анатолій Юрійович - аспірант кафедри виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Науковими інтересами є дослідження впливу ультразвуку на біологічне середовище та адаптивні апарати ультразвукової терапії. Автор 14 наукових публікацій та 3 патентів.

Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої

**М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко**

Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої



Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко**

Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої

Монографія

*Рекомендовано Вченою радою
КПІ ім. Ігоря Сікорського*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського

2018

УДК 615.831.7+615.849.11
У 51

*Рекомендовано Вченою радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
(протокол № 02 від 12 .02.2018 р.)*

Рецензенти:

А. Г. Мисюра, д-р біол. наук,
Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України.

Ю. Ф. Тесик, д-р техн. наук,
Інститут електродинаміки НАН України

Відповідальний редактор

В. С. Антонюк, д-р техн. наук, проф.,
Національного технічного університету України «Київський
політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв та ін. - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. – 180 с., іл.

ISBN 978-966-622-874-4

В монографії переставлені теоретичні засади дії акустичних коливань на біологічне середовище, дослідження особливостей зміни стану, як об'єкта впливу, так і самих параметрів ультразвукових коливань та систематизовані матеріали з реакції біологічного об'єкта на ультразвук, запропонована модель взаємодії ультразвуку з біологічною тканиною, показані результати математичного моделювання і експериментальних досліджень.

Наведені результати досліджень у напрямку медичного приладобудування, а саме – принципам побудови ультразвукових фізіотерапевтичних апаратів та систем, методам підвищення ефективності їх роботи, контролю та вимірюванням параметрів ультразвукових випромінювачів. Розглянуто конструкції акустичних датчиків та методику розрахунку їх параметрів. Значна увага приділена структурним особливостям побудови апаратів, підвищенню ефективності та адаптації параметрів до дії ультразвуку.

Книгу розраховано на наукових та інженерно-технічних працівників, спеціалістів медичного приладобудування та фізіотерапії, а також студентів та аспірантів вищих навчальних закладів з технологічного та інженерно-медичного напрямку підготовки.

УДК 615.831.7+615.849.11

ББК

© М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко, 2018

© КПІ ім. Ігоря Сікорського (ПБФ), 2018

ISBN 978-966-622-874-4

Зміст

Передмова	5
РОЗДІЛ I. АКУСТИЧНІ КОЛИВАННЯ ТА ЇХ ХАРАКТЕРИСТИКИ.....	6
1.1. Загальні відомості про акустичні коливання	6
1.2. Ультразвукові коливання	7
1.3. Дія ультразвукових коливань на біологічні тканини	12
1.4. Ультразвукова терапія.....	15
1.5. Реакція біологічного об'єкта на ультразвук	17
1.6. Кількісна оцінка ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури	25
1.7. Аналітична оцінка взаємодії ультразвуку з клітиною	32
1.8. Зміни товщини мембрани клітини під впливом УЗ	32
1.9. Розподіл температури в біологічній тканині при дії ультразвуку ...	33
1.10. Математична модель взаємодії ультразвуку з біологічною тканиною.....	35
1.11. Експериментальні дослідження дії ультразвуку на біологічні тканини	35
1.12. Моделювання адаптивного зворотного зв'язку для апаратів УЗ терапії.....	39
1.13. Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води	45
РОЗДІЛ II. УЛЬТРАЗВУКОВІ ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ.....	52
2.1. Механізми фізіологічного та лікувального впливу ультразвуку на організм людини	54
2.2. Класифікація систем ультразвукової терапії і діагностики	55
2.3. Принципи побудови та основні структурно-функціональні схеми апаратів ультразвукової терапії.....	76
2.4. Методи та пристрої підвищення ефективності роботи УЗТ	81
2.5. Способи контролю та моніторингу параметрів в апаратах УЗТ.....	88
2.6. Способи контролю та вимірювання параметрів ультразвукових випромінювачів.....	100
2.7. Класифікація комбінованих фізіотерапевтичних апаратів.....	103

РОЗДІЛ ІІІ. ДАТЧИКИ АКУСТИЧНИХ КОЛИВАНЬ	106
3.1. Методи генерації ультразвукових хвиль.....	106
3.2. Розробка конструкції акустичного перетворювача	109
3.3. Конструктивні особливості різних типів акустичних перетворювачів	110
3.4. Принципи побудови та особливості використання випромінювачів.....	120
3.5. Особливості ультразвукового перетворювача.....	127
3.6. Еквівалентна електромеханічна схема перетворювача	128
3.7. Розрахунок коливальної системи. Вибір п'єзокераміки.....	131
3.8. Визначення резонансних розмірів п'єзоперетворювача	133
3.9. Розрахунок елементів армуючого пристрою.....	134
3.10. Визначення максимальної амплітуди коливальної швидкості	135
3.11. Визначення електричних параметрів перетворювача	136
3.12. Вимоги безпеки в ультразвуковій терапії	137
РОЗДІЛ ІV. АДАПТИВНІ УЛЬТРАЗВУКОВІ ТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ	138
4.1. Адаптивна ультразвукова терапія з управлінням по системі нечіткої логіки	139
4.2. Принципи роботи ультразвукової фізіотерапевтичної системи з управлінням по параметрам пульсової хвилі	142
4.3. Апарати УЗТ із контролем акустичного контакту та температури	148
4.4. Принципи побудови високоефективних апаратів ультразвукової терапії з адаптивним контролем	157
4.5. Метрологічні установки.....	169
4.5.1. Алгоритми технічного обслуговування	171
4.5.2. Розробка контрольно-вимірювального стенду.....	172
ЛІТЕРАТУРА	173

Передмова

Головним завданням розвитку сучасних фізіотерапевтичних апаратів, а саме ультразвукових терапевтичних апаратів є аналіз результатів численних експериментальних досліджень з практичного використання ультразвуку (УЗ) в медицині з позиції сучасної біофізичної акустики, а також оптимізація відомих апаратних реалізацій ультразвукового терапевтичного обладнання на основі отриманих результатів сучасних досліджень.

Центральною проблемою вдосконалення апаратів ультразвукового терапевтичного напрямку незмінно лишається питання контролю дозування ультразвукового впливу під час лікувальної процедури. Дане питання має основні аспекти:

- гарантований контакт випромінювача з біологічною тканиною;
- метод оцінювання впливу УЗ сигналу на біологічні тканини;
- адаптивне налаштування заданих параметрів під час процедури.

Автори відзначають суттєвий вклад Кирилової А.В. в проведені дослідження впливу ультразвуку на біологічну тканину 2008 - 2011 роках. Розділи 1, 2, 3 - написані авторами спільно, розділ 4 написаний Кравченко А. Ю.

РОЗДІЛ І. АКУСТИЧНІ КОЛИВАННЯ ТА ЇХ ХАРАКТЕРИСТИКИ

1.1. Загальні відомості про акустичні коливання

Акустичні (звукові) коливання можна описати рядом параметрів. Частота ν , період T , амплітуда A та інтенсивність I визначаються джерелом акустичних коливань, швидкість поширення c - середовищем, а довжина хвилі λ - джерелом звуку і середовищем. Звукові хвилі, у тому числі і ультразвукові (УЗ), характеризуються періодом T коливання – часом t , за який молекула (частка) здійснює одне повне коливання, частотою $\nu = 1/T$ - числом коливань в одиницю часу, довжиною l - відстанню між точками однієї фази і швидкістю поширення ν , яка залежить, головним чином, від пружності η і щільності середовища ρ .

Таблиця 1.1

Коефіцієнт відбиття ультразвукових хвиль на межах біологічних середовищ [5]

Межа біологічних середовищ	$K_{\text{відб}}$, %
Кров - мозок	0.3
Кров - м'язи	1.5
Кров - нирка	2.1
Кров - печінка	2.7
Кров - жир	7.9
Печінка - камені печінки	0-17.0
М'язи - жир	10.0
М'язи - кістка	64.0
Мозок - кістка черепа	66.0
Вода - м'яккі тканини	2.9-6.6
Вода - кістка черепа	68.4
Вода - мозок	3.2
Повітря - м'яккі тканини	99.95

У системах медичної УЗ діагностики та терапії зазвичай використовують частоти від 22 кГц до 15 МГц. Будь-яке середовище, у тому числі і тканини організму, перешкоджає поширенню ультразвуку, тобто володіє різним акустичним опором Z - імпедансом. Досягнувши межі двох середовищ з різним акустичним опором, пучок УЗ хвиль зазнає суттєвих змін: одна його частина продовжує поширюватися в новому середовищі, в тій або іншій мірі поглинаючись ним, інша - відбивається. Коефіцієнт відбиття $K_{\text{відб}}$, що представлений в таблиці 1.1, залежить від різниці величин акустичного опору ΔZ шарів тканин, що межують одна з одною. Повним відбивачем (99,95%) є

межа - повітряний прошарок між біологічними тканинами і випромінювачем.

При контакті випромінювача УЗ зі шкірою пацієнта необхідна обробка поверхні шкіри контактним гелем, який виконує роль перехідного середовища. Відбиття залежить від кута падіння УЗ променя, частоти УЗ коливань, щільності матеріалу та швидкості падаючого променя.

1.2. Ультразвукові коливання

Акустичні коливання з частотами нижче 16 (20) Гц, які не сприймаються людиною, називають *інфразвуком*, коливання з частотами [16(20) – 20000] Гц - *звукові*, а від 20000 Гц до 10^9 Гц - *ультразвуком*, а коливання з частотами вище, ніж 10^9 Гц, називають *гіперзвуком*.

Ультразвуковим діапазоном вважають діапазон частот від 20000 Гц до декількох мільярдів Гц. Людське вухо не сприймає ультразвук.

В практиці для отримання УЗ застосовують електромеханічні та п'єзоелектричні генератори УЗ, дія перших заснована на здатності деяких матеріалів змінювати свої розміри під дією магнітного поля (магнітострикційні генератори) чи електричного поля (п'єзоелектричні генератори). Через велику частоту (малу довжину хвиль) УЗ володіє особливими властивостями. Він сильно поглинається газами та рідинами. В рідині при дії УЗ за певних умов можуть утворюватися пустоти в вигляді дрібних бульбашок з короткочасним зростанням тиску усередині них та швидким їх схлопуванням (це явище називають кавітація). Крім того, УЗ хвилі прискорюють протікання процесів дифузії, суттєво впливають на розчинність речовини та в цілому на хід фізико-хімічних реакцій. Ці властивості УЗ та особливості його взаємодії з середовищем розповсюдження обумовлюють його широке технічне і медико-біологічне використання.

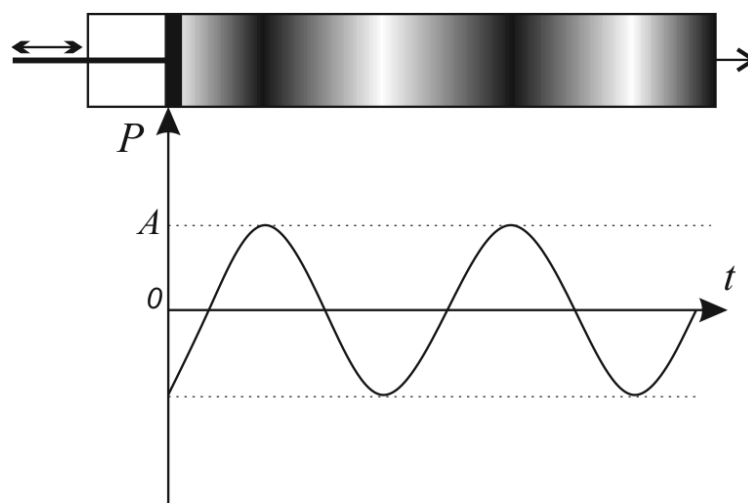


Рис.1.1. Ультразвукові коливання

Розглянемо ультразвукові коливання, як хвилі, які являють собою періодичне чередування зон стиснення і розрідження частинок пружного середовища, які несуть енергію, які змінюються в часі, що і зображено на (рис.1.1).

Основні характеристики ультразвуку: частота ν , циклічна частота ω та, період T ($T=1/\nu$), швидкість $v(c)$, довжина хвилі λ ($\lambda = v/\nu$), амплітуда A , інтенсивність I . Для плоскої хвилі інтенсивність ультразвуку [39]

$$I = 2\pi^2 \rho c \nu^2 A^2 = P^2 / (2\rho c), \quad (1.1)$$

де ρ — густина середовища, P - акустичний тиск

$$P_{max} = 2\pi^2 \rho \nu A \quad (1.2)$$

Так при оцінці інтенсивності ультразвукових коливань в фізіотерапії, виходять з того, що для опису параметрів УЗ полів використовують наступні характеристики: звуковий тиск, інтенсивність, швидкість поширення, амплітуда та частота.

Ультразвук має ряд специфічних властивостей, які визначають його широке використання в різних сферах людської діяльності. Ці особливості зумовлені високою частотою і малою довжиною хвилі, що визначає променевий характер розповсюдження ультразвуку. Внаслідок цього вони дають ультразвукові тіні і їх можна одержати у вигляді вузьких пучків, які за аналогією із світловими прийнято називати ультразвуковими пучками. Таким чином, можна вважати, що ультразвук поширюється в однорідному середовищі прямолінійно, не огинає перешкод, розміри яких значно перевищують довжину хвилі. З ультразвуком, як і з іншими видами хвиль, спостерігаються заломлення, відбивання, дифракція та поглинання.

При заломленні та падінні ультразвукових хвиль під кутом відбувається таке явище, як утворення повздовжніх і поперечних хвиль одночасно. Найкраще ультразвук поглинається газами, тілами з малою пружністю (пластичними матеріалами), пористими тілами (гума, корок), гірше – рідинами, найгірше – твердими тілами.

Ультразвук дуже широко використовується в пристроях та технологічних операціях на виробництві [39]. Існують такі ультразвукові технологічні операції, як: різання, зварювання, паяння, лудіння, чищення, уловлювання пилу і туману, прискорення технологічних процесів, готування суспензій і емульсій, контроль якості, візуалізація, ехолокація і т.д. Використовується також ультразвук у таких галузях, як хімія, металургія, електроніка, медицина та інших галузях народного господарства. Далі йтиме мова лише про використання в медицині та косметології

Ультразвукові або звукові коливання характеризуються рядом параметрів. Один із них – довжина хвилі λ , тобто відстань, яку проходить хвиля за один період коливання. Швидкість розповсюдження хвилі – швидкість звуку c пов'язана з довжиною хвилі, періодом коливання T і частотою f наступним співвідношенням:

$$\lambda = cT = c / f \quad (1.3)$$

Швидкість звуку c залежить від властивостей середовища. Для газів вона визначається формулою

$$c = \sqrt{\nu p / \rho} = \sqrt{\nu RT / M}, \quad (1.4)$$

де ν – показник адіабати; ρ – густина середовища; p – тиск; R – універсальна газова стала; T – абсолютна температура; M – молекулярна маса.

Для рідини (мається на увазі вода та водні розчини при невеликих концентраціях, тисках і температурах) [39]:

$$c = \sqrt{1 / (\rho \beta_{ad})}, \quad (1.5)$$

де β_{ad} – адіабатичне стиснення.

Для органічних рідин з урахуванням факторів, що характеризують взаємодію молекул,

$$c = \sqrt{\frac{\nu RT}{M - b\beta_{ad}} \left(\frac{\frac{1}{3}M}{M - \rho\beta_{ad}} - 2 \right)}, \quad (1.6)$$

де b – стала Ван-дер-Ваальса.

В рідинах і газах ультразвукові хвилі є поздовжніми, так як напрямок коливання часток середовища співпадає з напрямом розповсюдження хвилі. В твердих тілах поряд з поздовжніми можуть виникати і поперечні хвилі, перпендикулярні напрямку розповсюдження хвилі. Можуть також в залежності від джерела ультразвуку мати місце крутильні і згинальні коливання.

Для твердих тіл швидкість розповсюдження поздовжніх хвиль [39]

$$c = \sqrt{\frac{E(1-M)}{\rho(1+M)(1-2\mu)}}, \quad (1.7)$$

де E – модуль пружності (модуль Юнга); μ – коефіцієнт поперечного стискання (коефіцієнт Пуассона).

Під дією ультразвукових коливань частки середовища, в якій вони розповсюджуються, коливаються з прискоренням, що періодично змінюється. Між змінним звуковим тиском і зміщенням часток середовища існує певний зв'язок. При гармонічних коливаннях звуковий тиск

$$p = \rho c \omega A \cos(\omega t - kr), \quad (1.8)$$

де A - амплітуда коливання часток середовища; ω - кутова частота; $k = \omega/c$ - хвильове число; t - час; r - відстань від випромінювача.

Амплітуда звукового тиску:

$$P = \rho c \omega A. \quad (1.9)$$

Зв'язок між розповсюджуючим в середовищі звуковим тиском і хвильовим опором середовища ρc можна представити у вигляді відношення, що називається коливальною швидкістю,

$$v = P / (\rho c) = 2\pi f A. \quad (1.10)$$

Розповсюдження ультразвукових хвиль пов'язано з переносом енергії. Густина енергії звукової хвилі, яка припадає на одиницю об'єму середовища, може бути виражена як

$$E_e = \rho v^2 / 2 = 2\pi^2 \rho f^2 A^2. \quad (1.11)$$

Енергію ультразвукових хвиль, що проходять крізь одиницю площі за одиницю часу, прийнято характеризувати інтенсивністю ультразвукових коливань. Коли хвиля падає перпендикулярно поверхні і хвиля плоска, то інтенсивність ультразвуку

$$I = 2\pi^2 \rho c f^2 A^2 = p^2 / (2\rho c). \quad (1.12)$$

Зазвичай інтенсивність виражається в Vm/cm^2 або Vm/m^2 .

Розглянуті співвідношення відносяться до розповсюдження ультразвуку невеликої інтенсивності, тобто до випадку, коли середовище володіє лінійними властивостями. При великій інтенсивності ультразвуку більше $3 \text{ }Vm/cm^2$, що розповсюджується в рідинах, властивості середовища активно змінюються і поведінка звукових хвиль відрізняється від простого гармонічного коливання часток докола положення рівноваги. При цьому в середовищі виникають специфічні ефекти, до яких відносяться: звуковий радіаційний тиск, звуковий вітер, спотворення форми хвилі, поглинання і поверхневе тертя і, нарешті, кавітація, що грає важливу роль в техніці потужного ультразвуку і що інтенсивно впливає на фізико-хімічні процеси, які протікають в рідині. В рідині, що знаходиться під динамічним впливом, під час розрідження може відбутись її розрив, що супроводжується виникненням порожнин, які закриваються при стисканні з виділенням значної енергії.

Більшість закономірностей, характерних для звукових коливань справедливі і для ультразвукових і описуються в першому наближенні хвильовим рівнянням, загальним для всіх частот[39]

$$\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \times \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} \quad (1.13)$$

або в скороченому вигляді

$$\Delta W = \frac{1}{c^2} \times \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} \quad (1.14)$$

де Δ – оператор Лапласа; W – зміна величини, що коливається, в часі

$$W = A \cdot \sin \frac{2\pi}{T} \left(\tau - \frac{x}{c} \right) \quad (1.15)$$

де τ – час, с; A – амплітуда хвилі, м; T – час, за який здійснюється повний цикл коливань або період коливань, с; x, y, z – координати джерела синусоїдальних коливань, м; x – напрям розповсюдження хвиль; c – швидкість звуку в середовищі розповсюдження ультразвукових коливань, м/с

Джерело коливань достатньо великої потужності не тільки приводить прилеглі до нього частинки того або іншого середовища в коливальний рух щодо їх положення рівноваги, але і викликає їх постійний зсув – постійний потік, який носить назву акустичного або звукового вітру.

Причина виникнення акустичного вітру обумовлена законом збереження кількості руху і полягає в тому, що переносима звуковою хвилею кількість руху, пов'язана з коливаннями частинок середовища, і при поглинанні хвилі передається середовищу, викликаючи його регулярний рух. Ефект акустичного вітру виявляється у вигляді сильних течій, що приводять до інтенсивного перемішування середовища, підсилюючих тепломасообмін.

Для незатухаючих гармонічних коливань зсув q і швидкість v можна визначити по формулах:

$$q = A \sin \omega \tau; \quad (1.16)$$

$$v = A \omega \cos \omega \tau, \quad (1.17)$$

де ω – кутова частота, рад/с.

Рівняння зсуву для вільних затухаючих коливань

$$q = A e^{-\delta \tau} \sin \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2} \tau \quad (1.18)$$

де δ – коефіцієнт загасання системи, рівний відношенню еквівалентного опору втрат в системі r (акустичний опір, кг/с) до її подвоєної маси.

Відомо, що амплітуда гармонічних коливань звукового тиску P залежить від таких показників, як густина середовища ρ , швидкість звуку c , кутової частоти ω та амплітуди A коливань частинок середовища (1.9).

Припустимо, що амплітуда A з формули (1.9) еквівалентна висоті h коливань в зоні контакту «випромінювач – шкіра». Так як висоту коливань можна заміряти тензодатчиком. Тоді

$$P = \rho c \omega h. \quad (1.19)$$

Враховуючи, що інтенсивність виражається залежністю (1.12), то підставивши (1.19) в (1.12) та виконавши елементарні перетворення, отримаємо математичну залежність інтенсивності коливань від параметрів біологічної тканини:

$$I = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 h^2, \quad (1.20)$$

Таким чином формула (1.20) дає можливість практично визначати інтенсивність ультразвукових коливань в зоні контакту «випромінювач – шкіра» в терапевтичному діапазоні, максимальне значення якого при фізіотерапії за нормальних умов та за будь-якої умови поодинокого порушення не повинне перевищувати 3 Вт/см² [40].

1.3. Дія ультразвукових коливань на біологічні тканини

Дослідженню впливу ультразвуку на біологічні об'єкти присвячена велика кількість робіт [12, 14, 73, 75]. Лікувальний вплив ультразвуку на організм розглядається авторами як спільна дія ряду чинників, що включають механічні коливання (мікромасаж тканин), ефекти фізико-хімічного і нервово-рефлекторного характеру, а також тепло, що виділяється в тканинах при поглинанні ультразвуку [3-6].

Взаємодія біологічного об'єкту і його реакції у відповідь на вплив ультразвуку здійснюється у декілька стадій: відбиття, розсіювання та поглинання енергії тканиною, вібрація, первинні фізико-хімічні та електрокінетичні ефекти, процеси циркуляції та зміни проникності клітинних мембран, зміна концентрацій речовин, енергій та швидкості обмінних реакцій, виникнення додаткових мікропотоків та клітинно-біологічна стадія впливу.

На **першому етапі** енергія ультразвуку відбивається, розсіюється та поглинається тканинами [4, 6, 8]. В результаті в них відбуваються явища псевдокавітації, механічного розпаду білків, молекул та клітин на складові частини, електронного збудження, зміни структури водних розчинів. Механічний фактор пов'язаний з дією фаз стиску й розрідження речовини при проходженні ультразвукових коливань, а отже — зі змінним акустичним тиском (+186 кПа, або ± 2 ат при частоті 1 МГц). Це приводить до своєрідного «мікромасажу» тканин. При великій інтенсивності ультразвуку (понад 3 Вт/см²) за рахунок значного ефекту кавітації проявляється його руйнівна дія, що може привести до розриву молекул,

найпростіших мікроорганізмів, а також ушкодження деяких біологічних тканин.

Ультразвукове опромінення на **другій фізико-хімічній стадії** впливає на первинні процеси (біологічні, електрокінетичні, фізико-хімічні та ін.). В результаті УЗ поглинається тканинами, де спостерігаються зміна обмінних процесів біологічних клітин, іонні зрушення, утворення вільних радикалів, підвищення температури [7]. У живій клітині є мінімум три частини, на які впливають фізичні чинники, забезпечуючи переключення потоків енергії в організмі: макромолекули зовнішньої оболонки клітини, мітохондрії і ядро. Під впливом УЗ відбувається мікрівібрація або мікромасаж на клітинному і субклітинному рівнях, стимулюються процеси мікроциркуляції, збільшується проникність клітинних мембран [4, 5, 8, 9]. Зміни клітинних мембран у свою чергу призводять до змін концентрацій різних речовин в клітині і її найближчому оточенні, а також до зміни швидкості ферментативних реакцій (низьке активування і переважне пригнічення ферментативних реакцій в клітині внаслідок порушення оптимуму концентрацій речовин, необхідних для функціонування ферментів). У зв'язку з цим в клітині виникають і розвиваються сепаративні процеси [4, 8, 9].

При опроміненні еритроцитів донорської крові людини з'ясувалося, що ультразвук в терапевтичних дозах не викликає явного руйнування клітин, виходу з них гемоглобіну і порушення повного балансу. На основі цих досліджень був зроблений висновок, що УЗ коливання змінюють проникність клітинних мембран еритроцитів і знижують трансмембранну різницю потенціалів [10].

В озвучених тканинах може відбуватися розрідження речовин з маленькими частинками матерії (дисперсна фаза) і перерозподіл колоїдного розчину між дисперсними фазами і дисперсійним середовищем [8]. Спостерігається зміна в'язкості розчинів, стійкості білків до ферментів. В результаті зміни орієнтації і просторової організації біомакромолекул відбувається оголення нових ферментативних центрів [9,18].

Ультразвук впливає на виникнення мікропотоків, що міняють просторове взаєморозташування внутрішньоклітинних утворень, стимулює клітинні елементи і клітини в цілому [4, 8, 9].

Під впливом ультразвуку може відбуватися руйнування азотистих основ [4], можлива поява біологічно активних речовин, таких як NO_2 і NO_3 , які можуть інгібувати активність різних ферментів [20].

Ультразвук неоднаково впливає на швидкість окислювальних процесів, тканинне дихання, окислювальне фосфорилування - при різній інтенсивності.

При високій інтенсивності спостерігається пригнічення цих процесів, а при низькій йде їх активація [20-22]. Дія ультразвуку малої інтенсивності знижує концентрацію продуктів ліпідної перексидази в еритроцитах [30].

В експерименті на дрібних лабораторних тваринах показано, що при збільшенні часу опромінення ультразвуком зростає рівень цАМФ і зменшується рівень циклічного гуанозинмонофосфату (цГМФ) [31].

Після курсу лікування ультразвуком у паравертебральній ділянці в безперервному режимі достовірно збільшувався зміст адренкортикотропного гормону (АКТГ) [32]. Ультразвук сприяє уповільненню здатності згущуватися крові, в основному, за рахунок пригнічення активності згортаючої системи, запобігаючи тим самим тромбоутворенню. Із звільненням гепарину і гістаміну в озвученій ділянці важлива активація фібринолітичної системи плазміну [33-35]. Вважається, що ультразвук впливає на форму і функцію тромбоцитів через вібраційні механізми [37]. Проте при високих інтенсивностях ультразвуку (3,5 Вт/см² і більше) еритроцити збираються в згустки. Цей ефект тимчасовий, оскільки після припинення озвучування згустки розсмоктуються [8].

Виявлений позитивний вплив ультразвуку інтенсивністю (0,05-0,4) Вт/ см² на Т-лімфоцити при озвучуванні лейкоцитів крові людини [35-36]. Змін з боку В-лімфоцитів не виявлено, ультразвук стимулює обхідний кровообіг за рахунок розкриття нефункціонуючих капілярів і анастомозів, прискорення і посилення зростання кровообігу обхідних судин [38-40], а також покращує термінальний кровообіг і мікроциркуляцію. Місцеве розширення судин під впливом ультразвуку сприяє покращенню обмінних процесів в тканинах [8, 41].

Реакцію організму на ультразвук в **третій біологічній стадії** умовно можна розділити на три типи: місцева, специфічна гемостатична і загальна адаптаційна [10].

У аспекті місцевих регуляцій підкреслюється значення клітин-антагоністів (огрядних, плазматичних, ентохромобільних). Ці клітини виробляють біологічно активні речовини (гепарин, серотонін, гістамін та ін.), які грають важливу роль в системі подвійної регуляційної функції.

У механізмах дії УЗ значне місце відводиться впливу на нейрогуморальні системи організму [10,41].

У сфері регуляції метаболізму реакція організму у відповідь на дію УЗ здійснюється у вигляді декількох фаз:

- стресова - викид АКТГ, глюкокортикоїдів, зниження рівня інсуліну;
- гуморальна - підвищення вмісту в крові АКТГ, інсуліну, серотоніну;

- метаболічна - підвищення рівня цАМФ в тканинах;
- релаксаційна - накопичення простагландинів групи E, приведення параметрів метаболізму у фізіологічні межі [7, 25, 26,31].

Встановлено, що УЗ низької частоти (25 кГц) при інтенсивності 0,6 Вт/см² виявляє дифузну дію на внутрішньоклітинні структури, викликаючи їх функціональну напругу, гіперплазію, і стимулює фізіологічну регенерацію озвучених органів і тканин дрібних лабораторних тварин; УЗ середньої частоти (880 кГц) при тій же інтенсивності викликає зміни змішаного типу - гіперпластичні і альтернативні з переважанням перших у тому числі гіперплазію лізосомного апарату клітин і підвищення активності гідролітичних ферментів; УЗ високої частоти (2640 кГц) при тій же інтенсивності викликає переважно альтернативні зміни, особливо виражені з боку гідрокристалічних структур клітин [11].

1.4. Ультразвукова терапія

Ультразвукова терапія — застосування ультразвуку з лікувальною метою. В основі ультразвукової терапії лежить специфічний характер взаємодії ультразвуку з біологічними тканинами.

Оцінка ефективності впливу ультразвуку на біологічну тканину є одним із важливих пунктів, які враховуються при розробці та модернізації ультразвукових терапевтичних апаратів (УЗТА). Оскільки актуальними є питання контролю та оцінки процесу взаємодії ультразвуку з біологічними структурами в реальному часі. Певним етапом у вирішенні даних питань є дослідження та отримання адекватних математичних моделей біофізичних процесів впливу та дії параметрів ультразвукових коливань на біологічну тканину. Математичні моделі дадуть змогу:

- розробляти нову терапевтичну ультразвукову апаратуру з адаптивною системою контролю;
- підвищити ефективність фізіотерапевтичної процедури;
- удосконалити сучасні методи та принципи побудови апаратів ультразвукової терапії.

Моделювання фізико-біологічних процесів впливу ультразвуку на клітинну мембрану з урахуванням кількісного методу оцінки якісних процесів під час процедури, дасть змогу дослідити в реальному часі перебіг фізичних процесів процедури УЗ терапії та можливість корегувати параметри УЗ для

отримання нормованої та запланованої дози ультразвуку з урахуванням індивідуальної реакції пацієнта.

Ультразвукова терапія незмінно лишається однією з найбільш розповсюджених процедур фізіотерапії, реабілітаційних відділень та косметологічних центрів. Широке використання даної процедури зумовлене рядом її переваг:

- неінвазивність;
- регенеративний вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей;
- мікроконтролерна апаратна реалізація.

На сьогодні власні потреби у вітчизняних медичних виробках Україна забезпечує лише на 30-35% [33]. Ринок УЗТА України склали наступні виробники - серії апаратів УЗТ «Барвінок» Київського заводу «Квант», серії апаратів «МІТ-11» і «Стриж» виробника НМЦ «Мединтех» та ін. Одним із основних недоліків цих апаратів є відсутність контролю акустичного контакту (АК) між біологічною тканиною та акустичним випромінювачем.

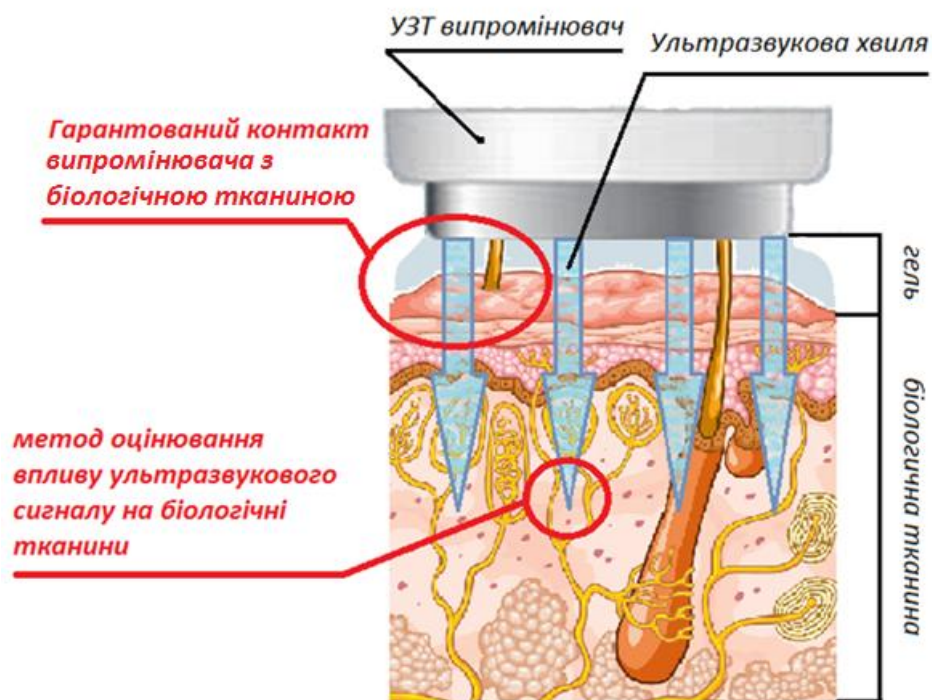


Рис.1.2. Схема впливу ультразвуку на біологічні тканини

Необхідність контролю міри акустичного контакту (АК) виникає в тих випадках, коли постійність АК не може бути гарантована умовами проведення конкретної ультразвукової терапії. Наприклад, стан неповного АК при УЗТ виникає, головним чином, через особливості рельєфу шкіри наявності

волосяного покриву, а також недостатнього притиску випромінювача при збідненому шарі контактного матеріалу. В результаті відсутності контролю міри АК дійсна доза ультразвукової дії на БО може значно відрізнятись від тої, що призначена лікарем.

Особливе значення індикації та контролю АК набуває при проведенні процедур на внутрішньопорожнинних органах, коли візуальний контроль контакту випромінювача і слизистих оболонок ускладнений.

В даному викладі представленні вирішення наступних задач:

- гарантований контакт випромінювача з біологічною тканиною;
- метод оцінювання впливу УЗ сигналу на біологічні тканини.

1.5. Реакція біологічного об'єкта на ультразвук

Дослідженню впливу ультразвуку на біологічні об'єкти присвячена велика кількість робіт [5,8-12]. Лікувальний вплив ультразвуку на організм розглядається авторами як спільна дія ряду чинників, що включають - мікромасаж тканин, ефекти фізико-хімічного і нервово-рефлекторного характеру, а також тепло, що виділяється в тканинах при поглинанні ультразвуку [5-8]. Проте, загалом розроблені моделі дії ультразвуку на біологічні тканини не дають чіткого опису математичної залежності оцінки впливу його на клітинному рівні та методів виміру лікувального ефекту.

В якості оцінки впливу УЗ коливань на біологічний об'єкт, зазвичай, розглядають суто фізичний або суто біологічний аспект. Так, представник наукової школи МГТУ ім. М. Баумана Новіков О.О., як критерій оцінки ефективності впливу ультразвукової енергії, що проникає в тканину, безпосередньо в процесі роботи ультразвукового терапевтичного апарату використовує амплітуду струму збудження випромінювача [17]. Однак, деякі автори розглядають зміну параметрів проникності мембрани як універсальну реакцію клітини на УЗ дію (Акопян Б.В., Ершов Ю.А., Федорова В.Н., Фаустов Е.В., Пулатов Р.П., Кобахидзе З.В., Чиркин В.А. та ін.) [3,5,8-12]. Проте описові формули змін параметрів при мембранному транспорті не враховують розповсюдження УЗ хвилі та значення інтенсивності коливань, що поглинаються клітиною. Отже, не дають реальної оцінки ефективності випромінюваного УЗ сигналу.

Тому одним із головних завдань при створенні перспективно нової терапевтичної ультразвукової апаратури є вирішення проблеми підвищення ефективності її роботи за рахунок врахування кількісних показників та оцінки

лікувального впливу ультразвуку на біологічну тканину.

Взаємодія біологічного об'єкту і його реакції у відповідь на вплив ультразвуку здійснюється у декілька стадій.

На першому етапі енергія ультразвуку поглинається тканинами [2,4]. В результаті в них відбуваються явища псевдокавітації, механічної дезінтеграції, електронного збудження, зміни структури водних розчинів. УЗ опромінення на другій фізико-хімічній стадії відбувається конформаційний ефект, іонні зрушення, утворення вільних радикалів, підвищення температури (рис.1.3). Під впливом УЗ відбувається мікровібрація на клітинному і субклітинному рівнях, стимулюються процеси мікроциркуляції, збільшується проникність клітинних мембран [5,9], що у свою чергу призводять до змін концентрацій різних речовин в клітині і її найближчому оточенні, а також до зміни швидкості ферментативних реакцій. УЗ впливає на виникнення мікропотоків, що міняють просторове взаєморозташування внутрішньоклітинних утворень, стимулює клітинні елементи і клітини в цілому [5,9].

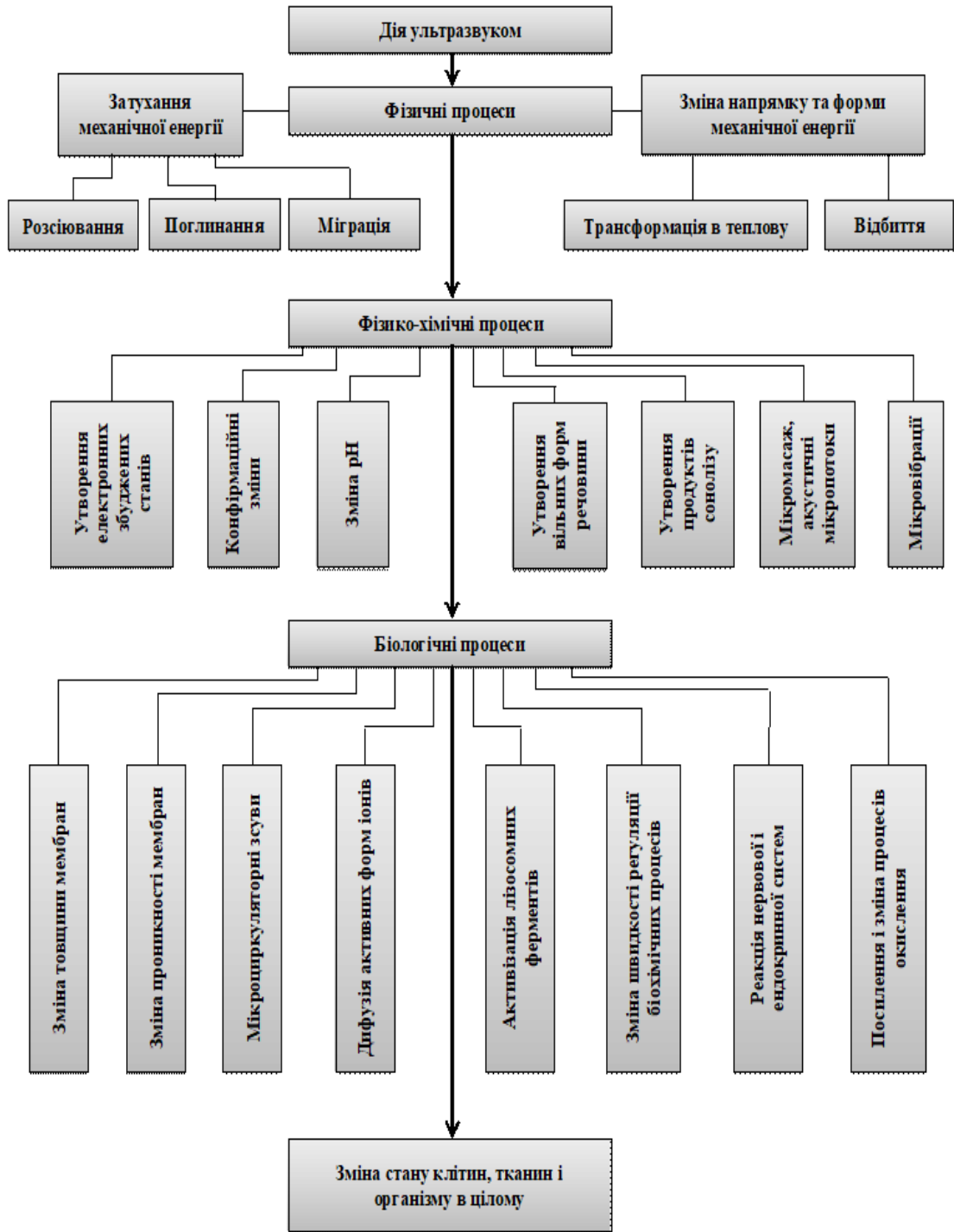
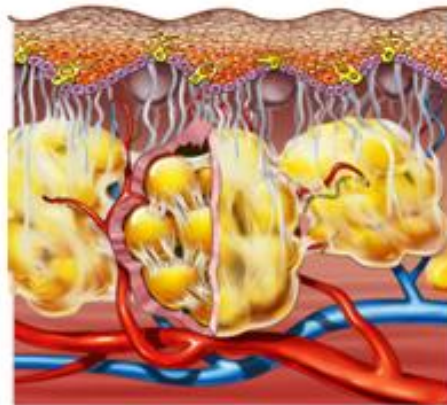
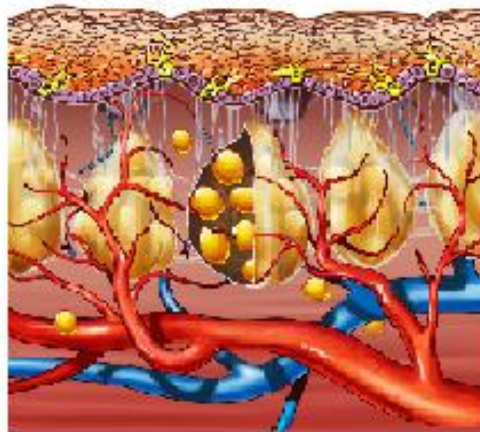


Рис.1.3. Процеси, які проходять під дією ультразвуку

Таким чином вигляд біологічної тканини (шкіра) до дії ультразвуку та після стилізовано показані на рис. 1.4.



а) ДО



б) ПІСЛЯ

Рис.1.4. Механічний вплив ультразвукових хвиль на підшкірні структури.

Процес дії ультразвуку на організм складний та багатоетапний, тому дослідження та отримання адекватних математичних моделей біофізичних процесів впливу та дії параметрів ультразвукових коливань на біологічну тканину є основою для розробки нової терапевтичної ультразвукової апаратури, підвищення ефективності її роботи і удосконалення сучасних методів та принципів проектування апаратів.

Розглянемо біологічну дію ультразвуку, як потік молекул речовин обміну через клітинну мембрану, що описується законом Фіка [13]:

$$\bar{j} = -D \frac{dc}{dx}, \quad (1.21)$$

де \bar{j} - кількість моль рідини, що переноситься за одиницю часу, $\text{Моль} \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$ (рис.1.5), D - коефіцієнт дифузії, $\text{см}^2/\text{с}^{-1}$, dc/dx - градієнт концентрації речовин (c - концентрація, x - напрям зміни потоку).

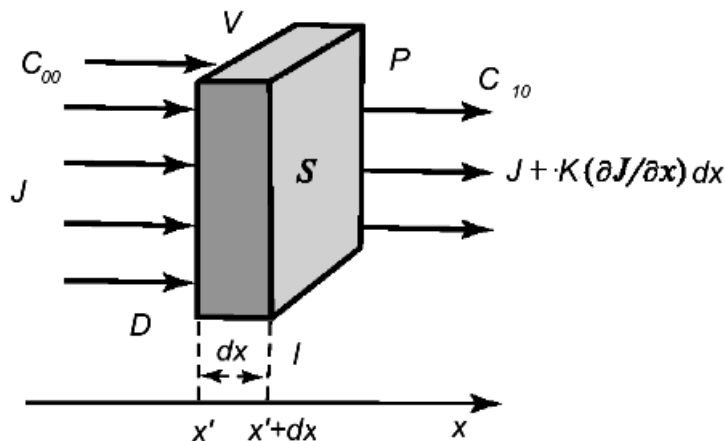


Рис.1.5. Градієнт потоку j у випадку одномірної дифузії через елементарний V об'єм з площею S та товщиною проникнення dx .

Градієнт концентрації це зміна концентрації речовини на одиницю довжини dx у напрямі дифузії x . Знак "мінус" в правій частині рівняння означає, що дифузія відбувається з області більшої концентрації c_{11} речовини в область c_1 меншої концентрації.

Зазвичай при дослідженні проникності P клітинної мембрани концентраційний градієнт визначити достатньо важко, тому для опису дифузії речовини через неї користуються спрощеним рівнянням, де градієнт концентрації речовин dc/dx для квазістаціонарних умов можна замінити відношенням різниці концентрації $c_{11} - c_1$ до товщини самої мембрани l [8]:

$$\bar{j} = -D \frac{c_{11} - c_1}{l} = P(c_1 - c_{11}), \quad (1.22)$$

де $P = D/l$ - коефіцієнт проникності мембрани.

Для молекул, що дифундують крізь неї, цей коефіцієнт визначається товщиною мембрани l і коефіцієнтом дифузії D .

Взаємодію мембрани з дифузійними шарами можна розглядати як квазіефективну мембрану, товщина якої змінюється та визначається з виразу

$$L = l + \Delta x_1 + \Delta x_2, \quad (1.23)$$

де Δx_1 , Δx_2 - товщина квазидифузійних шарів по обидві сторони від мембрани.

На рис.1.6 схематично зображений процес зміни концентрації в примембранних просторах та в мембрані; Δx_1 та Δx_2 - квазіефективна товщина дифузійних шарів, яку можна розглядати як додатковий бар'єр, важливість якого в транспортному процесі залежить від співвідношення проникності самої мембрани для молекул, що транспортуються, та проникності бар'єра у вигляді дифузійного прошарку. Зміна концентрації $C_{00}(t)$ поверхневому шарі над мембраною відбувається по експоненціальній залежності

$$C_{00}(t) = C_1(1 - e^{-\frac{t}{\tau_0} \cdot \Delta x_1}) \quad (1.24)$$

де t – час дифузії в цьому шарі, τ_0 – стала для даного поверхневого шару, C_1 – концентрація речовини на поверхні поверхневого шару, x_1 - квазіефективна товщина шару.

Процес зміни концентрацій $C_{10}(t)$ в самій мембрані товщиною l розраховується з формули

$$C_{10}(t) = C_{00}(1 - e^{-\frac{t}{\tau_M} \cdot l}) \quad (1.25)$$

де t – час дифузії в мембрані, τ_M – стала для мембрани, C_{00} – концентрація речовини на поверхні мембрани.

В внутрішньому шарі під мембраною концентрація $C_{11}(t)$ визначається

$$C_{11}(t) = C_{10}(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1} \cdot \Delta x_2}) \quad (1.26)$$

де t – час дифузії в цьому шарі, τ_1 – стала для даного шару, C_{10} – концентрація речовини на внутрішній поверхні мембрани, x_2 - квазіефективна товщина шару.

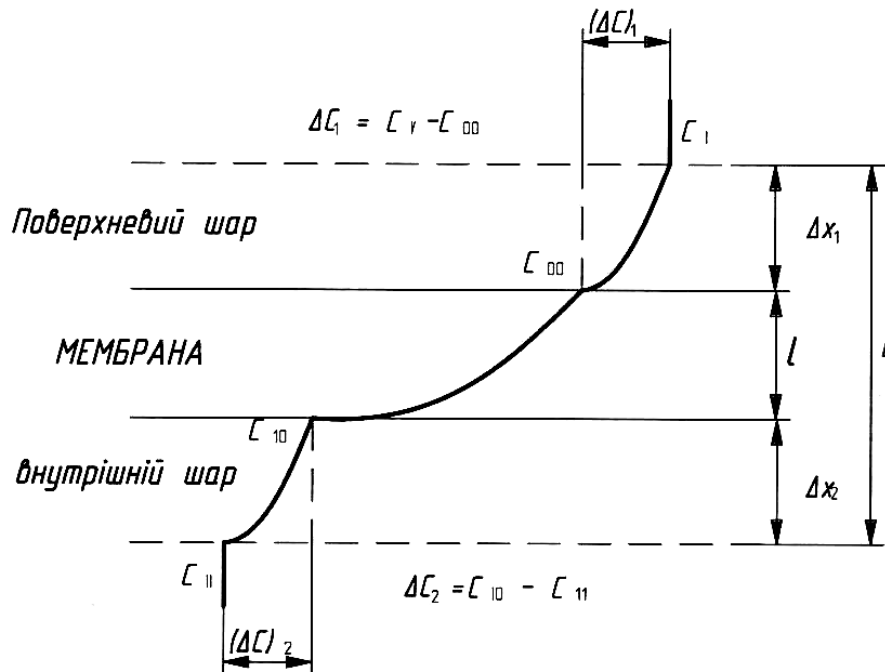


Рис.1.6. Профіль концентрації рідини, що проникає через мембрану, в самій мембрані та в при мембранних прошарках: Δx_1 , Δx_2 - ефективна товщина при мембранних прошарків по обидві сторони мембрани, l - товщина мембрани; $(\Delta c)_1$, $(\Delta c)_2$ - зміна концентрації в дифузійних шарах; c_1 , c_{11} - концентрація проникаючої через мембрану рідини в глибині розчинів, розділених мембраною. Пунктирна лінія – дійсний профіль зміни концентрації в при мембранних просторах.

Потік речовин обміну через мембрану описується рівнянням :

$$\bar{j}_{\text{кеф}} = \frac{\tilde{D}}{L}(c_1 - c_{11}) = \tilde{P}(c_1 - c_2) \quad (1.27)$$

де \tilde{D} - узагальнений коефіцієнт дифузії з прилеглими шарами, \tilde{P} - результуюча проникність, $c_1 - c_2$ - різниця концентрації молекул.

Під впливом ультразвуку величини Δx_1 і Δx_2 істотно зменшуються в результаті інтенсивного перемішування розчину мікропотоками під дією енергії ультразвукових хвиль. Відповідно зменшується квазітовщина L і зростає інтенсивність потоку речовин обміну через мембрану.

$$\bar{j}_{\text{кеф}} = \frac{\tilde{D}}{L}(c_1 - c_{11}) = \tilde{P}(c_1 - c_2) \quad (1.28)$$

При активному транспорті перенесення молекул речовин обміну через мембрану здійснюється проти градієнту концентрації з втратою енергії. Дія ультразвукових хвиль впливає на інтенсивність обмінних процесів, частково

знижує ефективність мікропотоків іонів транспортування речовин. В цьому випадку потік часток, як приклад іонів натрію Na^+ чи калію K^+ , складається із двох основних складових:

$$\bar{j} = \bar{j}_{\text{диф}} + \bar{j}_{\text{а.т.}}, \quad (1.29)$$

де $\bar{j}_{\text{диф}}$ - потік іонів Na^+ чи K^+ за рахунок простої дифузії, $\bar{j}_{\text{а.т.}}$ - потік іонів Na^+ чи K^+ , що активно транспортується через мембрану.

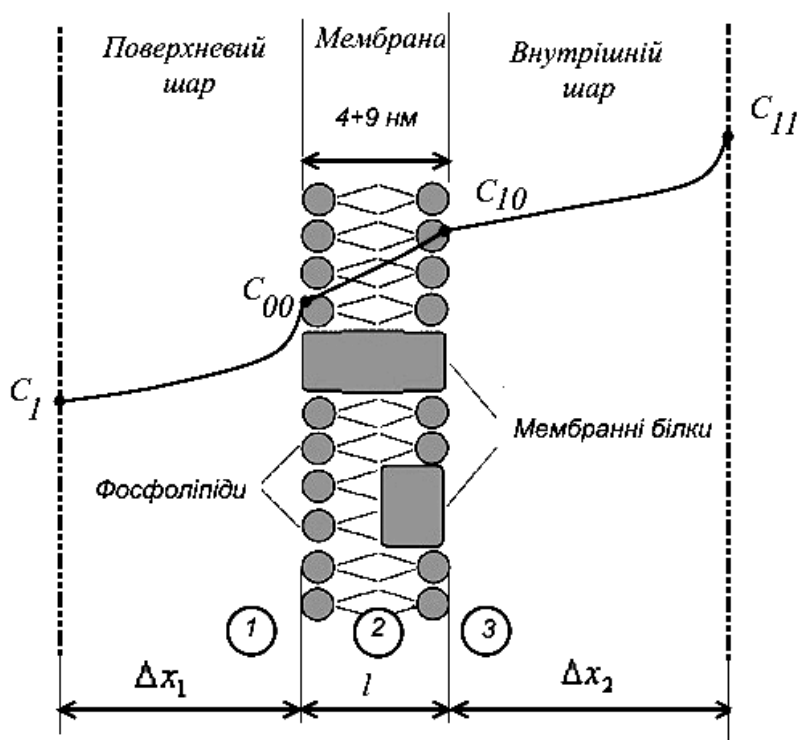
Очевидно, що \bar{j}

$\bar{j}_{\text{диф}}$ і $\bar{j}_{\text{а.т.}}$ протилежно спрямовані і в квазістаціонарних умовах рівні. Під впливом ультразвукового сигналу дифузійний потік $\bar{j}_{\text{диф}}$ збільшується, а потік активного транспорту $\bar{j}_{\text{а.т.}}$ у кращому разі не змінюється, а то, як правило, зменшується. В результаті порушується рівновага іонів на мембрані, змінюється її потенціал.

Таким чином, зміна концентрацій (1.24)-(1.26), а як результат і зміна проникності P клітинної мембрани - універсальна реакція на ультразвукову дію, незалежно від того, якому з чинників потоку речовин чи іонів.

1.6. Кількісна оцінка ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури

За формулою потоку $\bar{j}_{\text{кеф}} = \tilde{P} \cdot K \cdot \Delta c$, можливо кількісно оцінити та визначити ефективність його впливу на мембрану клітини.



Р

ис.

1.7. Профіль концентрації рідини, що проникає через ліпідну бішарову мембрану, в самій мембрані та в примембранних прошарках: Δx_1 , Δx_2 - ефективна товщина примембранних прошарків по обидві сторони мембрани, l - товщина мембрани. Нумерація вказує на послідовність стадій дифузії речовини через мембрану.

Проникність мембрани \tilde{P} залежить від коефіцієнта дифузії D і розподілу речовини γ між водною та ліпідною фазами і зменшується зі збільшенням

товщини l мембрани: $\tilde{P} = \frac{R \cdot T \cdot u \cdot \gamma}{l}$ [см/с]. Таким чином, потік речовини можна розрахувати, як

$$\bar{j} = \frac{RTu\gamma}{l} \Delta c, \quad (1.30)$$

де R – газова константа (8,31 Дж/(моль·К)), T – температура (в Кельвінах),

u - рухливості речовини в середовищі, γ - розподіл речовини між водною та ліпідною фазами, l - товщина мембрани, Δc - різниця концентрацій по обидві сторони мембрани.

Коефіцієнт розподілу γ показує, яку частину концентрації на поверхні поза мембраною складає концентрація на поверхні мембрани.

Процес зміни концентрацій $C_{10}(t)$ в самій мембрані товщиною l (рис.1.7) розраховується з формули:

$$C_{10}(t) = C_{00} \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_M} \cdot l} \right) \quad (1.31)$$

де t – час дифузії в мембрані, τ_M – стала для мембрани, C_{00} – концентрація речовини на поверхні мембрани.

З формули (1.31) отримаємо:

$$t = \frac{-\tau_M \cdot \ln\left(1 - \frac{C_2}{C_1}\right)}{l}, \quad (1.32)$$

де (C_2/C_1) - відношення концентрації по різні сторони мембрани, отримане з рівняння Нернста.

З (1.32) можна зробити висновок, що значення ефективного часу випромінювання це функція, що залежить від товщини l мембрани:

$$t = F(l), \quad (1.33)$$

залежність якої можна умовно позначити як параметр K_l , що входить у комплексний параметр впливу ультразвуку K .

Розглянемо клітину з точки зору молекулярно-кінетичної теорії (МКТ) [10].

За законом розподілу середня повна енергія молекули дорівнює: $\langle \varepsilon \rangle = \frac{i}{2} k \cdot T$, де i – число ступенів свободи молекули, k – постійна Больцмана.

Відповідно до молекулярно-кінетичної теорії (МКТ) одноатомна молекула має 3 поступальні ступені свободи: $i = 3$. Тобто кількість енергії до початку застосування ультразвуку: $\langle \varepsilon \rangle_1 = \frac{3}{2} k \cdot T_1$.

Активний транспорт, що супроводжується зростанням енергії, не може йти довільно, а тільки за рахунок витрат енергії Гіббса [5]. Тобто, при перенесенні одного моля речовини з боку мембрани з малою концентрацією C_1 на бік з більшою концентрацією C_2 треба затратити роботу, рівну зміні вільної енергії Гіббса [12]:

$$\Delta G = R \cdot T \cdot \ln \frac{C_2}{C_1} \approx 0.863T \cdot \lg \frac{C_2}{C_1}. \quad (1.34)$$

Така робота повинна виконуватися за рахунок сполученого процесу, що виділяє енергію.

Направлена до мембрани УЗ хвиля також має свою енергію, яка буде витрачена на активний транспорт в мембрані. Поглинена речовиною, зокрема біологічними середовищами, ультразвукова енергія виділяється також у вигляді тепла, що призводить до підвищення температури речовини. Експериментально підвищення температури в тканинах спостерігали багато авторів [5, 10, 13], однак результати їх досліджень суттєво різняться, що може бути обумовлено нерівномірністю ультразвукового поля різних випромінювачів, різними ступенем неоднорідності досліджуваних тканин, різними умовами розсіювання теплоти. Якщо температура біологічної тканини в ультразвуковому полі не перевищує 42...43 °С, то морфологічні зміни в ній не спостерігаються навіть після 8-ми годинного опромінення [13]. Отже, роботу, затрачену клітиною на активний транспорт, можна виконати за рахунок енергії УЗ, яка підводиться до БО.

Визначимо енергію хвилі. Згідно законів біофізики, ультразвук в м'яких тканинах тварин, що містять до 75% води, поширюються, в основному, як поздовжні хвилі [13]. Для пружного середовища сумарна середня щільність енергії W хвилі визначається як [15]:

$$\langle W \rangle = \frac{\rho \cdot A^2 \cdot \omega^2}{2}, \quad (1.35)$$

що пропорційна квадрату амплітуди хвилі A і квадрату її частоти ω .

Середній (у часі) потік енергії S дорівнює добутку середньої густини енергії на швидкість хвилі:

$$\langle S \rangle = c \cdot \langle W \rangle, \quad (1.36)$$

де швидкість поширення ультразвукової хвилі розраховується із формули $\lambda = c / f$, то тоді отримаємо:

$$c = \lambda \cdot f, \quad (1.37)$$

де λ – довжина хвилі, f – частота коливання.

Таким чином, враховуючи рівняння (1.35), (1.36) та (1.37), потік енергії дорівнює:

$$\langle S \rangle = \lambda \cdot f \cdot \frac{\rho \cdot A^2 \cdot \omega^2}{2}. \quad (1.38)$$

Розглянемо інтенсивність I хвилі, яка чисельно дорівнює енергії, яку

переносить хвиля за одиницю часу через одиничну площадку, перпендикулярну до напрямку поширення хвилі.

$$\langle I \rangle = \frac{\rho \cdot A^2 \cdot \omega^2 \cdot V_\phi}{2}, \quad (1.39)$$

де V_ϕ – фазова швидкість хвилі.

Під час поширення плоскої хвилі за однакові проміжки часу в коливальний рух залучаються однакові об'єми середовища. Тому інтенсивність і амплітуда плоскої хвилі не змінюються під час її поширення, якщо в середовищі не відбувається розсіювання енергії, тобто перетворення енергії коливань в інші види енергії.

Фазова швидкість хвилі дорівнює: $V_\phi = c/n$, де c – швидкість ультразвукових коливань у повітрі, м/с, n – показник заломлення клітини.

З огляду на формули потоку енергії (1.38) та інтенсивності (1.39) отримаємо:

$$\langle S \rangle = h \cdot f \cdot \frac{\langle I \rangle}{V_\phi}, \quad (1.40)$$

де $\langle S \rangle$ - потік енергії УЗ хвилі, $\langle I \rangle$ - інтенсивність.

Прирівняємо роботу (1.34), витрачену на примусовий транспорт молекул та іонів у клітині, і потік енергії УЗ хвилі (10): $\Delta G = \langle S \rangle$, тобто

$$R \cdot T \cdot \ln \frac{C_2}{C_1} = \lambda \cdot f \cdot \frac{\langle I \rangle}{V_\phi}. \quad (1.41)$$

З формули (1.41) отримаємо значення температури T :

$$T = \frac{\lambda \cdot f \cdot \langle I \rangle}{R \cdot V_\phi \cdot \ln \frac{C_2}{C_1}}. \quad (1.42)$$

Таким чином, швидкість проникнення молекул через мембрани істотно залежить від температури. Таку залежність, звичайно, розглядають як наслідок необхідності подолання молекулою деякого потенційного бар'єру [12]. У нашому випадку, температура біологічної тканини при дії на неї ультразвуку є функцією від частоти та інтенсивності ультразвуку:

$$T = F(f, \langle I \rangle), \quad (1.43)$$

залежність якої можна умовно позначити як коефіцієнт K_2 , що входить в комплексний параметр впливу ультразвуку K .

$$u \cdot \gamma \cdot \Delta c = \beta \cdot \frac{c_1}{c_2}, \quad (1.44)$$

де β – залежність, визначена експериментально.

Отже, використовуючи зміну мембранної проникності, як біологічний показник ефективності дії ультразвуку, та отриману функціональну залежність основних параметрів ультразвукового озвучування, можливо змодельовати запланований результат, що дасть змогу розробити математичну модель, що відслідковуватиме в реальному часі перебіг процедури УЗТ та корегуватиме параметри УЗ сигналу для отримання максимально запланованої дози ультразвуку.

Проаналізуємо та побудуємо графік зміни відношення концентрації речовини по різні сторони мембрани залежно від часу процедури та інтенсивності ультразвуку.

Згідно рівняння (1.42) та (1.32):

$$\frac{C_2}{C_1} = \exp\left[\frac{\lambda \cdot f \cdot \langle I \rangle}{R \cdot V_\phi \cdot T}\right], \quad (1.45)$$

де f, R, T, λ – фіксовані значення ($f = 0,9$ МГц, $R = 8,31$ Дж/(моль·К), $T = 20^\circ\text{C}$, $\lambda = 0,017$ м).

$$\frac{C_2}{C_1} = 1 - \exp\left[\frac{l \cdot t}{-\tau_m}\right]. \quad (1.46)$$

де l, τ_m - фіксовані значення ($l = 10$ нм, $\tau_m = \text{const}$).

Згідно отриманого графіка по формулам (1.45) та (1.46) (рис.1.8, рис.1.9) часовий інтервал $0 < t < 10$ хв. достатньо, для того щоб відношення концентрацій дорівнювало 1, тобто встановилась рівновага концентрацій по обидві сторони мембрани при примусовій дифузії.

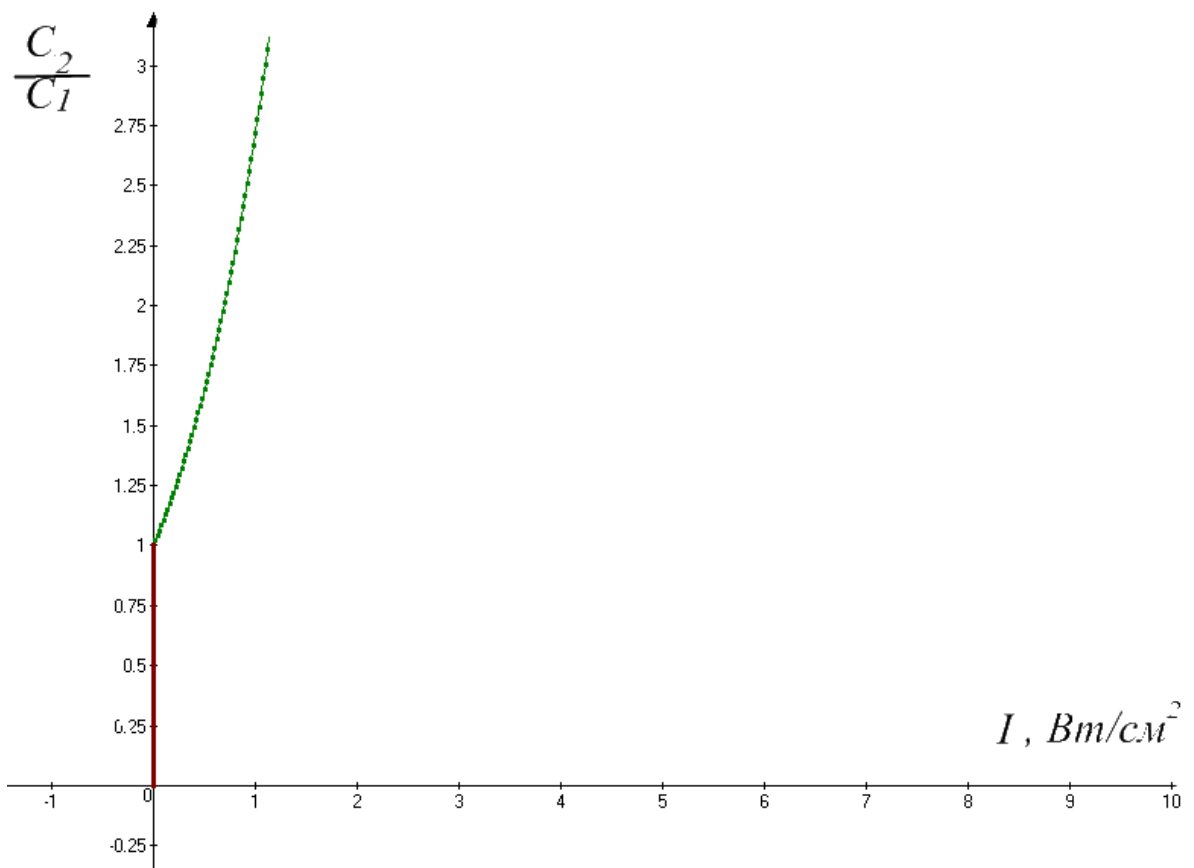


Рис.1.8. Графік залежності відношення концентрації по обидві сторони мембрани $\frac{C_2}{C_1}$ до інтенсивності УЗ I (Вт/см^2). Функція: $\frac{C_2}{C_1}(I) = \exp[I]$.

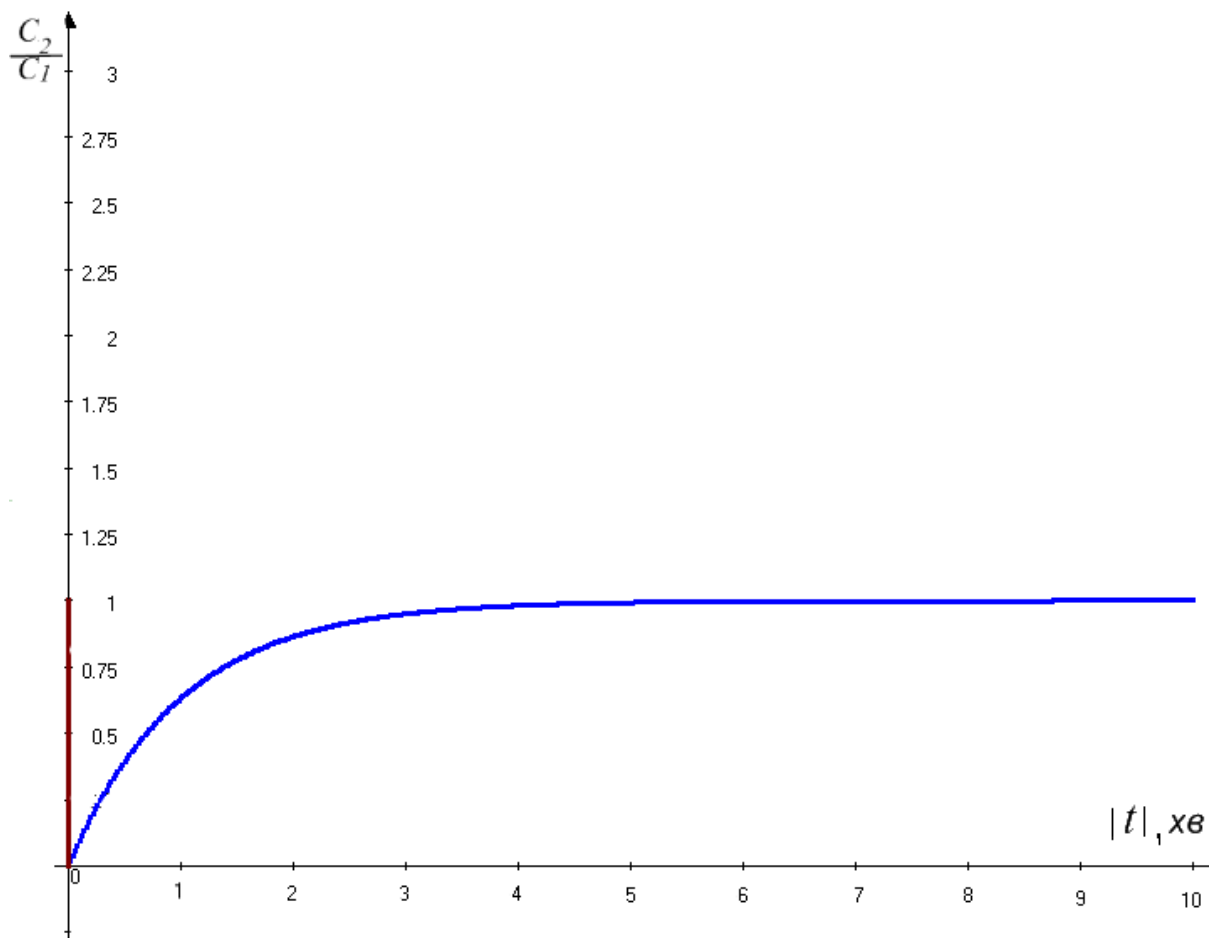


Рис.1.9. Графік залежності відношення концентрації по обидві сторони мембрани $\frac{C_2}{C_1}$ до часу опромінення t (хв). Функція: $\frac{C_2}{C_1}(t) = 1 - \exp[-t]$ (область відношення концентрації в примембранних шарах $0 < \frac{C_2}{C_1} < 1$).

З графіка (рис.1.9) видно, що після експоненціального стрибка в межах 0..3 хв. відношення концентрації змінюється поступово, рівномірно. Біля 5 хв відношення концентрації майже досягає свого максимального значення, а отже відрізок 5..10 хв. слід вважати часом найефективнішого впливу ультразвуком на клітину, адже при цих значеннях відношення концентрації відбуватиметься найактивніший транспорт речовин через плазматичну мембрану клітини.

Отримані результати аналізу підтверджуються даними експериментів та моделюванням ефективного часу впливу ультразвуку на БО. Згідно цих даних, при використанні ультразвуку на один і той самий об'єкт при інтенсивності 1 Вт/см² апаратами «УЗТ 1.01Ф» та «МІТ-11» максимально ефективним часом для першого приладу буде 350 с (5 хв. 50 с), для другого – 370 с (6 хв. 10 с).

Обидва значення ефективного часу знаходяться в межах 5..10 хв., тобто на проміжку часу, який теоретично є часом найефективнішого впливу.

1.7. Аналітична оцінка взаємодії ультразвуку з клітиною

Розглянемо біологічну клітину, що опромінюється УЗ, з точки зору математичного моделювання. Для даного об'єкта дослідження побудуємо декілька спеціалізованих моделей, що відображатимуть важливі особливості реакції клітин. Головною характерною зміною параметрів клітини під час озвучування є збільшення проникності мембрани [24].

Проникність мембрани P залежить від температури T і товщини l мембрани [4]:

$$P = \frac{R \cdot T \cdot u \cdot \gamma}{l} \quad [\text{см/с}], \quad (1.47)$$

де R – газова константа (8,31 Дж/(моль·К)), T – температура (в Кельвінах), u - активність речовини в середовищі, γ - розподіл речовини між водною та ліпідною фазами, l - товщина мембрани. Таким чином, для опису математичної моделі взаємодії УЗ з клітиною слід розглянути особливості зміни товщини мембрани і температури.

1.8. Зміни товщини мембрани клітини під впливом УЗ

Внутрішньомембранний потенціал E має кінетичну природу і визначається перенесенням іонів через товщу мембрани. У разі біологічних бішарових ліпідних мембран, товщина яких настільки мала, що в них взагалі не реалізується область електронейтральності, для знаходження внутрішньомембранного потенціалу використовують припущення про постійність напруженості електричного поля (наближення Гольдмана) [19]:

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \ln \frac{u_K \cdot c_{Na}(\delta) - u_{Na} \cdot c_K(0)}{u_K \cdot c_K(0) + u_{Na} \cdot c_{Na}(\delta)} \quad (1.48)$$

У простому випадку при дифузійно-міграційному перенесенні бінарного електроліту виникає так званий дифузійний потенціал (наближення Планка) [19,20]:

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \frac{u_K - u_{Na}}{u_K + u_{Na}} \ln \frac{c_{K-Na}(\delta)}{c_{K-Na}(0)}, \quad (1.49)$$

де Na и K - розчин електролітів, u_{Na} , u_K - активність іонів в мембрані, $c_{K-Na}(\delta)$, $c_{K-Na}(0)$ - концентрації електроліту в мембрані у лівій та правій міжфазних границь відповідно.

Враховуючи те, що час дифузії в мембрані це є функція від товщини мембрани клітини [16]:

$$t = \frac{-\tau \cdot \ln\left(1 - \frac{c_{K-Na}(\delta)}{c_{K-Na}(0)}\right)}{l}, \quad (1.50)$$

де t – час дифузії в мембрані (еквівалентна часу випромінювання), τ – стала часу для мембрани; дифузійний потенціал якої матиме вигляд на протязі часу t :

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \frac{u_K - u_{Na}}{u_K + u_{Na}} \ln\left(1 - \exp\left[\frac{l \cdot t}{-\tau}\right]\right). \quad (1.51)$$

1.9. Розподіл температури в біологічній тканині при дії ультразвуку

Під час взаємодії УЗ з біологічною тканиною (БТ) відбувається неоднорідне підвищення температури. В залежності від тривалості дії нагрівача та максимально можливої температури тканини розрізняють декілька видів ефектів: гіпертермія (42°C - 50°C), коагуляція (при 60°C), випаровування (при 100°C), карбонізація (обвуглювання, при температурах вищих за 150°C) та плавлення (починаючи від 300°C).

Для підвищення ефективності впливу ультразвуку (УЗ) на БТ був запропонований температурний метод контролю впливу УЗ сигналу на БТ для прогнозування часу позитивного впливу при врахуванні індивідуальних показників температури об'єкта, що фіксуються під час процедури [16,17].

Температурний метод оцінювання впливу ультразвуку на біологічний об'єкт (БО) дає можливість аналізувати ефективність дії ультразвуку під час терапевтичної процедури УЗТ та контролювати процес взаємодії ультразвуку з біологічними структурами в реальному часі.

Для оцінки зміни температури біологічної тканини при проведенні УЗТ приймається допущення, що вся енергія, втрачена початковим пучком ультразвуку, йде на нагрівання БТ [18]. В роботах Найборга [29] було показано, що різниця температур, яка встановлюється в стані теплової рівноваги, між

центром добре поглинаючої сфери радіусу r (температурою T_0) і її оточенням (T_∞) дорівнює (1.52):

$$\Delta T = T_0 - T_\infty = \frac{\mu \cdot I}{2 \cdot k} \cdot r^2, \quad (1.52)$$

де $Q = \mu \cdot I$ - швидкість виділення тепла в одиничному об'ємі, μ - коефіцієнт згасання по інтенсивності [Нп/см], I - інтенсивність, k - коефіцієнт теплопровідності [Вт/(см·°C)].

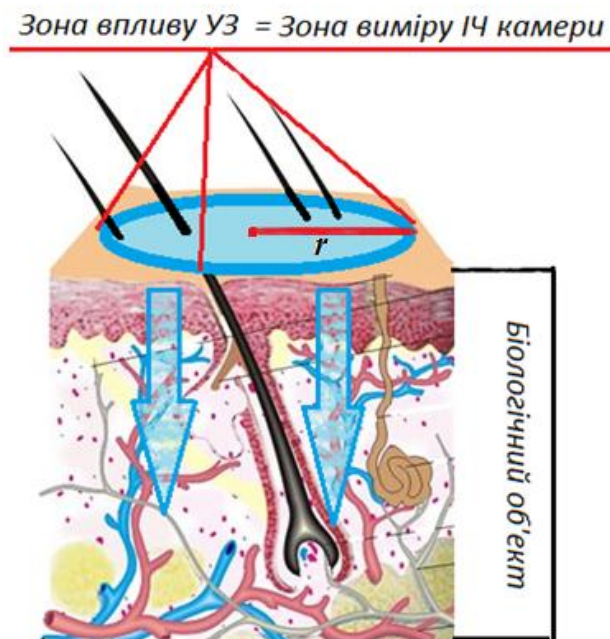


Рис.1.10. Зона біологічної тканиним в секторі поглинання ультразвуку радіусом r

Таким чином, між центром поглинаючої сфери радіусом r і її оточенням встановлюється різниця температур ΔT , причому $T_0 > T_\infty$. В результаті, контроль за зміною температури можна проводити неінвазивно, ґрунтуючись лише на даних температури поверхні шкіри T_0 . В цьому випадку, оптимальним діапазоном термічного нагрівання для процедури ультразвукової терапії слід вважати діапазон температур від 37°C до 42°C. При даних температурах не відбувається суттєвих, особливих змін, тобто відсутнє значне пошкодження здорової клітини [25].

1.10. Математична модель взаємодії ультразвуку з біологічною тканиною

Врахувавши основні зміни в клітині, описані рівнянням (1.50), отримаємо математичну модель реакції клітини на УЗ озвучування, як зміну значення товщини плазматичної (клітинної) мембрани $l(\tau)$ для бінарного електроліту у вигляді рівняння:

$$l(\tau) = -\frac{\tau}{t} \cdot \ln\left(1 - \exp\left(\frac{-E \cdot F}{R \cdot T(\tau)} \cdot \frac{u_k + u_a}{u_k - u_a}\right)\right) \quad (1.53)$$

Розглянемо зворотну задачу, що відображає цілія проведенних досліджень. Під час процесу випромінювання УЗ хвилі змінюють фізичні параметри біологічної тканини. В реальному випадку під час проведення озвучування неможливо провести інвазивні виміри структур тканин, тому для контролю за реакцією БТ, у випромінювач слід встановити датчик виміру температури. За допомогою вимірів з датчика, зафіксовану абсолютну температуру $T(\tau)$ в кожний момент часу чисельно порівнюють з фіксованою температурою $T_{кр}$, що відповідає кожному проміжку часу нагрівання. Знаючи $T(\tau)$ можливо чисельно вирахувати $l(\tau)$, що відображає значення товщини мембрани в кожний момент часу. Так як, значення товщини плазматичної (клітинної) мембрани $l(\tau)$ знаходиться в межах $[20] \text{ нм} < l_n(\tau) < 10 \text{ нм}$, то значення $l(\tau)$, що виходять за дані межі, вважаються руйнівними для клітини. Таким чином, можливо відслідковувати значення часу випромінювання нормованих параметрів ультразвуку (при незмінній частоті та інтенсивності УЗ хвилі), потрібні для досягнення максимально допустимого ефекту, приймаючи за реакцію клітини зміну проникності мембрани.

1.11. Експериментальні дослідження дії ультразвуку на біологічні тканини

Експеримент (Табл.1.2) проводився за допомогою наступної апаратури: фізіотерапевтичні апарати «УЗТ 1.01ф», «МІТ-11» та інфрачервона камера «MobilR[®]М3».



а) МНТ-11

б) УЗТ 1.01φ

Рис.1.11. Процедура впливу УЗ на БТ та виміру температури за допомогою ІЧ камери MobilR® М3

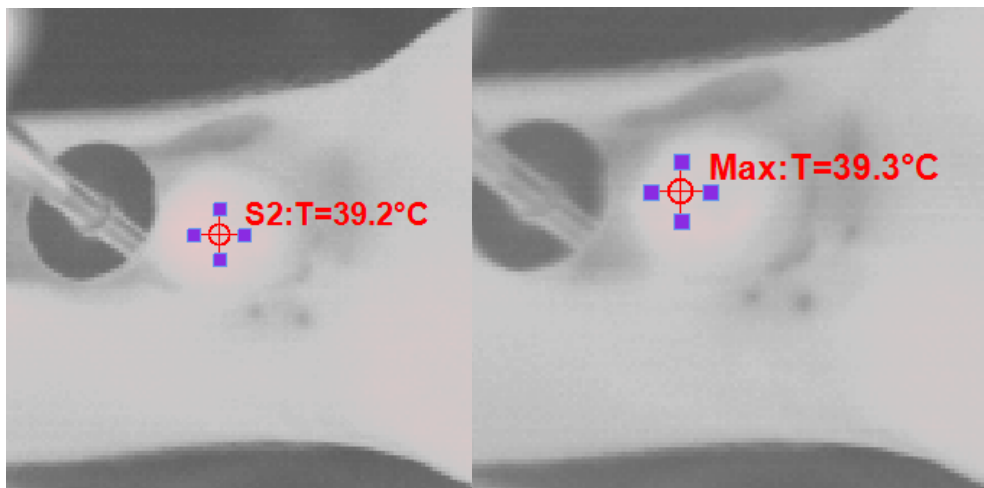


Рис.1.12. Знімки з ІЧ камери: виміри температури під час УЗТ процедури

Апроксимовані дані ($f(x) = a \cdot \ln(x+b) + c$) відповідно до кожної інтенсивності випромінювання:

$$T_{0.05}(\tau) = 0.914 \cdot \ln(x+4.523) + 27.227$$

$$T_{0.2}(\tau) = 0.625 \cdot \ln(x-2.357) + 29.079$$

$$T_{0.4}(\tau) = 0.853 \cdot \ln(x+40.297) + 27.619$$

$$T_{0.7}(\tau) = 1.493 \cdot \ln(x+107.105) + 23.863$$

$$T_1(\tau) = 10.783 \cdot \ln(x+2978) - 51.544$$

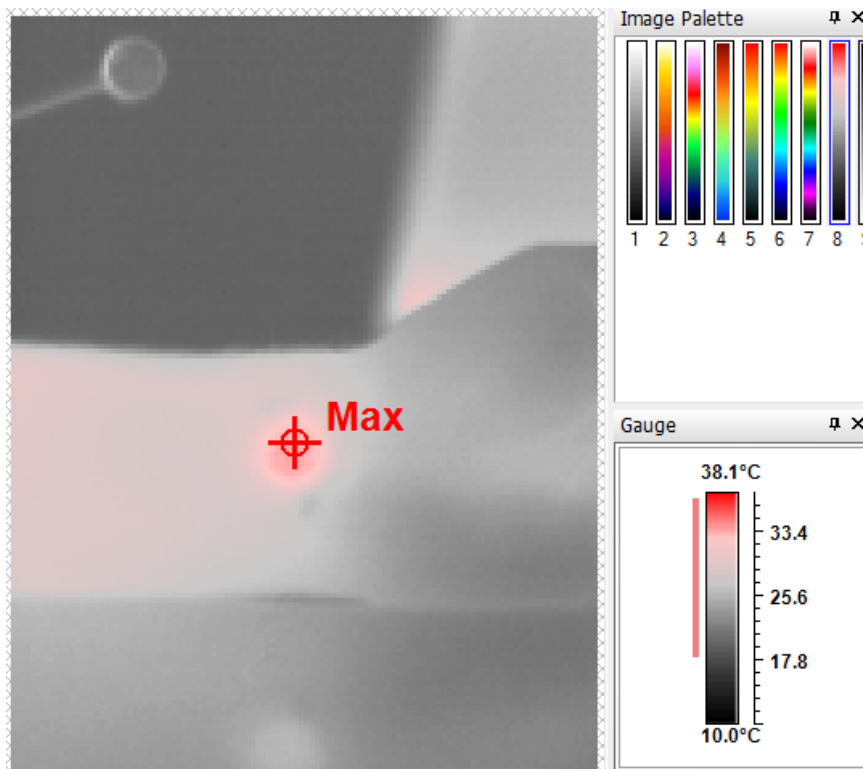


Рис.1.13. Розподіл температури на біологічному об'єкті

Таблиця 1.2. Виміри температури

Час роботи випромінювача, с	Інтенсивність, Вт/см ²				
	0,05	0,2	0,4	0,7	1
5	29,3	29,6	30,6	30,8	31,8
10	30	31,2	31,3	32	32,4
30	30,6	31,2	31,6	30	32,9
60	31,2	31,5	31,8	32,2	33,1
90	32,2	32,3	33,3	32,6	32,9
120	33,1	32,9	32,6	33,3	33,3
180	33,1	33,8	32,8	33	33
240	33,1	33,2	33,8	34	35,5
270	33,2	33,3	33,4	34,4	35,3
300	33,8	33,9	34,1	34,6	36

Товщина мембрани під час випромінювання:

$$l_n(\tau) = -\frac{\tau}{t} \ln\left(1 - \exp\left(\frac{-E \cdot F}{R \cdot T_n(\tau)} \cdot \frac{u_k + u_a}{u_k - u_a}\right)\right), \quad (1.54)$$

$$n = \{0.05; 0.2; 0.4; 0.7; 1\}, \quad 6nm < l_n(\tau) < 10nm$$

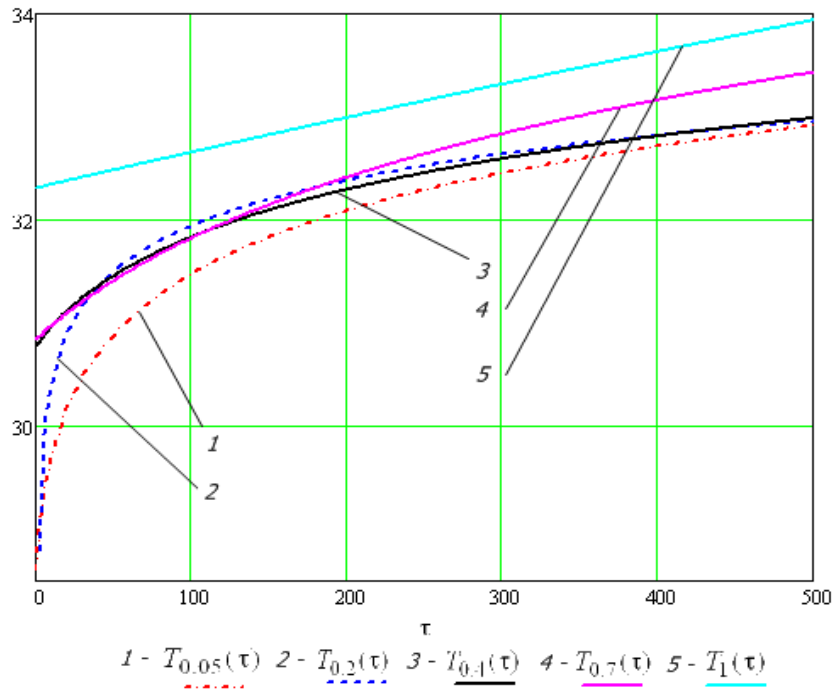


Рис.1.14. Прогнозована зміна температури в часі

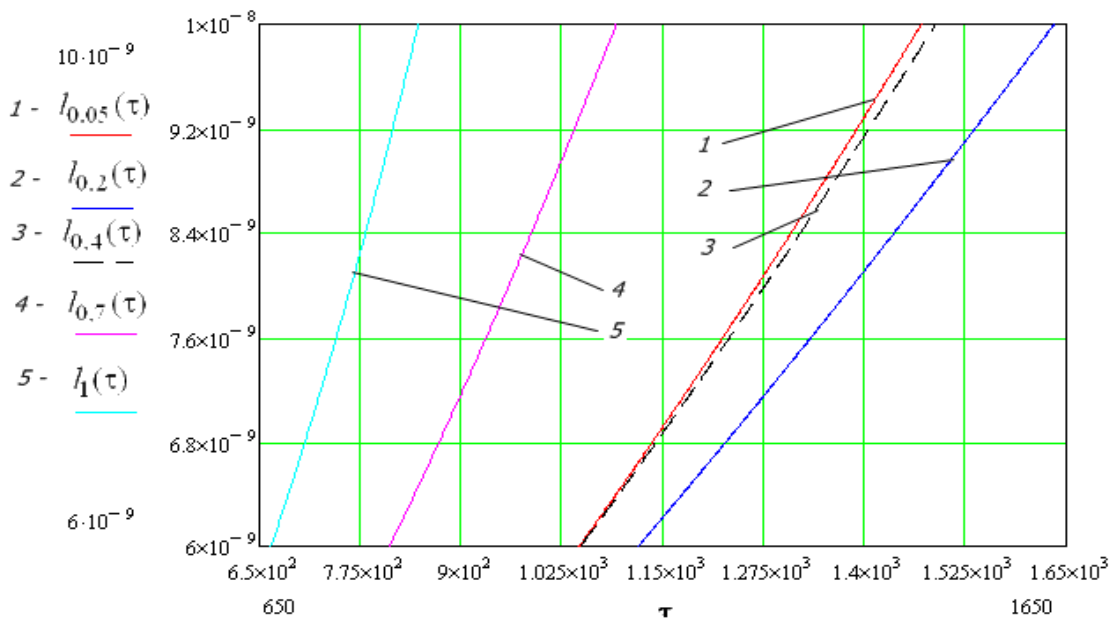


Рис.1.15. Прогнозована зміна товщини мембрани в часі

1.12. Моделювання адаптивного зворотного зв'язку для апаратів УЗ терапії

Для роботи ланцюга зворотного зв'язку мікроконтролера (далі МК) апарату УЗТ розглянемо алгоритм його роботи. Початкові умови: $f = const$ Гц, $I = 1$ Вт/см². Визначити: дозволений ефективний час озвучування.

Крок 1. Упродовж першої хвилини процедури УЗТ МК опитує датчик температури, що дає в результаті 10 точок (Табл.1.3) по яких після апроксимації можна спрогнозувати момент настання термічного ушкодження (рис.1.16 крива 1).

Табл.1.3.Виміри температури

№ виміру	Час роботи випромінювача, с	Температура
1	0	32,31
2	5	32,327
3	10	32,345
4	15	32,362
5	20	32,38
6	25	32,397
7	30	32,415
8	40	32,449
9	50	32,484
10	60	32,519

В даному випадку, по отриманій функції настання гіпертермії починається при $\tau = 3240$ (с). При цьому, максимальне потовщення мембрани буде при $\tau = 810$ (с) (рис.1.17 крива 1).

Крок 2. Для постійної адаптації системи до змін температури тканин МК має бути запрограмований фіксувати значення з датчика температури кожні 30 с (Табл.1.4), прогножуючи небажану гіпертермію і момент настання максимального потовщення мембрани (рис.1.16 і рис.1.17 криві 2-7 відповідають 11-16 виміру).

Табл.1.4. Виміри температури

№ виміру	Час роботи випромінювача, с	Температура
11	90	32,7
12	120	32,9
13	150	33,1
14	180	33,5
15	210	34
16	240	35

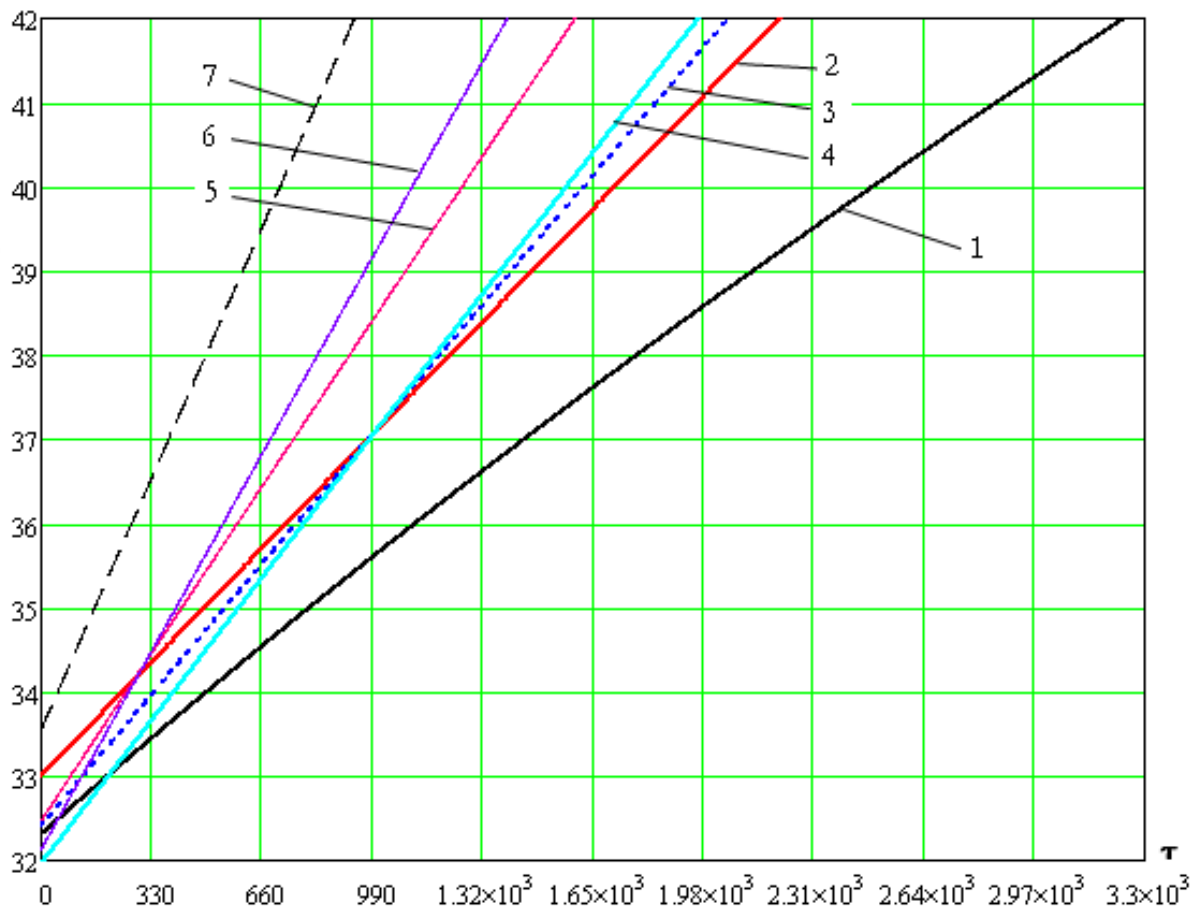


Рис.1.16. Прогнозована зміна температури в часі

При аналізі графіків (рис.1.16) зміни температури в часі видно, що чим довше триває процедура, тим більше вірогідність досягти негативного ефекту. Виходячи з цього, слід встановити перший контрольний параметр τ_{42} - момент часу, що відповідає досягненню температури 42°C.

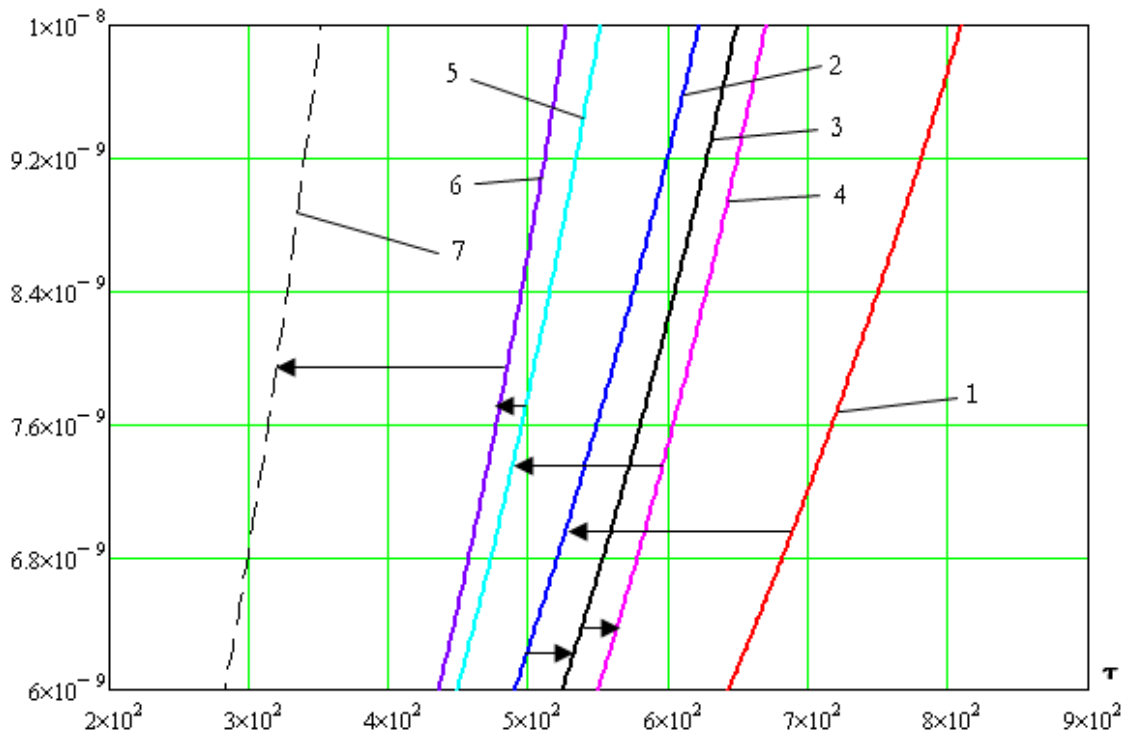


Рис.1.17. Прогнозована зміна товщина мембрани в часі

Як видно з графіків зміни товщини мембрани в часі (рис.1.17), при вимірах 11-16 момент $l(\tau) \rightarrow \max$ зменшується, але не рівномірно. Цей метод контролю чутливий до скачків і плавних змін температури. Розглянемо, $\Delta T = \Delta T_n - \Delta T_{n-1}$, де $\Delta T_n = T_n - T_{n-1}$ (Табл.1.5).

Табл.1.5. Розрахункові значення

№ кривої	Час роботи випромінювача, с	ΔT_n	ΔT
1	60	0,035	
2	90	0,181	0,146
3	120	0,2	0,019
4	150	0,2	0
5	180	0,4	0,2
6	210	0,5	0,1
7	240	1	0,5

Криві 2, 5, 6, 7 (рис.1.17 стрілки вліво) відповідають зменшенню часу для $l(\tau) \rightarrow \max$ відносно попереднього прогнозу. При цьому ΔT в цих випадках перевищує 0,1: 2 - 0,146; 5 - 0,2; 6 - 0,1; 7 - 0,5.

У випадку, коли ΔT менше 0,1 (рис.1.17 криві 3,4), то час досягнення

максимально позитивного ефекту збільшується, проте не перевищує першого значення (рис.1.17 крива 1).

Крок 3. Для визначення часу дозволеного ефективного озвучування ланцюг зворотного зв'язку повинен постійно порівнювати поточний час з прогнозовано можливим.

Для продовження озвучування на кожній ітерації повинна виконуватися умова: $\begin{cases} \tau < \tau_{42} \\ \tau < \tau_{l_{max}} \end{cases}$, де τ_{42} - значення часу настання гіпертермії, $\tau_{l_{max}}$ - значення часу, при якому мембрана має максимальне потовщення; інакше процедура закінчена.

Табл.1.6. Значення товщини мембрани

№ ітерації	Час роботи випромінювача, с	τ_{42} , с	$\tau_{l_{max}}$, с
1	60	3217	810
2	90	2245	620
3	120	2062	650
4	150	1975	660
5	180	1443	545
6	210	1361	525
7	240	908	350
8	270	406	145

Виходячи з даних (Табл.1.6), отриманих при ітераціях, на 8 ітерацій умова не була виконана. В результаті, в нашому випадку реакції біологічного об'єкта у вигляді зміни температури ефективно позитивним буде час 5 хв. 10 с (350) при $f = const$ Гц, $I = 1$ Вт/см².

Для порівняння промодельюємо роботу МК на базі перших 10 точок, взятих при вимірах апарату для фізіотерапії комбінованого «МІТ-11», $f = const$ Гц, імпульсний режим випромінювання зі скважністю 2 с: прогнозована зміна температури (рис.1.18) та прогнозована зміна товщини мембрани в часі (рис.1.19). Для графіків на рис. 3: крива 1 відповідає функції, що використовувала для апроксимації точки 1-10 і відображає прогноз на момент $\tau = 60$ с, крива 2 - точки 1-11 при $\tau = 90$ с, крива 3 – 1-12 при $\tau = 120$ с, крива 4 – 1-13 при $\tau = 150$ с, крива 5 – 1-14 при $\tau = 180$ с, крива 6 – 1-15 при $\tau = 210$ с, крива 7 – 1-16 при $\tau = 240$ с відповідно.

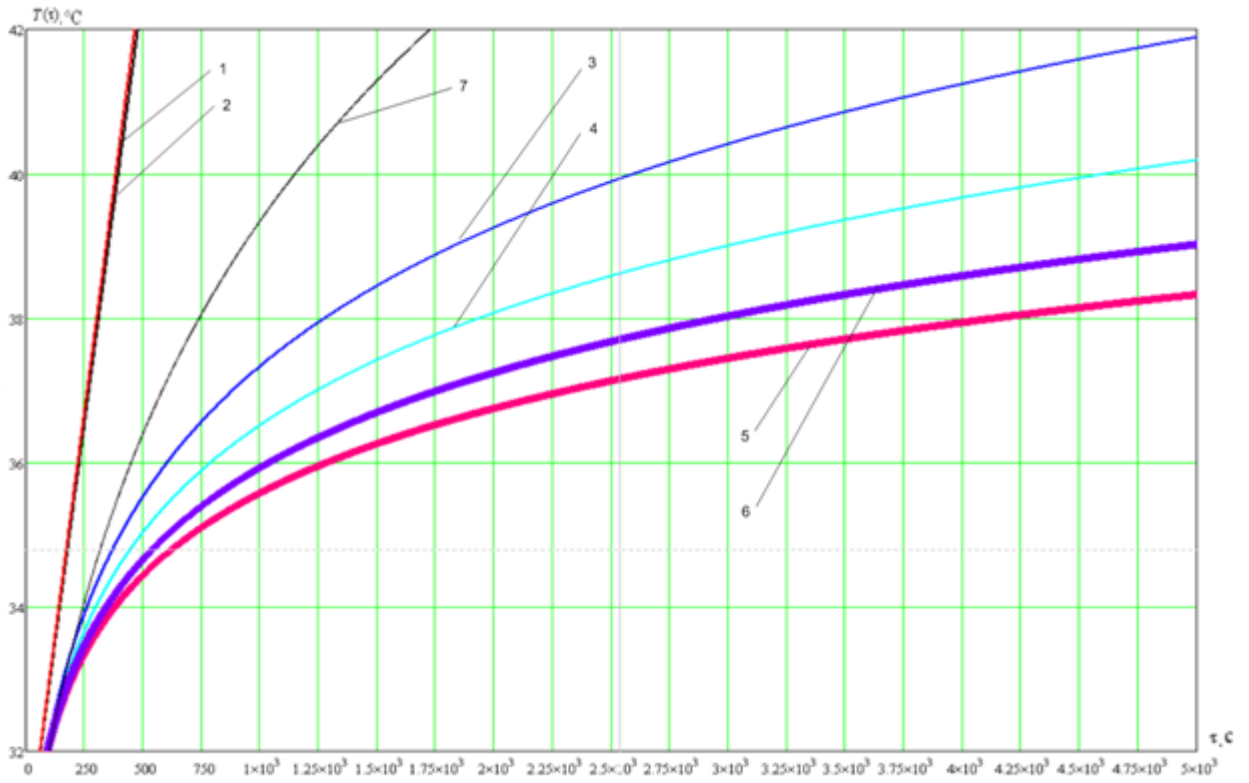


Рис.1.18. Прогнозована зміна зміна температури в часі

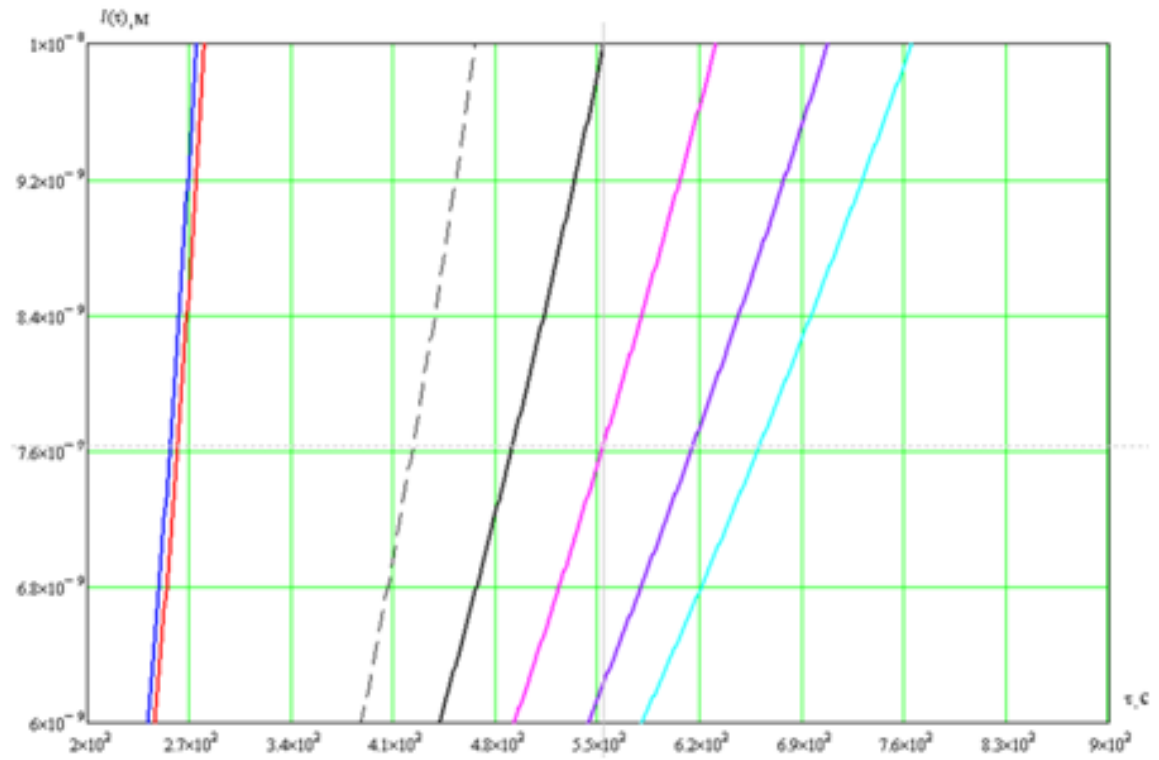


Рис.1.19. Прогнозована товщини мембрани в часі

Табл.1.7. Значення часу та розрахункові критерії

№ ітерації	Час роботи випромінювача, с	τ_{42} , с	τ_{\max} , с
1	60	475	282
2	90	470	272
3	120	5200	552
4	150	5300	630
5	180	5300	765
6	210	5300	695
7	240	1575	475
8	270	810	340
9	300	897	385
10	330	885	385
11	360	865	370
12	390		

Виходячи з даних (Табл.1.7), отриманих при ітераціях, на 12 ітерації умова не була виконана. В результаті, в другому випадку для МІТ-11 реакції біологічного об'єкта у вигляді зміни температури ефективно позитивним буде час 6 хв. 10 с. (370 с), що є більшою тривалістю процедури для одного і того ж БО, ніж в першому випадку.

1.13. Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води

При дослідженні впливу ультразвуку, що генерується комбінованим фізіотерапевтичним апаратом «МІТ-11» [2] на структуру дистильованої води було виявлено ефекти змін в характеристиках води, що реєструвалися за допомогою приладу «Кластер-1», принцип роботи якого полягає у проходженні зондуючого лазерного випромінювання із довжиною хвилі 633 нм і щільністю потоку потужності до 1 мВт/см^2 через досліджуване середовище із наступною програмною обробкою дифракційної картини зміни розмірного спектру і концентрації оптичних неоднорідностей дистильованої води під впливом ультразвуку [3].

Вода відіграє важливу роль в життєдіяльності живої клітини і організму загалом. Через те, що вода виконує в організмі суттєві і різноманітні функції: разом із іншими органічними та неорганічними з'єднаннями вона бере участь у якості основного компонента у формуванні єдиної внутрішньоклітинної структури, завдяки якій досягається характерна для живої тканини тонка впорядкованість. У різних організмів і особливо у різних біологічних тканинах тварин і людини вміст води коливається у значних межах: в рідких біологічних рідинах (кров, лімфа) вміст води складає від 88 до 99%; в кістковій тканині її кількість зменшується до 20-24% [4].

Необхідно встановити залежності зміни структури води від часу впливу ультразвукових коливань при фіксованих параметрах ультразвуку. Вимірювання параметру (відсотковий вміст кластерів певного розміру за об'ємом) оптичних неоднорідностей води до і після впливу ультразвуку у даному експерименті були виконані за допомогою приладу «Кластер-1». Кювета якого виготовлена із кварцового скла. Вимірювальна установка приведена на рис.1.20.



Рис. 1.20. Експериментальна установка «Кластер-1»

Генератором ультразвуку (УЗ) терапевтичних інтенсивностей (табл.1.8) виступає комбінований фізіотерапевтичний апарат «МІТ-11» [2].

Таблиця 1. 8. Параметри ультразвукового впливу.

Параметри УЗ	Значення
Частота	44 кГц
Амплітуда	5 мкм
Режим	Безперервний

Вплив на об'єкт дослідження було виконано за допомогою п'єзоелектричного випромінювача, робоча поверхня хвильоводу якого була розміщена безпосередньо у кюветі, до занурення її на малу глибину (1-2 мм) в рідину (рис. 1.21), що забезпечувалось закріпленням корпусу випромінювача у спеціальному пристосуванні.

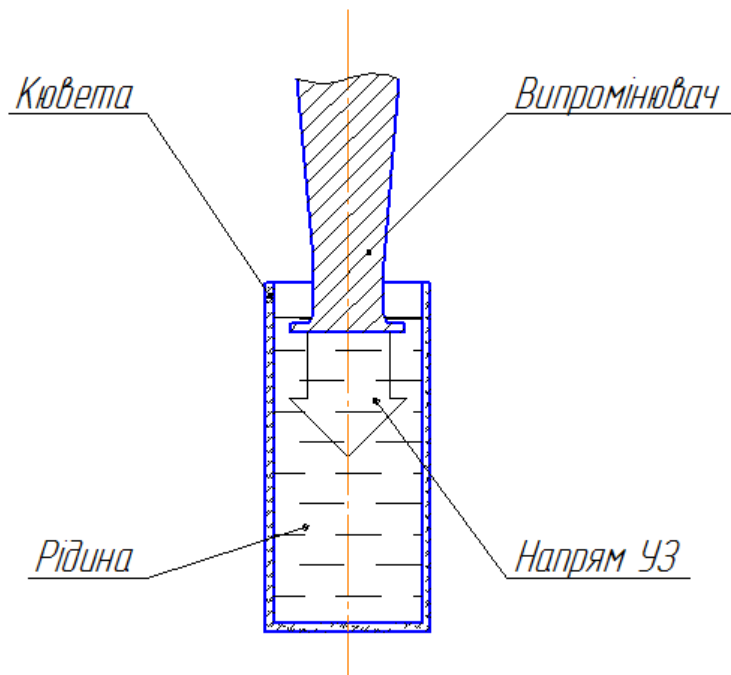


Рис. 1.21. Дія ультразвукової енергії у кюветі з рідиною.

Час вимірювань фіксувався у протоколі дослідження програмою, яка використовувалась для перенесення даних із самого приладу на ЕОМ (ПК). Час впливу ультразвуку фіксувався за допомогою таймера, вбудованого у апарат «МІТ-11».

Загальна структурна схема експериментальної установки приведена на рис. 1.22.

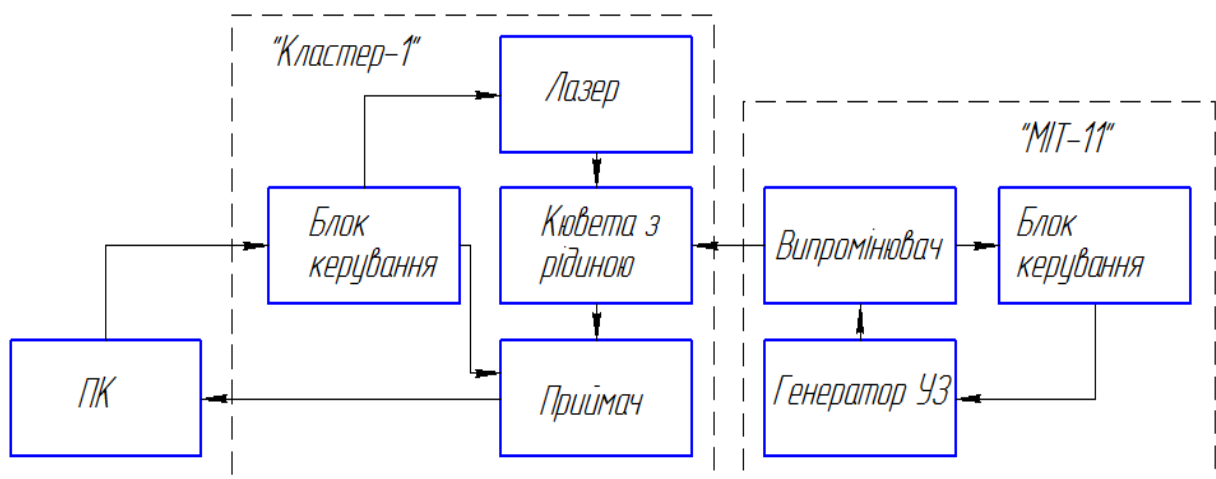


Рис. 1.22. Експериментальна установка з ультразвуковим терапевтичним апаратом «МІТ-11»

Алгоритм експерименту розділений на чотири етапи. На першому етапі налаштовується «Кластер-1» і комбінований фізіотерапевтичний апарат «МІТ-

11», заповнюється кювета дистильованою водою та встановлюється випромінювач у потрібну позицію. На наступному етапі виконуються початкові виміри параметру (відсотковий вміст кластерів певного розміру за об'ємом) дистильованої води до початку дії ультразвуку. Потім ввімкнення випромінювача на певний інтервал часу. Після цього вимірюються параметри води після завершення дії ультразвуку. На завершальному етапі збереження отриманих даних експерименту на ЕОМ та виливання води з кювети.

На графіках (рис. 1.23 - 1.29) представлені результати досліджень. Вплив ультразвуку впродовж 60 секунд (1 хв.) представлено на рис. 1.23.

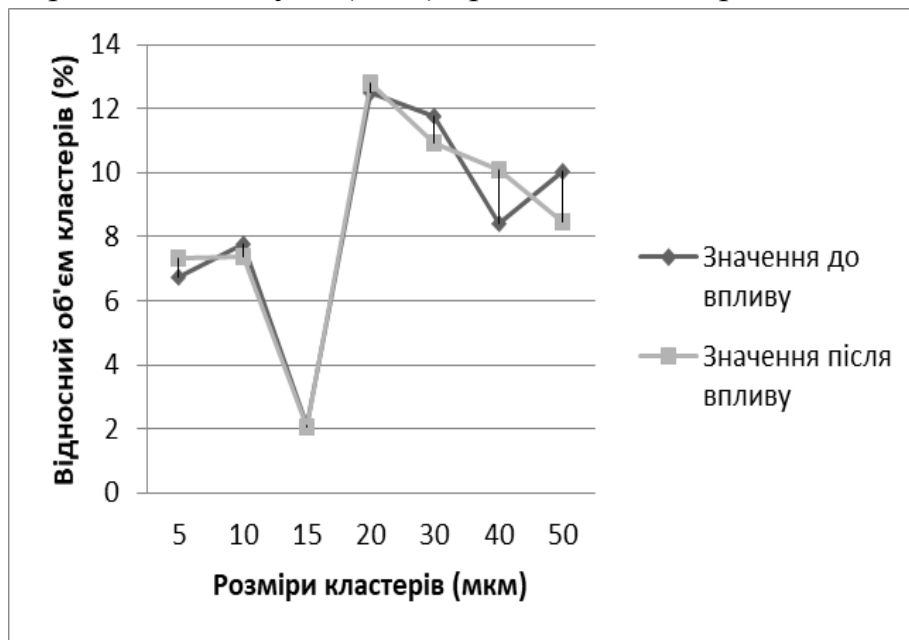


Рис. 1.23. Зміна об'єму кластерів різних розмірів при впливі ультразвуку впродовж 1 хв.

На вищенаведеному графіку видно найбільші зміни у інтервалах розмірів кластерів 40 та 50 мкм. Із даного графіку можна зробити припущення про те, що відбувається зменшення розмірів від 50 до 40 мкм під дією ультразвуку. Це можна пояснити впливом на структуру води ультразвуку, який призводить до розриву водневих зв'язків та розпаду більш крупних кластерів на більш дрібні.

Результати експериментальних даних при інших інтервалах часу наведено нижче (рис. 5-9).

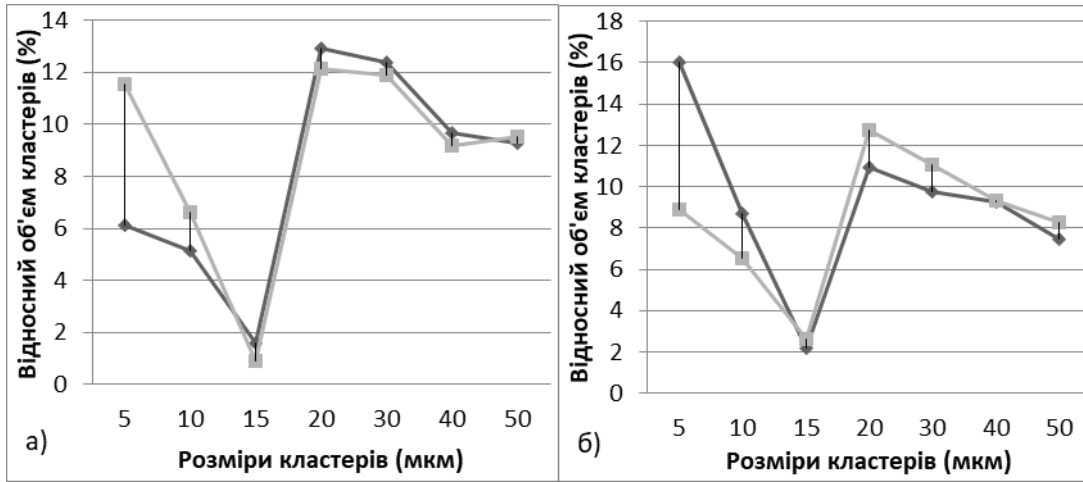


Рис.1.24. Зміни об'єму кластерів при впливі впродовж 2 хв.(а), 3 хв.(б).

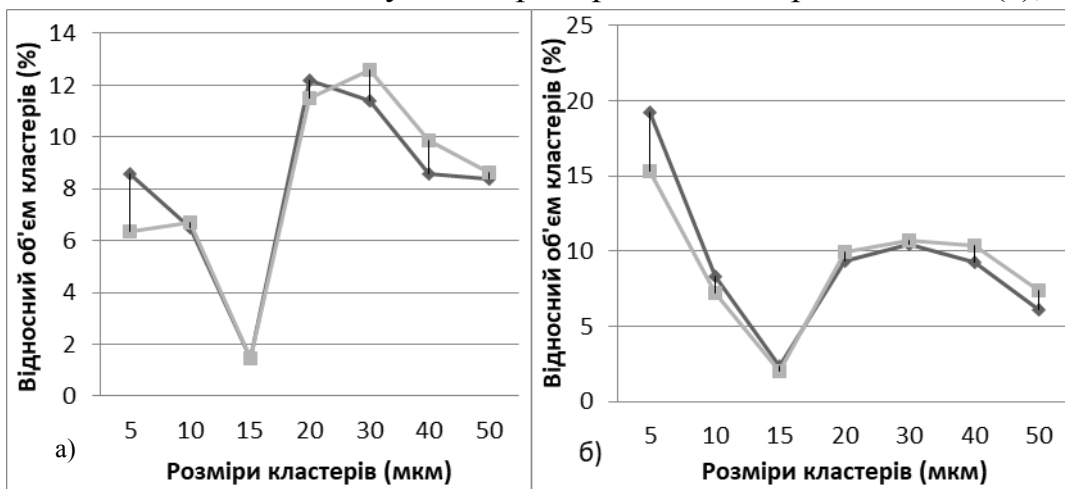


Рис. 1.25. Зміни об'єму кластерів при впливі впродовж 4 хв.(а), 5 хв.(б).

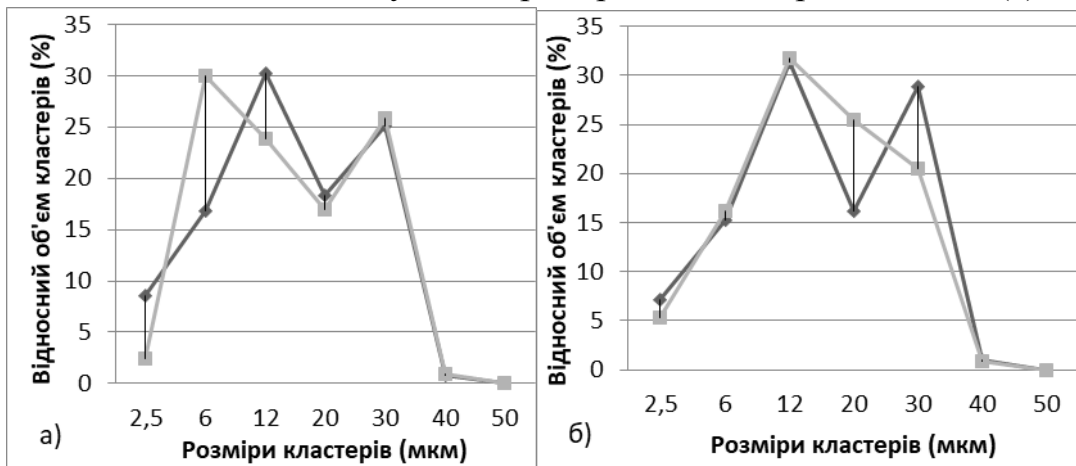


Рис. 1.26. Зміни об'єму кластерів при впливі впродовж 6 хв.(а), 7 хв. (б).

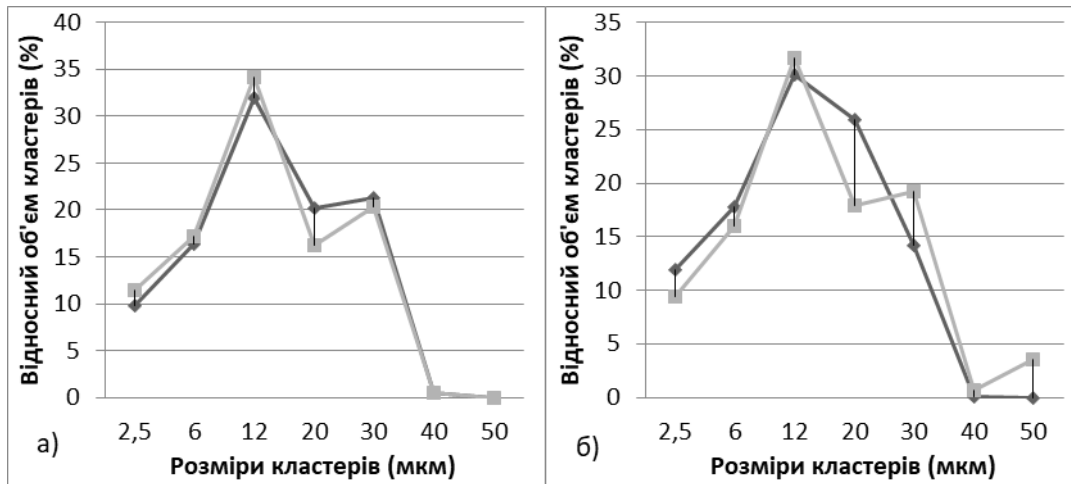


Рис. 1.27. Зміни об'єму кластерів при впливі впродовж 8 хв.(а), 9 хв. (б).

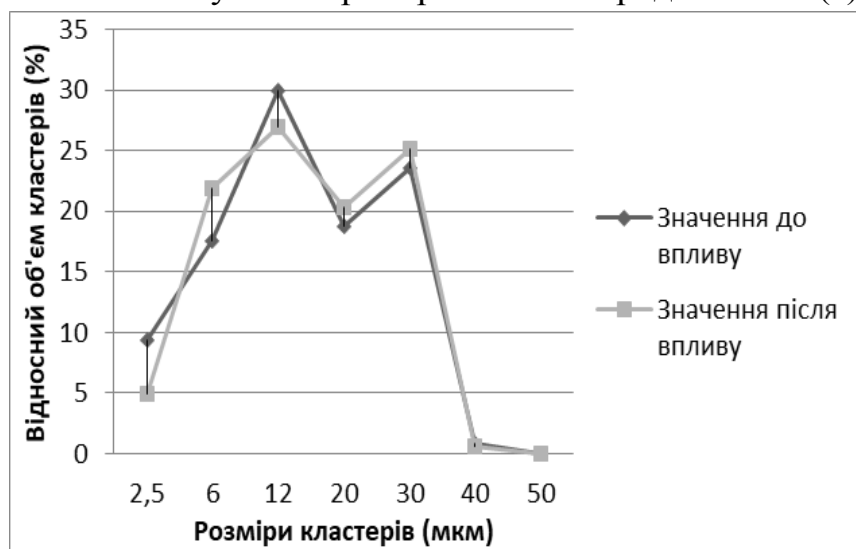


Рис. 1.28. Зміна об'єму кластерів різних розмірів при впливі ультразвуку впродовж 10 хв.



Рис. 1.29. Залежність сумарних різниць показників об'ємів кластерів від часу впливу ультразвуку.

Щоб оцінити узагальнений вплив на дистильовану воду, ми оцінюємо суму різниць за кожним показником до і після впливу ультразвуком, і для кожного інтервалу часу (1-10 хв.), приводимо узагальнену різницю щодо представленої суми різниць за всіма значеннями розмірного спектру. В даному випадку, чим більшою є сумарна різниця на певному інтервалі часу, тим більший вплив має ультразвук на дистильовану воду у цьому інтервалі. За отриманими даними побудовано графік (рис.1.29), на якому видно, що найбільша узагальнена різниця припадає на інтервал 6 хв., менші значення бачимо на відрізках часу 7 і 9 хв. Трохи меншою є різниця при інтервалі часу у 10 хв., ще меншою є різниця в інтервалі 3 хв. В інтервалах 1, 4, 5, 8 хв. зміни незначні.

Явища, які ми бачимо у результатах даних експериментів, що наведено вище, а саме, розпад одних кластерів і утворення інших, можна пояснити таким чином, що на кластери діє ультразвук, під дією якого виникають сили з'єднання і відштовхування між кластерами. Тобто якщо два кластери глобулярної структури знаходяться близько один від одного в ультразвуковому полі, то між ними виникає сила взаємодії, обумовлена впливом звуку на частинку, яка коливається, і відбитого іншою частинкою. Таку взаємодію можна спрощено зобразити у вигляді взаємодії двох сфер, коли лінія, яка з'єднує їхні центри, знаходиться під довільним кутом θ до напрямку розповсюдження ультразвукової хвилі. Тоді виникає сила відштовхування вздовж напрямку поширення звуку, і сила притягання в протилежному напрямку. Ця сила описується наступним чином:

$$F_{\theta} = F_0 \sin 2\theta, \quad (1.55)$$

$$F_r = F_0 (3\cos^2\theta - 1), \quad (1.56)$$

$$F_0 = \frac{2\pi}{3} \left[\frac{(\rho - \rho_0)^2}{\rho_0} \right] \frac{a^3 b^3 v_0^2}{r^4}, \quad (1.57)$$

де a і b – радіуси сфер, r – їх відстань одна від одної, v_0 – амплітуда швидкості зовнішнього середовища, ρ_0 – густина рідини [8].

Таким чином на основі отриманих результатів досліджень можна зробити висновки про те, що ультразвук дійсно має суттєвий вплив на кластерну структуру води, а його ступінь впливу залежить від тривалості дії. Узагальнюючи ступінь зміни кластерної структури дистильованої води на кожному з інтервалів часу, за допомогою узагальнених різниць, встановлено суттєву залежність впливу ультразвуку на воду від часу.

Інтервали часу (3; 6; 9 хв.) мають найбільший вплив на воду, що знаходить відображення у прийнятих інтервалах часу для проведення ультразвукової терапії за загальноприйнятими методиками [7].

РОЗДІЛ II. УЛЬТРАЗВУКОВІ ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ

Застосування ультразвуку з лікувальними цілями в цей час достатньо поширене і є надзвичайно перспективним методом фізіотерапії. Ультразвук являє собою коливання часток середовища. Частота ультразвукових коливань лежить у нечутному для вуха людини акустичному діапазоні (вище 20 кГц).

У фізіотерапії використовують ультразвукові коливання трьох діапазонів частот: 22 - 44 кГц, 800 - 900 кГц і близько 3000 кГц. Поглинання ультразвуку тканинами залежить від їхніх властивостей і більшою мірою - від частоти ультразвукових коливань. В однорідних тканинах коефіцієнт поглинання ультразвуку збільшується пропорційно квадрату частоти, а проникаюча здатність його відповідно зменшується. При частоті 800 - 900 кГц ультразвук проникає в тканини на глибину приблизно до 5 см, при частоті 2500 - 3000 кГц - до 1 - 1,5 см. Ультразвукові коливання поширюються в середовищах прямолінійно, у вигляді «ультразвукового променя», маючи здатність поглинатися, відбиватися, і заломлюватися. Ультразвук застосовується в безперервному й в імпульсному режимах (частота - 50 Гц, подача ультразвукових коливань чергується з паузами). При загальній тривалості періоду 20 мс (імпульс + пауза) тривалість імпульсу може бути 2, 4 і 10 мс. Завдяки меншій сумарній потужності ультразвуку в імпульсному режимі, на організм виявляється найбільш «м'який» вплив з найменшим ефектом теплоутворення.

Механізм біологічної дії ультразвуку обумовлений трьома факторами (механічним, термічним і фізико-хімічним). Механічний фактор пов'язаний з дією фаз стиску й розрідження речовини при проходженні ультразвукових коливань, а отже — зі змінним акустичним тиском (+186 кПа, або ± 2 ат при частоті 1 МГц). Це приводить до своєрідного «мікромасажу» клітин і тканин. При дії ультразвуку утворюється тепло, вираженість якого залежить від застосовуваної потужності і від структури тканини. Під впливом ультразвуку може підвищуватися температура шкіри, м'язів і інших тканин живого організму на $1 \div 3$ °С і більше. Фізико-хімічний фактор дії ультразвуку пов'язаний з посиленнями процесів дифузії й проникності клітинних мембран, підвищенням багатьох ферментативних реакцій, обміну речовин, амінокислот і інших з'єднань. Поряд з первинними реакціями біологічної дії ультразвуку, у складних організмах вищих тварин і людини велике значення варто надавати змінам, що виникають у результаті нервово-

рефлекторного й нейрогуморального впливу.

Фізіологічна дія й лікувальне застосування ультразвуку висвітлені в багатьох роботах закордонних і вітчизняних авторів (Р. Польман; В. Байер, Э. Дернер; А. П. Сперанский, В. И. Рокитянский; А. И. Шеина; Л. И. Богданович; А. И. Циганов і ін.). Великий внесок у вивчення цього питання внесли проф. А. П. Сперанский і його співробітники.

Ультразвук має виражену протизапальну дію, та судинорозширювальну, також УЗ сприяє прискоренню крово- і лимфотоку. Ультразвук також сприяє розм'якшенню грубо-волокнистої сполучної тканини, підвищуючи її еластичність. Ці якості лежать в основі лікувального застосування ультразвуку при спаячних і рубцевих процесах, контрактурах, анкілозах. Під впливом ультразвуку прискорюються процеси регенерації в нервовій, епітеліальній, хрящовій і іншій тканинах.

Ультразвук здійснює сприятливу дію на периферичний відділ нервової системи й на нерво-м'язовий апарат. Поліпшуються процеси передачі нервового імпульсу в міоневральних синапсах, знижується підвищена збудливість периферичних нервів, збільшується їхня функціональна рухливість (лабільність). Це позитивно впливає на стан рухових нервів, поперечно-смугових м'язів і активізації діяльності опорно-рухового апарату. Відомо широке застосування ультразвукової терапії при запальних і дегенеративно-дистрофічних захворюваннях суглобів, а також при травматичних ураженнях кісток і м'яких тканин.

Характерною рисою ультразвуку є його виражений знеболюючий ефект. Механізми його досить різноманітні: нормалізація збудливості нервових утворень, поліпшення трофіки й кровопостачання тканин, спазмолітична дія. У зв'язку із цим ультразвук успішно застосовується при різних больових синдромах, пов'язаних із захворюваннями нервової й кістково-м'язової систем, шлунково-кишкового тракту.

В останньому випадку анальгезуюча дія обумовлена найчастіше зняттям спазму гладкої мускулатури при спастичних колітах, гіпермоторних дискинезіях жовчних шляхів. Ці ж властивості ультразвуку лежать в основі його високої терапевтичної ефективності при бронхіальній астмі. Різноманітні дії даного фізичного фактора розширюють показання для його успішного застосування в узкоспеціалізованих клінічних практиках (ЛОР, офтальмологія, гінекологічна, дерматологія та ін.). Потрібно враховувати високу чутливість до великих доз ультразвуку центральної нервової системи,

ендокринної і серцево-сосудної систем, що обмежує його застосування при різко виражених порушень в їх діяльності.

Вже набуло широкого вжитку у фізіотерапії використання ультразвуку з лікарськими препаратами, що має назву фонофорезу. При цьому основну роль варто відвести дії ультразвуку і його здатності збільшувати дифузійне проникнення лікарської речовини в організм за рахунок зміни абсорбційних властивостей шкіри й збільшення її проникності

2.1. Механізми фізіологічного та лікувального впливу ультразвуку на організм людини

Можна стверджувати, що ультразвук викликає наступні лікувально-профілактичні ефекти:

- поліпшення місцевої циркуляції, що приводить до посилення метаболізму;
- розширення кровеносних судин;
- підвищення проникності капілярів;
- поліпшення місцевої циркуляції й зниження симпатичної активності, що приводять до помітного м'язового розслаблення;
- зменшення місцевого ішемічного болю;

Застосування ультразвуку в гострий посттравматичний період не рекомендується. У результаті наведених вище ефектів поліпшується здатність до регенерації тканини.

Низькочастотній ультразвук дозують по амплітуді коливань. Інтенсивність дії 1 Вт/см^2 умовно дорівнює 5 мкм по своєму терапевтичному ефекту.

Глибина проникнення УЗ – відстань, при проходженні якого інтенсивність УЗ-коливань зменшиться приблизно у e раз, визначається у міліметрах.

Таблиця 2.1.

Глибина проникнення ультразвуку в біологічні тканини людини

Тип тканини	Частота ультразвуку, кГц			
	2640	880	44	22
	Тип апарату			
	МИТ- 1	МИТ- 1	МИТ-11	„Барвінок”
	Глибина дії ½ потужності ультразвуку, см			
жирова	2,7	6,8	15	25
м'язова	1,4	3,6	12	20
печінкова	2,1	5,0	14	22
ниркова	1,5	3,7	12	22
легенева	0,9	1,2	8	17

Інтенсивність – кількість ультразвукової енергії, яка проходить через площину, рівну 1 см², на протязі 1с. Вона визначається в Ватах на квадратний сантиметр (Вт/см²).

В сучасній фізіотерапії розрізняють малу інтенсивність (0,05 - 0,4 Вт/см², при амплітуді ультразвукових (УЗ) коливань 1 - 2 мкм), середню інтенсивність (0,4 - 0,8 Вт/см², 3 - 4мкм), велику інтенсивність (0,8 - 1,0 Вт/см², 4 - 5мкм) і максимальну інтенсивність (більшу 1,0 Вт/см²).

Режим генерації ультразвукових хвиль - визначає співвідношення часу випромінення хвиль і паузи між ними. Може бути безперервним (відсутність пауз між імпульсами), модульованим (додатково виконується модуляція УЗ - коливань на резонансних частотах організму), чи імпульсним (коливання у вигляді окремих груп імпульсів).

2.2. Класифікація систем ультразвукової терапії і діагностики

У лікувальних установах функціонують численні апарати і прилади, які, так чи інакше пов'язані з ультразвуком, зокрема – апарати УЗТ. УЗ апарати, як терапії, так і діагностики можна представити у вигляді класифікації (Рис. 2.1)

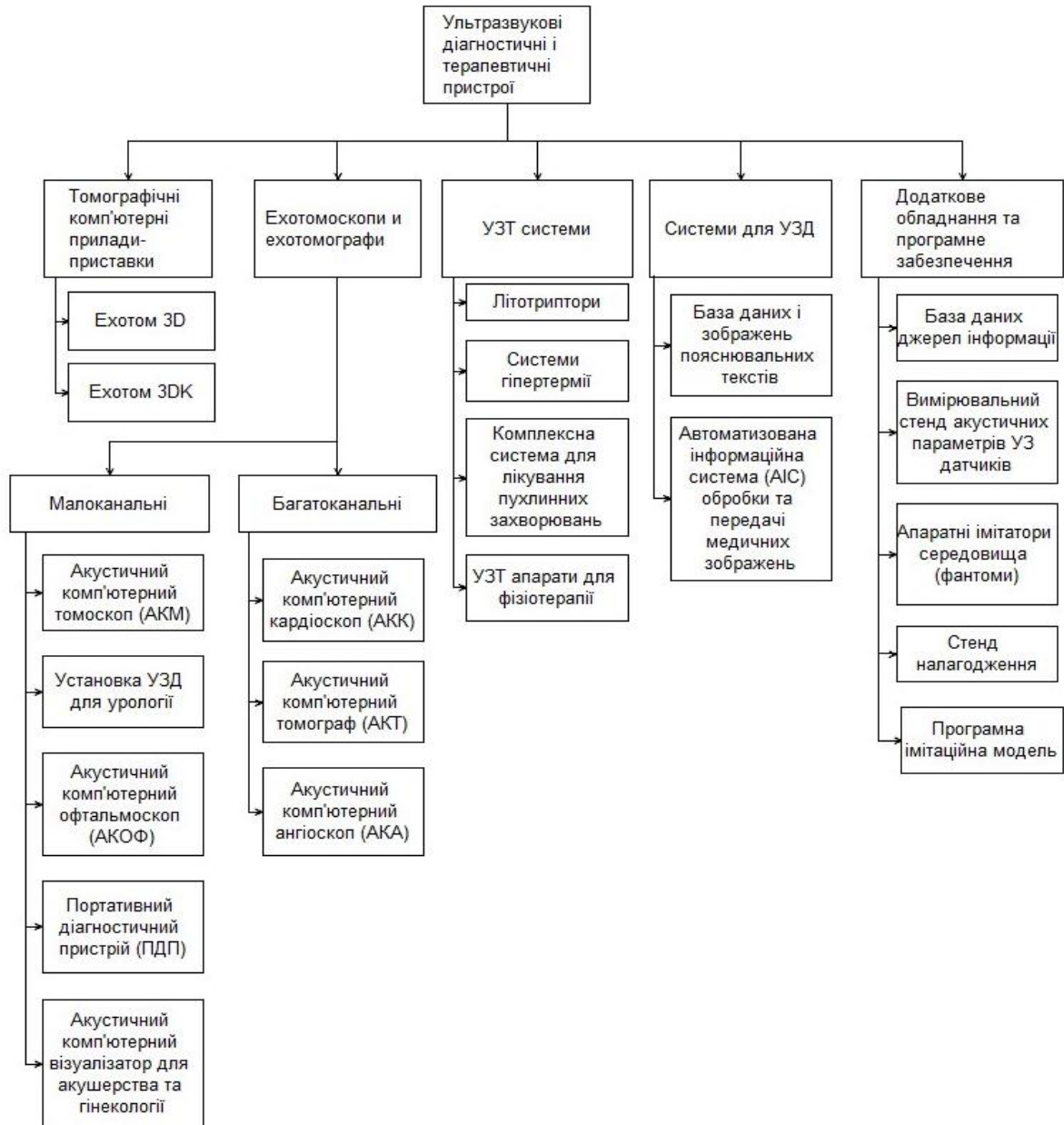


Рис.2.1. Класифікація систем УЗТ та УЗД

Апарати складаються із основних частин: електронного блока живлення, генератора електричних коливань високої частоти і випромінювача, з'єднаного з генератором. У випромінювачах застосовані п'єзоелементи із природних матеріалів (кварцу) або штучних - п'єзокераміки (титанат барію) - перетворюючі електричних коливань в ультразвукові. Всі частини випромінювачів обов'язково мають бути добре герметизовані, через регулярний контакт із середовищами, які можуть спричинити корозію складових частин.

Стационарні апарати (ранні моделі) були випущені під шифром УТС-1

і УТС-1М. У великій кількості представлені переносні апарати: УТП-1, УТП-3, УТП-3М, ЛОР-1 і останні сучасні моделі - УЗТ-5 («Ультразвук Т-5»), УЗТ-101, УЗТ-102, УЗТ-103, УЗТ-104, УЗТ-31, ЛОР-2, ЛОР-3, «Стрижень-1». Апарати останніх випусків відрізняються меншими габаритами, покращеною безпекою, надійністю, уніфікованою конструкцією, різними типами випромінювачів і іншими перевагами. Багато хто з них призначені для використання в спеціалізованих клініках. У зв'язку із чим, для вирішення різних лікувальних завдань, апарати мають різні види випромінювачів різної площі й форми випромінюючої поверхні (круглі, у вигляді олівця, з бічним зрізом та ін.).

Нижче наведено окремі апарати, що можуть застосовуватись для УЗТ в умовах лікувально-профілактичних закладів (ЛПЗ). Даний перелік не є вичерпним, і може поповнюватись разом із випуском нових фізіотерапевтичних апаратів в різних країнах.

1. Україна

1.1. НМЦ «Мединтех»

Апарат «МІТ-11»



Рис. 2.2. Апарат «МІТ-11»

Фізіотерапевтичний апарат «МІТ-11» призначений для лікування пацієнтів з використанням низькочастотного або середньочастотного ультразвуку та імпульсного магнітного поля, в поєднанні з оптичним потоком червоного і інфрачервоного (або синього) спектру. Апарат призначений для застосування в медичних лікувальних установах, санаторіях та лікувально-профілактичних комплексах. Магнітне поле в поєднанні з оптичним потоком володіє яскраво вираженою протибольовою та протинабряковою дією.

Технічні характеристики:

- Робоча частота ультразвукового генератора 44 (880) кГц;
- Довжина хвилі оптичного потоку в червоному діапазоні спектра - 0,67 мкм;
- В інфрачервоному діапазоні спектра - 0,78 мкм;
- Гранична потужність оптичного потоку: червоного (синього) спектру - 25 мВт;
- Інфрачервоного спектру - 100 мВт;
- Таймер часу контролює тривалість процедури від 1 до 99 хв;
- Вага електронного блоку максимум 5 кг, вага апарату з індуктором і випромінювачем максимум 6 кг [2].

1.2. «Радмір»

Апарат «УЗТ-13.01 Ф-Р»



Рис. 2.3. Апарат ультразвукової терапії «УЗТ-13.01 Ф-Р»

Призначений для:

- Для генерування ультразвукових коливань і дії ними на локальні ділянки тіла з лікувальною і профілактичною метою.
- У клініках терапевтичного, неврологічного, хірургічного, травматологічного, педіатричного, акушерсько-гінекологічного профілю; санаторно-курортних, лікарсько-профілактичних, косметологічних та інших закладах для лікування.

Апарат використовується для лікування таких хвороб:

- деформуючого артрозу;
- хвороби Бехтерева;
- деформуючого спондильозу;
- рубцьової тканини, келоїдних рубців;
- невритів, невралгій;
- розтягнень зв'язок, вивихів;
- шкірного зуду, нейродерміту;
- виразки шлунка і 12-п. кишки, хронічного гастриту;
- хронічного бронхіту і пневмоній в фазі в'ялопротікаючого загострення або нестійкої ремісії.

Апарат безпечний для пацієнтів та медичного персоналу в процесі експлуатації та технічного обслуговування [53].

Таблиця. 2.2. Технічні характеристики апарату «УЗТ-13.01 Ф-Р»

Найменування параметру	Од. виміру	Величина
Номінальне значення частоти УЗ	МГц	0.88, 2.64
Значення ефективної інтенсивності УЗ	Вт/см ²	0.05, 0.2
Режим роботи	-	Безперервний, імпульсний
Частота слідування імпульсів	Гц	50 ± 1
Величина ефективної площі випромінювання перетворювачів	см ²	1; 4
Мережа живлення	В/Гц	220/50
Споживана потужність	ВА	Не більше 45
Маса (при повній комплектації)	Кг	Не більше 2

1.3. «Завод «Квант»»

1.3.1. Апарат «Стриж-1МТ»»



Рис. 2.4. Апарат «Стриж-1МТ»»

Апарат «Стриж - 1МТ» призначений для лікування захворювань енергією механічних коливань високої частоти. Ультразвук чинить на організм комплексний біологічний вплив: мікромасаж, тепловий ефект, підсилює проникнення ліків і мазей в тканини. Апарат «Стриж - 1МТ» застосовується для лікування таких захворювань: оториноларингологічних (риніт, ларінгіт, отит), гінекологічних (крауроз, спайкові процеси, ерозія шийки матки), урологічних (цистит, простатит, уретрит). Протипоказання: загальні для фізіотерапевтичних процедур.

Основні технічні характеристики

- Робоча частота апарату (кГц): 880 (2640);
- Режим роботи: безперервний і імпульсний
- Інтенсивність опромінення (Вт/см²): 0,1; 0,2; 0,4; 0,6; 0,8;
- Частота повторення імпульсів (Гц): 50;
- Експозиція (хв.): 1 - 15 (інтервал - 1хв.);
- Ефективна площа випромінювачів (см²): 0,5; 2 0,5; 2;
- Маса (кг): не більше 4.

1.3.2. Апарат "Барвінок-УМ"



Рис. 2.5. Апарат "Барвінок-УМ"

Багатофункціональний ультразвуковий терапевтичний апарат «БАРВІНОК-УМ» призначений для безболісного високоефективного лікування енергією механічних коливань ультразвукової частоти захворювань в урології: простатитів; везикулітів; порушень функцій сечового міхура; хронічних неспецифічних запалень сечового міхура і сечовивідного каналу; стриктур і рубцевих змін уретри, перехідних інфільтратів уретри.

Апарат комплектується двома ультразвуковими випромінювачами з набором хвильоводів, робоча частина яких виконана з урахуванням анатомічної будови озвучених органів, що дозволяють безпосередньо озвучувати необхідні органи і виконувати фонофорез лікарськими речовинами.

Апарат безпечний в роботі, надійний і зручний в експлуатації. Може використовуватися в комплексному лікуванні з іншими фізіотерапевтичними засобами. Апарат може широко застосовуватися в урологічних відділеннях клінік, лікарень і в санаторіях.

Технічні характеристики:

- Частота робоча (кГц): 22, 44;
- Амплітуда вібрації (мм): 2 або 5;
- Точність витримки часу процедури (%): ± 2 ;
- Електричне живлення:
 - напруга (В): $220 \pm 10\%$;

- частота (Гц): 50;
- Споживана потужність (ВА): не більше 150;
- Габаритні розміри (мм): 415x265x138;
- Маса (кг): не більше 12 [54].

1.4. «Біомед»

Апарат «Sonic- Stimu Pro UT1041»



Рис. 2.6. Апарат «Sonic - Stimu Pro UT1041»

Sonic-Stimu Pro UT1041 характеризується всіма характеристиками та перевагами сучасного ультразвукового терапевтичного обладнання. Випромінювачі мають ергономічну форму ультразвукових мультичастотних насадок 1 см² (для маленьких зон) і 5 см² (для великих зон) і забезпечують гарантовану форму ультразвукового поля. Вони водонепроникні і підходять для підводного лікування.

Великий екран і заздалегідь запрограмовані найбільш поширені протоколи програм полегшують експлуатацію. Функції контролю якості контакту між насадкою та пацієнтом і захисту від перегріву забезпечують безпечне використання апарату.

Технічні характеристики:

- Робоча частота випромінювача: 1 МГц, 3 МГц;
- Вихідна потужність ультразвуку: 0.5 - 3 Вт;

- Частота повторення імпульсів: 100 Гц;
- Таймер: макс. 30 хвилин;
- Ефективна площа ультразвукової насадки: 5.0 см²; 1.0 см²;
- Клас водонепроникності: IPX7 (тільки для ультразвукової головки випромінювача);
- Габаритні розміри (Д × Ш × В): 250 × 185 × 82 мм [55].

2. Росія

2.1. «МедТеКо»

2.1.1. Апарат «УЗТ»



Рис. 2.7. Зовнішній вигляд апарату «УЗТ» виробника «МедТеКо» (Росія)

Апарат випускається в трьох модифікаціях:

- 1) Двочастотний УЗТ-1.3.01Ф - генерація УЗ-коливань на двох частотах - 0,88 і 2,64 МГц;
 - 2) Одночастотний УЗТ-1.01Ф-генерація УЗ-коливань на частоті 0,88 МГц;
 - 3) Одночастотний УЗТ-3.01Ф-генерація УЗ-коливань на частоті 2,64 МГц;
- Відмінні особливості:

- Сучасна елементна база;
- Зручне меню управління і контролю з РК-дисплеєм;
- Наявність контролю контакту з тілом пацієнта [48].

2.2. «Метромед» НВП

2.2.1. Апарат «ПРОЛОНГ-ММ».



Рис. 2.8. Апарат «ПРОЛОНГ-ММ»

Апарат "ПРОЛОНГ-ММ" призначений для профілактики і лікування захворювань опорно-рухового апарату та інших захворювань шляхом впливу на патологічний осередок комплексом фізичних і фізико-хімічних факторів, що включають контрастні температури, цільові лікарські речовини і низькочастотний ультразвук. Робоча частота акустичних коливань випромінюючого торця ультразвукових аплікаторів складає 44 кГц [49].

3. Чеська республіка

3.1. VTL Medical technologies

3.1.1. VTL-5000

Серія ультразвукових апаратів VTL-5000 має до двох незалежних ультразвукових каналів. Ультразвукові випромінювачі - багаточастотні і поставляються в двох розмірах, а також мають візуальний і акустичний контроль контакту випромінювача з тілом пацієнта.

Апарат «BTL-5710»



Рис. 2.9 Апарат BTL-5710 SONO

Особливості:

- 1-канальний Ультразвук
- Спільне використання 2 ультразвукових випромінювачів
- Великий 8.4" кольоровий сенсорний екран
- Протоколи прийому і терапевтична енциклопедія
- База даних пацієнтів

Апарат «BTL-5720 SONO»



Рис. 2.10 Апарат BTL-5720 SONO

Особливості:

- 2-канали ультразвукового впливу;
- Модульна система;
- До чотирьох видів лікувального впливу в одному блоці;
- Протоколи прийому і терапевтична енциклопедія;
- Великий кольоровий сенсорний екран.

3.1.2. BTL-4000 Smart & Premium

BTL-4000 Smart & Premium мають ультразвукову систему незалежну від оператора. HandsFree Sono® економить час оператора, роблячи процедуру ультразвукової терапії значно ефективнішою для роботи персоналу лікувально-профілактичного закладу (ЛПЗ).

Апарат «**BTL-4000 PREMIUM**»



Рис. 2.11. Апарат BTL-4000 PREMIUM

Особливості:

- Аплікатор HandsFree Sono®;
- Швидкі протоколи;
- Навігація по частинах тіла;
- Одночасна обробка з 1 і 3 МГц;
- Великий 7" кольоровий сенсорний екран;
- Протоколи прийому і терапевтична енциклопедія;
- База даних пацієнтів;
- Підігрів ультразвукового випромінювача;

Апарат «BTL-4000 SMART»



Рис. 2.12. Апарат BTL-4000 SMART

Особливості:

- Аплікатор HandsFree Sono®
- Одночасна обробка з 1 і 3 МГц
- 4.3" кольоровий сенсорний екран
- Протоколи прийому і терапевтична енциклопедія;
- База даних пацієнтів;
- Підігрів ультразвукового випромінювача;

Апарат BTL HandsFree Sono® забезпечений технологією обертання поля. BTL розробив ультразвуковий випромінювач, який створює обертання ультразвукового поля в області впливу, без участі оператора. Дана технологія дозволяє економити робочий час і сили оператора апарату.



Рис. 2.13. Ілюстрація роботи випромінювача з технологією Hands Free Sono® (зліва), і звичайного випромінювача яким рухає оператор (справа).

Технологія обертання ультразвукового поля, заснована на використанні багатокристалльних випромінювачів. Кристали організовані в масив ультразвукових датчиків, які управляються за допомогою блоку процесора. У реальному масштабі часу процесор активує окремі кристали відповідно до попередньо встановлених параметрів. Обертання ультразвукового поля створюється за рахунок послідовної активації кристалів в той час як в режимі реального часу процесор керує швидкістю обертання, вихідною потужністю і глибиною проникнення ультразвукового поля для кожного окремого кристалу. Такий точний контроль робить ультразвукову терапію ефективною і безпечною від будь-яких ризиків, таких як гарячі точки, характерні для деяких стаціонарних ультразвукових технологій.



Рис. 2.14. Приклад застосування випромінювача із технологією Hands Free Sono®

3.1.3. Апарат **BTL-4000 Professional**



Рис. 2.15. Апарат BTL-4000 Professional

Особливості:

- 1 канал ультразвукового впливу ;

- Можливе спільне використання 2 ультразвукових випромінювачів;
- Графічний та цифровий дисплей;
- Протоколи прийому і терапевтична енциклопедія [50].

4. США.

4.1. «CHATTANOGA GROUP»

4.1.1. Апарат «**Intellect TranSport® Ultrasound**»



Рис. 2.16. Апарат Intellect TranSport® Ultrasound

Портативний апарат ультразвукової терапії, що дозволяє вибрати частоту впливу 1 або 3,3 МГц без зміни аплікаторів.

Особливості:

- Портативний апарат, що може працювати на батарейках;
- Автоматичне калібрування системи до будь-якого розміру ультразвукового випромінювача;
- Ергономічні аплікатори;
- Підігрів випромінювача;
- LCD дисплей;
- Протоколи користувача [51].

5. Німеччина

5.1. «gbo Medizintechnik AG»

5.1.1. Апарат «Sonostat»



Рис. 2.17. Апарат «Sonostat»

Апарат ультразвукової терапії Sonostat® з робочими частотами 1 МГц і 3,3 МГц призначений для лікування у загальній практиці. Робоча частина випромінювача виготовлена із титану, який є біологічно інертним, і не викликає шкірних реакцій у пацієнтів із чутливою шкірою, та не тьмяніє із часом при експлуатації. Інтенсивність ультразвуку: 0 - 3 Вт/см² (1 МГц), 0 - 1,5 Вт/см² (3,3 МГц). Система має кілька режимів роботи. Є безперервний режим, і також п'ять імпульсних режимів, що доступні, з факторами заповнення імпульсів 100%, 50%, 30%, 20%, 10% і 5%. В якості альтернативи установці параметрів лікування вручну кожен раз, користувач може або вибрати з меню або з набору попередніх параметрів.

5.1.2. Апарат «Sonostat 133»



Рис. 2.18. Апарат Sonostat® 133

SONOSTAT® 133 має різні частоти впливу (1 і 3 МГц). Ультразвук передається через ергономічні і водонепроникні робочі частини випромінювача, площами 2,5 або 5 см². Робочі частини виконані з високоякісного титану, який біоінертний. Крім того, робочі частини випромінювачів є дуже міцними, довговічними і не мають потускніння з часом. Обидва типи випромінювачів можуть використовуватися для обох частот. Необхідна робоча частота може бути обрана на панелі управління [52].

Технічні характеристики усіх вищеописаних апаратів приведені у таблиці 2.3.

Таблиця 2.3. Технічні характеристики апаратів УЗТ.

№	Назва апарату	Назва виробника	Країна-виробник	Робоча частота УЗ, кГц	Потужність УЗ, Вт/см ²	Частота модуляції, Гц
1	«МИТ-11»	НМЦ «Мединтех»	Україна	44, 880	0.2 - 1.5	0 - 99
2	«УЗТ-13.01 Ф-Р»	«Радмір»	Україна	880, 26400	0,05; 0,2	50
3	«Стриж-1МТ»	«Завод «Квант»	Україна	880, 2640	0,1 - 0,8	50
4	"Барвінок-УМ"	«Завод «Квант»	Україна	22, 44	0,1 - 0,8	50
5	«Sonic- Stimu Pro UT1041»	«Біомед»	Україна	1000, 3000	0.5 - 3	100
6	«УЗТ»	«МедТеКо»	Росія	880, 2640	0,05 - 1,0	50
7	«ПРОЛОНГ-ММ»	«Метромед»	Росія	44	0,05 - 1	50
8	«BTL-5710»	«BTL Medical technologies»	Чеська республіка	1000, 3000	2 -3	10 -150
9	«BTL-5720 SONO»	«BTL Medical technologies»	Чеська республіка	1000, 3000	2 -3	10 -150
10	«BTL-4000 PREMIUM»	«BTL Medical technologies»	Чеська республіка	1000, 3000	2 -3	10 -150
11	«BTL-4000 SMART»	«BTL Medical technologies»	Чеська республіка	1000, 3000	2 -3	10 -150
12	BTL-4000 Professional	«BTL Medical technologies»	Чеська республіка	1000, 3000	2 -3	10 -150
13	«Intelect TranSport® Ultrasound»	«CHATANOVA GROUP»	США	1000, 3300	2.5 - 3	100
14	«Sonostat»	«gbo Medizintechnik AG»	Німеччина	1000, 3300	0.1 - 3	100
15	«Sonostat 133»	«gbo Medizintechnik AG»	Німеччина	1000, 3300	0 - 3	100

Всю сукупність апаратів та систем ультразвукової терапії (УЗТ) можна представити в вигляді узагальненої класифікації, яку зображено на рис. 2.19.



Рис. 2.19. Класифікація апаратів та систем ультразвукової терапії

2.3. Принципи побудови та основні структурно-функціональні схеми апаратів ультразвукової терапії

Досить широко в фізіотерапевтичних процедурах використовується апарат ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф. [19]. Апарат містить електронний блок (рис. 2.20) і два змінних випромінювачі.

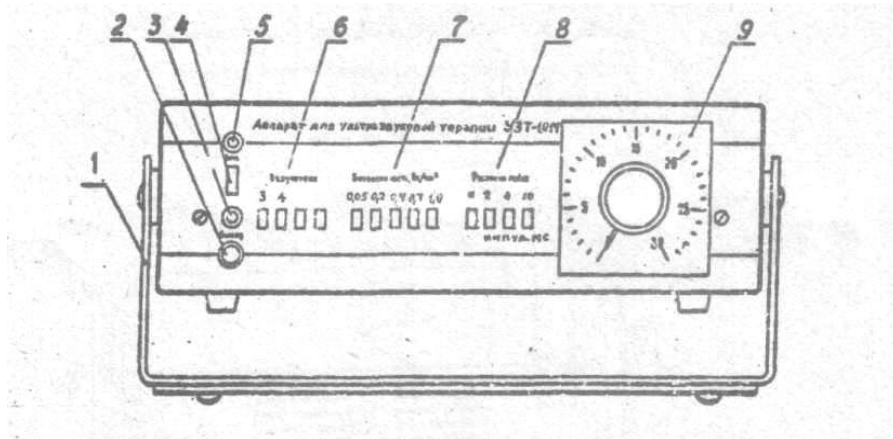


Рис. 2.20. Апарат для ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф, де 1 - ручка; 2 – роз’єм Вихід для підключення кабелю випромінювача; 3 - індикатор вихідної напруги; 4 - вимикач МЕРЕЖА; 5 - індикатор включення мережі; 6 - перемикач Випромінювачі; 7 – перемикач Інтенсивність, Вт/см²; 8 - перемикач Режим Роботи; 9 – процедурний годинник.

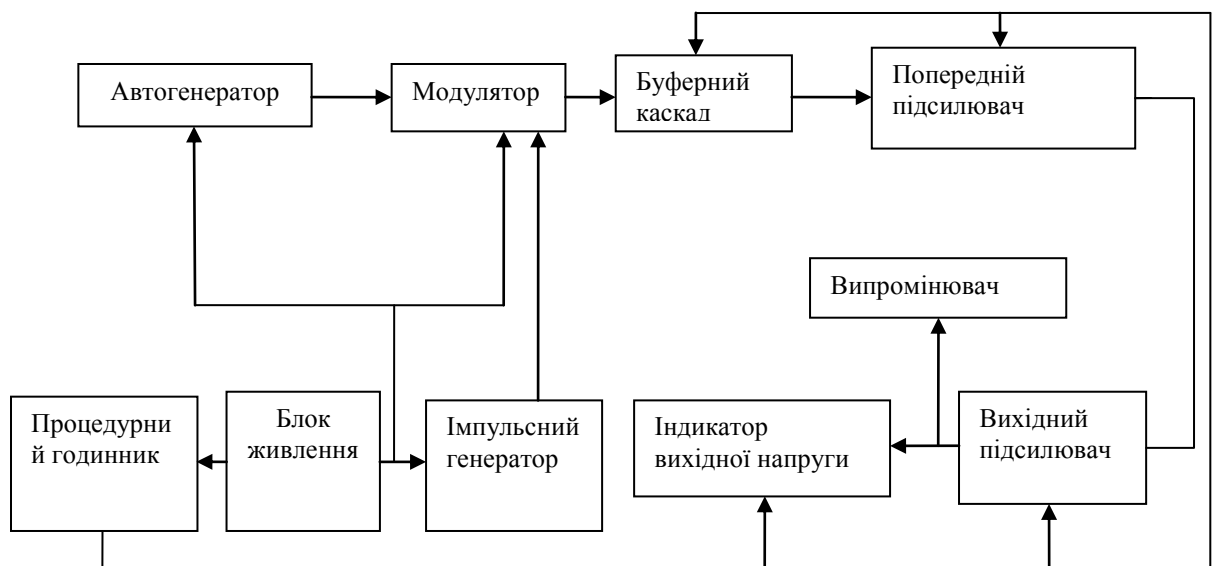


Рис. 2.21. Структурна схема апарату УЗТ-1.01 Ф

Основна структурна схема, по якій проектується більшість УЗТ апаратів

являється структура, що запропонована в роботі [36]. Так для підвищення керованості апарату та розширення частотного і динамічного діапазонів та форми діючого сигналу використовується наступна схема

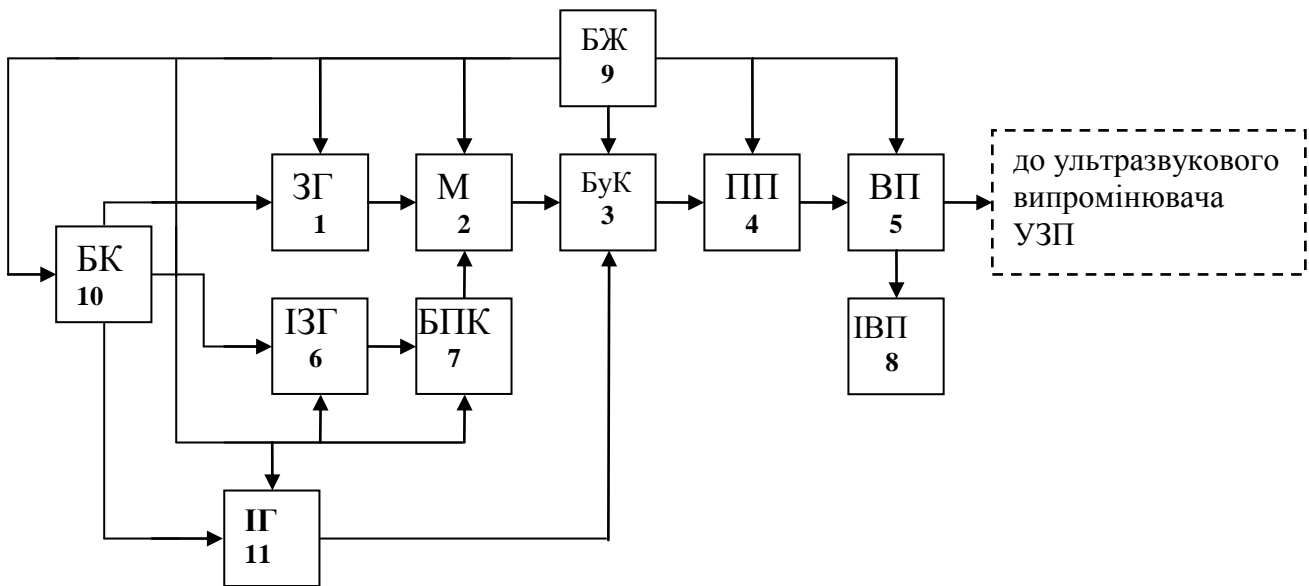


Рис. 2.22. Апарат ультразвукової терапії з системою керування, де задаючий генератор 1, модулятор 2, буферний каскад 3, попередній підсилювач 4, вихідний підсилювач 5, модулюючий інфразвуковий генератор 6, працюючий в діапазоні інфразвукових частот, буферно-підсилюючий каскад 7 та індикатор вихідної потужності 8, 9 – блок живлення, 10 – блок керування, 11 – імпульсний генератор.

Цей апарат УЗТ працює наступним чином (рис. 2.22). Блок керування (БуК) 10 подає сигнал на задаючий генератор (ЗГ) 1, вироблює змінні високочастотні коливання 12, які поступають на перший вхід модулятора (М) 2. Водночас на другий вхід модулятора поступає сигнал з інфразвукового генератора (ІЗГ) 6 через буферно-підсилюючий каскад (БПК) 7, який підсилює змінну напругу, частота та амплітуда якого близькі до біопотенціалів органів і тканин людини. В модуляторі 2 виконується амплітудна модуляція високочастотного сигналу низькочастотним. Причому глибина модуляції досягає 80-95%. Промодульований сигнал поступає через буферний каскад (БуК) 3 на підсилювачі - попередній 4 та вихідний 5 і в подальшому випромінюється ультразвуковим перетворювачем (УЗП) (не показаний). При роботі в імпульсному режимі з БК 10 поступає сигнал на імпульсний генератор 11, з виходу якого регульовані імпульсні коливання 13 заданої форми поступають на другий вхід буферного каскаду 3. І по незамкненому каналу

підсилення поступають на попередній ПП 5 та вихідний ВП 6, а далі на ультразвуковий датчик. В залежності від сигналу з блоку керування БК 10 ми маємо можливість отримати як модульовані, так і немодульовані коливання.

Контроль за рівнем вихідної потужності, частоти та скважності імпульсів виконується за допомогою індикатора вихідної потужності (ІВП) 8. Модулятор 2 забезпечує на виході зміну амплітуди УЗ – несучої у відповідності з сигналом, отриманим з задаючого генератора, генератора інфразвукових частот чи з імпульсного генератора. Підсилювачі - попередній та вихідний, підвищують рівень сигналу до значень, необхідних для досягнення необхідної потужності УЗ-випромінювання.

В такому апараті ультразвукової терапії забезпечується імпульсні коливання як в модульованому режимі, так і в імпульсному одиночному режимі, що спільно з вибором режиму керування БК дає можливість отримувати змінні ультразвукові коливання різних форм, частот, та інтенсивності, а в режимі амплітудної модуляції УЗ-несучої з параметрами. Це дозволяє здійснювати більш широкий фізіологічний вплив на опромінювані ультразвуком біологічні тканини.

Ефективність використання такого апарату полягає переважно в нетепловому впливі на біологічні тканини. Це досягається тим, що зміна параметрів модуляції синусоїдальної чи прямокутної на періодичну в інфразвуковому діапазоні забезпечує кращий обмін речовин та газів між кров'ю та тканинами, усуває можливі утворення мікротромбів.

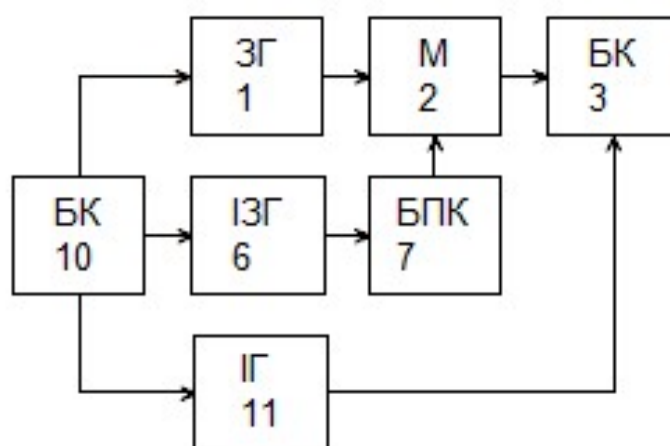


Рис. 2.23. Апарат ультразвукової терапії з системою керування,

Але для таких апаратів УЗТ суттєвим недоліком є відсутність контролю за роботою апарату під час процедури, що може привести до ушкоджень

біологічної тканини (БТ) чи не ефективної роботи пристрою при відсутності акустичного контакту з БТ і значні похибки при формуванні сигналів випромінювання. Більш досконала структура запропонована в роботі [56]. Структурна схема такого апарату представлена на рис. 2.24.

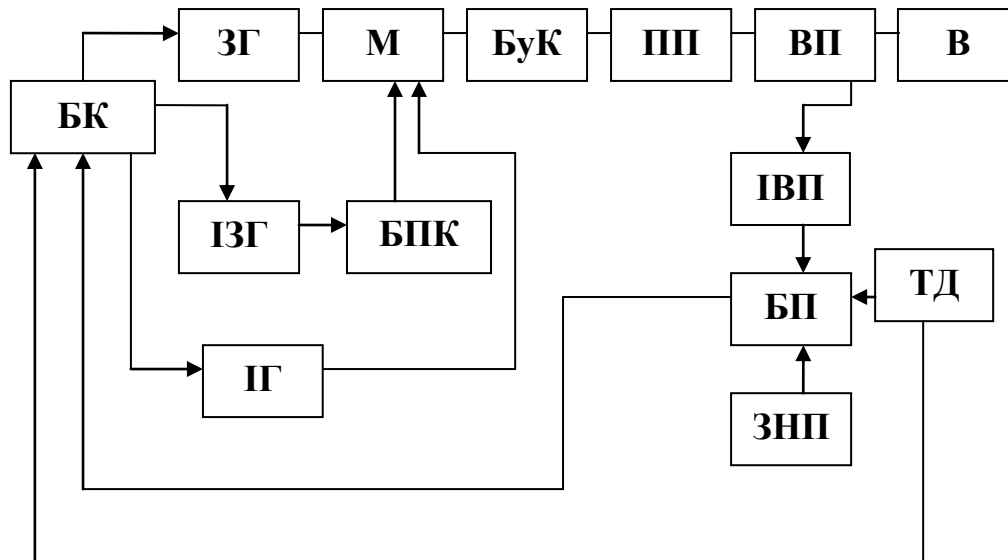


Рис. 2.24. Апарат ультразвукової терапії з контролем температури та акустичного контакту з біологічною тканиною.

Апарат УЗТ містить задаючий генератор - ЗГ, модулятор - М, буферний каскад - БуК, попередній підсилювач - ПП, вихідний підсилювач - ВП, випромінювач - В, інфразвуковий генератор (ІЗГ), працюючий в діапазоні інфразвукових частот - ІЗГ, буферно-підсилюючий каскад - БПК та індикатор вихідної потужності - ІВП, до якого підключений блок порівняння (БП) та з іншого боку температурний датчик - ТД, що розташований на біологічній тканині в зоні дії ультразвукових коливань. До другого входу блоку порівнянь БП під'єднаний датчик нормованих параметрів ЗНП. А вихід БП з'єднаний з блоком керування БК. Вихід генератора підключений до послідовно з'єднаних блоків модулятора - М, буферного каскаду - БуК, попереднього підсилювача - ПП та вихідного підсилювача - ВП, сигнал з якого поступає на ультразвуковий випромінювач (В). Імпульсний генератор (ІГ) входом з'єднаний з блоком керування, а виходом - з модулятором. Система зворотнього зв'язку складається з температурного датчика ТД, блоку порівнянь БП, датчика нормованих параметрів (ЗНП) і блоку керування. До другого входу модулятора підключений вихід послідовно з'єднаних інфразвукового генератора та буферно-підсилюючого блоку. Рівень вихідного сигналу відображається

індикатором вихідної потужності ІВП.

Цей апарат ультразвукової терапії працює наступним чином. Блок керування (БК) подає сигнал на генератор Г, який генерує змінні високочастотні коливання, які поступають на перший вхід модулятора М. В модуляторі М виконується амплітудна модуляція як неперервних, так і імпульсних сигналів від імпульсного генератора ІГ та інфразвукових коливань від генератора ІЗГ і буферно-підсилюючого каскаду БПК. Далі промодульований сигнал поступає через буферний каскад БК на попередній та вихідний підсилювачі ПП та ВП і в ультразвуковий випромінювач В. Ультразвукові коливання під час терапевтичного сеансу проходять через біологічну тканину, віддають свою енергію. При цьому змінюється температура біологічної тканини. Зміну температури фіксує температурний датчик (ТД) і передає в блок керування. В залежності від значень температури блок керування змінює параметри ультразвукових коливань.

Заново введені елементи, а саме температурний датчик ТД, блок порівняння БП параметрів температури з заданими із датчика нормованих параметрів (ЗНП) в залежності від потужності ультразвукового випромінювання з випромінювача (В), яке діє на біологічну тканину, в зоні дії якого розташований температурний датчик (ТД). Значення напруги з ТД поступає в блок порівняння і в блок керування. При перевищенні значень температури на біологічній тканині заданих значень нормованих параметрів з ЗНД, які порівнюються в блоці порівнянь (БП), сигнал подається в блок керування (БК) де керуючий сигнал зменшує значення потужності ультразвукових коливань .

Модулятор забезпечує на виході зміну амплітуди УЗ - несучої у відповідності з сигналом, отриманим з генератора, чи з генератора інфразвукових частот.

Підсилювачі - попередній та вихідний, підвищують рівень сигналу до значень, необхідних для досягнення необхідної потужності УЗ-випромінювання.

Елементи - блок керування та імпульсний генератор, забезпечують імпульсні коливання як в модульованому режимі, так і в імпульсному одиночному режим, що в порівнянні з режимами керування має можливості отримувати змінні ультразвукові коливання (УК) різних форм, частот, та інтенсивності і режимі амплітудної модуляції УЗ. Вони дозволяють здійснювати більш широкий фізіологічний вплив на опромінювані ультразвуком тканини.

Таким чином використання блоків порівняння, задатчика нормованих параметрів, температурного датчика, під'єданого до блоків порівняння та керування, а блок порівняння з'єднаний з задатчиком нормованих параметрів і індикатором вихідної потужності в їх взаємозв'язку дозволяє нормувати ефективну дозу ультразвукового випромінювання на біологічну тканину з дієвим контролем її терапевтичної ефективності, шляхом контролю значень температури в зоні терапевтичної дії.

2.4. Методи та пристрої підвищення ефективності роботи УЗТ

При контактному способі ультразвукової терапії кількість енергії, що передається через різні рідини, практично одна і та ж, якщо контактний шар досить тонкий, і залежить швидше від тиску перетворювача на контактну речовину, чим від його складу [4]. Проте, виконання цієї умови не є гарантією наявності контрольованого акустичного контакту випромінювача з біологічним середовищем. Для усунення цього недоліку, що значно знижує ефективність терапевтичної дії, був запропонований і розроблений більш досконалий полеконтактний метод і прогресивний **саморегулюючий принцип** побудови ультразвукового терапевтичного апарату (УТА) [34]. На рис. 2.25. приведена структурно-функціональна схема ультразвукового терапевтичного апарату з забезпеченням акустичного контакту випромінювача з біологічним об'єктом і його автоматизованим контролем із саморегулюючим принципом побудови УТА.

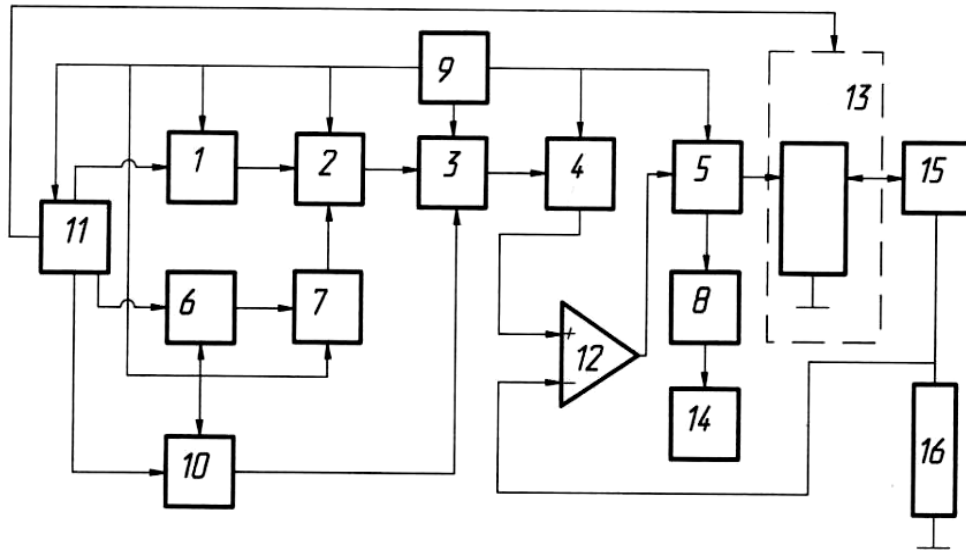


Рис. 2.25. Структурно-функціональна схема ультразвукового терапевтичного апарату з саморегулюванням [34], де 1 – генератор, 2 – модулятор, 3 – буферний каскад, 4 – попередній підсилювач, 5 – вихідний підсилювач, 6 – інфразвуковий генератор, 7 – буферно-підсилюючий каскад, 8 – індикатор вихідної потужності, 9 – блок живлення, 10 – генератор, 11 – блок керування, 12 – диференціальний підсилювач, 13 – керований резисторний дільник, 14 – сигналізатор, 15 – ультразвуковий перетворювач, 16 – зразковий резистор.

Такий апарат УЗТ містить задаючий генератор 1, модулятор 2, буферний каскад 3, попередній підсилювач 4, вихідний підсилювач 5, модулюючий інфразвуковий генератор, працюючий в діапазоні інфразвукових частот 6, буферно-підсилюючий каскад 7, індикатор вихідної потужності 8, причому вихід задаючого генератора 1 підключений до послідовно з'єднаних блоків модулятора 2, буферного каскаду 3, попереднього підсилювача 4 та вихідного підсилювача 5, сигнал з якого поступає на ультразвуковий перетворювач 15, а керуючий вхід з блоком керування, другий та третій виходи блока керування з'єднані відповідно з інфразвуковим генератором та генератором 10, причому перший вихід вихідного підсилювача зв'язаний зі входом індикатора вихідної потужності та випромінювачем 15, а моделюючий генератор виконаний у вигляді інфразвукового генератора, вихід якого підключено до входу буферно-підсилюючого каскаду, з'єднаному з другим входом модулятора.

Технічний результат, який може бути отриманий при роботі апарату виражається в можливості автоматичного контролю акустичного контакту випромінювача із середовищем при будь-якому рівні терапевтичної вихідної

потужності.

Робота ланцюга контролю акустичного контакту основана на контролі зміни сили струму в ланцюгу дільника п'єзовипромінювача та зразкового резистора 16. При підвищенні сили струму в цьому ланцюгу збільшується і падіння напруги на зразковому резисторі.

Контроль зміни сили струму в ланцюзі дільник п'єзовипромінювача і Z-резистора R по зміні напруги U_k (резистор R може бути замінений трансформатором струму). Напруга U_k одночасно подається на диференційний підсилювач 12 і аналоговий пристрій вибірки-зберігання. Одночасно з цим, генератор лінійно зростаючої напруги починає виробляти лінійно зростаючу напругу, що надходить на другий вхід компаратора. При рівності порівнюваних напруг з виходу диференційного підсилювача 12 надходить сигнал, що перемикає пристрій вибірки-зберігання в режим зберігання. Таким чином, на вході пристрою утворюється опорна напруга, рівна U_k . Режим контролю акустичного контакту здійснюється автоматично і забезпечується висока точність встановлення дози ультразвукового впливу. При зменшенні навантаження п'єзовипромінювача, тобто зменшення площі дотику чи щільності контакту, струм в ланцюзі і відповідно напруга U_k на резисторі R зростають. При збільшенні падіння напруги на резисторі R більш ніж на 10% сигнали про ступінь неконтакту надходять у пристрій управління та сигналізатор 14, при цьому, для підтримки заданої дози впливу пристрій управління збільшує час впливу пропорційно величині неконтакту. При порушенні контакту більш ніж на 30% пристрій управління зберігає в пам'яті отриману пацієнтом дозу впливу і відключає прилад. Контроль акустичного контакту здійснюється в діапазоні зміни вихідної потужності більш 20дБ, що суттєво перекриває діапазон використовуваних у терапії інтенсивностей.

Суттєвими перевагами даного апарату УЗТ є можливість саморегулювання та підтримки заданих параметрів дії ультразвуку, а недоліком даного УТА є невисока ефективність лікувальної дії для пацієнта в порівнянні з апаратами, що додатково використовують **комбіновані методи впливу** на біологічні тканини.

Адже, в правильно підібраній фізіотерапевтичній дії комплексно додаються один до одного впливи позитивних ефектів, що діють в одному напрямі кількома фізичними факторами та послаблюють негативний вплив окремих фізіологічних компонентів, та збільшується ефективність процедурного спільного впливу на біологічну тканину.

На цих принципах були розроблені загальноприйняті норми щодо

поєднання різних форм та методів терапії [13].

Комбінація сеансу ультразвукової терапії в один день можлива з сеансами гальванізації і електрофорезу (місцеві методики), електросном, імпульсними струмами, УВЧ, НВЧ, УФ випромінюванням, бальнеотерапією, лазеротерапією та магнітотерапією.

Для розширення сфери застосування і збільшення ефективності дії на органи і тканини у фізіотерапевтичній практиці найчастіше використовуються методи поєднання ультразвукової терапії з магнітотерапією.

Вирішення проблеми апаратної реалізації приладів ультразвукової терапії з використанням різних режимів ультразвукового впливу запропоноване у новому принципі побудови УТА з впровадженням додаткового генератора імпульсів з магнітним індуктором та системою програмованого регулювання [34].

Для вирішення даної задачі був запропонований вдосконалений комбінований метод, що гарантує забезпечення паралельного впливу магнітної індукції з ультразвуковим сигналом з параметрами, близькими до активації біологічних клітин та мембран і мікрорухів органів та тканин [35].

На рис. 2.26. приведено комбінований принцип побудови багатофункціонального УТА [37].

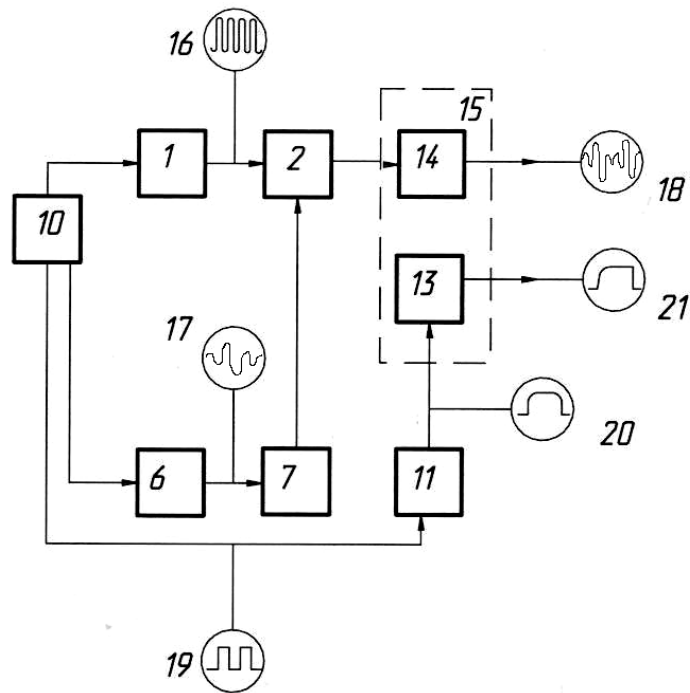


Рис. 2.26. Комбінований принцип побудови з осцилограмами основних блоків, де 1 – генератор, 2 – модулятор, 6 – інфразвуковий генератор, 7 – буферно-підсилюючий каскад, 10 – блок керування, 11 – генератор струму, 13 – кероване джерело магнітної індукції, 14 – випромінювач ультразвукових хвиль, 15 – комбінований сумісний циліндричний випромінювач, 16 – змінні високочастотні коливання, 17 – змінна напруга інфразвукового генератора, 18 – промодульований сигнал, 19 – прямокутний сигнал керування, 20 – сигнал з генератора струму, 21 – сигнал джерела магнітної індукції.

Ультразвуковий сигнал спільно із сигналом магнітної індукції активує обмінні процеси в клітинах та їх мембранах в зв'язку з тим, що магнітне поле з індукцією 5 – 45 мТл діє направлено на біологічну тканину з частотою сигналу 0,2 – 50 Гц і скважністю імпульсів 2 – 20. Причому форма імпульсів близька до прямокутної, так як в дослідженнях Холодова Ю. А. [38] була встановлена їх висока ефективність лікувального впливу такої фізіотерапевтичної процедури при дії на клітину прямокутної форми імпульсу магнітної індукції. Підтримання заданої точності прямокутної форми сигналу магнітної індукції та стабільності забезпечується за рахунок блоку від'ємного зворотного зв'язку.

При дії магнітного імпульсного поля виникає зменшення тиску в системах глибоких і підшкірних вен і артерій, підвищується тонус стінок судин, підвищується судинна і епітеліальна проникність тканин, а також покращується обмін речовин, що сприяє більш ефективній терапевтичній дії ультразвукових хвиль.

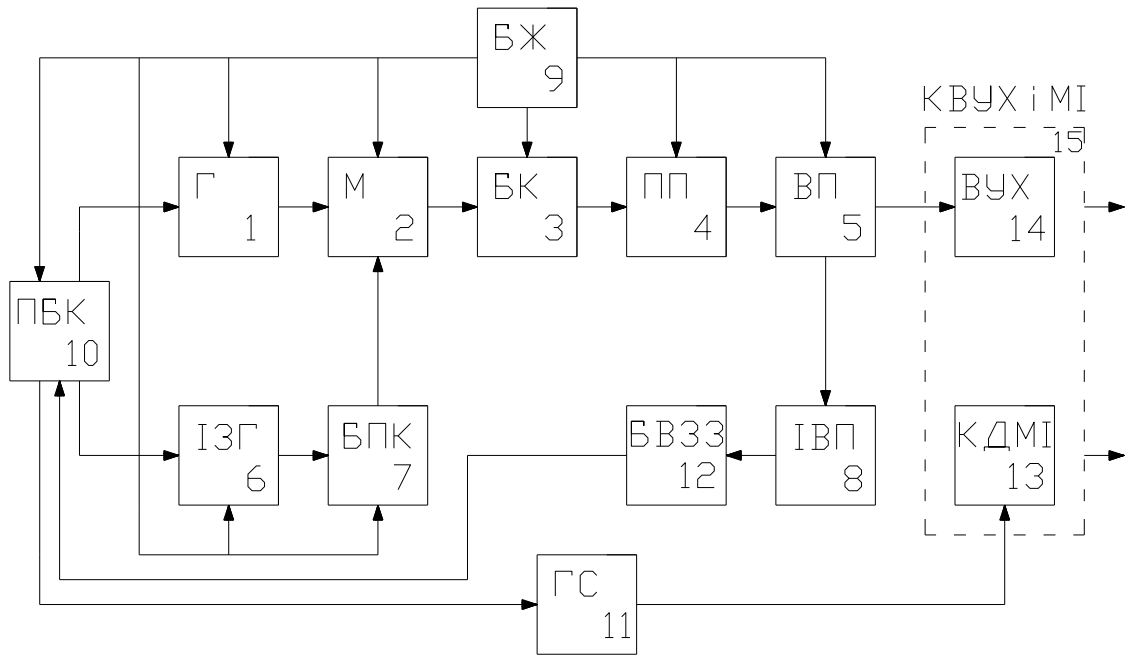


Рис. 2.27. Схема багатофункціонального УТА з комбінованим принципом побудови

Багатофункціональний УТА для ультразвукової і магнітотерапії (рис. 2.26, 2.27) містить блок живлення 9 з послідовно з'єднаними генератором 1, модулятором 2, буферним каскадом 3, попереднім підсилювачем 4, вихідним підсилювачем 5 вихід якого з'єднаний зі входом індикатора вихідної потужності 8 і випромінювачем ультразвукових хвиль 14, та інфразвуковим генератором 6, вихід якого підключений до другого буферно-підсилюючого каскаду 7, з'єданому з другим входом модулятора 2, а також програмованим блоком керування 10, виходи якого підключені до генератора 1, інфразвукового генератора 6 та генератора струму 11, який з'єднаний з керованим джерелом магнітної індукції 13, а індикатор вихідної потужності 8 через блок від'ємного зворотного зв'язку 12 зв'язаний із входом програмованого блока керування 10, причому конструктивно випромінювач ультразвукових хвиль 14 і кероване джерело магнітної індукції 13 виготовлені в вигляді єдиного циліндричного випромінювача 15, в центрі якого знаходиться випромінювач ультразвукових хвиль 14, охопений пустотілим соленоїдом.

Розглянемо комбінований принцип та роботу цього апарату (рис. 2.26). Задаючий генератор 1 виробляє змінні високочастотні коливання 16, які поступають на перший вхід модулятора 2. Водночас на другий вхід модулятора 2 поступає сигнал з інфразвукового генератора 6 через буферно-підсилюючий каскад 7, який підсилює змінну напругу 17, частота та амплітуда якого близькі до біопотенціалів органів і тканин людини. Таким чином в модуляторі 2

виконується амплітудна модуляція високочастотного сигналу низькочастотним з глибиною модуляції 80-95%. Промодульований сигнал 18 поступає через буферний каскад 3 на підсилювачі - попередній 4 та вихідний 5 і в подальшому випромінюється ультразвуковим перетворювачем, паралельно цьому з програмованого блока керування 10 до генератора струму 11 надходить сигнал 19, з якого до керованого джерела магнітної індукції 12 поступає згенерований сигнал 20 і з керованого джерела магнітної індукції випромінюється сигнал 21.

Розглянуті перспективні способи та їх принципи побудови ультразвукової терапії були об'єднанні в автоматизованому ультразвуковому терапевтичному апараті (АУТА), що одночасно використовує ультразвукову енергію та енергію магнітного поля [24,86].

2.5. Способи контролю та моніторингу параметрів в апаратах УЗТ

Важливим напрямом в розробці структур апаратів УЗТ є введення систем контролю та моніторингу основних параметрів діючих сигналів та полів випромінювання. Такий спосіб моніторингу нагрівання хвилевода-інструмента під час процедури фізіотерапії реалізовано в апараті УЗТ для отоларингології [57]. Відсутність способу контролю нагрівання хвилевода-інструмента під час процедури, що не дає можливості контролювати температуру нагрівання хвилевода-інструмента, що в свою чергу призводить до менш якісного проведення процедури ультразвукової терапії та можливого ушкодження тканин тіла пацієнта.

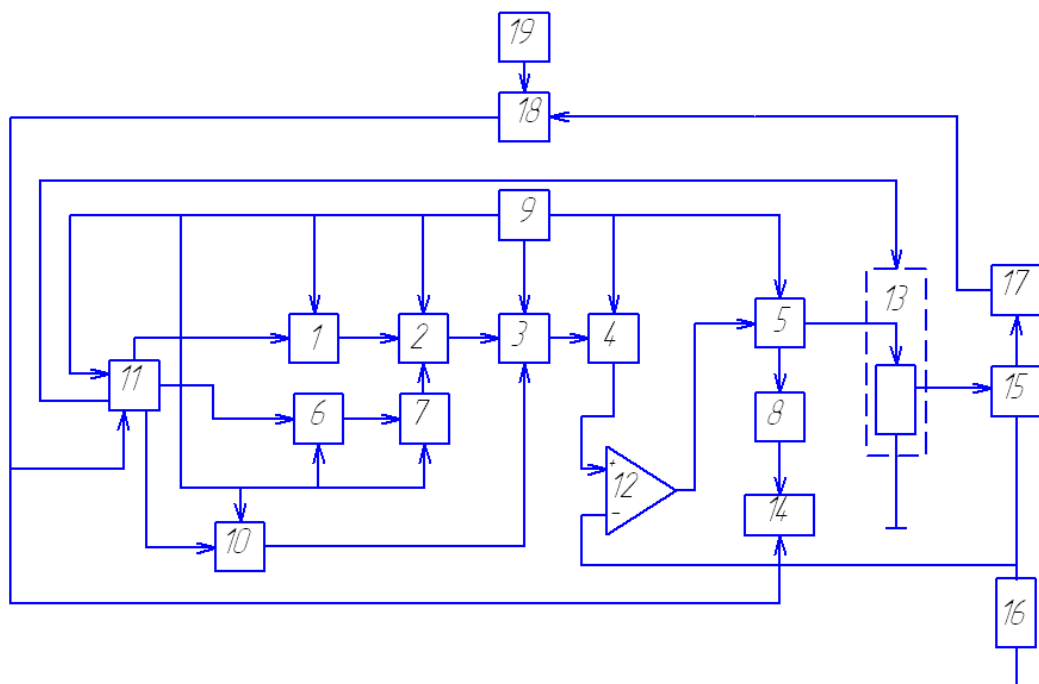


Рис. 2.28 Апарат УЗТ з моніторингом температури нагріву випромінювача, де 1- генератор, модулятор 2, буферний каскад 3, попередній підсилювач 4 і вихідний підсилювач 5, блок живлення 9 та блок керування 11, імпульсний генератор 10, інфра звуковий генератор 6, індикатор вихідної потужності 8 та випромінювач 15, буферно-підсилюючий каскад 7, диференціальний підсилювач 12, керований резистивний дільник 13, світловий та звуковий оповіщувач 14 та зразковий резистор 16, вимірювач температури 17, задатчик температури 19 та блок порівняння 18, і звуковий оповіщувач 14.

Задача підвищення якості процесу проведення ультразвукової терапії в медичних закладах за рахунок контролю зміни температури хвилевода-інструмента, який нагрівається під час проведення лікувальних процедур, що

дозволяє забезпечити необхідний ефект – температурний контроль нагрівання хвилевода-інструмента і таким чином уникнути можливого травмування тканин тіла пацієнта під час проведення процедури.

Спосіб моніторингу температури нагрівання хвилевода-інструмента під час ультразвукової терапії, що включає вимірювання та контроль температури нагрівання хвилевода-інструмента, додатково встановлюється вимірник температури, який розміщений на випромінювачі хвилевода-інструмента, датчик температури, блок порівняння, який під'єднаний до блоку керування і світловий та звуковий оповіщувач.

Рішення поставленої задачі способу моніторингу температури нагрівання хвилевода-інструмента під час ультразвукової терапії досягається шляхом введення вимірника температури, що розміщений на випромінювачі хвилевода-інструмента, який вимірює температуру нагрівання хвилевода-інструмента, блоку порівняння, що порівнює виміряне значення температури з допустимою температурою нагрівання, яка задається датчиком температури і в разі їх співпадання чи перевищення подається сигнал на звуковий та світловий оповіщувач.

Блок-схема (рис. 2.28) апарату ультразвукової терапії, що реалізує спосіб моніторингу температури нагрівання хвилевода-інструмента під час ультразвукової терапії, складається з наступних елементів: блок живлення 9, послідовно з'єднаний з генератором 1, модулятором 2, буферним каскадом 3, попереднім підсилювачем 4 і вихідним підсилювачем 5, блоком керування 11 та імпульсним генератором 10 вихід якого з'єднаний з другим входом буферного каскаду 3, а керуючий вхід з блоком керування 11, другий та третій виходи блока керування з'єднані відповідно з інфразвуковим генератором 6 та генератором 1, причому перший вихід вихідного підсилювача 5 зв'язаний зі входом індикатора вихідної потужності 8 та випромінювачем 15, а інфразвуковий генератор 6, вихід якого підключено до входу буферно-підсилюючого каскаду 7, з'єднаному з другим входом модулятора, що з метою забезпечення акустичного контакту випромінювача з біологічним об'єктом додатково містить диференціальний підсилювач 12, керований резистивний дільник 13, другий вивід якого підключений до загальної шини, світловий та звуковий оповіщувач 14 та зразковий опір, причому вихід попереднього підсилювача під'єднаний до одного з входів диференційного підсилювача 12, другий вхід з'єднаний з зразковим резистором 16 інший вивід якого підключено до загальної шини, а вихід під'єднаний до вихідного підсилювача 5, вихід якого з'єднаний з керованим резистивним дільником 13, вихід якого

з'єднаний з випромінювачем 15, який зв'язаний з зразковим резистором, а вихід індикатора вихідної потужності під'єднаний до світлового та звукового оповіщувача, блок керування з'єднаний з керованим резистивним дільником, вимірник температури 17, що розміщений на випромінювачі 15 та вимірює температуру випромінювача хвилевода-інструмента підключено разом з датчиком температури 19 до блоку порівняння 18, який підключено до блоку керування 11 та світлового і звукового оповіщувача 14.

Технічний результат, який може бути отриманий при реалізації даного способу, виражається в можливості автоматичного контролю нагрівання хвилевода-інструмента під час ультразвукової терапевтичної процедури.

Робота ланцюга контролю нагрівання хвилевода-інструмента під час ультразвукової терапевтичної процедури ґрунтується на контролі нагрівання хвилевода-інструмента за допомогою вимірника температури, що розміщений на випромінювачі хвилевода-інструмента, порівняння вимірної температури з температурою з заданою датчиком температури відбувається в блоці порівняння, що підключений до блоку керування та світлового і звукового оповіщувача.

Так забезпечується автоматичний контроль нагрівання хвилевода-інструмента під час проведення ультразвукової терапевтичної процедури, що в свою чергу гарантує запобігання ушкодження біологічної тканини (від перегрітого хвилевода) та підвищує ефективність та якість проведення процедури.

Недоліком наведеного способу для ультразвукової терапії є відсутність контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час процедури, що не дає можливості контролювати ступінь і ефективність впливу параметрів ультразвукового випромінювання, що в свою чергу призводить до менш якісного проведення процедури ультразвукової терапії та можливого спричинення шкоди пацієнту.

Для підвищення ефективності і якості процесу проведення ультразвукової терапії в медичних закладах за рахунок контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання, що дозволить уникнути можливе травмування шкіри пацієнта під час проведення процедури. Цей спосіб контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час процедури фізіотерапії, що включає в себе вимірювання та контроль температури нагрівання хвилевода-інструмента за допомогою якого вимірюється температура на ультразвуковому випромінювачі хвилевода-інструмента, що знаходиться в контакті з біологічною тканиною, її значення порівнюється з

допустимими значеннями температури нагрівання, встановленими за датчиком температури, і в разі їх співпадання чи перевищення сигнал подається на звуковий та світловий оповіщувач, додатково вимірюють параметр - інтенсивність ультразвукового випромінювання, та порівнюють з заданим значенням цих параметрів інтенсивності і при перевищенні цих значень подається сигнал на відключення. Так забезпечується підвищення ефективності фізіотерапевтичних процедур, а саме - підтримання заданих параметрів фізіотерапевтичного впливу і надійності контролю за процесом лікування.

Лікування ультразвуком часто поєднується з дією інших фізичних факторів – таких, як дія магнітного поля, лазерне та світлове випромінювання та інші. Прикладом такої структури може бути багатофункціональний апарат УЗТ [37]. Так для покращення ефекту фізіотерапевтичного впливу в універсальному багатофункціональному апараті УЗТ [58] використовується комплексне поєднання дії ультразвуку, магнітного поля та лазерного випромінювання.

Універсальний багатофункціональний апарат ультразвукової терапії, який містить блок живлення з послідовно з'єднаними генератором, модулятором, буферним каскадом, попереднім підсилювачем, вихідним підсилювачем, вихід якого з'єднаний зі входом індикатора вихідної потужності і випромінювачем ультразвукових хвиль. Інфразвуковий генератор, вихід якого підключений до буферно-підсилюючого каскаду, з'єднаному з другим входом модулятора, а також програмований блок керування, генератор струму, кероване джерело магнітної індукції та блок від'ємного зворотного зв'язку, причому програмований блок керування з'єднаний з генератором, інфразвуковим генератором, який виконаний в вигляді широкополосного імпульсного генератора, і генератором струму, вихід якого з'єднаний із входом керованого джерела магнітної індукції, а програмований блок керування, в свою чергу, з'єднаний з блоком живлення, а індикатор вихідної потужності через блок від'ємного зворотного зв'язку зв'язаний із входом програмованого блоку керування. В такому універсальному багатофункціональному апараті ультразвукової терапії є керований генератор лазерного випромінювання, блок лазерного випромінювання та датчики режиму безпеки, причому випромінювач ультразвукових хвиль, кероване джерело магнітної індукції, блок лазерного випромінювання утворюють єдиний блок комбінованого випромінювача ультразвукових хвиль, магнітної індукції та лазерного випромінювання в який вмонтовані датчики режиму безпеки, які мають двунправлений зв'язок з програмованим блоком керування.

Забезпечення паралельного, послідовного чи комплексного впливу магнітної індукції, лазерного випромінювання з ультразвуковим сигналом з параметрами, близькими активації біологічних клітин та мембран (0,5-45 мТл, 0,2-50 Гц, тривалістю імпульсів від одиниць мікросекунд до одиниць секунд і скважністю від 2 до 20) мікрорухів органів та тканин, підсилюють позитивний ефект, пов'язаний з функціональним кровотоком, мікромасажем. Крім цього запобігається негативний ефект, пов'язаний з утворенням стоячої ультразвукової хвилі.

Ультразвуковий сигнал спільно із сигналом магнітної індукції та лазерним випромінюванням суттєво активує обмінні процеси в клітинах та їх мембранах в зв'язку з тим, що магнітне поле з індукцією 0,5 – 35 мТл діє направлено на біологічну тканину з частотою сигналу 0,2 – 50 Гц і скважністю імпульсів 2 – 20. Причому форма імпульсів близька до прямокутної, так як в дослідженнях Холодова Ю.А. [38] була доведена висока ефективність лікувального впливу від фізіотерапевтичної процедури при дії на клітину квазіпрямокутної форми імпульсу магнітної індукції. Підтримання заданої точності квазіпрямокутної форми сигналу магнітної індукції забезпечується за рахунок блоку від'ємного зворотного зв'язку. Процес протікання обмінних реакцій значно підвищується в зоні дії лазерного випромінювання незначної інтенсивності при точно нормованому значенні довжини хвилі та потужності випромінювання.

При дії магнітного імпульсного поля в комплексі з лазерним випромінюванням виникає суттєве зменшення тиску в системах глибоких і підшкірних вен і артерій, підвищується тонус стінок судин, підвищується судинна і епітеліальна проникність а також покращується обмін речовин, що сприяє більш ефективній терапевтичній дії ультразвукових хвиль. На рис. 2.29 представлена функціональна схема апарату.

Універсальний багатофункціональний апарат (УБФА) ультразвукової терапії (рис.2.29) містить блок живлення 9 з послідовно з'єднаними генератором 1, модулятором 2, буферним каскадом 3, попереднім підсилювачем 4, вихідним підсилювачем 5 вихід якого з'єднаний зі входом індикатора вихідної потужності 8 і випромінювачем ультразвукових хвиль 14, та інфразвуковим генератором 6, вихід якого підключений до другого буферно-підсилюючого каскаду 7, з'єднаному з другим входом модулятора 2, а також програмованим блоком керування 10, виходи якого підключені до генератора 1, інфразвукового генератора 6 та генератора струму 11, який з'єднаний з керованим джерелом магнітної індукції 13, а індикатор вихідної потужності 8 через блок від'ємного зворотного зв'язку 12 зв'язаний із входом

програмованого блока керування 10, причому конструктивно випромінювач ультразвукових хвиль 14 і кероване джерело магнітної індукції 13 виготовлені в вигляді єдиного циліндричного випромінювача 15, в центрі якого знаходиться випромінювач ультразвукових хвиль 14, охопчений пустотілим соленоїдом. З програмованого блока керування 10 сигнал поступає на керований генератор лазерного випромінювання 17, з якого на блок лазерного випромінювача 18 який знаходиться в циліндричному випромінювачі 15.

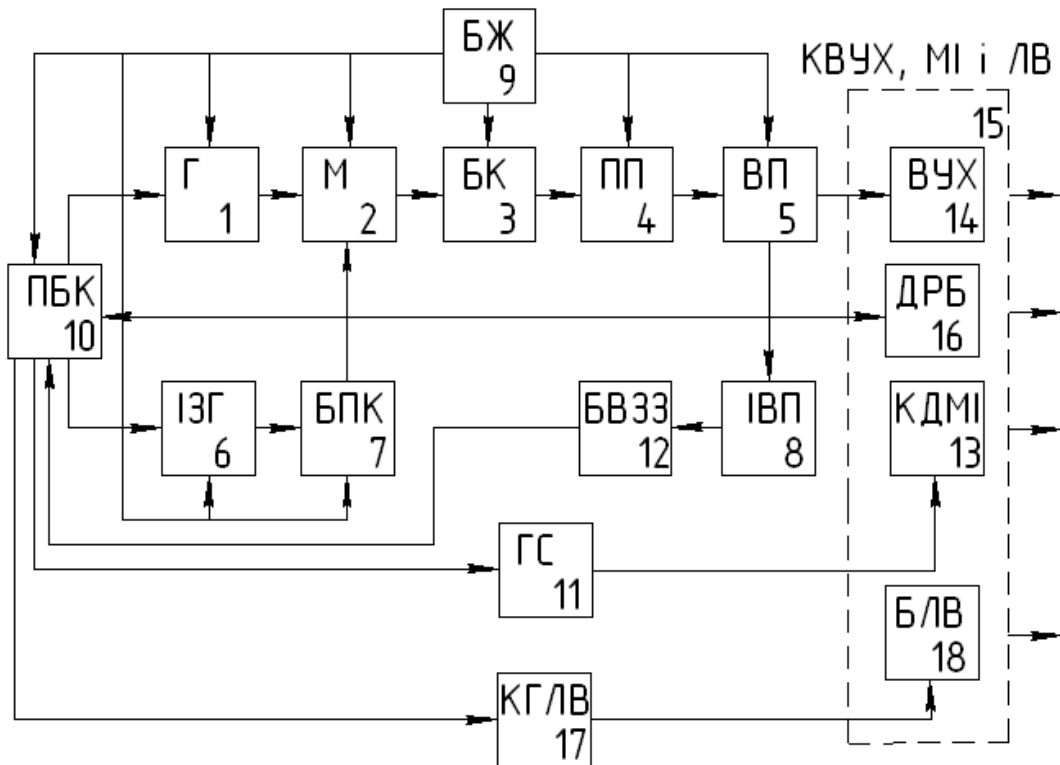


Рис. 2.29. Універсальний багатофункціональний апарат ультразвукової терапії

На рис. 2.30 представлена схема апарату УБФА з осцилограмами, відображаючими роботу основних блоків.

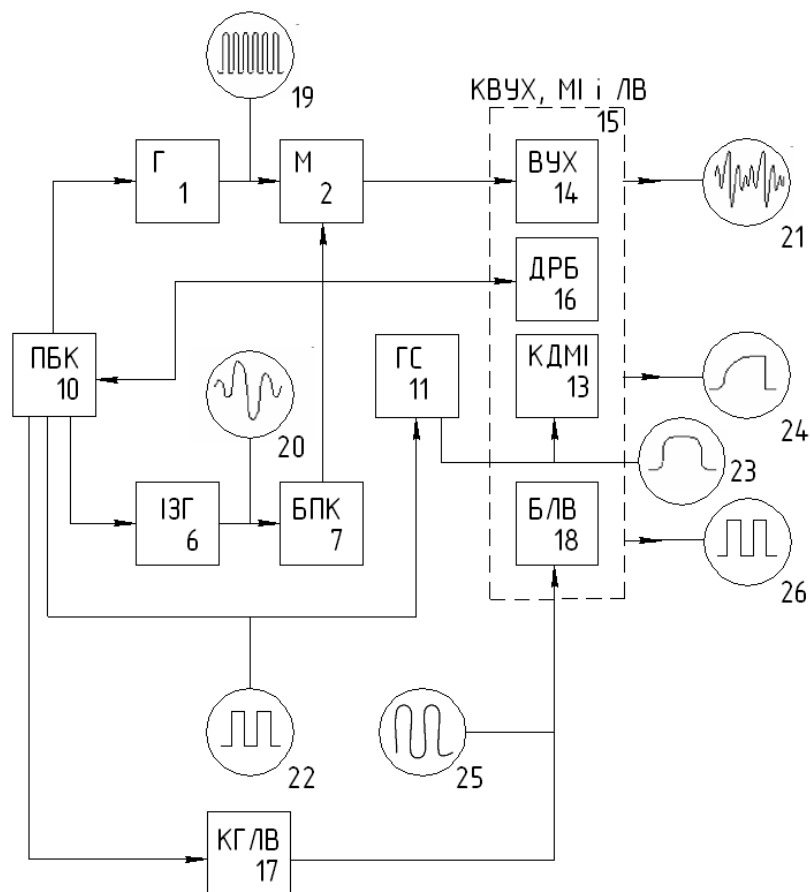


Рис. 2.30 - Схема апарату УБФА з осцилограмами.

На рис. 2.29 та рис. 2.30 зображені структурна та функціональна схеми з осцилограмами: 1 - генератор; 2 - модулятор; 3 - буферний каскад; 4 - попередній підсилювач; 5 - вихідний підсилювач; 6 - інфразвуковий генератор; 7 - буферно-підсилюючий каскад; 8 - індикатор вихідної потужності; 9 - блок живлення; 10 - програмований блок керування; 11 - генератор струму; 12 - блок від'ємного зворотного зв'язку; 13 - кероване джерело магнітної індукції; 14 - випромінювач ультразвукових хвиль; 15 - циліндричний випромінювач; 16 - датчик режиму безпеки; 17 - керований генератор лазерного випромінювання; 18 - блок лазерного випромінювання; 19 - змінні високочастотні коливання; 20 - інфразвукові коливання; 21 - вихідні ультразвукові коливання (промодульований сигнал); 22 - задаючий сигнал для генератора струму; 23 - згенерований сигнал з генератора струму на вході керованого джерела магнітної індукції; 24 - сигнал випромінювання магнітної індукції. Універсальний багатофункціональний апарат ультразвукової терапії (рис.2.29) містить блок живлення 9 з послідовно з'єднаними генератором 1, модулятором 2, буферним каскадом 3, попереднім підсилювачем 4, вихідним підсилювачем 5 вихід якого з'єднаний зі входом індикатора вихідної потужності 8 і

випромінювачем ультразвукових хвиль 14, та інфразвуковим генератором 6, вихід якого підключений до другого буферно-підсилюючого каскаду 7, з'єднаному з другим входом модулятора 2, а також програмованим блоком керування 10, виходи якого підключені до генератора 1, інфразвукового генератора 6 та генератора струму 11, який з'єднаний з керованим джерелом магнітної індукції 13, а індикатор вихідної потужності 8 через блок від'ємного зворотного зв'язку 12 зв'язаний із входом програмованого блока керування 10, причому конструктивно випромінювач ультразвукових хвиль 14 і кероване джерело магнітної індукції 13 виготовлені в вигляді єдиного циліндричного випромінювача 15, в центрі якого знаходиться випромінювач ультразвукових хвиль 14, охопений пустотілим соленоїдом. З програмованого блока керування 10 сигнал поступає на керований генератор лазерного випромінювання 17, з якого на блок лазерного випромінювача 18 який знаходиться в циліндричному випромінювачі 15.

Розглянемо роботу апарату (рис. 2.29). Задаючий генератор 1 виробляє змінні високочастотні коливання 19, які поступають на перший вхід модулятора 2. Водночас на другий вхід модулятора 2 поступає сигнал з інфразвукового генератора 6 через буферно-підсилюючий каскад 7, який підсилює інфразвукові коливання 20, частота та амплітуда якого близькі до біопотенціалів органів і тканин людини. Таким чином в модуляторі 2 виконується амплітудна модуляція високочастотного сигналу низькочастотним з глибиною модуляції 80-95%. Промодульований сигнал поступає через буферний каскад 3 на підсилювачі - попередній 4 та вихідний 5 і в подальшому випромінюється ультразвуковим перетворювачем 14 в вигляді акустичних коливань, паралельно цьому з програмованого блока керування 10 до генератора струму 11 надходить задаючий сигнал для генератора струму 22, з якого до керованого джерела магнітної індукції 12 поступає згенерований сигнал з генератора струму на вході керованого джерела магнітної індукції 23 і з керованого джерела магнітної індукції випромінюється сигнал магнітної індукції 24. З програмованого блока керування 10 сигнал поступає на керований генератор лазерного випромінювання 17, де генерується сигнал 25, і далі поступає на блок лазерного випромінювача 18, де формується заданий пронормований сигнал лазерного променя 26.

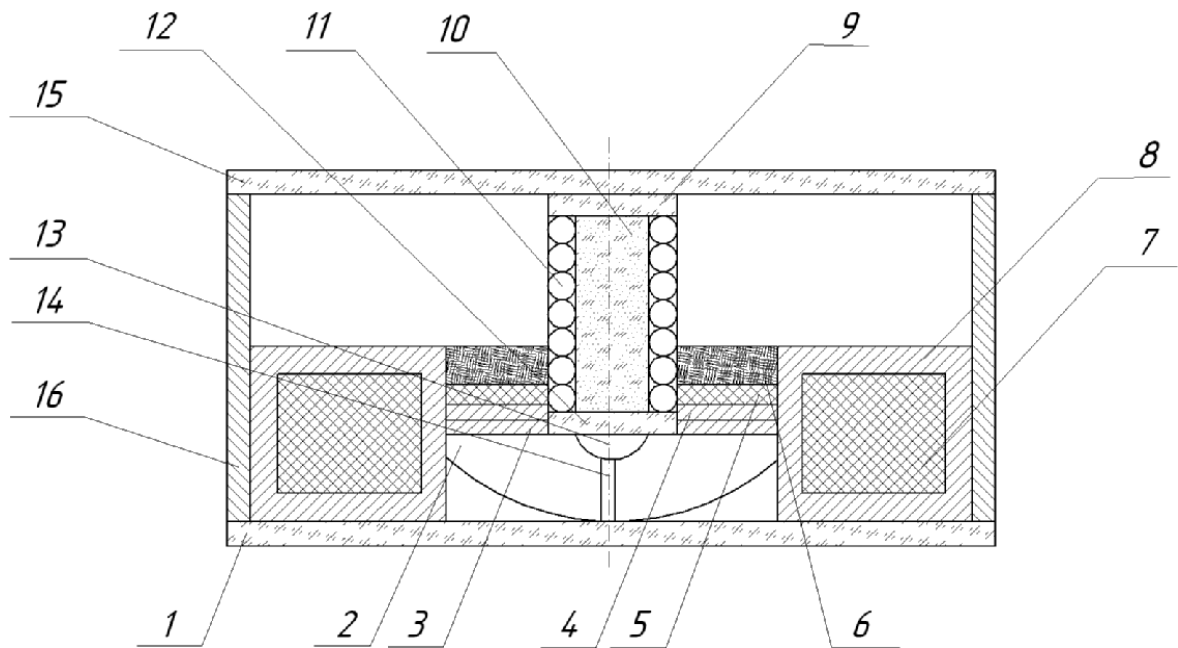


Рис. 2.31. Структурна схема комбінованого випромінювача.

На рис. 2.31 ілюструється схема будови комбінованого випромінювача: 1 - кришка нижня захисна; 2 - акустична лінза; 3 - узгоджуючий шар 1; 4 - узгоджуючий шар 2; 5 - п'єзоелемент; 6 - демпфер; 7 - обмотка котушки; 8 - каркас котушки; 9 - непрозоре дзеркало; 10 - випромінюючий стержень; 11 - обмотка накачки; 12 - напівпрозоре дзеркало; 13 - система фокусування; 14 - канал випромінювання; 15 - кришка верхня; 16 - корпус.

Розглянемо конструктивну схему будови комбінованого випромінювача (рис. 2.31). Комбінований випромінювач складається з кришки нижньої 1, за якою розташована акустична лінза 2, узгоджуючі шари 3 та 4, п'єзоелемент 5 та демпфер 6. Навколо них розміщена котушка магнітної індукції, яка складається з каркасу котушки 7 та обмотки котушки 8. В середині комбінованого випромінювача розміщений лазерний випромінювач, який складається з непрозорого дзеркала 9, випромінюючого стержня 10, обмотки накачки 11, напівпрозорого дзеркала 12, системи фокусування 13 та канала випромінювання 14. Зверху розміщена кришка верхня 15. Вся конструкція знаходиться в корпусі 16.

Так значно розширюється функціональні можливості апарату за рахунок керованого генератору лазерного випромінювання, блока лазерного випромінювання та датчиків режиму безпеки, причому випромінювач ультразвукових хвиль, кероване джерело магнітної індукції, блок лазерного випромінювання утворюють єдиний блок комбінованого випромінювача ультразвукових хвиль, магнітної індукції та лазерного випромінювання в який

вмонтовані датчики режиму безпеки, які мають двунправлений зв'язок з програмованим блоком керування, що дозволило автоматизувати процес фізіотерапевтичних процедур з забезпеченням нормованого впливу комплексу фізіотерапевтичних факторів (ультразвуку, магнітної індукції та лазерного випромінювання), як під час одночасної дії так і в різних комбінаціях з забезпеченням режиму гарантованої безпеки дії на біологічну тканину за рахунок спрацювання датчиків безпеки при перевищенні дозволених і заданих параметрів впливу нормованих параметрів ультразвуку, магнітної індукції та лазерного випромінювання.

При поєднанні дії постійного магнітного поля та змінних інтенсивностей ультразвуку досягається сталий фізіотерапевтичний ефект [59]. Для розширення функціональних можливостей апаратів УЗТ з забезпеченням ефективності фізіотерапевтичної процедури за рахунок зміни інтенсивності ультразвукового впливу, а також додаткового впливу на біологічні тканини постійним магнітним полем.

Такий апарат ультразвукової терапії, що має у своєму складі високочастотний генератор електричних сигналів, регулятор вихідної потужності, імпульсний модулятор і перетворювач, виконаний у вигляді п'єзокристалічної пластини, що має електроди з обох сторін, яка жорстко встановлена на підкладці, під кутом до її площини, простір між ними заповнений компаундом, а зовнішня сторона підкладки є робочою поверхнею перетворювача, виконаною з можливістю контакту із зонами поверхні тіла людини, високочастотний генератор підключений через керований низькочастотний імпульсний модулятор до регулятора вихідної потужності, виконаного у вигляді аттенюатора, з'єднаного з електродами, при цьому містить постійні магніти, закріплені на робочій поверхні перетворювача, а кути між п'єзокристалічною пластиною і підкладкою можуть змінюватися від -45° до $+45^{\circ}$.

Так за рахунок регулювання аттенюатора досягають інтенсивності ультразвуку порядку $0,005-0,5 \text{ Вт/см}^2$, а також шляхом додаткового включення в конструкцію перетворювача джерел постійного магнітного поля – постійних магнітів.

На рис. 2.32 приведено структурно – функціональну схему апарату ультразвукової терапії.

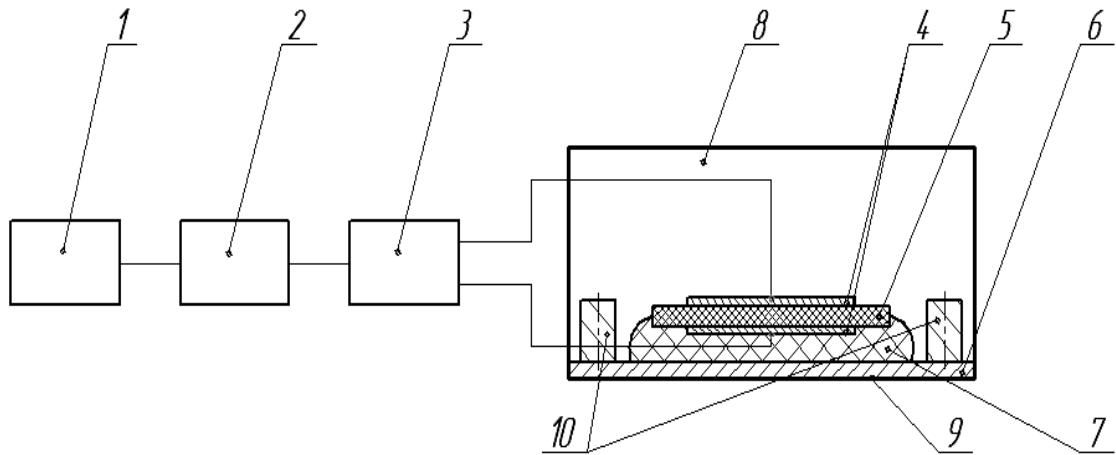


Рис. 2.32. Апарат ультразвукової терапії з постійним магнітом, де 1 - високочастотний генератор електричних сигналів, 2 - низькочастотний імпульсний модулятор, 3 – атенюатор, 4 – електроди, 5 - п'єзокристалічна пластина, 6 – підкладка, 7 – компаунд, 8 - перетворювач, 9 - робоча частина перетворювача, 10 - постійні магніти.

Він складається з високочастотного генератора електричних сигналів 1 з'єднаного з низькочастотним імпульсним модулятором 2 та аттенюатор 3, який зв'язаний з електродами 4, що розташовані по обидва боки п'єзокристалічної пластини 5. Жорстке закріплення п'єзокристалічної пластини 5 на підкладці 6, під кутом до її площини і заповнення простору між п'єзокристалічною пластинною 5 та підкладкою 6 акустично-прозорим аморфним компаундом 7. Перетворювач 8 виробляє акустичний сигнал зі складною просторовою топологією у вигляді інтерференційної картини та постійного магнітного поля, створюваного магнітами 10 при контакті з робочої поверхні 9 перетворювача 8 із зонами поверхні тіла людини.

Апарат працює наступним чином. Високочастотний генератор електричних сигналів 1 виробляє електричний сигнал певної частоти в діапазоні від 10 кГц до 10 МГц. Високочастотний електричний сигнал із виходу генератору 1 поступає на вхід керованого низькочастотного імпульсного модулятора 2. Керування імпульсним модулятором 2 виконується зовнішнім пристроєм, наприклад за допомогою персонального комп'ютера, за допомогою якого формують низькочастотний керуючий сигнал у вигляді послідовності імпульсів. Модульований високочастотний електричний сигнал із виходу імпульсного модулятора 2 поступає через аттенюатор 3, який знижує амплітуду електричного сигналу, на електроди 4, що розташовані по-обидва боки п'єзокристалічної пластини 5, в якій внаслідок зворотного п'єзоелектричного

ефекту виникають акустичні коливання малої інтенсивності, що відповідають частотному спектру електричного сигналу, який поступає на електроди 4. За рахунок жорсткого закріплення п'єзокристалічної пластини 5 на підкладці 6, під кутом до її площини і заповнення простору між п'єзокристалічною пластиною 5 та підкладкою 6 акустично-прозорим аморфним компаундом 7, наприклад епоксидною смолою, перетворювач 8 виробляє акустичний сигнал зі складною просторовою топологією у вигляді інтерференційної картини, створеної акустичними хвилями, які випромінюються від п'єзокристалічної пластини 5, і частково відбитими від підкладки 6. Кутове зміщення між площинами пластини і підкладки забезпечує різновіддаленість ділянок п'єзокристалічної пластини 5 від підкладки 6. За рахунок цього з врахуванням різних швидкостей розповсюдження акустичних хвиль відбувається фазовий зсув акустичних хвиль в інтерференційній картині. Таким чином, обираючи відповідні алгоритми імпульсної модуляції високочастотного електричного сигналу від генератору 1 на робочій поверхні 9 перетворювача 8, утвореною зовнішнім боком підкладки 6, і виконаною із можливістю контакту із зонами поверхні тіла людини, формують ультразвукове акустичне поле інтерферуючих і модульованих по заданому алгоритму хвиль. При контакті робочої поверхні 9 перетворювача 8 із зонами поверхні тіла людини, це поле здійснює терапевтичний вплив. При цьому потужність ультразвукового випромінювання перетворювача встановлюють регулюванням аттенюатора на рівні порядку 0,005-0,5 Вт/см².

В той же час відбувається дія на біологічні тканини тіла людини постійного магнітного поля, створеного магнітами 10. Яка має характерну місцеву дію зокрема на кров та на периферичні кровоносні судини. Під дією магнітного поля (різного за інтенсивністю та за характером) відбувається збільшення кількості ретикулоцитів, що є показником інтенсивності репаративних процесів у системі червоної крові, а також відбувається нормалізація процесу згортання крові, і на додачу магнітне поле нормалізує тонус периферичних кровоносних судин та параметри мікроциркуляції [60].

Так одночасна дія магнітного поля та ультразвуку значно розширює ефективність дії на біологічну тканину.

Така структура апарату УЗТ, дозволяє покращити очікуваний терапевтичний ефект від процедури ультразвукової терапії шляхом зміни інтенсивності впливу ультразвуку, а також впливом постійним магнітним полем на біологічні тканини людини.

2.6. Способи контролю та вимірювання параметрів ультразвукових випромінювачів

Важливими елементами при виконанні процедури ультразвукової терапії є контроль та вимірювання параметрів діючого сигналу [41]. Недоліком наведеної УАТС для ультразвукової терапії є відсутність контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час процедури, що не дає можливості контролювати ступінь і ефективність впливу, інтенсивність ультразвукового випромінювання, що в свою чергу призводить до менш якісного проведення процедури ультразвукової терапії.

В основу оцінки роботи УАТС є безпека пацієнта та ефективність і якість процесу проведення ультразвукової терапії в медичних закладах за рахунок контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання, що дозволить уникнути можливе травмування шкіри пацієнта під час проведення процедури.

Спосіб контролю [41] параметрів ультразвукового випромінювання під час процедури фізіотерапії, що включає вимірювання та контроль температури нагрівання хвилевода-інструмента за допомогою якого вимірюється температура на ультразвуковому випромінювачі хвилевода-інструмента, що знаходиться в контакті з біологічною тканиною, її значення порівнюється з допустимими значеннями температури нагрівання, встановленими за датчиком температури, і в разі їх співпадання чи перевищення сигнал подається на звуковий та світловий оповіщувач, який відрізняється тим, що додатково вимірюють параметри інтенсивності ультразвукового випромінювання, порівнюють з заданим значенням цих параметрів інтенсивності і при перевищенні цих значень подається сигнал на відключення.

Ефективність способу контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час терапії досягається шляхом введення вимірювача параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання, блоку порівняння, що порівнює виміряне значення параметрів інтенсивності ультразвуку з допустимим, яке задається задатчиком параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання і в разі їх співпадіння чи перевищення подається сигнал на відключення.

Суть способу пояснюється на рис. 2.33, де зображена блок-схема, що реалізує спосіб контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час терапевтичної процедури.

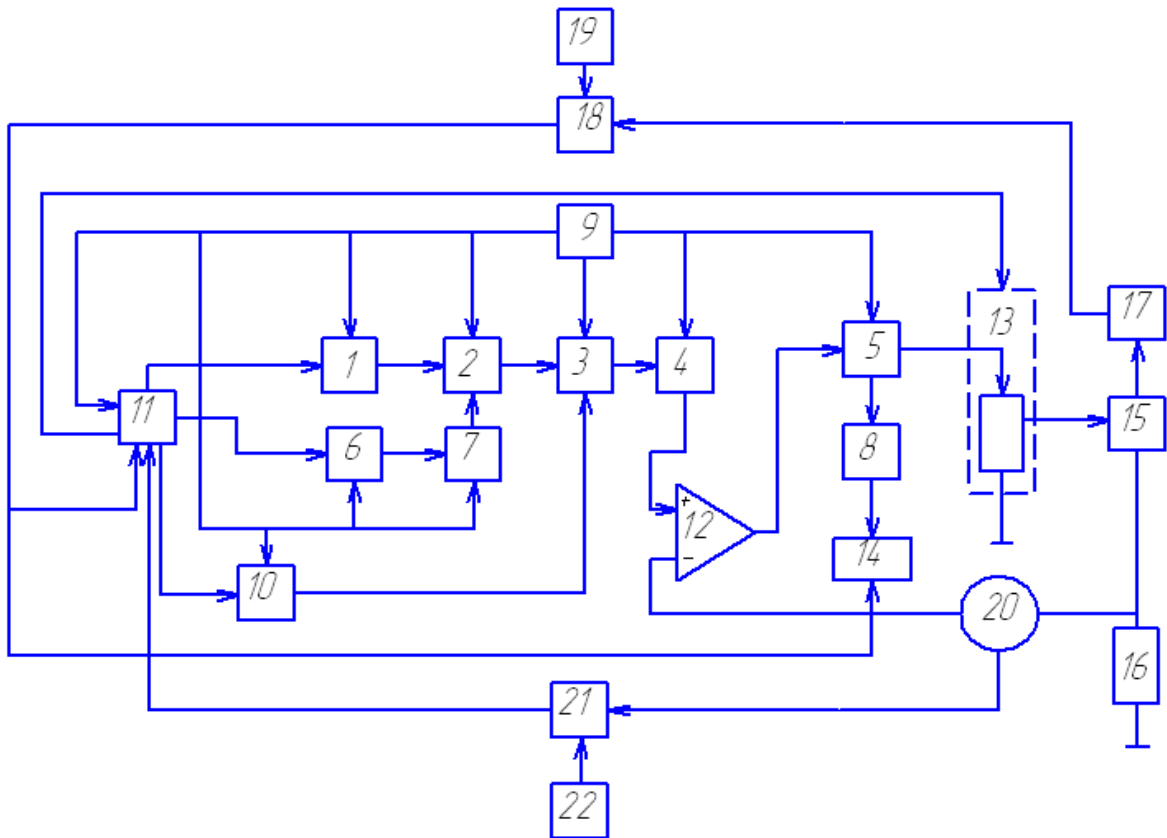


Рис. 2.33. Апарат УЗТз контролем параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час терапевтичної процедури.

Блок-схема, апарату ультразвукової терапії, що реалізує спосіб контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання, складається з наступних елементів: блок живлення 9, послідовно з'єднаний з генератором 1, модулятором 2, буферним каскадом 3, попереднім підсилювачем 4 і вихідним підсилювачем 5, блоком керування 11 та імпульсним генератором 10 вихід якого з'єднаний з другим входом буферного каскаду 3, а керуючий вхід з блоком керування 11, другий та третій виходи блока керування з'єднані відповідно з інфразвуковим генератором 6 та генератором 1, причому перший вихід вихідного підсилювача 5 зв'язаний зі входом індикатора вихідної потужності 8 та випромінювачем 15, а інфразвуковий генератор 6, вихід якого підключено до входу буферно-підсилюючого каскаду 7, з'єднаному з другим входом модулятора, що з метою забезпечення акустичного контакту випромінювача з біологічним об'єктом додатково містить диференціальний підсилювач 12, керований резистивний дільник 13, другий вивід якого підключений до загальної шини, світловий та звуковий оповіщувач 14 та зразковий опір, причому вихід попереднього підсилювача під'єднаний до одного з входів диференційного підсилювача 12, другий вхід з'єднаний з

зразковим резистором 16 інший вивід якого підключено до загальної шини, а вихід під'єднаний до вихідного підсилювача 5, вихід якого з'єднаний з керованим резистивним дільником 13, вихід якого з'єднаний з випромінювачем 15, який зв'язаний з зразковим резистором, а вихід індикатора вихідної потужності під'єднаний до світлового та звукового оповіщувача, блок керування з'єднаний з керованим резистивним дільником, вимірник температури 17, що розміщений на випромінювачі 15 та вимірює температуру випромінювача хвилевода-інструмента підключено разом з задатчиком температури 19 до блоку порівняння 18, блок порівняння 18 підключено до блоку керування 11 та світлового і звукового оповіщувача 14, вимірювач параметрів інтенсивності ультразвуку 20 підключений разом з датчиком параметрів інтенсивності ультразвуку 22 до блоку порівняння параметрів інтенсивності 21, блок порівняння 21 підключено до блоку керування 11.

Технічний результат, що отриманий при реалізації даного способу, виражається в можливості автоматичного контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час фізіотерапевтичної процедури.

Робота ланцюга контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час терапевтичної процедури основана на контролі параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання за допомогою вимірювача параметрів інтенсивності ультразвуку, порівняння вимірних параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання з параметрами інтенсивності, що задані задатчиком параметрів інтенсивності випромінювання, відбувається в блоці порівняння, що підключений до блоку керування та світлового і звукового оповіщувача.

Таким чином забезпечується автоматичний контроль параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час проведення терапевтичної процедури, що в свою чергу гарантує від ушкодження біологічну тканину та підвищує ефективність, достовірність та якість проведення процедури фізіологічної дії.

В розглянутому способі контролю параметрів ультразвукового випромінювання є недостатня точність та неповна однозначність контролю та вимірювання параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання під час процедури, що призводить до неточного виконання назначених терапевтичних процедур.

2.7. Класифікація комбінованих фізіотерапевтичних апаратів

На сьогоднішній день численні роботи присвячені розробці та виробництву медичної апаратури у напрямку комплексного підходу. Який полягає у тому, щоб розробляти все більш універсальні апарати, для більш широкого їх застосування. Досліджуються методи більш ефективної дії на організм пацієнта, а для цього поєднують не тільки одночасно дію фізичних факторів, а й хімічних, електричних та ін.

Успішно в цьому напрямку працює українська фірма «МедІнТех», яка постійно проводить нові наукові розробки та вдосконалення медичної апаратури[89, 90, 91].

На основі проведеного патентного пошуку, огляду діючих апаратів фізіотерапевтичної дії, запропонована класифікація комбінованих фізіотерапевтичних апаратів, яка представлена на рис. 2.34.



Рис. 2.34. Класифікація комбінованих фізіотерапевтичних апаратів

За будовою КФТА бувають стаціонарними та переносними.

За типом використаного фізичного явища КФТА бувають:

- з ультразвуковим індуктором;
- з магнітним індуктором;
- з лазерним індуктором;
- з тепловим індуктором;
- з оптичним індуктором;
- з вібраційним індуктором.

Комбіновані терапевтичні апарати використовуються майже у всіх напрямках медицини, особливо хотілося б відзначити травматологію, офтальмологію, кардіологію, урологію та гінекологію а також багато інших напрямків.

В розглянутому матеріалі запропоновані та досліджені математичні залежності та процеси зміни концентрацій в різних шарах та мембранних проміжках в залежності від дії та параметрів ультразвуку.

Отримані практичні оціночні формули розрахунку впливу ультразвукового сигналу на зміну проникності мембран біологічних тканин при пасивній дифузії молекул речовин обміну та при активному транспорті іонообмінних процесів в клітині та комплексній її дії.

Розроблений метод кількісної оцінки ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури, що враховує основні зміни в клітині під час процедури УЗТ. Температурний метод контролю ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури дозволяє:

- забезпечити ефект ультразвукової терапії шляхом дії на органи і тканини нормованим сигналом, що корегується і контролюється в реальному часі згідно встановленої дози акустичного випромінювання під час процедури.
- порівняти промодельовані розрахунки для різних режимів озвучування під час УЗТ процедури для одного і того ж біологічного об'єкта та визначити, який з режимів має більшу позитивну тривалість ефективного озвучування.

На базі запропонованої математичної моделі реакції біологічної тканини на озвучування ультразвуком розроблений практичний температурний метод контролю ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури, що включає в себе автоматизовану систему зворотного зв'язку. Розроблений новий принцип побудови сучасних апаратів ультразвукової терапії з адаптованим контролем дозволяє:

- підвищити ефективність лікування, а в ряді випадків активувати терапевтичний ефект, обумовлену неконтрольованим ультразвуковим впливом чи його відсутністю під час дії фізіотерапевтичної процедури .
- врахувати індивідуальну реакцію організму пацієнта на дію ультразвуку.

Результатом моделювання та експериментів є створення та дослідження моделі впливу ультразвуку на біологічні тканини та розробка нових принципів побудови високоефективних апаратів ультразвукової терапії з адаптивною

системою контролю. Ефективність підтверджено на експериментальному зразку автоматизованого апарату ультразвукової терапії.

РОЗДІЛ III. ДАТЧИКИ АКУСТИЧНИХ КОЛИВАНЬ

3.1. Методи генерації ультразвукових хвиль

П'єзокерамічні перетворювачі призначені для перетворення електричної енергії в механічну (принцип зворотного п'єзоефекту).

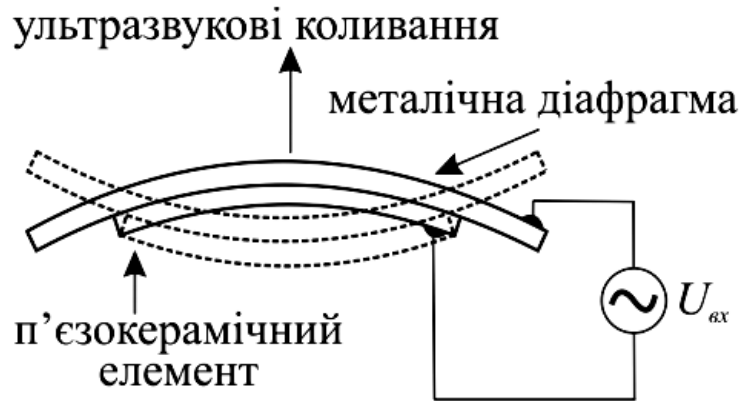


Рис. 3.1. П'єзoeлектричний УЗ перетворювач

На рис.3.1 під дією прикладеної вхідної напруги здійснюється коливання п'єзокерамічного елемента, що викликає генерацію ультразвукових коливань.

Для підвищення ефективності роботи частота генератора повинна дорівнювати резонансній частоті f_r керамічного елемента (рис.3.2).

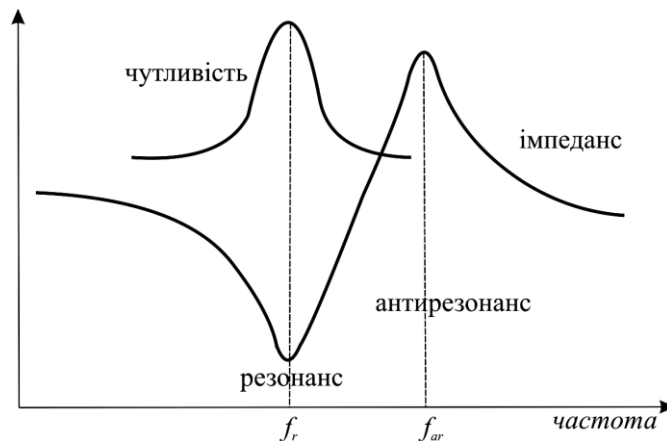


Рис. 3.2. Імпедансна характеристика п'єзoeлектричного перетворювача:

f_r – резонансна частота; f_{ar} – антирезонансна частота

Якщо виконується ця умова, вдається реалізувати кращу чутливість та ефективність роботи п'єзoeлектричного перетворювача (ПЕП). При роботі ПЕП

в імпульсному режимі для генерації коливань використовують, як правило, один п'єзоперетворювач.

Ультразвукові хвилі, які випромінюються звичайним датчиком, розповсюджуються на певній відстані у вигляді вузького паралельного пучка променів (рис.3.3). На відстані УЗ-промені починають відхилятися на деякий кут Θ .

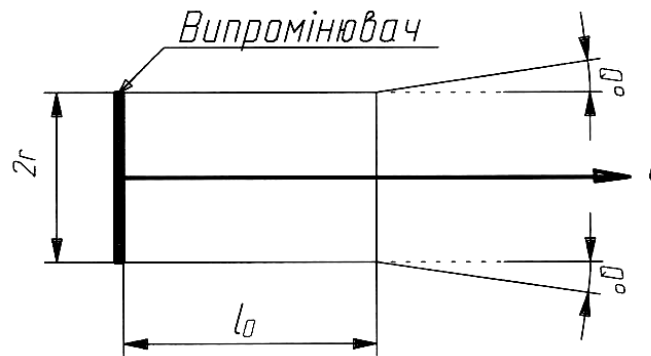


Рис. 3.3. Відхилення променів на деякий кут Θ

Відстань l_0 залежить від радіуса датчика і довжини хвилі: $l_0 = \frac{r}{\lambda}$.

Для зменшення ступеня розходження променів використовують також фокусовані датчики з ультразвуковими акустичними лінзами (рис.3.4).



Рис.3.4. Фокусовані датчики з ультразвуковими акустичними лінзами

Ультразвуковий промінь, який генерується датчиком, має максимальну інтенсивність в центрі фокусування пучка (рис.3.5).

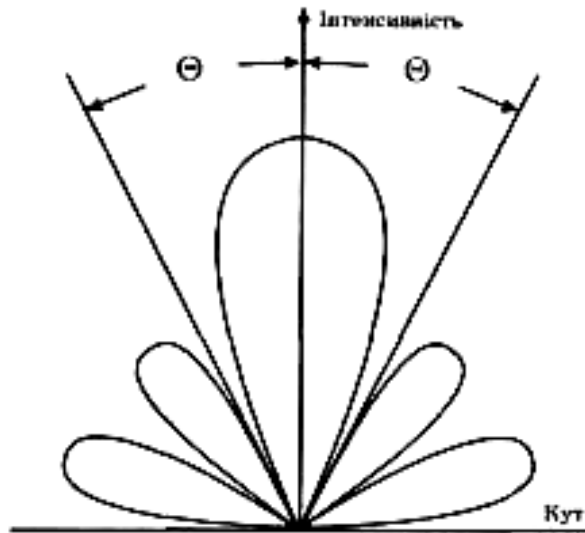


Рис.3.5. Інтенсивність УЗ пучка

Режим генерації ультразвуку може бути постійним (неперервний ультразвук) і імпульсним, коли коливання подаються окремими імпульсами з інтервалами (імпульсний ультразвук). При цьому частота імпульсів дорівнює частоті основного модульованого сигналу, тривалість— 10, 6, 4 і 2 мс, а скважність (відношення тривалості всього періоду до тривалості проходження імпульсу) відповідно дорівнює 2, 5 і 10. В імпульсному режимі при одній і тій самій інтенсивності коливань за один і той самий проміжок часу енергії випромінюється в середньому менше, ніж при неперервному.

3.2. Розробка конструкції акустичного перетворювача

Конструкція діючого акустичного перетворювача, призначеного для перетворення електричної енергії в механічну (акустичну), зображена на рис.3.6.

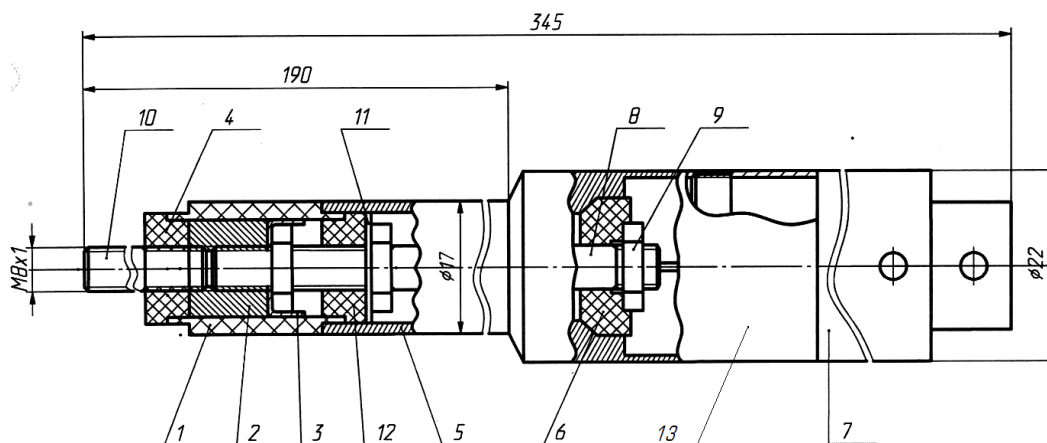


Рис.3.6. Акустичний перетворювач

Основою конструкції акустичного перетворювача є циліндричний п'єзоелемент (ПЕ) 1, який генерує ультразвукові хвилі завдяки наявності шарів срібла на внутрішній і зовнішній циліндровій поверхнях по які подається (знімається) електричний струм ПЕ.

На зовнішній циліндровій поверхні ПЕ 1 є два поясочки, що є конструкторськими базами. Правий поясочок, що з'єднується з металевим корпусом 5 є основною базою (визначає положення самого ПЕ), а лівий – допоміжною, визначаючою положення хвильвода-інструмента. Зовнішня поверхня корпус 5 має зносостійке покриття і відполірована.

Циліндричний ПЕ 1 при складанні має бути позбавлений всіх шести мір свободи. Це пов'язано з тим, що має місце направлене випромінювання ультразвуку. Високочастотний потенціал підводиться до внутрішньої поверхні ПЕ за допомогою пелюсток 3, що фіксуються однією з гайок 9.

Змінна напруга потрапляє на ПЕ 1 від роз'єму, змонтованого на складальній одиниці – рукоятці 13 в складі. Зовнішня циліндрова поверхня ПЕ заземляється, а збуджуючий потенціал потрапляє по електроду рукоятки у складі на шпильку 8 і пелюстковий контакт 3. В якості демпферів використовуються резинові втулки 4, 12 та 6.

Струмопровідне покриття на торцях терапевтичних п'єзоелементів складається з шару нікелю товщиною 5 мкм, нанесеного поверх шару срібла

товщиною 10 мкм. Це обумовлено необхідністю підвищити зносостійкість поверхонь терапевтичних п'єзоелементів.

Така конструкція має ряд переваг, що пов'язані з методом отримання ультразвукових коливань. Використовуючи шпильку 8 як елемент, що передає збуджуючий розряд, процес складання позбавлений складності підведення проводу від рукоятки 13 до ПЕ 1. З іншого боку, дана шпилька слугує орієнтацією демпферів, що сприймають непотрібні ультразвукові сигнали, які розповсюджуються в самому акустичному перетворювачі. Простота та невибагливість процесу складання вирішують одну з основних проблем на виробництві – наявність необхідного пристосування та оснастки.

Конструктивною особливістю п'єзоелемента для ультразвукової терапії є фаска, що виконується на торці, що контактує з об'єктом. Фаска забезпечує на цей торець потенціалу заземлення через струмопровідне покриття, що наноситься суцільно на торець і прилеглу фаску. Для зменшення можливості розриву покриття фаски сполучається з прилеглим торцем по радіусу $R = 0,2$ мм.

3.3. Конструктивні особливості різних типів акустичних перетворювачів

Акустичні перетворювачі (АП) використовуються в медицині, зокрема в ультразвуковій діагностиці при встановленні діагнозу пацієнта для цілого ряду захворювань. АП можуть бути, як частиною загального датчика, так і окремою конструкцією. Для отримання діагностичної інформації виникає необхідність одночасно знімати електричну складову з біологічної тканини та ехосигнал з цієї зони. Для виконання такого завдання ефективна конструкція датчика для реєстрації біопотенціалів та ехосигналу представлена на рис. 3.7, де зображений універсальний датчик з пьезоперетворювачем [61].

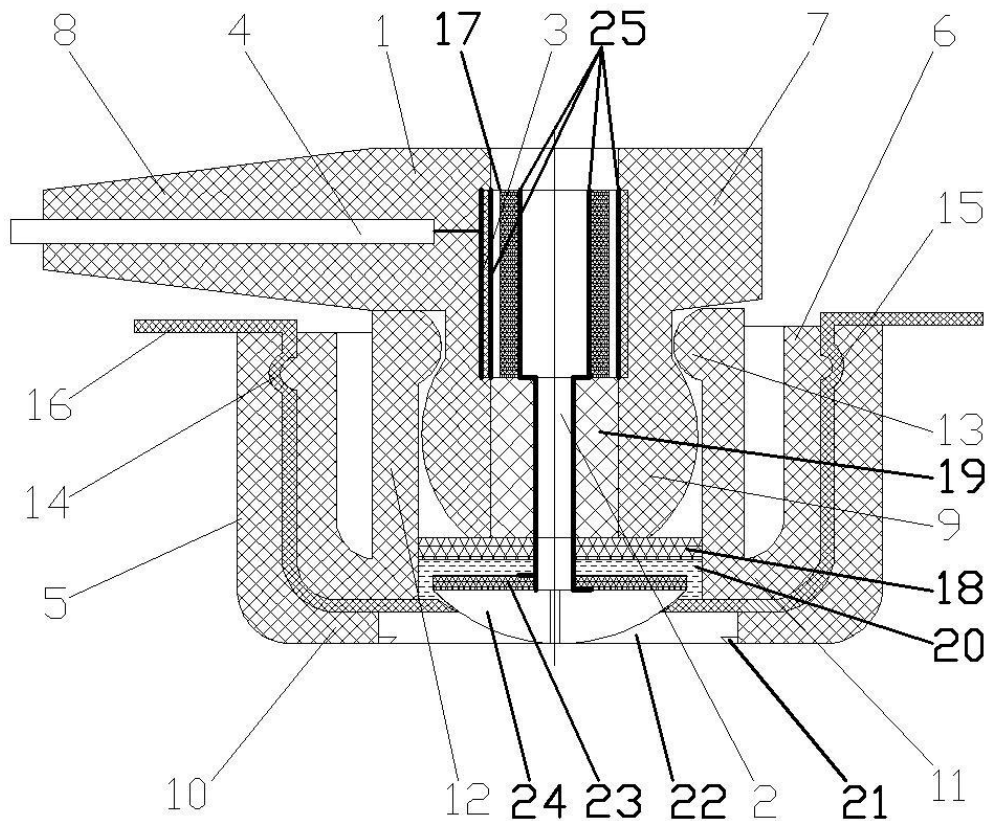


Рис. 3.7. Універсальний датчик з пьезоперетворювачем, де 1 - корпус електрода; 2 - порожнина для заповнення гелем; 3 - струмознімач; 4 - провідник; 5- підстава настановного гнізда; 6 - вкладиш установочного гнізда; 7 - фланець корпуса електрода; 8 - гофрований хвостовик; 9 - кулясте стовщення на торці корпуса електрода; 10 - полка відбортовки основи установочного гнізда; 11 - полка відбортовки вкладиша установочного гнізда; 12 - цангова засувка вкладиша установочного гнізда; 13 - буртик на торці цангової засувки; 14 - поясок на зовнішній поверхні вкладиша настановного гнізда; 15 - канавка на внутрішній поверхні основи настановного гнізда; 16 - тканина тримача електродів; 17 - втулка; 18 - прокладка; 19 - демпфер; 20 - узгоджуючий шар; 21 - тримач п'єзоперетворювача; 22 - захисний ковпак 23 - п'єзоелемент; 24- акустична лінза; 25 - контакти.

Такий датчик з пьезоперетворювачем має розширенні функціональні можливості, підвищену надійність та зручність при експлуатації та обслуговуванні, універсальність використання для більшості типів ультразвукових датчиків, підвищений ефект терапевтичних впливів шляхом концентрованого діаметру дії пучка ультразвуку. Ультразвуковий п'єзоперетворювач, який включає електроізоляційний корпус 1 з порожниною 2 для заповнення контактним гелем, струмознімач 3 з'єднаний з відповідним провідником 4, і установочне гніздо, закріплене на еластичному тримачі яке

складається із вставлених одна в одну порожньої основи 5 й порожнього вкладиша 6, причому корпус електрода 1 має форму порожнього циліндра, на одному торці якого виконаний фланець 7 із гофрованим хвостовиком 8, у якому поміщений відповідний дріт 4, а другий торець має кулясте стовщення 9, порожній вкладиш 6 має на торці, що стикається із полицею 10 основи 5, відбортовку всередину, на полці 11 якої розміщена цангова засувка 12 у вигляді порожнинного циліндра, торець якого має внутрішній буртик 13, при цьому струмознімач 3 має форму порожнинного циліндра, внутрішній діаметр якого дорівнює внутрішньому діаметру порожнини корпусу електрода 1 для заповнення гелем, а внутрішній діаметр циліндричної частини цангової засувки 12 дорівнює максимальному діаметру кулястого потовщення 9 торця корпусу електрода 1, висота циліндричної частини цангового закладення 12 перевищує довжину вкладиша 6, внутрішній діаметр торця цангової засувки 12 з урахуванням розмірів буртика 13 дорівнює зовнішньому діаметру циліндричної частини корпусу електрода 1, тоді як зовнішня поверхня вкладиша настановного гнізда 6 має поясочок 14, а внутрішня поверхня основи 5 установочного гнізда – канавку 15, при цьому поясочок 14 і канавка 15 є елементами зчеплення вкладиша 6 з основою 5, а внутрішній діаметр основи 5 відрізняється від зовнішнього діаметра вкладиша 6 на товщину тканини тримача електродів 16, причому основа 5 й вкладиш 6 установочного гнізда й корпус електрода 1 виготовлені методом пресування з поліетилену високої щільності, також пристрій містить втулку 17 з контактами 25 п'єзоперетворювача з'єднаними з демпфером 19, а він з погоджуючими шарами 20 і прокладкою 25, які примикають до п'єзоелемента 23 за якими акустична лінза 24, що знаходиться в захисному ковпаку 22, який примикає до площини п'єзоперетворювача, закріпленого тримачами 21 п'єзоперетворювача, а тканина 16 тримача електродів має отвір діаметр яких дорівнює діаметру акустичної лінзи 24.

Розглянемо порядок складання пристрою. Ультразвуковий п'єзоперетворювач збирається у наступній послідовності. Підстава 5 установочного гнізда розташовується з однієї сторони тканини 16 тримача електродів, а вкладиш 6 з іншої, і вкладиш 6 вдавлюється у підставу 5, при цьому поясочок 14 входить у канавку 15, чим забезпечується надійне з'єднання вкладиша 6 з підставою 5 і зменшує вимоги до товщини тканини тримача електродів, після чого у цангову засувку 12 вкладиша 6 вставляється акустична лінза 24 з п'єзоелементом 23 та прокладка 18. В струмоізоляційному корпусі електрода 1 запресовується з одного боку втулка 17 з контактами 25, а з іншого

боку демпфер 19 для поглинання акустичних шумів, після цього струмоізоляційний корпус електрода 1 вставляється у цангову засувку 12 вкладиша 6 легким натисканням подушечкою пальця на фланець 7 при введенні торця корпусу 1 з кулястим стовщенням 9 у зіткнення з буртиком 13. Тому що цангова засувка 12 виконана усередині вкладиша 6 і є подовженням полиці 11 отбортовки торця корпусу, а висота циліндричної частини цангової засувки 12 перевищує довжину вкладиша 6, виключаючи тим самим перешкоди спрацьовуванню цангового з'єднання. Виконання торця корпусу 1 з кулястим стовщенням 9, а буртика 13 овальним забезпечує зниження зусиль як на установку електрода, так і на його демонтаж. Надійне закріплення корпусу 1 у вкладиші 6 забезпечується тим, що максимальний діаметр кулястого стовщення 9 дорівнює внутрішньому діаметру циліндричної частини цангової засувки 12, а внутрішній діаметр циліндричної поверхні цангової засувки 12 з урахуванням розмірів буртика 13 дорівнює зовнішньому діаметру циліндричної частини корпусу 1. Зниження зусиль на демонтаж корпусу 1 із вкладиша 6 досягається тим, що при захваті корпусу 1 за підставу гофрованого хвостовика 8 внаслідок упору фланця 7 на торець цангової засувки 12 створюється важіль, а виконання торця корпусу 1 з кулястим стовщенням 9 виключає "защип". Підвищення надійності ультразвукового п'єзоперетворювача для реєстрації сигналів досягається тим, що захисний ковпак 22 щільно фіксує акустичну лінзу разом з узгоджувачами шарами 20, п'єзоелементом 21 та демпфером 19.

Ультразвуковий п'єзоперетворювач може використовуватися в ультразвуковій терапії та діагностиці, ехоенцефалографії, ехокардіографії, ехоміографії. Для забезпечення надійного акустичного контакту між акустичною лінзою, захисним ковпаком і біологічною тканиною в акустичній лінзі є капіляр через який гель попадає на поверхню акустичної лінзи і захисний ковпак. При контакті перетворювача з біологічною тканиною контактний гель витісняє повітряні пухирці.

Даний ультразвуковий п'єзоперетворювач має наступні переваги: розширені функціональні можливості, за рахунок використання елементів ультразвукового датчика; підвищена надійність за рахунок створення постійного акустичного контакту з біологічною тканиною та зручність при експлуатації та обслуговуванні, універсальність використання для більшості типів ультразвукових датчиків, шляхом уніфікації посадочних гнізд елементів ультразвукового перетворювача; досягається підвищення ефективності впливу ультразвукової діагностики та терапії шляхом концентрованої дії пучка ультразвуку на виході з акустичної лінзи.

Деякі датчики використовуються як для отримання біосигналів, так і для терапевтичного впливу. Таким універсальним первинним перетворювачем (УПП) може слугувати конструкція [62], що використовується як в діагностиці так і в фізіотерапії.

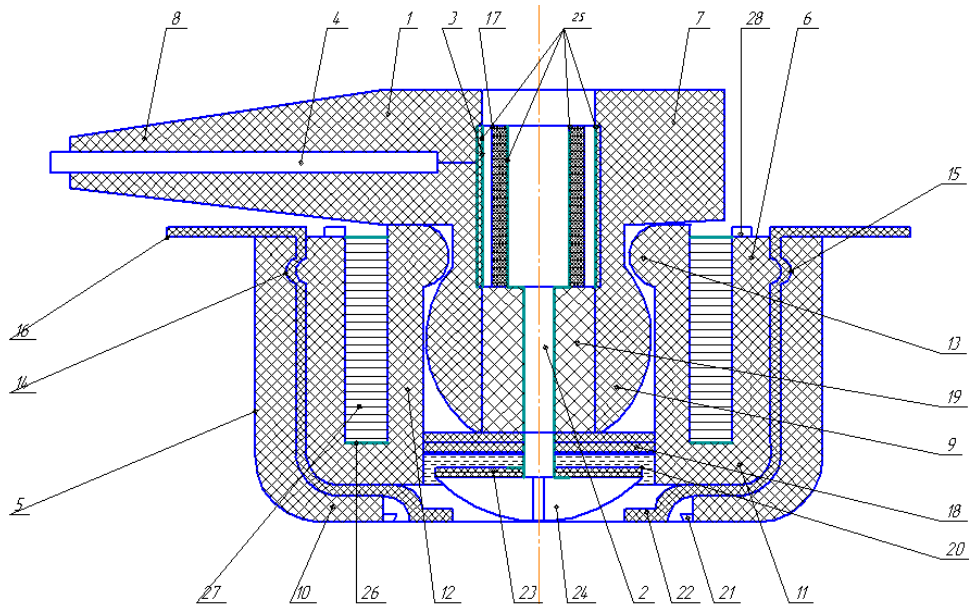


Рис.3.8. Універсальний первинний перетворювач, де 1 - корпус перетворювача; 2 - порожнина для заповнення гелем; 3 - струмознімач; 4 – відвідний дріт (провідники); 5 - підстава настановного гнізда; 6 - вкладиш установовочного гнізда; 7 - фланець корпусу перетворювача; 8 - гофрований хвостовик; 9 - кулясте стовщення на торці корпусу перетворювача; 10 – полка відбортовки основи установовочного гнізда; 11 – полка відбортовки вкладиша установовочного гнізда; 12- цангова засувка вкладиша установовочного гнізда; 13 - буртик на торці цангової засувки; 14 - поясок на зовнішній поверхні вкладиша установовочного гнізда; 15 - канавка на внутрішній поверхні основи установовочного гнізда; 16 - електропровідна тканина тримача електродів; 17 - втулка; 18 - прокладка; 19 - демпфер; 20 - погоджуючий шар; 21 - тримач п'єзоперетворювача; 22 - захисний ковпак; 23 - п'єзоелемент; 24 - акустична лінза; 25 – контакти; 26 – каркас котушки індуктивності; 27 – багатовиткова котушка індуктивності; 28 – клеми котушки.

Для розширення функціональних можливостей, підвищення зручності при експлуатації та обслуговуванні, універсальність використання для більшості типів первинних перетворювачів сигналів, полів та біопотенціалів, підвищення лікувального ефекту в фізіотерапії використовується універсальна конструкція УПП.

Забезпечення компактного розміщення конструктивних елементів універсального первинного перетворювача для низькочастотної та ультразвукової фізіотерапії, а також реєстрації та створення впливу ультразвуковими хвилями на біологічні органи та тканини, підсилюють позитивний ефект, пов'язаний з концентрованим впливом ультразвуку на кровотік, ефективний мікромасаж та покращення проникності мембран, а також збільшення ефективності відбиття ультразвукових хвиль від біотканин. Крім цього запобігається негативний ефект, пов'язаний з утворенням стоячої хвилі.

Первинний перетворювач сигналів, полів та біопотенціалів містить електрод, який включає електроізоляційний корпус 1 з порожниною 2 для заповнення контактним гелем, струмознімач 3 з'єднаний з відвідним провідником 4, і установочне гніздо, закріплене на еластичному тримачі яке складається із вставлених одна в одну порожньої основи 5 й порожнього вкладиша 6, причому корпус електрода 1 має форму порожнього циліндра, на одному торці якого виконаний фланець 7 із гофрованим хвостовиком 8, у якому поміщений відвідний дріт 4, а другий торець має кулясте стовщення 9, порожній вкладиш 6 має на торці, що стикається із полицею 10 основи 5, відбортовку всередину, на полку 11 якої розміщена цангова засувка 12 у вигляді порожнинного циліндра, торець якого має внутрішній буртик 13, при цьому струмознімач 3 має форму порожнього циліндра, внутрішній діаметр якого дорівнює внутрішньому діаметру порожнини корпусу електрода 1 для заповнення гелем, а внутрішній діаметр циліндричної частини цангової засувки 12 дорівнює максимальному діаметру кулястого потовщення 9 торця корпусу електрода 1, висота циліндричної частини цангового закладення 12 перевищує довжину вкладиша 6, внутрішній діаметр торця цангової засувки 12 з урахуванням розмірів буртика 13 дорівнює зовнішньому діаметру циліндричної частини корпусу електрода 1, тоді як зовнішня поверхня вкладиша настановного гнізда 6 має поясочок 14, а внутрішня поверхня основи 5 установочного гнізда – канавку 15, при цьому поясочок 14 і канавка 15 є елементами зчеплення вкладиша 6 з основою 5, а внутрішній діаметр основи 5 відрізняється від зовнішнього діаметра вкладиша 6 на товщину тканини тримача електродів 16, причому основа 5 й вкладиш 6 установочного гнізда й корпус електрода 1 виготовлені методом пресування з поліетилену високої щільності, також пристрій містить втулку 17 з контактами 25 п'єзоперетворювача з'єднаними з демпфером 19, а він з погоджуючими шарами 20 і прокладкою 25, які примикають до п'єзоелемента 23 за якими акустична лінза 24, що знаходиться в захисному ковпаку 22, який примикає до площини

п'єзоперетворювача, закріпленого тримачами 21 п'єзоперетворювача, а тканина 16 тримача електродів має отвір діаметр яких дорівнює діаметру акустичної лінзи 24, також містить каркас котушки індуктивності 26, багатовиткову котушку індуктивності 27 і клеми її підключення 28, а тканина тримача електродів виконана електропровідною.

Розглянемо порядок складання пристрою. Універсальний первинний перетворювач збирається у наступній послідовності. Підстава 5 установочного гнізда розташовується з однієї сторони тканини 16 тримача електродів, а вкладиш 6 з іншої, який містить в собі каркас котушки індуктивності 26, багатовиткову котушку індуктивності 27 і клеми її підключення 28, і вкладиш 6 вдавлюється у підставу 5, при цьому поясок 14 входить у канавку 15, чим забезпечується надійне з'єднання вкладиша 6 з підставою 5 і зменшує вимога до товщини тканини тримача електродів, після чого у цангову засувку 12 вкладиша 6 вставляється акустична лінза 24 з п'єзоелементом 23 та прокладка 18. В струмоізоляційному корпусі електрода 1 запресовується з одного боку втулка 17 з контактами 25, а з іншого боку демпфер 19 для поглинання акустичних шумів, після цього струмоізоляційний корпус електрода 1 вставляється у цангову засувку 12 вкладиша 6 легким натисканням подушечкою пальця на фланець 7 при введенні торця корпусу 1 з кулястим стовщенням 9 у зіткнення з буртиком 13. Тому що цангова засувка 12 виконана всередині вкладиша 6 і є подовженням полиці 11 отбортовки торця корпусу, а висота циліндричної частини цангової засувки 12 перевищує довжину вкладиша 6, виключаючи тим самим перешкоди спрацьовуванню цангового з'єднання. Виконання торця корпусу 1 з кулястим стовщенням 9, а буртика 13 овальним забезпечує зниження зусиль як на установку електрода, так і на його демонтаж. Надійне закріплення корпусу 1 у вкладиші 6 забезпечується тим, що максимальний діаметр кулястого стовщення 9 дорівнює внутрішньому діаметру циліндричної частини цангової засувки 12, а внутрішній діаметр циліндричної поверхні цангової засувки 12 з урахуванням розмірів буртика 13 дорівнює зовнішньому діаметру циліндричної частини корпусу 1. Зниження зусиль на демонтаж корпусу 1 із вкладиша 6 досягається тим, що при захваті корпусу 1 за підставу гофрованого хвостовика 8 внаслідок упору фланця 7 на торець цангової засувки 12 створюється важіль, а виконання торця корпусу 1 з кулястим стовщенням 9 виключає "защип". Підвищення надійності електродного пристрою досягається тим, що відвідний провідник 4 запресований у гофрованому хвостовику 8.

Універсальний первинний перетворювач може використовуватися в низькочастотній та ультразвуковій фізіотерапії та діагностиці, електроенцефалографії, електрокардіографії, електроміографії. Єдине обмеження - тримач електродів повинен бути виконаний з еластичної дрібнокоміркової тканини, що забезпечує проникнення контактного гелю.

Як один із варіантів структурно-конструктивного рішення ультразвукового перетворювача для діагностичних медичних приладів з контролем температури біологічних структур наведений на рис.3.9 [82, 87].

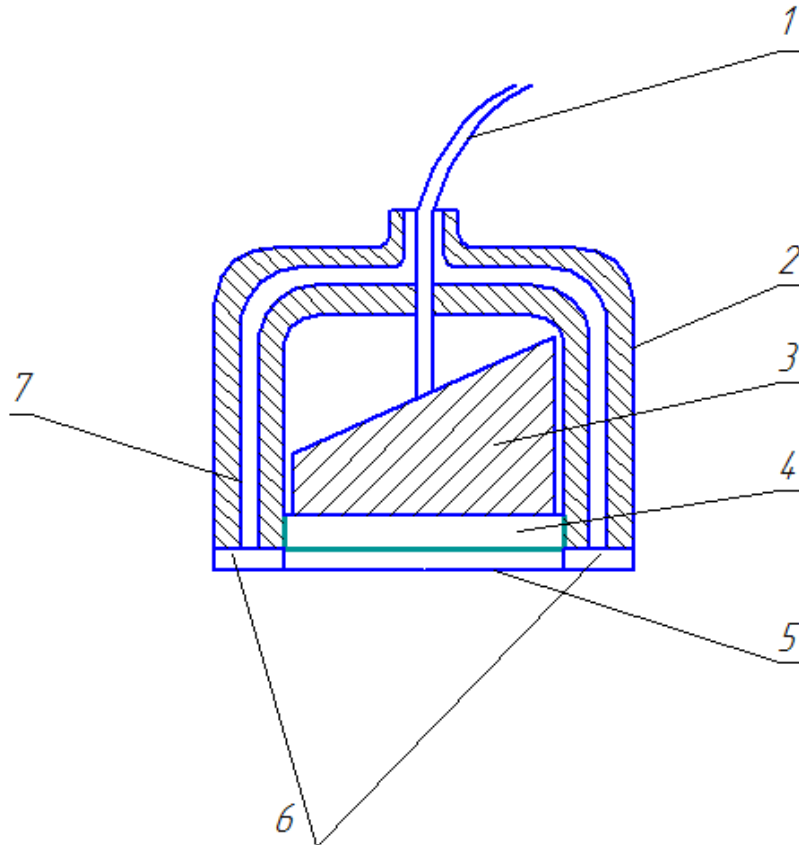


Рис. 3.9. Ультразвуковий перетворювач для діагностичних медичних приладів, де 1 – електричний кабель; 2 – корпус; 3 – демфер; 4 – п'єзоелемент; 5 – захисноузгоджуючий шар; 6 – температурний датчик; 7 – оптоволокну.

В ультразвукових перетворювачах отримання діагностичної інформації відбувається внаслідок прийому відбитих від різних шарів біологічної тканини ультразвукових хвиль.

Такі ультразвукові перетворювачі не використовують зміну температури біологічних структур як джерело діагностичної інформації, так як вплив ультразвуком на біологічну тканину викликає її нагрівання, що також є джерелом діагностичної інформації, особливо при ультразвуковому дослідженні поверхневих шарів біологічного об'єкта.

Так як температура біологічної тканини являється одним із найбільш об'єктивних комплексних показників життєдіяльності біологічного організму,

то застосування температурного датчика в захисному шарі дозволяє визначити та оцінити вплив ультразвуку на біологічні тканини пацієнта.

На рис.3.9. зображена конструкція ультразвукового перетворювача. Елементами ультразвукового перетворювача для діагностичних медичних приладів є корпус 2, електричний кабель 1, п'єзоелемент 4, залитий з тильного боку демпфером 3. П'єзоелемент 4 перетворювача має захисний узгоджувальний шар 5 товщиною, рівній близько чверті довжини хвилі, який виконаний з полімерно-порошкового матеріалу на основі епоксидно-поліефірної смоли електростатичним напиленням та покритий силікатною емаллю. В захисному узгоджувальному шарі 5 вмонтовані високопрецизійні волоконно-оптичні температурні датчики 6, з'єднані з вбудованим в корпус 2 оптоволоконном 7.

Ультразвуковий перетворювач для діагностичних медичних приладів за допомогою електричного кабелю 2 приєднують до електронного блоку. При збудженні п'єзоелемента 4 ультразвукового перетворювача коротким електричним імпульсом механічні коливання ультразвукової частоти проходять через захисний узгоджувальний шар 5 в досліджуване середовище (біологічну тканину). Параметри захисного узгоджувального шару 5 підбираються таким чином, щоб максимально узгодити акустичні опори п'єзоелемента 4 з біологічною тканиною. Це дає можливість практично всю енергію акустичного коливання спрямувати на досягнення найбільш точної діагностичної інформації. Високопрецизійні волоконно-оптичні температурні датчики 6 вимірюють значення параметрів температури поверхні біологічної тканини в момент проведення діагностичної процедури і через вбудоване в корпус ультразвукового перетворювача оптоволоконно 7 передають дані на відповідний реєструючий пристрій.

Конструктивно температурні датчики 6 розташовані на кінцевій смужці ультразвукового датчика, що не заважає проходженню ультразвукової хвилі через захисноузгоджувальний шар 5. Термодатчики 6 мають габарити 1×1 мм. і можуть працювати в температурному діапазоні від 18°C до 45°C з похибкою вимірювання $\pm 0,05^\circ\text{C}$.

При ультразвуковому впливі на біологічну тканину пацієнта відбувається її нагрів, що також є джерелом діагностичної інформації. Температурні датчики 6 дозволяють контролювати зміни температури тіла пацієнта при проведенні діагностичного дослідження.

Такий ультразвуковий перетворювач для діагностичних медичних приладів, дозволяє точно і інформативно оцінити температуру поверхні

біологічної тканини, суттєво підвищити точність і ефективність діагностичного дослідження біологічних тканин пацієнтів та забезпечує його довготривалу роботу.

У переважної більшості ультразвукових перетворювачів для фізіотерапевтичних апаратів відсутній контроль зміни температури тіла пацієнта при проведенні фізіотерапевтичних процедур.

Для фізіотерапевтичних апаратів, конструктивне вирішення безпечних ультразвукових випромінювачів з температурним контролем приведено на рис. 3.10. [64, 87].

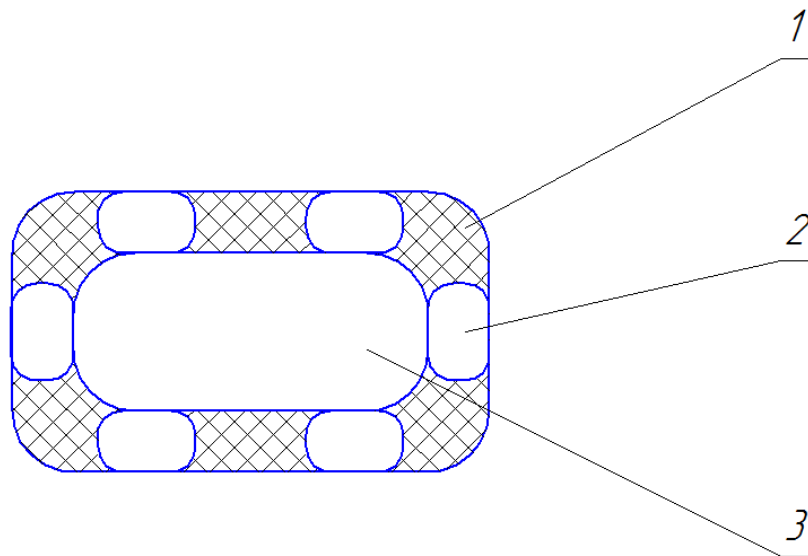


Рис. 3.10. Ультразвуковий випромінювач для фізіотерапевтичних апаратів з температурним контролем, де 1 – корпус; 2 – температурні датчики; 3 – п'єзоелемент.

В даному ультразвуковому перетворювачі для фізіотерапевтичних апаратів з захисним узгоджувальним шаром п'єзоелемента, що виконаний зі зносостійкої і задовольняючої всім санітарно-гігієнічним і медичним вимогам силікатної емалі, введені в захисний шар і температурні датчики.

За рахунок введення температурних датчиків в захисний узгоджувальний шар п'єзоелемента, виникає можливість вимірювати та контролювати температуру тіла пацієнта впродовж фізіотерапевтичної процедури.

Так як температура біологічної тканини (БТ) є одним із найбільш об'єктивних комплексних показників життєдіяльності організму, то застосування температурного датчика в захисному шарі дозволяє визначити та оцінити вплив ультразвуку на біологічні тканини пацієнта.

На рис. 3.10 зображена конструкція ультразвукового перетворювача для фізіотерапевтичних апаратів. Елементами ультразвукового перетворювача для

фізіотерапевтичних апаратів є корпус 1, п'єзоелемент 3, що має захисний узгоджувальний шар. В захисному узгоджувальному шарі вмонтовані температурні датчики 2.

Ультразвуковий перетворювач для фізіотерапевтичних апаратів за допомогою електричного кабелю приєднують до електронного блоку. При збудженні п'єзоелемента 3 ультразвукового перетворювача коротким електричним імпульсом механічні коливання ультразвукової частоти проходять через захисний узгоджувальний шар у БТ. Параметри захисного узгоджувального шару підбираються таким чином, щоб максимально узгодити акустичні опори п'єзоелемента 3 з біологічною тканиною. Це дає можливість практично всю енергію акустичного коливання спрямувати на досягнення лікувального ефекту в біологічній тканині. Температурні датчики 2 вимірюють значення параметрів температури поверхні біологічної тканини в момент проведення фізіотерапевтичного впливу і через вбудований в корпус ультразвукового перетворювача сигнальний провідник передають дані на відповідний реєструючий пристрій.

Конструктивно температурні датчики 2 розташовані на кінцевій смужці ультразвукового датчика, що не заважає проходженню ультразвукової хвилі через захисноузгоджувальний шар. Термодатчики 2 мають малі габарити (1×1 мм). і можуть працювати в температурному діапазоні від 18°C до 45°C з похибкою вимірювання $\pm 0,10^\circ\text{C}$.

Температурні датчики 2 дозволяють контролювати зміни температури тіла пацієнта при проведенні фізіотерапевтичних процедур, що дозволяє фізіотерапевту оперативно регулювати параметри потужності ультразвукового випромінювання на час проведення процедури.

Таким ультразвуковий перетворювач для фізіотерапевтичних апаратів, дозволяє точно і інформативно оцінити температуру поверхні біологічної тканини, суттєво розширити функціональні та технологічні можливості фізіотерапевтичного впливу на біологічні тканини пацієнтів та підвищити об'єктивність і точність контролю і ефективність фізіотерапевтичного впливу на біологічні тканини пацієнтів та забезпечує його довготривалу роботу.

3.4. Принципи побудови та особливості використання випромінювачів

Розглянемо конструкцію реального п'єзоелектричного випромінювача (ПВ), що використовується в вітчизняних фізіотерапевтичних апаратах [63].

Переважає більшість випромінювачів має невисокий коефіцієнт корисної

дії (ККД) через розсіювання частини енергії циклічних напружень на механічних з'єднаннях, висока складність в узгодженні частоти вільних пружних коливань п'єзоелементів з резонансною частотою всієї коливальної системи ПВ. Так як частота вільних коливань f_{ne} п'єзоелементів повинна відповідати частоті вимушених коливань f_{ne} п'єзоелектричного випромінювача. Таке узгодження досягається в резонансному хвилепровідному акустичному трансформаторі, виконаному в вигляді стяжки механічних з'єднань.

До того ж згідно рівняння розповсюдження плоскопружної хвилі, що дозволяє знайти залежність величини коливального зміщення ξ точок будь-якого об'єкту від координати перпендикулярного до його вісі x перерізу площею S на нескінченно малій відстані dx , від якого швидкість розповсюдження пружних коливань дорівнює c , шляхом інтегрування відомого диференціального рівняння коливань:

$$\frac{d^2\xi}{dx^2} + \frac{d\xi}{Sdx} \frac{dS}{dx} + \frac{\omega^2}{c^2} \xi(x) + F(x) = 0, \quad (3.1)$$

де S , c і F – функції переміщення x , ω – кутова частота коливань.

Для досягнення на виході ПВ умов сумування енергій двох коливальних систем з однаковою амплітудою $F(x)$ та фазою коливань необхідно компенсувати сили внутрішнього тертя, тертя пружності та ковзання, що призводить до розсіювання та перетворення енергії в тепло, чи в виникненні неосновних пелюсток та мод коливань.

В розробленій конструкції універсального п'єзоелектричного випромінювача для ультразвукової терапії розширені функціональні можливості, широкий динамічний $F(x)$ та частотний ω діапазони, високий коефіцієнт корисної дії (ККД).

Так згідно рівняння теорії акустики конденсованих середовищ інтенсивність ультразвуку в біологічній тканині (рідині) на плоскій поверхні насадки 2 буде прямо пропорційна квадрату амплітуди її коливання та обернено пропорційна питомому акустичному опору біологічної тканини, а потужність відповідає добутку інтенсивності на площу поверхні, через яку він випромінюється.

П'єзоелектричний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі (ПВПУХ) виконаний у вигляді коаксіальної резонансної коливальної системи, що містить набір п'єзоелементів у формі плоских кілець, охоплюваний з двох сторін деталями у формі втулок, резонансний хвилепровідний акустичний трансформатор, розміщений на осі випромінювача в отворах п'єзоелементів і втулок, виконаний у вигляді стяжки, для чого під'єднаний до другої втулки, а

проекція цього з'єднання на вісь випромінювача містить точку, що належить площині рівних амплітуд спільних його коливань і стягує всю конструкцію, якщо вважати її монолітною, і при відсутності цього з'єднання, при цьому містить електричний кабель, електроди, штекер, насадку, з'єднану шпилькою відображуючу накладку, а активна зона складається з п'єзоелементів у формі плоских кілець, розділених контактними пластинами, хвилевід, який є концентратором, з'єднаний з накладками і насадкою та впирається у втулку з прокладкою, які знаходяться в корпусі, що складається з кришки передньої та кришки задньої, з'єднаних шурупами, при чому кабель під'єднаний до електродів та проходить через боковий отвір втулки і затискається вводом кабелю, а до іншого кінця кабелю під'єднаний штекер.

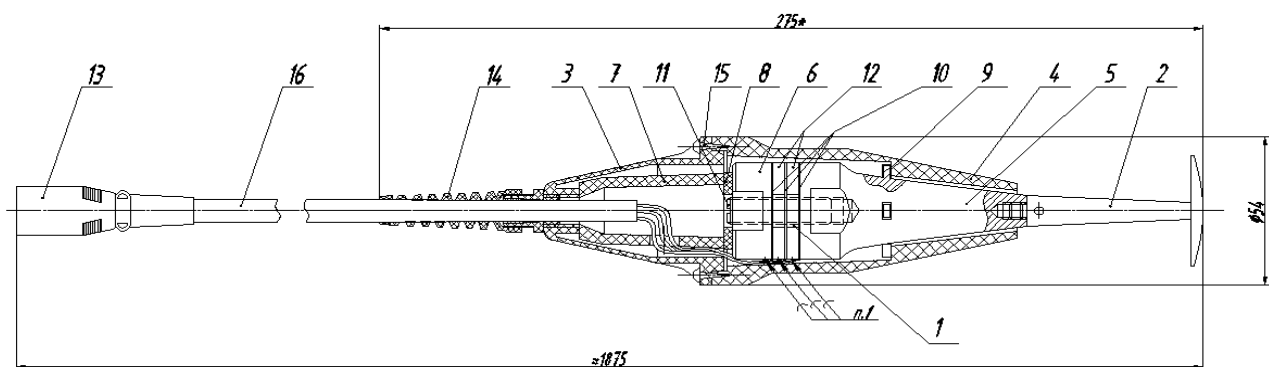


Рис.3.11. П'єзоелектричний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі, де – 1- втулка, 2 – насадка, 3 - кришка задня, 4 - кришка передня, 5 – хвилевід, 6 – гайка, 7 – втулка, 8 – прокладка, 9 – накладка, 10 - контактні пластини, 11 – шпилька, 12 - кільце п'єзокерамічне, 13 - штекер XLR3, 14 - ввід кабелю, 15 – шуруп, 16 - електричний кабель.

На рис. 3.11. зображено п'єзокерамічний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі. Він складається із хвилеводу 5, втулки 1, активної зони з п'єзокерамічних кільцевих пластин 12, гайки 6, розділених контактними пластинами 10 та з'єднаних стягуючою шпилькою 11 і розділених контактними пластинами 10, та насадки 2, які в зборі впираються у втулку 7, та знаходяться в порожнистому корпусі, який складається з кришки передньої 4 та кришки задньої 3, з'єднаних чотирма шурупами 15. Електричний кабель 16 під'єднаний до контактних пластин 10 та проходить через боковий отвір втулки 7 і затискається вводом кабелю 14. До іншого кінця кабелю кріпиться штекер типу XLR3 13. Хвилевід 5 містить чотири накладки 9 та розділений від втулки 7 прокладкою 8.

П'єзоелектричний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі працює

наступним чином. На кабель 16 надходить електричний сигнал ультразвукової частоти до контактних пластин 10, між якими утворюється електричне поле, внаслідок якого в п'єзокерамічних пластинах 12 виникають механічні коливання за рахунок зворотного п'єзоелектричного ефекту, які відбиваються від гайки 6, що виконує роль відбиваючої накладки, та проходять по хвилеводу 6, який є концентратором, до насадки 2. Для усунення втрат ультразвукової хвилі через матеріал корпусу, між гайкою та упорною втулкою розміщена гумова прокладка та встановлені гумові накладки на фіксаційні ножки хвилеводу. Корпус та втулка виготовлені із пластику марки АБС-С ТУ 2214-004-05762347-96, який має підвищену стійкість та застосовується для виготовлення корпусів медичних приладів, теле- і радіоапаратури, виробів технічного призначення і ТНС, які контактують з харчовими продуктами. Прокладка виготовляється з гуми марки 1Ф-І-ТМКЩ-С₂-3 ГОСТ 7338-90 середньої твердості, яка пом'якшує навантаження на хвилевід в зборі та дозволяє його жорстко зафіксувати в корпусі. Такий ПВПУХ може використовуватись в офтальмології, отоларингології, урології, гінекології і в інших областях медицини. В даній конструкції ПВПУХ ККД зріс на третину за рахунок компенсації втрат. При контакті робочої поверхні насадки 2 з зонами поверхні тіла людини, через контактний гель відбувається терапевтична високоефективна дія ультразвуку на біологічну тканину.

Такий п'єзоелектричний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі має широкі динамічні та частотні діапазонами, високий ККД.

Для комбінованої фізіотерапії розроблений випромінювач в сучасному ергономічному корпусі [65] для лікування магнітними і електромагнітними фізичними факторами, та впливу на локальні ділянки людського організму.

Його основними перевагами є досягнення більш високої лікувальної ефективності за рахунок комплексного використання різних фізичних факторів: впливу електромагнітного поля, дії струмів та полів електричного поля.

На рис.3.12. зображений комбінований фізіотерапевтичний випромінювач, що містить: блок живлення 1, індуктор 2, електричний кабель 3, ергономічний корпус 4, пластину концентратора 5, порожнинний стрижень 6, котушки 7, сердечники 8, наконечник 9, роз'єм 10, шпильки 11, гумові втулки 12, датчик температури 13, електроди 14, заглушки 15, постійні магніти 16, підкладку 17, плату генератора імпульсів 18, стабілізатор напруги 19, шайби 20, гайки 21.

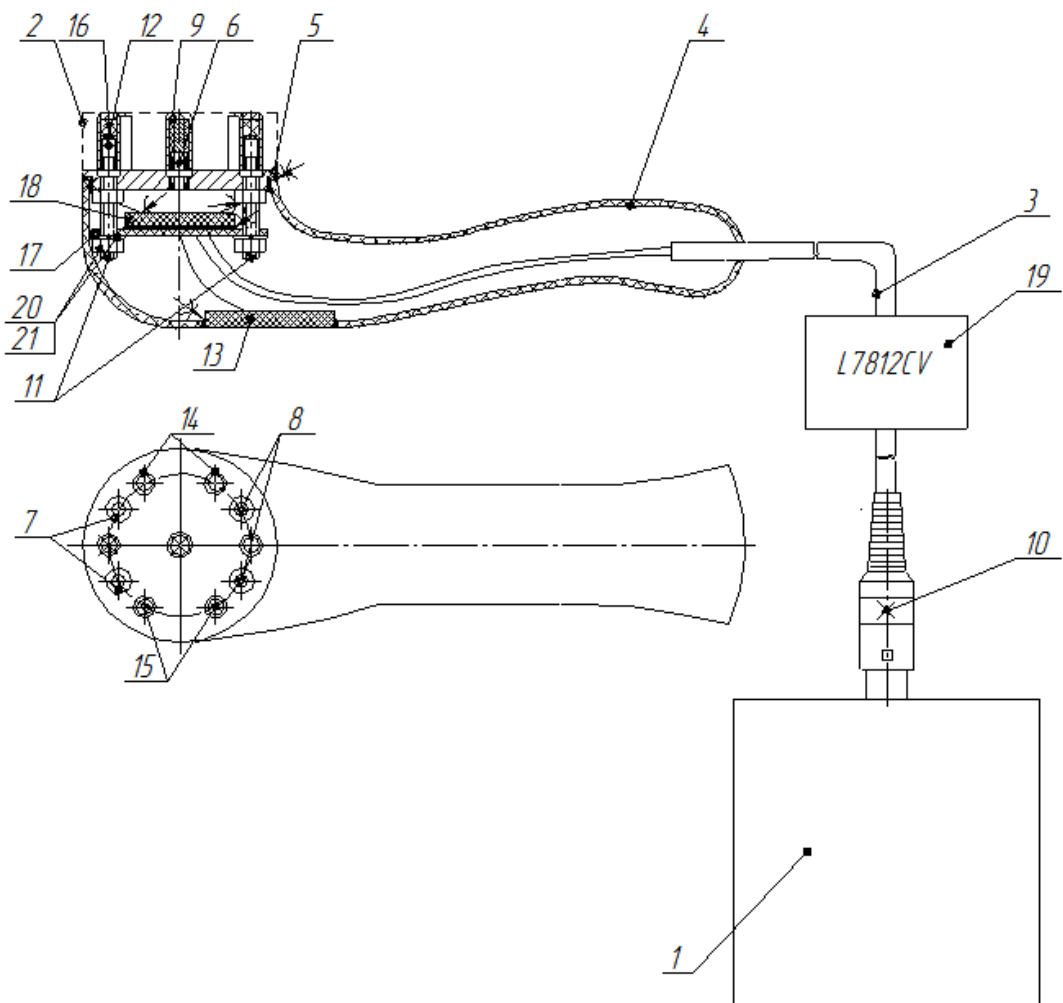


Рис.3.12. Комбінований фізіотерапевтичний випромінювач, де

1 - Блок живлення, 2 - Індуктор, 3 - Електричний кабель, 4 - Ергономічний корпус, 5 - Пластина концентратора, 6 - Порожнинний стрижень, 7 - Котушка, 8 - Осердя, 9 - Наконечник, 10 - Роз'єм, 11 - Шпилька, 12 - Гумова втулка, 13 - Датчик температури, 14 - Електрод, 15 - Заглушка, 16 - Постійний магніт, 17 - Підкаладка, 18 - Плата генератора, 19 - Стабілізатор напруги, 20 - Шайба, 21 – Гайка.

Комбінований фізіотерапевтичний випромінювач складається з блоку живлення 1 і індуктора 2, що з'єднані електричним кабелем 3. Індуктор 2 розміщений в корпусі 4 з діелектричного матеріалу. У порожнині корпусу 4 розташований концентратор магнітного поля, виконаний у вигляді пластини 5 і порожнинного стрижня 6 з магнітом'якого матеріалу, закріпленого своїм торцем в центрі пластини. Пластина 5 і стрижень 6 можуть бути виконані, наприклад, зі сталі марки Ст10.

Індуктор 2 містить чотири котушки 7 (у вигляді намотаного на каркасі дроту ПЕВ) з осердями 8 з трансформаторної сталі, які розташовані

вертикально і симетрично навколо стрижня 6. Торці осердь 8 жорстко закріплені на пластині 5 .

Порожнинний стрижень 6 концентратора магнітного поля містить змінний наконечник 9 з магнітом'якого матеріалу, наприклад, зі сталі Ст10. Наконечник 9 може бути виконаний у вигляді конуса, сфери, диска і т.п. і закріплюватися на стрижні 6, наприклад, за допомогою нарізного сполучення.

Блок живлення 1 містить генератор імпульсів і необхідні перемикачі, які дозволяють встановити необхідну тривалість впливу, частоту проходження імпульсів, що подаються на різні котушки 7 індуктора, а також напрямок обертання магнітного поля і його інтенсивність. Блок живлення 1 може бути реалізований, наприклад, за схемою апарату "Полус-3".

Ергономічний корпус випромінювача представлений ручкою 4 виготовленої з поліефірної смоли. В ручку встановлюється пластина концентратора 5, в останню встановлені шпильки 11, на які за допомогою різьби закріплюються електроди 14 з постійними магнітами 16. Шпильки 11 закріплюються до пластини концентратора гайками 21. Для уникнення зміщення магнітів, між ними та торцями шпильок встановлюються гумові втулки 12, електроди закриваються заглушками 15. В центрі пластини концентратора за допомогою різьбового з'єднання закріплений порожнинний стрижень концентратора 6, в який встановлюється чутливий елемент датчика температури 13. На порожнинний стрижень накручується змінний наконечник 9 з магнітом'якого матеріалу. Для забезпечення теплопровідності всередині електрода заливається термопровідна паста, наприклад КПТ-8. Плата генератора імпульсів 18, встановлюється на підкладку 17, та закріплюється за допомогою клею, наприклад БФ-2. Підкладка встановлюється на протилежні кінці шпильок та закріплюється шайбами 20, з гайками 21. Випромінювач з'єднується з блоком живлення за допомогою роз'єму 10, який в свою чергу під'єднується до електричного кабелю шляхом пайки відповідних контактів. Для утворення електричних контактів з шпильками, на них монтажною «зіркою» накладаються дроти, які підключаються до виходу плати генератора імпульсів. В утворене електричне коло включається стабілізатор напруги, наприклад типу L7812CV. Джерелами електромагнітного поля в даному приладі слугують постійні магніти розмірного ряду №38 з композицією - неодим залізо бору.

Основним блоком для забезпечення живлення, в режимі ультратонотерапії, в даному випромінювачі, є генератор прямокутних імпульсів побудований на мікросхемі NE555, який працює з частотою у діапазоні 5Гц — 180 кГц, та має

напругу живлення 3 - 12 вольт.

Комбінований фізіотерапевтичний випромінювач працює наступним чином: в блоці живлення задають необхідні параметри електромагнітного поля. В залежності від характеру та місця локалізації захворювання вибирають змінний наконечник відповідної форми та розмірів і закріплюють його на стрижні концентратора магнітного поля. Підключають апарат до джерела напруги та включають пристрій. Підносять випромінювач до області розташування біологічно активних точок (БАТ) і проводять відповідну фізіотерапевтичну процедуру, згідно методики лікування. При цьому контролюють стан зміни градієнта температури шкіри. Час дії вибирають виходячи з методики лікувальної процедури.

Проведені випробування комбінованого фізіотерапевтичного випромінювача, підтвердили його високі експлуатаційні і розширені терапевтичні можливості – як для магнітотерапії так і для ультратонотерапії. Застосування в пристрої змінних наконечників, різних по своїй геометричній формі та розмірах, дозволяє фізіотерапевту здійснювати ефективний і локальний вплив на різні БАТ пацієнта і регулювати, як дію магнітного поля, так і параметри електричного поля на біологічні тканини і органи пацієнта. При використанні випромінювача в режимі ультратонотерапії, необхідно наносити контактний шар струмопровідної пасти між електродами та опромінюючою ділянкою біологічної тканини.

Такий випромінювач забезпечує вплив на патологічні вогнища різної етіології імпульсним обертовим магнітним полем та високочастотним електромагнітним і електричним полем, яке забезпечує в свою чергу додаткові фізичні фактори: дію коронного розряду, тепло, озон, ультрафіолетове випромінювання, ультразвукову дію.

Режим ультратонотерапії, даного пристрою, дозволяє отримувати більш виражені протизапальний і болезаспокійливий ефекти у порівнянні із місцевою дарсонвалізацією, при цьому не спостерігається неприємного (іноді навіть хворобливого) відчуття, яке має місце при місцевій дарсонвалізації внаслідок використання великого рівня напруги. Електричний розряд і синусоїдальний струм подразнюють рецептори шкіри, надаючи тим самим рефлекторний вплив на різні системи організму і особливо на вегетативну нервову систему. При цьому розширюються капіляри, поліпшується крово- і лімфообіг. Під впливом тепла, що виділяється і збуджуючої дії коронного розряду, що виникає між електродами 14, підвищується активність обмінних процесів в біологічних тканинах при фізіопроцедурі, зменшуються застійні явища, болі, свербіння,

поліпшується функціональний стан периферійної нервово-судинної системи, проявляється розслабляюча спазмолітична дія. Бактерицидні властивості озону, що утворюється між електродами 14 внаслідок коронного розряду сприяють швидкому зняттю запалення і прискоренню регенерації тканин. Таким чином, даний комбінований фізіотерапевтичний випромінювач, дозволяє:

- розширити функціональні можливості апарату для різних видів фізіотерапевтичних процедур та досягти більш високу лікувальну ефективність,
- зменшити витрати на виготовлення випромінювача зі збереженням його широких функціональних характеристик та технічних показників,
- розширити функціональні можливості, завдяки універсальній конструкції випромінювача, при проведенні серій фізіотерапевтичних процедур.

3.5. Особливості ультразвукового перетворювача

В ультразвуковій медичній техніці частотний діапазон стрижневих перетворювачів займає область від десятків кілогерців до десятків мегагерц [13]. Істотні позитивні властивості стрижневих перетворювачів відображені в роботах [3,13,14]:

- незалежність хвильових розмірів випромінюючої поверхні від значення резонансної частоти;
- можливість забезпечення однобічного спрямованого випромінювання без застосування акустичних екранів, а тільки за рахунок відповідної асиметрії коливальної системи;
- висока електрична й механічна міцність;
- високий коефіцієнт корисної дії (ККД), обумовлений відсутністю в конструкції основних джерелом механічних втрат – полімерних матеріалів, що екранують і герметизуючих матеріалів. При врахуванні всіх критеріїв значення ККД можуть досягати 70-80%.

Механічна коливальна система називається стрижневою, якщо її розміри в напрямку поширення коливань у кілька разів більше поперечних розмірів і становлять помітну частку довжини хвилі, або більше цієї величини, поперекові розміри менше довжини хвилі. Форма й розміри поперекових перерізів стрижневої системи постійні по довжині або змінюються за певним законом [23].

3.6. Еквівалентна електромеханічна схема перетворювача

Для наближеного розрахунку потужних перетворювачів застосовують метод електромеханічних аналогій, побудованих у рамках лінійної акустики. При цьому ті параметри перетворювача, які визначаються пружними постійними матеріалів, розраховують по формулах, що прямо впливає з методу електромеханічних аналогій [23].

У загальному вигляді наш випромінювач представляє стрижневий п'єзоелектричний перетворювач із двома накладками, що коливається в поздовжньому електричному полі, що випромінює в одну сторону. Його еквівалентна схема представлена на рис. 3.13[23].

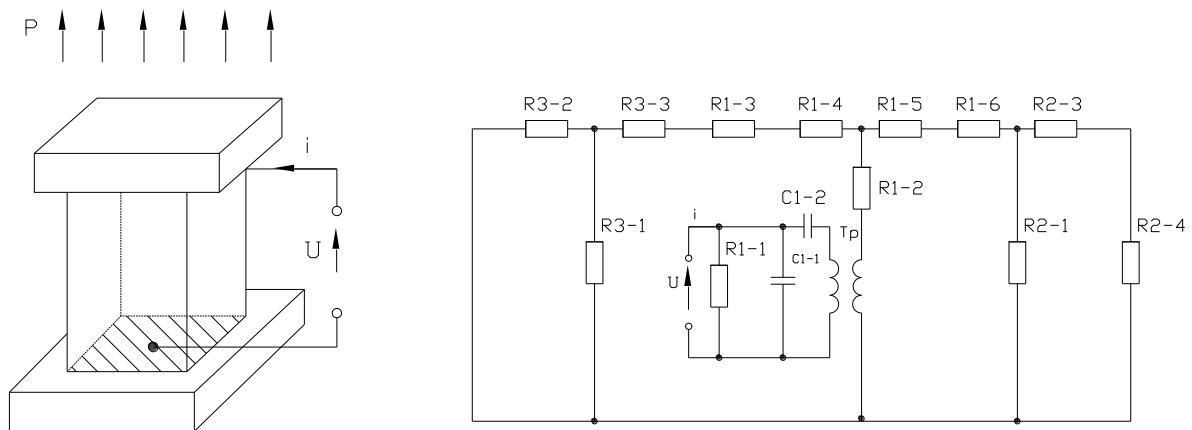


Рис. 3.13. Стрижневий п'єзоелектричний перетворювач з двома накладками, що коливається в поздовжньому електричному полі, що випромінює в одну сторону, і його еквівалентна схема

Для спрощення у схемі механічну частину можна перетворити в електричну, і навпаки. Вона представлена на рис. 3.14 [23].

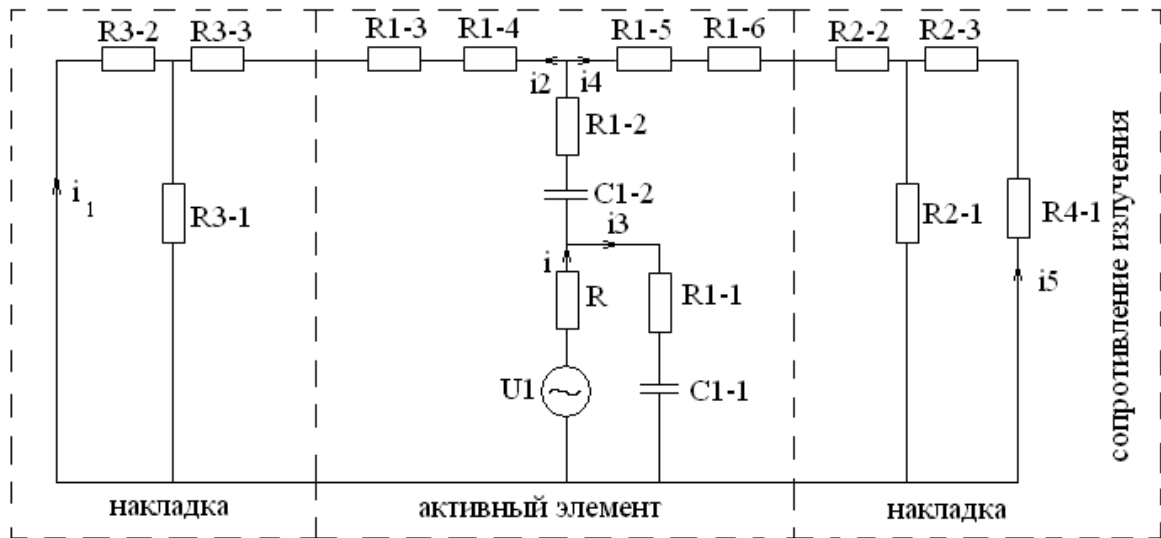


Рис. 3.14. Стрижневий п'єзоелектричний перетворювач. Електричне коло перетворене в механічне.

Де

$$R = n^2 \cdot R_i; \quad (3.2)$$

$$U_1 = n \cdot U; \quad (3.3)$$

R_i - i -й внутрішній опір генератора;

Опір електричних втрат у послідовній схемі заміщення, перерахований в механічний ланцюг:

$$R_{1-1} = n^2 \cdot \frac{R_1}{1 + [\omega(C_1)(R_1)]^2} \quad (3.4)$$

R_1 – опір електричних втрат п'єзоелектричного елемента в паралельній схемі заміщення;

C_1 – ємність п'єзоелемента в паралельній схемі заміщення;

C_{1-1} – ємність п'єзоелемента в послідовній схемі заміщення, перерахований в механічну частину;

$$C_{1-2} = -\frac{C_1}{n^2};$$

n – коефіцієнт електромеханічної трансформації;

U – напруга зміщення;

i_1, i_2, i_3, i_4, i_5 – контурні «механічні» струми, які рівні коливальним швидкостям механічної системи $\xi_1, \xi_2, \xi_3, \xi_4, \xi_5$;

Механічний опір у послідовному ланцюзі еквівалентної схеми п'єзоелемента:

$$R_{1-2} = z^D \cdot \frac{1}{j \cdot \sin(k^D \cdot l)}; \quad (3.5)$$

Опір механічних втрат:

$$R_{1-3} = R_{1-6} = r_n; \quad (3.6)$$

Механічний опір у паралельних ланцюгах еквівалентної схеми п'єзоелемента:

$$R_{1-4} = R_{1-5} = z^D \cdot j \cdot \operatorname{tg}(k^D l); \quad (3.7)$$

Механічний опір у послідовному ланцюзі еквівалентної схеми першої накладки:

$$R_{2-1} = z_1 \cdot \frac{1}{j \cdot \sin k_1 l_1}; \quad (3.8)$$

Механічний опір у паралельних ланцюгах еквівалентної схеми першої накладки:

$$R_{2-2} = R_{2-3} = z_1 j \operatorname{tg} \left(\frac{k_1 l_1}{2} \right); \quad (3.9)$$

Механічний опір у послідовному ланцюзі еквівалентної схеми другої накладки:

$$R_{3-1} = z_2 \cdot \frac{1}{j \cdot \sin k_2 l_2}; \quad (3.10)$$

Механічний опір у паралельних ланцюгах еквівалентної схеми другої накладки:

$$R_{3-2} = R_{3-3} = z_2 j \operatorname{tg} \left(\frac{k_2 l_2}{2} \right); \quad (3.11)$$

Опір випромінювання:

$$R_{4-1} = r_s + jx_s; \quad (3.12)$$

Хвильовий опір п'єзоелемента:

$$z^D = \rho \cdot v^D \cdot S; \quad (3.13)$$

Хвильовий опір накладок:

$$z_1 = \rho_1 \cdot v_1 \cdot S_1, \quad z_2 = \rho_2 \cdot v_2 \cdot S_2; \quad (3.14)$$

Хвильове число для п'єзоелемента:

$$k^D = \frac{\omega}{v^D}; \quad (3.15)$$

Хвильові числа для накладок:

$$k_1 = \frac{\omega}{v_1}, \quad k_2 = \frac{\omega}{v_2}; \quad (3.16)$$

l – поздовжній розмір п'єзоелемента; l_1, l_2 – поздовжні розміри накладок; S – площа поперечного перерізу п'єзоелемента.

Перетворювач складається із двох стрижневих коливальних систем: перша – п'єзоелемент і робоча накладка, і друга – стрижень болту, які зв'язані між собою за допомогою шпильки й втулки, що виконує функцію тильної накладки [23].

Спрощена еквівалентна схема показана на рис. 3.15[23].

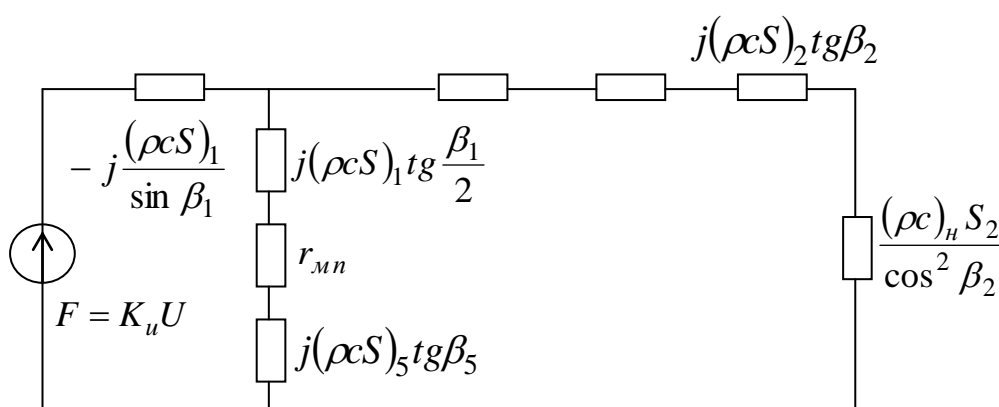


Рис. 3.15. Спрощена еквівалентна схема перетворювача з урахуванням механічних втрат.

3.7. Розрахунок коливальної системи. Вибір п'єзокераміки

Прилади медичного застосування повинні працювати на частотах зазначених у державному стандарті. Тому для перетворювача обрана частота 44 кГц. Для застосування у випромінювачах середньої й великої потужності призначена п'єзокераміка сполук II класу за ДСТ 13927-80. Щоб забезпечити максимально можливу потужність випромінювання, п'єзокераміка повинна володіти, можливо, більшими значеннями механічної добротності Q_m й припустимої механічної напруги на розтяг σ_p . Для зменшення амплітуди електричної напруги збудження необхідно, щоб можливо більшим було відношення d_{33}/S_{33}^E . З порівняння характеристик матеріалів п'єзокераміки можна зробити висновок, що перерахованим вимогам найбільшою мірою задовольняла п'єзокераміка марки PZT-2. Параметри п'єзокераміки представлені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. Параметри п'єзокераміки

Параметри п'єзокераміки	П'єзокераміка PZT-2
$\rho \cdot 10^{-3}, \text{кг} / \text{м}^3$	5400
$Y_3^E \cdot 10^{11}, \text{Па}$	1,05
$C^E \cdot 10^3, \text{м} / \text{с}$	4,41
$\sigma_p \cdot 10^{-6}, \text{Па}$	14,6
Q_m	200
ξ_{33}^u / ξ_0	1450
$d_{33} \cdot 10^{-12}, \text{Кл} / \text{м}$	152
$\text{tg}\delta, \%$	2

У конструкції перетворювача п'єзоелемент складений із двох круглих п'єзокерамічних пластин, що мають центральний отвір, через який проходить армуюча шпилька. Зовнішній діаметр пластин збігається з діаметром випромінюючого торця перетворювача, тому, щоб збільшити випромінювану потужність, його варто вибрати більшим. Однак перетворювач повинен залишатися стрижневим. Крім того, необхідно мати на увазі, що армування компенсує в п'єзоелементі тільки осьову складову небажаної деформації розтягання, тому необхідно вжити заходів до того, щоб радіальна складова була мінімально можливою [39]. Із цих причин діаметр перетворювача повинен бути істотно меншим довжини хвилі. Для розрахунку, з огляду на наведені міркування, прийємо діаметр п'єзоелемента (і випромінюючого торця перетворювача) $D_{2\text{зовн}} = 30$ мм. Внутрішній діаметр п'єзокерамічних пластин повинен бути більше діаметра стрижня армуючого болта. На підставі наявного досвіду прийємо попередньо значення внутрішнього діаметра пластин $D_{2\text{внутр}} = 12$ мм. Тоді площа п'єзоелемента:

$$S_2 = \frac{\pi}{4} \cdot (D_{2\text{зовн}}^2 - D_{2\text{внутр}}^2) = 0,59 \cdot 10^{-3} \text{ [м}^2\text{]} \quad (3.17)$$

Товщина пластин для поліпшення характеристик перетворювача повинна бути мінімальною, наскільки дозволяє їхня механічна міцність [40]. Тут мається на увазі міцність в умовах не ідеального одноосового навантаження, а при наявності згинальної складової деформації. Внаслідок перекосів при складанні коливальної системи згинальна деформація в тім або іншому ступені виникає завжди. В існуючих конструкціях перетворювачів для частот 16 і 13 кГц застосовуються пластини товщиною 8 мм, для частоти 22 кГц – 8 або 4 мм, а для частоти 44 кГц – тільки 4 мм. Відповідно в нашому випадку приймаємо $d_2 = 4$ мм. Тоді хвильова довжина п'єзоелемента складе:

$$\beta_2 = 2 \frac{2\pi f}{c_2} d_2 = 0,5 \quad (3.18)$$

3.8. Визначення резонансних розмірів п'єзоперетворювача

Умові мінімальної амплітуди збудження електричної напруги відповідає акустично симетричний перетворювач із $\alpha_4 \approx 1$ і $\alpha_1 > 1,5$, тому робочу накладку виконаємо з матеріалу з невеликим питомим акустичним опором, як приклад, з титанового сплаву, а тильну – з більшим питомим акустичним опором (зі сталі). Відповідно для робочої накладки вибираємо титановий сплав марки ВТ-14. При виборі марки сталі врахуємо, що тильна накладка, що сполучає функції затяжної втулки, має різьблення. Гострі кути різьблення є концентраторами механічних напруг, біля яких під дією циклічного навантаження можуть розвиватися тріщини втомлення. У зв'язку із цим марку сталі виберемо маловуглецеву, що має підвищену в'язкість і краще протистоїть розвитку тріщин, а ніж більш міцніші високовуглецеві леговані сталі.

По відомих характеристиках обраних матеріалів визначимо параметри α_i , необхідні для подальшого розрахунку:

$$\alpha_4 = \frac{(\rho c)_2}{(\rho c)_1} = \frac{22,4}{23,8} = 0,941; \quad (3.19)$$

$$\alpha_1 = \frac{(\rho c)_5}{(\rho c)_1} = \frac{40,5}{23,8} = 1,70. \quad (3.20)$$

Довжину накладок знайдемо з умови резонансу для акустично симетричного перетворювача:

$$\beta_4 = \arctg\left(\frac{1}{\alpha_2} \operatorname{ctg} \frac{\beta_1}{2}\right) = \arctg\left(\frac{1}{0,59} \operatorname{ctg} \frac{0,5}{2}\right) = 0,954; \quad (3.21)$$

$$\beta_1 = \arctg\left(\frac{1}{\alpha_5} \operatorname{ctg} \frac{\beta_1}{2}\right) = \arctg\left(\frac{1}{1,7} \operatorname{ctg} \frac{0,5}{2}\right) = 0,662; \quad (3.22)$$

$$l_4 = \frac{\beta_2 c_2}{\omega} = \frac{0,954 \cdot 4,9 \cdot 10^3}{2 \cdot 3,14 \cdot 44 \cdot 10^3} = 0,0169 \text{ м}; \quad (3.23)$$

$$l_1 = \frac{\beta_5 c_5}{\omega} = \frac{0,662 \cdot 5,17 \cdot 10^3}{2 \cdot 3,14 \cdot 44 \cdot 10^3} = 0,0124 \text{ м}. \quad (3.24)$$

Приймемо для внутрішньої накладки $L_4 = 17$ мм, а для робочої накладки $L_4 = 13$ мм.

3.9. Розрахунок елементів армуючого пристрою

Армуючий пристрій призначений, по-перше, для компенсації небажаної деформації розтягання в п'єзокераміці й, по-друге, – для конструктивного сполучення елементів коливальної системи зі створенням гарантованого акустичного контакту між ними.

Для реалізації першого призначення вибір механічної напруги, що компенсує статичний стиск повинен створюватися, виходячи з необхідного ресурсу роботи перетворювача. Для технологічних перетворювачів необхідні для цього статистичні дані відсутні, тому для них міцність п'єзоелемента вибирається без обліку впливу армування, розглядаючи його як додатковий резерв. При цьому величину статичної механічної напруги стиску вибирають, виходячи із другого значення армування. Зі збільшенням ступеня стиску коливальної системи конструктивні втрати, зменшуються, але при цьому погіршуються механічні властивості кераміки – знижується її п'єзомодуль і збільшуються механічні втрати. Напругу армування вибирають залежно від необхідної випромінюваної потужності в діапазоні 5..20 МПа. Оптимальним є значення механічної напруги $\sigma_{ст} = 15$ МПа, що і приймається для розрахунку армуючого пристрою. Зусилля, що повинна створити армуюча шпилька:

$$F_{\sigma} = \sigma_{ст} \cdot S_2 = 15 \cdot 10^6 \cdot 0,59 \cdot 10^{-3} = 8850 \text{ Н} . \quad (3.25)$$

Шпилька буде працювати в умовах циклічного навантаження й на ній є різьблення – концентратор механічних напруг, тому шпильку виконаємо з маловуглецевої сталі, так само, як і тильну накладку – затяжну втулку. Припустима механічна напруга для роботи в цих умовах приймаємо, приблизно, в три рази менше значення, припустимого при статичній деформації σ_p , тому для обраної марки сталі приймемо $\sigma_{pдон} = 1,11 \cdot 10^8$ Па. Умова міцності: $\sigma \leq (\sigma_{pдон}/K_{зан})$, де $K_{зан} = 1,1...1,5$ – коефіцієнт запасу. Приймемо коефіцієнт запасу $K_{зан} = 1,2$. Тоді розрахункова площа перетину шпильки:

$$S_{\sigma} > \frac{F_{\sigma} \cdot K_{зан}}{\sigma_{pдон}} = \frac{8850 \cdot 1,2}{1,11 \cdot 10^8} = 95,7 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2 , \quad (3.26)$$

Звідси діаметр шпильки:

$$d_3 = \sqrt{\frac{4 \cdot S_{\sigma}}{\pi}} = \sqrt{\frac{4 \cdot 0,957 \cdot 10^{-5}}{3,14}} = 11 \cdot 10^{-3} \text{ м} . \quad (3.27)$$

Оскільки внутрішній діаметр п'єзокерамічного пластин $D_2 = 12$ мм, діаметр болта приймемо $d_{ун} = 10$ мм.

На закінчення перевіримо, чи виконуються в сконструйованому

перетворювачі умови роботи тільки на одній частоті ($\alpha_3 \langle 1; \beta_3 \langle \beta_\Sigma$):

$$\alpha_3 = \frac{(\rho c S)_3}{(\rho c S)_2} = \frac{7830 \cdot 5177 \cdot 3,14 \cdot 0,01^2}{5400 \cdot 4410 \cdot 0,59 \cdot 10^{-3}} = \frac{12,7 \cdot 10^3}{14050} = 0,91 \quad (3.28)$$

$$\beta_3 = \frac{\omega}{C_3} (l_4 + 2d_2) = \frac{2 \cdot 3,14 \cdot 44 \cdot 10^3}{5177} (17 \cdot 10^{-3} + 8 \cdot 10^{-3}) = 1,33 \quad (3.29)$$

$$\beta_\Sigma = \beta_1 + \beta_2 + \beta_4 = 0,662 + 0,5 + 0,954 = 2,116 \Rightarrow \beta_\Sigma \rangle \beta_3 \quad (3.30)$$

Умови виконуються.

3.10. Визначення максимальної амплітуди коливальної швидкості

Максимальне значення амплітуди коливальної швидкості знайдемо з умови механічної міцності п'єзоелектричного елемента без обліку армування. Амплітуда механічної напруги, що виникає в п'єзоелементі при роботі перетворювача:

$$\sigma_{\max} = (\rho c)_2 \dot{\xi}_{n_0} \quad (3.31)$$

Умова міцності:

$$\sigma_{\max} \leq \frac{\sigma_{P_{don}}}{K_{зан}} \quad (3.32)$$

звідки:

$$\dot{\xi}_{n_0} \leq \frac{\sigma_{P_{don}}}{(\rho c)_2 K_{зан}} \quad (3.33)$$

При впливі циклічного навантаження під час відсутності концентраторів механічних напруг приймають $\sigma_{P_{don}} = (0,4 \dots 0,6) \cdot \sigma_P$, де σ_P – припустима механічна напруга на розрив при статичній деформації. Прийmemo $\sigma_{P_{don}} = 0,5 \sigma_P$. Рекомендується застосовувати коефіцієнт запасу в межах $K_{зан} = 2 \dots 3$. Прийmemo $K_{зан} = 2,5$. Тоді для обраної п'єзokerаміки PZT-2, оскільки нормується амплітуда коливань, а не коливальна швидкість, одержимо:

$$\dot{\xi}_{n_0} \leq \frac{0,5 \cdot 0,19 \cdot 10^8}{23,8 \cdot 10^6 \cdot 2,5} = 0,16 \text{ м/с} \quad (3.34)$$

Виходячи з коливальної швидкості, визначимо амплітуду зсувів:

$$\xi_{n_0} = \frac{\dot{\xi}_{n_0}}{\omega} = \frac{0,16}{2\pi 44000} = \frac{0,16}{2 \times 3,14 \times 44000} = 0,58 \text{ мкм} \quad (3.35)$$

Оскільки дана амплітуда недостатня для терапевтичного впливу будемо використовувати концентратор для її збільшення.

3.11. Визначення електричних параметрів перетворювача

Припустимо, що амплітуду коливань перетворювача в основному обмежують механічні втрати. Виходячи з максимальної амплітуди механічної напруги, що діє в п'єзоелементі:

$$\sigma_{\max} = (\rho c)_1 \dot{\xi}_{h_0} = 23,8 \cdot 10^6 \cdot 0,16 = 38,1 \cdot 10^5 \text{ Па} \quad (3.36)$$

Визначимо опір механічних втрат для напівхвильового перетворювача, виходячи з табличного значення механічної добротності $Q_m = 150$:

$$r_{mn}(\beta_2 = \pi) = \frac{2\pi(\rho c)_2 S_2}{Q_m} = \frac{2 \cdot 3,14 \cdot 23,8 \cdot 10^6 \cdot 0,59 \cdot 10^{-3}}{150} = 5,88 \frac{\text{кг}}{\text{с}} \quad (3.37)$$

Відповідно, напруга, який необхідно подати на п'єзоелемент для одержання необхідного значення амплітуди:

$$U = \dot{\xi}_{h_0} \frac{S_{33}^E d_2 2r_{mn}}{d_{33} S_2} = 0,16 \cdot \frac{1,51 \cdot 10^{-11} \cdot 0,004 \cdot 2 \cdot 5,88}{15,2 \cdot 10^{-11} \cdot 0,59 \cdot 10^{-3}} = 7,9 \text{ В} \quad (3.38)$$

При остаточному виборі амплітуди збуджуючої електричної напруги можна приблизно врахувати, що акустичне навантаження перетворювача хоча й мале, але все-таки відмінне від нуля. Практичний досвід з використанням потужних технологічних випромінювачів показує, що ККД розглянутого акустично симетричного перетворювача при роботі в типовому режимі виходить рівним 20...30%. Прийнемо значення ККД рівним 25% і врахуємо, що електроакустичний ККД п'єзоелектричного перетворювача в основному визначається акустико-механічним ККД. При цій умові легко показати, що повний опір, що обмежує амплітуду коливань, буде в 1.33 рази більше опору втрат $2r_{mn}$. Отже, амплітуду напруги збудження варто збільшити в стільки ж раз:

$$U = 1,33 \cdot 7,9 = 10,51 \approx 10,5 \text{ В} \quad (3.39)$$

Електрична ємність п'єзоелемента:

$$C_0 = \frac{2\varepsilon_0 \varepsilon_{33}^u S_2}{d_2} = \frac{2 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot 1,28 \cdot 10^3 \cdot 0,59 \cdot 10^{-3}}{0,004} = 3,34 \cdot 10^{-9} \text{ Ф} \quad (3.40)$$

Ємність компенсуємо індуктивністю:

$$L_u = \frac{1}{\omega^2 C_0} = \frac{1}{4 \cdot 3,14^2 \cdot 44^2 \cdot 10^6 \cdot 3,34 \cdot 10^{-9}} = 0,4 \text{ Гн} \quad (3.41)$$

Тоді вхідний електричний опір перетворювача на частоті механічного резонансу буде активним:

$$\begin{aligned} R_{\text{ex}} &= \frac{1,33 \cdot 2r_{mn}}{K_u^2} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot r_{mn} (S_{33}^E)^2 d_2^2}{d_{33}^2 S_2^2} = \\ &= \frac{1,33 \cdot 2 \cdot 5,88 \cdot 1,51^2 \cdot 10^{-22} \cdot 0,004^2}{15,2^2 \cdot 10^{-22} \cdot 0,59^2 \cdot 10^{-6}} = \frac{5706 \cdot 10^{-27}}{80,4 \cdot 10^{-29}} = 7,10 \text{ Ом} \end{aligned} \quad (3.42)$$

А споживана електрична потужність:

$$P_9 = \frac{U^2}{R_{\text{ex}}} = \frac{10,5^2}{7,10} = 15,53 \text{ Вт} \quad (3.43)$$

3.12. Вимоги безпеки в ультразвуковій терапії

Апарат ультразвуковий терапевтичний повинен відповідати загальним вимогам безпеки згідно ДСТУ 3798 (частина 1).

Залежно від способу захисту пацієнта і обслуговуючого персоналу від ураження електричним струмом апарат відповідає класу захисту II, тип захисту В. Струм витоку на корпус, струм витоку на доступні для дотику частини і струм витоку на робочу частину (випромінювач, індуктор) не перевищують допустимих значень як у нормальному стані, так і при одиничному порушенні при робочій температурі +35°C і після попередньої дії вологою. Електрична міцність ізоляції при робочій температурі +35°C і після попередньої дії вологи відповідає вимогам до ізоляції: А-а2; В-а. Максимальна температура зовнішніх поверхонь корпусу апарату при температурі навколишнього середовища 25°C після шести годин роботи не більше 60°C, корпусу випромінювача не більше 50°C, індуктора і хвилеводу – не більше 41°C. Хвилевід виготовлений з титанового сплаву ВТ-14 ОСТУ 1.90173. Корпус індуктора виготовлений з полістиролу удароміцного УПМ-0612Л ГОСТ 28250. По пожежобезпеці і захисту від надмірних температур апарат відповідає вимогам ДСТУ 3798. Мережевий трансформатор апарату захищений від перегріву ізоляції при короткому замиканні будь-якої вихідної обмотки. Коректований рівень випромінюваної звукової потужності на робочому місці апарату не перевищує 55 дБ.

РОЗДІЛ ІV. АДАПТИВНІ УЛЬТРАЗВУКОВІ ТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ

Одним із напрямів розвитку апаратів УЗ терапії є їх адаптація до реального біологічного середовища та використання біологічного зворотного зв'язку під час фізіотерапевтичної процедури – врахування реакції біологічної тканини чи організму пацієнта на ультразвук.

Ланки керування (регулятори), параметри яких змінюються (адаптуються, самоприспосовуються) таким чином, щоб при зміні параметрів об'єкту керування, точність та якість системи залишались незмінними.

Системи з такими регуляторами називаються самонастроювальними, або адаптивними. До даної групи систем автоматичного керування відносять такі підгрупи, як самооптимізуючі, екстремальні системи та системи з самонастроюванням керуючих ланок. Якщо розглядати загальний випадок, то формування команди керування об'єктом є результатом взаємозв'язку між елементами системи, збуреннями та характеристиками самого об'єкта.

У випадку, якщо під час роботи об'єкту керування, певні його характеристики зазнали змін, то це може спричинити негативні зміни у режимах роботи об'єкта (або ж системи) і зниження якості керування. Для забезпечення необхідних показників керування, самонастроювальні системи можуть пристосовуватись (адаптуватись) до змін зовнішніх умов, які часто є випадковими.

Основною характерною рисою адаптивних систем є додатковий регулятор (ДР), на входи якого (1, 2, 3, 4) потрапляє інформація про завдання (2), зміни збурення (1), параметри об'єкта (4) та значення вихідної величини об'єкта (3). Зображення функціональної схеми адаптивної системи наведено на рис. 4.1.

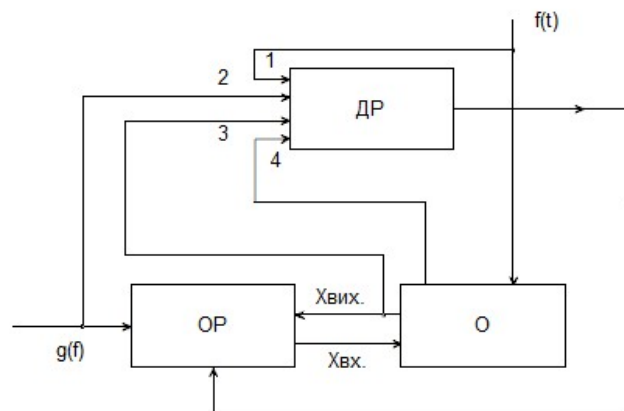


Рис. 4.1. Функціональна схема адаптивної системи.

Роль додаткового регулятора полягає у тому, що він формує коригуючу дію в результаті аналізу отриманої інформації, і ця коригуюча дія потрапляє на вхід основного регулятора (ОР), чим забезпечується адаптація (або ж самонастроювання) системи. У ролі ДР, як правило, виступає ЕОМ, яка забезпечує прийняття найоптимальніших рішень у конкретних умовах [66, 67].

Класифікація адаптивних фізіотерапевтичних апаратів представлена на рис.4.2.

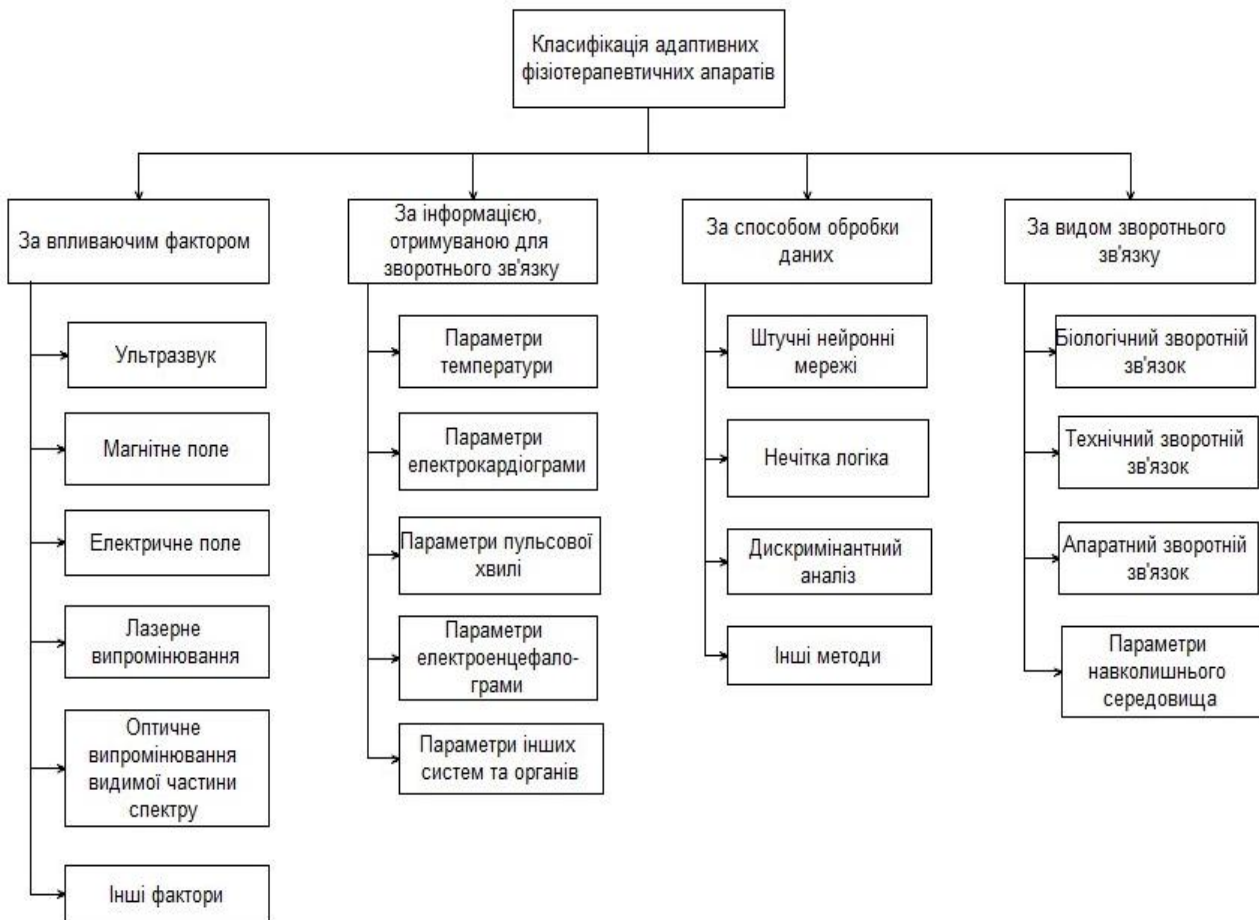


Рис. 4.2. Класифікація адаптивних фізіотерапевтичних апаратів

4.1. Адаптивна ультразвукова терапія з управлінням по системі нечіткої логіки

Ультразвук протягом багатьох років застосовується при лікуванні опорно-рухового апарату та інших систем організму людини. Ультразвукове обладнання складається, загалом, із двох основних частин: генератора та перетворювача. Генератор виробляє електричний сигнал з необхідною частотою, який потім перетворюється на механічну енергію за допомогою

електроакустичного перетворювача, найчастіше - п'єзоелемента. Нижченаведена система розроблена із застосуванням математичного апарату нечіткої логіки, що має на меті підбір оптимальних терапевтичних параметрів для проведення ультразвукової терапії (конкретних числових значень), на основі вхідних нечітких даних. На рис. 4.3. показана структурна схема системи ультразвукової терапії [68].

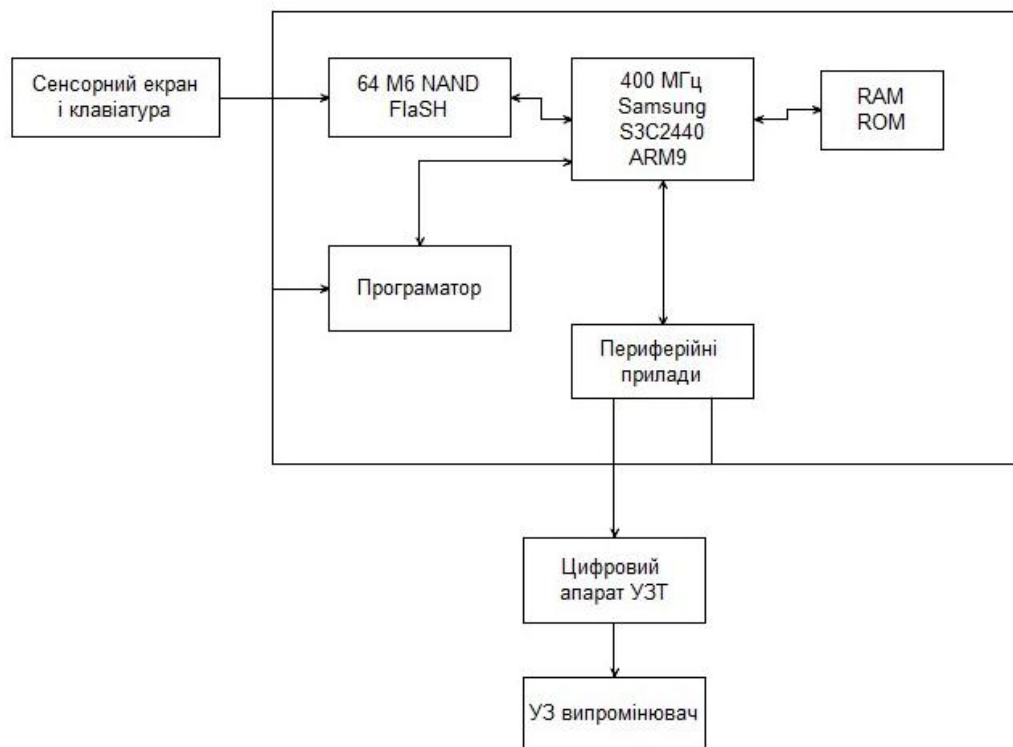


Рис. 4.3. Структурна схема системи ультразвукової терапії.

Для роботи даної системи насамперед потрібно ввести апріорні дані про пацієнта та іншу інформацію про його лікування (вік, глибина залягання цільової тканини, та кількість проведених процедур). Введення цих даних і їх запис відбувається у програмі, яку було розроблено для роботи із даною системою УЗТ. Після введення даних пацієнта, їх починає обробляти система, із застосуванням апарату нечіткої логіки. Нечітка логіка має два різних значення. У вузькому сенсі нечітка логіка є логічною системою, яка є продовженням багатозначної логіки. Проте в більш широкому сенсі нечітка логіка (НЛ або FL від англ. Fuzzy Logic) розуміється в контексті нечітких множин, теорія яких відноситься до класів об'єктів з нечіткими межами. Навіть у більш вузькому визначенні нечітка логіка відрізняється від традиційних багатозначних логічних систем. Можна додати, що основним поняттям, що лежить в основі FL, є мовна змінна, тобто змінна, значення якої - це слова, а не

числа. По суті, більша частина FL може розглядатися як методика для обчислення з слів, а не цифр. Хоча слова за своєю суттю менш точні, ніж цифри, їх використання ближче до людського розуміння й природної людської мови. Інша основна концепція в FL, яка відіграє центральну роль у більшості своїх застосувань, полягає в нечіткому правилі «якщо-тоді» (англ. «if-then») [68].

Апарат нечіткої логіки, на відміну від традиційних технологій управління, здатний працювати з сірими областями, присутніми в сучасних складних процесах. Він має здатність вирішувати задачі при неточних вхідних даних. У деяких застосуваннях нечітка логіка може забезпечити додаткову функціональність та кращу продуктивність, у той час, як традиційні методи управління також забезпечують більш ніж задовільні результати контролю. Як видно на рисунку 4.4, контроллер нечіткої логіки (КНЛ або англ. Fuzzy Logic Controller (FLC)) складається з двох основних частин. Перша з них - блок Фузіфікатор, що виконує операцію фузіфікації, а другий - блок Дефузіфікатор, що виконує операцію дефузіфікації. [68]. Під операцією фузіфікації розується процедура знаходження функції приналежності нечітких множин (термів) на основі звичайних (нечітких) вхідних даних. Під дефузіфікацією розуміють процес процес переходу від функції приналежності вихідної лінгвістичної змінної до її чіткого (числового) значення.



Рис. 4.4. Структура нечіткого логічного підходу для пристрою ультразвукової терапії.

Наскільки ефективно працює розроблена система, можна оцінити за відхиленням її значень від тих, які вважатимуться за зразкові. Результати роботи даної системи порівнювались із результатами експертів, а також спеціально розроблених штучних нейронних мереж. Розроблена система УЗТ показала доволі гарну ефективність [68] і може бути взята за основу при розробці нових апаратів УЗТ.

4.2. Принципи роботи ультразвукової фізіотерапевтичної системи з управлінням по параметрам пульсової хвилі

Лікування деяких захворювань значно виграє від поєднання як ультразвукового температурного впливу, так і ультразвукового введення лікарських засобів (фонофорезу). Вибір відповідної частоти ультразвуку залежить від частини тіла, яка потребує лікування, а також ліків, застосовуваних для лікування. Відповідні частоти зазвичай знаходяться в діапазоні 20 кГц - 3 МГц. На відміну від цього, ультразвукова гіпертермія, в основному використовується із частотою 1 МГц та відносно високою потужністю, спирається на перетворення ультразвукової енергії в тепло. У здорових тканинах 79 – 82 % тепла, що генерується ультразвуком, розсіюється через кровообіг. Через недостатнє кровопостачання, пухлини та запалені тканини поглинають велику кількість енергії, що призводить до пошкодження структури пухлинної тканини, при опроміненні УЗ. Ультразвукова гіпертермія прискорює клітинний обмін здорових тканин, тим самим сприяючи функціональному відновленню нормальних тканин. Характеристики циклу плинності крові були інтегровані в параметри керування вихідними параметрами апарату. А для поліпшення ефекту від лікування та обмеження дозування використовуються періоди потоку крові для узгодження подачі УЗ енергії для гіпертермії та для узгодження за часом параметрів кровотоку для сприяння проникненню лікарського засобу в тканини. Встановлення цієї системи полягає в синхронізації вихідних параметрів УЗ із параметрами частоти пульсу людини. Точне та надійне керування вихідною потужністю та режимами впливу ультразвукової терапії можна досягти за допомогою апарату, структурну схему якого зображено на рис. 4.5 [69].



Рис. .4.5. Структурна схема принципу роботи системи.

Оскільки контроль над інтенсивністю ультразвуку в основному визначається обсягом артеріальної крові, фотоплетизмографія пальців може бути використана для отримання необхідного сигналу. Зібрана статистика імпульсів передається на DDS (англ. Direct Digital Synthesizer). Цифровий обчислювальний синтезатор (ЦОС), відомий ще як схема прямого цифрового синтезу (DDS) - електронний прилад, призначений для синтезу сигналів довільної форми і частоти із єдиної опорної частоти від генератора тактових імпульсів.

Ультразвукова гіпертермія спирається на перетворенні ультразвукової механічної енергії в теплову енергію в біологічних тканинах. Перевищення температури (більше 42°C) спричиняє пошкодження та ураження тканини, тоді як менша кількість абсорбованої енергії, що перейшла в тепло, сприяє відновленню ураженої тканини. Імпульсний ультразвук низької інтенсивності, що використовується в цій технології, передає енергію з інтенсивністю до 3 Вт/см², що недостатньо для того, щоб викликати руйнівний ефект. Ця методика досягла задовільних результатів при реабілітації після хірургічного втручання, травм сухожилів, пошкодження нервів та переломів, а також регенерації або відновлення після радіоактивного некрозу кісток. Проникнення ліків за допомогою ультразвуку, що називають фонофорезом, який використовує дію ультразвукових хвиль, чим підвищує проникність клітинних мембран, допомагаючи препарату проходити через шкіру або слизову оболонку в організм. Якщо припустити, що ліпідний прошарок рогового шару шкіри,

паралельний її поверхні, то коефіцієнт ультразвукової проникності P^{US} невеликої молекули ($M_r < 500$) може бути розрахований наступним чином [69]:

$$P^{US} = \frac{K \cdot D_w \cdot \Phi}{N \cdot I} \quad (4.1)$$

K - коефіцієнт проникності препарату. N - кількість молекул у ліпідній області ($N = 15$). I - товщина кожного шару ліпідної зони (зазвичай $I = 50$ нм). Φ - площа водного каналу для ліпідної області, а D_w - коефіцієнт дифузії лікарського засобу (як правило, $D_w = 5 \cdot 10^{-5}$). У рівнянні Φ , N , I і D_w не пов'язані з властивостями лікарського засобу; отже, ефективність ультразвукового проникнення не залежить від властивостей препарату.

Через різницю в індивідуальному стані організму пацієнта та здатності витримувати інтенсивність ультразвуку на ділянці захворювання коефіцієнт K може бути скоректований. Система визначає пропорційний коефіцієнт K , час інтеграції t_i та диференціальний час t_d пропорційно-інтегрально-похідного регулятора (англ. PID) відповідно до характеристик контрольованого процесу. Крім того, регулятор PID застосовується для автоматичного управління амплітудною та частотною комутацією [69]. Передатна функція регулятора виражається наступним чином:

$$G(S) = \frac{U(S)}{E(S)} = K_p + \frac{K_i}{S} + K_d S = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i S} + T_d S\right), \quad (4.6)$$

де K_p - пропорційний коефіцієнт, K_i - коефіцієнт інтеграції, K_d - диференціальний коефіцієнт, T_i - інтегральна постійна часу, T_d - динамічна постійна часу. Параметри PID-регулювання визначаються шляхом обчислення відхилення тиску e та швидкості зміни відхилення e_c в режимі реального часу, а нечіткий набір встановлюється разом з параметрами керування K_p , K_i та K_d (як показано на рис. 4.6) [69].

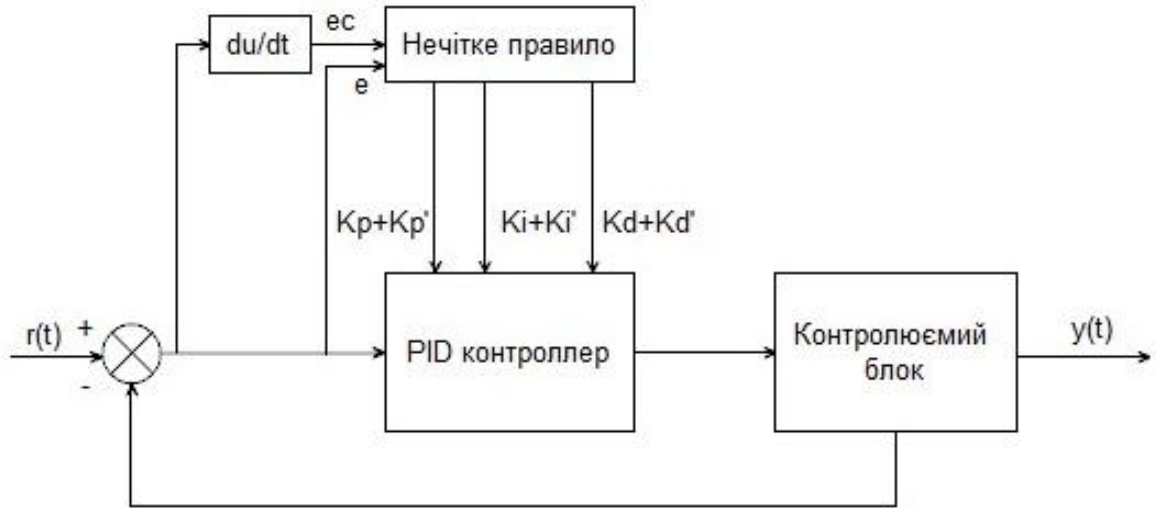


Рис. 4.6. Контроль потужності на основі PID-регулювання

У цьому процесі параметри керування коректуються поєднанням морфологічних характеристик і параметрів пульсової хвилі. Основними апаратними компонентами цієї системи є модуль керування системою, модуль для отримання та обробки імпульсу, модуль DDS, модуль вибору каналу, генератор високочастотного генератора, ультразвуковий датчик і модуль моніторингу частоти, як показано на рис. 4.7 [69].

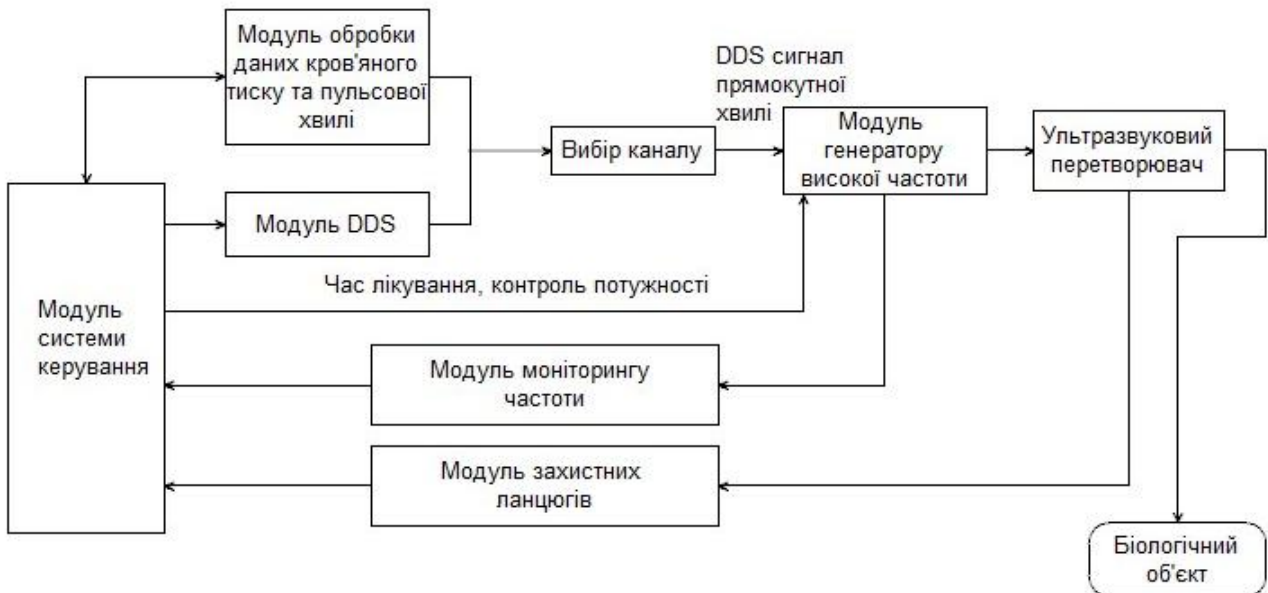


Рис. 4.7. Структурна схема системи.

Вихід енергії ультразвукового датчика контролюється модулем високочастотного генератора, який отримує керуючий сигнал у реальному часі шляхом розрахунку зворотного зв'язку пульсової хвилі, що забезпечується модулем FPGA. Різну комбінацію параметрів терапії можна досягти шляхом зміни часу обробки, вихідної потужності та послідовності імпульсів. Система запускає підсилювач потужності для роботи через схему приводу та генерує відповідну вихідну потужність. Контур зворотного зв'язку, а саме модуль моніторингу частоти, отримує та передає результати значень напруги та результати виявлених змін фази в FPGA для фазово-чутливого детектування, як показано на рис. 4.8 [69].

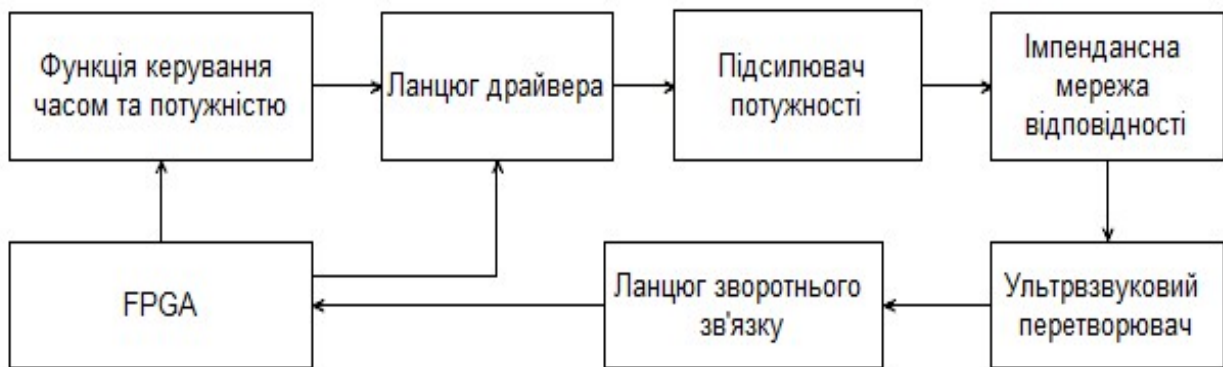


Рис. 4.8. Блок-схема керування частотними зворотними зв'язками

Фазово-чутливе детектування виділяє слабкі сигнали від фонових шумів, забезпечуючи високу гнучкість, чудову лінійність та сильний гальмівний ефект на випадковий шум [69].

Вхідний сигнал V_i може бути виражений як суперпозиція N компонентів:

$$V_i(n) = A \sin(2\pi n/N + \varphi) + V_n(n), \quad (4.7)$$

де $n = 1, 2, \dots, N$; A - амплітуда, та φ - фаза.

Відповідно до принципу узгодженого фільтра (MF) ми знаходимо:

$$\hat{A} = \frac{2}{N} \sqrt{V_r^2 + V_q^2}; \varphi = \arctan\left(\frac{V_q}{V_r}\right). \quad (4.8)$$

У рівнянні (4. 8), V_r - синтропний компонент,

$$V_r = \sum_{n=1}^N V_i(n) \sin\left(\frac{2\pi n}{N}\right); \quad (4.9)$$

і V_q - квадратурний компонент,

$$V_q = \sum_{n=1}^N V_i(n) \cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right). \quad (4.10)$$

Функція цифрового фазово-чутливого детектування базується на множенні та накопиченні, що легко реалізується в модулі FPGA, з метою поліпшення системної інтеграції та зменшення енергоспоживання.

Загалом акустична інтенсивність в діапазоні 0,1 - 2,5 Вт/см² відповідає потребам більшості процедур, а неперервна інтенсивність вище 3,0 Вт/см² може призвести до пошкодження біологічної тканини. Низька акустична інтенсивність застосовується для лікування чутливих біологічних органів та систем, в той час як високий миттєвий імпульс іноді застосовується для доставки допоміжного лікарського препарату. Тому вибір функціональних характеристик ультразвукових перетворювачів в системі має вирішальне значення. Ультразвуковий датчик, що використовується в цій системі, має діаметр 2 см для гіпертермії (позначений як "Тип А") та діаметром 1 см для фонофорезу (позначений як "Тип В"). Для отримання параметрів перетворювача аналізатор точності імпедансу Agilent 4294A (з діапазоном частот 40 Гц - 110 МГц) вимірює резонансний імпеданс і ємність, а волоконно-оптична гідрофонна система HFO-660 від ONDA вимірює ультразвукову дозу у воді. Результати вимірювань наведені в таблиці 4.1 [69].

Таблиця 4.1. Параметри системи.

Центральна частота (Гц)	Статична ємність (пФ)	Імпеданс (Ω)	Максимальна акустична потужність (Вт/см ²)
20 кГц (Тип В)	1623	21,6	8,4 (шпаруватість 50%)
50 кГц (Тип В)	1656	23,5	8,7 (шпаруватість 50%)
1 МГц (Тип В)	1495	28,3	7,8 (шпаруватість 50%)
3 МГц (Тип В)	4538	31,7	7,4 (шпаруватість 50%)
1 МГц (Тип А)	1495	21,2	2,5 (безперервний режим)

Нормальний діапазон частоти пульсу становить 60 - 100 ударів за хвилину. Амплітуду і ритм, можна розглядати як контрольну основу для коригування потужності та частоти. У цій системі сигнал пульсової хвилі є основою для регулювання вихідних параметрів ультразвуку. Виміряна артеріальна імпульсна хвиля утворюється за рахунок поширення крові в системі артеріального кровообігу. Закономірність варіації обсягу крові може бути отримана шляхом ідентифікації та аналізу цих особливостей, що дає можливість варіації амплітудно-частотного вибору та контролю поділу часу на основі фізіологічної інформації. У процесі отримання сигналу пульсу існує неминучий базовий дрейф через небажаний рух тіла та дихання, на додачу до високочастотного

шуму та псевдопіків через електромагнітні перешкоди. Регулюючи часовий інтервал і інтенсивність багаточастотного ультразвуку, дозу озвучування УЗ було зменшено на 22% від значень безперервного озвучування на частоті 1 МГц, при акустичній інтенсивності 2,0 Вт/см². Результати дослідження показують, що система здатна керуватися пульсовою хвилею в режимі реального часу та керувати потужністю з імпульсно-модульованим ультразвуковим сигналом. Окрім методів, описаних вище, вихідний сигнал системи може бути налаштований таким чином, щоб забезпечити короткий імпульс потужного ультразвуку, відповідно місцю дії та індивідуальним характеристикам пацієнта. Цей механізм актуалізує контроль доз та оптимізацію системи. Система забезпечує синхронізацію ультразвукової вихідної дози з фізіологічними ритмами, а також точним та надійним контролем за схемою та циклами лікування, що дає змогу ефективніше застосовувати ультразвук [69].

4.3. Апарати УЗТ із контролем акустичного контакту та температури

Автоматизація є провідним напрямом розвитку апаратів та систем ультразвукової терапії. Так в основі дії кожного апарату УЗТ лежить його позитивний лікувальний ефект. Але пропадаючий акустичний контакт (АК) з біологічною тканиною не дає можливості цього досягти.

У фізіотерапевтичній практиці для ультразвукової терапії використовуються, в основному, вітчизняні уніфіковані УТА типу «УЗТ-1», «УЗТ-2», «Гамма», «ЛОР-1», «МІТ-11» та ін., які під час процедури не можуть забезпечити точно дозовану, нормовану дію ультразвуку на біологічну тканину, тим більше автоматизацію самого процесу фізіотерапії [74].

Тому для досягнення автоматизованого контролю за станом акустичного контакту та ефективної дії сигналу УТА доцільно звернути увагу на забезпечення гарантованого, контрольованого акустичного контакту між випромінювачем ультразвуку і біологічною тканиною та значно розширити динамічний і частотний діапазони, що робить можливим суттєве підвищення ефекту ультразвукової терапії шляхом нормованої дії на органи і тканини дозованим по амплітуді та тривалості ультразвуковим коливанням.

На рис. 4.9. приведена структурно-функціональна схема та принцип побудови автоматизованого УТА з гарантованим та контрольованим акустичним контактом з біологічною тканиною [25].

Автоматизація роботи УТА відбувається за рахунок ланцюга контролю

акустичного контакту. Принцип побудови заснований на контролі зміни сили струму в ланцюгу дільника п'єзовипромінювача V_{yx} та блока $B_{зр}$ зразкових резисторів 18. При підвищенні сили струму в цьому ланцюгу збільшується падіння напруги на зразковому резисторі (18). Це значення сигналу U_o поступає на інвертований вхід диференційного підсилювача, що змінює значення вихідного сигналу з диференційного підсилювача ДП 5 і вихідного підсилювача ВП 6. Ця зміна сигналу через індикатор вихідної напруги ІВН 7 поступає в блок світлової і звукової сигналізації БСЗС 19, що в свою чергу спричиняє звуковий сигнал і світловий спалах, сигналізуючи про погіршення акустичного контакту з біологічною тканиною.

Напруга U_k одночасно подається на диференційний підсилювач 5 і аналоговий пристрій вибірки-зберігання. Одночасно з цим, генератор лінійно зростаючої напруги починає виробляти сигнали лінійно зростаючої напруги, що надходить на вхід компаратора. При рівності порівнюваних напруг з виходу диференційного підсилювача ДП 5 надходить сигнал, що перемикає пристрій вибірки-зберігання в режим зберігання. Таким чином, на виході випромінювача V_{yx} утворюється опорна напруга, рівна U_k .

Режим контролю акустичного контакту здійснюється автоматично і забезпечується висока точність встановлення дози ультразвукового впливу на біологічну тканину. При зменшенні навантаження п'єзовипромінювача, тобто зменшення площі дотику чи щільності контакту, струм в ланцюзі і відповідно напруга U_k на резисторі R зростають.

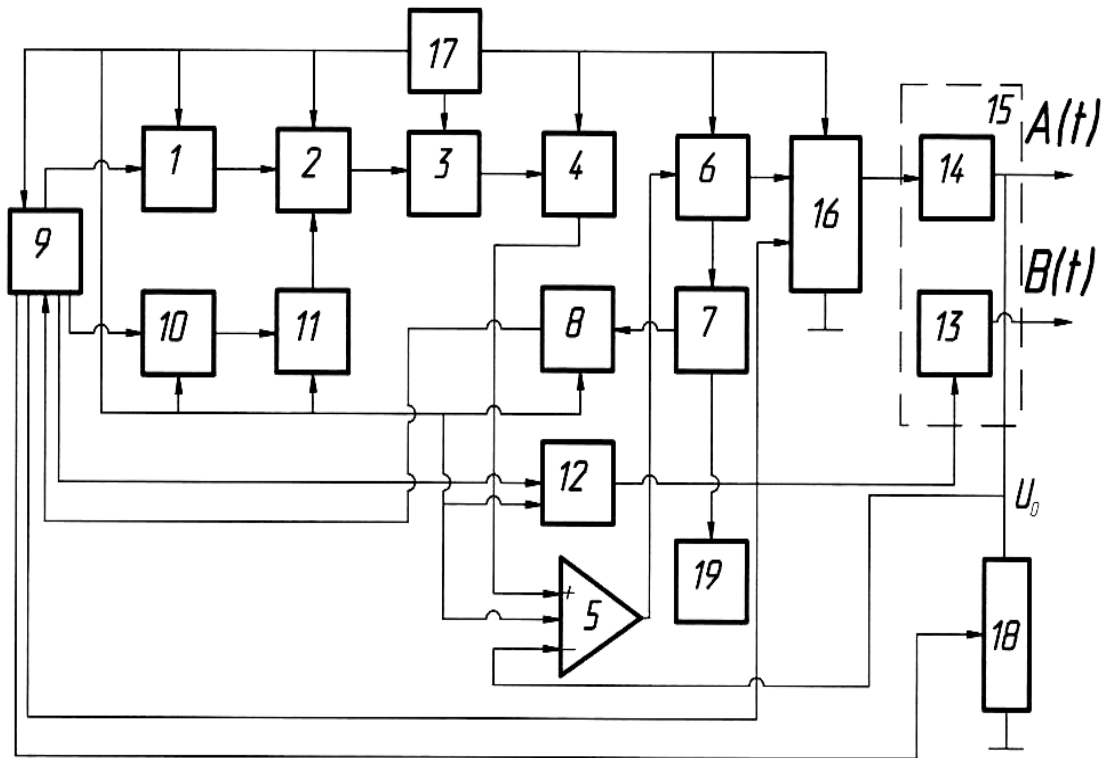


Рис. 4.9. Структурно-функціональна схема автоматизованого багатофункціонального апарату для ультразвукової терапії [25], де 1 – генератор, 2 – модулятор, 3 – буферний каскад, 4 – попередній підсилювач, 5 – диференціальний підсилювач, 6 – вихідний підсилювач, 7 – індикатор вихідної потужності, 8 – блок від’ємного зворотного зв’язку, 9 – програмований блок керування, 10 – інфразвуковий генератор, 11 – буферно-підсилюючий каскад, 12 – генератор струму, 13 – кероване джерело магнітної індукції, 14 – випромінювач ультразвукових хвиль, 15 – комбінований циліндричний випромінювач, 16 – керований резисторний дільник, 17 – блок живлення, 18 – блок зразкових резисторів.

При збільшенні падіння напруги на резисторі R більш ніж на 10% сигнали про ступінь «неконтакту» надходять у пристрій ПБК 9 управління та сигналізації звукового та світлового сигналу (БСЗС) 19, при цьому, для підтримки заданої дози впливу пристрій управління збільшує час впливу пропорційно величині зміни «неконтакту». При порушенні контакту більш ніж на 30% пристрій управління зберігає в пам'яті отриману пацієнтом дозу впливу і відключає апарат АУТА. Контроль акустичного контакту здійснюється в діапазоні зміни вихідної потужності більш ніж на 10 дБ, що суттєво перебиває діапазон регулювання використовуваних у фізіотерапії інтенсивностей акустичного сигналу.

Для нормованої та контрольованої дії ультразвуку різної інтенсивності і

частоти, автоматизації контролю за динамічними та частотними параметрами запропонований удосконалений саморегулюючий принцип побудови автоматизованих ультразвукових терапевтичних апаратів з досягненням гарантованого контролю акустичного контакту з біологічною тканиною, що використовують температурний метод контролю за біологічними тканинами [31].

В основу розробки такого апарату поставлена задача забезпечення можливості автоматичного контролю ефективності впливу заданими параметрами ультразвуку при гарантованому акустичному контакті з біологічним середовищем у всьому частотному і динамічному діапазонах від 0,1 до 2,5 Вт/см² з частотою від 1 Гц до 10 МГц, та корегувати параметри ультразвукового сигналу для отримання нормованої та запланованої дози дії ультразвуку на біологічну тканину [81].

Поставлена задача вирішується тим, що в апарат для ультразвукової терапії, який містить блок живлення з послідовно з'єднаними генератором, модулятором, буферним каскадом, попереднім підсилювачем, вихідним підсилювачем, вихід якого з'єднаний зі входом індикатора вихідної потужності і випромінювачем ультразвукових хвиль, інфразвуковим генератором, буферно-підсилюючим каскадом, під'єднаного до виходу інфразвукового генератора та з'єднаного з другим входом модулятора, програмованим блоком керування; генератор струму, кероване джерело магнітної індукції та блок від'ємного зворотного зв'язку, причому програмований блок керування під'єднаний до блоку живлення та з'єднаний з генератором, інфразвуковим генератором, який виконаний в вигляді широкосмугового імпульсного генератора, і генератором струму, вихід якого з'єднаний із входом керованого джерела магнітної індукції, а індикатор вихідної потужності через блок від'ємного зворотного зв'язку зв'язаний із входом програмованого блока керування, причому конструктивно випромінювач ультразвукових хвиль і кероване джерело магнітної індукції виготовлені в вигляді єдиного циліндричного випромінювача, в центрі якого знаходиться випромінювач ультразвукових хвиль, охопений пустотілим соленоїдом, широкосмуговий диференціальний підсилювач, керований дільник, блоки світлової і звукової сигналізації та зразкових резисторів, причому вихід попереднього підсилювача під'єднаний до неінвертованого входу диференціального підсилювача, інвертований вхід якого з'єднаний з сигнальним входом блока зразкових резисторів, а вихід - з вихідним підсилювачем, підключеного в свою чергу до сигнального входу блока керованого дільника, вихід якого під'єднаний до випромінювача ультразвукових хвиль, який зв'язаний з сигнальним входом блока зразкових

резисторів, другий вивід підключений до загальної шини, вихід індикатора вихідної потужності під'єднаний до блока світлової і звукової сигналізації, а програмований блок керування з'єднаний з керуючим входом блока зразкових резисторів та керованого дільника, другий вихід якого під'єднаний до загальної шини, додатково введені датчик вимірювання температури біологічних структур та блок індикації і контролю температури, що з'єднаний з програмованим блоком керування, блоком світлової і звукової сигналізації і вимірювачем температури.

Але крім контролю за акустичним контактом, необхідний контроль за безпекою та ефективністю фізіотерапевтичного впливу. Таким контролем може бути локальний контроль за температурою біологічної тканини в зоні дії фізичних факторів з забезпеченням звукової та світлової сигналізації. На рис. 4.10. представлена функціональна схема такого автоматизованого багатофункціонального апарату ультразвукової терапії [31].

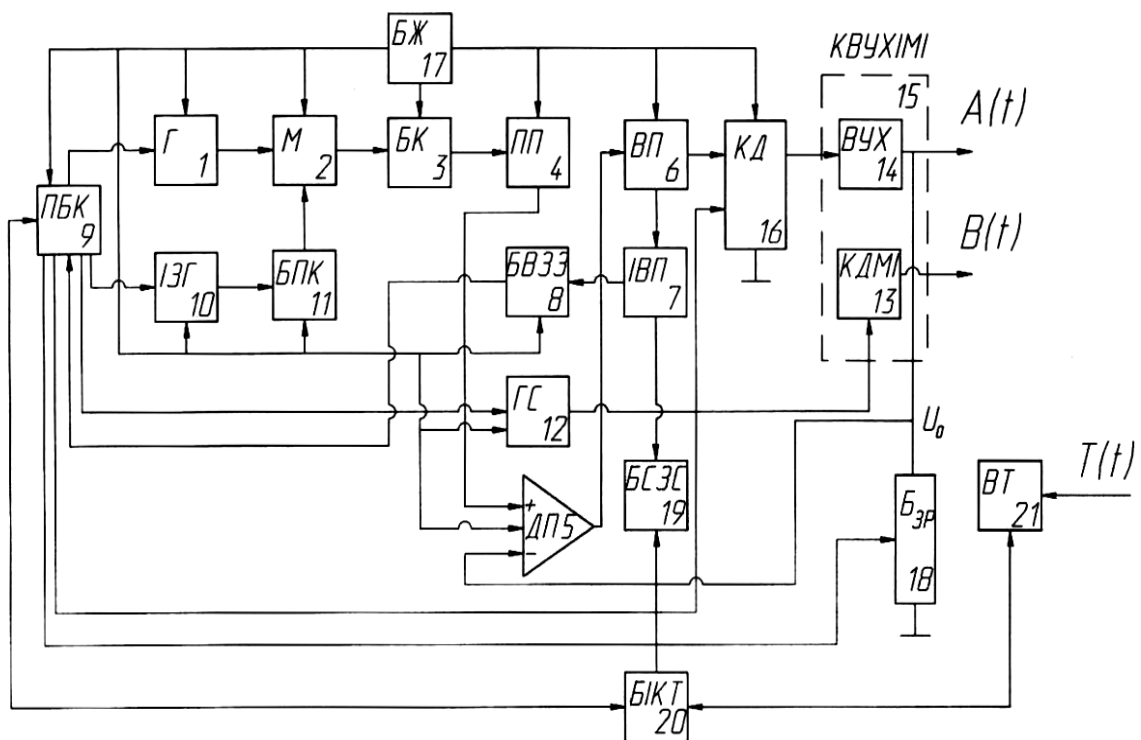


Рис. 4.10. Схема багатофункціонального апарату для ультразвукової та магнітотерапії

Багатофункціональний апарат для ультразвукової і магнітотерапії (рис.4.10) містить блок живлення БЖ 17 з послідовно з'єднаними генератором Г 1, модулятором М 2, буферним каскадом БК 3, попереднім підсилювачем ПП 4, вихід якого з'єднаний до неінвертуючого входу диференціального

підсилювача ДП 5, вихідним підсилювачем ВП 6, перший вихід якого з'єднаний зі входом індикатора вихідної потужності ІВП 7, а другий – з керованим резистивним дільником КД 16, вихід якого з'єднаний із входом випромінювача ультразвукових хвиль ВУХ 14, який зв'язаний з сигнальним входом блока зразкових резисторів Бзр 18, що з'єднаний з інвертованим входом диференційного підсилювача ДП 5 та виходом програмованого блоку керування ПБК 9, а другий вивід підключений до загальної шини, буферно-підсилюючим каскадом БПК 11 та інфразвуковим генератором ІЗГ 10, вихід якого підключений до буферно-підсилюючого каскаду БПК 11, що з'єднаний з другим входом модулятора М 2, а також програмованим блоком керування ПБК 9, виходи якого підключені до генератора Г 1, інфразвукового генератора ІЗГ 10, керованого резисторного дільника КД 16, блока індикації та контролю температури БІКТ 20, з'єданого з вимірювачем температури ВТ 21 біологічних тканин і блоком світлової та звукової сигналізації БСЗС 19, та генератора струму ГС 12, який з'єднаний з керованим джерелом магнітної індукції КДМІ 13, а індикатор вихідної потужності ІВП 7 зв'язаний із входом блока світлової та звукової сигналізації БСЗС 19, а через блок від'ємного зворотного зв'язку БВЗЗ 8 - із входом програмованого блоку керування ПБК 9, причому конструктивно випромінювач ультразвукових хвиль ВУХ 14, кероване джерело магнітної індукції КДМІ 13 і датчик вимірювання температури ВТ 21 виготовлені в вигляді єдиного циліндричного випромінювача КВУХІМІ 15, що представляє собою котушку в середині якої знаходиться випромінювач ультразвукової хвилі (ВУХ), а катушка являється індуктором магнітної індукції (ІМІ), в центрі якого знаходиться випромінювач ультразвукових хвиль ВУХ 14, охопений пустотілим соленоїдом.

Апарат працює наступним чином. Робота ланцюга контролю акустичного контакту основана на контролі зміни сили струму в ланцюгу дільника п'єзовипромінювача та блока зразкових резисторів 18. При підвищенні сили струму в цьому ланцюгу збільшується і падіння напруги на зразковому резисторі (R30). Це значення сигналу поступає на інвертований вхід диференційного підсилювача, що змінює значення вихідного сигналу з диференційного підсилювача і вихідного підсилювача. Ця зміна сигналу через індикатор вихідної напруги поступає в блок світлової і звукової сигналізації, що в свою чергу викликає звуковий сигнал і світловий спалах, сигналізуючи про погіршення акустичного контакту з біологічною тканиною.

Контроль зміни сили струму в ланцюзі дільник п'єзовипромінювача Z - резистора R по зміні напруги U_k (резистор R може бути замінений

трансформатором струму).

Напруга U_k одночасно подається на диференційний підсилювач ДП 5 і аналоговий пристрій вибірки-зберігання. Одночасно з цим, генератор лінійно зростаючої напруги починає виробляти сигнали лінійно зростаючої напруги, що надходить на другий вхід компаратору. Таким чином, на вході пристрою утворюється опорна напруга, рівна U_k , режим контролю акустичного контакту здійснюється автоматично і забезпечується висока точність встановлення дози ультразвукового впливу. При зменшенні навантаження п'єзовипромінювача, тобто зменшення площі дотику чи щільності контакту, струм в ланцюзі і відповідно напруга U_k на резистори R зростають. При збільшенні падіння напруги на резистори R більш ніж на 10% сигнали про ступінь неконтакту надходять у пристрій управління та блок світлової та звукової сигналізації, при цьому, для підтримки заданої дози впливу пристрій управління збільшує час впливу пропорційно величині зміни неконтакту. При порушенні контакту більш ніж на 30% пристрій управління зберігає в пам'яті отриману пацієнтом дозу впливу і відключає прилад. Контроль акустичного контакту здійснюється в діапазоні зміни вихідної потужності більш ніж на 10 дБ, що суттєво перекриває діапазон регулювання використовуваних у терапії інтенсивностей.

Для контролю та корегування параметрів ультразвуку під час процедури і отримання максимально можливої запланованої дози розроблений ланцюг зворотного зв'язку, реалізований блоком вимірювача температур ВТ 21 та блоком індикації та контролю температур БІКТ 20, що в свою чергу під'єднанні до програмованого блоку керування ПБК 9 та блоку світлової та звукової сигналізації БСЗС 19.

Значення температури, що поступає на блок вимірювача температур ВТ 21, проходить дворівневий контроль. На першому рівні сигнал порівнюється з максимально допустимим, що попереджає від занадто частого використання пристрою на одній і тій же ділянці біологічної тканини. На другому етапі контролю сигнал порівнюється з ефективним значення $T_{\text{ефект}}$. Ефективне значення температури встановлюється автоматично, відповідно до налаштованих параметрів ультразвуку для даної процедури. Для розрахунку $T_{\text{ефект}}$ використовується температура $T = F(f, \langle I \rangle)$, як функція частоти та інтенсивності ультразвуку:

$$T = \frac{h \cdot f \cdot \langle I \rangle}{R \cdot V_{\phi} \cdot \ln \frac{C_2}{C_1}}, \quad (4.11)$$

де h - довжина хвилі, f - частота коливання, $\langle I \rangle$ - інтенсивність, V_{ϕ} -

фазова швидкість хвилі, R - газова стала, (C_2/C_1) - відношення концентрації по різні сторони мембрани.

Залежність відношення концентрацій, як реакції на вплив УЗ сигналу (зміна проникності мембрани клітини), від температури описується функцією Арреніуса:

$$-\ln \frac{C(t)}{C_1} = \Omega(t) = \int_0^t \left\{ A \cdot \exp\left(\frac{-E_a}{R \cdot T(\tau)}\right) \right\} d\tau \quad (4.12)$$

де C_1 – початкова концентрація іонів в клітині, $C(t)$ – концентрація іонів в момент часу t , A – константа швидкості хімічної реакції денатурації білка, E_a – енергія активації (значення E_a для хімічної реакцій знаходиться в діапазоні 40-400 кДж/моль), R – універсальна газова стала, $T(\tau)$ – абсолютна температура в кожний момент часу.

На основі отриманих рівнянь (1.50) і (4.11) залежність температури та товщини мембрани визначається функцією:

$$\mu = F(T(\tau), l(\tau)) \quad (4.13)$$

За допомогою вимірів з датчика, зафіксовану абсолютну температуру в кожний момент часу чисельно порівнюють з фіксованою температурою $T_{\text{ефект}}$, що відповідна для кожного проміжку часу нагрівання (відносно концентрації пошкоджених клітин). Отримане значення відображає чисельну різницю між граничною температурою початку денатурації та абсолютною температурою: $\Delta T(\tau) = T_{\text{ефект}} - T(\tau)$. Міра термічного ушкодження при цьому може бути визначена як [24]:

$$\frac{C_1 - C(t)}{C_1} = 1 - \exp(-\Omega) \quad (4.14)$$

Функціональний показник μ характеризує математичну залежність температури та товщини мембрани в кожний момент часу, тому знаючи $\Delta T(\tau)$ можливо чисельно вирахувати $\Delta l(\tau)$, що відображає математичне значення різниці товщини мембрани в кожний момент часу та мінімально можливої товщини мембрани $\Delta l(\tau) = l(\tau) - l_{\text{min}}$.

Оскільки, значення ефективного часу випромінювання це функція, що залежить від товщини l мембрани: $t = F(l)$, та знаючи що $\Delta l(\tau)$, можливо відслідковувати значення часу випромінювання ультразвуку (при незмінній частоті та інтенсивності УЗ хвилі), потрібне для досягнення максимально допустимого ефекту, приймаючи за реакцію клітини зміну проникності мембрани.

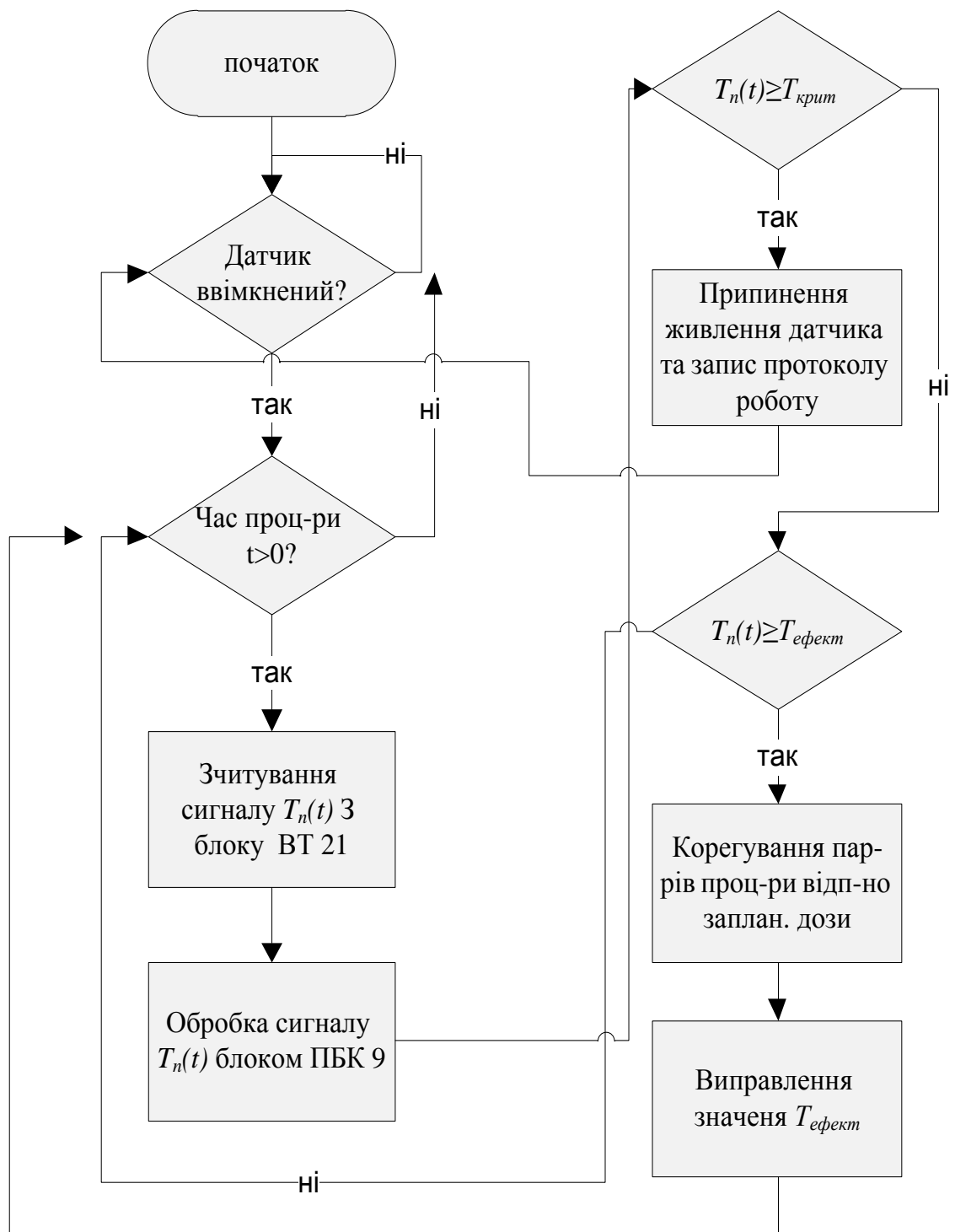


Рис. 4.11. Алгоритм контролю ефективності впливу параметрами ультразвуку на БТ

Алгоритм контролю ефективності впливу ультразвуку на біологічні тканини (рис. 4.11) при ввімкненому датчику зводиться до наступних етапів: перевірка умови живлення датчика та наявності встановленого часу процедури,

вимірювання температури біологічних структур до та під час процедури озвучування в кожний момент часу, передача сигналу $T(t)$ на програмний блок керування ПБК 9, перевірка значення температури із критичними максимальними показниками, якщо значення перевищено, тоді блок індикації і контролю температури БКТ 20 передає сигнал до блоку світової та звукової сигналізації БЗС 19 та припиняє роботу випромінювача КВУХІМІ 15, записуючи протокол роботи (пристрій управління зберігає в пам'яті отриману пацієнтом дозу впливу), якщо значення температури досягло ефективного значення $T_{\text{ефект}}$, що відповідає кожній множині параметрів, або перевищило його, тоді програмований блок керування ПБК 9 корегує параметри ультразвуку відповідно до запланованої дози процедури, відповідно до нових параметрів процедури встановлюється нове значення $T_{\text{ефект}}$. Контроль продовжується до моменту, коли час процедури вичерпано.

Таким чином, досягається достовірний постійний контроль за ефективністю впливу заданих параметрів ультразвуку на біологічну тканину під час проведення фізіотерапевтичної процедури.

4.4. Принципи побудови вискоефективних апаратів ультразвукової терапії з адаптивним контролем

З метою поєднання та організації адаптивного контролю в вигляді біологічного зворотного зв'язку використовується автоматизований багатофункціональний апарат для фономагнітотерапії (ФМТ) [77,84].

На сучасному етапі розвитку медичної техніки актуального значення набуває розробка апаратів ФМТ зі зворотнім зв'язком, які коректують параметри лікувального впливу відповідно до фізіологічних параметрів пацієнта [72-76]. Для забезпечення більш ефективного контролю впливу УЗ та МП на БТ та можливості корегування параметрів впливу ультразвукового та магнітного сигналу на БТ відповідно до температури, пульсу та сатурації БТ розроблений апарат магнітофонотерапії [77], який на відміну від аналога [31] додатково містить пульсоксиметр ПС 22 (рис. 4.12). Магнітофонотерапія - комбінований вплив МП та УЗ на БТ. Для її здійснення конструктивно поєднується ультразвуковий випромінювач з кільцевидним магнітом, який є джерелом постійного МП (30-50 мТл) чи мідною котушкою, яка при пропусканні струму (постійного чи змінного) є джерелом постійного чи змінного магнітного поля. Як показують експериментальні дослідження [79, 80, 84], такий комбінований вплив суттєво підвищує судинну та шкіряну

проникність, володіє протизапальною та протинабряковою дією, стимулює мікроциркуляцію та загоєння ран. Клінічна апробація магнітофототерапії [79,] свідчить про ефективність лікування травм та захворювань суглобів, остеохондрозу хребта з неврологічними проявами.

На рис. 4.12 представлена функціональна схема апарату фономагнітотерапії [77].

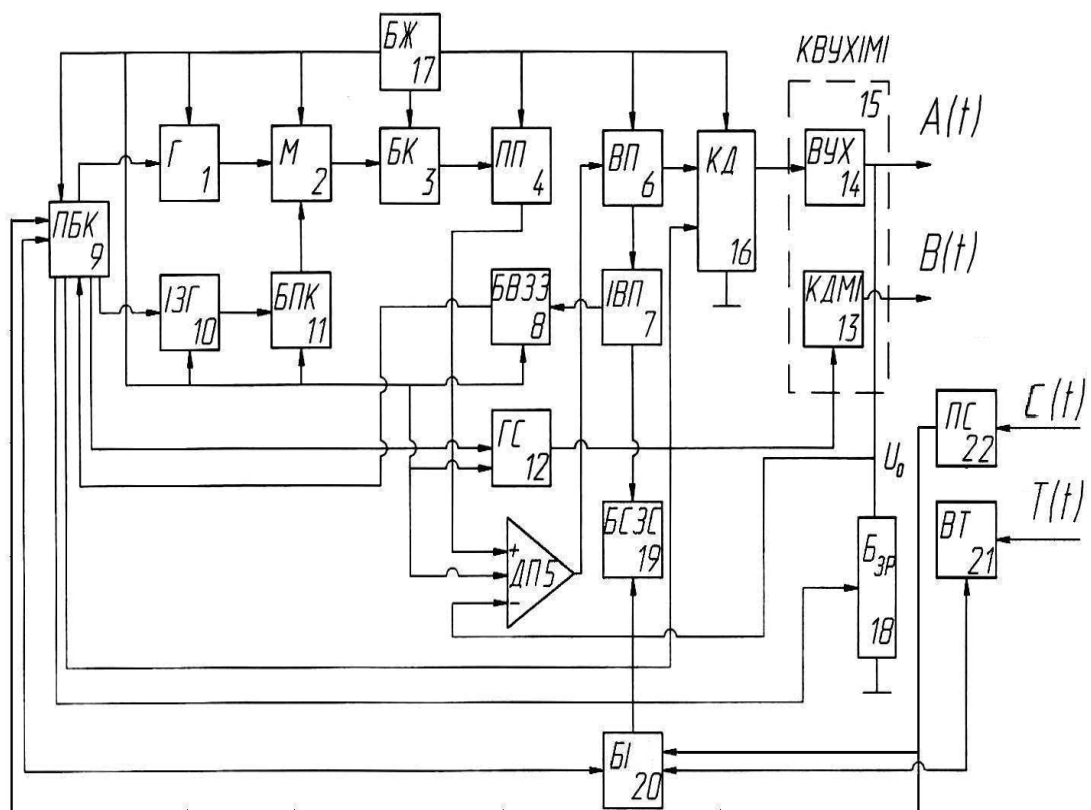


Рис. 4.12. Функціональна схема автоматизованого багатофункціонального апарату фономагнітотерапії

Апарат живиться від блока живлення БЖ 17. Генератор Г1 генерує змінний просторовий сигнал, який поступає на перший вхід модулятора М2. Одночасно на другий вхід модулятора М2 поступає сигнал з програмованого блоку керування ПБК 9 через інфразвуковий генератор ІЗГ 10 та буферно-підсилюючий каскад БПК 11, який підсилює інфразвукове випромінювання, частота та амплітуда якого близькі до біопотенціалів органів і тканин людини. В модуляторі М2 відбувається амплітудна модуляція височастотного сигналу низькочастотним з глибиною модуляції 80 - 95%. Промодульований сигнал надходить через буферний каскад БК 3 на підсилювачі - попередній ПП 4 та вихідний ВП 6, керований резистивний дільник КД 16 і формується випромінювачем ультразвукових хвиль ВУХ 14 у вигляді акустичних коливань.

Паралельно цьому з програмованого блока керування ПБК 9 до генератора струму ГС 12 надходить сигнал до керованого джерела магнітної індукції КДМІ 13.

Робота ланцюга контролю акустичного контакту заснована на контролі зміни сили струму в ланцюзі дільника п'єзовипромінювача та блока зразкових резисторів Б_{зр} 18. При підвищенні сили струму в цьому ланцюзі збільшується падіння напруги U_o на зразковому резисторі Б_{зр} 18. Це значення сигналу поступає на інвертований вхід диференційного підсилювача ДП 5, що змінює значення вихідного сигналу з диференційного підсилювача ДП 5 і вихідного підсилювача ВП 6. Змінений сигнал через індикатор вихідної потужності ІВП 7 поступає в блок світлової і звукової сигналізації БСЗС 19, що в свою чергу викликає звуковий сигнал і світловий спалах, сигналізуючи про погіршення акустичного контакту з БТ.

Для контролю та коректування параметрів УЗ та МП під час процедури з метою отримання максимально можливої запланованої дози випромінювання апарат містить блок від'ємного зворотного зв'язку БВЗЗ 8 та ланцюг зворотного зв'язку, реалізований блоком вимірювання температури ВТ 21, блоком індикації Бі 20, з'єднаними з програмованим блоком керування ПБК 9, блоком світлової і звукової сигналізації БСЗС 19 та пульсоксиметром ПС 22, що в свою чергу з'єднаний з програмованим блоком керування ПБК 9 та блоком індикації Бі 20. Вимірювання температури, пульсу та сатурації в апараті магнітофототерапії здійснюється сенсором глибинного вимірювання температури (радіометром) ВТ 21 та пульсоксиметром ПС 22. Значення температури, пульсу та сатурації БТ відображається на блоці індикації Бі 20. Конструктивно випромінювач ультразвукових хвиль ВУХ 14, кероване джерело магнітної індукції КДМІ 13, сенсор глибинного вимірювання температури (радіометр) ВТ 21, виготовлені в вигляді єдиного керованого циліндричного випромінювача ультразвукових хвиль і магнітної індукції КВУХІМІ 15, в центрі якого знаходиться випромінювач ультразвукових хвиль ВУХ 14, охопений пустотілим соленоїдом.

Розглянемо алгоритм контролю ефективності впливу УЗ та МП на БТ (рис.4.13) [77, 82, 84], який пояснює процес коректування параметрів магнітного та ультразвукового сигналу в запропонованому апараті магнітофототерапії.

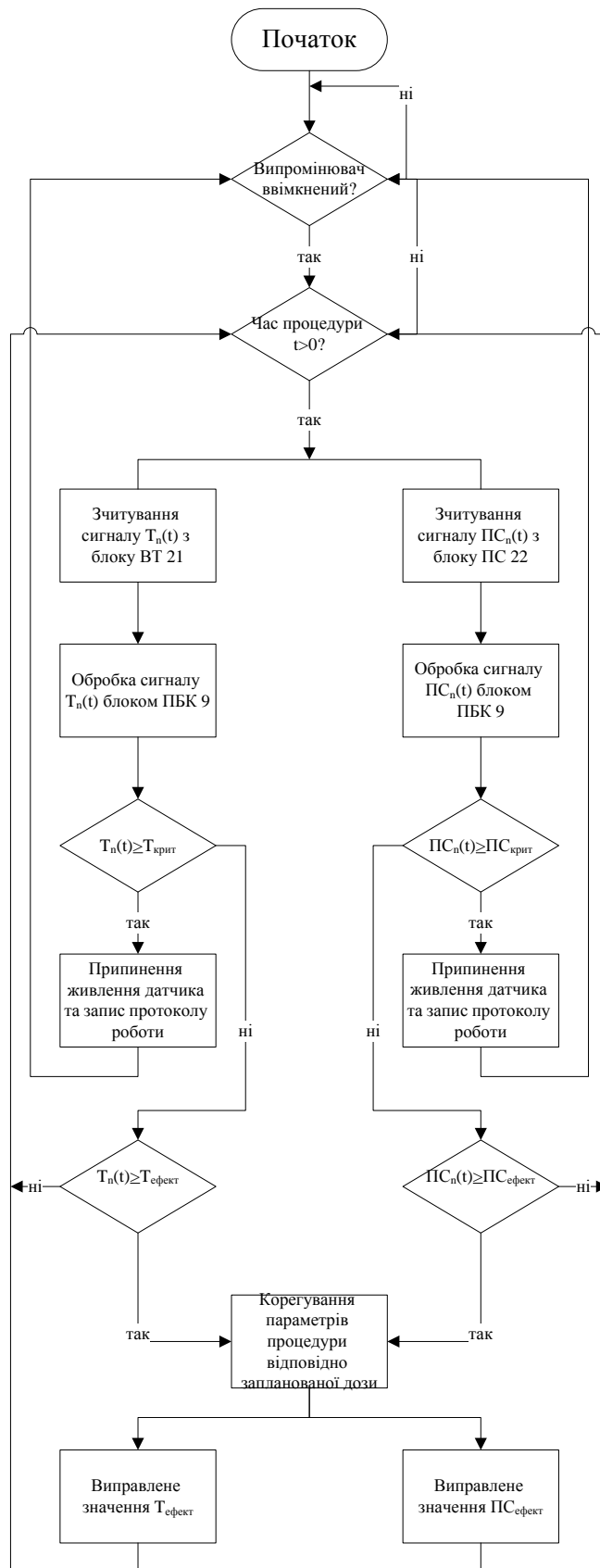


Рис. 4.13. Блок-схема алгоритму контролю ефективності впливу ультразвуку та магнітного поля на біологічну тканину з використанням зворотного зв'язку.

Перший етап - перевірка умови живлення випромінювача та наявності встановленого часу процедури. На другому етапі відбувається вимірювання температури, пульсу та сатурації БТ до, під час та після закінчення процедури терапії. Третім етапом є передача сигналів $T(t)$ та $ПС(t)$ на програмований блок керування ПБК 9, де відбувається перевірка значення температури, пульсу та сатурації із критично допустимими показниками. Якщо значення перевищено, то блок індикації БІ 20 передає сигнал до блоку світової та звукової сигналізації БСЗС 19 та припиняє роботу випромінювача КВУХІМІ 15, записуючи протокол роботи (пристрій управління зберігає в пам'яті отриману пацієнтом дозу випромінювання). При умові, що значення температури, пульсу та сатурації досягло ефективного значення $T_{\text{ефект}}$, $ПС_{\text{ефект}}$, програмований блок керування ПБК 9 коректує параметри УЗ та МП відповідно до запланованої дози випромінювання при проведенні процедури. За новими параметрами процедури встановлюються нові значення $T_{\text{ефект}}$ та $ПС_{\text{ефект}}$. Контроль продовжується до моменту, коли час процедури вичерпано.

За допомогою вимірювання температури, пульсу та сатурації досягається достовірний постійний контроль за ефективністю впливу заданих параметрів УЗ та МП на БТ під час проведення фізіотерапевтичної процедури. Коректування параметрів магнітного та ультразвукового сигналу за допомогою зворотного зв'язку в запропонованому апараті магнітофонотерапії відповідно до температури, пульсу та сатурації БТ дозволить створити лікувальний процес, оптимізований відповідно реакції організму на магнітофонотерапевтичний вплив та досягнути при цьому покращення стану пацієнта.

Для підвищення лікувального ефекту та забезпечення автоматизації керування терапевтичною процедурою використовується слідуюча структура ультразвукового автоматизованого терапевтичного апарату [70]. Особливістю його є розширення функціональних можливостей, шляхом забезпечення ефективності фізіотерапевтичної процедури за рахунок нормованої дії ультразвукових коливань з контролем терапевтичного впливу та автоматизованим керуванням процедурою з підвищенням лікувального ефекту. Цей результат досягається за рахунок того, що апарат містить блок перемикачів, перший та другий п'єзоелектричні випромінювачі, вимірювачі коливань та температури, блок перемикачів включений між підсилювачем потужності та широкосмуговим, першим і другим ультразвуковими випромінювачами і під'єднаний до блоку керування, контролю та індикації, який з'єднаний з варіатором частоти та фази і блоками фіксованих частот,

сигналів для електростимуляції, низькочастотних коливань та вимірювачами коливань і температури. З метою забезпечення додаткової можливості ефективного впливу низькочастотних та високочастотних коливань випромінювання ультразвуку, використовуються ще два п'єзоелектричні випромінювачі ультразвуку 13 і 14 різної форми та інтенсивності, і мають можливість створювати комбінації, як одночасної дії на біологічну тканину низькочастотного і високочастотного діапазону, так і окремої дії коливань одного виду, але різних частот та інтенсивностей. Це досягається за рахунок використання керованого блоку перемикачів 12 при умові подачі необхідного керованого сигналу з блоку 4 керування, контролю і індикації. При цьому блок перемикачів має можливість як одночасного підключення всіх випромінювачів 8, 13 і 14, так і окремого з'єднання одного чи двох з генератором 17. В якості блоку 4 керування, контролю і індикації використовується мікроконтролер, який керує роботою блоків фіксованих частот 1, варіатора частоти і фази 2, сигналів для електростимуляції 3, комутації і індикації 5, підсилювача потужності 6, низькочастотних коливань 11 та вимірювачів коливань 15 і температури 16.

Схема апарату зображена на рис. 4.14.

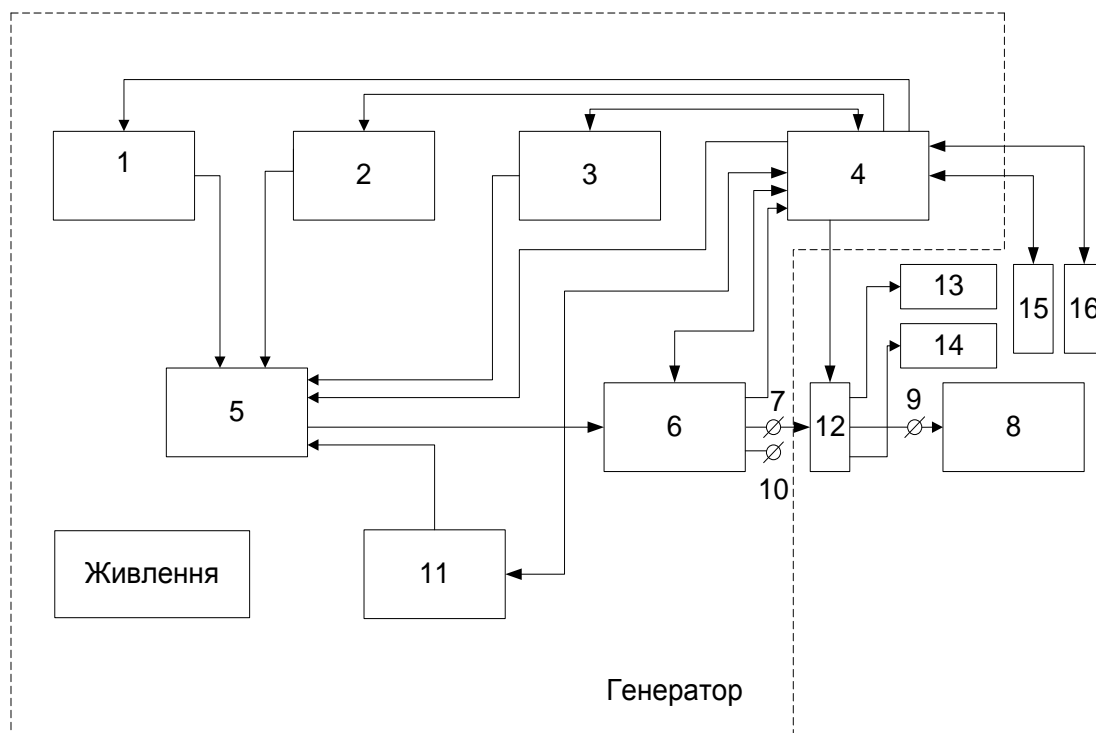


Рис. 4.14. Ультразвуковий автоматизованого терапевтичного апарату,

де 1 – блок фіксованих частот, 2 – варіатор частоти і фази, 3 – блок сигналів для електростимуляції, 4 – блок керування, контролю і індикації, 5 – блок комутації і індикації, 6 – підсилювач потужності, 7 – роз'єм для підключення ультразвукових випромінювачів, 8 – ультразвуковий випромінювач, 9 – з'єднуючий кабель, 10 – роз'єм для підключення електродів електростимуляції і блоку низькочастотних коливань, 11 – блок низькочастотних коливань, 12 – блок перемикачів, 13 – п'єзоелектричний ультразвуковий випромінювач 1, 14 - п'єзоелектричний ультразвуковий випромінювач 2, 15 – вимірювач коливань, 16 – вимірювач температури.

Ультразвуковий терапевтичний апарат складається з блоку фіксованих частот 1, варіатора частоти і фази сигналу 2, який видає електричні широкосмугові і стохастичні сигнали; блоку сигналів для електростимуляції 3, блоку керування, контролю та індикації 4, блоку комутації 5, підсилювача потужності (з нормалізатором амплітуди) 6, роз'єму 7 для підключення через блок перемикачів 12 ультразвукових випромінювачів 8, 13, 14 за допомогою з'єднувального кабелю 9, роз'єму 10 для підключення електродів електростимуляції, блоку низькочастотних коливань 11, вимірювачів коливань 15, та температури 16. Блоки 1, 2, 3, 4, 5, 6, 11 створюють разом із системою живлення 18 електронний генератор 17. Система живлення 18 забезпечує стабілізованою напругою всі блоки апарату.

Ультразвуковий автоматизований терапевтичний апарат працює наступним чином. Вмикаючи в мережу систему живлення (18) приводимо в робочий стан основні блоки апарату (1 - 6, 11, 12, 15 і 16). Стартовий сигнал з блоку керування, контролю та індикації 4 запускає блок фіксованих частот 1, що генерує задані електричні сигнали на фіксованих частотах (22, 44, 400 кГц) та (0.88, 1.76, 2.64 і 5.28 МГц) або інших. Керований з блоку 4 варіатор частоти і фази 2 генерує широкосмугові сигнали з випадковою частотою, фазою, амплітудою в інтервалі частот від f_1 до f_2 , наприклад від 22 кГц до 0.8-5.3 МГц. Таким чином, сукупність блоків 1, 2, 4, 5, 11 в їх взаємозв'язку на рис. 2.24 становить джерело електричних коливань ультразвукової частоти, який через керований підсилювач 6 та блок перемикачів 12 з'єднаний з перетворювачами електричних коливань в ультразвукові 8, 13, 14: є ультразвуковим випромінювачем широкосмуговим 8 та п'єзоелектричними ультразвуковими випромінювачами 13 і 14. Керований з блоку 4 нормалізатор амплітуди, що входить до складу підсилювача 6, автоматично підтримує необхідну амплітуду електричного сигналу на виході підсилювача потужності 6 для відтворення ультразвуку заданої інтенсивності при накладенні ультразвукових випромінювачів 8, 13, 14 на біологічні об'єкти і тканини з різними акустичними характеристиками. Керований з блоку 4 керування, контролю та індикації - блок електростимуляції 3 генерує послідовність електричних імпульсів для електростимуляції біологічної тканини. Вибираємо режими дії в блоці 4 керування, контролю та індикації, задаючи потрібний вид сигналу фіксованої частоти, безперервний або імпульсний режим (з заданою тривалістю імпульсів та їх форми). А потім - вид (широкосмуговий, стохастичний), і типи ультразвукових випромінювачів або електродів для електричної стимуляції, параметри інтенсивності ультразвуку і час експозиції при терапевтичній процедурі. Потім команда з блоку 4 подається на блок комутації 5, який направляє необхідний (заданий) сигнал на керований підсилювач потужності 6. Одночасно блоком 4 здійснюється контроль наявності акустичного контакту між ультразвуковим випромінювачем 8 і тканиною пацієнта, шляхом вимірювання параметрів коливань вимірювачем коливань 15 на поверхні біологічної тканини та температури вимірювачем температури 16 в зоні впливу ультразвуку під час фізіотерапевтичної процедури.

У разі відсутності акустичного контакту чи невідповідності заданим нормованим параметрам терапевтичного впливу (інтенсивності ультразвуку, амплітуди коливань шарів біологічної тканини та температури) блок 4 відключає чи підстроює параметри підсилювача 6, подає звуковий сигнал і

припиняє відлік часу процедури при її неефективності.

З підсилювача потужності 6 через універсальний роз'єм 7 сигнал надходить на ультразвукові випромінювачі 8, 13, 14 за допомогою кабелю 9. До клеми 10 підключені електроди для електростимуляції. Блок низькочастотних коливань 11 виробляє електричний сигнал який через блоки 5 і 6 подається на ультразвуковий широкосмуговий перетворювач 8.

Позитивний ефект результатів впливу заявленого ультразвукового автоматизованого терапевтичного апарату дозволяє суттєво розширити функціональні можливості, шляхом забезпечення ефективності фізіотерапевтичної процедури за рахунок нормованої дії ультразвукових коливань з контролем терапевтичного впливу параметрів цих коливань і температури з забезпеченням автоматизованого керування процедурою.

Експериментальні дослідження ультразвукового автоматизованого терапевтичного апарату підтвердили ефективність керованого впливу нормованими параметрами ультразвуку з контролем значень амплітуди коливань і температури біологічної тканини в зоні впливу за рахунок одночасної чи заданої дії одного чи декількох ультразвукових випромінювачів, впливу контрольованим ультразвуком, який діє на клітинному рівні, викликаючи активізацію і нормалізацію функціонування більшого числа як уражених так і здорових клітин та профілактичну.

Але в такому апараті відсутній контроль параметрів ультразвукових коливань. Для забезпечення такого контролю використовується слідуєча структурна схема (рис. 4.15) [71]. Контроль параметрів реалізується за рахунок того, що в ультразвуковій автоматизованій терапевтичній системі є комплект тензометричних датчиків з'єднаних з блоком керування та розміщених на робочих поверхнях ультразвукових випромінювачів, що прилягають до поверхні біологічної тканини. Така ультразвукова автоматизована терапевтична система, містить джерело електричних коливань ультразвукової частоти, підсилювач потужності, послідовно з'єднаний з перетворювачем електричних коливань в ультразвукові, що є ультразвуковим випромінювачем, варіатор частоти і фази сигналу, блок перемикачів, перший та другий п'єзоелектричні випромінювачі, вимірювачі коливань та температури, нормалізатор амплітуди, що входить в підсилювач потужності, і широкосмуговий випромінювач ультразвуку, при чому в якості широкосмугового випромінювача ультразвуку використовують багатомодовий об'ємний резонатор, виконаний у вигляді диска з товщиною, яка плавно змінюється, резонансні коливання якого по товщині і радіусу перекриті по частоті, а сам ультразвуковий випромінювач

поляризований за законом, відмінним від лінійного, при чому блок перемикачів включений між підсилювачем потужності та ширококутовим, першим і другим ультразвуковими випромінювачами і під'єднаний до блоку керування, контролю та індикації, який з'єднаний з варіатором частоти та фази і блоками фіксованих частот, сигналів для електростимуляції, низькочастотних коливань та вимірювачами коливань і температури при цьому додатково містить систему тензометричних датчиків, розміщених на робочій поверхні ультразвукових випромінювачів та з'єднаних з блоком керування.

Структурна схема ультразвукової автоматизованої терапевтичної системи зображена на рис. 4.15.

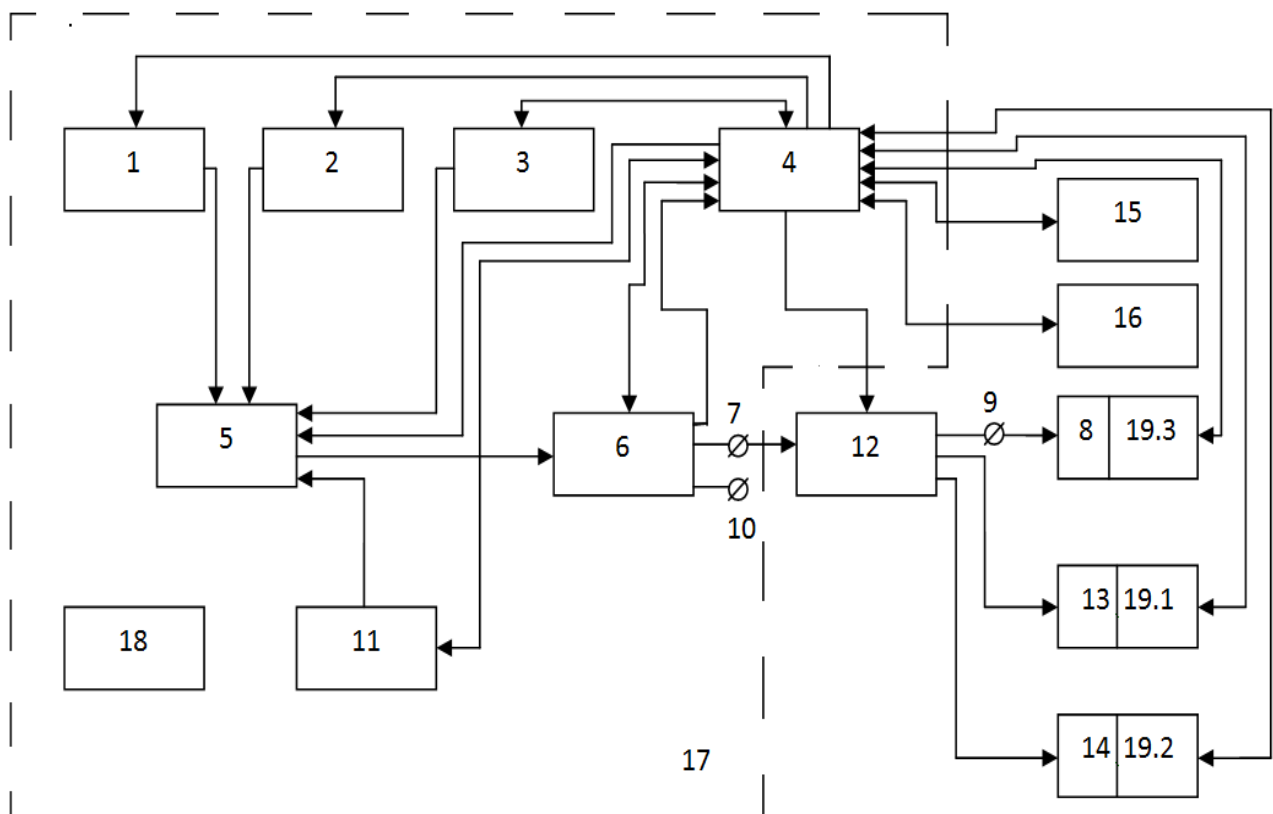


Рис. 4.15. Ультразвукова автоматизована терапевтична система, де 1 – блок фіксованих частот, 2 – варіатор частоти і фази, 3 – блок сигналів для електростимуляції, 4 – блок керування, контролю і індикації, 5 – блок комутації і індикації, 6 – підсилювач потужності, 7 – роз'єм для підключення ультразвукових випромінювачів, 8 – ультразвуковий випромінювач, 9 – з'єднуючий кабель, 10 – роз'єм для підключення електродів електростимуляції і блоку низькочастотних коливань; 11 – блок низькочастотних коливань, 12 – блок перемикачів, 13 – п'єзoeлектричний ультразвуковий випромінювач 1, 14 – п'єзoeлектричний ультразвуковий випромінювач 2, 15 – вимірювач коливань,

16 – вимірювач температури, 17- генератор, 18 – система живлення, 19.1 – тензодатчик 1, 19.2 – тензодатчик 2, 19.3 – тензодатчик 3.

Система складається з блоку фіксованих частот 1, варіатора частоти і фази сигналу 2, який видає електричні широкосмугові і стохастичні сигнали, блоку сигналів для електростимуляції 3, блоку керування, контролю та індикації 4, блоку комутації 5, підсилювача потужності (з нормалізатором амплітуди) 6, роз'єму 7 для підключення через блок перемикачів 12 ультразвукових випромінювачів 8, 13, 14 за допомогою з'єднувального кабелю 9, роз'єму 10 для підключення електродів електростимуляції, блоку низькочастотних коливань 11, вимірювачів коливань 15, та температури 16. Блоки 1, 2, 3, 4, 5, 6, 11 створюють разом із системою живлення 18 електронний генератор 17. Система живлення 18 забезпечує стабілізованою напругою всі блоки апарату. Тензометричні датчики 19-1, 19-2 та 19-3 розміщені на робочих поверхнях п'єзоелектричних випромінювачів 13, 14 та 8, що прилягає до поверхні біологічної тканини. Тензометричні датчики 19-1, 19-2 та 19-3 з'єднані з мікропроцесорним блоком керування 4.

Ультразвукова автоматизована терапевтична система працює наступним чином. Ввімкненням в мережу системи живлення (18) приводимо в робочий стан основні блоки апарату (1-6, 11, 12, 15 і 16, 19). Стартовий сигнал з мікропроцесорного блоку керування, контролю та індикації 4 запускає блок фіксованих частот 1, що генерує задані електричні сигнали на фіксованих частотах (22, 44, 400) кГц та (0.88, 1.76, 2.64 і 5.28) МГц або інших. Керований з блоку 4 варіатор частоти і фази 2 генерує широкосмугові сигнали з випадковою частотою, фазою, амплітудою в інтервалі частот від f_1 до f_2 , наприклад від 22 кГц до (0.8-5.3) МГц. Таким чином, сукупність блоків 1, 2, 4, 5, 11 в їх взаємозв'язку на рис. 4.15. становить джерело електричних коливань ультразвукової частоти, який через керований підсилювач 6 утворює – генератор 17, що підключений до блоку перемикачів 12 і з'єднаний з перетворювачами електричних коливань в ультразвукові 8, 13, 14: це ультразвуковий випромінювач широкосмуговий 8 та п'єзоелектричні ультразвукові випромінювачі 13 і 14. На робочих поверхнях ультразвукових випромінювачів 8, 13, 14, що прилягають до поверхні біологічної тканини розміщені тензонометричні датчики 19-1, 19-2 та 19-3 з'єднані з мікропроцесорним блоком керування 4.

Керований з блоку 4 нормалізатор амплітуди, що входить до складу підсилювача 6, автоматично підтримує необхідну амплітуду електричного сигналу на виході підсилювача потужності 6 для відтворення ультразвуку

заданої інтенсивності при накладенні ультразвукових випромінювачів 8, 13, 14 на біологічні об'єкти і тканини з різними акустичними характеристиками. Значення параметрів ультразвуку, що діє на біоб'єкт вимірюється тензодатчиками 19-1, 19-2 та 19-3 і передається в мікропроцесорним блоком керування 4, де і порівнюються з заданими межами. При недостатній інтенсивності чи перевищенні значень терапевтичних інтенсивностей сигналом з блоку 4 змінюється коефіцієнт підсилення в блоці 6, таким чином, щоб значення параметрів ультразвуку, що діє на біологічну тканину було в заданих межах.

Керований з блоку керування 4, контролю та індикації - блок електростимуляції 3 генерує послідовність електричних імпульсів для електростимуляції біологічної тканини. Вибираємо режими дії в блоці керування 4, задаючи потрібний вид сигналу фіксованої частоти, безперервний або імпульсний режим з заданою тривалістю імпульсів та їх форми і виду: широкосмуговий, стохастичний або електричної стимуляції, типи ультразвукових випромінювачів або електродів для електричної стимуляції, параметри інтенсивності ультразвуку і час експозиції при терапевтичній процедурі. Потім команда з блоку 4 подається на блок комутації 5, який направляє необхідний (заданий) сигнал на керований підсилювач потужності 6. Одночасно блоком 4 здійснюється контроль наявності акустичного контакту між ультразвуковим випромінювачем 8, п'єзоелектричними випромінювачами 13, 1 і тканиною пацієнта, шляхом вимірювання параметрів коливань вимірювачем коливань 15 і тензодатчиками 19-1, 19-2 та 19-3 на поверхні біологічної тканини та температури вимірювачем температури 16 в зоні впливу ультразвуку під час фізіотерапевтичної процедури.

У разі відсутності акустичного контакту чи невідповідності заданим нормованим параметрам терапевтичного впливу (інтенсивності, частоти та форми ультразвуку, амплітуди коливань шарів біологічної тканини та температури) блок 4 відключає чи підстроює параметри підсилювача 6, подає звуковий сигнал і припиняє відлік часу процедури при її неефективності. З підсилювача потужності 6 через універсальний роз'єм 7 сигнал надходить на ультразвукові випромінювачі 8, 13, 14 за допомогою кабелю 9. До клеми 10 підключені електроди для електростимуляції. Блок низькочастотних коливань 11 виробляє електричний сигнал, який через блоки 5 і 6 подається на ультразвукової широкосмуговий перетворювач 8 і фіксується тензодатчиком 19-3 з подачею інформації в мікропроцесорний блок керування 4.

Позитивний ефект результатів впливу ультразвукової автоматизованої

терапевтичної системи (УАТС) дозволив розширити функціональні можливості з забезпеченням ефективності фізіотерапевтичної процедури за рахунок контролю параметрів ультразвукових коливань.

4.5. Метрологічні установки

Портативною метрологічною установкою для виміру вихідної потужності і частоти ультразвукового випромінювання терапевтичних медичних УЗ приладів, що працюють в діапазоні частот (0,88 - 3) МГц і потужностей (0.2 - 10) Вт і контролю плоских випромінювачей ультразвукових терапевтичних апаратів є "ІМУТАП" [78] (виробник ООО НПФ Пульс, м.Ростов-на-Дону).

Сфера застосування – підприємство-виробник, що виробляє та партнери, що ремонтують терапевтичні апарати УЗТ; центри стандартизації і метрології (контроль якості ультразвукового устаткування при випуску з виробництва, в процесі експлуатації і після ремонту), та інші організації та установи, що здійснюють технічне обслуговування медичної техніки, а також лікувальні заклади, що експлуатують апаратуру УЗТ.

Особливості установки: "ІМУТАП" функціонально замінює робоче місце по повірці і регулюванню апаратів УЗТ в складі: ІМУ-3 (не випускається з 1990 р.), вольтметра типа В7-15, частотоміра типу Ч7-40, має менші габарити, вагу, вимірює потужність і частоту УЗ випромінювання. При експлуатації "ІМУТАП" не вимагає зливу робочої рідини з вимірювальної капсули, що дозволяє використовувати її безпосередньо на місці експлуатації апаратів, що повіряються.



Рис.4.16. «ІМУТАП» - загальний вигляд

Таблиця 4.2. Технічні характеристики .

ТЕХНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ	
Діапазон виміру потужності ультразвукового випромінювання	(0,2 - 10) Вт
Похибки виміру потужності в ближній зоні УЗ хвиль	±12%
Діапазон виміру частоти	(0,88 - 3) МГц
Габаритні розміри (без кейса)	230•230•93 мм
Маса приладу з комплектом (у кейсі)	3,5 кг
Живлення приладу від мережі змінного струму	220 В, 50 Гц

4.5.1. Алгоритми технічного обслуговування

З установкою та апаратами УЗТ слід поводитися обережно, не піддавати різким ударам, поштовхам, оберігати від пилу і вологи і своєчасно проводити технічне обслуговування.

Відомості про технічне обслуговування представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3

Види технічного обслуговування	Ким виконується періодичність технічного обслуговування	Зміст робіт і технічного обслуговування
Технічне обслуговування при введенні в експлуатацію	Виконується експлуатаційним персоналом при підготовці до випуску та використання	<ol style="list-style-type: none">1. Зовнішній огляд апарату без розбирання;2. Перевірка комплектності3. Операції, викладені в розділі паспорту «Підготовка апарату до роботи»
Періодичне технічне обслуговування	Виконується на місці експлуатації апарату технічним і експлуатаційним персоналом (у тому числі фахівцями служби сервісу в наступних випадках: В порядку вхідного контролю під час передачі апарату на склад або в магазин; При отриманні апарату з складу або магазину; Після установки апарату на місці застосування перед введенням його в експлуатацію; Після тривалих перерв в роботі (більш 3х місяців) при зберіганні на місці експлуатації; При передачі апарату з однієї установи охорони здоров'я в іншу.	<ol style="list-style-type: none">1. Операції технічного обслуговування при використанні;2. Перевірка кріплення роз'ємів, органів управління, індикації і регулювання, плавності їх дії і чіткості фіксації;3. Перевірка лакофарбових і гальванічних покриттів;4. Перевірка частоти і амплітуди коливань ультразвукового хвилеводу без технічного навантаження.

4.5.2. Розробка контрольно-вимірювального стенду

До електронного блоку апарату підключаємо провід, який веде до ПК (програматор), що дає змогу відслідковувати роботу програми мікроконтролера. Через розподільвач підключаємо випромінювач та вимірювальний пристрій, який через блок АЦП підключений до того ж ПК. Опускаємо випромінювач у ванну з рідиною (дистильована вода), яка імітує структуру біологічної тканини, що піддається терапії. Включаємо апарат та встановлюємо послідовно різні режими роботи. Під час роботи приладу на всіх режимах виймаємо випромінювач з ванни на певну величину та повністю, імітуючи втрату контакту випромінювача з поверхнею біологічних тканин. При цьому, порівнюючи показники вимірювального приладу та показники, які генерує програма мікроконтролера, можна зробити висновок щодо наявності несправностей в приладі або їх відсутність.

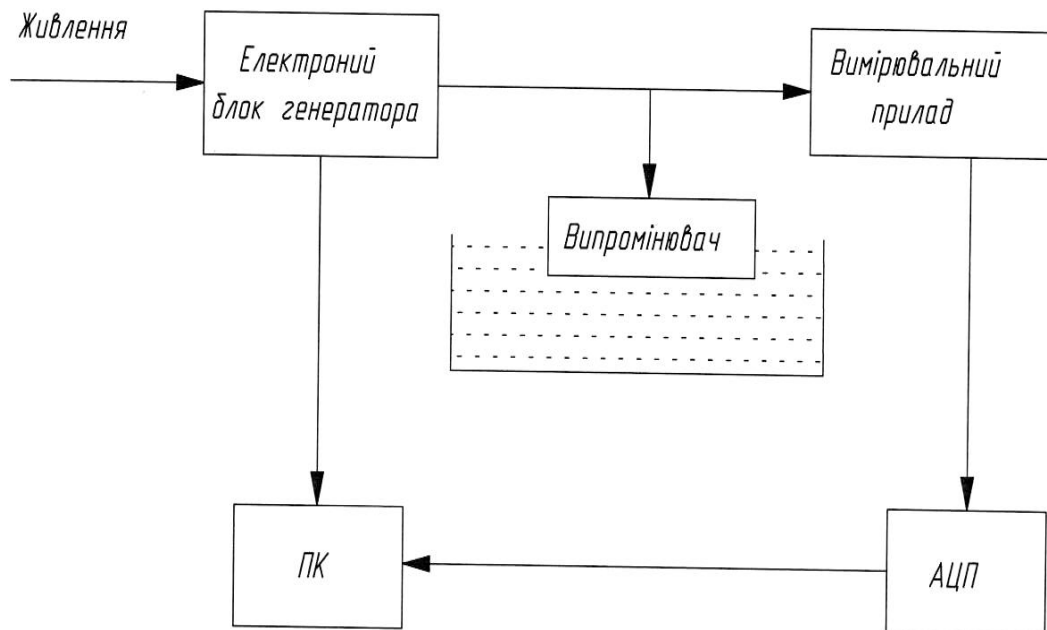


Рис.4.17. Контрольно-вимірювальний стенд.

По отриманих значеннях приймають рішення про допуск апаратів та випромінювачів ультразвукових коливань в експлуатацію

ЛІТЕРАТУРА

1. Ультразвук. Маленькая энциклопедия. Глав. ред. И.П. Голямина.- М.: Советская энциклопедия, 1979. -400 с., илл.
2. Аппарат для физиотерапии комбинированный МИТ-11 [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <http://www.medintex.com/apparat-dlya-fizioterapii-kombinirovannuij-mit-11> (дата звернення 16.09.2017)
3. Гончарук В. В. Обнаружение неоднородностей водной среды / В. В. Гончарук А. Ю. Курлянцева, В. В. Таранов // Журнал химии воды и технологии. - 2014 - Т. 36, № 5. - с. 205 - 210.
4. Филипович Ю. Б. Основы біохімії: учебный посібник / Филипович Ю. Б. - М.: Агар, 1999. - 512 с.
5. Акопян В. Б. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: Учеб.пособие / В. Б. Акопян, Ю. А. Ершов. – М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005.- 224 с.
6. Коваленко В. Ф. Влияние акустических волн на структурные свойства воды/ В. Ф. Коваленко, В. В. Глазкова //Сборник тезисов докладов конференции Херсонского национального технического университета.– 2007, №04. - С. 1-13.
7. Физиотерапия: Учебник. — М.: Медицина, 1995. — 240 с.
8. Применение ультразвука в медицине: Физические основы / Пер. с англ. под ред. Хилла.- М.: Мир, 1989.- 568 с.
9. Пономаренко Г. Н. Биофизические основы физиотерапии: Учебное пособие / Пономаренко Г. Н., Турковский И. И. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2006. – 176 с.
10. Акопян В.В. Пороги биологического действия ультразвука по электронно-физическим характеристикам клеточных мембран // Всесоюз. симпоз : Тез. докл, Пущино, 1979.- С. 22-23.
11. Пулатов Р.П., Кобахидзе З.В. Физиотерапевтические аспекты применения УЗ // Ультразвук в физиологии и медицине: Тез. докл. 3-й Всесоюз. конф.- Ташкент, 1980.- С. 11-12.
12. Миллер Е., Хилл К. Применение ультразвука в медицине. Физические основы. – М.: Мир, 1989. – 568 с.
13. Чиркин В.А. Биохимические механизмы терапевтического действия ультразвука // Вопросы физиотерапии, курортологии и реабилитации.- Мн., 1976.- с. 170-171.

14. Ahmadi, F., McLoughlin, I. V., Chauhan, S. & ter-Haar, G. (2012). Bio-effects and safety of low-frequency ultrasonic exposure. *Progress in biophysics and molecular biology*, 108, 119 – 138.
15. Красильников В.А. Введение в физическую акустику/ Красильников В.А., Крылов В.В. – М.: Наука, 1984. – 403 с.
16. Костюк П. Г. Биофизика. – К.: Высш. шк., 1988. – 504 с.
17. Новиков А. А. Оценка влияния электроакустических параметров ультразвукового пьезоэлектрического излучателя продольного типа на его основные частотные характеристики // Омский научный вестник. – Омск, 2008.- №2.-с. 96 - 102.
18. Фёдорова В. Н. Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами. Учебное пособие/ Фёдорова В. Н., Фаустов Е. В.-М.: ГОУ ВПО «ММА им. И.М. Сеченова»: «ГЕОТАР-Медиа», 2009.– 592 с.
19. Терещенко М. Ф. Принципи побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів./М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». – 2010. - №40. – С.136-143.
20. Давыдов А. С. Биология и квантовая механика. – К.: Наук. думка, 1979. – 296 с.
21. Терещенко М.Ф. Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканин. Частина 1/ М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». – 2010.-№39. – С.130-136.
22. Антонов В. Ф. Мембранный транспорт./ В. Ф. Антонов//Соросовский образовательный журнал.- 1997.-№6. – С.14-20.
23. Механічні коливання і хвилі: Конспект лекцій/ В. М.Ігнатенко.- Суми: Вид-во Сум ДУ, 2007.- с. 89.
24. Kyrylova, A., Tereshchenko, N., (2011) Estimation of ultrasound influence on biological tissue. XIII International PhD Workshop OWD 2011, Conference Archives PTETIS, (pp. 319—323). Wisla.
25. Пат. 53876 Україна. Автоматизований багатофункціональний пристрій для ультразвукової терапії/ Терещенко М.Ф., Кирилова А.В.- № u 2010 03416 ; заявл. 24.03.2010 ; опубл. 25.10.2010, Бюл. №6.
26. Junge D. (1981) *Nerve and Muscle Excitation*. Sunderland, MA: Sinauer Associates.
27. Терещенко М. Ф. , Кирилова А.В. Вимірювання, контроль та аналіз дії ультразвуку на біологічний об'єкт температурним методом. / Актуальні проблеми біомедичної інженерії. - Матеріали IV-го Міжнародного

- радіоелектронного форуму. Прикладна радіоелектроніка. Стан та перспективи розвитку. – 18- 21 жовтня 2011. Харків. – С. 123–126.
28. Ревин В. В. Биофизика: Учеб/ В. В. Ревин, Г. В. Максимов, О. Р. Кольс; Под ред. проф. А. Б. Рубина. Саранск: Изд-во Мордов. ун-та, 2002. 156 с.
 29. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. / А. Е. Пушкарева. – СПб: СпбГУ ИТМО, 2008. – 43 с.
 30. Терещенко М. Ф. Дослідження параметрів впливу ультразвукового сигналу на біологічні структури / М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування.. – 2011. – №41. – С. 136–143.
 31. Пат. 66118 Україна. Автоматизований багатофункціональний апарат ультразвукової терапії/Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Кирилова А. В.- и 201106659 ; заявл. 27.05.11 ; опубл. 26.12.2011, Бюл. №24.
 32. Niemz M. H. Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. / М. Н. Niemz. – Berlin, 1996. – 305 с..
 33. Украина должна обеспечивать себя медтехникой отечественного производства на 40-50% [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <http://news.liga.net/news/N0747383.html> (дата звернення 16.09.2017).
 34. Пат. 44206 Україна. Апарат для ультразвукової терапії /Терещенко М.Ф., Чубара А.- № и 2009 03338 ; заявл. 07.04.2009 ; опубл. 25.09. 2009, Бюл. №18.
 35. Самосюк И. З. Основные принципы комбинированного и сочетанного применения лечебных физических факторов. / И. З. Самосюк. // «Курорты и санатории Украины». – 2010. – №1. – С. 45–67.
 36. Пат. 38906 Україна. Універсальний пристрій для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Осадчий О.В., Рудик В.Ю., Стельмах Н.В.-№ и2008 10061 ; заявл. 04.08.2008 ; опубл. 26.01.2009, Бюл. №2.
 37. Пат. 40266 Україна. Багатофункціональний пристрій для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Перунін Р.-№ и2008 13838 ; заявл. 01.12.2008 ; опубл. 25.03.2009, Бюл. №6.
 38. Холодов Ю. А. Магнитные поля биологических объектов. / Ю. А. Холодов, А. Н. Козлов, А. М. Горбач. – М.: Наука, 1987. – 145 с.
 39. Донской А. В. Ультразвуковые электротехнологические установки / А. В. Донской, О. К. Келлер, С. Г. Кратыш. – Л.: Энергоиздат, 1982. – 208 с.
 40. Вироби медичні електричні. Частина 2-5. Додаткові вимоги щодо безпеки апаратів ультразвукової фізіотерапії (EN 60601-2-5:2000, IDT): ДСТУ EN

- 60601-2-5:2015. – [Чинний від 2016-01-01]. – К.: ДП ‘‘УкрНДНЦ’’, 2016.– 7 ст. – (Національний стандарт України).
41. Пат. 80123 Україна, МПК (2013): А61N 1/00, А61N 7/00, А61N 23/00. Спосіб контролю параметрів ультразвукового випромінювання / Терещенко М. Ф., Мережаний Ю.Е., Тюпа А.О.опубл.13.05.2013,Бюл. №9.
 42. Терещенко М.Ф. Дослідження електропровідності біологічних тканин / Терещенко М.Ф., Цапенко В.В., Чухраєв М.В. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2017.-№53(1) .-С. 87-94.
 43. Терещенко М.Ф. Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об’єкт лазерним випромінюванням / Терещенко М.Ф., Якубовський С.П. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2012.-№ 44 .-С. 141-148.
 44. Рудик В.Ю., Терещенко М.Ф., Рудик Т.О. Спосіб адаптивної магнітотерапії // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2016.-№51(1) .-С. 139-144.
 45. Утямышева Р. И. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / Р. И. Утямышева, М. Враны. – М.: Энергоатомиздат, 2003 – 384 с
 46. Терещенко М.Ф. Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води / Терещенко М.Ф., Кравченко А.Ю., Чухраєв М.В., Курлянцева А.Ю.// Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2016.-№51(1) .-С. 126-131.
 47. Катона З. Электроника в медицине: Пер. с венг. / Под ред. Н.К.Розмахина - Мн.: Медицина 2002. - 140с.
 48. Офіційний сайт підприємства «МедТеКо» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.medtesco.ru>. (дата звернення 16.09.2017).
 49. Офіційний сайт підприємства «Метромед» НВП [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.metromedmm.ru>. (дата звернення 16.09.2017).
 50. Офіційний сайт підприємства «BTL Medicaltechnologies» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.btlnet.com>. (дата звернення 16.09.2017).
 51. Офіційний сайт підприємства «CHATTANOGA GROUP» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.djoglobal.com>. (дата звернення 16.09.2017).
 52. Офіційний сайт підприємства «gboMedizintechnik AG» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.gbo-med.de/>. (дата звернення 16.09.2017)
 53. Офіційний сайт підприємства «Радмір» [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://radmir.kharkov.com/ua> (дата звернення

- 16.09.2017).
54. Офіційний сайт підприємства «Завод «Квант» [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://kvant-ukr.org> (дата звернення 16.09.2017).
 55. Офіційний сайт підприємства «Біомед» [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://biomed.ua> (дата звернення 16.09.2017).
 56. Пат. 85486 U Україна, МПК (2013): А61N 1/02 (2006.01) А61N 1/32 (2006.01) А61N 23/00 Універсальний апарат для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Клименко С. О., Олійник Є. В.// Опубл. 25.11.2013, Бюл. №22.
 57. Пат. 67413 U Україна, МПК (2012.01) А61N 1/00 А61N 7/00 А61N 23/00 Спосіб моніторингу температури нагрівання хвилеводу-інструмента під час процедури фізіотерапії / Терещенко М.Ф., Мережаний Ю. Г., Тюпа А. О.// Опубл. 27.02.2012, Бюл. №4.
 58. Пат. 57140 U Україна, МПК (2011.01): А61N 7/00 Універсальний багатофункціональний апарат ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Кулик З. В., Терещенко М. М. // Опубл. 10.02.2011, Бюл. №3.
 59. Пат. 103650 U Україна, МПК (2015.01): А61N 7/00 А61N 23/00 Апарат ультразвукової терапії/ Терещенко М.Ф., Чухраєв М. В., Кравченко А. Ю., Паткевич О. І. - опубл. 25.12.2015, Бюл.№ 24.
 60. Каменских Т. Г. Магнитотерапия// Т. Г. Каменских, Ю. М. Райгородский.- Саратов: 2004.-113с.
 61. Пат. 47243 (13) U Україна, МПК (2009): А61В 5/0408 А61В 8/00 П'єзоперетворювач для реєстрації біопотенціалів / Терещенко М.Ф., Шульга Д. М. - опубл. 25.01.2010, Бюл.№ 2.
 62. Пат. 72954 U Україна, МПК (2012.01): А61В 5/0408 (2006.01) А61В 8/00 Універсальний первинний перетворювач / Терещенко М.Ф., Громовий М. Ю., Мережаний Ю. Г. - опубл. 10.09.2012, Бюл.№ 17.
 63. Пат. 109162 U Україна, МПК: Н01L 41/083 (2006.01) П'єзоелектричний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі / Терещенко М.Ф., Тимчик Г. С., Чухраєв М. В., Цокота М. В. - опубл. 10.08.2016, Бюл.№ 15.
 64. Пат. 97053 U Україна, МПК (2015.01): Н04R 17/00 А61N 7/00 Ультразвуковий перетворювач для фізіотерапевтичних апаратів / Терещенко М.Ф., Румбешта В. О., Держук В. А., Матюх Т. В., Чупіка Б. С. - опубл. 25.02.2015, Бюл.№ 4.

65. Пат. 109161 U Україна, МПК (2016.01): А61N 1/32 (2006.01) А61N 2/00 А61N 2/02 (2006.01) Комбінований фізіотерапевтичний випромінювач / Терещенко М.Ф., Чухраєв М. В., Цапенко В.В. опубл. 10.08.2016 Бюл. № 15.
66. Жук А. Ю. Адаптивные системы управления / А. Ю. Жук. // Электронный журнал «Молодежный научно-технический вестник» ФГБОУ ВПО «МГТУ им. Н. Э. Баумана». – 2005. – №1. – С. 11 – 19.
67. Александров А. Г. Оптимальные и адаптивные системы. – М.: 2003. - 279 с.
68. Nakan I., Sema A. (2011). The design of ultrasonic therapy device via fuzzy logic. Expert systems with applications, 38, 7342-7348.
69. Peng P., Yang L., Zhangyong L., ...& Yu P. (2017) Design of an ultrasonic physiotherapy system with pulse wave feedback control. Technology and Health Care, 25, 305 – 315.
70. Пат. 70839 Україна. Ультразвуковий автоматизований терапевтичний апарат/ Терещенко М.Ф., Паткевич О. І., Красножан А. Ю.- опубл. 25.06.2012, Бюл. № 12.
71. Пат. 91162 U Україна, МПК (2014.01): А61N 7/00 А61N 23/00 Ультразвукова автоматизована терапевтична система / Терещенко М.Ф., Паткевич О. І., Кравченко А. Ю.- опубл. 25.06.2014, Бюл. № 12.
72. Беркутов А.М. Техника комплексной магнитотерапии в XXI веке / А.М.Беркутов, В.И.Жулев, В.Г.Кряков, Е.М.Прошин // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. -2001, № 7. - С. 6-13.
73. Улащик В.С. Биосинхронизированная физиотерапия: общие основы, использование и перспективы развития. / В. С. Улащик // Здоровоохранение, 2008. – №5. - С. 13-18.
74. Терещенко М.Ф. Безконтактний температурний метод контролю впливу поля при магнітотерапії / Терещенко М.Ф., Рудик В.Ю., Терещенко С.М. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2012.-№43.-С. 147-153.
75. Кончугова Т. В. Основные достижения и направления развития аппаратной физиотерапии / Т. В. Кончугова. Э. М. Орехова, Д. Б. Кульчицкая // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры, 2013, №1. - С. 26-31.
76. Улащик В. С. Общая низкочастотная магнитотерапия в комплексном лечении больных артериальной гипертензией. / В. С. Улащик Е. И. Золотухина, А. В. Хапалюк // Здоровоохранение, 2005 -№ 3.-С. 17-20.
77. Пат. 88902 Україна, МПК (2013) А61N 7/00 А61N 23/00, А61N 1/00 Автоматизований багатофункціональний апарат магнітофототерапії /

- Тимчик Г.С., Терещенко М.Ф., Рудик В.Ю., Кирилова А.В. – Оpubл. 10.04.2014, Бюл. № 7.
78. Измеритель мощности и частоты ультразвуковых излучений терапевтических аппаратов портативный «ИМУТАП» / Технический паспорт.- «Ростест-Москва».- 2005, 5с.
 79. Золотухина Е.И. Основы импульсной магнитотерапия. Справочное пособие./Е. И. Золотухина , В. С. Улащик, Витебск, 2008.- 144с
 80. Терещенко М.Ф. Багатофункціональні фізіотерапевтичні апарати комплексної дії / Терещенко М.Ф., Кулик З.В.. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2010.-№40.-С. 159-165.
 81. Алгоритм автоматизованого оцінювання впливу ультразвуку на біологічну тканину / Г. С.Тимчик, М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова, В. Ю. Рудик. // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2013. – №5. – С. 98–102.
 82. Пат. 97052 У Україна, МПК (2015.01): Н04R 17/00, А61В 8/00 Ультразвуковий перетворювач для діагностичних медичних приладів / Терещенко М.Ф., Румбешта В. О, Матюх Т.В. опубл. 25.02.2015 Бюл.№ 4.
 - 83.Тимчик Г. С. Система температурного контролю в магнітотерапії / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, В. Ю. Рудик. // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2013. – №1. – С. 111–116.
 - 84.Тимчик Г. С. Біокерована система магнітофототерапії на основі оцінки фізіологічних показників людини / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, В. Ю. Рудик. // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2014. – №1. – С. 85–92
 - 85.Терещенко М. Ф. Адаптивні ультразвукові терапевтичні апарати / М. Ф. Терещенко, А. П. Васько. // Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів. Матеріали XV Міжнародної науково-технічної конференції. – 2016. – №1. – С. 91–92.
 86. Клименко С.О. Дослідження показників, які впливають на якість зображення при ультразвуковій діагностиці біологічних тканин/ Клименко С.О.,Скімов І.Д., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2015.-№49(1) .-С. 180-185.
 87. Терещенко М.Ф. Розширення інформаційних можливостей сучасних ультразвукових діагностичних систем / Терещенко М.Ф., Румбешта В.О., Матюх Т.В.. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2015.-№49(1).-С. 108-112.
 88. Терещенко М.Ф. Принципи побудови універсальних магніто-фізіотерапевтичних апаратів / Терещенко М.Ф., Пищик М.В.. // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування.-2008.-№36.-С. 118-126.

89. Луговской, А.Ф. Ультразвуковая кавитация в современных технологиях. / А.Ф. Луговской, Н.В.Чухраев. - К.: «НМЦ Мединтех, 2011, 245 с.
90. Чухраев Н.В. Сочетанное применение магнитных полей, ультразвуковых волн и оптического потока в клинической и курортной практике. Научно-методические материалы по применению аппарата МИТ-31 / Медицинские инновационные технологии/ Дубна. – 2016. –340 с.
91. Chukhraiev N.V., Vladimirov A.A., L.Vilcahuaman, W. Zukow, Samosyuk N.I., Chukhraieva E., Butskaya L.V. Application of ultrasonic waves, magnetic fields and optical flow in rehabilitation./ Kiev Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education Pontifical Catholic University of Peru Radomsko High School SCM «Medical Innovative Technologies». 2017. – 324 p.