

account change of atmospheric pressure. The carried out preliminary researches of the device with the gauges of oxygen developed earlier have shown its high efficiency and high level of repeatability that has been provided by using of modern element base and schematic design of the decisions.

The device provides performance of noninvasive measurements of pO_2 in hypodermic tissues BO on two channels in a range from 0 to 200 mm hg. The basic absolute error of measurements in the gas environment is ± 2 mm hg. The time of the response of measurement of pO_2 in the gas environment - less than 10 seconds. The temperature of the sensor of oxygen is set within $37...43^\circ C$, accuracy of its maintenance makes $0,1^\circ C$.

Keywords: many-server instrument, non-invasive methods studies, partial pressure, transcutaneous sensor of the oxygen.

*Надійшла до редакції
29 вересня 2010 року*

УДК 615.849.11

ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ СУЧАСНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ТЕРАПЕВТИЧНИХ АПАРАТІВ

*Терещенко М.Ф., Кирилова А.В., Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Проведено дослідження існуючих і перспективних методів ультразвукової терапії та принципів побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів (УТА). Запропоновані нові принципи побудови УТА, шляхи розширення їх діапазонів, зокрема, апаратів з гарантованим акустичним контактом по біологічній тканині та рекомендації по їх впровадженню у виробництво і розширеного використання в медичній практиці.

Ключові слова: ультразвук, терапія, автоматичний контроль.

Вступ

В сучасному медичному приладобудуванні немає завершеної цілісної концепції розробки та проектування ультразвукових апаратів медичного призначення, яка об'єднувала б весь комплекс взаємозв'язаних параметрів, починаючи від динамічного навантаження, наприклад конкретних параметрів коливань, що впливають на тканину безпосередньо або через їх рідку фазу, і, закінчуючи характеристиками параметрів ультразвукового генератора, оптимізованими за певними критеріями. Це перешкоджає створенню високоефективного фізіотерапевтичного обладнання.

Окрім того, відсутність глибоко розроблених методів вимірювання та контролю акустичних параметрів при передачі коливань з випромінювача на біологічну тканину гальмує подальший розвиток і широке впровадження досконалих ультразвукових технологій в медичну практику.

Тому основним завданням при створенні нової терапевтичної ультразвукової апаратури є вирішення проблем підвищення ефективності її роботи і, таким чином, розробки сучасних методів та принципів проектування, виробництва, випробування та впровадження в медичну практику з оптимізацією широкого спектру типів ультразвукової фізіотерапевтичної апаратури.

Постановка задачі

В [1] був розглянутий вплив ультразвукових хвиль на біологічні тканини та отримані практичні оціночні формули розрахунку впливу ультразвукового сигналу на зміну проникності мембран біологічну тканину при пасивній дифузії молекул речовин обміну та при активному транспорті іонообмінних процесів у клітині. У цій роботі будуть розглянуті та досліджені особливості впливу ультразвукового сигналу на біологічну тканину при гарантованому акустичному контакті. Адже, для розробки нової терапевтичної ультразвукової апаратури, підвищення ефективності її роботи і удосконаленню сучасних методів та принципів проектування необхідно дослідити нові принципи побудови ефективних, високоекономічних та досконалих апаратів, які під час процедури можуть забезпечити точно дозовану, нормовану дію ультразвуку на біологічну тканину, а також забезпечити гарантований, контрольований акустичний контакт між випромінювачем ультразвуку і біологічною тканиною з розширеним динамічним і частотним діапазонами, що підвищує ефект ультразвукової терапії внаслідок нормованої дії на органи і тканини ультразвуковим коливанням, дозованим за амплітудою та тривалістю.

Дослідження існуючих способів та принципів побудови апаратів ультразвукової терапії

У фізіотерапевтичній практиці для ультразвукової терапії використовуються, в основному, вітчизняні уніфіковані ультразвукові терапевтичні апарати (УТА) типу «УЗТ-1», «УЗТ-2», «Гамма», «ЛЮР-1» та ін., які під час процедури не можуть забезпечити точно дозовану, нормовану дію ультразвуку на біологічну тканину [2]. Серійно випускається велика різноманітність ультразвукових медичних приладів. Здебільшого вони мають малу вагу і є досить портативними. Ці прилади використовують ультразвук середньої інтенсивності до 3 Вт/см^2 і працюють у частотному діапазоні $0,75 \div 5$ МГц. Використовується або безперервний, або імпульсний режими. Імпульсні режими вибираються головним чином у тому випадку, коли необхідно зменшити дію теплового ефекту та більш ефективно використовувати саме дію ультразвуку на живу біологічну тканину.

УТА зазвичай мають дві або три фіксовані робочі частоти здебільшого з взаємозамінними перетворювачами і дають можливість плавно або дискретно змінювати величину інтенсивності. Більшість приладів мають можливість працювати в неперервному або одному чи багатократному імпульсному режимах. Найбільш часто використовувані режими – з тривалістю імпульсів (1-2) мс; (1-2) мс (сигнал: пауза) чи (2-4) мс ÷ (4-8) мс. Імпульсні режими характеризуються або відношенням тривалості сигналу t_c до тривалості паузи t_n , або коефіцієнтом заповнення K_z - відношенням тривалості сигналу $(t_c/T) \times 100\%$ до періоду T слідування імпульсів, який є вираженим у відсотках.

Ефективність лікувальної дії УТА залежить від методики проведення терапії. Існує декілька способів впливу ультразвукової енергії на певну частину живої біологічної тканини. Найбільш поширеним способом є контактний, тобто із за-

безпеченням контакту робочої поверхні випромінювача безпосередньо зі шкірою. В цьому випадку передача акустичної енергії здійснюється через тонкий шар контактної речовини, акустичний імпеданс якого близький до імпедансу шкіри. Під час процедури перетворювач може утримуватися в одному положенні (режим стаціонарного випромінювання) або безперервно переміщатися над оброблюваним місцем (режим рухомого випромінювання). Проте, режим стаціонарного випромінювання може призвести до локальних ушкоджень через можливе утворення стоячих хвиль і високотемпературних "гарячих точок".

При контактному способі ультразвукової терапії кількість енергії, що передається через різні рідини, практично одна і та ж, якщо контактний шар досить тонкий, і залежить радше від тиску перетворювача на контактну речовину, чим від його складу [2]. 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, нами був запропонований і розроблений більш досконалий полеконтактний метод і прогресивний саморегулюючий принцип побудови УТА [3] (рис.1).

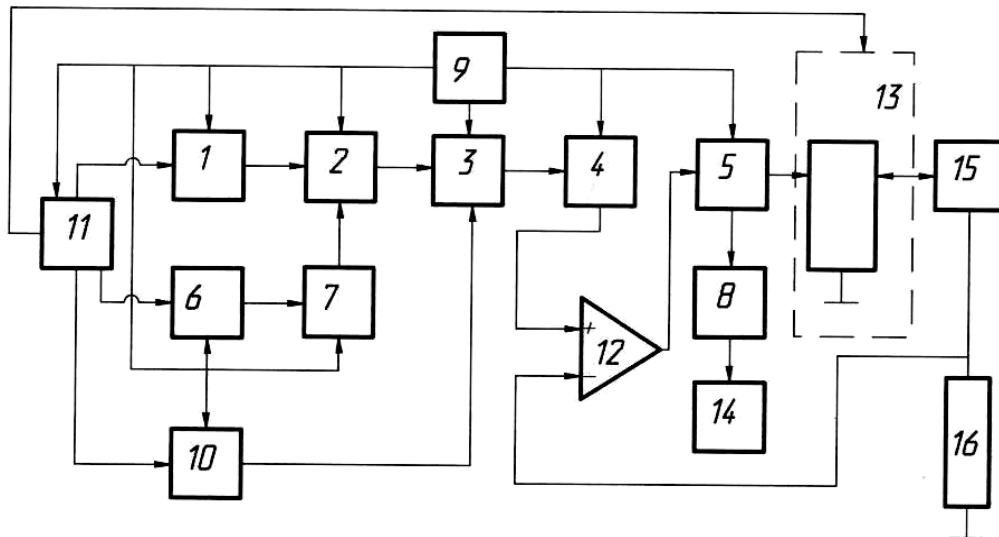


Рис. 1. Структурно-функціональна схема ультразвукового терапевтичного апарату з саморегулюванням, де 1 – генератор, 2 – модулятор, 3 – буферний каскад, 4 – попередній підсилювач, 5 – вихідний підсилювач, 6 – інфразвуковий генератор, 7 – буферно-підсилюючий каскад, 8 – індикатор вихідної потужності, 9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

Основним недоліком цього УТА є невисока ефективність лікувальної дії на 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 чинниками та послаблюють негативний вплив окремих фізіологічних компонентів, що збільшує ефективність процедурного спільного впливу на біологічну тканину.

На цих принципах були розроблені загальноприйняті норми щодо поєднання різних форм та методів терапії [4]. Комбінація сеансу ультразвукової терапії в один день можлива з сеансами гальванізації і електрофорезу (місцеві методики), електросном, імпульсними струмами, УВЧ, СВЧ, 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. Цей напрям комбінованої терапії з апаратною реалізацією поєднання ультразвукового обладнання з магнітним індуктором швидко займає провідні позиції в медичному приладобудуванні та широко використовується лікувальній практиці для досягнення максимально можливого і ефективного лікувального впливу.

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 [5]. Проте навіть при такій системній дії, у таких УТА недоліком є відсутність можливості дозованого і керованого енергетичного впливу та централізованого блока керування, як наслідок, невисока ефективність і недостатня нормована фізіотерапевтична дія. Тому для вирішення даної задачі було запропоновано вдосконалений комбінований метод, що гарантує забезпечення паралельного впливу магнітної індукції з ультразвуковим сигналом з параметрами, близькими активації біологічних мембран, а також мікрорухів органів і тканин [6] (рис. 2).

Ультразвуковий сигнал спільно із сигналом магнітної індукції активує обмінні процеси в клітинах та їх мембранах у зв'язку з тим, що магнітне поле з індукцією $5 \div 45$ мТл діє направлено на біологічну тканину з частотою сигналу $0,2 \div 50$ Гц і скважністю імпульсів $2 \div 20$. Форма імпульсів близька до прямокутної, оскільки у дослідженнях Холодова Ю.А. [7] було встановлено високу ефективність лікувального впливу при дії на клітину прямокутної форми імпульсу магнітної індукції. Підтримання заданої точності прямокутної форми сигналу магнітної індукції та стабільності забезпечується внаслідок від'ємного зворотного зв'язку.

При дії магнітного імпульсного поля виникає зменшення тиску в системах глибоких та 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 при комплексному методі.

Розглянуті перспективні способи та їх принципи побудови ультразвукової

терапії були об'єднані в автоматизованому ультразвуковому терапевтичному апараті (АУТА), що одночасно використовує ультразвукову енергію та енергію магнітного поля.

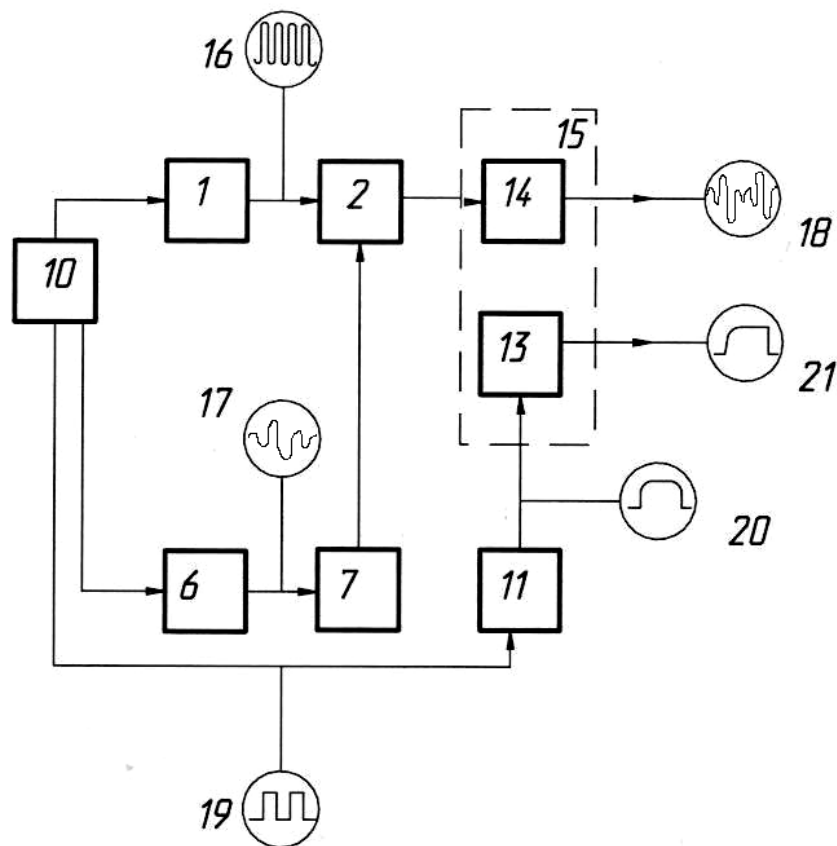


Рис.2. Схема багатофункціонального УТА з осцилограмами, де: 1 – генератор, 2 – модулятор, 6 – інфразвуковий генератор, 7 – буферно-підсилюючий каскад, 10 – блок керування, 11 – генератор струму, 13 – кероване джерело магнітної індукції, 14 – випромінювач ультразвукових хвиль, 15 – комбінований сумісний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

Розробка ефективних принципів побудови автоматизованих багатофункціональних УТА

Для нормованої та дозованої дії ультразвуку різної інтенсивності та частоти, автоматизації контролю за динамічними та частотними параметрами нами було запропонований удосконалений саморегулюючий принцип побудови автоматизованих ультразвукових терапевтичних апаратів з досягненням гарантованого контролю акустичного контакту з біологічною тканиною (рис.3) [8].

Автоматизація роботи УТА відбувається внаслідок контролю акустичного контакту. Принцип побудови УТА оснований 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 надходить 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 визиває звуковий і світловий сигнали, сигналізуючи про погіршення акустичного контакту з біологічною тканиною.

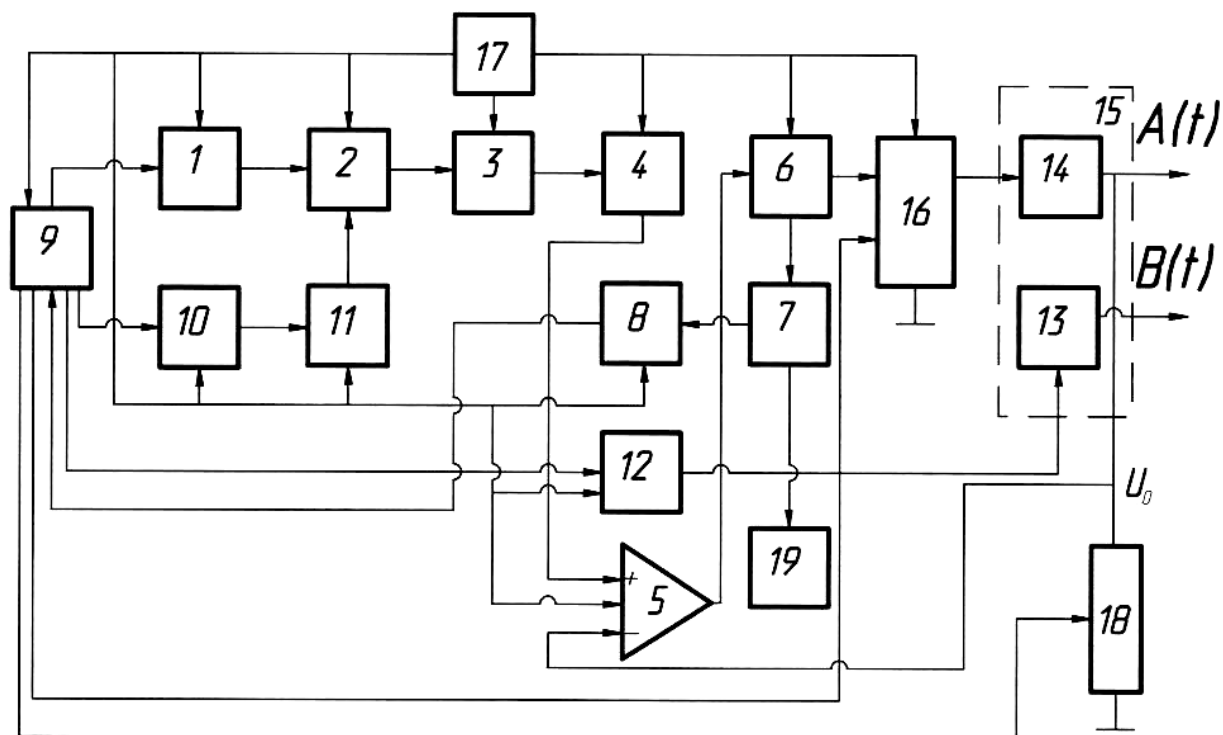


Рис.3. Структурно-функціональна схема автоматизованого багатофункціонального апарату для ультразвукової терапії, де: 1 – генератор, 2 – модулятор, 3 – буферний каскад, 4 – попередній підсилювач, 5 – диференціальний підсилювач, 6 – вихідний підсилювач, 7 – індикатор вихідної потужності, 8 – блок від’ємного 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

Напруга U_k одночасно надходить на ДП 5 і аналоговий пристрій вибірки-зберігання. Одночасно з цим, генератор лінійно зростаючої напруги починає формувати сигнали лінійно зростаючої напруги, що надходить на вхід компара-

тор. При рівності порівнюваних напруг з виходу ДП 5 надходить сигнал, що перемикає пристрій вибірки-зберігання в режим зберігання. Отже, 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 у 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 пристрої 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 керування зберігає у пам'яті отриману пацієнтом дозу впливу і вимикає апарат АУТА. Контроль акустичного контакту здійснюється у діапазоні зміни вихідної потужності більш ніж на 10 дБ, що суттєво перебиває діапазон регулювання використовуваних у фізіотерапії інтенсивностей акустичного сигналу.

У подальших експериментах будуть розглянуті та досліджені особливості впливу ультразвукового сигналу різних форм на біологічну тканину при гарантованому акустичному контакті.

Висновки

1. Досліджено та розроблено нові принципи побудови багатофункціональних УТА, що забезпечують розширені функціональні можливості та ефективність впливу ультразвукових хвиль на біологічну тканину.

2. Досліджено можливості забезпечення автоматичного контролю акустичного контракту випромінювача із середовищем при будь-якому рівні терапевтичної вихідній потужності.

3. Запропоновані принципи побудови АУТА надають можливості розширити спектр регулювання та забезпечити гарантований акустичний контакт і дозований вплив ультразвуковим сигналом на біологічні тканини.

4. У наступних дослідженнях буде встановлений зв'язок і взаєморегулювання інтенсивності $I(t)$ з досягненням малодозованої ефективної дії в саморегулюючій структурі АУТА.

Література

1. Терещенко Н.Ф. Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини / Н.Ф. Терещенко, А.В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. - 2010. - Вип.39.
2. Применение ультразвука в медицине. Физические основы / Миллер Е., Хилл К. – М.: Мир, 1989. – 568 с.
3. Пат. 44206 Україна. Апарат для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Чубара А. - № u200903338; заявл. 07.04.2009; опубл. 25.09. 2009, Бюл. №18.

4. Самосюк И.З. Основные принципы комбинированного и сочетанного применения лечебных физических факторов. – Социальный общенациональный информационно-презентационный проект «Курорты и санатории Украины». – 2010.
5. Пат. 38906 Україна. Універсальний пристрій для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Осадчий О.В., Рудик В.Ю., Стельмах Н.В. - u200810061; заявл. 04.08.2008; опубл. 26.01.2009, Бюл. № 2.
6. Пат. 40266 Україна. Багатофункціональний пристрій для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Перунін Р. - u200813838; заявл. 01.12.2008; опубл. 25.03.2009, Бюл. № 6.
7. Холодов Ю.А. Магнитные поля биологических объектов / Ю.А. Холодов, А.Н. Козлов, А.М. Горбач. -М.: Наука, 1987. – 145 с.
8. Пат. 53876 Україна. Автоматизований багатофункціональний пристрій для ультразвукової терапії / Терещенко М.Ф., Кирилова А.В. - u201003416; заявл. 24.03.2010; опубл. 25.10.2010, Бюл. № 6.

Н. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ СОВРЕМЕННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

Проведено исследование существующих и перспективных методов, принципов построения современных ультразвуковых терапевтических аппаратов (УТА). Предложены новые способы и принципы построения УТА, пути расширения их динамических и частотных диапазонов. Обоснованы новые принципы построения терапевтических аппаратов по достижению гарантированного акустического контакта с биологической тканью и рекомендации по их внедрению в производство и расширенного использования в медицинской практике.

Ключевые слова: ультразвук, терапия, автоматизированный контроль.

N.F. Tereschenko, A.V. Kyrylova

National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

PRINCIPLES OF CONSTRUCTION MODERN ULTRASONIC THERAPEUTIC DEVICES

A research of existent and perspective methods, principles of construction modern ultrasonic therapeutic devices (UTD) were conducted. New principles of construction UTD and ways of expansion of their dynamic and frequency ranges are offered. New principles of construction devices with assured acoustic contact on biological fabric. Recommendations on its expansion with applying in industry and medical practice are grounded over.

Keywords: ultrasound, therapy, automated control.

Надійшла до редакції

18 травня 2010 року

УДК 621.317

ПІДПОВЕРХНЕВЕ ЗОНДУВАННЯ ПРОСТОРОВО НЕОДНОРІДНИХ СЕРЕДОВИЩ

Куценко В.П., Державний університет інформатики і штучного інтелекту, Казенне науково-виробниче підприємство «Кварцит», Клініка квантової медицини, м. Донецьк, Україна

Розглянуто проблеми підповерхневого зондування просторово неоднорідних середовищ методами радіотеплового і радіохвильового НВЧ дослідження у вільному просторі. Зондування здійснюється на основі оцінки потужності випромінюваних радіотеплових сигналів, а