

9. Терехов И.В., Солодухин К.А., Никифоров В.С. Влияние низкоинтенсивного СВЧ-облучения на внутриклеточные процессы в мононуклеарах при пневмонии // Медицинская иммунология. 2012. Т. 14. № 6. С. 541-544.
10. Kirichuck V.F., Ivanov A.N., Kulapina E.G., Krenickiy A.P., Mayborodin A.V. Effect of terahertz electromagnetic irradiation at nitric oxide frequencies on concentration of nitrites in blood serum of albino rats under conditions of immobilization stress // Bulletin of Experimental Biology and Medicine. 2010. Vol. 149. № 2. PP. 174-176.
11. Терехов И.В., Солодухин К.А., Ицкович В.О., Никифоров В.С. Особенности биологического действия низкоинтенсивного СВЧ-излучения на продукцию цитокинов клетками цельной крови при внебольничной пневмонии // Цитокины и воспаление. 2012. Т. 11. № 4. С. 67-72.
12. Терехов И.В., Бондарь С.С. Особенности биологического действия низкоинтенсивного СВЧ-излучения на состояние противовирусной защиты клеток цельной крови при внебольничной пневмонии и у здоровых лиц // Вестник новых медицинских технологий. 2015. Т. 22. № 2. С. 55-60.
13. Бондарь С.С., Логаткина А.В., Терехов И.В. Состояние МАРК/SАРК-сигнального пути в агранулоцитах цельной крови в постклиническом периоде инфекционно-воспалительного процесса под влиянием низкоинтенсивного электромагнитного излучения частотой 1000 МГц // Вестник новых медицинских технологий. 2016. Т. 23. № 1. С. 142-150.
14. Власкин С.В., Терехов И.В., Петросян В.И., Дягилев Б.Л. Способ терапевтического воздействия на биологические объекты электромагнитными волнами и устройство для его осуществления / Патент РФ № 2445134. 2012. Бюл. изобретений. 2012. № 8.
15. Deanfield J.E., Halcox J.P., Rabelink T.J. Endothelial function and dysfunction: Testing and clinical relevance // Circulation. 2007. Vol. 115. PP. 1285-1295.
16. Bouwmeester T., Bauch A., Ruffner H. et al. A physical and functional map of the human TNF-alpha/NF-kappa B signal transduction pathway // Nat. Cell Biol. 2004. Vol. 6 (2). PP. 97-105.
17. Лычкова А.Э. Оксид азота и вегетативная нервная система // Успехи физиологических наук. 2013. Т. 44. № 1. С. 72-95.
18. Li M.C., He S.H. IL-10 and its related cytokines for treatment of inflammatory bowel disease // World J. Gastroenterol. 2004. Vol. 10 (5). PP. 620-625.
19. Poindexter N.J., Walch E.T., Chada S, Grimm E.A. Cytokine induction of interleukin-24 in human peripheral blood mononuclear cells // J. Leukoc. Biol. 2005. Vol. 78 (3). PP. 745-752.
20. Терехов И.В., Хадарцев А.А., Бондарь С.С. Состояние рецепторзависимых сигнальных путей в агранулоцитах периферической крови реконвалесцентоv внебольничной пневмонии под влиянием микроволнового излучения // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. 2016. № 93 (3). С. 23-28.
21. Sinityn N.I., Yolkin V.A., Gulyaev Yu. V. et al. Special function of the «millimeter wavelength waves – aqueous medium» system in nature // Critical Reviews in Biomedical Engineering. 2000. Vol. 28 (1-2). PP. 269-305.

Анна Владимировна Логаткина,
 аспирант,
 Тульский государственный университет,
 г. Тула,
 Виктор Сергеевич Никифоров,
 д-р мед. наук, профессор,
 кафедра функциональной диагностики,
 Северо-Западный государственный медицинский
 университет им. И.И. Мечникова,
 г. Санкт-Петербург,
 Станислав Станиславович Бондарь,
 зав. лабораторией молекулярной
 биофизики и протеомики,
 Игорь Владимирович Терехов,
 канд. мед. наук, доцент,
 кафедра общей патологии медицинского института,
 Тульский государственный университет,
 г. Тула,
 e-mail: trft@mail.ru

Н.Н. Дедович, А.Ф. Романов, В.С. Улащик

Аппарат для низкочастотной ультразвуковой терапии

Аннотация

Описаны устройство аппарата и его функциональные возможности для низкочастотной ультразвуковой терапии. Аппарат позволяет осуществлять воздействие ультразвуком в диапазоне 20...100 кГц интенсивностью до 1,0 Вт/см² при различных режимах. Клиническая апробация аппарата продемонстрировала его высокую медико-экономическую эффективность при заболеваниях, показанных для низкочастотной ультразвуковой терапии.

Ультразвуковая терапия – один из наиболее распространенных и эффективных физиотерапевтических методов. Она с успехом используется в самых различных областях медицины: стоматологии, неврологии, травматологии, ортопедии, дерматологии, терапии и др. В последние годы в лечебную практику начали активно внедрять низкочастотный ультразвук (от 20 до 100 кГц), отличающийся более высокой биологической активностью и простотой применения. Согласно имеющимся данным, низкочастотный ультразвук по сравнению с высокочастотным более глубоко проникает в ткани, обладает более выраженным бактерицидным, противоотечным, разрыхляющим деполимеризующим действием, сильнее изменяет сосудистую и эпителиальную проницаемость, проявляет большую форетическую активность, способен оказывать выраженный противовоспалительный эффект [1]-[3].

Доказана высокая терапевтическая эффективность низкочастотного ультразвука в лечении гнойных процессов, трофи-

ческих язв, хронических воспалительных процессов различной локализации, деструктивного туберкулеза, зубочелюстных аномалий и др. [4]-[9]. Широкое использование метода сдерживается отсутствием простых и удобных в эксплуатации аппаратов, которые обеспечивали бы безопасное, контролируемое и эффективное воздействие низкочастотным ультразвуком оптимальных параметров. Авторами осуществлена разработка такого аппарата, описание которого приведено в настоящей статье.

Концепция и техническая реализация изделия

В соответствии с требованиями современной физиотерапии, изготавливаемое изделие должно иметь несколько режимов и частот излучения, а также регулировку мощности излучения, контроль выполнения процедур, что должно существенно расширить функциональные возможности аппарата. Режим работы и частота озвучивания, излучаемая мощность и контакт

излучателя с поверхностью озвучиваемого объекта должны регистрироваться на панели аппарата световыми индикаторами. Изделие должно комплектоваться акустическими узлами (лечебными головками), позволяющими проводить ультразвуковую терапию в различных областях медицины. Масса и габариты аппарата, а также возможность работы как от сетевого, так и от автономного питания должны обеспечить его широкое применение в любых условиях.

Работа аппарата основана на преобразовании электрической энергии в низкочастотные ультразвуковые колебания, которые через акустический узел передаются на облучаемую поверхность.

Аппарат содержит следующие основные узлы (см. структурную схему, рис. 1): управляемый задающий генератор 1, модулятор 2, усилитель мощности 3 с согласующим устройством, а также устройство управления 4, блок контроля акустического контакта 5, акустический узел 6, а также схему измерения параметров излучения 7, регулятор мощности 8, узел подстройки частоты 9.

Питание узлов аппарата осуществляется от сетевого адаптера питания с выходным напряжением 24 В, из которого вторичный источник питания формирует три уровня питания: $DVd = +5$ В для питания цифровых цепей и $AVd = \pm 3,3$ В для питания аналоговых цепей аппарата. Сетевой адаптер питания обеспечивает гальваническую развязку цепей аппарата от питающего напряжения, гарантируя его безопасное применение.

Аппарат работает следующим образом. Колебания с выхода управляемого задающего генератора 1 поступают на вход модулятора 2, на выходе которого формируется модулированный по амплитуде сигнал ультразвуковой частоты. Вид модуляции задается устройством управления 4 в соответствии с установленными параметрами проводимой процедуры. Сигнал с выхода модулятора 2 поступает на вход усилителя мощности 3 с согласующим устройством. Регулировка усиления сигнала осуществляется регулятором мощности 8 по результату сравнения выходного напряжения усилителя мощности 3, измеряемого схемой измерения параметров излучения 7, с установленным значением, задаваемым устройством управления 4. Уровень поступающей в акустический узел 6 активной мощности, измеряемый схемой измерения параметров излучения 7, контролируется блоком контроля акустического контакта 5. При уменьшении уровня активной мощности, подводимой к акустическому узлу 6, производится автоматическая подстройка значения порогового напряжения регулятора мощности 8 для обеспечения требуемой мощности излучения ультразвукового сигнала в среду. С выхода схемы измерения параметров излучения 7 на узел подстройки частоты 9 поступает сигнал, по которому производится подстройка частоты управляемого задающего генератора 1 к резонансному значению акустического узла 6 для обеспечения максимальной эффективности преобразования электрической энергии в акустическую (максимального коэффициента полезного действия аппарата).

Усилитель мощности формирует колебания электрического сигнала с амплитудой до 20 В и обеспечивает выходную

мощность до 10 Вт с КПД не менее 50 %. Согласующее устройство усилителя мощности обеспечивает согласование сигналов между формирователем электрических колебаний и электроакустическим узлом. Оно включает в себя согласующий трансформатор, который повышает напряжение с выхода усилителя, и группу дросселей, с помощью которых электрическая цепь питания акустического узла настраивается в резонанс с его механическими колебаниями. Для каждого акустического узла при его подключении к аппарату обеспечивается подключение соответствующего дросселя.

В аппарате осуществляются автоматический контроль и поддержание заданного уровня излучаемой мощности и частоты излучения [10]. Реализация этих функций осуществляется с помощью схемы регулятора мощности и узла подстройки частоты соответственно по результатам контроля параметров излучения, выполняемого схемой измерения параметров. В схеме измерения параметров определяется среднеквадратичный уровень напряжения U , приложенного к электроакустическому преобразователю акустического узла 6, и тока I , протекающего через него. Фазочастотным детектором определяется разность фаз ϕ между напряжением и током. По результатам измерения вычисляются значения активной мощности

$$P_a = I \cdot U \cdot \cos\phi$$

и реактивной составляющей проводимости

$$G_r = \sin\phi \cdot \frac{I}{U}$$

Измерение этих параметров проводится постоянно, с определенной периодичностью. Результаты измерения параметров передаются в устройство управления, которое выполнено на базе микроконтроллера и осуществляет подстройку частоты колебаний и уровня выходной мощности к заданным значениям. По значению активной мощности с помощью регулятора выходной мощности производится подстройка выходной мощности к установленной, а по реактивной составляющей проводимости выполняется подстройка частоты генератора в резонанс с собственной резонансной частотой акустического узла. Блок контроля акустического контакта обеспечивает индикацию возможности достижения заданных значений параметров при изменении акустического контакта лечебной головки с пациентом. При невозможности осуществить регулировку формируется сигнал ошибки – «отсутствие акустического контакта» и процедура прерывается до восстановления контакта. Таким образом обеспечивается гарантированное терапевтическое воздействие в соответствии с установленной процедурой.

Общий вид терапевтического аппарата представлен на рис. 2. Особенностью разработанного аппарата являются принципиально новые технические решения, реализованные в его конструкции.

- Таковыми решениями, в частности, являются:
- возможность работы с лечебными головками, имеющими разные частоты излучения;

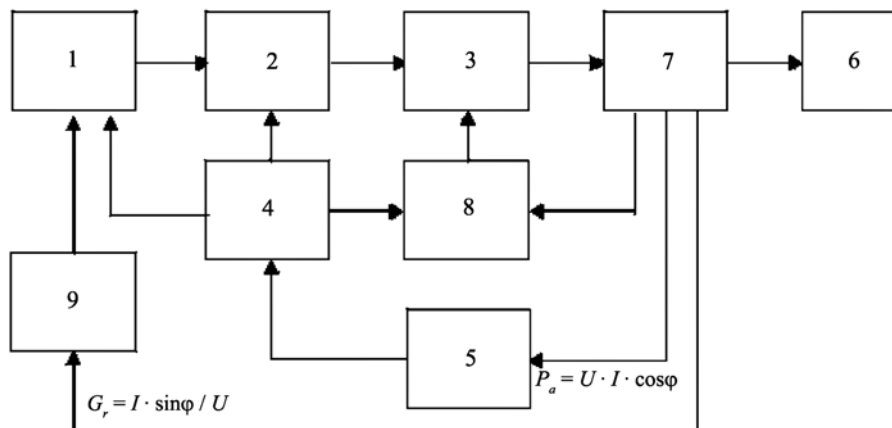


Рис. 1. Структурная схема аппарата (пояснения – в тексте)

- автоматическая непрерывная подстройка частоты излучения для эффективной работы аппарата с минимальной потребляемой мощностью при заданной излучаемой мощности;
- контроль акустического контакта лечебной головки с телом пациента;
- поддержание заданного уровня ультразвукового излучения независимо от степени акустического контакта;
- несколько режимов излучения с регулируемыми параметрами;
- автоматическая установка режимов работы и полная диагностика состояния аппарата.

Основные технические решения аппарата защищены патентом [10].



Рис. 2. Общий вид аппарата

Функциональные возможности, режимы воздействия и применение

В аппарате низкочастотной ультразвуковой терапии реализованы все режимы излучения ультразвукового сигнала, которые предусмотрены в аппаратах данного класса. Кроме того, аппарат позволяет работать (после соответствующей настройки) с акустическими узлами любой частоты в рабочем диапазоне 20...100 кГц. При подключении акустического узла аппарат обеспечивает автоматическое определение его рабочей частоты, точную настройку на резонанс акустического узла и определение его сопротивления потерь, которое необходимо для эффективного управления выходной мощностью.

Параметры процедуры вводятся одной из кнопок: «Режим», «Мощность», «Экспозиция», «Процедура» (см. рис. 2).

В аппарате реализованы три режима излучения ультразвука: непрерывный, импульсный и модулированный.

При выборе импульсного режима излучения устанавливаются длительность экспозиции и длительность паузы. В течение времени экспозиции производится излучение на установленной мощности. В паузе усилитель мощности отключается и излучение отсутствует.

В режиме модулированного излучения производится ступенчатое переключение излучаемой мощности, начиная с минимальной и заканчивая установленной мощностью. Длительность излучения на каждой мощности определяется установленным временем экспозиции.

Мощность излучения устанавливается дискретно, имеется пять значений интенсивности излучения в диапазоне от 0,2 до 1,0 Вт/см² в зависимости от площади излучающей поверхности лечебной головки, которая может иметь площадь 1 или 4 см².

Длительность процедуры может устанавливаться в диапазоне от 1 с до 99 мин 59 с. Дискретность установки – 1 с.

После запуска процедуры нажатием кнопки «пуск/стоп» аппарат начинает формировать ультразвуковой сигнал установленной мощности в соответствии с заданным режимом из-

лучения и начинается обратный отсчет таймера длительности процедуры. Проводится постоянный контроль акустического контакта лечебной головки с пациентом; при нарушении контакта или если сопротивление контакта не позволяет обеспечить требуемую мощность излучения в нагрузку (пациента), аппарат формирует световой и звуковой сигналы отсутствия контакта для пациента и персонала. Отсчет времени экспозиции при этом не ведется.

Наряду с техническими и санитарно-гигиеническими испытаниями аппарат успешно прошел в Республике Беларусь государственные медицинские испытания, во время которых не только были подтверждены его работоспособность, функциональность и безопасность, но и установлены показания для применения при ряде заболеваний. Кроме того, исследования на различных патологических моделях позволили выявить зависимость основных лечебных эффектов от параметров низкочастотного ультразвука и определить наиболее эффективные из них для купирования патологических проявлений. Так, максимальным разрыхляющим воздействием на костную и соединительную ткань обладает ультразвук частотой 44 кГц (0,6 Вт/см²), репаративные процессы в поврежденных тканях быстрее и полноценнее протекают при озвучивании на частоте 60 или 100 кГц (0,4 Вт/см²), противовоспалительное действие активнее проявляется под влиянием ультразвука частотой 22 и 44 кГц (0,4...0,6 Вт/см²), а обезболивающий эффект максимален у ультразвука частотой 22 кГц (0,2...0,4 Вт/см²) [11]-[14].

Применение аппарата оказалось эффективным при лечении таких заболеваний, как артриты, артрозы, остеохондроз позвоночника, пяточная шпора, болезнь Бехтерева, контрактура Дюпюитрена, хронические неспецифические заболевания легких, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, межреберная невралгия, контрактура жевательных мышц и др., что дало основание Министерству здравоохранения Республики Беларусь рекомендовать аппарат для серийного выпуска и использования в лечебно-профилактических и санаторно-курортных учреждениях. По результатам медицинских испытаний и на основании собственного опыта и условий применения аппарата в клинической практике, изданы методические рекомендации, посвященные технике, методикам и условиям лечебно-профилактического применения низкочастотной ультразвуковой терапии с использованием разработанного аппарата [15].

Таким образом, по результатам выполненных медико-технических исследований создан многочастотный ультразвуковой аппарат, который обеспечивает контролируемое дозируемое терапевтическое воздействие ультразвуком низких частот (20...100 кГц) в непрерывном, импульсном и модулированном режимах. Предложенный аппарат может использоваться для лечения различных заболеваний, показанных для воздействия низкочастотной ультразвуковой терапии [15], [16].

Список литературы:

1. Николаев Г.А., Лоцилов В.И. Ультразвуковая технология в хирургии. – М.: Медицина, 1980. 272 с.
2. Физические методы в лечении и медицинской реабилитации больных и инвалидов / Под ред. И.З. Самосука. – Киев: Здоров'я, 2004. 624 с.
3. Улащик В.С., Лукомский И.В. Общая физиотерапия. – Минск: Книжный дом, 2008. 512 с.
4. Либерзон Р.Д. Обработка ран низкочастотным ультразвуком в профилактике и лечении гнойных осложнений у травматологических больных / Автореферат диссертации канд. мед. наук. – М., 1992. 20 с.
5. Артюх Т.Н. Обоснование использования низкочастотного ультразвука в комплексном лечении больных дистрофическими заболеваниями вульвы / Автореферат диссертации канд. мед. наук. – Омск, 2000. 24 с.
6. Нестерова К.И. Лечение острых воспалительных заболеваний носа и околоносовых пазух низкочастотным ультразвуком / Автореферат диссертации канд. мед. наук. – Омск, 2002. 18 с.

7. *Тепляков Е.Ю.* Применение низкочастотного ультразвука и раневых покрытий в лечении гнойных ран / Автореферат диссертации канд. мед. наук. – Красноярск, 2005. 24 с.
8. *Улащик В.С., Хайдар Мохамед* Применение низкочастотного ультразвука при язвенной болезни // *Здравоохранение*. 1997. № 9. С. 35-37.
9. *Самосюк И.З., Мясников В.Г., Клименко И.В.* Применение низкочастотного ультразвука в комплексной терапии больных туберкулезом легких // *Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры*. 1999. № 2. С. 9-11.
10. *Дедович Н.Н. и др.* Ультразвуковой терапевтический аппарат / Патент РБ № 4832 от 15.04.2008 г.
11. *Иващенко С.В.* Лечение зубочелюстных аномалий и деформаций в сформированном прикусе с применением физических и физико-фармакологических методов (экспериментально-клиническое исследование) / Автореферат дис. доктора медицинских наук. – Минск, 2011. 44 с.
12. *Морозова И.Л., Куклова Е.Н., Улащик В.С.* Модуляция низкочастотным ультразвуком ноцицептивной чувствительности крыс при тонической боли // *Новости медико-биологических наук*. 2012. Т. 5. № 2. С. 158-163.
13. *Улащик В.С.* Новые данные о физиологическом и лечебном действии низкочастотного ультразвука // *Физиотерапевт*. 2012. № 8. С. 3-10.
14. *Улащик В.С., Куклова Е.Н., Морозова И.Л.* Действие низкочастотного ультразвука на ноцицептивную чувствительность крыс // *Физиотерапия, бальнеология и реабилитация*. 2012. № 5. С. 3-8.
15. *Улащик В.С., Иващенко С.В., Наумович С.А.* Низкочастотная ультразвуковая терапия: механизм действия, техника и методики применения. Методические рекомендации. – Минск: БГМУ, 2011. 18 с.
16. *Улащик В.С.* Физиотерапия. Новейшие методы и технологии. – Минск: Книжный дом, 2013. 448 с.

Николай Николаевич Дедович,
научный сотрудник,
Анатолий Филиппович Романов,
канд. техн. наук, зав. лабораторией,
НИИПФП им. А.Н. Севченко БГУ,
Владимир Сергеевич Улащик,
д-р мед. наук, профессор,
академик,
Национальная академия наук
Республики Беларусь,
гл. научный сотрудник,
Институт физиологии НАН Беларуси,
г. Минск, Республика Беларусь,
e-mail: ramanau@bsu.by

Е.И. Воробьев, А.В. Михеев, К.О. Моргуненко

Макет протеза кисти руки с управлением от движений стопы и пальцев ног

Аннотация

Предложен подход к управлению протезом руки от движения пальцев ног и стопы. Дано описание конструкции макета протеза кисти руки с независимым движением пальцев. Предложена беспроводная система дистанционного управления протезом от тактильной стельки, вкладываемой в обувь. Выбраны параметры передаточного механизма методом его синтеза по заданным конечным положениям входного и выходного звеньев. Выбраны параметры пневматических сильфонов, жесткость пружин схвата, давление в пневматической сети из условия габаритных ограничений и усилий на пальцах кисти.

Работа выполнена при поддержке гранта Российского фонда фундаментальных исследований, проект № 16-08-00305А.

В настоящее время наибольшие успехи в протезировании рук связаны с созданием протезов кисти руки, управляемых от биопотенциалов оставшихся мышц руки. Создание протезов рук, приближенных по своим функциональным возможностям к руке человека, до сих пор является нерешенной задачей. Основным способом управления протезом кисти руки, предложенным в 1957 году в России профессором А.Е. Кобринским с соавт. [1], является способ управления от биопотенциалов оставшихся мышц. Однако существующие в настоящее время коммерческие образцы протезов кисти не имеют независимых движений пальцев, что значительно снижает их функциональность. Это связано с ограниченностью числа управляющих сигналов, снимаемых с мышц, оставшихся после ампутации. В случае полного удаления руки задача создания многофункционального протеза становится еще более сложной. Кисти существующих полных протезов рук имеют одну-две степени свободы [2], [3]. Отдельным вопросам создания и управления полным протезом руки посвящены работы [4]-[6].

Альтернативным подходом к управлению протезом руки является использование движений, отдаленных от протеза мышц и частей тела. Наиболее привлекательным для управле-

ния протезом кисти руки является использование движений пальцев ног, которые обладают высокой подвижностью и позволяют получить независимые движения пальцев протеза. В рассматриваемой работе представлен действующий макет протеза кисти руки с независимыми движениями пальцев, управляемый от движения пальцев ног и стопы. Рассматриваются вопросы выбора параметров механизма и привода протеза. Использование протеза кисти руки такого типа позволяет значительно увеличить функциональность полного протеза руки.

Конструкция и управление протеза кисти руки

На *рис. 1* показана реализованная на практике функциональная схема протеза кисти руки с управляемыми пневматическими упругими элементами (сильфонами) в качестве приводов. Контур управления включает в себя оператора с пультом-стелькой управления 5, который размещен на стопе, систему управления и исполнительный механизм захвата (пальцев). На пульте-стельке управления соответствующим образом выполнены контактные датчики, принимающие сигналы оператора, которые через усилители 2 поступают на электромагнитный пневмораспределитель 10. Учитывая особен-