

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 615.472.03:615.847.8

ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ УНІВЕРСАЛЬНИХ МАГНІТО- ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНИХ АПАРАТІВ

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

Проведено дослідження існуючих та перспективних принципів побудови сучасних магніто-фізіотерапевтичних апаратів (МФТА), запропоновані методи розширення їх динамічного діапазону. Обґрунтовані рекомендації щодо їх впровадження у виробництво та розширеного використання в медичній практиці

Вступ

На сучасному етапі розвитку медичної техніки, розширюється напрям орієнтований на створення МФТА та пристроїв. Їх динамічний діапазон складає від одиниць мікроТесла до 0,5 Тесла, частотний діапазон – від кількох одиниць Герц до сотень кілоГерц, тривалість імпульсів магнітного поля – від одиниць мікросекунд до сотень мілісекунд [1].

При проведенні фізіотерапевтичних процедур дуже важливого значення набуває можливість керування динамічним, часовим і частотним діапазонами магнітного поля (МП) в зоні дії індукції на біологічну тканину (БТ). Це збільшує ефективність впливу МП та прискорює терапевтичний ефект. Для таких МФТА необхідно мати керовану міру магнітної індукції заданої форми. Для реалізації лікувального ефекту також важлива і форма імпульсу. Згідно даних Ю. А. Холодова (1987) прямокутна форма імпульсу має більшу активність впливу на БТ, ніж синусоїдальна внаслідок її стимулюючої дії на прискорення обмінних процесів в клітинах та їх мембранах [2].

Постановка задачі

Розроблені та впроваджені в медичну практику апарати для магнітотерапії типу “Полюс-5”, “Полюс-6”, “МПТ-11”, “Маг-30” значно обмежені у керуванні зміною параметрів МП при дії на біологічний об’єкт [3]. У зв’язку з цим, однією з головних задач подальшого розвитку МФТА та даної роботи є розширення динамічного, часового та частотного діапазонів МФТА, що дозволяє генерувати імпульси МП прямокутної та інших заданих форм з високою точністю відтворення форми сигналу магнітної індукції, для збільшення її значення в робочій зоні, до сотень міліТесла.

Отже, необхідно було запропонувати оптимальні принципи побудови таких МФТА, що забезпечують високу керованість і точність в отриманні заданих

параметрів магнітної індукції в робочій зоні індуктора при прямому контакті випромінювача з БТ та забезпечити можливість отримання нею необхідних доз.

Основна частина

Для вирішення поставленої задачі нами запропонований новий принцип побудови керованої міри магнітної індукції (КММІ) [4]. За яким застосовується регулюючий імпульсний генератор з програмованими блоками фільтрів та блоками динамічного підсилення. Це дозволяє розширити динамічний, часовий та частотний діапазони і генерувати імпульси МП прямокутної форми зі збільшенням значення магнітної індукції.

Для відтворення МП різних форм у широкому діапазоні зміни їх параметрів (амплітуди, тривалості імпульсів, форми поля тощо) використовуються прецизійні джерела МП [4-9].

Прецизійні джерела змінних магнітних полів (ПДЗМП), побудовані за розімкнутою структурною схемою з використанням паралельних вихідних ланцюгів, мають більш широкі можливості [8].

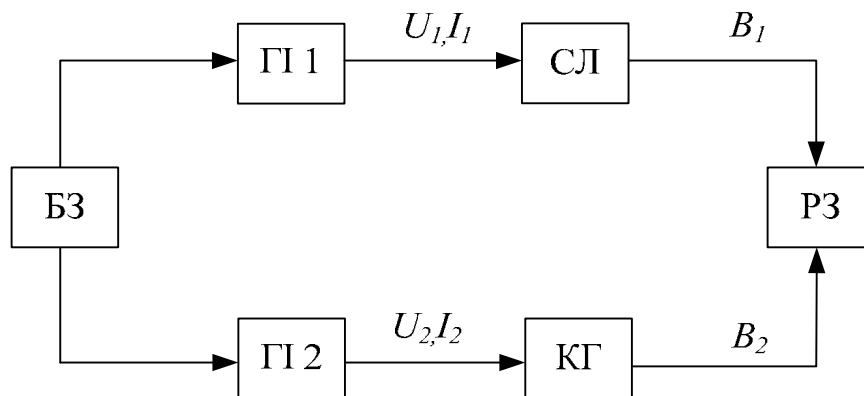


Рис. 1. Структурна схема ПДЗМП розімкнутого типу з використанням паралельних вихідних ланцюгів

Приклад такого джерела відображено на рис.1. ПДЗМП містить блок запуску (БЗ), що керує роботою двох генераторів імпульсів ГІ 1 і ГІ 2, підключених відповідно до смугової лінії (СЛ) та кільця Гельмгольца (КГ), що відтворюють МП в замкненій робочій зоні (РЗ). Такі джерела застосовуються для отримання прямокутної чи заданої форми імпульсів МП. З блока запуску надходять синхроімпульси на два генератори імпульсів, навантажених на смугову лінію та кільця Гельмгольца, відповідно. Оскільки смугову лінію виконано у вигляді RC -ланцюга, то обираємо параметри смугової лінії і кільця Гельмгольца таким чином, щоб їх сталі часу були рівні, тобто

$$\tau_{10} = R_1 C = \tau_{20} = \frac{L}{R_2} = \tau_0. \quad (1)$$

Тоді струм, що тече у СЛ, має опис [4]

$$i_{10} = i_{\text{сл}}(t) = \frac{U_1}{R_1} e^{-\frac{t}{R_1 C}} = \frac{U_1}{R_1} e^{-\frac{t}{\tau_{10}}}. \quad (2)$$

Струм у КГ

$$i_{20} = i_{\text{кг}}(t) = \frac{U_2}{R_2} (1 - e^{-\frac{t}{\tau_{20}}}). \quad (3)$$

Магнітна індукція в цих ланках дорівнює

$$B_{10} = B_{\text{сл}}(t) = K_{B_1} i_{\text{сл}}(t), \quad (4)$$

$$B_{20} = B_{\text{кг}}(t) = K_{B_2} i_{\text{кг}}(t), \quad (5)$$

де K_{B_1} – коефіцієнт перетворення СЛ чи стала СЛ за магнітною індукцією;

K_{B_2} – стала КГ за магнітною індукцією.

Результуюча магнітна індукція в робочій зоні дорівнює

$$B(t) = B_{\text{сл}}(t) + B_{\text{кг}}(t) = K_{B_1} i_{\text{сл}}(t) + K_{B_2} i_{\text{кг}}(t). \quad (6)$$

За умови дотримання рівності (1) і підбору сталих часу

$$B_0 = \frac{U_1 K_{B_1}}{R_1} = \frac{U_2 K_{B_2}}{R_2}, \quad (7)$$

отримаємо потрібну прямокутну чи другу задану форму магнітної індукції. Проте забезпечити умови (1) та (7) дуже важко через температурну нестабільність, вплив зовнішніх магнітних полів, старіння елементів.

Для усунення цих недоліків, що значно впливають на точність в джерелах імпульсних магнітних полів (ІМП) з формуванням паралельних розімкнутих структур, застосовується ланцюг автоматичної корекції, що базується на допоміжному вимірюванні сталих часу паралельних трактів[9]. Для вирішення поставленої задачі, тобто розширення динамічного та частотного діапазонів МП, нами запропоноване таке джерело ІМП з введеними програмованими блоками фільтрів та блоками динамічного підсилення, що дозволяє генерувати імпульси МП прямокутної форми і надає можливість збільшити значення магнітної індукції в робочій зоні в 2÷10 разів. На рис. 2 зображено структурну схему такого джерела ІМП.

З блоку запуску (БЗ) синхроімпульси надходять на запуск генераторів імпульсів (Г1 та Г2) та включення блоку визначення сталої часу (ВСЧ). Генератори імпульсів генерують імпульси струму, що проходять по смуговій лінії (СЛ) та кільцям Гельмгольца (КГ). З блоків генераторів імпульсів сигнал надходить до блоків фільтрів (БФ1 та БФ2), де фільтрується та надходить на входи блоків динамічного підсилення (БДП1 і БДП2) і через виходи надходить до блоку синхронізації та затримки (БСЗ). Блок ВСЧ почергово визначає сталі часу

$\tau_{10}, \tau_{11}, \tau_{12}, \tau_{13}$ та $\tau_{20}, \tau_{21}, \tau_{22}, \tau_{23}$ значення яких через автоматичний перемикач (АП) записуються до блоків пам'яті БП1 та БП2.

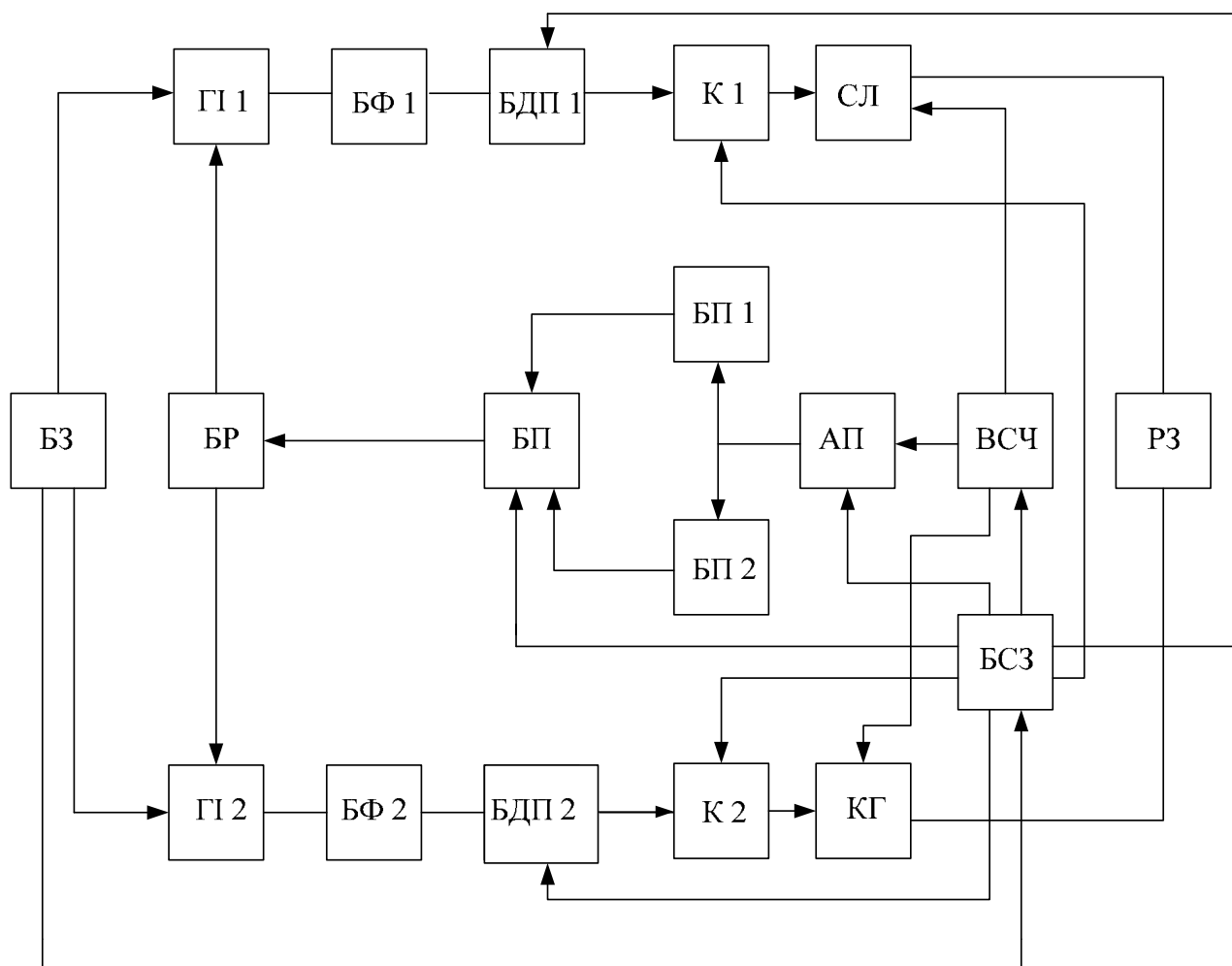


Рис. 2. Функціональна схема ПДЗМП з ланцюгом автоматичної корекції, що засноване на допоміжному вимірюванні сталих часу паралельних трактів

Вихідні сигнали з блоків пам'яті БП1, БП2 надходять до блоку порівняння БП, де здійснюється перевірка рівності (1), при порушенні рівності вихідний сигнал з БП надходить до блоку регулювання БР, що забезпечує керування вихідним сигналом генераторів імпульсів ГІ1 та ГІ2. Розглянемо більш детально механізм компенсації температурних та інструментальних похибок. При зміні температури порушується рівність (1), тоді [4]

$$\tau_{11} = a \tau_{10}, \quad (8)$$

$$\tau_{21} = b \tau_{20}, \quad (9)$$

де a, b – коефіцієнти корекції СЛ та КГ відповідно, а τ_{10}, τ_{20} – сталі часу СЛ та КГ відповідно.

Струми першого та другого ланцюгів змінюються

$$i_{11} = I_m e^{-\frac{t}{a\tau_{10}}}, \quad (10)$$

$$i_{21} = I_m (1 - e^{-\frac{t}{b\tau_{20}}}), \quad (11)$$

де I_m – максимальне значення струму СЛ та КГ;

Магнітна індукція, що відтворюється у ланцюзі [9]:

$$B_{11} = K_{B_1} i_{11} = K_{B_1} I_m e^{-\frac{t}{a\tau_{10}}}, \quad (12)$$

$$B_{21} = K_{B_2} i_{21} = K_{B_2} I_m (1 - e^{-\frac{t}{b\tau_{20}}}). \quad (13)$$

Результуюче магнітне поле, враховуючи (1) та (6), відповідає

$$B = B_0 e^{-\frac{t}{a\tau_{20}}} + B_0 - B_0 e^{-\frac{t}{b\tau_{20}}} = B_0 + B_0 e^{-\frac{t}{\tau_0}} (e^{\frac{1}{a}} - e^{\frac{1}{b}}). \quad (14)$$

Відносна похибка відтворення магнітної індукції, що обумовлена зміною сталих часу, дорівнює

$$\gamma = \frac{B}{B_0} 100\% = \frac{B_0 (1 + e^{-\frac{t}{\tau_0}} (e^{\frac{1}{a}} - e^{\frac{1}{b}}))}{B_0} 100\% = (1 + A e^{-\frac{t}{\tau_0}}) 100\%, \quad (15)$$

де $A = e^{\frac{1}{a}} - e^{\frac{1}{b}}$.

Для усунення цієї похибки передбачено ланцюг автоматичної корекції [5]. Якщо у першому ланцюзі збільшувався опір R_1 , через зміни температури чи інструментальну похибку, то

$$\tau_{11} > \tau_{10},$$

де τ_{10} – стала часу ланцюга на момент часу t_0 ; τ_{11} – стала часу у ланцюзі на момент часу t_1 . Тоді внаслідок зміни струму $I_m(t)$ маємо

$$i_{11}(t) = i_{10}(t), \quad (16)$$

$$I_{m_1}(t) e^{-\frac{t}{R_1 C}} = I_{m_{10}}(t) e^{-\frac{t}{R_{10} C}}, \quad (17)$$

$$I_{m_1}(t) = \frac{I_{m_{10}}(t) e^{-\frac{t}{\tau_{10}}}}{e^{-\frac{t}{\tau_{11}}}} = I_{m_{10}}(t) e^{-t(\frac{1}{\tau_{10}} - \frac{1}{\tau_{11}})}. \quad (18)$$

За допомогою регулювання величини струму генераторів імпульсів Г1 та Г2 маємо рівність

$$B_1(t) = B_2(t) = B_0. \quad (19)$$

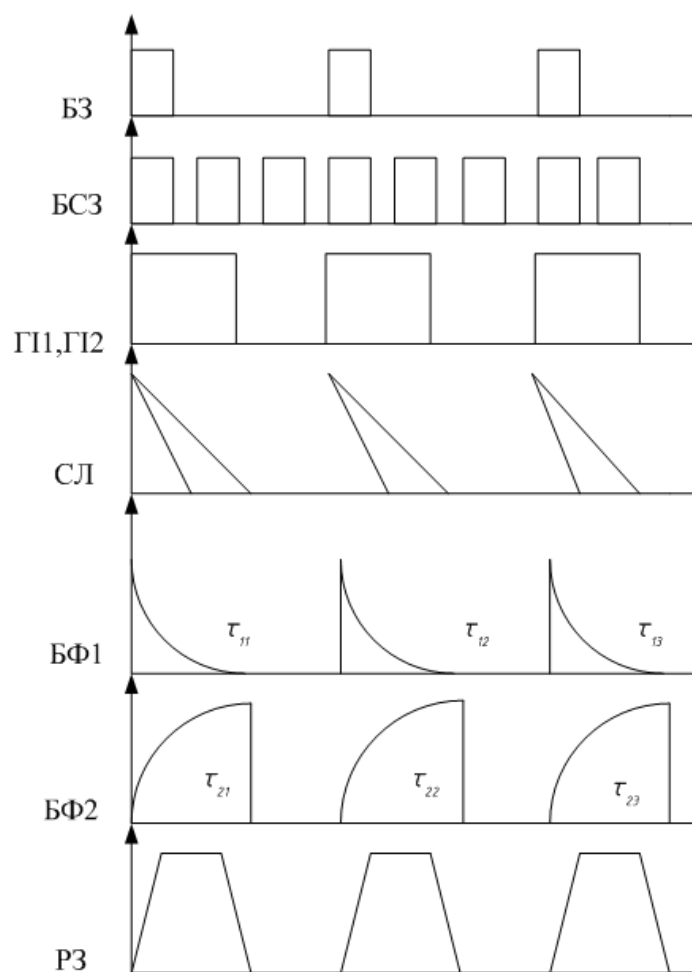


Рис.3. Часові діаграми роботи ПДЗМП

Отже, керуючим сигналом з блоку регулювання автоматично підстроюються вихідні сигнали з Г1 та Г2 для підтримання рівності (1,19). Значення магнітної індукції у робочій зоні збільшується у $2 \div 10$ разів, внаслідок введення блоків динамічного підсилення та забезпечення підтримання рівності (1). Сигнали блоку ВСЧ, пропорційні $\tau_{10}, \tau_{11}, \tau_{12}, \tau_{13}$ та $\tau_{20}, \tau_{21}, \tau_{22}, \tau_{23}$ (сталі часу 1-ої та 2-ої ланок), по чергово записуються у блоки пам'яті при надходженні на синхровиходи сигналів з блоку синхронізації та затримки.

Сигнали, пропорційні $\tau_{10}, \tau_{11}, \tau_{12}, \tau_{13}$ та $\tau_{20}, \tau_{21}, \tau_{22}, \tau_{23}$ надходять до блоку порівняння, у якому порівнюються сигнали, пропорційні сталим $\tau_{10}, \tau_{11}, \tau_{12}, \tau_{13}$ та $\tau_{20}, \tau_{21}, \tau_{22}, \tau_{23}$ часу першої та другої ланок, при надходженні сигналу з блоку синхронізації та затримки. Вихідний сигнал блоку порівняння керує блоком регулювання при подачі на його керуючий вхід синхроімпульсу від блоку синхронізації та затримки.

Сигнали з блоку регулювання поступають на керуючі входи відповідного комутатора (К1, К2), підключення секції СЛ чи КГ, забезпечуючи підключення додаткових секцій з нормованим значенням активного опору R_{01} , що призво-

дить до точного нормування прямокутної форми імпульсів МП. На рис.3 зображено часові діаграми роботи ПДЗМП.

З попередніх викладок бачимо, яку важливу роль займає контроль сталої часу τ джерела. Тим більше, що стала часу є комплексним параметром ПДЗМП. Ніякий інший параметр так повністю не характеризує джерело, як значення його сталої часу.

Магнітна індукція $B(t)$, що відтворюється джерелом, дорівнює [9]

$$B(t) = K_B i(t), \quad (20)$$

де K_B – стала зразкової міри магнітної індукції для даного виду змінного МП, при його незмінних параметрах, $i(t)$ – миттєве значення струму, що протікає по зразковій мірі.

Змінний струм міри дорівнює

$$I(t) = \frac{U(t)}{\sqrt{R^2 + (wL)^2}}, \quad (21)$$

де $U(t)$ – напруга, прикладена до зразкової міри; R – активний опір вихідного ланцюга; $w = 2\pi f$ – частота напруги живлення; L – індуктивність вихідного ланцюга.

Підставляючи рівняння (21) у рівняння (20) маємо

$$\begin{aligned} B(t) &= K_B \frac{U(t)}{\sqrt{R^2 + (wL)^2}} = K_B \frac{U(t)}{R \sqrt{1 + (w \frac{L}{R})^2}} = K_B I_0' \frac{1}{\sqrt{1 + (w\tau)^2}} = \\ &= \frac{B_0'}{\sqrt{1 + (w\tau)^2}}, \end{aligned} \quad (22)$$

де B_0' – максимально можлива магнітна індукція ідеальної зразкової міри при протіканні по ній струму I_0' , $\tau = \frac{L}{R}$ – стала часу джерела.

Досліджуємо вихідний ланцюг джерела, для якого [8]

$$\tau = \frac{L}{R} = \frac{L_0 + L_{зд} + L_{п}}{R_{вих} + R_{зм} + R_{зд}}, \quad (23)$$

де $L_0, L_{зд}, L_{п}$ – індуктивності міри, з'єднувальних дротів, підсилювача; $R_{вих}, R_{зм}, R_{зд}$ – активний опір вихідного каскаду, зразкової міри та з'єднувальних дротів відповідно.

Оскільки $L_0 \gg L_{зд} + L_{п}$, а $R_{вих} \gg R_{зд}$ та $R_{зм} \gg R_{зд}$, то стала часу джерела визначається індуктивністю зразкової міри та активним опором вихідного каскаду та міри.

Кероване стабілізоване джерело струму створюється таким чином, щоб опір вихідного каскаду був якомога більше, щоб підключення навантаження не впливало на роботу джерела, тобто

$$R_{\text{вих}} \gg R_{\text{зм}}. \quad (24)$$

Зменшення вихідного опору призводить до погіршення роботи керованого стабілізованого джерела струму (КСДС). Тому необхідно визначити оптимальне співвідношення для вибору параметрів КСДС залежно від індуктивності та активного опору зразкової міри, величини максимального струму, частотного діапазону.

Стала часу ПДЗМП з достатньою точністю розраховується як

$$\tau \approx \frac{L_0}{R_{\text{вих}} + R_{\text{зм}}}. \quad (25)$$

Отже, за такими принципами побудови МФТА був спроектований та досліджений експериментальний зразок універсального магнітофізіотерапевтичного апарату УМТА-1 з діапазоном керування за магнітною індукцією до 85 мТл, що забезпечує створення в робочій зоні магнітної індукції заданої форми (трикутну, трапецієвидну, прямокутну та інші) з похибкою до 1 %.

У подальших експериментах будуть досліджені нові структури МФТА з програмованим блоком мікропроцесорного керування та контролем точності відтворення магнітної індукції в робочій зоні.

Висновки

1. Запропоновані принципи побудови МФТА забезпечують створення в робочій зоні магнітного поля заданої форми з високою точністю та завдяки додатковим блокам фільтрів та блокам динамічного підсилення дозволяють розширити динамічний, часовий та частотний діапазони.

2. Використання запропонованого принципу автоматичної корекції сталої за магнітною індукцією дає можливість розширити спектр регулювання та забезпечити дозований вплив магнітного поля на біологічний об'єкт.

Література

1. Соловьева Г.Р. Магнитотерапевтическая аппаратура. –М.: Медицина, 1991. – 176 с.
2. Аппараты нового поколения для локальной магнитотерапии и локального теплолечения. Метод. Пособие. – Рязань, РГМУ, 2004г. – 37 с.
3. Викторов В.А., Малков Ю.В. Основы разработки аппаратуры для магнитотерапии и аппараты системы «Полнос». –М.: Медицина, 1994. – № 3. – С. 26–32.
4. А.с. 1709258 СРСР МПК G01 R 33/02. Устройство воспроизведения импульсного магнитного поля / Терещенко Н.Ф., Кривасов А.К., Кудрявцев С.И., Терещенко В.Ф. Заявка № 4726673/21. Заявл. 02.08.1989. Оpubл. 30.01.1992. Бюл.№4, 1992.
5. А.с. 1121634 СРСР МПК G01 R 33/00. Способ создания импульсного магнитного поля / Терещенко Н.Ф. Заявка № 3585622/24-21. Заявл. 27.04.1983. Оpubл. 30.10.1984. Бюл. № 40, 1984.
6. А.с. 1273752 СРСР МПК G01 R 33/02. Устройство для создания образцового изменяющегося магнитного поля / Брайко В.В., Таранов С.Г., Терещенко Н.Ф. Заявка № 3763020/24-21. Заявл. 29.06.1984. Оpubл. 30.11.1986. Бюл. №44, 1986.
7. А.с. 1213445 СРСР МПК G01 R 33/00. Устройство дискретного воспроизведения изменяющегося магнитного поля / Брайко В.В., Терещенко Н.Ф. Заявка № 3779020/18-21. Заявл. 13.08.1984. Оpubл. 23.02.1986. Бюл. №7, 1986.

8. А.с. 1594465 СРСР МПК G01 R 33/02. Устройство для воспроизведения периодического импульсного магнитного поля / Терещенко Н.Ф., Кривасов А.К., Кудрявцев С.И. Заявка № 4348515/24-21. Заявл. 23.12.1987. Опубл. 23.09.1990. Бюл. № 35, 1990.
9. А.с. 1228057 СРСР МПК G01 R 33/00. Способ создания образцового поля и устройство для его осуществления / Гончаренко Ю.Н., Рыжов Э.В., Терещенко Н.Ф. Заявка № 3606090/24-21. Заявл. 15.06.1983. Опубл. 30.04.1986. Бюл. № 16, 1986.

<p>Терещенко Н.Ф., Пищик М.В. Принципы построения универсальных магнитофизиотерапевтических аппаратов Проведено исследование существующих и перспективных принципов построения современных МФТА, предложены перспективные методы расширения их динамического диапазона. Обоснованы рекомендации по его расширению и внедрению в производство и медицинскую практику.</p>	<p>Tereshchenko N.F., Pyshchik M.V. The aufbau principles of universal magnetophysiotherapy devices Conduct research of existing, perspective aufbau principles of modern MTD, methods of it volume expansion has been introduced. Guidelines of them expansion and manufacturing and medical application was support.</p>
---	---

*Надійшла до редакції
15 вересня 2008 року*

УДК 616.831-005-07+611.13/18

ЗАСТОСУВАННЯ МАГНІТНОГО РЕЗОНАНСУ ПРИ ВИЗНАЧЕННІ АРТЕРІАЛЬНИХ АНЕВРИЗМ У ОСІБ МОЛОДОГО ВІКУ

*Францевич К.А., Цвігун Г.В., Головний військово-медичний клінічний центр «ГВКГ»,
м. Київ, Україна*

В роботі висвітлені переваги оператор-незалежного методу МРТ та його методики МРА в визначенні артеріальних аневризм. Проведено обстеження 30 хворих віком від 20 до 45 років. Результати діагностики представлені на сканах

Вступ. Постановка задачі

Сьогодні суттєво розширилися можливості діагностики судинної патології головного мозку. Арсенал діагностичних засобів сучасного лікаря складають наступні променеві методи: ультразвукові (дуплексне сканування з кольоровим картуванням, доплерографія); радіонуклідні методи (в тому числі позитронна емісійна томографія); рентгенівські: рентгенівська контрастна ангіографія (РКА), рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ) і, на кінець, магнітно-резонансна томографія (МРТ) та її методика - магнітно-резонансна ангіографія (МРА). Кожен з цих методів має свої переваги та недоліки і знаходиться в безперервному удосконаленні, що розширює тим самим сферу їх застосування. Ультразвукові методи без сумніву є більш доступними і тому часто використовуються [1,2,3]. Їх діагностична значимість велика при патології магістральних артерій голови (дуплексне сканування з кольоровим картуванням потоку). Ці методи дозволяють: отримати зображення в реальному масштабі часу; визначи-