

Прилади і системи біомедичних технологій

Францевич К.А. **Применение рентгеновской маммографической системы Diamond с цифровой стереотаксической приставкой Delta 32 для биопсии молочной железы в ГВМКЦ «ГВКГ»**

В работе освещены преимущества маммографии в определении рака молочной железы. Проведено обследование 230 больных с возрастом от 25 до 70 лет. Результаты диагностики представлены на маммограммах.

Frantsevich K.A. **Use (application) a high quality X-ray breast imaging system - Diamond with the digital stereotactic, breast biopsy - Delta 32 of the Main military and medical clinical of the Red Star order center "GVKG"**

Privilege of mammography in the investigation of mammary at cancer of the mammary are presented in the article. There were examined 230 patients in the age of 25 up to 70 years. Results of diagnostics are showed on the scan.

*Надійшла до редакції
22 березня 2009 року*

УДК 615.472.02

МЕТОДИ ТА ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНОЇ АПАРАТУРИ ІМПУЛЬСНИХ МАГНІТНИХ ПОЛІВ

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

Проведено дослідження існуючих та перспективних методів та принципів побудови сучасних магнітофізіотерапевтичних апаратів (МФТА) імпульсних магнітних полів, запропоновані нові методи та принципи побудови МФТА, шляхи розширення їх динамічного, частотного та часового діапазонів. Обґрунтовані нові технічні рішення та рекомендації по їх впровадженню у виробництво і розширеного використання в медичній практиці

Вступ

Із всього різноманіття сучасної магнітофізіотерапевтичної апаратури, що створює магнітне поле природного чи штучного характеру, що впливають на біологічні системи, найбільш біологічно активними і ефективними являються імпульсні магнітні поля (ІМП) у діапазоні до 100 мТл [3]. Тому в сучасному медичному приладобудуванні значну роль відіграє розробка нових зразків та широке впровадження в практику імпульсної магнітофізіотерапевтичної апаратури (ІМФТА). Динамічний діапазон таких приладів складає від одиниць міліТесла (мТл) до 100 і більше мТл, частотний діапазон – від десятих частин Герца до сотень кілоГерц, тривалість імпульсів магнітного поля – від одиниць мікросекунд до сотень мілісекунд. Подібні дослідження здійснювали ряд вітчизняних та зарубіжних вчених [1-3].

Під час проведення фізіотерапевтичних процедур важливо, як найбільше, досягти ефективної керованості параметрами магнітного поля, зокрема його динамічним, часовим і частотним діапазонами (МП) в зоні дії поля на біологічну тканину. Це дозволить досягти значного терапевтичного ефекту від ІМП та більш точно дослідити наслідки та закономірності впливу поля на

біологічну тканину. Для таких приладів важливу роль відіграє автоматизація процесу відтворення та управління дією поля під час терапевтичної процедури [1].

Постановка задачі

Апарати, що використовуються в медичній практиці для магнітотерапії типу “Маг-3”, “МІТ-11”, значно обмежені у керуванні зміною параметрів МП при дії на біологічний об’єкт. Отже, для подальшого розвитку автоматизованих імпульсних магнітофізіотерапевтичних апаратів (АІМФТА) та даної роботи є комплексне дослідження принципів побудови ІМФТА та розширення динамічного, часового та частотного діапазонів, що робить можливим генерувати імпульси МП прямокутної та інших заданих форм з високою точністю відтворення форми сигналу магнітної індукції.

Дослідження способів відтворення імпульсного магнітного поля

Для вирішення поставленої задачі нами були запропоновані способи отримання високоточних форм ІМП, принципи побудови керованої міри магнітної індукції та способи її відтворення [4-6]. На рис.1 приведений принцип побудови та структурно-функціональна схема такого ІМФТА.

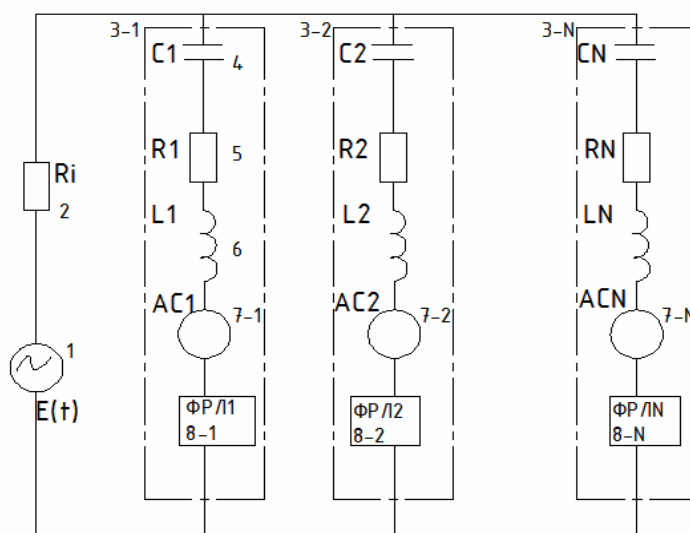


Рис.1. Структурно-функціональна схема приладу для відтворення ІМП.

Спосіб відтворення керованих параметрів ІМП заключається в подачі скачка струму від джерела 1 живлення через резистор 2 в індуктор, що складається з резонансних контурів (3-1 – 3-N), при чому гармонічні складові скачка струму протікають по відповідним резонансним контурам 3: перша гармоніка $i'_1(t)$ – по контуру $C_1R_1L_1$, друга гармоніка $i'_2(t)$ – по контуру $C_2R_2L_2, \dots, n - a$ гармоніка $i'_n(t)$ – по контуру C_n, R_n, L_n , оскільки дані контури мають мінімальний опір для відповідних гармонік струму.

Для усунення паразитних фазових зсувів у кожному контурі їх вимірюють з допомогою аналізатору 7 спектру (AC1 – ACN), зрівнюють з потрібними фазо-

вими кутами і регулюють за допомогою фазо регулюючих ланцюгів (ФРЛ1-ФРЛ n) $8 - 1, \dots, 8 - n$ до отримання потрібних фазових кутів в кожному контурі.

При відтворенні потрібної форми заданого ІМП у момент подачі живлення від джерела 1 у резонансні контури 1-3, які налаштовані в точній відповідності на визначені гармоніки струму, для усунення паразитних фазових зсувів через недостатню добротність контурів і теплового нагріву конденсатора 4, резистора 5 і індуктивності 6 кожного контуру, взаємовпливу контурів 3- n вимірюють вугли фазового зсуву, зрівнюючи один відносно іншого і налаштовують в кожному контурі $C_1R_1L_1, C_2R_2L_2, \dots, C_nR_nL_n$, різницю цих вуглів до моменту збігу відтворюваної форми $B_{\Sigma}(t)$ з заданою. Контроль за точністю відтворення потрібної форми здійснюють чи за діючими значеннями сумарного струму $I(t)$, чи за значенням результуючої магнітної індукції $B(t)$, яка є функцією протікаючого струму:

$$B(t) = I(t) \cdot K_{\text{ВІ}} \quad (1)$$

де $I(t)$ – сумарне значення струму, що протікає по індуктивній котушці.

$$I(t) = i_1(t) + i_2(t) + \dots + i_n(t), \quad (2)$$

де $K_{\text{ВІ}}$ – постійна по магнітній індукції всього навантаження - індуктора (зразкової міри), яка складається із резонансних контурів.

Розглянемо приклад відтворення трапецієвидного ІМП. Магнітна індукція результуючого поля [4]:

$$B_T(t) = \frac{4B_m(t)}{\alpha\pi} [\sin \alpha \cdot \sin(\omega t + \varphi_1) + \frac{1}{9} \sin 3\alpha \cdot \sin(3\omega t + \varphi_3) + \dots + \frac{1}{25} \sin 5\alpha \cdot \sin(5\omega t + \varphi_5) + \dots] \quad (3)$$

де α – апроксимуючий кут нахилу бокових сторін трапеції;

$B_m(t)$ – максимальне значення магнітної індукції;

$\varphi_1, \varphi_3, \varphi_5$ – кути фазових зсувів;

При подачі гармонічного струму з джерела E :

$$I(t) = \frac{4I_m(t)}{\alpha\pi} (\sin \alpha \cdot \sin \omega t + \frac{1}{9} \sin 3\alpha \cdot \sin 3\omega t + \dots + \frac{1}{25} \sin 5\alpha \cdot \sin 5\omega t + \dots), \quad (4)$$

Виникає результуюче магнітне поле, індукція якого:

$$B(t) = K_{bn} I(t) = \frac{4B_m(t)}{\alpha\pi} [\sin \alpha \cdot \sin(\omega t + \varphi_1) + \frac{1}{9} \sin 3\alpha \cdot \sin(3\omega t + \varphi_3) + \dots + \frac{1}{25} \sin 5\alpha \cdot \sin(5\omega t + \varphi_5) + \dots] = \frac{4B_m(t)}{\alpha\pi} [\sin \alpha \cdot \sin \omega t \cdot \cos \varphi_1 + \sin \alpha \cdot \cos \omega t \cdot \sin \varphi_1 + \frac{1}{9} (\sin 3\alpha \cdot \sin 3\omega t \cdot \cos \varphi_3 + \sin 3\alpha \cdot \cos 3\omega t \cdot \sin \varphi_3) + \frac{1}{25} (\sin 5\alpha \cdot \sin 5\omega t \cdot \cos \varphi_5 + \sin 5\alpha \cdot \cos 5\omega t \cdot \sin \varphi_5 + \dots)] \quad (5)$$

Вимірюючи фазові кути за допомогою аналізатора (АС) 7 спектра і регулюючи за допомогою фазорегулюючих ланцюгів (ФРЛ) 8, домагаються виключення косинусних складових, що забезпечує значне підвищення точності, приблизно на порядок, при урахуванні фазових зсувів до 40 гармоніки з метою відтворення потрібної форми ІМП.

Проте забезпечити високу точність відтворення ІМП дуже важко через температурну нестабільність, вплив зовнішніх магнітних полів, старіння елементів. Для усунення цих недоліків, що значно впливають на точність нами був запропонований і розроблений більш досконалий метод і прогресивний принцип побудови АІМФТА для відтворення заданих ІМП.

Розробка принципів побудови автоматизованих імпульсних МФТА

Для розширення динамічного та частотного діапазонів та досягнення автоматизації налаштування параметрів заданих форм ІМП нами був запропонований новий метод відтворення імпульсних магнітних полів потрібної форми. Метод базується на вимірюванні параметрів магнітної індукції, що випромінюється з зразкової міри магнітної індукції (ЗММІ) і порівняння з заданими параметрами поля, виділення різницевого значення і по цьому значенні налаштовують параметри задаючого генератора до зведення різницевого значення до нуля.

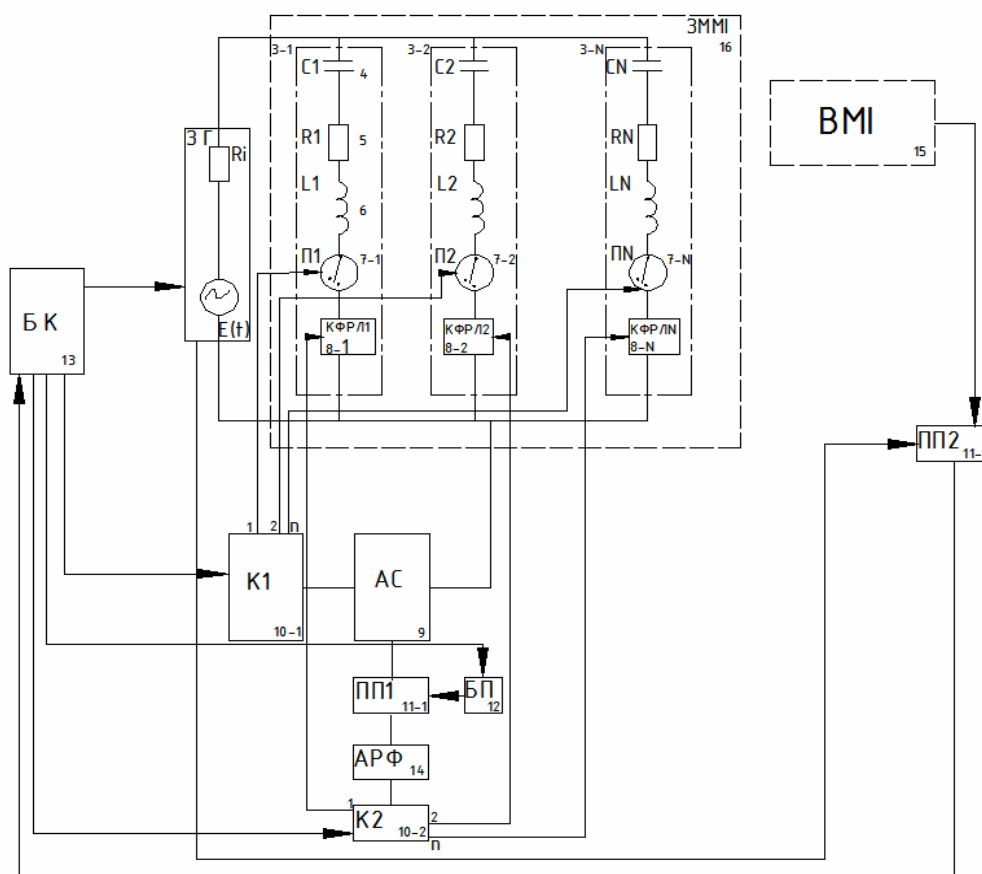


Рис. 2. Структурно-функціональна схема автоматизованого імпульсного магнітофізіотерапевтичного апарату

На рис. 2 приведена структурно-функціональна схема та принцип побудови такого автоматизованого ІМФТА.

Заключається в тому, що АІМФТА містить задаючий генератор ЗГ (1), зразкову міру магнітної індукції (ЗММІ) 16, виготовленої як індуктивна котушка, секціонована резонансними контурами $3 - 1, \dots, 3 - n$, що складаються з активних опорів $5 R_1 - R_n$, ємностей $4 C_1 - C_n$, і індуктивностей $6 L_1 - L_n$, налаштованих на гармоніки струму $i_1 - i_n$, а кожен контур сполучений з аналізатором спектру 9 через перший комутатор (К1) 10-1. Отримане значення сигналу пропорціональне параметрам спектру кожного резонансного контура порівнюється в першому пристрої порівняння (ПП1) 11-1 зі значенням сигналу з блока пам'яті (БП) 12 відповідно для кожного контура при подачі сигналу з блока керування (БК) 13. Вихідний сигнал з першого пристрою порівняння (ПП1) 11-1 надходить до автомата регулювання фаз (АРФ) 14, який через другий комутатор (К2) 10-2 з'єднується, відповідно, з входами керованих фазорегулюючих ланцюгів (КФРЛ) $8 - 1, \dots, 8 - n$. Приєднання резонансних контурів $3 - 1, \dots, 3 - n$ до вимірювання параметрів аналізатором спектра (АС) 9 відбувається при надходженні сигналу з блока керування (БК) 13 через перший комутатор (К1) 10-1 на керовані двопозиційні перемикачі (П1-ПН) $7 - 1, \dots, 7 - n$, відповідно. А регулювання фаз відбувається при невідповідності заміряних параметрів фаз резонансних контурів $3 - 1, \dots, 3 - n$ з еталонним значенням, що занесені у блок пам'яті (БП) 12.

Початок роботи АІМФТА починається з подачі сигналу з блока керування (БК) 13 на задаючий генератор (ЗГ) 1. Генератор формує струм $I(t)$, що надходить у зразкову міру магнітної індукції 16 (ЗММІ). У робочій зоні ЗММІ виникає магнітне поле, пропорційне значенню струму $i(t)$ [4]:

$$B(t) = k_B \cdot i(t), \quad (6)$$

яке являється сумарною складовою магнітних полів кожного контура

$$B(t) = B_1(t) + B_2(t) + \dots + B_n(t). \quad (7)$$

Магнітна індукція цього поля $B_i(t)$ заміряється вимірювачем магнітної індукції (ВМІ) 15, що складається датчика Холла та універсального тесламетра 43205 [4]. Сигнал, пропорційний цьому значенню, надходить на перший вхід другого пристрою порівняння (ПП2), а на його другий вхід - сигнал із задаючого генератора. Порівнюються ці значення сигналу і при їх невідповідності з виходу другого пристрою порівняння надходить сигнал у блок керування, який і запускає тракт підналагодженні.

Перший етап підстройки заключається у підналагодженні фазових здвигів кожного контура. При не досягненні заданих значень точності генерації необхідної форми поля. Пристрій переходить до другого етапу підналагодженні внаслідок налаштування параметрів сигналу задаючого генератора.

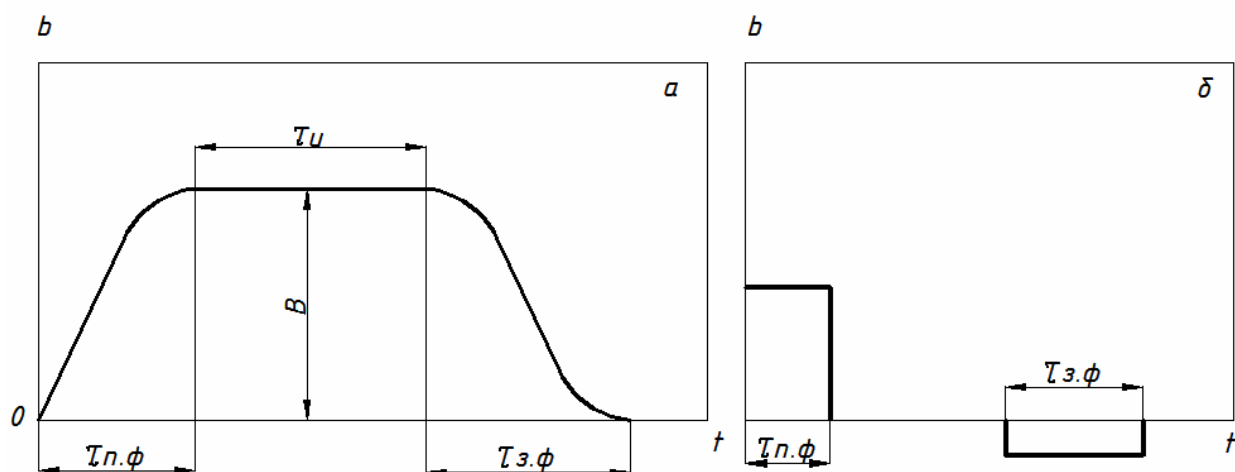


Рис.3. Схема імпульсу магнітного поля (а) і індукованого електричного імпульсу в провідному середовищі (б).

Зупинимося на особливостях впливу ІМП з формою, що наближається до ідеального – прямокутною, оскільки інші форми імпульсів значно ближчі до відомих видів дії нестационарними полями. Для зручності подальшого розгляду явищ, що виникають у водних середовищах (як відомо людина на $\frac{3}{4}$ складається з води), ми послідовно розглянемо дію одиночного імпульсу, черговості імпульсів і ІМП, що переміщуються в просторі.

Дослідження та розрахунок впливу ІМП різних форм на біологічні тканини

Як відомо, будь-який імпульсний сигнал, що триває малий інтервал часу щодо даного проміжку часу, може бути представлений у вигляді ряду Фур'є і записаний у вигляді[2]:

$$\varphi(t) = \sum_n^{\infty} A_n \sin(2\pi f_n t + \gamma_n) \quad (8)$$

де A_n – амплітуда складових імпульсів, f_n – частота імпульсів, γ_n – фаза.

Для подальшого дослідження фізико-хімічного механізму явищ, що виникають при цьому, обмежимося спрощеним видом залежності $h(t)$ для одиночного імпульсу.

На рис. 3(а) приведена трапециїдальна форма одиночного імпульсу МП:

$$B(t) = K_B \cdot I(t) \quad (9)$$

де K_B – стала по магнітній індукції котушки ЗММІ, $\tau_{пф}$ – тривалість переднього фронту, $\tau_{зф}$ – тривалість заднього фронту імпульсу, τ_u – тривалість середньої частини імпульсу з амплітудою B .

Значні ефекти дії ІМП на біологічні тканини (водні середовища), такі, як зміна кінетики гетерогенних реакцій, можна отримати головним чином за наявності в цих системах іонних електричних струмів, обумовлених нерівноважними процесами, тобто при виконанні умови $j_{B \neq 0} \neq 0$ випадку наявності в систе-

мах об'ємних зарядів різної природи. Разом з цим у водних середовищах можуть мати місце і різні іони, частинки з $\vec{\mu} \neq 0$ де μ – магнітний момент. Наявність певної провідності біологічних тканин, в тому числі і водних середовищ, обумовлених наявністю низькомолекулярних іонів, у свою чергу обумовлює генерацію у водних середовищах індукованих електричних струмів під дією індукованого електричного поля в об'ємі, так що повну щільність струму в середовищі можна записати у вигляді[3]:

$$j_{B \neq 0} = j_{(B=0)} + j_{ind}, \quad (10)$$

Визначимо залежності наведеного поля $E(t)$ в біологічній тканині з урахуванням дії $B(t)$ (рис.3).

Отже, в момент $\tau_{n\phi} < t < \tau_{n\phi} + \tau_u$ ефект дії імпульсного МП на процеси перенесення зарядів у водних середовищах визначиться лише силою струму:

$$j_{i \text{ ää}} = \mu_0 [j_{B \neq 0} \bullet B] + \chi B_{grad} B, \quad (11)$$

де $grad B$ – характеризує ступінь неоднорідності МП, χ – магнітна сприйнятливність.

Під дією цих сил у біологічній тканині - водному середовищі, можуть виникати явища конвекції, гідродинамічні явища різної природи, але специфіка дії ІМП тут не виявляється, особливо за умови[3]:

$$\frac{\tau_{\dot{e}}}{\tau_{i \dot{o}}} \gg 1. \quad (12)$$

Таке співвідношення в сучасній апаратурі досягає $10^6 \div 10^7$ разів і вище. З рис.3(б) видно, що амплітуди і тривалість імпульсів ЕП, що генеруються, в основному залежить від зміни градієнта магнітної індукції $grad B$.

В цьому випадку найцікавіші ефекти слід чекати саме під час

$$0 < t < \tau_{n\phi},$$

$$\tau_{\dot{e}} + \tau_{i \dot{o}} \leq t \leq \tau_{\dot{e}} + \tau_{i \dot{o}} + \tau_{\dot{o}\dot{o}}. \quad (13)$$

В цьому інтервалі в об'ємі електроліту з провідністю θ виникають електричні струми щільністю:

$$j_{\dot{e}i \text{ ää}, \tau_{i \dot{o}}} \approx \sigma \frac{B}{\tau_{i \dot{o}}} \psi(r, y, \theta), \quad (14)$$

$$j_{\dot{e}i \dot{o}, \tau_{\dot{o}\dot{o}}} \approx -\sigma \frac{B}{\tau_{\dot{o}\dot{o}}} \psi(r, y, \theta).$$

Тоді в об'ємі біологічної тканини – водного середовища генеруються сили, які визначаються наступними величинами з урахуванням отриманих залежностей [3]:

$$f \tau_{i \dot{o}}(t) = \mu_0 [(j_{n \neq 0} + B(t)) + \rho_{i \dot{c}} \frac{B}{\tau_{i \dot{o}}} \psi(r, y, \theta) + \chi B(t) grad B(t)]. \quad (15)$$

Властивості реологій біологічних тканин – рідкого середовища можуть не мінятися, макроскопічні ефекти можуть мати місце лише в інтервалі часу градієнтних змін на фронтах імпульса:

$$\tau_{i\delta} \leq t \leq \tau_e + \tau_{\phi\delta} . \quad (16)$$

При значних величинах $\tau_e = 10^{-2} \div 1$ с і більш внаслідок ефекту текучості рідини виявляються гідродинамічні ефекти, тобто може мати місце генерація гідродинамічних коливань у водних середовищах або конвекція за рахунок неоднорідного розподілу сил за об'ємом. Отже, найбільшою біологічною активністю, володіють тривалі імпульси з часом $\tau_u \geq \tau_{rel}$ рідини і при крутизні фронтів з часом порядку 10^{-6} [3] .

У разі періодичної послідовності уніполярних імпульсів з періодом T особливо важливе значення часу паузи між імпульсами, оскільки якщо $\tau_{паузи} \leq \tau_{rel}$, то ефект релаксації зникає і можна говорити про безперервний спектр дії.

У разі дії на біологічну тканину - водне середовище одиночним імпульсом МП, що переміщається в просторі з відносно невеликою швидкістю, слід чекати і генерацію в об'ємі рідини магнітогідродинамічних і електрогідродинамічних сил, що протікають, з тією ж швидкістю. Генерація таких неоднорідних в просторі сил повинна супроводжуватися підвищенням конвекційних ефектів всіх типів.

Все сказане з обліком обумовлює інтенсифікацію всіх гетерогенних реакцій, що йдуть в нерівноважній системі біологічна тканина – водне середовище.

Особливою властивістю прямокутних імпульсів МП є можливість отримання в біологічних тканинах за ізотермічних умов великого імпульсного тиску при відносно невисоких витратах середньої потужності, що аналогічно ударним діям, що викликають порушення біологічних структур.

В той же час дія на біологічні об'єкти МП, що протікає в просторі, дозволяє різко інтенсифікувати ефект неоднорідності виникаючих сил в просторі.

Отже, за такими принципами побудови ІМФТА був спроектований та досліджений експериментальний зразок АІМФТА для відтворення змінного магнітного поля з діапазоном керування за магнітною індукцією до 35 мТл., що забезпечує створення в робочій зоні магнітної індукції заданої форми (трикутну, трапецієвидну, прямокутну та інші) з похибкою до 1 %.

Подальші дослідження будуть направлені на зменшення похибок відтворення ІМП, розширення частотного і часового діапазонів, а також дослідження впливу градієнтних параметрів магнітного поля на біологічну тканину.

Висновки

1. Запропоновані методи та принципи побудови АІМФТА забезпечують створення в робочій зоні магнітного поля заданої форми з високою точністю (до 1 % похибки відтворення) та автоматизують процес формування та підтримання заданої форми поля під час терапевтичної процедури, розширюють динамічний, часовий та частотний діапазони.

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

Література

1. Викторов В.А., Ю.В. Малков. Основы разработки аппаратуры для магнитотерапии и аппараты системы «Полюс». - М.: Медицина, 1994. - №3. - С. 26-32.
2. Аппараты нового поколения для локальной магнитотерапии и локального теплолечения. Метод. пособие – Рязань, РГМУ, 2004г. -37 с.
3. Соловьева Г.Р. Магнитотерапевтическая аппаратура. - М.: Медицина, 1991. - 176с.: ил.
4. А.с. 1589226 СРСР МПК G01 R 35/00. Способ воспроизведения импульсных магнитных полей / Терещенко Н.Ф., Кривасов А.К., Троицкий В.А., Кудрявцев С.И., Терещенко В.Ф. Заявка № 4401313/24-21. Заявл. 31.03.1988. Оpubл. 30.08.1990. Бюл.№32, 1990.
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. Терещенко М.Ф., Пищик М.В., Терещенко М.М. Методи та пристрої створення магнітного поля магнітофізіотерапевтичних апаратів // Вісник КДПУ імені Михайла Остроградського.- Кременчук, 2008.- Випуск 6/2008(53).- Част.1. - С. 41-44.
7. 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. Оpubл. 30.04.1986. Бюл.№16, 1986.
8. Патент України на корисну модель № 43733 UA МПК G01 R 35/00. Спосіб відтворення змінного магнітного поля /Терещенко М.Ф., Гриценко В.В. Заявка № 200903739. Заявл. 16.04.2009. Оpubл. 25.08.2009. Бюл.№16, 2009.
9. Патент України на корисну модель № 42588 UA МПК G01 R 33/02. Магніто-терапевтичний апарат змінного магнітного поюля / Терещенко М.Ф., Пищик М.В, Терещенко М.М.. Заявка № 200901604. Заявл. 24.02.2009. Оpubл. 10.07.2009. Бюл.№13, 2009.

<p>Терещенко Н.Ф., Гриценко В.В. Физиотерапевтическая аппаратура импульсных магнитных полей Проведено исследование существующих и перспективных принципов построения современных АИМФТА, предложены перспективные методы коррекції форми поля и расширения их динамического диапазона. Обоснованы рекомендации по его расширению и внедрению в производство и медицинскую практику.</p>	<p>Tereschenko N.F., Gricenko V.V. Physiotherapy apparatus of the impulsive magnetic fields Research of existent and perspective principles of construction of modern АИМфта is conducted, the perspective methods of correction form of the field and expansion of their dynamic range are offered. Recommendations are grounded on his expansion and applying in industry and medical practice.</p>
--	--

Надійшла до редакції
22 березня 2009 року

УДК 617.55-089-78

**МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЛОКАЛЬНО-ОДНОРІДНИХ
ВИПАДКОВИХ ПОЛІВ ВИПРОМІНЮВАННЯ БІОТКАНИН**

Денисов М.О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

В роботі розглянуто математичне моделювання складної структури біотканини в полі зору оптичної системи як локально-однорідного випадкового поля променистості. Наведені математичні вирази для визначення статистичних характеристики полів променистості,