

А.Р. КОРСУНОВ, канд. техн. наук, УІПА (м. Харків)

ФОРМУВАННЯ ЛОКАЛЬНОГО НАДВИСОКОЧАСТОТНОГО ВПЛИВУ НА БІОСТРУКТУРИ КОМАНДАМИ ЦИФРОВОГО ФОРМАТУ

Специфіка злучених методів електромагнітного впливу, об'єднаних телекомунікаційною мережею, на біоструктури, мотивує багатозадачний режим функціонування заданої інформаційної мережі. В зв'язку з блоковою передачею інформації неможливо при цьому використовувати традиційний канал, оскільки процесор системи не є ініціатором запису і програмні вказівки по керуванню каналами не працюють.

Because of specific property of combination methods of electromagnetic influence arise many task regimen in information net. Unlike known local nets because of block broadcast of the information in universal system no using traditional canal, as processor not initiation of the record and program indicator for control by the canal not works.

Постановка проблеми. Актуальним в електромагнітотерапії на сьогоднішній день стало питання формування динамічних електромагнітних полів. До того ж створення вказаних полів в локальній області вже не відповідає багатьом потребам медицини. Виникає потреба існування електромагнітних полів навколо всього організму людини, спочатку як фізіотерапевтичної процедури, а в подальшому і як фактор життєвого середовища. Під динамічним електромагнітним полем розуміється поле, яке змінюється в часі та в просторі заданого об'єму і яке має чарункову структуру. Дискретність останньої вимірюється елементами, на які проводиться надвисокочастотний вплив. Це дозволить забезпечити достатню незалежність при керуванні векторами електромагнітного поля в сусідніх чарунках структури.

Аналіз літератури. Рішення вказаної проблеми розгалужується в двох напрямках [1]. Перший з них пов'язаний з технічним рішенням формування в заданому локальному просторі вектора електромагнітного поля та з локалізацією заданих точок впливу з урахуванням форми тіла та його органів. В літературі приводяться дані про розробку і створення витоків електромагнітного поля з обчислюванням їх кількості [2]. Автори [3, 4, 5] ставлять за мету створення коректного алгоритму керування процедурою надвисокочастотного впливу. Однак це потребує рішення самоузгодженої задачі теорії розповсюдження електромагнітних і теплових полів в тілі людини. Проте через складності об'єкту дослідження рішення цієї задачі поки немає вичерпного результату. Існує модельне рішення, в якому використовується однородно-шарове приближення середовища. Точність цього моделювання необхідно підвищувати з допомогою вимірювання

розподілення температури в тілі людини [6], що само по собі виявляється доволі складною задачею [7].

Задовільним рішенням першого напрямку можна вважати розробку методики розрахунку локального впливу з використанням критерію фізичної реалізує мості витоку опромінювання [8].

Другий напрямок вказаної проблеми пов'язаний з системою електронного формування і управління електричними токами і напругою в елементах опромінювання з метою одержання заданої динаміки векторів електромагнітного поля в кожній чарунці заданого обсягу.

Мета статті. Перейдемо до рішення другого напрямку проблеми – формування локального надвисокочастотного впливу на біоструктури з програмованими параметрами. Звернемо увагу на те що опромінювачі електромагнітним сигналом створюють решітку у вигляді площини [9]. Тобто керування чарунковою структурою в загальному вигляді найбільш цілеспрямовано відобразити матричною організацією $N \times M$. В роботі [10] показано, що розмір матриці керування можна звести до 8×8 , що особливо зручно при використанні мікропроцесорних засобів управління.

Метод рішення. Випромінююча чарункова структура реалізується за допомогою еквідистантної прямокутної антенної решітки, що складається із m рядів, паралельних вісі y , та n стовпців, паралельних вісі x , випромінювачів, де m може дорівнювати n . Якщо змінювати фазові співвідношення, можна керувати просторовим положенням діаграми спрямованості (ДС) випромінюючої потужності електромагнітного поля. Досягається це змінюванням частоти сигналу або за допомогою зміни його фазових характеристик.

Визначимо випромінюючі елементи, що управляються, вектором напруженості електромагнітного поля $\vec{H}(\vec{r}) = (\vec{Y}, \vec{X}, \vec{U}_y, \vec{U}_x)$. Введемо ключі K_x та K_y , що комутують елементи чарунок по вісі x та y відповідно. Виходячи з цього вектори керування ключами \vec{K}_x та \vec{K}_y створюють стовпець матриці керування та її строку згідно символів x та y .

В цифровій формі одержимо

$$f(\vec{Y}, \vec{X}, \vec{U}_y, \vec{U}_x) = Q(\vec{Y} \& \vec{X}), \quad (1)$$

де Q – код керування.

Виділимо множину, яка відрізняється від нуля. Ця множина відповідає умовам, при яких $Y_i \& X_i = 1$, $\vec{U}_y \neq \vec{U}_x$. Таким чином управління чарунками матриці зведено до керування булевими змінними.

Система, яка створює чарункову структуру електромагнітного поля відноситься до класу середовищ з індивідуальним налагодженням функціональних елементів (ФЕ). Таке середовище називають матричним

однорідним середовищем (МОС). Важливою перевагою МОС є простота процедури синтезу в ній булевих функцій.

Програмна реалізація відношення (1) можлива наступним чином:

1. Безпосередній розрахунок булевих функцій.
2. Метод відображення вхідних наборів.
3. Метод адресних переходів.
4. Метод бінарних програм.

Порівняльні характеристики перших двох підходів до програмної реалізації булевих функцій наведені в табл.1.

Таблиця 1

Порівняльні характеристики підходів до програмної реалізації булевих функцій

Метод обчислювання	Приклад 1		Приклад 2		Приклад 3	
	Місткість пам'яті, байт	T, мкс	Місткість пам'яті, байт	T, мкс	Місткість пам'яті, байт	T, мкс
Безпосередній розрахунок	20	40	–	–	–	–
Відображення вхідного набору	20	70	40	320	190	2600
Адресні переходи	60	90	60	90	260	10

Аналіз проводився для прикладів перших трьох пунктів. Перший приклад відноситься до реалізації наступної функції:

$$f(x, y, z, \omega) = \omega x y \vee z.$$

Другий приклад відповідає реалізації довільної булевої функції від восьми вхідних перемінних, ДНФ яких складається із десяти кон'юнкцій. Третій приклад відноситься до реалізації довільної системи із восьми булевих функцій. Ці дані одержані з мікропроцесором Intel 80 80A з тактовою частотою 2 МГц.

Проведений методичний аналіз показав, що вибір необхідно робити враховуючи швидкодюю, місткість допустимих апаратурних витрат та співвідношення між вартістю розробки апаратурного і програмного забезпечення системи управління. Практичне використання метода бінарних програм обмежується відсутністю ефективних методів їх розробки з метою мінімізації місткості пам'яті мікропроцесора.

Треба відмітити, що число незалежних каналів формується на етапі проектування фазової антенної решітки (ФАР), яка опромінює біоб'єкт, в той

час як всі інші параметри переналагоджуються автоматично в процесі взаємодії з біострукурою.

Таким чином структура блоку управління ФАР має наступний вигляд (рисунок).

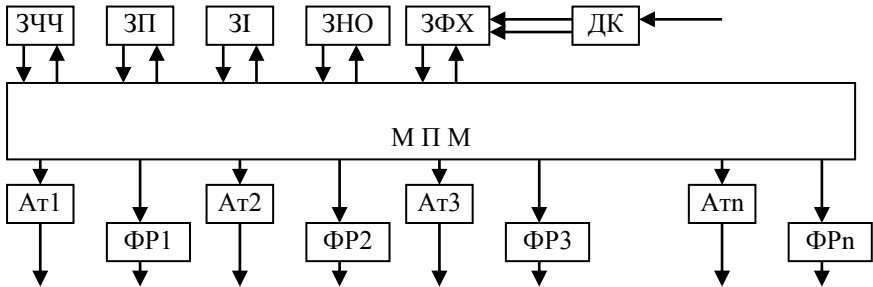


Рис. Структура блоку управління

Задатчик частотно-часових параметрів (ЗЧЧ) формує тривалість, або частоту тактів, а також при необхідності частоту модуляції в такті. Задатчик послідовності каналів (ЗП) визначає алгоритм включення або виключення випромінювачів, які формують ДС та локальні місця опромінювання, а також задає число тактів, через яке цикл динаміки опромінювання повторюється. Задатчик інтенсивності (ЗІ) формує рівні сигналів в випромінювачах за допомогою цифрових атенюаторів (АтN). Форма завдання має матричний вигляд, який визначається параметрами однорідного середовища випромінювачів і ключів керування цифровими атенюаторами та фазовими регуляторами (ФР). Ширина стовбців матриці фіксує часовий такт, ширина строки – номер каналу, а елемент матриці інтенсивність сигналу в дБ, що показано в табл. 2.

Таблиця 2

Форма завдання матриці інтенсивності

1 канал	64	60	56	52	48	44	40	36	...	12	08	04	00
2 канал	60	56	52	48	44	40	36	32	...	08	04	00	00
i канал
m канал	00	00	04	08	12	16	20	24	...				
такти	1	2	3	4	5	6	7	8		$n-3$	$n-2$	$n-1$	n

Задатчик напрямку опромінювання (ЗНО) в загальному випадку визначає напрямок головного максимуму ДС антенної решітки, коли задана локальна область опромінювання біооб'єкту. Для блока управління це означає перш за все кількість випромінювачів в АР, деякі із яких можна відключити за допомогою атенуаторів. ЗФХ – задатчик фазових характеристик.

Задатчик параметрів синхронізації узгоджується з біоритмами об'єкту взаємодії з електромагнітним полем (пульс, частота дихання, електричні імпульси нервових клітин і т.д.), що вибирається декодером (ДК).

Підсумок. Розроблені методи, алгоритми та структурна реалізація відкриває шлях до створення комплексу електромагнітного впливу на біоструктури (КЕМВБ) на базі багато мікропроцесорної (БМП) системи. Це дозволяє створити систему сочтаного впливу на біооб'єкт, кожна складова якої (електромагнітне опромінювання, лазерне опромінювання, рефлексотерапія, ЯМР та ЕПР) мають мінімальний автономний блок БМП-системи, який вміщує один МП, пам'ять для сховищ програм і даних, блоки внутрішнього системного інтерфейсу (БСІ), блоки інтерфейсу пристроїв вводу-виводу (ІВВ).

При цьому необхідно вирішити ряд задач, а саме:

1. Організація взаємодії процесорів в КЕМВБ.
2. Організація обміну даними в системі.
3. Формування ефективної системи зв'язку.

Швидкість обміну даними значно залежить від відстані між модулями. ММП-систему КЕМВБ вважаємо зосередженою оскільки відстань між МПМ дозволяє передавати інформацію між ними із швидкістю того ж порядку, що і швидкість її обробки в кожному МПМ.

Число МПМ, які об'єднуються в систему залежить від числа періодів синхронізації. Статичний аналіз програм показав, що одне звернення до пам'яті спадає на 3,5 періода синхронізації. Для розподілення окремих каналів в центральному процесорі сигнали парами ортогональні. При цьому виконуються умови:

$$\int_{-\infty}^{\infty} X_i(t)X_j(t)dt = \begin{cases} const & \text{при } i = j, \\ 0 & \text{при } i \neq j. \end{cases}$$

Однчасна паралельна робота таких каналів алгоритмічно відображається наступним чином:

$$\langle I \rangle = [I(X_{01}/X_{11})] \cdot [I(X_{0i}/X_{1i})] \cdot [I(X_{0n}/X_{1n})],$$

де $I(X_{0n}/X_{1n})$ – кроки перетворення інформації. Звідси імовірність безвідказної роботи такої структури, якщо вважати для клінічних умов, що вона спроможна при справності усіх елементів, які до неї входять, відносно низька

$$P_{||} = (P_D P_{\text{ПП}} P_m)^n,$$

де $P_{//}$ – імовірність безвідказної роботи паралельної багатоканальної системи; P_D – імовірність безвідказної роботи датчиків; $P_{ПП}$ – імовірність безвідказної роботи пристроїв порівняння; P_m – імовірність безвідказної роботи проміжного перетворення в каналі; n – кількість каналів.

У випадку резервування каналів проміж собою одержимо, що $P_{//} = 1 - (1 - P_D P_{ПП} P_m)^n$. Реальна надійність МПМ-системи знаходиться між надійностями цих двох випадків

$$(P_D P_{ПП} P_m)^n \leq P_{//} \leq 1 - (1 - P_D P_{ПП} P_m)^n.$$

В багатоканальних системах вихідний робочий рівень сигналу $U_{роб}$ згідно стандарту EN50083–3 повинен бути понижений відносно максимального значення U_{max} на рівень ΔU тому маємо наступне:

$$U_{роб} = U_{max} - \Delta U = U_{max} - 10 \lg(N/2) - 10 \lg n, \text{ [дБ мкВ]},$$

де N – кількість каналів; n – кількість підсилювачів. Рівень шумів, які вносяться самим підсилюючим пристроєм та накопичується в мережі, визначається в КЕМВБ по формулі для динамічного діапазону

$$D = U_{max}[\text{дБ мкВ}] - K_p[\text{дБ}] - K_{ш}[\text{дБ}] - 2,41[\text{дБ}],$$

де U_{max} – максимальний рівень сигналу на вході мережі; K_p – коефіцієнт передачі підсилювача; 2,41 дБ – рівень теплового шуму.

Для реалізації більшого відношення сигнал/шум по мережі K_p повинно бути зменшено для кожного підсилювача. Це зменшує накопичення шумів по всій мережі КЕМВБ. Оптимальне значення розраховується від сумарних втрат сигналу в мережі.

Список літератури: 1. Беркутов А.М., Карташів Ю.И. и др. Современные тенденции и проблемы управления здоровьем // Вестник новых медицинских технологий. – 1995. – Т. II. – № 3–4. – С. 98–104. 2. Сахацкий В.Д., Павлов В.Ф. О возможности локального нагрева внутренних участков тела человека серией радиоимпульсов // Изв. ВУЗов. – Радиофизика. – Т. 32. – № 6. – С. 701–705. 3. Бредикис Ю.Ю. Состояние и перспективы электрической стимуляции органов и тканей // Медицинская техника. – 1986. – № 6. – С. 3–7. 4. Кудрявцев Ю.С., Колмыков А.В. Теоретическое моделирование температуры при электромагнитной гипертермии опухолей // Медицинская радиология. – 1990. – № 2. – С. 3–8. 5. Алевдидев А.А. Влияние СВЧ и УФ излучателей на организм животных. – М.: Медицина, 1987. – 195 с. 6. Исмаилов Э.М. Биологическое воздействие СВЧ излучателей. – М.: Медицина, 1987. – 195 с. 7. Иткин Г.П., Труханов С.Б. и др. Системы косвенного контроля параметров центральной гемодинамики // Трансплантация органов. – Киев, 1985. – 243 с. 8. Корсунов А.Р. Разработка методики локального излучения электромагнитного сигнала при сканировании детерминированного пространственного объёма // Вісник НТУ "ХПІ". Збірник наукових праць. Тематичний випуск: Автоматика та приладобудування. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2002. – Т. 7. – № 9. – С. 111–114. 9. Соловьёва Г.Р. Магнитотерапевтическая аппаратура – М.: Медицина, 1991. – 176 с. 10. Корсунов А.Р., Сахацкий В.Д. Телекоммуникаційна мережа – база формування комплексу електромагнітного впливу на біоструктури // Вісник НТУ "ХПІ". Збірник наукових праць. Тематичний випуск: Інформатики і моделювання – Харків: НТУ "ХПІ". – 2003. – № 19. – С. 83–86.

Надійшла до редакції 25.03.04