

УДК 621.317

ОПТИМІЗАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ЕНЕРГЕТИЧНОГО ВПЛИВУ НА БІОЛОГІЧНІ ОБ'ЄКТИ

В.П.Куценко

Вступ. При впливі зовнішнього електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону на біологічні об'єкти спостерігається вузькосмугове поглинання на ряді частот. Ці частоти є індивідуальними для кожного біологічного об'єкта й енергетичний вплив на них виявляється максимально, забезпечуючи стимуляцію біохімічних процесів. Відносна ширина смуг на цих частотах є малою і не перевищує одиниці відсотка, практично становлячи його десяті і соті частки. Установлено, що зі збільшенням потужності випромінювання поглинання в даних об'єктах зменшується за рахунок зростання властивостей, що відбивають, їхнього поверхневого шару, що є наслідком захисної реакції. Тому сильне поглинання і позитивні енергетичні ефекти спостерігаються тільки при малих інтенсивностях випромінювання, які не перевищують $1 \cdot 10^9 \dots 10^{12} \text{ Вт/см}^2$ [1, 2, 3].

Ефективність впливу електромагнітного випромінювання на біологічні об'єкти залежить також від характеру самого випромінювання. Більш інтенсивні реакції проявляються при імпульсній модуляції міліметрового випромінювання. Біологічно активна смуга частот імпульсної модуляції несучої частоти міліметрового діапазону лежить у межах 0,1-100 Гц. Конкретні значення активних частот модуляції для кожного біооб'єкту індивідуальні, тому що визначаються його власними біоритмами [4, 5].

Для позитивного впливу на біофізичні параметри об'єктів використовується як вузькосмугове монохроматичне випромінювання з різними видами модуляції, так і широкосмугове шумове випромінювання. При широкосмуговому опроміненні біологічний об'єкт у більшій мері поглинає енергію коливань тих частот, які збігаються з його характеристичними частотами [4]. Імпульсна модуляція шумоподібних випромінювань також підвищує ефективність їхнього впливу на організм.

Постановка задачі дослідження. Подальші дослідження характеру взаємодії власних електромагнітних полів біологічних об'єктів із зовнішніми полями, дозволить більш глибоко вивчити обмінні процеси, що відбуваються в них, і розробити нові методи дозованого позитивного енергетичного впливу.

Таким чином, створення апаратури, що забезпечує високу точність підбора параметрів (частота, смуга частот, потужність і режим модуляції) енергетичного мм-впливу на біологічні об'єкти з метою оптимізації їхніх біофізичних параметрів є актуальною задачею.

Отже, для оцінки реакції біооб'єктів на зовнішній енергетичний вплив і оптимізації параметрів самого впливу необхідно розробити автоматизовану радіометричну систему, в основу дії якої необхідно покласти вимірювання параметрів, що опромінюються, відбитих енергетичних сигналів і підбор параметрів енергетичних сигналів мм-діапазону, що забезпечують стимуляцію біохімічних процесів [6, 7].

Основна частина. Алгоритм оцінки оптимізації параметрів електромагнітного опромінювання біологічних об'єктів, що забезпечує підвищення точності вимірювання слабких ЕМВ, реалізується функціональною схемою рис. 1.

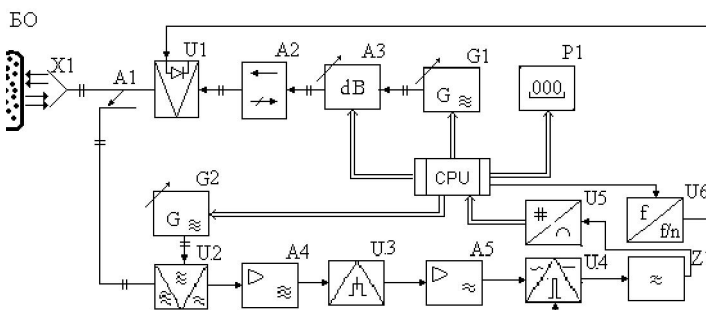


Рис. 1. Функціональна схема оптимізації параметрів енергетичного впливу на біологічні об'єкти

з'єднані НЗВЧ-змішувач U2 з кодокерованим НЗВЧ-гетеродином монохроматичних коливань G2, підсилювач проміжної частоти A4, квадратичний детектор U3, підсилювач низької частоти A5, синхронний детектор U4, фільтр нижніх частот Z1, аналого-цифровий перетворювач U5 і мікроЕРМ CPU. МікроЕРМ CPU через дільник частоти U6 з'єднаний із синхронним детектором U4 і керуючим входом амплітудного модулятора U1, а через кодокеровані ланцюги з атенуатором A3, генератором монохроматичних коливань G1 і індикатором P1. Позицією «БО» позначений біологічний об'єкт дослідження.

ціональною схемою рис. 1.

Представлена функціональна схема містить кодокерований генератор монохроматичних коливань G1 мм-діапазону довжин хвиль (НЗВЧ), що працює в режимі випромінювання монохроматичних сигналів, до виходу якого підключені послідовно з'єднані кодокерований атенуатор A3, вентиль A2, амплітудний модулятор U1, спрямований відгалужувач A1 і широкосмугова приймально-передавальна антена X1. До виходу спрямованого відгалужувача A1 підключений послідовно

Сигнал монохроматичного кодокерованого генератора G1 міліметрового діапазону через кодокерований атенюатор A3 і вентиль A2 надходить на амплітудний модулятор U1, що працює за принципом відбиття сигналу від закритого модулятора. Коли амплітудний модулятор відкритий, генеруємий монохроматичний сигнал через спрямований відгалужувач A1 надходить у широкосмугову антену X1 і випромінюється в напрямку біооб'єкту дослідження. Інтенсивність електромагнітного опромінення встановлюється мінімальною за допомогою кодокерованого атенюатора A3 на рівні власного випромінювання біооб'єкта.

Частина випромінюваного сигналу через спрямований відгалужувач A1 надходить на вхід НЗВЧ-змішувача U2, а на другий його вхід подається сигнал від кодокерованого НЗВЧ-гетеродина G2. У результаті змішування сигналів утворюються коливання різницевої проміжної частоти, які підсилюються підсилювачем проміжної частоти A4, детектуються квадратичним детектором U3, підсилюються по низькій частоті підсилювачем A5 і детекуються синхронним детектором U4. Вихідна напруга з фільтра нижніх частот надходить на аналого-цифровий перетворювач U5, а потім на мікроЕРМ, де здійснюється нагромадження і обробка вимірюваної інформації і виведення її на дисплей, принтер і ін. Одночасно з виходу мікроЕРМ по певній програмі подаються кодовані сигнали керування, які перетворюються в пропорційні вихідні напруги. Напруга перебудовує частоти кодокерованих генератора G1 і гетеродина G2 із кроком, що задається. Одночасно з перемиканням частоти гетеродина на кожному такті проводиться перебудова вихідного сигналу атенюатора A3.

Відбите міліметрове випромінювання від об'єкту приймається широкосмуговою антенною X1, через відкритий модулятор U1 надходить на вентиль A2 і поглинається. У спрямований відгалужувач A1 прийняте випромінювання не попадає.

Амплітудний модулятор U1 управляється прямокутною напругою низької частоти від мікроЕРМ через дільник частоти U6. При закриванні амплітудного модулятора U1 сигнал генератора G1 відбивається від модулятора і поглинається у вентилі A2. Шумовий сигнал, прийнятий широкосмуговою антенною X1 від об'єкту дослідження, відбивається від закритого модулятора U1 і через спрямований відгалужувач A1 надходить на вхід НЗВЧ-змішувача U2.

Монохроматичний сигнал кодокерованого генератора G1 $U_1(t) = U_1 \cos(\omega_1 t + \varphi_1)$ через кодокерований атенюатор A3, вентиль A2, відкритий амплітудний модулятор U1, спрямований відгалужувач A1 надходить у приймально-передавальну широкосмугову антену X1. МікроЕРМ через дільник частоти U6 управляє роботою амплітудного модулятора U1, у результаті чого на біооб'єкт випромінюються пакети сигналів з низькою частотою проходження.

У режимі закритого амплітудного модулятора U1 монохроматичний сигнал кодокерованого генератора G1 не надходить у широкосмугову приймально-передавальну антену X1 і, відповідно, дисперсія прийнятого сигналу від біооб'єкту буде визначатися тільки його власним радіотепловим випромінюванням, яку можна записати:

$$\overline{U}_{Ш}^2 = \beta S_{X1} k T_{BO} \Delta f_1, \quad (1)$$

де S_{X1} – чутливість антени X1; β – коефіцієнт, що залежить від випромінювальної здатності джерела випромінювання; k – постійна Больцмана; T_{BO} – температура джерела випромінювання; Δf_1 – смуга частот високочастотної частини вимірювача; і біоінформаційним випромінюванням, які залежать від метаболічних процесів, що відбуваються в біооб'єкті:

$$\overline{U}_{BI}^2 = \chi S_{X1} k T_{BO} \Delta f_1, \quad (2)$$

де χ – коефіцієнт біоактивності біологічного об'єкту.

Тому дисперсія електромагнітного випромінювання, яка надходить від біологічного об'єкта в антену:

$$\overline{U}_{BO}^2 = \overline{U}_{Ш}^2 + \overline{U}_{BI}^2 = S_{X1} k T_{BO} (\beta + \chi) \Delta f_1. \quad (3)$$

У режимі закритого модулятора U1 дисперсія вхідного сигналу НЗВЧ-змішувача U2 з урахуванням його власних шумів буде становити:

$$\overline{U}_{U2}^2 = K_{A1} \overline{U}_{BO}^2 + \overline{U}_{ШU2}^2, \quad (4)$$

де $\overline{U}_{ШU2}^2$ – дисперсія власних шумів НЗВЧ-змішувача U2, приведені до його входу з урахуванням шумів гетеродина G2 і підсилювача A4; K_{A1} – коефіцієнт передачі спрямованого відгалужувача A1.

У режимі відкритого модулятора U1 дисперсія вхідного сигналу НЗВЧ-змішувача U2 складе:

$$\overline{U}_{U2}'^2 = K_{A1} K_{A3} \overline{U}_{G1}^2 + \overline{U}_{ШU2}^2, \quad (5)$$

де K_{A3} – сумарний коефіцієнт передачі атенюатора A3 і вентилі A2; \overline{U}_{G1}^2 – потужність сигналу генератора G1.

В робочому режимі, коли амплітудний модулятор U1 по черзі відкривається й закривається з низькою частотою, що задається мікроЕРМ, на біологічний об'єкт випромінюються імпульси електромагнітної енергії із частотою проходження і шпаруватістю, що задається мікроЕРМ. Одночасно через спрямований відгалуживач A1 у режимі відкритого амплітудного модулятора U1 частина енергії цих імпульсів надходить і на вхід НЗВЧ-змішувача U2. У режимі закритого амплітудного модулятора U1 на вхід НЗВЧ-змішувача U2 надходять імпульси електромагнітної енергії від біооб'єкта дослідження. У підсумку перетворення цих імпульсів у НЗВЧ-змішувачі U2 на його виході формуються пакети сигналів, перенесені на проміжну частоту:

$$\bar{U}_{A4}^2 = S_{U2} (K_{A1} \bar{U}_{BO}^2 + \bar{U}_{ШУ2}^2), \quad (6)$$

$$\bar{U}_{A4}'^2 = S_{U2} (K_{A1} K_{A3} \bar{U}_{G1}^2 + \bar{U}_{ШУ2}^2), \quad (7)$$

де S_{U2} – крутість перетворення змішувача U2.

Після посилення підсилювачем проміжної частоти A4, імпульси модульованого сигналу по черзі детектуються квадратичним детектором U3, що утворить на виході відеоімпульси з амплітудами:

$$U_{A5} = S_{U2} K_{A4} S_{U3} (K_{A1} \bar{U}_{BO}^2 + \bar{U}_{ШУ2}^2), \quad (8)$$

$$U_{A5}' = S_{U2} K_{A4} S_{U3} (K_{A1} K_{A3} \bar{U}_{G1}^2 + \bar{U}_{ШУ2}^2), \quad (9)$$

де K_{A4} – коефіцієнт посилення підсилювача A4 проміжні частоти; S_{U3} – крутість перетворення квадратичного детектора U3.

Підсилювачем A5 низькою частоти підсилюється змінна складова послідовності відеоімпульсів (8) і (9) з амплітудою:

$$U_{U4} = K_{A5} \frac{U_{A5} - U_{A5}'}{2} = K_{A1} S_{U2} K_{A4} S_{U3} K_{A5} \frac{\bar{U}_{BO}^2 - K_{A3} \bar{U}_{G1}^2}{2}, \quad (10)$$

де K_{A5} – коефіцієнт посилення підсилювача низької частоти A5.

Посилена змінна напруга U_{U4} випрямлюється синхронним детектором U4, що управляється низькочастотною напругою від мікроЕРМ. Випрямлена напруга згладжується фільтром нижніх частот Z1 і фіксується кодокерованим індикатором P1. Зміною несучої (монохроматичної) частоти і частоти проходження імпульсів електромагнітної енергії за допомогою мікроЕРМ забезпечується максимальне показання індикатора P1, що свідчить про активізацію енергоресурсів об'єкту, що опромінюється. Після чого мікроЕРМ підбирає коефіцієнт передачі кодокерованого атенюатора A3 до нульового показання кодокерованого індикатора P1 з умови $K_{A3} \bar{U}_{G1}^2 = \bar{U}_{BO}^2$. Ця умова показує зв'язок інтенсивностей електромагнітного міліметрового впливу й власного міліметрового випромінювання об'єкту і дозволяє вибирати оптимальні умови енергетичного впливу. Звідси видно, що на виконання цих умов не впливає нестабільність і мінливість параметрів блоків виміральної частини схеми – K_{A1} , S_{U2} , K_{A4} , S_{U3} , K_{A5} .

Запропонована функціональна схема оптимізації параметрів енергетичного впливу на біологічні об'єкти працює в наступній послідовності. Атенюатором A3 вводиться максимальне ослаблення, при цьому об'єкт дослідження не опромінюється, а приймальний канал через антену X1 приймає тільки власне міліметрове випромінювання від об'єкта, яке на виході підсилювача низької частоти A5 має вид:

$$U_{U4}' = K_{A1} S_{U2} K_{A4} S_{U3} K_{A5} \frac{\bar{U}_{BO}^2}{2}. \quad (11)$$

Ця напруга після обробки наступними елементами схеми подається на кодокерований індикатор P1. Потім мікроЕРМ зменшує коефіцієнт ослаблення атенюатора A3 і включає режим опромінювання біооб'єкта мм-випромінюванням. Процес регулювання показань атенюатора A3 здійснюється до одержання нульового показання індикатора P1, що відповідає попередньому вирівнюванню електромагнітної енергії, що випромінюється і приймається. Після цього мікроЕРМ змінює частоту монохроматичних коливань мм-діапазону кодокерованого генератора G1 до одержання максимального показання індикатора P1, потім змінює частоту керуючих низькочастотних імпульсів до подальшого максимального показання індикатора P1. Таке регулювання означає збільшення інтенсивності власного випромінювання об'єкта під дією стимулюючого імпульсного опромінювання. Потім мікроЕРМ знову збільшує інтенсивність опромінювання атенюатором A3 до досягнення нульового показання індикатора P1, тобто до встановлення рівності що опромінюється і зрослої прийнятої енергій і т. інш.

У процесі енергетичного впливу підстроювання частоти монохроматичних коливань мм-діапазону,

частоти керуючих низькочастотних імпульсів і інтенсивності мм-опромінення здійснюється мікроЕРМ багаторазово до одержання їх оптимальних параметрів. Відсутність змін у показаннях індикатора Р1 свідчить про досягнення оптимальних умов електромагнітного впливу на об'єкт.

Для підвищення точності показань абсолютних значень параметрів сигналів, що опромінюються, на реєстраторі Р1, радіометричну систему попередньо необхідно калібрувати із записом результатів вимірювання на згадку мікроЕРМ. Розрахунок параметрів сигналів, що опромінюються, проводиться мікроЕРМ відповідно до встановленої програми.

Запропонована радіометрична схема може також використовуватися для контролю біофізичних параметрів досліджуваних об'єктів за рівнем власного електромагнітного випромінювання при виключеному генераторі G1. Дослідження показують, що спектральна щільність потужності власного випромінювання здорового біооб'єкту в НЗВЧ-діапазоні становить $10^{-21} \dots 10^{-22}$ Вт/Гц см². Зниження рівня власного випромінювання менш 10^{-22} Вт/Гц см² може свідчити про розлади в його функціонуванні. Крім того дана радіометрична система може бути використана в клінічній практиці. Вона може дозволити розширити перелік захворювань, лікування яких доцільно проводити з використанням технологій квантової медицини, а також скоротити строки лікування за рахунок оптимізації параметрів електромагнітного опромінення.

Висновки. Запропонована автоматизована радіометрична система дозволяє оптимізувати параметри міліметрового опромінення при дослідженні взаємодії біологічних об'єктів з зовнішніми електромагнітними полями і тим самим підвищити ефективність енергетичного впливу.

Нестабільність і мінливість параметрів блоків вимірювальної частини схеми не впливають на точність роботи автоматизованої радіометричної системи.

Система може використовуватися для контролю біофізичних параметрів досліджуваних об'єктів за рівнем власного електромагнітного випромінювання у межах $10^{-21} \dots 10^{-22}$ Вт/Гц см². Крім того може бути використана в клінічній практиці і дозволити розширити перелік захворювань, лікування яких доцільно проводити з використанням технологій квантової медицини, а також скоротити строки лікування за рахунок оптимізації параметрів електромагнітного опромінення.

РЕЗЮМЕ

Предложенная автоматизированная радиометрическая система может быть использована для контроля биофизических параметров объектов, а так же в клинической практике. Позволяет оптимизировать параметры миллиметрового облучения при исследовании взаимодействия биологических объектов с внешними электромагнитными полями и тем самым повысить эффективность энергетического воздействия. Нестабильность параметров блоков измерительной части схемы не влияет на точность работы системы.

SUMMARY

The offered aerophare CAS can be used for control of biophysical parameters of objects, and similarly in clinical practice. Allows to optimize the parameters of millimetric irradiation at research of cooperation of biological objects with the external electromagnetic fields and the same to promote efficiency of power influence. Instability of parameters of blocks of measuring part of chart does not influence on exactness of work of the system.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Скрипник Ю.А. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов / Ю.А.Скрипник, А.Ф.Яненко, В.Ф.Манойлов и др. // Под ред. Ю.А.Скрипника. – Житомир: изд-во «Вольность», 2003. – 408 с.
2. Головка Д.Б. Надвисокочастотні методи та засоби вимірювання фізичних величин / Д.Б.Головка, Ю.О.Скрипник, О.П.Яненко // Навчальний посібник. – Київ: Либідь. – 2003. – 327 с.
3. Скрипник Ю.О. Модуляційні радіометричні пристрої та системи НВЧ-діапазону / Ю.О.Скрипник, В.П.Манойлов, О.П.Яненко // Навчальний посібник. – Житомир: ЖІТІ. – 2001. – 374 с.
4. Ситько С.П. Экспериментальное исследование излучения некоторых объектов в мм-диапазоне / С.П.Ситько, Ю.А.Скрипник, А.Ф.Яненко // Фізика живого. – 1998. – Т. 6, № 1. – С.15-18.
5. Дубовская И.Г. Принципы моделирования и схемотехнической реализации низкоинтенсивной КВЧ диагностической и терапевтической аппаратуры / И.Г.Дубовская, Н.Е.Житник, А.В.Миронов и др.// Вестник новых медицинских технологий. – 1996. – Т. 3, № 2. – С. 85-90.
6. Патент №18320 (Україна), G01S13/00 Способ измерения энергетического спектра слабых радиоизлучений / Куценко В.П., Скрипник Ю.А., Трегубов Н.Ф., Шевченко К.Л., Яненко А.Ф. – Опубл. 15.11.2006; Бюл. №11.
7. Патент №31390 (Україна), G01N22/02; G01R29/08, Радіометричний дефектоскоп / Скрипник Ю.О., Шевченко К.Л., Куценко В.П., Трегубов М.Ф., – Опубл. 10.04.2008; Бюл. №7.

Надійшла до редакції 20.11.2009 р.