

СИСТЕМА УПРАВЛІННЯ ЯКІСТЮ В МЕДИЧНОМУ ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙНОМУ КОМПЛЕКСІ ПРОГРАМОВАНОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВПЛИВУ НА БІООБ'ЄКТ

Корсунов А.Р.,

Українська інженерно-педагогічна академія, м. Харків, Україна

В статье рассмотрено решение проблемы повышения качества терапии в сеансах электромагнитного влияния за счет повышения точности локализации луча воздействия на избранной области облучения, снижении уровня паразитного воздействия на соседние структуры организма и системы защиты от дестабилизирующих факторов, что в целом обеспечивается системой управления качеством терапевтических услуг

Ключові слова: біооб'єкт, електромагнітний вплив, якість терапії, точність дозування.

Постановка задачі

Використання різноманітних засобів інформації при електромагнітному впливі на біоструктури, в наукових дослідженнях з біофізики та біоелектроніки, практичній медицині набуло широкого характеру. При формуванні української медичної мережі «УкрмедNet» корисно об'єднати біотелеметрію, експертні системи діагностики, дистанційну електромагнітну стимуляцію біооб'єктів по радіоканалах і т.п. Рішення подібної проблеми потребує в свою чергу необхідності розробки теоретичних засад формування електромагнітних сигналів в телекомунікаційній системі та відповідної апаратної платформи для переносу електромагнітних інформаційних сигналів запрограмованого впливу на біоструктури до самих об'єктів. Для адаптації до особливостей організмів подібний комплекс електромагнітного впливу на біооб'єкти (КЕМВБ) повинен формувати середовище електромагнітного впливу навколо самого об'єкту з урахуванням зворотного зв'язку з ним по біологічним параметрам. В зв'язку з цим необхідно, щоб точність передачі розглянутих сигналів по каналах телекомунікаційної системи не приводила до перекручення електромагнітної оболонки, що створюється навколо об'єкту.

Все це разом узятє дозволить широко використовувати досвід світових технологій в цій галузі і поставити під міжнародний нагляд подібні дослідження, експерименти, медичну та біологічну практику, з необхідним контролем якості опромінення, їх частоти і об'єктів, на які проводять електромагнітні впливи та розширити дальність дії систем з десятків метрів на відстань дії мережних технологій.

Окремі аспекти ізольованої дії магніто- і НВЧ впливів на біоструктури розглянуті в ряді робіт авторитетних дослідників [1-4], але живі істоти сформувались під постійним сполученим впливом магніто- та НВЧ чинників від магнітного поля Землі та електромагнітних полів, що знаходяться в зоні радіопрозорості земної атмосфери [5]. Це визначає загальну потребу розробки нових методів по об'єднаному впливу подібних чинників на біооб'єкти.

В умовах бурхливого розвитку та широкого розповсюдження за останнє десятиріччя інформаційних і мережних технологій підхід, який використовувався раніше, а саме розробка унікальних спеціалізованих програмно-апаратних засобів мережної взаємодії для систем контролю і управління подібними високотехнологічними комплексами, втрачає мотивацію. Замість цього на перший план виходять питання ефективного використання високошвидкісних мереж, заснованих на відкритих мережних стандартах.

Основна частина

Довгий час вважалось, що штучно створені фізичні чинники мають неспецифічний вплив і тільки підвищують загальну реактивність організмів, активізуючи його захисні сили.

Фундаментальні дослідження на рівні окремих органів, систем органів, клітин поряд з результатами біофізичних, фізіологічних та клінічних досліджень, показали, що поряд з неспецифічними фізичні чинники мають вплив, який приналежний кожному із них. Особливо це виявляється при використанні малих інтенсивностей фізичних факторів, в той час як при більшій інтенсивності ця специфіка маскується загальними неспецифічними процесами. Перш за все це формування теплоти, хімічні і навіть структурні зміни.

Виходячи з цього в роботі розроблені основні ідеї і принципи підвищення якості сеансів терапії, що покладені в основу методу неінтенсивного впливу сполучених електромагнітних сигналів.

Існують серійні апарати мікрохвильового опромінення типу «Луч» з модифікаціями. Вони опромінюють біооб'єкти через слабо спрямовані антени типу відкритий кінець хвилеводу, через що формується мало локалізоване опромінення. Це веде до немотивованого попадання мікрохвиль до навколишнього середовища. Крім цього помітна частина мікрохвильової енергії не випромінюється через відбиття від відкритого кінця хвилеводу. Значні затрати енергії виникають за рахунок відбиття від самого об'єкта. Все це приводить до втрат 50-70% енергії опромінення.

Внутрішня система регуляції організмів при сполученні дії МП та надвисокочастотних хвиль (НВЧ) керує осциляторними процесами на молекулярному та клітинному рівні. Подібні процеси знаходять пояснення с позицій ядерно-магнітного резонансу, умови для якого виникають при детектуванні НВЧ полів в мембранах кліток. Змінюючи частоту НВЧ хвиль при сполученому процесі впливу, можливо перейти до явища електронного парамагнітного резонансу (ЕПР). В цьому випадку сполучений вплив може бути більш ефективним ніж при ядерно-магнітному резонансі (ЯМР), оскільки поглинання в спектрах ЯМР менше, ніж при ЕПР.

Специфічна дія електромагнітних сигналів в основному носить характер стимуляції якого-небудь біологічного ефекту, на відміну від теплової дії. Стимуляція досягається при значно менших енергіях відповідного сигналу і в більшості своїй використовується з дистанційним керуванням від пристрою керування. Зв'язок при цьому реалізується або по дротових каналах, або по радіоканалах (радіотелеметрія). Сюди відносяться електрокардіостимулятори, церебро-спинальні електростимулятори, електростимулятори дихання (ЕСД), при важких болевих станах використовується спиномозгова стимуляція по радіока-

налах, електростимуляція слухового нерву. Список дистанційних стимуляторів постійно розширюється й тому настав час вирішити проблему створення інтегрованої телекомунікаційної мережі для виконання подібних функцій.

Поряд зі стимуляторами функціонального призначення в теперішній час створюються стимулятори як системи. Наприклад, магніто-терапевтичні комплекси з біологічним зворотнім зв'язком (МТК).

Існуючі моделі впливу електромагнітного сигналу на біоструктури призначені визначити якісну картину розподілу потужності тепловипромінювання в тілі пацієнта. Дослідження показують, що не існує усередненої картини тепло-випромінювання. При розробці процесів радіопоглинання необхідно враховувати, що смуго-пропускаючі або відбиваючі біоструктури, мають або резонансні можливості без поглинання, або характеризуються зростанням поглинання зі зміною кута падіння. Так на основі ефекту «швидких» поверхневих хвиль в поглинаючих середовищах можливе існування структур з низьким коефіцієнтом відбиття при великих кутах падіння.

Поверхневі Е-хвилі виникають при тих частотах, для яких хвилеве число $k_0 = 2\pi/\lambda$ задовольняє рівнянню

$$k_0 = \frac{m\pi}{b\sqrt{\varepsilon_{r2}^1 - 1}}, m=0, 1, 2, 3,$$

поверхневі Н-хвилі виходячи з наступного

$$k_0 = \frac{(m - 0,5)\pi}{b\sqrt{\varepsilon_{r2}^1 - 1}}, m=0, 1, 2, 3,$$

Таким чином, аналіз моделі дистанційного опромінювання показав, що обираючи кут падіння ЕМП під час опромінення, необхідно контролювати рівень відбиття сигналу від поверхні біоструктури, мінімізуючи його (рис.1).

Основні типи випромінювачів магнітного поля (МП), які використовуються на теперішній час в магнітобіології, це різновидність штучних випромінювачів типу «лінійний провідник» (ЛП). Напруженість подібного опромінювача відображається наступним співвідношенням

$$\vec{H}_\varphi = \frac{\vec{I} \cdot \vec{L}}{4\pi \cdot r^2} \sin \theta,$$

де \vec{r} - відстань від центру ЛП до точки випромінювання, θ - кут між віссю ЛП і \vec{r} , \vec{I} - струм в провіднику, \vec{L} - довжина.

В даному розділі підкреслено, що біоструктури формувались в середовищі магнітного поля Землі, яке моделюється не «штучним» випромінювачем, а математичною моделлю за теорією геомагнетизму Гауса. Скалярний магнітний потенціал n-го мультиполя цієї моделі в сферичній системі координат R, φ , θ аналітично відображається рівнянням наступного виду

$$U_n = \frac{1}{4\pi R^{n+1}} \sum_{m=0}^n (q_{nm} \cos m\varphi + h_{nm} \sin \varphi) \cdot P_n^m(\cos \theta)$$

де q_{nm} , h_{nm} - постійні коефіцієнти, m - порядковий номер елементарного мультиполя n-го порядку, $P_n^m(\cos \theta)$ - приєднані функції Лежандра першого роду. З точки зору формування біотропних параметрів звідси необхідно виділити в першу чергу вісєвий дипольний момент зональної гармоніки (n=1, m=0), маг-

нітне поле якої не залежить від кутової координати φ , що забезпечує рівномірний вплив цієї складової МП на біооб'єкт. При диференціюванні U_n по координаті θ одержимо гармонічний ряд у вигляді суми мультиполів:

$$H_{\theta} = -\frac{1}{4\pi R^{n+2}} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\partial U_n}{\partial \theta}$$

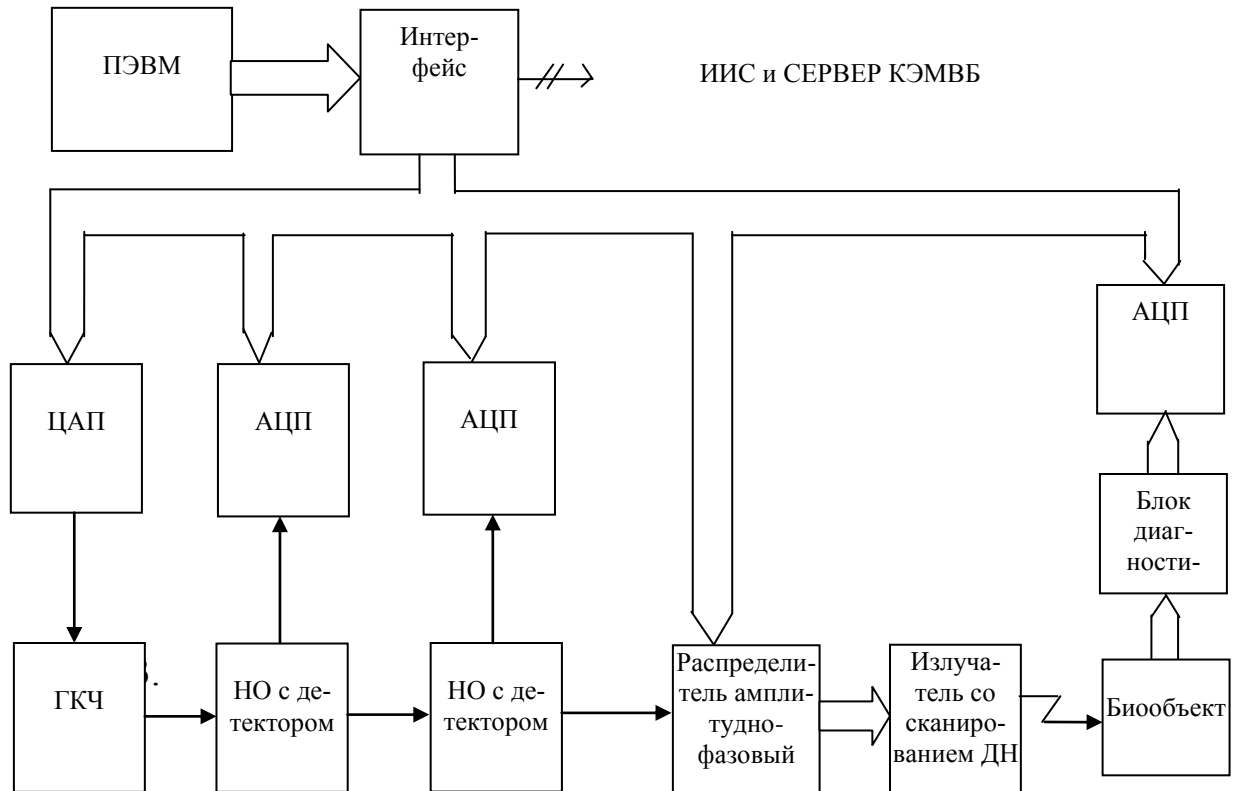


Рис.1 Структурна схема управління і контролю якості дозованого опромінення

З практичної точки зору відмітимо перші три гармоніки ряду, а саме:

$$H_{\theta 1} = \frac{1}{4\pi R^3}; H_{\theta 2} = \frac{1}{4\pi R^4}; H_{\theta 3} = \frac{1}{4\pi R^5}$$

при $\theta = 90^\circ$ и $\varphi = 0^\circ$. Якщо виток МП відповідає розглянутій моделі, то біооб'єкт в залежності від відстані опромінюється МП означеної структури.

На рис.1 приведена структурна схема для дозованого опромінення біооб'єктів з урахуванням проведених. З допомогою інтерфейсу через число-аналоговий перетворювач (ЦАП) реалізується управління частотного сигналу генератора з перебудовою частоти (ГКЧ) від загальної телекомунікаційної мережі. Два направлених відгалужувача з детекторами дозволяють контролювати потужність сигналу та коефіцієнт відбиття. На якість опромінення і неточність системи впливають нерівномірність частотної характеристики детектора $\Delta k_q(k_q)$, елемент зв'язку $\Delta k_{зв}(k_{зв})$ та змінювання коефіцієнта навантаження в основному тракті $\beta(\Gamma_H)$. Звідси отримаємо, що нестабільність потужності дорівнює наступному

$$\sum \Delta P = \frac{\Delta k_q}{k_q} + \frac{\Delta k_{зв}}{k_{зв}} + \frac{\Delta \beta(\Gamma_H)}{\beta(\Gamma_H)},$$

тобто елемент зв'язку повинен мати АЧХ з протилежним нахилом АЧХ детектора $\Delta k_g/k_g - \Delta k_{36}/k_{36} \approx 0$.

Розподільник амплітудно-фазовий (РАФ) використовується для корекції АЧХ та ФЧХ тракту управління випромінювачем зі скануванням променя. В склад РАФ входять атенюатори з електричним управлінням (ЕУА) та фазорегулятори з електричним управлінням (ЕУФ) [6].

При взаємодії електромагнітної хвилі НВЧ-діапазону з біоструктурами відбувається поляризація молекул речовини і періодична переорієнтація їх електричних диполів. Присутність зовнішнього МП приводить до орієнтації магнітного моменту атому. Кожній орієнтації відповідає свій енергетичний рівень E , тобто

$$E = g\mu_0 H M_j,$$

де M_j - магнітне квантове число; g, μ - g -фактор та електронний або ядерний магнетон.

Сполучений вплив для ЕПР більш визначений ніж при ЯМР, оскільки ефективність поглинання в спектрах ЯМР мала із зрівнянням з ЕПР. Розрахункові характеристики в дисертації приведено для окисновідновних перетворень іонів Mg, Fe і т.п. в біоструктурах. Зокрема резонансна частота ν визначається наступним чином

$$\nu = \frac{r \cdot 2\pi c}{q},$$

де q - заряд електрона; r - радіус обертання частки; c - швидкість світла. Звідси одержимо $\nu = 9,41756 \cdot 10^9$ Гц. Величину МП для реалізації ЕПР визначено через відоме співвідношення:

$$H_y = h\nu/\beta g,$$

де H_y - напруженість подовженої складової МП; h - постійна Планка; β - магнетон Бора. Звідси одержуємо $H_y = 1456,56$ Гс. В даній главі наведено також розрахунок рівня потужності НВЧ поля P_0 при ЕПР, який в кінцевій частині склав $P_0 = 10^6$ ерг/с, або ~ 100 мВт. Для проведення впливів на рівні

Область застосування електричної стимуляції по специфічності впливу охоплює близько 15 спеціалізацій. Практично найбільш універсальна із них електростимуляція біологічно активних точок (БАТ). В зв'язку з цим метод використовується в усіх основних спрямуваннях стимуляції біоструктур. Найбільш узгоджений з природою нервових імпульсів, що розглянуто вище, метод, який розроблено німецьким лікарем доктором медицини Р.Фоллем - електроакупунктура по Фоллю (ЕАФ). В зв'язку з цим для вказаного виду стимуляції введено відповідний прилад. Необхідна частота імпульсів в ньому формується з кроком 0,01 Гц і діапазоні 0,1-10,0 Гц з використанням кварцового опорного генератора і дільника частоти з перемінними дрібними коефіцієнтами ділення.

Крок ділення частоти знаходиться відповідно:

$$\Omega_1 = (\omega_{\max} - \omega_{\min})/(L-1),$$

де ω_{\max} , ω_{\min} - максимальна та мінімальна частота слідування імпульсів; L - обсяг лічильника.

Коефіцієнт ділення дорівнює числу вхідних імпульсів, що переводять схему із невпізнанного стану до впізнаного.

$$K_{\partial} = K_{on} - K_{cb},$$

де K_{on} – число максимального відліку; K_{cb} – число збросів в початковий стан.

Оскільки швидкодія подібного дільника менше швидкодії лічильного тракту через необхідність збросу, то в схему введено доповнючий дільник, який працює в ті моменти, коли основний настановляється в початковий стан. Внаслідок цього, враховуючи, що T_n – час переключення тригера в лічильному тракті, T_b – час переходу схеми в початковий стан, а K_d – ємність доповнючого лічильного тракту, отримаємо:

$$T_n + T_0 \leq K_{\partial} \cdot K_{min},$$

де T_{min} – мінімальний період слідування імпульсів.

Прилад доповнено електронним частотоміром, що дозволяє при похибках в дільниках частоти підібрати за показниками частотоміру необхідний частотний параметр.

Щоб не виникало систематичної похибки вимірювання, що впливає на якість, запуск генератора мірних імпульсів здійснюється фронтом низькочастотних імпульсів. Кількість імпульсів N частоти, що вимірюється, у проміжку часу вимірювання $T_{вим}$ визначається наступним виразом:

$$N = [(T_{вим} + \xi_1 + \xi_2) / T_x]$$

де ξ_1 – результативна похибка квантування; ξ_2 – результативна похибка каналу перетворення; T_x – інтервал, що вимірюється. Систематичні похибки ξ_1 і ξ_2 в результат коректуються автоматично, оскільки беруться відношення двох величин що веде до інваріантності відносно значень опорного сигналу та сигналу, що вимірюється.

Прийнявши в першому наближенні, що розглянуті процеси носять адитивний характер, визначимо функціонал самого процесу впливу в КЕМВБ наступного вигляді:

$$P(t)_i \xrightarrow{M_j^p(t)} P(t, M_j^p(t))_i + P(M_k^d(t))_i,$$

де $P(t)_i$ - функція по одному із параметрів біооб'єкта без впливу МНВЧ; $M_j^p(t)$ - деякий комплекс параметрів впливу; $M_k^d(t)$ - комплекс перешкод від МНВЧ на вимірювально-діагностичну систему.

Перша група перешкод має спектр частот від одиниць Гц до сотень Гц за рахунок імпульсів сканування електромагнітного сигналу та частоти формування динамічного МП. Подібний спектр частот перебиває частотний спектр кардіо - і реосигналів (до 100Гц). Інтенсивність перешкод перевищує діапазон зміни кардіосигналу, а на вході реографа Р4-02 досягає 30% до рівня вхідного сигналу. Друга група перешкод створюється модуляторами НВЧ-сигналу в частотному спектрі від десятка Гц до сотень МГц. Третя група – фонові перешкоди промислової частоти які досягають від кардіосигналу 30%, а для радіосигналу 20%.

Звичайно сигнал перешкод можна подати як модуляцію несучого сигналу набором гармонічних складових з глибиною модуляції m_m та найнижчою складовою із частот Ω_n . В зв'язку з цим, постійна $T_{АРП}$, щоб уникнути пригнічення

корисної модуляції (сигнали енцефалографії, тиску і т.п.), повинна задовольняти наступному співвідношенню:

$$T_{АРП} \geq \frac{\sqrt{A_m^1 (1 + K_0)^2 - 1}}{\Omega_H \sqrt{(1 - A_m^2)}},$$

де $A_m = m_{м.вух} / m_{м.вх}$ - співвідношення коефіцієнтів глибини модуляції на вході і виході системи АРП, що характеризує ефект демодуляції; K_0 - коефіцієнт підсилення ланцюгу АРП.

Наприклад: $A_m \leq 0,9$ і $K_0=100$. Тобто між Ω_H та $T_{АРП}$ повинно виконуватись співвідношення $T_{АРП} \geq 30\Omega_H^{-1}$.

Структурна схема багатофункціональної системи АРП приведена на рис.

2.

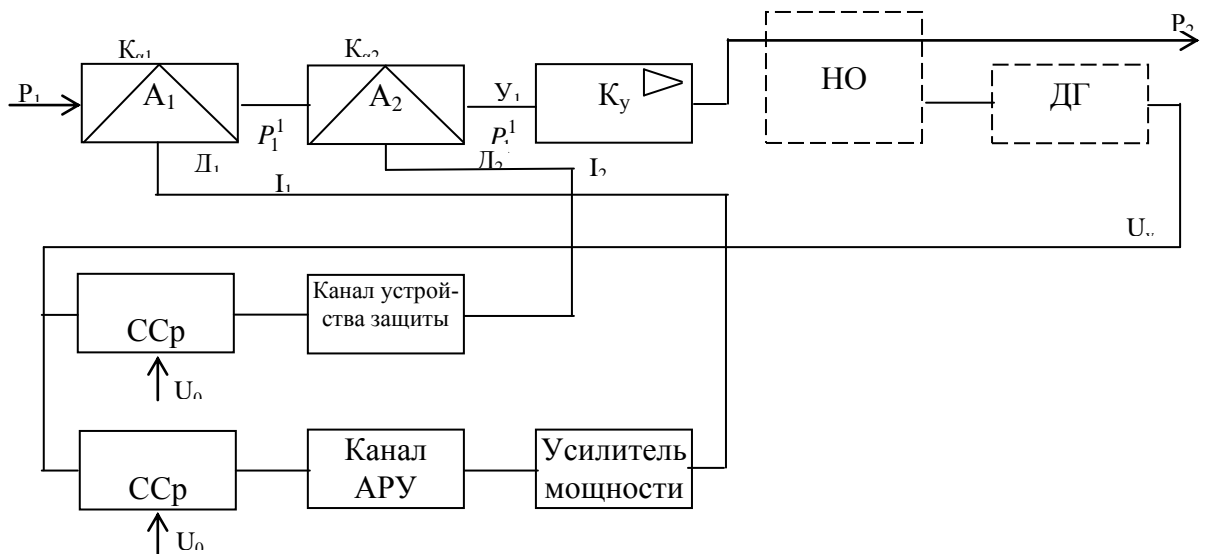


Рис. 2. Електрична схема багатофункціонального вузла системи АРУ

Інформаційний сигнал в каналі телекомунікаційної системи подається на вхід ЕУА A_1 , що управляється током I_1 , який пропорційний сигналам зворотнього зв'язку U_g та опорного U_0 , а саме: $I_1 = K_{АРП} (U_g - U_0)$, де $K_{АРП}$ - коефіцієнт підсилення ланцюгу АРП. Сигнал P_1^1 на виході A_1 відповідно дорівнює $P_1^1 = K_{\alpha_1} P_1$, де K_{α_1} - коефіцієнт передачі ЕУА A_1 . По аналогії на виході A_2 $P_1^i = K_{\alpha_2} P_1^1$, де K_{α_2} - коефіцієнт передачі ЕУА A_2 , як функція I_2 . Інерційність ЕУА A_1 і A_2 обирається виходячи з умов виникнення сильної (імпульсної) короткочасної перешкоди та тривалих змін (температурна нестабільність) умов передачі сигналу $U_g = K_{ню} \cdot K_g \cdot P_2$,

де $K_{ню}$ - коефіцієнт передачі спрямованого відгалужувача і амплітудного детектора K_g .

Дослідження режимів перешкодостійкості телекомунікаційної системи КЕМВБ проводився на експериментальному стенді.

Стенд вміщує два інформаційних канали, що з'єднуються із входом через комутатор 1, який вміщує схему управління, детектор, спрямований відгалужувач та нуль-орган (7). При надходженні сигналу великої потужності до входу підключається один з двох каналів, що повинен працювати зі значними сигналами. Двоканальний вхідний підсилювач (9) та балансний вихідний підсилювач (10) цього каналу дозволяють підсилити рівень імпульсного сигналу до сотень

ват при середній потужності кілька ват. Від перевантаження сигналом перешкоди підсилювачі 9 і 10 захищені з допомогою ЕУА 11 та каналною системою АРП. Крім цього на вхід каналу введено фазовий регулятор.

Якщо на вхід стенду подається інформаційний сигнал від датчиків (одиниці міліват), то комутатор 1 подає його на вхід другого каналу, що вміщує малошумовий підсилювач (МШУ) 8. ЕУА 5, що регулює сигнал високої потужності, дозволяє захищати цей канал від перевантаження потужними перешкодами.

Після ЕУА 5 в канал включено захисний пристрій на швидкодіючих р-і-n-діодах, швидкодія яких на порядок вище ніж у р-і-n-діодів ЕУА 5. Подібна швидкодія дозволяє значно прискорити початок процесу захисту від перевантаження чутливого каналу потужною перешкодою.

Для формування управляючої напруги пристроїв захисту та АРП в стенд введено низькочастотні схеми управління, а саме: ширококутовий підсилювач 2, тригер 3 та схема АРП 4. Для низькочастотної частини каналу АРП маємо, що

$$K_{АРП} = \frac{N}{bK_{ю} K_g D_{1m} P_{1min}}$$

При типових значеннях $b=35A^{-1}$, $K_H=0,1$; $K_g=10^6 B/Bt$; $P_{1min} = 10^{-12} Bm$, знайдемо $K_{АРП}=0,2A/B$. Подальший розрахунок низькочастотної частини каналу АРП проведено із наступних вихідних даних $D_2=3$; $U_0=0,05B$; $I_{1m}=50mA$; $T_{AP}=0,1\mu s$; зворотна напруга на р-і-n-діодах $V_{p-i-n}^- \geq 5B$; навантаження у вигляді р-і-n-діодів типу 2A524A, 2A522A.

Під час роботи системи експериментальне дослідження показало, що в розімкненому режимі при зміні сигналу на вході схеми порівняння від 0,48В до 0,53В струм управління ЕУА змінився від 10мкА до 10мА, послаблення від ЕУА склало близько 27дБ. Звідси маємо, що загальне підсилення вихідного підсилювача постійного струму зі схемою порівняння складає

$K_{УПТ} \cdot K_{сч} = \frac{\Delta X_p}{\Delta U_2} = (10 - 0,01) mA / (0,53 - 0,48) B \approx 200 mA/B$, а наскрізне значення коефіцієнта $b(U_2) = \Delta K_\alpha / \Delta U_2 = -27\text{дБ} / 0,05B \approx 540\text{дБ}/B$. Вимірювалась також залежність продетектованого сигналу U_δ від зміни послаблення L_a задаючого атенюатора (таблиця) з фіксованою потужністю P_n на вході

Таблиця. Характеристика перетворення детектора від потужності

L_a , дБ	38	32	25	18	12	8,6	6,2	3,7
U_δ , мВ	0,1	0,5	2,2	4	5	5,6	6	6,5

За одержаними даними, приймаючи що $P_2 \approx 5\text{мВт}$, розрахуємо коефіцієнт перетворення детектора $K_\delta \approx \frac{\Delta U_\delta}{\Delta P_2} = \frac{\Delta U_\delta}{P_2 \cdot \Delta K_\alpha \cdot K_{ю} \cdot K_{УВЧ}}$.

Елементи стенду мали наступні задані параметри $\Delta K_\alpha = 6 \cdot 10^{-4}$; $\Delta U_\delta = 0,4\text{мВт}$, $K_{УВЧ} \approx 100$; $K_{ю} = 15\text{дБ}$ (0,033). Звідси знаходимо $K_\delta \approx 40\text{мВ}/\text{мВт}$. Весь експеримент дозволив одержати наступні параметри системи АРП.

$$P_{1\min} = P_c \cdot L_0^{-1} 5 \cdot 10^{-7} \text{ Вт}; \quad b = \frac{1}{X_{p.m}} \ln D_\alpha \approx 340 \text{ А}^{-1}; \quad D_{1m} = 14 \text{ дБ}; \quad K_3 \approx 132 \frac{\text{мВ}}{\text{мВт}};$$

$$K_{\text{УПТ}} = 220; \quad K_{\text{УПТ}} \cdot K_{\text{ср}} \approx 200 \text{ мА/В}.$$

$$\text{При цьому } N_M^1 = K_{\alpha_0} \cdot b \cdot K_{\text{УПТ}}^1 \cdot K_{\text{УПТ}} \cdot K_{\text{ср}} \cdot P_{1\min} \cdot D_{1m} \approx 25;$$

$$D_{2M} \approx 1 + \frac{D_{1M}}{N_M + 1} \approx 3,3 (5 \text{ дБ})$$

В режимі замкненої ланки зворотного зв'язку одержана експериментальна характеристика АРП $U_{\text{вух}} = \varphi(P_1)$. Подібна залежність дозволила розрахувати реальне значення $D_{2M} = 1,17$, тобто від розрахункової різниці складала в 2,5 рази.

Для дослідження динаміки системи АРП вимірювалась перехідна характеристика, одержана при імпульсному характері P_1 , що формувалась з допомогою НВЧ модулятора на р-і-п-діодах. НВЧ сигнал послаблявся із швидкістю 30 дБ/мкс. Швидкодію системи перешкодо захисту на вході стенда склала $t_{\text{ср.АРУ}} = 50 \text{ мс}$ швидкість закриття каналу від впливу перешкоди. При цьому спочатку включається вузол захисту ($t_{\text{ср.з}} = 10 \text{ нс}$), а потім вплив перешкоди компенсується системою АРП

Висновок

Канал зв'язку (КС) при передаванні кодоімпульсного сигналу не входить в аналоговий вимірювальний ланцюг датчиків і через це не викликає похибки на відміну від аналогових каналів. Але в цифрових каналах можливо перекручення форми імпульсу або зміна їх кількості. Через це для подібних каналів нормується імовірність помилкового прийому одного відліку ($P_{\text{ш}} = 10^{-6}$).

При перешкоді $S(t)$ імовірність перекручень визначається наступним чином

$$P = \int_{U_m}^S f(S) dS = F(U_m / \sigma),$$

тобто, при підвищенні співвідношення рівня сигналу U_m середньоквадратичного значення σ перешкоди імовірність похибки різко зменшується. Наприклад, при прийомі двохпозиційного сигналу ідеальним приймачем, якщо $U_m / \sigma = 3$ значення $P = 1,3 \cdot 10^{-3}$, а при $U_m / \sigma = 4,5$ $P = 1,3 \cdot 10^{-6}$. Таким чином система АРП з динамічним діапазоном в 27 дБ забезпечить достатньо високий рівень відсутності перекручень інформаційного сигналу, оскільки така система виключає перевантаження вхідних ланцюгів приймачів.

Вказане дозволило забезпечити адаптивність системи управління якістю до впливу дестабілізуючих факторів.

Література

1. Радиофизические методы моделирования патологий биообъектов / В.М. Гаврилов, А.В. Кирюхин, О.Р. Никитин, А.А. Селиверстов. – Владимир: Владимирский государственный университет, 2006. – 313 с.
2. Бецкий О.В. Миллиметровые волны в биологии и медицине / Бецкий О.В. // Радиотехника и электроника – 1993. – Т.38.-№10.-С.1760-1782.3.

3. Электромагнитная основа в концепции единого информационного поля ноосферы/ Е.И Нефедов, А.А. Яшин // В сб. Электродинамика и техника СВЧ и КВЧ. – М.: Ротапринт ИРЭ РАН. - Вып.2.- С. 56-65.
4. Загальна фізіотерапія: навчальний посібник/ Я.Р. Федорів, А.Л. Філіпюк, Р.Ю. Грицко – К.: Здоров'я, 2004. – 224 с.
5. Акулова Л.П. Основные принципы адаптации организма к космогеофизическим факторам/Л.П. Акулова //Биофизика, 1998.-Т.43. – С. 571-575.
6. Пат. 57131 Україна, МПК а61в 5/0402. Персональний телемедичний пристрій для стимуляції та корекції функціонального стану пацієнта / Корсунов А.Р., заявник і патентовласник Українська інж.-пед. академія. - № u 2010 09380, заявл. 26.07.2010, опубл.10.02.2011. Бюл. №3.

Корсунов А.Р.,

СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ КАЧЕСТВОМ В МЕДИЦИНСКОМ ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННОМ КОМПЛЕКСЕ ПРОГРАММИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИООБЪЕКТОВ

В статті розглянуто рішення проблеми підвищення якості терапії в сеансах електромагнітного впливу за рахунок підвищення точності локалізації променя впливу на обраній області опромінення, зниження рівня паразитного впливу на сусідні структури організму та системи захисту від дестабілізуючих факторів, що в цілому забезпечується системою управління якістю терапевтичних послуг.

Ключевые слова: биообъект, электромагнитное воздействие, качество терапии, точность дозирования.

Korsunova A,

QUALITY MANAGEMENT SYSTEM IN THE MEDICAL COMPLEX ARCHIVED TELECOM-PROGRAMMABLE ELECTROMAGNETIC EFFECTS ON BIOLOGICAL OBJECTS

This paper is devoted problems of creation quality therapeutics, apparatus and diagnostics basis for conducting of combination interaction of heterogeneous electromagnetic signals with biostructure. The option of tactic and technical task for designing work net for controlling of functional arrangements of the complex. This systematizes the methods automatically controllers by the power and system quality therapeutics

Keywords: biological objects, electromagnetic effects, quality of care, precision dosing.

Сведение об авторе.

Корсунов Анатолий Рувимович, канд. техн. наук, доцент.

Телефон 711 71 43.

E-mail: korsunov_ar@mail.ru

Украинская инженерно-педагогическая академия

Адрес: 61171, Харьков-171, ул. Корчагинцев, д.13, кв.365.

Дата отправки 20.04.2013 г.