

УДК 615.844.3

МЕТОДИ ТА АПАРАТИ УЛЬТРАВЫСОКОЧАСТОТНОЇ ТЕРАПІЇ З КОНТРОЛЕМ ЕНЕРГІЇ ПОГЛИНАННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОЛЯ В БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТАХ

М. Ф. Терещенко, А. О. Ракітіна, В. А. Держук, А. Ф. Царенко

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

пр. Перемоги, 37, м. Київ, 03056, Україна. E-mail: rakitina-anna89@ukr.net

Розглянуто особливості поглинання енергії електричного поля в біологічному об'єкті, наведено методи визначення енергії поглинання. Досліджено систему «конденсаторні пластини–повітряні зазори–біологічний об'єкт–контактна зона», і за допомогою математичного аналізу визначено значення напруги на конденсаторних пластинах, активну і реактивну складові повної еквівалентної провідності та максимальне значення провідності систем. Запропоновані нові принципи побудови апаратів УВЧ-терапії, досліджена структурна схема і принцип та алгоритм роботи.

Ключові слова: енергія поглинання, ультрависокочастотне електричне поле, еквівалентна провідність, температурний контроль.

МЕТОДЫ И АППАРАТЫ УЛЬТРАВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ТЕРАПИИ С КОНТРОЛЕМ ЭНЕРГИИ ПОГЛОЩЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧНОГО ПОЛЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТАХ

Н. Ф. Терещенко, А. О. Ракитина, В. А. Держук, А. Ф. Царенко

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

пр. Победы, 37, г. Киев, 03056, Украина. E-mail: rakitina-anna89@ukr.net

Рассмотрены особенности поглощения энергии электрического поля в биологическом объекте, приведены методы определения энергии поглощения. Исследована система «конденсаторные пластины–воздушные зазоры–биологический объект–контактная зона», и с помощью математического анализа определено значение напряжения на конденсаторных пластинах, активную и реактивную составляющие полной эквивалентной проводимости и максимальное значение проводимости систем. Предложены новые принципы построения аппаратов УВЧ-терапии, исследована структурная схема, принцип и алгоритм работы.

Ключевые слова: энергия поглощения, ультрависокочастотное электрическое поле, эквивалентная проводимость, температурный контроль.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. Дослідження біологічної дії електричних полів (ЕП) ультрависокої частоти (УВЧ) досить поширено в медицині, і переважно як УВЧ терапія та гіпертермія. Основний принцип дії ЕП УВЧ полягає в опроміненні біологічного об'єкта на виділених для цих цілей визначених частотах. У результаті опромінення енергія ЕП УВЧ виділяється в біологічному об'єкті у вигляді тепла, кількість якого і, отже, ефект впливу залежить від величини поглиненої в об'єкті енергії поля або дози опромінення.

На сьогодні відсутні точні коректні кількісні способи визначення поглиненої енергії. Неможливість кількісної оцінки дози ЕП УВЧ значно ускладнює дослідження процесів поглинання енергії в біологічному об'єкті, які визначають подальший характер і спрямованість відповідних реакцій організму. Це є суттєвою перешкодою для направлено застосування ЕП УВЧ в експериментальних біологічних дослідженнях і практичній медицині. Встановлення кореляції між кількістю випроміненої та поглиненої енергії ЕП УВЧ і величиною біологічної реакції є досить складною проблемою, яка пов'язана з певними особливостями цього процесу і може бути вирішена із залученням комплексних підходів як теоретичного, так і експериментального характеру.

Метою роботи є дослідження особливості оцінки випроміненої та поглиненої енергії ЕП УВЧ в біологічному об'єкті залежно від електричних параметрів об'єкта і його розташування між пластинами контуру та розробка методів і принципів побудови апаратів УВЧ-терапії з оцінкою ефективності та визначенням величини поглиненої енергії ЕП УВЧ у біологічному об'єкті при ємнісному варіанті опромінення.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. У всіх без винятку теоретичних методах визначення випроміненої та поглиненої енергії ЕП УВЧ використовуються фізичні моделі, які в ідеалі повинні передбачити характер і значення питомої поглиненої потужності УВЧ поля в біологічному об'єкті [1]. З урахуванням тієї складності, яка виникає при моделюванні реального біологічного об'єкта, зазвичай використовуються моделі різної форми: сферичні та циліндричні (рис. 1), які лише приблизно відображають сам об'єкт.

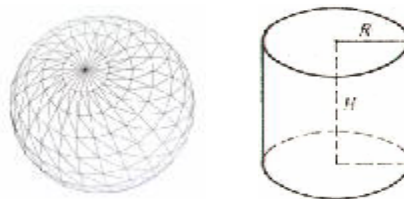


Рисунок 1 – Сферичні та циліндричні моделі

Загальний принцип використання цих моделей полягає в чисельному розв'язанні рівнянь Максвелла для прийнятого точного уявлення впливу електромагнітного поля (ЕМП) на реальні біологічні об'єкти (рис. 2).

У діапазоні частот ЕП, коли найбільший розмір модельованого біологічного об'єкта менше $0,2\lambda$ у вакуумі (частоти від 1,0 до 30–40 МГц) використовується довгохвильове наближення. В цьому випадку користуються квазістатичним наближенням для сфероїдальних моделей біологічного об'єкта (кінцівок та органів людини), а розрахунок при цьому виконується за досить простим аналітичним співвідношенням.

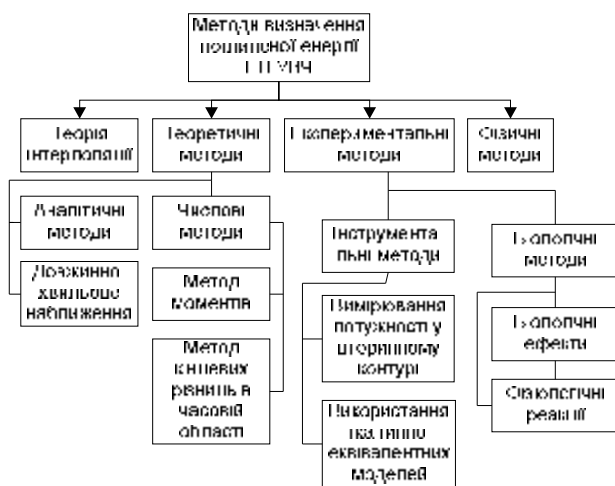


Рисунок 2 – Методи визначення поглиненої енергії електричного поля УВЧ у біологічних об'єктах

Хоча цей метод сам по собі досить простий для обчислень, але він є неточним, і реальні значення параметрів ЕМП обчислюються з досить грубим наближенням. У цьому діапазоні частот ЕП застосовуються і емпіричні підходи, засновані на дослідному підборі формул, виходячи з отриманих експериментальних кривих або з використанням інших аналітичних методів.

Числові методи в УВЧ діапазоні надані експериментально-статистичними методами (ЕСМ) побудови математичних моделей, які можуть використовуватися і на більш високих частотах. ЕСМ використовувався для виконання розрахунків розподілу величин потужностей на частотах 15–40 МГц і температур при нагріві моделі біологічного об'єкта в робочій зоні залежно від часу дії, теоретичного аналізу зміни температури об'єкта в часі залежно від інтенсивності опромінення, визначення величини гранично допустимих доз опромінення при неінвазивних дозиметричних вимірах. Разом з тим, для поліпшення просторової здатності в експериментальних моделях необхідно використовувати метод кінцевих різниць в області дії параметрів поля, який застосовується в більш високочастотному діапазоні.

Методи інтерполяції використовують сплайт, вейлет–перетворення та інші. В їх основу покладено знаходження проміжних значень величини поглиненої енергії УВЧ по дискретному наборі визначених даних.

Експериментальні методи визначення кількості поглиненої енергії ЕП УВЧ у біологічних об'єктах більш численні і поділяються на дві великі групи: з використанням вимірювальних засобів і за біологічними ефектами опромінення. Порівняно з методами визначення гранично допустимих доз опромінення в біологічних дослідженнях для УВЧ використовують обмежене число, що пов'язано зі специфікою конденсаторного варіанти впливу.

Найбільш поширеними з інструментальних методів визначення величини поглиненої енергії поля УВЧ є вимірювання у вторинному контурі. Вимірювання потужності із існуючих методів використову-

ється найбільш часто, в його основу покладені різні способи визначення струму у вторинному контурі. У цьому методі використовується термоперетворювач, за допомогою якого вимірювався струм у вторинному контурі до і після розташування біологічного об'єкта між пластинами, а потім за різницею величин розраховувалась поглинена потужність. Але цей метод не набув широкого поширення, оскільки вимагав проведення додаткових вимірювань спочатку з об'єктом, а потім – без нього.

У багатьох дослідженнях поглинання енергії поля УВЧ в якості експериментальних моделей біологічних об'єктів використовуються їх еквіваленти (фантоми або моделі), які за своїми електричними властивостями моделюють відповідні тканини організму. На даний час розроблені фантоми м'язової, жирової, кісткової і легеневої тканин, а також крові, мозку, електричні властивості яких еквівалентні біологічним тканинам на відповідних частотах ЕП [2].

Одне з провідних місць у визначенні величини поглиненої енергії ЕП УВЧ займають дослідження на основі біологічних ефектів, які реєструються у тварин або людини у вигляді відповідних фізіологічних реакцій. Питання про співвідношення величини параметрів ЕП УВЧ і відповідної біологічної реакції є провідним в процесі визначення ефективної дози поглиненої об'єктом енергії ЕП. Різноманіття біологічних ефектів, які спостерігаються при впливі ЕП УВЧ не дозволяє провести детальний аналіз всіх наявних результатів, оскільки в багатьох публікаціях відсутні конкретні дані, що стосуються умов експерименту, часу експозиції, коректного опису методик і т.д. У найбільш узагальненому вигляді виконаний аналіз може бути представлений як застосування біологічних ефектів при впливі ЕП УВЧ для отримання залежностей доза–ефект.

Фізичні методи базуються на фізичних ефектах у біологічних тканинах при дії УВЧ–випромінювання. У тканинах організму під впливом ЕП УВЧ утворюються два види струму. В структурах, яким властива відносно висока електропровідність (кров, лімфа, сеча і тканини, що мають добре кровопостачання), в ЕП УВЧ заряджені частинки здійснюють коливання з частотою коливання високочастотного поля. При цьому в названих структурах виникає струм провідності. Поглинена тканинами організму енергія виділяється в них у вигляді тепла.

У дослідженнях біологічної дії ЕП УВЧ при ємнісному варіанті впливу об'єкт поміщається між двома конденсаторними пластинами вторинного контуру генератора.

Це призводить до зростання напруженості ЕП на краях пластин порівняно з центром. У результаті чого при безпосередньому контакті з поверхнею об'єкта досліджень, в ньому виникають нерівномірні області з підвищеною напруженістю поля.

Утворення таких областей призводить до неконтрольованого підвищення в них температури, може стати причиною теплового опіку поверхневих тканин об'єкта. В зв'язку з цим, для попередження подібних явищ у практиці УВЧ–терапії між об'єктом і електро-

дами передбачається повітряний зазор від декількох міліметрів до декількох сантиметрів від поверхні об'єкта до кожної з конденсаторних пластин (рис. 3).

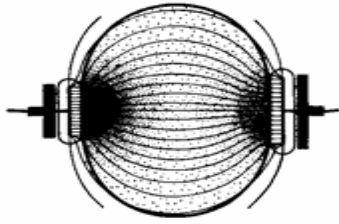


Рисунок 3 – Розташування електродів при УВЧ-опроміненні

Застосування поля УВЧ, коли величина довжиною хвилі λ значно менша за розміри біологічного об'єкта ($\lambda \ll 1$) і вимагає якісно інших, ніж при використанні електромагнітних випромінювань мікрохвильового діапазону, конструктивних рішень та методів аналізу характеру поглинання енергії. В цьому випадку реалізується можливість використання квазістатичного наближення з розглядом приємнішому варіанті впливу тільки електричної компоненти УВЧ поля. Магнітна складова в цьому випадку також присутня, проте зважаючи на вкрай малу величину, її вплив можна враховувати на основі результатів вимірів.

При моделюванні процесів поглинання енергії в тканинах на основних, виділених для УВЧ терапії фіксованих частотах (13,56; 27,12 і 40,68 МГц) можливе дослідження та моделювання процесу з використанням ланцюгів з зосередженими параметрами, тому що відстань між пластинами при конденсаторному методі впливу не перевищує 10–20 % четвертої частини довжини хвилі ($\lambda/4$). Так, наприклад, при найбільш широко поширеній при УВЧ терапії частоті 27,12 МГц (11,06 м у повітрі) довжина хвилі ЕП не більше 0,7 м в тканинах з високим вмістом води (м'язи, кров), що для практичних цілей цілком прийнятно [3].

В іншому випадку така система набуває хвильові властивості, умови квазістаціонарності не виконуються, і вона повинна моделюватися та замінюватися принципово іншою еквівалентною схемою з розподіленими параметрами.

Розглянута система (рис. 4) «конденсаторні пластини – повітряні зазори – біологічний об'єкт – контактна зона» утворена конденсаторними пластинами, між якими з повітряними зазорами з опором R_0 і ємностями C_0' і C_2 розташований об'єкт, що характеризується ємністю C_1 і опором R_1 . Для проведення аналізу поведінки досліджуваної системи її можна більш спрощено представити у вигляді двох конденсаторних пластин між якими із загальним повітряним зазором d_0 , ємністю $C_0 = C_0' + C_2$, між якими поміщений об'єкт товщиною d_1 , опором R_1 і ємністю C_1 .

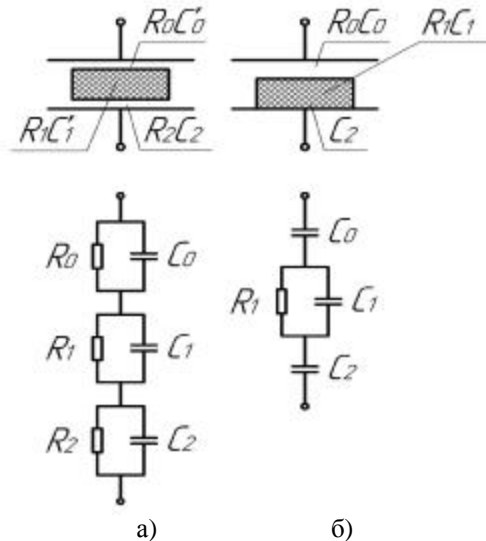


Рисунок 4 – Система «конденсаторні пластини – повітряні зазори – об'єкт – контактна зона» і її еквівалентні електричні схеми з двома (а) і одним (б) повітряними зазорами та контактною зоною

При визначенні значення величини поглиненої енергії ЕП УВЧ реалізується практична можливість безпосереднього вимірювання тільки інтегральні параметри досліджуваної системи, до яких відносяться напруга на конденсаторних пластинах U , струм I , що проходить через систему, а також її еквівалентні електричні параметри – провідність G_e і ємність C_e .

Значення напруги U на конденсаторних пластинах залежить від напруженості електричного поля E_1 :

$$U = \int_1 Edl \quad (1)$$

з якого випливає, що величина U пов'язана з напруженістю електричного поля E_0 в повітряному зазорі товщиною d_0 і в об'єкті E_1 товщиною d_1 та в зоні контакту товщиною d_2 (рис. 4,б) наступною залежністю:

$$U = E_0 d_0 + E_1 (d_1 + d_2) \quad (2)$$

Згідно закону повного струму для щільності струму в системі справедлива умова безперервності

$$\oint IdS = 0, \quad (3)$$

то щільності струму в повітряному зазорі I_0 і об'єкті I_1 та зоні контакту I_2 рівні між собою.

Потужність електричного поля P поглинається біологічним об'єктом в системі (рис. 4,б) можна виразити через повний струм I , що являє суму двох складових – активної I_a і реактивної I_b частин струмів та струму розсіювання, струми які визначаються

$$I_a = G_e U, \quad I_b = B_e U, \quad I_p = k_p U, \quad (4)$$

де G_e – активна і B_e – реактивна складові еквівалентної комплексної провідності системи; U – ефективне значення напруги на пластинах конденсатора.

Оскільки від джерела до робочої зони системи передається частина енергії електричного поля, що дорівнює [3]

$$W = \int_0^1 UI dt, \quad (5)$$

величина якої поглинена одиницею об'єму біологічного об'єкта (БО) або точніше його питома енергія, W_{num} визначається як відношення:

$$W_{num} = \frac{W}{V} = \frac{W}{Sd} = \int_0^1 E I dl = \int_0^1 E(I_a + I_b) dt + w_p \quad (6)$$

де $V=Sd$ – об'єм біологічного об'єкта з перетином S і товщиною d , w_p – питома об'ємна значення енергії розсіювання.

Оскільки поглинена потужність P_{noz} визначається в основному активною складовою комплексної провідності системи G_e , реактивна складові еквівалентної комплексної провідності системи B_e та потужністю розсіювання P_{roz} , то $P_{noz} = P_{num}$ буде дорівнювати:

$$P_{num} = I_a U = G_e U^2 + B_e U^2 + k_p U^2, \quad (7)$$

де k_p – коефіцієнт розсіювання робочої зони.

Таким чином, знаючи величини різниці потенціалів U на пластинах конденсатора, активного струму I_a або еквівалентної провідності системи G_e , її реактивну складову B_e та енергію розсіювання за формулою (7) можна знайти значення потужності P_{num} , що поглинається в біологічному об'єкті.

Електричні параметри системи «повітряні зазори – біологічний об'єкт – контактна зона», без урахування індуктивностей з'єднувальних фідерів, але з оцінкою ємностей країв конденсаторних пластин і їх сумарної ємності щодо землі, в спрощеному вигляді представляються еквівалентними електричними схемами заміщення, які можуть бути паралельними, послідовними або змішаними, що найчастіше зустрічається в реальних умовах (рис. 5).

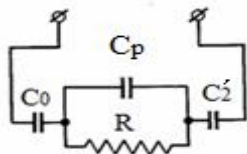


Рисунок 5 – Еквівалентна електрична системи «повітряні зазори–біологічний об'єкт–контактна зона»

$$C_2' = C_0 + C_p \quad (8)$$

Ємнісний опір ділянки кола, утворений повітряним зазором, контактною зоною (ємність C_0 , C_p – ємність зони контакту з БО), в діапазоні УВЧ малий, порівняно з опором тіла хворого (паралельно включене опір R і ємність C). На частотах же, що застосовуються в діатермії, опір повітряних зазорів настільки великий, що струм в ланцюзі в цьому випадку практично не проходить.

Оскільки в досліджуваній системі між конденсаторними пластинами ЕП направлено перпендикулярно до повітряного зазору, об'єкту і межі розділу між ними, то кожному з елементів системи відповідає паралельна еквівалентна схема, а їх комбінації – послідовне з'єднання цих паралельних схем (рис. 4,а). З

урахуванням повітряного зазору, контактної зони еквівалентна схема системи (рис. 4,б) може бути представлена в вигляді, де R_0 і C_0 , C_2 – відповідно опір і ємність повітряного зазору та контактної зони, R_1 і C_1 – відповідно опір і ємність об'єкта (рис. 4,б).

Оскільки для повітряного зазору $R=\infty$, то повний опір Z_e еквівалентної схеми системи (рис. 4,б), виражений через складові вихідної схеми (рис. 4,а), рівний сумі реактивного опору ємності C_0 і паралельного з'єднання опору R_1 об'єкта і його ємності C_1 та ємності контактної зони C_2 , що може бути представлений в наступному вигляді:

$$Z_e = \frac{1}{j\omega C_0} + \frac{1}{\frac{1}{R_1} + j\omega C_1} + \frac{1}{j\omega C_2} = \frac{R_1}{1 + (\omega C_1 R_1)^2} + j \left[\frac{\omega C_1 R_1}{1 + (\omega C_1 R_1)^2} + \frac{1}{\omega(C_0 + C_2)^2} \right], \quad (9)$$

де $j = \sqrt{-1}$.

Повна еквівалентна провідність Y_e такої системи після перетворення рівняння (9) рівна:

$$Y_e = \frac{1}{Z_e} = \frac{G_1 \omega^2 (C_0 + C_2)^2}{G_1^2 + \omega^2 (C_0 + C_1 + C_2)^2} + j \frac{G_1^2 \omega (C_0 + C_2) + \omega^2 (C_0 + C_2) C_1}{G_1^2 + \omega^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2}, \quad (10)$$

де G_1 – електрична провідність об'єкта; $G_1 = \frac{1}{R_1}$

В виразі (10) перший доданок представляє активну G_e складову повної еквівалентної провідності, а другий – відповідає її реактивній B_e складовій, тобто $Y_e = G_e + jB_e$, де

$$G_e = \frac{G_1 \omega^2 (C_0 + C_2)^2}{G_1^2 + \omega^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2}, \quad (11)$$

$$B_e = \frac{G_1^2 \omega (C_0 + C_2) + \omega^2 (C_0 + C_2) C_1}{G_1^2 + \omega^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2}. \quad (12)$$

З виразів (11) і (12) слідує, що як активна G_e , так і реактивна B_e складові системи «конденсаторні пластини–повітряні зазори–біологічний об'єкт–контактна зона» є функціями електричної провідності об'єкта G_1 .

Перейдемо до рівнянь (11) і (12) від електричної провідності об'єкта до опору за формулою $G_1 = \frac{1}{R_1}$:

$$G_e = \frac{R_1 \omega^2 (C_0 + C_2)^2}{1 + R_1^2 \omega^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2}; \quad (13)$$

$$B_e = \frac{\omega C_0 + \omega^3 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]}{1 + R_1^2 \omega^2 ((C_0 + C_2) + C_1)^2}. \quad (14)$$

З рівняння повної еквівалентної провідності (8) слідує рівняння активного опору

$$R_{ea} = \frac{R_1}{R_1^2 w^2 C_1^2} \quad (15)$$

і реактивного опору

$$B_{ea} = \frac{wR_1^2 C_1 \left(\frac{C_1}{C_0 + C_2} + 1 \right) + \frac{1}{w(C_0 + C_2)}}{1 + R_1^2 w^2 C_1^2}. \quad (16)$$

Для знаходження точок максимуму функції (13) необхідно першу похідну прирівняти до нуля:

$$\frac{dG_e}{dR_1} = w^2(C_0 + C_2) \cdot \left[\frac{1 + w^2 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2 - 2w^2 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2}{\{1 + w^2 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2\}^2} \right] = 0. \quad (17)$$

Нехтуючи знаменником похідної, маємо

$$1 + w^2 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2 - 2w^2 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2 = 0 \quad (18)$$

$$w^2 R_1^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2 = 1, \quad (19)$$

$$w^2 [(C_0 + C_2) + C_1]^2 = \frac{1}{R_1^2}; \quad (20)$$

$$\frac{1}{R_1} = \pm w[(C_0 + C_2) + C_1]. \quad (21)$$

Оскільки провідність є величиною позитивною, то визначенням точки максимуму кривої (12) є рівняння:

$$\frac{1}{R_1} = w[(C_0 + C_2) + C_1], \quad (22)$$

яке для G_1 має вигляд

$$G_{1max} = w[(C_0 + C_2) + C_1]. \quad (23)$$

Підставлення точки максимуму в рівняння

$RG_e = \frac{ee_0}{C_1}$ дає значення провідності в точці максимуму

$$G_e = ee_0 \left(\frac{C_0 + C_2}{C_1} + 1 \right). \quad (24)$$

У разі знаходження точки перегину функції (12) необхідно другу похідну прирівняти до нуля $\frac{d^2 G}{dR_1^2} = 0$

Аналіз формули функції кривої в загальному має вигляд

$$y = a^2 \frac{x}{1 + b^2 x^2}. \quad (25)$$

Максимум функції (12) у загальному вигляді показано попередньою формулою, де

$$b = w[(C_0 + C_2) + C_1]. \quad (26)$$

Точка перегину в загальному вигляді

$$x = \frac{\sqrt{3}}{b} = \frac{\sqrt{3}}{w[(C_0 + C_2) + C_1]}.$$

Прологарифмувавши рівняння електричної провідності G_e об'єкта (12) отримаємо криву, яка має дві точки перегину з одним загальним аргументом. З графіка випливає, що

$$\begin{cases} \log a = \log \frac{1}{b} - \log x_u \\ \log a = \log x_0 - \log \frac{1}{b}, \end{cases} \quad (27)$$

але з графіку також слідує, що

$$\begin{cases} x_u = \frac{1}{ab} \\ x_0 = \frac{a}{b}. \end{cases} \quad (28)$$

Перейшовши від часових змінних, введених на початку, отримаємо спільне рішення для точок перегину функції активного опору

$$\begin{cases} R_{11} = \frac{\sqrt{2}-1}{w[(C_0 + C_2) + C_1]} \\ R_{12} = \frac{\sqrt{2}+1}{w[(C_0 + C_2) + C_1]}. \end{cases} \quad (29)$$

або функції активної провідності (12)

$$\begin{cases} G_{e1} = \frac{w[(C_0 + C_2) + C_1]}{\sqrt{2}-1} \\ G_{e2} = \frac{w[(C_0 + C_2) + C_1]}{\sqrt{2}+1}. \end{cases} \quad (30)$$

Таким чином, отриманий раніше вираз (25) визначає співвідношення величин параметрів C_0 , C_1 і C_2 , при яких поглинання енергії ЕП УВЧ в системі «конденсаторні пластини – повітряні зазори – біологічний об'єкт – контактна зона» (при еквівалентній активній провідності системи C_e) досягає максимуму.

При C_{1max} еквівалентна активна провідність системи приймає максимальне значення:

$$G_{1max} = \frac{w(C_0 + C_2)^2}{2[(C_0 + C_2) + C_1]}, \quad (31)$$

Аналіз результатів, отриманих після рішення рівнянь, які описують поведінку активної G_e , і реактивної B_e складових Y_e системи «конденсаторні пластини – повітряні зазори – біологічний об'єкт – контактна зона», в ЕП УВЧ показав, що вони є функціями електричної провідності G_1 , розташованого між пластинами об'єкта.

З використанням рівняння (11) і відомих величин електричних параметрів біологічних тканин на частотах 13,56; 27,12 і 40,68 МГц, були побудовані характеристичні криві залежності еквівалентної електричної провідності всієї системи G_e від електричної провідності біологічного об'єкта G_1 .

На рис. 6 показані характеристичні криві залежностей G_e від G_1 на частотах 13,56; 27,12 і 40,68 МГц, де 1 – система «конденсаторні пластини – повітряні зазори – біологічний об'єкт», 2 – система «конденсаторні пластини – повітряні зазори – біологічний об'єкт – контактна зона».

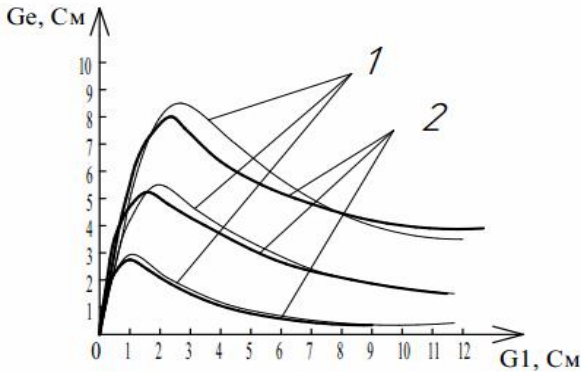


Рисунок 6 – Характеристичні криві залежностей еквівалентної електричної провідності системи G_e від електричної провідності об'єкта G_1 без врахування контактної зони (криві 1) і з контактною зоною (криві 2)

Аналіз кривих, отриманих для трьох УВЧ частот, які наведено на рис. 6, показав, що при збільшенні частоти ЕП положення максимуму для еквівалентної електричної провідності системи G_e зміщується у бік більших значень провідності біологічного об'єкта G_1 . В області великих значень провідності біологічного об'єкта G_1 величина еквівалентної провідності системи G_e падає, і при цьому криві для всіх трьох частот стають більш пологими і максимального поглинання енергії ЕП тут не спостерігається.

Для дослідження особливостей поглинання енергії ЕП УВЧ в біологічних об'єктах і фізіотерапії біологічних тканин в нами запропонований апарат УВЧ-терапії (рис. 7) [4].

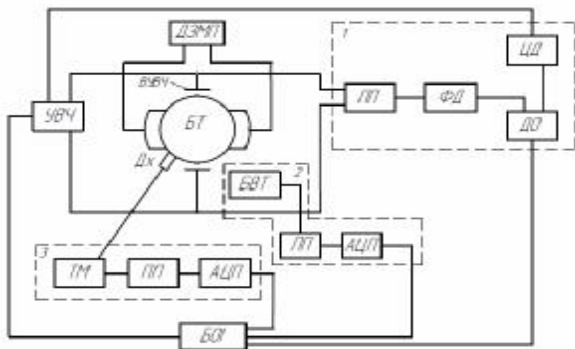


Рисунок 7 – Структурна схема апарату УВЧ-терапії

Принцип роботи апарату УВЧ-терапії, показаний на рис. 7, де БТ – біологічна тканина, ПМП – постійне магнітне поле у вигляді аплікатора, БВТ – безконтактний вимірювач температури, ДЗМП – джерело змінного магнітного поля, ВУВЧ – випромінювач УВЧ, ДХ – датчик Холла, що пов'язаний з тесламетром, ТМ – тесламетр, ПП – попередній

підсилювач, АЦП – аналого-цифровий перетворювач, БОІ – блок обробки інформації, ФД – фазовий детектор, ЦД – цифровий датчик налаштування частоти, ДО – двоканальний осцилограф.

При проведенні фізіопроцедури контролюється значення температури нагріву біологічної тканини в залежності від її електричної провідності G .

Величини питомої поглиненої потужності та зміна температури нагріву біологічної тканини (фантома) приведені на графіках рис. 8.

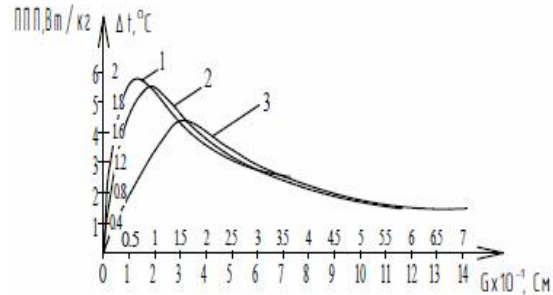


Рисунок 8 – Залежності величини питомої потужності біологічного об'єкту ППП Вт/кг від його електричної провідності $G \times 10^{-1}$ См: 1 – теоретична і 2 – експериментальна криві; 3 – залежність зміни температури біологічного об'єкту Δt , °C від $G \times 10^{-1}$, См

У табл. 1 наведені вимірювання величини питомої поглиненої потужності ППП (Вт/кг) об'єктом (фантомом), зміни температури Δt °C від електричної провідності $G \times 10^{-1}$ (См) на частоті 27,12 МГц.

Відтак був розроблений ефективний спосіб поєднання (накладання) на змінне електричне поле (створюване апаратом УВЧ терапії) постійного магнітного поля аплікатора, що призводить до зміни траєкторії руху іонів цитоплазми клітини від обернено-поступової до еліптичної.

Таблиця 1 – Електрична провідність, питома поглинена потужність, зміна температури

$G \times 10^{-1}$, См	ППП, Вт/кг	Δt , °C
0,16	2,50±0,35	0,5
0,30	4,25±0,40	0,78
0,55	4,90±0,39	0,90
0,70	5,90±0,47	1,1
1,20	6,00±0,69	1,5
1,30	6,40±0,71	1,8
1,80	5,90±0,47	1,65
3,00	4,75±0,32	1,4
3,85	3,70±0,41	1,1
5,01	3,20±0,36	1
7,10	2,65±0,23	0,6

Форма поля змінюється від гармонічних синусоїдальних сигналів до полігармонічних різної форми, причому форма та параметри дії змінного магнітного поля контролюються блоком 3, до якого входять тесламетр, ППТМ та АЦПТМ, а ефективність терапевтичної процедури визначається станом температури

поверхні біологічної тканини, за допомогою блоку 2, до якого входять БВТ, ППДТ та АЦПДТ, причому вектори магнітного поля і сумарних струмів високої частоти направлені взаємно перпендикулярно.

Пристрій для визначення поглиненої енергії ЕП УВЧ представлений блоком 1. В його основу покладено принцип вимірювання добротності Q вторинного контуру. Реєструюча частина блоку включає попередній підсилювач, фазовий детектор, цифровий датчик і підключеного до комп'ютера двоканального цифрового осцилографа.

Сигнали з теслометра і БВТ підсилюються в ПП, оцифровуються в АЦП і разом із сигналом з двоканального осцилографа блоку 1 подаються на блок обробки інформації, де 3 сигнали порівнюються і оцінюється результат проведення процедури. Температура тканини є комплексним параметром оцінки впливу УВЧ поля на БТ в зоні терапевтичної дії. При цьому блок обробки інформації пов'язаний з УВЧ-апаратом, що дає змогу змінювати налаштування приладу під час опромінення. Таким чином здійснюється зворотній зв'язок між біологічною тканиною і системою керування вихідними параметрами апарату УВЧ-терапії [5].

Це значно підсилює фізіотерапевтичний ефект, призводить до зміни біофізичних параметрів клітини, а саме, напрямів та швидкості траєкторії руху іонів цитоплазми клітини та їх реологічних і гемодинамічних параметрів, суттєво скорочує час загоєння ран та значно прискорює термін медико-соціальної реабілітації хворих. Підвищує точність, надійність, швидкість, зручність проведення та контроль за протіканням процедури УВЧ-терапії.

Ефективність процедури оцінюється по значенню температури біологічної тканини в зоні дії, а також по вимірюваним значенням добротності вторинного контуру УВЧ апарату і питомої поглиненої потужності.

Параметри та стан ефективності дії комбінованої фізіотерапевтичної процедури оцінюється за зміною

значень (варіаціях) температури на поверхні біологічної тканини в зоні комплексної дії електричного і магнітного поля та значенням добротності і питомої поглиненої потужності.

ВИСНОВКИ. Досліджена система «конденсаторні пластини – повітряні зазори – біологічний об'єкт – контактна зона». Встановлено, що параметри об'єкта та вплив ЕМП можна оцінити за значенням еквівалентної провідності.

Дія на об'єкт електричного поля відповідає значенню питомої поглиненої потужності. Ефективність УВЧ-терапії пропорційна значенням зміни температури об'єкта впливу.

Стабільність та контроль за проходженням процедури УВЧ-терапії в апаратах нового покоління забезпечується системою зворотного зв'язку по температурній складовій процесу.

Розглянуті перспективні принципи побудови апаратів УВЧ-терапії нового покоління зі зворотнім зв'язком.

ЛІТЕРАТУРА

1. Ясногородский В.Г. Электротерапия. – М.: Медицина, 1987. – 240 с.
2. Власов В.В. Реакция организма на внешние воздействия: общие закономерности и методические проблемы исследования. – Иркутск, 1994. – 344 с.
3. Олейник О.Г., Сафронов А.А., Логинов В.М. Аппаратное обеспечение УВЧ-терапии на современном этапе развития медицинской техники // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2003. – № 2. – С. 62–68.
4. Заявка на патент України № u2011 14517 від 7.12.2011 року. Спосіб фізіотерапії кісток та м'яких тканин / Терещенко М.Ф., Ракітіна А.О., Держук В.А., рішення про видачу патенту від 27.04.2012 р.
5. Заявка на патент України № u2012 02737 від 06.03.2012 року. Апарат УВЧ терапії / Терещенко М.Ф., Ракітіна А.О., Держук В.А.

METHODS AND DEVICES OF ULTRAHIGH-FREQUENCY THERAPY WITH CONTROL OF ELECTRIC FIELD ENERGY ABSORPTION IN BIOLOGICAL OBJECTS

M. Tereshchenko, A. Rakitina, V. Derzhuk, A. Tsarenko

National Technical University of Ukraine «Kiev Polytechnic Institute»
vul. Pobedy, 37, Kyiv, 03056, Ukraine. E-mail: rakitina-anna89@ukr.net

In this article the features of electric field energy absorption in biological object are analyzed, and the methods to define the energy absorption are described. The system «condenser plates - air gaps - biological object-contact zone» is analyzed and such parameters as tension value on condenser plates, active and reactive components of full equivalent conductivity, and the maximum value of systems conductivity are defined by the mathematical analysis. New principles of UHF-devices creation for therapy are offered, their block diagrams, operation principles and algorithms are analyzed.

Key words: absorption energy, ultrahigh-frequency electric field, equivalent conductivity, temperature test.

REFERENCES

1. Yasnogorodskiy V.G. *Elektroteraphy*. – М.: Medicine, 1987. – P. 240 [in Russian]
2. Vlasov V.V. *Organism reaction to external influences: general regularities and methodical problems of research*. – Irkutsk: 1994. – P. 344. [in Russian]
3. Oleynik O.G., Safronov A.A., Loginov V.M. Hardware support UHF-therapy at the present stage of development of a medical technology // *Biomedical technologies and radio electronics*. – 2003. – № 2. – PP. 62–68. [in Russian]
4. Request on the patent of Ukraine № u 2011 14517 from 07.12.2011, *Method of physiotherapy bones and soft tissues* / Tereshchenko M.F., Rakitina A.O., Derguk V.A. [in Ukrainian]
5. Request on the patent of Ukraine № u 2012 02737 from 06.03.2012, *Device of UHF therapy* / Tereshchenko M., Rakitina A., Derguk V. [in Ukrainian]

Стаття надійшла 25.05.2012.

Рекомендовано до друку
к.т.н., доц. Моспаном В.О.