

УДК 621.317

РАДІОМЕТРИЧНА СИСТЕМА З КОМПЕНСАЦІЄЮ ШУМІВ ВИМІРЮВАЛЬНОЇ АНТЕНИ

В.П.Куценко

Вступ

Тіло людини відповідно до його температури випромінює за законом Планка електромагнітну енергію в широкому діапазоні частот, у тому числі й у діапазоні НВЧ, у якому можливо глибоке дослідження внутрішніх органів. Джерелом цього випромінювання є теплові і метаболічні процеси в клітинах живих організмів і залежно від стану здоров'я температура в тканинах може відрізнятися від норми на кілька градусів. Відомо, що при онкологічних захворюваннях чи при запальних процесах, рівень НВЧ випромінювання істотно зростає, виснаження організму, різного роду патології та ін. дають знижений рівень ЕМВ. Тому, оцінивши потужність випромінювання за допомогою НВЧ радіометричної системи із антеною-аплікатором (АА), прикладеної до поверхні шкіри, можна судити як про температуру глибоких шарів, так і про інтенсивність фізіологічних процесів, що протікають в органах і тканинах [1, 2, 3].

Однак, приймати і вимірювати такі випромінювання важко, тому що рівні власних шумів антени і радіометричного приймача часто перевищують прийняте ЕМВ, а за спектром вони подібні і мало відрізняються. Тому для вимірювання слабких широкосмугових сигналів застосовують різні способи виділення прийнятого інформативного сигналу на тлі інтенсивних апаратурних шумів і перешкод. Крім того, при використанні антен-аплікаторів для прийому ЕМВ від глибоких шарів існує неминуча похибка вимірювання, що виникає через відбиття випромінювання на межі антена-об'єкт. Коефіцієнти відбиття можуть істотно відрізнятися за рахунок розходження діелектричних властивостей об'єкта. Вплив цього коефіцієнта можна уникнути при використанні двоантенних модуляційних радіометричних систем, коли реєструється різниця температур у симетричних точках об'єкта [4, 5].

Постановка задачі дослідження

Однак, найчастіше цій апаратурі властива невисока чутливість і точність. Крім того, такі радіометри повинні вимірювати різницю рівнів малих ЕМВ, значення яких порівнянні не тільки із шумами, але і з похибками модуляційного тракту порівняння.

Оскільки для вимірювання різниці температур у різних крапках досліджуваного об'єкта необхідно використовувати аплікаторні опорну й вимірювальну антени, які при контакті з тілом людини можуть нагріватися до різних температур, те й власні радіотеплові шуми їх будуть різні. Це може викликати паразитну модуляцію власних шумів НВЧ підсилювача, що знизить точність вимірювання. Тому необхідно забезпечити автоматичне урахування різниці температур опорної і вимірювальної антен, при переміщенні другої по поверхні тіла людини і незалежно від її положення забезпечувати компенсацію змін рівня власних шумів вимірювальної антени при будь-якій температурі об'єкта. Це дозволить значно знизити флуктуаційний поріг чутливості системи. [6, 7].

Основна частина

Алгоритм вимірювання градієнтів температур при глибокому дослідженні внутрішніх органів., реалізується функціональною схемою рис. 1.

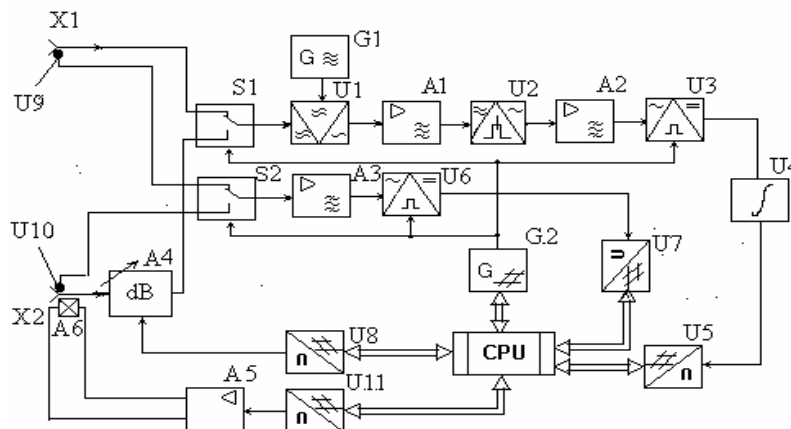


Рис. 1. Функціональна схема радіометричної системи з компенсацією шумів антени для вимірювання градієнтів температур

Представлена функціональна схема містить наступні елементи: опорну АА Х1 з'єднану з одним входом НВЧ перемикача S1, інший вхід якого з'єднаний з виходом керованого НВЧ атенюатора А4, до сигнального входу якого підключена вимірювальна АА Х2, вихід НВЧ перемикача S1 з'єднаний з послідовно підключеними змішувачем U1 із гетеродином 5 і підсилювачем А1 проміжної частоти, квадратичним детектором U2, вибіркоким підсилювачем низької частоти А2, синхронним детектором U3 і інтегратором U4, аналоговим входом АЦП U5, цифровий вихід якого з'єднаний з першим цифровим входом-виходом комп'ютера сру з мікропроцесорним контролером, другий цифровий вхід-вихід якого з'єднаний із цифровим генератором низької частоти G2, вихід цифрового генератора низької частоти G2 з'єднаний з керуючими входами НВЧ перемикача S1 і автоматичного перемикача S2, синхронного детектора U3 і синхронного детектора U6. Датчик температури U9, який знаходиться в тепловому контакті з опорної АА Х1 і датчик температури U10, який знаходиться в тепловому контакті з вимірювальної АА Х2 з'єднані з входами введеного автоматичного перемикача S2, до виходу якого підключені другі вибірковий підсилювач А3 низької частоти і синхронний детектор U6, до виходу якого підключені ЦАП U7, кодовий вихід якого з'єднаний з третім цифровим входом-виходом комп'ютера сру, четвертий цифровий вхід-вихід комп'ютера сру з'єднаний із входом ЦАП U8, до аналогового виходу якого підключене керуючий вхід керованого НВЧ атенюатора А4, п'ятий цифровий вхід-вихід комп'ютера сру з'єднаний із входом ЦАП U11, до аналогового виходу якого підключені послідовно з'єднані підсилювач потужності А5 і напівпровідниковий елемент Пельтьє А6, який знаходиться в тепловому контакті з вимірювальної АА Х2.

Радіометрична система для вимірювання градієнтів температур працює наступним чином. Випромінювання від людини приймаються опорної Х1 і вимірювальної Х2 АА, що знаходяться в безпосередньому контакті з шкірою людини. На виході цих антен формуються широкосмугові НВЧ сигнали, значення яких визначається інтенсивністю фізіологічних процесів, температурою досліджуваних ділянок тіла, випромінювальною здатністю поверхні і параметрами антен. Дисперсії вихідних сигналів АА Х1 і Х2 з урахуванням їх власних шумів, які некорельовані зі складовими прийнятих сигналів, можна представити відповідно у виді суми:

$$\bar{U}_1^2 = P_1 + \bar{U}_{ш1}^2, \quad (1)$$

$$\bar{U}_2^2 = K_{18}(P_2 + \bar{U}_{ш2}^2) \quad (2)$$

де P_1, P_2 – потужності ЕМВ, що надходять на входи відповідно опорної Х1 і вимірювальної Х2 АА; $\bar{U}_{ш1}^2 = 4kT_1'R_1\Delta f$, $\bar{U}_{ш2}^2 = 4kT_2'R_2\Delta f$ – дисперсія власних шумів відповідно опорної Х1 і вимірювальної Х2 АА; k – постійна Больцмана ($1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К); T_1', T_2' і R_1, R_2 – температура і опір відповідно опорної Х1 і вимірювальної Х2 АА у зонах вимірювання на шкірі людини; Δf – смуга НВЧ частот радіометричної системи; K_{18} – коефіцієнт передачі кодокерованого НВЧ атенюатора А4 за потужністю.

Відповідно до встановленої програми сру посилає керуючі сигнали на цифровий генератор G2 низької частоти, що формує знакозмінну напругу, яка управляє НВЧ перемикачем S1. У результаті перемикачання НВЧ перемикача S1 обоє сигнали (1) і (2), пропорційні можностям P_1 і P_2 спільно із власними шумами відповідно опорної Х1 і вимірювальної Х2 АА надходять на вхід змішувача U1

У зазначеному на кресленні положенні автоматичного перемикача S1 на вхід НВЧ змішувача U1 надходить сигнал від опорної АА Х1 з її шумами (1). З урахуванням власних шумів НВЧ змішувача U1 спільно із гетеродином G1, рівень яких залежить від вхідного опору АА Х1 і які не корельовані із її шумами, дисперсію перетвореного сигналу представимо також у виді суми:

$$\bar{U}_{61}^2 = K_6^2(P_1 + \bar{U}_{ш1}^2 + \bar{U}_{ш61}^2), \quad (3)$$

де K_6 – коефіцієнт перетворення НВЧ змішувача U1; $\bar{U}_{ш61}^2 = R_1(F_6 - 1)T_0\Delta f$ – дисперсія власних шумів НВЧ змішувача U1 спільно із гетеродином G1 при підключенні до його входу опорної Х1 АА із опором R_1 ; F_6 – коефіцієнт шуму НВЧ змішувача U1; $T_0 = 273$ К – температура, що відповідає нулю градусів за Цельсієм.

У протилежному положенні перемикача S1 на вхід НВЧ змішувача U1 надходить шумовий сигнал з вимірювальної Х2 АА. Шуми вимірювальної Х2 АА не корельовані із шумами змішувача U1 спільно із гетеродином G1, тому дисперсія перетвореного сигналу:

$$\bar{U}_{62}^2 = K_6^2(K_{18}P_2 + K_{18}\bar{U}_{ш2}^2 + \bar{U}_{ш62}^2), \quad (4)$$

де $\bar{U}_{ш2}^2$ – дисперсія шумів вимірювальної Х2 АА; $\bar{U}_{ш62}^2 = R_2(F_6 - 1)T_0\Delta f$ – дисперсія власних шумів НВЧ змішувача U1 спільно із гетеродином G1 при підключенні до його входу вимірювальної Х2 АА із опором R_2 .

Біологічним об'єктам властиво як радіотеплове рівноважне випромінювання, так і нерівноважне НВЧ випромінювання, що викликається метаболічними процесами в його клітинах. Потужності радіотеплового випромінювання, що надходять на вхід відповідно опорної X1 і вимірювальної X2 АА можна оцінити за формулами:

$$P_{01} = \beta k T_1 \Delta f, \quad (5)$$

$$P_{B2} = \beta k T_2 \Delta f, \quad (6)$$

де β – випромінювальна здатність поверхні шкіри людини відповідно у зонах вимірювання опорної X1 і вимірювальної X2 АА; T_1, T_2 – інтегральна внутрішня температура людини відповідно у зонах вимірювання опорної X1 і вимірювальної X2 АА; Δf – смуга НВЧ частот радіометричної системи.

При смузі частот $\Delta f = 100$ МГц і температурі $T_1 = 310$ К ця потужність складає приблизно $4 \cdot 10^{-13}$ Вт. На цьому тлі необхідно вимірювати зміни температури в 0,1К, тобто зміну потужності приблизно на 10^{-16} Вт. Нерівноважні випромінювання з потужностями P'_{B2}, P'_{01} еквівалентні додатковим змінам температури біологічного об'єкта на рівні (0,01...0,1)К. В такому разі сумарні випромінювані потужності, що надходять на входи відповідно опорної X1 і вимірювальної X2 АА, можна представити як:

$$P_1 = P_{01} + P'_{01} = \chi P_{01}, \quad (7)$$

$$P_2 = P_{B2} + P'_{B2} = \chi P_{B2}, \quad (8)$$

де χ – коефіцієнт фізіологічної активності, що характеризує перевищення сумарного випромінювання над радіотепловим.

Потужність власних шумів АА X1 і X2 відповідно до формули Найквісту при опорі $R_A = 50$ Ом і температурі $T_A = 293$ К відповідає приблизно 10^{-12} Вт. Таким чином, вимірюваний сигнал з потужністю P_1 або P_2 набагато менше рівня шумів АА. Рівень власних шумів НВЧ змішувача, як активного елемента, ще більше в порівнянні із шумами АА і визначається його коефіцієнтом шуму F_6 .

Для виділення слабких НВЧ сигналів з потужностями P_2 і P_1 , що знаходяться в адитивній суміші із шумами, їх по черзі підсилюють підсилювачем А1 проміжної частоти, детектують квадратичним детектором U2. При одному положенні перемикача S1 на виході квадратичного детектора формується відеоімпульс з амплітудою:

$$U_{81} = S_8 K_7^2 K_6^2 (P_1 + \bar{U}_{ш1}^2 + \bar{U}_{ш61}^2), \quad (9)$$

а при іншому положенні перемикача:

$$U_{82} = S_8 K_7^2 K_6^2 (K_{18} P_2 + K_{18} \bar{U}_{ш2}^2 + \bar{U}_{ш62}^2), \quad (10)$$

де K_7 – коефіцієнт підсилення підсилювача А1 проміжної частоти; S_8 – крутість перетворення квадратичного детектора U2.

НВЧ перемикач S1 керується прямокутною напругою низької частоти, що формується з генератора G2. При періодичних переключеннях НВЧ перемикача S1, перетворення у квадратичному детекторі U2 і підсиленні вибірковою підсилювачем А2 низької частоти, побудованим на частоту комутації сигналів, на його виході виділяється змінна напруга низької частоти з амплітудою:

$$U_9 = K_9 \frac{U_{81} - U_{82}}{2} = 0,5 K_9 S_8 K_7^2 K_6^2 (P_1 - K_{18} P_2 + \bar{U}_{ш1}^2 - K_{18} \bar{U}_{ш2}^2 + U_{ш61}^2 - \bar{U}_{ш62}^2). \quad (11)$$

Низькочастотна напруга з амплітудою (11) випрямляється синхронним детектором U3, що керується тією ж напругою, що й НВЧ перемикач S1. Випрямлена напруга крім корисного різницевого сигналу (11) містить і шумову напругу від флуктуації коефіцієнта підсилення НВЧ змішувача U1 і низькочастотних шумів підсилювача А1 проміжної частоти і квадратичного детектора U2, що попадають у смугу пропущення вибіркового підсилювача А2. Випрямлену напругу можна представити у виді:

$$U_{10} = K_{10} U_9 + U_{10}(t), \quad (12)$$

де K_{10} – коефіцієнт випрямлення синхронного детектора U3; $U_{10}(t)$ – низькочастотний шум на виході синхронного детектора U3.

Для придушення впливу шумів випрямлену напругу подають на інтегратор U4 з усередненням порядку 3 с, а потім на АЦП U5, вихідний код якого вводиться в комп'ютер сри:

$$N_1 = \frac{K_{\Sigma 1} (P_1 - K_{18} P_2 + \bar{U}_{\text{ш1}}^2 - K_{18} \bar{U}_{\text{ш2}}^2 + \bar{U}_{\text{ш61}}^2 - \bar{U}_{\text{ш62}}^2)}{q_1}, \quad (13)$$

де $K_{\Sigma 1} = 0,5 K_{10} K_9 S_8 K_7^2 K_6^2$ – результуючий коефіцієнт перетворення різниці напруги в код; q_1 – крок квантування АЦП U5.

В процесі виявлення термонеоднорідностей опорна і вимірювальна АА X1 і X2 будуть перебувати в різних температурних умовах, відмінність яких може досягати декількох градусів. Для виключення впливу їх власних шумів, а також НВЧ змішувача U1 радіометричну систему потрібно адаптувати під ці умови. Для цього АА X1 і X2 екранують, АА X1 установлюють на опорну зону тіла людини, а АА X2 приводять у тепловий контакт із елементом Пельтьє А6, використовуваним для її нагрівання у режимі калібровці. Температура АА X1 буде рівнятися температурі опорної зони тіла людини, температура АА X2 буде змінюватися комп'ютером за рахунок подачі і підсилення постійної напруги підсилювачем А5 з наступним нагріванням її елементом Пельтьє А6 із кроком $0,05^\circ\text{C}$ від температури опорної зони тіла людини (треба думати $36,6^\circ\text{C}$) до $38,6^\circ\text{C}$. Низькочастотна напруга з амплітудою (11) на виході вибіркового підсилювача А2 у цьому випадку буде:

$$U_9 = \frac{1}{2} K_9 S_8 K_7^2 K_6^2 (\bar{U}_{\text{ш1}}^2 - K_{18} \bar{U}_{\text{ш2}}^2 + \bar{U}_{61}^2 - \bar{U}_{62}^2) = \frac{1}{2} K_9 S_8 K_7^2 K_6^2 (4kT_1' R_1 \Delta f - K_{18} 4kT_2' R_2 \Delta f + \bar{U}_{61}^2 - \bar{U}_{62}^2), \quad (14)$$

Коефіцієнт передачі кодокерованого НВЧ атенюатора вибирається рівним одиниці. Оскільки обидві АА виготовлені ідентичні, то при рівних температурних умовах $T_2 = T_1$ вони забезпечують рівність внутрішніх опорів $R_2 = R_1$ і рівність рівнів власних шумів $\bar{U}_{\text{ш2}}^2 = \bar{U}_{\text{ш1}}^2$, а, отже, і рівність власних шумів змішувача разом з гетеродином $\bar{U}_{\text{ш62}}^2 = \bar{U}_{\text{ш61}}^2$. При цих умовах значення низькочастотної напруги U_9 буде дорівнювати нулю. Вихідні сигнали датчиків температури U9 і U10 надходять на автоматичний перемикач S2, вихідну напругу якого можна представити у виді тимчасової послідовності відрізків вихідних напруг датчиків. Якщо амплітуди цих напруг не рівні, то в цій послідовності присутня змінна складова частоти переключення з амплітудою:

$$U_4 = \frac{U_{22} - U_{23}}{2} = 0,5 S_2 (T_2' - T_1'), \quad (15)$$

де S_2 – чутливість датчиків температури.

Змінна напруга з амплітудою (15) підсилюється вибіркоким підсилювачем А3 низької частоти і випрямляється синхронним детектором U6, що керується тією ж низькочастотною напругою, що й автоматичний перемикач S2. Випрямлена напруга надходить на інтегруючий АЦП 13, на виході якого формується цифровий код:

$$N_2 = \frac{K_{\Sigma 2} (T_2' - T_1')}{q_2}, \quad (16)$$

де $K_{\Sigma 2}$ – результуючий коефіцієнт перетворення різниці температур у код; q_2 – крок квантування ЦАП U7.

Код N_2 вводиться в комп'ютер, запам'ятовується і перетворюється в пропорційну напругу постійного струму:

$$U_{15} = q_3 N_2 = K_{\Sigma 2} (T_2' - T_1') \frac{q_3}{q_2}, \quad (17)$$

де q_3 – крок квантування ЦАП U11.

При рівності температур обох АА напруга постійного струму (17) буде дорівнювати нулю і, отже, коефіцієнт передачі атенюатора А4 залишиться рівним одиниці. У процесі калібрування радіометричної системи температура вимірювальної АА X2 буде збільшуватися, а отже будуть зростати її власні шуми, що приведе до порушення рівності на вхідних плечах НВЧ перемикача S1. Зміниться і величина пропорційної напруги постійного струму (17) на вході атенюатора А4. Процес автоматичного регулювання значення керованого атенюатора А4 здійснюється по записаному в пам'ять комп'ютера співвідношенню (17), що відповідає обмеженню сумарного сигналу з вимірювальної АА X2 на величину рівня її власних шумів, що змінилися, щодо власних шумів опорної АА X1. При цьому вхідний опір плеча НВЧ перемикача S1 з боку вимірювальної АА X2 стане рівним опорі плеча з боку опорної АА X1. При цих умовах зрівнюються дисперсії власних шумів НВЧ змішувача U1 $\bar{U}_{\text{ш62}}^2 = \bar{U}_{\text{ш61}}^2$, що відповідають двом положенням НВЧ перемикача S1 $K_{18} \bar{U}_{\text{ш2}}^2 = \bar{U}_{\text{ш1}}^2$.

У результаті досягнення рівностей (14) і (15) код, формований АЦП U5, приймає значення нуля. У такому разі при калібруванні записуються в пам'ять комп'ютера всі значення кодів N_2 при температурах досліджуваного діапазону, при яких код $N_1 = 0$. Далі віддаляються екрани з АА X1 і X2, відключається елемент Пельтьє А6 разом з ланцюгом керування, вимірювальна АА X2 устанавлюється на досліджувану ділянку тіла людини. Починається режим вимірювання. При наявності термонеоднорідностей вимірювальна АА X2 нагріється до значення температури тіла досліджуваної ділянки, що приведе до збільшення її власних шумів і, відповідно, до порушення рівності на вхідних плечах НВЧ перемикача S1. Датчик температури U10 передасть на автоматичний перемикач S2 сигнал відмінний від сигналу датчика U9. У результаті, зміниться величина пропорційної напруги постійного струму (17), що подається на керуючий вхід атенюатора А4 відповідно до записаних при калібруванні в пам'ять комп'ютера різницях температур $T'_2 - T'_1$. Встановлений коефіцієнт передачі по потужності K_{18} атенюатора А4 забезпечить зрівнювання дисперсії власних шумів НВЧ змішувача U1 $\overline{U}_{ш62}^2 = \overline{U}_{ш61}^2$, що відповідають двом положенням НВЧ перемикача S1 $K_{18} \overline{U}_{ш2}^2 = \overline{U}_{ш1}^2$. У результаті досягнення рівностей код, формований АЦП U5, приймає значення:

$$N'_1 = \frac{K_{\Sigma 1}(P_1 - K_{18}P_2)}{q_1} = \frac{K_{\Sigma 1}\beta\chi k\Delta f(T_1 - K_{18}T_2)}{q_1}. \quad (18)$$

Як впливає з отриманого виразу (18), результат вимірювання градієнту рівня потужностей $P_1 - K_{18}P_2$ НВЧ сигналів, прийнятих АА X1 і X2, або градієнту температур $T_1 - K_{18}T_2$ не залежить від рівня власних шумів самих АА і власних шумів НВЧ змішувача U1. При цьому прийнятий сигнал може бути набагато менше рівня власних шумів модуляційної радіометричної системи. Значення коефіцієнта передачі по потужності K_{18} атенюатора А4 ураховуються автоматично відповідно до записаної при калібруванні в пам'ять комп'ютера інформації (17). Зміна температури навколишнього середовища не впливає на точність вимірювань, оскільки АА X1 і X2 знаходяться в безпосередньому контакті зі шкірою людини. Це дозволяє використовувати радіометричну систему для точних вимірювань, як при змінах температури об'єкту дослідження, так і температури навколишнього середовища.

Висновки

Запропонована автоматизована радіометрична система дозволяє забезпечити можливість діапазонної роботи на надвисоких частотах, значно знизити флуктуаційний поріг чутливості системи, підвищити точність вимірювання потужності електромагнітних випромінювань. Результат вимірювання градієнту рівня потужностей НВЧ сигналів, прийнятих аплікаторними антенами, або градієнту температур на тілі людини, не залежить від рівня власних шумів самих антен і власних шумів вхідних каскадів радіометричної системи. Компенсація змін власних шумів вимірювальної антени щодо опорної виробляється в автоматичному режимі.

Застосування запропонованої радіометричної системи відкриває нові можливості в організації дослідження состава й властивостей об'єктів без порушення їхньої цілісності за рівнем власного радіотеплового ЕМВ за рахунок порівняння слабких радіовипромінювань, потужність яких близька з потужністю власних шумів приймальної апаратури. Використання даної системи в біофізичних дослідженнях дозволить виявляти по градієнту електромагнітних випромінювань НВЧ-діапазону, прийнятих двома антенами, патологічні зміни як усередині, так і на поверхні біологічних об'єктів.

РЕЗЮМЕ

Результат измерения градиента уровня мощностей НВЧ сигналов, принятых аплікаторными антеннами, или градиента температур на теле человека, не зависит от уровня собственных шумов самих антенн и собственных шумов входных каскадов радиометрической системы. Компенсация изменений собственных шумов измерительной антенны относительно опорной производится в автоматическом режиме.

Применение предложенной радиометрической системы в биофизических исследованиях позволит обнаруживать по градиенту электромагнитных излучений СВЧ-диапазона, принимаемых двумя антеннами, патологические изменения как внутри, так и на поверхности биологических объектов.

SUMMARY

Result of measuring of gradient of level of powers of signals, accepted aплікаторnymi aerials, or gradient of temperatures on the body of man, does not depend on the level of own noises of aerials and own noises of entrance cascades of the

radiometry system. Indemnification of changes of own noises of measuring aerial in relation to опорноy is made in the automatic mode.

Application of the offered radiometry system in biophysical researches will allow to discover on the gradient of electromagnetic radiations of Svch-diapazona, accepted two aerials, pathological changes both inwardly and on the surface of biological objects.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Манойлов В.Ф., Куценко В.П., Гимпилевич Ю.Б. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов / Под ред. Ю.А. Скрипника. – Житомир: изд-во «Волянь», 2003. – 408 с.
2. Сакало С.М., Семенец В.В., Азархов О.Ю. Надвисокі частоти у медицині (терапія і діагностика) – Харків: Колегіум, 2005. – С.89-94.
3. Ситько С.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. Экспериментальное исследование излучения некоторых объектов в мм-диапазоне // Фізика живого. – 1998. – Т. 6, № 1. – С.15-18.
4. Дубовская И. Г., Житник Н. Е., Миронов А. В. и др. Принципы моделирования и схемотехнической реализации низкоинтенсивной КВЧ диагностической и терапевтической аппаратуры // Вестник новых медицинских технологий. – 1996. – Т. 3, № 2. – С. 85-90.
5. Головка Д.Б., Скрипник Ю. О., Яненко О. П. Надвисокочастотні методи та засоби вимірювання фізичних величин: Навчальний посібник. – Київ:Либідь. – 2003. –327 с.
6. 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.
7. Скрипник Ю.А., Куценко В.П., Шевченко К.Л., Ваганов А.А. Дифференціальний модуляційний радіометр// Наукові праці Донецького національного технічного університету. – Серія «Обчислювальна техніка та автоматизація». – Донецьк.: «Лебідь», 2009. – С. 213-219.

Надійшла до редакції 18.02.2009 р.