

В. С. ГАСВСЬКИЙ, к. т. н. Е. М. ГЛУШЕЧЕНКО, В. В. ЛАБУНСЬКИЙ, О. Д. ТУЗ

Україна, м. Київ, НВП «Сатурн»

E-mail: gen-nto@ukr.net

ВИКОРИСТАННЯ НВЧ-РАДІОМЕТРІЇ У ПОБУДОВІ МЕДИЧНИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ

Наведено принципи застосування НВЧ-радіометрії для неінвазивної діагностики стану внутрішніх органів людини за їхнім власним випромінюванням. Показано, що оптимальною для використання у медичній радіотермометрії є модуляційно-компенсаційна схема радіометра, заснована на вимірюванні двох параметрів: інтегральної температури та інтегрального коефіцієнта відбиття електромагнітних хвиль від біооб'єкта. Підходи до розроблення сучасних радіотермографів були застосовані науковцями НВП «Сатурн» в процесі створення пристрою для діагностики аномалій температури молочної залози та антен-аплікаторів.

Ключові слова: НВЧ-радіометрія, медична радіотермометрія, інтегральна температура, антена-аплікатор, біологічна тканина, коефіцієнт відбиття, електромагнітне випромінювання.

Радіометрія — це особливий напрямок радіоелектроніки, який відповідає за створення високочутливих пристроїв (радіометрів) для виявлення та вимірювання слабких електромагнітних випромінювань, інтенсивність яких може бути меншою за інтенсивність власних шумів радіометрів. Достатньо повно основні принципи радіометрії та її особливості розглянуто у роботі [1]. Радіометри радіохвильового та надвисокочастотного (НВЧ) діапазонів широко застосовуються не тільки в багатьох галузях науки і техніки, в першу чергу в радіоастрономії, у фізиці, метеорології та інших, а і в медицині теж.

Сучасна медицина використовує широке коло діагностичних методів та приладів, які можна поділити на два великі класи: інвазивні та неінвазивні. Методи та прилади першого класу використовують інформацію, отриману від органів безпосередньо, другого класу — отриману за випромінюваним цими органами полем.

Серед інформації, яку потрібно отримати для діагностування, часто використовується температура, оскільки патологічні процеси, що відбуваються в організмі людини, як правило, супроводжуються тепловими відхиленнями не тільки на поверхні, але й всередині тіла. Використовувані для вимірювання температури поверхні тіла медичні термометри, інфрачервоні пірометри, тепловізори не придатні для вимірювання глибинної температури біологічного об'єкта. Для цього існує багато пристроїв і методів. Найточніші результати можна отримати за допомогою датчиків, таких як термістори, термопари або волоконно-оптичні датчики, розмістивши їх безпосередньо у досліджуваній тканині або порожнині тіла (стравохід, вухо, рот тощо). Але у багатьох випадках таке інвазивне втручання є або клінічно неприйнят-

ним, або неможливим. Зазвичай це стосується вимірювання температури органів тіла та довгострокового моніторингу підповерхневих тканин. У таких випадках застосовуються неінвазивні методи, зокрема мікрохвильова радіометрія. Можливість її використання для визначення глибинної температури біологічного об'єкта за його власним електромагнітним випромінюванням забезпечується тим, що радіохвилі значно слабше поглинаються біологічними тканинами, ніж хвилі інфрачервоного (ІЧ) діапазону.

Перші спроби застосування радіохвильових радіометрів НВЧ-діапазону в медичних дослідженнях відомі вже понад 40 років [2–4]. Через недостатню чутливість тодішньої радіометричної апаратури цей напрямок в медицині широкого застосування набув не одразу, проте розвиток теоретичної бази та нові схемотехнічні рішення призвели до виникнення численних розробок мікрохвильових радіометрів та методів діагностики, наприклад, патології головного мозку, раку молочних залоз, ішемічної хвороби серця, артриту, порушень кровотоку тощо [5–15].

Медична радіотермографія дозволяє неінвазивно визначати інтегральні глибинні температури внутрішніх органів, причому ефективна глибина, за якою здійснюється інтегрування, може регулюватися. В результаті оброблення цієї інформації можна одержати профіль глибинної температури. Мала інерційність цього методу дозволяє досліджувати динаміку глибинної температури, як інтегральної, так і локальної, тобто застосовувати радіотермографію не тільки для стаціонарної діагностики, але й для оцінки медикаментозного чи фізіотерапевтичного впливу на температурний режим внутрішніх органів людини.

Розробка сучасної радіометричної апаратури пов'язана з розв'язанням таких складних проблем,

як забезпечення високої чутливості пристроїв, узгодження антени з біооб'єктом, забезпечення необхідної глибини проникнення, а також вимірювання абсолютної температури з похибкою не гірше $0,1^\circ\text{C}$.

Сучасна медицина потребує вдосконалення неінвазивних методів вимірювання температури у глибині тіла людини з метою ранньої діагностики та моніторингу різноманітних патологічних процесів. З огляду на важливість зазначеної проблеми, в цій роботі продемонстровано підходи до розроблення сучасних радіотермографів, що були застосовані науковцями НВП «Сатурн» в процесі створення пристрою для діагностики аномалій температури молочної залози.

Основні принципи методу радіотермографії

Мікрохвильова пасивна термографія заснована на прийманні власного радіовипромінювання об'єктів, яке є частиною їхнього теплового випромінювання. Потужність цього випромінювання пропорційна температурі об'єкта.

Розподіл інтенсивності I теплового випромінювання нагрітого “абсолютно чорного” тіла з температурою T по спектру електромагнітного випромінювання визначається законом (функцією) Планка [16]

$$I \approx \frac{h\omega^3}{8\pi^3c^2} \left(\exp \frac{h\omega}{kT} - 1 \right)^{-1}, \quad (1)$$

де h — стала Планка;

ω — частота;

c — швидкість світла;

k — стала Больцмана.

Як видно з наведеного на **рис. 1** розподілу, радіохвильовий діапазон знаходиться на “хвості” розподілу, а максимум приходить на ІЧ-область електромагнітного спектра.

Перевага радіотермометрії в порівнянні з ІЧ-тепlobаченням полягає в більшій глибині зондування. Шар біотканини, який формує випромінювання в ІЧ-діапазоні, складає декілька мікрометрів і цілком знаходиться в шкірному покриві. За

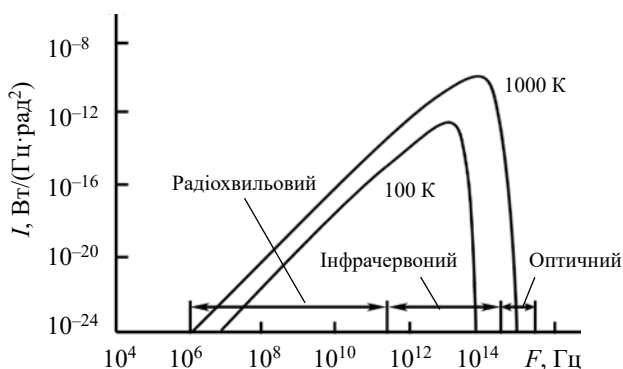


Рис. 1. Розподіл інтенсивності власного теплового випромінювання “абсолютно чорного” тіла по спектру електромагнітних хвиль за різної температури

допомогою ж радіотермометрії можна безпосередньо реєструвати підшкірну температуру безконтактним методом.

Глибина, з якої приймається радіовипромінювання, визначається довжиною хвилі радіотермометра та поглинальними характеристиками середовища.

За поглинальною здатністю всі біотканини можна розділити на два типи: перші, з малим вмістом води, характеризуються низьким поглинанням випромінювання, другі, що містять багато води, — високим поглинанням.

Практично глибина зондування може мінятися від 2 до 10 см, а змінювати її можна вибором довжини хвилі. При цьому велика глибина зондування, що забезпечується на хвилях великої довжини, супроводжується втратою просторової роздільної здатності, яка визначається довжиною хвилі. При зондуванні вільного простору гранична роздільна здатність дорівнює половині довжини хвилі. Тому поліпшити її можна лише завдяки організації контактування антени з досліджуванним середовищем або ж використовувати спеціальні антени.

Однією з найважливіших характеристик радіометричного методу є глибина зондування. У загальному випадку глибина виявлення температурної аномалії не дорівнює товщині шкір-шару $l_{\text{ск}}$ (глибина, на якій інтенсивність випромінювання зменшується в e^2 разів), оскільки визначається ще й чутливістю апаратури.

Якщо радіотермометр дозволяє реєструвати зміну інтегральної температури δT , а приріст температури ΔT на глибині перевищує δT , тобто $\Delta T > \delta T$, то максимальну глибину l_{max} виявлення такої температурної аномалії можна знайти за формулою

$$l_{\text{max}} = \frac{\lambda}{4\pi\alpha} \ln \frac{\Delta T}{\delta T} = 0,5 l_{\text{ск}} \ln \frac{\Delta T}{\delta T}, \quad (2)$$

де α — показник загасання радіохвиль в біотканині.

Очевидно, що збільшення чутливості радіотермометра підвищує глибину зондування.

В реальній ситуації температурна аномалія у глибині тканини викликає підвищення температури в поверхневих шарах, що обумовлюється теплопровідністю біотканин. Оскільки тканини з високим вмістом води мають велику теплопровідність, що компенсує загасання радіохвиль, це вирівнює тканини з низьким і високим вмістом води за глибиною виявлення температурних аномалій.

Інтенсивність радіотеплового випромінювання шару біологічної тканини на частоті ω визначається ефективною температурою тіла $T_{\text{еф}}$ і його випромінювальною здатністю $\chi_{\text{ш}}$:

$$I_{\omega\text{ш}} = B_{\text{ш}}(T_{\text{еф}}) \cdot \chi_{\text{ш}}(T_{\text{еф}}), \quad (3)$$

де $B_{\text{ш}}$ — функція Планка,

Для радіодіапазону функція Планка може бути представлена через наближення Релея–Джонса і для однієї поляризації матиме вигляд

$$B = \frac{kT\omega^3}{8\pi^3c^2} = \frac{kT}{2\pi\lambda^2}.$$

Інтенсивність випромінювання тіла зручно виражати через температуру радіояскравості $T_{\text{я}}$, що дорівнює температурі абсолютно чорного тіла, за якої забезпечується ця інтенсивність випромінювання:

$$I_{\omega} = \frac{kT_{\text{я}}}{2\pi\lambda^2} = \frac{kT\chi_{\omega}}{2\pi\lambda^2}, \quad (4)$$

де λ — довжина хвилі, що відповідає частоті ω .

Випромінювання, що приймається від нагрітого тіла, має також складову відбитого фонового випромінювання.

Випромінювальна здатність нагрітого тіла визначається законом Кирхгофа та базується на балансі інтенсивностей випромінювань, які поглинаються та випромінюються тілом. Відповідно, для непрозорого тіла $\chi_{\text{ш}} = 1 - r_{\text{ш}}$,

де $r_{\text{ш}}$ — коефіцієнт відбиття на частоті ω .

Біологічні тканини мають шарувату структуру, й адекватною моделлю для них є модель плоского шару з деяким розподілом температури за глибиною.

Якщо температура змінюється з глибиною шару, що цікаво для медицини, то температуру радіояскравості необхідно визначати за умови теплового балансу для кожного елементарного шару, в межах якого температуру можна вважати постійною, тобто слід користуватися інтегральною температурою.

Потужність випромінювання радіотермографа залежить від параметрів приймальної антени та характеризується температурою шуму антени. Ця температура дорівнює термодинамічній температурі узгодженого навантаження, потужність теплового випромінювання якого дорівнює потужності випромінювання, що приймається антеною. Це дозволяє виразити антенну температуру T_A через температуру $T_{\text{я}}$ радіояскравості середовища та параметри антени [1]:

$$T_A = \frac{\eta}{4\pi} T_{\text{я}}(\Omega)G(\Omega)d(\Omega) + T_0(1 - \eta), \quad (6)$$

де Ω — тілесний кут;

$G(\Omega)$ — діаграма спрямованості;

$d(\Omega)$ — діаметр антени;

η — коефіцієнт корисної дії;

T_0 — власна термодинамічна температура.

Зауважимо, що у випадку контактної радіотермографії, коли середовище знаходиться поблизу антени, використання поняття діаграми спрямованості є некоректним, й антенну температуру слід знаходити на основі флуктуаційно-дисипативних співвідношень, задавшись моделлю середовища.

Принципи побудови медичних радіотермографів для неінвазивних досліджень біотканин

З наведених вище особливостей методу термографії витікає, що зміні температури досліджуваного об'єкта на 1°C відповідає зміна випромінюваної спектральної густини потужності приблизно на 10–23 Вт/Гц. Відомо [1, 17], що спектральна густина потужності власних шумів сучасних НВЧ-приймальних пристроїв приблизно в декілька сотень разів вище вказаної величини, тому для вимірювання температури об'єктів за їхнім власним НВЧ-випромінюванням з точністю, кращою ніж 1°C , необхідно застосовувати спеціальні — радіометричні — способи оброблення сигналу.

Для оптимального приймання сигналу необхідно, щоб напруга на виході приймача $U_{\text{вих}}$ була пов'язана з вхідною напругою $U_{\text{вх}}$ співвідношенням

$$U_{\text{вих}} = k_{\text{підс}} U_{\text{вх}}^2 dt, \quad (7)$$

де $k_{\text{підс}}$ — коефіцієнт підсилення приймального тракту НВЧ-радіометра;

t — час інтеграції сигналу.

З цього витікає, що необхідно забезпечити операції підсилення, квадратичного детектування й інтегрування за часом.

НВЧ-радіометри прийнято характеризувати флуктуаційною чутливістю $\delta i T$, тобто величиною перепаду вхідної температури, за якої вихідний сигнал від цього перепаду дорівнюватиме середньоквадратичному відхиленню флуктуацій вхідних шумів на виході приймача. Для ідеального приймача ця величина визначається виразом

$$\delta i T = \frac{T_{\text{ш}}}{\sqrt{\Delta f t}}, \quad (8)$$

де $T_{\text{ш}}$ — шумова температура приймача;

Δf — смуга приймача за високою частотою;

t — стала часу накопичення вихідного сигналу.

Формула (8) дає величину флуктуаційної чутливості приймача, у якого відсутні флуктуації коефіцієнта підсилення, а середнє значення шуму не відбивається на точності показів. Але в реальних приймачах це не так, і тому їхня флуктуаційна чутливість нижча: для модуляційних приймачів вона погіршується у 1,4–2,8 раз залежно від схеми модуляції, для кореляційних — приблизно в 1,4 рази, а для компенсаційних приймачів її величина дорівнює одиниці. Флуктуаційна чутливість компенсаційного НВЧ-радіометра значно залежить від флуктуації коефіцієнта підсилення, а при спробі його стабілізації погіршується пропорційно кореню квадратному з часу, що витрачається на стабілізацію.

Формула (8) не враховує поглинання сигналу у вхідних ланцюгах радіометра, яке зменшує вхідний

сигнал, але додає його шуми до шумів ланцюгів вхідних каскадів радіометра [1, 17].

В радіотермографії переважно використовуються модуляційні НВЧ-радіометри, побудовані як за схемою прямого підсилення, так і за супергетеродиною схемою.

Зазначимо, що точність визначення глибинної температури біологічного об'єкта T_0 за власним НВЧ-випромінюванням визначається не тільки похибками вимірювання його потужності, але й умовами проведення вимірювань і точністю апріорних даних щодо випромінювальної здатності досліджуваного об'єкта.

Радіаційна температура $T_{\text{рад}}$, яка характеризує потужність власного НВЧ-випромінювання біооб'єкта, пов'язана з інтегральною глибинною температурою T_0 співвідношенням

$$T_{\text{рад}} = \chi T_0. \quad (9)$$

Хоча під час досліджень поверхневих температур випромінювальна здатність χ може змінюватися мало, ці зміни все одно слід враховувати. При глибинному зондуванні випромінювальна здатність суттєво залежить від структури досліджуваної тканини. Тому, як показали дослідження, в цьому випадку більш точними виявилися методи вимірювання, коли антенна система контактує з досліджуваним об'єктом (і максимально узгоджена з ним). Така методика одержала назву аплікаційної (контактною) радіотермографії на відміну від дистанційної, коли антена знаходиться на деякій відстані від об'єкта.

Особливості взаємодії біологічних тканин з електромагнітним НВЧ-полем

Основним параметром, що визначає радіотеплове випромінювання біотканини, є її діелектрична проникність. Цей параметр прийнято використовувати як комплексну величину: $\epsilon = \epsilon_1 + \epsilon_2$, де ϵ_2 визначається провідністю.

Розповсюдження радіохвиль в поглинальному середовищі характеризується довжиною хвилі в цьому середовищі λ_c і товщиною скін-шару $l_{\text{ск}}$. Згідно з [18]

$$\lambda_c = 1/n; \quad (10)$$

$$l_{\text{ск}} = \lambda/(2\pi\alpha), \quad (11)$$

де n , α — відповідно, показники заломлення та загасання радіохвиль;

λ — довжина хвилі у вільному просторі.

Величини n та α пов'язані через ϵ таким чином:

$$n = \frac{\sqrt{\epsilon_1^2 + \sqrt{\epsilon_1^2 + \epsilon_2^2}}}{\sqrt{2}}; \quad (12)$$

$$\alpha = \frac{\sqrt{-\epsilon_1^2 + \sqrt{\epsilon_1^2 + \epsilon_2^2}}}{\sqrt{2}}. \quad (13)$$

Визначення діелектричної проникності реальних біотканин залежить від коефіцієнта відбиття при

проходженні радіохвиль через зразки біотканини (*in vitro*) або безпосередньо на живому об'єкті (*in vivo*) [17]. Фактично діелектрична проникність визначається вмістом води в тканинах. До тканин з високим вмістом води відносяться шкіра, м'язи, внутрішні органи, біла речовина мозку, кров; з низьким вмістом води — жир, кістковий мозок, кісткові тканини тощо. Найбільший вміст води у крові (83%), м'язах (75%), печінці (71%), нирках (77%), селезінці (75%), в білій речовині мозку (72%).

Моделлю радіотеплового випромінювання може бути модель біотканини з однорідним та неоднорідним середовищем з постійною та змінною глибиною температурою.

Характерним для структури поверхневого шару біотканини є чергування шарів: шкіра, жир, м'язи. Оскільки шкіра та м'язи мають високий вміст води, а значить високу діелектричну проникність, це призводить до відбивання радіохвиль на межі двох шарів. Зміна товщини шарів призводить до варіацій коефіцієнта відбиття від всієї структури і, відповідно, її випромінювальної здатності, яка відповідає співвідношенню

$$\chi = 1 - \rho, \quad (14)$$

де ρ — коефіцієнт відбиття на частоті ω .

Якщо в межах кожного шару можна використовувати однорідну модель, то для елементарної ділянки завтовшки Δl , що знаходиться на глибині l , величина радіотеплового випромінювання пропорційна множинику

$$K = \exp\gamma l \cdot (1 - \exp\gamma l), \quad (15)$$

де γ — коефіцієнт лінійного поглинання біотканини,

$$\gamma = 4\pi\kappa/\lambda;$$

κ — товщина біотканини.

Стосовно шару з аномальним підвищенням температури це означає, що зі збільшенням товщини шару сигнал від цього шару зростає, а зі збільшенням глибини залягання шару сигнал зменшується експоненціально.

З викладеного вище витікає, що радіотермографія дозволяє визначати інтегральні глибинні температури біологічних об'єктів. Ці задачі в загальному випадку досить складні, проте цілком вирішувані в окремих випадках, наприклад при високому ступені гомогенності та відомих біофізичних властивостях досліджуваної тканини.

Вибір оптимальних умов зондування

У радіотермографічних дослідженнях необхідно визначати (обчислювати) функції розподілу температури по глибині досліджуваної тканини або хоча б їхні дискретні (пошарові) значення. При цьому треба зробити декілька зауважень з точки зору оптимізації зондування біологічного середовища за допомогою високочутливих радіометричних приймачів.

По-перше: власне електромагнітне випромінювання біооб'єктів необхідно приймати контактним способом — за допомогою контактних антен-аплікаторів для радіотермометричного зондування. При аплікаційному методі виявлення температурних аномалій в товщі біооб'єкта роздільна здатність більша порівняно з вимірюваннями на відстані, адже довжина хвилі в зондованому біологічному середовищі менша, ніж у вільному просторі. Крім того, антену-аплікатор простіше узгодити безпосередньо з зондованим середовищем без прошарку повітря, води або іншої речовини. Методичні питання виключення впливу коефіцієнта відбиття на межі «антена — об'єкт» на точність зондування розглянемо більш ретельно нижче, при формуванні вимог до антени-аплікатора.

По-друге: важливе значення для створення радіотермографічної зондувальної системи має вибір робочої частоти (частот) зондування. Аналіз радіотермометричного методу та особливостей зондування біотканин показав, що оптимальним частотним діапазоном для зондування біотканин з високим вмістом води (саме такими є, зокрема, тканини молочних залоз) є діапазон від 900 МГц до 4 ГГц. Нижня частота цього діапазону обумовлюється зниженням просторової роздільної здатності зондування (хоча глибина проникнення електромагнітних хвиль у біотканину при пониженні частоти збільшується), а також великою кількістю активних індустриальних радіоперешкод, що надважливо для таких чутливих приладів, як радіометричні приймачі. Верхня частота діапазону обумовлюється зменшенням глибини проникнення електромагнітних хвиль у живу тканину, а також наявністю радіоперешкод, інакше приймальна система буде «забита» активними сигналами мобільних телефонів (близько 1,8 ГГц) та іншими радіоперешкодами.

Таким чином, з указанного частотного діапазону необхідно виділити частотну смугу, де немає активних перешкод.

На вибір робочого частотного діапазону впливає ще один фактор — робоча смуга вхідного НВЧ-циркулятора, який є необхідним елементом радіометра. На превеликий жаль, частотні смуги наявних циркуляторів є значно більш вузькими, ніж потрібно з точки зору оптимізації процесу радіотермометричного зондування біотканин.

Нами вибір був зроблений, беручи до уваги багаторічний досвід співробітників НВП «Сатурн» в галузі радіотермометрії. Робочу смугу частот радіотермометра було зменшено до 20% її відносної ширини, щоб одержати достатню флуктуаційну чутливість $\delta i T$ радіотермометричної системи (див. формулу (8)).

Умови формування антени-аплікатора для радіотермографа

Як при дистанційному, так і при аплікаційному застосуваннях НВЧ-радіометр приймає випромінювання, інтенсивність якого визначається двома процесами — власним випромінюванням досліджуваного об'єкта та випромінюванням НВЧ-радіометра, що відбилося від межі розділу (рис. 2). Якщо використовувати аплікаційну методику, випромінювання навколишнього середовища буде еквівалентним випромінюванню вхідних ланцюгів вимірювального приладу (на межі «антена — об'єкт» [18]).

Потужність випромінювання, що приймається НВЧ-радіометром, виражена через температуру T_o , з використанням формули (14) може бути описана виразом

$$T_o = T_o \chi + T_n \rho = T_o + (T_n - T_o) \rho, \quad (16)$$

де T_n — шумова температура, відповідна інтенсивності випромінювання приймача при застосуванні аплікаційної методики.

Якщо $T_o = T_n$, то потужність (T_o), що приймається приймачем, дорівнює потужності, яка випромінюється досліджуваним об'єктом, коли коефіцієнт відбиття $r = 0$. Саме для цього потрібно створювати спеціалізовану антену-аплікатор, а самі ці умови прийнято називати термодинамічною рівновагою, яку ретельно розглянуто у [18–20].

Фактично, при безпосередньому контакті з гомогенним об'єктом дослідження, яким є молочна залоза, антена-аплікатор забезпечує узгодження між цим об'єктом та вимірювальною апаратурою — радіотермографом.

Коли антена має слабкий зв'язок із вільним навколишнім простором, випромінювання у це середовище визначається як коефіцієнт втрат на випромінювання у вільний простір. Для вимірювання коефіцієнта відбиття використовується складна оригінальна модуляція вхідного сигналу [21].

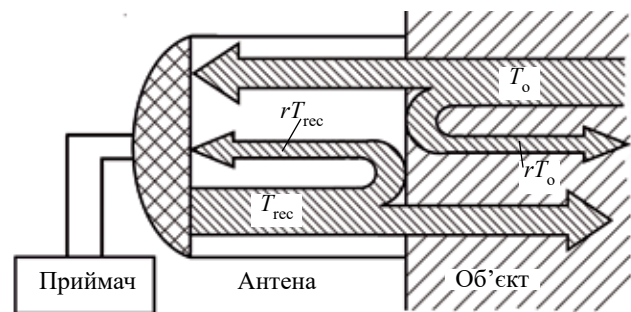


Рис. 2. Схема радіаційного обміну на межі «антена — об'єкт»:

T_o, rT_o — випромінювання об'єкта і та його частина, що відбилася від межі розділу;

T_{rec}, rT_{rec} — випромінювання НВЧ-радіометра і та його частина, що відбилася від межі розділу

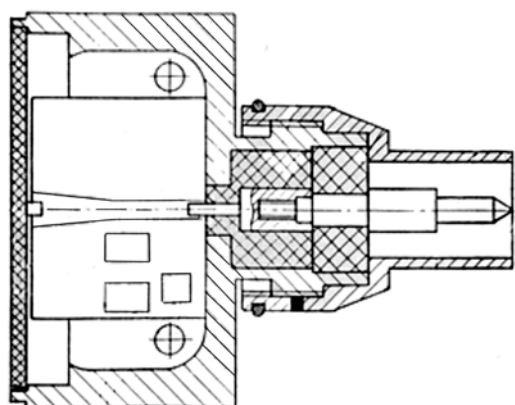


Рис. 3. Складальне креслення та реалізовані зразки антен-аплікаторів з максимальним і мінімальним розкритвом

Аналіз показав, що в умовах різноманіття медико-діагностичних задач необхідні різні технічні підходи до їх розв'язання. Можливо, більш ефективними стануть спеціалізовані радіотермографічні пристрої або системи для вирішення певного кола діагностичних задач в медицині. Тому основними шляхами створення комп'ютерної радіотермографії для медичної діагностики слід визначити такі:

— реалізація приймання випромінювання у смузі частот для вирішення багаточастотної радіотермографії;

— розроблення спеціальної антени-аплікатора з керованою глибиною зондування біооб'єкта.

Для якісного приймання власного та відбитого випромінювань біотканини або водонасиченого середовища особливо важливим є узгодження з ними антени-аплікатора. Хвильовий опір коаксіального НВЧ-тракту складає $Z_0 = 50$ Ом, і саме його необхідно узгодити з хвильовим опором Z_i біотканини. Водночас хвильовий опір Z_i , який залежить від діелектричної проникності біотканини ($\epsilon = 30 - 70$ [22]), може суттєво відрізнитися від Z_0 . При створенні компактно коаксіально-діелектричної антени-аплікатора фахівцями НВП «Сатурн» для забезпечення узгодження між Z_0 та Z_i як діелектрик антени-аплікатора було використано плату з кераміки ТБНС У60.128.000 ТУ (рис. 3).

Структура створеного радіотермографа

За результатами проведеного аналізу, для побудови радіотермографічної приймальної системи діагностування аномалій молочних залоз була обрана

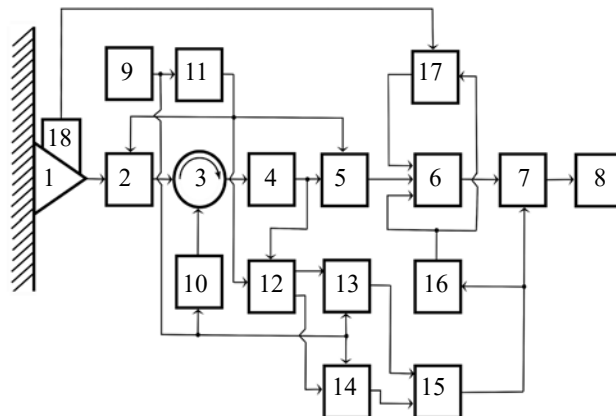


Рис. 4. Блок-схема та зовнішній вигляд створеного на НВП «Сатурн» радіотермографа:

1 — антена-аплікатор; 2 — модулятор; 3 — феритовий циркулятор; 4 — приймально-підсилювальний блок; 5, 13, 14 — синхронні детектори; 6 — суматор; 7 — поділювач напруги; 8 — реєстратор; 9 — задавальний генератор; 10 — генератор шуму; 11 — поділювач частоти; 12 — комутатор; 15 — блок віднімання; 16 — інвертор; 17 — керований підсилювач; 18 — резистивний датчик температури

Технічні характеристики створеного на НВП «Сатурн» радіотермографа

Діапазон робочої частоти, ГГц	1,2 – 1,5
Поріг температурної чутливості, °С	0,1
Діапазон вимірюваної температури, °С	25 – 42
Глибина зони вимірювань (залежно від типу біотканини), см	2 – 5
Час вимірювання, с	5
Напруга живлення від мережі змінного струму, В	220,0
Споживана потужність, Вт	< 30

модуляційно-компенсаційна схема, заснована на вимірюванні інтегральної температури та інтегрального коефіцієнта відбиття електромагнітних хвиль від біооб'єкта, а також робочий вхідний діапазон частот — від 1,2 до 1,5 ГГц. Блок-схема радіотермографа, наведена на рис. 4, забезпечує пропорційні радіаційній (глибинній) температурі об'єкта покази реєстратора, які не залежать від температури антени, коефіцієнта передачі на межі «антена — об'єкт» та коефіцієнта передачі приймально-підсилювального трак-

ту радіотермографа. Технічні характеристики створеного НВП «Сатурн» приладу наведено у таблиці.

Багаторічний досвід фахівців НВП «Сатурн» в галузі НВЧ-радіоелектроніки дозволив створити сучасний радіотермограф для діагностики захворювань молочної залози у жінок. Важливість цієї проблематики для сучасної медицини підштовхнула авторів поділитися цим досвідом з тими, хто займається розробкою апаратури для хірургії, оториноларингології, ортопедії, педіатрії, гінекології тощо, де вимірювання розподілу температур тіла пацієнта має діагностичну цінність. Наведені в роботі підходи до створення сучасних радіотермографів мають стати у пригоді розробникам медичної апаратури.

ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

1. Есепкина Н.А., Корольков Д.В., Парийский Ю.Н. *Радиотелескопы и радиометры*. М., Наука, 1973.
2. Троицкий В.С., Аранжереев Е.А., Густов А.В. и др. О возможности использования собственного радиотеплового СВЧ излучения для измерения температуры внутренних органов. *УФН*, 1981, т. 134, вып. 1, с. 155–158.
3. Штейншлейгер В.Б., Мисежников Г.С., Сельский А.Г. Об одном радиофизическом методе обнаружения температурных аномалий внутренних органов человека. *УФН*, 1981, т. 134, вып. 1, с. 163–164.
4. Enander B., Larson G. Microwave radiometric measurements of the temperature inside a body. *Electronics Letters*, vol. 10, no. 15, pp. 317–317, 1974. <https://doi.org/10.1049/el:19740250>
5. Asimakis N.P., Karanasiou I.S., Uzunoglu N.K. Non-invasive microwave radiometric system for intracranial applications: A study using the conformal I-notch microstrip patch antenna. *Progress in Electromagnetics Research*, 2011, vol. 117, p. 83–101. <https://doi.org/10.2528/PIER10122208>
6. Sugiura T., Hirata H., Hand J.W. et al. Five-band microwave radiometer system for noninvasive brain temperature measurement in newborn babies: Phantom experiment and confidence interval. *Radio Science*, 2011, vol. 46, iss. 5. <https://doi.org/10.1029/2011RS004736>
7. Scheeler R., Kuester E.F., Popovic Z. Sensing depth of microwave radiation for internal body temperature measurement. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 2014, vol. 62, iss. 3, p. 1293–1303. <https://doi.org/10.1109/TAP.2013.2295595>
8. Stauffer P.R., Rodrigues D.B., Salahi S. et al. Stable microwave radiometry system for long term monitoring of deep tissue temperature. Proc. SPIE 8584, *Energy-based Treatment of Tissue and Assessment VII*, 85840R, 2013. <https://doi.org/10.1117/12.2003976>
9. Hand J. W., Leeuwen G. M. J. V., Mizushina S. et al. Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling. *Physics in Medicine and Biology*, 2001, vol. 46, no. 7, p. 1885–1903. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/7/311>

10. Maruyama K., Mizushina S., Sugiura T. et al. Feasibility of noninvasive measurement of deep brain temperature in newborn infants by multifrequency microwave radiometry. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2000, vol. 48, no. 11, p. 2141–2147. <https://doi.org/10.1109/22.884206>

11. Toutouzas K., Benetos G., Koutagiari I. et al. Noninvasive detection of increased carotid artery temperature in patients with coronary artery disease predicts major cardiovascular events at one year: Results from a prospective multicenter study. *Atherosclerosis*, 2017, vol. 262, p. 25–30. <https://doi.org/10.1016/j.atherosclerosis.2017.04.019>

12. Macdonald A., Land D., Sturrock R. Microwave thermography as a noninvasive assessment of disease activity in inflammatory arthritis. *Clinical Rheumatology*, 1994, vol. 13, p. 589–592. <https://doi.org/10.1007/BF02242999>

13. Toutouzas K., Grassos C., Drakopoulou M. et al. First in vivo application of microwave radiometry in human carotids. *Journal of the American College of Cardiology*, 2012, vol. 59, no. 18, p. 1645–1653. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2012.01.033>

14. Pentazos G., Laskari K., Prekas K. et al. Microwave radiometry-derived thermal changes of small joints as additional potential biomarker in rheumatoid arthritis. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology*, 2018, vol. 24, iss. 5, p. 259–263. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000000719>

15. Toutouzas K., Synetos A., Nikolaou C. et al. Microwave radiometry: a new non-invasive method for the detection of vulnerable plaque. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, vol. 2, no. 4, 2012. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2223-3652.2012.10.09>

16. Планк М. *Избранные труды*. М., Наука, 1975, 788 с.

17. Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Манойлов В.Ф. и др. *Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов*. Житомир, издательство «Вольный», 2003, 408 с.

18. Троицкий В.С. К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тел. *Известия вузов. Сер. Радиофизика*, 1981, т. 24, № 9, с. 1054–1061.

19. Luedeke K.M., Schick B., Koehler J. Radiation balance microwave thermograph for industrial and medical applications. *Electronics Letters*, 1978, vol. 14, iss. 6, pp. 194–196. <https://doi.org/10.1049/el:19780129>

20. Luedeke K.M., Koehler J. Microwave radiometric system for biomedical ‘true temperature’ and emissivity measurements. *Microwave Power*, 1983, vol. 18, iss. 3, pp. 277–283. <https://doi.org/10.1080/16070658.1983.11689332>

21. Гаевский В.С., Маречек С.В., Мешков Ю.В. и др. Радиотермоскоп. *Электронная промышленность*, 1987, №1, с. 29.

22. Колисниченко М.В., Куценко В.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. Радиометрия СВЧ-диапазона: медицинские аспекты использования. *Технология и конструирование в электронной аппаратуре*. 2003, №5, с. 23–25.

Дата надходження рукопису до редакції 15.11 2023 р.

Опис статті для цитування:

Гаєвський В. С., Глушеченко Е. М., Лабунський В. В., Туз О. Д. Використання НВЧ-радіометрії у побудові медичних приладів для неінвазивної діагностики. *Технологія та конструювання в електронній апаратурі*, 2023, № 3–4, с. 39–46. <http://dx.doi.org/10.15222/TKEA2023.3-4.39>

Cite the article as:

Gaevskiy V. S., Glushechenko E. M., Labunskiy V. V., Tuz O. D. Designing medical devices for non-invasive diagnostics using microwave radiometry. *Technology and design in electronic equipment*, 2023, no. 3–4, pp. 39–46. <http://dx.doi.org/10.15222/TKEA2023.3-4.39>

DESIGNING MEDICAL DEVICES FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS USING MICROWAVE RADIOMETRY

Temperature is often used among the information required to diagnose the state of a person's internal organs, as pathological processes occurring in the human body are usually accompanied by thermal deviations not only on the surface but also inside the body. Modern medicine needs to improve non-invasive methods of measuring temperature deep in the human body for the purpose of early diagnosis and monitoring of various pathological processes. Medical radiothermography, in particular, allows non-invasive determination of the integral deep temperatures of internal organs. The development of modern radiometric equipment involves solving such complex problems as ensuring high sensitivity of devices, matching the antenna to the biological object, ensuring the required penetration depth, and measuring absolute temperature with an error of at least 0.1°C. Given the importance of this problem, this paper demonstrates the approaches to the development of modern radiothermographs that the authors used in the process of creating a device for diagnosing breast temperature abnormalities.

The study considers the principles and schemes of construction of radiothermographic devices, requirements to the equipment as a whole, as well as to its main components. The authors conclude that it is optimal to use a modulation-compensation scheme of a radiometer for medical radiothermometry based on the measurement of two parameters: the integrated temperature and the integrated coefficient of reflection of electromagnetic waves from a biological object. A schematic diagram of a prototype radiothermograph, as well as its composition and design, is presented. The approaches to the creation of modern radiothermographs presented in this work should be useful for developers of medical equipment for surgery, otorhinolaryngology, orthopedics, pediatrics, gynecology, etc., where measuring the distribution of patient body temperatures is of diagnostic value.

Keywords: microwave, radiometer, temperature, antenna, biological tissue, reflection, radiation.

REFERENCES

- Esepkina N.A., Korol'kov D.V., Pariyskiy Yu.N. [Radio telescopes and radiometers] *Radioteleskopy i radiometry*. M., Nauka, 1973. (Rus)
- Troitskiy V.S., Arangereev E.A., Gustov A.B. et al. [On the possibility of using one's own radio-thermal microwave radiation to measure the temperature of internal organs]. *Uspekhi Fizicheskikh Nauk*, 1981 vol. 134, iss. 1, pp. 155–158. (Rus)
- Shteinshleyger V.B., Misezhnikov G.S., Selskiy A.G. [About one radiophysical method for detecting temperature anomalies in human internal organs]. *Uspekhi Fizicheskikh Nauk*, 1981 vol. 134, iss. 1, pp. 163–164. (Rus)
- Enander B., Larson G. Microwave radiometric measurements of the temperature inside a body. *Electronics Letters*, vol. 10, no. 15, pp. 317–317, 1974. <https://doi.org/10.1049/el:19740250>
- Asimakis N.P., Karanasiou I.S., Uzunoglu N.K. Non-invasive microwave radiometric system for intracranial applications: A study using the conformal 1-notch microstrip patch antenna. *Progress In Electromagnetics Research*, 2011, vol. 117, pp. 83–101. <https://doi.org/10.2528/PIER10122208>
- Sugiura T., Hirata H., Hand J.W. et al. Five-band microwave radiometer system for noninvasive brain temperature measurement in newborn babies: Phantom experiment and confidence interval. *Radio Science*, 2011, vol. 46, iss. 5. <https://doi.org/10.1029/2011RS004736>
- Scheeler R., Kuester E.F., Popovic Z. Sensing depth of microwave radiation for internal body temperature measurement. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 2014, vol. 62, iss. 3, pp. 1293–1303. <https://doi.org/10.1109/TAP.2013.2295595>
- Stauffer P.R., Rodriques D.B., Salahi S. et al. Stable microwave radiometry system for long term monitoring of deep tissue temperature. Proc. SPIE 8584, *Energy-based Treatment of Tissue and Assessment VII*, 85840R, 2013. <https://doi.org/10.1117/12.2003976>
- Hand J. W., Leeuwen G. M. J. V., Mizushina S. et al. Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling. *Physics in Medicine and Biology*, 2001, vol. 46, no. 7, pp. 1885–1903. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/7/311>
- Maruyama K., Mizushina S., Sugiura T. et al. Feasibility of non-invasive measurement of deep brain temperature in newborn infants by multifrequency microwave radiometry. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2000, vol. 48, no. 11, pp. 2141–2147. <https://doi.org/10.1109/22.884206>
- Toutouzas K., Benetos G., Koutagiari I. et al. Noninvasive detection of increased carotid artery temperature in patients with coronary artery disease predicts major cardiovascular events at one year: Results from a prospective multicenter study. *Atherosclerosis*, 2017, vol. 262, 25–30. <https://doi.org/10.1016/j.atherosclerosis.2017.04.019>
- Macdonald A., Land D., Sturrock R. Microwave thermography as a noninvasive assessment of disease activity in inflammatory arthritis. *Clinical Rheumatology*, vol. 13, pp. 589–592, 1994. <https://doi.org/10.1007/BF02242999>
- Toutouzas K., Grassos C., Drakopoulou M. et al. First in vivo application of microwave radiometry in human carotids. *Journal of the American College of Cardiology*, 2012, vol. 59, no. 18, pp. 1645–1653. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2012.01.033>
- Pentazos G., Laskari K., Prekas K. et al. Microwave radiometry-derived thermal changes of small joints as additional potential biomarker in rheumatoid arthritis. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology*, 2018, vol. 24, iss. 5, pp. 259–263. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000000719>
- Toutouzas K., Synetos A., Nikolaou C. et al. Microwave radiometry: a new non-invasive method for the detection of vulnerable plaque. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, vol. 2, no. 4, 2012. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2223-3652.2012.10.09>
- Planck M. [Selected Works] *Izbrannyye trudy*. M., Nauka, 1975, 788 p. (Rus)
- Skripnik Yu.A., Yanenko A.F., Manoilov V.F. et al. [Microwave radiometry of physical and biological objects] *Mikrovolnovaya radiometriya fizicheskikh i biologicheskikh ob'yektov*. Zhitomir, Publishing house “Volyn”, 2003, 408 p. (Rus)
- Troitskiy V.S. On the theory of contact radiometric measurements of the internal temperature of bodies. *Izvestiya VUZov. Radiofizika*, 1981, vol. 24, no. 9, p. 1054–1061. (Rus)
- Luedeke K.M., Schick B., Koehler J. Radiation balance microwave thermograph for industrial and medical applications. *Electronics Letters*, 1978, vol. 14, iss. 6, pp. 194–196. <https://doi.org/10.1049/el:19780129>
- Luedeke K.M., Koehler J. Microwave radiometric system for biomedical ‘true temperature’ and emissivity measurements. *Microwave Power*, 1983, vol. 18, iss. 3, pp. 277–283. <https://doi.org/10.1080/16070658.1983.11689332>
- Gaevsky B.S., Marechek S.V., Meshkov Yu.V. et al. [Radiothermoscope]. *Electronic Industry*, 1987, no. 1, p. 29. (Rus)
- Kolisnichenko M.V., Kutsenko V.P., Skripnik Yu.A., Yanenko A.F. Microwave radiometry: medical aspects of use. *Technology and design in electronic equipment*, 2003, no. 5, pp. 23–25. (Rus)