



**Р. І. Майсаківський, М. В. Степаняк**

*Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів, Україна*

## АНАЛІЗ МЕТОДІВ НЕІНВАЗІЙНОГО ВИМІРЮВАННЯ ВНУТРІШНЬОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ТІЛА ЛЮДИНИ

У контексті сучасної медичної діагностики моніторинг змін внутрішньої температури тіла людини може надати цінну діагностичну інформацію для лікування різного типу захворювань. Враховуючи обмеження традиційних методів для вимірювання внутрішньої температури тіла людини є потреба у дослідженні і використанні неінвазивних методів вимірювання температури, особливо для діагностики та лікування онкологічних захворювань. Проаналізовано перспективні неінвазивні методи вимірювання внутрішньої температури тіла людини: магнітно-резонансної томографії, інфрачервоної спектроскопії, акустотермометрії, мікрохвильової радіотермометрії. Наведено опис, принцип роботи, характеристики і специфіку використання кожного із методів. Виконано оцінювання методів на підставі таких чинників, як просторова роздільна здатність, точність вимірювання, практичність, економічна ефективність та ін. Встановлено, що такі методи дають можливість проводити вимірювання внутрішньої температури тіла людини частіше або в режимі реального часу, на противагу традиційним інвазивним методам, які можуть завдати шкоди та створити дискомфорт пацієнту під час вимірювання. Виявлено, що пристрої, які використовують для неінвазивного вимірювання температури, є здебільшого невеликі і переносні, відповідно можуть застосовуватись за потреби не тільки у медичних закладах, а до прикладу і на виїзді. Визначено, що метод мікрохвильової радіотермометрії є прагматичним варіантом та компромісом між роздільною здатністю зображення, якістю вимірювання, швидкістю і доступністю. З'ясовано, що даний метод має можливість для майбутніх покращень, які стосуються конфігурації антен, а також додаткового програмного оброблення результатів вимірювання. У підсумку вибір методу вимірювання внутрішньої температури тіла людини залежить від конкретних потреб застосування. Підвищення точності пристроїв вимірювання внутрішньої температури тіла людини робить неінвазивні методи вимірювання дедалі більш клінічно життєздатними.

**Ключові слова:** термографія; інфрачервона термографія; інфрачервона камера; спектроскопія; акустотермометрія; мікрохвильова радіотермометрія.

### Вступ / Introduction

Вимірювання температури тіла людини є стандартним діагностичним методом, який використовують у медичній практиці для оцінювання фізіологічного стану людини. Аномальна температура тіла загалом або певної ділянки чи органу сигналізує про певну проблему. Хоча температура тіла є неспецифічним показником і сама по собі не дає змоги визначити конкретне захворювання, проте вимірювання внутрішньої температури можна використати для уточнення діагнозу під час диференційної діагностики або коли потрібно визначити, як лікування впливає на конкретну проблемну ділянку чи орган тіла людини. Вимірювання внутрішньої температури тіла може дати унікальну інформацію про розвиток патології, яка передуює морфологічним змінам у тканинах, які потім можна діагностувати за допомогою рентгену, ультразвукового дослідження (УЗД), біопсії та інших методів [26, 15].

Серед традиційних методів вимірювання внутрішньої температури тіла є метод прямого вимірювання

температури за допомогою термодатчиків [24], які вводять в тіло людини. Недоліком даного методу є те, що може бути реакція організму на введення чужорідного тіла, яка спричинить похибку під час вимірювання, а також можлива травматичність проведення цього вимірювання для пацієнта. З огляду на це актуальним є завдання вимірювання внутрішньої температури тіла за допомогою неінвазивних методів [26, 40].

Більшість методів неінвазивного вимірювання внутрішньої температури мають такі переваги:

- комфорт під час вимірювання внутрішньої температури;
- швидкість вимірювання внутрішньої температури;
- безпечність, оскільки немає контакту вимірювального засобу і тіла людини, а, отже, немає шляху передачі інфекції. Також організм не піддається опромінюванню як, наприклад, під час рентген-дослідження чи УЗД;
- проведення вимірювання дітям та людям похилого віку;
- вимірювання проводять в режимі реального часу;
- портативність/мобільність;
- абсолютна похибка вимірювання не перевищує  $\pm 0,2$  °C.

Вимірювання внутрішньої температури тіла (ВТТ) можна застосувати для діагностування в різних розді-

### Інформація про авторів:

**Майсаківський Роман Іванович**, магістр, аспірант, кафедра комп'ютеризованих систем автоматики.

Email: maisakovskiy@gmail.com; <https://orcid.org/0009-0003-5816-0701>

**Степаняк Михайло Васильович**, канд. техн. наук, доцент, кафедра комп'ютеризованих систем автоматики.

Email: mystepanyak@ukr.net

**Цитування за ДСТУ:** Майсаківський Р. І., Степаняк М. В. Аналіз методів неінвазивного вимірювання внутрішньої температури тіла людини. Науковий вісник НЛТУ України. 2024, т. 34, № 5. С. 110–118.

**Citation APA:** Maisakovskiy, R. I., & Stepanyak, M. V. (2024). Analysis of non-invasive methods for measurement of internal human body temperature. *Scientific Bulletin of UNFU*, 34(5), 110–118. <https://doi.org/10.36930/40340515>

лах медицини, таких як: оториноларингологія, дерматологія, ендокринологія, неврологія та інші. Проте важливе значення має вимірювання температури під час діагностики і лікування онкології, особливо раку молочних залоз [7, 15, 16].

**Об'єкт дослідження** – вимірювання внутрішньої температури тіла людини.

**Предмет дослідження** – методи і засоби неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини та аналіз результатів вимірювань, дасть змогу підвищити достовірність отриманих результатів.

**Мета роботи** – проаналізувати наявні методи і підвищити точність неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, що дасть змогу отримати достовірні результати вимірювання.

Для досягнення зазначеної мети визначено такі основні завдання дослідження:

- проаналізувати актуальні дослідження та публікації у галузі термодіагностики і неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, що дасть змогу виявити найбільш оптимальний метод вимірювання;
- дослідити та визначити точність методів неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, вибір методу (методів) з найменшою похибкою, що дасть змогу підвищити достовірність результатів вимірювання;
- оцінити та порівняти методи неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, що забезпечить отримання об'єктивної інформації про методи вимірювання та вибору оптимального методу відповідно до специфіки його застосування.

**Аналіз останніх досліджень та публікацій.** Проведений аналіз наукової літератури дає підстави вважати, що методи неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини є актуальним і затребуваним медичним засобом діагностики. Наукові роботи, які стосуються класифікації та аналізу методів неінвазійного вимірювання температури тіла, показують актуальність таких методів, а також те, що практично всі наявні методи постійно розвиваються, покращуючи параметри вимірювання, такі як похибка вимірювання, просторова роздільна здатність зображення, тривалість вимірювання, ціна апаратури [26].

Метод магнітно-резонансної томографії MRT (англ. *Magnetic Resonance Tomography*, MRT) для вимірювання внутрішньої температури тіла людини вже розвивається декілька десятків років і вже впроваджений в медичну практику. Розглянуто принцип роботи і будову MRT, а також специфіку застосування такого методу [38]. Його застосовують для вимірювання температури практично у будь-якій ділянці тіла, працює в режимі реального часу, має достатню точність вимірювання [36].

Розглянуто методи використання ІЧ термографії для діагностики різних типів раку, таких як шкірний і грудний. Проаналізовано методи для покращення використання ІЧ термографії за допомогою методів нагрівання і охолодження ділянки тіла, на якій проводять вимірювання [7]. Метод ІЧ термографії досі не повністю впроваджений у медичну практику для діагностування різних типів захворювань, тому проводять експериментальні дослідження для подальшого покращення методу ІЧ термографії, наприклад визначення центру ракової пухлини [15].

Акустотермометрія є відносно новим методом для неінвазійного вимірювання внутрішньої температури

тіла. У роботі розглянуто принцип роботи методу за допомогою акустотермометрії, а також представлено результати дослідження аналогу одноканального акустотермометра, характеристики якого підходять для медичної діагностики [10]. Розглянуто аналог акустотермометра, який може вимірювати температуру в режимі реального часу, оскільки зазвичай акустотермометрам потрібен деякий час, щоб провести вимірювання температури [9].

Радіотермометрію, як метод пасивного вимірювання внутрішньої температури тіла, розглянуто в роботі. Досліджено роботу прототипів з різною формою антен, та визначено оптимальну форму антени для вимірювання температури черепа людини [2].

Проведення дослідження перспективних неінвазійних методів вимірювання внутрішньої температури тіла людини є важливим кроком у покращенні медичної діагностики. Аналіз цих методів дасть змогу знайти оптимальні рішення для ефективного вимірювання температури відповідно до таких параметрів: похибка вимірювання, просторова роздільна здатність зображення під час вимірювання, вартість обладнання, специфіка проведення вимірювання.

## Результати дослідження та їх обговорення / Research results and their discussion

**Методи неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини.** Основне завдання медичної діагностики – раннє виявлення проблем із здоров'ям. Для ефективної діагностики за допомогою вимірювання внутрішньої температури тіла, потрібно, щоб методи, які використовувались для вимірювання температури, були доступними, точними, а також, щоб їх можна було застосовувати багаторазово, масово та не травматизувати людину. Відповідно, є потреба оцінити основні наявні методи вимірювання температури, а також спосіб їх застосування залежно від конкретних умов і потреб.

Розглянемо основні методи неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини:

- магнітно-резонансна томографія;
- інфрачервона термографія (спектроскопія);
- акустотермометрія;
- мікрохвильова радіотермометрія.

**Магнітно-резонансна томографія.** Одним із неінвазійних методів вимірювання внутрішньої температури тіла людини є метод магнітно-резонансної томографії (МРТ). Він розвивається вже понад двадцять років, проте тільки зараз цей метод починають дедалі більше використовувати для вимірювання ВТТ [22, 27, 30, 38].

Принцип роботи ґрунтується на використанні можливостей такого фізичного явища, як ядерний магнітний резонанс. Метод ґрунтується на вимірюванні електромагнітного відгуку атомних ядер, найчастіше ядер атомів водню, а саме на їхньому збудженні за допомогою певної комбінації електромагнітних хвиль у сталому магнітному полі високої напруженості. Оскільки тіло людини приблизно на 50-60 % складається з води, то і більшість сигналів надходить від молекул води, а точніше – від протонів у ядрах водню води. Підвищення температури збільшує броунівський рух, як наслідок водневі зв'язки розтягуються і розриваються. Цей процес в МРТ називають хімічним зсувом частоти про-

тонного резонансу. Абсолютну температуру  $T$  визначають за формулою [27, 31]

$$T = \frac{\sigma_w + \sigma_{ref}}{\alpha} + \beta,$$

де:  $\sigma_w$  – хімічний зсув води;  $\sigma_{ref}$  – хімічний зсув еталонного метаболіту;  $\alpha$  – температурний коефіцієнт;  $\beta$  – температурний зсув, за якого хімічний зсув стає нульовим.

Хімічний зсув  $\varphi(T)$  визначають за формулою

$$\varphi(T) = \gamma \sigma(T) T_E B_0,$$

де:  $\gamma$  – гіромагнітне відношення;  $\varphi(T)$  – хімічний зсув за температури  $T$ ,  $T_E$  – тривалість відгуку;  $B_0$  – головне магнітне поле.

Цей метод дає змогу одержати високо контрастне зображення тканин тіла, тому його широко застосовують у медицині, у візуалізації тканин мозку, серця, м'язів, а також новоутворень [20, 36]. Для покращення якості зображення також можна застосовувати введення речовини для покращення контрасту.

Важливою характеристикою МРТ є термочутливість. Під час вимірюванні ВТТ в температурному діапазоні 30...45 °C чутливість становить порядку 0,2 °C за об'єму вокселя (мінімальний об'ємний елемент тримірного комп'ютерного зображення) 0,3 см. Проте вже є дослідження і методи, які можуть покращити чутливість вимірювання МРТ до 0,1 °C в діапазоні температур 10...50 °C [14].

Метод МРТ для термометрії відрізняється від методів надвисоких частот (НВЧ) радіотермометрії, інфрачервоного вимірювання та акустотермометрії кращим просторовим відображенням, а також можливістю візуалізації як в двовимірному просторі (2D) так і в тривимірному просторі (3D). Також перевагою даного методу є те, що МРТ вже давно застосовують в медичній практиці і є добре вивченим. Проте він же має істотні недоліки – вартість самої апаратури, вартість обслуговування, потрібен кваліфікований персонал, висока вартість самого дослідження для вимірювання ВТТ, сканування за допомогою МРТ може займати багато часу, шум роботи МРТ, а також цей метод не є безпечним для пацієнтів з металевими імплантатами у тілі. Він заснований на відгуку атомів води, тому працює з внутрішніми тканинами, в яких основним компонентом є вода [3, 8].

**Інфрачервона термографія.** Цей метод використовує інфрачервоне (ІЧ) випромінювання тіла для вимірювання ВТТ. Відомо, що всі об'єкти, температура яких вища за температуру абсолютного нуля, випромінюють електромагнітні хвилі, відомі як теплові або інфрачервоні. Діапазон довжин цих хвиль становить приблизно від 650 до 3500 нм. Це випромінювання ділиться на три типи: ближнє, середнє, далеке. Відповідно до теорії теплового випромінювання, чорне тіло розглядають як гіпотетичний об'єкт, воно поглинає все випромінювання, яке на нього падає і створює потік випромінювання згідно з законом Планка. Загальну потужність випромінювання описують законом Стефана-Больцмана [35]

$$P = \sigma T^4,$$

де:  $\sigma$  – стала Стефана-Больцмана,  $T$  – абсолютна температура тіла.

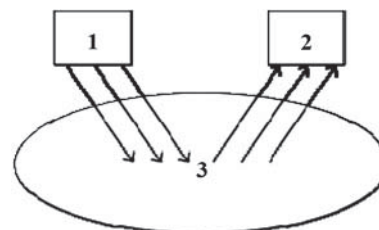
Для реальних об'єктів формула модифікується так:

$$P = \sigma A T^4,$$

де  $A$  – площа поверхні.

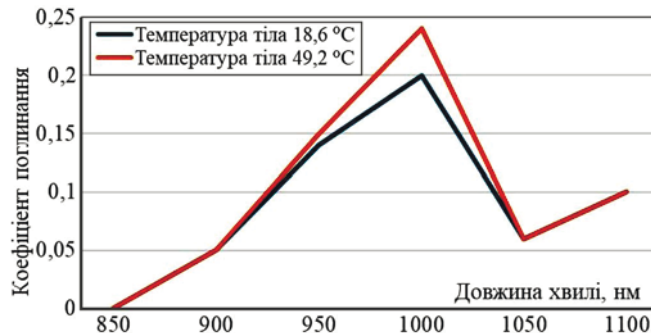
Метод з використанням ІЧ камери базується на тому, що тіло випромінює ІЧ світло, а камера працює як чутливий сенсор. У цьому методі камера може виявити випромінювання тільки у верхніх шарах тканин, відповідно показати гарячі чи холодні ділянки тіла за рахунок обміну тепла в глибших шарах тіла назовні. Роздільна здатність зображення за такого вимірювання буде залежати від якості самої камери (сенсора). Реєстрація самого випромінювання може відбуватись на відносно малій площі шкіри. Глибина вимірювання 50...100 мікрон. Чутливість методу до порядку 0,07 °C, за діапазону вимірювання температур 22...45 °C, відстань до об'єкта вимірювання повинна становити не менше 5 см [9, 17, 32, 37].

Іншим підвидом термографії з використанням ІЧ випромінювання є метод, який використовує приймач і випромінювач ІЧ світла, приклад якого наведено на рис. 1 [31].



**Рис. 1.** Схематична ілюстрація випромінювача і приймача ІЧ світла / Schematic illustration of an IR light emitter and receiver: 1 – випромінювач ІЧ світла / IR light emitter; 2 – приймач ІЧ світла / IR light receiver; 3 – тіло, яке піддається / body exposed to radiation

Такий метод працює в діапазоні ближнього інфрачервоного випромінювання. Випромінювання цього спектра має високу здатність до проникнення всередину тканин тіла і менше розсіюється, ніж світло з коротшими хвилями. Інфрачервоне випромінювання сильно поглинається органічними і біохімічними зразками. У тілі людини ІЧ випромінювання здебільшого поглинається молекулами води або жирними кислотами. Наприклад, ІЧ випромінювання проникає тільки у верхні шари тіла і практично повністю поглинається на глибині 2-3 см., а під час дослідження кори головного мозку – до одного см. Довжина хвилі і температура вимірюваного тіла впливає на коефіцієнт поглинання ІЧ випромінювання. Залежність між поглинанням ІЧ світла, довжиною хвилі і внутрішньою температурою тіла наведено на рис. 2 [5, 6, 23, 31].



**Рис. 2.** Залежність коефіцієнта поглинання ІЧ випромінювання від довжини хвилі і температури тіла / Dependence of infrared absorption coefficient on wavelength and body temperature



Розсіювання світла є головним чинником проникнення світла всередину тканин. Виявлено, що розсіювання світла в розчинах зменшується зі збільшенням довжини хвилі в коефіцієнті, що дорівнює від'ємному четвертому степеню довжини хвилі. Діапазон довжин хвиль від 650 нм. до 1500 нм. є найбільш перспективним для використання в ІЧ термографії у ближньому інфрачервоному світлі, оскільки за таких довжин хвиль є найменше розсіювання світла. Як показують дослідження, найбільш точним вимірювання буде за довжини хвиль 740, 840, 970 нм. Похибка цього методу не перевищує  $\pm 0,2$  °C, просторова роздільна здатність – від одного до трьох см. Для покращення точності вимірювання може застосовуватись введення контрасту [5, 6, 23, 31].

Використання інфрачервоної спектроскопії добре показує себе на практиці, оскільки цей метод використовують в медицині, а також в інших сферах уже багато років. Температура артеріальної крові є основним детермінантом температури в тканинах з обмеженим теплообміном, різниця температур між тканиною та артеріальною кров'ю пропорційна артеріовенозній різниці вмісту кисню і не залежить від кровотоку. ІЧ термографію використовують для вимірювання оксигенації гемоглобіну, що є важливим показником поглинання кисню тканинами, для дослідження активності головного мозку [21, 41], а також в діагностиці і моніторингу захворювань молочних залоз, зокрема раку [7, 16, 37].

Методи ІЧ термографії є відносно дешевим у використанні, оскільки потребують випромінювач світла і приймач світла або тільки ІЧ камеру (тепловізор) залежно від типу методу ІЧ вимірювання. Абсолютна похибка таких методів  $\pm(0,07...0,2)$  °C, що дає змогу їх використовувати для діагностики різного типу захворювань, особливо тих, які стосуються захворювання шкіри або таких захворювань, де потрібно вимірювати вміст кисню, наприклад в зоні головного мозку. Для цього методу не потрібне спеціальне приміщення чи персонал. ІЧ метод термографії працює в режимі реального часу і має достатню роздільну здатність зображення для вимірювань [15, 17, 37].

Недоліком цього методу є те, що вимірювання температури проводять тільки у поверхневих шарах тіла. Він не може надати більш точну температуру в глибших шарах тіла, до прикладу від 3 до 5 сантиметрів глибини, оскільки похибка вимірювання буде більшою ніж  $\pm 0,2$  °C і може становити  $\pm 2$  °C. Просторова роздільна здатність 1...3 см, за умови, що використовують метод ближнього ІЧ світла, а у разі використання методу за допомогою ІЧ камери, залежить від чутливості і якості зображення самої камери.

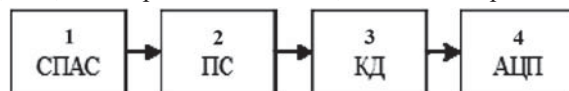
**Акустотермометрія.** Неінвазійний метод для вимірювання ВТТ людини, який використовує акустичні сигнали для вимірювання температури, що створюються атомами і молекулами середовища. Він дає альтернативу іншим методам вимірювання внутрішньої температури тіла.

Суть ефекту акустотермометрії в тому, що у разі нагрівання тіла змінюється акустичне випромінювання, такі зміни можна інтерпретувати зі зміною температури у глибших шарах тіла. Вплив ультразвуку призводить до зростання температури, що супроводжується збільшенням інтенсивності броунівського руху молекул. Цей рух спричинює акустичний шум, який може

бути зареєстрований п'єзоелектричним приймачем. Напруга на виході приймача буде пропорційна збільшенню температури у фокальній ділянці. Теплове акустичне випромінювання – це випромінювання малої потужності з широким спектром і його інтенсивність прямо пропорційна термодинамічній температурі. Чим вища частота акустичних хвиль, яка випромінюється тілом людини, тим сильніше вони затухають. Тому для глибини вимірювання від 1 до 5 см доходять тільки теплові ультразвукові хвилі з частотою 0,5...10 МГц. Інтенсивність таких хвиль прямо пропорційна абсолютній температурі людини. Оскільки в більшості для цього методу потрібне нагрівання тіла, то тривалість вимірювання температури дещо більша, ніж в інших методах вимірювання і становить 10...20 с [9].

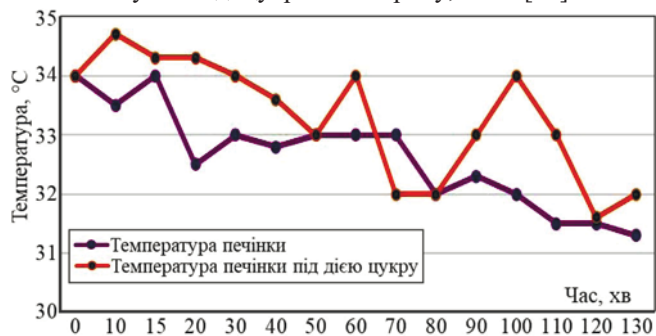
Цей метод є на стадії активного розвитку, тому поки немає серійних акустотермометрів, проте вже є робочі пристрої, які не тільки в теорії, але і на практиці можуть вирішувати питання вимірювання ВТТ людини. Розглянемо два аналоги акустотермометра.

Перший аналог – це багатоканальний акустотермометр, який працює в межах 1,6...2,5 МГц, тривалість вимірювання 10 с, абсолютна похибка вимірювання  $\pm 0,3$  °C, який працює за схемою, поданою на рис. 3.



**Рис. 3.** Схема багатоканального акустотермометра / Schematic diagram of a multichannel acoustic thermometer: 1 – сенсор прийому акустичного сигналу (СПАС), який перетворює акустичний сигнал на електричний / acoustic signal reception sensor (ASRS), which converts an acoustic signal into an electrical one; 2 – підсилювач сигналу (ПС) / signal amplifier (SA); 3 – квадратичний детектор (КД) / quadratic detector (QD); 4 – аналогового-цифровий перетворювач (АЦП) / analog-to-digital converter (ADC)

Досліди роботи першого аналогу проводили на ділянці тіла, де розташована печінка. Для зміни температури печінки використовували цукровий сироп, який потім перероблявся печінкою і це підвищувало внутрішню температуру органу. Для валідації отриманих результатів використовували метод мікрохвильової радіотермометрії (РТМ). Відповідно до результатів вимірювань акустотермометра з РТМ, які подано на рис. 4 [13], видно, що внутрішня температура печінки відрізняється залежно від того чи був застосований додатковий вплив у вигляді цукрового сиропу, чи ні [11].

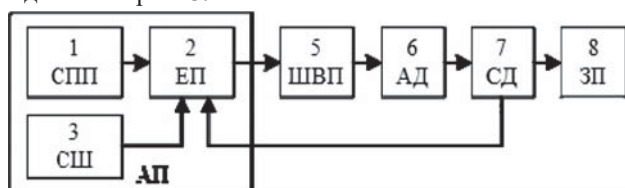


**Рис. 4.** Експериментальні дані акустотермометра / Experimental data of the acoustothermometer

Другий аналог – це одноканальний акустотермометр, який працює за принципом нульової модуляції. Цей метод дає змогу розрізняти слабкі шумові сигнали, які включають теплове акустичне випромінювання на

фоні природного шуму приймача. Пристрій працює практично в режимі реального часу, отримання результату вимірювання близько 1 с, що є значним покращенням порівняно з акустотермометрами, яким потрібен певний час на вимірювання температури [9, 25, 10].

Одноканальний акустотермометр працює за схемою, поданою на рис. 5.



**Рис. 5.** Схема одноканального акустотермометра / Scheme of a single-channel acoustothermometer: 1 – сфокусований п'єзоелектричний перетворювач (СПП) / focused piezoelectric transducer (FPT); 2 – електронний перемикач (ЕП) / electronic switch (ES); 3 – симулятор шуму (СШ) / noise simulator (NS); 4 – акустичний приймач (АП) / acoustic receiver (AR); 5 – широкопasmовий високочастотний підсилювач (ШВП) / broadband high-frequency amplifier (BHFA); 6 – амплітудний детектор (АД) / amplitude detector (AD); 7 – синхронний детектор (СД) / synchronous detector (SD); 8 – записувальний пристрій (ЗП) / recording device (RD)

На рис. 6 подано зібрану модель одноканального акустотермометра [9].



**Рис. 6.** Вигляд одноканального акустотермометра / View of a single channel acoustic thermometer

Цей аналог має похибку вимірювання порядку 0,2 °С, роздільна здатність 1 мм, при глибині вимірювання до 10 см. Досліди роботи пристрою проводили за допомогою ємності з водою, таке середовище є наближенням до середовища яке є в середині людського тіла.

Для пошуку в тілі утворень з відхиленнями температурних показників від норми можлива комбінація методів акустотермометрії із радіотермометрією. Радіотермометрія має більш високу чутливість та високу швидкодію, що уможливило швидке знаходження ділянки з аномальною температурою. За допомогою акустотермометрії можна надалі уточнити температурні показники і зробити температурне картування необхідної зони.

Порівняно з РТМ методом, акустотермометрія дає кращу просторову якість зображення за тієї ж точності та глибини вимірювання. Наприклад, за глибини вимірювання 5 см і похибки вимірювання 0,3 °С, акустотермометрія дає змогу сформувати якісніше просторове зображення з просторовим розширенням 1...2 мм [9]. Проте методи, такі як РТМ та МРТ, мають більшу точність вимірювання порівняно з акустотермометрією і ІЧ термографією, а метод РТМ працює в режимі реального часу. Акустотермометрія є доброю альтернативою для вимірювання ВТТ, якщо буде зменшено час, який пот-

рібен для проведення термодіагностики, як це було зроблено в одному із поданих аналогів.

**Метод мікрохвильової радіотермометрії (РТМ).** Цей метод базується на вимірюванні власного електромагнітного випромінювання внутрішніх частин тіла в області надвисоких частот (НВЧ). Мікрохвильове та НВЧ-випромінювання – це два типи електромагнітного випромінювання, які знаходяться в діапазоні частот від 300 МГц до 300 ГГц. Мікрохвильове випромінювання має довжину хвилі від 1 до 1 мм, а НВЧ-випромінювання – від 1 м до 10 см.

Інтенсивність електромагнітного випромінювання описують законом Планка

$$B(\omega, T) = \frac{2\hbar\omega^3}{c^2} \cdot \frac{1}{\exp(\hbar\omega / kT) - 1},$$

де:  $\omega$  – частота випромінювання;  $T$  – температура абсолютно чорного тіла;  $\hbar$  – стала Планка,  $c$  – швидкість світла,  $k$  – стала Больцмана.

Для нормальної температури тіла (36,6 °С) максимум випромінювання відбувається на довжині хвилі інфрачервоного діапазону 9,47 мкм. У діапазоні НВЧ (1-5 ГГц) інтенсивність є на 5-6 порядків менша, ніж в ІЧ діапазоні, а енергія кванта набагато менша, ніж енергія теплових коливань молекул тіла. Тому, в такому випадку, закон Планка апроксимується формулою Релея-Джинса, з якої випливає, що в радіодіапазоні інтенсивність випромінювання прямо пропорційна температурі тіла, тобто

$$B(\omega, T) = \frac{2\omega^2 kT}{c^2}.$$

Можна також використовувати іншу форму запису за допомогою довжини хвилі, а саме

$$B(\omega, T) = \frac{2ckT}{\lambda^4}.$$

На цій фізичній залежності базується мікрохвильова радіотермометрія. Внутрішня температура тіла за допомогою цього методу може бути виміряна з абсолютною похибкою  $\pm(0,1-0,2)$  °С.

Через малу інтенсивність власного випромінювання тіла в мікрохвильовому діапазоні антени (сенсори) для РТМ методу мають бути контактні (аплікатори), тобто вони мають прилягати до тіла людини під час вимірювання [13]. Форма антени, наприклад кругла, квадратна або Л-подібна, тощо, впливає на параметри вимірювання, такі як глибина вимірювання, частота, довжина хвилі, похибка вимірювання [2].

За допомогою РТМ методу можна виявити температурні аномалії глибиною, до 7 см. Середню глибину вимірювання визначають за допомогою глибини за якої НВЧ хвилі можуть діяти без значного загасання. Цей параметр залежить від довжини хвилі, а також від типу тканини де проводять вимірювання. Оптимальною відстанню для вимірювання ВТТ людини є глибина з довжиною хвилі 2 до 4 см, оскільки коротші хвилі швидше загасають, а для довших хвиль потрібні більші за розміром антени, які не надаються для менших хвиль. Глибина вимірювання залежить не тільки від робочої частоти антени, а і від конструкції самої антени, наприклад її діаметра. До прикладу, антена діаметром 38 мм з робочою частотою в 3,4...4,2 ГГц має оптимальний розмір і частоту для вимірювання ВТТ людини. Антени малого діаметра можна використовувати

для виявлення невеликих за розміром температурних аномалій. Наприклад, для пухлини розміром 2 см, на глибині 10-15 мм, краще застосовувати антени з меншим діаметром, ніж в попередньому прикладі [12, 18].

Для покращення просторового зображення РТМ методу використовують зменшення площі концентрації електромагнітного поля під час фокусування в напрямку паралельному до апертури антени [28].

Антени для РТМ методу повинні бути завадостійкими, оскільки під час вимірювання антена може бути під дією електромагнітних завад, які створюються мобільними телефонами, комп'ютерами та іншою технікою. Антена має приймати сигнал, який надходить тільки від тіла людини, але не приймати інші сигнали, які надходять з навколишнього середовища. За такої конструкції антени немає потреби у використанні спеціальних приміщень з екрануванням. Це значно спрощує використання таких антен на практиці.

Наразі розроблення нових радіотермографів відбувається у таких напрямках: одноканальні РМТ з однією антеною та багатоканальні РТМ з багатьма антенами. Вважають, що багатоканальні термографи мають кращу роздільну здатність просторового зображення. Перевагою багатоканальних РТМ є те, що інформацію про температуру певної частини тіла можна отримувати з кількох антен одночасно, що підвищує точність вимірювання.

Результат вимірювання РТМ може бути виведений на екран комп'ютера, планшету або одразу на друк принтера у вигляді таблиці, термограми. Приклад термограми з кроком ізотерми 0,12 °C наведено на рис. 7 [29]. Як видно з цього рисунку, права сторона має більші значення температури, що може свідчити про пухлину або запальні процеси [33].

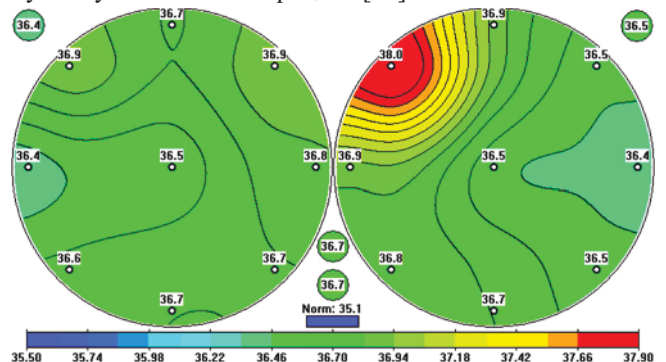


Рис. 7. Поле внутрішніх температур молочних залоз / Field of internal temperatures of the mammary glands [29]

Один із прикладів серійного виробництва і використання є радіотермограф РТМ-01-РЕС. Характеристики пристрою наведено в Табл. 1.

Іншим прикладом радіотермографа, який використовують на практиці, є РТ-01-Наталка. Характеристики пристрою наведено в табл. 2 [4].

Табл. 1. Характеристики радіотермографа РТМ-01-РЕС / Characteristics of RTM-01-RES radio thermograph

| Характеристика                                               | Величина      |
|--------------------------------------------------------------|---------------|
| Діапазон частот, ГГц                                         | 3,4...4,2     |
| Оптимальна глибина вимірювання, см                           | 3...7         |
| Похибка вимірювання температури, в діапазоні від 32 до 38 °C | 0,2           |
| Тривалість вимірювання температури, с                        | 8             |
| Діаметри антен-аплікаторів, мм                               | 8, 15, 22, 32 |
| Точність вимірювання температури шкіри, °C                   | 0,2           |
| Тривалість вимірювання температури шкіри, с                  | 1             |
| Маса основного комплексу, кг                                 | 4             |
| Живлення від мережі (220 В, 50/60 Гц), Вт                    | 20            |

Табл. 2. Характеристики радіотермографа РТ-01-Наталка / Characteristics of RT-01-Natalka radio thermograph

| Характеристика                                               | Величина   |
|--------------------------------------------------------------|------------|
| Похибка вимірювання температури, в діапазоні від 28 до 60 °C | 0,2        |
| Робочий розмір хвилі, см                                     | 7,5        |
| Маса основного комплексу, кг                                 | 2          |
| Живлення від мережі (220 В, 50/60 Гц), Вт                    | 18         |
| Габаритні розміри блоку оброблення інформації, мм            | 190×140×50 |
| Габаритні розміри радіотермометричного блоку, мм             | 220×60×55  |

На практиці РТМ метод можна застосовувати для діагностики онкології, особливо на ранніх стадіях, або для контролю ефективності хіміопроменевої терапії злоякісних пухлин (легень, головного мозку, молочних залоз). Також цей метод ефективний для діагностики захворювань щитовидної залози, кінцівок, дерматології, неврології, травматології, урології.

Порівняно з іншими, метод РТМ вважають один із найточніших. Він набагато дешевший у використанні, порівняно з МРТ методом, проте має нижчу просторову роздільну здатність, порівняно з іншими розглянутими методами. Так, зі збільшенням довжини хвилі роздільна здатність РТМ методу зменшується. Наприклад, за довжини хвилі 3,7 мм роздільна здатність дорівнює 0,5 см, а за довжини хвилі 8,2 мм вона становить 1 см. Цей метод наразі є одним із найбільш вивчених і таким, який вже увійшов у практичну медицину.

#### Аналіз отриманих результатів дослідження.

Практично будь-яка температурна аномалія в організмі людини сигналізує про певне захворювання. Медична діагностика за допомогою сучасних методів неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини дає змогу запобігти таким захворюванням, а також простежити температурний стан людини у процесі лікування.

Кожен з методів вимірювання температури ґрунтується на різних підходах для отримання результатів, тому їх застосовують відповідно до мети вимірювання. До прикладу, якщо потрібно отримати температурну карту у тривимірному зображенні, то краще використовувати метод МРТ, або коли потрібно визначити рівень кисню у крові, то краще використовувати метод інфрачервоної спектроскопії.



Одним із перспективних напрямів дослідження вже наявних методів є запровадження програмного оброблення результатів, які дають додаткову інформацію про вимірювання, а також допомагають автоматизувати вимірювання та отримання висновків.

**Обговорення результатів дослідження.** Неінвазійні методи вимірювання внутрішньої температури тіла людини є затребуваним інструментом в сучасній медичній практиці [1]. Такі методи дають змогу створювати теплові карти внутрішніх тканин та органів, допомагаючи в діагностиці і моніторингу захворювань. Як приклад, наведено використання неінвазійної термографії для діагностики раку молочних залоз. Зазначено, що з появою програмного забезпечення для оброблення зображень, отриманих за допомогою термодіагностики, а також створення бази даних таких зображень з відповідною класифікацією допоможе більше впровадити неінвазійні методи вимірювання температури тіла людини у медичну практику.

У роботі [31] наведено принципи роботи, характеристики та порівняння таких методів для неінвазійної вимірювання температури тіла людини як: метод МРТ, метод ультразвукової діагностики, комп'ютерної томографії, інфрачервоної спектроскопії, мікрохвильової радіотермометрії, фотоакустичної радіотермометрії. Зроблено висновок, що одними із найточніших методів вимірювання температури є метод МРТ та радіотермометрії, а методи інфрачервоної спектроскопії та фотоакустичний метод є багатообіцяючими альтернативами, проте такими, які ще потребують вдосконалення.

У роботі [27] розглянуто метод МРТ для вимірювання внутрішньої температури тіла людини. Зазначено, що його широко використовують в медичній практиці, він має високу точність вимірювання температури, а також забезпечує отримання зображення високої роздільної здатності для теплових карт. Проте цей метод не можна застосовувати для вимірювання температури у жирових тканинах, а також для постійного моніторингу температури.

У роботі [34] наведено використання ІЧ методу термографії, як допоміжного інструменту до мамографії. Розроблено обчислювальну теплову модель для виявлення раку молочної залози за допомогою ІЧ методу. У роботі [19] наведено термографічні параметри і їх вплив на вимірювання за допомогою ІЧ методу. Зазначено, що такі параметри, як коефіцієнт випромінювання, відбита температура, відстань між об'єктом вимірювання і камерою (сенсором), є важливими під час вимірювання температури.

Отже, за результатами виконаної роботи можна сформулювати такі наукову новизну та практичну значущість результатів дослідження.

*Наукова новизна, отриманих результатів дослідження* – набув подальшого розвитку комплексний підхід до аналізу ефективності методів неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, що дасть змогу зробити обґрунтований вибір методу відповідно до специфіки застосування.

*Практична значущість результатів дослідження* – результати дослідження можна використовувати для вибору оптимального методу неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, відповідно до специфіки вимірювання і застосування методу.

## Висновки / Conclusions

Проаналізовано наявні методи щодо підвищення точності неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, що дало можливість отримати достовірні результати вимірювання, а також визначити специфіку вимірювання і можливості застосувань відповідних методів, їх основні характеристики, переваги і недоліки. За результатами дослідження можна зробити такі основні висновки:

1. Проаналізовано літературні джерела щодо наявних методів неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини. За результатами дослідження встановлено, що такі параметри є основними характеристиками методів і, відповідно до них, можна робити висновки щодо ефективності методу: час вимірювання, похибка вимірювання, роздільна здатність зображення вимірювання, вартість обладнання.
2. З'ясовано, що метод мікрохвильової радіотермометрії є найбільш перспективним для неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини, оскільки вимірювання відбувається в режимі реального часу, метод має найнижчу похибку вимірювання, вартість обладнання є не високою порівняно з іншими методами. Єдиним недоліком методу є роздільна здатність зображення, яка надалі може бути покращена конфігурацією параметрів антени, таких як форма і розмір, а також підбором параметрів роботи пристрою, таких як довжина і частота хвилі.
3. Досліджено, що для покращення методів неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини потрібно використовувати програмне оброблення результатів вимірювання, що дасть змогу автоматизувати вимірювання і покращити точність результатів.
4. Встановлено, що кожен метод має свою специфіку застосування. Метод МРТ не може застосовуватись з металевими імплантатами у тілі, у жирових тканинах та у тканинах, в яких практично відсутня вода. Метод інфрачервоної спектроскопії має відносно невелику глибину вимірювання, отже, не може бути застосований у глибших шарах тіла, проте такий метод добре надається для вимірювання кисню в крові, а також температури всередині черепа людини.
5. Отримані результати можна використовувати для вибору оптимального методу неінвазійного вимірювання внутрішньої температури тіла людини.

## References

1. Aplas, E., Golachowska, M., & Kurpas, D. (2015). Thermography as a non-invasive, reliable diagnostic tool in medicine – examples. *Medical Science Pulse*, 9(4), 26–30. <https://doi.org/10.5604/2081-2021.1191749>
2. Asimakis, N. P., Karanasiou, I., & Uzunoglu, N. (2011). Non-Invasive Microwave Radiometric System for Intracranial Applications: a Study Using the Conformal L-Notch Microstrip Patch Antenna. *Progress in Electromagnetics Research*, 117, 83–101. <https://doi.org/10.2528/PIER10122208>
3. ASTM F2182-11 a. (2018). Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating On or Near Passive Implants during Magnetic Resonance Imaging. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2182.htm>
4. Azarkhov, O., Bulgakov, V., & Sakalo, S. (2006). Radiothermometric Control of Tissue Metabolism at Infrared (IR) Exposure. International Conference – Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science, Lviv, Ukraine, 330–332. <https://doi.org/10.1109/TCSET.2006.4404540>
5. Bakhsheshi, M. F., & Lee, Ting-Yim. (2015). Non-invasive monitoring of brain temperature by near-infrared spectroscopy. *Temperature*, 2(1), 31–32. <https://doi.org/10.4161/23328940.2014.967156>

6. Bakhsheshi, M. F., Diop, M., Lawrence, K. St., & Lee, Ting-Yim. (2014). Monitoring brain temperature by time-resolved near-infrared spectroscopy: pilot study. *Journal of Biomedical Optics*, 19(5). <https://doi.org/10.1117/1.jbo.19.5.057005>
7. DAlessandro, G., Tavakolian, P., & Sfarra, S. (2024). A Review of Techniques and Bio-Heat Transfer Models Supporting Infrared Thermal Imaging for Diagnosis of Malignancy. *Applied Sciences*, 14. <https://doi.org/10.3390/app14041603>
8. Delcey, M., Bour, P., Ozenne, V., Ben, Hassen, W., & Quesson, B. (2021). A fast MR-thermometry method for quantitative assessment of temperature increase near an implanted wire. *PLoS ONE*, 16(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0250636>
9. Didkovskiy, V., Naida, S., Drozdenko, O., & Kateryna, D. (2020). Experimental researching of biological objects noninvasive passive acoustothermometry features. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 1, 6–12. <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2020.192594>
10. Drozdenko, K. S. (2013). Single-channel focusable acoustothermometer for measuring the internal temperature of biological object. *Radioelectronics and Communications Systems*, 56(4), 207–211. <https://doi.org/10.3103/s0735272713040067>
11. Duck, F. A. (1990). *Physical properties of tissue*. London: Academic Press: 95, 346. URL: <https://www.science-direct.com/book/9780122228001/physical-properties-of-tissues>
12. Eddie, N., & Sudharsan, N. M. (2004). Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer. *BMC Cancer*, 4(17). <https://doi.org/10.1186/1471-2407-4-17>
13. Federspil, G., La Grassa, E., Giordano, F., Macor, C., Presacco, D., & Di Maggio, C. (1989). Study of diet-induced thermogenesis using telethermography in normal and obese subjects. *Recenti Progressi in Medicina*, 80(9), 455–459. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2595075/>
14. Feng, D. X., McCauley, J. P., Morgan, F. K.-C., Salam, R. A., Pennell, D. R., Loveless, M. E., & Dula, A. N. (2015). Evaluation of 39 medical implants at 7.0 T. *British Journal of Radiology*, 88(1056). <https://doi.org/10.1259/bjr.20150633>
15. Figueiredo, A., Fernandes, H., & Guimaraes, G. (2018). Experimental approach for breast cancer center estimation using infrared thermography. *Infrared Physics, & Technology*, 95, 100–112. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2018.10.027>
16. Figueiredo, A., Nascimento, J., Malheiros, F., Ignacio, L., Fernandes, H., & Guimaraes, G. (2019). Breast tumor localization using skin surface temperatures from a 2D anatomic model without knowledge of the thermophysical properties. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 172, 65–77. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.02.004>
17. Furmanova, N., Farafonov, O., & Malyi, O. (2021). Approaches to improve the accuracy of measurement of human body temperature by contactless IR thermometers. *Electrical Engineering and Power Engineering*, 1, 61–73. <https://doi.org/10.15588/1607-6761-2021-1-6>
18. Gonzalez, F. J. (2007). Thermal simulation of breast tumors. *Revista Mexicana de Fisica*, 53(4), 323–326. URL: <https://www.re-dalyc.org/pdf/570/57013228014.pdf>
19. Harrap, M. J. M., Hempel de Ibarra, N., Whitney, H. M., & Rands, S. A. (2018). Reporting of thermography parameters in biology: a systematic review of thermal imaging literature. *Royal Society open science*, 5(12). <https://doi.org/10.1098/rsos.181281>
20. Hindman, J. C. (1966). Proton Resonance Shift of Water in the Gas and Liquid States. *Journal of Chemical Physics*, 44(12), 4582–4592. <https://doi.org/10.1063/1.1726676>
21. Holper, L., Mitra, S., & Bale, G. (2017). Prediction of brain tissue temperature using near-infrared spectroscopy. *Neurophotonics*, Vol. 4(2). PMID: 28630878. <https://doi.org/10.1117/1.nph.4.2.021106>
22. Hornak, J. P. (2012). *The Basics of MRI*, Interactive Learning Software, Henrietta, NY. URL: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri>
23. Kelly, J. J., Kelly, K. A., & Barlow, C. H. (1995). Tissue temperature by near-infrared spectroscopy. *Proc. SPIE 2389, Optical Tomography, Photon Migration, and Spectroscopy of Tissue and Model Media: Theory, Human Studies, and Instrumentation*, 2389. Photonics West 95, 1995, San Jose, CA, United States. <https://doi.org/10.1117/12.210025>
24. Morris, A. S., & Langari, R. (2021). Chapter 14 – Temperature measurement. *Measurement and Instrumentation (Th – Edition)*, 413–468. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-817141-7.00014-1>
25. Naida, S. A., & Drozdenko, K. S. (2012). The modified scheme of deep temperature measurement zero modulation method. *Information processing systems*, 5, 47–52. <https://doi.org/10.32446/0368-1025it.2020-7-51-55>
26. Ng, E. Y.-K. (2009). A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, 48, 849–859. <https://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2008.06.015>
27. Odéen, H., & Parker, D. L. (2019). Magnetic resonance thermometry and its biological applications – Physical principles and practical considerations. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc*, 110, 34–61. <https://doi.org/10.1016/j.pnmrs.2019.01.003>
28. Oikonomou, A., Karanasiou, I. S., & Uzunoglu, N. K. (2010). Phased-array near field radiometry for brain intracranial applications. *Progress In Electromagnetics Research. On-line journal*, 109, 345–360. <https://doi.org/10.2528/PIER10073004>
29. Ojica, S., Iftemie, A., Rau, M. C., Costandache, D., & Baltag, O. (2011). *Microwaves and Infrared Thermography – Comparative Studies in Early Breast Cancer Detection*. Conference: 2011 7th international symposium on advanced topics in electrical engineering (ATEE): International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering. URL: [https://www.researchgate.net/publication/235217658\\_Microwaves\\_and\\_Infrared\\_Thermography\\_-\\_Comparative\\_Studies\\_in\\_Early\\_Breast\\_Cancer\\_Detection](https://www.researchgate.net/publication/235217658_Microwaves_and_Infrared_Thermography_-_Comparative_Studies_in_Early_Breast_Cancer_Detection)
30. Quesson, B., de Zwart, J. A., & Moonen, C. T. W. (2000). Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 12(4), 525–533. [https://doi.org/10.1002/1522-2586\(200010\)12:4%3C525::AID-JMRI3%3E3.0.CO;2-V](https://doi.org/10.1002/1522-2586(200010)12:4%3C525::AID-JMRI3%3E3.0.CO;2-V)
31. Raiko, J., Koskensalo, K., & Sainio, T. (2020). Imaging-based internal body temperature measurements: The journal Temperature toolbox. *Temperature*, 7, 1–26. <https://doi.org/10.1080/23328940.2020.1769006>
32. Rozenfeld, L. G., Samohin, A. V., Venger, E. F., Loboda, T. V., Kolotilov, N. N., Kolluch, A. G., & Dunaevskiy, V. I. (2008). Remote infra-red thermography as modern non-invasive method of diseases diagnostics. *Ukrainian Medical Journal*, 6(68) – XI/XII. <https://doi.org/10.21518/2079-701X-2022-16-6-256-263>
33. Shmikova, E. V., Vorobyov, O. N., & Kadzhoyan, A. V. (2009). Radiothermometric investigation as the method of treatment effectiveness control of breast cancer. *Pathologia*, 6(1), 90–91. [In Ukrainian]. URL: [http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/11623/1/pathology\\_2009\\_6\\_1\\_28.pdf](http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/11623/1/pathology_2009_6_1_28.pdf)
34. Singh, D., Singh, A., & Tiwari, S. (2021). Thermal Analysis of Realistic Breast Model With Tumor and Validation by Infrared Images. *Computational Methodologies for Electrical and Electronics Engineers*, 11. <https://doi.org/10.4018/978-1-7998-3327-7.ch017>
35. Testagrossa, B., Ruello, E., Gurgone, S., Denaro, L., Sansotta, C., Salmeri, F., & Acri, G. (2021). Radio Frequency MRI coils and safety: how infrared thermography can support quality assurance. *Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 52. Article number: 277. <https://doi.org/10.1186/s43055-021-00659-y>
36. Turner, R., & Streicher, M. (2012). Measuring temperature using MRI: a powerful and versatile technique. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 25, 1–3. <https://doi.org/10.1007/s10334-011-0299-y>
37. Umadevi, V., Raghavan, S., & Jaipurkar, S. (2011). Framework for estimating tumour parameters using thermal imaging. *The Indian journal of medical research*, 134, 725–731. <https://doi.org/10.4103/0971-5916.91012>



38. Winter, L., Oberacker, E., Paul, K., Ji, Y., Oezerdem, C., Ghadjar, P., Thieme, A., Budach, V., Wust, P., & Niendorf, T. (2016). Magnetic resonance thermometry: methodology, pitfalls and practical solutions. *International Journal of Hyperthermia*, 32(1): 30th Annual Meeting of the European Society for Hyperthermic Oncology, 2015, 63–75. PMID: 26708630. <https://doi.org/10.3109/02656736.2015.1108462>
39. Yoshida, A., Kamon, R., Naka, T., Chigusa, N., Kinoshita, S., & Kawabata, T. (2021). Evaluation of conventional invasive measurements and examination of non-invasive measurement technique on human body core temperature. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1137. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1137/1/012038>
40. Zakirov, R., Abdulhaev, O., Khakimov, A., Rahmatov, A., Yodgorova, D., Kuliev, S., & Istamov, D. (2023). Human body temperature monitoring wireless system. *E3S Web of Conferences*, 401. <https://doi.org/10.1051/e3sconf/202340104054>
41. Zaretsky, D. V., Romanovsky, A. A., & Zaretskaia, M. V. (2018). Tissue oxidative metabolism can increase the difference between local temperature and arterial blood temperature by up to 1.3°C: implications for brain, brown adipose tissue, and muscle physiology. *Temperature*, 5(1), 22–35. <https://doi.org/10.1080/23328940.2018.1437311>

**R. I. Maisakovskiy, M. V. Stepanyak**

*Lviv Polytechnic National University, Lviv, Ukraine*

## ANALYSIS OF NON-INVASIVE METHODS FOR MEASUREMENT OF INTERNAL HUMAN BODY TEMPERATURE

In modern medical diagnostics, monitoring changes in the internal temperature of the human body can provide valuable diagnostic information for the treatment of various diseases. Given the limitations of traditional methods for measuring the internal temperature of the human body, there is a need for research and the use of non-invasive methods of temperature measurement, especially for the diagnosis and treatment of oncological diseases. In the course of research, the following prospective non-invasive methods of measuring the internal temperature of the human body are analyzed: magnetic resonance imaging, infrared spectroscopy, acoustothermometry, and microwave radiothermometry. The description, principle of operation, characteristics, and specifics of the use of each of the methods are given. The methods mentioned were evaluated based on such factors as spatial resolution, measurement accuracy, practicality, economic efficiency, etc. It has been established that such methods enable measuring the internal body temperature of a person more often or in real-time, in contrast to traditional invasive methods, which can cause harm and discomfort to the patient during measurement. The devices used for non-invasive temperature measurement are revealed to be mostly small and portable, so they can be used when needed not only in medical facilities but also on the go. Moreover, the microwave radiothermometry method is determined to be a pragmatic option and a compromise between image resolution, measurement quality, speed, and availability. This method is proven to have an opportunity for future improvements related to the configuration of the antennas, as well as additional software processing of the measurement results. As a result, the choice of measuring the internal temperature of the human body depends on the specific needs of the application. Increasing the accuracy of devices for measuring the internal temperature of the human body makes non-invasive methods of measurement more and more clinically viable.

**Keywords:** thermography; infrared thermography; infrared camera; spectroscopy; acoustothermometry; microwave radiothermometry.