

Виявлення та ідентифікація сторонніх об'єктів методами інфрачервоного сканування: огляд літератури і власні дослідження

Ю. В. Іванова¹, Б. Б. Бандурян², К. В. М'ясоєдов¹, І. А. Криворучко¹, С. А. Андреещев³

¹Харківський національний медичний університет,

²Інститут електрофізики і радіаційних технологій НАН України, м. Харків,

³Національний науковий центр хірургії та трансплантології імені О. О. Шалімова НАМН України, м. Київ

Реферат

Мета. Розробка та апробація способу реєстрації температури з високою просторовою роздільною здатністю під впливом надвисокочастотної гіпертермії.

Матеріали і методи. Проведено експеримент *in vitro*, який полягав у поміщенні у м'язову тканину свині сторонніх об'єктів (пластику, деревини, металу). Як генератор надвисокої частоти використовували стандартний медичний апарат ЛУЧ-3 з частотою електромагнітних коливаль 2,45 ГГц. Об'єкти дослідження ідентифікували за допомогою спектрально-аналітичної установки, створеної на базі спектрометра ІКС-21 та тепловізора LAND-814. Розроблений спосіб забезпечував візуалізацію спектральних складових, підвищення чутливості і спектральної роздільної здатності при вимірюванні спектра інфрачервоного випромінювання.

Результати. Встановлено, що під впливом випромінювання надвисокої частоти на об'єкти з різними коефіцієнтами пропускання, поглинання, відбиття тепла, а також із різними теплоємністю і теплопровідністю виникають аномалії температурних градієнтів. Методи мікрохвильової гіпертермії, інфрачервоного зондування, спектрального аналізу, динамічної теплової томографії дозволяють виявляти та ідентифікувати об'єкти не тільки на поверхні, а й на різній глибині.

Ключові слова: інформаційний потенціал; системи технічного зору; ізотерми; інтегральне теплобачення; кореляційна гіпертермія надвисокої частоти; сторонні тіла; експеримент.

Дослідження неоднорідностей у суцільних середовищах має важливе значення в науці, техніці, екології, медицині і визначається систематизованою певним чином інформацією [1 – 3].

Технічні системи візуалізації в невидимих ділянках спектра дозволяють включати інтелектуальні здібності зорової системи людини в аналіз результатів вимірювань. Використовуючи інтегральний канал прийому інформації, судять про потужність випромінювання, геометричні розміри, взаємне розташування радіаційних об'єктів, динаміку розвитку подій. У зв'язку з цим досліджували об'єкти виявляли та ідентифікували, використовуючи інтегральні і диференціальні інфрачервоні (ІЧ) системи і технології [4].

Мета цього огляду: показати поточний прогрес у розвитку фотоакустичної візуалізації (ФАВ) в напрямку клінічного застосування, звернути увагу на перешкоди, що залишаються, і обговорити можливі майбутні напрямки для того, щоб зробити ФАВ справді клінічно релевантною модальністю.

Фотоакустика – новий метод біомедичної візуалізації, який дозволяє отримувати зображення оптичних поглиначів у тканинах за допомогою акустичних детекторів (світло на вході – звук на виході). Така методика має величезний потенціал для клінічного застосування, оскільки забезпечує високу роздільну здатність, достатню гли-

бини візуалізації, різноманітні ендо- та екзогенний контрасти і позбавлена іонізуючого випромінювання. За останні роки було досягнуто значного прогресу як щодо інструментарію, так і щодо засобів візуалізації. Це відкрило нові можливості для клінічної візуалізації різних об'єктів та застосування її у таких сферах, як функціональна візуалізація мозку, скринінг раку молочної залози, діагностика псоріазу та уражень шкіри, керівництво біопсією та хірургічним втручанням, терапією пухлин репродуктивної та урологічної систем, а також виявлення метастазів пухлин у «сторожових» лімфатичних вузлах [1].

В останні роки методи молекулярної візуалізації швидко розвиваються та інтегруються в основну клінічну практику та стандарти надання медичної допомоги [2]. Вони розширюють розуміння, уточнюють характеристику та покращують моніторинг патологій, що дозволяє виявляти їх на ранніх стадіях, установлювати більш точний діагноз та підвищувати ефективність лікування захворювань. Хоча магнітно-резонансна томографія і радіонуклідні методи візуалізації стали сприятливим ґрунтом для розробки великої кількості нових контрастних речовин і механізмів, відносно висока вартість і логістичні обмеження таких методів (наприклад, наявність магнітно екранованих приміщень або обладнання для радіаційної безпеки) обмежують їх економічну ефективність [4 – 6]. Для порів-

няння: завдяки підвищенню доступності та портативності ультразвукових приладів, а також появі контрастних методів, таких як еластографія та ультразвукова молекулярна візуалізація на основі мікробульбашок, клінічний ультразвук став безцінним інструментом для клінічної візуалізації як анатомії, так і молекулярного вмісту [7].

ФАВ, яку також називають оптико–акустичною візуалізацією, нова технологія, що має величезний потенціал для доповнення ультразвукових контрастних речовин багатим оптичним контрастом і може слугувати портативним і відносно недорогим самостійним методом для регіональної візуалізації кровоносних судин та інших оптичних контрастних речовин [8 – 10].

До основних переваг ФАВ відносять потенціал високої просторової/часової роздільної здатності, клінічно релевантну глибину візуалізації, здатність візуалізувати як ендогенні, так і екзогенні хромофори, а також відсутність іонізуючого опромінення. До поширених ендогенних хромофорів належать вода (як вільна, так і зв'язана), оксигемоглобін, дезоксигемоглобін, меланін і ліпіди. Екзогенні агенти – це переважно низькомолекулярні барвники, такі як індоціаніновий зелений, метиленовий синій, наночастинки або навіть агенти генів–репортерів. На відміну від існуючих ультразвукових контрастних речовин на основі мікробульбашок, ФАВ дозволяє отримати зображення невеликих молекул, які можуть легко екстравазуватись, націлюватись на молекули клітинних мембран або навіть проникати в клітини, що викликають інтерес, націлюючись на внутрішньоклітинні молекули і в такий спосіб надаючи клініцисту потенційно цінні молекулярні дані [11, 12].

Фотоакустичний ефект був уперше описаний Александером Гремом Беллом понад століття тому як перетворення оптичної енергії на чутні хвилі тиску. Однак прогрес був незначним, доки винахід лазера значно не покращив генерацію сигналу. Згодом використання фотоакустики набуло популярності спочатку в галузі газової спектроскопії, а пізніше для біомедичного застосування. За останні 20 років ФАВ швидко еволюціонувала від фази концепції до томографічної модальності для візуалізації дрібних тварин і клінічних пристроїв [13].

Ефект базується на перехідних процесах тиску, що виникають при поглинанні імпульсного або модульованого світла [14] та набагато менше розсіюються та поглинаються, ніж видиме або ближнє ІЧ світло, коли поширюються через тканину. Вимірювання перехідних процесів тиску за допомогою акустичного датчика на межі тканин дозволяє точно реконструювати місця поглинання. Завдяки притаманній ФАВ масштабованості її можна застосовувати в широкому діапазоні глибин і роздільної здатності.

Фотоакустична томографія з акустичною роздільною здатністю може досягати субміліметрової роздільної здатності на глибинах до декількох сантиметрів [15], тоді як фотоакустична мікроскопія з оптичною роздільною здатністю може досягати навіть субмікронної роздільної здатності, але на глибині, яка обмежена кількома сотнями мікронів [16], з типовим відношенням глибини до роздільної

здатності близько 200. Поле зору зазвичай також масштабується з глибиною і тривалістю сканування.

Останніми роками передові технології, пов'язані із джерелами світла, забезпечують їх мобільність, налаштування, компактність і доступність. Новітні алгоритми дозволяють виконувати реконструкцію початкового розподілу тиску в реальному часі з високими роздільною здатністю і точністю навіть за неідеальних умов. Останні часто включають обмежений кут огляду, при якому зразок не повністю охоплюється акустичними детекторами, обмежені розмір і смугу пропускання детекторів. У разі використання декількох довжин хвиль можливе, у принципі, одночасне кількісне визначення концентрацій різних хромофорів і забезпечення в такий спосіб молекулярно специфічного контрасту [17]. Точність і спектральна роздільна здатність залишається давньою проблемою у ФАВ головним чином через ефект спектрального забарвлення [18]. У цій статті розглянуто останні досягнення у клінічній модальності ФАВ.

Серед ключових факторів, що обмежують клінічну корисність ФАВ, глибина проникнення. Можлива ФАВ структури на глибині до декількох сантиметрів усередині тканини. За такою глибиною проникнення ФАВ значно перевищує будь–яку техніку оптичної візуалізації, яка покладається на блокування розфокусованого світла для реконструкції зображення, наприклад, конфокальну мікроскопію [15]. ФАВ також має набагато кращу просторову роздільну здатність (на порівнянних глибинах), ніж методи оптичної візуалізації, які покладаються на дифузну розсіяні фотони, наприклад, дифузну оптичну томографія. Однак надійна і клінічно корисна візуалізація на глибинах, що перевищують 2 – 3 см *in vivo*, залишається серйозною проблемою [19]. Частково це пов'язано з тим, що, на відміну від В–режиму ультрасонографії, ФАВ є, по суті, кількісним чи напівкількісним методом за своєю природою. Іншими словами, очікується, що інтенсивність зображення ФАВ буде позитивно корелювати з локальним оптичним поглинанням. Хоча це припущення, справедливе при малій глибині зйомки, не спрацює, якщо збільшувати глибину зйомки.

По–перше, оптичний потік послаблюється і просторово його розподіл ускладнюється на порядок або й більше для кожного сантиметра тканини. Навіть у разі ідеальної реконструкції, якщо не застосувати схему компенсації потоку, фотоакустичне зображення – це зображення не оптичного поглинання, а добутку локального світлового потоку на оптичне поглинання. Отже, ділянка на зображенні може мати вигляд «темної» через погане проникнення світла, а не через зменшення поглинання світла, і навпаки [20]. Цей ефект можна частково пом'якшити, застосовуючи оптичні моделі для прогнозування і компенсації ослаблення світла [21]. Однак зі збільшенням глибини зйомки стає значно важче точно врахувати цей ефект. Ця проблема загострюється, коли використовуються декількох довжин хвиль, оскільки флюєнс на кожній довжині хвилі збурюється по–різному.

По–друге, у багатьох ситуаціях клінічного застосування ФАВ неможливо оточити зону інтересу детекторами з усіх боків. Таким чином, часто доводиться стикатися з проблемою обмеженого огляду, тобто намагатися реконструювати початковий тиск на основі часткового набору даних. Через обмежений огляд виникають помилки та артефакти, кількість яких експоненційно зростає зі зменшенням кута огляду [22], тобто зі збільшенням глибини від скінченної апертури детектування. Більше того, навіть в умовах повного огляду відношення сигнал/шум значно погіршується із збільшенням глибини через оптичне й акустичне затухання і дисперсію. Таким чином, реконструкція неточно відображає локально флюенс і поглинання зі збільшенням глибини зображення [23].

По–третє, акустичні властивості тканини, такі як швидкість звуку і коефіцієнт Грюнайзена (описує ефективність перетворення оптичної енергії на акустичний тиск), не постійні для різних типів тканин і змінюються на кілька десятків відсотків. Наприклад, обидві ці властивості залежать від температури, яка може змінюватися із збільшенням глибини [24].

Викладене може бути поясненням розбіжностей у глибині візуалізації для фантомів (6 см і більше) і для клінічної візуалізації *in vivo* (2 – 3 см максимум).

Інша основна проблема, яка обмежує клінічне застосування ФАВ, контрастування зображень. Тканини природно містять безліч ендогенних хромофорів із різними, які перекриваються, спектрами поглинання, таких як вода, оксигемоглобін, дезоксигемоглобін та інші пігменти [25]. При ФАВ можливе зображення цих хромофорів або навіть їх розмежування за допомогою мультиспектральної ФАВ. Оскільки різні патологічні стани спричиняють зміни у складі тканин, такі як відкладення судинного жиру в атеросклеротичних бляшках або ангіогенез при розвитку раку, ФАВ має потенціал для візуалізації та кількісної оцінки цих змін у порівнянні зі здоровою навколишньою тканиною. Однак візуалізація кровоносних судин і оксигенації тканин сама по собі може не мати достатньої клінічної цінності для багатьох захворювань [26]. Зміни судин можуть бути недостатньо драматичними для раннього виявлення патології або недостатньо специфічними, щоб відрізнити їх від доброякісних або злоякісних пухлин. Крім того, як згадувалося раніше, точна кількісна оцінка становить значну проблему на глибині, тому точність оцінки таких параметрів за допомогою ФАВ все ще залишається незрозумілою [27]. Існує ще й така технічна складність – необхідність «вологого» контактного середовища для належного акустичного зв'язку між тканиною і датчиком. У недавньому дослідженні [28] було запропоновано або техніку сухого з'єднання, або безконтактні схеми, але вони, як правило, мають нижчу чутливість і вищу складність, що знижує їх привабливість.

Деякі із згаданих обмежень можна подолати або принаймні зменшити, використовуючи цільові екзогенні молекулярні агенти [29]. Останні потенційно можуть мати високе поглинання та унікальні спектри, що дозволить лег-

ко відокремити їх від фону. До того ж вони спроможні передавати важливі клінічні дані, такі як наявність певного біомаркера або рівень активності певного ферменту, що набагато цінніше для прийняття клінічних рішень [30].

На жаль, незважаючи на значну кількість доклінічних досліджень таких препаратів, на сьогодні жоден із них не схвалений Управлінням із санітарного нагляду за якістю харчових продуктів та медикаментів (США). Однак флуоресцентні засоби оптичної візуалізації почали отримувати схвалення цього управління, і їх можна використовувати для ФАВ, навіть якщо вони неоптимальні [31].

Через обмеження глибини, нечітку точність і залежність від досвіду оператора, а також низьку доступність клінічних систем для ФАВ існує лише кілька спроб упровадження їх у клініку. Може статися так, що один або кілька ключових засобів візуалізації сприятимуть апаратному забезпеченню ФАВ у клініці, а з огляду на вдосконалення клінічного обладнання розширюватиметься впровадження засобів візуалізації.

З огляду на спектральні особливості терагерцового (ТГц) випромінювання, яке неінвазивне, неіонізуюче, має фазову чутливість до полярних речовин, хорошу роздільну здатність (менше 1 мм), здатність до проникнення та когерентне детектування, ця технологія цікава для спектроскопії, візуалізації та зондування в медицині. Крім того, унікальні характеристики технології на основі ТГц хвиль, а саме те, що ТГц випромінювання неіонізуюче та неінвазивне через його низьку енергію, тобто 0,4 – 41 мВ, привабливі для біомедичного застосування. ТГц випромінювання також називають Т–променями, ТГц хвилями, ТГц світлом. ТГц діапазон коливається між частотами 0,1 – 10 ТГц і довжиною хвилі від 1 мм до 30 мкм: $1 \text{ ТГц} \leftrightarrow 1 \text{ пс} \leftrightarrow 33 \text{ см}^{-1} \leftrightarrow 0,3 \text{ мм} \leftrightarrow 48 \text{ К} \leftrightarrow 4,1 \text{ меВ}$. Через значні труднощі, пов'язані з детекторами і джерелами, ТГц діапазон, у якому працює спектрометр, раніше називали «терагерцовою щілиною». Про важливість перетину цієї «щілини» свідчить реалізація ТГц частоти як спектра молекулярних коливань, зокрема, молекулярних обертових, кристалічних фотонних, крутильних, а також між– і внутрішньомолекулярних коливань [32].

Унікальні характеристики ТГц технології в поєднанні зі спектроскопічними методами, відсутністю міток, точністю і прецизійністю дозволяють видаляти ракові тканини під контролем зображення в режимі реального часу і проводити ранню більш точну діагностику.

Неіонізуючий характер випромінювання означає, що біомолекули у тканині, яка цікавить дослідника, не іонізуються і не спричиняють значного пошкодження тканин. Неінвазивність процедури візуалізації може сприяти виявленню та діагностиці раку *in vivo* в режимі реального часу, регулярному скринінгу та моніторингу пацієнтів [33]. Ця гіпотеза підтверджена кількома дослідженнями, у яких безпечні рівні опромінення були досягнуті на базальних кератиноцитах, лейкоцитах крові, а також на клітинах ссавців і людини. Інші параметри контрастності зображення та біомаркери раку, які сприяють контраст-

ності зображення у ТГц технології, включають структурні зміни, щільність клітин, електричну взаємодію між агентами та біологічною тканиною, а також тканинні речовини, такі як білки, клітковина, жир тощо [34]. Крім того, використання ТГц випромінювання дає можливість оцінювати стан бактерій, тобто мертві вони чи живі, на основі зміни рівня гідратації [35]. У цій статті представлено огляд фундаментальних й останніх передових досліджень у напрямку ТГц візуалізації та зондування для застосування в медицині, зокрема, для раннього виявлення раку. Описано нещодавні досягнення у створенні компактних і мініатюрних ТГц систем та їх інтеграції з технологіями, що сприяють розвитку системи охорони здоров'я.

Нові електромагнітні методи медичної візуалізації, такі як ТГц технології, можуть полегшити отримання точних зображень в реальному часі, якщо інтегрувати їх зі штучним інтелектом і віртуальною реальністю для багатовимірної візуалізації з високою роздільною здатністю, а також для хірургічних операцій, керованих зображенням. Телемедицина, яка охоплює такі галузі, як телекомунікації, інформатика, штучний інтелект, комп'ютерна інженерія, віртуальна присутність, матеріалознавство і робототехніка, покликана поглибити і підвищити зручність діагностики, медичної допомоги та передачі медичної інформації. Основна роль ТГц технологій полягає у профілактиці, діагностиці, перевірці та оцінці якості. Вони дозволяють отримати зображення в реальному часі та виділити морфологічні особливості і внутрішні властивості біологічної системи із фазової інформації та амплітуди ТГц хвиль.

Таким чином, контрастність зображення у ТГц технології здорових та ракових або пухлинних тканин здебільшого пояснюється вищими оптичними параметрами (коефіцієнт поглинання та показник заломлення) для ракових та пухлинних тканин, ніж для здорової тканини, а також вищим вмістом молекул води в пухлинах. Ракові клітини викликають збільшення судин навколо ураженої тканини, тобто збільшення кровопостачання і вмісту води, що стає природним механізмом тканинного контрасту для ТГц візуалізації. Інший механізм контрастності зображення – структура і формування тканини, наприклад, вища щільність клітин при раку, отже, просторова роздільна здатність ТГц томографа залежить від дифракційної межі. У рубцях і здорових тканинах контрастність пояснюється структурними відмінностями тканин у результаті реконфігурації і відкладення колагенового матриксу під час формування рубця [36]. Гідратація пухлинних клітин може бути оцінена за допомогою ТГц спектроскопії без криогенної обробки або гідрогенізації. Інші параметри контрастності зображення та біомаркери, які, як повідомлялося, сприяють підвищенню контрастності ТГц зображень, включають, не обмежуючись ними, збільшення кровопостачання ураженої раком тканини, структурні зміни клітин, молекулярну щільність, взаємодію між речовинами (наприклад, між контрастними речовинами і речовинами, що вбудовуються) і біологічною тканиною, а також тканинні речовини, такі як білки, клітковина, жири, і багато

інших, що все ще досліджуються [20 – 22]. Відмінності в діелектричних характеристиках (провідності та відносній діелектричній проникності) тканин (мозку, молочної залози та шкіри) також спричиняють контрастність зображень [34].

Біологічні тканини – це дисперсні матеріали, і їх діелектричні характеристики перебувають у такій залежності від частоти ТГц хвиль: частота обернено пропорційна відносній діелектричній проникності і прямо пропорційна провідності. Тому за допомогою ТГц спектроскопії було показано, що діелектрична відповідь клітин тканин відображає динаміку вмісту води. Діелектричне моделювання властивостей тканин дозволяє отримати параметри, які можуть бути використані для точної візуалізації тканин [36], що дає можливість зрозуміти взаємодію їх і ТГц хвиль. Це відкриває шлях для подальших досліджень тканин, у тому числі для медичного скринінгу, заснованого на зміні властивостей тканин. Кількісна оцінка взаємодії ТГц хвиль з тканинами широко досліджувалася за допомогою діелектричних і структурних моделей для вилучення параметрів тканин у ТГц режимі. Використання шкірних клаптів – важливий інструмент реконструктивної хірургії. Клапоть шкіри, що використовується для трансплантації, зазвичай зберігає власне кровопостачання після перенесення на іншу ділянку. Використання ТГц спектроскопії виявилось перспективним для ранньої оцінки (24 год) життєздатності шкірного клаптя. Дослідники порівнювали візуальні зображення і ТГц зображення 3 клаптів, які зберігали кровопостачання, і 3 повністю висічених клаптів у щурів протягом 7 днів після операції [37]. ТГц зображення ілюстрували локальні відмінності у вмісті води у тканинах уже через 24 год після операції, тоді як на візуальних зображеннях ці відмінності ставали очевидними через 48 год. Це пояснюється тим, що некротизовані висічені клапті містять менше води у шкірі, а ТГц зображення дуже чутливі до змін вмісту води. ТГц спектроскопія може стати об'єктивним методом оцінки життєздатності тканинних клаптів замість існуючого стандарту, який дуже залежить від майстерності хірурга.

Закони електромагнітного випромінювання достатньо повно вивчені Л. Больцманом, М. Планком, Г. Кірхгофом, А. Ейнштейном, Й. Ламбертом, В. Віном і багатьма іншими дослідниками, вони зрозумілі і доступні. ІЧ випромінювання не має жодних відмінностей від видимого або радіохвильового випромінювання лише за рахунок теплового запасу об'єкта, при цьому не залишає жодних ефектів у ньому. Відмінності проявляються лише в різних способах генерації і реєстрації випромінювання в різних ділянках спектра.

Відомо, що температура (Т) тіла є універсальним показником біологічної активності людини. Температурна реакція властива всім захворюванням, а аномальна Т тіла – перший симптом практично будь-якого захворювання. Саме ці фактори зумовлюють зацікавленість фахівців дослідженнями Т тіла та розвитком методів тепловізійної діагностики [38, 39].

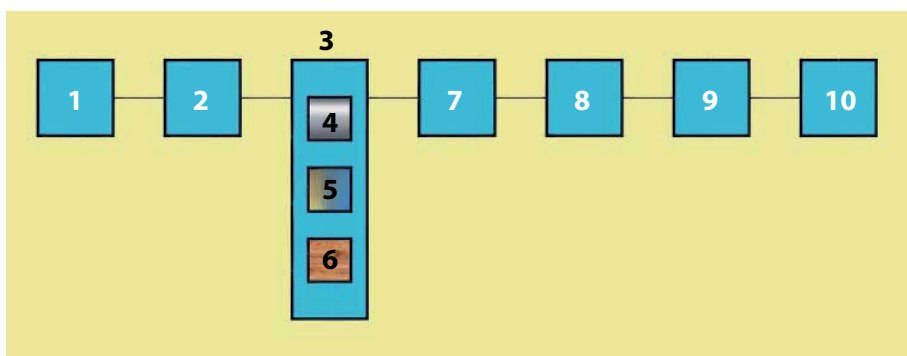


Рис. 1.
Блок-схема пристрою для візуалізації
сторонніх тіл у м'яких тканинах за допо-
могою методів мікрохвильової
гіпертермії:
1 – НВЧ генератор ($W5 \div 20$ Вт, 2,45 ГГц,
тривалість експозиції $1 \div 25$ с);
2 – гнучкий аплікатор (діаметр 5 см),
апертура 10×16 ; 3 – м'язова тканина;
4 – сторонній об'єкт метал;
5 – сторонній об'єкт пластик;
6 – сторонній об'єкт деревина; 7 – ВтЧ;
8 – ІЧ оптична система, апертура 17×23 ;
9 – матриця ІЧ приймачів елементів
(460×680);
10 – програмне забезпечення.

Головні розділи медицини, у яких тепловізійна діагностика найбільш ефективна: скринінгове обстеження; експериментальна медицина (дослідження впливу на організм людини нових лікарських форм і функціональних фізіологічних навантажень); мамологія; клінічна діагностика запальних процесів; онкологія (ранні стадії і диференціальна діагностика раку); пошкодження, включаючи термічну травму (стан кровообігу); експрес-діагностика загальної гіпертермії окремих ділянок тіла людини (атипова пневмонія, лихоманка різної етіології); експрес-діагностика захворювань в оториноларингології; тепловізійний контроль у спортивній медицині, фізіотерапії, косметології. Мета спектроскопії в діапазоні ІЧ випромінювання пов'язана із наявністю специфічних для кожного елемента молекул і сполук вузьких ліній поглинання і

випромінювання обертових та коливальних спектрів, тестуванням органічних об'єктів для визначення їх хімічного складу. Спектральний розподіл власного випромінювання об'єкта є його «паспортом».

У теперішній час теплобачення широко використовується як у громадських системах, так і в системах спеціального призначення. З успіхом вирішуються проблеми, пов'язані з реєстрацією ІЧ спектральних складових. При використанні надвисокочастотних (НВЧ) електромагнітних полів у профілактичній медицині і хірургічній практиці необхідний контроль як на поверхні, так і на різній глибині біологічних об'єктів.

Мета дослідження: розробка та апробація способу реєстрації Т з високою просторовою роздільною здатністю під впливом НВЧ гіпертермії.

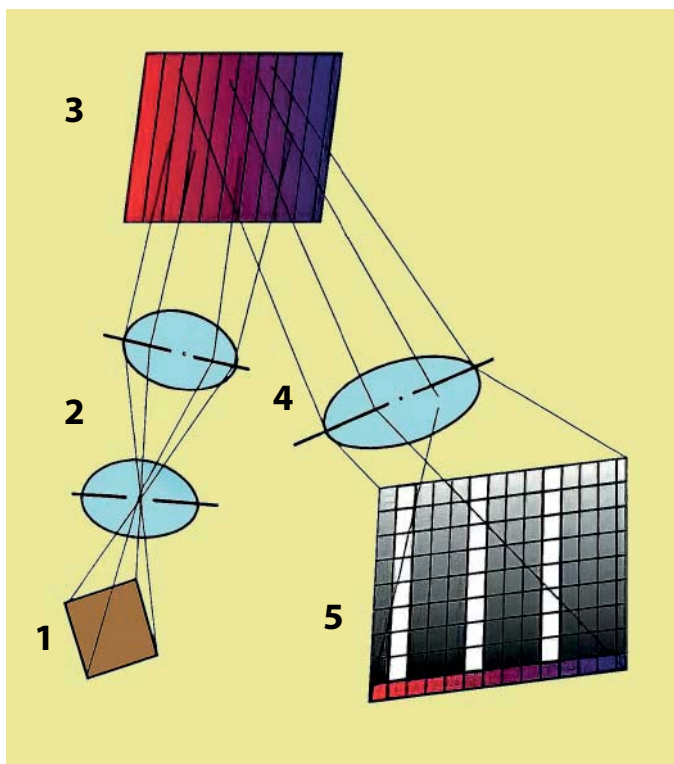


Рис. 2.
Схема розробленої спектрально-аналітичної установки:
1 – джерело випромінювання; 2 – ІЧ оптична система;
3 – дисперсійний блок; 4 – ІЧ тороїдальна оптична система;
5 – повномасштабна матриця Focal Plane Array типу
«що дивиться».

Матеріали і методи дослідження

Вивчено градієнти Т у м'яких тканинах, що містили сторонні предмети, під впливом НВЧ випромінювання різної потужності і тривалості.

Проведено експеримент *in vitro*, який полягав у поміщенні у м'язову тканину свині сторонніх об'єктів (пластику, деревини, металу) розмірами $1,2 - 2 \times 1 - 1,5$ см на глибину 3 см.

Як НВЧ генератор використовували стандартний медичний апарат ЛУЧ-3 з частотою 2,45 ГГц (рис. 1). Випромінювання від НВЧ генератора (1) через гнучкий аплікатор (2) подається на об'єкт, що досліджується (3), у який поміщені сторонні об'єкти (4, 5, 6). Для вимірювання ІЧ випромінювання (7) використовували тепловізор із температурною роздільною здатністю $0,05$ °С у заданих точці, профілі, поверхні. Ідентифікували об'єкти дослідження за допомогою спектрально-аналітичної установи, створеної на базі спектрометра ІКС-21 та тепловізора LAND-814 (рис. 2). ІЧ випромінювання фокусується на приймачах елементів неселективної матриці тепловізора так, щоб кожна спектральна складова, крім стовпчиків по горизонталі, займала ряд стовпчиків по вертикалі. Таким чином, ІЧ випромінювання перетворюється на електричні сигнали, які залежать як від довжин хвиль його спектральних складових, так і від їх просторово-частотного розподілу. Це забезпечує візуалізацію спектральних складових, підвищення чутливості і спектральної роздільної здатності при вимірюванні спектра ІЧ випромінювання.

Таблиця 1. Результати обробки ізотерм для металу при потужності НВЧ генератора 20 Вт

Показник	Тривалість впливу, с	
	5	25
Т макс., °С	36	36
Т ізотерми, °С	36 ± 0,1	34
Діаметр ізотерм	1,5 мм	3 см

Таблиця 2. Результати обробки ізотерм для пластику при потужності НВЧ генератора 20 Вт

Показник	Тривалість впливу, с	
	5	25
Г макс., °С	40	40
Г ізотерми, °С	40 ± 0,1	38
Діаметр ізотерми	2 мм	2 см

Результати

Виконано обробку ізотерм для металу (табл. 1), для пластику (табл. 2) і для деревини (табл. 3) при потужності НВЧ генератора 20 Вт.

Виконано обробку даних, отриманих під час вимірювань з використанням методів кореляційної НВЧ гіпертермії та проекційної динамічної теплової томографії (рис. 3).

Обговорення

Проведено сучасний аналіз поточного прогресу в розвитку ФАВ у напрямку клінічної візуалізації, а також виявлено певні недоліки цієї технології, які існують на теперішній час, та визначено можливі майбутні напрямки наукових пошуків оптимізації ФАВ. Технології візуалізації на основі фотоакустичного ефекту в останні роки швидко просуваються у біомедичних програмах і забезпечують неінвазивне, неіонізуюче зображення пато-

Таблиця 3. Результати обробки ізотерм для деревини при потужності НВЧ генератора 20 Вт

Показник	Тривалість впливу, с	
	5	25
Т макс., °С	30	30
Т ізотерми, °С	30 ± 0,05	29,5
Діаметр ізотерми	1 мм	1 см

логічних об'єктів у здорових тканинах. Новітні алгоритми дозволяють проводити реконструкцію початкового розподілу тиску в реальному часі з високими роздільною здатністю і точністю [40]. Точна спектральна роздільна здатність – давня проблема у ФАВ головним чином через ефект спектрального забарвлення [41]. До найбільш поширених негативних складових цих технологій відносять обмежені розмір і смугу пропускання детекторів. У разі використання декількох довжин хвиль можливе одночасне кількісне визначення концентрацій різних хромофорів та забезпечення в такий спосіб молекулярно-специфічного контрасту.

Незважаючи на те що технологія ФАВ використовується у численних клінічних напрямках, у науці про біомедичну візуалізацію все ще існує багато складних проблем, які необхідно глибоко вивчити, зокрема алгоритми візуалізації, схеми обробки інформації, чутливість виявлення та продуктивність зображення [23, 37].

За результатами проведеного нами експериментального дослідження *in vitro* встановлено, що вплив НВЧ полів на об'єкти з різними коефіцієнтами пропускання, поглинання, відбиття, а також різними теплоємністю і теплопровідністю призводить до аномалій температурних градієнтів. На наш погляд, розроблена методика має потужний потенціал щодо виявлення сторонніх тіл і патологічних утворень у тканинах організму, які локалізуються на глибинах, що перевищують 2 – 3 см, на відміну від розроблених пристроїв.

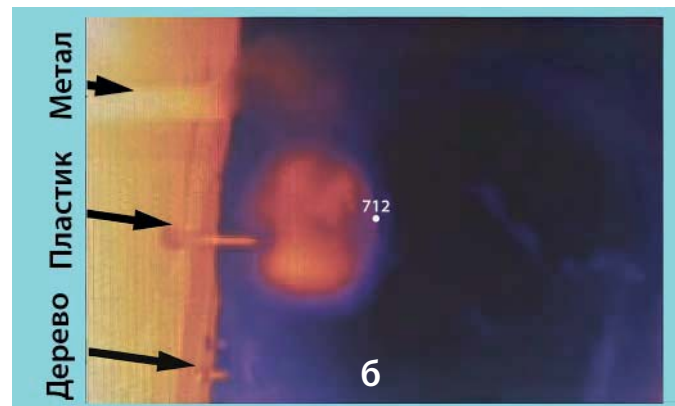
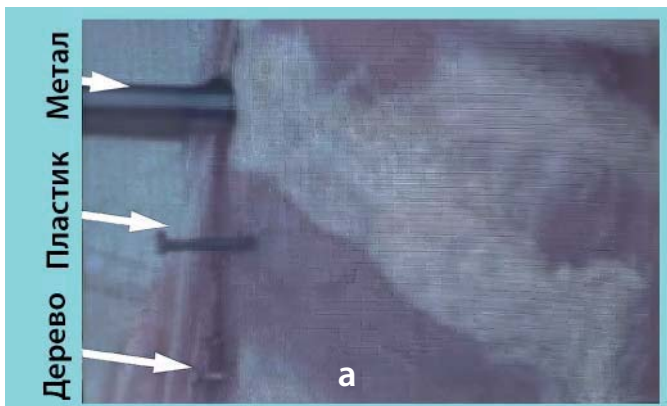


Рис. 3.

Результати обробки отриманих під час вимірювань з використанням методів кореляційної НВЧ гіпертермії та проекційної динамічної теплової томографії даних:
а – у видимому діапазоні; б – в ІЧ діапазоні.

Висновки

1. Методи мікрохвильової гіпертермії, ГЧ зондування, спектрального аналізу, динамічної теплової томографії перспективні і дозволять виявляти та ідентифікувати об'єкти не тільки на поверхні, а й на різній глибині.

2. Перспективи подальших досліджень полягають у розробці методів візуалізації біологічних і небіологічних об'єктів різної щільності, розташованих у різних шарах тканин організму.

References

1. Jakovljevic M, Lamnisos D, Westerman R, Chattu VK, Cerda A. Future health spending forecast in leading emerging BRICS markets in 2030: health policy implications. *Health Res Policy Syst.* 2022 Feb 19;20(1):23. doi: 10.1186/s12961-022-00822-5. Erratum in: *Health Res Policy Syst.* 2022 Mar 17;20(1):30. doi: 10.1186/s12961-022-00836-z. PMID: 35183217; PMCID: PMC8857747.
2. Cen W, Lang T, Wang J, Xiao M. High-Q Fano terahertz resonance based on bound states in the continuum in all-dielectric metasurface. *Appl Surf Sci.* 2022 Feb;575(6):e151723. doi: 10.1016/j.apsusc.2021.151723.
3. Vafapour Z. Slowing down light using terahertz semiconductor metamaterial for dual-band thermally tunable modulator applications. *Appl Opt.* 2018 Feb 1;57(4):722-9. doi: 10.1364/AO.57.000722. PMID: 29400739.
4. Fu X, Liu Y, Chen Q, Fu Y, Cui TJ. Applications of terahertz spectroscopy in the detection and recognition of substances. *Frontiers Phys.* 2022 May;10:869537. doi: 10.3389/fphy.2022.869537.
5. Nourinovin S, Navarro-Cia M, Rahman, MM Philpott MP, Abbasi QH, Alomainy A. Terahertz metastructures for noninvasive biomedical sensing and characterization in future health care (bioelectromagnetics). *IEEE Antennas and Propagation Magazine.* 2022 April;64(2):60-70. doi: 10.1109/MAP.2022.3145712.
6. Banerjee A, Vajandar S, Basu T. Chapter 13 – Prospects in medical applications of terahertz waves. In: Banerjee A, Chakraborty B, Inokawa H, Roy JN, Eds. *Terahertz Biomedical and Healthcare Technologies: Materials to Devices.* Elsevier; 2020:225-39. ISBN: 978-0128185568.
7. Mukherjee M, Chatterjee S. Chapter 6 – THz medical imaging: Current status and future outlook. in *Terahertz Biomedical and Healthcare Technologies: Materials to Devices.* A. In: Banerjee A, Chakraborty B, Inokawa H, Roy JN, Eds. *Terahertz Biomedical and Healthcare Technologies: Materials to Devices.* Elsevier; 2020:113-25. ISBN: 978-0128185568.
8. Banerjee A, Chakraborty C, Rathi M. Chapter 8 – Medical imaging, artificial intelligence, Internet of Things, wearable devices in terahertz healthcare technologies. In: Banerjee A, Chakraborty B, Inokawa H, Roy JN, Eds. *Terahertz Biomedical and Healthcare Technologies: Materials to Devices.* Elsevier; 2020:145-65. ISBN: 978-0128185568.
9. Taday PF, Pepper M, Arnone DD. Selected Applications of Terahertz Pulses in Medicine and Industry. *Applied Sciences.* 2022;12(12):6169. doi: 10.3390/app12126169.
10. D'Arco A, Di Fabrizio M, Dolci V, Petrarca M, Lupi S. THz Pulsed Imaging in Biomedical Applications. *Condensed Matter.* 2020;5(2):25. doi: 10.3390/condmat5020025.
11. Vafapour Z, Keshavarz A, Ghahraloud H. The potential of terahertz sensing for cancer diagnosis. *Heliyon.* 2020 Dec 3;6(12):e05623. doi: 10.1016/j.heliyon.2020.e05623. PMID: 33305055; PMCID: PMC7718469.
12. Nikitkina AI, Bikmulina PY, Gafarova ER, Kosheleva NV, Efremov YM, Bezrukov EA, et al. Terahertz radiation and the skin: a review. *J Biomed Opt.* 2021 Feb;26(4):043005. doi: 10.1117/1.JBO.26.4.043005. PMID: 33583155; PMCID: PMC7881098.
13. Gong A, Qiu Y, Chen X, Zhao Z, Xia L, Shao Y. Biomedical applications of terahertz technology. *Appl Spectrosc Rev.* 2019 May;55(5):418-38. doi: 10.1080/05704928.2019.1670202.
14. Zhang J, Li S, Le W. Advances of terahertz technology in neuroscience: Current status and a future perspective. *iScience.* 2021 Dec; 24(12):103548. doi: 10.1016/j.isci.2021.103548.
15. Zhang Y, Wang C, Huai B, Wang S, Zhang Y, Wang D, et al. Continuous-Wave THz Imaging for Biomedical Samples. *Applied Sciences.* 2021;11(1):71. doi: 10.3390/app11010071.
16. Wang L. Terahertz Imaging for Breast Cancer Detection. *Sensors.* 2021;21(19):6465. doi: 10.3390/s21196465.
17. Peng Y, Shi C, Wu X, Zhu Y, Zhuang S. Terahertz Imaging and Spectroscopy in Cancer Diagnostics: A Technical Review. *BME Front.* 2020 Sep 25;2020:2547609. doi: 10.34133/2020/2547609. PMID: 37849968; PMCID: PMC10521734.
18. Yu C, Fan S, Sun Y, Pickwell-Macpherson E. The potential of terahertz imaging for cancer diagnosis: A review of investigations to date. *Quant Imaging Med Surg.* 2012 Mar;2(1):33-45. doi: 10.3978/j.issn.2223-4292.2012.01.04. PMID: 23256057; PMCID: PMC3496499.
19. Castro-Camus E, Koch M, Mittleman DM. Recent advances in terahertz imaging: 1999 to 2021. *Appl Phys B: Lasers Opt.* 2022 Jan;128(1):12. doi: 10.1007/s00340-021-07732-4.
20. Cheon H, Yang HJ, Son JH. Toward Clinical Cancer Imaging Using Terahertz Spectroscopy. *IEEE J of Select Topics Quantum Electron.* 2017;23(4):7929316. doi: 10.1109/JSTQE.2017.2704905.
21. Son JH. Terahertz molecular imaging and its biomedical applications. In: *Laser and Tera-Hertz Science and Technology: Int Photon Optoelectron Meetings.* 2012. ISBN: 978-1-55752-960-2. doi: 10.1364/LTST.2012.SF1A.1.
22. Lindley-Hatcher H, Stantchev RI, Chen X, Hernandez-Serrano AI, Hardwicke J, Pickwell-MacPherson E. Real time THz imaging—Opportunities and challenges for skin cancer detection. *Appl Phys Lett.* 2021 June 7;11(23):230501. doi: 10.1063/5.0055259.
23. Yang S, Du C, Feng L, Zhang C, Wu J, Jin B, et al. Real-time near-field terahertz spectroscopy imaging. In: *46th International Conference on Infrared, Millimeter and Terahertz Waves (IRMMW-THz).* Chengdu, China;2021:1-1. doi: 10.1109/IRMMW-THz50926.2021.9567448.
24. Didi SE, Halkhams I, Fattah M, Younes B, Mazer S, Bekkali M, et al. Study and design of the microstrip patch antenna operating at 120 GHz. In: Ghzaoui M, Das S, Lenka TR, Biswas A., Eds. *Terahertz Wireless Communication Components and System Technologies.* Singapore: Springer;2022. 175-90. ISBN: 978-981-16-9181-2. doi: 10.1007/978-981-16-9182-9_12.
25. Burford NM, El-Shenawee MO. Review of terahertz photoconductive antenna technology. *Opt Eng.* 2017 Jan;56(1):010901. doi: 10.1117/1.OE.56.1.010901.
26. Malhotra I, Jha KR, Singh G. Design of highly directive lens-less photoconductive dipole antenna array with frequency selective surface for terahertz imaging applications. *Optik.* 2018;173:206-19. doi: 10.1016/j.ijleo.2018.08.010.
27. Shur M, Liu X. Biomedical applications of terahertz technology. *Proc SPIE.* 2022 Mar;11975:1-6.
28. Cristian CR, Thomas S, Vasile D, Stanciu GD, Alexa-Stratulat T, Luca A, et al. Research on functionalized gadolinium oxide nanoparticles for MRI and THz imaging. In: *Proc Int Conf Expo Electr Power Eng (EPE).* 2018 Oct:646-9. doi: 10.1109/ICEPE.2018.8559855.
29. Chen X, Lindley-Hatcher H, Stantchev RI, Wang J, Li K, Serrano AH, et al. Terahertz (THz) biophotonics technology: Instrumentation, techniques, and biomedical applications. *Chem Phys Rev.* 2022;3(1):e011311. doi: 10.1063/5.0068979.
30. Gezimati M, Singh G. Advances in terahertz technology for cancer detection applications. *Opt Quantum Electron.* 2023;55(2):151. doi: 10.1007/s11082-022-04340-0. Epub 2022 Dec 26. PMID: 36588663; PMCID: PMC9791634.
31. Wang Q, Xie L, Ying Y. Overview of imaging methods based on terahertz time-domain spectroscopy. *Appl Spectrosc Rev.* 2022 Mar;57(3):1-

16. doi: 10.1080/05704928.2021.1875480.
32. Huang Y, Shen Y, Wang J. From terahertz imaging to terahertz wireless communications. *Engineering*. 2022 Mar;22(3):106–24. doi: 10.1016/j.eng.2022.06.023.
33. Yin XX, Baghai-Wadji A, Zhang Y. A biomedical perspective in terahertz nano-communications—A review. *IEEE Sensors J*. 2022 May;22(10): 9215–27. doi: 10.1109/JSEN.2022.3161013.
34. Liu J, Khan ZU, Sarjoghian S. Layered THz waveguides for SPPs, filter and sensor applications. *J Opt*. 2019 Dec 19;48(4): 567–81. doi: 10.1007/s12596-019-00569-3.
35. Poola PK, Krasnikov I, Seteikin A. Waveguides for terahertz endoscopy. In: Banerjee A, Chakraborty B, Inokawa H, Roy JN, Eds. *Terahertz Biomedical and Healthcare Technologies*. Singapore: Elsevier; 2020. 215–24. ISBN: 9780128185568. doi: 10.1016/B978-0-12-818556-8.00012-4.
36. Fan S, Qian Z, Wallace VP. Collagen and muscle fibrous tissue as a contrast mechanism in the THz region. In: 2018 43rd Int Conf Infr, Millim, THz Waves (IRMMW-THz). Nagoya, Japan; 2018. e8509855. IBSN: 978-1-5386-3810-1. doi:10.1109/IRMMW-THz.2018.850985.
37. Zhang P, Zhong S, Zhang J, Ding J, Liu Z, Huang Y, et al. Application of terahertz spectroscopy and imaging in the diagnosis of prostate cancer. *Current Opt Photon Korea*. 2020 Feb 25;4(1):31–43. doi:10.3807/COPP.2020.4.1.031.
38. Banduryan B, Sokolenko V, Vinokurov E, Sibilyova R. Infrared–Optical Frequency Method for Determining Iodomethane Concentration in the Air When Simulating the Flow Composition in Npps Ventilation System. Available at SSRN: <https://ssrn.com/abstract=4818909>. doi: 10.2139/ssrn.4818909.
39. Didovets Y, Koloskov V, Bandurian B, Koloskova H. Method of Investigation of Soil Contamination with Heavy Metals at the Sites of Explosions. *Key Engineering Materials*. 2024 Sep; 988:107–16. doi: 10.4028/p-n9oeAe. Available at: <https://www.scientific.net/KEM.988.107>.
40. Bandurian B, Kovalevskyj V, Tsvaigov D. Formalization of safety assessment and management. *Technogenic and ecological safety*. 2021;9(1), 26–30. Ukrainian. doi: 10.52363/2522-1892.2021.1.4.
41. Boiko VV, editor. *Radiophysical bases and experience of application of microwave electromagnetic fields in surgery*. Kharkiv: Novoe slovo; 2009. 166 с. Russian. ISBN: 978-617-568-001-8.

Надійшла 05.03.2025