

Міністерство освіти і науки України
Національний університет «Києво-Могилянська академія»
Факультет природничих наук
Кафедра фізико-математичних наук

Кваліфікаційна робота
освітній ступінь – бакалавр
**на тему: «РОЗРОБКА ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ПЕРЕВІРКА
УТОЧНЮЮЧИХ МЕТОДІВ ОБЧИСЛЕННЯ ЗАТРИМКИ ЧАСУ ДЛЯ
МІКРОХВИЛЬОВОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ РАКУ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ»**

Виконав: студент 4-го року навчання,
Спеціальності 104 Фізика та астрономія
Приходько Ілля Володимирович
Керівник Р. М. Мельник,
кандидат фіз.-мат. наук, доцент
Рецензент Л. Ю. Хоменкова
Кваліфікаційна робота захищена
з оцінкою «відмінно» (98 балів)
Секретар ЕК Г. В. Оводенко
«06» червня 2023 р.

Київ — 2023

ЗМІСТ

ВСТУП.....	2
РОЗДІЛ 1. ОСНОВИ МІКРОХВИЛЬОВОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ.....	5
1.1. Анатомія та контраст тканин.....	5
1.2. Види реконструкції зображень.....	6
1.2.1. Мікрохвильова томографія.....	6
1.2.2. Радарна реконструкція.....	7
1.3. Методи просторової фільтрації.....	8
РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА УСТАНОВКА. ФАНТОМИ.....	13
2.1. Опис системи-ліжка та процес сканування.....	13
2.2. Фантоми.....	16
РОЗДІЛ 3. ПРОБЛЕМИ РОЗРАХУНКУ ЗАТРИМОК ЧАСУ. ОПИС МЕТОДІВ УТОЧНЕННЯ ФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ ТА ДЕТЕКЦІЇ ГРАНИЦЬ.....	17
3.1. Бінарне розбиття області зображення.....	17
3.2. Частотна залежність діелектричної проникності та електропровідності.....	20
3.3. Визначення границь фантомів з синограм.....	26
3.3.1. Вторинні піки.....	31
3.3.2. Трасування променів.....	32
РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА.....	33
4.1. Набір даних.....	33
4.2. Реконструкція зображень.....	34
4.3. Порівняльний аналіз.....	36
4.3.1. Локалізація.....	36
4.3.2. Розмір цілі.....	41
4.3.3. Контраст.....	44
ВИСНОВКИ.....	47
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	49

ВСТУП

Мікрохвильове випромінювання через свою відносно велику довжину хвилі давно має широке використання для зображення тіл, що у видимому спектрі є непрозорими, наприклад, живих тканин, деревини, кераміки тощо. Окрім того, методи, що використовують мікрохвильове випромінювання знайшли своє застосування в дистанційному зондуванні, наприклад для зображення поверхонь далеких планет чи навпаки – скануванні підземної структури Землі. У 70-тих роках попереднього століття почали проводитись перші дослідження, зокрема Л. Ларсена та Дж. Джакобі, які вперше використали мікрохвилі для зображення собачої нирки. Такі події не могли не викликати у наукового суспільства бажання винайти нову технологію для зображення людського тіла. Проте, через електричні властивості тканин тіла, зокрема через високу діелектричну проникність шкіри (≈ 30) та її провідність ($\approx 3 \frac{C_M}{M}$) – хвилі в цьому інтервалі частот дуже швидко втрачають енергію. Подальші шари жирової та м'язової тканин лише накопичують дисипативний ефект. Саме тому, мікрохвилі мають перспективу застосування у випадках, коли не потрібне проникнення глибше ніж 10 см. Одним з таких випадків є діагностика раку молочної залози.

За даними Національного канцер-реєстру, за 2020 рік було зафіксовано 12824 нових випадків – це більше ніж 11% від загального числа нових випадків онкології та майже 22% від всіх випадків серед жінок. 4998 людей померли від цього типу раку за 2020 р. Рак молочної залози має дуже високі шанси бути вилікуваним при його виявленні на першій ($\approx 90\%$) чи другій ($\approx 80\%$) стадії, що підіймає пріоритет вчасного сканування та діагностики.

На даний момент існують три клінічно схвалені методи отримання зображень. Ультразвукове дослідження або УЗД є відносно недорогим, але має ряд недоліків, зокрема, залежність від персоналу, який виконує процедуру та

низьку специфічність¹. Мамографія є найточнішою технологією, коли мова йде про специфічність, але серед її недоліків – необхідність в постійному стисненні грудей між двома скляними пластинами, що викликає біль та дискомфорт у більшості пацієнтів, а також, використання рентгенівських променів, що не дозволяє часто повторювати знімки та несе ризики для здоров'я. Магнітно-резонансна томографія хоч є точним і надійним методом – занадто дорога та недоступна для багатьох людей процедура.

Саме тому протягом більше 30 років, вчені в галузі медичної фізики працюють у напрямку дослідження та створення технологій, що дозволять робити знімки молочної залози не піддаючи своє тіло рентгенівському опроміненню та при цьому будуть доступними для усіх прошарків населення. Мікрохвильова (МХ) візуалізація є новітнім методом, що підходить за усіма вищезгаданими критеріями. МХ електроніка є надійною, компактною та дешевою в порівнянні з рентгенівським чи МРТ обладнанням.

В даній роботі було проведено дослідження проблем, що виникають при візуалізації мікрохвильових даних через спрощення фізичної моделі. Зокрема, цей проект фокусується на більш точному розрахунку затримок часу між різними антенами та пікселями. Вперше були одночасно враховані гетерогенність області зображення, частотна залежність діелектричних властивостей живих тканин та нерівномірна форма реальних молочних залоз. На відміну від більшості дослідницьких груп, які перевіряли аналогічні покращення на симуляціях, всі методи наближення фізичної моделі до реальної поведінки мікрохвиль були перевірені експериментально. Всі експерименти та аналіз даних були проведені в Університеті Манітоби, Вінніпег, Канада.

¹ В медичній візуалізації специфічність виражає відсоток зображень серед усіх здорових пацієнтів, які були коректно розпізнані як ті, що не містять злоякісних утворень

РОЗДІЛ 1. ОСНОВИ МІКРОХВИЛЬОВОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

1.1. Анатомія та контраст тканин

Між тканинами, з яких складається молочна залоза існує істотний контраст у діелектричних властивостях. «Контраст» в даному випадку позначає відношення значень цих властивостей. З точки зору МХ візуалізації, структуру молочної залози можна спростити до двох шарів: жирової тканини одразу під шкірою та фіброзно-залозистих вкраплень. На рисунку 1.1 можна побачити як відбувається таке нашарування. Статистично, жіноче населення поділяється на чотири типи в залежності від об'ємної частки фіброзно-залозистої тканини. Тому, при розробці методів візуалізації, необхідно мати на увазі, що молочна залоза є не тільки гетерогенним об'єктом зі складною структурою, але й те, що кожна жінка має унікальний вміст та взаємне розташування вищезгаданих тканин.

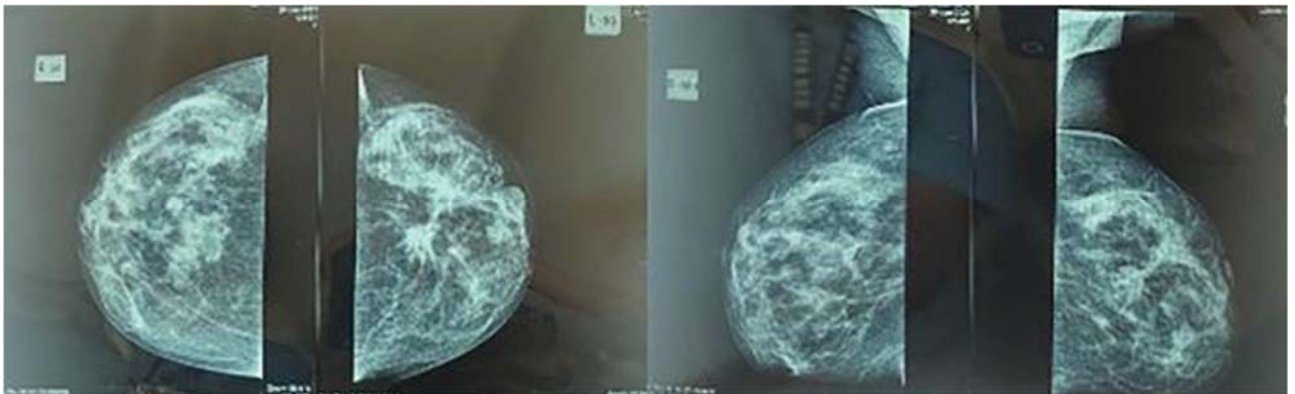


Рисунок 1.1. Знімок отриманий шляхом маммографії. Ліворуч - каудо-краніальний вид, праворуч - медіально-латеральний переріз. Зображення взяті з [3]

В загальному розумінні, рак молочної залози визначається як скупчення недиференційованих клітин, що формують пухлину. Зазвичай імунна система здатна знищити недиференційовані клітини, що може призвести до апоптозу – тобто клітинної гибелі. Проте за умови, якщо одночасно в дуже великій кількості клітин станеться мутація, імунітет не буде в змозі відреагувати належним чином і пухлинні маси будуть сформовані. Індикатором того, чи є пухлина злоякісною є характер розмноження пухлинних клітин. Доброякісні

пухлини мають контрольований ріст та можуть викликати занепокоєння тільки у випадку стискання органів чи продукування небажаних гормонів. Натомість, ріст злоякісних утворень не є контрольованим через високі показники реплікації. Злоякісні пухлини часто поширюються в інші частини тіла шляхом метастазування та знищують навколишні здорові тканини.

Початково вважалось, що контраст між злоякісними утвореннями та здоровими тканинами має дуже високі значення (близько до різниці в 10 разів) [4, 5].

Проте згідно з останніми дослідженнями [6-8], хоч і контраст десятикратного порядку може досягатись між жировою та раковою тканинами, контраст між фіброзно-залозистою та раковою тканинами може сягати значень не набагато вище 10% як для діелектричної проникності, так і для електропровідності, що дуже важливо, оскільки в абсолютній більшості випадків, утворення знаходяться саме в цих тканинах.

1.2. Види реконструкції зображень

Реконструкцією зображення в галузі мікрохвильової візуалізації називають відтворення внутрішньої структури людського тіла, використовуючи зібрані дані в частотному просторі та переведення цих даних алгоритмами просторової фільтрації у знімок, де найменшим елементом є піксель. Внаслідок реконструкції, отримують зображення, яке в ідеалі має повноцінно передати найменші деталі внутрішньої будови об'єкта, що був знятий. За останні 30 років досліджень в цій галузі, методи візуалізації розділились на два сімейства: мікрохвильову томографію та радарну реконструкцію.

1.2.1. Мікрохвильова томографія

Мікрохвильова томографія (МТ) є методом візуалізації, що має на меті відтворення профілю вирішуючи обернену задачу знаходження діелектричних властивостей, тобто – діелектричної проникності ϵ та електропровідності σ . В

рамках МТ використовується мікрохвильове випромінення в інтервалі від 0,3 до 30 ГГц, тобто розмір пікселя може варіюватись від метрів до десятих частин міліметра. Як вже зазначалось МТ вимагає вирішення оберненої задачі розсіювання, проте через нелінійність залежності розсіяного поля від властивостей розсіювача (що спричинена багатократним розсіюванням всередині самого об'єкта), використовуються числові методи і загалом розрахунок вищезгаданих профілів займає багато часу. Часто використовуються ітеративні візуалізаційні методи, що завжди страждають від залежності від правильного підбору параметрів регулювання для досягнення збіжності. Хоч дослідницькі групи з Датмутського коледжу [9] або Інституту електроніки та телекомунікацій (Корея) [10] досягли непоганих результатів, в рамках цього проекту метод мікрохвильової томографії використовуватись не буде.

1.2.2. Радарна реконструкція

Радарний підхід не ставить за мету витягти з мікрохвильових даних діелектричні властивості об'єкта. За цього методу візуалізації, первинна антенна випромінює електромагнітний пульс в напрямку області сканування. Різниця в діелектричних властивостях середовищ, через які проходить поширення хвилі викликає розсіювання. Антена-отримувач записує сигнал, що розсіявся у вигляді амплітуди та фази. Метод полягає в опроміненні молочної залози мікрохвилями в дуже широкому інтервалі частот на різних фізичних позиціях антени. Відносний час отримання розсіяного сигналу надає інформацію, що надалі використовується для локалізації розсіювача за допомогою простих і надійних синтетичних фокусуючих алгоритмів також відомих як методи просторової фільтрації.

Зазвичай, коли мова йде про реконструкцію зображень, це поняття є тотожним з методом просторової фільтрації. В рамках цього дослідження, реконструкція може бути розбита на декілька окремих етапів, серед яких саме фокусування як правило йде останнім.

1.3. Методи просторової фільтрації

Найрозповсюдженішим методом просторової фільтрації, а також літературним стандартом для мікрохвильової візуалізації є так званий DAS, що з англійської означає «зсув та сумування» (англ. delay-and-sum). Цей та інші методи мають таку назву, оскільки для фокусування сигналів використовується набір

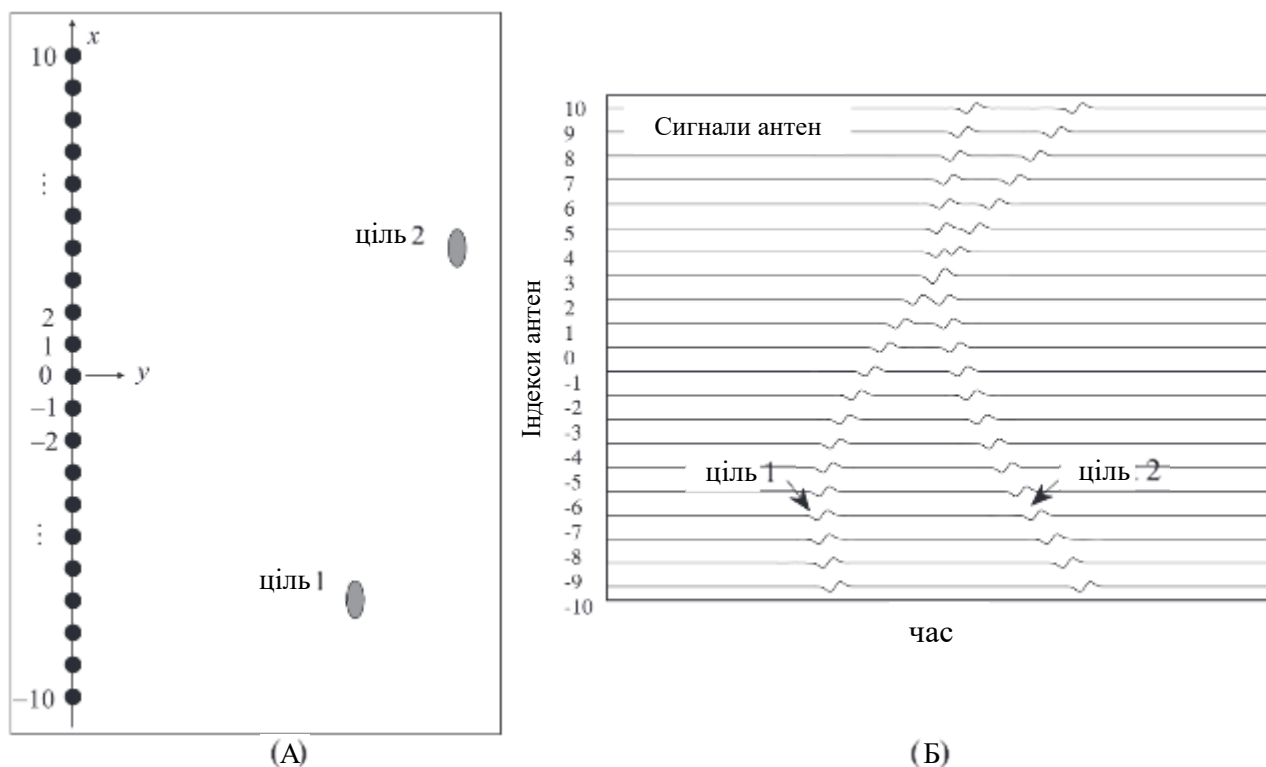


Рисунок 1.2. Синтетичний приклад лінійного набору 21 ізотропних антен, рівномірно розташованих вздовж осі Ox рівними проміжками у 10 мм. (а) Моностатичний збір даних виконано на плоскій сцені з двома цілями з координатами $r_1 = (-70, 80)$ мм та $r_2 = (40, 130)$ мм. (Б) Зображені отримані сигнали з наявними затриманими в часі двома пульсаціями, що надійшли від кожної цілі. Зміною в амплітуді спричинена втратами через просторове поширення було знехтувано. Зображення взяті з [11].

фільтруючих функцій для вирівнювання сигналів часовому просторі навколо певної точки задля досягнення когерентного сумування та підсилення сигналів із високою інтенсивністю, що надходять до різних позицій антен у різний час. На рисунках 1.2-1.3 можна побачити процес фільтрації сигналів в одномуірному

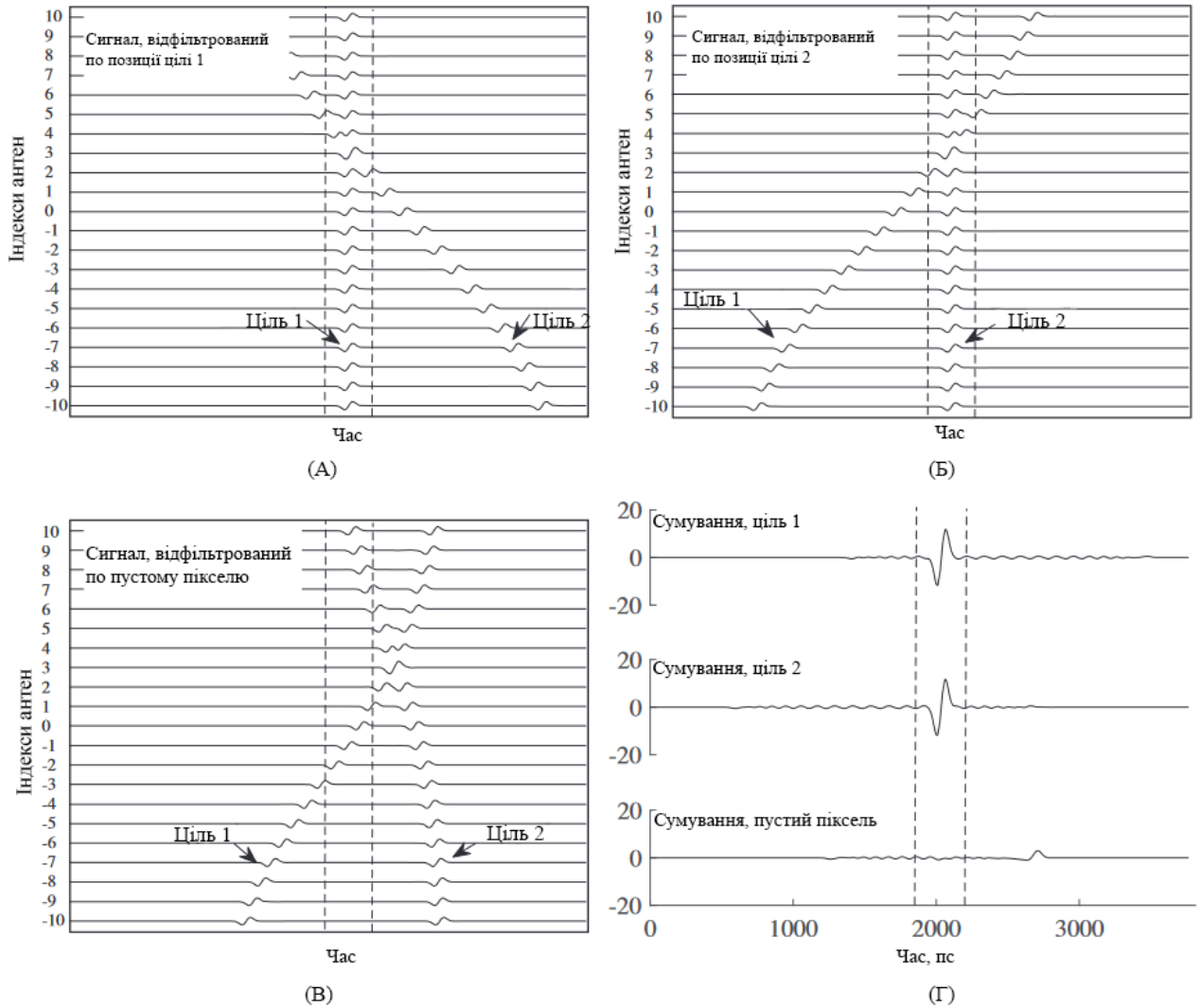


Рисунок 1.3. Відфільтровані сигнали з прикладу, наведеного на попередньому зображенні. Фільтрація відбувалась по: (А) позиції першої цілі, (Б) позиції другої цілі, (В) пікселю, якому не відповідала жодна ціль – пустому. (Г) Результат сумування 21 сигналу за відповідними фільтрами [11].

випадку. Так як ми працюємо в рамках радарної реконструкції, результатом має бути так званий профіль «відбивної здатності», тобто кожному пікселю буде відповідати певне значення інтенсивності, яке відображатиме, наскільки добре мікрохвилі розсіюються в цій точці в порівнянні з іншими пікселями. В даному проекті використовується така аналітична форма DAS:

$$I(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}_a} \sum_f S(\mathbf{r}_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a)}, \quad (1.1)$$

Де $S(\mathbf{r}_a, f)$ позначає параметр розсіяння на позиції антени $\mathbf{r}_a$ та частоті f , або коротко s-параметр (від англ. “scatter parameter”), а $t(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a)$ позначає час, який

пройшов з моменту як антена на позиції $\mathbf{r}_a$ випроменила, сигнал розсіявся на точці з координатою $\mathbf{r}$ (цими точками у візуалізації є дискретний набір пікселів зображення) та повернувся на сенсор антени. Цю функцію називають часовою затримкою або затримкою часу. Саме вона слугує просторовим фільтром, фокусуючи кожен сигнал навколо точок із відповідною до позиції антени часовою затримкою. З формули очевидно, що вихідна інтенсивність $I(\mathbf{r})$ є згорткою S-параметрів та відповідного фільтра у вигляді швидкого перетворення Фур'є.

S-параметр – основна величина, вимірювана в усіх мікрохвильових установах. В найпростішому розумінні, це є інтенсивність сигналу, який антена отримала на певній частоті. Параметр розсіювання є комплексним числом, адже мікрохвильові антени у майже всіх установах підключені до векторного аналізатора (VNA), який дозволяє записувати як амплітуду отриманого сигналу, так і його фазу.

Установки для мікрохвильової візуалізації поділяються на ті, що працюють з «прямим» розсіянням, або так званими S_{11} параметрами (вони мають таку назву через індексацію антен: перший індекс – антена, яка отримала сигнал, другий індекс – антена, яка була першоджерелом цього сигналу), тобто таким розсіянням, яке повернулось у вихідну антену, та на ті, що працюють з мультистатичними даними, тобто, отриманими антенами, які не випромінювали на даній ітерації. Наприклад, в установці з трьома антенами можуть випромінювати всі три, тобто є можливість збирати наступні S-параметри: S_{11} , S_{21} , S_{31} , S_{12} , S_{22} , S_{32} , S_{13} , S_{23} , S_{33} . Такі виміри потребують наявності перемикача, що на кожній ітерації позначатиме антени як Tx (англ. Transmitter antenna – антена-випромінювач) та Rx (англ. Receiver antenna – антена-отримувач), що сповільнює роботу МХ приладів. Використання мультистатичних даних окрім того вимагає більшої кількості обчислювальних операцій.

В рамках цього дослідження, використовуються саме S_{11} параметри, проте дослідження інших параметрів розсіювання є однією з провідних цілей

дослідження нашої лабораторії.

Окрім DAS, в літературному стандарті часто згадується метод DMAS (з англ. "delay-multiply-and-sum"), що розшифровується як «зсув, множення і сумування». Рівняння виглядає так:

$$I(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}_a} \sum_{\mathbf{r}'_a} \sum_f S(\mathbf{r}_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a)} S(\mathbf{r}'_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}'_a)} .$$

Якщо DAS побудований на апроксимації рівняння хвилі та вирівнюванні сигналів по часу, то метод DMAS не має об'єктивного фізичного обґрунтування. Результати дослідження показують, що DMAS має тенденцію покращувати контрастність, чутливість та специфічність реконструкцій. Проте, метод не може бути використаний для дослідів, де присутнє понад одне утворення, оскільки, за математичною своєю сутністю, цей метод лише посилює сигнал, а не знаходить додаткові деталі на знімку. Поведінка методу DMAS є непередбачуваною, бо у відповідності до експериментальних спостережень, на зображеннях, отриманих використовуючи цей метод просторової фільтрації (серед тих, де було присутні дві цілі, або два об'єкти з сильним розсіянням) було помітно, що відносна інтенсивність ніби концентрувалась навколо однієї з «пухлин», що призводило до пригнічення іншої. Передбачити, якій з цілей метод надаватиме перевагу наразі неможливо, проте варто відмітити, що це питання ще не піддавалось ретельному дослідженню.

Окрім того, метод «зсув, множення та сумування» заохочує до антинаукового підходу окремих дослідницьких груп. Через те, що використовуючи цей алгоритм, зображення мають дуже високі показники контрастності, може здатися, що вони мають більшу діагностичну цінність. Людському оку зручно виокремлювати шукані області на рисунках, якщо вони різко контрастують з навколишніми елементами. І дійсно, перемноження можна продовжувати до нескінченності, отримуючи все більш і більш контрастні зображення.

Наприклад, двічі:

$$\begin{aligned}
 I(\mathbf{r}) &= \sum_{\mathbf{r}_a} \sum_{\mathbf{r}'_a} \sum_{\mathbf{r}''_a} \sum_f S(\mathbf{r}_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a)} S(\mathbf{r}'_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}'_a)} \\
 &\quad * S(\mathbf{r}''_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}''_a)} .
 \end{aligned}$$

Звісно, це не є ніяким новим методом і дослідження такої моделі має стільки ж сенсу, скільки і дослідження інтенсивності зі скалярним множником чи піднесеної до степені. Однак, продовжуючи думку про досягнення найвищого контрасту, тоді на ідеальному зображенні будуть присутні один піксель з нескінченно великою інтенсивністю в області, де наявне злоякісне утворення, та залишок зображення з нульовою. Хоч такий гіпотетичний знімок не позбавлений користі, радіологам та іншим спеціалістам, які кожного дня працюють із результатами рентгенів чи МРТ-сканувань, цікава не тільки локалізація утворень, а ще їхній розмір, форма, контраст з іншими тканинами, потенціальні незлоякісні утворення та можливі аномалії в інших областях. Незважаючи на те, що майже в кожній публікації в галузі мікрохвильової візуалізації молочної залози DMAS використовується, а його ігнорування зустрічається критично, нашою дослідницькою групою в рамках цього проекту було вирішено не включати ніяких результатів, отриманих із зображень, реконструйованих завдяки DMAS.

Проте, обидва ці методи об'єднує множник часової затримки, який обчислюється за формулою:

$$t(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a) = \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_a|}{v}, \quad (1.2)$$

Де v позначає середню швидкість розповсюдження хвилі в середовищі.

Зазвичай, ця швидкість оцінюється як середнє зважене швидкостей в кожній точці області (областю є повітря між антенами та об'єкт, що сканується).

Швидкість в точці визначається як:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon'}} , \quad (1.3)$$

Де ϵ_r (також позначається ϵ') – це дійсна частина діелектричної проникності, а c – швидкість світла у вакуумі. Такий підхід до обрахування часу поширення хвилі має декілька проблем. Першою є те, що у випадку діагностики раку молочної залози, тіло пацієнта є гетерогенним об'єктом з дуже складною структурою. Знайти ідеальну середню швидкість для кожної людини неможливо, адже, анатомічно груди відрізняються за розміром і вмістом жирової та фіброзно-залозистої тканини. Окрім того, формула (1.3) не враховує частотну залежність діелектричних властивостей, що буде детально обговорено в розділі 3.2.

Існують також ітеративні алгоритми реконструкції зображень, що використовують принцип градієнтного спуску, а також реконструкції за допомогою моделей штучного інтелекту [12, 13, 22, 35].

РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА УСТАНОВКА. ФАНТОМИ

2.1. Опис системи-ліжка та процес сканування

В рамках цього дослідження в якості установки, на якій виконувались усі знімки була використана система-ліжко, розроблена в Університеті Манітоби. Дану установку можна побачити на рисунку 2.1. Система є бістатичною, тобто оснащена двома антенами та здатна збирати як S_{11} так і S_{21} дані. Векторний аналізатор (англ. VNA – vector network analyzer) оперує в інтервалі частот від 100 кГц до 9 ГГц, всі сканування проводились у інтервалі від 2 до 9 ГГц. Антени міцно закріплені до круглої пластини, що під'єднана до підйомного механізму – висоту положення антен, як і їхню відстань від центру пластини



Рисунок 2.1. Система-ліжко, або система BIRR (англ. Breast Imaging Rotating-Radar: радарно-обертова система візуалізації молочної залози) [14].

можна регулювати (рисунок 2.2.) Верхня частина системи з'єднані із металевою рамкою, в яку поміщений аналізатор. Антени, підйомний механізм та рама обертаються одночасно задля зменшення впливу зміщень дротів та фазових варіацій. Обертання відбувається навколо вертикальної осі, що проходить через центр пластини, під час сканування кожна з антен має 72 унікальні позиції,

тобто проходить кутовий інкремент у розмірі 5° . На кожній обертовій позиції, первинна антена випромінює сигнали на 1001 частоті у вищезгаданому діапазоні, отриманий сигнал потрапляє на детектор антени та записується векторним аналізатором у вигляді комплексного числа. Результатом сканування



Рисунок 2.2. Обертовий радарний модуль системи-ліжка [14].

є масив комплексних чисел розміром 72 на 1001, загальний час сягає приблизно п'яти хвилин. Для системи-ліжка розроблено спеціальне програмне забезпечення, яке контролює процес взяття знімків.

В клінічному сценарії, пацієнт лежить на животі, помістивши одну із молочних залоз у отвір в ліжку. Ліжко оснащено м'якою подушкою для обличчя, щоб підвищити комфорт.

2.2. Фантоми

З досвіду інших дослідницьких груп, дані зібрані на справжніх пацієнтах мають цілий ряд недоліків для галузі, що знаходиться на початковому етапі розвитку. По-перше, існуючі набори є вкрай обмеженими за кількістю проведених сканувань, що позбавляє будь-якого сенсу, наприклад, навчання штучного інтелекту на таких даних. По-друге, для контролю якості новітніх методів медичної візуалізації необхідні результати МРТ-сканувань чи мамографії. По-



(A)



(B)

Рисунок 2.3. Друге покоління отриманих з МРТ-сканувань та роздрукованих на 3-D принтері фантомів молочної залози. (А) Жирові оболонки пронумеровані від А1 до А3 та від А11 до А16 (від англ. *adipose*). (Б) Фіброзно-залозисті вставки пронумеровані від F1 до F5 та від F11 до F14. Отвори в F-оболонках відповідають невеликим циліндричним зачіпкам на А-оболонках, що дає можливість утворити 24 обертові унікальні фантоми використовуючи лише дві оболонки [15].

третє, для мікрохвильових установок на даний момент, дані, зібрані на людях є

занадто складними через гетерогенність живих тканин, рух пацієнтів під час процесу сканування, а також унікальність форми поперечного перерізу молочних залоз.

Розповсюдженою практикою є виготовлення так званих фантомів – об’єктів, що служать заміниками справжніх частин тіла, при цьому з достатньою точністю відтворюючи діелектричні параметри живих тканин.

На рисунку 2.3 можна побачити набір фантомів, що використовуються для збору експериментальних даних в лабораторії Університету Манітоби.

Оболонки різних тканин слугують резервуаром для рідин, що замінюють справжні живі тканини людського тіла. Досі не існує консенсусу щодо ідеальних заміників, і пошук речовин, що підходять за діелектричними властивостями триває.

Для цього дослідження було виготовлено спеціальний фантом циліндричної форми з круглим поперечним перерізом для спрощення моделювання та кращого накладання з апроксимуючим колом, про яке буде згадано в наступному розділі. Окрім того, в рамках проекту фантом було обмежено лише жировою оболонкою для створення гомогенного середовища об’єкту.

РОЗДІЛ 3. ПРОБЛЕМИ РОЗРАХУНКУ ЗАТРИМОК ЧАСУ. ОПИС МЕТОДІВ УТОЧНЕННЯ ФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ ТА ДЕТЕКЦІЇ ГРАНИЦЬ

3.1. Бінарне розбиття області зображення

У першому розділі було згадано про негомогенність об’єктів сканування та як це впливає на неточність обрахунку затримки часу. Якщо розглядати поширення хвилі від антени до точки в певному об’ємі, то можна розділити обчислення часової затримки на три потенціальні випадки: поширення від антени до точки в повітрі без перетину середовища молочної залози,

поширення від антени до точки всередині фантома та наскрізне поширення.

Аналітично, час розповсюдження можна розрахувати за формулою:

$$t(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a) = \begin{cases} \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_a|}{c}, & \text{тільки в повітрі} \\ \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_f|}{v_{in}} + \frac{|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_a|}{c}, & \text{повітря – середовище} \\ \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_b|}{c} + \frac{|\mathbf{r}_b - \mathbf{r}_f|}{v_{in}} + \frac{|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_a|}{c}, & \text{повітря – середовище – повітря} \end{cases} \quad (3.1)$$

Де $\mathbf{r}$ позначає координату точки, час поширення хвилі до якої є шуканим, а $\mathbf{r}_a$ – координату позиції антени. $\mathbf{r}_f$ та $\mathbf{r}_b$ позначають «передню» і «задню» точки перетину траєкторії поширення хвилі із межею об'єкту, його «границею» (див. рис. 3.1). v_{in} є середньою внутрішньою швидкістю розповсюдження хвилі всередині фантома.

Найпростішою формою, знаходження перетинів траєкторій поширення з якою є

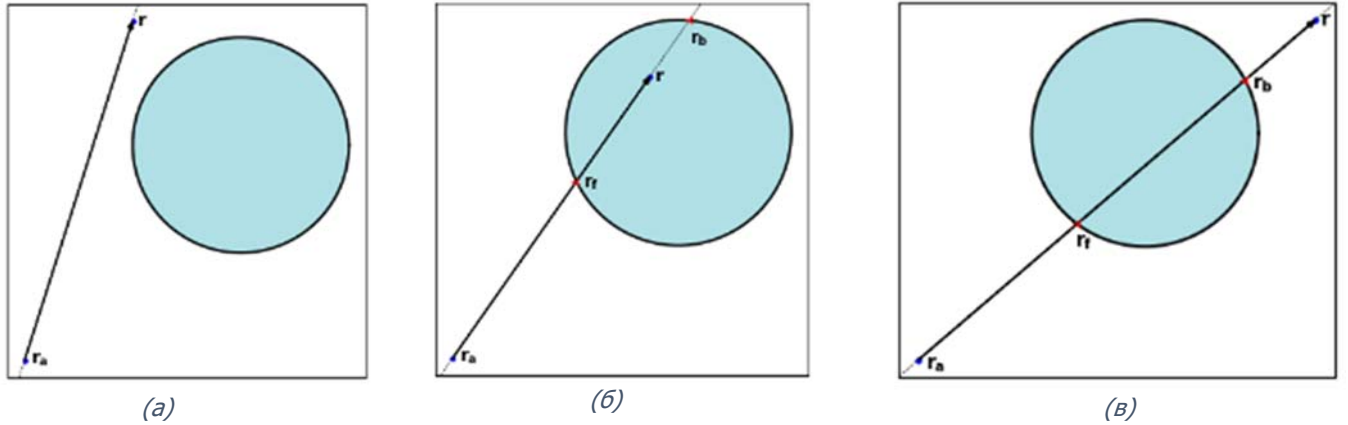


Рисунок 3.1. Схематичне зображення прямолінійного поширення мікрохвильового випромінювання до певних фокальних точок (пікселів). (а) – поширення лише в повітрі, (б) – поширення до пікселя всередині об'єкта, (в) – наскрізне поширення.

тривіальною геометричною задачею є коло. В такому випадку, необхідно розв'язати наступну систему рівнянь:

$$\begin{cases} (x - x_{cm})^2 + (y - y_{cm})^2 = R^2, \\ \frac{x - x_{px}}{x_a - x_{px}} = \frac{y - y_{px}}{y_a - y_{px}}. \end{cases} \quad (3.2)$$

Де перше – рівняння кола з центром в (x_{cm}, y_{cm}) та радіусом R , а друге – рівняння прямої, де точка (x_a, y_a) позначає координату антени, а (x_{px}, y_{px}) позначає координату пікселя (точки в об’ємі), до якого розглядається розповсюдження хвилі. Ця система може бути розкрита у рівняння:

$$\begin{aligned} & \left(\left(\frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}} \right)^2 + 1 \right) x^2 \\ & + 2 \left(\frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}} y_{px} - \left(\frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}} \right)^2 x_{px} - \frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}} y_{cm} \right. \\ & \left. - x_{cm} \right) x + \left(\frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}} \right)^2 x_{px}^2 \\ & + 2 \frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}} (x_{px} y_{cm} - x_{px} y_{px}) + y_{px}^2 - 2 y_{px} y_{cm} + x_{cm}^2 - R \\ & = 0 . \end{aligned}$$

Що є квадратним рівнянням по x типу $ax^2 + bx + c = 0$, де коефіцієнти мають вигляд:

$$\begin{aligned} k &= \frac{y_a - y_{px}}{x_a - x_{px}}, \\ a &= k^2 + 1, \\ b &= 2(k y_{px} - k^2 x_{px} - k y_{cm} - x_{cm}), \\ c &= k^2 x_{px}^2 + 2k(x_{px} y_{cm} - x_{px} y_{px}) + y_{px}^2 - 2 y_{px} y_{cm} + x_{cm}^2 - R, \end{aligned}$$

Розв’язавши квадратне рівняння та виконавши додаткові перевірки на знаходження точки всередині кола чи в області між антеною та колом, можна легко визначити координати перетину та класифікувати розповсюдження по одній з категорій (3.1).

Таким чином, область сканування тепер розбита на дві ділянки: зовнішню, тобто повітря та внутрішню, тобто об'єкт, тому й розбиття – бінарне. Цей метод, очевидно, поки що не враховує гетерогенності середовища молочної залози та частотну залежність швидкості.

3.2. Частотна залежність діелектричної проникності та електропровідності

Усереднення швидкості поширення до скалярного значення викликає неузгодженість моделі та поведінки електромагнітного випромінювання в реальному житті. Тканини людського тіла мають ненульове значення питомої електропровідності, що означає не тільки частотну залежність значення діелектричної провідності, а ще його комплексність. В цьому розділі представлений алгоритм, що має на меті покращити цей аспект бінарного розбиття області шляхом врахування зміни значення швидкості поширення зі зміною довжини хвилі.

Установка, на якій було проведено це дослідження працює в інтервалі частот від 2 до 9 ГГц, що призводить до колосальної різниці в значенні швидкості, особливо на кінцях інтервалу. Згідно з формулою (1.3), швидкість розповсюдження в гліцерині (що є матеріалом, який служить заміном жирової тканини в неклінічних випробуваннях) на частоті 2 ГГц становить $1.114 \cdot 10^8 \frac{\text{м}}{\text{с}}$, а на 9 ГГц – $1.352 \cdot 10^8 \frac{\text{м}}{\text{с}}$, тобто присутня різниця майже у 20%.

Протягом виконання цього дослідження було виявлено, що ручна зміна швидкості принаймні на декілька відсотків, радикально змінює зображення. Гліцерин був обраний як матеріал, що імітує жирову тканину через його нетоксичність, доступність та легкість в отриманні точних діелектричних

значень, які вимірюються так званим діелектричним зондом (рисунок 3.2.). Маючи ці дані та надійний метод для аналітичного визначення межі об'єкта, можливо точно визначати швидкість поширення хвилі в однорідному середовищі, наприклад гліцерині, на будь-якій частоті.

Алгоритм просторової фільтрації DAS нескладно зробити «залежним від частоти». За формулою (1.1) йде підсумовування по кожній частоті в інтервалі. А як вже було зазначено, при зміні частоти відбувається зміна швидкості, а відповідно – зміна затримки часу. На найпростішому рівні, з



Рисунок 3.2. Діелектричний зонд для вимірювання властивостей речовин. На зображенні зонд проводить виміри у гліцерині.

припущенням, що поширення відбувається в гомогенному середовищі з відомими дійсними та уявними частинами проникності, необхідно обрахувати дискретний набір швидкостей v_{in} для обчислення затримки часу на кожній виміряній частоті. Для виведення формули для швидкості скористуємось

рівняннями Максвелла:

$$\begin{aligned} \operatorname{div} \mathbf{D} &= \rho , \\ \operatorname{div} \mathbf{B} &= 0 , \\ \operatorname{rot} \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} , \\ \operatorname{rot} \mathbf{H} &= \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} . \end{aligned}$$

Де $\mathbf{E}$ – напруженість електричного поля (В/м), $\mathbf{H}$ – напруженість магнітного поля (А/м), $\mathbf{B}$ – вектор магнітної індукції (Тл), $\mathbf{D}$ – вектор електричної індукції (Кл/м²), $\mathbf{J}$ – густина електричних струмів (А/м²), ρ – густина електричних зарядів. Переходячи у простір фазових векторів (тобто заміняючи $\frac{\partial}{\partial t} \rightarrow j\omega$, де ω – циклічна частота, а j – уявна одиниця) та використовуючи співвідношення:

$$\begin{aligned} \mathbf{D} &= \varepsilon' \varepsilon_0 \mathbf{E} , \\ \mathbf{B} &= \mu \mathbf{H} , \\ \mathbf{J} &= \sigma \mathbf{E} , \end{aligned}$$

Тут ε' позначає діелектричну проникність, μ – магнітну проникність, а σ – електропровідність. Отримаємо систему:

$$\operatorname{div} \mathbf{E} = \frac{\rho_v}{\varepsilon' \varepsilon_0} = 0 , \quad (3.3.1)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{H} = 0 , \quad (3.3.2)$$

$$\operatorname{rot} \mathbf{E} = -j\omega\mu\mathbf{H} , \quad (3.3.3)$$

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \mathbf{J} + j\omega\varepsilon'\varepsilon_0\mathbf{E} , \quad (3.3.4)$$

В першому рівнянні ми можемо записати рівність нулю, оскільки у випадку діелектричного середовища припускаємо відсутність внутрішніх струмів, тому $\rho_v = 0$. Рівняння (3.3.4) записується:

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \sigma \mathbf{E} + j\omega \varepsilon' \varepsilon_0 \mathbf{E} = (\sigma + j\omega \varepsilon' \varepsilon_0) \mathbf{E} = j\omega \varepsilon_0 \left(\varepsilon' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right) \mathbf{E}, \quad (3.4)$$

Визначаючи множник при $\mathbf{E}$ як комплексну діелектричну константу:

$$\varepsilon = \varepsilon' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}, \quad (3.5)$$

Маємо право переписати (3.4):

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = j\omega \varepsilon_0 \varepsilon \mathbf{E}, \quad (3.6)$$

Тепер подіємо оператором ротора з обидвох сторін рівняння (3.3.3):

$$\operatorname{rot}(\operatorname{rot} \mathbf{E}) = -j\omega \mu * \operatorname{rot} \mathbf{H} \rightarrow \nabla^2 \mathbf{E} = -j\omega \mu * \operatorname{rot} \mathbf{H},$$

Підставляючи вираз отриманий у (3.6), маємо:

$$\nabla^2 \mathbf{E} + \omega^2 \mu \varepsilon \varepsilon_0 \mathbf{E} = 0,$$

Або:

$$\nabla^2 \mathbf{E} - \gamma^2 \mathbf{E} = 0,$$

Де γ – це стала поширення, комплексне число, яке можна представити як:

$$\gamma^2 = -\omega^2 \mu \varepsilon \varepsilon_0 ,$$

$$\gamma^2 = -\omega^2 \mu \varepsilon_0 \left(\varepsilon' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right) = -\omega^2 \mu \varepsilon_0 (\varepsilon' - j \varepsilon'') , \quad (3.7)$$

Тут було введено заміну $\varepsilon'' = \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}$. Із рівняння (3.7) слідує, що γ – комплексне число, тому маємо право записати:

$$\gamma = \alpha + j\beta, \quad (3.8)$$

Тут α є коефіцієнтом затухання, а β – фазовим коефіцієнтом. Припускаючи, що маємо справу із плоскою хвилею, яку можна представити у вигляді:

$$P = e^{-\gamma x} ,$$

Де x є напрямком розповсюдження, можемо записати таке співвідношення для швидкості:

$$v = \frac{\omega}{\beta} \leftrightarrow v(f) = \frac{2\pi f}{\beta(f)}.$$

Підставляючи вираз (3.8) у (3.7), можемо отримати аналітичні вирази для α і β :

$$(\alpha + j\beta)^2 = -\omega^2 \mu \varepsilon_0 \varepsilon' + j\omega^2 \mu \varepsilon_0 \varepsilon''.$$

Що розкривається в систему:

$$\begin{cases} \alpha^2 - \beta^2 = -\omega^2 \mu \varepsilon_0 \varepsilon', \\ 2\alpha\beta = \omega^2 \mu \varepsilon_0 \varepsilon''. \end{cases}$$

Розв'язавши яку отримуємо:

$$\alpha(f) = 2\pi f \left\{ \frac{\mu \varepsilon_0 \varepsilon'(f)}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{\varepsilon'(f)} \right)^2} - 1 \right] \right\}^{\frac{1}{2}},$$

$$\beta(f) = 2\pi f \left\{ \frac{\mu \varepsilon_0 \varepsilon'(f)}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{\varepsilon'(f)} \right)^2} + 1 \right] \right\}^{\frac{1}{2}}.$$

Звідси можемо нарешті вивести значення швидкості поширення на будь-якій частоті, в будь-якому середовищі із заданими дійсною та уявною частинами абсолютної комплексної діелектричної проникності. Заміняючи μ на μ_0 оскільки середовище не є магнітним, маємо:

$$v(f) = \left\{ \frac{\mu_0 \varepsilon_0 \varepsilon'(f)}{2} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{\varepsilon'(f)} \right)^2} + 1 \right] \right\}^{-\frac{1}{2}}, \quad (3.9)$$

Тобто, обрахунок затримки часу є залежним від частоти:

$$t(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a) \rightarrow t(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a, f).$$

А методи просторової фільтрації DAS та DMAS набувають вигляду відповідно:

$$I(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}_a} \sum_f S(\mathbf{r}_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a, f)},$$

$$I(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{r}_a} \sum_{\mathbf{r}'_a} \sum_f S(\mathbf{r}_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}_a, f)} S(\mathbf{r}'_a, f) e^{-2\pi j 2ft(\mathbf{r}, \mathbf{r}'_a, f)}.$$

Хоч на перший погляд здається, що в широкому інтервалі частот з умовно тисячею значень, такі обрахунки займатимуть у тисячу разів більше часу, оскільки за формулою (3.1) необхідно обчислювати точки перетину для кожної частоти. Вирішенням цієї проблеми є збереження координат перетину перед запуском реконструкції. Технічно, на кожній ітерації сумування за частотами відбувається переобрахунок часової затримки без необхідності додаткових обчислень. Маючи доступ до координат, приріст у часі виконання реконструкції настільки непомітний, що ним з легкістю можна знехтувати.

3.3. Визначення границь фантомів з синограм

У роботах, виконаних дослідницькими групами з Північної Америки, зокрема в Університеті Манітоби, абсолютна більшість експериментальних даних зібрані використовуючи набір пластикових 3-D моделей жіночих грудей (фантомів), які в свою чергу були виготовлені на основі реальних МРТ знімків. Хоч і заради спрощення аналітичної моделі реконструкції, в даному проекті використовувався фантом циліндричної форми (з круглим перерізом), очевидно, що в клінічному сценарії обмежитись бінарним розбиттям із круглою границею не вийде.

Окрім того, для круглої області навіть в найпростішому випадку ми маємо точно знати, де знаходиться центр фантома в системі відліку антени (згідно з системою (3.2)). Незважаючи на те, що виготовлення установки та механізму позиціонування проводилось із спробами вирівняти всі локалізаційні елементи із центром системи відліку антени, на практиці все одно помітний

систематичний зсув порядку 1-2 мм.

Наступною очевидною проблемою є те, що на даний момент алгоритм здатен працювати лише із молочною залозою ідеально круглої форми, що ніколи не є правдою. Окрім того, пацієнти не можуть непорушно знаходитись в одному положенні (на даний момент, час сканування – приблизно 6 хвилин) – навіть їхнє дихання спричиняє невеликі зміщення, що є причиною помітних артефактів² на зображеннях.

Зважаючи на це було прийнято рішення розробити надійний алгоритм визначення границь фантомів, який не буде вимагати збору додаткової інформації та збільшення обчислювальної потужності. В даному розділі буде представлено покрокове пояснення роботи алгоритму, введене поняття референсних знімків, а також обговорені альтернативні методи відтворення форми об'єктів із реконструкцій.

Для виконання алгоритму необхідні референсні знімки пустої камери. Ідея полягає в тому, що при скануванні пацієнта чи фантома, антена на кожній позиції поглинає сигнал, розсіяний кожною точкою простору, в тому числі повітрям. Першим діелектриком, що потужно розсіює мікрохвилі буде шкіра людини або пластик фантома, тобто віднімаючи сигнал, отриманий антеною в повітрі від отриманого під час сканування об'єкта, отримаємо набір S-параметрів, який відповідає найінтенсивнішому розсіянню на шкірі.

Формалізуємо це так:

$$S_{skin}(\mathbf{r}_a, f) = S(\mathbf{r}_a, f) - S_e(\mathbf{r}_a, f), \quad (3.10)$$

² Артефакти в медичній візуалізації – це спотворення структури тканин, що спричинені неточністю методів зображення.

Де $S(\mathbf{r}_a, f)$ – параметри розсіяння сканування фантома, $S_e(\mathbf{r}_a, f)$ – параметри розсіяння пустої камери, а $S_{skin}(\mathbf{r}_a, f)$ – шукані. Проста реконструкція цих даних у випадку циліндричного фантома виглядає як кільце високої

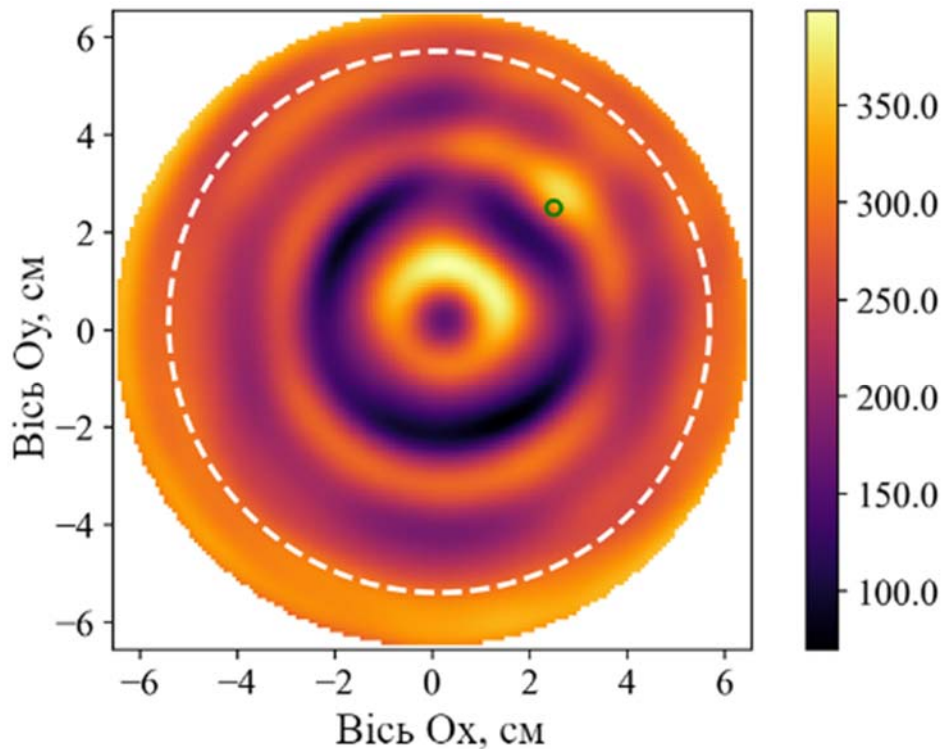


Рисунок 3.3. Зображення фантому з круглим поперечним перерізом (біле коло) та тонкою сталевую ціллю всередині (зелене коло). Використано референсний знімок пустої камери. Метод просторової фільтрації – DAS літературного стандарту із використанням середньої швидкості. Колірний градієнт праворуч позначає інтенсивність пікселя.

інтенсивності приблизно по центру зображення (рисунок 3.3). Такий рисунок не позбавлений користі, але витягти з нього інформацію про форму об'єкта у задовільному вигляді майже неможливо з декількох причин. По-перше, такий витяг вимагає реконструкції, що піднімає питання вибору методу просторової фільтрації та дещо рекурсивну проблему аналітичного визначення границі як ідеального круга. Рекурсивною вона є оскільки кінцева мета шуканого алгоритму – отримати дані про форму об'єкта, а з цього слідує, що при виборі методу реконструкції зображення ми маємо або програвати у точності, обираючи канонічні варіації DAS чи DMAS, або визначати границі, що позбавляє сенсу сам метод. По-друге, отримане кільце не є тонким, воно насправді не є кільцем. Форма, яку ми спостерігаємо на рисунку 3.3 є скоріше диском з отвором, що піднімає питання вибору конкретної точки на диску, яка відповідає фізичній точці. По-третє, зображення, отримані шляхом просторової

фільтрації не є гладкими та містять шуми і артефакти. Будь-яка екстракція даних буде ускладнена або навіть спотворена.

Очевидно, що щоби подолати вищезгадані ускладнення необхідний інший спосіб репрезентації чи візуалізації частотних даних, що відповідав би двом критеріям: зберігав високу інтенсивність сигналу шкіри (пластику) та був зручним для витягування даних у вигляді фізичних координат. І таким способом є так зване обернене чіпп- z перетворення [16] (з англ. inverse chirp-z transform – ICZT). За своєю математичною сутністю це алгоритм зведення обчислення швидкого перетворення Фур'є до обчислення згортки. В окремому випадку мікрохвильової візуалізації, цей алгоритм використовується для переходу з простору частот в часовий простір. Визначається він як:

$$s(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} S(k) \exp(j\theta_0 k) \exp(j\varphi_0 kn),$$

Де $S(k)$ – дискретний сигнал в частотному просторі довжиною N , $n = 0, 1, \dots, L - 1$, тут L – довільне ціле число. Таке перетворення має результатом сигнал в часовому просторі $s(n)$, представлений L точками вздовж кола, що починається з кута $\omega_i = \theta_0$ і закінчується на куті $\omega_f = (L - 1)\varphi_0 + \theta_0$, значення яких можна перевести в часові. Цей алгоритм дозволяє створювати дуже щільні часові інтервали та обирати їхні кінці. На довільній позиції антени, сигнал (3.10) в часовому просторі виглядатиме як на рисунку 3.4. А об'єднавши всі позиції, можемо отримати зображення, яке в галузі медичної візуалізації прийнято називати *синограмою* (рис. 3.5). Ідеальне коло, яке розсіює 100% енергії на синограмі матиме вигляд горизонтальної прямої лінії. Такий ефект досягається за рахунок того, що в системі-ліжку антени обертаються за коловою траєкторією.

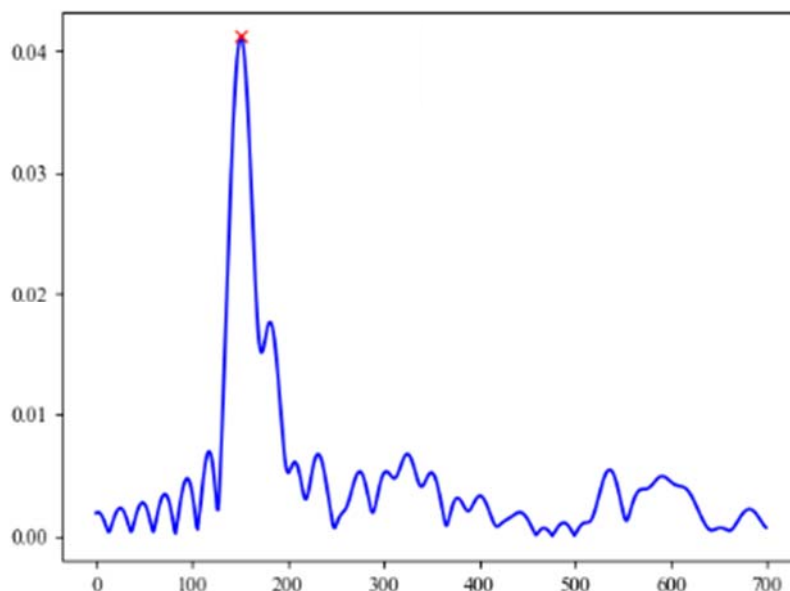


Рисунок 3.4. Сигнал у часовому просторі, отриманий на одній позиції антени. По осі Ox відкладена індексація часових «точок», по осі Oy – інтенсивність. Червоним хрестиком позначено пік, що відповідає шкірі або пластику.

Можемо побачити, що два критерії, яких необхідно було дотриматись, виконуються: лінія високої інтенсивності збережена, а фізичні координати можна з легкістю витягти з часової залежності. Задача зводиться до пошуку піку на кожній позиції антени. Оскільки перший найінтенсивніший пік відповідає пластику фантома (шкірі), поширення хвилі у будь-який момент

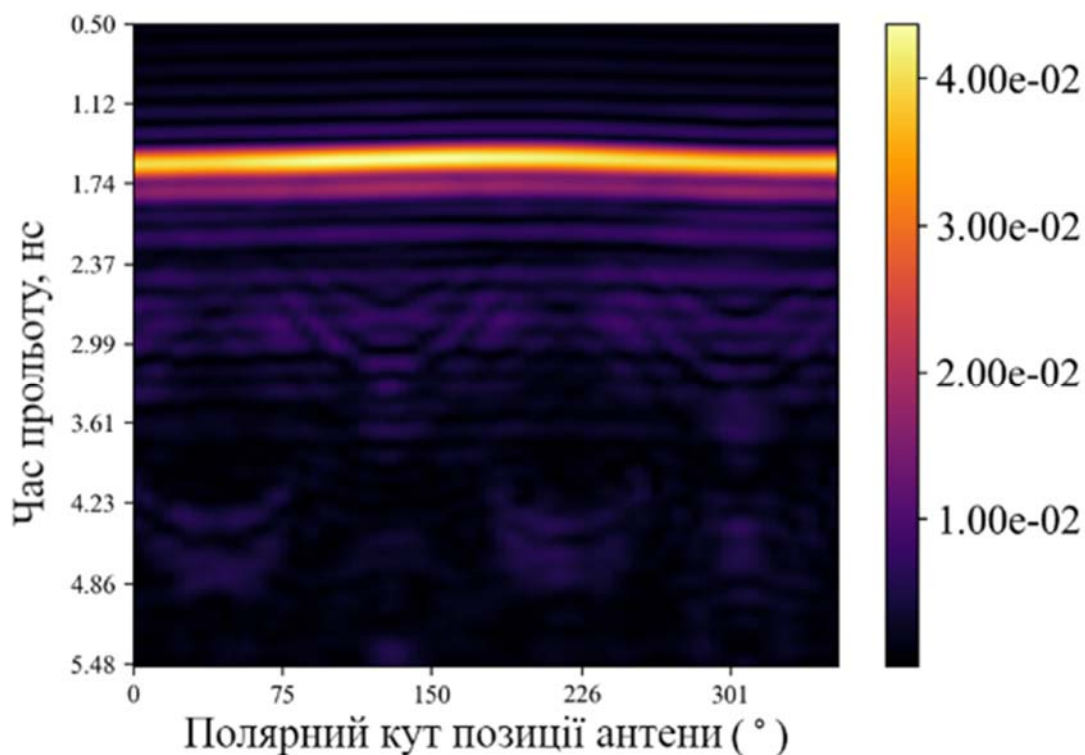


Рисунок 3.5. Приклад синограми, що відповідає S -параметрам з максимальною інтенсивністю шкіри. Часом прольоту є час, який мікрохвильове випромінювання витратило на вихід з та повернення до антени.

часу, що передував піку, відбувалось в повітрі, де швидкість розповсюдження відома. Нехтуючи ефектами затухання, а також врахувавши, що значення t , отримані шляхом оберненого чіп-з перетворення відповідає часу «прольоту» хвилі в напрямку фантома і назад в напрямку антени, можемо отримати значення полярного радіуса ρ , який відповідає піку в точці t_s :

$$\rho = R_a - \frac{t_s c}{2},$$

Де R_a – відстань від зовнішнього краю антени до центру пластини, до якої вона прикріплена. Оскільки такі обрахунки проводяться на дискретних позиціях антени, знаючи індекс позиції, ми знаємо кут, на якому знаходилась сама антена. Таким чином можна отримати дискретний набір координат, довжина якого відповідає кількості позицій, на яких проводились виміри.

3.3.1. Вторинні піки

На всіх синограмах присутні вторинні піки, які на деяких позиціях пухлини посилюються до рівня інтенсивності первинного або навіть перевищують його. В такому випадку простий пошук найінтенсивнішої точки сигналу призводить до неправильного визначення координати та створення «заглиблення» на визначеній формі. Вирішенням цієї проблеми є використання прийому взаємної кореляції сигналів або ковзного скалярного добутку. Якщо обрати за ядро такої кореляції – середній по всіх позиціях антени сигнал в часовому просторі, то такий добуток «виокремить» позицію, на якій сигнал приймає форму найбільш схожу до форми ядра. Пік кореляції відповідатиме індексу зміщення піку середнього сигналу в позитивному напрямку. Усереднення всіх сигналів відбувається із взаємним вирівнюванням по часу, згідно з позицією найінтенсивнішого піка. Ми можемо виконати таке усереднення, знаючи, що позицій, на яких найбільший пік не відповідатиме пластику, набагато менше за

кількість позицій, де пік йому відповідає. Окрім того, можемо припустити, що фізична відстань між первинним і вторинними піками невелика.

3.3.2. Трасування променів

На даний момент ми маємо алгоритм, який здатен зібрати дискретний набір координат, проте згідно з формулою (3.1), для повноцінного обрахунку затримки часу необхідно мати координати перетину для кожного променя, що виходить з умовної точки, де знаходиться випромінюючий центр антени. Раніше, коли межа фантому була визначена аналітично як коло, знаходження цих перетинів було геометричною задачею. Проте границя знайдена із синограми не може бути аналітично визначена, а якщо і може, то знаходження розв'язків рівнянь перетину буде нетривіальним у кращому випадку. За таких умов дуже зручно використати трасування променів. В медичній візуалізації літературним стандартом є алгоритм Сіддона [17]. Для його виконання необхідно провести підготовку отриманих даних. В дискретному випадку найпростішим рішенням є створення бінарної маски, де в просторі пікселів чітко визначені комірки, які знаходяться всередині фантома та ті, які знаходяться в повітрі. Маючи лише дискретний набір координат неможливо створити таку маску, але використовуючи кубічний сплайн (або будь-яку іншу нелінійну інтерполяцію), маємо можливість аналітично визначити межі фантома. Звідси слідує, що порівнявши полярні радіуси пікселів та кубічного сплайну, отримаємо:

$$M_{ij} = \begin{cases} 1, & \rho_{ij} \leq \rho_s, \\ 0, & \rho_{ij} > \rho_s, \end{cases}$$

Де ρ_{ij} – полярний радіус відповідного пікселя, ρ_s – полярний радіус точки кубічного сплайну, що відповідає куту φ_{ij} – полярному куту пікселя, що розглядається. Тепер маємо все, щоб виконати трасування променів. Відповідно

до алгоритму Сіддона можемо отримати для кожного променя дискретний набір індексованих пікселів, які цей промінь перетнув. Перевіряючи, де на цьому наборі відбувається перехід від 0 до 1 (тобто, де промінь увійшов у форму, яку було попередньо визначено з синограми), маємо змогу знайти два сусідніх пікселя, один з яких знаходиться всередині фантома, а інший – зовні. Тому, координата між ними є координатою межі. Звісно, беручи середнє арифметичне між знайденими координатами матимемо систематичну похибку у половину довжини пікселя вздовж однієї з осей, проте, шляхом збільшення кількості пікселів (тобто, більш щільного розбиття області) було визначено, що ця похибка є несуттєвою.

РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

4.1. Набір даних

Для експериментальної перевірки розроблених методів необхідно було обмежитись спрощеними даними, щоб переконатися, що вони поведуться передбачувано та так як було задумано. Згаданий у п. 2.2. циліндричний фантом був обраний основним, оскільки він має круглий поперечний переріз, що ідеально підходить під бінарне розбиття і не має фіброзно-залозистої вставки, що дає можливість утворити гомогенне середовище із заміника жирової тканини – гліцерину. Оскільки нас цікавить окремо точність, з якою алгоритми визначають позицію розсіювача (у випадку раку молочної залози – пухлини), було обрано металевий стрижень як об'єкт-ціль. Такий вибір було зроблено з декількох причин: сталь майже не поглинає мікрохвилі, тому сигнал, що отримає антена буде мати дуже високу інтенсивність, стрижень дуже легко розташувати в будь-якій точці всередині фантома із точністю у 0,5 мм (половина ціни поділки лінійки установки для позиціонування), і окрім того, діаметр поперечного перерізу стрижня – 0,3 см. Реконструйоване зображення

має розмірність 150 на 150 пікселів, що фізично репрезентують квадрат зі сторонами приблизно 13 см, тому розмір перерізу стрижня відповідає чотирьом



Рисунок 4.1. Циліндричний фантом наповнений гліцерином

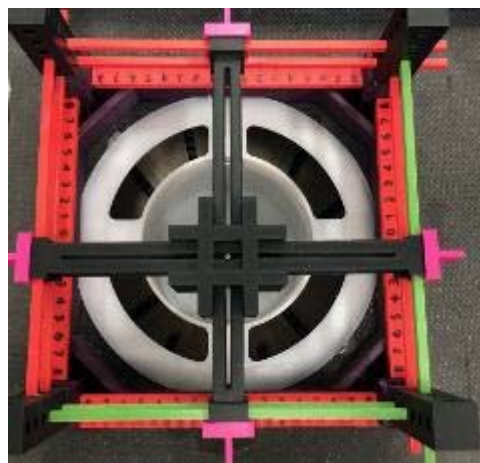


Рисунок 4.2. Фантом поміщений в систему ліжка із закріпленим механізмом позиціонування

пікселям, що робить його майже точковим джерелом розсіяння. Для пригнічення вторинного розсіяння на молекулах гліцерину необхідно виконати референсне сканування фантома без стрижня всередині. Проте, обмежитись одним таким скануванням не є раціональним, оскільки рухаючи стрижень в середовищі гліцерину, густа рідина збовтується та між її шарами залишаються «сліди», які серйозно впливають на реконструкцію. Тому процес набору даних йшов за принципом: сканування циліндричного фантому, наповненого гліцерином, потім сканування цього ж фантому із стрижнем всередині. Оскільки поміщення стрижня відбувається у вертикальній площині з мінімальними відхиленнями, цей процес не викликає перемішування шарів рідини. Його ж витягування потребує також зняття механізму позиціонування, що майже неможливо виконати без збовтування. Саме тому референсний знімок робиться до цільового. Повний набір даних складається із тридцяти двох знімків та шістнадцяти унікальних позицій – вздовж діагоналі, що проходить через першу і третю координатні чверті, а також на осях.

4.2. Реконструкція зображень

Еталонним методом реконструкції було обрано DAS літературного стандарту,

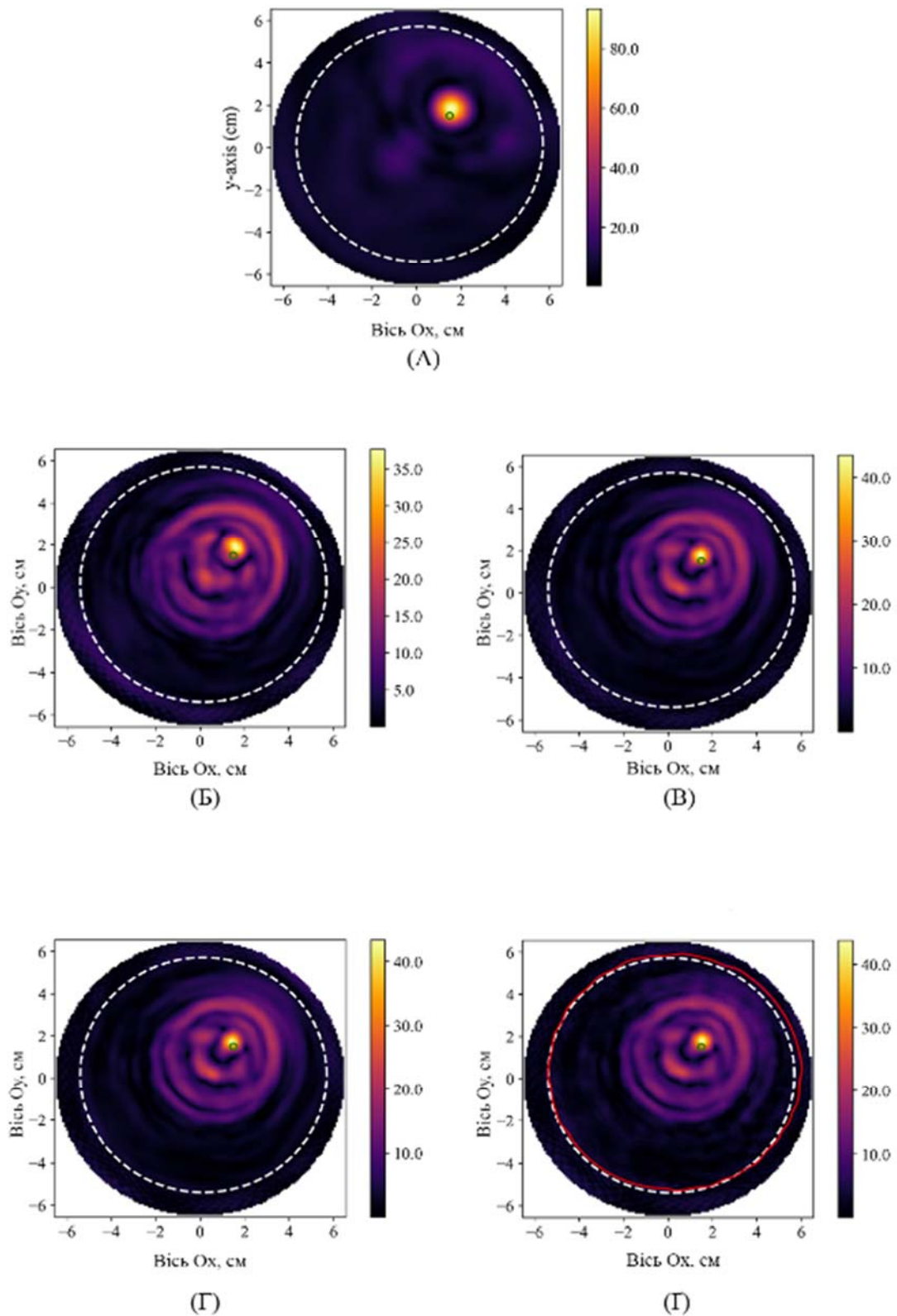


Рисунок 4.3. Типові відтворені зображення із набору даних з циліндричним фантомом. Зеленим позначено позицію стрижня в системі відліку механізму позиціонування, білим – центрована межа фантома. Методи реконструкції: (А) еталонний гомогенний DAS, (Б) бінарний DAS, (В) частотно-залежний DAS без урахування електропровідності, (Г) частотно-залежний DAS, повна модель, (І) частотно-залежний DAS з використанням трасування променів, червоним позначена витягнута із синопсами межа.

тобто гомогенну модель із сталою швидкістю поширення хвилі без розбиття області. Цей метод надалі матиме коротку назву «гомогенний DAS».

Результати, отримані з цих зображень будуть порівняні із чотирма іншими методами: DAS із бінарним розбиттям області та двома швидкостями розповсюдження, коротко – «бінарний DAS»; DAS із бінарним розбиттям області, частотно-залежною швидкістю поширення з урахуванням нульової провідності (тобто формула швидкості зводиться до (1.3)), коротко – «Частотно-залежний DAS, нульова провідність»; повна частотно-залежна модель, тобто обрахунок швидкості проводиться згідно з формулою (3.9), коротко – «Частотно-залежний DAS»; частотно-залежний DAS із розбиттям області у відповідності до алгоритму визначення межі фантома, що представлений у п. 3.3., реконструкція проведена шляхом трасування променів, коротко – «DAS із трасуванням променів». Типові реконструкції представлені на рисунку 4.3.

4.3. Порівняльний аналіз

Порівняння реконструкцій проводитиметься за локалізаційною похибкою, контрастом та розміром «пухлини».

4.3.1. Локалізація

Локалізація є одним із найважливіших факторів, що визначають якість методу медичної візуалізації. У разі наявності злоякісного утворення, яке необхідно видалити хірургічним шляхом, лікарям необхідно з великою точністю знати його позицію.

Дану метрику було названо локалізаційною похибкою, оскільки вимірювана величина показує, наскільки далеко зображена «пухлина» знаходиться від попередньо визначеної та записаної позиції під час сканування.

Перед обчисленням цієї відстані необхідно точно визначити локалізацію стрижня. Одним із часто використовуваних підходів у галузі мікрохвильової візуалізації є знаходження координати найінтенсивнішого пікселя. Проте, такий

підхід не враховує, що на деяких зображеннях пухлини можуть бути спотворені: розтягнуті чи розплющені, а окрім того, найінтенсивніший піксель не завжди знаходиться в центрі зображеного стрижня. Більш надійним методом визначення, на якій позиції було знайдено стрижень є алгоритм пошуку центра мас.

Спочатку маємо знайти координату найінтенсивнішого пікселя припускаючи, що він знаходиться саме в області «пухлини». Після цього розглядається круг, що обмежується максимальною відстанню від знайденого пікселя до пікселя із показником інтенсивності удвічі меншим за максимальний. Такий пошук ще називають пошуком на повній ширині половини максимуму (англ. FWHM – full width at half maximum). Маючи в цьому крузі дискретний набір пікселів із їхніми координатами та інтенсивностями, обраховуємо центр мас:

$$x_c = \frac{\sum_i (x_i * I_i)}{\sum_i I_i} ,$$
$$y_c = \frac{\sum_i (y_i * I_i)}{\sum_i I_i} ,$$

Де x_i і y_i – координати, а I_i – відповідні інтенсивності пікселів. Такий підхід дає більше інформації про форму знайденого об'єкту та його градієнт інтенсивності. Для кожного зображення був знайдений такий центр мас.

Установка-ліжко має систематичну похибку позиціонування, яка спричинена неідеальним узгодженням центрів систем відліку антени та механізму позиціонування. Оскільки всі записані заздалегідь позиції знаходяться в системі відліку механізму позиціонування, а зображення представлені у системі відліку антени, перед порівнянням позицій необхідно перевести записані у іншу систему відліку (СВ). У похибку входять лінійні зміщення та поворот. Формалізуємо:

$$\begin{pmatrix} x_{ant} \\ y_{ant} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\delta\varphi) & -\sin(\delta\varphi) \\ \sin(\delta\varphi) & \cos(\delta\varphi) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{pos} + \delta x \\ y_{pos} + \delta y \end{pmatrix},$$

Де x_{ant} і y_{ant} – шукані координати (СВ антени), x_{pos} і y_{pos} – відомі координати (СВ механізму позиціонування). δx , δy і $\delta\varphi$ відповідно лінійне зміщення та невеликий кут повороту однієї системи відліку відносно іншої.

Локалізаційна похибка знаходиться як довжина відрізка, проведеного через реконструйований центр мас стрижня та переведену в СВ антени відому позицію стрижня. Математично таку метрику визначимо:

$$\Delta r = \sqrt{(x_c - x_{ant})^2 + (y_c - y_{ant})^2}.$$

Середня локалізаційна похибка представлена у таблиці 4.1., а на координатній площині знайдені та реконструйовані позиції представлені на рисунках 4.4-4.8.

Таблиця 4.1. Усереднена по всім позиціям стрижня локалізаційна похибка для відповідних методів реконструкції, мм.

Гомогенний DAS	Бінарний DAS	Частотно- залежний DAS, нульова провідність	Частотно- залежний DAS	DAS із трасуванням променів
2.96	2.75	2.84	2.96	3.78

Із даного набору даних не вдалось визначити, чи є локалізаційна похибка функцією від полярного радіуса.

Проаналізуємо отримані результати. Із таблиці видно, незначні покращення у вигляді зменшення локалізаційної похибки з одним винятком у вигляді методу трасування променів. Проте ці результати необхідно сприймати з розумінням роздільної здатності зображення. Різниця між найбільшим і найменшим

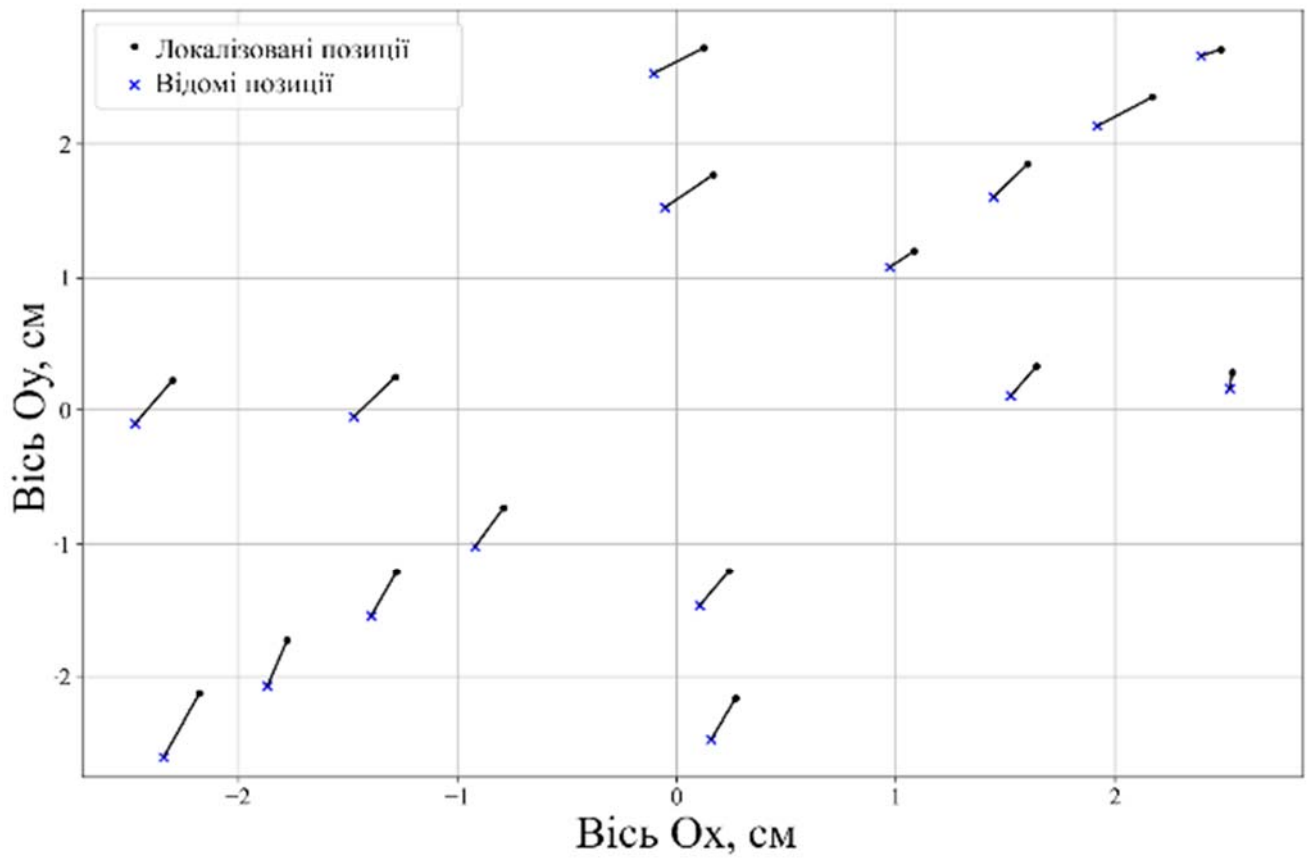


Рисунок 4.4. Розподіл записаних та локалізованих позицій стрижня, гомогенний DAS.

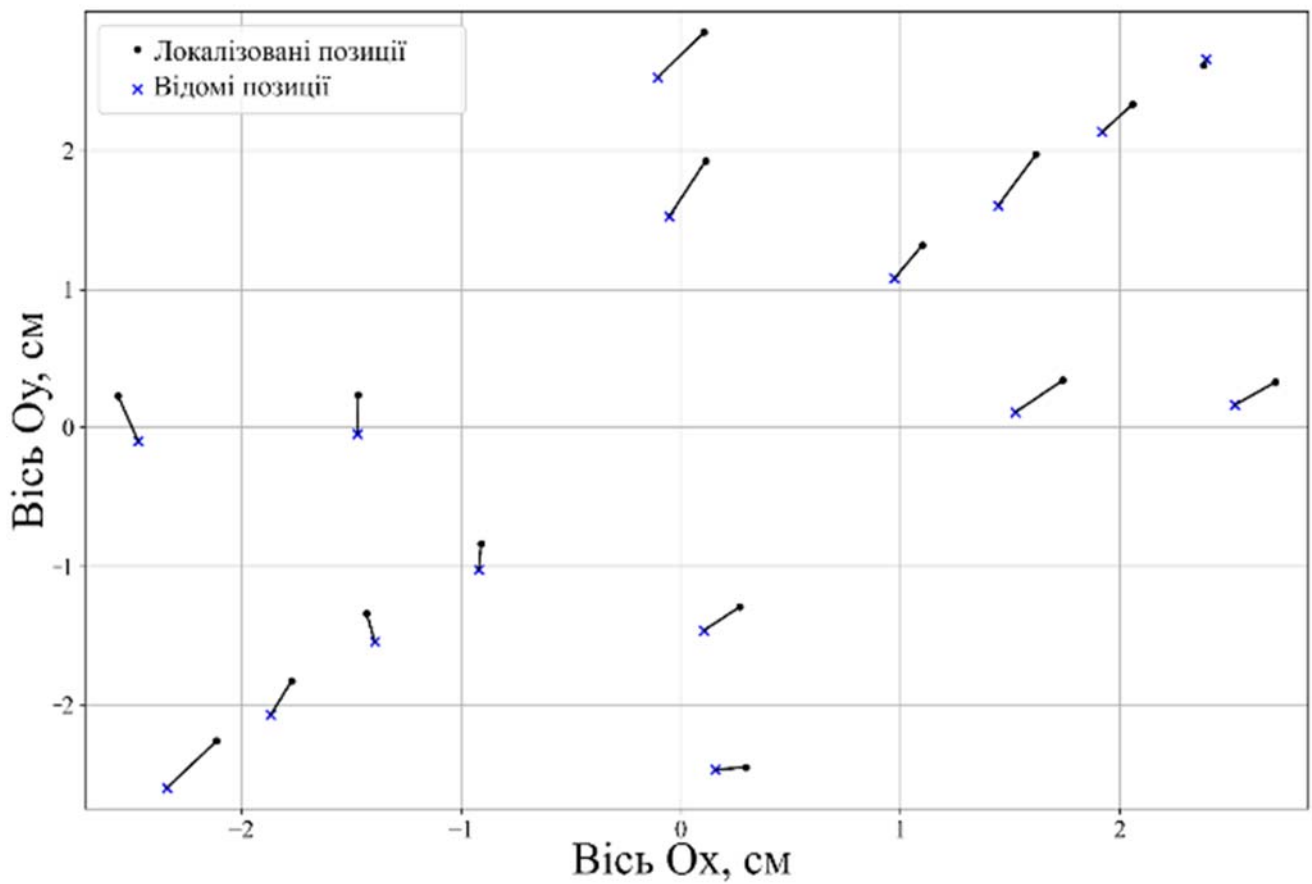


Рисунок 4.5. Розподіл записаних та локалізованих позицій стрижня, бінарний DAS.

значенням похибки перевищує розмір пікселя лише на десяту частину

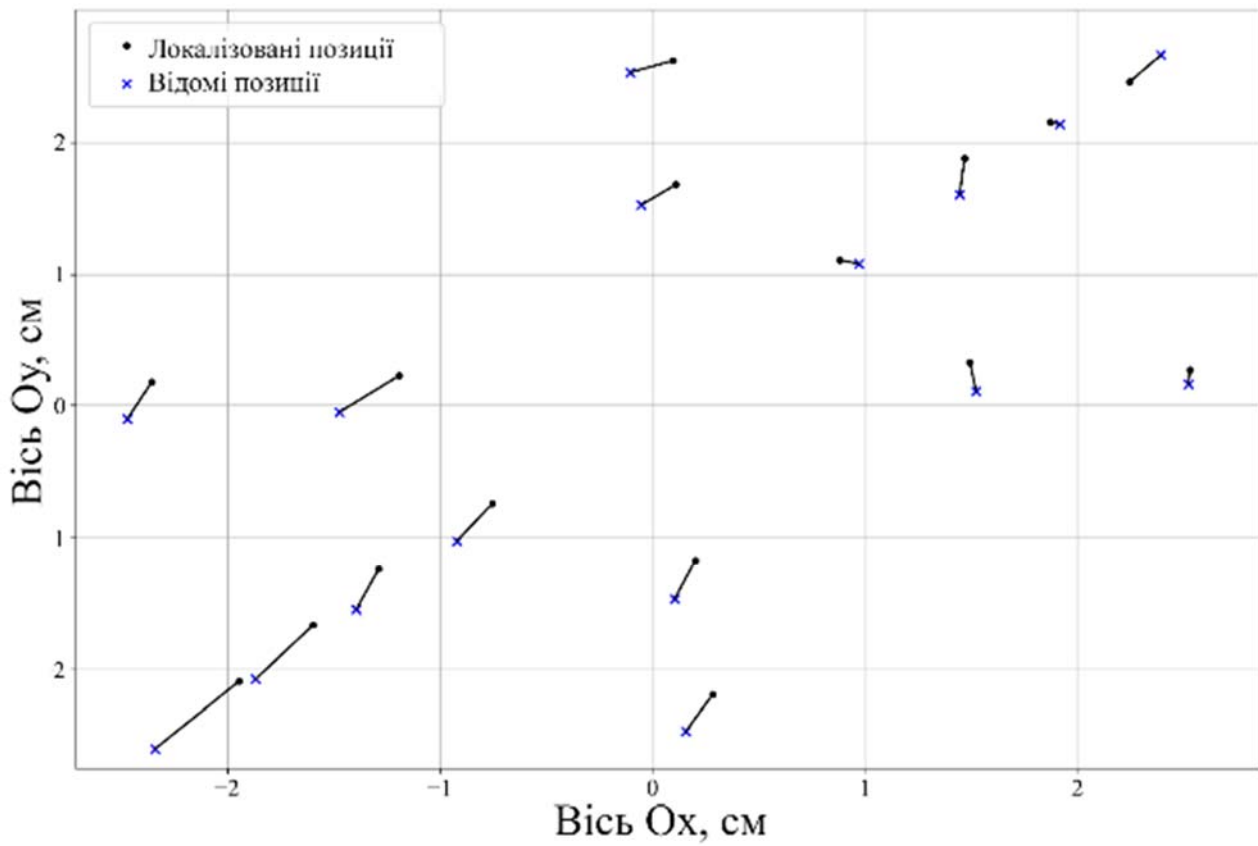


Рисунок 4.6. Розподіл записаних та локалізованих позицій стрижня, частотно-залежний DAS (нульова електропровідність).

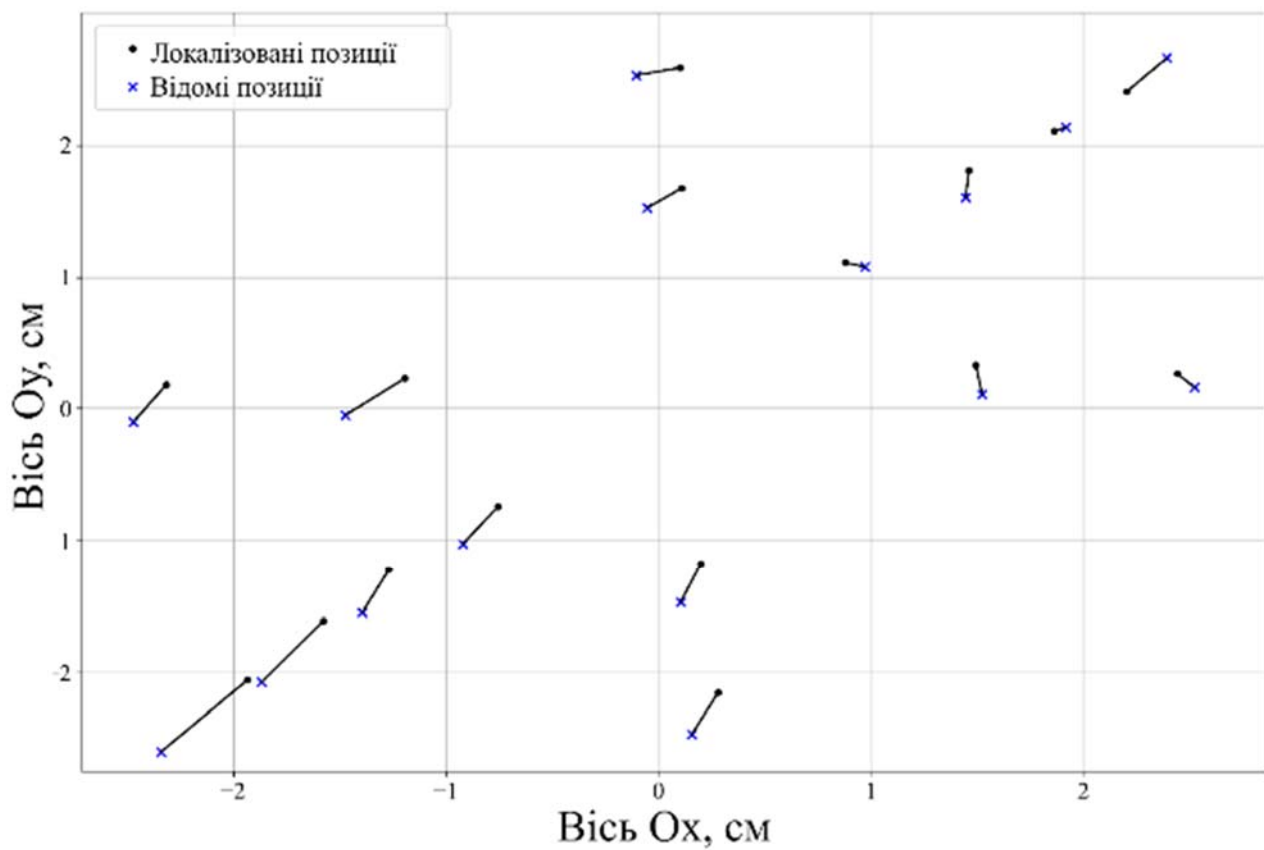


Рисунок 4.7. Розподіл записаних та локалізованих позицій стрижня, частотно-залежний DAS (повна модель).

міліметра, а про аналіз таких відстаней не може йти мови, оскільки часова

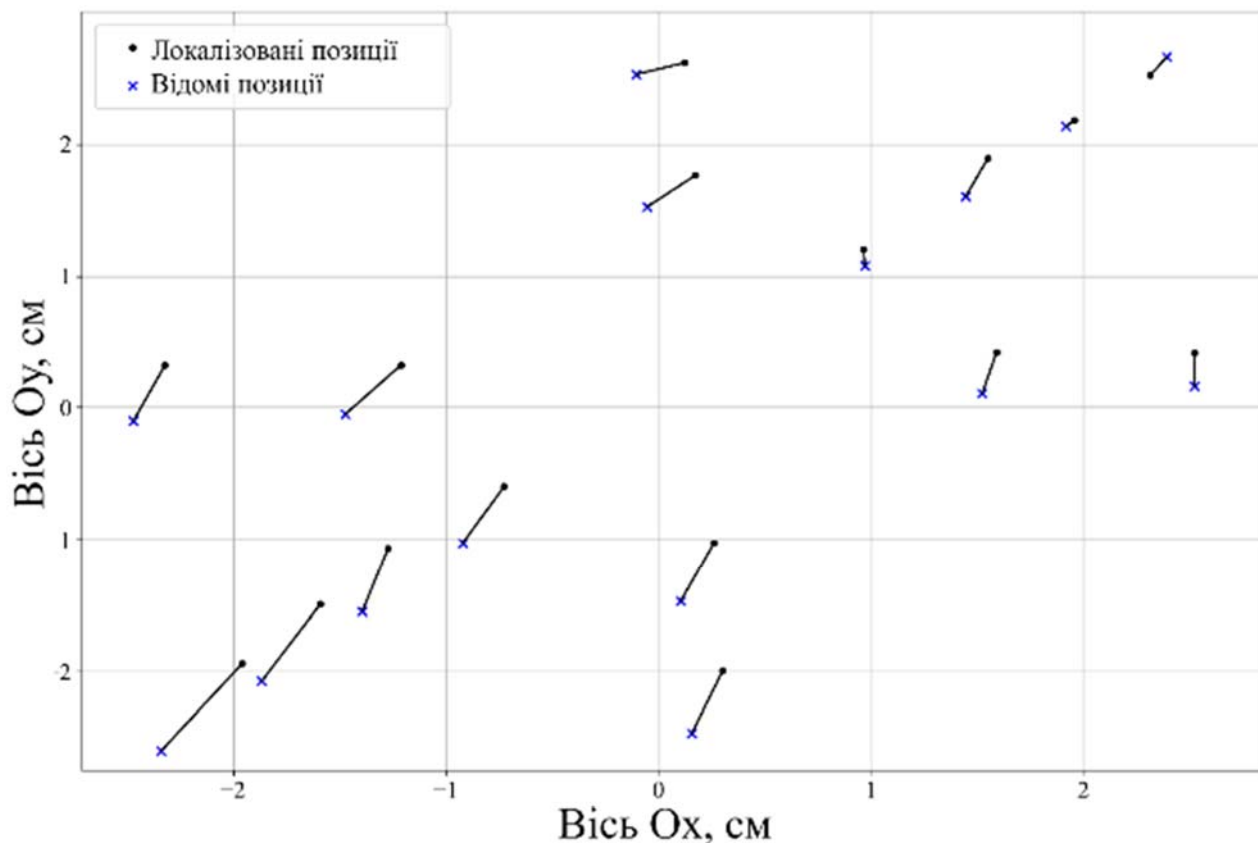


Рисунок 4.8. Розподіл записаних та локалізованих позицій стрижня, частотно-залежний DAS із використанням трасування променів.

затримка розраховувалась виключно для окремих пікселів. Покращення середньої похибки – це надійний показник того, що в наборі реконструйованих знімків, жоден із нових методів відтворення зображення не матиме систематичної тенденції на зміщення головного максимуму, тобто введені покращення (які помітно ускладнюють модель) мають фізичний сенс і добре накладаються з більш апроксимуючим гомогенним методом «зсув і сумування».

Помітна різниця між методом із застосуванням трасування променів та всіма іншими. Такий статистичний викид пояснюється згаданою у п. 3.3.2.

проблемою неточності визначення точок перетину через усереднення. Проте, варто відмітити, що різниця між іншими методами все ще знаходиться в порядку розміру одного пікселя.

4.3.2. Розмір цілі

Працюючи в частотному інтервалі від 2 до 9 ГГц, ми маємо справу з довжинами хвилі приблизно від 3 до 15 см, що значно перевищує розмір цілі, яка була використана в цьому досліді. Тому дуже важливо, аби розроблені методи вирівнювали сигнали за часом з найвищою точністю, фокусуючи їх. Для оцінки якості такого фокусування було вирішено виміряти розмір цілі, що можна спостерігати на зображеннях. Оскільки форма «пухлини» дуже близька до круглої чи еліптичної, можемо виокремити два перерізи, довжину яких можна порівняти. Алгоритм можна описати наступним чином. Першим кроком буде локалізація центру мас знайденого стрижня. Другим – повернути зображення таким чином, щоб знайдений центр мас знаходився на додатній половині осі Оу. В такому положенні вертикальний переріз розміру цілі відповідатиме протяжності її в напрямку зростання полярного радіуса ($\hat{\rho}$ -протяжності), а горизонтальний переріз відповідатиме протяжності в напрямку зростання полярного кута ($\hat{\phi}$ -протяжності). Ми можемо ставити у відповідність полярний кут, оскільки візуально реконструйований розмір стрижня має відносно невеликі розміри. Єдине, що залишається визначити – як виміряти довжини перерізів. Для збереження узгодження між результатами аналізу був обраний підхід з використанням повної ширини на половині максимуму (FWHM), тобто фізична відстань між пікселями з протилежних сторін від центра мас, що мають найближче значення інтенсивності до половини максимуму. Усереднивши результати таких вимірів для кожного окремого метода, отримаємо таблицю 4.2. Нові методи обрахунку затримки часу мають значно менші показники розміру цілі. DAS із бінарним розбиттям області зображення має ціль на 12% меншу в напрямі збільшення полярного кута та на 30% меншу в напрямку збільшення полярного радіуса. Всі частотно-залежні варіації зменшують розмір цілі приблизно на 40%. Таке суттєве зменшення розмірів є індикатором більш точного вирівнювання сигналів за часом, що і очікувалось від уточнюючих методів.

Таблиця 4.2. Усереднений по всім позиціям стрижня розмір цілі у напрямку зростання полярного радіуса та полярного кута для відповідних методів реконструкції, см.

	Гомогенний DAS	Бінарний DAS	Частотно- залежний DAS, нульова провідність	Частотно- залежний DAS	DAS із трасуванням променів
$\hat{\rho}$	0.9946	0.6979	0.6044	0.6154	0.6044
$\hat{\phi}$	0.9671	0.8572	0.6044	0.5825	0.5990

Аналізуючи абсолютні значення, можемо помітити, що гомогенна версія алгоритму DAS в середньому має «пухлину» більш ніж втричі більшу, ніж її реальний розмір. Бінарні реконструкції в середньому видають розмір у 2.3-2.8 разів більший за очікуваний. Частотно-залежні варіації ж не перевищують двократного збільшення в жодному з напрямків. Звідси слідує висновок, що врахування залежності швидкості поширення хвилі від її довжини грає суттєву роль у фокусуванні сигналів на різних позиціях. Внесок електропровідності незначний. Хоч і здається, що гомогенний DAS має дуже стабільний розмір цілі від зображення до зображення, проте на рисунку 4.9. можемо побачити два статистичні викиди, де значення $\hat{\rho}$ -протяжності більше на 0.5-0.6 см за ту саму метрику на інших полярних позиціях. Інші методи мають такі самі викиди на цих позиціях, проте ніколи не досягають такої різниці. Це свідчить про те, що метод, що використовує усереднену швидкість поширення хвилі по всій області, з помітно меншою точністю вирівнює сигнали, що мають найбільший «дизбаланс» відстані від антени до розсіювача, тобто такі позиції, де стрижень знаходиться на найбільшій відстані від центра системи відліку антени, або на найближчій до пластикових стінок фантома. В той же час, розбиття області враховує сповільнені ділянки поширення хвилі і компенсують цей «дизбаланс». Варто відмітити, що ні вертикальна, ні горизонтальна протяжності

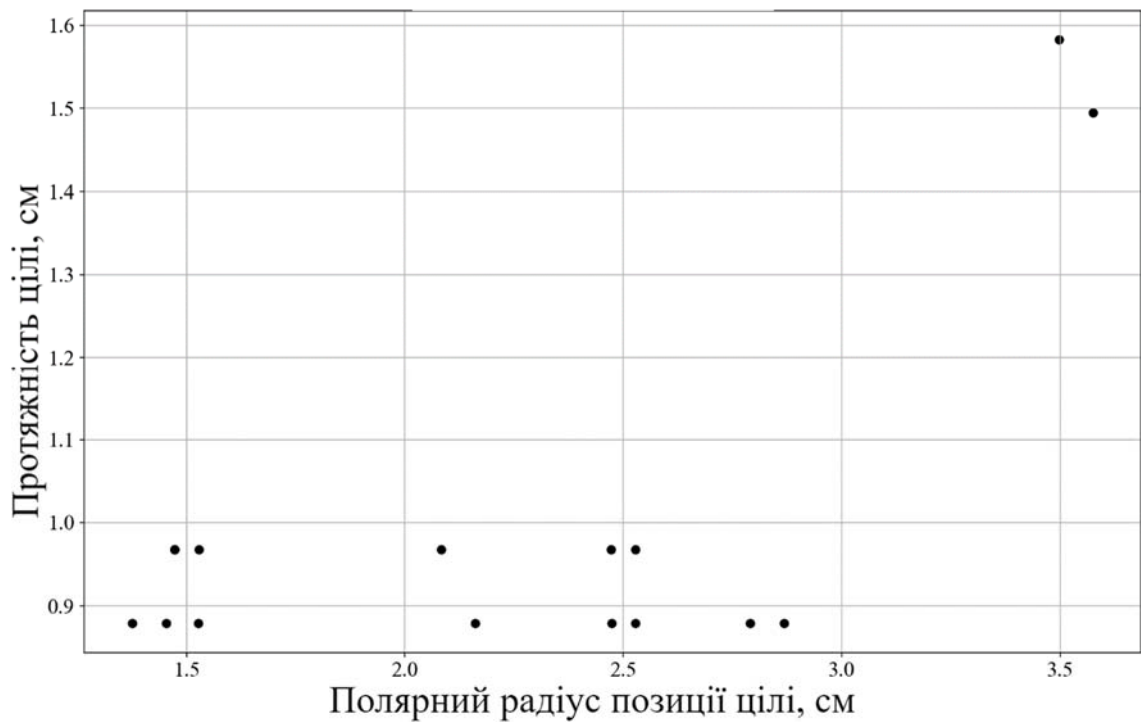


Рисунок 4.9. Залежність протяжності цілі у напрямку зростання $\hat{\rho}$. На відстанях порядку 3,5 см можна помітити дві точки, що відповідають істотній переоцінці розміру стрижня.

реконструйованого стрижня не мають прямої та очевидної залежності від полярного радіуса.

4.3.3. Контраст

В цьому розділі першочергово необхідно провести візуальний огляд відтворених зображень. Зазвичай, у галузі медичної візуалізації, отримане зображення умовно поділяють на область цілі та фон³. Однією з основних величин, що демонструють якість методу реконструкції зображення є контраст між цими двома регіонами. Це важливо, оскільки чим вищий контраст, тим помітніші злоякісні утворення і відповідно вищий шанс, що спеціаліст зуміє розпізнати на зображенні пухлину і поставити правильний діагноз. Окрім того, як було згадано в п. 1.1., в мікрохвильовій візуалізації часто необхідне об'єктивне визначення, чи присутня на даному зображенні саме ракова пухлина для вимірювання чутливості і специфічності методів, а також для

³ В англійських дослідженнях використовується слово *clutter*, тобто шум. Проте шумом називають сигнал низької інтенсивності, яким можна знехтувати. Фоном у свою чергу, знехтувати не можна, оскільки мова йде про сигнал не настільки низької інтенсивності.

потенціального навчання моделей штучного інтелекту. Проте, як вже зазначалось в п. 1.3., високий рівень контрасту не може слугувати єдиною мірою якості, оскільки таке трактування призводить до втрати медичної користі; як числова величина контраст має зміст тільки в комбінації з іншими величинами.

На реконструкціях наведених на рисунку 4.3 можна помітити, що із появою розбиття області зображення з'являється артефакт – кільце високої інтенсивності, що оточує ціль. Воно може бути спричинено ще не дослідженими і не виявленими відмінностями поточної моделі та реальної поведінки електромагнітного випромінювання, тривимірними ефектами, якими в моделях знехтувано (вертикальна протяжність стрижня та фантома) або вторинним розсіянням. В будь-якому випадку, це питання потребує додаткових досліджень, а наразі можна лише говорити, що фон в більш складних моделях має візуально більше деталей і вищу середню інтенсивність.

Хоч контраст в даних з настільки гладкими градієнтами інтенсивності є величиною без чіткого визначення, в літературному стандарті присутні метрики, що часто використовуються саме в цілях порівняння методів відтворення зображень. В рамках цього дослідження було обрано дві величини – відношення сигнал-фон та сигнал-середнє.

Такі назви походять від англійських аббревіацій SCR – signal-to-clutter ratio та SMR – signal-to-mean ratio. Математично вони визначаються:

$$SCR = 20 \log_{10} \frac{T_{max}}{C_{max}},$$
$$SMR = 20 \log_{10} \frac{T_{max}}{C_{mean}},$$

Де T_{max} – максимальна інтенсивність в області цілі, C_{max} – максимальна інтенсивність фону, C_{mean} – середня інтенсивність фону. Відношення переведені в децибели.

Область фону моделювалась шляхом виключення еліптичної області цілі (параметри знайдені в п. 4.3.2. служать параметрами для побудови еліпса) та повітря використовуючи визначену границю фантома.

Усереднені по всіх позиціях стрижня значення контрасту приведені в таблиці 4.3.

Як у випадку з розміром та локалізацією, не було помічено прямої залежності жодної з метрик контрасту від полярного радіуса. Звісно, це може бути спричинено обмеженістю самого набору, оскільки 16 точок може не вистачити для побудови такої залежності.

Цікавішими є відносні показники. Як і передбачалось, з уведенням розбиття області зображення, відношення сигналу до фону значно падає. Найпомітніша різниця між бінарним DAS та його гомогенним відповідником – приблизно 23%. Проте, ще на етапі візуального аналізу було помічено, що інтенсивність фоновому сигналу спадала і ніби «концентрувалась» у цілі, коли було введено частотну залежність швидкості. Це проявлялось в падінні відносної інтенсивності вищезгаданого кільця та зростанні максимального її значення, що відповідає інтенсивності стрижня. Експериментальним підтвердженням цього є вищі показники контрастності для частотно-залежних варіацій DAS в порівнянні з бінарним. Частотно-залежні методи з аналітичним розбиттям мають значення контрасту менші за отримані в гомогенному випадку на 8-9%, з трасуванням променів – 14%.

У випадку відношення сигналу до середнього зберігається тенденція на «концентрацію» інтенсивності при частотній залежності, як і збережене загальне падіння контрастності для всіх методів із розбиттям області зображення. Відрізняється абсолютне значення – в середньому SMR має майже в 4.5 рази більше значення ніж SCR. Це пояснюється тим, що кільце хоч і має відносно високу інтенсивність, є недостатньо великим елементом загального фону, тому низька за інтенсивністю область зображення «пересилує» вторинне кільце та усереднює його майже до рівня шуму. У випадку відношення сигналу до середнього, метод DAS із трасуванням променів майже не відрізняється за

контрастністю від своїх відповідників із розбиттям за допомогою круглої області, всі три методи нижчі за гомогенний DAS на 9-10%, бінарна ж версія – на 17%.

Таблиця 4.3. Усереднені по всім позиціям стрижня значення відношення сигналу до фону та сигналу до середнього для відповідних методів реконструкції, dB.

	Гомогенний DAS	Бінарний DAS	Частотно-залежний DAS, нульова провідність	Частотно-залежний DAS	DAS із трасуванням променів
SCR	8.390	6.431	7.725	7.684	7.256
SMR	35.752	29.678	32.657	32.661	32.429

ВИСНОВКИ

Виходячи з даних, отриманих в п. 4.3., можемо зробити висновки щодо якості розроблених методів уточнення розрахунку затримки часу, визначити чи досягнуті результати відповідають цілям, поставленим на початку проекту, а також запропонувати напрямки, в якому може піти дослідження далі задля покращення відтворення зображень та наближення мікрохвильової візуалізації до клінічного використання.

Не дивлячись на те, що локалізаційні дані свідчать, що нові методи покращують визначення позиції невеликого в перерізі металевого об'єкту в діелектричному середовищі, *остаточно такий висновок робити зарано.*

Різниця в показниках локалізаційної похибки в абсолютній більшості випадків становить менше ширини пікселя. Проте, з упевненістю можна стверджувати, що розроблені алгоритми не вносять систематичної похибки та поведуться передбачувано – ціль на зображенні знаходиться в очікуваній області, а сама

похибка не перевищує 3 мм, окрім випадку із трасуванням променів, де абсолютне значення різниці між локалізованим центром мас та записаною позицією становить приблизно 3,7 мм.

Уточнюючі методи обчислення затримки часу значною мірою зменшують розмір реконструйованої цілі, наближаючи її до реальних фізичних розмірів.

Розроблені алгоритми при врахуванні частотної залежності швидкості відтворюють досить симетричну ціль з розмірностями порядку 0,6 см як у вертикальному, так і у горизонтальному напрямках, в той час як в середньому розмір цілі на реконструкціях, що використовують усереднену швидкість поширення хвилі становить 0,97 см у напрямку $\hat{\phi}$ та 0,99 см у напрямку $\hat{\rho}$.

Окрім того, нові алгоритми реконструкції зображень виправляють екстремальні крайові випадки гомогенного DAS, в яких протяжність цілі на зображенні в напрямку зростання полярного радіуса досягає значень 1,5-1,6 см, що приблизно у 5 разів більше, ніж діаметр сталевого стрижня. Натомість, методи відтворення із врахуванням розбиття області зображення хоч і мають статистичні викиди на найдаальших від центру системи відліку антени позиціях, розмір цілі на цих позиціях не перевищує 0,9 см в жодному з напрямів. У випадку розташування стрижня в точках із найбільшим полярним радіусом, між сигналами антени існує найбільше часове зміщення. Тому зменшення розміру цілі на цих зображеннях свідчить про більш точне часове вирівнювання сигналів, особливо при уведенні частотної залежності моделі.

Значення відношень сигналу до фону та сигналу до середнього спадають при розбитті області зображення. Бінарному DAS відповідає падіння SCR на 23% та SMR на 17% в порівнянні з гомогенним відповідником. При врахуванні частотної залежності спостерігається концентрування інтенсивності навколо цілі, про що свідчить падіння значень SCR на 8-9%, а SMR – на 9-10%.

Дане дослідження в майбутньому може бути доповнене експериментальною перевіркою розроблених методів на фантомах із фіброзно-залозистою вставкою. Окрім того, методи можуть бути використані для визначення специфічності та чутливості великих наборів даних.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Clark A., Fallowfield L. Breast Cancer. CRC Press, 2002. URL: <https://doi.org/10.1201/9781482267563>.
2. Tan A. R. Breast cancer. New York : Demos Medical, 2010. 656 p.
3. Breast Cancer / ed. by H. Mayrovitz. Exon Publications, 2022. URL: <https://doi.org/10.36255/exon-publications-breast-cancer>.
4. Liewei Sha, Ward E. R., Stroy B. A review of dielectric properties of normal and malignant breast tissue. IEEE SoutheastCon 2002, Columbia, SC, USA. URL: <https://doi.org/10.1109/secon.2002.995639>.
5. Dielectric properties of the normal and malignant breast tissues in xenograft mice at low frequencies (100 Hz–1 MHz) / S. M. Hesabgar et al. Measurement. 2017. Vol. 105. P. 56–65. URL: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2017.04.004>.
6. The correlation of in vivo and ex vivo tissue dielectric properties to validate electromagnetic breast imaging: initial clinical experience / R. J. Halter et al. Physiological Measurement. 2009. Vol. 30, no. 6. P. 121–136. URL: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/30/6/s08>.
7. Initial Clinical Experience with Microwave Breast Imaging in Women with Normal Mammography / P. M. Meaney et al. Academic Radiology. 2007. Vol. 14, no. 2. P. 207–218. URL: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2006.10.016>.
8. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries / M. Lazebnik et al. Physics in Medicine and Biology. 2007. Vol. 52, no. 10. P. 2637–2656. URL: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/10/001>.
9. Clinical microwave breast imaging — 2D results and the evolution to 3D / P. M. Meaney et al. 2009 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), Torino, Italy, 14–18 September 2009. 2009. URL: <https://doi.org/10.1109/iceaa.2009.5297356>.

10. Son S.-H. Preclinical Prototype Development of a Microwave Tomography System for Breast Cancer Detection. ETRI Journal. 2010. Vol. 32, no. 6. P. 901–910. URL: <https://doi.org/10.4218/etrij.10.0109.0626>.
11. Nikolova N. K. Introduction to Microwave Imaging. Cambridge University Press, 2017.
12. O'Halloran M., Glavin M., Jones E. Improved Confocal Microwave Imaging of the breast using path-dependent signal weighting. 2011 XXXth URSI General Assembly and Scientific Symposium, Istanbul, 13–20 August 2011. 2011. URL: <https://doi.org/10.1109/ursigass.2011.6051375>.
13. Microwave Radar-Based Breast Cancer Detection: Imaging in Inhomogeneous Breast Phantoms / M. Klemm et al. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters. 2009. Vol. 8. P. 1349–1352. URL: <https://doi.org/10.1109/lawp.2009.2036748>.
14. Solis-Nepote M., Reimer T., Pistorius S. An Air-Operated Bistatic System for Breast Microwave Radar Imaging: Pre-Clinical Validation. 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Berlin, Germany, 23–27 July 2019. 2019. URL: <https://doi.org/10.1109/embc.2019.8857646>.
15. Reimer T. Improving image reconstruction and machine learning methods in breast microwave sensing : master thesis. Winnipeg, 2020. 129 p.
16. Reimer T., Solis-Nepote M., Pistorius S. The impact of the inverse chirp z-transform on breast microwave radar image reconstruction. International Journal of Microwave and Wireless Technologies. 2020. Vol. 12, no. 9. P. 848–854. URL: <https://doi.org/10.1017/s1759078720000379>.
17. Siddon R. L. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. Medical Physics. 1985. Vol. 12, no. 2. P. 252–255. URL: <https://doi.org/10.1118/1.595715>.
18. A Time-Reversal Imaging System for Breast Screening: Theory and Initial

Phantom Results / M. Yousefnia et al. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2018. Vol. 65, no. 11. P. 2542–2551. URL: <https://doi.org/10.1109/tbme.2018.2807799>.

19. An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection / ed. by R. C. Conceição, J. J. Mohr, M. O'Halloran. Cham : Springer International Publishing, 2016. URL: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-27866-7>.
20. Reimer T., Pistorius S. An Optimization-Based Approach to Radar Image Reconstruction in Breast Microwave Sensing. Sensors. 2021. Vol. 21, no. 24. P. 8172. URL: <https://doi.org/10.3390/s21248172>.
21. D J. S.-S. P. Fibroglandular Density (Dense Breast Tissue): What It Means. Healthline. URL: <https://www.healthline.com/health/breast-cancer/scattered-fibroglandular#causes>.
22. Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Delay-Multiply-and-Sum Image Reconstruction Algorithm / H. Been Lim et al. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2008. Vol. 55, no. 6. P. 1697–1704. URL: <https://doi.org/10.1109/tbme.2008.919716>.
23. Lavoie B. R., Okoniewski M., Fear E. C. Estimating the Effective Permittivity for Reconstructing Accurate Microwave-Radar Images. PLOS ONE. 2016. Vol. 11, no. 9. P. e0160849. URL: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0160849>.
24. Evaluation of Refraction Effects in Dry Medical Microwave Imaging Setups / D. M. Godinho et al. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters. 2021. Vol. 20, no. 4. P. 617–621. URL: <https://doi.org/10.1109/lawp.2021.3059162>.
25. Reimer T., Nepote M. S., Pistorius S. Initial Results Using an MLEM-based Reconstruction Algorithm for Breast Microwave Radar Imaging. 2018 18th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics (ANTEM), Waterloo, ON, 19–22 August 2018. 2018. URL: <https://doi.org/10.1109/antem.2018.8572937>.

26. Microwave Breast Imaging With a Monostatic Radar-Based System: A Study of Application to Patients / E. C. Fear et al. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 2013. Vol. 61, no. 5. P. 2119–2128. URL: <https://doi.org/10.1109/tmtt.2013.2255884>.
27. Microwave Breast Imaging: Clinical Advances and Remaining Challenges / D. O'Loughlin et al. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2018. Vol. 65, no. 11. P. 2580–2590. URL: <https://doi.org/10.1109/tbme.2018.2809541>.
28. Nikolova N. Microwave Imaging for Breast Cancer. IEEE Microwave Magazine. 2011. Vol. 12, no. 7. P. 78–94. URL: <https://doi.org/10.1109/mmm.2011.942702>.
29. Microwave Radar Imaging of Heterogeneous Breast Tissue Integrating A Priori Information / J. Moll et al. International Journal of Biomedical Imaging. 2014. Vol. 2014. P. 1–10. URL: <https://doi.org/10.1155/2014/943549>.
30. Microwave Tomography / S. Noghanian et al. New York, NY : Springer New York, 2014. URL: <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-0752-6>.
31. Wang L., Xiao X., Kikkawa T. MRI-aided tissues interface characterization: An accurate signal propagation time calculation method for UWB breast tumor imaging. Applied Surface Science. 2016. Vol. 388. P. 24–34. URL: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2016.05.135>.
32. Radar-based tumor localization in heterogeneous breast tissue using a 3D permittivity model / J. Moll et al. 2014 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), The Hague, Netherlands, 6–11 April 2014. 2014. URL: <https://doi.org/10.1109/eucap.2014.6902011>.
33. Kwon S., Lee S. Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection. International Journal of Biomedical Imaging. 2016. Vol. 2016. P. 1–26. URL: <https://doi.org/10.1155/2016/5054912>.
34. Byrne D., Craddock I. J. Time-Domain Wideband Adaptive Beamforming for Radar Breast Imaging. IEEE Transactions on Antennas and Propagation. 2015.

- Vol. 63, no. 4. P. 1725–1735. URL: <https://doi.org/10.1109/tap.2015.2398125>.
35. Hagness S. C., Taflove A., Bridges J. E. Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1998. Vol. 45, no. 12. P. 1470–1479. URL: <https://doi.org/10.1109/10.730440>.
36. Improved Delay-and-Sum Beamforming Algorithm for Breast Cancer Detection / M. Klemm et al. International Journal of Antennas and Propagation. 2008. Vol. 2008. P. 1–9. URL: <https://doi.org/10.1155/2008/761402>.