

**ĐẠI HỌC QUỐC GIA HÀ NỘI
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ**



VŨ HOÀNG TUẤN HIỆP

**KHÔI PHỤC ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP SỬ DỤNG
DBIM HỖ TRỢ BỞI QUYẾT ĐỊNH NGƯỠNG**

Ngành: Công nghệ Kỹ thuật điện tử, Truyền thông

Chuyên ngành: Kỹ thuật điện tử

Mã số: 60520203

**LUẬN VĂN THẠC SĨ CÔNG NGHỆ KỸ THUẬT ĐIỆN TỬ,
TRUYỀN THÔNG**

NGƯỜI HƯỚNG DẪN KHOA HỌC: PGS.TS. TRẦN ĐỨC TÂN

HÀ NỘI - 2016

LỜI CẢM ƠN

Được sự phân công của Khoa Điện tử Viễn thông - Trường Đại học Công nghệ - Đại học Quốc gia Hà Nội và được sự đồng ý của thầy giáo hướng dẫn PGS.TS Trần Đức Tân, tôi đã thực hiện đề tài “*Khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng DBIM hỗ trợ bởi quyết định ngưỡng*”.

Luận văn này là kết quả làm việc chăm chỉ cũng như những ý kiến đóng góp, chỉ dẫn nhiệt tình của thầy hướng dẫn của thầy giáo PGS.TS Trần Đức Tân. Tôi rất vinh hạnh được làm việc cùng thầy giáo hướng dẫn. Do đặc thù công việc thường xuyên phải đi công tác xa, việc hoàn thiện luận văn phải kéo dài thêm thời gian nhưng đã nhận được sự chỉ bảo tận tình, chu đáo của thầy giáo.

Tôi cũng xin gửi lời cảm ơn đến các thầy, cô và bạn bè trong trong lớp K20-ĐT VT, bộ môn Vi cơ điện tử và Vi hệ thống, Khoa Điện tử - Viễn thông, Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội đã có những nhận xét, góp ý quý báu trong quá trình tôi hoàn thiện luận văn.

Đây là đề tài tôi dày công nghiên cứu cùng với thầy hướng dẫn, vì vậy, tôi hy vọng rằng, nó sẽ là tài liệu bổ ích cho những người quan tâm về lĩnh vực này.

Tôi xin cảm ơn bạn bè, đồng nghiệp, người thân đã cổ vũ, động viên, giúp đỡ tôi hoàn thành luận văn.

Hà Nội, ngày 01 tháng 8 năm 2016

Học viên

Vũ Hoàng Tuấn Hiệp

LỜI CAM ĐOAN

Tôi xin cam đoan đây là công trình nghiên cứu của riêng tôi và được sự hướng dẫn khoa học của thầy giáo PGS.TS Trần Đức Tân. Các nội dung nghiên cứu, kết quả trong luận văn này là trung thực và chưa công bố dưới bất kỳ hình thức nào trước đây. Tôi không sao chép các tài liệu hay các công trình nghiên cứu của người khác để làm luận văn này.

Nếu phát hiện có bất kỳ sự gian lận nào tôi xin hoàn toàn chịu trách nhiệm về nội dung của luận văn. Trường Đại học Công nghệ - Đại học Quốc gia Hà Nội không liên quan đến những vi phạm tác quyền, bản quyền do tôi gây ra trong quá trình thực hiện (*nếu có*).

Hà Nội, ngày 01 tháng 8 năm 2016

Học viên

Vũ Hoàng Tuấn Hiệp

MỤC LỤC

KÍ HIỆU VIẾT TẮT / GIẢI THÍCH Ý NGHĨA	1
DANH MỤC CÁC BẢNG.....	2
DANH MỤC HÌNH VẼ.....	2
LỜI NÓI ĐẦU	3
CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU	4
1.1. Tổng quan về chẩn đoán hình ảnh.....	4
1.1.1. Chụp ảnh cắt lớp CT.....	4
1.1.2. Chụp cộng hưởng từ MRI	6
1.1.3 Chụp siêu âm.....	8
1.2. Siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược	16
1.3. Tổ chức luận văn.....	17
CHƯƠNG 2. NGUYÊN TẮC HOẠT ĐỘNG.....	18
2.1. Lặp vi phân Born (DBIM).....	18
2.2. Bài toán ngược	23
2.3. Các phương pháp toán học nâng cao chất lượng khôi phục ảnh y sinh... 25	
CHƯƠNG 3. HỆ THỐNG ĐỀ XUẤT.....	28
3.1. Đề xuất	28
3.2. Tìm giá trị ngưỡng A tối ưu	30
3.3. Các kết quả mô phỏng.....	30
KẾT LUẬN	41
TÀI LIỆU THAM KHẢO.....	42
PHỤ LỤC: CODE MATLAB DBIM.....	44

KÍ HIỆU VIẾT TẮT / GIẢI THÍCH Ý NGHĨA

Kí hiệu	Đơn vị	Ý nghĩa
BIM		Born Iterative Method / Phương pháp lặp Born
c_0	m/s	Vận tốc truyền sóng trong môi trường
c_1	m/s	Vận tốc truyền sóng trong đối tượng
CT scanner		Computer tomography scanner / Chụp X – quang cắt lớp
DBIM		Distorted Born Iterative Method / Phương pháp lặp vi phân Born
H	Mm	Là đơn vị kích thước của 1 ô (pixel)
k_0	rad/m	Số sóng
MRI		Magnetic Resonance Imaging / Chụp cộng hưởng từ
N		Số lượng ô (pixel) theo chiều dọc/ngang
N_r		Số lượng máy phát
N_t		Số lượng máy thu
$O(\vec{r})$	$(rad / m)^2$	Hàm mục tiêu
$p^{inc}(\vec{r})$	Pa	Áp suất tới
$p(\vec{r})$	Pa	Áp suất tổng
$p^{sc}(\vec{r})$	Pa	Áp suất tán xạ
ROI		Region of Interest / Vùng quan tâm

DANH MỤC CÁC BẢNG

Bảng 3.1: Kết quả thực nghiệm trong trường hợp không có nhiễu	32
Bảng 3.2: Kết quả thực nghiệm có nhiễu	35
Bảng 3.3: Bảng hình ảnh hàm mục tiêu sau mỗi lần lặp.....	39

DANH MỤC HÌNH VẼ

Hình 1.1: Ảnh chụp cắt lớp CT	5
Hình 1.2: Ảnh chụp công hưởng từ (sọ não).....	7
Hình 1.3: Đầu dò siêu âm.....	10
Hình 1.4: Ảnh chụp siêu âm cắt lớp từ máy R7 của Quantum	15
Hình 2.1: Cấu hình hệ đo DBIM.....	18
Hình 2.2: Mô hình phương pháp DBIM	22
Hình 3.1: Cấu hình hệ đo thực tế	28
Hình 3.2: Hàm mục tiêu lý tưởng	31

LỜI NÓI ĐẦU

Trong y học, chẩn đoán hình ảnh là một phương pháp chẩn đoán cho phép các bác sĩ có thể quan sát bằng hình ảnh các bộ phận của cơ thể một cách trực quan nhất, từ đó đưa ra các chẩn đoán chính xác của bệnh lý để có biện pháp điều trị hiệu quả. Ngày nay, cùng với sự phát triển nhanh chóng của khoa học kỹ thuật, nhất là ngành công nghệ thông tin - điện tử viễn thông, các phương tiện chẩn đoán hình ảnh không ngừng được cải tiến nhằm nâng cao độ chính xác, tính hữu ích và ngày càng đóng vai trò quan trọng trong hệ thống y học. Đặc biệt, trong bối cảnh sự bùng nổ các căn bệnh ung thư, chẩn đoán hình ảnh được sử dụng như một phương pháp phát hiện sớm bệnh ung thư.

Một số phương pháp chẩn đoán hình ảnh phổ biến là: chụp X - quang, chụp cắt lớp (CT), chụp cộng hưởng từ (MRI), siêu âm... Thời gian gần đây, siêu âm trở thành một phương pháp đang được áp dụng rộng rãi với ưu điểm nổi trội là thực hiện đơn giản, giá thành rẻ, không độc hại; tuy nhiên phương pháp tạo ảnh truyền thống như B-mode vẫn còn tồn tại nhược điểm về chất lượng ảnh, ảnh sau khi được tái tạo chưa rõ nét được, ảnh hưởng đến chất lượng, gây khó khăn cho việc chẩn đoán bệnh. Do đó, phương pháp tạo ảnh cắt lớp bắt đầu được quan tâm do đáp ứng được yêu cầu về chất lượng và độ chính xác, nhưng phương pháp này chưa có nhiều ứng dụng trong thương mại do còn gặp một số khuyết điểm trong đó phải kể đến chất lượng và tốc độ tính toán.

Tạo ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược dựa trên hai nguyên lý hoạt động là lặp Born (Born Iterative Method - BIM) và lặp vi phân Born (Distorted Born Iterative Method - DBIM), đây là hai phương pháp được cho là tốt nhất hiện nay cho tạo ảnh tán xạ. Trong đó, lặp vi phân Born có ưu điểm là tốc độ hội tụ nhanh và là phương pháp tác giả lựa chọn để cải tiến. Luận văn này đề xuất phương pháp sử dụng ngưỡng giới hạn đối với áp suất tán xạ để cải tiến phương pháp DBIM truyền thống (có thể áp dụng được cả với BIM) giúp cho ảnh tạo được có chất lượng tốt hơn hẳn phương pháp ban đầu, cùng với thời gian tính toán được giảm đáng kể. Với những kết quả thu được qua những thực nghiệm mô phỏng đã chứng minh phương pháp đề xuất cho kết quả tốt, khắc phục được nhược điểm của phương pháp truyền thống là chất lượng khôi phục và tốc độ tính toán.

CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU

1.1. Tổng quan về chẩn đoán hình ảnh

Chẩn đoán hình ảnh hay chẩn đoán bệnh thông qua hình ảnh là phương pháp quan trọng giúp cho bác sĩ và người bệnh hiểu rõ về hình thái, chức năng, cấu tạo sinh lý của cơ thể, để từ đó đưa ra những phương án phòng ngừa và điều trị bệnh một cách hiệu quả nhất. Một số phương pháp chẩn đoán hình ảnh phổ biến hiện nay như: X - quang, chụp cắt lớp - CT (Computed Tomography), cộng hưởng từ - MRI (Magnetic Resonance Imaging), siêu âm (Ultrasound),...

1.1.1. Chụp ảnh cắt lớp

CT là từ viết tắt của Computed Tomography có nghĩa là “chụp ảnh các lát cắt bằng tính toán”, CT có khả năng tạo hình ảnh “xuyên qua” cơ thể bệnh nhân. CT còn có tên gọi khác là CAT (Computed axial tomography).

Sơ lược về nguyên lý

Khi chụp X - quang, bệnh nhân đứng giữa một máy phát tia X và một tấm phim. Tia X có bản chất giống với ánh sáng - cùng là sóng điện từ, nhưng có bước sóng rất nhỏ, năng lượng lớn nên có khả năng đâm xuyên rất mạnh. Khi tia X đi qua cơ thể người, nó sẽ bị các cơ quan trong cơ thể hấp thụ một phần. Năng lượng tia X giảm tuân theo định luật Beer [1, tr.13]:

$$I = I_0 \exp(-\mu x), \quad (1.1)$$

trong đó: I_0 , I là năng lượng tia X tới và sau khi đi qua vật hấp thụ; μ là hệ số suy giảm tuyến tính của vật liệu, đặc trưng cho khả năng làm suy giảm năng lượng tia X của vật chất và x là chiều dày của vật hấp thụ tia X.

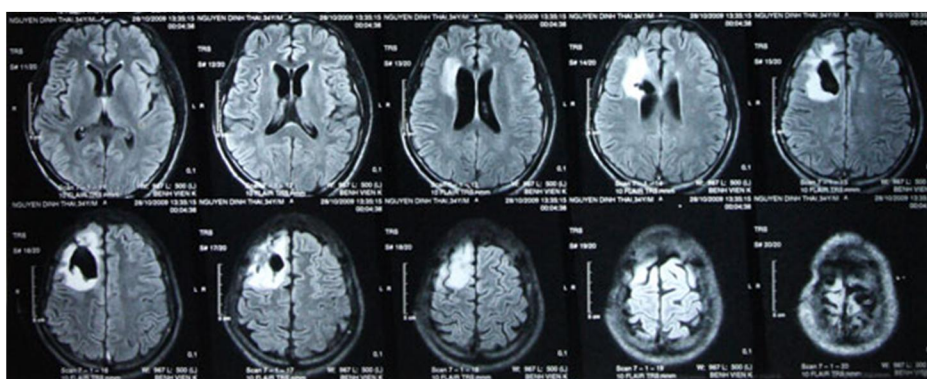
Các bộ phận khác nhau trong cơ thể hấp thụ tia X khác nhau [1, tr.33]. Vì vậy, chùm tia X khi đi ra khỏi cơ thể sẽ gồm các tia có năng lượng khác nhau, mức độ tác động lên phim khác nhau nên trên phim sẽ có các vùng sáng tối mô tả các cơ quan bên trong cơ thể người chụp.

CT cũng dùng tia X nhưng có nhiều điểm khác biệt và phức tạp hơn chụp X - quang thông thường. Một chùm tia X được sử dụng “cắt” ngang qua cơ thể người chụp. Ở phía bên kia, thay vì đặt một tấm phim, người ta dùng các máy thu để ghi lại tín hiệu này [1, tr.53-54]. Tia X và máy thu sẽ quay xung quanh người chụp nhưng quỹ đạo quay vẫn nằm trên một mặt phẳng để lấy dữ liệu thô (raw data) về lát cắt này. Dữ liệu thô sau đó được tính toán và biến đổi bằng toán học để chuyển thành dữ liệu hình ảnh cho ta quan sát.

Hiện nay, hầu hết các máy CT đều có phần mềm tái tạo hình ảnh 3D từ các lát cắt. Các phần mềm này cho phép bác sỹ quan sát các cơ quan bên trong cơ thể theo mọi hướng, có thể cắt lại trên nhiều hướng khác nhau.

Ưu điểm và nhược điểm

Ngày nay, CT được ứng dụng rộng rãi trong khám lâm sàng để phát hiện bệnh lý từ sọ não, đầu mặt cổ, tim, ngực, bụng, chậu, xương, mô mềm cho đến bệnh lý mạch máu não, cổ, mạch máu chi và các mạch máu tạng khác. CT còn được dùng để hướng dẫn phẫu thuật, xạ trị và theo dõi sau phẫu thuật. Kỹ thuật 3D-CT cho phép đánh giá chính xác vị trí tổn thương trong không gian 3 chiều, từ đó định hướng tốt cho phẫu thuật cũng như xạ trị.



Hình 1.1: Ảnh chụp cắt lớp CT sọ não

Các ưu điểm của kỹ thuật CT là:

- Hình ảnh rõ nét do không có hiện tượng nhiễu hình chồng lên nhau.
- Khả năng phân giải những hình ảnh mô mềm cao hơn nhiều so với X - quang.

- Thời gian chụp nhanh, cần thiết trong khảo sát, đánh giá các bệnh cấp cứu và khảo sát các bộ phận di động trong cơ thể (phổi, tim, gan, ruột...).
- Độ phân giải không gian đối với xương cao nên rất tốt để khảo sát các bệnh lý xương.
- Kỹ thuật dùng tia X, nên có thể dùng để chụp cho những bệnh nhân có chống chỉ định chụp cộng hưởng từ (Đặt máy tạo nhịp, van tim kim loại, máy trợ thính cố định, di vật kim loại...).

Kỹ thuật CT cũng tồn tại những nhược điểm, cụ thể là:

- Do khả năng đâm xuyên mạnh của tia X nên CT khó phát hiện các tổn thương phần mềm hơn là MRI.
- CT khó phát hiện được các tổn thương sụn khớp, dây chằng và tổn thương tủy sống.
- Những cơ quan và tổn thương có cùng độ đậm thì khó phát hiện và khó phân biệt trên CT.
- Độ phân giải hình ảnh của CT thấp hơn MRI, nhất là các cấu trúc mô mềm, vì vậy CT khó phát hiện các tổn thương có kích thước nhỏ.
- CT là kỹ thuật dùng tia X và gây nhiễm xạ. Mức độ nhiễm xạ mỗi lần chụp đều nằm trong giới hạn cho phép.

1.1.2. Chụp cộng hưởng từ

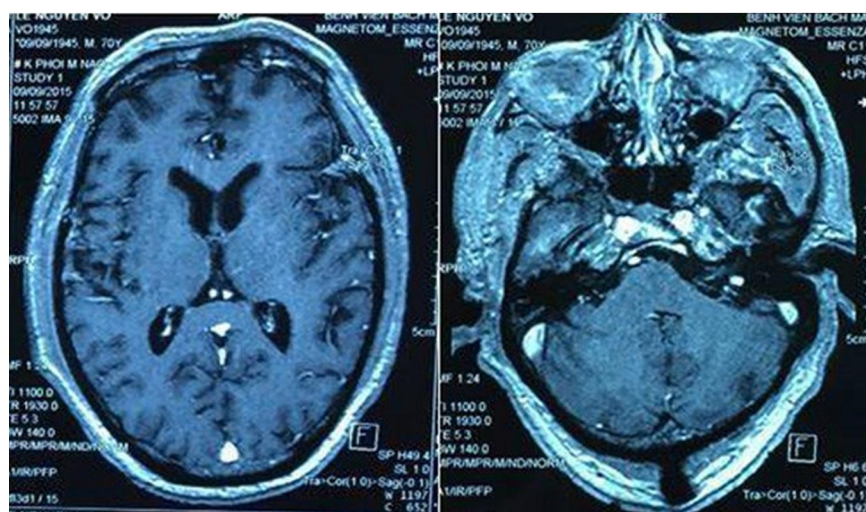
Chụp cộng hưởng từ (MRI) là một phương pháp thu hình ảnh của các cơ quan trong cơ thể sống và quan sát lượng nước bên trong các cấu trúc của các cơ quan. Ảnh của các mô mềm trong cơ thể tạo ra từ cộng hưởng từ rõ nét hơn so với ảnh từ các phương pháp khác.

Nguyên lý

Dựa vào nguyên tắc cấu tạo của nguyên tử và các mômen tạo ra từ electron và proton. Cơ thể con người cấu tạo chủ yếu từ nước (60-70%) mà trong thành phần của phân tử nước luôn có nguyên tử hydro. Về mặt từ tính,

nguyên tử hydro là một nguyên tử đặc biệt, hạt nhân chỉ chứa 1 proton, do đó, nó có một mômen từ lớn. Từ điều này dẫn tới một hệ quả là: nếu ta dựa vào hoạt động từ của các nguyên tử hydro để ghi nhận sự phân bố nước khác nhau của các mô trong cơ thể thì chúng ta có thể ghi hình và phân biệt được các mô đó [1, tr.67]. Mặt khác, trong cùng một cơ quan, các tổn thương bệnh lý dẫn đến sự thay đổi phân bố nước tại vị trí tổn thương, dẫn đến hoạt động từ tại đó sẽ thay đổi so với mô lành, nên ta cũng sẽ ghi hình được các thương tổn.

Ứng dụng nguyên lý này, MRI sử dụng một từ trường mạnh và một hệ thống phát các xung có tần số vô tuyến để điều khiển hoạt động điện từ của nhân nguyên tử, mà cụ thể là nhân nguyên tử hydro có trong phân tử nước của cơ thể, nhằm bức xạ năng lượng dưới dạng các tín hiệu có tần số vô tuyến. Các tín hiệu này sẽ được một hệ thống thu nhận và xử lý điện toán để tạo ra hình ảnh của đối tượng vừa được đưa vào từ trường đó.



Hình 1.2: Ảnh chụp cộng hưởng từ (sọ não)

Các ưu điểm của kỹ thuật MRI là:

- Ảnh của cấu trúc các mô mềm trong cơ thể như tim, phổi, gan và các cơ quan khác rõ hơn và chi tiết hơn so với ảnh được tạo bằng các phương pháp khác, khiến MRI trở thành công cụ vô giá trong chẩn đoán bệnh thời kỳ đầu và đánh giá các khối u trong cơ thể.

- Giúp cho các bác sĩ đánh giá được các chức năng hoạt động cũng như cấu trúc của nhiều cơ quan nội tạng.
- Không gây tác dụng phụ như trong việc chụp X - quang thường quy và chụp CT.
- Cho phép dò ra các điểm bất thường ẩn sau các lớp xương mà các phương pháp tạo ảnh khác khó có thể nhận ra.
- Giúp chẩn đoán nhanh và chuẩn xác các bệnh tim mạch.

MRI còn tồn tại một số nhược điểm:

- Các vật bằng kim loại cấy trong cơ thể (không được phát hiện) có thể chịu ảnh hưởng của từ trường mạnh.
- Không sử dụng với các bệnh nhân mang thai ở quý đầu, trừ khi thật cần thiết.

1.1.3 Chụp siêu âm

Siêu âm là một loại dao động cơ học được truyền đi trong một môi trường vật chất nhất định. Năng lượng cơ học này tác động vào các phân tử vật chất của môi trường làm cho chúng dao động khỏi vị trí cân bằng, tạo thành sóng lan truyền cho tới khi hết năng lượng. Chính vì vậy siêu âm không thể truyền ở môi trường chân không như các sóng điện từ [3].

Dựa theo tần số, âm thanh được chia thành 3 loại: (1) Những âm thanh có tần số nhỏ hơn 16 Hz mà tai người không thể nghe được là hạ âm; (2) Các sóng âm có dải tần từ 16 Hz đến 20.000 Hz được gọi là âm nghe được; (3) Siêu âm là âm thanh có tần số trên 20.000 Hz. Như vậy về bản chất siêu âm cũng không có gì khác với các dao động cơ học khác và nó cũng được đặc trưng bởi một số đại lượng vật lý như: tần số, biên độ, chu kỳ... [2, tr.25, 3]

Chu kỳ là khoảng thời gian thực hiện một nén và dãn. Đơn vị thường được tính bằng đơn vị đo thời gian (s, ms...). Biên độ là khoảng cách lớn nhất giữa 2 đỉnh cao nhất và thấp nhất. Tần số (f) là số chu kỳ dao động trong 1 giây,

đơn vị đo là Hz. Bước sóng (λ) là độ dài của 1 chu kỳ dao động. Bước sóng thường được đo bằng đơn vị đo chiều dài như mm, cm.

Tốc độ siêu âm (c) là quãng đường mà chùm tia siêu âm đi được trong 1 đơn vị thời gian, thường được đo bằng m/s. Tốc độ siêu âm không phụ thuộc vào công suất của máy phát mà phụ thuộc vào bản chất của môi trường truyền âm. Những môi trường có mật độ phân tử cao, tính đàn hồi lớn siêu âm truyền tốc độ cao và ngược lại những môi trường có mật độ phân tử thấp tốc độ sẽ nhỏ. Ví dụ xương từ 2700 - 4100 m/s; tổ chức mỡ 1460 - 1470 m/s; gan 1540 - 1580 m/s; phổi 650 - 1160 m/s; cơ 1545 - 1630m/s; nước 1480m/s... Trong siêu âm chẩn đoán, người ta thường lấy giá trị trung bình của tốc độ siêu âm trong cơ thể là 1540m/s. Giữa tốc độ truyền âm, bước sóng và tần số có mối liên hệ qua phương trình sau [2, tr.26, 3]:

$$c = \lambda \cdot f \quad (1.2)$$

Năng lượng siêu âm (P) biểu thị mức năng lượng mà chùm tia siêu âm truyền vào cơ thể. Giá trị này phụ thuộc vào nguồn phát, trong siêu âm chẩn đoán để đảm bảo an toàn, các máy thường phát với mức năng lượng thấp vào khoảng 1MW đến 10MW. Tuy nhiên, trong các kiểu siêu âm thì siêu âm Doppler thường có mức năng lượng cao hơn. Ở các máy siêu âm hiện đại, người sử dụng có thể chủ động thay đổi mức phát năng lượng để nâng cao hơn tính an toàn cho bệnh nhân, nhất là đối với thai nhi và trẻ em.

Nguyên lý cấu tạo máy siêu âm

Máy siêu âm được cấu thành từ 2 bộ phận chính đó là đầu dò và bộ phận xử lý trung tâm và một số bộ phận hỗ trợ [2, tr.31, 3].

Đầu dò siêu âm

Đầu dò có nhiệm vụ phát chùm tia siêu âm vào trong cơ thể và thu nhận chùm tia siêu âm phản xạ quay về, hoạt động dựa trên nguyên lý áp điện của Pierre Curie và Paul Curie.



Hình 1.3: Đầu dò siêu âm

Cấu tạo đầu dò: Thành phần cơ bản của đầu dò siêu âm là các chấn tử. Mỗi chấn tử bao gồm 01 tinh thể thạch anh được nối với dòng điện xoay chiều. Chiều dày của các tinh thể càng mỏng thì tần số càng cao. Vì các tinh thể thạch anh có những hạn chế về mặt kỹ thuật nên ngày nay nhiều vật liệu mới như các muối titanat được sử dụng trong công nghệ chế tạo đầu dò, cho phép tạo ra những đầu dò có tần số theo yêu cầu của lâm sàng. Nếu trước kia mỗi đầu dò chỉ phát 1 tần số cố định, thì ngày nay với công nghệ mới, ta có những loại đầu dò đa tần. Những đầu dò kiểu mới có thể phát với các tần số khác nhau trên 1 dải rộng như 2 - 4MHz, thậm chí 3 - 17MHz... với 5 mức điều khiển để thay đổi tần số. Những đầu dò đa tần này rất thuận lợi cho khám bệnh lâm sàng. Về mặt kỹ thuật, muốn tăng độ dài của trường gần ta có thể tăng bán kính của tinh thể trong đầu dò, hoặc tăng tần số phát để giảm bước sóng, tuy nhiên điều này bị giới hạn bởi các yếu tố khác, vì tăng r là tăng kích thước đầu dò, còn tăng tần số sẽ làm giảm độ sâu cần thăm dò, nên người ta hay sử dụng 1 thấu kính để hội tụ chùm tia siêu âm để giảm độ loe của trường xa [3].

Phân loại đầu dò: Dựa theo phương thức quét chùm tia siêu âm, người ta phân đầu dò làm 2 loại: quét điện tử và quét cơ học. Nếu căn cứ vào cách bố trí các chấn tử trên giá đỡ chúng ta có các kiểu đầu dò: thẳng (linear); đầu dò cong (convex); đầu dò rẽ quạt (sector). Mỗi loại đầu dò sử dụng cho các mục đích

khám bệnh tại các bộ phận khác nhau của cơ thể, đầu dò thẳng dùng để khám các mạch máu ngoại vi, các bộ phận nhỏ, ở nông như tuyến vú, tuyến giáp... Đầu dò cong chủ yếu dùng cho các khám ổ bụng và sản phụ khoa. Đầu dò rẽ quạt để khám tim và các mạch máu nội tạng. Ngoài ra căn cứ theo mục đích sử dụng chúng ta có rất nhiều loại đầu dò khác nhau như: đầu dò siêu âm qua thực quản để khám tim mạch, đầu dò nội soi khi kết hợp với bộ phận quang học để khám tiêu hoá, đầu dò sử dụng trong phẫu thuật, đầu dò trong lòng mạch... [3]

Độ phân giải của đầu dò: Là khoảng cách gần nhất giữa 2 cấu trúc cạnh nhau mà trên màn hình chúng ta vẫn còn phân biệt được. Như vậy, độ phân giải càng cao thì khả năng quan sát chi tiết các cấu trúc càng rõ nét. Chính vì thế, độ phân giải là một trong những chỉ tiêu để đánh giá chất lượng máy siêu âm. Có 3 loại độ phân giải: Độ phân giải theo chiều dọc là khả năng phân biệt 2 vật theo chiều của chùm tia (theo chiều trên-dưới của màn hình); Độ phân giải ngang là khả năng phân biệt theo chiều ngang (chiều phải-trái của màn hình); Độ phân giải theo chiều dày (chiều vuông góc với mặt phẳng cắt, vì thực tế mặt cắt siêu âm không phải là một mặt phẳng, mà có độ dày nhất định). Độ phân giải phụ thuộc rất nhiều vào tần số của đầu dò, vị trí của cấu trúc đang nghiên cứu thuộc trường gần hay xa của đầu dò [3].

Bộ phận xử lý tín hiệu và thông tin.

Tín hiệu siêu âm phản hồi từ cơ thể được đầu dò thu nhận, sau đó biến thành dòng điện. Dòng điện này mang theo thông tin về độ chênh lệch trở kháng giữa các cấu trúc mà chùm tia siêu âm đã xuyên qua (khi độ chênh lệch trở kháng giữa hai cấu trúc càng lớn, năng lượng của chùm tia siêu âm phản xạ càng cao, sẽ tạo ra dòng điện xoay chiều càng lớn) và thông tin về khoảng cách từ cấu trúc phản xạ siêu âm đến đầu dò. Khoảng cách này được tính bằng công thức [3]:

$$D = \frac{ct}{2}, \quad (1.3)$$

trong đó: D là khoảng cách, c là tốc độ siêu âm trong cơ thể, t là thời gian từ khi phát xung đến khi nhận xung.

Những tín hiệu này sau khi xử lý tùy theo kiểu siêu âm mà cho ta các thông tin khác nhau về cấu trúc và chức năng của các cơ quan mà ta cần nghiên cứu. Ngoài ra, máy siêu âm còn chứa phần mềm, cho phép đo đạc tính toán các thông số như khoảng cách, diện tích, thể tích, thời gian... theo không gian 2 chiều, 3 chiều. Từ những thông tin này kết hợp với những chương trình đã được tính toán sẵn sẽ cung cấp cho chúng ta những thông tin cao hơn. Ví dụ, từ đường kính lưỡng đỉnh thai nhi, có thể dự kiến ngày sinh, trọng lượng thai... Hoặc từ thể tích thất trái cuối kỳ tâm trương, tâm thu, chúng ta sẽ biết được thể tích nhát bóp, cung lượng tim...

Những thông tin về cấu trúc và chức năng của các cơ quan sẽ được hiển thị trên màn hình, đồng thời cũng có thể được lưu trữ lại trong các bộ phận ghi hình và có thể nối mạng với các phương tiện khác.

Các kiểu siêu âm

Siêu âm kiểu A: Đây là kiểu siêu âm cổ điển nhất, ngày nay chỉ còn sử dụng trong phạm vi hẹp, như chuyên khoa mắt với mục đích đo khoảng cách, vì nó rất chính xác trong chức năng này. Các tín hiệu thu nhận từ đầu dò được biến thành những xung có đỉnh nhọn, theo nguyên tắc biên độ của sóng siêu âm phản xạ càng lớn, biên độ của xung càng cao và ngược lại. Như vậy, trên màn hình chúng ta không nhìn thấy hình ảnh mà chỉ thấy các xung. Thời gian xuất hiện các xung sẽ phản ánh chính xác khoảng cách từ các vị trí xuất hiện sóng siêu âm phản xạ [3].

Siêu âm kiểu 2D: Hay còn gọi là siêu âm 2 bình diện, kiểu siêu âm này hiện nay đang được sử dụng phổ biến nhất trong tất cả các chuyên khoa. Có thể nói, chính siêu âm 2D là một cuộc cách mạng trong ngành siêu âm chẩn đoán. Nguyên lý của siêu âm 2D: những tín hiệu siêu âm phản xạ được đầu dò tiếp nhận sẽ biến thành dòng điện xoay chiều, mang theo 2 thông tin về mức độ

chênh lệch trở kháng tại biên giới giữa các cấu trúc khác nhau và khoảng cách của các cấu trúc này so với đầu dò. Dòng điện sau đó được xử lý biến thành các chấm sáng có mức độ sáng khác nhau tùy theo cường độ và khoảng cách từ đầu dò đến mặt phân cách có phản hồi âm. Như vậy, các thông tin này sẽ được thể hiện trên màn hình bằng những chấm sáng với cường độ khác nhau, được sắp xếp theo một thứ tự nhất định tái tạo nên hình ảnh của các cơ quan, cấu trúc mà chùm tia đã đi qua. Để nghiên cứu các cấu trúc có vận động trong cơ thể như tim và các mạch máu, người ta chế tạo các đầu dò có thể ghi lại rất nhiều hình ảnh vận động của chúng ở các thời điểm khác nhau trong một đơn vị thời gian (> 24 hình/giây) và như vậy những vận động của các cơ quan này sẽ được thể hiện liên tục giống như vận động thực của nó trong cơ thể và người ta gọi là siêu âm hình ảnh thời gian thực (real time). Tất cả các máy siêu âm hiện nay đều có khả năng ghi lại hình ảnh thời gian thực [3].

Siêu âm kiểu TM (Time motion hay M - Mode): Được sử dụng để đo đạc các thông số siêu âm về khoảng cách, thời gian đối với những cấu trúc có chuyển động, mà nếu thực hiện bằng kỹ thuật siêu âm 2D thì sẽ gặp khó khăn. Đây là kiểu siêu âm vận động theo thời gian, ở đó chùm tia siêu âm được cắt ở một vị trí nhất định, trục tung của đồ thị biểu diễn biên độ vận động của các cấu trúc, trục hoành thể hiện thời gian. Như vậy, những cấu trúc không vận động sẽ thành những đường thẳng, còn những cấu trúc vận động sẽ biến thành những đường cong với biên độ tùy theo mức độ vận động của các cấu trúc này. Sau đó, khi dùng hình chúng ta có thể dễ dàng đo được các thông số về khoảng cách, biên độ vận động, thời gian vận động... Kiểu TM được sử dụng nhiều trong siêu âm tim mạch [3].

Siêu âm Doppler: Đây là một tiến bộ lớn của siêu âm chẩn đoán vì nó cung cấp thêm những thông tin về huyết động, làm phong phú thêm giá trị của siêu âm trong thực hành lâm sàng, đặc biệt đối với siêu âm tim mạch. Kiểu siêu âm này được giới thiệu trong một phần riêng [3].

Siêu âm kiểu 3D: Trong những năm gần đây, siêu âm 3D đã được đưa vào ứng dụng ở một số lĩnh vực chủ yếu như sản khoa. Hiện nay, có 2 loại siêu âm 3D, đó là loại tái tạo lại hình ảnh nhờ các phương pháp dựng hình máy tính và một loại được gọi là 3D thực sự hay còn gọi là Live 3D. Siêu âm 3D do một đầu dò có cấu trúc khá lớn, mà trong đó người ta bố trí các chấn tử nhiều hơn theo hình ma trận, phối hợp với phương pháp quét hình theo chiều không gian nhiều mặt cắt, các mặt cắt theo kiểu 2D này được máy tính lưu giữ lại và dựng thành hình theo không gian 3 chiều. Ngày nay, có một số máy siêu âm thế hệ mới đã có siêu âm 3 chiều cho cả tim mạch, tuy nhiên ứng dụng của chúng còn hạn chế do kỹ thuật tương đối phức tạp và đặc biệt là giá thành cao.

Ưu điểm và nhược điểm

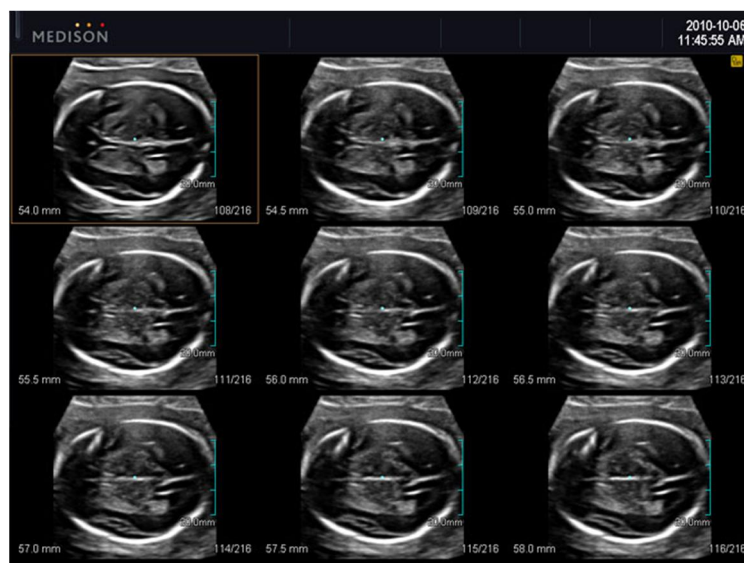
Trong y học ngày nay, chẩn đoán bệnh bằng hình ảnh là một công cụ đặc lực giúp cho các bác sỹ trong việc phát hiện sớm để điều trị bệnh. Siêu âm là một phương pháp chuẩn đoán bệnh được sử dụng phổ biến với các ưu điểm nổi trội so với các phương pháp khác như CT, MRI, X - quang, do tính an toàn vì không sử dụng các phóng xạ ion hóa, không sử dụng từ trường mạnh (từ trường mạnh có thể tác động tới các vật kim loại trong cơ thể), thực hiện đơn giản, hơn nữa giá thành lại tương đối rẻ so với các phương pháp nêu trên. Tuy nhiên, sóng siêu âm bị cản trở bởi hơi hoặc không khí, do đó, siêu âm không phải là phương tiện chẩn đoán hình ảnh lý tưởng cho ruột (tạng rỗng) và những cơ quan bị ruột che khuất hoặc khi muốn khảo sát về dạ dày, ruột non, ruột già. Sóng âm khó xuyên thấu được xương và do đó chỉ có thể nhìn thấy được mặt ngoài của các cấu trúc xương chứ không nhìn được những gì nằm bên trong. Vì vậy, ta có thể kết hợp các phương pháp chẩn đoán hình ảnh khác nhằm tăng cao độ chính xác.

Kỹ thuật tạo ảnh siêu âm

Siêu âm (ultrasound) là một phương pháp khảo sát hình ảnh học bằng cách cho một phần của cơ thể tiếp xúc với sóng âm có tần số cao để tạo ra hình ảnh bên trong cơ thể. Do hình ảnh siêu âm được ghi nhận theo thời gian thực nên nó có thể

cho thấy hình ảnh cấu trúc và sự chuyển động của các bộ phận bên trong cơ thể kể cả hình ảnh dòng máu đang chảy trong các mạch máu. Tạo ảnh siêu âm không chỉ an toàn về bức xạ ion mà còn cho hiệu quả về mặt chi phí giá thành.

Kỹ thuật tạo ảnh âm thanh đã được sử dụng rộng rãi cho nhiều ứng dụng từ rất sớm khi mà có sự phát triển của sonar vào khoảng 1910. Một trong những ứng dụng to lớn nhất trên cơ sở sử dụng nguyên lý kỹ thuật sonar là tạo ảnh B-mode, một ứng dụng trong tạo ảnh y tế [4]. Ảnh B-mode là kết quả của sự thay đổi trong hàm cản trở âm thanh, cái mà thay đổi trong các môi trường khác nhau. “Độ phân giải không gian” trên bậc của một bước sóng có thể thu được bằng sử dụng các mảng (arrays) [5] và tập trung cao vào các phần tử chuyển đổi đơn [6] (“độ phân giải không gian” là khoảng cách nhỏ nhất giữa hai vật phản xạ mà chúng có thể phân biệt rõ tín hiệu dội trên màn hiển thị. Độ phân giải không gian được chia thành độ phân giải ngang, độ phân giải dọc trục và slice thickness). Mặc dù chất lượng hình ảnh có thể xấu đi do sự sai lệch pha và biên độ [7], nhưng hình ảnh tạo thành là đơn giản và tin cậy. Tuy nhiên, do tính chất tự nhiên của nó mà chuẩn đoán y tế sử dụng tạo ảnh B-mode thông thường là chủ quan và phụ thuộc vào chuyên môn và kinh nghiệm của người điều khiển. Kỹ thuật tạo ảnh B-mode còn mắc một nhược điểm lớn đó là chất lượng hình ảnh còn hạn chế, không thể phát hiện được các khối u nhỏ hơn bước sóng.



Hình 1.4: Ảnh chụp siêu âm cắt lớp từ máy R7 của Quantum

1.2. Siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược

Để khắc phục những nhược điểm trên của kỹ thuật tạo ảnh B-mode, những năm đầu của thập kỷ 70 thế kỷ trước, người ta đã đưa ra khái niệm siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược. Khái niệm này dựa trên cơ sở lý thuyết sử dụng X - quang và cắt lớp hạt nhân. Siêu âm cắt lớp cho chất lượng hình ảnh tốt hơn phương pháp truyền thống B-mode và có khả năng phát hiện được vật thể có kích thước nhỏ hơn bước sóng đang được nghiên cứu và ứng dụng.

Khi một tia tới sóng âm gặp một môi trường không đồng nhất thì một phần năng lượng sẽ bị tán xạ theo mọi hướng. Bài toán chụp cắt lớp siêu âm bao gồm ước lượng sự phân bố của các tham số (tốc độ âm thanh, sự suy giảm âm, mật độ và những thứ khác) tán xạ cho một tập các giá trị đo của trường tán xạ bằng việc giải ngược các phương trình sóng. Vì thế, chụp cắt lớp siêu âm cho thấy định lượng thông tin của vật thể dưới sự khảo sát hay kiểm tra.

Phương pháp siêu âm cắt lớp dùng tán xạ ngược cho phép tạo ảnh có lợi thế hơn nhiều so với phương pháp chụp X - quang, chụp CT, chụp ảnh cộng hưởng từ. Hoạt động của nó dựa trên sự tán xạ ngược và có khả năng giải quyết những cấu trúc nhỏ hơn bước sóng của sóng tới, nó trái ngược với phương pháp tạo ảnh truyền thống sử dụng phương pháp phản hồi. Một số tính chất vật liệu như độ tương phản âm thanh, độ suy hao, mật độ được ứng dụng để tìm ra các đối tượng có kích thước nhỏ. Phương pháp lặp Born (Born Iterative Method - BIM) và lặp vi phân Born (Distorted Born Iterative Method - DBIM) là hai phương pháp được cho là tốt nhất hiện nay cho tạo ảnh tán xạ.

Tuy nhiên, tán xạ ngược gặp phải một số hạn chế. Đầu tiên, phương pháp tán xạ ngược gặp phải vấn đề về hội tụ khi tái tạo lại đối tượng với “độ tương phản” lớn (độ tương phản quyết định bởi tính chất của môi trường, biểu hiện bởi sự tán xạ âm thanh nhiều hay ít, chính là chênh lệch tốc độ truyền sóng giữa 2 môi trường). Ràng buộc này cho đến nay đã hạn chế những ứng dụng tán xạ ngược áp dụng cho việc tạo ảnh vùng ngực [8-10].

Thứ hai, số liệu tán xạ phải thu thập ở rất nhiều góc khác nhau từ 0° đến 360° để thu được chất lượng chụp tốt. Đó cũng là lý do mà nghiên cứu chụp tán xạ ngược siêu âm lại tập trung vào tạo ảnh vùng ngực, để bao trùm được đầy đủ số liệu, việc tạo ảnh ở tần số tương đối cao (lên đến 5 MHz). Trong trường hợp tạo ảnh vú, góc bao phủ đầy đủ thu được bằng cách cho vùng vú đó vào trong nước, cách này được sử dụng cho các cặp vợ chồng siêu âm khối u.

Cuối cùng, hạn chế của chụp siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược là tốc độ tính toán và chất lượng ảnh tái tạo. Phương pháp chụp cắt lớp sử dụng tán xạ ngược được đánh giá là cho kết quả chính xác và khả quan hơn các phương pháp chụp siêu âm trước đây nhưng vấn đề về tốc độ tính toán là một trở ngại lớn của phương pháp này, trong chuẩn đoán bệnh y học thì yêu cầu về tốc độ cũng như chất lượng cần được đảm bảo.

Kết luận: Lựa chọn siêu âm cắt lớp vì nó kế thừa được ưu điểm của siêu âm nói chung và điểm mạnh của siêu âm cắt lớp nói riêng, như đã trình bày ở bên trên. Như vậy chụp siêu âm cắt lớp là tốt hơn so với phương pháp truyền thống B - mode trong Y sinh hiện nay, nhưng vẫn chưa thể áp dụng phổ biến do chất lượng chụp vẫn còn thấp. Vì thế cần thiết phải cải tiến nâng cao chất lượng chụp siêu âm cắt lớp, đó cũng là nội dung luận văn mà tác giả thực hiện. Và phương pháp mà tác giả lựa chọn là phương pháp lặp vi phân Born (DBIM) – được đánh giá là cho chất lượng hình ảnh tốt hơn để *khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng DBIM hỗ trợ bởi quyết định ngưỡng*.

1.3. Tổ chức luận văn

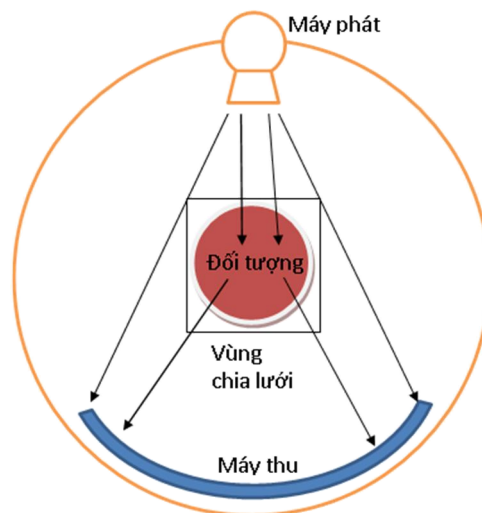
Phần còn lại của luận văn này được tổ chức như sau: Chương 2 trình bày về các nguyên tắc hoạt động gồm việc trình bày phương pháp DBIM (Distorted Born Iterative Method), các phương pháp toán học nâng cao chất lượng khôi phục ảnh y sinh. Chương 3 đưa ra các phương pháp đề xuất để giải quyết vấn đề đặt ra và những kết quả đã đạt được khi áp dụng phương pháp đề xuất. Cuối cùng là những đánh giá và kết luận về những kết quả đã đạt được.

CHƯƠNG 2. NGUYÊN TẮC HOẠT ĐỘNG

Tạo ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược trên hai nguyên lý hoạt động là lặp Born (Born Iterative Method - BIM) và lặp vi phân tán xạ Born (Distorted Born Iterative Method - DBIM) là hai phương pháp được ưa chuộng bởi cho phép xây dựng mối liên hệ tuyến tính giữa tín hiệu siêu âm đo được với sự khác biệt tốc độ siêu âm khi truyền qua khối u. Trong đó, phương pháp DBIM có ưu điểm là cho tốc độ hội tụ nhanh hơn BIM nhưng DBIM lại dễ chịu ảnh hưởng của nhiễu hơn BIM [18]. Vì vậy, trong luận văn này lựa chọn phương pháp DBIM trong tạo ảnh tán xạ ngược, đồng thời đề xuất phương pháp đặt ngưỡng giới hạn cho các tín hiệu áp suất tán xạ thu được nhằm rút ngắn thời gian tạo ảnh mà vẫn đảm bảo được chất lượng ảnh siêu âm cắt lớp.

2.1. Lặp vi phân Born (DBIM)

Dưới đây là cấu hình thu phát của hệ chụp siêu âm cắt lớp.



Hình 2.1: Cấu hình hệ đo DBIM

Đối tượng cần khảo sát chính là vật thể hình trụ tròn $O(r)$ có kích thước rất nhỏ (môi trường B_1) nằm trong môi trường B_2 (tương ứng như khối u ở trong môi trường nào đó). Mục tiêu của chúng ta là dựng được ảnh của vật thể trụ tròn, hay còn gọi là vùng quan tâm ROI (Region Of Interest).

Việc thực hiện đo thực tế có thể làm theo 2 cách sau:

Cách 1: Tất cả các máy phát và máy thu đều cố định trong suốt quá trình đo. Vật thể sẽ được xoay quanh trục trung tâm với 1 bước nhảy xác định. Nhận xét rằng một máy thu và N_r máy phát được đặt đối xứng nhau như hình 2.2 nhằm đảm bảo không bị hiện tượng dịch pha gây lỗi khi khôi phục ảnh [10].

Cách 2: Cố định vật thể, tại một vị trí máy phát xác định sẽ tiến hành đo trên N_r máy thu ở vị trí đối xứng. Trên thực tế chỉ cần một máy thu nhưng thực hiện N_r lần đo ứng với một vị trí máy phát. Sau đó khi dịch máy phát đi một góc thì N_r máy thu kia cũng tự động dịch chuyển một cách tương ứng.

Vùng diện tích cần quan tâm ROI được chia thành $N \times N$ ô vuông (mỗi ô vuông gọi là một pixel) có kích thước là h . Số lượng máy phát là N_t và máy thu là N_r . Với vùng tán xạ hình tròn như trong hình 2.1, theo lý thuyết về sóng âm, hàm mục tiêu $O(r)$ (vật thể hình trụ tròn) được tính bởi công thức:

$$O(\vec{r}) = \begin{cases} \omega^2 \left(\frac{1}{c_1^2} - \frac{1}{c_0^2} \right) & \text{if } |\vec{r}| \leq R \\ 0 & \text{if } |\vec{r}| > R \end{cases} \quad (2.1)$$

với c_1 và c_0 là tốc độ truyền sóng trong đối tượng và tốc độ truyền trong nước, f là tần số sóng siêu âm, ω là tần số góc ($\omega = 2\pi f$), R là bán kính của đối tượng.

Sử dụng sơ đồ cấu hình hệ đo như trong hình 2.1, bằng cách sử dụng DBIM để tái tạo lại độ tương phản âm thanh tán xạ để xác định khối u trong môi trường.

Giả sử rằng có một không gian vô hạn chứa môi trường đồng nhất chẳng hạn là nước, có số sóng là k_0 . Trong môi trường đó có vật với số sóng là $k(r)$ phụ thuộc vào không gian trong vật. Phương trình truyền sóng của hệ thống có thể được cho như phương trình (2.2):

$$(\nabla^2 + k_0^2(r))p(r) = -O(r)p(r) \quad (2.2)$$

với $p(r)$ là tín hiệu áp suất tổng (là tổng của áp suất tới và áp suất gây ra bởi tán xạ). Giải phương trình (2.2) sẽ có nghiệm dạng tích phân theo hàm Green như (2.3) và (2.4):

$$p(r) = p^{inc}(r) + p^{sc}(r) \quad (2.3)$$

$$p(r) = p^{inc}(r) + \iint O(\vec{r}') p(\vec{r}') G_0(|\vec{r} - \vec{r}'|) d\vec{r}' \quad (2.4)$$

trong đó, $p^{sc}(\vec{r})$ là sóng tán xạ, $p^{inc}(\vec{r})$ là sóng tới và $G(\cdot)$ là hàm Green.

Hàm mục tiêu cần được khôi phục từ dữ liệu tán xạ được xác định bởi:

$$O(\vec{r}) = k(\vec{r})^2 - k_0^2 \quad (2.5)$$

Bằng phương pháp moment (MoM) để rời rạc hóa phương trình (2.3) bằng cách chia lưới vùng diện tích chứa đối tượng (theo như hình 2.1). Sóng tới được biểu diễn dạng vector kích thước $N^2 \times 1$ như (2.6):

$$\bar{p} = \bar{p}^{inc} + \bar{C}.D(\bar{O})\bar{p} \quad (2.6)$$

Và áp suất tán xạ thu được có kích thước $N_t N_r \times 1$:

$$\bar{p}^{sc} = \bar{B}.D(\bar{O}).\bar{p} \quad (2.7)$$

Hai biến chưa biết là \bar{p} và \bar{O} trong trường hợp này áp dụng xấp xỉ Born loại 1 và theo (2.6), (2.7) ta có:

$$\Delta \bar{p}^{sc} = \bar{B}.D(\bar{p}).\Delta \bar{O} = \bar{M}.\Delta \bar{O} \quad (2.8)$$

Với $\bar{M} = \bar{B}.D(\bar{p})$. Trong công thức (2.8), \bar{B} là ma trận $1 \times N^2$ ứng với hệ số $G_0(r, r')$ từ các pixel tới máy thu, \bar{C} là ma trận $N^2 \times N^2$ ứng với hệ số $G_0(r, r')$ giữa các pixel, \bar{I} là ma trận đơn vị, $D(\cdot)$ là toán tử chéo hóa.

Với mỗi bộ phát và thu, chúng ta có một ma trận \overline{M} và một giá trị vô hướng Δp^{sc} . Thấy rằng vector chưa biết \overline{O} có $N \times N$ giá trị bằng số pixel của ROI. Hàm mục tiêu (Object function) có thể được tính bằng cách lặp:

$$\overline{O}^n = \overline{O}^{(n-1)} + \Delta \overline{O}^{(n-1)} \quad (2.9)$$

Với \overline{O}^n và $\overline{O}^{(n-1)}$ là giá trị của hàm mục tiêu ở bước hiện tại và bước trước đó. Những dữ liệu được xử lý sử dụng DBIM để khôi phục lại mức độ tương phản tốc độ âm thanh. Bằng cách này chúng ta có thể xác định được khối u tồn tại trong môi trường. DBIM sử dụng xấp xỉ Born để tính toán trong các vòng lặp của bài toán phi tuyến tán xạ ngược. Nếu chúng ta sử dụng nhiều máy phát và máy thu thì $\Delta \overline{O}$ có thể được tính bằng quy tắc Tikhonov:

$$\Delta \overline{O} = \arg \min_{\Delta \overline{O}} \left\| \Delta \overline{p}^{sc}_t - \overline{M}_t \Delta \overline{O} \right\|_2^2 + \gamma \left\| \Delta \overline{O} \right\|_2^2 \quad (2.10)$$

Hoặc sử dụng phương pháp Moore- Penrose pseudoinverse:

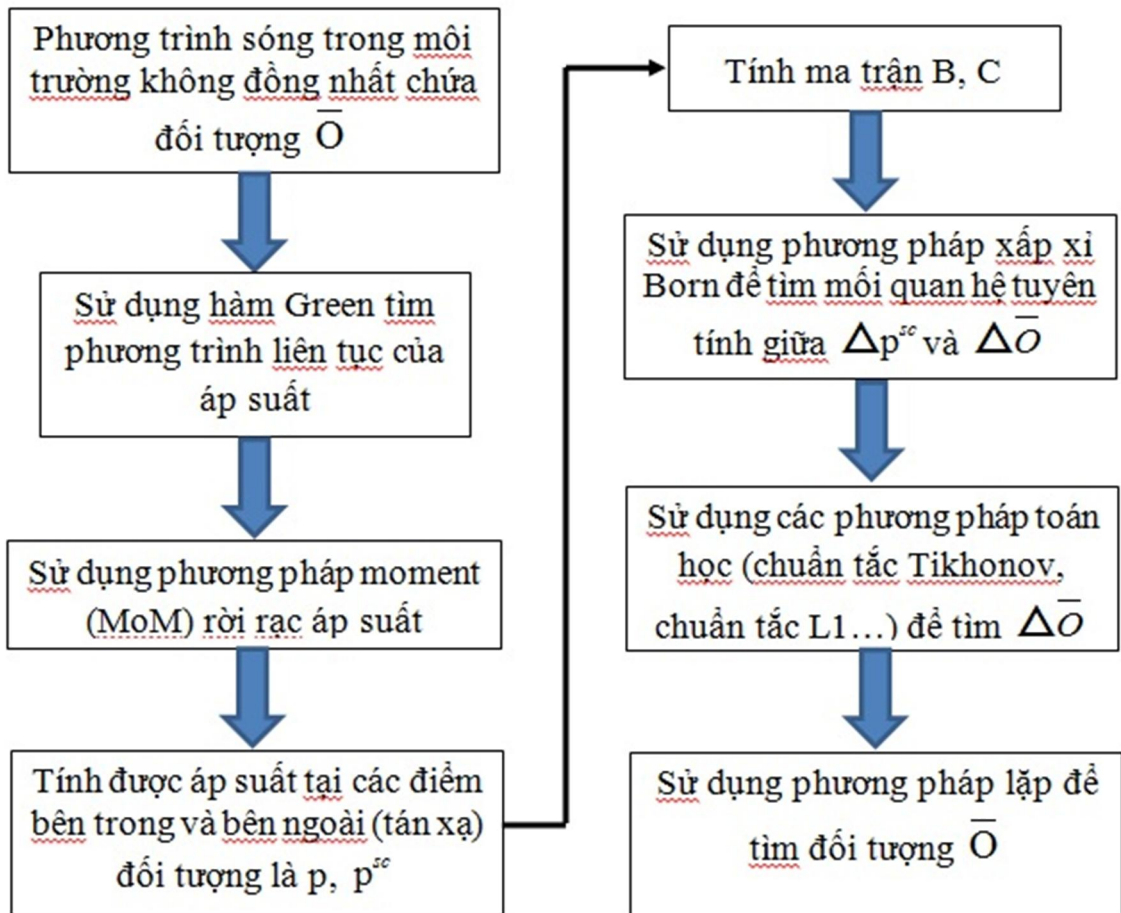
$$\Delta \overline{O} = \arg \min_{\Delta \overline{O}} \left\| \Delta \overline{p}^{sc}_t - \overline{M}_t \Delta \overline{O} \right\|_2^2 \quad (2.11)$$

Đối với phương pháp Tikhonov, việc lựa chọn tham số chuẩn tắc γ có tác động đến sự ổn định của hệ thống. Nếu γ mà lớn thì việc tái tạo ảnh khó khăn hơn nhưng nếu γ mà nhỏ thì việc tính toán sẽ phức tạp.

Trong đó, $\Delta \overline{p}^{sc}$ là $(N_t N_r \times 1)$ vector chứa giá trị sai khác giữa kết quả đo và kết quả tiên đoán tín hiệu siêu âm tán xạ; \overline{M}_t là ma trận $N_t N_r \times N^2$ được tạo bởi $N_t N_r$ phép đo.

Mô hình phương pháp lặp vi phân Born (DBIM)

Ta có thể mô hình hóa phương pháp DBIM theo sơ đồ khối như hình 2.2.



Hình 2.2: Mô hình phương pháp DBIM

Thuật toán 1: Lặp vi phân Born truyền thống

- 1- Chọn giá trị khởi tạo $\bar{O}_n = \bar{O}_o$
- 2- **While** (RRE < ε) or ($n < N_{\max}$), **do**
 - 3- Tính $\bar{p}, \bar{p}^{sc}, \bar{C}$ và \bar{B} tương ứng \bar{O}_n sử dụng (2.6) và (2.7)
 - 4- Tính $\Delta \bar{p}^{sc}$ từ giá trị \bar{p}^{sc} đo được và giá trị tiên đoán
 - 5- Tính RRE tương ứng $\Delta \bar{O}$ sử dụng công thức (2.12)
 - 6- Tính \bar{O}^n mới sử dụng (2.9)
 - 7- $n = n + 1$;

}

Trong đó, ε là sai ngưỡng sai số cho trước và RRE được định nghĩa như sau:

$$RRE = \frac{\|\Delta \bar{p}^{-sc}\|}{\|\bar{p}^{-sc,m}\|} \quad (2.12)$$

2.2. Bài toán ngược

Bài toán ngược được sử dụng để biến đổi phép đo quan sát thành thông tin về đối tượng, được phát triển trong nhiều ngành, trong đó có ý nghĩa rất quan trọng đối với việc tạo ảnh y sinh. Sự biến đổi từ dữ liệu đến tham số mô hình (hoặc ngược lại) là kết quả của sự tương tác của hệ thống đo với đối tượng mà chúng ta quan tâm đến tính chất của nó.

Để giải bài toán ngược khi có nhiều ta phải sử dụng phương pháp khôi phục Gradient phi tuyến “Nonlinear conjugate gradient method” (NCG) [12,13]. Vì thế ta có thuật toán để giải phương trình (2.10) như sau:

Thuật toán 2: Phương pháp khôi phục Gradient phi tuyến - NCG

1- Khởi tạo $\Delta \bar{O}$ dưới dạng một vector 0

2- Khởi tạo $\bar{b}_{(0)} = \bar{M}_t^H \cdot \Delta \bar{p}_t^{-sc}$

3- Khởi tạo $\bar{x}_{(0)} = \bar{b}_{(0)}$ và $\bar{r}_{(0)} = \bar{b}_{(0)}$

4- **For** n = 1 đến giá trị lặp lớn nhất, **do**

5- $\bar{q}_{(n)} = \bar{M}_t \cdot \bar{x}_{(n-1)}$

6- $\alpha_{(n)} = \frac{\bar{r}_{(n-1)}^H \cdot \bar{r}_{(n-1)}}{\bar{q}_{(n)}^H \cdot \bar{q}_{(n)} + \gamma \bar{x}_{(n-1)}^H \cdot \bar{x}_{(n-1)}}$

7- $\bar{s}_n = \bar{M}_t^H \cdot \bar{q}_{(n)}$

$$8- \bar{r}_{(n)} = \bar{r}_{(n-1)} - \alpha_{(n)} (\bar{s}_n + \gamma \bar{x}_{(n-1)})$$

$$9- \beta_{(n)} = \frac{\bar{r}_{(n)} \cdot \bar{r}_{(n)}^H}{\bar{r}_{(n-1)} \cdot \bar{r}_{(n-1)}^H}$$

$$10- \Delta \bar{O}_{(n)} = \Delta \bar{O}_{(n-1)} + \alpha_{(n)} \cdot \bar{x}_{(n-1)}$$

$$11- \bar{x}_{(n)} = \bar{r}_{(n)} + \beta_{(n)} \bar{x}_{(n-1)}$$

12- **if** $\|\bar{r}\| < tolerance$, **then**

13- Thoát khỏi vòng lặp (Break iterations)

14- **end if**

15- **end for**

Để lựa chọn tham số γ ta sử dụng công thức (2.13) [11]:

$$\gamma = 0.5\sigma_0^2 \max \{10^{\log_2 RRE}, 10^{-4}\} \quad (2.13)$$

Với σ_0^2 được tính theo phương pháp lũy thừa lặp với xấp xỉ tỉ số Rayleigh [13], theo thuật toán sau đây:

Thuật toán 3:

1- Khởi tạo vector ngẫu nhiên đơn vị $\bar{\omega}_0$ và $\sigma_{0(0)}^2 = 0$

2- **for** $n = 1$ đến số vòng lặp lớn nhất, **do**

$$3- \bar{u}_{(n)} = \bar{M}_t \cdot \bar{\omega}_{(n-1)}$$

$$4- \sigma_{0(n)}^2 = \frac{\bar{u}_{(n)} \cdot \bar{u}_{(n)}^H}{\bar{\omega}_{(n-1)} \cdot \bar{\omega}_{(n-1)}^H}$$

5- **if** $\frac{|\sigma_{0(n)}^2 - \sigma_{0(n-1)}^2|}{\sigma_{0(n)}^2} < tolerance$ **then**

6- Thoát khỏi vòng lặp (Break iterations)

7- **end if**

$$8- \bar{r}_{(n)} = \bar{M}_t \cdot \bar{\omega}_{(n-1)}$$

$$9- \bar{s}_{(n)} = \bar{M}_t^H \cdot \bar{r}_{(n)}$$

$$10- \bar{\omega}_{(n)} = \frac{\bar{s}_{(n)}}{\bar{H} \cdot \bar{s}_{(n)}}$$

11- **end for**

2.3. Các phương pháp toán học nâng cao chất lượng khôi phục ảnh y sinh

Giả sử chúng ta cần giải một hệ phương trình tuyến tính, với số phương trình nhiều hơn số ẩn số.

Phương trình tổng quát của hệ thống có dạng:

$$\vec{y} = A \cdot \vec{x} \quad (2.14)$$

chúng ta cần tìm \vec{x} nếu cần biết A và \vec{y} .

Trong đó: \vec{x} là một vector; \vec{y} là một vector; A là một ma trận.

Phương trình tổng quát của hệ thống còn được viết dưới dạng:

$$A \cdot \vec{x} = \vec{b} \quad (2.15)$$

Nếu A là ma trận vuông, chúng ta có thể tính toán được như sau:

$$\vec{y} = A \cdot \vec{x} \quad (2.16)$$

$$A^{-1} \vec{y} = A^{-1} A \vec{x} \quad (2.17)$$

$$A^{-1} \vec{y} = I \vec{x} \quad (2.18)$$

$$A^{-1}\vec{y} = \vec{x} \quad (2.19)$$

Nếu A không phải là ma trận vuông thì ta không tính được A^{-1} . Tuy nhiên, phương pháp pseudoinverse có thể thực hiện được.

$$A^+ \cong \text{pseudoinverse}$$

Hệ phương trình này là:

$$A\vec{x} = \vec{y} \quad (2.20)$$

$$\begin{aligned} a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + \dots + a_{1n}x_n &= y_1 \\ a_{21}x_1 + a_{22}x_2 + \dots + a_{2n}x_n &= y_2 \\ \dots & \\ \dots & \\ a_{m1}x_1 + a_{m2}x_2 + \dots + a_{mn}x_n &= y_n \end{aligned} \quad (2.21)$$

Viết dưới dạng ma trận, ta có:

$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{m1} & a_{m2} & \dots & a_{mn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Nếu $m > n$, tức số hàng $>$ số cột, hay số phương trình nhiều hơn số biến. Khi đó, hệ thống được gọi là hệ có số phương trình nhiều hơn số ẩn (overdetermined). Có nhiều giải pháp để giải quyết vấn đề này. Một trong những giải pháp hiệu quả là sử dụng phương pháp Moore – Penrose Pseudoinverse:

$$A^+A = I \quad (2.23)$$

Nhưng $AA^+ \neq I$, trừ khi ma trận A có thể nghịch đảo.

Vì vậy, ta tiến hành giải như sau:

$$\vec{y} = A\vec{x} \quad (2.24)$$

$$A^+ \vec{y} \approx A^+ A \vec{x} \quad (2.25)$$

$$A^+ \vec{y} \approx I \vec{x} \quad (2.26)$$

$$A^+ \vec{y} \approx \vec{x} \quad (2.27)$$

trong đó, A^+ được tính là:

$$A^+ = (A^T A)^{-1} A^T \quad (2.28)$$

Vì vậy:

$$A^+ \vec{y} \approx \vec{x} \quad (2.29)$$

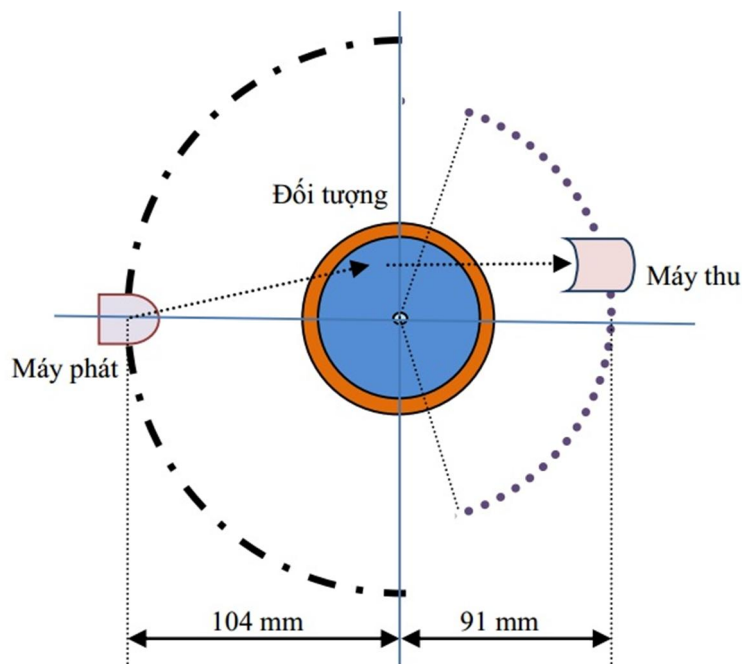
Một số phương pháp toán học nâng cao chất lượng khôi phục ảnh y sinh thông dụng là: **(1)** Phương pháp Moore – Penrose Pseudoinverse; **(2)** Phương pháp Tikhonov regularization; **(3)** Phương pháp L_1 regularization.

CHƯƠNG 3. HỆ THỐNG ĐỀ XUẤT

Với mục tiêu rút ngắn thời gian tái tạo ảnh siêu âm cắt lớp trong khi vẫn phải đảm bảo chất lượng ảnh khôi phục để có thể áp dụng tạo ảnh trong y tế, tác giả đưa ra phương pháp hỗ trợ quyết định ngưỡng áp dụng cho DBIM - Lặp vi phân Born. Nội dung của phương pháp được trình bày dưới đây:

3.1. Đề xuất

Ta có mô hình một hệ đo thực nghiệm như sau:



Hình 3.1: Cấu hình hệ đo thực tế

Nguyên lý hoạt động: Máy phát sử dụng sóng siêu âm (ở đây dùng chùm Bessel) truyền tới đối tượng, khi gặp đối tượng các sóng siêu âm sẽ bị tán xạ ra mọi hướng và được thu tại máy thu. Tín hiệu thu được sẽ được chuyển thành tín hiệu điện để khuếch đại và xử lý. Cuối cùng sẽ cho ra hình ảnh đối tượng.

Tín hiệu tán xạ chính là áp suất tán xạ $p^{sc}(\vec{r})$ được tính toán ở phương trình (2.3). Theo tính toán của Chương 2, $p^{sc}(\vec{r})$ sẽ được tính toán nhờ sử dụng hàm Green, phương pháp Moment và xấp xỉ Born. Áp suất tán này sẽ được máy thu thu lại dùng để khôi phục hình dạng đối tượng.

Thông thường máy thu sẽ thu toàn bộ tín hiệu áp suất tán xạ. Như vậy ta có số lượng tín hiệu thu được sẽ là $N_r \times N_t$. Trong đó, N_r là số máy phát và N_t là số máy thu.

Ứng với mỗi tín hiệu áp suất thu được, ta có một phương trình dạng (2.11):

$$\Delta \bar{O} = \arg \min_{\Delta \bar{O}} \left\| \Delta \bar{p}^{sc}_t - \bar{M}_t \Delta \bar{O} \right\|_2^2$$

Trong đó, M_t là ma trận M trong phương pháp DBIM, có kích thước $N_t N_r \times N^2$ được tạo bởi $N_t N_r$ phép đo (N là số pixel của vùng khảo sát). Như vậy, ta có thể thấy số ẩn ($N_t N_r$) sẽ lớn rất nhiều hơn so với số phương trình (N^2) do đó sẽ xuất hiện nhiều phương trình “*không có ý nghĩa*”, việc thuật toán phải quét hết số phương trình này sẽ làm cho việc tái tạo ảnh mất nhiều thời gian hơn.

Vì vậy, tôi xin đề xuất phương pháp đặt thêm ngưỡng giới hạn A cho áp suất tán xạ nhằm giảm số lượng các phép tính toán để rút ngắn thời gian tạo ảnh y sinh.

Thuật toán 4: DBIM đề xuất

1- Chọn giá trị khởi tạo $\bar{O}_n = \bar{O}_o$

2- **While** (RRE < ϵ) **do**

{

3- Tính ma trận B, C ; \bar{p}, p^{sc} tương ứng với \bar{O}_n theo công thức (2.6) và (2.7)

4- Đặt ngưỡng giới hạn cho p^{sc} để loại bớt giá trị p^{sc} thu được bằng cách sử dụng câu lệnh:

If ($abs(p^{sc}) > A$ (A là giá trị ngưỡng))

Sử dụng phương trình đo tương ứng.

End

5- Tính $\Delta \bar{p}^{-sc}$ từ p^{sc} đo được và giá trị tiên đoán

6- Tính RRE tương ứng với $\Delta \bar{O}$ được tính trong (2.10)

7- Tính giá trị $\bar{O}_{(n+1)} = \bar{O}_{(n)} + \Delta \bar{O}_{(n)}$

8- $n = n+1$

}

3.2. Tìm giá trị ngưỡng A tối ưu

Theo như phương pháp đề xuất trong 3.1 – Chương 3, trước hết ta phải tìm giá trị ngưỡng A phù hợp để đặt cho việc thu tín hiệu áp suất tán xạ p_{sc} nhằm loại bớt các giá trị p_{sc} không cần thiết từ đó rút ngắn thời gian khôi phục ảnh. Nhưng giá trị A này cũng phải đảm bảo ảnh tái tạo được chất lượng tốt nhất (vẫn phải đảm bảo lỗi tái tạo ảnh nhỏ như khi chưa đặt ngưỡng).

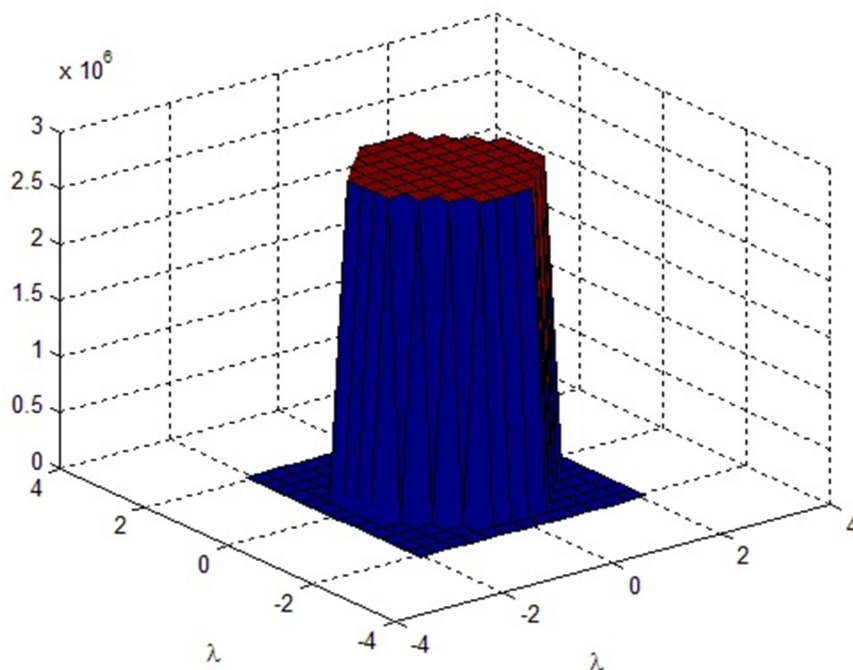
Hai tham số để đánh giá sự tối ưu của giá trị ngưỡng A là: thời gian tính toán tái tạo ảnh (hay là thời gian tính toán của DBIM) và lỗi tái tạo ảnh (là sự sai khác của ma trận đối tượng sau mỗi lần lặp). Theo đó, thời gian tạo ảnh càng nhỏ càng tốt những phải đảm bảo lỗi tái tạo ảnh nằm trong phạm vi cho phép (tương đương với khi không đặt ngưỡng) thì mới đảm bảo ảnh tái tạo phản ánh đúng khối u (hay đối tượng) cần chụp.

Trong luận văn này, tác giả đã sử dụng phương pháp thử dò một số giá trị ngưỡng A, sau đó so sánh kết quả mô phỏng tương ứng với giá trị ngưỡng của mỗi lần đặt và lựa chọn kết quả có lỗi tái tạo ảnh nhỏ nhất.

3.3. Các kết quả mô phỏng

Tham số mô phỏng: Tần số phát 0,46MHz; số pixel của vùng tái tạo $N \times N = 14 \times 14$; đường kính đối tượng 10mm; mô hình đo thực nghiệm gồm máy phát đặt cố định cách đối tượng 104mm, máy thu di chuyển trên cung hình tròn từ góc -60° đến 60° nằm đối diện với máy thu qua đối tượng ở tâm với bước dịch là 1° (tương ứng với 121 máy thu) và cách đối tượng 91mm.

Để thực hiện với các vị trí máy thu và máy phát khác nhau, ta giữ nguyên cấu hình hệ thu phát sau đó sẽ dịch chuyển cả hệ 9 vị trí cách đều nhau xung quanh đường tròn (trùng ứng mỗi vị trí cách nhau 45°). Như vậy, hoàn toàn có thể thu được đầy đủ áp suất tán xạ tại mọi điểm của đối tượng từ $0^\circ - 360^\circ$. Ta có hệ tương đương gồm có 9 máy phát và 121 máy thu. Chênh lệch tốc độ truyền sóng 2%.



Hình 3.2: Hàm mục tiêu lý tưởng

Hình 3.2 là hàm mục tiêu lý tưởng trong kịch bản mô phỏng ($N = 14$) (trong thực tế, nó chính là khối u lạ trong môi trường đồng nhất). Mục tiêu của chúng ta là khôi phục được đối tượng trên, sử dụng các mô hình, các kỹ thuật xử lý tín hiệu để khôi phục được ảnh với chất lượng tốt nhất và thời gian khôi phục nhanh nhất.

Kịch bản mô phỏng:

- **Kịch bản 1:** Không nhiễu. Thiết lập nhiễu Gauss bằng 0 (đặt noise_flag = 2). Lần lượt đặt ngưỡng giới hạn $A = 0$ (không có ngưỡng giới hạn); 10^{-4} ; 3×10^{-4} ; 5×10^{-4} ; 7×10^{-4} ; 9×10^{-4} ; 10^{-3} ; 3×10^{-4} . Các thông số cần quan sát để đánh

giá kết quả mô phỏng: Lỗi tái tạo ảnh sau các vòng lặp (càng nhỏ càng tốt), thời gian tái tạo ảnh.

Ta có bảng kết quả thực nghiệm như sau:

Ngưỡng giới hạn (A)	Lỗi tái tạo ảnh từ vòng lặp 2 đến vòng lặp 10									Thời gian (s)	M_t
0	1.2128	0.7014	0.5669	0.3363	0.2032	0.1255	0.0733	0.0351	0.0198	106.3	1089x196
10^{-4}	0.7305	0.8832	0.4844	0.2744	0.2000	0.0995	0.0435	0.0310	0.0223	106.0	1083x196
3×10^{-4}	0.9220	0.5194	0.3297	0.2084	0.0990	0.0566	0.0250	0.0125	0.0076	105.0	1071x196
5×10^{-4}	1.9314	0.9909	0.8064	0.3837	0.2300	0.1575	0.0588	0.0315	0.0179	104.7	1041x196
7×10^{-4}	1.0376	0.7078	0.6711	0.4391	0.4103	0.2141	0.0742	0.0220	0.0094	103.5	1007x196
9×10^{-4}	1.0655	0.5696	0.4093	0.1650	0.1231	0.1054	0.0599	0.0378	0.0183	102.0	971x196
10^{-3}	1.0640	0.4388	0.4596	0.1634	0.0954	0.0318	0.0183	0.0113	0.0070	101.6	949x196
3×10^{-3}	0.3990	0.3052	0.2736	0.2620	0.2585	0.2612	0.2601	0.2595	0.2589	89.9	387x196

Bảng 3.1: Kết quả thực nghiệm trong trường hợp không có nhiễu

Nhận xét:

+ Việc tăng ngưỡng giới hạn có tác dụng giảm kích thước cho ma trận M_t và cũng làm cho thời gian xử lý giảm dần. Tuy nhiên, kết quả lỗi thì không ổn định, có 2 trường hợp cho lỗi bé nhất.

+ Việc tăng ngưỡng giới hạn cũng chỉ đến được một mức nhất định. Nếu tăng nhiều quá sẽ gây lỗi lớn.

- **Kịch bản 2:** Có nhiễu. Thiết lập nhiễu Gauss 5% (đặt `noise_flg = 0`). Lần lượt đặt ngưỡng giới hạn $A = 0$ (không có ngưỡng giới hạn); 10^{-4} ; 3×10^{-4} ; 5×10^{-4} ; 7×10^{-4} ; 9×10^{-4} ; 10^{-3} ; 3×10^{-4} . Ứng với mỗi giá trị của ngưỡng giới hạn A, do có tác dụng của nhiễu nên lỗi tái tạo ảnh sẽ thay đổi khác nhau nên phải tiến hành thực nghiệm trong nhiều lần (ít nhất là 10 lần).

Ta có bảng kết quả thực nghiệm như sau:

Ngưỡng giới hạn (A)	Lỗi tái tạo ảnh từ vòng lặp 2 đến vòng lặp 10									Thời gian (s)	M_t
0	1.3360	0.9267	0.6078	0.5189	0.2652	0.1552	0.0590	0.0245	0.0181	108.2	1089×196
	1.0201	0.7726	0.3985	0.1776	0.1017	0.0714	0.0400	0.0227	0.0136	107.9	
	1.1708	0.9100	0.4274	0.2577	0.0841	0.0455	0.0203	0.0099	0.0040	108.4	
	0.9936	1.0079	0.4743	0.2813	0.1006	0.0579	0.0346	0.0253	0.0160	126.7	
	1.2562	0.8311	0.4324	0.3768	0.2592	0.1357	0.1129	0.0559	0.0377	112.3	
	2.4265	0.6692	0.5292	0.2036	0.0648	0.0289	0.0131	0.0086	0.0050	108.9	
	1.2529	0.8047	0.6313	0.3796	0.1568	0.0815	0.0447	0.0209	0.0160	109.0	
	1.1151	0.7768	0.3260	0.1162	0.0387	0.0221	0.0100	0.0054	0.0022	108.7	
	1.0672	1.0941	0.7521	0.4400	0.1947	0.1249	0.0599	0.0263	0.0196	108.7	
	1.2507	0.8238	0.4327	0.2758	0.0771	0.0375	0.0183	0.0094	0.0036	108.8	
10^{-4}	1.9421	0.9553	0.5202	0.2870	0.1565	0.0767	0.0332	0.0151	0.0071	110.2	1083×196
	1.0798	0.8351	0.4440	0.1974	0.1387	0.0850	0.0550	0.0406	0.0287	109.0	-
	1.5734	0.9605	0.4191	0.3415	0.1622	0.0872	0.0524	0.0348	0.0252	111.9	
	0.9311	0.8430	0.4534	0.1467	0.0650	0.0281	0.0175	0.0133	0.0089	109.0	
	1.1225	1.0181	0.5626	0.7047	0.2495	0.2283	0.1134	0.0548	0.0346	108.9	
	1.4634	1.0828	0.3614	0.3254	0.1352	0.0941	0.0407	0.0255	0.0123	108.6	
	1.2904	1.0708	0.4304	0.5521	0.2395	0.1376	0.0762	0.0525	0.0381	108.5	
	0.7630	0.5029	0.2634	0.2319	0.1151	0.0455	0.0331	0.0217	0.0138	111.9	
	0.9015	0.6623	0.3535	0.1333	0.0767	0.0401	0.0218	0.0164	0.0115	109.6	
	1.5220	0.8970	0.3402	0.2477	0.1078	0.0468	0.0224	0.0160	0.0102	109.3	
	1.3505	0.6583	0.4474	0.3769	0.1550	0.1288	0.0686	0.0364	0.0190	108.1	
3×10^{-4}	2.0951	0.5810	0.3642	0.1973	0.1287	0.0727	0.0287	0.0199	0.0135	111.0	1071×196
	1.2859	0.5884	0.3745	0.2955	0.0818	0.0590	0.0317	0.0172	0.0080	108.4	
	1.0267	0.8400	0.5013	0.3428	0.1287	0.0835	0.0575	0.0414	0.0248	108.0	

	1.7907	0.6101	0.3121	0.1992	0.0893	0.0488	0.0321	0.0190	0.0105	106.2	
	1.6910	0.9193	0.5719	0.2285	0.1516	0.0832	0.0491	0.0321	0.0226	107.6	
	1.4840	0.7616	0.6445	0.3743	0.1108	0.0333	0.0182	0.0078	0.0064	106.7	
	1.4880	0.7293	0.2523	0.1275	0.0753	0.0410	0.0318	0.0186	0.0133	106.5	
	1.6981	1.3767	0.6801	0.4709	0.3218	0.1648	0.0884	0.0611	0.0416	107.2	
	1.2902	1.1099	0.5649	0.4988	0.2388	0.0965	0.0537	0.0232	0.0091	106.3	
	0.8250	0.6139	0.3446	0.1740	0.1349	0.0950	0.0361	0.0229	0.0143	107.1	
5×10⁻⁴	1.2654	0.7309	0.4018	0.2633	0.1684	0.1122	0.0505	0.0220	0.0154	105.4	1041×196
	1.4944	0.6112	0.3492	0.3240	0.1662	0.0965	0.0361	0.0186	0.0129	105.4	
	0.9849	0.7071	0.3486	0.1299	0.0704	0.0378	0.0127	0.0106	0.0069	105.2	
	0.9036	0.8691	0.6642	0.2734	0.2074	0.1144	0.0839	0.0476	0.0197	105.9	
	0.8155	0.8008	0.4693	0.1353	0.0773	0.0598	0.0295	0.0115	0.0072	105.3	
	1.0148	0.6225	0.3548	0.3002	0.1380	0.0907	0.0424	0.0230	0.0144	105.7	
	1.7737	0.6484	0.3904	0.1625	0.0556	0.0231	0.0120	0.0058	0.0035	105.9	
	1.1426	1.4418	0.6779	0.8285	0.4688	0.3153	0.2385	0.1968	0.0815	105.3	
	0.8475	1.1422	0.6223	0.3071	0.2178	0.1632	0.0813	0.0450	0.0189	105.7	
	0.8350	0.5518	0.5124	0.2752	0.1528	0.0775	0.0320	0.0179	0.0127	105.9	
7×10⁻⁴	1.8079	0.8153	0.7940	0.5436	0.2890	0.2023	0.1296	0.0614	0.0326	104.4	1007×196
	1.0847	0.6572	0.3650	0.1216	0.0752	0.0464	0.0225	0.0136	0.0078	104.2	
	1.0244	0.6754	0.3439	0.1449	0.0842	0.0516	0.0301	0.0218	0.0139	104.7	
	0.8148	0.3324	0.2036	0.0931	0.0567	0.0286	0.0166	0.0085	0.0033	104.8	
	4.0761	0.7024	0.5455	0.4836	0.2446	0.0896	0.0445	0.0339	0.0188	104.4	
	1.3285	0.7187	0.3309	0.1865	0.1029	0.0525	0.0303	0.0180	0.0113	104.3	
	1.1960	0.6504	0.3573	0.3463	0.1743	0.0799	0.0418	0.0213	0.0163	104.5	
	0.9840	0.5784	0.4221	0.2062	0.1274	0.1354	0.0672	0.0361	0.0134	104.1	
	0.8550	1.4237	0.4197	0.1811	0.1606	0.0819	0.0347	0.0302	0.0212	104.7	
	1.0174	0.6852	0.3436	0.1322	0.0741	0.0412	0.0189	0.0146	0.0091	104.3	
	0.9936	0.6746	0.3083	0.1221	0.0710	0.0538	0.0316	0.0236	0.0140	104.5	

9×10⁻⁴	1.2841	0.5819	0.2617	0.1923	0.1124	0.0736	0.0337	0.0202	0.0146	103.5	971×196
	1.3034	1.0933	0.4116	0.2950	0.2243	0.0991	0.0703	0.0333	0.0178	103.3	
	1.0786	0.7469	0.3510	0.1759	0.1032	0.0784	0.0487	0.0362	0.0239	103.2	
	1.1505	0.7941	0.4037	0.3192	0.1779	0.1014	0.0680	0.0394	0.0251	103.7	
	1.2889	0.7788	0.2976	0.1428	0.0606	0.0468	0.0283	0.0139	0.0046	104.1	
	1.6821	0.6947	0.3538	0.2645	0.2394	0.0864	0.0497	0.0200	0.0185	103.7	
	1.1284	0.6181	0.3346	0.2013	0.1214	0.0822	0.0384	0.0248	0.0177	103.5	
	0.9673	0.6160	0.3051	0.1042	0.0561	0.0491	0.0305	0.0232	0.0120	103.3	
	1.6913	0.9314	0.3444	0.1994	0.1212	0.0639	0.0379	0.0237	0.0183	103.5	
	1.0715	0.9641	0.7841	0.4023	0.1199	0.0921	0.0703	0.0451	0.0264	103.3	
	1.5510	0.6603	0.3501	0.1986	0.1339	0.0714	0.0472	0.0301	0.0222	103.1	
10⁻³	0.7866	0.7616	0.3095	0.0879	0.0651	0.0382	0.0236	0.0155	0.0113	102.2	949×196
	1.0609	0.4736	0.2428	0.0918	0.0587	0.0407	0.0199	0.0115	0.0046	99.7	
	1.1230	0.5179	0.2529	0.1065	0.0773	0.0332	0.0218	0.0126	0.0105	100.0	
	2.5809	0.7446	0.4264	0.1225	0.0741	0.0432	0.0262	0.0129	0.0101	102.4	
	1.1368	1.0377	0.8973	0.4095	0.1969	0.1584	0.0841	0.0400	0.0206	100.6	
	0.8857	0.5459	0.2414	0.0937	0.0692	0.0342	0.0225	0.0180	0.0131	100.2	
	1.2005	0.5240	0.1998	0.1388	0.0876	0.0576	0.0303	0.0150	0.0089	102.0	
	1.2618	1.0647	0.4717	0.3383	0.1196	0.0598	0.0301	0.0146	0.0071	100.8	
	1.1960	0.5668	0.4765	0.3537	0.1376	0.1015	0.0475	0.0273	0.0123	100.2	
	1.2847	0.6498	0.2394	0.1075	0.0761	0.0517	0.0308	0.0184	0.0099	100.7	
	1.0980	0.5625	0.4553	0.2374	0.0942	0.0607	0.0316	0.0198	0.0101	100.6	
3×10⁻³	0.7748	0.2805	0.2731	0.2608	0.2580	0.2634	0.2623	0.2608	0.2582	88.1	387×196
	0.9644	0.3812	0.2551	0.2522	0.2550	0.2584	0.2598	0.2608	0.2609	88.3	
	0.8503	0.2675	0.2485	0.2543	0.2570	0.2591	0.2604	0.2613	0.2614	88.8	

Bảng 3.2: Kết quả thực nghiệm có nhiễu

Nhận xét:

+ Khi tăng dần ngưỡng giới hạn kích thước ma trận M_t giảm dần điều này có nghĩa số lượng phương trình trong hệ cũng giảm dần và thời gian tạo ảnh cũng được rút ngắn, trong khi đó lỗi tái tạo ảnh vẫn đảm bảo được là nhỏ, đáp ứng yêu cầu đề ra của thuật toán.

+ Việc tăng ngưỡng giới hạn cũng chỉ đến được một mức nhất định. Nếu tăng nhiều quá sẽ gây lỗi tái tạo ảnh lớn, điều này có nghĩa là ảnh tái tạo không còn phản ánh được tính chính xác của ảnh gốc.

+ Trong trường hợp đặt ngưỡng cho áp suất tán xạ là $A = 7 \times 10^{-4}$ cho kết quả có nhiều trường hợp có lỗi tái tạo ảnh nhỏ nhất và có thời gian tạo ảnh (hay thời gian tính toán của phương pháp DBIM đề xuất) là nhỏ hơn tương đối so với thời gian tính toán của phương pháp DBIM truyền thống.

+ Ứng với mỗi giá trị ngưỡng khác nhau trong khoảng (10^{-4} đến 10^{-3}) thì đều có những trường hợp cho lỗi ảnh tái tạo là tương đương với khi không đặt ngưỡng, nhưng tác giả đã lựa chọn ngưỡng tối ưu là $A = 7 \times 10^{-4}$ do có 1 trường hợp cho lỗi tạo ảnh bé nhất trong các trường hợp thử nghiệm.

Tính toán hiệu quả thời gian: Thời gian tạo ảnh (hay thời gian tính toán của DBIM) trong trường hợp không đặt ngưỡng giới hạn cho áp suất tán xạ trung bình là 110,7 (s).

Thời gian tạo ảnh trong trường hợp đặt ngưỡng giới hạn cho áp suất tán xạ $A = 7 \times 10^{-4}$ trung bình là 104,4 (s).

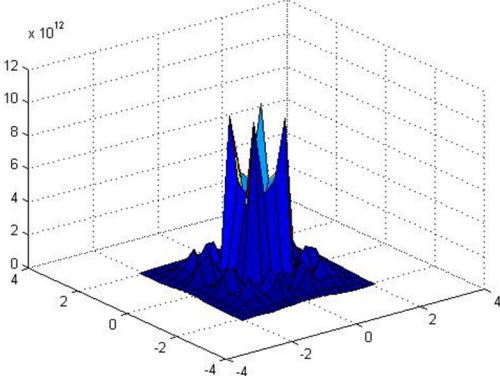
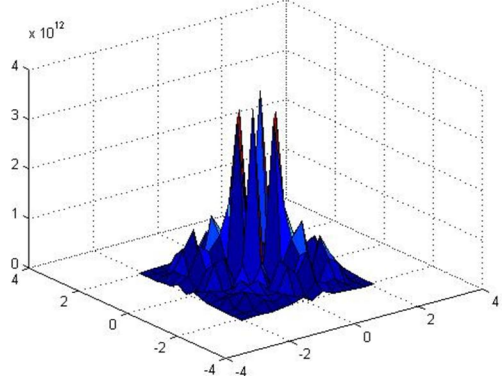
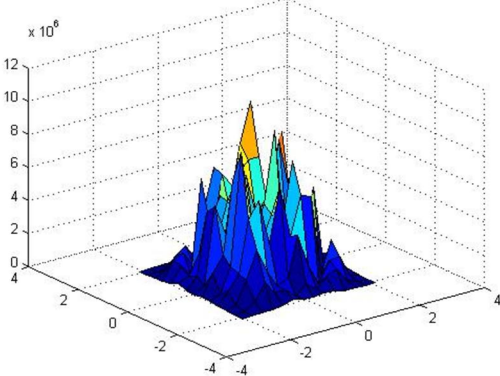
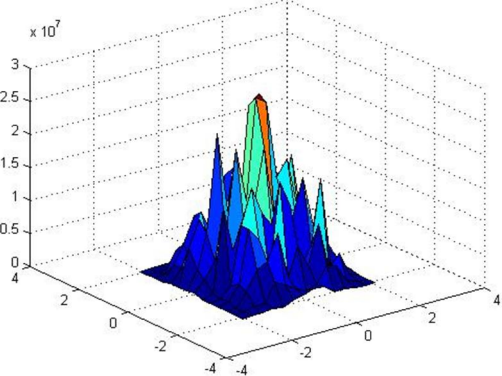
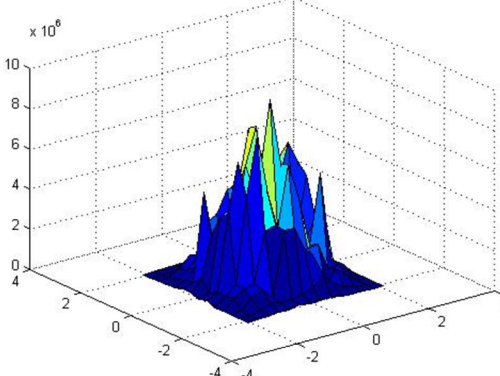
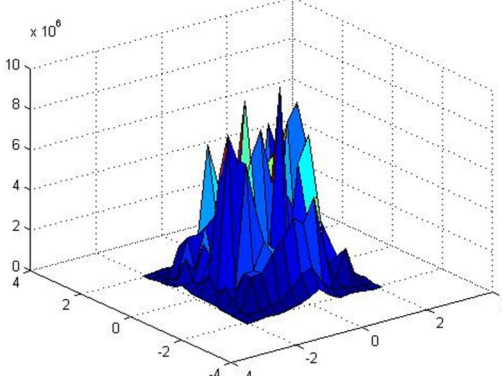
Hiệu quả về mặt thời gian khi sử dụng phương pháp DBIM đề xuất:

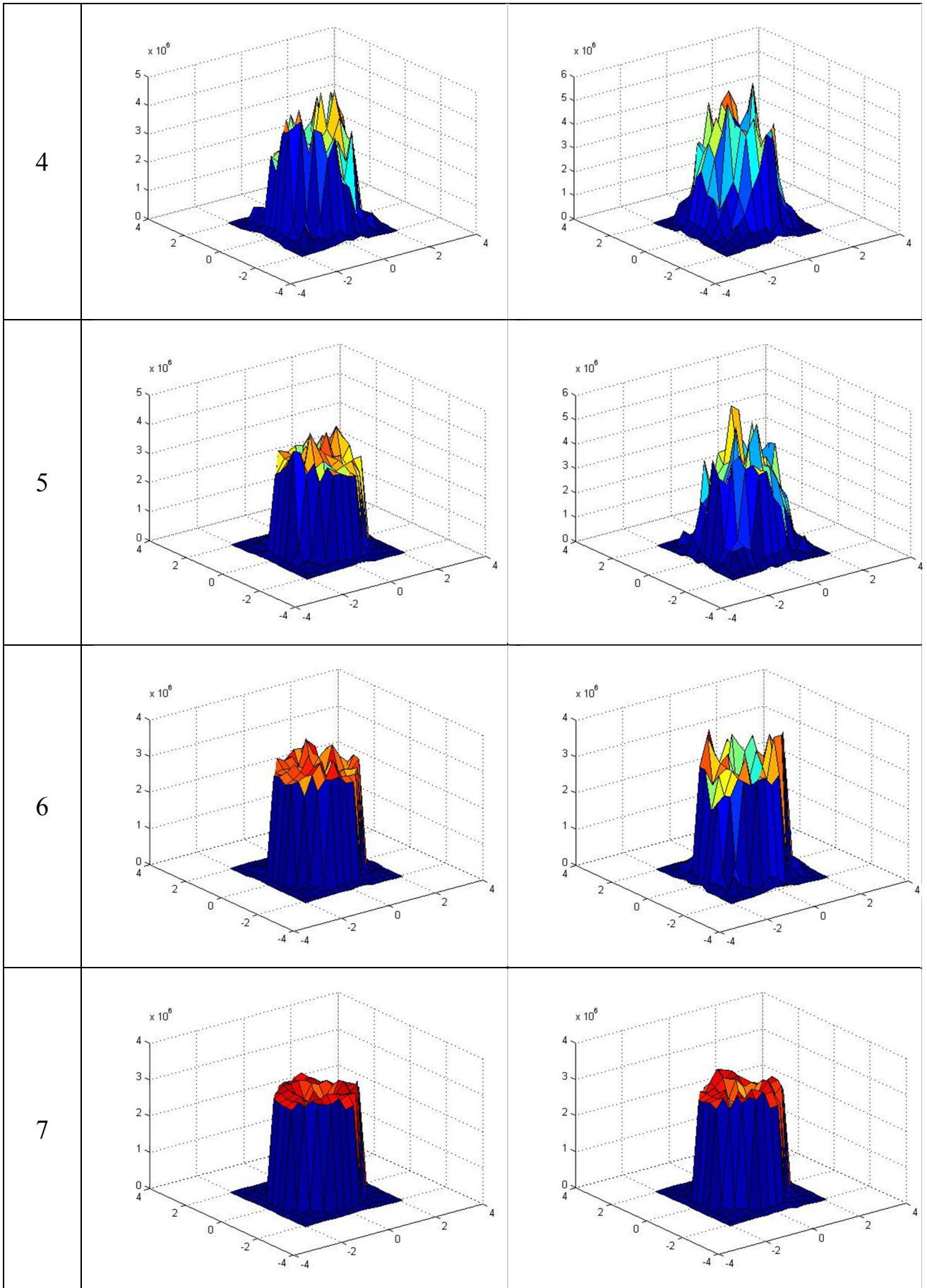
$$\frac{\Delta T}{T_1} = \frac{110,7 - 104,4}{110,7} 100\% = 5,7\%$$

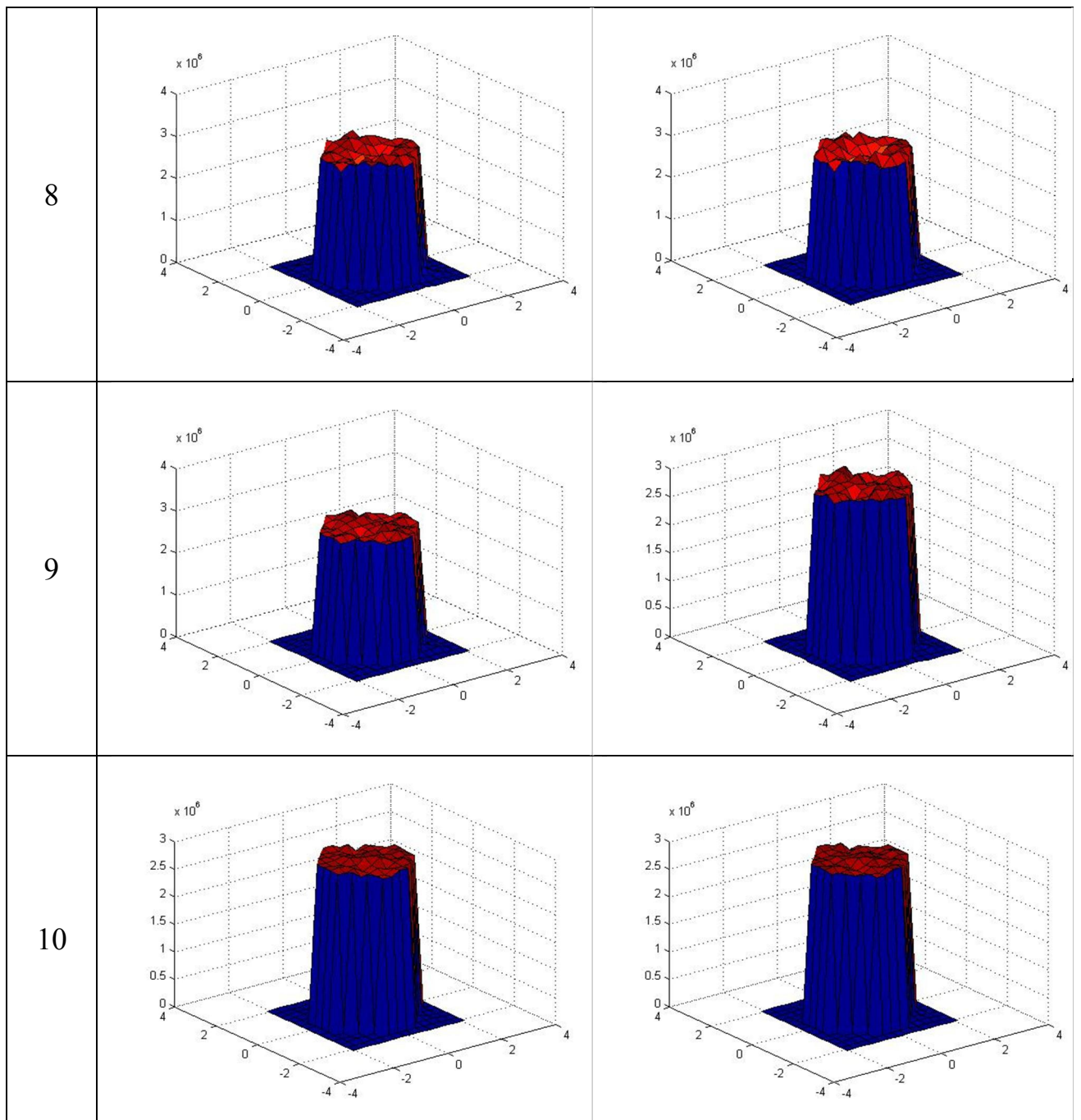
Do máy tính đang mô phỏng với kích thước ảnh tái tạo nhỏ (14×14) nên chưa thấy rõ được những hiệu quả về thời gian (5,7%). Trong thực tế kích

thước ảnh thường lớn hơn rất nhiều so với mô phỏng thì hiệu quả về mặt thời gian lớn hơn.

Hình ảnh hàm mục tiêu đối tượng sau mỗi lần lặp khi dùng phương pháp DIBM và có đặt ngưỡng giới hạn cho áp suất tán xạ $A = 7 \times 10^{-4}$. Trong đó cột 1 là số bước lặp, cột 2 là hình dạng tương ứng.

Bước lặp	Tái tạo hàm mục tiêu có đặt ngưỡng giới hạn cho áp suất tán xạ	Tái tạo hàm mục tiêu trong trường hợp không đặt ngưỡng giới hạn
1		
2		
3		





Bảng 3.3: Bảng hình ảnh hàm mục tiêu sau mỗi lần lặp

Dựa vào hình ảnh thu được từ mô phỏng qua lần lặp thứ 10 ta có thể thấy được hàm mục tiêu mô phỏng đối tượng trong trường hợp đặt ngưỡng giống với hàm mục tiêu mô phỏng đối tượng trong trường hợp không đặt ngưỡng và tương đối giống với hàm mục tiêu lý tưởng như trong hình 3.2.

Điều này cho thấy, phương pháp áp dụng để khôi phục đối tượng là hoàn toàn chính xác và đảm bảo yêu cầu đề ra.

Như vậy, việc sử dụng phương pháp đề xuất cho *hiệu quả về mặt tiết kiệm thời gian*, đồng thời vẫn đảm bảo được độ chính xác, hình ảnh đối tượng sau khi tái tạo giống với trường hợp không đặt ngưỡng. Điều này hết sức có ý nghĩa trong thực tế khi mà độ phân giải trong thực tế lớn gấp nhiều lần với độ phân giải trong mô phỏng, trong khi đó yêu cầu về thời gian là rất quan trọng trong chẩn đoán bệnh đối với ngành y tế. Tuy nhiên, để khảo sát thời gian tiết kiệm được nó còn phụ thuộc nhiều yếu tố khác quan như cấu hình máy tính, số lượng mẫu khảo sát...

Cùng với các phương pháp khác để nâng cao chất lượng ảnh chụp, trong khi phải đảm bảo thời gian tính toán trong chụp ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược là nhỏ nhất của các tác giả đi trước như ứng dụng kỹ thuật kết hợp tần số, thay đổi số lượng máy phát, máy thu, sử dụng phương pháp nội suy kết hợp với xấp xỉ Born... thì phương pháp đặt ngưỡng giới hạn cho các tín hiệu áp suất tán xạ góp phần hoàn thiện cho hướng nghiên cứu chụp ảnh siêu âm cắt lớp tại Khoa Điện tử Viễn thông.

KẾT LUẬN

Luận văn đã thành công trong việc rút ngắn thời gian tạo ảnh siêu âm bằng cách đặt ngưỡng giới hạn để loại bỏ bớt số phương trình đo áp suất tán xạ kém ý nghĩa và hạn chế số lượng các phép tính toán. Trong khi đó, vẫn đảm bảo chất lượng ảnh y sinh theo phương pháp không đặt ngưỡng. Việc khôi phục ảnh sau đó được thực hiện bởi phương pháp Moore - Penrose Pseudoinverse.

Như vậy việc đặt ngưỡng giới hạn trong việc cải thiện tốc độ tạo ảnh đã thành công. Bước tiếp theo của đề xuất này là việc thử nghiệm đề xuất trong tạo ảnh với những dữ liệu thực tế để có thể áp dụng theo thời gian thực trong y tế.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

Tiếng Việt

- [1] Trường Đại học Y Hà Nội (2005), *Bài giảng chẩn đoán hình ảnh*, Nhà xuất bản Y học.
- [2] Võ Tấn Đức, Nguyễn Quang Thái Dương (2004), *Siêu âm chẩn đoán*, Nhà xuất bản Y học, Chi nhánh Tp Hồ Chí Minh.
- [3] Hoàng Anh, *Nguyên lý về siêu âm chẩn đoán*, Bài giảng chuyên đề, 18 trang, <http://tailieu.vn>.

Tiếng Anh

- [4] C. F. Schueler, H. Lee, and G. Wade, “*Fundamentals of digital ultrasonic processing*”, IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. 31, no. 4, pp. 195–217, July 1984.
- [5] A. Macovski, “*Ultrasonic imaging using arrays*”, Proceedings of the IEEE, vol. 67, no. 4, pp. 484–495, April 1979.
- [6] G. S. Kino, *Acoustic Waves: Devices, Imaging, and Analog Signal Processing*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1987.
- [7] Q. Zhu and B. D. Steinberg, “*Wavefront amplitude distortion and image sidelobe levels: Part I - Theory and computer simulations*”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 40, no. 6, pp. 747–753, November 1993.
- [8] J. Greenleaf, J. Ylitalo, and J. Gisvold, “*Ultrasonic computed tomography for breast examination*”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol.6, no. 4, pp. 27–32, December 1987.
- [9] M. P. Andre, H. S. Janee, P. J. Martin, G. P. Otto, B. A. Spivey , and D.A. Palmer, “*High-speed data acquisition in a diffraction tomography system employing large-scale toroidal arrays*”, International Journal of Imaging Systems and Technology, vol. 8, no. 1, pp. 137–147, 1997.
- [10] J. Wiskin, D. Borup, S. Johnson, M. Berggren, T. Abbott, and R. Hanover, “*Full wave, non-linear, inverse scattering*”, in Acoustical Imaging, vol. 28, 2007, pp.183–194.

- [11] R. J. Lavarello and M. L. Oelze: *Tomographic Reconstruction of Three-Dimensional Volumes Using the Distorted Born Iterative Method*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 28, 2009, pp. 1643-1653.
- [12] Lavarello Robert: *New Developments on Quantitative Imaging Using Ultrasonic Waves*. University of Illinois at Urbana-Champaign, 2009.
- [13] William W. Hager & HongChao Zhang: *A survey of nonlinear conjugate gradient methods*. Pacific journal of Optimization, 2(1), 35-58, 2006.
- [14] M. T. Heath, *Scientific Computing: An Introductory Survey*. New York, NY: McGraw-Hill, 2002.
- [15] Tran Duc Tan, N. Linh-Trung, M. L. Oelze, M. N. Do, *Application of L1 regularization for high-quality reconstruction of ultrasound tomography*, International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE), NXB SPRINGER, ISSN: 1680-0737, Volume 40, 2013, pp. 309-312.
- [16] Tran Duc Tan, Nguyen Linh-Trung, Minh N. Do, *Modified Distorted Born Iterative Method for Ultrasound Tomography by Random Sampling*, The 12th International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT 2012), Australia, 2012, pp. 1065-1068.
- [17] Tran Duc Tan, *Automated Regularization Parameter Selection in Born Iterative Method for Ultrasound Tomography*, Vietnam Conference on Control and Automation (VCCA-2011), ISBN 978-604-911-020-7, 2011, pp.786-791.
- [18] Tran Duc Tan, Gian Quoc Anh, *Improvement of Distorted Born Iterative Method for Reconstructing of Sound Speed*, Vietnam Conference on Control and Automation (VCCA-2011), ISBN 978-604-911-020-7, 2011, pp.798-803.

PHỤC LỤC: CODE MATLAB DBIM

Hàm mục tiêu – đối tượng:

```
for m=1:N
    for n=1:N
        dis=sqrt(pix_X(m,n)^2+pix_Y(m,n)^2);
        if dis>.5*7.3e-3
            SC(m,n)=0;
        else
            SC(m,n)=(2*pi*f)^2*(1/(c1^2)-
1/(co^2));
        end;
    end;
end;
```

Sau khi đã có hàm mục tiêu lý tưởng ta tạo cấu hình hệ đo với việc bố trí các máy phát, máy thu và vật thể:

Cấu hình hệ đo:

```
%=====THIET LAP VI TRI MAY PHAT(k1,k2)=====
k2=-104e-3*cosd(phi_p(trans1)) %toa do x
k1= 104e-3*sind(phi_p(trans1)) %tao do y

%=====THIET LAP VI TRI MAY THU(KK2, KK1)=====
phi=-60+phi_p(trans1):60+phi_p(trans1);
KK2=cosd(-phi)*(No); % toa do x
KK1=sind(-phi)*(No); %toa do y

%=====VE CAU HINH MAY THU=====
if iter==1 % Neu iter=1 thi logic 1 va nguoc lai
    logic 0.
    figure(100) %Figure 100.Thiet lap may phat va may
    thu.
    hold on; grid on;
    plot(0,0,'o',k2,k1,'.k',KK2, KK1,'.r'); %pause;
    legend('Object area','Transmitter','Receiver')
```



```
end;
```

Lập vi phân Born, để viết chương trình trên Matlab ta có các hàm con phải tính sau:

- Tín hiệu của sóng tới p^{inc} :

```
%=====THIET LAP HAM SONG TOI BESSEL=====
PINC = [];
for l=transmitter
pinc = besselj(0,ko*sqrt((k1-pix_Y).^2+(k2-pix_X).^2));
PINC = [PINC ; pinc];
End;
save PINC_2D_matrix PINC
```

Tín hiệu $\overset{-sc}{P}$ trong thực tế có thể đo được bằng cách lấy hiệu số của tín hiệu tại máy thu khi có đối tượng và khi không có đối tượng. Còn trong mô phỏng thì $\overset{-sc}{P}$ lại có thể tính bằng phương trình (2.7) sử dụng hàm mục tiêu lý tưởng. Như vậy theo phương trình ta còn phải tính hai ma trận B và C, ma trận B và C chính mà ma trận hệ số của hàm Green từ các pixel tới máy thu và hệ số Green giữa các pixel:

Cách tính ma trận B:

```
BB=[];
for l=detector
B=-.25*j*h*h*besselj(0,ko*sqrt((KK1(l)-pix').^2+
KK2(l)-pix).^2));
BB=[BB ; B];
BB_SC=[BB_SC ; B_SC];
BB_SC1=[BB_SC1 ; B_SC1];
end;
save BB_2D_matrix BB
```

Cách tính ma trận C:

```
CC=[]; % giua cac pixel
for l1=1:N
for l2=1:N
C=-.25*j*h*h*besselj(0,ko*sqrt((k(l1)-
pix').^2+(k(l2)-pix).^2));
CC=[CC ; C];
```

```

end;
end;
save CC_2D_matrix CC

```

Sau khi tính toán ta có dữ liệu tán xạ, thực hiện thu dữ tín hiệu tán xạ:
 Tại đây, tác giả đã đề xuất phương án đặt ngưỡng giới hạn đối với các tín hiệu áp suất tán xạ thu được nhằm hạn chế số lượng tín hiệu thu được, từ đó rút ngắn thời gian tạo ảnh y sinh, trong khi vẫn phải đảm bảo chất lượng cho ảnh:

```

%====THU DU LIEU OVER-CIRCLE, UNG 1 VI TRI MAY PHAT=====
for decl = 1:length(phi)
    p_sc,p,B] = create_data_func_cavichi2(N,SC,SC1,u,uu);
    u = u + 1; % tang index cua detector
    if (abs(p_sc)> A) % dat gioi han nguong A
        p_sc_t = [p_sc_t; p_sc];
        M = reshape(B.*p,1,N*N);%using predict presure matrix
        Mt = [Mt;M]; % add more detector
    end;
end; % end of decl, may thu.

```

Khôi phục dữ liệu tán xạ: Ở đây lựa chọn phương pháp toán học Moore – Penrose Pseudoinverse để khôi phục dữ liệu tán xạ

```

%=KHOI PHUC DU LIEU SU DUNG "Moore- Penrose Pseudoinverse=
SC1 = pinv(Mt)*p_sc_t; %returns the pseudoinverse of Mt.
Pseudoinverse is also called the Moore-Penrose inverse.
SC1 = reshape(SC1,N,N); %chuyen ma tran SC1 la ma tran
NxN.
figure; %Figure2,3,4,5,6,7,8 la ket qua khoi phuc sau
1,2,3,4,5,6,7 buoc lap.
surf(X,Y,abs(SC1)); %3-D shaded surface plot.

```