

ĐẠI HỌC QUỐC GIA HÀ NỘI
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ



NGUYỄN THỊ CÚC

**TẠO ẢNH SIÊU MẬT ĐỘ
SỬ DỤNG KẾT HỢP TẦN SỐ**

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

HÀ NỘI - 2017

ĐẠI HỌC QUỐC GIA HÀ NỘI
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ



NGUYỄN THỊ CÚC

**TẠO ẢNH SIÊU MẬT ĐỘ
SỬ DỤNG KẾT HỢP TẦN SỐ**

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 - 2017

LỜI CẢM ƠN

Luận văn này là kết quả của quá trình nghiên cứu lý luận và thực tiễn của cá nhân tác giả dựa trên sự chỉ bảo, hướng dẫn tận tình của PGS.TS. Trần Đức Tân. Thầy đã không quản khó khăn, thời gian, công sức để giúp tôi hoàn thành luận văn này, nhân đây, tôi xin gửi lời cảm ơn sâu sắc tới PGS.TS Trần Đức Tân, thầy luôn là người say mê nghiên cứu khoa học, có phương pháp nghiên cứu và đã có nhiều đóng góp cho sự nghiệp nghiên cứu khoa học.

Tôi cũng xin gửi lời cảm ơn đến các thầy, cô giáo và bạn bè trong lớp K22 Kỹ thuật điện tử, Khoa Điện Tử - Viễn Thông, Trường Đại Học Công Nghệ, Đại Học Quốc Gia Hà Nội đã có những nhận xét, góp ý cho luận văn này của tôi.

Luận văn được hỗ trợ một phần từ đề tài mã số CA.17.6A do trung tâm Hỗ trợ Nghiên cứu châu Á tài trợ.

Cuối cùng tôi xin gửi lời cảm ơn đến gia đình tôi, cơ quan tôi đang công tác, những người đã tạo điều kiện cho tôi học tập và nghiên cứu. Gia đình là động lực cho tôi vượt qua những thử thách, luôn luôn ủng hộ và động viên tôi hoàn thành luận văn này.

LỜI CAM ĐOAN

Tôi xin cam đoan luận văn này là sản phẩm của quá trình nghiên cứu, tìm hiểu của cá nhân dưới sự hướng dẫn và chỉ bảo của các thầy hướng dẫn, thầy cô trong bộ môn, trong khoa và các bạn bè. Tôi không sao chép các tài liệu hay các công trình nghiên cứu của người khác để làm luận văn này.

Nếu vi phạm, tôi xin chịu mọi trách nhiệm.

Hà Nội, ngày 8 tháng 10 năm 2017

Người thực hiện

Nguyễn Thị Cúc

MỤC LỤC

LỜI CẢM ƠN

LỜI CAM ĐOAN

DANH MỤC CÁC KÝ HIỆU VÀ CHỮ VIẾT TẮT

DANH MỤC CÁC BẢNG

DANH MỤC CÁC HÌNH VẼ

LỜI NÓI ĐẦU	1
CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN VỀ LÝ THUYẾT	3
1.1. Tác dụng sinh học và sự an toàn của thiết bị chuẩn đoán siêu âm	3
1.1.1. Năng lượng chùm tia và cường độ chùm tia.....	3
1.1.2. Tác dụng sinh học của sóng âm	3
1.1.3. Sự an toàn của các thiết bị siêu âm chuẩn đoán và những khuyến cáo.....	4
1.2. Đặc điểm lan truyền sóng siêu âm	5
1.3. Kỹ thuật của phương pháp tạo hình bằng siêu âm.....	6
1.3.1. Nguyên lý hoạt động của siêu âm.....	6
1.3.2. Các loại kỹ thuật siêu âm	7
1.4. Đầu dò siêu âm.....	16
1.4.1. Hiệu ứng Áp - Điện.....	16
1.4.2. Cấu tạo đầu dò.....	16
1.4.3. Các loại đầu dò.....	17
1.5. Siêu âm cắt lớp.....	19
CHƯƠNG 2. NGUYÊN LÝ HOẠT ĐỘNG	21
2.1. Ảnh hưởng của mật độ tới sự tạo ảnh	21
2.1.1. Ảnh hưởng của mật độ trong trường áp suất bị tán xạ bởi trụ tròn.	23
2.2. Phương pháp lập vi phân Born.....	24
2.3. Cách tiếp cận DBIM tần số kép (DF-DBIM)	27
2.4. Chất lượng của thuật toán DF-DBIM	28

2.5. Bài toán ngược	31
2.6. So sánh phương pháp tạo ảnh tương phản và tạo ảnh mật độ	32
2.7. Mô phỏng tạo ảnh mật độ sử dụng DBIM	33
2.7.1. Kích bản mô phỏng hàm mục tiêu	33
2.7.2. Kết quả mô phỏng hàm mục tiêu	33
2.8. Nhận xét	39
CHƯƠNG 3. PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT VÀ KẾT QUẢ	41
3.1. Phương pháp DF - DBIM	41
3.1.1. Kích bản 2 ($N_t=34, N_r=23$).....	44
3.1.2. Kích bản 3 ($N_t=17, N_r=11$).....	45
3.1.3. Kích bản 4 ($N_t=20, N_r=16$).....	46
3.2. Mô phỏng DBIM và DF - DBIM.....	48
3.3. Thay đổi mật độ với trường hợp kích bản 4 $N_t=20, N_r=16$ ($N_{F_1}=3, N_{F_2}=5$).....	51
KẾT LUẬN	53
TÀI LIỆU THAM KHẢO.....	55

DANH MỤC CÁC KÝ HIỆU VÀ CHỮ VIẾT TẮT

Ký hiệu	Đơn vị	Ý nghĩa
DBIM		Distorted Born Iterative Method
N_t		Số lượng máy phát
N_r		Số lượng máy thu
h	mm	Là kích thước của một ô (pixel)
N		Số lượng ô (pixel) theo chiều dọc/ngang
$c_0(\vec{r})$	m/s	Vận tốc truyền sóng trong môi trường không có u
$c_1(\vec{r})$	m/s	Vận tốc truyền sóng trong đối tượng
$O(\vec{r})$	$(rad/m)^2$	Hàm mục tiêu
$p^{inc}(\vec{r})$	Pa	Sóng tới (tín hiệu tới)
$p(\vec{r})$	Pa	Tín hiệu tổng
$p^{sc}(\vec{r})$	Pa	Tín hiệu tán xạ
k_0	rad/m	Số sóng trong môi trường chuẩn
k_1	rad/m	Số sóng trong đối tượng
ρ_0	$kg.m^{-3}$	Mật độ của môi trường đồng nhất
$\rho(\vec{r})$	$kg.m^{-3}$	Mật độ trong đối tượng
MoM		Moment
DF		Dual Frequency

DANH MỤC CÁC BẢNG

Bảng 2.1: So sánh phương pháp tạo ảnh không xét tới yếu tố mật độ 32	32
và có xét tới yếu tố mật độ. 32	32
Bảng 2.2: Kịch bản 1 mô phỏng hàm mục tiêu..... 33	33
Bảng 3.1: Tham số mô phỏng của các kịch bản 43	43
Bảng 3.2: Mối liên hệ giữa số phép đo và số biến trong các kịch bản 44	44
Bảng 3.3: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{F_1} sau tổng số 8 vòng lặp..... 44	44
Bảng 3.4: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{F_1} sau 8 vòng lặp ở kịch bản 2 44	44
Bảng 3.5: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{F_1} sau 8 vòng lặp ở kịch bản 3 45	45
Bảng 3.6: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{F_1} sau 8 vòng lặp ở kịch bản 4 46	46
Bảng 3.7: So sánh sử dụng riêng từng tần số f_1 , f_2 và kết hợp f_1+f_2 qua 8 vòng lặp kịch bản 4: $N_t=20$. $N_t=16$ 48	48
Bảng 3.8: Kết quả lỗi chuẩn hóa của DF-DBIM sau 8 vòng lặp ở các mật độ khác nhau..... 51	51

DANH MỤC CÁC HÌNH VẼ

Hình 1.1: Một ca siêu âm	4
Hình 1.2: Ảnh siêu âm 2D.....	10
Hình 1.3: Ảnh siêu âm tim 4D	14
Hình 2.1: Cấu hình hệ đo dữ liệu tán xạ	24
Hình 2.2: RMSEs trong tái tạo mật độ của hình trụ với $P_R = 1/C_R$ sử dụng cách tiếp cận DF-DBIM. Tương ứng với giá trị vượt quá giới hạn $\Delta\phi$ là (a) 0.9π , (b) -0.9π , (c) 0.45π , và (d) -0.45π . Giới hạn dung sai DBIM đã được thiết lập đến 0.1%.....	29
Hình 2.3: Tái tạo lại của mật độ thực tế của hình trụ với $\Delta\phi = 0.9\pi$ và $P_R = 1/C_R$ sử dụng DF-DBIM. Tái tạo lại (màu xanh lam), lý tưởng (màu đỏ), và tái tạo lại qua bộ lọc và giá trị trung bình (màu xanh lục) được hiển thị thực tế. Giới hạn dung sai DBIM đã được thiết lập đến 0.1%.....	30
Hình 2.4: Kết quả mô phỏng xây dựng hàm mục tiêu lý tưởng	34
Hình 2.5: Sơ đồ bố trí máy thu - máy phát trong kịch bản mô phỏng	34
Hình 2.6: Kết quả khôi phục sau bước lặp đầu tiên ($N = 40$).....	35
Hình 2.7: Kết quả khôi phục sau bước lặp thứ 2 ($N = 40$).....	36
Hình 2.8: Kết quả khôi phục sau bước lặp thứ 3 ($N = 40$).....	37
Hình 2.9: Kết quả khôi phục sau bước lặp thứ 4 ($N = 40$).....	38
Hình 2.10: Kết quả lỗi sau bước 4 vòng lặp	39
Hình 3.1: Lỗi chuẩn hóa của giải thuật qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{F_1} khác nhau trong kịch bản 2($N = 20$).....	45
Hình 3.2: Lỗi chuẩn hóa của giải thuật qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{F_1} khác nhau trong kịch bản 3($N = 20$).....	46
Hình 3.3: Lỗi chuẩn hóa của giải thuật qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{F_1} khác nhau trong kịch bản 4($N = 20$).....	47
Hình 3.4: So sánh lỗi chuẩn hóa của DF-DBIM và DBIM sau 8 vòng lặp (kịch bản 4).....	48
Hình 3.5: Kết quả khôi phục của giải pháp khác nhau ở các vòng lặp..... từ 1 đến 8 (Kịch bản 4).....	50
Hình 3.6: So sánh lỗi chuẩn hóa của DF-DBIM sau 8 vòng lặp ở các mật độ khác nhau.....	52

LỜI NÓI ĐẦU

Kỹ thuật y sinh là một bộ môn khoa học ứng dụng dựa trên các nguyên lý cơ bản trong kỹ thuật và các ý tưởng về thiết kế để đưa ra giải pháp trong y học. Kỹ thuật y sinh là một lĩnh vực tương đối mới mẻ, đa phần các thành tựu đạt được chỉ mới dừng ở mức độ nghiên cứu, bao phủ nhiều lĩnh vực khác nhau: chẩn đoán hình ảnh, xử lý hình ảnh, vật liệu sinh học với kỹ thuật sinh học, mô hình hóa 3 chiều...[26-30].

Theo một báo cáo gần đây, số bệnh ung thư Việt Nam đang đứng ở vị trí nhất nhì thế giới. Trong đó, ung thư vú thường gặp nhất và gây tử vong hàng đầu ở phụ nữ. Đây là một bệnh hết sức phức tạp mà trong nhiều năm qua đã có nhiều nghiên cứu về nguyên nhân, bệnh sinh và điều trị. Ngày nay trong y học, chẩn đoán hình ảnh là một phương pháp chẩn đoán cho phép người 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. Trong đó, tạo ảnh siêu âm là một công cụ an toàn, không bị iôn hoá để chẩn đoán lâm sàng. So với phương pháp X-ray, MRI, ... thì phương pháp siêu âm cắt lớp cho phép tạo ảnh có lợi thế hơn nhiều. 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, mật độ, độ suy hao, được ứng dụng để tìm ra các đối tượng có kích thước nhỏ.

Kỹ thuật siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược được coi là một trong những phương pháp chụp cắt lớp siêu âm mạnh mẽ và chính xác nhất. Có nhiều kỹ thuật siêu âm cắt lớp khác nhau và một trong những kỹ thuật đó là siêu âm cắt lớp sử dụng kết hợp tần số. Tần số thấp f_1 đảm bảo độ hội tụ của giải thuật đến một mức độ tương phản gần với giá trị thực, nhưng độ phân giải không gian thấp. Tần số cao f_2 có thể cải thiện độ phân giải không gian trong khi vẫn

giữ được độ hội tụ bởi vì sự sai khác giữa mức độ tương phản thực và mức độ tương phản gốc là tương đối nhỏ, tuy nhiên thời gian tính toán và tạo ảnh dài. Do đó, sử dụng phương pháp tạo ảnh siêu âm mật độ sử dụng kết hợp tần số N_{f_1} và N_{f_2} sẽ làm giảm thời gian tạo ảnh giúp y học trong việc phát hiện sớm ung thư vú ở phụ nữ. Việc sử dụng siêu âm cắt lớp dựa trên thay đổi mật độ để đem lại nhiều thông tin hơn về đối tượng, khắc phục sử dụng độ tương phản âm chỉ cho biết thông qua sự thay đổi tốc độ truyền sóng.

CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN VỀ LÝ THUYẾT

1.1. Tác dụng sinh học và sự an toàn của thiết bị chuẩn đoán siêu âm

1.1.1. Năng lượng chùm tia và cường độ chùm tia

Trong vật lý người ta dùng đại lượng P để đặc trưng cho năng lượng của (chùm) sóng âm truyền vào môi trường, với thiết bị siêu âm chuẩn đoán thì P có giá trị từ 1 - 10mW [2], và cường độ của chùm siêu âm có trình tự phân bố trong không gian và biến thiên theo thời gian.

1.1.2. Tác dụng sinh học của sóng âm

Nhiều nghiên cứu cho thấy có hai cơ chế chính gây lên những biến đổi sinh học trong các mô được xuyên âm, một điều đáng chú ý là những biến đổi này chỉ được ghi nhận khi sử dụng sóng âm có cường độ thật lớn và thời gian xuyên âm đủ lâu [3].

1.1.2.1. Tác dụng sinh nhiệt

Phần lớn năng lượng được hấp thụ từ siêu âm vào môi trường được chuyển sang dạng nhiệt làm tăng nhiệt độ môi trường. Với các thiết bị siêu âm chuẩn đoán thì nhiệt năng này quá nhỏ và bị tiêu tán rất nhanh. Trong môi trường với sóng âm có cường độ đủ lớn và thời gian xuyên âm đủ lớn thì nhiệt năng tạo ra mới đáng kể và có thể gây ra những biến đổi sinh học. Chẳng hạn nhiệt năng lớn có thể ảnh hưởng đến quá trình phân bào, ở mức độ cấu trúc phân tử nhiệt năng lớn có thể gây ra biến ra biến đổi gen.

1.1.2.2. Tác dụng cơ học

Sóng siêu âm làm cho các phần tử của môi trường dao động theo. Áp suất dao động gây ra tùy thuộc vào mật độ vật chất và có thể lên đến hàng vạn atm. Kết quả là liên kết của các phần tử môi trường bị đứt gãy. Người ta gọi đó là hiện tượng tạo lỗ vi mô. Tuy nhiên đối với những chùm siêu âm có cường độ nhỏ và tần số cao ít khi xảy ra hiện này.

1.1.2.3. Tác dụng hóa lý

Siêu âm có thể gây ra các phản ứng mà ở điều kiện bình thường khó xảy ra hoặc xúc tác cho các phản ứng hóa học. Đặc biệt siêu âm làm tăng các phản ứng phân ly các hợp chất hữu cơ, làm tăng sự ion hóa và tạo ra nhiều gốc tự do trong môi trường. Sóng siêu âm cũng làm tăng quá trình thẩm thấu qua các màng bán thấm [3].

1.1.3. Sự an toàn của các thiết bị siêu âm chuẩn đoán và những khuyến cáo

Rất nhiều nghiên cứu về hậu quả sinh học của siêu âm chuẩn đoán, chẳng hạn như khảo sát hồ sơ bệnh án và tình trạng lâm sàng ở hai nhóm, một nhóm được khám nghiệm siêu âm trong thời gian thai kỳ so sánh với một nhóm không có khám nghiệm siêu âm, kết quả là không tìm thấy bằng chứng nào về hậu quả sinh học của trường siêu âm chuẩn đoán. Ủy ban xem xét về hậu quả sinh học của Viện nghiên cứu siêu âm trong y khoa của Mỹ (A.I.I.M - American Institute of Ultrasound in Medicine) sau khi đúc kết từ các công trình nói trên và đã đi đến kết luận:

- Trong phạm vi tần số sử dụng thấp thì sẽ không có hậu quả sinh học đáng kể trong mô động vật với cường độ $I_{(SPTA)} < 100\text{mW/cm}^2$ [2].

- Thời gian xuyên âm nhỏ hơn 500s và cường độ đủ cao để cho tích số cường độ với thời gian xuyên âm đảm bảo nhỏ hơn 50J/cm^2 thì vẫn không có hậu quả sinh học.



Hình 1.1: Một ca siêu âm¹

¹ <http://phongkhamquocdat.vn/sieu-am-vu-phat-hien-ung-thu-vu-som/>

1.2. Đặc điểm lan truyền sóng siêu âm

Sóng siêu âm có đặc tính truyền thẳng thành chùm, mang theo năng lượng lớn. Siêu âm lan truyền trong môi trường vật chất theo quy luật chung của sóng âm, nghĩa là cũng bị hấp thụ, bị tán xạ và phản xạ làm cho cường độ của chùm sóng siêu âm bị thay đổi. Sự thay đổi đó tùy thuộc vào mật độ, tính chất và các đặc điểm khác của môi trường vật chất nó truyền qua. Ghi đo được sự thay đổi chúng ta có thể suy đoán được những đặc điểm của lớp vật chất hấp thụ và giúp cho việc chuẩn đoán bệnh. Y học thường sử dụng các sóng siêu âm tần số từ 100 KHz đến 3 GHz. Dựa vào đặc tính truyền thẳng của siêu âm và độ hấp thụ, phản xạ phụ thuộc vào đặc tính của môi trường để xác định vị trí cũng như cấu trúc của đối tượng.

- Tính chất phản xạ:

Đặc điểm của siêu âm là khi đi qua mặt ngăn cách giữa hai môi trường khác nhau, sóng âm bị phản xạ rất mạnh. Hệ số phản xạ đó phụ thuộc vào mật độ vật chất và tốc độ lan truyền của sóng âm trong đó. Vì vậy người ta đưa ra khái niệm trở kháng âm như sau: $Z = \rho \cdot c$ tương tự như sóng âm thường,

trong đó:

Z: trở kháng âm

ρ : mật độ vật chất

c: tốc độ lan truyền sóng âm trong vật chất

Sau đây là bảng giá trị trở kháng âm của một số vật chất thường gặp:

Tên vật chất	Z (kg/m ² .s)
Không khí	429
Nước	1.48×10 ⁶
Mô mềm của cơ thể người	1.6×10 ⁶
Mô xương	1.62×10 ⁶
Máu và não	1.56×10 ⁶

Mô mỡ 1.4×10^6

Hệ số phản xạ ở mặt ngăn cách của sóng siêu âm giữa hai môi trường có trở kháng âm Z_1 và Z_2 sẽ là:

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (1.1)$$

Hệ số R đo giữa nước và không khí là 0.99, như thế có nghĩa là hầu hết năng lượng (99%) của chùm siêu âm đã bị phản xạ và chỉ 1% được lan truyền tiếp tục. Hệ số R cũng khá lớn giữa xương và mô mềm... do đó người ta có thể dùng siêu âm để chuẩn đoán bệnh.

- Tính chất hấp thụ

Khi truyền qua các môi trường, sóng siêu âm bị môi trường hấp thụ nên cường độ của nó sẽ giảm dần. Giả sử chùm siêu âm song song khi tới một môi trường nó có cường độ I_0 khi xuyên qua chiều sâu d trong môi trường vật chất, thì cường độ chỉ còn lại là I , ta có:

$$I = I_0 \times e^{-\alpha d} \quad (1.2)$$

với $e = 2.71828...$

Cường độ chùm siêu âm bị suy giảm khi xuyên qua lớp vật chất là do các hiện tượng hấp thụ, phản xạ và tán xạ. Do đó, hệ số suy giảm chùm siêu âm α phụ thuộc vào đặc tính của chùm siêu âm cũng như môi trường vật chất. Nói cách khác, α phụ thuộc vào tần số siêu âm f , mật độ môi trường ρ và tốc độ lan truyền siêu âm v .

1.3. Kỹ thuật của phương pháp tạo hình bằng siêu âm

1.3.1. Nguyên lý hoạt động của siêu âm

Đầu dò khi được kích thích bởi xung điện với chiều dài và cường độ có thể điều chỉnh được thì phát ra xung sóng âm lan truyền theo hướng của đầu dò vào môi trường ở một vận tốc xác định bởi đặc tính của môi trường (mật độ ρ và độ đàn hồi), sóng âm sẽ gặp các mặt phản hồi và phần tử tại tán xạ

trên đường truyền thì sẽ tạo ra các sóng phản xạ và tán xạ quay trở về đầu dò và được thu nhận tại đây.

Độ lớn của biên độ sóng phản hồi phụ thuộc vào biên độ sóng phát đi, góc tới của sóng âm và trở kháng âm của mặt phản hồi.

Đầu dò sẽ biến đổi sóng hồi âm thành tín hiệu điện thông qua hiệu ứng áp điện, tín hiệu điện này mang hai thông tin chính:

- Thông tin về độ lớn biên độ, thông tin này phản ánh tính chất âm học của môi trường
- Thông tin về vị trí của nguồn tạo tín hiệu thông qua trung gian là đo thời gian phát và thu của tín hiệu.

Các thông tin này sau đó được xử lý và thể hiện thành hình ảnh trên màn hình.

1.3.2. Các loại kỹ thuật siêu âm

1.3.2.1. Siêu âm kiểu A (Amplitude Mode)

Trong kiểu này mỗi khi đầu dò nhận được một sóng xung phản xạ sẽ xuất hiện một xung tín hiệu. Biên độ xung tín hiệu được xác định bởi cường độ của xung siêu âm phản xạ và vị trí của nó được xác định bởi thời gian mà xung siêu âm đã lan truyền [3]. Như vậy, căn cứ vào khoảng thời gian từ khi phát xung siêu âm đến khi thu được xung phản hồi ta xác định được khoảng cách từ mặt đầu dò đến mặt phản xạ đã gây ra xung phản xạ đó.

Chuẩn đoán siêu âm kiểu A ngày nay ít dùng một mình, mà thường kết hợp với kiểu B. Nó được áp dụng trong nhiều chuyên khoa:

- Khoa sản: Đo đường kính lưỡng đỉnh của thai, đo khung chậu của sản phụ.
- Khoa mắt: Đo đường kính nhãn cầu, phát hiện bong võng mạc.
- Khoa thần kinh: Người ta thường sử dụng kiểu A một mình để làm âm vang não đồ

1.3.2.2. Siêu âm kiểu B (Brightness Mode)

Mỗi sóng xung tín hiệu trong kiểu A được biểu hiện bằng một điểm với cường độ sáng tương ứng với biên độ xung siêu âm phản xạ. Sự di chuyển tiến - lùi của mặt phản xạ tương ứng với dịch chuyển qua lại của xung tín hiệu trong kiểu A và của điểm sáng trong kiểu B. Trong kiểu quét tự động bằng máy, tốc độ quét khá nhanh do đó hình ảnh thu được là một hình ảnh động và tức thời.

Hình ảnh các lớp cắt sẽ nối tiếp nhau nhanh chóng trên màn B. Nhờ hiện tượng lưu ảnh võng mạc nên ta nhìn thấy ảnh liên tục, không tách rời từng lớp.

1.3.2.3. Siêu âm kiểu TM (Time Motion Mode)

Dùng để thể hiện sự chuyển động cùng phương với tia siêu âm của các vật thể theo thời gian bằng cách thể hiện hình ảnh siêu âm kiểu B theo biến thiên thời gian với các tốc độ quét khác nhau. Kết quả là nguồn hồi âm đứng yên thì sẽ tạo ra đường thẳng ngang qua màn hình, còn nếu mặt phản hồi chuyển động thì sẽ tạo ra đường cong thể hiện sự chuyển động của mặt phản hồi [2].

Trên màn hình hiển thị của TM - mode, biên độ chuyển động của mặt phản hồi được biểu thị trên trục tung, thời gian trên trục hoành, do đó có thể tính toán được vận tốc chuyển động của mặt phản hồi, khi tốc độ quét đã được xác định.

Phương pháp A - mode, B - mode có thể gọi chung là siêu âm một chiều (vì chỉ với một tia sóng âm nên chỉ cho thông tin trên một đường thẳng tạo ảnh).

- Ưu điểm của siêu âm một chiều là bằng phương pháp tương đối đơn giản, rẻ tiền ta có thể xác định được chính xác vị trí của bề mặt phản xạ và

trong kiểu TM - mode có thể đo được biên độ chuyển động của vật theo phương song song với chùm tia siêu âm.

- Nhược điểm của phương pháp là không đo được hình ảnh tổng thể của vật cần chuẩn đoán, không đánh giá được các chuyển động có phương vuông góc với phương truyền của tia siêu âm.

1.3.2.4. Hình ảnh hai chiều tĩnh và động

Cơ sở của kiểu thể hiện hình ảnh siêu âm hai chiều này là B - mode, được dùng phổ biến trong các máy siêu âm chuẩn đoán từ trước tới nay. Theo cách thể hiện của B - mode trong siêu âm một chiều thì tương ứng với mỗi vị trí đầu dò trên cơ thể và mỗi hướng của chùm tia xác định thì trên màn hình có một đường tạo ảnh. B - mode phản ánh các mặt phản hồi được tạo ra bởi các cấu trúc cơ thể nằm trên đường truyền của chùm tia siêu âm. Với các máy quét tĩnh, sự tổng hợp của các đường tạo ảnh tương ứng với nhiều vị trí đặt đầu dò trên cơ thể theo nhiều hướng khác nhau trong cùng một mặt phẳng sẽ tạo thành hình ảnh siêu âm phản ánh các cấu trúc giải phẫu theo thiết diện cắt ngang qua bởi mặt phẳng nói trên.

Vào những năm 60, do hạn chế về mặt kỹ thuật để có được một hình siêu âm cắt khoanh lớp cơ thể thì phải mất rất nhiều thời gian và hình ảnh nhận được chỉ là hình ảnh tĩnh của các cấu trúc, vì vậy người ta gọi hệ thống này là quét hình ảnh tĩnh [2]. Tuy nhiên ưu điểm của hệ thống này là cho hình ảnh tổng thể về cấu trúc và mối liên quan giữa các cấu trúc chỉ trên một hình.



Hình 1.2: Ảnh siêu âm 2D²

Để thấy được sự chuyển động tức thời của cấu trúc trong cơ thể như tốc độ chảy của máu trong các đoạn mạch hay đo nhịp tim thì tốc độ tạo hình phải nhanh, tốc độ thường khoảng 25 hình/giây - gọi là máy quét động (Real Time scanner). Tốc độ tạo hình nhanh của các máy này đạt được nhờ kỹ thuật quét chùm tia siêu âm và khả năng xử lý thông tin nhanh của các máy điện toán. Có hai cách quét chủ yếu được sử dụng:

- Quét điện tử (Electronic Scanning): các tia siêu âm được quét bằng cách dùng bộ điều khiển khóa điện tử để đóng mở nguồn nuôi các tinh thể sắp xếp kế cận nhau, theo một thứ tự thời gian thì các tia siêu âm sẽ được quét theo một phương nhất định.

- Quét cơ học (Mechanical Scanning): tia siêu âm được quét khi các chấn tử được quay quanh một trục hoặc dao động theo kiểu con lắc.

Một nhược điểm của máy ghi hình ảnh động là diện khảo sát bị hạn chế, không cho một hình ảnh tổng quát như trong kỹ thuật ghi hình tĩnh nói trên do kỹ thuật ghi hình động bị hạn chế bởi ba yếu tố:

²<http://eva.vn/ba-bau/cach-doc-ket-qua-sieu-am-thai-chuan-nhu-bac-si-c85a222167.html>

- + Số hình trong một giây: Frame rate - FR
- + Mật độ đường cho một hình: Line Density - N
- + Độ sâu khảo sát: d

Trên các thiết bị tạo hình động, nguyên lý tạo hình hai chiều có thể được tóm tắt như sau: các xung sóng âm phát ra ở các chân tử sắp xếp thành hàng thẳng hoặc cong trên bề mặt đầu dò để tạo nên các đường sóng âm phản hồi hay còn gọi là các đường tạo ảnh. Các đường này hình thành từ các điểm sóng âm phản hồi (tán xạ, phản xạ) mà các xung sóng âm gặp trên đường truyền, tập hợp các đường tạo ảnh sẽ được một mặt phẳng cắt. Các điểm sóng âm phản hồi, đường sóng âm phản hồi và mặt phẳng cắt sẽ được máy tính lưu trữ dưới dạng bộ nhớ trên cơ sở hệ quy chiếu hai chiều x, y trong đó vị trí một điểm hồi âm được xác định:

- + Trên trục x xác định bởi vị trí chân tử phát xung sóng âm
- + Trên trục y xác định bởi thời gian trở về của sóng âm phản hồi từ điểm đó
- + Độ lớn biên độ tín hiệu sóng âm phản hồi được mã hóa bởi các số theo thang độ xám để hiển thị độ sáng tối, với cùng một khoảng biên độ hiển thị thì thang độ xám càng lớn khả năng tương phản giữa các ô ảnh càng lớn.

Hình ảnh hiển thị được dựng hay nói cách khác là tái tạo từ tập hợp các bộ nhớ số có định dạng là ma trận hình vuông với kích thước mỗi chiều ma trận là 512×512 có nghĩa là có 512 hàng và 512 cột (cũng có thể là 64×64 , 128×128 , 256×256 hoặc 1024×1024 kích thước càng lớn thì bộ nhớ xử lý càng nhiều và chất lượng ảnh càng tốt hơn hay cho ảnh rõ nét). Ở đây có sự bất đồng đẳng giữa số đường tạo ảnh và số cột của bộ nhớ vì thường số đường tạo ảnh ít hơn nhiều lần so với số cột của bộ nhớ, cho nên người ta sử dụng phương pháp nội suy để gán những cột không trùng với đường tạo ảnh những giá trị trung bình giữa hai đường tạo ảnh kế bên gần nhất.

1.3.2.5. Hình ảnh với trường nhìn mở rộng

Những năm gần đây nhờ tiến bộ trong kỹ thuật vi xử lý, người ta đã tạo ra những hệ thống máy có đồng thời cả hai ưu điểm của cả hai thế hệ máy nói trên, vừa có hình ảnh động vừa khảo sát trên diện rộng gọi là Real time - E.F.O.V (Expanded Field Of View) - Siêu âm thời gian thực với trường nhìn mở rộng.

Để tạo được diện khảo sát rộng, người ta vừa di chuyển đầu dò theo một thiết diện cắt ngang cơ thể vừa ghi nhận hình ảnh, hình ảnh được tổng hợp liên tục từ các góc quét riêng biệt ứng với các vị trí đầu dò, kết quả nhận được là một hình tổng quát, đồng thời vẫn giữ được tính động của ảnh. Để thực hiện kỹ thuật này người ta sử dụng thuật toán Fuzzy - Logic với xử lý cực nhanh.

1.3.2.6. Hình ảnh 3 chiều và 4 chiều

Tạo hình 3 chiều được giới thiệu vào cuối thập niên 80 của thế kỷ trước nhờ vào tốc độ xử lý nhanh của các máy tính chuyên dụng.

Nguyên lý của tạo ảnh 3 chiều: các cơ quan và bộ phận trong cơ thể đều có dạng hình khối, vị trí, cấu trúc bên trong và mối liên hệ giải phẫu đều thể hiện sự tương quan trong không gian 3 chiều, cho nên trên mặt cắt hai chiều sẽ không diễn tả đủ các thông tin nói trên. Để thu được dữ liệu cả khối thể tích, thực chất là cắt hàng loạt các mặt cắt hai chiều liên tục nhau. Về mặt kỹ thuật hiện nay có hai phương pháp đang được áp dụng cho thu và dựng hình khối thể tích:

- Phương pháp thu hình thủ công: người ta sử dụng đầu dò 2D thường có gắn thêm các bộ phận cảm biến vị trí. Việc thu hình được thực hiện một cách đơn giản như quét hoặc di chuyển đầu dò hai chiều theo hướng vuông góc với mặt cắt bằng tay, sau đó máy sẽ tự động tính toán và dựng hình 3D. Phương pháp này có ưu điểm là rẻ tiền và có thể sử dụng các đầu dò 2D mà

không cần phải các đầu dò 3D chuyên biệt. Tuy nhiên, hình 3D tái tạo rất phụ thuộc vào kỹ năng người quét và cũng khó có thể cho hình 3D đẹp khi sử dụng cho các cấu trúc chuyển động như thai nhi.

- Phương pháp thu hình tự động: Sử dụng đầu dò ba chiều chuyên dụng. Trong kiểu thu hình này người sử dụng chỉ cần chọn vị trí quét thích hợp cho đầu dò và giữ ở tư thế đó trên bệnh nhân, đầu dò sẽ tự động quét sau đó máy sẽ tạo ra hình và hiển thị liên tục. Có hai kiểu thiết kế với hai phương pháp quét cho loại đầu dò tự động này:

- Thiết kế dựa trên một hàng chân tử rồi quét hàng chân tử này bằng cơ khí theo như dao động con lắc đồng hồ.
- Đầu dò được cấu tạo từ ma trận các chân tử và mặt cắt được tạo thành với phương pháp quét điện tử.

Các dữ liệu thu được lưu vào bộ nhớ thể tích, vị trí của một điểm sóng âm phản hồi được xác định ngoài tọa độ x, y trên mỗi mặt cắt thì còn phải được xác định với vị trí của các mặt cắt khác, nghĩa là mối tương quan trên trục z. Như vậy, bộ nhớ thể tích chứa thông tin vị trí của điểm sóng âm phản hồi trong không gian 3 chiều theo giá trị $f(x,y,z)$ và thông tin về biên độ siêu âm phản hồi của điểm đó. Các dữ liệu được xử lý, phân tích và tái tạo thành hình ảnh diễn tả mối tương quan trong không gian 3 chiều.

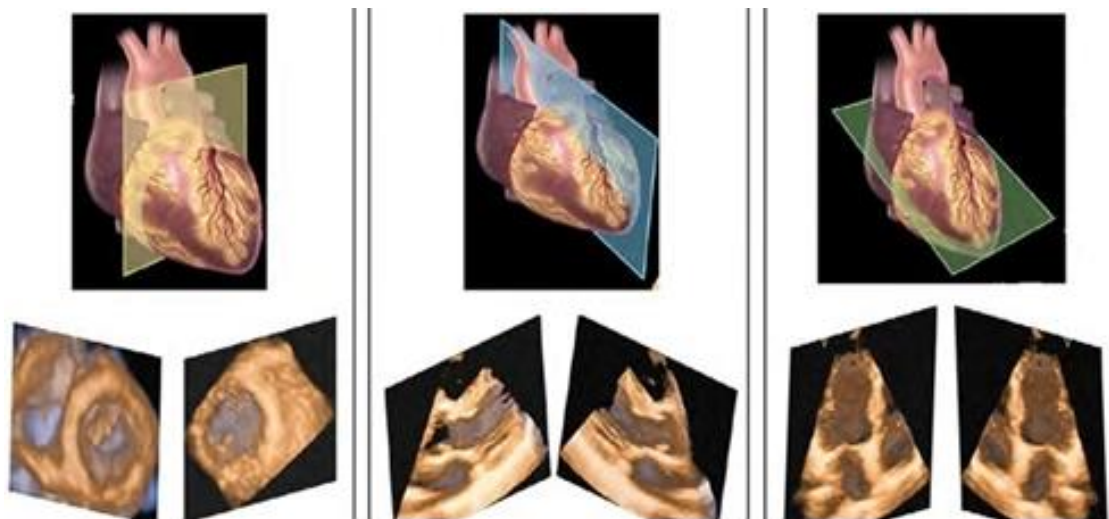
Có nhiều chế độ hiển thị hình 3 chiều:

+ Chế độ tái tạo theo các mặt phẳng đa diện - Multiplanar reconstruction: hiển thị 3 mặt phẳng trục giao theo phương x, y, z để thể hiện sự liên quan vị trí của một cấu trúc với các phần còn lại trong không gian 3 chiều. Ngoài ra từ bộ nhớ thể tích mà người sử dụng có thể dựng lại mặt cắt theo bất kỳ mặt phẳng nào trong không gian.

+ Chế độ dựng hình phối cảnh - Surface mode: như hình đồ bóng bề mặt của một cấu trúc

- + Chế độ dựng hình theo cường độ tối đa - Maximum mode
- + Chế độ dựng hình theo cường độ tối thiểu - Minimum mode
- + Chế độ dựng hình theo kiểu X - quang - X - ray mode
- + Và các chế độ khác

Tạo hình 4 chiều: để đánh giá tốc độ thu dữ liệu thể tích nhanh hay chậm người ta đưa ra khái niệm số khối/giây, trên các máy 3 chiều hiện nay thì tốc độ này là trên 100 khối/giây, nghĩa là thời gian cập nhật thông tin ở bộ nhớ khối (cũng như tái tạo và hiển thị hình) cực nhanh tạo cho người xem cảm giác về thời gian thực của hình thể hiện và đây chính là hình 4 chiều (chiều thứ 4 là chiều thời gian).



Hình 1.3: Ảnh siêu âm tim 4D³

³ <https://bookingcare.vn/cam-nang/sieu-am-tim-4d-de-lam-gi-p432.html>

1.3.2.7. Siêu âm Doppler

Siêu âm Doppler: là một kỹ thuật siêu âm phổ biến hàng đầu hiện nay được ứng dụng trong nhiều kỹ thuật siêu âm khác nhau. Siêu âm Doppler để đo dòng chuyển động của máu trong mạch và một số chức năng khác mà ở siêu âm thường không thực hiện được.

Phân loại siêu âm Doppler

Siêu âm Doppler được chia ra thành 2 mode dựa vào cách thức tạo ra sóng âm của mỗi mode: Doppler liên tục (CW hay Continuous Wave Doppler) và Doppler xung (pW hay Pulsed wave Doppler)

- CW Doppler: Người ta sử dụng đầu dò gồm 2 tinh thể làm 2 nhiệm vụ khác nhau: một tinh thể làm nhiệm vụ phát sóng âm liên tục và một tinh thể làm nhiệm vụ thu liên tục sóng hồi âm quay trở về đầu dò. Nhược điểm của kỹ thuật này là không nhận biết được vị trí của điểm phản hồi nhưng ưu điểm của nó là có thể đo được những vận tốc rất lớn.

- PW Doppler: Đối với PW Doppler, người ta chỉ sử dụng một tinh thể vừa làm nhiệm vụ phát, vừa làm nhiệm vụ thu. Sóng âm sẽ được phát đi theo từng chuỗi xung dọc theo hướng quét của đầu dò, nhưng chỉ có những xung phản hồi tại vị trí lấy mẫu (hay còn gọi là cổng - gate) mới được ghi nhận và xử lý. Bác sĩ siêu âm có thể điều chỉnh được trên máy kích thước và độ sâu của vùng lấy mẫu. Nhờ đó mà pW Doppler có thể phân biệt được tín hiệu Doppler tại các độ sâu khác nhau.

Ứng dụng của siêu âm Doppler

Siêu âm Doppler được ứng dụng trong khá nhiều trường hợp, thường gặp nhất là khảo sát mạch máu. Trong khảo sát mạch máu, thông tin từ siêu âm Doppler có thể cho ta các thông số về :

- Hướng dòng chảy.
- Sự phân bố vận tốc dòng chảy

- Đặc tính nhịp đập
- Động mạch hay tĩnh mạch
- Vận tốc và lưu lượng dòng chảy

Ngoài ra siêu âm Doppler còn được ứng dụng trong sản phụ khoa để xem xét tình hình phát triển của thai nhi (Máy doppler tim thai cầm tay hay các loại Monitor sản khoa có đầu dò Doppler), cung cấp các thông tin hữu ích về sinh lý tử cung trong thời kỳ mang thai của người mẹ.

Các ứng dụng khác của siêu âm cũng được ứng dụng khá rộng rãi như :

- Khảo sát hoạt động và các thông số chức năng của tim.
- Khảo sát hệ thống tĩnh mạch cửa, tĩnh mạch trên của gan
- Khảo sát bệnh lý động mạch thận
- Khảo sát bệnh lý của động mạch chủ bụng

Ưu nhược điểm của siêu âm Doppler :

Qua các ứng dụng, ta thấy siêu âm Doppler có nhiều ưu điểm, kỹ thuật này giúp cho bác sĩ có thể đưa ra những chẩn đoán bệnh tốt hơn phục vụ khám và điều trị. So với siêu âm thường thì siêu âm Doppler có nhiều ưu thế hơn. Tuy nhiên, tùy theo trường hợp bệnh mà ta cần chụp siêu âm thường hay siêu âm Doppler, vì chi phí chụp ảnh Doppler cao hơn siêu âm thường nhiều.

1.4. Đầu dò siêu âm

1.4.1. Hiệu ứng Áp - Điện

Hiệu ứng Áp - Điện (Piezo - Electric Effect) do hai nhà bác học Jacques và Pierre Curie tìm ra vào năm 1880 trên tinh thể Tourmaline và sau đó người ta đã quan sát thấy trên tinh thể thạch anh (Quartz) cũng như nhiều loại gốm tự nhiên và nhân tạo khác.

1.4.2. Cấu tạo đầu dò

Dựa vào hiệu ứng trên người ta sử dụng tinh thể gốm áp điện để chế tạo đầu dò siêu âm. Đầu dò vừa đóng vai trò phát sóng vừa đóng vai trò thu sóng.

Về mặt kỹ thuật việc này được thực hiện như sau: tinh thể gồm của đầu dò được nuôi bằng các xung cao tần, cứ sau mỗi xung phát đầu dò lại làm nhiệm vụ tiếp nhận sóng âm phản hồi. Độ lặp lại của các chuỗi xung phụ thuộc vào độ sâu tối đa cần chuẩn đoán.

1.4.3. Các loại đầu dò

1.4.3.1. Các đầu dò quét điện tử - Electronic Scanners

a) Đầu dò thẳng (Linear Array):

- Nguyên lý làm việc: Đầu dò được cấu tạo từ một dãy n tinh thể đơn. Tia siêu âm được tạo thành từ nhóm gồm m đơn tinh thể đứng cạnh nhau và được quét bằng cách tắt tinh thể đứng đầu nhóm và bật thêm một tinh thể đứng kế tinh thể cuối cùng.

- Ưu điểm:

- + Vùng thăm khám rộng.
 - + Thực hiện được kỹ thuật focus động.
 - + Không có phần cơ khí
- Nhược điểm:
- + Kích thước lớn
 - + Độ phân giải theo chiều dọc và ngang khác nhau.
 - + Bị nhiễu mạnh hơn so với đầu dò cơ khí.

- Ứng dụng:

- + Vùng bụng
- + Sản, phụ khoa.
- + Tuyến giáp
- + Mạch gần bề mặt
- + Các ứng dụng đặc biệt như nội soi phẫu thuật...

b) Đầu dò cong

- Nguyên lý làm việc của đầu dò cong giống hệt như đầu dò thẳng, chỉ khác ở chỗ các đơn tinh thể không xếp theo hàng ngang mà xếp theo hình cong.

- Ưu điểm:
- + Quét theo hình rẽ quạt mà không cần phần cơ khí và đồng bộ pha.
- + Bề mặt tiếp xúc nhỏ hơn đầu dò thẳng.
- + Do cấu tạo có dạng cong nên dễ dàng hơn trong việc áp vào nhiều vùng trong cơ thể.

- Nhược điểm:

Bề mặt tiếp xúc rộng hơn của đầu dò rẽ quạt điện tử với cùng độ mở.

- Ứng dụng: Vùng bụng và chậu.

c) Đầu dò rẽ quạt điện tử

- Nguyên lý làm việc: tia siêu âm được điều khiển bằng điện tử theo góc rẽ quạt nên loại đầu dò này còn được gọi là Sector Điện tử. Các tinh thể được đóng mở qua bộ trễ thời gian.

- Ưu điểm:

- + Bề mặt tiếp xúc nhỏ.

- + Đầu dò nhỏ, nhẹ.

- + Khả năng thăm khám đặc biệt cao.

- + Hiện thị đồng thời B - mode, Doppler và TM - mode.

- + Quét rẽ quạt mà không cần bộ phận cơ khí.

- Nhược điểm:

- + Giá thành cao.

- + Góc quét nhỏ.

- Ứng dụng:

- + Siêu âm tim qua khe liên sườn.

- + Tất cả các ứng dụng của đầu dò rẽ quạt.

- + Nội soi qua thực quản, nội soi qua thành bụng, nội soi tiết niệu.

1.4.3.2. Đầu dò rẽ quạt cơ khí

- Nguyên lý làm việc: Tinh thể tròn quay quanh trục và quét tia siêu âm theo một góc hình rẽ quạt. Tinh thể được gắn trên trục và motor quay được để trong dầu đặc biệt và tiếp xúc vào bệnh nhân qua lớp vật liệu thấu âm.

- Ưu điểm:

+ Bề mặt tiếp xúc nhỏ.

+ Độ mở lớn.

+ Các đầu dò đặc biệt có góc quét 360^0 .

+ Giá thành thấp.

- Nhược điểm:

+ Có phần cơ khí.

+ Chuyển chế độ chậm.

- Ứng dụng:

+ Siêu âm tim.

+ Nội tổng quát, sản phụ khoa.

+ Đầu dò nội tạng qua trực tràng.

1.5. Siêu âm cắt lớp

Gần đây phương pháp tạo ảnh cắt lớp bắt đầu được quan tâm do sự phát triển mạnh về phần mềm và phần cứng, nhưng phương pháp này mặc dù đã hơn phương pháp B - mode về chất lượng nhưng chưa có nhiều ứng dụng trong thương mại do chất lượng ảnh vẫn chưa thực sự tốt. 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) là hai phương pháp được cho là tốt nhất hiện nay cho tạo ảnh tán xạ [4].

Trong luận văn của Ths. Nguyễn Thanh Nam “*Tạo ảnh mật độ sử dụng tán xạ ngược*” [1] đã có đóng góp phân xét mật độ trong khảo sát tính toán để tìm ra đối tượng u lỵ và sử dụng phương pháp nội suy ảnh để cải thiện chất

lượng tạo ảnh được tốt hơn. Tuy nhiên ở đây tác giả chỉ sử dụng một tần số, do đó chưa tận dụng được triệt để được ưu thế khi kết hợp tần số thấp và tần số cao.

Tần số thấp f_1 đảm bảo độ hội tụ của giải thuật đến một mức độ tương phản gần với giá trị thực, nhưng độ phân giải không gian thấp. Tần số cao f_2 có thể cải thiện độ phân giải không gian trong khi vẫn giữ được độ hội tụ bởi vì sự sai khác giữa mức độ tương phản thực và mức độ tương phản gốc là tương đối nhỏ, tuy nhiên thời gian tính toán và tạo ảnh dài. Trong đó lập vi phân Born có ưu điểm là tốc độ hội tụ nhanh là phương pháp tác giả lựa chọn để cải tiến. Trong luận văn này, chúng tôi đề xuất phương pháp sử dụng 2 tần số để khôi phục ảnh. Các kết quả đánh giá cho thấy phương pháp đề xuất cho kết quả tốt và chúng tôi đã tối ưu được việc kết hợp 2 tần số sao cho ảnh có chất lượng tốt hơn so với chỉ sử dụng một tần số.

CHƯƠNG 2. NGUYÊN LÝ HOẠT ĐỘNG

2.1. Ảnh hưởng của mật độ tới sự tạo ảnh

Thông thường, các thuật toán tán xạ ngược trong miền tần số dựa trên loại phương pháp tiếp cận Newton cố gắng để giải quyết các phương trình sóng đầy đủ giả rằng mục tiêu hình ảnh không thể hiện sự biến đổi mật độ ρ . Theo giả thuyết này, các thuật toán cho phép tái xây dựng lại tốc độ âm thanh c và độ suy giảm α phân bố các mục tiêu hình ảnh. Bởi vì chúng giải quyết các phương trình sóng đầy đủ, thuật toán tán xạ ngược không giới hạn bởi ảnh hưởng của nhiễu xạ. Mặc dù các thuật toán có thể không hội tụ, điều kiện phân kỳ là được hiểu rõ [20] và hội tụ cho các đối tượng tương phản lớn có thể được thu được bằng cách sử dụng nhiễu dữ liệu tần số [24].

Tuy nhiên, bỏ qua sự biến đổi mật độ là một việc đơn giản hóa có thể có ảnh hưởng đến chất lượng tái tạo tán xạ ngược cho các ứng dụng hình ảnh y sinh. Bằng chứng thực nghiệm có sẵn trong các tài liệu cho thấy rằng tùy theo ρ thay đổi trong các mô có thể so sánh về độ lớn để c tương đối thay đổi [15]. Hơn nữa, ρ tái tạo có thể chứa các thông tin hữu ích hoặc là một nguồn tương phản hình ảnh. Hiện nay, UCT đã được đề xuất cho đầu phát hiện và chẩn đoán ung thư vú sớm. Thử nghiệm lâm sàng cho thấy sự suy giảm đó tái tạo có thể quan trọng hơn tốc độ tái tạo âm thanh cho phân biệt lành các tổn thương ác tính [17]. Các thông tin được cung cấp bởi hình ảnh mật độ hiện tại chưa được hiểu rõ ràng. Mặc dù có tồn tại trong sự hình thành cho thấy mật độ và tốc độ của âm thanh được đánh giá cao tương quan trong mô lành, giá trị thực tế của mật độ và hệ số nén không được biết đến nhiều tình trạng bệnh. Ví dụ, Yang et al. trong [8] nói rằng mặc dù mật độ được quan sát thường tăng với tốc độ ngày càng cao của âm thanh, điều này không phải là trường hợp khi lượng lớn mô xơ đã được trộn lẫn với các mô mỡ. Trong thực tế, có

một số nghiên cứu có giá trị trong các tài liệu giả thuyết rằng biến đổi mật độ có thể đóng một vai trò quan trọng trong việc tán xạ từ các mô. Do đó, việc xác định phân bố mật độ có thể cung cấp thêm thông tin hoặc tương phản cho phát hiện bệnh ung thư .

Kỹ thuật siêu âm định lượng (QUS) dựa trên các tán xạ ngược cũng có thể được lợi từ việc xác định sự phân bố mật độ [10]. QUS gồm đánh giá chất lượng của vi mô dựa vào phép đo áp suất tán xạ ngược và mô hình tán xạ. Theo các giả thuyết tán xạ, công suất quang phổ tán xạ ngược có thể được liên quan đến không gian ba chiều hàm tương quan của các trở kháng âm, $Z = \rho c$, của các mô vi cơ bản [7]. Vì vậy, sử dụng UCT biến đổi mật độ kết hợp với tốc độ tái tạo lại âm thanh ở tần số cao có thể trong ý thuyết có ích cho QUS bằng cách cung cấp sắp xếp trở kháng ba chiều của các mô.

Số lượng nghiên cứu UCT mà xem xét biến đổi mật độ là hạn chế. Biến đổi mật độ UCT đã được giới thiệu trong phạm vi của các công thức tán xạ duy nhất sử dụng các cấu hình tán xạ song phân với đầu dò bằng thông vô hạn. Tái tạo mật độ này sau đó đã xét các phương pháp nhiễu xạ cắt lớp, với một số nhà nghiên cứu đang phát triển các cách tiếp cận tương tự với cả hai biểu thức và Fourier dựa trên thuật toán. Tuy nhiên, thực tế là những công trình dựa trên lý thuyết tán xạ tuyến tính giới hạn ứng dụng của họ

Hai kiểu của các thuật toán xạ ngược tán mật độ biến thiên đã được xác định, trong đó bao gồm các phương trình sóng ngược bởi giải quyết cho một hàm đơn đó phụ thuộc vào cả tốc độ của các tốc độ âm thanh và biến đổi mật độ, và sử dụng đa dạng tần số để tách thông tin mật độ [11,18], và giải quyết cho hai hàm đồng thời: một là chỉ phụ thuộc vào hệ số nén và hai là trong những phụ thuộc chỉ vào biến thiên mật độ [6,16]. Tất cả những công trình đòi hỏi rằng UCT cũng có thể được sử dụng để có được hình ảnh định lượng của các phân bố mật độ.

Mục tiêu của việc trình bày trong chương này là phân tích qua các mô phỏng hiệu suất của hai loại thuật toán mật độ biến thiên tán xạ ngược khi xây dựng lại hình trụ tròn bằng cách sử dụng phân tích tán xạ giải pháp để tạo ra các phép đo tổng hợp. Những ảnh hưởng của kích thước tán xạ, mật độ và tốc độ của các giá trị phản hồi âm thanh và nhiễu được xem xét. Thực chất ở đây có nghĩa là các lỗi hình vuông (RMSE) của các cấu trúc được sử dụng như một thước đo chất lượng khi đánh giá độ chính xác của cả hai phương pháp. Như một kết quả của công việc này, những hạn chế cơ bản của phương pháp tán xạ nghịch đảo mật độ biến thiên hiện nay sẽ được hiểu tốt hơn và trình bày một cách toàn diện hơn.

2.1.1. Ảnh hưởng của mật độ trong trường áp suất bị tán xạ bởi trụ tròn.

Ở đây ta xem xét trường hợp của một hình trụ có bán kính a , mật độ ρ , hệ số nén κ , vận tốc của âm thanh c , số sóng k , và trở kháng âm thanh trong một nền đồng nhất là Z . Trong suốt nghiên cứu này, đặc tính âm thanh X , tỉ số X_r và độ tương phản giá trị ΔX được định nghĩa là $X_r = X/X_0$ và $\Delta X = X_r - 1$, tương tự, ở đây X_0 là giá trị của đặc tính âm thanh trong môi trường. Áp lực bị phân tán bởi các khối tròn khi một nguồn dòng được đặt tại $x = R$ có thể được viết như sau:

$$p^{sc}(\vec{r}) = \sum_{m=0}^{\infty} A_m R_m(\kappa, \rho) H_m^{(1)}(k_0 R) H_m^{(1)}(k_0 r) \cos m\theta \quad (2.1)$$

trong đó r và θ là tọa độ hình trụ tại điểm đang xét, $A_0 = 1$, $A_m = 2$, $m > 0$

k_0 là số sóng, $H_m^{(1)}(.)$ là hàm Hankel loại 1 bậc m , R_m là hệ số tán xạ

Hệ số tán xạ $R_m(.)$ có thể được tính như sau:

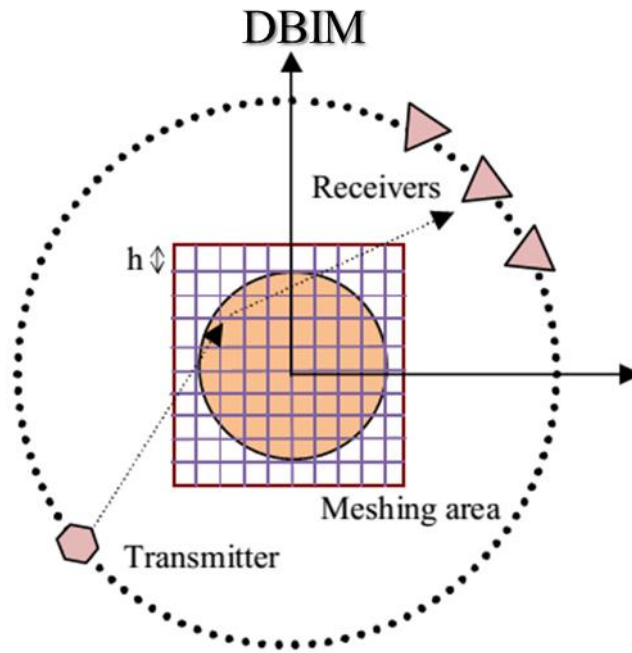
$$R_m(\kappa, \rho) = \frac{J_m(ka)J'_m(k_0a) - \frac{1}{Z_r}J_m(k_0a)J'_m(ka)}{J_m(ka)H_m^{(1)}(k_0a) - \frac{1}{Z_r}J'_m(ka)H_m^{(1)}(k_0a)} \quad (2.2)$$

ở đây $J_m(.)$ là hàm Bessel bậc m và biểu diễn đạo hàm đối với tổng các đối số. Trong giới hạn Rayleigh ($\lambda \gg a$) áp lực bị phân tán trong trường tán xạ có thể được tính xấp xỉ như sau:

$$p(\vec{r}) \rightarrow \frac{k_0 a^2}{2} \frac{e^{ik_0(R+r)}}{\sqrt{Rr}} \left\{ [\kappa_r - 1] - 2 \left[\frac{\rho_r - 1}{\rho_r + 1} \right] \cos\theta \right\} \quad (2.3)$$

Biểu thức đầu tiên trong dấu ngoặc trong biểu thức (2.3) biểu diễn tán xạ đơn cực với sự phụ thuộc vào κ và biểu thức thứ hai biểu diễn tán xạ lưỡng cực với sự phụ thuộc vào ρ .

2.2. Phương pháp lập vi phân Born



Hình 2.1: Cấu hình hệ đo dữ liệu tán xạ

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 nhằm đảm bảo không bị hiện tượng dịch pha gây lỗi khi khôi phục ảnh [14].

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 như Hình 2.1.

Vùng cần quan tâm (ROI - region of interest) bao gồm vật cần dựng ảnh. Vùng diện tích quan tâm này được chia thành $N \times N$ ô vuông (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, hàm mục tiêu (Object function) được tính bởi công thức (2.4).

$$\mathcal{O}(\vec{r}) = (k(\vec{r})^2 - k_0^2) - \rho^{1/2}(\vec{r})\nabla^2 \rho^{-1/2}(\vec{r}) \quad (2.4)$$

với $c(\vec{r})$ 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, $\rho(\vec{r})$ là mật độ vật thể.

Sử dụng sơ đồ cấu hình hệ đo như trong Hình 2.1, bằng cách sử dụng DBIM 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 mật độ ρ_0 , số sóng là k_0 . Trong môi trường đó có vật với mật độ $\rho(\vec{r})$, số sóng là $k(\vec{r})$ phụ thuộc vào không gian trong vật. Sự truyền sóng trong môi trường không đồng nhất khi mật độ biến đổi được mô tả bởi phương trình (2.5):

$$\rho(\vec{r})\nabla \cdot [\rho^{-1}(\vec{r})\nabla p(\vec{r})] + k^2(\vec{r})p(\vec{r}) = -\Phi^{inc}(\vec{r}) \quad (2.5)$$

trong đó $p(\vec{r})$ là áp suất âm và $\Phi^{inc}(\vec{r})$ là nguồn âm. Bằng cách áp dụng sự thay đổi của các biến $p(\vec{r}) = f(\vec{r}) \rho^{1/2}(\vec{r})$. Phương trình (2.5) được viết lại:

$$\nabla^2 f(\vec{r}) + [k^2(\vec{r}) - \rho^{1/2}(\vec{r})\nabla^2 \rho^{-1/2}(\vec{r})] f(\vec{r}) = -\Phi^{inc}(\vec{r}) \quad (2.6)$$

Phương trình (2.6) có thể biểu diễn dưới dạng tích phân:

$$p(\vec{r}) = e_s(\vec{r}) + \int_{\Omega} d\vec{r}' \mathcal{O}(\vec{r}') p(\vec{r}') G_0(\vec{r}, \vec{r}') \quad (2.7)$$

ở đây:

$e_s(\vec{r})$ áp suất sóng tới tại $r_s, s = 0, 1, \dots, N_s$

$G_0(\vec{r}, \vec{r}') = (i/4)H_0^{(1)}(k_0 |\vec{r} - \vec{r}'|)$ là hàm Green trong tọa độ hình trụ.

Hàm mục tiêu được xây dựng:

$$\mathcal{O}(\vec{r}) = \left(\left(\frac{\omega}{c(\vec{r})} \right)^2 - \left(\frac{\omega}{c_0} \right)^2 \right) \cdot \rho^{1/2}(\vec{r}) \nabla^2 \rho^{-1/2}(\vec{r}) \quad (2.8)$$

ở đây $\rho(\vec{r})$ và $c(\vec{r})$ lần lượt là mật độ và tốc độ âm thanh.

Phương trình (2.7) có thể được rời rạc hóa bằng cách sử dụng phương pháp momen (MoM) và được viết dưới dạng ma trận, cho cả trường áp lực bên trong miền tính toán và trường tán xạ bên ngoài miền tính toán, như:

$$\bar{p} = (\bar{I} - \bar{C} \cdot \mathcal{D}(\bar{O}))^{-1} \cdot \bar{p}^{\text{inc}} \quad (2.9)$$

$$\bar{p}^{\text{sc}} = \bar{B} \cdot \mathcal{D}(\bar{O}) \cdot \bar{p} \quad (2.10)$$

trong đó \bar{B} là một ma trận với các hệ số của Green từ mỗi điểm ảnh đến máy thu, \bar{C} là một ma trận với các hệ số Green trong số tất cả các điểm ảnh, và \mathcal{D} là một toán tử biến đổi một vector vào một ma trận đường chéo.

Hai biến chưa biết là \bar{p} và \bar{O} trong công thức (2.9) và (2.10), trong trường hợp này áp dụng xấp xỉ Born loại 1 và theo (2.9), (2.10) ta có:

$$\Delta p^{\text{sc}} = \bar{B} \cdot \mathcal{D}(\bar{p}) \cdot \Delta \bar{O} = \bar{M} \cdot \Delta \bar{O} \quad (2.11)$$

với $\bar{M} = \bar{B} \cdot \mathcal{D}(\bar{p})$

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

$$\bar{O}^n = \bar{O}^{(n-1)} + \Delta \bar{O}^{(n-1)} \quad (2.12)$$

với \bar{O}^n và $\bar{O}^{(n-1)}$ là giá trị của hàm mục tiêu ở bước hiện tại và bước trước đó $\Delta \bar{O}$ có thể được tìm bằng quy tắc Tikhonov:

$$\Delta(\bar{O})_n = \arg \min_{\Delta \bar{O}} \left\| \Delta \bar{p}^{\text{sc}}_t - \bar{F}_{(n)} \Delta(\bar{O}) \right\|_2^2 + \gamma \left\| \Delta(\bar{O}) \right\|_2^2 \quad (2.13)$$

trong đó $\Delta \bar{p}^{\text{sc}}$ 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; \bar{M}_t là ma trận $N_t N_r \times N^2$ được tạo bởi $N_t \times N_r$ phép đo.

Thuật toán 1: Phương pháp lặp Vi phân Born (DBIM)[4]

1: Chọn giá trị khởi tạo $\bar{O}_n = \bar{O}_0$

2: **while**($n < N_{max}$) or($RRE < \varepsilon$), **do**

{

3: Tính \bar{p} , \bar{p}^{sc} , \bar{C} , và \bar{B} tương ứng \bar{O}_n sử dụng (2.9) và (2.10)

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 (2.13)

6: Tính giá trị \bar{O}^n mới sử dụng (2.12)

7: $n = n + 1$; }

$$RRE = \frac{\|\Delta\bar{p}^{sc}\|}{\|\bar{p}^{sc,m}\|} \quad (2.14) \quad [9]$$

2.3. Cách tiếp cận DBIM tần số kép (DF-DBIM)

Từ phương trình (2.6), một sự kết hợp tuyến tính của tái tạo \mathcal{O}_i ở tần số $\omega_i, i = 1, 2, \dots, N_f$ cho phép tách c và ρ kết hợp. Điều đơn giản nhất cách tiếp cận, các DBIM tần số kép (DF-DBIM), là sử dụng hai tần số f_0 và f_{min} với $(f_{min}/f_0) < 1$. Trong trường hợp hai tần số, đóng góp mật độ có thể được cô lập bằng cách sử dụng sự kết hợp tuyến tính

$$F_\rho(\vec{r}) = \frac{\omega_{min}^2 \mathcal{O}(\vec{r}, \omega_0) - \omega_0^2 \mathcal{O}(\vec{r}, \omega_{min})}{\omega_0^2 - \omega_{min}^2}, \quad (2.15)$$

$$F_\rho(\vec{r}) = \rho^{\frac{1}{2}}(\vec{r}) \nabla^2 \rho^{-\frac{1}{2}}(\vec{r}). \quad (2.16)$$

Để có được các cấu hình mật độ thực tế sử dụng DF-DBIM, phương trình vi phân (3.9) phải được giải quyết. Sử dụng sự thay đổi biến

$$u(\vec{r}) = (\rho_r^{-\frac{1}{2}}(\vec{r}) - 1) \quad (2.17)$$

phương trình vi phân này có thể được viết tương đương như sau

$$\nabla^2 u(\vec{r}) - F_\rho(\vec{r})u(\vec{r}) = F_\rho(\vec{r}), \vec{r} \in \Omega \quad (2.18)$$

$$u(\vec{r}) = 0, \vec{r} \notin \Omega.$$

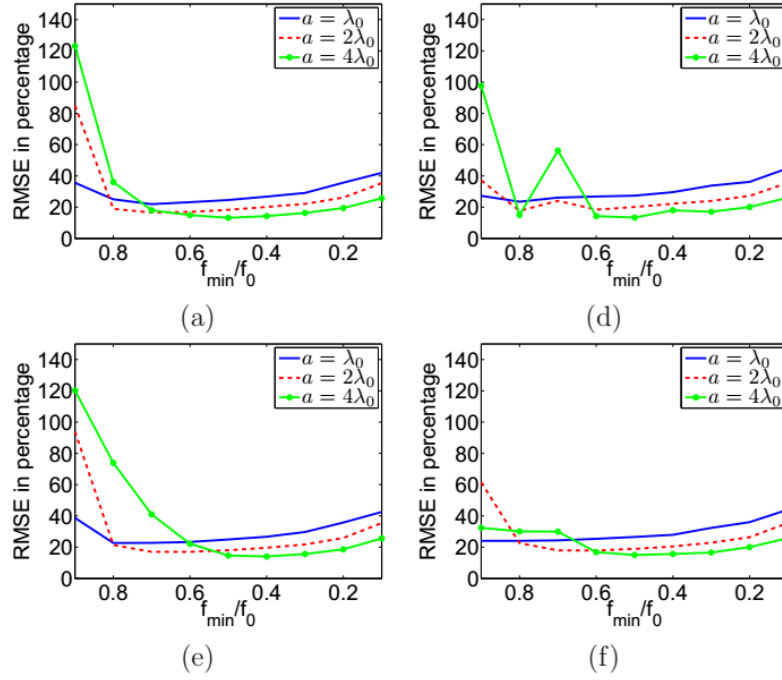
Khi $u(\vec{r})$ đã thu được, $\rho(\vec{r})$ có thể được tái tạo sử dụng (2.17). Trong công việc này, (2.18) đã được giải bằng cách chuyển đổi nó vào một phương trình ma trận. Các toán tử ∇^2 được thực hiện bằng cách sử dụng mẫu khác biệt hữu hạn cho tính toán hiệu quả

2.4. Chất lượng của thuật toán DF-DBIM

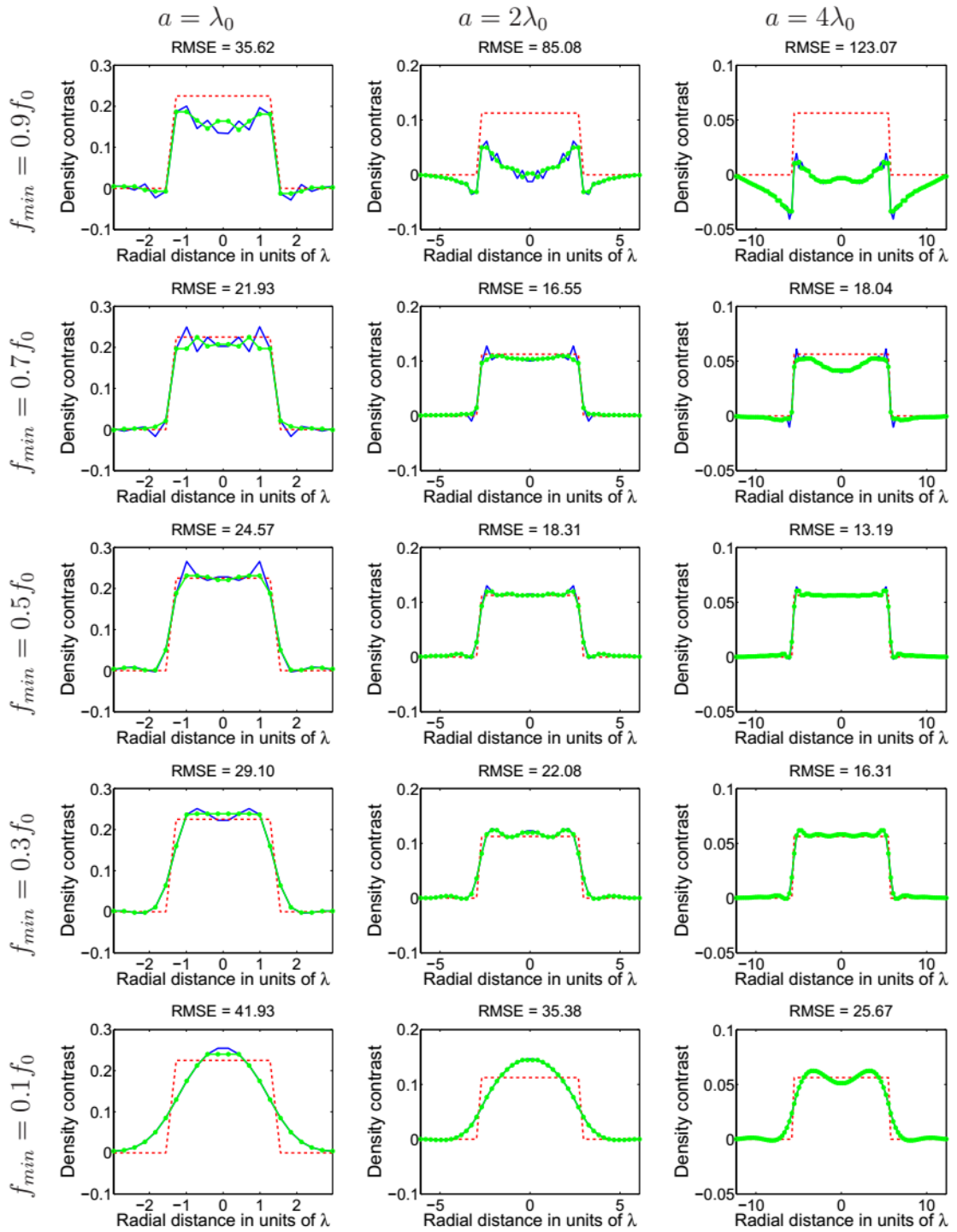
Chất lượng của các thuật toán DF-DBIM được đánh giá bằng cách tính toán RMSE khi tái tạo lại bán kính của hình trụ đồng tâm và tốc độ khác nhau của âm thanh và mật độ phản hồi bằng số giá trị của f_{\min}/f_0 . Các kết quả được tổng kết dưới đây.

Ảnh hưởng của vượt giới hạn pha $\Delta\phi$

Sự phụ thuộc của các lỗi trên $\Delta\phi$ được đánh giá bằng cách tái tạo lại hình trụ tròn có bán kính λ_0 , $2\lambda_0$ và $4\lambda_0$ ($\lambda_0 = c_0/f_0$) với các giá trị cố định $\rho_r = 1/c_r$ và $\Delta\phi$ của -0.9π , 0.45π , và -0.45π . Tần số tối thiểu f_{\min} được thay đổi giữa $0.9f_0$ và $0.1f_0$, giới hạn cho phép DBIM đã được thiết lập đến 0.1%. Các lỗi tái tạo được hiển thị trong Hình 2.2. Để minh họa, ρ thực tế tương ứng để $\Delta\phi = 0.9\pi$ và $\rho_r = 1/c_r$ được hiển thị trong Hình 2.3. Giá trị thực tế của $\Delta\phi$ làm không có ảnh hưởng đáng kể đến các lỗi tái tạo cho các trường hợp đánh giá. Nói chung, bán kính hình trụ lớn hơn dẫn đến tái tạo ổn định hơn khi f_0 và f_{\min} là tương đối gần.



Hình 2.2: RMSEs trong tái tạo mật độ của hình trụ với $\rho_r = 1/c_r$ sử dụng cách tiếp cận DF-DBIM. Tương ứng với giá trị vượt quá giới hạn $\Delta\phi$ là (a) 0.9π , (b) -0.9π , (c) 0.45π , và (d) -0.45π . Giới hạn dung sai DBIM đã được thiết lập đến 0.1%. [9]



Hình 2.3: Tái tạo lại của mật độ thực tế của hình trụ với $\Delta\phi = 0.9\pi$ và $\rho_r = 1/c_r$ sử dụng DF-DBIM. Tái tạo lại (màu xanh lam), lý tưởng (màu đỏ), và tái tạo lại qua bộ lọc và giá trị trung bình (màu xanh lục) được hiển thị thực tế. Giới hạn dung sai DBIM đã được thiết lập đến 0.1%. [9]

2.5. Bài toán ngược

Để giải bài toán ngược khi có nhiễu ta phải sử dụng phương pháp “Nonlinear Conjugate Gradient method” (NCG) [9][25]. Vì thế ta có thuật toán để giải phương trình (2.13) như sau:

Thuật toán 2: Phương pháp NCG

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

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

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

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

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

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

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

13: Break iterations

14: **end if**

15: **end for**

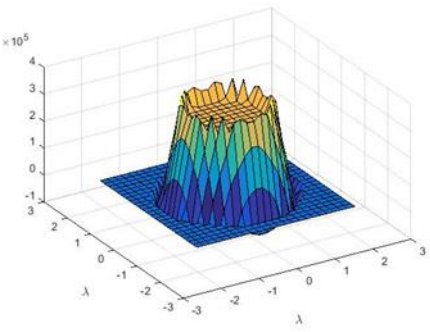
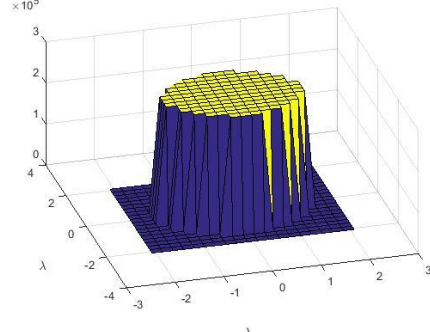
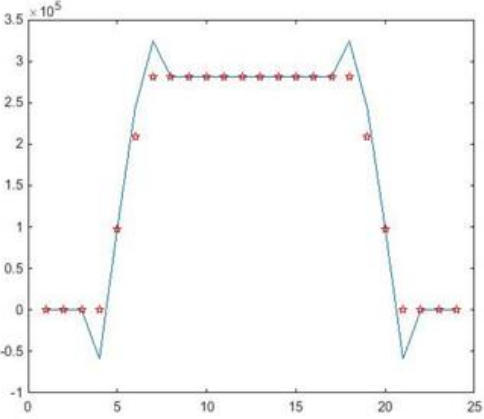
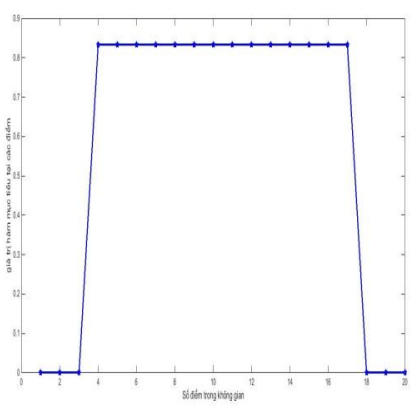
Để lựa chọn tham số γ ta sử dụng công thức (2.19) [9]:

$$\gamma = 0.5\sigma_0^2 \max\{10^{\log_2 RRE}, 10^{-4}\} \quad (2.19)$$

với σ_0^2 được tính theo phương pháp lũy thừa lặp với xấp xỉ tỉ số Rayleigh [12].

2.6. So sánh phương pháp tạo ảnh tương phản và tạo ảnh mật độ

Bảng 2.1: So sánh phương pháp tạo ảnh không xét tới yếu tố mật độ và có xét tới yếu tố mật độ.

Có xét tới yếu tố mật độ	Không xét tới yếu tố mật độ
<i>Phương trình hàm mục tiêu</i>	
$\mathcal{O}(\vec{r}) = \left(\left(\frac{\omega}{c(\vec{r})} \right)^2 - \left(\frac{\omega}{c_0} \right)^2 \right) - \rho^{1/2}(\vec{r}) \nabla^2 \rho^{-1/2}(\vec{r})$	$\mathcal{O}(\vec{r}) = \left(\left(\frac{\omega}{c(\vec{r})} \right)^2 - \left(\frac{\omega}{c_0} \right)^2 \right)$
<i>Mô phỏng hàm mục tiêu lý tưởng</i>	
 <p style="text-align: center;"><i>Hàm mục tiêu lý tưởng 3D</i></p>	 <p style="text-align: center;"><i>Hàm mục tiêu lý tưởng 3D</i></p>
 <p style="text-align: center;"><i>Hàm mục tiêu lý tưởng 2D</i></p>	 <p style="text-align: center;"><i>Hàm mục tiêu lý tưởng 2D</i></p>

Nhận xét: Qua bảng so sánh trên ta thấy bài toán khôi phục hình ảnh của đối tượng khi xét tới sự biến đổi mật độ sẽ trở nên phức tạp hơn so với bài

toán khôi phục hình ảnh bỏ qua sự biến đổi mật độ. Song việc giải quyết được bài toán xem xét tới sự biến đổi mật độ có ý nghĩa thực tế hơn, đồng thời sẽ cung cấp dữ liệu đầy đủ hơn trong việc tái tạo lại hình ảnh đối tượng.

2.7. Mô phỏng tạo ảnh mật độ sử dụng DBIM

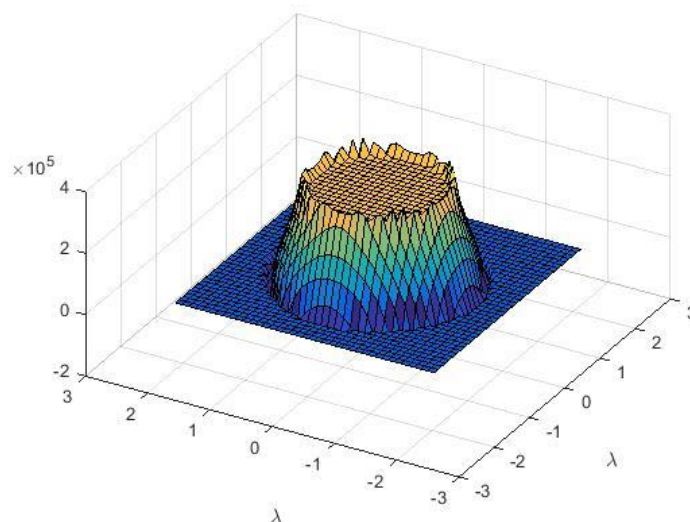
2.7.1. Kích bản mô phỏng hàm mục tiêu

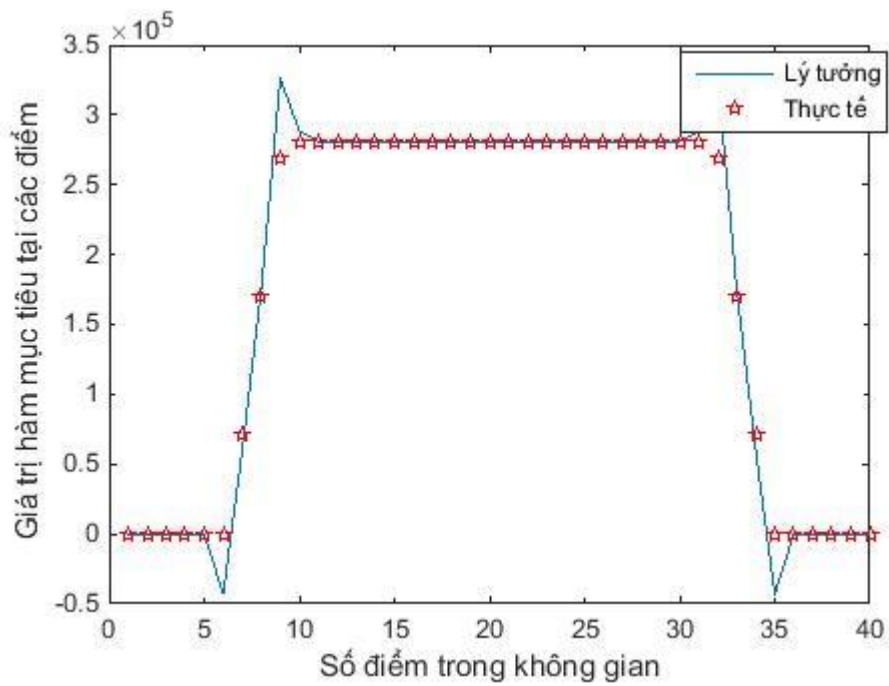
Bảng 2.2: Kích bản 1 mô phỏng hàm mục tiêu

Tần số sóng siêu âm	0.64MHz
Đường kính vùng tán xạ	10mm
Vùng tán xạ được chia lưới	40×40
Số lượng máy phát N_t	21
Số lượng máy thu N_r	12
Chênh lệch tốc độ truyền sóng	20%

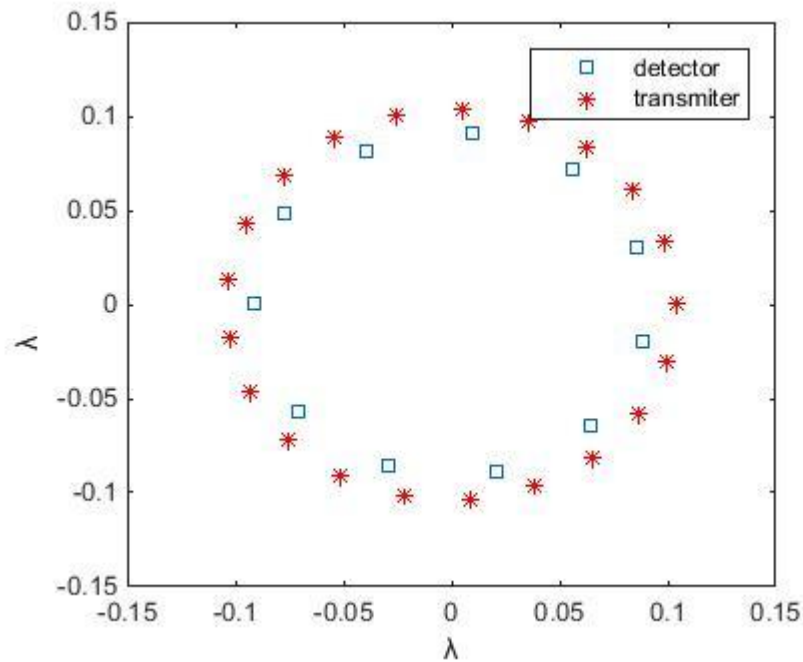
2.7.2. Kết quả mô phỏng hàm mục tiêu

Kết quả quá trình mô phỏng xây dựng Hàm mục tiêu

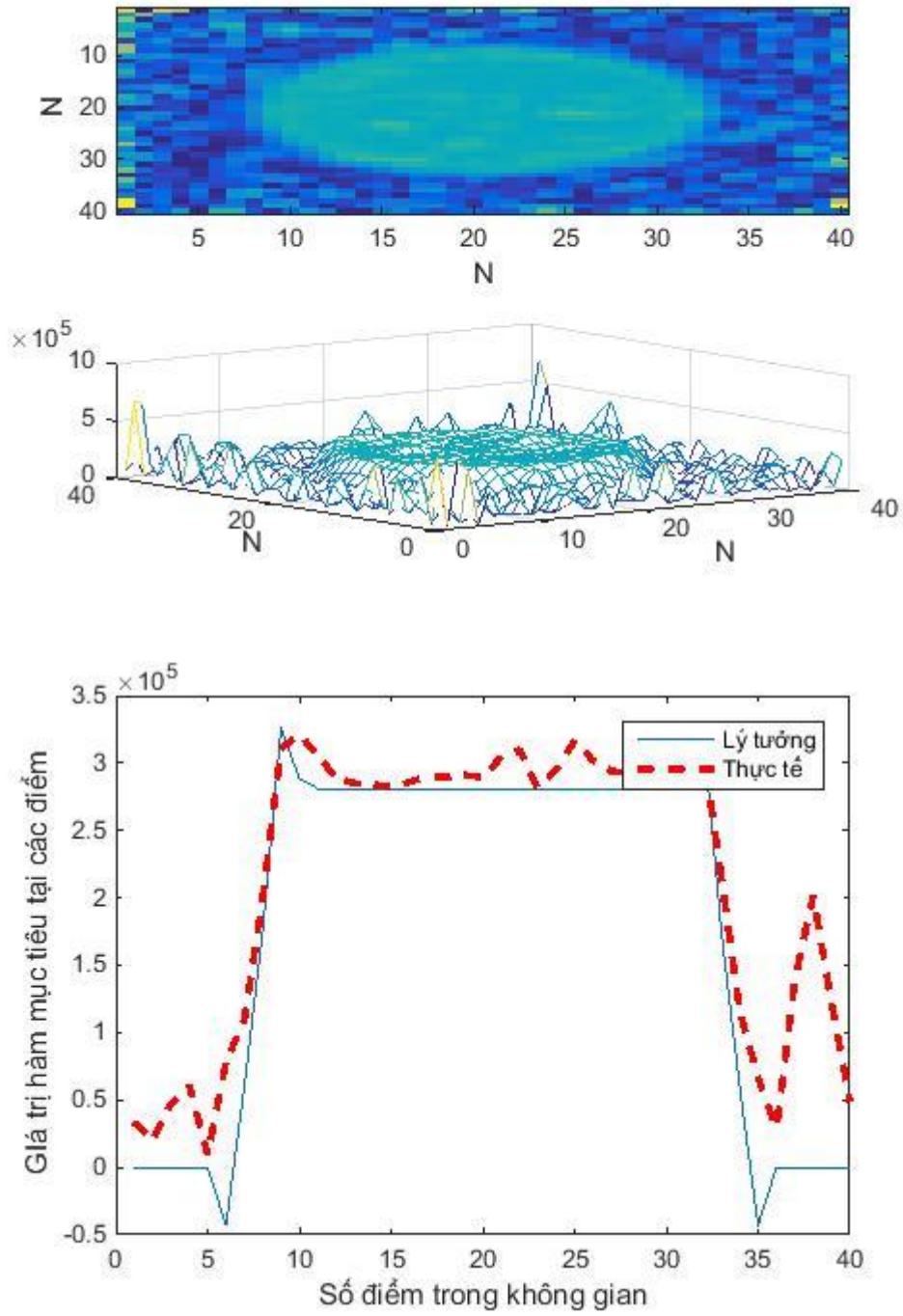




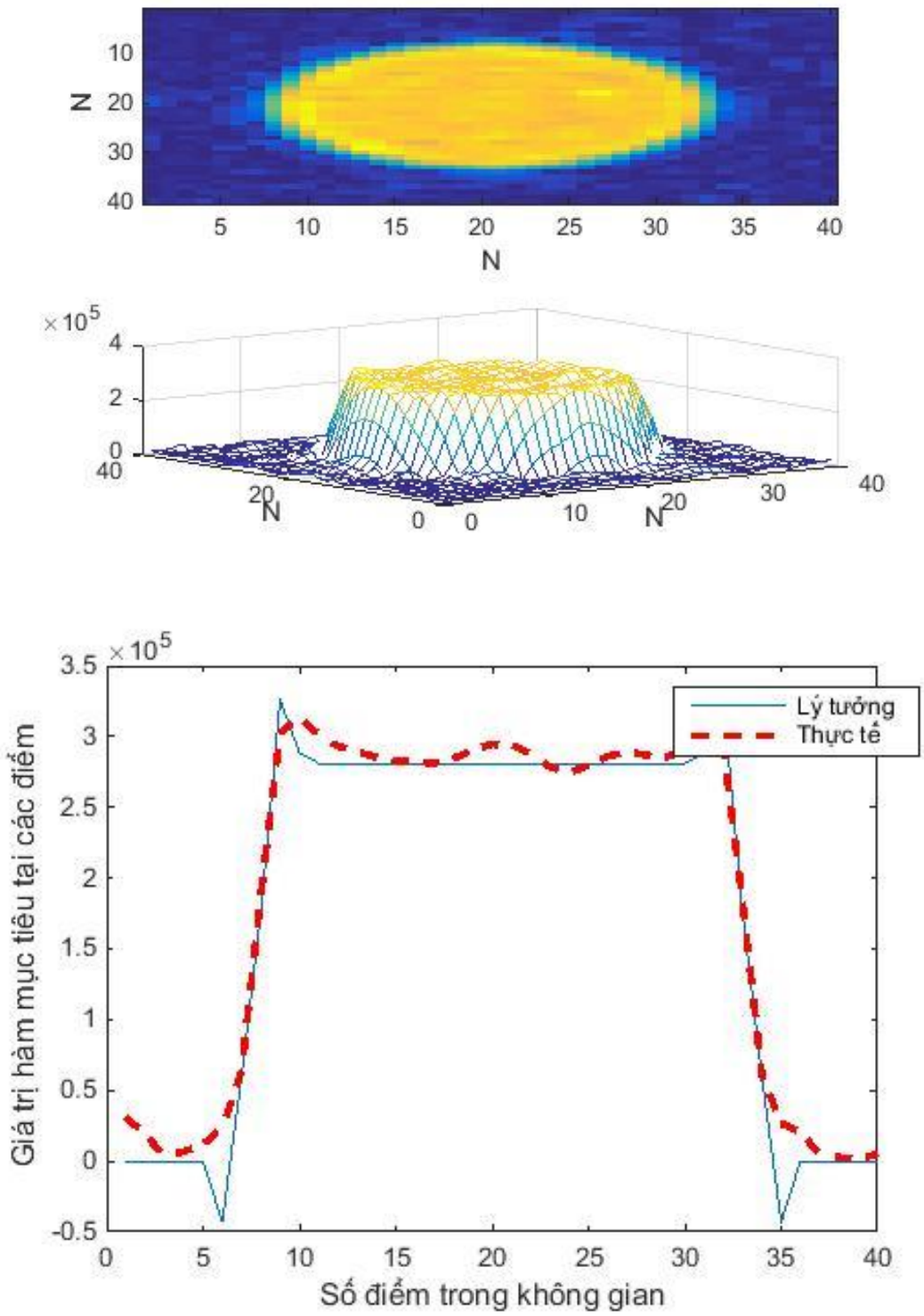
Hình 2.4: Kết quả mô phỏng xây dựng hàm mục tiêu lý tưởng



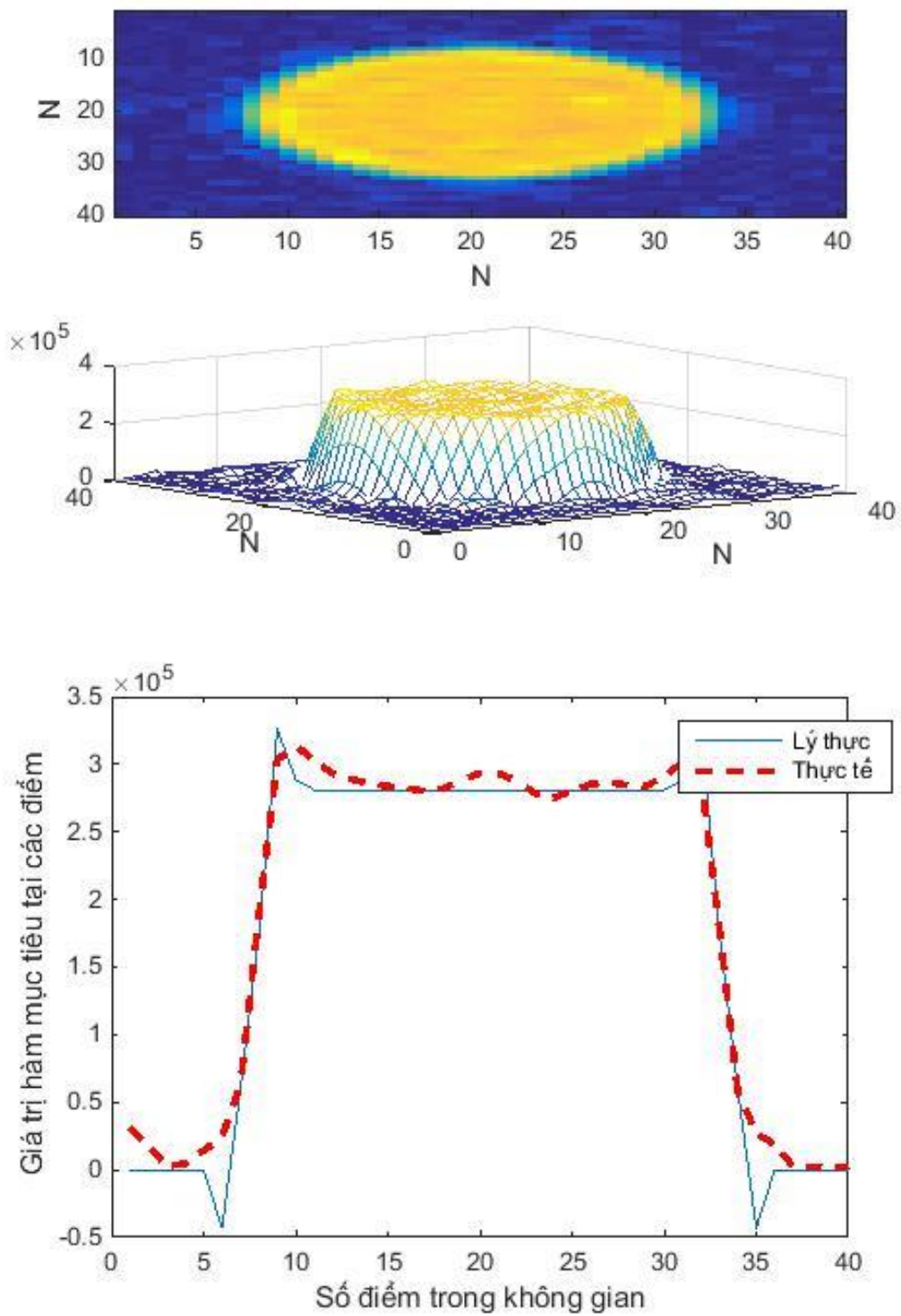
Hình 2.5: Sơ đồ bố trí máy thu - máy phát trong kịch bản mô phỏng



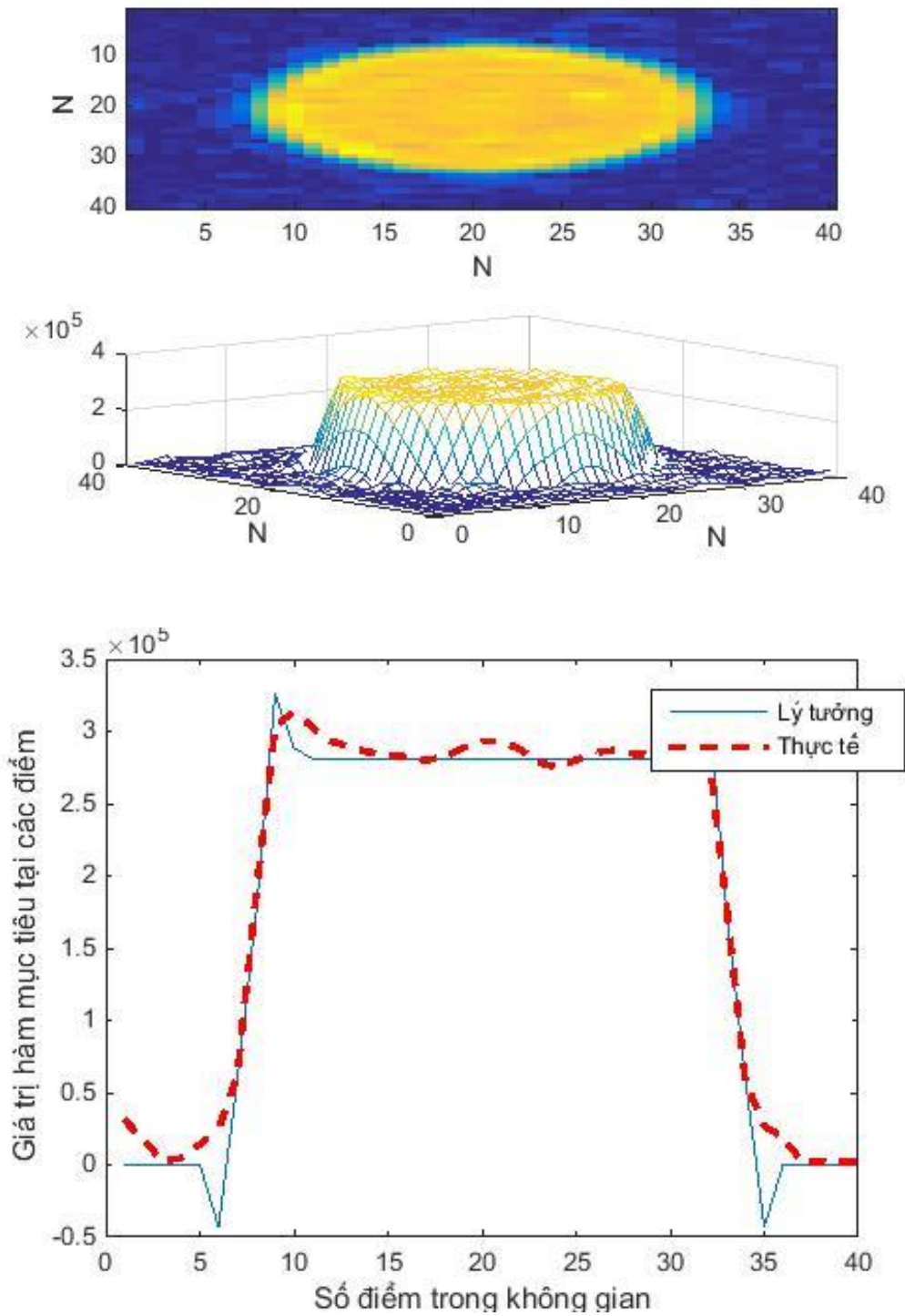
Hình 2.6: Kết quả khôi phục sau bước lặp đầu tiên ($N = 40$)



Hình 2.7: Kết quả khôi phục sau bước lặp thứ 2 ($N = 40$)



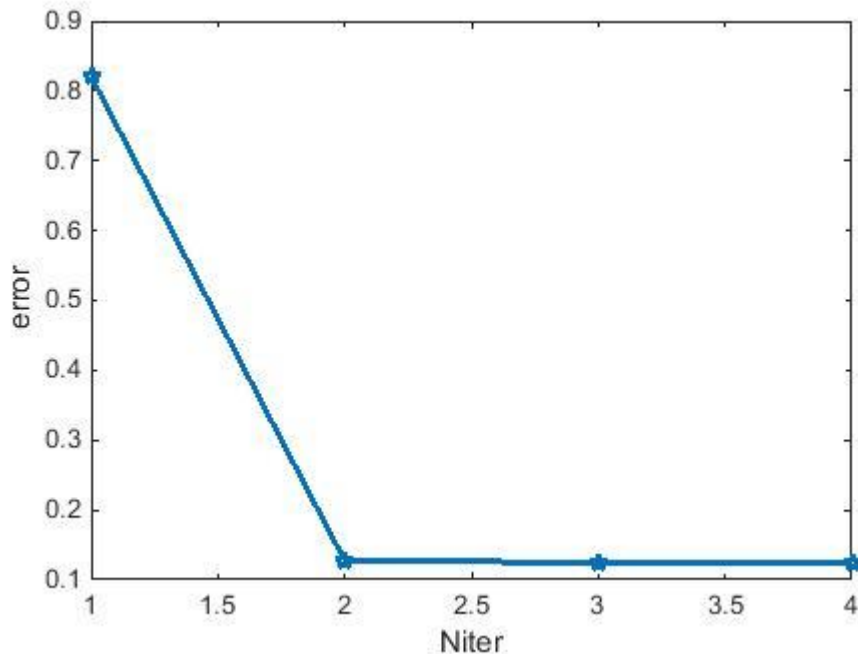
Hình 2.8: Kết quả khôi phục sau bước lặp thứ 3 ($N=40$)



Hình 2.9: Kết quả khôi phục sau bước lặp thứ 4 ($N = 40$)

Kết quả các Hình 2.6 đến Hình 2.9 cho thấy kết quả khôi phục sau bốn vòng lặp chất lượng ảnh sau tái tạo đã tốt hơn rất nhiều từ vòng lặp thứ 2

(Hình 2.7). Đường thực tế (màu đỏ) đã trơn hơn và bám sát đường lý tưởng (màu xanh).



Hình 2.10: Kết quả lỗi sau bước 4 vòng lặp

Kết quả lỗi chuẩn hóa sau bốn vòng lặp cho thấy giảm đáng kể từ 0.83 xuống 0.12, tức là chất lượng ảnh được cải thiện tốt hơn nhiều khi sử dụng mật độ.

2.8. Nhận xét

Chương II đã thành công trong việc khảo sát ảnh hưởng của mật độ tới sự tái tạo hình ảnh, tuy việc ảnh hưởng của mật độ không ảnh hưởng đến chất lượng hình ảnh, song nó lại là nguồn cung cấp hữu ích cho tương phản âm thanh. Việc khôi phục hình ảnh khi có sự biến đổi của mật độ khó hơn so với trường hợp bỏ qua mật độ (hoặc coi không có sự biến đổi mật độ), tuy nhiên, việc tái tạo ảnh khi xem xét tới sự biến đổi mật độ sẽ có ý nghĩa đối với thực tế hơn.

Như kết quả tạo ảnh ở kích bản 1, ta nhận thấy chất lượng hình ảnh tương đối tốt, song số điểm ảnh lớn và thời gian tạo ảnh quá lâu, hơn nữa, để

quan sát chính xác các đối tượng nhỏ thì hình ảnh phải rõ nét hơn nữa, khi đó yêu cầu cấu hình máy tính phải cao điều này khó thực hiện với máy tính tại các cơ sở khám chữa bệnh. Vì thế luận văn này sẽ trình bày việc áp dụng phương pháp kết hợp tần số nhằm tăng chất lượng ảnh chụp và giảm thời gian tính toán.

CHƯƠNG 3. PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT VÀ KẾT QUẢ

3.1. Phương pháp DF - DBIM

Chúng tôi đưa ra phương pháp đề xuất sử dụng kết hợp 2 tần số f_1 và f_2 trong việc khôi phục ảnh để thu được ảnh có chất lượng tốt hơn.

Phương Pháp Đề xuất

Gọi tổng số bước lặp của cả quá trình là *sum_iter*, số vòng lặp thực hiện với f_1 là x như vậy số vòng lặp thực hiện với f_2 là $(sum_iter - x)$

- **Bước 1:** Tìm số lần lặp tối ưu *Niter* thực hiện với tần số f_1 , bước này xác định số lần lặp với tần số thấp f_1 là bao nhiêu trong tổng số bước lặp để thu được ảnh có chất lượng tốt nhất.

- **Bước 2:** Áp dụng khôi phục cho vùng lưới có kích cỡ $N \times N$ ở tần số thấp f_1 với số lần lặp x được tìm ở bước 1. Kết quả hàm mục tiêu thu được ở phần này là O^x . Save step2 SC1.

- **Bước 3:** Cuối cùng sử dụng kết quả hàm mục tiêu thu được ở bước 2 mang trở lại DBIM lặp $(sum_iter - N_x)$ lần để tiếp tục quá trình khôi phục.

Thuật toán 1: Tìm giá trị x tối ưu cho kết quả Khôi phục tốt nhất

1. For x 1 đến N , do
2. Proposed DBIM.
3. Tính *err* theo công thức

$$err = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \frac{|C_{ij} - \hat{C}_{ij}|}{C_{ij}} \quad (3.1)$$

4. Vẽ đồ thị *err* ứng với từng giá trị của x
5. end for

Thuật toán 2: Phương pháp 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 lớn nhất, **do**
- 5: $\bar{q}_{(n)} = \bar{M}_t \cdot \bar{x}_{(n-1)}$
- 6: $\alpha_{(n)} = \bar{r}_{(n-1)}^H \cdot \bar{r}_{(n-1)} / (\bar{q}_{(n)}^H \cdot \bar{q}_{(n)} + \gamma \bar{x}_{(n-1)}^H \cdot \bar{x}_{(n-1)})$
- 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: $\beta_{(n)} = \bar{r}_{(n)}^H \cdot \bar{r}_{(n)} / \bar{r}_{(n-1)}^H \cdot \bar{r}_{(n-1)}$
- 10: $\Delta \bar{O}_{(n)} = \Delta \bar{O}_{(n-1)} + \alpha_{(n)} \bar{x}_{(n-1)}$
- 11: $\bar{x}_{(n)} = \bar{r}_{(n)} + \beta_{(n)} \bar{x}_{(n-1)}$
- 12: **if** $\|\bar{r}\| < tolerance$, **then**
- 13: Break iterations
- 14: **end if**
- 15: **end for**

Thuật toán 3: DF-DBIM đề xuất

- 1: Chọn giá trị khởi tạo $\bar{O}_{(n)} = \bar{O}_{(0)}$
- 2: **For** $n = 1$ to $N1$, **do**
- 3: Tính p , \bar{p}^{sc} , and \bar{B}^r tương ứng với $\bar{O}_{(n)}$ cùng tần số f_1
- 4: Tính \bar{p}^{sc} là hiệu của kết quả tiên đoán và kết quả đo.
- 5: Cập nhật giá trị $\Delta \bar{O}_{(n)}$ thỏa mãn (2.13)
- 6: Tính giá trị $\bar{O}_{(n+1)} = \bar{O}_{(n)} + \Delta \bar{O}_{(n)}$
- 7: **End for**
- 8: **For** $n = N1+1$ to N , **do**
- 9: Tính p , \bar{p}^{sc} , and \bar{B}^r tương ứng với $\bar{O}_{(n)}$ cùng tần số f_2
- 10: Tính \bar{p}^{sc} là hiệu của kết quả tiên đoán và kết quả đo.
11. Tính giá trị $\Delta \bar{O}_{(n)}$ thỏa mãn (2.13)
- 12: Tính giá trị $\bar{O}_{(n+1)} = \bar{O}_{(n)} + \Delta \bar{O}_{(n)}$
- 13: **if** $RRE < \epsilon$, **then**

14: Kết thúc vòng lặp

15: **End if**

16: **End for**

Kết quả xác định được là số mẫu nhiều thì x là nhỏ tức là kết quả chỉ phụ thuộc vào f_2 , số mẫu ít thì x lớn kết quả chỉ phụ thuộc vào f_1 , và số mẫu trung bình thì giá trị của x là trung bình hay kết quả phụ thuộc cả vào f_1 và f_2 . Ta chọn số mẫu ở mức trung bình khi đó x sẽ phụ thuộc vào cả f_1 và f_2 (tức số máy phát máy thu ở mức trung bình)

Thuật toán 1:

1: **for** $x = 1$ đến N , **do**

2: DBIM - Propose.

3: Tính err theo công thức (3.1)

4: Vẽ đồ thị err ứng với từng giá trị của x

5: **end for**

Như vậy sau khi thực hiện xong **Thuật toán 1** ta có thể tìm được giá trị x tối ưu. Ta xét kịch bản sau:

Bảng 3.1: Tham số mô phỏng của các kịch bản

Kịch bản \ Tham số	2	3	4
N_t	34	17	20
N_r	23	11	16
Các tham số khác	Các tần số $f_1 = 0.5\text{MHz}$, $f_2 = 1\text{MHz}$; $N = 20$, $N_{\text{iter}} = 8$; Đường kính vùng tán xạ 10mm; Sự sai khác tốc độ lan truyền sóng 25%; Nhiễu Gaus 10%; Khoảng cách từ máy phát và máy thu đến tâm đối tượng tương ứng là 100mm		

Trong giới hạn luận văn này chúng tôi nghiên cứu ba kịch bản, số máy phát, máy thu lớn; số máy phát, máy thu nhỏ; số máy phát, máy thu trung bình. Với trường hợp máy phát, máy thu lớn sẽ giúp chất lượng ảnh tốt tuy

nhiên cấu hình lớn và chi phí lớn. Với trường hợp số lượng máy phát, máy thu nhỏ giúp giảm thiểu cấu hình phần cứng và chi phí nhỏ. Và số máy phát, máy thu trung bình để giảm chi phí mà chất lượng vẫn được đảm bảo.

Bảng 3.2: Mối liên hệ giữa số phép đo và số biến trong các kịch bản

Tham số \ Kịch bản	Kịch bản		
	2	3	4
Số biến($N \times N$)	400	400	400
Số phép đo($N_t \times N_r$)	782	187	320
Số phép đo/số biến	1.955	0.468	0.8

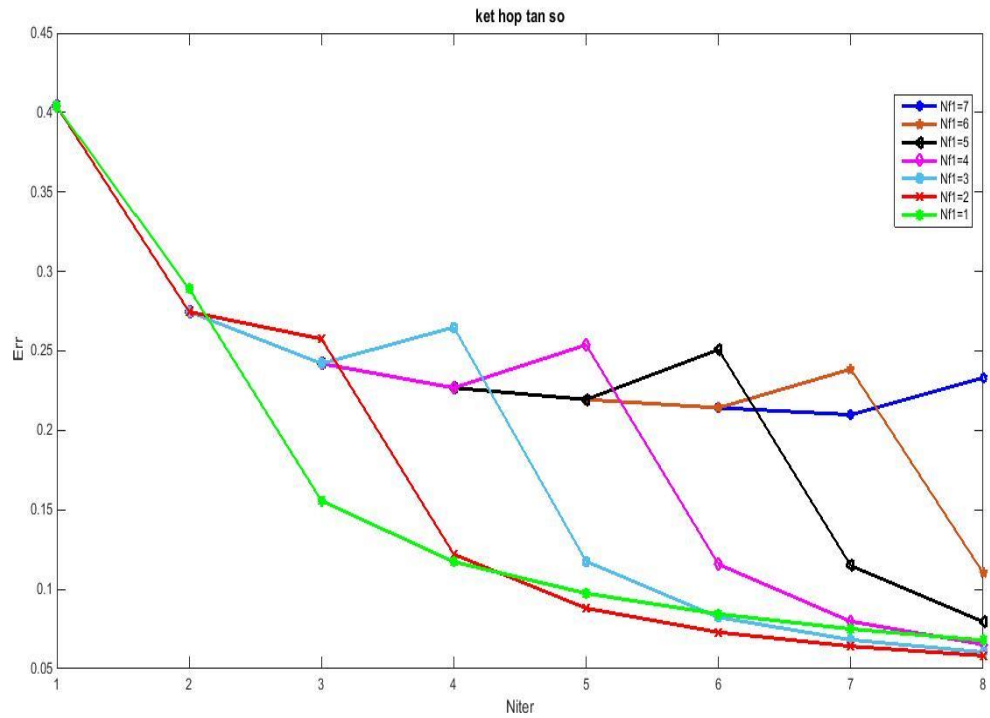
Bảng 3.3: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{f_1} sau tổng số 8 vòng lặp

Lỗi \ N_{f_1}	N_{f_1}						
	1	2	3	4	5	6	7
Kịch bản 2	0.0679	0.0582	0.0604	0.0653	0.0796	0.1103	0.2331
Kịch bản 3	0.4296	0.3414	0.3189	0.3159	0.3136	0.3189	0.3876
Kịch bản 4	0.2610	0.1627	0.1591	0.1669	0.1739	0.2086	0.3037

3.1.1. Kịch bản 2 ($N_t=34, N_r=23$)

Bảng 3.4: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{f_1} sau 8 vòng lặp ở kịch bản 2

N_{f_1}	Err							
1	0.4038	0.2892	0.1557	0.1173	0.0975	0.0844	0.0750	0.0679
2	0.4038	0.2747	0.2576	0.1220	0.0881	0.0730	0.0641	0.0582
3	0.4038	0.2747	0.2420	0.2649	0.1176	0.0824	0.0682	0.0604
4	0.4038	0.2747	0.2420	0.2268	0.2538	0.1157	0.0798	0.0653
5	0.4038	0.2747	0.2420	0.2268	0.2194	0.2508	0.1148	0.0796
6	0.4038	0.2747	0.2420	0.2268	0.2194	0.2142	0.2386	0.1103
7	0.4038	0.2747	0.2420	0.2268	0.2194	0.2142	0.2099	0.2331



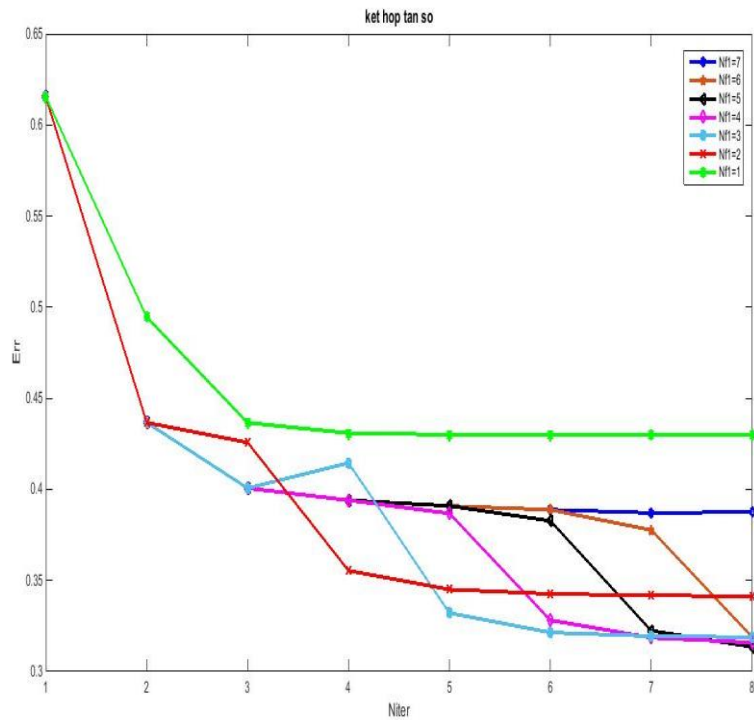
Hình 3.1: Lỗi chuẩn hóa của giải thuật qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong kịch bản 2 ($N = 20$)

Tất cả các trường hợp lỗi chuẩn hóa giảm sau từng vòng lặp và trường hợp $N_{f_1} = 2$ cho chất lượng tốt nhất

3.1.2. Kịch bản 3 ($N_t=17, N_r=11$)

Bảng 3.5: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{f_1} sau 8 vòng lặp ở kịch bản 3

N_{f_1}	Err							
1	0.6154	0.4945	0.4366	0.4309	0.4300	0.4298	0.4298	0.4296
2	0.6154	0.4366	0.4257	0.3554	0.3451	0.3426	0.3418	0.3414
3	0.6154	0.4366	0.4007	0.4145	0.3321	0.3214	0.3194	0.3189
4	0.6154	0.4366	0.4007	0.3940	0.3868	0.3282	0.3186	0.3159
5	0.6154	0.4366	0.4007	0.3940	0.3909	0.3827	0.3224	0.3136
6	0.6154	0.4366	0.4007	0.3940	0.3909	0.3888	0.3777	0.3189
7	0.6154	0.4366	0.4007	0.3940	0.3909	0.3888	0.3871	0.3876



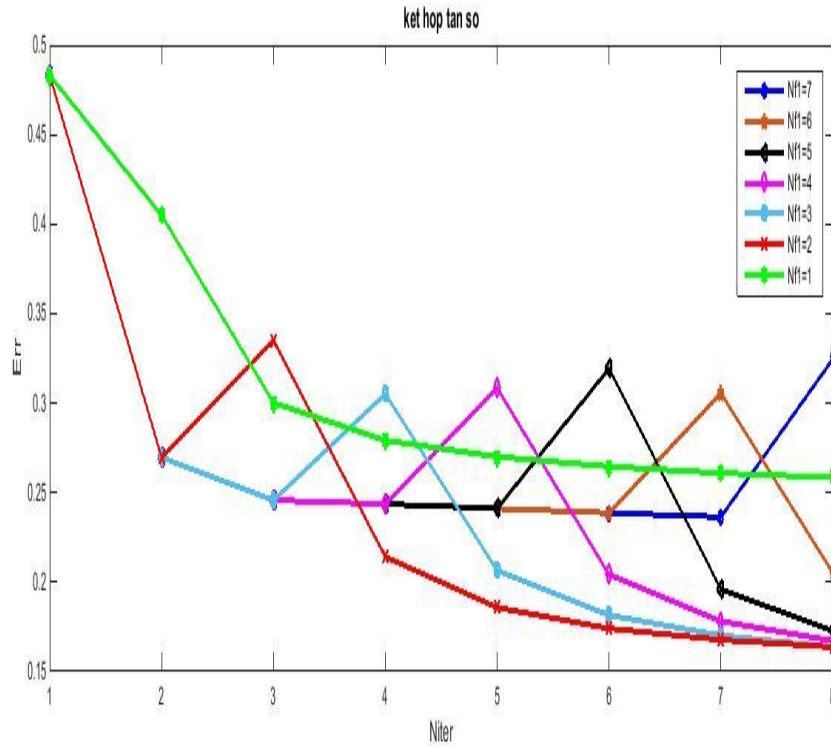
Hình 3.2: Lỗi chuẩn hóa của giải thuật qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong kịch bản 3 ($N=20$)

Tất cả các trường hợp lỗi chuẩn hóa giảm sau từng vòng lặp và trường hợp $N_{f_1} = 5$ cho chất lượng tốt nhất

3.1.3. Kịch bản 4 ($N_t=20, N_r=16$)

Bảng 3.6: Lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{f_1} sau 8 vòng lặp ở kịch bản 4

N_{f_1}	Err								
1	0.4831	0.3928	0.3027	0.2812	0.2720	0.2668	0.2634	0.2610	
2	0.4831	0.2696	0.3184	0.2045	0.1808	0.1711	0.1659	0.1627	
3	0.4831	0.2696	0.2458	0.3136	0.1999	0.1748	0.1646	0.1591	
4	0.4831	0.2696	0.2458	0.2436	0.3137	0.2026	0.1774	0.1669	
5	0.4831	0.2696	0.2458	0.2436	0.2411	0.3113	0.1969	0.1739	
6	0.4831	0.2696	0.2458	0.2436	0.2411	0.2387	0.3301	0.2086	
7	0.4831	0.2696	0.2458	0.2436	0.2411	0.2387	0.2364	0.3037	



Hình 3.3: Lỗi chuẩn hóa của giải thuật qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong kịch bản 4 ($N = 20$)

Tất cả các trường hợp lỗi chuẩn hóa giảm sau từng vòng lặp và trường hợp $N_{f_1} = 3$ cho chất lượng tốt nhất

Nhận xét: Lỗi chuẩn hóa của phương pháp mật độ kết hợp tần số ở các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong các kịch bản 2, 3, 4 được mô tả tương ứng trong Hình 3.1, 3.2, 3.3 và Bảng 3.4, 3.5, 3.6 biểu thị lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{f_1} sau N_{iter} vòng lặp. Dựa vào kết quả mô phỏng, giá trị N_{f_1} phụ thuộc vào số lượng N_t và N_r . Nếu N_t và N_r nhỏ (Hình 3.1), thì N_{f_1} sẽ lớn và kết quả chỉ phụ thuộc vào f_1 ; khi N_t và N_r lớn (Hình 3.2) thì kết quả chỉ phụ thuộc vào f_2 . Trong trường hợp này, phương pháp kết hợp tần số không tốt hơn phương pháp sử dụng một tần số. Trong thực tế, $N_t \times N_r > N \times N$ thì số phương trình sẽ lớn hơn số biến, và sự hội tụ của giải thuật mật độ kết hợp tần số được đảm bảo. Trong trường hợp như vậy chỉ có tần số cao f_2 hơn làm cho hiệu suất tốt hơn. Ngược lại, khi $N_t \times N_r < N \times N$

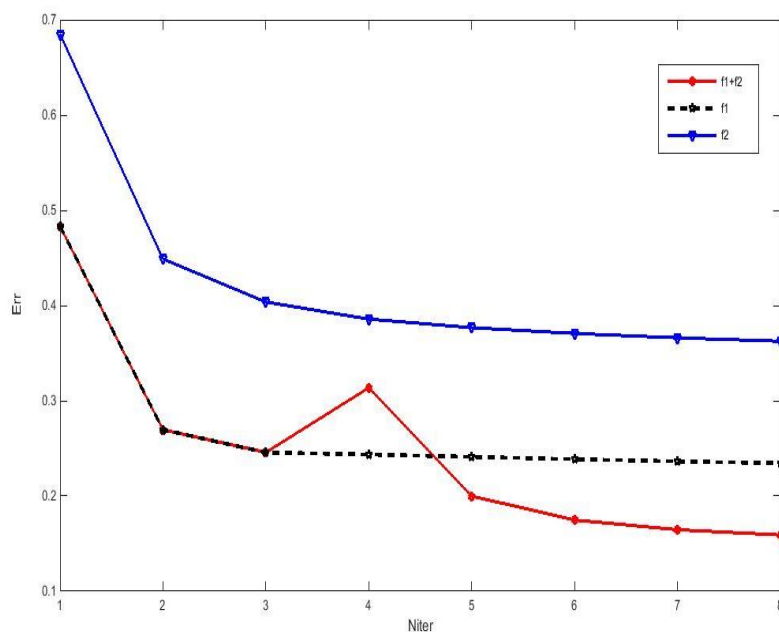
thì số phương trình sẽ nhỏ hơn số biến, sự hội tụ của giải thuật có thể đạt được bằng việc chỉ sử dụng tần số thấp f_1 . Nếu N_t và N_r là giá trị trung bình (Hình 3.3) thì N_{f_1} có thể được lựa chọn để sử dụng tối ưu cả hai tần số f_1 và f_2 . Chúng ta thấy rằng, giải thuật mật độ kết hợp tần số chỉ thực sự có ý nghĩa với các giá trị trung bình của N_t và N_r . Vì vậy, chúng tôi chọn kịch bản 4 để tiếp tục nghiên cứu khảo sát.

3.2. Mô phỏng DBIM và DF - DBIM

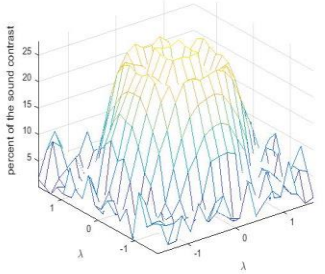
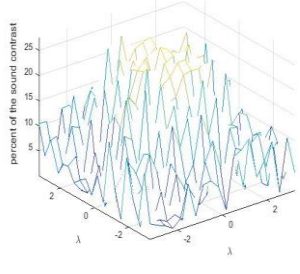
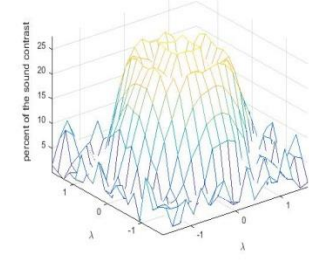
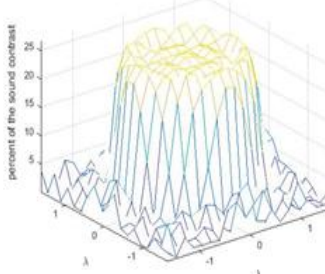
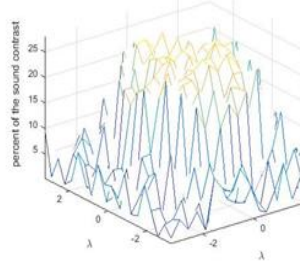
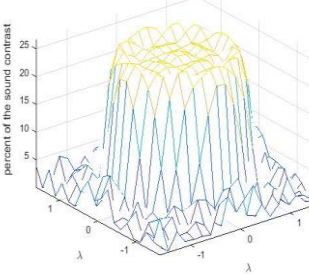
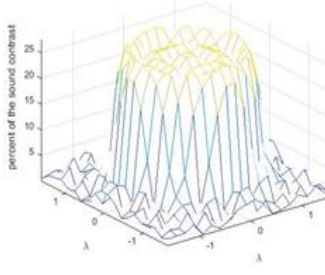
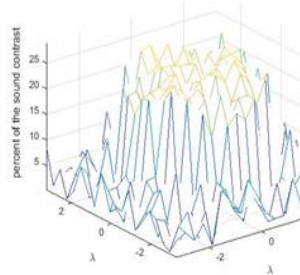
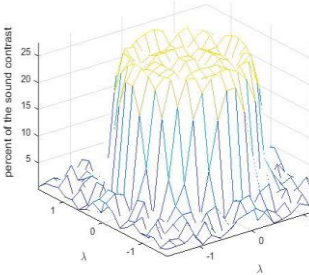
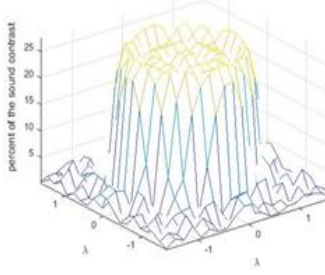
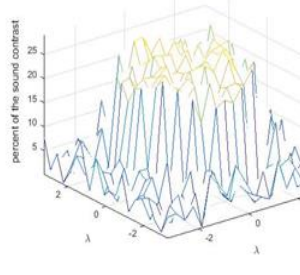
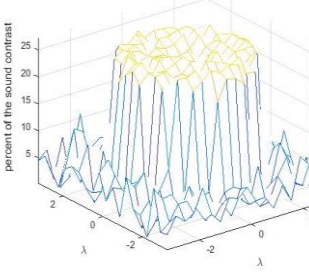
Trong kịch bản 4, N_{iter} được thiết lập là 8 và giá trị vòng lặp tốt nhất tương ứng với tần số đầu tiên là $N_{f_1} = 3$, $N_{f_2} = 5$.

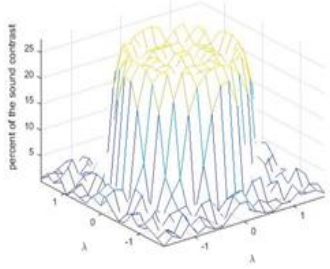
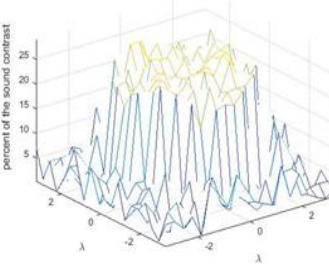
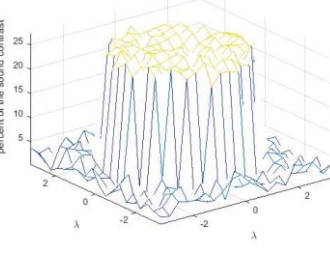
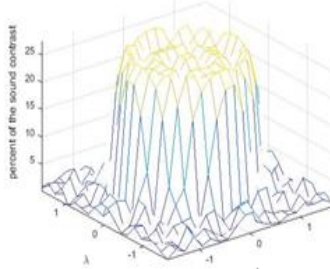
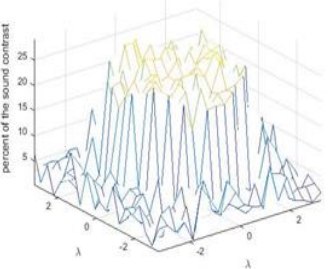
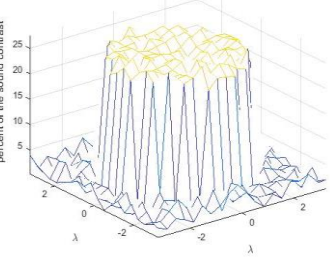
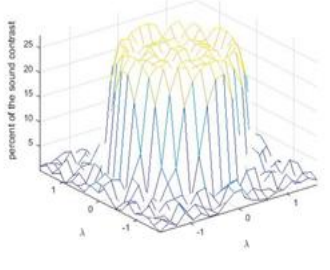
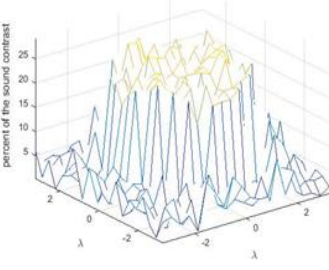
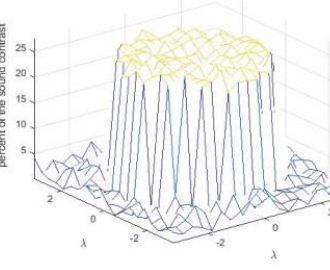
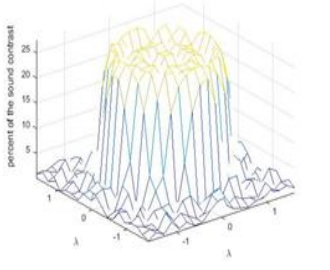
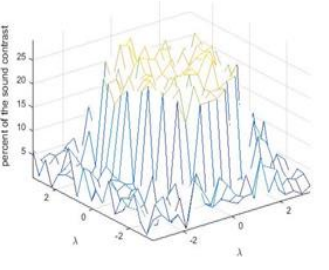
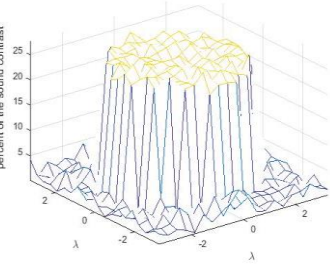
Bảng 3.7: So sánh sử dụng riêng từng tần số f_1 , f_2 và kết hợp f_1+f_2 qua 8 vòng lặp kịch bản 4: $N_t=20$. $N_r=16$

Tần số	Err							
f_1	0.4831	0.2696	0.2458	0.2436	0.2411	0.2387	0.2364	0.2345
f_2	0.6848	0.4489	0.4037	0.3858	0.3768	0.3707	0.3661	0.3625
f_1+f_2	0.4831	0.2696	0.2458	0.3136	0.1999	0.1748	0.1646	0.1591



Hình 3.4: So sánh lỗi chuẩn hóa của DF-DBIM và DBIM sau 8 vòng lặp (kịch bản 4)

Vòng lặp	Sử dụng f_1	Sử dụng f_2	Sử dụng kết hợp f_1+f_2
1			
2			
3			
4			

Vòng lặp	Sử dụng f_1	Sử dụng f_2	Sử dụng kết hợp f_1+f_2
5			
6			
7			
8			

Hình 3.5: Kết quả khôi phục của giải pháp khác nhau ở các vòng lặp từ 1 đến 8 (Kịch bản 4)

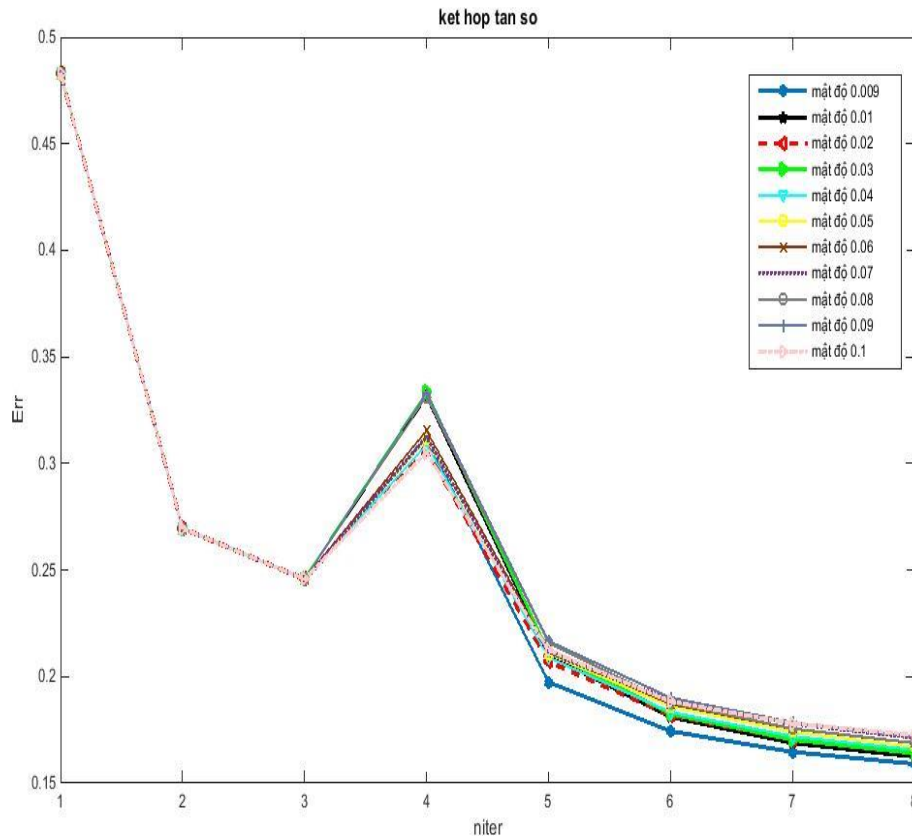
Nhận xét: Trong Hình 3.4 và Hình 3.5 cho thấy hiệu suất của lỗi chuẩn hóa của ba giải pháp khác nhau (sử dụng f_1 , sử dụng f_2 , và kết hợp f_1 với f_2)

trong kịch bản 4 để kiểm chứng hiệu quả của phương pháp đề xuất. Chúng ta có thể dễ dàng nhận thấy lỗi chuẩn hóa giảm 44% so với phương pháp DBIM truyền thống sử dụng một tần số. Đây cũng kết quả cho thấy, giải pháp kết hợp tần số có thể tận dụng được tần số thấp và tần số cao. Nó cho tốc độ hội tụ tốt hơn và lỗi chuẩn hóa giảm hơn. Vì vậy, sử dụng kết hợp tần số cho chúng ta thấy kết quả là tốt nhất.

3.3. Thay đổi mật độ với trường hợp kịch bản 4 $N_t=20$, $N_r=16$ ($N_{f_1}=3$, $N_{f_2}=5$)

Bảng 3.8: Kết quả lỗi chuẩn hóa của DF-DBIM sau 8 vòng lặp ở các mật độ khác nhau

Mật độ	Kết quả							
0.009	0.4831	0.2696	0.2458	0.3119	0.1974	0.1744	0.1647	0.1591
0.01	0.4831	0.2696	0.2458	0.3315	0.2101	0.1811	0.1689	0.1624
0.02	0.4831	0.2696	0.2458	0.3061	0.2071	0.1819	0.1705	0.1642
0.03	0.4831	0.2696	0.2458	0.3335	0.2118	0.1826	0.1704	0.1641
0.04	0.4831	0.2696	0.2458	0.3313	0.2067	0.1790	0.1684	0.1627
0.05	0.4831	0.2696	0.2458	0.3114	0.2107	0.1861	0.1741	0.1671
0.06	0.4831	0.2696	0.2458	0.3154	0.2124	0.1872	0.1756	0.1688
0.07	0.4831	0.2696	0.2458	0.3124	0.2113	0.1888	0.1779	0.1714
0.08	0.4831	0.2696	0.2458	0.3312	0.2159	0.1879	0.1756	0.1689
0.09	0.4831	0.2696	0.2458	0.3332	0.2167	0.1901	0.1785	0.1719
0.1	0.4831	0.2696	0.2458	0.3052	0.2124	0.1883	0.1780	0.1727



Hình 3.6: So sánh lỗi chuẩn hóa của DF-DBIM sau 8 vòng lặp ở các mật độ khác nhau

Nhận xét: Mật độ càng nhỏ thì độ chính xác càng cao, mật độ lớn thì độ sai số càng lớn. Tuy nhiên tại vị trí bước chuyển của tần số f_1 sang f_2 thì mật độ càng cao giá trị lỗi càng thấp.

KẾT LUẬN

Trong luận văn này, chúng tôi đã phân tích ảnh hưởng của phương pháp kết hợp hai tần số đến chất lượng tạo ảnh mật độ siêu âm cắt lớp dựa vào độ tán xạ. Ảnh hưởng của sự thay đổi mật độ kết hợp tần số có thể bỏ qua được mà những nghiên cứu trước đó của nhóm còn chưa quan tâm [5, 19, 21-23]. Trong thực tế, chất lượng khôi phục phụ thuộc nhiều vào tham số như số máy phát, máy thu, vùng chia lưới, mức độ tán xạ, số vòng lặp, tần số... Bằng việc thiết lập các kịch bản mô phỏng cho điều khiển chi phí tính toán, số vòng lặp N_{f_1} được xác định để thu được hiệu suất tốt nhất. Giải thuật DF-DBIM chỉ có ý nghĩa trong các trường hợp số vòng lặp, số máy thu, máy phát là giá trị trung bình. Nếu số máy thu, máy phát quá lớn hoặc quá nhỏ, thì giải thuật DF-DBIM không cho kết quả khôi phục tốt hơn so với phương pháp sử dụng một tần số. Dựa vào kết quả thực tế, chúng tôi đã lựa chọn kịch bản số máy thu, máy phát trung bình để phân tích sâu hơn. Với kịch bản này, giá trị $N_{f_1} = 3$, $N_{f_2} = 5$, đã cho lỗi chuẩn hóa giảm 44% so với phương pháp DBIM truyền thống sử dụng một tần số. Công trình này sẽ được phát triển hơn nữa bởi việc sử dụng dữ liệu thực nghiệm, trước khi được đưa vào ứng dụng thực tế.

Trong quá trình nghiên cứu và hoàn thành luận văn, tác giả đã 03 công bố tại hội nghị trong nước:

1. *Trần Quang Huy, Nguyễn Thị Cúc, Nguyễn Hồng Minh, “Phát hiện sớm các u lỵ phục vụ chuẩn đoán ung thư vú sử dụng kỹ thuật siêu âm cắt lớp”, Advances in applied and engineering physics IV, trang 49, 2015. Mã số bài T32.*
2. *Thi Cuc Nguyen, Hong Minh Nguyen, Tien Anh Nguyen, Quang Huy Tran, “Bilinear Interpolation for Enhanced Reconstruction of the DBIM Approach”, Proceedings of 2016 National Conference on Electronics, Communications and Information Technology, 2-25 page, 2016. Nuber 31.*

3. Nguyễn Hồng Minh, Nguyễn Thị Cúc, Trần Quang Huy, “Khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng kỹ thuật nội suy song khối”, Hội thảo khoa học liên trường về điện tử - viễn thông năm 2016 Kỷ niệm 50 năm truyền thống khoa vô tuyến điện tử, trang 66, 2016, tiểu ban 3.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

Tiếng Việt

- [1] Nguyễn Thanh Nam. *Tạo ảnh mật độ sử dụng tán xạ ngược*. Luận văn tốt nghiệp trường đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội, năm 2016.
- [2] Nguyễn Phước Bảo Quân. *Siêu âm bụng tổng quát*. Nhà xuất bản Y học, năm 2010.
- [3] Nguyễn Văn Thiện, Phan Sỹ An. *Vật lý lý sinh y học*. Nhà xuất bản Y học, năm 2011.

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, (1984).
- [5] Huy, T. Q., Tan, T. D., & Linh-Trung, N. (2014, October). *An improved distorted born iterative method for reduced computational complexity and enhanced image reconstruction in ultrasound tomography*. In 2014 International Conference on Advanced Technologies for Communications (ATC 2014) (pp. 703-707). IEEE.
- [6] J. Lin and W. Chew, “*Ultrasonic imaging by local shape function method with CGFFT*,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 43, no. 5, pp. 956-969, September 1996.
- [7] J. Mamou, M. L. Oelze, W. D. O’Brien, Jr., and J. F. Zachary, “*Identifying ultrasonic scattering sites from three-dimensional impedance maps*,” Journal of the Acoustical Society of America, vol. 117, no. 1, pp. 413-423, January 2005.
- [8] J. N. Yang, A. D. Murphy, E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, K. W. Gilchrist, G. R. Frank, M. C. Macdonald, C. A. Millard, A. Faraggi, C. A. Jaramillo, and F. R. Gosset, “*A method for in vitro mapping of ultrasonic speed and density in breast tissue*,” Ultrasonic Imaging, vol. 13, no. 1, pp. 91-109, January 1991.

- [9] Lavarello Robert, *New Developments on Quantitative Imaging Using Ultrasonic Waves*, University of Illinois at Urbana-Champaign, 2009.
- [10] M. L. Oelze and W. D. O'Brien, Jr., "Application of three scattering models to the characterization of solid tumors in mice," *Ultrasonic Imaging*, vol. 28, no. 2, pp. 83-96, April 2006
- [11] M. J. Berggren, S. A. Johnson, B. L. Carruth, W. W. Kim, F. Stenger, and P. K. Kuhn, "Ultrasound inverse scattering solutions from transmission and/or reflection data," in *Proceedings of the SPIE*, vol. 671, pp. 114- 121, (1986).
- [12] M. T. Heath, *Scientific Computing: An Introductory Survey*, New York, NY: McGraw-Hill, (2002).
- [13] Quang-Huy, T., & Duc-Tan, T. *Sound contrast imaging using uniform ring configuration of transducers with reconstruction*. In *Advanced Technologies for Communications (ATC), 2015 International Conference on* (pp. 149-153). IEEE, October 2015.
- [14] 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, (2009).
- [15] S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn, "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 64, no. 2, pp. 423-457, August 1978.
- [16] S. A. Johnson and F. Stenger, "Ultrasound tomography by Galerkin or moment methods," in *Lecture Notes in Medical Informatics, Vol. 23: Selected Topics in Image Science*, O. Nalcioglu and Z. Cho, Eds. New York, NY: Springer-Verlag, pp. 254-275, (1984).
- [17] S. A. Johnson, T. Abbott, R. Bell, M. Berggren, D. Borup, D. Robinson, J. Wiskin, S. Olsen, and B. Hanover, "Noninvasive breast tissue characterization using ultrasound speed and attenuation," in *Acoustical Imaging*, vol. 28, pp. 147-154, (2007).

- [18] S. Kwon and M. Jeong, “*Ultrasound inverse scattering determination of speed of sound, density and absorption,*” in Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1631-1634, (1998).
- [19] Tran-Duc, T., Linh-Trung, N., & Do, M. N. *Modified distorted Born iterative method for ultrasound tomography by random sampling.* In Communications and Information Technologies (ISCIT), 2012 International Symposium on (pp. 1065-1068). IEEE, October 2012.
- [20] T. Cavicchi, S. Johnson, and W. D. O’Brien, Jr., “*Application of the sinc basis moment method to the reconstruction of infinite circular cylinders,*” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 35, no. 1, pp. 22-33, January 1988.
- [21] Tran-Duc, T., Linh-Trung, N., Oelze, M. L., & Do, M. N. *Application of l_1 Regularization for High-Quality Reconstruction of Ultrasound Tomography.* In 4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam (pp. 309-312). Springer Berlin Heidelberg, (2013).
- [22] Tran, Q. H., & Tran, D. T. *Ultrasound Tomography in Circular Measurement Configuration using Nonlinear Reconstruction Method.* International Journal of Engineering and Technology (IJET), 7(6), 2207-2217, (2015).
- [23] Tran, Q. H., Tran, D. T., Huynh, H. T., Ton-That, L., & Nguyen, L. T. *Influence of dual-frequency combination on the quality improvement of ultrasound tomography.* Simulation, 92(3), 267-276, (2016).
- [24] W. C. Chew and J. H. Lin, “*A frequency-hopping approach for microwave imaging of large inhomogeneous bodies,*” IEEE Microwave and Guided Wave Letters, vol. 5, no. 12, pp. 440-441, December 1995.
- [25] Yu-Hong Dai, *Nonlinear Conjugate Gradient Methods*, State Key Laboratory of Scientific and Engineering Computing, Institute of Computational Mathematics and Scientific/Engineering Computing, Academy

of Mathematics and Systems Science, Chinese Academy of Sciences, Zhong Guan Cun Donglu 55, Beijing, 100190, P.R. China.

[26] Tran Duc Tan, Dinh Van Phong, Truong Minh Chinh and Nguyen Linh-Trung, "Accelerated parallel magnetic resonance imaging with multi-channel chaotic compressed sensing," The 2010 International Conference on Advanced Technologies for Communications, Ho Chi Minh City, 2010, pp. 146-151. doi: 10.1109/ATC.2010.5672695

[27] Tran-Duc T., Wang Y., Linh-Trung N., Do M.N., Insana M.F. (2013) Complex Shear Modulus Estimation Using Maximum Likelihood Ensemble Filters. In: Toi V., Toan N., Dang Khoa T., Lien Phuong T. (eds) 4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam. IFMBE Proceedings, vol 49. Springer, Berlin, Heidelberg.

[28] Nguyen Linh-Trung, Truong Minh-Chinh, Tan Tran-Duc, Ha Vu Le, Minh Ngoc Do, Chaotic Compressed Sensing and Its Application to Magnetic Resonance Imaging, Vol. 3, No. 3-4 (Jul-Dec, 2013),

[29] T. Minh-Chinh, T. Tran-Duc, N. Linh-Trung, M. Luong and M. N. Do, "Enhanced SWIFT acquisition with chaotic compressed sensing by designing the measurement matrix with hyperbolic-secant signals," 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Diego, CA, 2012, pp. 380-383. doi: 10.1109/EMBC.2012.6345948

[30] Thuy-Duong N.T., Linh-Trung N., Tran-Duc T., Boashash B. (2013) Separation of Nonstationary EEG Epileptic Seizures Using Time-Frequency-Based Blind Signal Processing Techniques. In: Toi V., Toan N., Dang Khoa T., Lien Phuong T. (eds) 4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam. IFMBE Proceedings, vol 49. Springer, Berlin, Heidelberg