

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO

VIỆN HÀN LÂM
KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ VN

HỌC VIỆN KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ



NGUYỄN HỒNG LỊCH

LUẬN VĂN THẠC SĨ NGÀNH
MÁY TÍNH

**GIẢI THUẬT LẤY MẪU NÉN GIẢ NGẪU NHIÊN TRONG MÔ
HÌNH DBIM MỞ RỘNG**

Hà Nội, ngày 01/04/2023

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO

VIỆN HÀN LÂM
KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ VN

HỌC VIỆN KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ



NGUYỄN HỒNG LỊCH
Lớp: ITT21A, Khóa: 2021A

**LUẬN VĂN THẠC SĨ NGÀNH
MÁY TÍNH**

**GIẢI THUẬT LẤY MẪU NÉN GIẢ NGẪU NHIÊN TRONG MÔ
HÌNH DBIM MỞ RỘNG**

Chuyên ngành: Hệ thống thông tin
Mã số: 8 48 01 04

NGƯỜI HƯỚNG DẪN KHOA HỌC
TS. Trần Quang Huy

Hà Nội, ngày 01/04/2023

LỜI CẢM ƠN

Đầu tiên em muốn nói lời biết ơn đối với TS. Trần Quang Huy, giảng viên bộ môn lý, Trường Đại học Sư phạm Hà Nội 2 vì thầy đã nhiệt tình hỗ trợ và giúp em làm được đề tài trên. Em cũng xin trân trọng biết ơn những thầy cô trong phòng Đào tạo tại Viện khoa học kỹ thuật công nghệ đã nhiệt tình hướng dẫn và tạo điều kiện giúp em làm tốt luận văn của mình. Qua đây, em cũng bày tỏ lòng biết ơn các thầy cô và bè bạn đã giúp đỡ, khích lệ và tạo điều kiện giúp đỡ em trong cả quá trình học cũng như suốt quá trình hoàn thành luận văn. Do còn hạn chế nhiều về kiến thức, kinh nghiệm và thời gian tìm hiểu nên luận văn chắc chắn còn nhiều thiếu sót. Em rất mong sẽ nhận được nhiều đóng góp của thầy, cô để có thể hoàn thiện hơn bài luận văn này. Và em cũng hy vọng rằng đây sẽ là tài liệu bổ ích cho những người quan tâm về lĩnh vực này, mọi chi tiết cần điều chỉnh, bổ sung xin liên hệ tới lichnguyen19@gmail.com.

Em xin chân thành cảm ơn!

Hà Nội, tháng 4 năm 2023

Học viên thực hiện

Nguyễn Hồng Lịch

LỜI CAM ĐOAN

Tôi xin khẳng định công trình nghiên cứu trong luận án chính là đề tài nghiên cứu của mình căn cứ trên các thông tin và dữ liệu mà bản thân mình đã tìm tòi và nghiên cứu. Chính vì thế, những kết quả nghiên cứu là khách quan và chính xác nhất. Đồng thời các kết quả nghiên cứu không được sử dụng trong bất kì một luận văn nào. Các thông tin và kết quả trình bày trong báo cáo là chính xác nếu sai lệch thì phải chịu trách nhiệm trước luật pháp.

Hà Nội, tháng 4 năm 2023

Học viên thực hiện

Nguyễn Hồng Lịch

DANH MỤC TỪ VIẾT TẮT

X	X-ray	X quang
MRI	Magnetic resonance imaging	Tạo ảnh cộng hưởng từ
PET	Positron Emission Tomography	Tạo ảnh dựa trên ứng dụng hạt nhân-PET
CT	Computed Tomography Scanner	Chụp cắt lớp điện toán
BIM	Born Iterative Method	Phương pháp lặp Born
BDIM	Distorted Born Iterative Method	Phương pháp lặp vi phân Born
UCT	Ultrasonic Computerd Tomography	Hệ thống siêu âm cắt lớp điện toán
TMS	Techniscal Medical Systems	Máy scan, máy quét

DANH MỤC KÝ HIỆU TOÁN HỌC VÀ Ý NGHĨA

Kí hiệu	Ý nghĩa
k_0	Số sóng của môi trường nước (môi trường nền)
$k(r)$	Số sóng của môi trường đối tượng
$p(\vec{r})$	Áp suất âm tổng
$p^{inc}(\vec{r})$	Áp suất sóng tới
$G_0(\cdot)$	Hàm Green
$O(\vec{r})$	Hàm mục tiêu(cần được khôi phục)
\bar{p}	Áp suất của những điểm bên trong lưới
\bar{B}	Ma trận với các hệ số là hàm Green $G_0(r,r')$
\bar{C}	Ma trận với các hệ số là hàm Green $G_0(r,r')$
\bar{I}	Ma trận đơn vị
$\bar{M} = \bar{B}.D(\bar{p})$	Với mỗi máy phát,máy thu ta có 1 ma trận \bar{M}
\bar{O}	Véc tơ chưa biết \bar{O} có $N \times N$ biến, nó bằng với số điểm ảnh trong vùng ROI
ΔP^{sc}	Véc tơ thể hiện sự sai khác giữa tín hiệu tán xạ đo được và tín hiệu tán xạ tiên đoán.
\bar{M}_s	Ma trận hệ thống
γ	Tham số chuẩn tắc
∇^2, Δ	Toán tử Laplace
$\ Ax - b\ ^2$	Thặng dư bình phương

DANH MỤC BẢNG

Bảng 3.1: Kết quả khảo sát lỗi chuẩn hóa và thời gian tạo ảnh vào số phép đo và tỷ số nén (số phép đo $N_m = N_t \times N_r$).....	42
---	----

DANH MỤC HÌNH VẼ

Hình 1.1: Mô tả một proton có momen từ μ được đặt trong từ trường ngoài Bo và có chuyển động đảo.	12
Hình 1.2: Mô hình kích thích hạt nhân (cộng hưởng) và quá trình dẫn (bức xạ năng lượng dưới dạng tín hiệu RF).	13
Hình 1.3: Mô tả mối liên hệ giữa thời gian T1 và T2 với mức độ từ hóa và cường độ tín hiệu trên phim chụp.	14
Hình 1.4: Ảnh chụp u lành khi siêu âm ngực.....	17
Hình 2.1: Cấu hình đo hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp.....	24
Hình 3.1: Quy trình thực thi của phương pháp DBIM truyền thống.....	36
Hình 3.2: Quy trình thực thi của phương pháp CCS-DBIM đề xuất.....	36
Hình 3.3: Hàm mục tiêu lý tưởng (N=10).....	40
Hình 3.4: Cấu hình đo của phương pháp DBIM truyền thống (N _m =100).....	40
Hình 3.5: Cấu hình đo của phương pháp CCS-DBIM đề xuất (N _m =100).....	41
Hình 3.6: Kết quả ảnh khôi phục của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp r = 1.	44
Hình 3.7: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với số vòng lặp của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp r = 1.....	44
Hình 3.8: Kết quả ảnh khôi phục của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp r = 0.8.	46
Hình 3.9: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với số vòng lặp của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp r = 0.8.....	46
Hình 3.10: Kết quả ảnh khôi phục của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp r = 0.5.	47
Hình 3.11: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với số vòng lặp của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp r = 0.5.....	48
Hình 3.12: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với các tỷ số nén khác nhau của phương pháp DBIM và CCS-DBIM.	49
Hình 3.13: Kết quả thời gian tạo ảnh tương ứng với các tỷ số nén khác nhau của phương pháp DBIM và CCS-DBIM.	50

MỤC LỤC

Chương 1: TỔNG QUAN NGHIÊN CỨU.....	5
1.1. Đưa ra vấn đề.....	5
1.2. Nguyên lí lan truyền sóng siêu âm.	16
1.3. Chụp cắt lớp siêu âm sử dụng tán xạ ngược.....	17
1.4. Định hướng nghiên cứu	20
Chương 2: MÔ HÌNH TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP.....	23
2.1. Cơ sở lý thuyết của việc sử dụng siêu âm cắt lớp	23
2.2. Phương pháp lập vi phân Born – DBIM	24
Chương 3: GIẢI THUẬT LẤY MẪU NÉN GIẢ NGẪU NHIÊN TRONG MÔ HÌNH DBIM MỞ RỘNG	32
3.1. Cơ sở lý thuyết.....	32
3.2. Kỹ thuật sử dụng lấy mẫu nén ngẫu nhiên	32
3.3. Kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên.....	34
3.4. Phương pháp lập vi phân Born kết hợp với kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên	35
3.5. Mô phỏng dạng số	38
KẾT LUẬN	51
TÀI LIỆU THAM KHẢO	53

MỞ ĐẦU

Lý do chọn đề tài

Việc sử dụng chụp ảnh siêu âm để chẩn đoán được phổ biến rộng rãi nhờ những lợi ích như không gây tổn thương, chi phí thấp và có thời gian cập nhật liên tục (thời gian thực)... Hiện nay, kỹ thuật tạo hình ảnh thông dụng thường được sử dụng để tìm kiếm, phát hiện những khối u bằng cách sử dụng những thông tin phản hồi của sóng siêu âm khi tiếp xúc với vật thể (như chế độ B-mode), tuy nhiên chúng chỉ hiển thị được các đặc điểm cơ bản và chỉ phân biệt được các u có kích cỡ đủ lớn. Việc sử dụng thông tin tán xạ ngược (qua Phương pháp lạp vi phân Born - DBIM) và thuộc tính cơ học của âm (độ tương phản âm) trong phương pháp tạo ảnh siêu âm cắt lớp cho phép hiển thị định lượng cấu trúc, phát hiện các khối u nhỏ, và có khả năng ứng dụng rộng rãi vào thực tế. Mặc dù vậy, phương pháp DBIM có mức độ khó khá cao khi thực hiện, dẫn đến thời gian tạo ảnh siêu âm và hình ảnh cắt lớp sẽ dài hơn nữa. Do đó, thiết bị tạo ảnh siêu âm cắt lớp thương mại hiện nay rất hạn chế về chất lượng. Do vậy, rất nhiều nhà nghiên cứu, nhà nghiên cứu đang quan tâm đến việc nghiên cứu các phương pháp để tăng tốc độ khi tạo hình ảnh và giảm độ phức tạp của việc tính toán, do đó đây là một vấn đề cấp bách.

Xuất phát từ những điều trên tôi đã lựa chọn đề tài “*Giải thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên trong mô hình DBIM mở rộng*”.

Mục đích nghiên cứu của đề tài

Việc sử dụng giải thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên CCS (bao gồm cả giải thuật khôi phục thưa l1 regularization và chuỗi giả ngẫu nhiên) đã được thực hiện để nâng cao về chất lượng và tốc độ của hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp mô hình DBIM mở rộng.

Bộ dụng cụ mô phỏng để chụp hình ảnh siêu âm cắt lớp tiêu chuẩn được thiết kế, sản xuất và sử dụng bởi ngôn ngữ MATLAB. Nó được sử dụng cùng với kỹ thuật tạo ảnh chụp giả ngẫu nhiên cũng đã được phát triển (thông qua chương trình code mô hình DBIM và tích hợp với kỹ thuật CCS).

Đối tượng nghiên cứu và phạm vi nghiên cứu

Đối tượng của đề tài nghiên cứu

- Phương pháp tạo ảnh dựa trên sự tán xạ ngược cụ thể như sau: khi có sự thay đổi mật độ mô và tốc độ âm khi gặp môi trường không tương đồng (không có sự đồng nhất) hoặc khi thấy có u lạ.

- Phương pháp lặp vi phân Born mở rộng (DBIM mở rộng).
- Phương pháp DBIM mở rộng kết hợp với công nghệ xử lý tín hiệu tiên tiến (giải thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên).

Phạm vi nghiên cứu

- Giải thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên được áp dụng trong phương pháp DBIM mở rộng.

Phương pháp nghiên cứu

Phương pháp nghiên cứu dựa trên việc kết hợp giữa vận dụng lý thuyết với các phương pháp mô phỏng hiện đại, thông qua việc sử dụng phần mềm MATLAB, luận văn tập trung nghiên cứu cơ sở lý thuyết của phương pháp lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên, phương pháp lặp vi phân Born, sau đó mô hình hóa (cấu hình hệ đo bao gồm các máy thu-máy phát, khởi tạo đối tượng, kích thích và thu nhận tín hiệu tán xạ siêu âm, tái tạo ảnh dựa trên dữ liệu tán xạ) và mô phỏng phương pháp DBIM, giải thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên sử dụng ngôn ngữ Matlab. Bài toán lựa chọn đầu vào của thuật toán là dữ liệu khởi tạo hàm mục tiêu lý tưởng (kịch bản đơn giản là u tròn), sau đó dùng DBIM và giải thuật lấy mẫu nén để tái tạo ảnh, đầu ra của thuật toán là ảnh tái tạo của hàm mục tiêu lý tưởng. Ảnh tái tạo càng sát với ảnh lý tưởng thì chất lượng khôi phục của giải thuật càng tốt.

Tìm hiểu và nghiên cứu dựa trên mô hình DBIM đã được phát triển trước đó, đồng thời tích hợp thêm tham số mật độ để xem xét tái tạo ảnh.

Trước tiên, bài luận văn tìm hiểu về những nghiên cứu trong lĩnh vực kỹ thuật tạo ảnh siêu âm cắt lớp đã được thực hiện ở các nước trên thế giới. Sau đó, nó sẽ tìm hiểu những nghiên cứu đã có tại Việt nam trong lĩnh vực này, về mô hình tạo ảnh DBIM, và tiếp tục mở rộng mô hình DBIM với tham số mật độ dùng trong tạo ảnh. Vào năm 2007 (M. Lustig) thì giải thuật lấy mẫu nén lần đầu được áp dụng trong việc tạo ảnh MRI nhanh, và sử dụng lấy mẫu ngẫu nhiên.

Tuy nhiên, khi thực hiện phương pháp lấy mẫu nén này, việc dựa trên lấy mẫu ngẫu nhiên khiến cho việc thực hiện trên phần cứng gặp nhiều hạn chế. Cách tiếp cận của bài luận văn là nghiên cứu phát triển giải thuật lấy mẫu nén với lấy mẫu giả ngẫu nhiên (deterministic sampling) được ứng dụng cho tạo ảnh siêu âm cắt lớp (cụ thể là mô hình DBIM mở rộng, có xem xét tham số mật

độ mô của môi trường tạo ảnh) nhằm nâng cao về chất lượng, tốc độ chụp ảnh và có thể dễ thực thi trên phần cứng.

Chương 1: TỔNG QUAN NGHIÊN CỨU

1.1. Đưa ra vấn đề

1.1.1 Kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng tia X.

1.1.1.1. Kỹ thuật chụp X quang (X- ray).

Ứng dụng tính chất đâm xuyên các cơ kim loại của tia X.

Tính chất giảm chùm tia X sau khi xuyên qua những cơ chất khác nhau.

Tích chất làm trắng ion chì trên bề mặt.

Nguyên lý ánh sáng trong không gian ba chiều, cho phép quan sát được hình ảnh sáng tối thông thường và giải phẫu các cơ quan trong cơ thể trong bóng tối.

1.1.1.2. Kỹ thuật chụp cắt lớp điện toán (CT).

Chụp cắt lớp vi tính có thể được sử dụng làm một phương pháp phân tích tỷ trọng X quang của mỗi đơn vị thể tích của một lát cắt. Phương pháp có thể cho thấy các hình ảnh lát cắt của cơ thể với việc tính toán tỷ trọng 100 lần chính xác hơn trên hình ảnh X quang thường quy.

Chùm tia X cực ngắn được phóng ra từ bóng X - quang bị mất sau khi đi ngang qua một phần của cơ thể được quan sát bằng đầu tiếp nhận hay đầu thu. Đầu tiếp nhận thường được làm bởi những tinh thể lấp lánh hoặc bởi những thấu kính quang học giúp định lượng số đo. Độ sáng của kính đầu tiếp nhận cao hơn rất nhiều so với phim X quang. Bóng X quang và đầu tiếp nhận được làm bởi khung kim loại và hai bộ phận này xoay quanh khu vực muốn chụp của cơ thể ở trung tâm chùm tia.

Sau khi chùm tia đi qua cơ thể người bệnh, bộ cảm biến điện tử sẽ truyền dữ liệu đến trung tâm hệ thống xử lý thông tin (data acquisition system: D.A.T) để phân tích rồi đưa vào máy tính độ hấp thụ của chùm tia này với độ chính xác cực cao. Tuy nhiên, hình chiếu của một chùm tia sau khi đi từ một bộ phận của cơ thể vào hệ thống cảm biến không đủ để có thể tái tạo được hình ảnh kết cấu của một lát cắt. Vì vậy, nhờ việc chuyển động quanh cơ thể của chùm tia theo một mặt phẳng cắt mà những phép đo đạc được tiến hành ở những góc khác nhau. Ở những điểm của chùm tia có một mã số về độ suy giảm tuyến tính (linear attenuation) được lưu giữ trong cơ sở dữ liệu. Khi chuyển động quét chấm dứt, bộ nhớ đã ghi nhận được một số lượng cực nhiều các số đo ứng với những điểm khác nhau trong mặt phẳng quét. Tổng hợp các số đo và nhờ máy tính phân tích những số đo đó ta có được kết luận là con số. Nhờ các bộ phận

tin vi sẵn có trong máy tính, các số đã được chuyển thành hình dạng và hiển thị trên màn ảnh giống với hình ảnh một lát cắt xuyên qua cơ thể

1.1.2 Kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng siêu âm (US).

1.1.2.1. Cơ sở lý thuyết về siêu âm

1.1.2.1.1. Định nghĩa về siêu âm

Siêu âm là các sóng âm dao động có tần số lớn hơn 20.000Hz (20KHz). Siêu âm có thể lan truyền được trong các môi trường vật chất (rắn, lỏng, khí), không lan truyền được trong chân không.

1.1.2.1.2. Ứng dụng của siêu âm trong y khoa

Trong lĩnh vực Y tế, người ta thường dùng sóng siêu âm có tần số từ 1 MHz đến 20 MHz tùy theo yêu cầu thăm khám.

Siêu âm là một kỹ thuật tái tạo hình ảnh không xâm lấn được sử dụng rộng rãi trong y học và phương pháp tái tạo hình ảnh là dùng sóng siêu âm nhằm ghi nhận và tái tạo hình ảnh các cấu trúc bên trong cơ thể. Những hình ảnh siêu âm cung cấp rất có ý nghĩa trong quá trình phát hiện và chữa bệnh. Do hình ảnh siêu âm có thể tái tạo theo thời gian nên nó sẽ cho ra hình ảnh cấu trúc và sự phát triển của từng phần bên trong cơ thể và hình ảnh dòng máu đang lưu thông trong lòng mạch máu.

Siêu âm còn được dùng trong: (1) kiểm tra các bộ phận, cơ quan bên trong cơ thể: bụng tổng quát, tiêu hoá, tim mạch, phụ khoa, thận, gan, tuyến giáp, tuyến tụy, những bộ phận nhỏ của cơ xương khớp, phổi...; (2) dẫn đường cho sinh thiết và phối hợp các thủ thuật y khoa khác

1.1.2.1.3. Nguyên lý hoạt động của siêu âm

Siêu âm dựa trên cơ sở của phương pháp dò tìm sử dụng sóng siêu âm (sonar) – một phương pháp sử dụng trong dò tìm những vật dưới mặt nước. Trong khi siêu âm, bác sĩ dùng đầu dò dò tì sát trên cơ thể và đầu dò có khả năng đồng thời truyền và thu sóng siêu âm. Khi siêu âm, những tinh thể nằm trong đầu dò tạo ra những sóng siêu âm đi vào sâu trong nội tạng. Các cơ, khớp và chất lỏng trong người, một phần tiếp nhận sóng âm đi qua lại và một phần hấp thụ lại sóng âm rồi truyền ngược về đầu dò. Đầu dò tiếp nhận sóng âm phản hồi và chuyển những tín hiệu phản hồi về máy tính và sau khi xử lý những thông tin phản hồi bằng các ứng dụng và thuật toán phân tích hình ảnh sẽ tổng hợp những dữ liệu để phân tích và tạo ra hình ảnh siêu âm để chúng ta có thể xem trên máy tính.

1.1.2.1.4. Nguồn phát siêu âm

Nguyên lý chung để tạo ra sóng âm là làm cho một vật rắn, một màng căng hay một dây căng dao động đàn hồi. Nhưng để tạo ra sóng siêu âm, dao động đàn hồi phải có tần số trên 20000 Hz nhờ vào nguồn dao động đặc biệt như dao động của tinh thể thạch anh, tinh thể Niken ... Luận án trình bày hai cách phát siêu âm phổ biến:

a. Nguồn phát siêu âm dựa vào hiệu ứng áp điện nghịch

Khi kết nối hai bản điện cực với nguồn điện một chiều bản thạch anh bị bẻ lệch sang một phía và khi xoay một chiều dòng điện thì bản thạch anh bị biến dạng trở lại. Khi ta nối nguồn điện một chiều với nguồn đảo chiều có tần số thấp hơn bản thạch anh sẽ không bị biến đổi theo tần số của dòng điện và sinh ra siêu âm khi tần số trên 20000Hz. Siêu âm sinh ra có tác dụng tốt nhất khi tần số sóng điện tác động đến bản thạch anh tương ứng với tần số dao động riêng biệt của bản thạch anh. Ở đây năng lượng của nguồn điện đã chuyển thành năng lượng vật lý dưới hình thức siêu âm truyền vào không khí chung quanh với tần số có thể đạt đến 50MHz.

b. Nguồn phát siêu âm dựa vào hiện tượng từ giảo

Một cây sắt từ hoặc một cây đồng khi bị từ hoá làm chiều dài của nó sẽ nhỏ hơn một chút, gọi là hiện tượng từ giảo. Đặt một cây sắt từ bên trong lòng một sợi dây đã kết nối với một nguồn cấp điện một chiều. Do hiện tượng từ hoá nên chiều dài của cây sắt từ nhỏ hơn một chút. Khi ngừng dòng điện, từ trường trong lòng cuộn dây không thay đổi khiến chiều dài của cuộn sắt quay trở về đường thẳng. Khi kết nối cuộn dây với nguồn cấp điện xoay chiều có tần số cao. Từ trường trong lòng cuộn dây thay đổi đột ngột với tần số tương đương tần số của dòng điện xoay chiều. Do hiện tượng từ thấp nên thanh sắt từ có chiều dài dao động gấp đôi tần số dao động của dòng điện và sẽ phát tín hiệu siêu âm khi tần số > 20000Hz. Siêu âm phát sẽ có tần số cao nhất khi dao động của dòng điện tương ứng với dao động riêng của thanh sắt từ. Nguồn phát siêu âm dạng này có thể đạt tần số 1000MHz.

1.1.2.1.5. Tính chất của siêu âm

a. Hiện tượng suy giảm và hấp thụ

Trong môi trường có cấu trúc đồng nhất, sóng âm lan truyền theo đường thẳng, và bị mất năng lượng dần gọi là sự suy giảm. Sự suy giảm theo quy luật nghịch đảo của bình phương khoảng cách. Vận tốc truyền sóng âm phụ thuộc

vào độ cứng và tỷ trọng của môi trường vật chất xuyên qua, trong cơ thể người: mỡ 1450 m/s; nước 1480 m/s; mô mềm 1540 m/s; xương 4100 m/s.

Khi sóng siêu âm truyền qua một môi trường có chùm siêu âm đã truyền một phần lớn thông tin vào môi trường đó hay hiểu một cách đơn giản là do môi trường đó hấp thụ. Sự hấp thụ tùy thuộc ở chiều sâu của môi trường siêu âm truyền đi, cường độ siêu âm và sự hấp thụ của môi trường. Sự hấp thụ thể hiện khi tần số siêu âm ngày càng thấp đi.

$$I_x = I_0 e^{-fx} \quad (1.1)$$

Trong đó:

I_0, I_x : cường độ siêu âm lúc đầu và cường độ siêu âm đo được ở độ sâu x .

f : hệ số hấp thụ của môi trường, x : chiều dày của môi trường siêu âm đi qua.

Dựa vào công thức (1.1), ta thấy rằng, cường độ siêu âm càng đi xa càng bị suy giảm và hệ số hấp thụ của môi trường càng cao.

b. Hiện tượng phản xạ hay phản hồi

Trong môi trường có cấu trúc không thống nhất thì một phần sóng âm sẽ truyền qua một mặt vuông góc với chùm sóng âm gây nên âm vọng hay thanh (echo) và phần còn lại sẽ truyền theo hướng của chùm sóng âm tạo ra.

Như vậy là trên đường biên giới của hai môi trường có trở kháng âm (Z) có trở kháng âm khác biệt cũng tùy cấu trúc của môi trường. Âm trở của môi trường tỉ lệ với mật độ của môi trường và tốc độ lan truyền siêu âm ($Z = \rho \cdot v$).

Hệ số phản xạ (R): Giữa hai môi trường khác nhau có hệ số phản xạ siêu âm khác nhau. Hệ số phản xạ tùy thuộc vào âm trở của hai môi trường:

$$R = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (1.2)$$

Trong đó Z_1, Z_2 là âm trở của môi trường 1 và 2. Ta thấy rằng, hệ số phản xạ càng cao khi môi trường vật chất 1 và 2 càng khác nhau (ví dụ như môi trường không khí và môi trường vật rắn).

c. Hiện tượng khúc xạ

Là hiện tượng hình ảnh siêu âm được truyền qua một vùng có âm độ cao và chệch hướng bất ngờ ngay ở một mặt ngăn cách.

Sự phản xạ siêu âm gây nhiều nguồn siêu âm làm giảm đến tín hiệu siêu âm truyền và kết quả chụp, vì vậy cần tuyệt đối phòng tránh hiện tượng cận thị.

Trong kỹ thuật siêu âm phải thực hiện giảm thiểu cận thị có nghĩa là cần đưa nguồn siêu âm tới thẳng.

d. Hiện tượng nhiễu xạ

Là hiện tượng sóng siêu âm đi xuyên qua vật cản. Hiện tượng này tùy thuộc vào khoảng cách ống dẫn đến mặt giếng khoan và tùy thuộc vào sóng siêu âm, đường kính của đầu dò và góc của tia siêu âm phóng ra.

1.1.2.1.6. Đầu dò siêu âm

Đầu dò làm công việc vừa phát âm và thu sóng âm phản hồi. Đầu dò gồm một hoặc nhiều mảnh gốm nhỏ và nếu có dòng điện xoay chiều tần số cao tác động đến mảnh gốm này khiến cho nó giãn nở sẽ tạo ra sóng siêu âm. Ngược lại nếu gốm bị rung lắc thì tín hiệu siêu âm dội ngược về sẽ phát ra một sóng âm. Sóng siêu âm đi đến những bộ phận trong cơ thể và đến những bề mặt ngăn cách thì sẽ có chùm sóng âm dội ngược về. Mỗi âm dội trở lại do đầu dò thu lại sẽ tạo nên tín hiệu âm thanh và các tín hiệu này sẽ được phân tích và tạo nên tín hiệu trên màn ảnh, rồi được các sóng âm khác tái tạo thành ảnh siêu âm. Tùy theo kích thước và tần số thăm dò các nhà sản xuất chế tạo ra những chiếc đầu thăm dò có hình dạng và kích cỡ khác nhau. Các đầu dò thu được thông qua một thiết bị quang học hay điện tử kết hợp với chùm khảo sát theo hình tròn hay tam giác.

Đầu dò sóng điện: Trong đầu dò có bộ di chuyển được kết nối với tinh thể sóng điện hoặc một chiếc gương phản xạ âm. Chức năng của bộ chuyển động tương tự với một bộ đèn chiếu sáng chùm đơn và điều khiển bằng một bánh răng hoặc một gia tốc kế. Các chuyển động sóng sẽ phản xạ qua chiếc gương.

Đầu dò quét quang học: Các tinh thể sứ thường được sắp xếp làm một hàng theo chiều thẳng đứng (tuyến tính) và đóng lại bởi một cửa (aperture) nhỏ hơn tùy thuộc vào kích thước tinh thể và chiều sâu của chùm âm thanh được tạo ra.

1.1.2.1.7. Các kỹ thuật siêu âm

Siêu âm kiểu A: Ghi lại sóng phản hồi bằng những xung nhọn, mà vị trí tương ứng với chiều sâu và biên độ tỷ lệ thuận với cường độ của âm vang (echo). Kiểu A ít có giá trị về chẩn đoán mà thường dùng để kiểm tra sự chính xác của máy siêu âm.

Siêu âm kiểu B: Mỗi sóng âm xung loại B sẽ được ghi âm lại bởi một đốm ánh sáng nhiều hay ít tùy thuộc theo tần số của âm dội. Sự chuyển động của máy dò tìm trên cơ thể người giúp ghi chép lại kết cấu âm của từng tế bào cơ thể người dựa trên mặt cắt ngang của các sóng. Hình thu được từ các âm vang này sẽ được lưu trữ trong bộ nhớ và chuyển thành tín hiệu trên màn truyền bằng các chấm trắng đen, xám.

Siêu âm kiểu M: Trong kiểu siêu âm có tiếng động sẽ lưu hình theo kiểu B, nhưng chuyển động theo đường cong do màn hình quét chéo thường xuyên. Do đó những cấu trúc đứng im trên màn hình là một đường thẳng, và các cấu trúc chuyển động là một đường cong rất nhỏ tùy thuộc theo tốc độ chuyển động của cơ quan thăm khám. Siêu âm kiểu B được sử dụng trong siêu âm tim.

Siêu âm kiểu Doppler: Dùng hiệu ứng Doppler của siêu âm trong đo đặc vận tốc tuần hoàn nhằm dự đoán hướng của dòng máu và đo lượng máu. Đó là sự biến đổi tần số của sóng khi có sự thay đổi tương tác của nguồn phát và mô quan sát, tần số sóng sẽ nâng lên khi nguồn phát hoặc mô quan sát tiến tới gần hơn và tần số phản hồi sẽ hạ thấp trong trường hợp ngược lại. Máy ghi nhận sự thay đổi tần số do hiệu ứng Doppler xảy ra khi chùm sóng siêu âm phát ra gặp các hồng cầu chuyển động trong mạch máu đang tiến lại gần đầu dò hoặc đi xa đầu dò. Dòng chảy hướng về đầu dò được mã hóa màu đỏ; ngược lại, chạy xa đầu dò được mã hóa màu xanh.

Siêu âm cắt lớp: Khi một tia sáng hay sóng âm gặp một môi trường không đồng nhất có đường kính chỉ bằng một nửa với kích thước của trường sóng tới thì một phần lớn động năng sẽ bị tán xạ theo nhiều hướng. Bài toán chụp cắt lớp siêu âm là tính toán sự phân phối của những tham số (tốc độ sóng, sự sụt giảm âm, cường độ và các tham số khác) tán xạ cho một tập hợp những kết quả đo đặc của sự tán xạ thông qua việc giải ngược những phương trình sóng. Vì thế bài toán chụp cắt lớp siêu âm cho biết lượng dữ liệu của vật dưới sự quan sát hay đo đặc. Tuy nhiên phương pháp tán xạ ngược âm gặp phải một vài vấn đề và không được thành công bằng những phương pháp tạo ảnh cắt lớp thông thường (cắt lớp X – quang chụp cắt lớp vi tính, và chụp cộng hưởng từ) hay được sử dụng cho chuẩn đoán y khoa. Đầu tiên, phương pháp tán xạ ngược gặp phải khó khăn về vật lý để tái hiện hình ảnh đối tượng với "độ tương phản" cao (sự tương phản ảnh hưởng đến nhiệt độ của môi trường và thể hiện bằng sự tán xạ âm cao hay thấp, chủ yếu là do tốc độ truyền sóng của 2 môi trường).

Chính vì thế cho đến ngày nay đã có những phương pháp tán xạ ngược dùng cho việc tạo ảnh vùng bụng. Dữ liệu tán xạ phải thu từ thật nhiều tần số khác nhau từ 00 đến 3600 mới thu được chất lượng chụp tối ưu. Đó cũng là nguyên nhân khiến việc chụp tán xạ ngược siêu âm phải chú trọng đến tạo ảnh vùng bụng và có thể thu được những kết quả việc tạo ảnh có tần khá cao (lên đến 5 MHz). Trong việc tạo ảnh ngược và độ phủ có thể thu được bằng việc cho vùng ngực tiếp xúc với môi trường không khí. Cuối cùng, ưu thế của chụp siêu âm cắt lớp sử dụng tán xạ ngược là tốc độ xử lý cùng chất lượng ảnh tái tạo. Phương pháp chụp cắt lớp sử dụng tán xạ ngược được đánh giá là cho chất lượng cao và chính xác hơn những phương pháp chụp siêu âm khác tuy nhiên hạn chế trong tốc độ xử lý là một rào cản đáng kể của phương pháp này bởi để chuẩn đoán bệnh lý thì các đòi hỏi đối với tốc độ cũng như chất lượng phải được bảo đảm. Bởi vậy, theo luận văn này, căn cứ trên ưu thế nổi trội của chụp siêu âm cắt lớp, bản luận văn trên sẽ đề xuất những giải pháp để nâng cao chất lượng và tốc độ tạo ảnh siêu âm cắt lớp nhằm tạo môi trường tốt cho việc áp dụng chụp siêu âm cắt lớp được triển khai sâu rộng trong y học

1.1.2 Kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng cộng hưởng từ.

RI dùng một từ trường mạnh mẽ và một hệ thống truyền những tín hiệu có tần số vô tuyến nhằm kiểm soát chuyển động của hạt nhân nguyên tử, mà chủ yếu là hạt nhân nguyên tử hydro có trong tế bào máu của con người, để phát xạ điện dưới hình thức tín hiệu có tần số vô tuyến. Các tín hiệu này sẽ do một hệ thống thu và xử lý kỹ thuật số nhằm cho ra đời ảnh của vật thể đã được truyền đến từ trường đó.

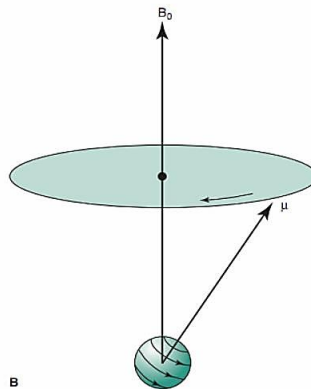
Nguyên lí chụp hình điện từ trường bao gồm có 4 bước cơ bản là:

Giai đoạn 1: Sắp hàng hạt nhân.

Mỗi proton trong thế giới vật lý lại có một momen từ sinh ra do spin (quay) riêng của nó. Trong môi trường thông thường do những proton sắp xếp hoàn toàn ngẫu nhiên nên momen từ của proton triệt tiêu lẫn nhau và không có từ trường tạo ra để quan sát được. Khi đưa bệnh nhân đến máy chụp MRI thì dưới tác dụng của từ trường mạnh mẽ của máy, những momen từ trường của proton sắp hàng theo đúng hướng hoặc ngược lại hướng từ trường. Tổng số lượng các momen từ của proton khi này được gọi là véctơ từ hoá thực. Các véctơ từ hoá sắp hàng theo ngược chiều với hướng của từ trường máy có kích thước lớn hơn các loại véctơ từ hoá sắp hàng cùng một chiều và do đó không loại trừ gì nhau

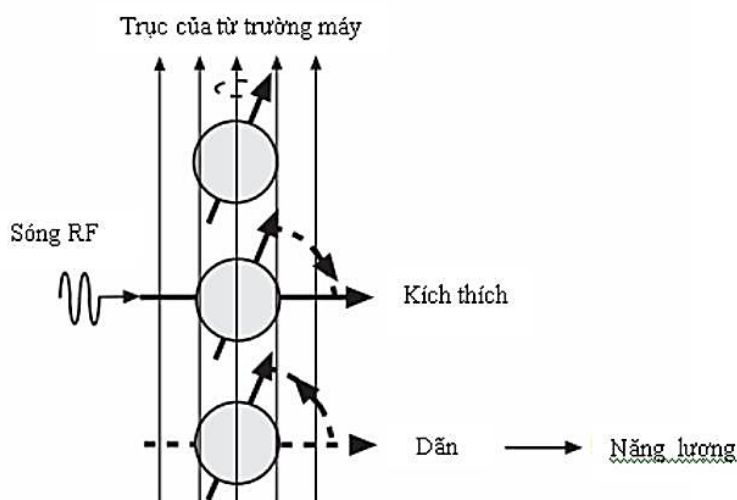
hết. Do đó hướng của vectơ từ hoá không có hướng của vectơ từ trường máy. Đó là trạng thái bình thường. Trạng thái bình thường không có một tín hiệu nào có thể được ghi chép. Khi trạng thái cân bằng bị thay đổi thì sẽ có tín hiệu được ghi nhận.

Ngoài ra việc sắp hàng theo hướng của từ trường máy thì chùm proton cũng có chuyển động đảo (Precession), nghĩa là xoay xung quanh hướng của từ trường máy. Chuyển động đảo là một hiện tượng vật lý xảy ra bởi các va chạm của từ trường và lực hấp dẫn của proton. Chuyển động đảo tương tự với hiện tượng quay vì từ trường khiến các proton không đứng im mà lại đảo xung quanh hướng của từ trường máy. Tần số của chuyển động đảo nằm giữa dãy tần số của tín hiệu RF có thể được xác định bởi công thức Larmor. Khi truyền sóng RF đồng tần số với proton đang chuyển động đảo thì proton tiếp nhận các sóng gây ra hiện tượng cộng hưởng từ nguyên tử.



Hình 1.1: Mô tả một proton có momen từ μ được đặt trong từ trường ngoài B_0 và có chuyển động đảo.

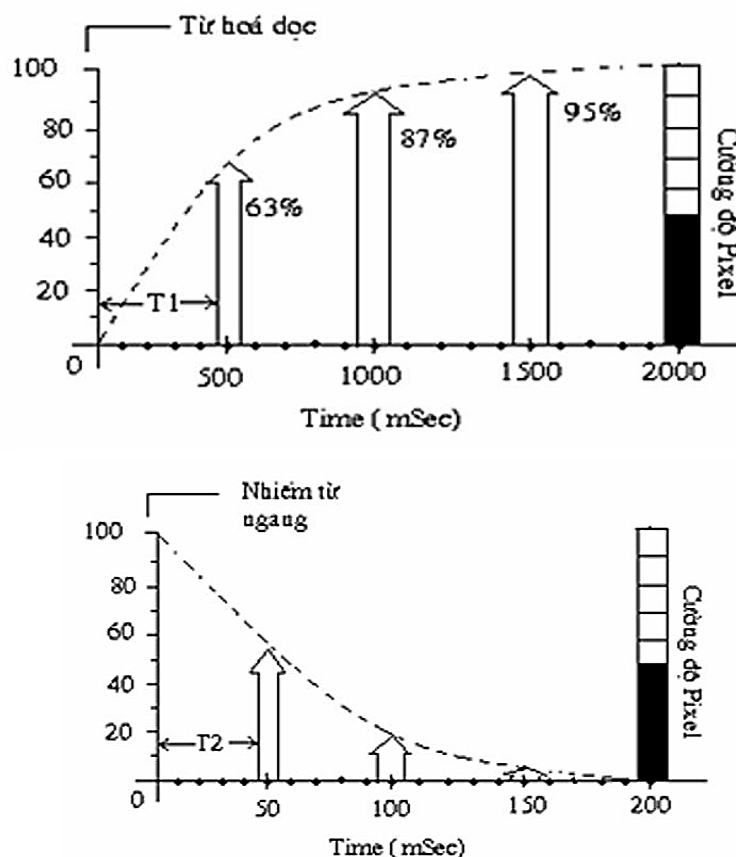
Giai đoạn 2: Kích thích hạt nhân. Sau khi nhá hàng hạt nhân trên những sợi phát dữ liệu của máy phát có những xung điện cực nhỏ (tính theo mini giây) thường là xung điện có tần số cao (xung RF). Vì những xung phát ra có tần số RF bằng với tần số xung của proton cho nên phần lớn năng lượng sẽ do proton tiếp nhận. Sự tiếp nhận năng lượng hạt nhân sẽ làm vectơ từ trường khiến proton chệch theo hướng của vectơ từ máy. Hiện tượng này gọi là phản ứng hạt nhân.



Hình 1.2: Mô hình kích thích hạt nhân (cộng hưởng) và quá trình dẫn (bức xạ năng lượng dưới dạng tín hiệu RF).

Giai đoạn 3: Ghi nhận tín hiệu. Khi cắt những xung RF thì các proton bị ngưng hoạt động sẽ lại xếp lớp như cũ dưới tác động của từ máy (đây là quá trình giãn theo chiều thẳng đứng như đã nói ở trên). Trong quá trình trên, khi momen của những proton hồi phục trở lại vị trí cũ thì chúng sẽ phát xạ điện dưới hình thức những tín hiệu tần số vô tuyến. Các tín hiệu trên sẽ do bộ thu tín hiệu của máy ghi lại.

Giai đoạn 4: Tạo hình ảnh. Các tín hiệu vô tuyến bức xạ trên vật mô sau khi được bộ thu của máy ảnh chụp lại sẽ được xử lý kỹ thuật số nhằm cho ra kết quả. Cường độ bức xạ trên một đơn vị trọng lượng mô được hiển thị trên ảnh chụp theo một thang màu từ trắng sang đen. Trong đó màu trắng là cường độ tín hiệu cao còn màu đen là không có tín hiệu (Hình 1.3).



Hình 1.3: Mô tả mối liên hệ giữa thời gian $T1$ và $T2$ với mức độ từ hóa và cường độ tín hiệu trên phim chụp.

1.1.3 Kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng hạt nhân.

1.1.4.1. Kỹ thuật chụp PET.

Tất cả các tế bào sử dụng năng lượng để tồn tại và làm việc. Một trong các loại năng lượng như thế là đường. Các tế bào bệnh cũng đòi hỏi nhiều năng lượng hơn và tiêu thụ nhiều đường hơn so với những tế bào khỏe mạnh. Đánh giá độ khác biệt trên trong phát hiện bệnh là nguyên tắc làm việc chính của PET.

Các hợp chất tương tự như đường (chẳng hạn gluco FDG) được đánh dấu bởi thuốc phóng xạ sẽ được đưa trở lại người bệnh nhân. Sau một thời gian (trên 60 phút) ở những bệnh nhân đã tiếp nhận các hợp chất đánh dấu thì thiết bị soi PET sẽ ghi nhận được bức xạ sinh ra bởi thuốc phóng xạ trong những hợp chất đánh dấu ấy. Các dữ liệu sẽ được chuyển đổi thành hình ảnh qua một mạng máy vi tính và từ đây các bác sỹ sẽ sử dụng nó trong điều trị bệnh. Các

vùng có bệnh trên ảnh PET là các vùng có chứa chất phóng xạ (hay các vùng có hàm lượng gluco FDG cao - các vùng nguy hiểm).

1.1.4.2. Kỹ thuật chụp SPECT.

Để có thể biết được điều gì trong cơ thể con người thì SPECT dùng hai kỹ thuật là kỹ thuật tái hiện ảnh ba chiều ở những vùng mô tương tự với CT và kỹ thuật dấu phóng xạ. Chất dấu phóng xạ sẽ giúp các bác sỹ biết được những luồng máu đi vào những vùng cơ thể nào.

Trước khi được thiết bị SPECT soi thì bạn được chích thêm một chất đánh dấu mà thiết bị sẽ đọc được và tạo ra tia gamma mà SPECT không thấy được. Quá trình này khác với thiết bị PET (Positron Emission Tomography) ở điểm là chất hoá được vận chuyển theo dòng chảy máu mà không bị thẩm thấu vào những tế bào khác và vì vậy nếu chỗ mô có dòng của máu nó sẽ thu được ảnh. Thiết bị SPECT rẻ hơn và dễ dàng sản xuất hơn so với thiết bị có độ phân giải cao hơn PET.

Máy tính sẽ tiếp nhận các hình ảnh được tạo ra từ tia gamma rồi chuyển đổi thành hình ảnh theo các đường ngang hai chiều. Những mặt cắt ngang này sau đó được tập hợp lại để tạo thành hình ảnh ba chiều.

1.1.5 Kỹ thuật chụp EPR (Electron Paramagnetic Resonance).

Mục đích của cộng hưởng thuận từ electron (EPR) là nhằm đánh giá tính chất bằng phương pháp từ để không huỷ hoại cấu trúc và không xâm lấn những mẫu thuận từ, ví dụ super - oxyde như nitric oxide, dioxygen, ascorbyle radical, hoặc metallo - enzymes. Do mối quan tâm sâu rộng về những ứng dụng này trong lĩnh vực sinh học nên các hình ảnh EPR được sử dụng nhằm thu thập dữ liệu từ những mẫu và phân tử thuận từ khi mà mẫu vật không được phân tích chính xác theo cách sử dụng phương pháp quét phổ hay phương pháp chụp hình thường được sử dụng trong y tế.

Như đã được giải thích bằng cái tên của nó thì EPR bản chất là phương pháp từ. Khi các mẫu thuận từ có các electron độc lập, không có điện từ (spin electron) thì người ta sử dụng từ trường của từng mẫu, nhằm phân định mức độ năng lượng trong từng trạng thái spin của electron độc lập. Bằng việc sử dụng tần số viba của năng lượng từ trường, ta có thể theo dõi việc hấp thụ năng lượng tương ứng với năng lượng liên quan với spin điện tử khi chuyển từ trạng thái năng lượng $m_s = -\frac{1}{2}$ đến $m_s = +\frac{1}{2}$.

1.1.6 Kỹ thuật tạo ảnh sử dụng sóng siêu âm biến dạng (Ultrasound shear-wave imaging).

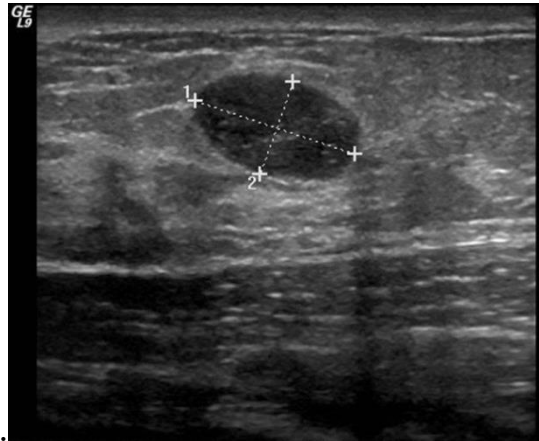
Quy trình chụp hình bằng sóng siêu âm rung bao gồm 3 bước chính: Thứ nhất, có một cái máy siêu âm rung với tần f (Hz) được dùng để chế tạo ra sóng biến đổi (sóng siêu âm) có tốc độ được tính bởi máy Doppler. Thứ hai, phương pháp quét tia được sử dụng để mô hình hóa các hướng lan truyền. Ký hiệu $\alpha(r)$ và $k_s(r)$ là hệ số suy hao sóng biến dạng và số sóng tại vị trí theo dõi r dọc theo mỗi tia; r được định nghĩa trong các tọa độ cực là: $r = \rho e^{j\theta}$.

Thứ ba, mô đun biến dạng phức (CSM) của mô tại r được ước tính bởi $\alpha(r)$ và $k_s(r)$, chúng là phần thực và phần ảo của giá trị CSM, dựa trên cách áp dụng phương pháp Kelvin-Voigt trong không gian các. Cuối cùng, ảnh 2D của vật thể được phục hồi bằng việc chuyển đổi những tham số CSM đã tính toán từ tọa độ trung tâm sang tọa độ của vật.

1.2. Nguyên lý lan truyền sóng siêu âm.

Siêu âm là một kỹ thuật thăm dò hình ảnh học tìm phương pháp khi một bộ phận cơ thể tiếp xúc với âm thanh có cường độ cao nhằm cho thấy hình ảnh bên trong cơ thể. Siêu âm không dùng đến bức xạ siêu âm (hoặc X quang). Do hình ảnh siêu âm có thể ghi theo thời gian cho nên nó sẽ tạo ra hình ảnh kết cấu và những cử động của từng phần bên trong cơ thể và hình ảnh của máu đang lưu thông trong từng mạch máu. Tạo hình ảnh siêu âm không những an toàn với bức xạ điện mà còn có hiệu quả về mặt kinh tế. Kỹ thuật tạo ảnh sử dụng tín hiệu siêu âm đã được sử dụng phổ biến trên nhiều ứng dụng di động khá lâu khi chưa có sự xuất hiện của sonar vào 1910. Một trong các ứng dụng phổ biến nhất trên thế giới sử dụng phương pháp kỹ thuật sonar là tạo ảnh B-mode như một ứng dụng để tạo ảnh y tế. Ảnh B-mode là hệ quả của sự biến đổi trong hàm trở kháng âm được sử dụng trong những điều kiện khác nhau. "Độ phân giải không gian" có thể thu nhỏ nếu sử dụng máy chụp hình khối (arrays) và máy dò có sự tập trung cao ("độ phân giải không gian" là sai số thấp nhất của hai điểm phản chiếu mà chúng ta nhìn thấy bởi sự phản chiếu trên màn hình hiển thị. Độ phân giải không gian được tính theo độ phân giải ngang hoặc độ phân giải trên mặt phẳng và chiều dày miếng cắt. Mặc dù màu sắc ảnh bị giảm xuống bởi sự lệch pha và biến dạng, tuy nhiên màu sắc tạo được là rõ ràng và trung thực. Tuy nhiên, vì tính đơn giản của ảnh nên chuẩn đoán y khoa sử dụng tạo

ảnh B-mode thường là tự nhiên và dựa phần lớn trên trình độ và tay nghề của bác sĩ



Hình 1.4: Ảnh chụp u lành khi siêu âm ngược

Kỹ thuật chụp ảnh B-mode cũng có một khuyết điểm nữa đó là độ phân giải ảnh quá thấp và không tìm thấy những u ở trên bước sóng. Gần đây kỹ thuật chụp ảnh siêu âm cắt lớp đã được quan tâm nhờ những phát triển mạnh mẽ của phần cứng và phần mềm trên các smartphone kết hợp với việc khắc phục các nhược điểm đang tồn tại của B-mode. Kỹ thuật siêu âm cắt lớp như mô tả dưới đây phù hợp với các thế mạnh và mặt hạn chế của thiết bị.

1.3. Chụp cắt lớp siêu âm sử dụng tán xạ ngược.

Kỹ thuật tạo hình ảnh bằng sóng âm đã được áp dụng rộng rãi kể từ khi kỹ thuật sonar được phát triển vào năm 1910. Trong số các kỹ thuật sử dụng nguyên lý sonar, kỹ thuật tạo hình ảnh B-mode [1] là một trong những phương pháp phổ biến nhất. Nó được sử dụng để đánh giá việc tạo hình ảnh trong y học và việc không phá hủy. Ảnh B-mode cho chúng ta thấy sự thay đổi định tính của trở kháng âm, từ đó ta có thể dễ dàng phân biệt được giữa các môi trường khác nhau. Để đạt được độ phân giải của hình ảnh không gian, ta sử dụng các đầu dò có độ hội tụ cao (đầu dò một phần tử) và đầu dò dạng mảnh. Tuy chất lượng của ảnh có thể bị ảnh hưởng bởi sự chênh lệch về pha và biên độ, quá trình tạo ảnh B-mode vẫn rất đáng tin cậy. Nhưng ở một khía cạnh khác, việc chẩn đoán y khoa dựa trên ảnh B-mode thường phụ thuộc nhiều vào chuyên môn, kinh nghiệm và mang tính chủ quan của chuyên gia chẩn đoán.

Để xây dựng ảnh siêu âm định lượng, phương pháp đơn giản nhất là trích xuất thông tin trực tiếp từ ảnh B-mode. Việc phân tích kết cấu ảnh đã được thực hiện bằng cách sử dụng một số kỹ thuật, như các tham số bậc 1 và 2 (giá trị

trung bình, độ lệch chuẩn, entropy, tham số loạt dài (run-length parameters)) [2], tham số đại diện thống kê đường bao [3], và phân tích sóng con [4]. Mặc dù vậy, các tham số định lượng này không độc lập hoàn toàn với hệ thống tạo ảnh, do đó các giải pháp này còn có những hạn chế nhất định và do đó, chúng đã không còn được ứng dụng trên các thiết bị y sinh hiện nay.

Do sự tồn tại của hệ thống như vậy nên những thiết bị xử lý tín hiệu siêu âm điện tử (RF) giúp con người thu lại dữ liệu siêu âm từ các mô. Hai trong những kỹ thuật được quan tâm nhất là siêu âm cắt lớp (ultrasound tomography) và nghiên cứu sự tán xạ ngược (backscatter coefficient analysis). Kỹ thuật siêu âm cắt lớp thực hiện dựa trên sự tán xạ ngược. Một phần lớn năng lượng sẽ tán xạ theo nhiều hướng nếu sóng âm ở trường không đồng nhất. Một loạt các phép đo trong môi trường tán xạ có thể tiến hành bằng việc sử dụng phương trình sóng. Bài toán siêu âm cắt lớp gồm những nhiệm vụ sau: đo đạc và xác định sự thay đổi của tham số âm ở môi trường tán xạ ví dụ như sự biến đổi vận tốc âm và sự suy hao âm, cường độ và những tham số âm thanh. Do đó, ảnh siêu âm cắt lớp thể hiện thông số lâm sàng của đối tượng được nghiên cứu. Hiện nay, chỉ có một số hệ thống siêu âm cắt lớp vi tính (UCT) có thể sử dụng để chẩn đoán bệnh. Hai trong những hệ thống đó là CURE và HUTT. Các hệ thống còn có chức năng tái tạo ảnh nhờ sử dụng các tham số vận tốc âm và sự suy hao như sử dụng giải thuật điều chỉnh sự phản xạ để giảm thiểu mức độ khó khăn của việc giải phương trình sóng. Mặc dù thế, độ chính xác trong ảnh và tỷ lệ chính xác của các hệ thống vẫn có hạn chế do các giải thuật quang học đã bỏ qua ảnh hưởng của sự nhiễu xạ. Một hệ thống siêu âm hiện đại sử dụng công nghệ TMS (gọi là hệ thống siêu âm cắt lớp vi tính) và việc tái tạo các ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng giải thuật tán xạ ngược. Không giống với thuật toán điều chỉnh quang học, sự tán xạ ngược có xét đến sự nhiễu xạ và vì thế nó miêu tả sự truyền sóng hoàn chỉnh và chuẩn xác hơn nữa.

Tuy nhiên, kỹ thuật tán xạ ngược được sử dụng có một số hạn chế nhất định, do đó các thiết bị siêu âm cắt lớp không đạt được thành công như các phương thức tạo ảnh y sinh khác như chụp ảnh X quang, chụp ảnh dựa trên ứng dụng hạt nhân, chụp ảnh cộng hưởng từ. Một là, kỹ thuật tán xạ ngược gặp phải một số vấn đề khi khôi phục đối tượng có độ tương phản cao, chúng bị ảnh hưởng bởi sự hội tụ. Chính vì hạn chế này mà từ trước tới nay, kỹ thuật tán xạ

ngược chỉ được sử dụng để tạo hình ảnh các mô vú, bởi vì vú phụ nữ chỉ chứa các mô mềm. Một số công trình độc lập nghiên cứu sự tạo ảnh của xương [5], chúng có thể mở rộng mức độ nào đó dải ứng dụng của kỹ thuật tán xạ ngược. Hai là, dữ liệu tán xạ phải được thu ở nhiều góc độ khác nhau từ 0^0 đến 360^0 để thu được chất lượng hình ảnh tốt nhất. Đây cũng chính là lí do khác nữa mà đa số các đề tài, các công trình nghiên cứu về sự tán xạ ngược tập trung vào tạo ảnh các mô vú.

Một trong những hạn chế của kỹ thuật tán xạ ngược là thiếu các kỹ thuật tính toán mạnh và hiệu quả. Giải thuật đầu tiên, được phát triển vào đầu năm 1970, dựa trên lí thuyết phép chiếu được sử dụng trong kỹ thuật tạo ảnh cắt lớp X quang và hạt nhân. Các giải thuật này được sử dụng để tái tạo bản đồ tốc độ âm [6] và sự suy hao [7]. Tuy nhiên, không giống như các phương pháp chụp cắt lớp khác, sự lan truyền thẳng không phải là mô hình thực tế của sự lan truyền sóng âm trong môi trường sinh vật. Mặc dù kỹ thuật hiệu chỉnh khúc xạ được phát triển để mở rộng hiệu lực của giải thuật lan truyền thẳng [8], tuy nhiên các phương pháp này gặp phải sự hạn chế về độ phân giải không gian và các thành phần lạ liên quan đến sự nhiễu xạ. Do đó, các kỹ thuật này chỉ có sự thành công nhất định. Kỹ thuật chụp cắt lớp dựa trên sự nhiễu xạ được phát triển để giảm bớt một số hạn chế của phương pháp sử dụng tia truyền thẳng. Phương pháp sử dụng xấp xỉ Born hay Rytov là kỹ thuật dựa trên tính tuyến tính bậc 1 của phương trình sóng, được sử dụng để tạo ảnh tán xạ. Hiện nay, phương pháp sử dụng là lặp Born (-BIM- Born Iterative Method) và phương pháp lặp vi phân Born (DBIM - Distorted Born Iterative Method) được xem là hai phương pháp tốt nhất trong lĩnh vực này cho tạo ảnh tán xạ [9]. Mặc dù vậy, độ phức tạp của phương pháp này vẫn cao vì nó đòi hỏi giải quyết một số lượng lớn các bài toán ngược và thực hiện nhiều lần lặp. Năm 2006, khái niệm lấy mẫu nén [10] được đề xuất và bước đầu áp dụng trong một số lĩnh vực như tạo ảnh cộng hưởng từ, truyền thông... Từ những nghiên cứu liên quan, ta thấy rằng nếu có thể đề xuất các phương pháp phù hợp để nghiên cứu sử dụng các kỹ thuật lấy mẫu nén, đặc biệt là lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên cho bài toán tạo ảnh siêu âm sẽ có thể giảm thời gian đo thực tế và tăng chất lượng tạo ảnh.

Có thể thấy, tại Việt Nam có nhóm nghiên cứu là những sinh viên của các Trường Đại học Công nghệ-ĐHQG Hà Nội, Trường ĐHSP Hà Nội 2 và Trường ĐH Phenikaa là nhóm nghiên cứu đầu ngành duy nhất trong lĩnh vực

siêu âm sinh học (Ultrasound Tomography). Đây được xem là một trong các lĩnh vực còn khá mới và có tính chất thực tiễn cao. Nhóm nghiên cứu đã đăng tải trên các ấn phẩm khoa học nước ngoài có uy tín [11]. Năm 2006, nhóm nghiên cứu của các tác giả Tao, Donoho và Candes đã sử dụng phương pháp lấy mẫu nén (Compressed Sensing) để phân tích nhằm tìm cách khôi phục lại âm thanh với thời gian lấy mẫu thấp hơn so với phương pháp lấy mẫu Nyquist. Phương pháp hiện đang được mối chú ý của nhiều nhóm nghiên cứu trên thế giới về lĩnh vực phân tích dữ liệu và âm thanh, cũng như về nhiều lĩnh vực khác nhằm tìm kiếm hướng ứng dụng. Tuy nhiên, ở Việt Nam việc nghiên cứu chuyên sâu về phương pháp lấy mẫu nén hiện có nhiều hạn chế.

Do căn cứ trên kết quả của lấy mẫu ngẫu nhiên trên nên việc thực hiện kỹ thuật lấy mẫu nén sẽ bị giới hạn về việc triển khai và thực hiện trên phần cứng. Ban đầu, tác giả luận án đã đề nghị nghiên cứu thêm việc áp dụng phương pháp giả ngẫu nhiên trong kỹ thuật lấy mẫu nén cho việc tạo hình ảnh siêu âm cắt lớp, gọi là phương pháp DBIM bổ sung, tức bên cạnh tham số độ tương phản âm được sử dụng trong tạo ảnh thì tại đây cũng sử dụng tham số hoạt động của tế bào trong quá trình tạo hình ảnh. Đây là một bước cần thiết và đã thu lại kết quả khả quan trong việc triển khai việc lấy mẫu nén thực hiện trên phần cứng của các máy tạo ảnh siêu âm cắt lớp cho những thế hệ sau này. Vì vậy, công trình trên nếu được thực hiện sẽ có giá trị rất cao.

1.4. Định hướng nghiên cứu

Năm 2006, kỹ thuật nén tín hiệu (Compressed Sensing - CS) đã được phát triển bởi các nhà nghiên cứu Tao, Donoho và Candes, giúp phân tích và khôi phục tín hiệu âm thanh với tốc độ lấy mẫu thấp hơn nhiều so với tốc độ lấy mẫu tiêu chuẩn Nyquist, nhưng lại đảm bảo độ chính xác. Điều đó chứng minh rằng, nếu sử dụng kỹ thuật lấy mẫu nén, chỉ cần số lượng dữ liệu thấp hơn nhiều so với kỹ thuật lấy mẫu thông thường nhưng lại đảm bảo khôi phục thành công các tín hiệu cũ. Do đó, số lượng dữ liệu cần thiết cho việc thu thập và phân tích sẽ giảm thiểu đáng kể, dẫn đến tăng cao tốc độ xử lý và giảm thiểu độ phức tạp của hệ thống. Mặc dù kỹ thuật lấy mẫu nén đang thu hút sự chú ý của nhiều nghiên cứu hàng đầu thuộc lĩnh vực phân tích và xử lý tín hiệu siêu âm cũng như đang có nhiều chuyên gia thuộc những lĩnh vực khác tìm kiếm hướng ứng dụng song việc thực hiện kỹ thuật nén trên phần cứng của hệ thống

chụp hình siêu âm vẫn còn hạn chế bởi kỹ thuật lấy mẫu ngẫu nhiên mang đến những giới hạn không thể thực hiện. Điều đó đồng nghĩa với việc số lượng máy siêu âm sẽ không thể phân tán ngẫu nhiên trên hệ đo. Vấn đề trên càng khó khăn thực hiện khi cần sử dụng bộ phát tín hiệu ngẫu nhiên phần cứng (HRNG) hoặc bộ phát số giả ngẫu nhiên (PRNG) nhằm cho ra đời một chuỗi ngẫu nhiên. Việc triển khai HRNG và PRNG trong thực tiễn sẽ vô cùng khó khăn. Vì thế, tác giả của luận án trên đã đề nghị thực hiện theo hướng lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên trong môi trường DBIM và có xét các tham số mật độ tế bào của đối tượng. Kỹ thuật trên sử dụng một bộ tạo giả ngẫu nhiên và kết quả là một hệ cơ phi tuyến tính giả ngẫu nhiên với các đầu ra có tính giả ngẫu nhiên. Cần lưu ý thêm rằng để đảm bảo tương tự với kỹ thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên ta cần khôi phục lại những mẫu giả ngẫu nhiên đã nén. Phần cứng của bộ phát giả ngẫu nhiên chính là mạch điện tử cơ bản của hệ phi tuyến và đơn giản rất nhiều so với bộ phát ngẫu nhiên, điều này tượng trưng cho một bước cực kỳ cơ bản trong kỹ thuật xử lý hình ảnh siêu âm sinh học thế hệ tiếp theo thông qua việc thực hiện nén lấy mẫu trên phần cứng của máy.

KẾT LUẬN CHƯƠNG 1

Trong Chương 1, bài luận văn này đã trình bày các kiến thức tổng quan về các kỹ thuật tạo ảnh y sinh, bao gồm kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng của tia X (kỹ thuật chụp X quang; kỹ thuật chụp cắt lớp điện toán (CT)); kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng siêu âm; kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng cộng hưởng từ; kỹ thuật tạo ảnh dựa trên ứng dụng hạt nhân (kỹ thuật chụp SPECT; kỹ thuật chụp EPR); kỹ thuật tạo ảnh sử dụng sóng siêu âm biến dạng.

Sau đó, bài luận văn này trình bày về nguyên lý lan truyền sóng siêu âm, và chụp cắt lớp siêu âm sử dụng tán xạ ngược. Dựa trên những ưu điểm của kỹ thuật siêu âm cắt lớp, tiếp đó bài luận văn này trình bày về định hướng nghiên cứu của luận văn về việc đề xuất nghiên cứu theo hướng lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên trong mô hình DBIM mở rộng có xem xét đến tham số mật độ mô của môi trường.

Chương 2: MÔ HÌNH TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP

2.1. Cơ sở lý thuyết của việc sử dụng siêu âm cắt lớp

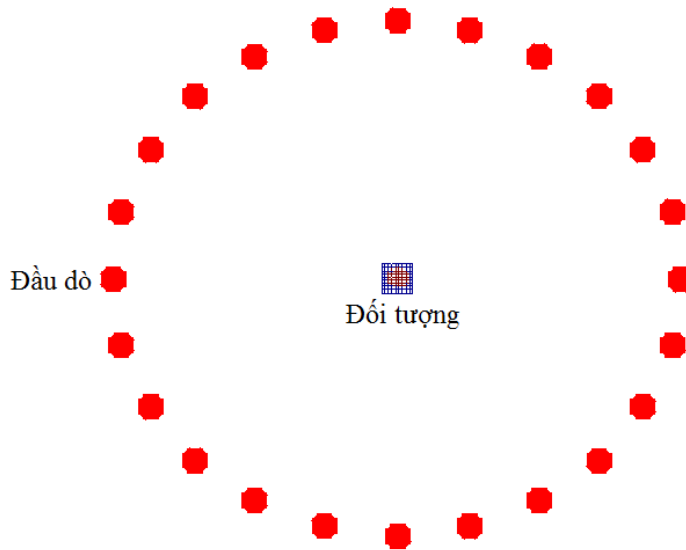
Sóng siêu âm là những dao động đàn hồi lan truyền trong môi trường vật chất theo thời gian, có tần số $f > 20$ kHz. Sóng siêu âm lan truyền được nhờ lực liên kết đàn hồi giữa các phân tử của môi trường truyền dao động đi, các phân tử cách xa tâm dao động càng trễ pha hơn. Khi sóng truyền trong môi trường, các phân tử của môi trường chỉ dao động quanh vị trí cân bằng của chúng mà không chuyển dời theo sóng, chỉ có pha dao động của chúng được truyền đi. Bản chất và trạng thái của môi trường truyền sóng có ảnh hưởng đến tốc độ truyền sóng. Tốc độ truyền sóng sẽ thay đổi khi sóng truyền qua các môi trường khác nhau. Quá trình truyền sóng là quá trình truyền năng lượng. Năng lượng sóng tại một điểm tỉ lệ với bình phương biên độ sóng tại điểm đó. Khi sóng truyền càng xa nguồn, năng lượng sóng sẽ giảm dần.

Nếu một xung âm thanh vấp vào một vật không đồng đều với đường kính tương đối bé đi so với kích thước của trường sóng đến thì ngay lập tức hình ảnh sẽ bị tán xạ một bên và theo nhiều hướng khác nhau. Tạo hình ảnh của vật theo phương pháp siêu âm được tiến hành thông qua việc tính toán lại những tham số về tốc độ giảm âm, ánh sáng cùng các tham số khác, và giải ngược phương trình sóng từ một tập hợp dữ liệu đo đạc của từ trường tán xạ. Tuy nhiên, phương pháp tái tạo ảnh theo phương pháp tán xạ ngược có nhiều nhược điểm và không thu được hiệu quả cao bằng những phương pháp tái tạo hình ảnh cắt lớp khác như cắt lớp vi tính, ảnh điện từ trường và cắt lớp Vi tính rất thông dụng trong ngành y học. Việc tái tạo qua tán xạ ngược có nhiều khó khăn trong cộng hưởng để tái tạo các vật thể có tính độ tương phản cao hơn do độ chênh tốc độ truyền sóng của hai vật thể được biểu hiện bằng tần số tán xạ âm nhiều hay ít. Phương pháp siêu âm cắt lớp dựa trên thuyết tán xạ ngược được áp dụng phổ biến khi tạo ảnh khu vực vú và đòi hỏi thu tín hiệu tán xạ ở nhiều góc độ khác nhau, từ 0 đến 360 độ, nhằm thu được đầy đủ dữ liệu của vùng muốn tạo ảnh. Do đó, việc nghiên cứu sử dụng phương pháp siêu âm cắt lớp tập trung vào việc tạo ảnh khu vực vú với việc thu được tín hiệu với tần số rất cao, đạt mức 5 MHz. Mặc dù vậy, việc dùng tán xạ ngược trong phương pháp tạo ảnh cắt lớp cũng có hạn chế trong tốc độ xử lý và chất lượng ảnh tái tạo. Phương pháp trên so sánh với những phương pháp chẩn đoán siêu âm khác được cho là đem tới kết quả chuẩn xác và nhanh hơn trong chuẩn định bệnh y học. Để đảm

bảo yêu cầu về tốc độ và chất lượng trong chuẩn đoán bệnh y học thì cần thiết phải bảo đảm tốc độ xử lý và chất lượng của phương pháp này. Do đó, bản luận án sẽ tập trung nghiên cứu việc xây dựng và hoàn thiện phương pháp tạo mẫu xương giả ngẫu nhiên cho phương pháp DBIM mới, căn cứ trên đặc điểm và các kết quả nổi trội của kỹ thuật siêu âm cắt lớp. Mục đích của nghiên cứu trên là cải tiến tốc độ chụp hình của kỹ thuật siêu âm cắt lớp và nâng cao chất lượng để tạo sự thuận tiện cho việc triển khai sâu rộng kỹ thuật trên trong lĩnh vực y tế.

2.2. Phương pháp lập vi phân Born – DBIM

Hình 2.1 minh họa việc thiết lập các máy phát và máy thu xung quanh đối tượng. Áp suất sẽ lan truyền khi tính hiệu được phát ra, tán xạ và đo được bởi các máy thu. Dữ liệu đo được sẽ được đưa đến phương pháp DBIM để ước tính sự thay đổi tốc độ truyền âm. Để phát hiện bất kỳ mô nào nếu chúng tồn tại, ta sử dụng sự thay đổi tốc độ âm.



Hình 2.1: Cấu hình đo hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp

Trong môi trường đồng nhất như nước, khi một đối tượng lạ có độ chênh lệch tốc độ âm so với môi trường nền (gọi là Δc) được đưa vào môi trường với mục đích phát hiện các đối tượng đang ở giai đoạn đầu phát triển bằng phương pháp DBIM. Trong kịch bản mô phỏng, giá trị Δc được chọn nhỏ chỉ khoảng vài phần trăm, do so với môi trường nền thì sự thay đổi tốc độ truyền âm là rất nhỏ.

Phương pháp DBIM được sử dụng phổ biến đối với trường hợp phát hiện khối u bất thường trong ngực người, ví dụ, các hệ đo DBIM được đặt hình tròn và bao xung quanh mục tiêu (trong thử nghiệm kích bản thì nó được bố trí ở giữa hệ thống đo). Việc bố trí số lượng máy thu và máy phát cùng lúc sẽ được tính toán và tiến hành liên tục, ngẫu nhiên hay không ngẫu nhiên tùy theo nhu cầu thực tiễn và kế hoạch ban đầu. Nếu lựa chọn số máy thu và máy phát nhiều sẽ dẫn đến hệ thống đo có độ lớn hơn đáng kể và lúc ấy lượng dữ liệu lớn sẽ ảnh hưởng lên hệ thống lọc khi thực hiện phân tích dữ liệu vì thông tin phải lưu sẽ vô cùng nhiều. Vị trí của các máy thu và máy phát có thể giống nhau hoặc khác biệt nhau. Mặc dù vậy, với công nghệ sản xuất máy thu siêu âm tân tiến ngày nay, một đầu thu có chức năng đồng thời cả phát và thu dữ liệu siêu âm, cho phép các máy thu và máy phát được lắp đặt tại địa điểm gần nhau. Giả sử có N_t máy phát siêu âm và N_r máy thu siêu âm cùng đặt xung quanh một vật thể thì quá trình truyền và thu sóng siêu âm sẽ xảy ra theo những cách như: giai đoạn đầu tiên thì chỉ có máy phát mới phát ra tín hiệu siêu âm phản xạ trong khi hầu hết những máy thu (N_r) tiếp nhận tín hiệu siêu âm phản xạ. Việc sắp xếp sẽ tạo ra một tập những giá trị đo ở vị trí của máy phát siêu âm (tức N_r phép đo). Sắp xếp như thế có thể thu lại toàn bộ dữ liệu từ vật thể trong quá trình truyền và thu sóng siêu âm. Tiếp đến, máy phát thứ hai lại khởi động và mọi máy thu nhận sẽ nhận tín hiệu siêu âm phát ở hàng thứ hai của máy phát và sau đó cho ra đời tập giá trị đo thứ hai (bao gồm $2 \times N_r$ giá trị đo). Quá trình kéo dài cho đến khi có máy phát cuối (N_t). Khi quá trình đo hoàn tất thì sẽ thu lại N_t tập giá trị đo (tức $N_t \times N_r$ giá trị đo). Kết hợp các tập giá trị đo trên ta sẽ thu được dữ liệu chi tiết về vật thể từ những góc khác nhau của vật thể.

Quy trình truyền và thu sóng siêu âm là cùng dùng một máy phát vào một thời gian nhất định, khác với chỉ dùng một máy phát siêu âm duy nhất. Trong mô phỏng, thường sử dụng hàm Bessel làm tín hiệu phát từ máy phát đến các máy thu (còn gọi là sóng truyền), với tần số f và độ dài sóng được tính bằng công thức $\lambda = c_0 / f$, trong đó c_0 là vận tốc truyền âm trong môi trường [21]. Khi sóng đi qua môi trường và nếu môi trường là ổn định thì tín hiệu thu lại từ thiết bị thu là tần số của sóng. Nếu môi trường thể hiện không đồng đều và có vật thể bất thường, khi sóng siêu âm đi đến đối tượng thì tùy thuộc theo kích cỡ của đối tượng và với khoảng cách của sóng tới thì tín hiệu siêu âm sẽ bị phản chiếu hoặc là khuếch tán theo mọi hướng quanh đối tượng.

Lưu ý rằng trong chẩn đoán y khoa thì sóng siêu âm nên ở trong phạm vi 20 KHz - 12 MHz và nếu có môi trường thì dùng tần số truyền âm là 1484 m/s, thì bước sóng của sóng siêu âm sẽ nằm trong khoảng từ 6.2 μm đến 74.2 mm.

Môi trường nền và đối tượng tương ứng có số sóng là k_0 và $k(r)$. Khi đó phương trình sóng được biểu diễn như sau [23]:

$$p(\vec{r}) = p^{\text{inc}}(\vec{r}) + p^{\text{sc}}(\vec{r}), \quad (2.1)$$

Trong đó $p^{\text{sc}}(\vec{r})$, $p^{\text{inc}}(\vec{r})$, và $p(\vec{r})$ lần lượt là tín hiệu sóng tán xạ, tín hiệu sóng tới, tín hiệu sóng tổng. Chú ý rằng, khi máy thu chính thu được tín hiệu, đó là là tín hiệu sóng tổng, nó sẽ bằng tổng của tín hiệu sóng tới và tín hiệu sóng tán xạ. Qua đây ta thấy, dữ liệu mà chúng ta có thể biết được chính là tín hiệu sóng tới và sóng tổng. Nhưng điều mà chúng ta quan tâm nhất đó là việc khôi phục đối tượng chưa biết $O(r)$ từ các dữ liệu đã có. Đây chính là bài toán ngược. Theo công trình [1], phương trình vi phân của sóng lan truyền trong môi trường không đồng nhất có dạng.

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

Có thể khẳng định rằng: phương pháp để giải phương trình vi phân không đồng nhất một cách hiệu quả nhất đó là sử dụng hàm Green. Do đó, trong bài toán này, hàm Green sẽ được áp dụng để xác định mối quan hệ giữa tín hiệu sóng tán xạ và đối tượng, dựa trên tín hiệu sóng tới và sóng tổng đã biết. Do vậy, chúng có một mối quan hệ phi tuyến.

Phương trình (2.1) có thể được viết lại chi tiết sử dụng hàm Green $G_0(\cdot)$ [23]

$$p(\vec{r}) = p^{\text{inc}}(\vec{r}) + \iint O(\vec{r}')p(\vec{r}')G_0(k_0, |\vec{r} - \vec{r}'|)d\vec{r}'. \quad (2.3)$$

Khi môi trường nền là đồng nhất, G_0 là hàm Hankel loại 1 bậc 0.

$$G_0(k_0, |\vec{r} - \vec{r}'|) = \frac{-i}{4} H_0^{(1)}(k_0 |\vec{r} - \vec{r}'|) = \frac{-i}{4} \sqrt{\frac{2}{\pi k_0 |\vec{r} - \vec{r}'|}} e^{i(k_0 |\vec{r} - \vec{r}'| - \pi/4)}. \quad (2.4)$$

$O(r)$ trong phương trình (2.3) là hàm mục tiêu lý tưởng cần được ước tính. Nó có thể được tính toán như sau [23]:

$$O(r) = \begin{cases} k(r)^2 - k_0^2 = \omega^2 \left(\frac{1}{c^2} - \frac{1}{c_0^2} \right) & \text{nếu } r \leq R \\ 0 & \text{nếu } r > R \end{cases}. \quad (2.5)$$

Trong đó R là bán kính đối tượng không đồng nhất. Phương trình (2.5) cho thấy rằng hàm mục tiêu lý tưởng phụ thuộc vào tần số của sóng tới ($\omega=2\pi f$), sự chênh lệch tốc độ sóng của môi trường nền (c_0) và hàm mục tiêu lý tưởng (c). Để tính toán chi tiết từng điểm ảnh bên trong vùng quan tâm một cách chính xác, phương trình (2.3) cần được thực hiện rời rạc hóa bằng việc sử dụng phương pháp moment (MoM). Phương pháp này sử dụng hàm sinc cơ bản và hàm delta để giải quyết vấn đề này.

Trước hết, trường áp suất tổng trong vùng chia lưới ($N \times N$ điểm) có thể được biểu diễn bởi [23]:

$$\bar{p} = (\bar{I} - \bar{C} \cdot D(\bar{O})) \bar{p}^{inc}, \quad (2.6)$$

Trong đó \bar{C} là ma trận có các hệ số là hàm Green biểu thị sự tương tác giữa các điểm ảnh, \bar{I} là ma trận đơn vị, và $D(\cdot)$ là toán tử chéo hóa. Tín hiệu áp suất tán xạ (có kích thước $N_t N_r \times I$ bởi vì áp suất tán xạ biểu thị tín hiệu thu được nên đại lượng này phụ thuộc vào số phép đo $N_t N_r$) được biểu diễn bởi:

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

Trong đó \bar{B} là ma trận có các hệ số là hàm Green biểu thị sự tương tác của tất cả các điểm ảnh đến máy thu. Các thành phần của ma trận \bar{B} và \bar{C} được tính toán như sau

$$G(\vec{r}, \vec{r}_{mn}) = \int G_0(\vec{r}, \vec{r}') b_{mn}(\vec{r}') d\vec{r}', \quad (2.8)$$

Trong đó $b_{mn}(\vec{r}')$ là các hàm cơ bản (hàm sinc cơ bản và hàm delta).

Để tìm mối quan hệ tuyến tính giữa độ chênh lệch áp suất tán xạ và độ chênh lệch tốc độ truyền sóng, cần xác định hai tham số \bar{p}^- và \bar{O}^- trong phương trình (2.6) và (2.7) bằng phương pháp xấp xỉ Born. Phương pháp này giả sử tín hiệu tán xạ rất nhỏ so với tín hiệu sóng tới và phù hợp với yêu cầu thực tế cần phát hiện các u lạ trong giai đoạn đầu phát triển. Để khôi phục các đối tượng có sự thay đổi tốc độ truyền âm rất nhỏ, tức là tín hiệu tán xạ rất nhỏ, phương pháp này sẽ được viết lại bằng phương trình trên, ta có:

$$\Delta \bar{p}^{sc} = \bar{B} \cdot D(\bar{p}) \cdot \Delta \bar{O} = \bar{M} \cdot \Delta \bar{O}, \quad (2.9)$$

Trong đó $\bar{M} = \bar{B} \cdot \mathcal{D}(\bar{p})$. Với một máy phát và một máy thu, chúng ta hình thành được một ma trận \bar{M} và một đại lượng vectơ $\Delta \bar{p}^{sc}$. Hàm mục tiêu \bar{O} có N^2 biến, tương ứng với số điểm ảnh trong vùng quan tâm. Nó có thể được ước tính bởi:

$$\bar{O}^n = \bar{O}^{(n-1)} + \Delta \bar{O}^{(n-1)}, \quad (2.10)$$

Trong đó n và $n - 1$ là hai điểm thời gian rời rạc liên tiếp. $\Delta \bar{O}$ có thể được tính toán sử dụng chuẩn tắc Tikhonov [17]

$$\Delta \bar{O} = \arg \min_{\Delta \bar{O}} \|\Delta \bar{p}^{sc}_t - \bar{M}_t \Delta \bar{O}\|_2^2 + \gamma \|\Delta \bar{O}\|_2^2, \quad (2.11)$$

Trong đó γ là hệ số chuẩn hóa cần được lựa chọn một cách cẩn thận bởi vì nó sẽ làm ảnh hưởng lớn đến sự ổn định của hệ thống. $\Delta \bar{p}^{sc}$ là sự sai khác giữa tín hiệu tán xạ ước tính và tín hiệu tán xạ đo được có kích thước $(N_t N_r \times 1)$; kết quả phép đo được thiết lập thành ma trận \bar{M}_t gồm $(N_t N_r \times N^2)$ thành phần, với:

$$\bar{M}_t = \begin{bmatrix} \bar{B}_0^r \cdot \mathcal{D}(\bar{p}_0) \\ \bar{B}_1^r \cdot \mathcal{D}(\bar{p}_1) \\ \vdots \\ \bar{B}_{N_t-1}^r \cdot \mathcal{D}(\bar{p}_{N_t-1}) \end{bmatrix}, \quad \bar{p}_t^{sc} = \begin{bmatrix} \bar{p}_0^{sc} \\ \bar{p}_1^{sc} \\ \vdots \\ \bar{p}_{N_t-1}^{sc} \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Trong đó \bar{B}_i^r và \bar{p}_i lần lượt là \bar{B}^r và \bar{p}^r tương ứng với áp suất sóng tới thứ i , với $i \in [0, N_t-1]$.

Phương pháp Tikhonov có chi phí tính toán và yêu cầu bộ nhớ là $O(N_t N_r N^2)$, tuy nhiên yêu cầu bộ nhớ trở nên quá lớn ngay cả với bài toán có kích thước nhỏ. Vì vậy, để giảm khối lượng tính toán và tăng tốc độ tính toán cho phương pháp DBIM, các giải pháp phù hợp là rất cần thiết.

Quy trình được trình bày trong Giải thuật 2.1 của phương pháp DBIM.

Giải thuật 2.1. Phương pháp lặp vi phân Born - DBIM

Các vị trí của máy thu và máy phát được sắp xếp đều nhau khi thiết lập cấu hình đo

Thiết lập thông số đo có các vị trí máy thu và máy phát được bố trí cách đều nhau

Chọn các giá trị ban đầu: $\bar{O}_{(n)} = \bar{O}_{(0)}$ và $\bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}$ sử dụng (2.13)

For $n = 1$ to N_{sum} , **do**

-
1. Tính toán \bar{B} và \bar{C}
 2. Tính toán \bar{p} , \bar{p}^{sc} tương ứng với $\bar{O}_{(n)}$ sử dụng (2.6, 2.7)
 3. Tính toán $\Delta\bar{p}^{sc}$ sử dụng (2.9)
 4. Tính toán $\Delta\bar{O}_{(n)}$ sử dụng chuẩn tắc Tikhonov (2.11)
 5. Tính toán $\bar{O}_{(n+1)} = \bar{O}_{(n)} + \Delta\bar{O}_{(n)}$

End For

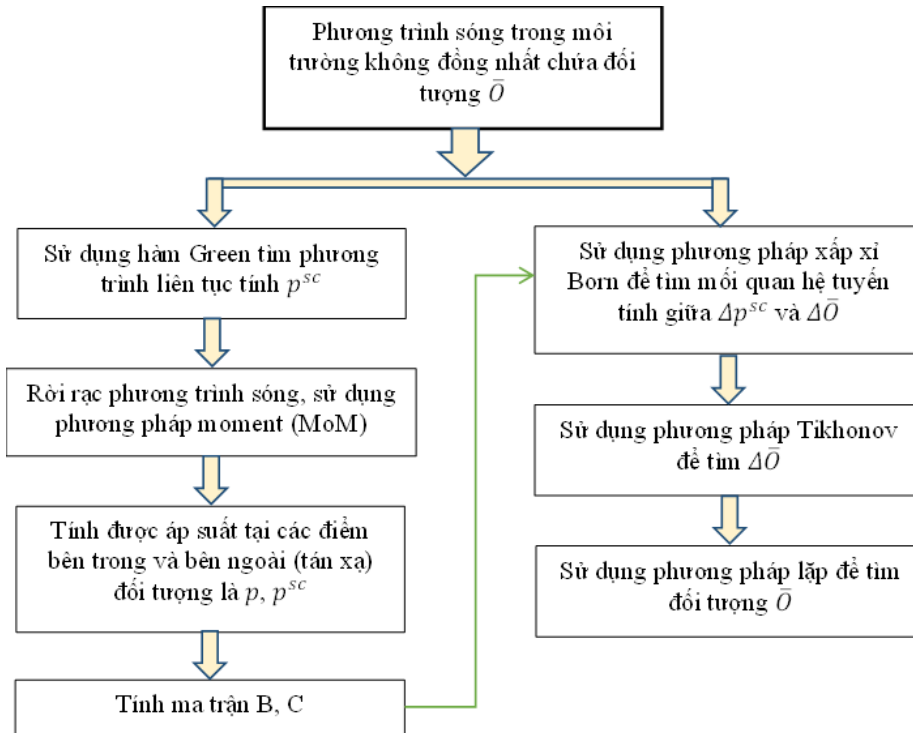
Trong đó N_{sum} là tổng số vòng lặp trong phương pháp lặp vi phân Born. Đối với N_{sum} : (a) Để đơn giản, ta có thể cố định giá trị N_{sum} , bằng cách này ta có thể tính toán được lỗi chuẩn hóa qua từng vòng lặp và quan sát tốc độ hội tụ của ảnh khôi phục được. Tuy nhiên, nếu chọn N_{sum} quá nhỏ thì ta không biết được hiệu suất khôi phục ảnh tốt nhất của giải thuật, và nếu chọn N_{sum} quá lớn thì có thể làm kéo dài thời gian tạo ảnh vì có thể hiệu suất khôi phục tốt nhất của giải thuật đã đạt được ở một vòng lặp trước đó, và các vòng lặp tiếp theo không làm cải thiện được đáng kể chất lượng tạo ảnh; (b) Ta có thể đặt một sai số ngưỡng thêm, khi giải thuật đạt đến sai số ngưỡng thêm đó thì sẽ kết thúc vòng lặp. Tuy nhiên, nếu ta chọn sai số ngưỡng thêm quá nhỏ thì có thể giải thuật sẽ tốn rất nhiều thời gian hoặc sẽ không thể đạt được đến sai số ngưỡng thêm đó để kết thúc vòng lặp.

Trong phương pháp siêu âm cắt lớp, ta xem xét đối tượng sử dụng các lát cắt 2D cần khôi phục nên ta sử dụng hàm Bessel trong hệ tọa độ trụ. Hàm Bessel trong hệ thống định vị trục cũng đã xuất hiện trong một số tài liệu cũ về ngành siêu âm cắt lớp [30]. Bởi vậy, tín hiệu sóng tới được sử dụng là chùm Bessel bậc 0:

$$p^{inc} = J_0(k_0|r - r_k|) = \sum_{m=0}^{\infty} \frac{(-1)^m}{m! \Gamma(m+1)} \left(\frac{k_0|r - r_k|}{2} \right)^{2m}, \quad (2.13)$$

Trong đó J_0 là hàm Bessel bậc 0, và $|r - r_k|$ là khoảng cách từ máy phát đến điểm ảnh thứ k trong vùng quan tâm và $\Gamma(\bullet)$ là hàm gamma.

Mô hình phương pháp lặp vi phân Born được trình bày tóm tắt như trong Hình 2.2.



Hình 2.2: Mô hình phương pháp lặp vi phân Born (DBIM).

KẾT LUẬN CHƯƠNG 2

Trong Chương 2 của bài luận văn đã nêu các nền tảng lý thuyết của phương pháp sử dụng siêu âm cắt lớp và tiếp theo đến là phương pháp đảo ngược vi phân Born – DBIM. Phương pháp chụp ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng DBIM là một kỹ thuật có triển vọng trong nhiều lĩnh vực khác nhau. Sử dụng kỹ thuật xạ ngược trong phương pháp DBIM sẽ cho phép xác định những u bé và kích cỡ của chúng. Phương pháp DBIM là một kỹ thuật thường được sử dụng nhằm tạo ra ảnh chính xác của những vật thể ở sâu trong môi trường tương phản hoặc không đồng đều giữa những bộ phận cơ thể, bề mặt đại dương và những phương tiện khác. Phương pháp tính toán kết hợp cả kỹ thuật đo đạc và cơ học nhằm tạo ra ảnh chi tiết của vật thể đó. DBIM cũng được dùng nhằm tạo ra ảnh siêu âm sinh học của các bộ phận và mô trong cơ thể con người.

Chương 3: GIẢI THUẬT LẤY MẪU NÉN GIẢ NGẪU NHIÊN TRONG MÔ HÌNH DBIM MỞ RỘNG

3.1. Cơ sở lý thuyết

Năm 2006, kỹ thuật nén mẫu (Compressed Sensing - CS) đã được đề xuất bởi các nhà khoa học Candes và Tao [12], cho phép phục hồi và thu mẫu nhanh với thời gian thu mẫu thấp hơn nhiều so với phương pháp thu mẫu tiêu chuẩn Nyquist và do đó cũng bảo đảm chính xác. Các phương pháp đo nằm trong hệ thống cũng có thể sử dụng tại công trình [26]. Các tác giả thiết lập các vị trí của máy thu ngẫu nhiên để thu thập thông tin trường tán xạ âm. Phương pháp này có nhiều cải tiến so với phương pháp truyền thống, chúng có thể làm giảm số lượng đầu dò và cải thiện chất lượng khôi phục sự thay đổi tốc độ truyền âm. Trong thực tế, kỹ thuật này khó để thiết lập và không tạo được nhiều hiệu quả trong thực tế. Trong bài nghiên cứu này, các tác giả đề xuất sử dụng ma trận đo giả ngẫu nhiên trong đó các phần tử của ma trận được chọn từ một chuỗi được tạo từ hệ thống logic giả ngẫu nhiên. Các phần tử của ma trận đo giả ngẫu nhiên được lựa chọn từ một chuỗi được tạo ra bởi hệ logic giả ngẫu nhiên. Các thử nghiệm đã phát hiện thấy rằng các phương pháp hiệu suất cao so sánh với phương pháp thông thường có hiệu suất cao hơn khá nhiều. Thêm vào đó, việc sử dụng ảnh siêu âm ngẫu nhiên sẽ khiến cho việc triển khai thiết bị dễ dàng hơn nữa. Trong trường hợp này, ta đề nghị một phương pháp để tăng khả năng phục hồi thiết bị bằng hình ảnh siêu âm điện tử là việc sử dụng phương pháp lấy mẫu ảnh siêu âm điện tử ngẫu nhiên trong các môi trường DBIM rộng và có tính đến tham số mật độ tế bào. Đây là một lợi ích lớn khi sử dụng phương pháp này so sánh với phương pháp DBIM thông thường vì sẽ đem tới hiệu suất cao hơn rất nhiều.

Kỹ thuật sử dụng lấy mẫu nén ngẫu nhiên

Kỹ thuật lấy mẫu nén [16] cho phép việc khôi phục chính xác tín hiệu $\bar{v} \in \mathbb{R}^n$ từ một số lượng nhỏ các phép đo thực hiện ngẫu nhiên $\bar{u} \in \mathbb{R}^m$, $m \ll n$. Các phép đo ngẫu nhiên \bar{u} được định nghĩa như sau:

$$\bar{u} = \bar{\Phi}\bar{v}, \quad (3.1)$$

Ma trận $\bar{\Phi}$ có kích thước $m \times n$, được gọi là cơ sở lấy mẫu (sampling basis) trong đó các cột của nó được xác định bởi các phần tử có giá trị bằng 1 ngẫu

nhiên tại một số vị trí và các phần tử còn lại có giá trị bằng 0. Cấu trúc này cho phép các phép đo được thực hiện theo cách ngẫu nhiên.

Ta thấy vấn đề cơ bản của kỹ thuật lấy mẫu nén là chúng ta giả định \bar{v} có biểu diễn thưa trong một cơ sở trực giao $\bar{\Psi}$, tức là

$$\bar{v} = \bar{\Psi}\bar{w}, \quad (3.2)$$

Trong đó, \bar{w} chỉ có $s < m \ll n$ hệ số khác không. Chú ý rằng, giới hạn dưới của m là s , mức độ thưa của tín hiệu u . Thông thường, số phép đo yêu cầu m cao hơn s . Tín hiệu \bar{w} được gọi là thưa. Lý thuyết lấy mẫu nén cho ta biết: tính chất này cho phép việc khôi phục được chính xác \bar{w} với một xác suất cao [15]. Đặc biệt, cơ sở lấy mẫu phải có thuộc tính không liên kết với cơ sở mô hình $\bar{\Psi}$ [13]. Thuộc tính này được đảm bảo bởi sự ngẫu nhiên của các thành phần khác không trong $\bar{\Phi}$. Do đó, bài toán có thể được viết lại như sau:

$$\bar{u} = \bar{\Phi}\bar{\Psi}\bar{w} = \bar{A}\bar{w}, \quad (3.3)$$

Trong đó \bar{A} là ma trận đủ hạng (full-rank matrix) có kích thước $m \times n$ (tức là m dòng của \bar{A} là độc lập tuyến tính). Bằng cách này, bài toán CS đi giải (3.3) để tìm \bar{w} , với ràng buộc là \bar{w} thưa. Một khi \bar{w} được xác định, ta có thể tính \bar{v} sử dụng công thức (3.2).

Với điều kiện \bar{A} thỏa mãn điều kiện RIP (Restricted Isometry Property) được đề xuất bởi Candes và cộng sự [15], bài toán CS có thể được giải quyết sử dụng phương pháp ℓ_0 -minimization:

$$\hat{w} = \arg \min_{w \in R^n} \|\bar{w}\|_{l_0} \text{ với } \bar{u} = \bar{A}\bar{w}, \quad (3.4)$$

trong đó, chuẩn l_0 được định nghĩa là $\|\bar{w}\|_{l_0} := \max_i |w_i|$

Ta cũng có thể tìm được \hat{w} trong (3.3) bằng việc sử dụng bài toán tối ưu l_1 (l_1 -minimization problem) [14]

$$\hat{w} = \arg \min_{w \in R^n} \|\bar{w}\|_{l_1} \text{ với } \bar{u} = \bar{A}\bar{w}, \quad (3.5)$$

trong đó, chuẩn l_1 được định nghĩa là $\|\bar{w}\|_{l_1} := \sum_{i=1}^n |w_i|$

Bài toán trên đã giả sử rằng dạng chính xác tín hiệu khôi phục đã được cho trước. Điều này rất ít gặp, bởi vì nhiễu sẽ làm ảnh hưởng đến các phép đo. Để khôi phục tín hiệu khi các phép đo chứa nhiễu, do đó ta có:

$$\bar{u} = \bar{A}\bar{w} + \bar{e}, \quad (3.6)$$

Trong đó, e đại diện cho nhiễu $\|\bar{e}\|_{l_2} \leq \varepsilon$ với ε là sai số ngưỡng thêm nào đó. Bài toán l_1 có nhiễu được biểu diễn như sau [14]:

$$\hat{w} = \arg \min_{w \in \mathbb{R}^n} \|\bar{w}\|_{l_1} \text{ với } \bar{u} = \|\bar{u} - \bar{A}\bar{w}\|_{l_2} \leq \varepsilon. \quad (3.7)$$

3.2. Kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên

Trong bài luận văn, ta sử dụng một cơ sở giả ngẫu nhiên được tạo ra bởi chuỗi giả ngẫu nhiên thay vì sử dụng cơ sở ngẫu nhiên thuần túy. So với phương pháp CS, phương pháp này mang lại lợi thế về việc thiết kế phần cứng sẽ đơn giản hơn, bởi vì hệ đo đề xuất có bản chất giả ngẫu nhiên. Trong thực tế, các nhà nghiên cứu tập trung vào việc thiết kế hệ đo có tính chất không hoàn toàn ngẫu nhiên hoặc hoàn toàn giả ngẫu nhiên để tạo thuận lợi cho việc thực thi thực tế. Trong công trình **Error! Reference source not found.**, các nhà nghiên cứu đã đề xuất các tiêu chí đơn giản để thiết kế các hệ đo sử dụng các kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên, đảm bảo khả năng khôi phục thành công tín hiệu thưa. Phương pháp lấy mẫu nén này kế thừa một số lợi thế của kỹ thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên, bao gồm thời gian khôi phục hiệu quả hơn, cấu trúc rõ ràng, khả năng lưu trữ hiệu quả và giới hạn khôi phục chặt chẽ hơn.

Trong kỹ thuật lấy mẫu nén truyền thống, ma trận đo $\bar{\Phi}$ là ngẫu nhiên. Tuy nhiên, ta có thể nhận thấy rằng phương pháp triển khai trên phần cứng của hệ giả ngẫu nhiên thường đơn giản hơn so với hệ ngẫu nhiên. Do đó trong bài nghiên cứu này, ma trận $\bar{\Phi}$ được xây dựng sử dụng phương pháp giả ngẫu nhiên. Ta xem xét một hệ giả ngẫu nhiên động có tính chất phi tuyến giả ngẫu nhiên để đạt được mục tiêu. Vì tính chất hoạt động của hệ rất nhạy cảm với điều kiện ban đầu, nên đầu ra của hệ có tính chất giả ngẫu nhiên tự nhiên. Điều này được trình bày trong nghiên cứu [18]. Kỹ thuật này đảm bảo độ chính xác trong việc phục hồi tương tự như kỹ thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên, như đã lưu ý trong [20]. Trong công trình này, ta xem xét bản đồ logistic (Logistic map) dựa trên cấu trúc động mà nó tạo ra một chuỗi giả ngẫu nhiên rất đơn giản có hoạt động tựa chuỗi Gauss [18], **Error! Reference source not found.** Để xây dựng $\bar{\Phi}$, ta sử dụng chuỗi logistic sau:

$$q(n+1) = \rho q(n)(1 - q(n)), \quad (3.8)$$

Sau đó, chuyển đổi chuỗi bằng biến đổi Logit để được chuỗi tựa Gauss như sau:

$$q_G(n) = \ln \left[\frac{q(n)}{1 - q(n)} \right]. \quad (3.9)$$

Khi tham số điều khiển $\rho = 4$, tính động được mô tả bởi (3.8) là giả ngẫu nhiên; điều này nghĩa là tính động của (3.8) rất nhạy với điều kiện ban đầu $q(0)$. Một sự thay đổi nhỏ của $q(0)$ sẽ gây ra sự thay đổi lớn $q(n)$ trong khoảng thời gian tương đối ngắn. Thông tin chi tiết về việc xây dựng $\bar{\Phi}$ từ $q_G(n)$ có thể tham khảo từ công trình [18]. Cuối cùng, ta khôi phục hình ảnh bằng việc dùng ác giải thuật xấp xỉ thừa

3.3. Phương pháp lập vi phân Born kết hợp với kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên

Giả sử chúng ta có $N_t \times N_r$ đầu dò, trong đó N_t là số máy phát và N_r là số máy thu (do đó, chúng ta có $N_t \times N_r$ phép đo). Chúng ta cần khôi phục hàm mục tiêu lý tưởng, nó được chia thành N điểm ảnh theo chiều dọc và chiều ngang, tức là N^2 biến.

Nếu $N_t \times N_r$ lớn hơn N^2 , số phương trình sẽ lớn hơn số biến. Đây là bài toán “over-determined problem” và gọi đây là trường hợp thu thập lượng thông tin tán xạ lớn. Ở cấu hình này, lượng thông tin tán xạ xung quanh đối tượng lớn, từ đây chúng ta có thể tính toán và khôi phục dễ dàng hàm mục tiêu lý tưởng. Tuy nhiên, trong tình huống này, việc sử dụng một lượng lớn máy phát và thu sẽ làm cho hệ thống đo trở nên phức tạp hơn đáng kể về mặt thiết lập cấu hình đo, cũng như tốn nhiều thời gian để xử lý thông tin và khôi phục ảnh. Vì vậy, cấu hình này ít được áp dụng trong thực tế.

Nếu $N_t \times N_r$ xấp xỉ hoặc bằng N^2 , tức là số phương trình bằng số biến, chúng ta có thể tính toán và khôi phục hàm mục tiêu dễ dàng, và gọi đây là trường hợp thu thập lượng thông tin tán xạ trung bình. Trong điều kiện thực tế, chúng ta cần phải khôi phục được hình ảnh chất lượng có cao, nghĩa là N^2 lớn. Do đó, trong tình huống này, chúng ta vẫn cần một lượng khá lớn đầu dò để có đủ phép đo nhằm khôi phục ảnh chính xác.

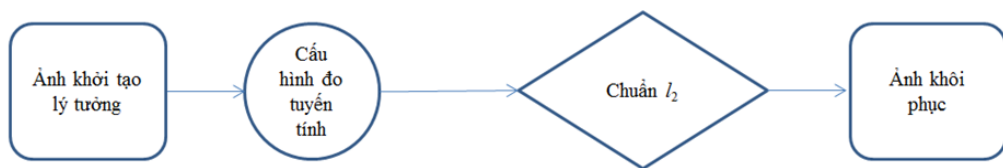
Nếu $N_t \times N_r$ nhỏ hơn N^2 , tức là số phương trình nhỏ hơn số biến, đây là bài toán “under-determined problem”. Về nguyên lý, khi số phương trình nhỏ hơn số biến, chúng ta không thể có được lời giải chính xác; chúng ta cần sử dụng các phương pháp xấp xỉ. Khi $N_t \times N_r$ nhỏ hơn nhiều so với N^2 , gọi đây là trường hợp thu thập lượng thông tin ít. Ta gọi tỷ số giữa $N_t \times N_r$ và N^2 là tỷ số nén r trong đó:

$$r = \frac{N_t N_r}{N^2}. \quad (3.10)$$

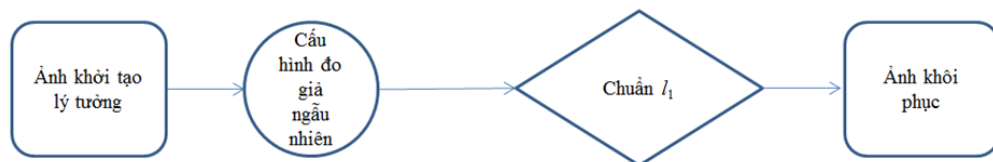
Rõ ràng là trong bài toán thu thập lượng thông tin tán xạ nhỏ, chúng ta có $r < 1$. Khi r nhỏ, hệ đo sẽ đơn giản và những dữ liệu khi thu thập được sẽ có kích thước nhỏ; do đó, việc thiết lập hệ thống và tính toán sẽ ít phức tạp. Vì vậy, ta tập trung nghiên cứu trường hợp giá trị r nhỏ nhất mà vẫn đảm bảo chất lượng khôi phục ảnh có thể chấp nhận được.

Trong luận văn này đã đề xuất sử dụng một cấu hình đo mới, trong đó các máy thu được sắp xếp theo các vị trí để thiết lập theo kiểu lấy mẫu thiếu giả ngẫu nhiên và số lượng máy thu nhỏ hơn so với cấu hình đo truyền thống. Điều này cho phép giảm số lần đo và độ phức tạp tính toán. Tuy nhiên, cấu hình đo mới vẫn phải đảm bảo chất lượng hình ảnh khôi phục tương đương so với chất lượng hình ảnh đo truyền thống. Lưu ý rằng, các máy phát vẫn được bố trí ở các vị trí có khoảng cách đều nhau giống như trong cấu hình đo truyền thống.

Hình 3.1 thể hiện quy trình thực hiện của phương pháp truyền thống, trong đó hàm mục tiêu lý tưởng là đầu vào và hàm mục tiêu khôi phục là đầu ra. Phương pháp này sử dụng thông số đo với các vị trí máy thu và máy phát được bố trí đều, và áp dụng chuẩn tắc Tikhonov để khôi phục hàm mục tiêu lý tưởng. So sánh với phương pháp lặp Born, phương pháp Green có tốc độ hội tụ nhanh hơn, vì nó được cập nhật trong từng vòng lặp. Tuy nhiên, phương pháp này bị ảnh hưởng nhiều bởi nhiễu.



Hình 3.1: Quy trình thực thi của phương pháp DBIM truyền thống



Hình 3.2: Quy trình thực thi của phương pháp CCS-DBIM đề xuất

Hình 3.2 mô tả quá trình thi hành của phương pháp thiết kế, theo đó áp dụng cấu hình đo đặc với những vị trí máy phát sóng phải phân bố đồng đều và những vị trí máy thu phải phân bố theo mô hình DCS (Deterministic

Compressed Sensing). Sau đó, sử dụng phương pháp tương đối cao hơn l1 optimization hay greedy algorithms nhằm phục hồi hàm mục tiêu lý tưởng. Phương pháp đề xuất có độ tập trung cao và dễ chịu tác động từ nhiễu, tuy nhiên thời gian tạo ảnh kéo dài. Việc khôi phục chính xác tín hiệu của kỹ thuật CS được đảm bảo nếu miền thưa không liên quan đến miền lấy mẫu [12]. Trong đó các tác giả đã so sánh tính hiệu quả của các phương pháp khôi phục tín hiệu thưa, cụ thể là l_1 -LSP, MOSEK, PDCO-CHOL, PDCO-LSQR, l_1 -MAGIC, HOMOTOPY, và MOSEK. Các kết quả đã chỉ ra rằng, phương pháp l_1 -LSP thực hiện tốt hơn các phương pháp khác bởi việc khôi phục nhanh và độ phức tạp tính toán thấp. Hơn nữa, phương pháp này cũng hoạt động hiệu quả trong bài toán “large dense problems”. Dựa vào kết quả tính toán trên, phương pháp DBIM sẽ được ứng dụng không chỉ để phát hiện các đối tượng nhỏ (như ung thư vú), mà còn được áp dụng vào các bài toán khác có quy mô lớn hơn. Do đó, trong luận văn này đã sử dụng phương pháp bình phương nhỏ nhất dựa chuẩn tắc l_1 (l_1 -LSP) **Error! Reference source not found.** để khôi phục hàm mục tiêu lý tưởng.

Phương pháp l_1 -LSP giải quyết các vấn đề bình phương nhỏ nhất dựa vào chuẩn tắc l_1 sử dụng phương pháp “truncated Newton interior-point method” và được biểu diễn như sau:

$$\min \|\bar{A}\bar{w} - \bar{u}\|^2 + \zeta \|\bar{w}\|_1, \quad (3.11)$$

trong đó \bar{A} là ma trận dữ liệu ở dạng dày đặc hoặc thưa có n cột và m dòng; \bar{w} là vectơ có chiều dài n ; \bar{u} là vectơ có chiều dài m . Trong phương pháp DCS-DBIM, \bar{A} , \bar{w} , \bar{u} tương ứng là \bar{M}_t , $\Delta\bar{O}$, $\Delta\bar{p}^{sc}_t$. Chú ý rằng, kích thước của \bar{M}_t phụ thuộc vào số máy phát (N_t), số máy thu (N_r) và số biến (N^2). Do đó, nó sẽ thay đổi trong các kịch bản khác nhau. Trong phương pháp DCS-DBIM, chuẩn tắc l_1 được biểu diễn như sau:

$$\Delta\bar{O} = \arg \min_{\Delta\bar{O}} \|\Delta\bar{p}^{sc}_t - \bar{M}_t \Delta\bar{O}\|_2^2 + \zeta \|\Delta\bar{O}\|_1, \quad (3.12)$$

trong đó ζ là tham số chuẩn tắc trong bài toán l_1 . Việc lựa chọn tham số chuẩn tắc ζ rất quan trọng. Nó có ảnh hưởng lớn đến chất lượng khôi phục ảnh. Khi ζ lớn, thì ảnh khôi phục được trở nên thô. Và khi ζ nhỏ, thì độ phức tạp tính toán sẽ cao. Chú ý rằng, ma trận giải ngược \bar{M}_t bị thay đổi ở mỗi vòng lặp. Trong thực tế, ở phương pháp DBIM, hàm Green được cập nhật ở mỗi vòng

lặp; do đó, các ma trận \bar{B} và \bar{C} cũng bị thay đổi, làm cho \bar{M}_t cũng bị thay đổi ở mỗi vòng lặp. Trong phương pháp đề xuất này, tham số chuẩn tắc ζ cũng thay đổi ở mỗi vòng lặp. Nó được lựa chọn như là một hàm của sai số thuận (forward error). Trong quá trình tính toán, thương số Rayleigh được lặp một cách đệ quy; ta có thể ước tính giá trị σ_0 (giá trị kỳ dị đầu tiên của ma trận giải ngược \bar{M}_t); sau đó, ζ được lựa chọn như trong công trình trên. Trong kịch bản mô phỏng này, giá trị ζ ở vòng lặp đầu tiên được tính toán là 10^{-15} .

Quy trình của phương pháp DCS-DBIM được trình bày trong Giải thuật 3.1.

Giải thuật 3.1. Phương pháp DBIM kết hợp kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên (DCS-DBIM)

Thiết lập cấu hình máy phát cần đo ở các vị trí khác nhau, bố trí cách đều nhau và các vị trí máy thu được bố trí kiểu DCS

Chọn các giá trị khởi tạo: $\bar{O}_{(n)} = \bar{O}_{(0)}$ và $\bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}$ sử dụng (2.13)

For $n = 1$ to N_{sum} , **do**

1. Tính toán \bar{B} và \bar{C}

2. Tính toán \bar{p} , \bar{p}^{sc} tương ứng với $\bar{O}_{(n)}$ sử dụng (2.6, 2.7)

3. Tính toán $\Delta\bar{p}^{sc}$ sử dụng (2.9)

4. Tính toán $\Delta\bar{O}_{(n)}$ sử dụng chuẩn tắc l_1 -LSP (3.12)

5. Tính toán $\bar{O}_{(n+1)} = \bar{O}_{(n)} + \Delta\bar{O}_{(n)}$

End For

3.4. Mô phỏng dạng số

Thông số tần số sóng tham khảo được đưa vào, $f = 1\text{MHz}$, dựa trên kết quả thử nghiệm trước đó [27]. Chúng ta phải biết rằng phương pháp DCS-DBIM có thời gian hội tụ tùy thuộc vào khoảng sai số khôi phục trước. Nếu sai số lớn thì thời gian khôi phục sẽ ngắn lại, tuy nhiên cũng sẽ gây cản trở việc khôi phục sau nếu sai số giảm. Dù sao, qua một vài lần khôi phục thì sự cố hệ thống sẽ lên trên điểm giới hạn. Nếu để giá trị tại mức trên giảm đi, thì độ biến dạng cần thiết của hình ảnh phục hồi trong thuật toán 11 sẽ giảm. Điều này sẽ khiến các quy trình xử lý khó khăn thêm và tăng tốc độ tái tạo hình ảnh.

Tốc độ truyền sóng siêu âm thực tế trong mô tuyến vú nữ dao động từ 1350 m/s đến 1600 m/s (khoảng 1484 m/s trong môi trường nền) [19], điều này

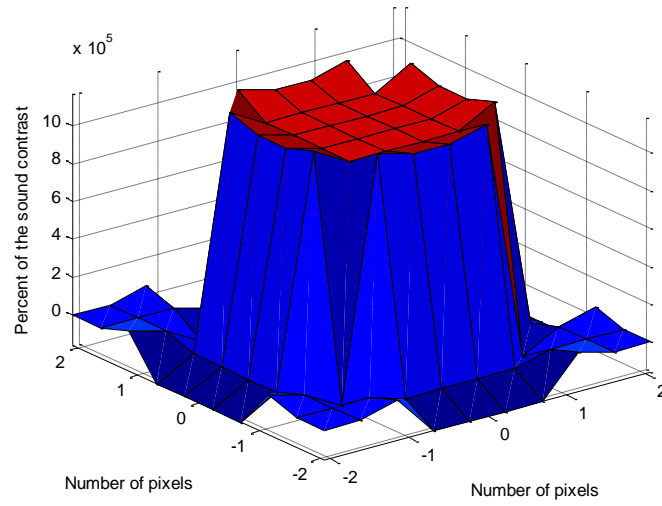
có nghĩa là sự khác biệt trong vận tốc truyền âm trong mô tuyến vú nữ nằm trong khoảng từ 0% đến 15,6%. Do đó, trong luận văn này đã chọn 5% sự khác biệt về tốc độ truyền âm là hợp lý.

Hạn chế chủ yếu của phương pháp DBIM là vấn đề phân kỳ sẽ xảy ra khi độ lệch pha $\Delta\varphi > \pi$, trong đó $\Delta\varphi = 2\omega \left(\frac{1}{c} - \frac{1}{c_0}\right) R$ **Error! Reference source not found..** Do đó, tần số sóng tới phải thỏa mãn $f < \frac{c_0}{2d \times \% \Delta c}$.

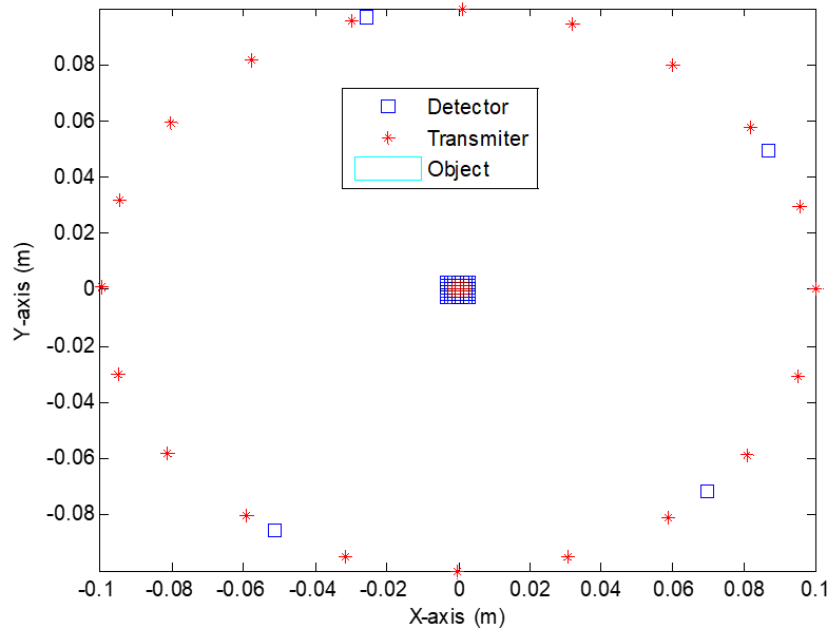
Tần số $f = 0.64$ MHz; Tổng số vòng lặp $N_{sum} = 5$; $N = 10$ (tức là, số biến bằng $N^2 = 10 \times 10 = 100$); Đường kính của đối tượng = 7.3 mm; Sự thay đổi tốc độ truyền âm 7%; Tỷ số tín hiệu trên nhiễu SNR = 20 dB; Khoảng cách từ máy phát và máy thu tới tâm của vật thể là 100 mm. Máy tính cá nhân được sử dụng để cài đặt chương trình mô phỏng số được sử dụng là Matlab có bộ vi xử lý Intel Core i5 và 4 GB RAM.

Hình 3.3 thể hiện hàm mục tiêu lý tưởng có số điểm ảnh theo mỗi trục là $N=10$. Đây chính là ảnh khởi tạo lý tưởng ta cần đưa vào phương pháp DBIM hoặc CCS-DBIM để tính toán và khôi phục. Kết quả ảnh khôi phục càng sát với ảnh khởi tạo lý tưởng thì chất lượng tạo ảnh càng tốt.

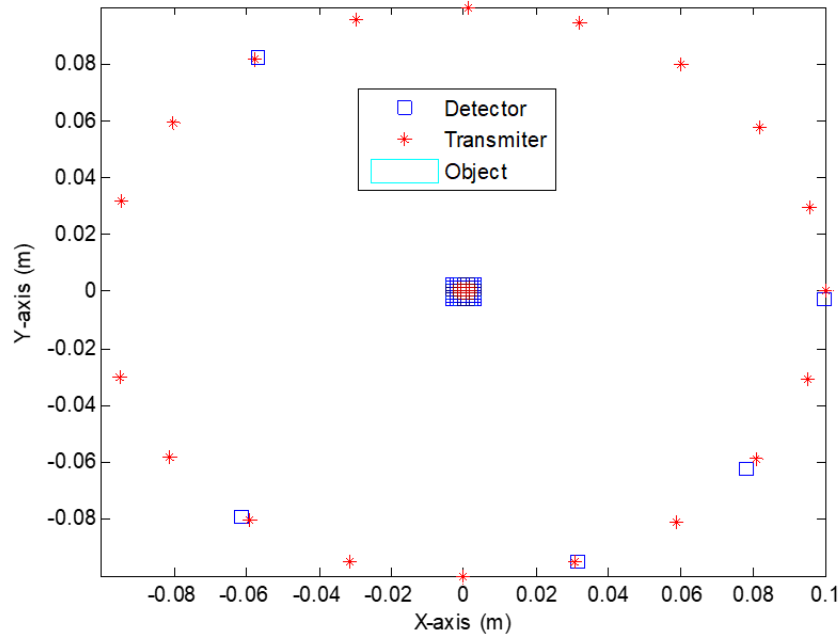
Hình 3.4 biểu thị cấu hình đo của phương pháp DBIM truyền thống với số phép đo là $N_m=100$ (số máy phát là 20 được biểu thị bởi biểu tượng hình sao màu đỏ, số máy thu là 5 được biểu thị bởi hình chữ nhật màu xanh lam). Vị trí của máy phát và máy thu được bố trí cách đều trên hệ đo. Tương tự như vậy, Hình 3.5 thể hiện cấu hình đo của phương pháp CCS-DBIM đề xuất cũng với cùng số phép đo, tuy nhiên chỉ khác ở chỗ vị trí của các máy thu được bố trí giả ngẫu nhiên trên hệ đo. Điều này được thực hiện để đảm bảo có thể khôi phục được với giải thuật khôi phục tín hiệu thưa và ngẫu nhiên l_1 .



Hình 3.3: Hàm mục tiêu lý tưởng ($N=10$)



Hình 3.4: Cấu hình đo của phương pháp DBIM truyền thống ($N_m=100$)



Hình 3.5: Cấu hình đo của phương pháp CCS-DBIM đề xuất ($N_m=100$)

Bảng 3.1 thể hiện kết quả khảo sát thời gian tạo ảnh và các lỗi chuẩn hóa vào số phép đo ($N_m = N_t \times N_r$) và tỷ số nén r . Số phép đo thay đổi từ 50 đến 100 tương ứng với tỷ số nén thay đổi từ 0.5 đến 1. Ta nhận thấy rằng, khi số phép đo càng lớn thì lỗi chuẩn hóa càng nhỏ, điều này là hợp lý vì dữ liệu tán xạ thu thập được càng nhiều thì việc khôi phục càng chính xác hơn. Tuy nhiên, ở mỗi tỷ số nén xác định, phương pháp đề xuất CCS-DBIM luôn cho kết quả lỗi chuẩn hóa nhỏ hơn trong mỗi vòng lặp, đặc biệt phương pháp CCS-DBIM có thể ước tính khá tốt đối tượng ngay trong vòng lặp đầu tiên, như được thể hiện ở Bảng 3.1 và các Hình 3.7, 3.9 và 3.11.

Chất lượng ảnh tái tạo được đánh giá qua công thức để đánh giá chất lượng ảnh khôi phục và giả lập được xác định như sau: Sai số thặng dư tương đối (RRE) được sử dụng để đánh giá hiệu suất khôi phục và được tính toán bởi công thức sau:

$$RRE = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \frac{|G_{ij} - \hat{G}_{ij}|}{G_{ij}}$$

Trong đó G_{ij} , \hat{G}_{ij} lần lượt là giá trị độ lớn của điểm ảnh ở hàng thứ i , cột thứ j của ma trận dữ liệu ảnh gốc (ảnh khởi tạo) và ảnh khôi phục được.

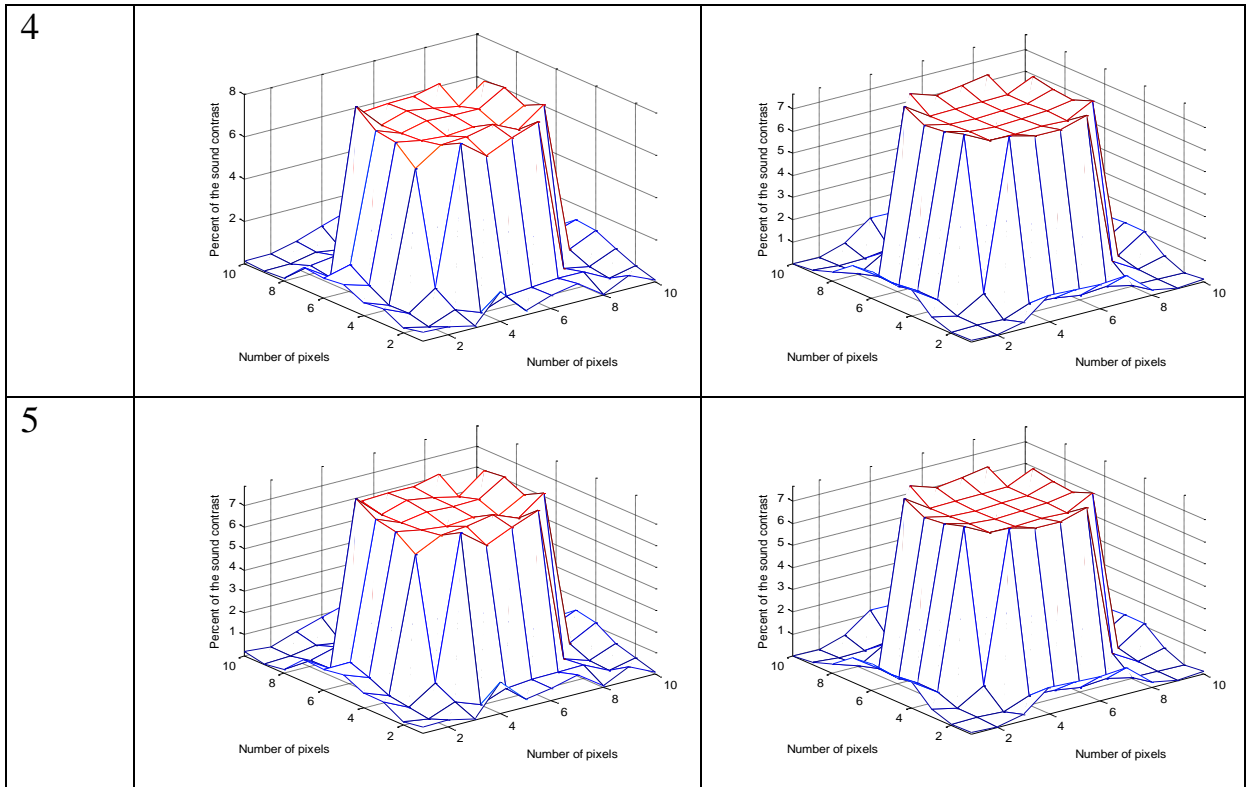
Số phép đo	Tỷ số nén	Phương pháp	Lỗi chuẩn hóa			Thời gian tạo ảnh (giây)
$N_m=20 \times 5=100$	$r = 1$	DBIM	0.7440 0.3093	0.3982 0.3024	0.3276	2.266082
		CCS-DBIM	0.2600 0.2517	0.2517 0.2517	0.2517	3.841126
$N_m=18 \times 5=90$	$r = 0.9$	DBIM	0.7560 0.4507	0.4867 0.4484	0.4555	2.163989
		CCS-DBIM	0.2706 0.2597	0.2597 0.2597	0.2597	3.693859
$N_m=16 \times 5=80$	$r = 0.8$	DBIM	0.8125 0.4975	0.5704 0.4572	0.5008	1.987775
		CCS-DBIM	0.3023 0.2979	0.2979 0.2979	0.2979	3.367867
$N_m=14 \times 5=70$	$r = 0.7$	DBIM	0.8201 0.5086	0.5744 0.5096	0.5118	1.863888
		CCS-DBIM	0.3718 0.3700	0.3700 0.3700	0.3700	3.365108
$N_m=12 \times 5=60$	$r = 0.6$	DBIM	0.9643 0.7581	0.7827 0.7578	0.7603	1.783053
		CCS-DBIM	0.4930 0.4917	0.4917 0.4917	0.4917	2.809301
$N_m=10 \times 5=50$	$r = 0.5$	DBIM	1.2111 0.8865	0.9398 0.8828	0.8967	1.702963
		CCS-DBIM	0.5312 0.5281	0.5281 0.5281	0.5281	2.675015

Bảng 3.1: Kết quả khảo sát lỗi chuẩn hóa và thời gian tạo ảnh vào số phép đo và tỷ số nén (số phép đo $N_m = N_t \times N_r$)

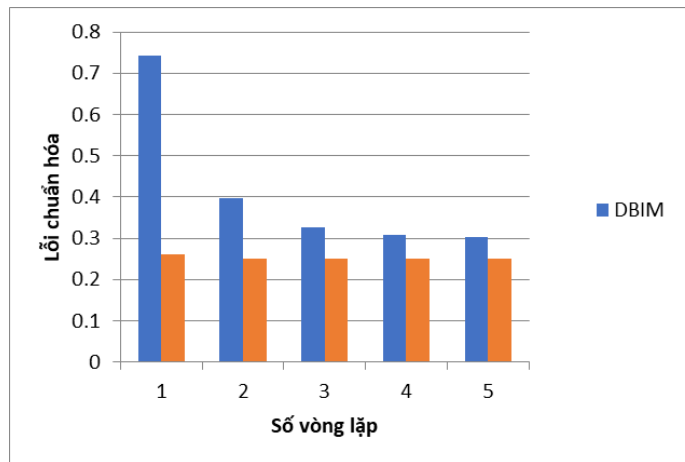
Ta có hình ảnh được khôi phục bằng phương pháp DBIM và CCS - DBIM trong trường hợp tỷ số nén $r=1$, $r=0.8$ và $r=0.5$ được thể hiện lần lượt ở Hình 3.6, 3.8 và 3.10, ta thấy rằng, khi tỷ số nén lớn ($r=1$) tức là số phép đo bằng số biến, kết quả khôi phục ở vòng lặp đầu tiên với phương pháp DBIM cũng khá tốt. Tuy nhiên, khi số phép đo giảm đi nhiều, tức là khi tỷ số nén nhỏ ($r=0.5$), kết quả khôi phục ở vòng lặp đầu tiên với phương pháp DBIM khá kém. Trong đó, với phương pháp CCS-DBIM ở vòng lặp đầu tiên cũng như trong tất cả các vòng lặp khác, kết quả khôi phục luôn tốt hơn đáng kể so với phương pháp DBIM đặc biệt là ngay tại vòng lặp đầu tiên. Bên cạnh đó, việc

xử lý nhiễu của phương pháp CCS-DBIM được thực hiện khá tốt, ta thấy rằng, nhiễu nền ở phương pháp CCS-DBIM giảm đáng kể so với phương pháp DBIM trong các vòng lặp ở cùng một tỷ số nén, và ở các tỷ số nén khác nhau ta cũng quan sát được sự giảm mạnh của nhiễu nền.

Vòng lặp	DBIM ($r = 1$)	CCS-DBIM ($r = 1$)
1		
2		
3		

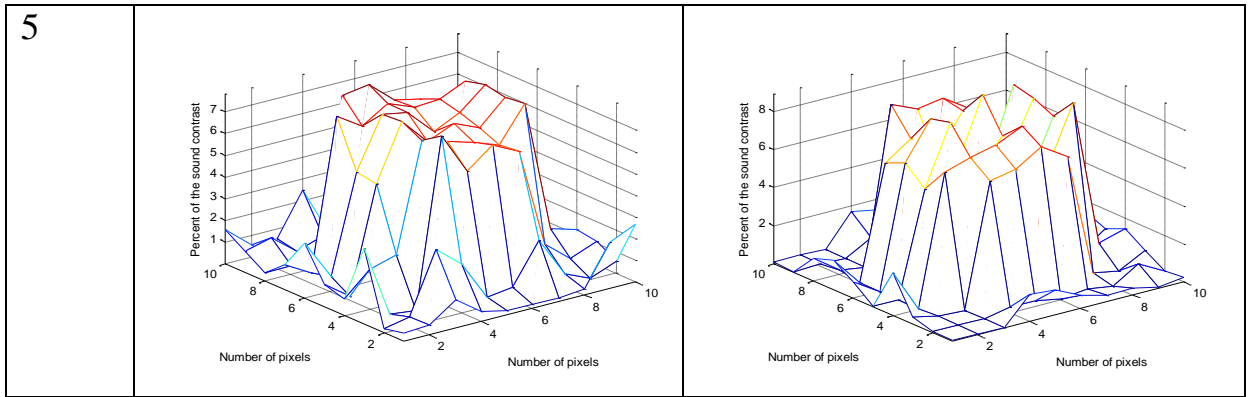


Hình 3.6: Kết quả ảnh khôi phục của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp $r = 1$.

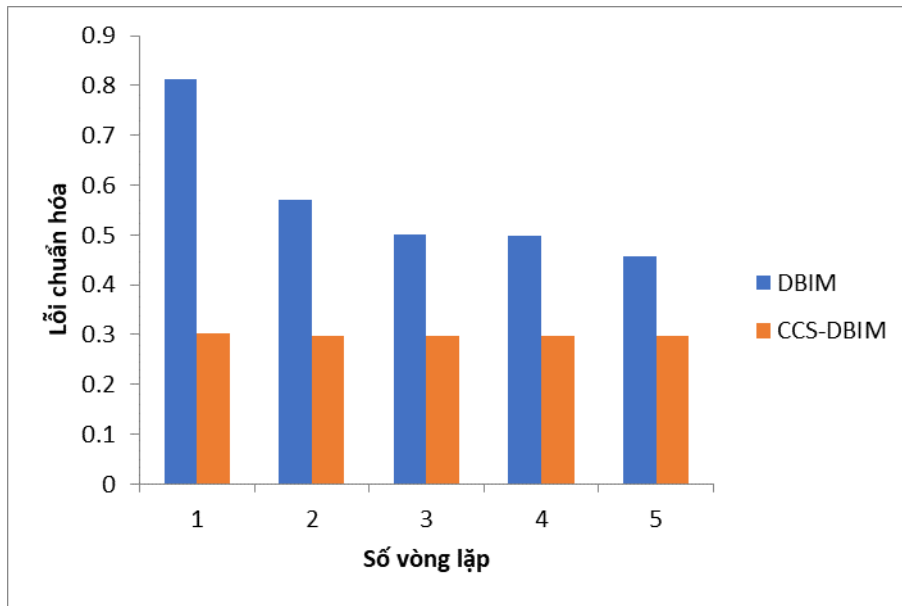


Hình 3.7: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với số vòng lặp của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp $r = 1$.

Vòng lặp	DBIM ($r = 0.8$)	CCS-DBIM ($r = 0.8$)
1		
2		
3		
4		

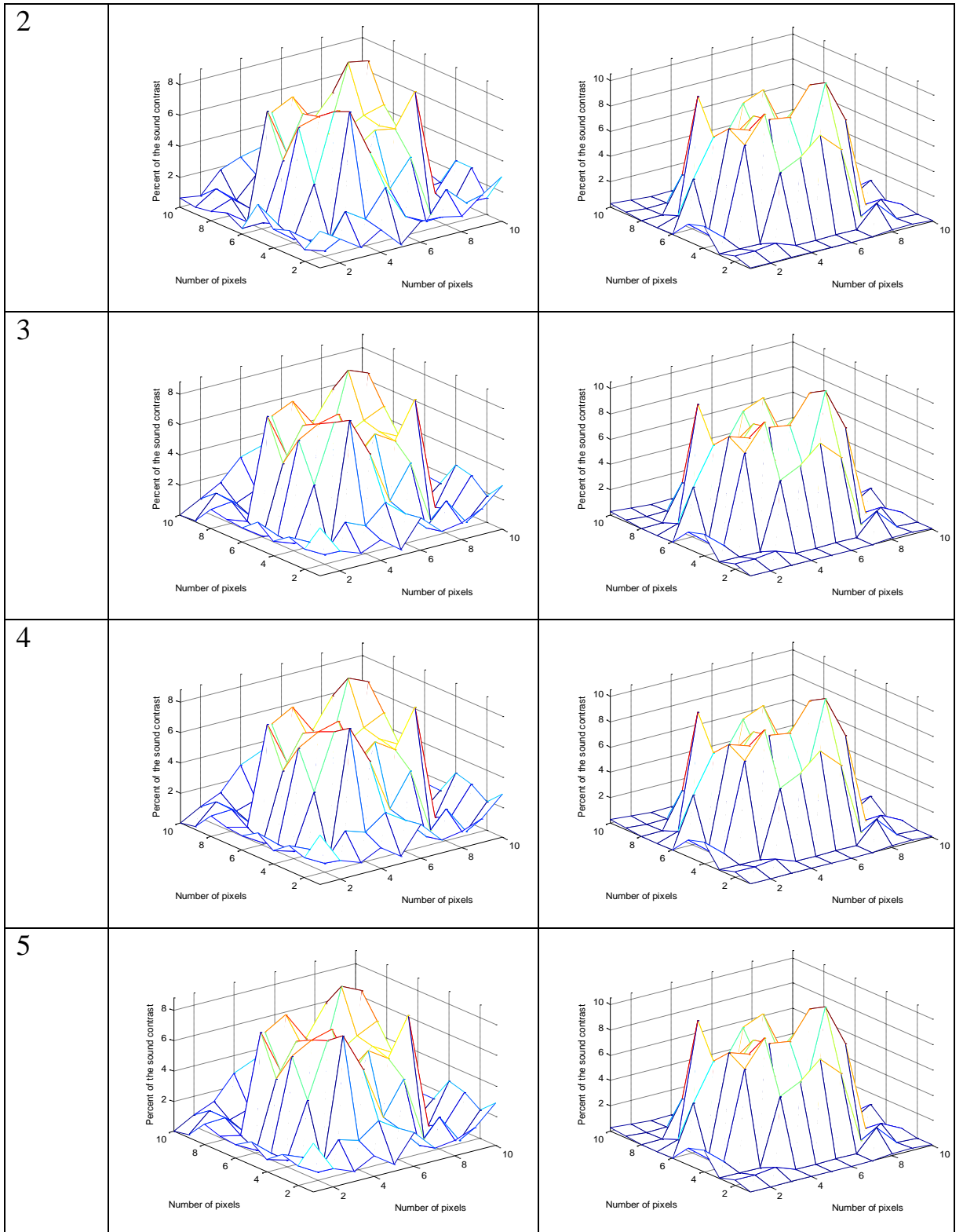


Hình 3.8: Kết quả ảnh khôi phục của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp $r = 0.8$.

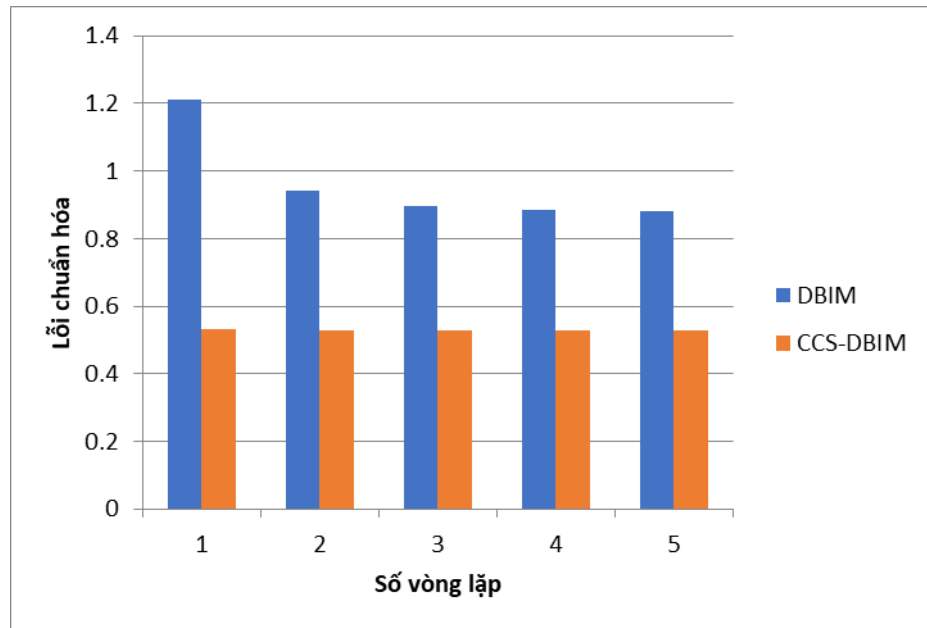


Hình 3.9: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với số vòng lặp của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp $r = 0.8$.

Vòng lặp	DBIM ($r = 0.5$)	CCS-DBIM ($r = 0.5$)
1		

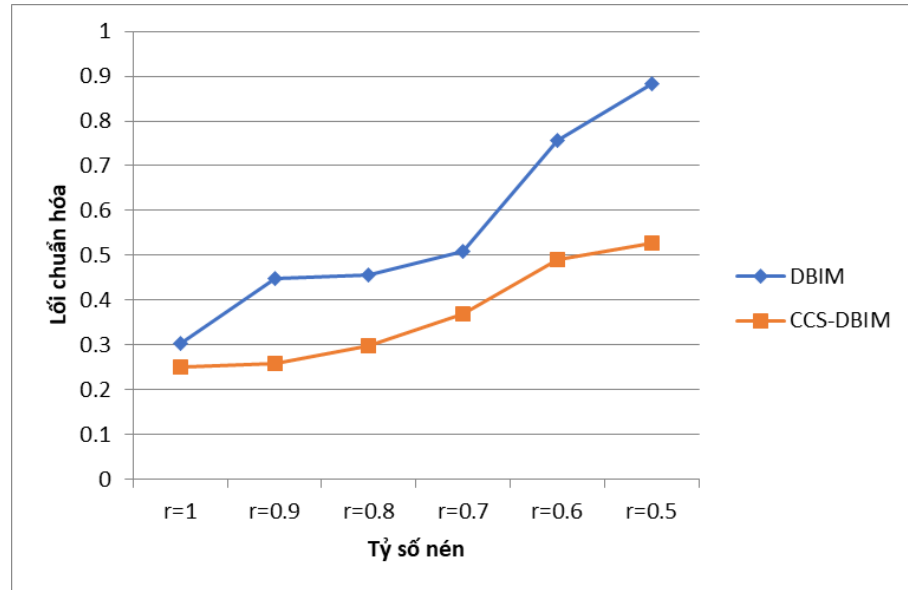


Hình 3.10: Kết quả ảnh khôi phục của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp $r = 0.5$.



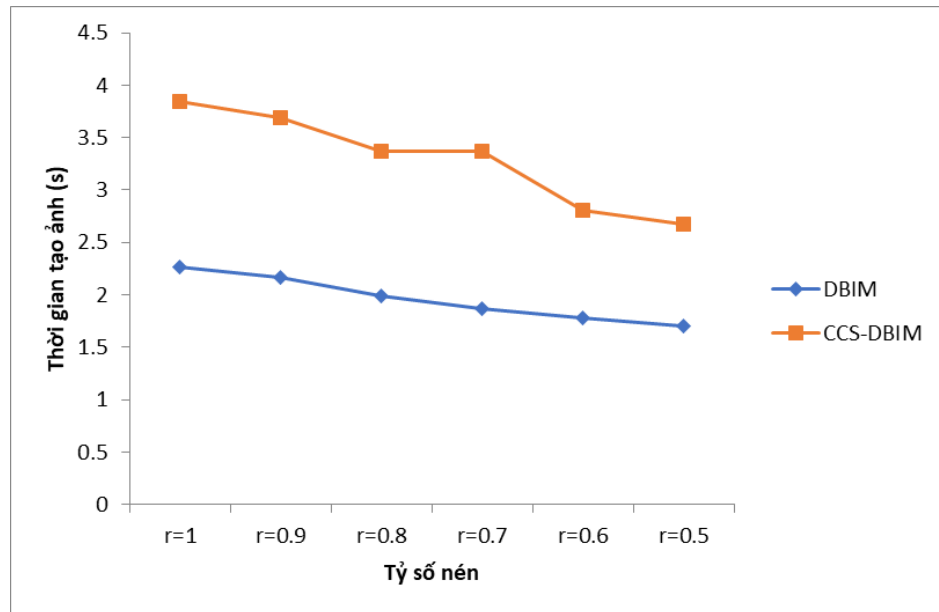
Hình 3.11: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với số vòng lặp của phương pháp DBIM và CCS-DBIM trong trường hợp $r = 0.5$.

Hình 3.12 biểu thị kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với các tỷ số nén khác nhau của phương pháp DBIM và CCS-DBIM. Ta thấy rằng, khi tỷ số nén giảm thì lỗi chuẩn hóa có xu hướng tăng, điều này là hoàn toàn bình thường, do tỷ số nén giảm tương ứng với số phép đo giảm, nên dữ liệu thu thập được sẽ giảm và kéo theo việc khôi phục ảnh sẽ bị giảm chất lượng. Tuy nhiên, ta thấy rằng, ở các tỷ số nén càng nhỏ, đặc biệt là ở tỷ số nén là 0.5, thì khoảng thay đổi lỗi ở 2 phương pháp càng có sự khác biệt lớn, cụ thể phương pháp DBIM và CCS-DBIM có lỗi chuẩn hóa sau 5 vòng lặp là 0.8828 và 0.5281, tức là kết quả lỗi của phương thức chuẩn hóa cho phương pháp đề xuất giảm 40% khi số phép đo bằng một nửa số biến. Còn với trường hợp tỷ số nén bằng 1, lỗi chuẩn hóa của phương pháp DBIM và CCS-DBIM sau 5 vòng lặp là 0.3024 và 0.2517, tức là lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất giảm 16.7% khi số phép đo bằng số biến. Điều này có ý nghĩa trong thực tế, vì khi ta cần tạo ảnh đối tượng với độ phân giải cao, tức là số biến lớn, trong khi đó, cấu hình phần cứng của chúng ta có giới hạn, nên việc khôi phục đối tượng ở những tỷ số nén nhỏ càng cho kết quả chính xác càng tốt.



Hình 3.12: Kết quả lỗi chuẩn hóa tương ứng với các tỷ số nén khác nhau của phương pháp DBIM và CCS-DBIM.

Hình 3.13 thể hiện kết quả thời gian tạo ảnh tương ứng với các tỷ số nén khác nhau của phương pháp DBIM và CCS-DBIM. Ta thấy rằng, khi tỷ số nén càng nhỏ thì thời gian tạo ảnh càng nhỏ, điều này có thể được giải thích là, khi tỷ số nén nhỏ, tức là số phép đo ít, thì lượng thông tin cần xử lý và tính toán sẽ ít theo, do đó, thời gian để tạo ảnh sẽ ít đi. Ta nhận thấy rằng, nhược điểm của phương pháp CCS-DBIM đó là, thời gian tạo ảnh lớn hơn đáng kể so với phương pháp DBIM truyền thống. Tuy nhiên, ở Bảng 3.1 và các Hình từ 3.6 đến 3.11, ta thấy rằng, phương pháp CCS-DBIM khôi phục rất tốt đối tượng ngay từ vòng lặp đầu tiên, và lỗi chuẩn hóa giảm sau một vài vòng lặp đầu tiên, và sau đó nó nhanh chóng đạt đến một ngưỡng thêm và không giảm nữa. Điều đó có nghĩa là, trong thực tế tạo ảnh, với phương pháp CCS-DBIM ta chỉ cần khôi phục ảnh ở một vài vòng lặp đầu tiên (tức là không phải tạo ảnh ở cả 5 vòng lặp như với phương pháp DBIM), nếu vậy thì thời gian tạo ảnh sẽ có thể tương đương với phương pháp DBIM. Hơn nữa, với công nghệ tính toán song song hiện nay, thì lượng dữ liệu lớn và thời gian tính toán sẽ không còn là vấn đề lớn nữa.



Hình 3.13: Kết quả thời gian tạo ảnh tương ứng với các tỷ số nén khác nhau của phương pháp DBIM và CCS-DBIM.

KẾT LUẬN CHƯƠNG 3

Trong Chương 3, bài luận văn đã giới thiệu đến cơ sở lý luận về kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên trong mô hình DBIM mở và kể đến là cơ sở lý thuyết của kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên và kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên. Sau nữa, bài luận văn lại nói đến cơ sở của kỹ thuật quay vi phân Born cộng với kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên. Phương pháp CCS-DBIM được đề xuất với những đặc điểm dễ thực hiện và hiệu quả hơn so với những phương pháp trước đây. Để chứng minh tính hiệu quả của phương pháp này, nhiều kịch bản giả thiết mô phỏng đã được thực hiện. Kết quả cho thấy, sự khác biệt rõ ràng về chất lượng tạo ảnh đã được thể hiện ở các tỷ lệ nén thấp 0,5. Sau 5 vòng lặp, phương pháp CCS-DBIM đã giảm lỗi chuẩn hóa đến 40% so với phương pháp DBIM, và chỉ với một nửa số biến đo. Tuy nhiên, một trong những nhược điểm của phương pháp CCS-DBIM là thời gian tạo ảnh lớn hơn đáng kể so với phương pháp DBIM. Tuy vậy, với sự phát triển của công nghệ tính toán song song hiện nay, vấn đề về lượng dữ liệu lớn và thời gian tính toán có thể được giải quyết.

KẾT LUẬN

Phương pháp chụp hình ảnh siêu âm cũng là một phương pháp tiềm năng có thể được sử dụng cho nhiều lĩnh vực khác nhau. Việc sử dụng kỹ thuật xạ ngược của phương pháp siêu âm cũng có thể cho phép con người quan sát thấy những vật thể bé hơn kích cỡ của bước sóng. Tuy vậy, việc sử dụng phương pháp xạ ngược yêu cầu tính toán cao và là một trở ngại đáng kể cho việc sản xuất trang thiết bị sử dụng phương pháp siêu âm. Trong bài luận án tôi đã sử dụng phương pháp lấy mẫu ảnh giả như thật nhằm phát triển phương pháp DBIM (CCS-DBIM). Phương pháp này sử dụng phương pháp đo đặc giả ngẫu nhiên kết hợp với phương pháp khôi phục dữ liệu không khả nén. Tôi đã thành công trong việc sử dụng phương pháp CCS nhằm xây dựng tham số và cấu hình đo đặc cho phương pháp DBIM, như tham số mật độ dữ liệu, rồi sau đó sử dụng phương pháp khôi phục thưa l1 nhằm tăng cường khả năng khôi phục hình ảnh. Phương pháp này dễ thực hiện hơn so với các phương pháp trước đây. Việc tiến hành các kịch bản giả thiết mô phỏng để chứng minh tính hiệu quả của phương pháp CCS-DBIM được đề xuất. Về chất lượng tạo ảnh, ở các tỷ lệ nén thấp 0,5, sự khác biệt lớn về chất lượng tạo ảnh được thể hiện rõ ràng. Sau 5 vòng lặp, lỗi chuẩn hóa của hai phương pháp DBIM và CCS-DBIM lần lượt là 0,8828 và 0,5281. Điều đó đã cho ta biết được phương pháp được đề xuất đã giảm 40% lỗi chuẩn hóa khi số phép đo chỉ bằng một nửa số biến. Nhược điểm của phương pháp đề xuất CCS-DBIM là thời gian tạo ảnh lớn hơn đáng kể so với phương pháp DBIM. Tuy nhiên, với công nghệ tính toán song song hiện nay, thì lượng dữ liệu lớn và thời gian tính toán sẽ không còn là vấn đề lớn nữa.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] F.Schueler, Lee, G.Dade, “Fundamentals of digital ultrasonic processing,” IEEE Transactions on Sonic and Ultrasonic, vol.31,no.4, pp.195–217, July 1984.
- [2] V.Murmis, J.Gisvold, T.Kinter, and J.Greenleaf, “Texture analysis of ultrasound B-scans to aid diagnosis of cancerous lesions in the breast,” in Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, 1988, pp. 839–842.
- [3] V.Dutt and J.Greenleaf, “Ultrasound echo envelope analysis using a homodyned K distribution signal model,” Ultrasonic Imaging, vol.16, no.4, pp.265–287, October 1994.
- [4] A.Mojsilovic, MN.Popovic, S.Markovic, and M.Krstic, “Characterization of visually similar diffuse diseases from B-scan liver images using nonseparable wavelet transform,” IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 17, no. 4, pp. 541–549, August 1998.
- [5] O.Lasaygues, F.Franceschini, R.Guillermin, J.-P.Lefebvre, N.Salaud, and P.Petit, “Two-dimensional ultrasonic computed tomography of growing bones,” in IEEE Ultrasonics Symposium, vol. 1, 2007, pp. 1816–1819.
- [6] S.Johnson,J.Greenleaf,W.Samayoa, and F.Duck, “Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic velocities in tissue from their time-of-flight profiles,” in Acoustical Holography, vol. 6, 1975, pp. 71–90.
- [7] J.Greenleaf, S.Johnson, S.Lee, G.Herman, and E.Wood, “Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic absorption within tissue from their two-dimensional acoustic projections,” in Acoustical Holography, vol. 5, 1974, pp. 591–603.
- [8] S. A.Johnson, J.F.Greenleaf, W.A.Samayoa, F.A.Duck, and J.Sjostrand, “Reconstruction of three-dimensional velocity fields and other parameters by acoustic ray tracing,” in Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, pp 46–51.
- [9] W.C.Chew and Y.M.Wang, “Reconstruction of two-dimensional permittivity distribution using the distorted Born iterative method,” IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 9, no. 2, pp. 218–225, June 1990.

- [10] D. Donoho, "Compressed sensing," *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 52, no. 4, pp. 1289–1306, April 2006.
- [11] T. Q. Huy, T. D. Tan, H. H. Tue, Ton That Long, Nguyen Linh-Trung, Influence of Dual-Frequency Combination on the Quality Improvement of Ultrasound Tomography, Simulation: Transactions of the Society for Modeling and Simulation International, 2016, Vol 92, No. 3, pp. 267–276.
- [12] Candès (2006), Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information, *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol 52, No 2, pp 489-509.
- [13] E. Candes and J. Romberg (2007), Sparsity and incoherence in compressive sampling, *Inverse Problem*, Vol 23, pp 969.
- [14] E. J. Candes (2008), The restricted isometry property and its implication for compress sensing, *Compte Rendus de l'Academie des Sciences*, Vol 346, pp 589-592.
- [15] E. J. Candes and M. Wakin (2008), An Introduction To Compressive Sampling, *IEEE Signal Processing Magazine*, Vol 25, pp 21-30.
- [16] E. J. Candes, J. Romberg, and T. Tao (2006), Robust uncertainty principle: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information, *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol 52, pp 489-509.
- [17] G. H. Golub, P. C. Hansen and D. P. O'Leary (1999), Tikhonov Regularization and Total Least Squares, *SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications*, Vol 21, No 1, pp 185-194.
- [18] J. C. Sprott (2003), Chaos and time-series. analysis, *Oxford University Press*.
- [19] J. F. Greenleaf and R. C. Bahn (1981), Clinical imaging transmissive ultrasonic computerized tomograph, *IEEE. Trans. Biomed*, Vol 28, pp 177.
- [20] T. D. Tan, N. L. Trung, M. L. Oelze, M. N. Do (2013), Application of L regularization for high quality reconstruction of ultrasound tomography, *4th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME 2012)*, Vol. 40, pp: 309-312.