

ĐẠI HỌC QUỐC GIA HÀ NỘI
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ

Trần Quang Huy

**NGHIÊN CỨU CÁC GIẢI THUẬT NÂNG CAO CHẤT
LƯỢNG TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP**

Chuyên ngành: Kỹ thuật điện tử

Mã số: 62520203

**TÓM TẮT LUẬN ÁN TIẾN SĨ CÔNG NGHỆ KỸ
THUẬT ĐIỆN TỬ, TRUYỀN THÔNG**

Công trình được hoàn thành tại: Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội

Người hướng dẫn khoa học: **PGS. TS. Trần Đức Tân**

Phản biện:

.....

Phản biện:

.....

Phản biện:

.....

Luận án sẽ được bảo vệ trước Hội đồng cấp Đại học Quốc gia chấm luận án tiến sĩ họp tại

vào hồi ngày tháng năm

Có thể tìm hiểu luận án tại:

- Thư viện Quốc gia Việt Nam
- Trung tâm Thông tin – Thư viện, Đại học Quốc gia Hà Nội

MỞ ĐẦU

1. Lý do chọn đề tài

Ảnh siêu âm đã và đang được ứng dụng rộng rãi trong chẩn đoán bởi những ưu điểm như không xâm hại, giá rẻ, có tính chất thời gian thực ... Tuy nhiên, kỹ thuật tạo ảnh phổ biến hiện nay dùng để phát hiện khối u (đối tượng tĩnh) sử dụng thông tin phản hồi của sóng siêu âm khi gặp vật thể (ví dụ B-mode) chỉ cho phép hiển thị định tính cấu trúc và chỉ xác định được u kích thước đủ lớn. Trong khi đó, kỹ thuật *tạo ảnh siêu âm cắt lớp* sử dụng thông tin tán xạ (dùng DBIM) cho phép hiển thị định lượng cấu trúc, phát hiện được u kích thước nhỏ, và có nhiều tiềm năng ứng dụng (ví dụ phát hiện sớm ung thư vú). Tuy nhiên, phương pháp DBIM có độ phức tạp tính toán cao dẫn đến thời gian tạo ảnh lâu. Đó là lí do cho đến nay số lượng các thiết bị tạo ảnh siêu âm cắt lớp được thương mại hóa rất hạn chế.

Luận án tập trung nghiên cứu các thuật toán xử lý tín hiệu tiên tiến (kỹ thuật kết hợp tần số, kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên) nhằm nâng cao tốc độ và chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp.

2. Đối tượng nghiên cứu

Sự thay đổi tốc độ truyền âm khi gặp môi trường không đồng nhất (tức là khi có u lạ), kỹ thuật tạo ảnh dựa trên sự tán xạ ngược.

Phương pháp lặp vi phân Born (DBIM).

Kỹ thuật xử lý tín hiệu tiên tiến (kỹ thuật kết hợp tần số, kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên) kết hợp với phương pháp DBIM.

3. Mục đích nghiên cứu

Xây dựng và phát triển các phương pháp, mô hình, giải thuật và công cụ nhằm nhằm tăng tốc việc lấy mẫu, nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng kỹ thuật kết hợp tần số, kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên.

4. Phương pháp nghiên cứu

Phương pháp thực hiện đề tài là nghiên cứu lý thuyết (các giải thuật xử lý tín hiệu) áp dụng cho ảnh siêu âm cắt lớp kết hợp với mô phỏng số. Trong luận án, tôi sử dụng phương pháp mô hình hóa và mô phỏng để xây dựng mô hình tạo ảnh siêu âm cắt lớp (phương pháp DBIM) và phương pháp này đã được kiểm chứng dựa trên dữ liệu thực nghiệm. Từ đó, tôi tiếp tục phát triển mô hình mô phỏng của phương pháp DBIM bằng việc sử dụng một số giải thuật tiên tiến ứng dụng trong tạo ảnh siêu âm cắt lớp. Ta biết rằng, một trong các giải pháp để xây dựng ảnh 3D được tạo bởi từ các ảnh 2D. Bởi vậy trong luận án, tôi giới hạn nghiên cứu ở việc tạo ảnh lát cắt 2D với mục đích để nâng cao chất lượng của lát cắt 2D này, để từ đó có thể tạo được ảnh 3D có chất lượng tốt.

5. Ý nghĩa khoa học và thực tiễn của luận án

Việc xây dựng và phát triển các phương pháp, mô hình, giải thuật và công cụ nhằm nâng cao hiệu quả xử lý tín hiệu và tạo ảnh y-sinh có ý nghĩa khoa học tốt vì những kết quả nếu thành công sẽ là đóng góp mới trong tạo ảnh y – sinh nói chung và tạo ảnh siêu âm cắt lớp nói riêng. Những nghiên cứu lý thuyết của đề tài thực hiện theo định hướng có thể hiện thực hóa được trên các máy tạo siêu âm cắt lớp thế hệ sau.

6. Cấu trúc luận án

Mở đầu

Chương 1: Tổng quan

Chương 2: Kỹ thuật tạo ảnh siêu âm cắt lớp

Chương 3: Thuật toán kết hợp tần số dùng cho tạo ảnh siêu âm cắt lớp

Chương 4: Thuật toán lấy mẫu nén dùng cho tạo ảnh siêu âm cắt lớp

Kết luận và kiến nghị

CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN

1.1. Đặt vấn đề

Trên thế giới mỗi năm có khoảng 1,4 triệu người mới mắc bệnh ung thư vú và 458.000 người tử vong [1]. Ở Việt Nam, mỗi năm có khoảng 7.000 người mới mắc bệnh, trong đó tỷ lệ tử vong khoảng 35%, cao hơn các nước phát triển, bệnh có xu hướng trẻ hóa và tăng dần qua các năm. Vì vậy, các công trình nghiên cứu về các thiết bị nhằm phát hiện sớm căn bệnh ung thư vú là rất cần thiết và mang tính thời sự ở Việt Nam cũng như trên thế giới.

Ung thư vú nếu được phát hiện và điều trị sớm thì tỷ lệ chữa khỏi bệnh đạt tới 90% và chất lượng sống của bệnh nhân được tăng lên rõ rệt. Do đó, kỹ thuật tạo ảnh của khối u lạ khi còn nhỏ (tức là đường kính của khối u nhỏ hơn 5mm) là rất cần thiết. Kỹ thuật chụp X-quang tuyến vú (mammography) được sử dụng rộng rãi để tìm kiếm ung thư vú ở phụ nữ hậu mãn kinh. Tuy nhiên, đối với những phụ nữ dưới 50 tuổi thì kỹ thuật X-quang tuyến vú bị hạn chế bởi vì các mô vú ở phụ nữ là dày đặc [41]. Các mô dày đặc không cung cấp được sự thay đổi vận tốc truyền âm cần thiết để tạo được ảnh của khối u nhỏ. Trong khi đó, kỹ thuật siêu âm cắt lớp (ultrasound tomography) lại thực hiện được điều này. Nó là một kỹ thuật thay thế cho kỹ thuật X-quang tuyến vú trong chẩn đoán ung thư vú. Vì vậy, các công trình nghiên cứu để nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp sẽ tạo điều kiện thuận lợi để áp dụng vào thực tiễn y sinh.

Kỹ thuật siêu âm cắt lớp là một lĩnh vực rất mới trên thế giới, nó có rất nhiều tiềm năng phát triển, bởi vì nó có khả năng phát hiện được các u lạ, dựa trên kỹ thuật tán xạ ngược [54]. Các công trình nghiên cứu hiện nay về lĩnh vực này thường tập trung nghiên cứu về Phương pháp lặp Born (BIM) và Phương pháp lặp vi phân Born cải tiến (DBIM) [5]. Vì vậy, tôi tiếp tục nghiên cứu và

phát triển mô hình tạo ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng các kỹ thuật tiên tiến như kỹ thuật kết hợp tần số, kỹ thuật lấy mẫu nén. Tôi đã ban đầu đưa ra hướng nghiên cứu sử dụng chuỗi giả ngẫu nhiên trong kỹ thuật lấy mẫu nén, là bước tiến quan trọng trong việc đưa kỹ thuật lấy mẫu nén thực thi được trên phần cứng của máy chụp ảnh siêu âm cắt lớp. Những nội dung nghiên cứu nếu thành công sẽ cho phép hoàn thiện cả lý thuyết lẫn thực tế trong ứng dụng chụp ảnh siêu âm cắt lớp.

Kỹ thuật tạo ảnh siêu âm cắt lớp có ưu điểm an toàn, không xâm lấn, rẻ tiền, có tính chất thời gian thực và nó rất phù hợp với điều kiện nghiên cứu ở Việt Nam. Tuy nhiên, ngoài những ưu điểm trên, thì kỹ thuật này vẫn còn một số hạn chế như ảnh siêu âm có độ phân giải thấp; tốc độ tạo ảnh còn chậm; độ chính xác chưa cao; còn ảnh hưởng bởi nhiễu; độ phức tạp tính toán còn lớn, ... Các kết quả nghiên cứu của luận án đã cải tiến đáng kể những hạn chế hiện tại. Cụ thể:

+ Độ phân giải thấp, ảnh hưởng bởi nhiễu được cải tiến bằng cách sử dụng kỹ thuật kết hợp tần số đề xuất.

+ Độ chính xác chưa cao và độ phức tạp tính toán lớn được cải tiến bằng cách sử dụng kỹ thuật lấy mẫu nén đề xuất.

Có thể thấy rằng, những kỹ thuật xử lý tín hiệu tiên tiến này, nếu được áp dụng trong việc khôi phục ảnh siêu âm thực tế thì sẽ cải thiện đáng kể chất lượng siêu âm cắt lớp hiện tại, tạo điều kiện ứng dụng rộng rãi trong y khoa.

1.2. Tổng quan về kỹ thuật tạo ảnh siêu âm cắt lớp

1.3. Các công trình nghiên cứu liên quan đến phương pháp DBIM

1.4. Định hướng nghiên cứu

(a) Nghiên cứu đề xuất kỹ thuật kết hợp tần số tối ưu ứng dụng trong DBIM nhằm nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp, đặc biệt là tăng

tốc độ hội tụ và cải thiện độ phân giải ảnh. Kỹ thuật kết hợp tần số cho phép nâng cao chất lượng của ảnh chụp siêu âm cắt lớp. Về nguyên lý, ta có thể sử dụng phương pháp quyết tần số để tạo ảnh, tuy nhiên khi sử dụng phương pháp này, thì ứng với mỗi tần số ta sẽ có một tập giá trị đo, bởi vậy việc lưu trữ và tính toán sẽ lớn. Đây là một rào cản của phương pháp DBIM mà cho đến nay có rất ít các thiết bị thương mại hóa sử dụng công nghệ này. Bởi vậy, trong luận án, tôi chỉ giới hạn việc sử dụng 2 tần số ứng dụng trong việc khôi phục ảnh. Trong Hình 1.2, với mỗi một phép đo thì sóng siêu âm (ở một tần số nhất định) khi truyền qua đối tượng nếu có khối u thì vận tốc truyền âm sẽ thay đổi. Khi chúng ta có một tập kết quả đo thì sẽ sử dụng phương pháp BIM/DBIM để xây dựng ảnh phân bố theo không gian thể hiện được sự thay đổi vận tốc này, từ đó phát hiện được vị trí, kích thước và loại u. Kỹ thuật kết hợp tần số vốn được sử dụng rộng rãi trong viễn thông và có thể áp dụng cho siêu âm như sau: trong giai đoạn đầu của bài toán khôi phục ảnh sẽ sử dụng tập dữ liệu với tần số thấp để đảm bảo sự hội tụ nhanh, tiếp đó sẽ sử dụng tập dữ liệu tần số cao hơn để đảm bảo độ chính xác của thuật toán khôi phục. Theo hướng nghiên cứu này, các nhà khoa học đã trình bày một số công trình về kết hợp tần số cho tạo ảnh siêu âm cắt lớp [44]. Tuy nhiên, thời điểm chuyển giao từ tần số thấp sang tần số cao là điểm mấu chốt mà các nhà nghiên cứu khác chưa khai thác được. Nếu xác định đúng thời điểm này, chất lượng ảnh khôi phục sẽ là tốt nhất. Ngược lại, nếu xác định không đúng chất lượng ảnh thậm chí còn xấu hơn khi chỉ sử dụng một tần số. Vì vậy, một trong những hướng đi của luận án là tập trung xác định thời điểm chuyển giao tối ưu này.

(b) Nghiên cứu đề xuất kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên ứng dụng trong DBIM nhằm nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp, đặc biệt là giảm đáng kể độ phức tạp tính toán, ảnh khôi phục có độ chính xác cao. Hạn chế mà thiết bị tạo ảnh siêu âm cắt lớp chưa được ứng dụng rộng rãi trong thực

tế vì quá trình tạo ảnh siêu âm cắt lớp vẫn còn độ phức tạp tính toán cao và thời gian tạo ảnh kéo dài. Vì vậy, các công trình nghiên cứu để làm tăng tốc độ tạo ảnh và giảm độ phức tạp tính toán đang là vấn đề nóng được nhiều các nhà nghiên cứu quan tâm. Vào năm 2006, các nhà khoa học Candes, Tao và Donoho đã đề xuất kỹ thuật lấy mẫu nén (Compressed Sensing) [14]. Kỹ thuật này cho phép thu nhận và khôi phục tín hiệu thưa với tốc độ lấy mẫu thấp hơn nhiều so với tốc độ lấy mẫu Nyquist. Mặc dù kỹ thuật lấy mẫu nén là một kỹ thuật đang tập trung thu hút nhiều nhà nghiên cứu trên thế giới trong lĩnh vực xử lý tín hiệu và lý thuyết thông tin, cũng như nhiều người ở những lĩnh vực khác đang tìm cách ứng dụng nó. Hiện nay, các nghiên cứu liên quan đến lấy mẫu nén tại Việt Nam còn đang rất hạn chế. Trong các hội nghị quốc tế về lĩnh vực Kỹ thuật y sinh, ở Việt Nam, chỉ thấy có nhóm nghiên cứu của Trường Đại học Công nghệ có công bố nghiên cứu về lấy mẫu nén [12], [55], [70], [71], [76]. Có thể thấy rằng, việc thực hiện kỹ thuật lấy mẫu nén dựa trên việc lấy mẫu ngẫu nhiên dẫn đến hạn chế khó thực thi trên phần cứng. Vì thế, trong luận án này tôi đề xuất hướng nghiên cứu lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên trong tạo ảnh siêu âm cắt lớp. Đây là bước tiến quan trọng trong việc đưa lấy mẫu nén thực thi được trên phần cứng của các máy chụp ảnh siêu âm cắt lớp thế hệ sau. Cho đến nay, chưa có công trình công bố nào trên thế giới cũng như ở Việt Nam đi theo hướng sử dụng kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên trong việc nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp.

CHƯƠNG 2: KỸ THUẬT TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP

2.1. Cơ sở lý thuyết về siêu âm cắt lớp

2.2. Phương pháp lập vi phân Born – DBIM

2.3. Mô phỏng và thực nghiệm kiểm chứng phương pháp DBIM

2.4. Kết luận chương 2

Trong chương này, tôi trình bày cơ sở lý thuyết về sóng siêu âm, sau đó nghiên cứu và xây dựng thành công mô hình mô phỏng phát – thu siêu âm cắt lớp, phương trình truyền sóng, sử dụng hàm Green để giải phương trình truyền sóng, sử dụng phương pháp moment để rời rạc hóa phương trình sóng, và cuối cùng là tính toán áp suất tán xạ thu được tại các đầu thu. Sau đó, tôi so sánh dữ liệu thực nghiệm là tín hiệu áp suất tán xạ thu được tại các đầu thu với kết quả mô phỏng với các độ phân giải khác nhau, từ đó xác định được độ phân giải ảnh phù hợp (là khi kết quả mô phỏng và thực nghiệm là sát nhau), cho phép cải tiến hiệu năng tạo ảnh siêu âm cắt lớp. Tôi đã thực hiện mô phỏng với nhiều độ phân giải khác nhau để so sánh với dữ liệu thực nghiệm để tìm ra độ phân giải tối thiểu nhưng vẫn đảm bảo sự tương đồng giữa kết quả mô phỏng và thực nghiệm, đảm bảo được độ phức tạp tính toán là nhỏ nhất ($N = 32$ trong kịch bản đề xuất). Tôi hoàn toàn có thể sử dụng kịch bản mô phỏng để tiếp tục phát triển các giải thuật nhằm nâng cao chất lượng và tốc độ tính toán ảnh chụp siêu âm cắt lớp.

CHƯƠNG 3: THUẬT TOÁN KẾT HỢP TẦN SỐ DÙNG TRONG TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP

3.1. Cơ sở lý thuyết

3.2. Phương pháp luận

3.3. Mô phỏng và kết quả

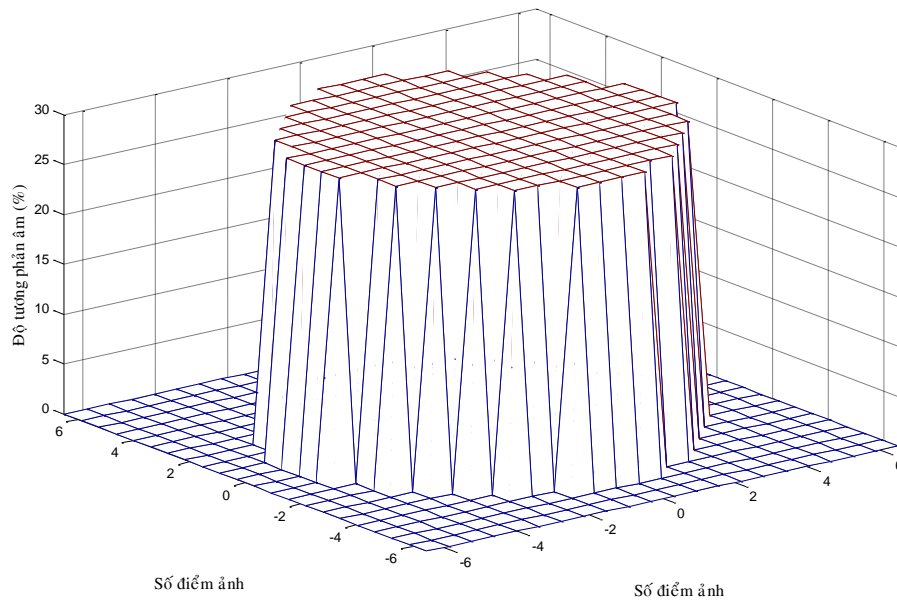
3.3.1. Tìm giá trị N_{f_1} tốt nhất

Hàm mục tiêu lý tưởng $O(r)$ được mô tả trong phương trình (3) và được biểu diễn ở Hình 3.1 theo tỷ lệ phần trăm của sự thay đổi vận tốc truyền âm. Chi tiết hơn, sự thay đổi vận tốc truyền âm của đối tượng (theo trục Z) là 30% (tức là sự thay đổi vận tốc truyền âm cao, nó cũng được mô tả trong Bảng 3.1), và các trục X, Y (tức là vùng chia lưới) được chia thành các điểm ảnh. Giả sử đối tượng được đặt ở tâm vùng chia lưới và được dùng để chứng minh quy trình khôi phục ảnh. Chúng ta thu thập hàm đối tượng sử dụng một chuỗi các vòng lặp. Sau đó, sai số giữa ảnh khôi phục và ảnh gốc trong từng vòng lặp được tính toán. Giả sử m là ảnh gốc có kích thước $V \times W$ (tức là hàm mục tiêu lý tưởng) và \hat{m} là ảnh khôi phục. Lỗi chuẩn hóa có thể được định nghĩa như sau:

$$\varepsilon = \frac{1}{V \times W} \sum_{i=1}^V \sum_{j=1}^W \frac{|m_{ij} - \hat{m}_{ij}|}{|m_{ij}|} \quad (3.3)$$

Lỗi chuẩn hóa của phương pháp DF-DBIM ở các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong các kịch bản 1, 2, 3, và 4 được mô tả tương ứng trong Hình 3.2, 3.3, 3.4, và 3.5. Bảng 3.3 biểu thị lỗi ở các kịch bản tương ứng với mỗi giá trị N_{f_1} sau N_{iter} vòng lặp. Dựa vào các kết quả mô phỏng, giá trị N_{f_1} phụ thuộc vào số lượng N_t và N_r . Nếu N_t và N_r nhỏ, N_{f_1} sẽ lớn và kết quả

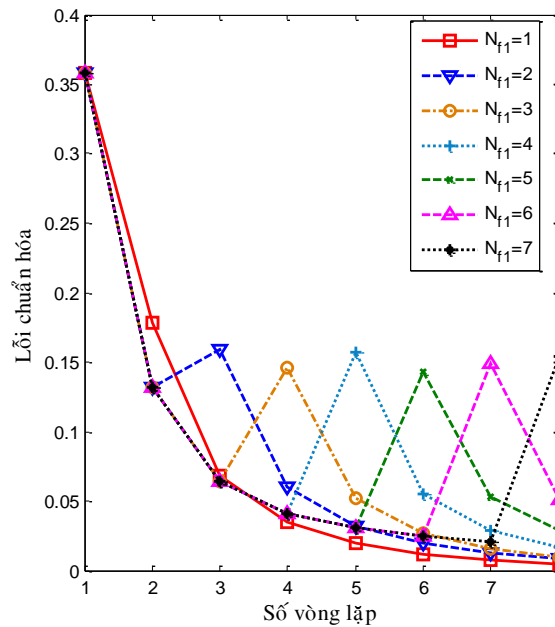
chỉ phụ thuộc vào f_1 (như được biểu thị trong Hình 3.3, $N_{f_1} = 6$); khi N_t và N_r lớn, kết quả chỉ phụ thuộc vào f_2 (như được biểu thị trong Hình 3.2, $N_{f_1} = 1$). Trong trường hợp này, hiệu suất phương pháp kết hợp tần số không tốt hơn phương pháp sử dụng một tần số. Trong thực tế, khi $N_t \times N_r$ lớn hơn $N \times N$, số phương trình sẽ lớn hơn số biến, và sự hội tụ của giải thuật DF-DBIM được đảm bảo. Trong trường hợp như vậy, chỉ có tần số cao f_2 làm cho hiệu suất tốt hơn. Trong trường hợp ngược lại, $N_t \times N_r$ nhỏ hơn $N \times N$, số phương trình sẽ nhỏ hơn số biến; sự hội tụ của giải thuật DF-DBIM có thể đạt được bằng việc chỉ sử dụng tần số thấp f_1 . Nếu N_t và N_r là các giá trị trung bình (tức là trong kịch bản 3, 4), N_{f_1} có thể được lựa chọn để khai thác cả hai tần số f_1 và f_2 . Chúng ta thấy rằng, giải thuật DF-DBIM chỉ thực sự có ý nghĩa với các giá trị trung bình của N_t và N_r (như được biểu thị trong Hình 3.4, 3.5, với $N_{f_1} = 4$). Do đó, tôi chọn kịch bản 3 để tiếp tục nghiên cứu khảo sát (tức là số máy phát và máy thu bằng một nửa số biến).



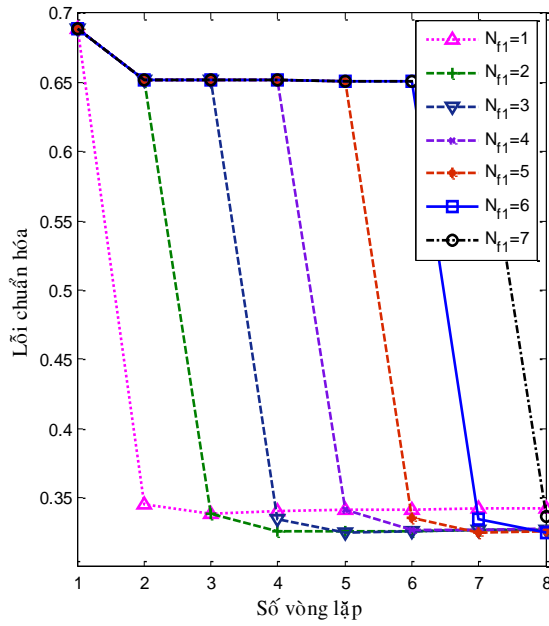
Hình 3.1. Hàm mục tiêu lý tưởng ($N = 22$)

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

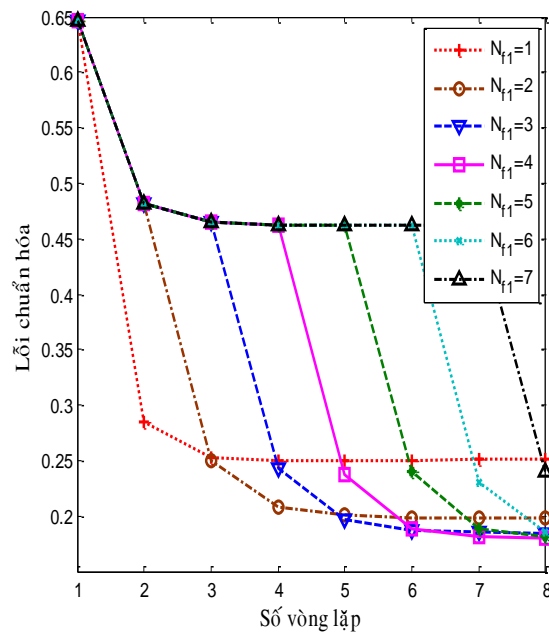
N_{f_1} \ Lỗi	1	2	3	4	5	6	7
Kịch bản 1	0.0049	0.0081	0.0098	0.0169	0.0284	0.0514	0.1537
Kịch bản 2	0.3420	0.3266	0.3268	0.3273	0.3260	0.3248	0.3364
Kịch bản 3	0.2510	0.1980	0.1847	0.1800	0.1810	0.1863	0.2402
Kịch bản 4	0.1544	0.1061	0.0984	0.0970	0.1078	0.1235	0.2013



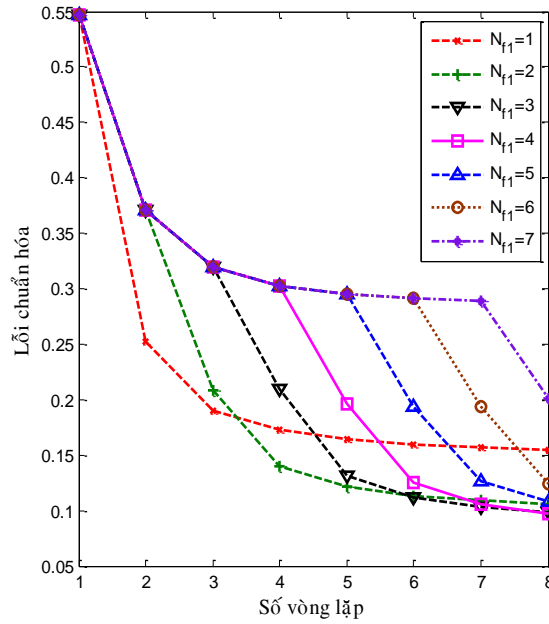
Hình 3.2. Lỗi chuẩn hóa của giải thuật DF-DBIM qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong kịch bản 1



Hình 3.3. Lỗi chuẩn hóa của giải thuật DF-DBIM qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f1} khác nhau trong kịch bản 2



Hình 3.4. Lỗi chuẩn hóa của giải thuật DF-DBIM qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f1} khác nhau trong kịch bản 3



Hình 3.5. Lỗi chuẩn hóa của giải thuật DF-DBIM qua các vòng lặp tương ứng với các giá trị N_{f_1} khác nhau trong kịch bản 4

3.3.2. Mô phỏng DBIM và DF-DBIM

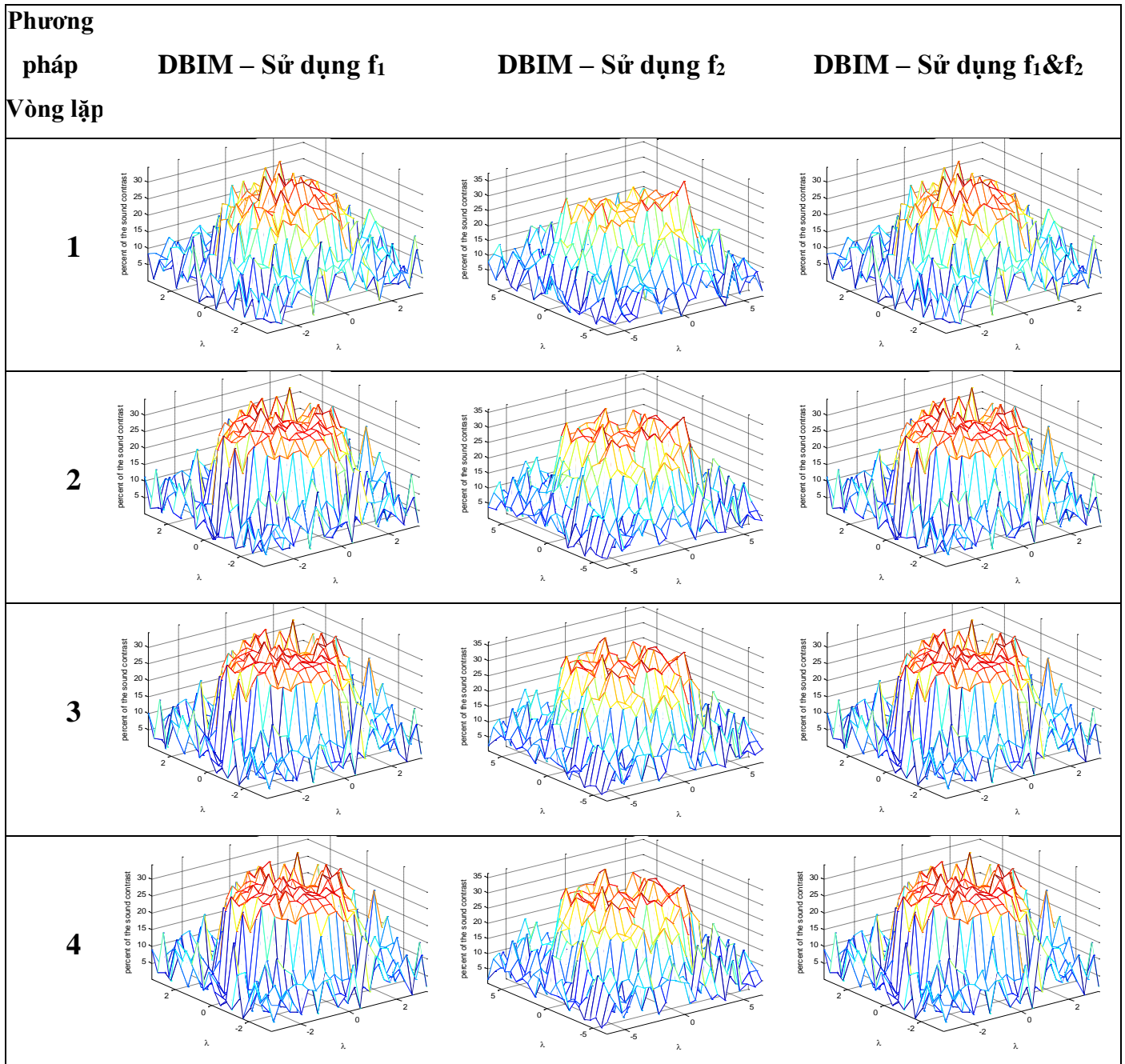
Trong kịch bản 3, N_{iter} được thiết lập là 8 và giá trị vòng lặp tốt nhất tương ứng với tần số đầu tiên là $N_{f_1} = N_{iter}/2$ (bảng 4). Trong thực tế, các thí nghiệm mô phỏng cũng đã được thực hiện với các tham số đầu vào khác nhau (kể cả giá trị N_{iter} trung bình) và kết quả thu được đã chứng tỏ rằng giá trị vòng lặp tốt nhất tương ứng với tần số đầu tiên là $N_{iter}/2$. Điều này cũng không đáng ngạc nhiên vì khi làm việc chủ yếu với f_1 (N_{f_1} tiến gần đến N_{iter} và N_{f_2} tiến gần đến 1), giải thuật sẽ nhanh chóng hội tụ nhưng độ chính xác thấp; trong khi với f_2 (thì N_{f_2} tiến gần đến N_{iter} và N_{f_1} tiến gần đến 1), ngược lại, giải thuật sẽ cho độ chính xác cao nhưng tốc độ hội tụ thấp. Do vậy, theo logic, ta lựa chọn giá trị N_{f_1} sẽ là sự thỏa hiệp giữa N_{f_1} và N_{f_2} , tức là $N_{f_1} = \lceil N_{iter}/2 \rceil$.

Kết quả khôi phục ở ba kịch bản khác nhau sau 8 vòng lặp được biểu thị trong Hình 3.6 và 3.7. Ta thấy rằng, chất lượng khôi phục hàm mục tiêu lý

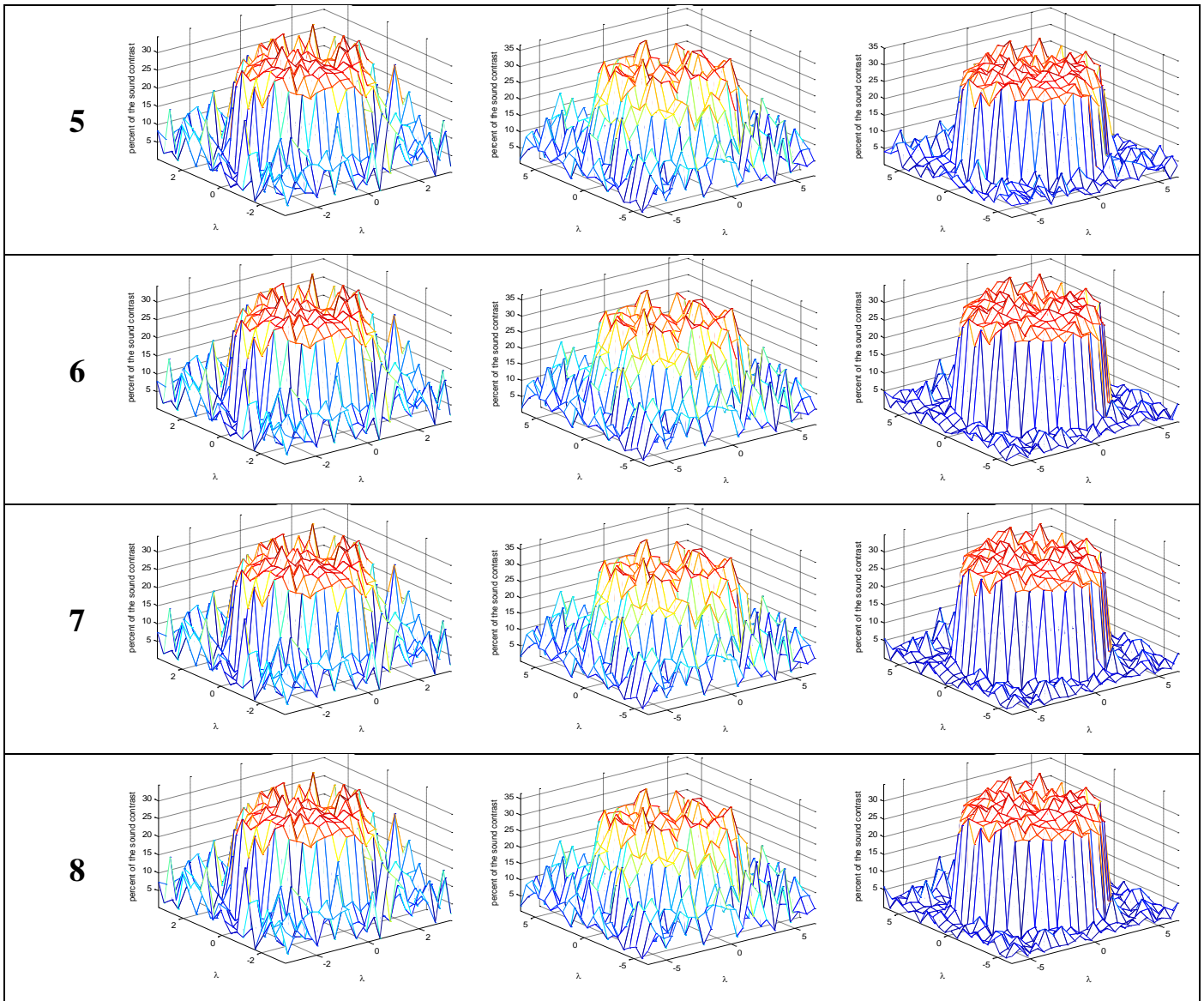
tương với tần số f_1 tốt hơn khi sử dụng với tần số f_2 sau vòng lặp 1, 2, 3 và 4. Có sự khác biệt rõ ràng giữa các kết quả sử dụng kỹ thuật kết hợp hai tần số, so với khi chỉ sử dụng một tần số, được biểu thị trong các vòng lặp từ 5 đến 8. Tốc độ hội tụ của giải pháp kết hợp tần số dễ dàng quan sát so với giải pháp đơn tần trong Hình 3.3. Tóm lại, kết quả của phương pháp đề xuất gần với hàm mục tiêu lý tưởng hơn so với phương pháp truyền thống.

Hình 3.8 và 3.10 trình bày hiệu suất lỗi chuẩn hóa của ba giải pháp khác nhau (sử dụng f_1 , sử dụng f_2 , và kết hợp f_1 & f_2) trong hai kịch bản 3 và 4 để chứng minh hiệu quả của phương pháp đề xuất. Ta thấy rằng, lỗi chuẩn hóa giảm 67.6% so với phương pháp DBIM truyền thống sử dụng một tần số. Đây cũng là một thực tế rằng, giải pháp kết hợp hai tần số có thể tận dụng được các tần số thấp và cao. Nó cho tốc độ hội tụ tốt hơn và lỗi chuẩn hóa giảm. Mặt cắt dọc hàm khôi phục trong kịch bản 3, 4 được biểu diễn trong Hình 3.9 và 3.11 (cụ thể là, hàm mục tiêu lý tưởng, hàm khôi phục sử dụng f_1 , hàm khôi phục sử dụng f_2 , và hàm khôi phục sử dụng kết hợp f_1 và f_2). Hai hình này cho ta thấy rằng, giải pháp đề xuất (f_1 & f_2) cho kết quả tốt nhất.

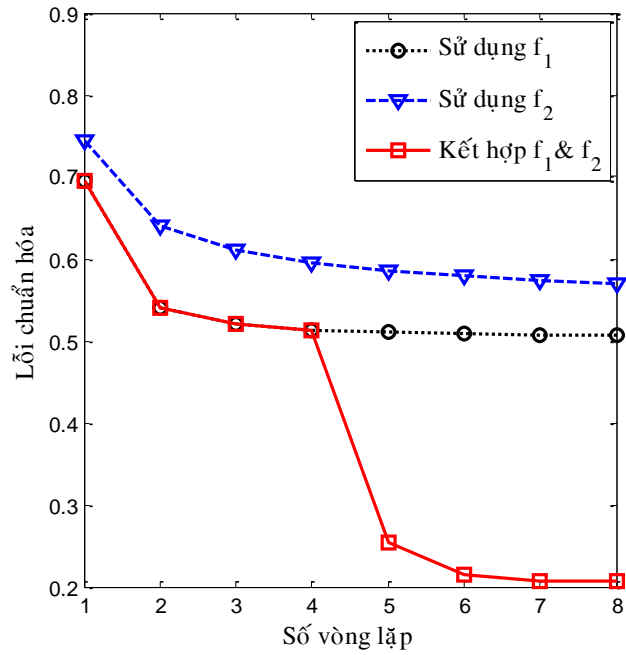
Quy trình thực thi DF-DBIM được trình bày trong Hình 3.12. Giả sử rằng số điểm ảnh của hàm mục tiêu lý tưởng (N) và tổng số vòng lặp (N_{iter}) được cho trước. Sơ đồ trong Hình 3.12 bắt đầu bằng việc khởi tạo 3 tham số \bar{O}_n , \bar{p}_0 , và n ($\bar{O}_n = \bar{O}_0$; $\bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}$; $n = 0$). Ngoài ra, $N_t N_r$ cũng được chọn sao cho nó nhỏ hơn N^2 (các điểm ảnh của hàm mục tiêu lý tưởng) (trong trường hợp tốt nhất, $N_t N_r = 0.5 N^2$). Sau đó, quy trình đề xuất được chia làm hai giai đoạn. Giai đoạn thứ nhất được thực hiện với DBIM từ vòng lặp 1 đến vòng lặp $[N_{iter}/2]$, sử dụng tần số thấp f_1 . Giai đoạn thứ hai được thực hiện với DBIM từ vòng lặp $[N_{iter}/2 + 1]$ đến vòng lặp N_{iter} , sử dụng tần số cao f_2 . Kết quả đầu ra của quy trình là hàm khôi phục sau N_{iter} vòng lặp.



Hình 3.6. Kết quả khôi phục của các giải pháp khác nhau ở các vòng lặp từ 1 đến 4

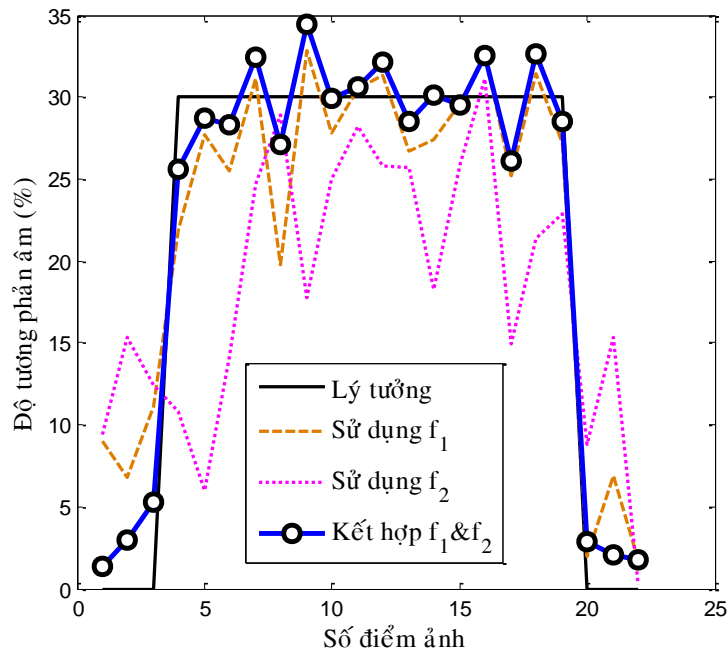


Hình 3.7. Kết quả khôi phục của các giải pháp khác nhau ở các vòng lặp từ 5 đến 8

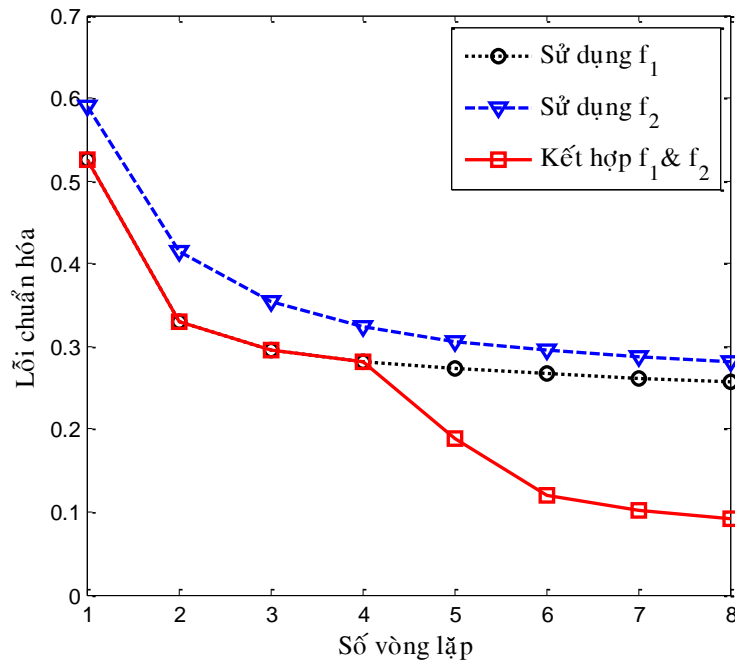


Hình 3.8. So sánh lỗi của DF – DBIM và DBIM sau N_{iter} vòng lặp (Kịch bản

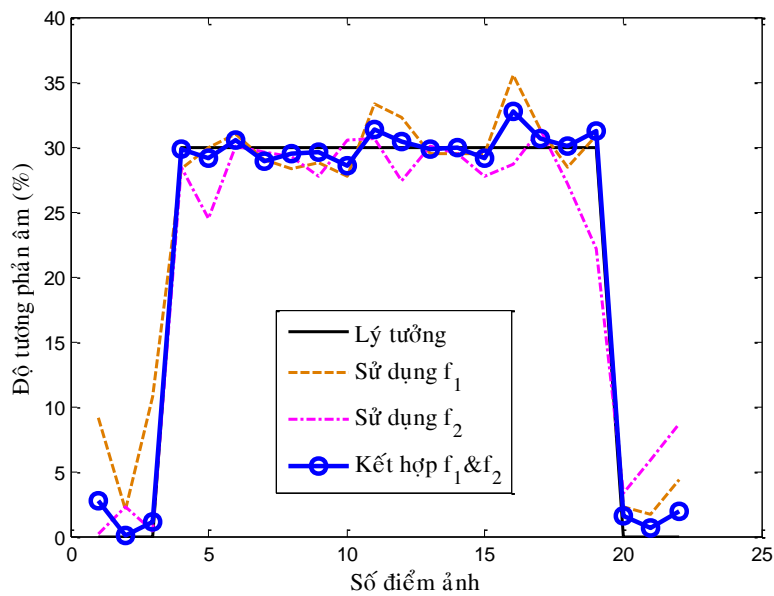
3)



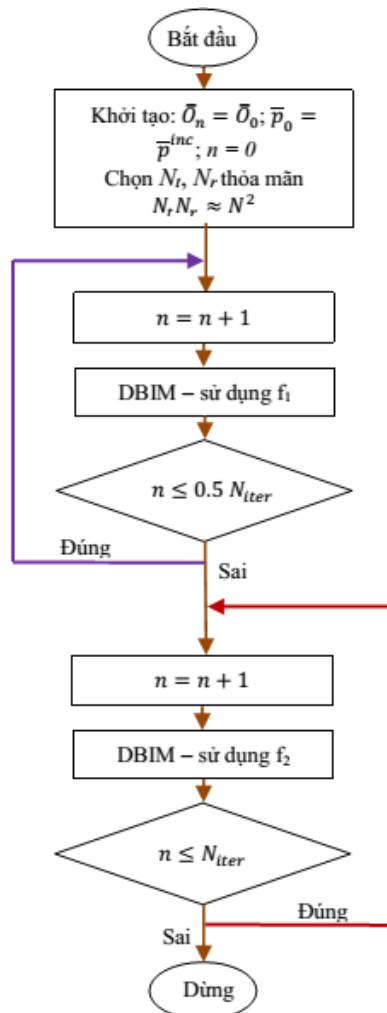
Hình 3.9. Mặt cắt dọc hàm lý tưởng và hàm khôi phục DF–DBIM và DBIM sau N_{iter} vòng lặp (Kịch bản 3)



Hình 3.10. So sánh lỗi của DF – DBIM và DBIM sau N_{iter} vòng lặp (Kịch bản 4)



Hình 3.11. Mặt cắt dọc hàm lý tưởng và hàm khôi phục DF–DBIM và DBIM sau N_{iter} vòng lặp (Kịch bản 4)



Hình 3.12. Sơ đồ đề xuất quy trình giải thuật DF-DBIM

3.4. Kết luận chương 3

Nếu quy trình tạo ảnh siêu âm cắt lớp được chia thành các giai đoạn (a. Thiết lập cấu hình đo; b. Phát tín hiệu siêu âm; c. Thu dữ liệu tán xạ; d. Khôi phục ảnh (giải hệ phương trình bất định); e. Hiển thị ảnh), thì giải thuật đề xuất DF-DBIM được ứng dụng vào công đoạn khôi phục ảnh. Phương pháp DF-DBIM cải thiện cải thiện được các yếu tố sau: 1. Tốc độ hội tụ; 2. Độ phân giải ảnh khôi phục; 3. Tạo ảnh được trong miền tán xạ mạnh; 4. Tạo ảnh được đối tượng ở cấp độ mô sinh học.

Trong chương này, tôi đã phân tích ảnh hưởng của phương pháp kết hợp hai tần số đến chất lượng chụp ảnh siêu âm cắt lớp dựa vào sự thay đổi vận tốc truyền âm. Trong thực tế, chất lượng khôi phục phụ thuộc vào nhiều tham số như số máy phát và máy thu, vùng chia lưới, mức độ nhiễu, số vòng lặp và các tần số. Bằng việc thiết lập các hạn chế trong các kịch bản mô phỏng để điều khiển chi phí tính toán, số vòng lặp N_{f_1} được xác định để thu được hiệu suất tốt nhất. Giải thuật DF-DBIM chỉ có ý nghĩa trong trường hợp số vòng lặp, số máy thu, máy phát là trung bình. Nếu số máy phát và máy thu quá lớn hay quá nhỏ, giải thuật DF-DBIM không cho kết quả khôi phục tốt hơn, so với giải pháp sử dụng một tần số. Dựa vào sự quan sát này, tôi đã lựa chọn một số kịch bản thực tế để phân tích sâu hơn. Với các kịch bản này, giá trị N_{f_1} tốt nhất là $N_{iter}/2$ (một nửa của tổng số vòng lặp), nó làm cho lỗi chuẩn hóa giảm 67.6%, so với phương pháp truyền thống. Công trình này sẽ được phát triển hơn nữa bởi việc sử dụng dữ liệu thực nghiệm, trước khi nó có thể được ứng dụng trong thực tế. Công trình công bố liên quan của nghiên cứu sinh trong chương này là công trình số 3.

Mặc dù phương pháp DF-DBIM có nhiều ưu điểm như việc cải thiện: a) Tốc độ hội tụ; b) Độ phân giải ảnh khôi phục; c) Tạo ảnh được trong miền tán xạ mạnh; d) Phương pháp này có thể cho phép tạo ảnh được các đối tượng ở cấp độ mô sinh học. Hiệu suất khôi phục mới chỉ đạt ở mức dao động khoảng 90%. Tuy nhiên, một số yếu điểm của phương pháp này có thể kể đến như: vẫn còn xuất hiện đáng kể nhiễu nền; việc lưu trữ và xử lý nhiều tập dữ liệu đo. Gần đây, kỹ thuật lấy mẫu nén bước đầu đã được áp dụng trong tạo ảnh siêu âm cắt lớp và hiệu suất khôi phục ảnh của phương pháp này có thể đạt đến mức 97% và nhiễu nền gần như không tồn tại khi sử dụng phương pháp này. Tuy nhiên, phương pháp hiện tại ứng dụng kỹ thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên, nó sẽ làm cho

việc thực thi phần cứng trở nên khó khăn. Bởi vậy, trong chương 4, tôi sẽ tiếp tục nghiên cứu giải thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên nhằm tiếp tục nâng cao hiệu suất khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp (từ 90% lên đến cỡ 97%).

CHƯƠNG 4: THUẬT TOÁN LẤY MẪU NÉN DÙNG TRONG TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP

4.1. Cơ sở lý thuyết

4.2. Kỹ thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên

4.3. Kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên

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

4.5. Mô phỏng số

Tần số sóng tới, $f = 1\text{MHz}$, được lựa chọn từ kết quả thực nghiệm trước [45]. Chúng ta biết rằng, tốc độ hội tụ của phương pháp DCS-DBIM phụ thuộc vào sai số khôi phục cho phép. Nếu sai số lớn, tốc độ hội tụ sẽ nhanh; nó sẽ làm chậm quá trình khôi phục ảnh khi sai số nhỏ đi. Trong bất kỳ trường hợp nào, sau một vài vòng lặp, lỗi chuẩn hóa sẽ đạt đến một mức thềm. Nếu chúng ta muốn làm giảm giá trị thềm này, sự biến dạng cho phép của ảnh khôi phục trong giải thuật l_1 phải giảm đi. Điều này sẽ làm cho quy trình tính toán phức tạp hơn và kết quả là thời gian tạo ảnh sẽ kéo dài.

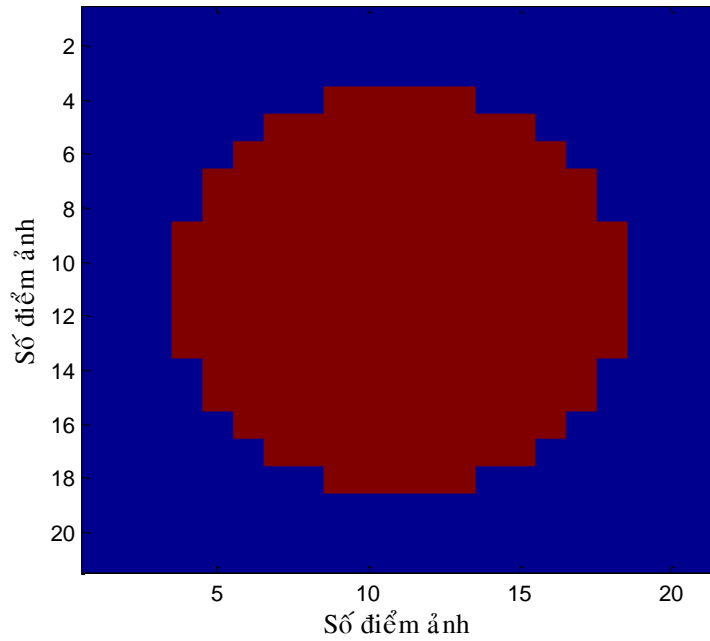
Tốc độ lan truyền thực của sóng siêu âm trong môi trường vú phụ nữ nằm trong khoảng từ 1350 m/s đến 1600 m/s (trong môi trường nền khoảng 1484 m/s) [33], tức là, độ chênh lệch tốc độ lan truyền trong vú phụ nữ nằm trong khoảng từ 0% đến 15.6%. Do đó, trong luận án này, tôi lựa chọn độ chênh lệch tốc độ lan truyền 5% là hợp lý.

Hạn chế chủ yếu của phương pháp DBIM là vấn đề phân kỳ sẽ xảy ra khi $\Delta\varphi > \pi$, trong đó $\Delta\varphi = 2\omega \left(\frac{1}{c} - \frac{1}{c_0}\right) R$ [67]. Do đó, tần số sóng tới phải thỏa mãn $f < \frac{c_0}{2d \times \% \Delta c}$.

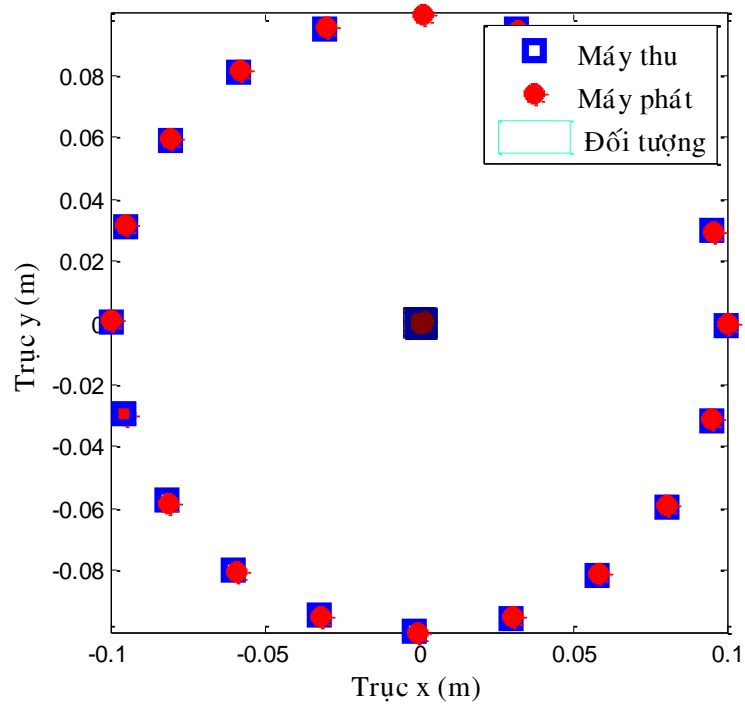
Dựa trên các phân tích trên, trong kịch bản mô phỏng, tôi lựa chọn các tham số mô phỏng như sau: Tần số $f = 1$ MHz; Tổng số vòng lặp $N_{sum} = 8$; $N = 21$ (tức là, số biến $= N^2 = 21 \times 21 = 441$); Đường kính đối tượng $= 7.3$ mm; Sự thay đổi vận tốc truyền âm 5%; Tỷ số tín hiệu trên nhiễu $SNR = 20$ dB; Khoảng cách từ máy phát, máy thu đến tâm đối tượng là 100 mm. Chương trình mô phỏng số được sử dụng là Matlab chạy trên máy PC có cấu hình là Bộ xử lý Intel core i3 và RAM 2 GB.

4.5.1. Đánh giá hiệu suất của phương pháp DCS-DBIM và DBIM

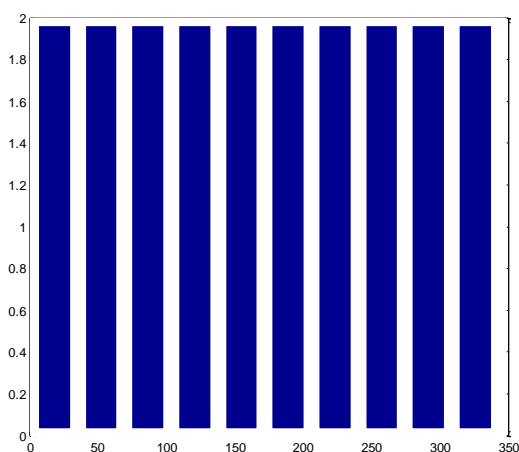
Hình 4.3 biểu thị hàm mục tiêu lý tưởng $O(r)$ như được mô tả trong phương trình (4). Đối tượng được đặt tại tâm vùng chia lưới với các trục X và Y được chia theo các điểm ảnh. Hình 4.4 biểu diễn cấu hình đo truyền thống gồm vị trí các máy phát được bố trí tuyến tính trong trường hợp $N_t = N_r = 22$. Hình 4.5 biểu diễn biểu đồ vị trí các máy thu bố trí tuyến tính xung quanh vòng tròn trong trường hợp $N_r = 22$. Hình 4.6 biểu thị cấu hình đo đề xuất gồm vị trí các máy phát được bố trí tuyến tính và vị trí các máy thu được bố trí theo phương pháp lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên (DCS) trong trường hợp $N_t = N_r = 16$.



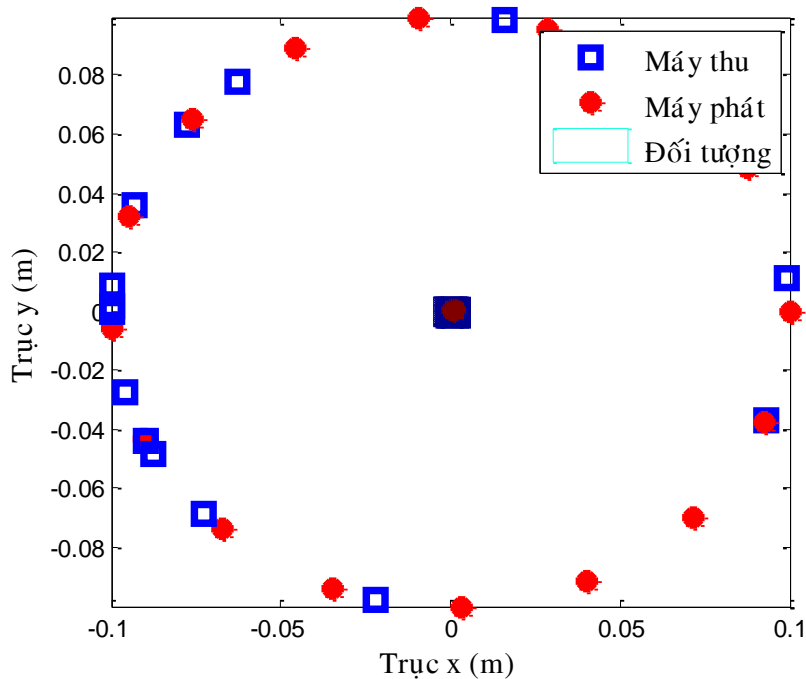
Hình 4.3. Hàm mục tiêu lý tưởng ($N = 21$)



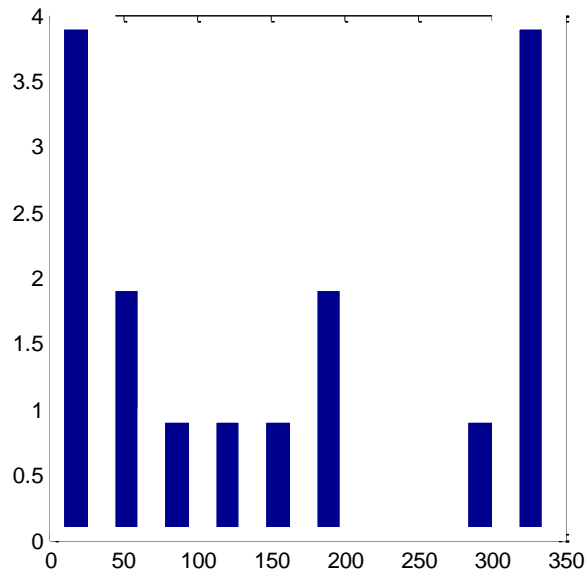
Hình 4.4. Cấu hình đo truyền thống: Vị trí các máy phát và máy thu được bố trí tuyến tính ($N_t = N_r = 20$, $r = 0.826$)



Hình 4.5. Biểu đồ vị trí các máy thu bố trí tuyến tính xung quanh vòng tròn ($N_r = 20$)



Hình 4.6. Cấu hình đo đề xuất: Vị trí các máy phát được bố trí tuyến tính và máy thu được bố trí kiểu DCS ($N_t = N_r = 16, r = 0.581$)



Hình 4.7. Biểu đồ vị trí các máy thu bố trí kiểu DCS xung quanh vòng tròn ($N_r = 16$)

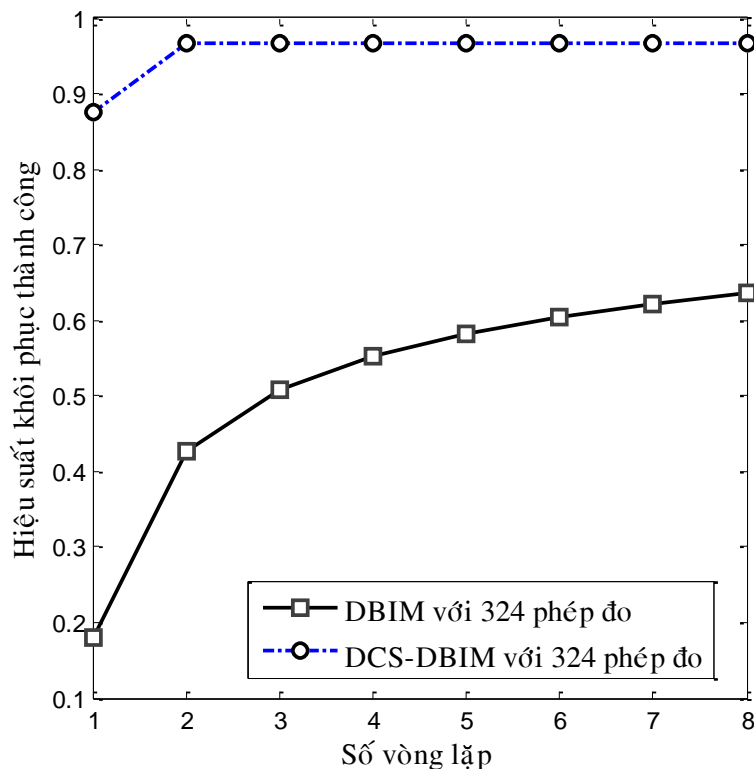
Hình 4.7 biểu thị biểu đồ vị trí các máy thu bố trí kiểu DCS xung quanh vòng tròn trong trường hợp $N_r = 16$.

Để định lượng được tính hiệu quả của phương pháp đề xuất, tôi thu thập hàm mục tiêu lý tưởng thông qua các vòng lặp. Sau đó, sai số ở ảnh khôi phục được xác định và so sánh với ảnh gốc ở từng vòng lặp. Giả sử rằng m là ảnh gốc có kích thước $V \times W$ (tức là hàm mục tiêu lý tưởng) và \hat{m} là ảnh khôi phục. Lỗi chuẩn hóa được tính toán sử dụng công thức (3.3).

Bảng 4.1 biểu thị lỗi chuẩn hóa và thời gian tạo ảnh của phương pháp DBIM và DCS-DBIM qua các vòng lặp với số máy phát (N_t) và máy thu (N_r) khác nhau. Từ các kết quả mô phỏng này, chúng ta có thể quan sát rằng, sau N_{sum} vòng lặp, trong một số trường hợp, thời gian tạo ảnh của phương pháp DCS-DBIM khá lớn hơn so với phương pháp DBIM. Cái giá phải trả cho việc thực thi dễ dàng và phân cứng ít phức tạp hơn của giải pháp mới DCS-DBIM chính là thời gian tạo ảnh dài so với kỹ thuật truyền thống; tuy nhiên, trong tạo ảnh siêu âm, kỹ thuật xử lý hàng loạt (batch processing) sẽ chỉ kéo dài vài phút,

do đó, thời gian tạo ảnh kéo dài của phương pháp DCS-DBIM ảnh hưởng không đáng kể so với tính hiệu quả của phương pháp này trong thực tế.

Với lỗi chuẩn hóa sau N_{sum} vòng lặp, chất lượng khôi phục ảnh của phương pháp DCS-DBIM kém hơn phương pháp DBIM khi $r < 0.5$ và tốt hơn đáng kể so với phương pháp truyền thống khi $r > 0.5$. Trong trường hợp $r < 0.5$, mặc dù chất lượng khôi phục ảnh không tốt bằng phương pháp truyền thống, nhưng nó vẫn khôi phục thành công hàm mục tiêu lý tưởng khi r rất nhỏ (trong trường hợp $r = 0.082$ và 0.145). Trong khi đó, phương pháp truyền thống không thể khôi phục được hàm mục tiêu lý tưởng (tức là NaN trong Bảng 4.1). Trong trường hợp $r > 0.5$, chất lượng khôi phục của phương pháp đề xuất tốt hơn nhiều so với phương pháp truyền thống. Tôi tập trung xem xét trường hợp khả dụng trong thực tế mà nó cho hiệu suất tốt nhất với một lượng nhỏ phép đo. Do đó, tôi quan tâm đến trường hợp $r = 0.735$ (tức là 324 phép đo). Trong trường hợp này, phương pháp đề xuất cho hiệu suất tốt hơn nhiều so với phương pháp truyền thống như được thể hiện trong Hình 4.8. Tóm lại, các kết quả mô phỏng đã chứng minh rằng, phương pháp DCS-DBIM là một công cụ khôi phục ảnh chất lượng cao rất mạnh. Đây thực sự là một giải pháp hứa hẹn trong các ứng dụng thực tế của công nghệ tạo ảnh y sinh hiện đại.

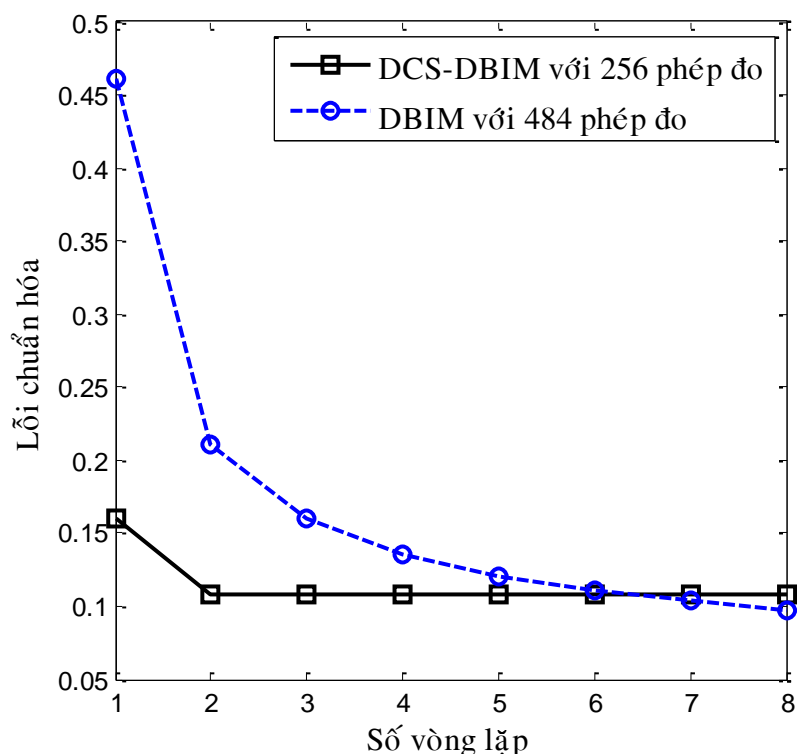


Hình 4.8. So sánh hiệu suất khôi phục thành công của phương pháp truyền thống và phương pháp đề xuất

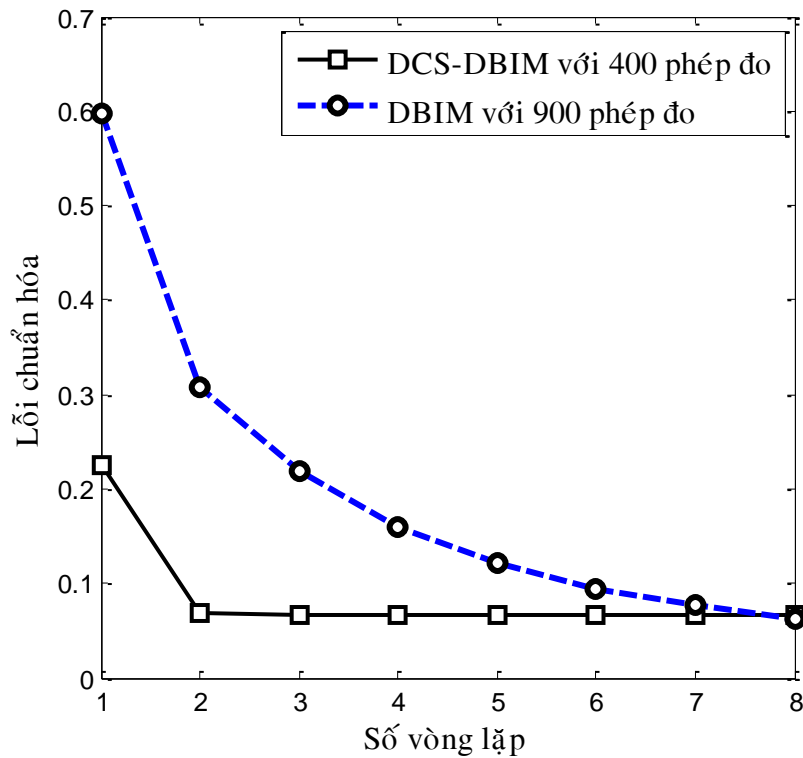
Hình 4.9 trình bày lỗi chuẩn hóa theo vòng lặp sử dụng phương pháp DCS-DBIM (trong trường hợp $N_t = N_r = 16$, tức là số phép đo = $16 \times 16 = 256$) so với phương pháp DBIM truyền thống (trong trường hợp $N_t = N_r = 22$, tức là số phép đo = $22 \times 22 = 484$). Mặc dù số phép đo của phương pháp DCS-DBIM xấp xỉ bằng một nửa số phép đo được sử dụng trong phương pháp DBIM, cả hai phương pháp đều cho chất lượng khôi phục ảnh tương đương sau bước lặp thứ 6. Với cùng lỗi chuẩn hóa, trong phương pháp DCS-DBIM, tôi chỉ cần 3 vòng lặp; trong khi đó, trong phương pháp DBIM, tôi cần 6 vòng lặp. Do đó, trong kịch bản này, khi sử dụng phương pháp đề xuất, tôi tiết kiệm được một nửa số phép đo và số vòng lặp. Hình 4.10 cũng chỉ ra rằng, phương pháp đề xuất cho

hiệu suất rất tốt (với 400 phép đo), so với phương pháp truyền thống (900 phép đo). Như đã được đề cập ở trên, thời gian tạo ảnh lớn hơn nhiều phương pháp truyền thống.

Hình 4.12 và 4.13 biểu thị các kết quả khôi phục của phương pháp DBIM và DCS-DBIM ở các vòng lặp từ 1 đến 8 trong trường hợp $N_t = N_r = 16$ (tức là $r = 0.581$). Ta có thể thấy rằng, tốc độ hội tụ đạt được rất nhanh khi sử dụng phương pháp DCS-DBIM, chỉ sau một vài vòng lặp đầu tiên và không bị ảnh hưởng nhiều bởi nhiễu. Ngược lại, phương pháp DBIM có tốc độ hội tụ rất thấp và bị ảnh hưởng nhiều bởi nhiễu. Điều đó chứng tỏ rằng, phương pháp đề xuất cho chất lượng tốt hơn nhiều phương pháp truyền thống.



Hình 4.9. So sánh lỗi chuẩn hóa của phương pháp truyền thống (484 phép đo) và phương pháp đề xuất (256 phép đo)

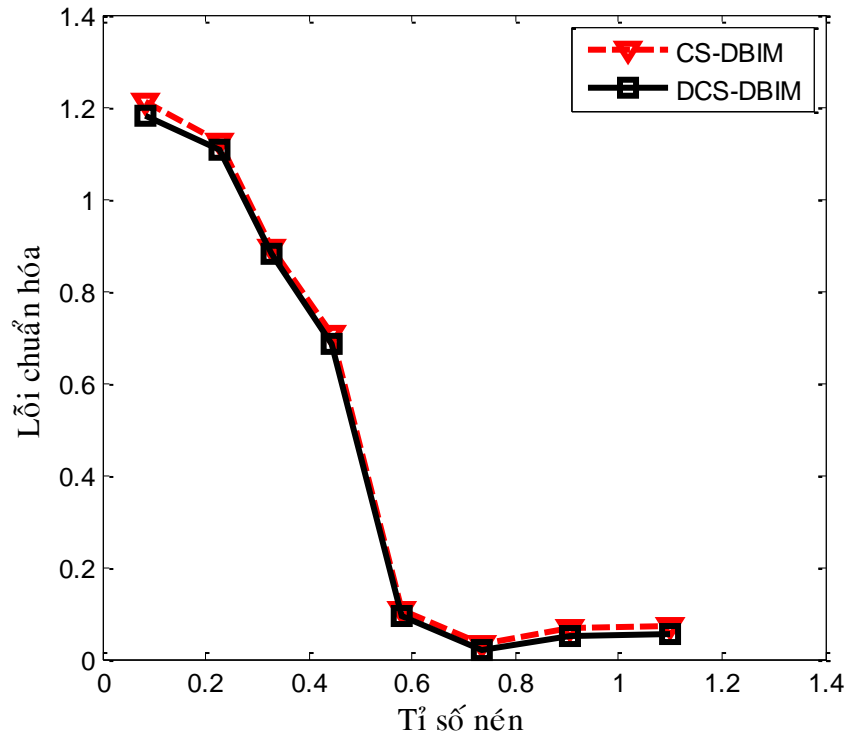


Hình 4.10. So sánh lỗi chuẩn hóa của phương pháp truyền thống (900 phép đo) và phương pháp đề xuất (400 phép đo)

4.5.2. Đánh giá hiệu suất của phương pháp DCS-DBIM và CS-DBIM

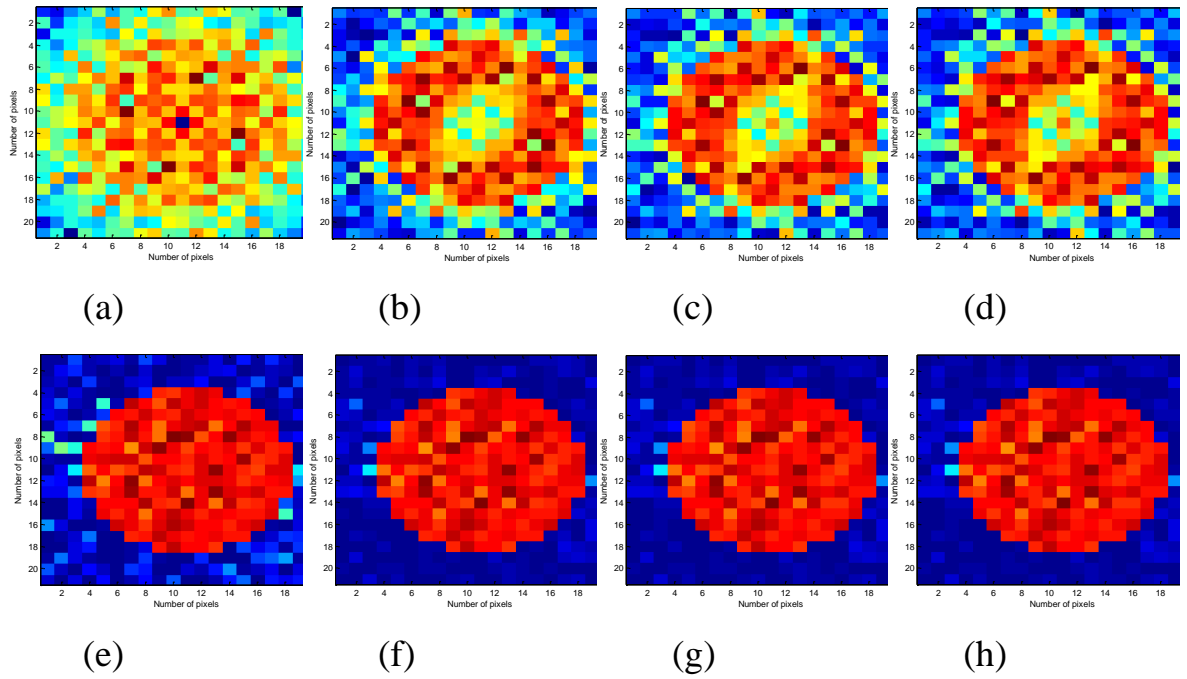
Trong phần này, tôi thảo luận và so sánh hiệu suất của phương pháp DCS-DBIM và DBIM. Cụ thể là so sánh hiệu suất của các phương pháp DCS-DBIM và CS-DBIM.

Trong Hình 4.11, chúng ta thấy rằng, hiệu suất của phương pháp DCS-DBIM hầu như tương tự với phương pháp CS-DBIM.

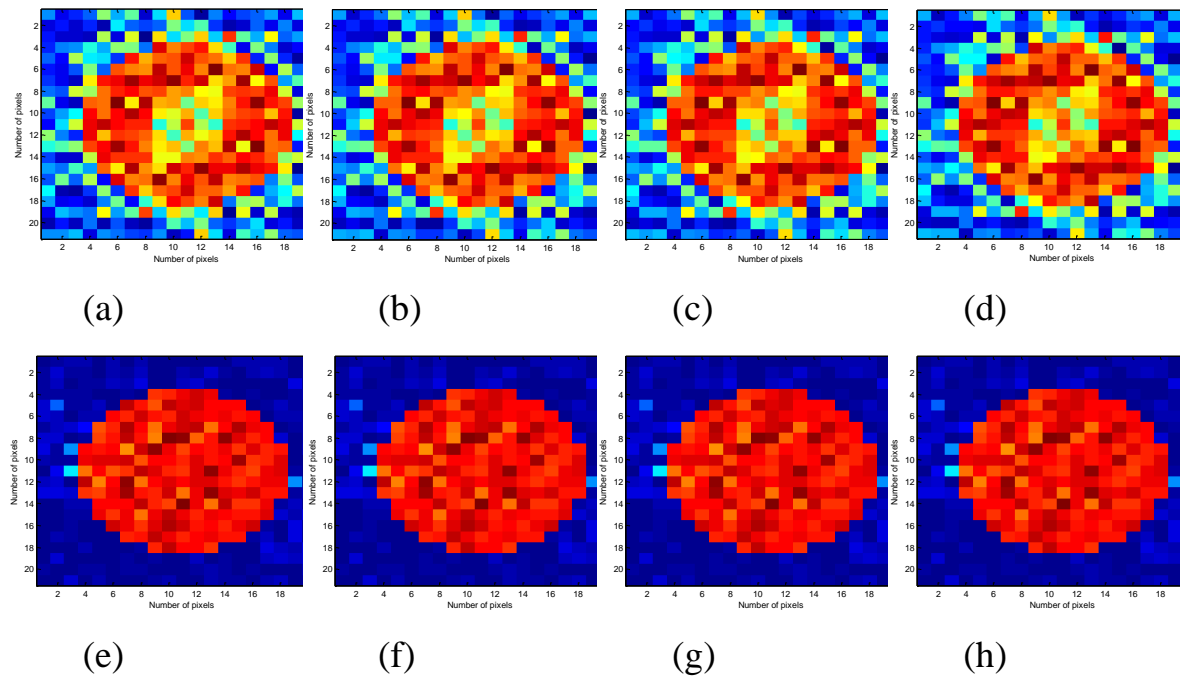


Hình 4.11. So sánh lỗi chuẩn hóa của phương pháp CS-DBIM và DCS-DBIM với các tỷ số nén khác nhau

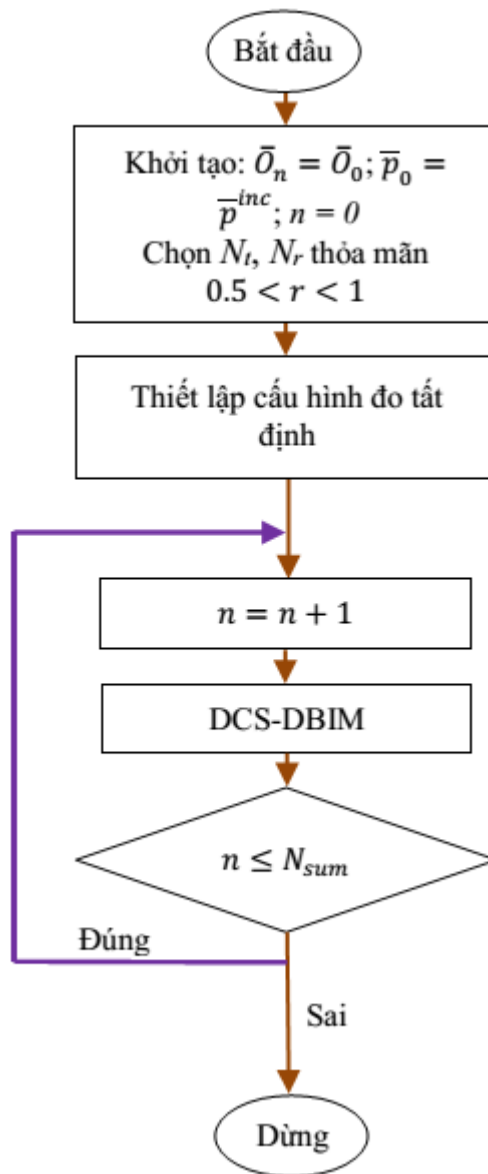
Các kết quả mô phỏng số khá phù hợp với công trình nghiên cứu trước đây về kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên [55]. Hơn nữa, việc thực thi kỹ thuật lấy mẫu nén dựa trên việc lấy mẫu ngẫu nhiên, nghĩa là các đầu dò sẽ phân bố ngẫu nhiên trên hệ đo. Cấu trúc ngẫu nhiên này dẫn đến việc thực thi phân cứng phức tạp. Nếu chúng ta áp dụng kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên, kỹ thuật này sử dụng hệ giả ngẫu nhiên phi tuyến và hoạt động giống như hệ ngẫu nhiên [43], nên việc thực thi phân cứng cấu trúc giả ngẫu nhiên sẽ đơn giản hơn nhiều so với cấu trúc ngẫu nhiên. Chú ý rằng, việc khôi phục chính xác bởi kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên cũng được đảm bảo như đối với kỹ thuật lấy mẫu nén thông thường.



Hình 4.12. Kết quả khôi phục của phương pháp DBIM và DCS-DBIM ở các vòng lặp từ 1 đến 4 trong trường hợp $N_t = N_r = 16$, $r = 0.581$



Hình 4.13. Kết quả khôi phục của phương pháp DBIM và DCS-DBIM ở các vòng lặp từ 5 đến 8 trong trường hợp $N_t = N_r = 16$, $r = 0.581$



Hình 4.14. Biểu đồ quy trình tạo ảnh của phương pháp DCS-DBIM đề xuất

Quy trình thực thi của giải thuật DCS-DBIM được trình bày trong Hình 4.14. Giả sử rằng, số điểm ảnh của hàm mục tiêu lý tưởng (N) và tổng số vòng lặp (N_{iter}) được cho trước. Biểu đồ ở Hình 4.14 bắt đầu bằng việc khởi tạo 3 tham số \bar{O}_n , \bar{p}_0 , và n ($\bar{O}_n = \bar{O}_0; \bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}; n = 0$). Ngoài ra, $N_t N_r$ cũng được lựa chọn để nó nhỏ hơn N^2 (điểm ảnh của hàm mục tiêu lý tưởng) (trong trường hợp tốt nhất, $0.5 < r < 1$). Sau đó, tôi thiết lập cấu hình đo giả ngẫu nhiên dựa

Bảng 4.1. Lỗi chuẩn hóa và thời gian tạo ảnh của phương pháp DBIM và DCS-DBIM thông qua các vòng lặp với N_t và N_r khác nhau

Số máy phát (N_t) và máy thu (N_r)	Phương pháp	Lỗi chuẩn hóa từ vòng lặp 1 đến 8								Thời gian tạo ảnh (giây)
$N_t = N_r = 6$ ($r = 0.082$)	DBIM	0.8682	0.8438	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	69.692787
	DCS-DBIM	1.2077	1.2102	1.2105	1.2105	1.2105	1.2105	1.2105	1.2105	42.139530
$N_t = N_r = 8$ ($r = 0.145$)	DBIM	0.7964	0.7515	0.7490	0.7489	0.7489	NaN	NaN	NaN	61.308944
	DCS-DBIM	1.1587	1.1718	1.1721	1.1721	1.1721	1.1721	1.1721	1.1721	47.157182
$N_t = N_r = 10$ ($r = 0.227$)	DBIM	0.7305	0.6811	0.6779	0.6772	0.6771	0.6770	0.6770	0.6770	40.428921
	DCS-DBIM	1.1123	1.1224	1.1226	1.1226	1.1226	1.1226	1.1226	1.1226	53.017146
$N_t = N_r = 12$ ($r = 0.327$)	DBIM	0.6808	0.6140	0.6083	0.6073	0.6070	0.6069	0.6069	0.6069	48.419012
	DCS-DBIM	0.8834	0.8945	0.8950	0.8950	0.8950	0.8950	0.8950	0.8950	63.057426
$N_t = N_r = 14$ ($r = 0.444$)	DBIM	0.9367	0.6457	0.5824	0.5547	0.5398	0.5308	0.5254	0.5218	55.754608
	DCS-DBIM	0.7025	0.7084	0.7085	0.7085	0.7085	0.7085	0.7085	0.7085	90.422976
$N_t = N_r = 16$ ($r = 0.581$)	DBIM	0.5272	0.4629	0.4585	0.4576	0.4572	0.4570	0.4570	0.4570	66.137258
	DCS-DBIM	0.1604	0.1078	0.1082	0.1082	0.1082	0.1082	0.1082	0.1082	185.779095
$N_t = N_r = 18$ ($r = 0.735$)	DBIM	0.8196	0.5734	0.4919	0.4480	0.4176	0.3948	0.3773	0.3632	77.524221
	DCS-DBIM	0.1240	0.0342	0.0338	0.0337	0.0337	0.0337	0.0337	0.0337	251.473327
$N_t = N_r = 20$ ($r = 0.907$)	DBIM	0.4749	0.2760	0.2356	0.2225	0.2158	0.2115	0.2086	0.2066	94.343578
	DCS-DBIM	0.2243	0.0689	0.0672	0.0670	0.0670	0.0669	0.0668	0.0668	237.118941
$N_t = N_r = 22$ ($r = 1.098$)	DBIM	0.4604	0.2106	0.1598	0.1353	0.1209	0.1110	0.1036	0.0973	112.128716
	DCS-DBIM	0.3255	0.0777	0.0729	0.0724	0.0723	0.0721	0.0719	0.0718	234.584982
$N_t = N_r = 24$ ($r = 1.306$)	DBIM	0.5754	0.2832	0.1321	0.0942	0.0725	0.0641	0.0534	0.0632	125.724742
	DCS-DBIM	0.3870	0.0310	0.0197	0.0192	0.0190	0.0188	0.0186	0.0184	225.159681
$N_t = N_r = 26$	DBIM	0.5545	0.1933	0.1141	0.0846	0.0685	0.0585	0.0516	0.0464	144.661175

$(r = 1.533)$	DCS-DBIM	0.1768	0.0129	0.0066	0.0064	0.0064	0.0064	0.0064	0.0064	0.0064	201.250795
$N_i = N_r = 28$ $(r = 1.778)$	DBIM	0.4905	0.1680	0.0858	0.0570	0.0417	0.0329	0.0271	0.0229		170.032561
	DCS-DBIM	0.1338	0.0080	0.0031	0.0030	0.0029	0.0029	0.0029	0.0029		238.488285
$N_i = N_r = 30$ $(r = 2.041)$	DBIM	0.5971	0.3079	0.2179	0.1602	0.1215	0.0948	0.0764	0.0633		212.923908
	DCS-DBIM	0.1466	0.0062	0.0022	0.0022	0.0022	0.0022	0.0022	0.0022		263.288455

Bảng 4.2. Thời gian tạo ảnh của phương pháp DBIM và DCS-DBIM sau 8 vòng lặp với số phép đo khác nhau

Số phép đo	100	144	196	256	324	400	484	576	676	784	900
DBIM (giây)	40.4289 21	48.419 012	55.754 608	66.137 258	77.5242 21	94.3435 78	112.12 8716	125.72 4742	144.66 1175	170.03 2561	212.92 3908
DCS-DBIM (giây)	53.0171 46	63.057 426	90.422 976	185.77 9095	251.473 327	237.118 941	234.58 4982	225.15 9681	201.25 0795	238.48 8285	263.28 8455
Thời gian tăng	23.74%	23.21%	38.34%	64.40%	69.17%	60.21%	52.20%	44.16%	28.12%	28.70%	19.13%

Bảng 4.3. Lỗi chuẩn hóa của phương pháp DBIM và DCS-DBIM sau 8 vòng lặp với số phép đo khác nhau

Số phép đo	100	144	196	256	324	400	484	576	676	784	900
DBIM	0.6770	0.6069	0.5218	0.4570	0.3632	0.2066	0.0973	0.0632	0.0464	0.0229	0.0633
DCS-DBIM	1.1226	0.8950	0.7085	0.1082	0.0337	0.0668	0.0718	0.0184	0.0064	0.0029	0.0022
Lỗi giảm/tăng	39.69 %	32.19 %	26.35 %	76.32 %	90.72 %	67.67 %	26.21 %	70.89 %	86.21 %	87.34 %	96.52 %

trên bộ lọc giả ngẫu nhiên. Tiếp theo, giải thuật DCS-DBIM được sử dụng để khôi phục hàm mục tiêu trong N_{sum} vòng lặp. Kết quả đầu ra của quy trình là hàm khôi phục sau N_{iter} vòng lặp.

4.6. Kết luận chương 4

Nếu quy trình tạo ảnh siêu âm cắt lớp được chia thành các giai đoạn (a. Thiết lập cấu hình đo; b. Phát tín hiệu siêu âm; c. Thu dữ liệu tán xạ; d. Khôi phục ảnh (giải hệ phương trình bất định); e. Hiển thị ảnh), thì giải thuật đề xuất DCS-DBIM được ứng dụng vào công đoạn thiết lập cấu hình đo và khôi phục ảnh. Phương pháp DCS-DBIM cải thiện được các yếu tố sau: 1. Tốc độ hội tụ (lớn hơn nhiều so với phương pháp DF-DBIM); 2. Giảm mạnh số phép đo; 3. Thực thi phần cứng.

Dựa trên lý thuyết tán xạ ngược, phương pháp DBIM được biết đến là giải pháp tạo ảnh định lượng rất phổ biến trong việc phát hiện các đối tượng rất nhỏ thông qua thuộc tính cơ học của nó. Kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên là một giải pháp hứa hẹn trong việc thực thi phần cứng khả thi trong các ứng dụng thực tế. Luận án này đã nghiên cứu áp dụng thành công kỹ thuật DCS để thiết lập cấu hình đo cho phương pháp DBIM, và sau đó, hàm mục tiêu được khôi phục sử dụng bài toán bình phương nhỏ nhất l_1 để cải thiện chất lượng khôi phục ảnh. Phương pháp này cũng cho phép thiết lập đơn giản hơn so với các phương pháp khác. Các kịch bản mô phỏng khôi phục sự thay đổi vận tốc truyền âm được thực hiện để chứng minh hiệu suất rất tốt của phương pháp này. Các kết quả này đã chỉ ra rằng, những ưu điểm của phương pháp mới này sẽ đóng góp giá trị cho ứng dụng thực tiễn. Công trình công bố liên quan của nghiên cứu sinh trong chương này là công trình số 5.

Đối với mục đích tạo ảnh trong thực tế, việc khôi phục ảnh ba chiều (3D) có thể được thực hiện bằng việc sử dụng nhiều lát cắt 2D tại nhiều vị trí trên

trục Z; các đầu ra được xử lý riêng lẻ và sau đó chúng được kết hợp với nhau để tạo ảnh 3D [17]. Do đó, vấn đề cốt lõi là chúng ta cần thu nhận các lát cắt 2D thật tốt.

Với công nghệ mảng đầu dò hiện nay, một đầu dò có thể vừa phát và thu tín hiệu siêu âm. Do đó, khi thiết lập cấu hình đo thực tế, nó còn phụ thuộc vào yêu cầu chất lượng tạo ảnh, chúng ta có thể sắp xếp các đầu dò trên hệ đo sao cho khoảng cách giữa hai đầu dò có thể là 1 độ, 2 độ, ... Nếu khoảng cách giữa hai đầu dò là nhỏ, chúng ta có thể sắp xếp nhiều máy phát và máy thu trên hệ đo, do đó, chúng ta có thể khôi phục được ảnh chất lượng cao (tức là một số lượng lớn các điểm ảnh trong vùng quan tâm); ngược lại, nếu khoảng cách giữa hai đầu dò lớn, số máy phát và máy thu có thể bố trí trên hệ đo sẽ ít. Do đó, chúng ta có thể khôi phục ảnh có độ phân giải thấp. Bởi vì số máy phát và máy thu sẽ phải được lựa chọn trong dải cho phép để khôi phục ảnh đủ tốt, tức là $0.5 < r < 1$. Tuy nhiên, để hợp lý hơn, chúng ta nên sắp xếp cấu hình đo để khoảng cách giữa hai đầu dò là nhỏ, khoảng 1 độ. Với sự thiết lập này, khi chúng ta tạo chuỗi giả ngẫu nhiên DCS, các chỉ số của chuỗi này sẽ tương ứng với các vị trí đầu dò trên hệ đo. Điều này sẽ tạo ra một hệ tọa độ ngẫu nhiên, và do đó đảm bảo điều kiện khôi phục trong kỹ thuật lấy mẫu nén [10], [14]. Việc thiết lập này không làm cho quá trình tạo ảnh thêm phức tạp. Trong thực tế, không phải tất cả đầu dò trong hệ đo làm việc, chỉ các đầu dò có chỉ số trùng với các chỉ số của chuỗi giả ngẫu nhiên. Do đó, khối lượng tính toán chỉ phụ thuộc vào số đầu dò hoạt động trên hệ đo.

KẾT LUẬN

A. Các kết quả của luận án

Chụp ảnh siêu âm cắt lớp là kỹ thuật có nhiều tiềm năng ứng dụng; sử dụng kỹ thuật tán xạ ngược nên có thể phát hiện được các u có kích thước nhỏ hơn bước sóng. Tuy nhiên do sử dụng kỹ thuật tán xạ ngược nên có độ phức tạp tính toán rất lớn, là rào cản lớn để thương mại hóa thiết bị sử dụng công nghệ này.

Trong phương pháp DBIM, đã có nhiều công trình công bố về DBIM, hai trong nhiều công trình mà được nhiều nhà nghiên cứu quan tâm, đó là: (a) Kỹ thuật kết hợp tần số, tuy nhiên, kỹ thuật này chưa đề cập đến bước nhảy cần thiết từ tần số thấp sang tần số cao (tham số này ảnh hưởng đến chất lượng toàn bộ hệ thống); (b) Kỹ thuật lấy mẫu nén ngẫu nhiên, tuy nhiên việc thực thi phần cứng khá khó khăn vì cấu hình đo là ngẫu nhiên.

Luận án đề xuất 02 thuật toán xử lý tín hiệu tiên tiến nhằm giải quyết các hạn chế của các phương pháp hiện tại:

Kỹ thuật kết hợp tần số tối ưu: Kỹ thuật này phân tích ảnh hưởng việc kết hợp tần số và đề xuất công thức tính bước nhảy tần số tối ưu từ tần số thấp sang tần số cao. Tôi đã phân tích ảnh hưởng của phương pháp kết hợp hai tần số đến chất lượng chụp ảnh siêu âm cắt lớp dựa vào sự thay đổi vận tốc truyền âm. Giải thuật DF-DBIM chỉ có ý nghĩa trong trường hợp số vòng lặp, số máy thu, máy phát là trung bình. Nếu số máy phát và máy thu quá lớn hay quá nhỏ, giải thuật DF-DBIM không cho kết quả khôi phục tốt hơn, so với giải pháp sử dụng một tần số. Kết quả là, giá trị N_{fl} tốt nhất là $N_{iter}/2$, đề xuất này làm cho lỗi chuẩn hóa giảm 67.6%, so với phương pháp truyền thống (hiệu suất khôi phục ảnh có thể đạt đến 90%). Kết quả nghiên cứu về kỹ thuật này đã được nghiên cứu sinh công bố ở công trình số 3.

Kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên: Kỹ thuật này đề xuất cấu hình đo giả ngẫu nhiên kết hợp với giải thuật khôi phục tín hiệu thưa khả nén. Tôi đã nghiên cứu áp dụng thành công kỹ thuật DCS để thiết lập cấu hình đo cho phương pháp DBIM, và sau đó, hàm mục tiêu được khôi phục sử dụng giải thuật khôi phục thưa l_1 để cải thiện chất lượng khôi phục ảnh. Phương pháp này cũng cho phép thiết lập đơn giản hơn so với các phương pháp khác. Các kịch bản mô phỏng được thực hiện để chứng minh hiệu suất rất tốt của phương pháp này (hiệu suất khôi phục ảnh có thể đạt đến 97%). Kết quả nghiên cứu về kỹ thuật này đã được nghiên cứu sinh công bố ở công trình số 5.

B. Hướng phát triển của luận án

Với công nghệ đầu dò hiện nay và việc sử dụng kỹ thuật tạo lát cắt để biến đổi ảnh 3D thành một số ảnh 2D, chúng ta có thể tạo ra nhiều ảnh lát cắt tại cùng một thời điểm. Điều này sẽ làm giảm đáng kể thời gian tạo ảnh cho bệnh nhân và làm cho kỹ thuật chụp ảnh siêu âm cắt lớp trở thành một công cụ tạo ảnh thời gian thực. Để thực hiện giải pháp này trong thực tế, trong khi vẫn giữ được chi phí tính toán ở mức độ có thể chấp nhận được, tôi xem xét hai khả năng sau đây: 1) Tôi chỉ cần một hệ đo 2D; khi cần tạo ảnh các lát cắt khác nhau, hệ đo sẽ dịch chuyển dọc theo trục Z để tạo ảnh ở các lát khác nhau. Tuy nhiên, điều này sẽ mất nhiều thời gian và khi hệ đo dịch chuyển sẽ gây ra các sai số cơ học; 2) Tôi thiết lập hệ đo theo hình dáng vú phụ nữ; quá trình tạo ảnh ở các lát cắt khác nhau sẽ đồng thời xảy ra. Nếu thực hiện như vậy, chúng ta có thể sắp xếp các đầu dò ở các lát cắt khác nhau là khác nhau và thưa thớt? Nếu điều này có thể thực hiện được, chi phí thiết lập sẽ giảm thiểu đáng kể. Đây có thể là vấn đề thú vị để nghiên cứu sâu hơn.

Kỹ thuật kết hợp đa tần số cho phép nâng cao cho tốc độ hội tụ và quan trọng hơn là cải thiện độ phân giải ảnh. Kỹ thuật này hứa hẹn là có thể tạo ảnh có độ phân giải đến cấp độ có thể tạo ảnh được các mô sinh học. Tuy nhiên, khối lượng tính toán và lưu trữ vẫn đang là rào cản để có thể triển khai ứng dụng rộng rãi trong thực tế. Vấn đề này có thể khắc phục bằng việc sử dụng kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên kết hợp (DCS) với kỹ thuật kết hợp đa tần số (MF). Thật vậy, giải pháp này vẫn đảm bảo khả năng có thể tạo ảnh được ở cấp độ mô sinh học, trong khi đó có thể giảm mạnh được khối lượng tính toán bởi vì số lượng đầu dò cần thiết cho hệ tạo ảnh giảm thiểu đáng kể (với cùng chất lượng tạo ảnh, kỹ thuật lấy mẫu nén giả ngẫu nhiên chỉ cần chưa đến một nửa số đầu dò dùng cho kỹ thuật kết hợp đa tần số truyền thống). Giải pháp này đã được nghiên cứu sinh cùng thầy hướng dẫn bước đầu nghiên cứu và đã có một số kết quả nhất định như được công bố trong công trình số 4. Tuy nhiên, trước khi có thể triển khai ứng dụng trong thực tế, giải pháp này cần được nghiên cứu sâu hơn về các vấn đề: 1) Lựa chọn nút chuyển tiếp giữa các tần số; 2) Ảnh hưởng độ lệch pha và sự phá vỡ điều kiện của phương pháp xấp xỉ Born; 3) Mở rộng phạm vi ứng dụng của giải pháp này bên cạnh việc phát hiện sớm các u lạ phục vụ chẩn đoán sớm ung thư vú ở phụ nữ.

DANH MỤC CÁC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ

1. **Tran Quang-Huy** and Tran Duc-Tan (2014), “Improvement in the Measurement Configuration for Ultrasound Tomography”, Proceedings of the International Conference on Engineering Mechanics and Automation-ICEMA3, pp. 303-308, ISBN: 978-604-913-367-1.
2. **Tran Quang-Huy**, Tran Duc-Tan (2015), Ultrasound Tomography in Circular Measurement Configuration using Nonlinear Reconstruction Method, International Journal of Engineering and Technology (IJET) (**SCOPUS indexed**), Vol 7, No. 6, pp. 2207-2017, p-ISSN: 2319-8613.
3. **Tran Quang-Huy**, Tran Duc-Tan, Huynh Huu Tue, Ton That Long, Nguyen Linh-Trung (2016), Influence of Dual-Frequency Combination on the Quality Improvement of Ultrasound Tomography, Simulation: Transactions of the Society for Modeling and Simulation International (**SCIE indexed**), Vol 92, No. 3, pp. 267–276, DOI: 10.1177/0037549716630605.
4. **Tran Quang-Huy**, Tran Duc-Tan (2016), Integration of Compressed Sensing and Frequency Hopping Techniques for Ultrasound Tomography, the 2016 International Conference on Advanced Technologies for Communications, pp. 441-445, ISBN: 978-604-67-0385-3.
5. **Tran Quang Huy**, Huynh Huu Tue, Ton That Long, Tran Duc-Tan (2017), Deterministic Compressive Sampling for High-Quality Image Reconstruction of Ultrasound Tomography, BMC Medical Imaging (**SCIE indexed**), 17:34, DOI: 10.1186/s12880-017-0206-8.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

Tiếng Việt

- [1] Bài phát biểu của GS. TS. Mai Trọng Khoa, <http://bachmai.edu.vn/829/print-article.bic>, truy cập ngày 20 tháng 7 năm 2017.
- [2] Trần Quang Huy, Nguyễn Đình Chinh, Vũ Đình Long, Trần Đức Tân “Mô phỏng và thực nghiệm kiểm chứng tạo dữ liệu siêu âm cắt lớp”, Kỷ yếu Hội thảo quốc gia 2014 về Điện tử, Truyền thông và Công nghệ thông tin (ECIT 2014), Trang 85-89, ISBN: 978-604-67-0349-5, Nhà xuất bản khoa học và kỹ thuật.
- [3] Trần Quang Huy, Nguyễn Thị Cúc, Nguyễn Hồng Minh, Phát hiện sớm các u lạ phục vụ chẩn đoán sớm ung thư vú ở phụ nữ, sử dụng kỹ thuật siêu âm cắt lớp, Kỷ yếu Hội nghị Những tiến bộ trong Vật lý Kỹ thuật và Ứng dụng lần thứ IV, Trang 49-54, 2015, ISBN: 978-604-913-232-2.

Tiếng Anh

- [4] A. Devaney, “Inverse-scattering theory within the Rytov approximation,” *Optics Letters*, Vol. 6, No. 8, pp. 374–376, August 1981.
- [5] A. Devaney, “Inversion formula for inverse scattering within the Born approximation,” *Optics Letters*, Vol. 7, No. 3, pp. 111–112, March 1982.
- [6] A. Macovski, “Ultrasonic imaging using arrays,” *Proceedings of the IEEE*, Vol. 67, No. 4, pp. 484–495, April 1979.
- [7] A. Mojsilovic, M. 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.
- [8] Avinash C.K and Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, *Society for Industrial and Applied Mathematics*, 2001, *IEEE*, *New York*, pp. 248-249, ISBN 0-87942-198-3.
- [9] C. F. Schueler, H. Lee, and G. Wade (1984), *Fundamentals of digital ultrasonic processing*, *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, Vol. 31, No. 4, pp. 195–217.
- [10] Candós et al., "Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information." *Information Theory*, *IEEE Transactions on* 52.2 (2006): 489-509.
- [11] Carson PL, Meyer CR, Scherzinger AL, Oughton TV (1981) Breast imaging in coronal planes with simultaneous pulse echo and transmission ultrasound. *Science* 214(4525):1141–1143.
- [12] D. V. Phong, N. L. Trung, T. D. Tan, H. V. Le, Minh. N. Do, Fast image acquisition in magnetic resonance imaging by chaotic compressed sensing, 8th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI'11) on March 30 – April 2, 2011.
- [13] Devaney AJ. Inversion formula for inverse scattering within the Born approximation. *Optics Letters* 1982; 7(3): 111-112.
- [14] DL. Donoho. "Compressed sensing." *Information Theory*, *IEEE Transactions on* 52, No. 4 (2006): 1289-1306.
- [15] Duric N, Littrup P, Babkin A, Chambers D, Azevedo S, Kalinin A, Pevzner R, Tokarev M, Holsapple E, Rama O, Duncan R (2005) Development of ultrasound tomography for breast imaging: technical assessment. *Med Phy* 32(5):1375–1386.

- [16] Duric N, Littrup P, Poulo L, Babkin A, Pevzner R, Holsapple E, Rama O, Glide C (2007) Detection of breast cancer with ultrasound tomography: first results with the computed ultrasound risk evaluation (CURE) prototype. *Med Phys* 34(2):773–785.
- [17] Duric, Neb, et al. "Clinical breast imaging with ultrasound tomography: A description of the softvue system." *The Journal of the Acoustical Society of America* 135.4 (2014): 2155-2155.
- [18] E. Candós and J. Romberg, "Sparsity and incoherence in compressive sampling," *Inverse Problems*, Vol. 23, p. 969, 2007.
- [19] E. J. Candes and M. B. Wakin, "An Introduction To Compressive Sampling," *IEEE Signal Processing Magazine*, Vol. 25, pp. 21-30, 2008.
- [20] E. J. Candós, "The restricted isometry property and its implications for compressed sensing," *Compte Rendus de l'Academie des Sciences*, Vol. 346, pp. 589-592, 2008.
- [21] E. J. Candes, J. Romberg, and T. Tao, "Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information," *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol. 52, pp. 489-509, 2006.
- [22] F. M. J. Valckx and J. M. Thijssen, "Characterization of echographic image texture by cooccurrence matrix parameters," *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 23, No. 4, pp. 559–571, 1997.
- [23] G. S. Kino, *Acoustic Waves: Devices, Imaging, and Analog Signal Processing*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1987.
- [24] Gemmeke H, Ruiters NV (2007) 3D ultrasound computer tomography for medical imaging. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 580(2):1057–1065.

- [25] GH. Golub, PC. Hansen and DP. O'Leary, "Tikhonov Regularization and Total Least Squares," *SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications* 1999; .21(1): 185-194.
- [26] Glover GH (1977) Computerized time-of-flight ultrasonic tomography for breast examination. *Ultrasound Med Biol* 3(2–3):117–127.
- [27] Greenleaf JF, Bahn RC (1981) Clinical imaging with transmissive ultrasonic computerized tomography. *IEEE Trans Biomed Eng* 28(2):177–185
- [28] H. Yoshida, D. D. Casalino, B. Keserci, A. Coskun, O. Ozturk, and A. Savranlar, "Wavelet-packet-based texture analysis for differentiation between benign and malignant liver tumours in ultrasound images," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 48, No. 22, pp. 3735–3753, November 2003.
- [29] Haddadin, Osama S., and Emad S. Ebbini. Imaging strongly scattering media using a multiple frequency distorted Born iterative method. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 1998; 45(6): 1485-1496.
- [30] Haddadin, Osama S., and Emad S. Ebbini. Multiple frequency distorted Born iterative method for tomographic imaging. *Acoustical Imaging* 1997; 23: 613-619.
- [31] <http://www.diagnosticimaging.com>, truy cập ngày 20 tháng 7 năm 2017.
- [32] J. C. Sprott, "Chaos and time-series analysis," Oxford University Press Oxford, 2003.

- [33] J. F. Greenleaf and R. C. Bahn, "Clinical imaging transmissive ultrasonic computerized tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 28, pp. 177–185, Feb. 1981.
- [34] J. Tropp et al., "Random filters for compressive sampling and reconstruction," in *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP 2006)*, Vol. 3, Toulouse, France, May 14–19 2006.
- [35] Jeong J-W, Kim T-S, Shin DC, Do S, Singh M, Marmarelis VZ (2005) Soft tissue differentiation using multiband signatures of high resolution ultrasonic transmission tomography. *IEEE Trans Medl Imaging* 24(3):399–408.
- [36] Jeong J-W, Shin DC, Do S-H, Blanco C, Klipfel NE, Holmes DR, Hovanessian-Larsen LJ, Marmarelis VZ (2008) Differentiation of cancerous lesions in excised human breast specimens using multiband attenuation profiles from ultrasonic transmission tomography. *J Ultrasound Med* 27(3):435–451.
- [37] Jeong J-W, Shin DC, Marmarelis VZ (2009) Image fusion methodology for efficient interpretation of multiband images in 3D high-resolution ultrasonic transmission tomography. *Intl J Imaging Syst Technoly* 19(4):277–282.
- [38] Jirík R, Peterlík I, Ruitter N, Fousek J, Dapp R, Zapf M, Jan J (2012) Sound-speed image reconstruction in sparse-aperture 3-D ultrasound transmission tomography. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelectr, Freq Control* 59(2):254–264.
- [39] Kaveh M, Soumekh M, Greenleaf JF (1984) Signal processing for diffraction tomography. *IEEE Trans Sonics and Ultrason* 31(4):230–239.

- [40] Kim, Seung-Jean, et al. "An interior-point method for large-scale 11-regularized least squares." *Selected Topics in Signal Processing, IEEE Journal of* 1.4 (2007): 606-617.
- [41] Küşyş, Nermin, et al. "Comparison of standard mammography with digital mammography and digital infrared thermal imaging for breast cancer screening." *Journal of the Turkish German Gynecological Association* 11.3, pp. 152, 2010.
- [42] Krainov et al., "Appendix J: Properties of the Generalized Bessel Function," Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2005.
- [43] L. Yu et al., "Compressive sensing with chaotic sequence," *IEEE Signal Processing Letters*, Vol. 17, No. 8, pp. 731–734, Aug. 2010.
- [44] Lavarello R, Oelze M, Density imaging using a multiple-frequency DBIM approach, *IEEE Trans UltrasonFerroelectrFreq Control*. 2010 Nov; 57(11):2471-9. doi: 10.1109/TUFFFC.2010.1713.
- [45] Lavarello Robert (2009), *New Developments on Quantitative Imaging Using Ultrasonic Waves*, University of Illinois at Urbana-Champaign.
- [46] Lavarello, Roberto J., and Michael L. Oelze. "Density imaging using inverse scattering." *The Journal of the Acoustical Society of America* 125.2 (2009): 793-802.
- [47] Lavarello, Roberto, and Michael Oelze. "Density imaging using a multiple-frequency DBIM approach." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 57, No. 11, 2010, pp. 2471-2479.
- [48] Lavarello, Roberto, and Michael Oelze. A study on the reconstruction of moderate contrast targets using the distorted Born

- iterative method. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 2008; 55(1): 112-124.
- [49] Leach Jr RR, Azevedo SG, Berryman JG, Bertete-Aguirre HR, Chambers DH, Mast JE, Littrup P, Duric N, Johnson SA, Wuebbeling F (2002) Comparison of ultrasound tomography methods in circular geometry. In: Proceedings of the SPIE, Vol 4687. pp 362–377.
- [50] Li C, Duric N, Littrup P, Huang L (2009) In vivo breast sound-speed imaging with ultrasound tomography. *Ultrasound Med Biol* 35(10):1615–1628.
- [51] M. F. Duarte and Y. C. Eldar, “Structured compressed sensing: From theory to applications,” *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 59, No. 9, pp. 4053–4085, Sep. 2011.
- [52] M. Slaney, A. C. Kak, and L. E. Larson, Limitations of imaging with first order diffraction tomography, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol. 32, No. 8, 1984, pp. 860–873.
- [53] Mamou, Jonathan, and Michael L. Oelze, eds. Quantitative ultrasound in soft tissues. Heidelberg:: Springer, 2013.
- [54] Mojabi, Pedram. Ultrasound tomography: An inverse scattering approach. University of Manitoba (Canada), 2014.
- [55] N. Linh-Trung, V. P. Dinh, Z. M. Hussain, and H. T. Huynh, Compressed sensing using chaos filters, in 2008 Australasian Telecommunications Networking and Application Conference (ATNAC’08), Adelaide, Australia, December 2008.
- [56] National Research Council. Visualizing Chemistry: The progress and promise of advanced chemical imaging. National Academies Press, 2006.

- [57] P. M. Shankar, V. A. Dumane, T. George, C. W. Piccoli, J. M. Reid, F. Forsberg, and B. B. Goldberg, "Classification of breast masses in ultrasonic B scans using Nakagami and K distributions," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 48, No. 14, pp. 2229–2240, July 2003.
- [58] Q. Zhu and B. D. Steinberg, "Wavefront amplitude distortion and image sidelobe levels: Part I - Theory and computer simulations," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 40, No. 6, pp. 747–753, November 1993.
- [59] Quan Y, Huang L (2007) Sound-speed tomography using first-arrival transmission ultrasound for a ring array. In: *Proceedings of the SPIE*, Vol 6513. pp 651 306.1-651 306.9.
- [60] R. Calderbank, S. Howard, and S. Jafarpour, "Construction of a large class of deterministic sensing matrices that satisfy a statistical isometry property," *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, Vol. 4, No. 2, pp. 358–374, Apr. 2010.
- [61] R. Lavarello and M. Oelze, "Tomographic Reconstruction of Three-Dimensional Volumes Using the Distorted Born Iterative Method," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2009; 28 (10):1643-1653.
- [62] R. Sloun et al., "Compressed Sensing for Ultrasound Computed Tomography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol 62, issue 6, pp. 1660-1664, June 2015.
- [63] Robinson B, Greenleaf J (1986) The scattering of ultrasound by cylinders: Implications for diffraction tomography. *J Acoust Soc Am* 80(1):40–49.

- [64] S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn, "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues," *J. Acoust. Soc. Am.* 64, 423–457, 1978.
- [65] S. Krass, R. Brennecke, T. Voiglaender, R. Kuprat, P. Staehr, H. J. Rupprecht, A. Fisch, H. Darius, and J. Meyer, "Tissue classification by texture and spectral analysis of intracoronary ultrasound radio-frequency data," in *Computers in Cardiology*, 1988, pp. 641–643.
- [66] Schreiman JS, Gisvold JJ, Greenleaf JF, Bahn RC (1984) Ultrasound transmission computed tomography of the breast. *Radiology* 150(2):523–530.
- [67] Slaney M, Kak A, Larsen L (1984) Limitations of imaging with first-order diffraction tomography. *IEEE Trans Microwave Tech* 32(8):860–874.
- [68] T. Tran-Duc, Trung Linh-Nguyen , and M. N. Do. "Modified Distorted Born Iterative Method for Ultrasound Tomography by Random Sampling." In *Communications and Information Technologies (ISCIT), 2012 International Symposium on*, pp. 1065-1068. IEEE, 2012.
- [69] Tjihuis AG., Belkebir K., Litman ACS., et al. Multiple-frequency distorted-wave Born approach to 2D inverse profiling. *Inverse problems* 2001; 17(6): 1635-1644.
- [70] Tran Duc Tan, Dinh Van Phong, Truong Minh Chinh, and Nguyen Linh-Trung, Accelerated Parallel Magnetic Resonance Imaging with Multi-Channel Chaotic Compressed Sensing, 2010 International Conference on Advanced Technologies for Communications ATC 2010, HCM Vietnam, Oct. 2010, pp. 146-151.
- [71] Tran Duc Tan, N. Linh-Trung, M. L. Oelze, M. N. Do, Application of L_1 regularization for high-quality reconstruction of ultrasound

- tomography, 4th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME 2012), in *tại International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE) [SCOPUS index]*, NXB SPRINGER, ISSN: 1680-0737, Vol. 40, 2013, pp. 309-312.
- [72] Tran Duc Tan, Nguyen Tien Anh, Application of Interpolation for DBIM Reconstruction of Ultrasound Tomography, IEEE International Symposium on Micro-Nano Mechatronics and Human Science (From Micro & Nano Scale Systems to Robotics & Mechatronics Systems), Japan, 2011, pp. 240-243.
- [73] Tran Quang-Huy, Tran Duc-Tan, Nguyen Linh-Trung, An Improved Distorted Born Iterative Method for Reduced Computational Complexity and Enhanced Image Reconstruction in Ultrasound Tomography, the 2014 International Conference on Advanced Technologies for Communications, 2014, pp. 703-707.
- [74] Tran-Duc, Tan, Nguyen Linh-Trung, and Minh N. Do. "Modified distorted Born iterative method for ultrasound tomography by random sampling." In *Communications and Information Technologies (ISCIT), 2012 International Symposium on*, pp. 1065-1068. IEEE, 2012.
- [75] Tran-Duc, Tan, Nguyen Linh-Trung, Michael L. Oelze, and Minh N. Do. "Application of l_1 Regularization for High-Quality Reconstruction of Ultrasound Tomography." In *4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam*, pp. 309-312. Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [76] Truong Minh-Chinh, Tran Duc Tan, Nguyen Linh-Trung, Marie Luong and Minh N. Do, Enhanced SWIFT Acquisition with Chaotic Compressed Sensing by Designing the Measurement Matrix with Hyperbolic-Secant Signals, International Conference of the IEEE

- Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC-2012), USA, 2012, pp. 380-383.
- [77] Tsihrintzis GA, Devaney AJ (2000) Higher-order (nonlinear) diffraction tomography: inversion of the Rytov series. *IEEE Trans Inf Theory* 46(5):1748–1765.
- [78] V. Dutt and J. F. Greenleaf, “Ultrasound echo envelope analysis using a homodyned K distribution signal model,” *Ultrasonic Imaging*, Vol. 16, No. 4, pp. 265–287, October 1994.
- [79] V. G. Murmis, J. J. Gisvold, T. M. Kinter, and J. F. 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.
- [80] Wedberg TC, Stamnes JJ (1995) Comparison of phase retrieval methods for optical diffraction tomography. *Pure Appl Opt* 4(1):39–54.
- [81] X. Zhang, N. Smith, and A. Webb, “Medical Imaging, Biomedical Information Technology,” *Academic Press Series in Biomedical Engineering*, Elsevier, pp. 1-27, 2008.
- [82] Zhang D, Chen X, Gong X-F (2001) Acoustic nonlinearity parameter tomography for biological tissues via parametric array from a circular piston source: theoretical analysis and computer simulations. *J Acoust Soc Am* 109(3):1219–1225.
- [83] Zhang D, Gong X-F (1999) Experimental investigation of the acoustic nonlinearity parameter tomography for excised pathological biological tissues. *Ultrasound Med Biol* 25(4):593–599.
- [84] Erik L. Ridley, Whole-breast ultrasound tomography shows promise, <https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=log&itemID=91916>, truy cập ngày 20 tháng 7 năm 2017.