

# Quy trình kết hợp đa tần số hiệu quả trong việc nâng cao chất lượng khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp

Trần Quang Huy, Nguyễn Thế Lâm

Khoa Vật lý, Trường Đại học Sư phạm Hà Nội 2

Hà Nội, Việt Nam

tranquanghuy@hpu2.edu.vn; nguyenthelam@hpu2.edu.vn

Trần Đức Tân

Khoa Điện tử Viễn Thông, Trường Đại học Công nghệ, Đại

học Quốc gia Hà Nội

Hà Nội, Việt Nam

tantd@vnu.edu.vn

**Tóm tắt**— Phương pháp lập vi phân Born (DBIM) sử dụng thông tin đa tần số đã được nghiên cứu và ứng dụng trong kỹ thuật siêu âm cắt lớp. Tuy nhiên, việc sử dụng các tần số khác nhau ở các vòng lặp khác nhau trong phương pháp DBIM không được sử dụng một cách nhất quán. Bước nhảy tần số thường được lựa chọn tùy thuộc vào người xây dựng kịch bản mô phỏng hay thực nghiệm. Dựa vào kỹ thuật kết hợp đa tần số, trong bài báo này, chúng tôi đề xuất một quy trình kết hợp đa tần số hiệu quả nhằm nâng cao chất lượng khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng âm cơ bản và các họa âm (FTaOT). Kết quả mô phỏng số chỉ ra rằng, lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất giảm 45% so với phương pháp kết hợp hai tần số thông thường. Các kịch bản sử dụng giải pháp kết hợp đa tần số khác cũng được mô phỏng để chứng minh tính khả thi của phương pháp đề xuất.

**Từ khóa**—Siêu âm cắt lớp, tán xạ ngược, phương pháp lập vi phân Born (DBIM), kết hợp hai tần số (DF), âm cơ bản và các họa âm (FTaOT).

## I. GIỚI THIỆU

Các mô hình tạo ảnh y sinh—chụp ảnh cộng hưởng từ (MRI), chụp cắt lớp điện toán (CT), chụp X-quang tuyến vú, và chụp ảnh siêu âm—đã và đang được ứng dụng rộng rãi trong chẩn đoán y khoa. Trong các kỹ thuật chụp ảnh này, chụp ảnh siêu âm—sử dụng sóng âm có tần số từ 20 kHz đến 1 GHz—là phương pháp được sử dụng phổ biến nhất do bản chất không xâm lấn, giá thành thấp, không gây đau đớn, độ linh động và chẩn đoán tức thời. Phương pháp chụp ảnh sử dụng sóng siêu âm truyền thống, cũng được biết như là chụp ảnh chế độ B, sử dụng các thông tin phản hồi để tạo ảnh mức xám cấu trúc bên trong khoang bụng. Độ sáng của mỗi điểm ảnh tỉ lệ với biên độ đường bao thông tin phản hồi gây bởi các mô. Vị trí không gian có thể được xác định sử dụng nguyên lý phản hồi xung. Tuy nhiên, kỹ thuật chụp ảnh truyền thống này có hạn chế là nó không thể phát hiện được các cấu trúc có kích thước nhỏ hơn bước sóng tới [1]. Trong khi đó, phương pháp chụp X-quang tuyến vú có thể khắc phục được vấn đề trên. Kỹ thuật chụp X-quang tuyến vú sử dụng tia X để tạo ảnh vùng vú phụ nữ, nó được xem như là một trong những công cụ giám sát tốt nhất để tìm kiếm các dấu hiệu ung thư vú sớm. Kỹ thuật này có thể tìm kiếm các u gây ung thư vú rất nhỏ có đường kính nhỏ hơn 5 mm [2], nhỏ hơn nhiều so với bước sóng tới. Hơn nữa, kỹ thuật này cũng được dùng để phát hiện sự vôi hóa cũng như các thay đổi bất thường đối với da. Tuy nhiên, nó cũng có hạn chế là không thể phát hiện ung thư vú đối với những phụ nữ dưới 50 tuổi bởi vì các mô vú của phụ nữ trong độ tuổi này là dày đặc, do đó, chúng không tạo ra được độ tương

phản cần thiết để có thể tạo ảnh các u nhỏ. Tuy nhiên, kỹ thuật chụp ảnh siêu âm đã chứng tỏ là một phương pháp thay thế trong việc chẩn đoán ung thư vú [3]. Kỹ thuật siêu âm cắt lớp cung cấp độ phân giải tốt hơn bằng việc đặt các máy phát và máy thu xung quanh đối tượng và sử dụng một trong những kỹ thuật tán xạ ngược [4]. Hầu hết các công trình nghiên cứu về siêu âm cắt lớp đều cố gắng ước tính một trong những thuộc tính vật liệu của đối tượng (ví dụ như tốc độ âm, độ suy hao âm, mật độ, ...) và kích thước cấu trúc (nếu tồn tại) trong môi trường [5].

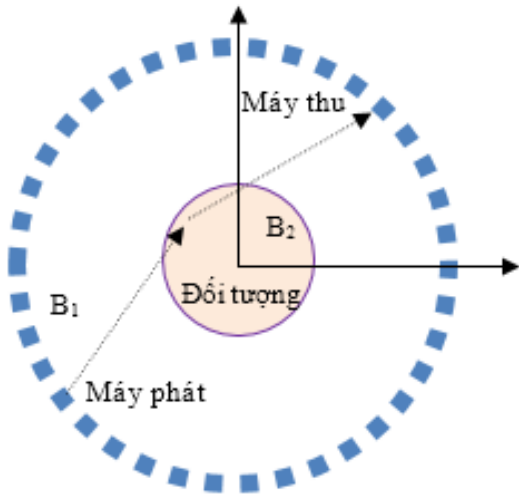
Các kỹ thuật chụp ảnh dựa trên lý thuyết tán xạ ngược có độ phức tạp tính toán cao và đây chính là rào cản lớn nhất đối với việc thương mại hóa các thiết bị siêu âm cắt lớp. Do đó, các kỹ thuật tán xạ ngược hầu hết tập trung vào việc giảm thiểu độ phức tạp tính toán và cải thiện chất lượng khôi phục ảnh. Bài toán tán xạ ngược bao gồm việc ước tính sự phân bố của các tham số tán xạ âm (tức là tốc độ âm, độ suy hao, mật độ, ...), chúng được ước tính bởi việc nghịch đảo phương trình sóng trong môi trường không đồng nhất. Do đó, kỹ thuật siêu âm cắt lớp hiện thị thông tin định lượng về đối tượng khi kiểm tra. Hiện nay, chỉ có một vài thiết bị siêu âm cắt lớp được thương mại hóa, như CURE [6, 7], HUTT [8], và TMS [9]. Hai thiết bị đầu tiên có hạn chế về độ phân giải không gian và độ chính xác do việc bỏ qua vấn đề nhiễu xạ, trong khi đó, thiết bị thứ ba cho kết quả chính xác hơn nhờ áp dụng các giải thuật tán xạ ngược.

Hầu hết các công trình nghiên cứu về siêu âm cắt lớp đều dựa trên phương pháp xấp xỉ Born. Phương pháp lập vi phân Born (BIM) và phương pháp lập vi phân Born (DBIM) được sử dụng phổ biến trong chụp cắt lớp nhiễu xạ [10]. Trong phương pháp BIM, hàm Green không thay đổi trong suốt quá trình lặp, do đó, ưu điểm của phương pháp này là khá mạnh với nhiễu (tức là không bị ảnh hưởng bởi nhiễu). Nhưng nhược điểm của nó là có độ phức tạp tính toán tương đối cao. Trong phương pháp DBIM, hàm Green được cập nhật trong mỗi vòng lặp, do đó, tốc độ hội tụ ở phương pháp này nhanh hơn so với phương pháp BIM. Nhưng nhược điểm của nó là bị ảnh hưởng lớn bởi nhiễu. Nhiều nhà nghiên cứu ưa thích sử dụng phương pháp DBIM hơn. Hạn chế chính của phương pháp xấp xỉ Born là phương pháp DBIM phân kỳ trong môi trường tán xạ mạnh. Trong thực tế, phương pháp xấp xỉ Born giả sử rằng, áp suất tán xạ rất nhỏ, do đó, nó có thể được bỏ qua; điều này chỉ đúng trong môi trường tán xạ yếu. Với môi trường tán xạ mạnh, phương pháp xấp xỉ Born không còn đúng nữa [11]. Vấn đề này có thể được khắc phục bởi việc sử dụng kỹ thuật kết hợp tần số để tạo ảnh các đối tượng dựa trên độ tương phản âm [12], [13]. Trong các công trình này,

các tần số  $f_1$  và  $f_2$  được sử dụng để khôi phục đối tượng trong  $N_{f_1}$  và  $N_{f_2}$  vòng lặp. Tần số thấp  $f_1$  đảm bảo độ hội tụ của giải thuật đến một mức độ tương phản gần với giá trị thực, nhưng độ phân giải không gian thấp. Tần số cao  $f_2$  có thể cải thiện độ phân giải không gian trong khi vẫn giữ được độ hội tụ bởi vì sự sai khác giữa mức độ tương phản thực và mức độ tương phản gốc là tương đối nhỏ (nó thỏa mãn điều kiện của phương pháp xấp xỉ Born). Trong các công trình [14], [15], [18], [19], các tác giả đề xuất giải pháp kết hợp nhiều hơn hai tần số nhằm nâng cao độ phân giải ảnh siêu âm cắt lớp đến cấp độ mà kỹ thuật này có thể tạo ảnh được các mô sinh học. Tuy nhiên, việc sử dụng các tần số khác nhau ở các vòng lặp khác nhau trong phương pháp DBIM không được sử dụng một cách nhất quán. Bước nhảy tần số thường được lựa chọn tùy thuộc vào người xây dựng kịch bản mô phỏng hay thực nghiệm. Dựa vào kỹ thuật kết hợp đa tần số, trong bài báo này, chúng tôi đề xuất một quy trình kết hợp đa tần số hiệu quả nhằm nâng cao chất lượng khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng âm cơ bản và các họa âm (FTaOT). Âm cơ bản được sử dụng cho vòng lặp đầu tiên trong phương pháp DBIM, và lần lượt, các họa âm tiếp theo được sử dụng cho các vòng lặp kế tiếp.

## II. PHƯƠNG PHÁP LẬP VI PHÂN BORN

Hình 1 biểu thị cấu hình đo của hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp. Các máy phát và máy thu được bố trí trên một vòng tròn xung quanh đối tượng (u lạ) để thu thập dữ liệu tán xạ. Tại một thời điểm, chỉ có một máy phát và một máy thu hoạt động và ta thu được một giá trị dữ liệu đo tương ứng. Dữ liệu này được sử lý sử dụng phương pháp DBIM để khôi phục độ tương phản âm của đối tượng tán xạ. Theo cách này, bất kỳ mô nào cũng có thể được phát hiện trong môi trường này.



Hình 1. Cấu hình đo siêu âm cắt lớp

Giả sử rằng có một không gian vô hạn chứa môi trường không đồng nhất ( $B_1$ ) chẳng hạn môi trường nước có số sóng nên là  $k_0$ . Hơn nữa, có một đối tượng ( $B_2$ ) có mật độ không thay đổi và số sóng  $k(r)$  được đặt trong môi trường này. Phương trình sóng của hệ có thể được biểu diễn như sau:

$$\nabla^2 p(\vec{r}) + k_0^2 p(\vec{r}) = -O(\vec{r})p(\vec{r}), \quad (1)$$

Trong đó

$$O(\vec{r}) = k_1^2 - k_0^2 - \rho(r)^{1/2} \nabla^2 \rho(r)^{-1/2}, \quad (2)$$

$$k_1(r) = \frac{\omega}{c_1(r)} + i\alpha(r). \quad (3)$$

$k_1(r)$  là số sóng,  $c_1(r)$  là tốc độ âm,  $\alpha(r)$  là độ suy hao,  $\rho(r)$  là mật độ, và  $\omega$  là tần số góc.

Sóng tới được ký hiệu là  $p^{inc}(r)$ , sóng tán xạ được biểu diễn như sau:

$$p^{sc}(r) = \int_{\Omega} O(r')p(r')G_0(k_0, r - r') dr' \quad (4)$$

Trong đó  $p(r) = p^{inc}(r) + p^{sc}(r)$  là áp suất tổng trong môi trường không đồng nhất  $\Omega$  và  $G_0(k_0, r - r')$  là hàm Green. Khi môi trường nên không đồng nhất,  $G_0$  là hàm Hankel loại 1 bậc 0:

$$G_0(k_0, r - r') = \frac{-i}{4} H_0^{(1)}(k_0|r - r'|) = \frac{-i}{4} \sqrt{\frac{2}{\pi k_0|r - r'|}} e^{i(k_0|r - r'| - \pi/4)}. \quad (5)$$

Áp suất tổng có thể được biểu diễn như sau:

$$p(r) = p^{inc}(r) + \int_{\Omega} O(r')p(r')G_0(k_0, r - r') dr' \quad (6)$$

Một trong những giải pháp hiệu quả để giải phương trình (6) là phương pháp moment (MoM). Áp suất của các điểm bên trong đối tượng có thể được tính toán ở dạng vector với kích thước  $N^2 \times 1$ :

$$\bar{p} = (\bar{I} - \bar{C}.D(\bar{O}))p^{inc}. \quad (7)$$

Các điểm bên ngoài đối tượng cho phép tính toán áp suất tán xạ với kích thước  $N_t N_r \times 1$ :

$$\bar{p}^{sc} = \bar{B}.D(\bar{O}).\bar{p}, \quad (8)$$

Trong đó  $\bar{B}$  là ma trận với các hệ số là hàm Green  $G_0(r, r')$  từ mỗi điểm ảnh đến máy thu,  $\bar{C}$  là ma trận với các hệ số là hàm Green  $G_0(r, r')$  giữa các điểm ảnh với nhau,  $\bar{I}$  là ma trận đơn vị, và  $D(\cdot)$  là toán tử chéo hóa biến véc-tơ thành ma trận đường chéo.

Có hai biến chưa biết là  $\bar{p}$  và  $\bar{O}$  trong các phương trình (7) và (8). Trong trường hợp này, phương pháp xấp xỉ Born bậc 1 được áp dụng và phương trình thuận (7) và (8) có thể được viết lại như sau [16].

$$\Delta p^{sc} = \bar{B} \cdot D(\bar{p}) \cdot \Delta \bar{O} = \bar{M} \cdot \Delta \bar{O}, \quad (9)$$

Trong đó  $\bar{M} = \bar{B} \cdot D(\bar{p})$ . Với mỗi máy phát và máy thu, chúng ta sẽ có một ma trận  $\bar{M}$  và một giá trị vô hướng  $\Delta p^{sc}$ . Thực tế rằng, vectơ chưa biết  $\bar{O}$  có  $N \times N$  biến, số biến này bằng với số điểm ảnh trong vùng quan tâm (RIO). Hàm mục tiêu có thể được tính toán bởi phương pháp lặp:

$$\bar{O}^n = \bar{O}^{(n-1)} + \Delta \bar{O}^{(n-1)}, \quad (10)$$

Trong đó  $\bar{O}^n$  và  $\bar{O}^{(n-1)}$  là hàm mục tiêu ở bước lặp hiện tại và bước lặp trước đó;  $\Delta \bar{O}$  có thể được ước tính sử dụng chuẩn tắc Tikhonov [17].

$$\Delta \bar{O} = \arg \min_{\Delta \bar{O}} \|\Delta \bar{p}^{sc}_t - \bar{M}_t \Delta \bar{O}\|_2^2 + \gamma \|\Delta \bar{O}\|_2^2, \quad (11)$$

Trong đó  $\Delta \bar{p}^{sc}$  là vectơ có kích thước  $(N_t N_r \times 1)$  biểu thị sự sai khác giữa tín hiệu siêu âm tiên đoán và đo được;  $\bar{M}_t$  là ma trận hệ thống  $(N_t N_r \times N^2)$ ; và  $\gamma$  là tham số chuẩn tắc.

Quy trình thực thi của phương pháp DBIM được trình bày ở Giải thuật 1.

---

#### Giải thuật 1. Phương pháp lặp vi phân Born - DBIM

---

Chọn giá trị khởi tạo:  $\bar{O}_{(n)} = \bar{O}_{(0)}$  và  $\bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}$  sử dụng (10)

**For**  $n = 1$  to  $N_{DBIM}$ , **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 (3, 4)
3. Tính toán  $\Delta \bar{p}^{sc}$  sử dụng (7)
4. Tính toán  $\Delta \bar{O}_{(n)}$  sử dụng (9)
5. Tính toán  $\bar{O}_{(n+1)} = \bar{O}_{(n)} + \Delta \bar{O}_{(n)}$

**End For**

---

### III. PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT

Độ phức tạp của hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp phụ thuộc vào tổng số vòng lặp ( $N_{sum}$ ), số máy phát ( $N_t$ ) và số máy thu ( $N_r$ ). Giả sử rằng tổng số vòng lặp  $N_{sum}$  không đổi. Sai số thặng dư tương đối (RRE) được sử dụng để đánh giá hiệu suất khôi phục ảnh.

A. *Phương pháp lặp vi phân Born dựa vào kết hợp hai tần số (DF-DBIM).*

Kỹ thuật kết hợp hai tần số được sử dụng để cải thiện chất lượng khôi phục ảnh và tăng tốc độ hội tụ của phương pháp DBIM. Phương pháp này sử dụng hai tần số  $f_1$  và  $f_2$  để ước tính độ tương phản âm trong  $N_{f1}$  và  $N_{f2}$  ( $N_{f2} = N_{sum} - N_{f1}$ ) vòng lặp.

Quy trình thực thi phương pháp DF-DBIM được trình bày ở Giải thuật 2.

---

#### Giải thuật 2. Phương pháp DF-DBIM

---

1. Chọn giá trị khởi tạo:  $\bar{O}_{(n)} = \bar{O}_{(0)}$ ;  $\bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}$  sử dụng (9)
  2. **For**  $n = 1$  to  $N_{f1}$ , **do**
  3. Các bước từ 1 đến 5 ở Giải thuật 1, sử dụng  $f_1$ .
- 

---

#### 4. **End For**

7. **For**  $n = N_{f2}$  to  $N_{sum}$ , **do**

8. Các bước từ 1 đến 5 ở Giải thuật 1, sử dụng  $f_2$ .

9. Tính toán RRE sử dụng (12)

#### 10. **End for**

---

$$RRE = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \frac{|c_{ij} - \hat{c}_{ij}|}{c_{ij}} \quad (12)$$

B. *Phương pháp lặp vi phân Born dựa vào âm cơ bản và các họa âm (FTaOT-DBIM).*

Về mặt vật lý, hầu hết các bộ dao động khi rung động sẽ tự nhiên tạo ra một chuỗi các tần số riêng biệt, cụ thể là  $f_0, 2f_0, 3f_0, 4f_0, 5f_0, \dots$ . Tần số thấp nhất ( $f_0$ ) được gọi là âm cơ bản, các tần số cao hơn ( $2f_0, 3f_0, 4f_0, 5f_0, \dots$ ) được gọi là các họa âm. Có thể thấy rằng, khi máy phát phát ra tần số  $f$  (tần số được sử dụng để tạo ảnh và chúng tôi gọi là âm cơ bản) thì theo cơ chế vật lý, nó cũng tạo ra các tần số khác ( $2f, 3f, 4f, \dots$ ) và chúng tôi gọi là các họa âm. Bởi vậy, trong bài báo này, chúng tôi sử dụng tần số  $f$  phát ra từ máy phát cho vòng lặp đầu tiên và theo một cách tự nhiên, chúng tôi lựa chọn các họa âm tiếp theo cho các vòng lặp tiếp theo. Nhờ đó, mà độ phân giải ảnh khôi phục sẽ được cải thiện dần. Từ đó, ta có:

$$N_{sum} = N_{f1} + N_{f2} + N_{f3} + N_{f4} + N_{f5} + N_{f6} + N_{f7} + N_{f8}$$

Quy trình của phương pháp FTaOT được trình bày ở Giải thuật 3. Trong đó  $N_{f1} = N_{f2} = N_{f3} = N_{f4} = N_{f5} = N_{f6} = N_{f7} = N_{f8} = 1$ .

---

#### Giải thuật 3. Phương pháp FTaOT-DBIM

---

1. Chọn giá trị khởi tạo:  $\bar{O}_{(n)} = \bar{O}_{(0)}$ ;  $\bar{p}_0 = \bar{p}^{inc}$  sử dụng (9)
  2. **For**  $n = 1$  to  $N_{f1}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_1$ . **End for**.
  3. **For**  $n = 1$  to  $N_{f2}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_2$ . **End for**.
  4. **For**  $n = 1$  to  $N_{f3}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_3$ . **End for**.
  5. **For**  $n = 1$  to  $N_{f4}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_4$ . **End for**.
  6. **For**  $n = 1$  to  $N_{f5}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_5$ . **End for**.
  7. **For**  $n = 1$  to  $N_{f6}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_6$ . **End for**.
  8. **For**  $n = 1$  to  $N_{f7}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_7$ . **End for**.
  9. **For**  $n = 1$  to  $N_{f8}$ , **do** Giải thuật 1, sử dụng  $f_8$ . **End for**.
  10. Tính toán RRE sử dụng (12).
- 

### IV. MÔ PHÒNG VÀ KẾT QUẢ

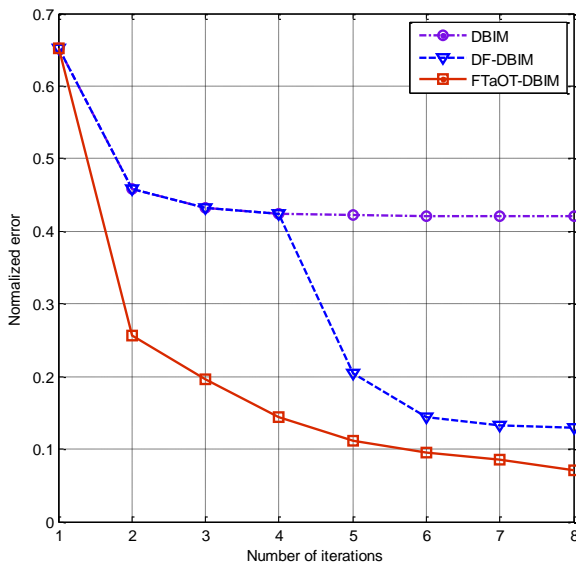
Tham số mô phỏng: Các tần số  $f_1 = 1$  MHz,  $f_2 = 2$  MHz,  $f_3 = 3$  MHz,  $f_4 = 4$  MHz,  $f_5 = 5$  MHz,  $f_6 = 6$  MHz,  $f_7 = 7$  MHz,  $f_8 = 8$  MHz; Số điểm ảnh  $N = 20$ ; Số máy phát  $N_t = 11$ ; Số máy thu  $N_r = 22$ ; Tổng số vòng lặp  $N_{sum} = 8$ ; Đường kính vùng tán xạ 7.3 mm; Độ tương phản âm 30%; Nhiễu Gauss 10%; Khoảng cách từ máy phát và máy thu đến tâm đối tượng lần lượt là 50 mm và 60 mm.

Áp suất sóng tới là chùm Bessel bậc không trong không gian hai chiều có dạng:

$$\bar{p}^{inc} = J_0(k_0|r - r_k|), \quad (13)$$

Trong đó  $J_0$  là hàm Bessel bậc không và  $|r - r_k|$  là khoảng cách giữa máy phát và điểm thứ  $k$  trong vùng ROI.

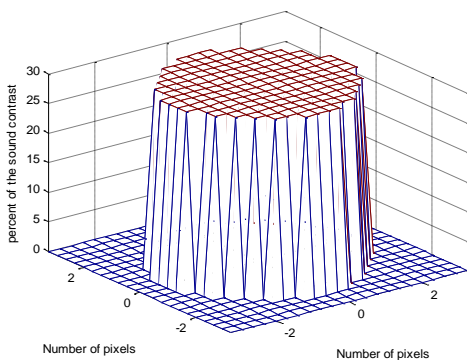
Hình 2 so sánh lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất với các phương pháp truyền thống qua các vòng lặp. Ta có thể thấy rằng, lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất giảm đáng kể so với các phương pháp truyền thống.



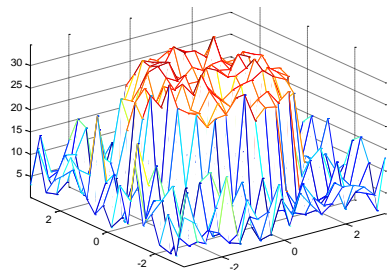
Hình 2. Đồ thị so sánh lỗi chuẩn hóa của các phương pháp khác nhau qua các vòng lặp

Sau  $N_{sum}$  vòng lặp, lỗi chuẩn hóa của các phương pháp DBIM, DF-DBIM và FTaOT-DBIM lần lượt là 0.4205, 0.1293 và 0.0709. Do đó, lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất giảm 45% so với phương pháp DF-DBIM truyền thống.

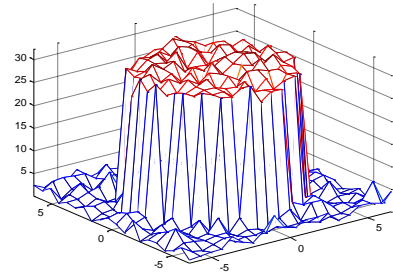
Hình 3 biểu thị hàm mục tiêu lý tưởng mà hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp cần khôi phục được.



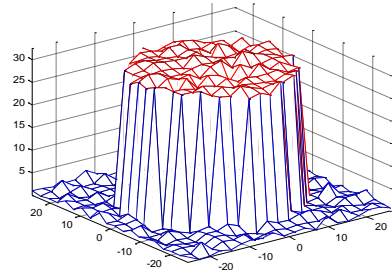
Hình 3. Hàm mục tiêu lý tưởng ( $N=22$ )



Hình 4. Kết quả khôi phục của phương pháp DBIM sau  $N_{sum}$  vòng lặp



Hình 5. Kết quả khôi phục của phương pháp DF-DBIM sau  $N_{sum}$  vòng lặp



Hình 6. Kết quả khôi phục của phương pháp FTaOT-DBIM sau  $N_{sum}$  vòng lặp

Các Hình 4, 5 và 6 biểu thị kết quả khôi phục của các phương pháp DBIM, DF-DBIM và FTaOT-DBIM sau  $N_{sum}$  vòng lặp. Bằng trực quan, ta có thể thấy rằng, nhiều nền ở phương pháp đề xuất thấp hơn so với các phương pháp truyền thống và kết quả khôi phục bởi phương pháp đề xuất gần hàm mục tiêu lý tưởng hơn so với các phương pháp truyền thống.

Các kịch bản khác nhau của phương pháp lặp vi phân Born sử dụng thông tin đa tần số được thể hiện ở Bảng 1 và lỗi chuẩn hóa của các kịch bản mô phỏng sau  $N_{sum}$  vòng lặp được thể hiện ở Bảng 2. Ta thấy rằng, ở kịch bản 1 cho lỗi chuẩn hóa nhỏ nhất (0.0728) và giá trị lỗi này vẫn còn lớn hơn lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất (0.0709). Điều này cho thấy rằng, phương pháp đề xuất, FTaOT-DBIM, có thể được sử dụng như là một giải pháp hiệu quả trong việc nâng cao chất lượng khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp dựa vào âm cơ bản và các họa âm.

Bảng 1. Các kịch bản khác nhau của phương pháp DBIM sử dụng thông tin đa tần số

Vòng lặp	1	2	3	4	5	6	7	8
Kịch bản 1	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$
Kịch bản 2	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$
Kịch bản 3	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$
Kịch bản 4	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$
Kịch bản 5	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$

Bảng 2. Lỗi chuẩn hóa của các kịch bản khác nhau của phương pháp DBIM sử dụng thông tin đa tần số

Kịch bản	1	2	3	4	5
Lỗi	<b>0.0728</b>	0.0781	0.0882	0.1157	0.1536

## V. KẾT LUẬN

Trong bài báo này, chúng tôi đề xuất áp dụng âm cơ bản và các họa âm (cơ chế tự nhiên của các bộ dao động) trong phương pháp lập vi phân Born dựa vào thông tin đa tần số. Âm cơ bản được sử dụng cho vòng lặp đầu tiên trong phương pháp DBIM, và lần lượt, các họa âm tiếp theo được sử dụng cho các vòng lặp kế tiếp. Các kết quả mô phỏng đã chỉ ra rằng, phương pháp đề xuất ưu việt hơn so với các phương pháp truyền thống trong việc giảm thiểu lỗi chuẩn hóa và nâng cao độ phân giải ảnh khôi phục.

## LỜI CẢM ƠN

Nhóm tác giả xin cảm ơn sự hỗ trợ kinh phí của đề tài cấp Bộ Giáo dục và Đào tạo, mã số B2017-SP2-08.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Haddadin OS., Lucas SD and Ebbini ES. Solution to the inverse scattering problem using a modified distorted Born iterative algorithm. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium 1995*; 1411-1414.
- [2] Highnam RP., Brady JM. and Shepstone BJ. A representation for mammographic image processing. *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine. Springer Berlin Heidelberg 1995*; 365-371.
- [3] Madsen EL., Zagzebski JA., Frank GR., et al. Anthropomorphic breast phantoms for assessing ultrasonic imaging system performance and for training ultrasonographers: Part I. *Journal of Clinical Ultrasound 1982*; 10(2); 67-75.
- [4] Wiskin J., Borup DT., Johnson SA., et al. Full-wave, non-linear, inverse scattering high resolution quantitative breast tissue tomography. *Acoustical Imaging 2007*; 28: 183-193.
- [5] Abubakar A., Habashy TM., Van den Berg PM., et al. The diagonalized contrast source approach: An inversion method beyond the Born approximation. *Inverse Problems, 2005*; 21(2): 685-702.
- [6] Duric N., Littrup P., Babkin A., Chambers D., Azevedo S., Kalinin A., Pevzner R., Tokarev M., Holsapple E., Rama O., and Duncan R. Development of ultrasound tomography for breast imaging: Technical assessment. *Medical Physics 2005*; 32(5): 1375-1386.
- [7] Li C., Duric N., and Huang L. Breast imaging using transmission ultrasound: Reconstructing tissue parameters of sound speed and attenuation. *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics 2008*; 2: 708-712.
- [8] Jeong J.W., Kim T.S., Shin D.C., Do S., Singh M., and Marmarelis VZ. Soft tissue differentiation using multiband signatures of high resolution ultrasonic transmission tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging 2005*; 24(3): 399-408.
- [9] Johnson SA., Abbott T., Bell R., Berggren M., Borup D., Robinson D., Wiskin J., Olsen S., and Hanover. Noninvasive breast tissue characterization using ultrasound speed and attenuation. *Acoustical Imaging 2007*; 28: 1471-54.
- [10] Devaney AJ. Inversion formula for inverse scattering within the Born approximation. *Optics Letters 1982*; 7(3): 111-112.
- [11] Slaney M., Kak A.C., and Larson LE. Limitations of imaging with first order diffraction tomography. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech. 1984*; 32(8): 860-873.
- [12] Haddadin, Osama S., and Emad S. Ebbini. Multiple frequency distorted Born iterative method for tomographic imaging. *Acoustical Imaging 1997*; 23: 613-619.
- [13] 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.
- [14] Tijhuis AG., Belkebir K., Litman ACS., et al. Multiple-frequency distorted-wave Born approach to 2D inverse profiling. *Inverse problems 2001*; 17(6): 1635-1644.
- [15] Lavarello R. and Oelze M. Density imaging using a multiple-frequency DBIM approach. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control 2010*; 57(11): 2471-2479.
- [16] Gene H. Golub, Per Christian Hansen, and Dianne P. O'Leary: Tikhonov Regularization and Total Least Squares. *SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications. Vol. 21 Issue 1, Aug. 1999.*
- [17] Lavarello Robert: *New Developments on Quantitative Imaging Using Ultrasonic Waves.* University of Illinois at Urbana-Champaign, 2009.
- [18] Tran Quang-Huy, Tran Duc-Tan, Huynh Huu 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.*
- [19] Mamou, Jonathan, and Michael L. Oelze, eds. *Quantitative ultrasound in soft tissues.* Heidelberg:: Springer, 2013.