

NGHIÊN CỨU KỸ THUẬT NỘI SUY TRONG VIỆC NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP

A STUDY ON INTERPOLATION TECHNIQUE IN IMPROVING THE QUALITY OF
ULTRASOUND TOMOGRAPHIC IMAGE RECONSTRUCTION

Trần Quang Huy, Chu Thị Phương Dung

Trường Đại học Sư phạm Hà Nội 2

Email: tranquanghuysp2@gmail.com

TÓM TẮT

Chụp ảnh siêu âm hiện nay được ứng dụng rộng rãi cho các ứng dụng trong y tế. Tuy nhiên, phương pháp hiện tại trong các máy siêu âm là sử dụng các tín hiệu phản hồi có nhược điểm là khó có thể tái tạo được các cấu trúc có kích thước nhỏ hơn bước sóng. Chụp ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng kỹ thuật tán xạ ngược thì lại có thể thực hiện được điều này. Người ta có thể nhận biết các khối u lạ vì khi tín hiệu siêu âm truyền qua nó thì tốc độ truyền sẽ thay đổi. Hai phương pháp lặp Born (BIM) và lặp vi phân Born (DBIM) được ưa chuộng bởi chúng cho phép xây dựng mối liên hệ tuyến tính giữa tín hiệu siêu âm đo được với sự khác biệt tốc độ siêu âm khi truyền qua khối u. Trong bài báo này, chúng tôi đề xuất giải pháp cải tiến DBIM bằng cách sử dụng kỹ thuật nội suy để vừa có thể đảm bảo hội tụ nhanh lại vừa giảm thiểu khối lượng tính toán nhằm nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp.

Từ khóa: chụp ảnh siêu âm; B-mode; chụp ảnh siêu âm cắt lớp; phương pháp lặp vi phân Born; nội suy.

ABSTRACT

Nowadays, ultrasound imaging is widely used for medical applications. However, the current method in the ultrasound scanner is based on a pulse echo method. This method is difficult to reconstruct the structures which are smaller than the incident wavelength. Ultrasound tomography using the inverse scattering technique could accomplish this matter. We can identify strange tumors because when the ultrasonic signal passes through the object, the transfer speed will change. Born iterative method (BIM) and Distorted Born iterative method (DBIM) are preferred because they could build a linear relationship between the measured ultrasonic signals with the ultrasonic speed difference. This paper proposes an improved solution to DBIM using interpolation technique to ensure both rapid convergence and minimum calculation in order to improve the quality of ultrasound tomography.

Key words: ultrasound imaging; B-mode; ultrasound Tomography; interpolation; distorted Born Imaging Method.

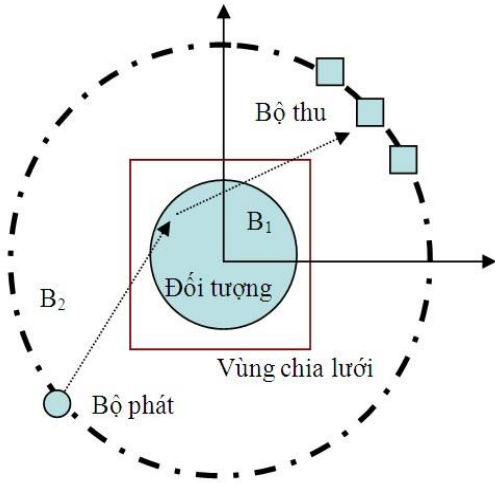
1. Đặt vấn đề

Tạo ảnh siêu âm là một công cụ an toàn, không xâm lấn và không bị iôn hoá để chẩn đoán lâm sàng. Phương pháp siêu âm cắt lớp cho phép tạo ảnh có lợi thế hơn nhiều so với phương pháp x-ray, MRI,... Hoạt động của nó dựa trên sự tán xạ ngược và có khả năng giải quyết những cấu trúc nhỏ hơn bước sóng của sóng tới, nó trái ngược với phương pháp tạo ảnh truyền thống sử dụng phương pháp phản hồi (echo method). Một số tính chất vật liệu như độ tương phản âm thanh được ứng dụng để tìm ra các đối tượng có kích thước nhỏ. Phương pháp lặp Born (Born Iterative Method – BIM) và lặp vi phân Born (Distorted Born Iterative Method – DBIM) là

hai phương pháp được cho là tốt nhất hiện nay cho tạo ảnh tán xạ. Tuy nhiên phương pháp này vẫn có độ phức tạp cao vì nó phải giải quyết số lần lặp lớn và sử dụng bài toán ngược. Có nhiều công trình đã nghiên cứu phương pháp làm giảm độ phức tạp và cải thiện chất lượng ảnh khôi phục như sử dụng phương pháp LSP (l_1 - regularized least squares problem) thay cho phương pháp Tikhonov trong vấn đề giải bài toán ngược[1]... Trong bài báo này, chúng tôi đề xuất giải pháp cải tiến nhằm nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp bằng cách sử dụng kỹ thuật nội suy. Có nhiều phương pháp nội suy như Bilinear, Bicubic, Spline, Nearest neighbor... Phương pháp nội suy gần nhất (Nearest neighbor)

được chúng tôi lựa chọn vì phương pháp này đơn giản, nhanh và tiết kiệm thời gian tính toán [2].

2. Giải quyết vấn đề



Hình 1. Cấu hình hệ đo

Đối tượng cần khảo sát chính là vật thể hình trụ tròn có kích thước rất nhỏ (môi trường B₁) nằm trong môi trường B₂ (tương ứng như khối u ở trong môi trường nào đó). Mục tiêu của chúng ta là dựng được ảnh của vật thể trụ tròn, đó chính là vùng quan tâm ROI (Region Of Interest). Vùng diện tích quan tâm này được chia thành N×N ô vuông (mỗi ô vuông gọi là một pixel) có kích thước là h. Số lượng máy phát là N_t và máy thu là N_r. Theo lí thuyết về sóng âm, hàm mục tiêu O(r) (vật thể hình trụ tròn) được tính bởi công thức:

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

Với c₁ và c₀ là tốc độ truyền sóng trong môi trường B₁ và tốc độ truyền trong môi trường B₂, f là tần số sóng siêu âm, ω là tần số góc (ω = 2πf), R là bán kính của đối tượng.

Giả sử rằng có một không gian vô hạn chứa môi trường đồng nhất chẳng hạn là nước có số sóng là k₀. Phương trình truyền sóng của hệ thống

2.1. Phương pháp lập vi phân Born - DBIM

Sơ đồ cấu hình thu phát của hệ chụp siêu âm cắt lớp của phương pháp lập vi phân Born được bố trí như Hình 1.

có thể được cho bởi phương trình:

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

Trong đó, p(r) là áp suất âm tổng. Viết lại dưới dạng tích phân ta có:

$$p(r) = p^{inc}(r) + p^{sc}(r) \quad (3)$$

$$p(r) = p^{inc}(r) + \iint O(\vec{r}')p(\vec{r}')G_0(|\vec{r}-\vec{r}'|)d\vec{r}' \quad (4)$$

Trong đó, p^{sc}(r) là áp suất tán xạ, p^{inc}(r) là áp suất sóng tới và G(.) là hàm Green.

Sử dụng phương pháp moment (MoM), áp suất âm trong vùng ROI được tính là:

$$\bar{p} = (\bar{I} - \bar{C}.D(\bar{O}))p^{inc} \quad (5)$$

Và áp suất tán xạ được tính bởi:

$$\bar{p}^{sc} = \bar{B}.D(\bar{O}).\bar{p} \quad (6)$$

Hai biến chưa biết là \bar{p} và \bar{O} trong công thức (5) và (6), trong trường hợp này áp dụng phương pháp xấp xỉ Born loại 1 [3] và theo (5), (6) ta có:

$$\Delta p^{sc} = \bar{B}.D(\bar{p}).\Delta \bar{O} = \bar{M}.\Delta \bar{O} \quad (7)$$

Với $\bar{M} = \bar{B}.D(\bar{p})$

Ở đó \bar{B} là ma trận ứng với hệ số G₀(r,r') từ các pixel tới máy thu, \bar{C} là ma trận ứng với hệ số G₀(r,r') giữa các pixel, \bar{I} là ma trận đơn vị, và D(.) là toán tử chéo hóa.

Với mỗi bộ phát và bộ thu, chúng ta có một ma trận \bar{M} và một giá trị vô hướng Δp^{sc} . Thấy rằng vector chưa biết \bar{O} có N × N giá trị bằng với số pixel của RIO. Hàm mục tiêu có thể được tính bằng phương pháp lặp:

$$\bar{O}^n = \bar{O}^{(n-1)} + \Delta \bar{O}^{(n-1)} \quad (8)$$

Với \bar{O}^n và $\bar{O}^{(n-1)}$ là giá trị của hàm mục tiêu ở bước hiện tại và bước trước đó. $\Delta \bar{O}$ có thể được tìm bằng Quy tắc Tikhonov [4]:

$$\Delta\bar{O} = \arg \min_{\Delta\bar{O}} \|\Delta\bar{p}^{sc} - \bar{M}_t \Delta\bar{O}\|_2^2 + \gamma \|\Delta\bar{O}\|_2^2 \tag{9}$$

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

2.2. Nội dung nghiên cứu

Qui trình thực hiện của phương pháp đề xuất (Proposed DBIM) gồm 4 bước:

Bước 1: Tìm số lần lặp tối ưu x trước khi nội suy, bước này xác định số lần lặp với ma trận có kích thước $N_1 \times N_1$ là bao nhiêu trong tổng số bước lặp **Niter** để thu được ảnh có chất lượng tốt nhất.

Bước 2: Áp dụng khôi phục cho vùng chia lưới có kích thước $N_1 \times N_1$ với x lần lặp, ta có thể dễ dàng có được sự hội tụ của đối tượng.

Bước 3: Áp dụng kỹ thuật nội suy cho hàm mục tiêu kích thước $N_1 \times N_1$ thu được ở bước 2, sau khi nội suy ta thu được ma trận có kích thước $N_2 \times N_2$ ($N_2 = 2N_1$).

Bước 4: Cuối cùng sử dụng kết quả sau khi nội suy đưa trở lại DBIM và lặp (**Niter** - x) lần để tiếp tục quá trình khôi phục.

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

1. **For** $x = 1$ đến 3, **do**
2. Proposed DBIM.
3. Tính *Err* theo công thức (10)
4. Vẽ đồ thị *Err* ứng với từng giá trị của x
5. **end for**

Thuật toán 2: Phương pháp lặp vi phân Born đề xuất (Proposed DBIM).

1. Khởi tạo $\bar{O}_{N_1}^0$ và $\bar{p}^0 = \bar{p}_{N_1}^{inc}$
2. Tính toán hai ma trận \bar{B} và \bar{C}
3. Lặp cho đến khi ($n < N_{max1}$)
 - {
4. Tính \bar{p}_{N_1} sử dụng $\bar{O}_{N_1}^{(n)}$ sử dụng (5)
5. Tính *REE* _{N_1} ứng với $\bar{O}_{N_1}^{(n)}$ sử dụng (11)

6. Cập nhật $\bar{O}_{N_1}^{(n+1)}$ bằng cách giải (7).
7. $n = n + 1$;
 - }
8. Nội suy $\bar{O}_{N_1}^{(n)}$ để thu được $\bar{O}_{N_2}^{(0)}$
9. Khởi tạo $\bar{p}^0 = \bar{p}_{N_2}^{inc}$, $n = 0$
10. Lặp cho đến khi ($n < N_{max2}$)
 - {
11. Tính \bar{p}_{N_2} sử dụng $\bar{O}_{N_2}^{(n)}$ sử dụng (5)
12. Tính *REE* _{N_2} ứng với $\bar{O}_{N_2}^{(n)}$ sử dụng (11)
13. Cập nhật $\bar{O}_{N_2}^{(n+1)}$ bằng cách giải (7).
14. $n = n + 1$;
 - }

3. Kết quả nghiên cứu và bình luận

3.1. Tìm giá trị x tối ưu cho kết quả khôi phục tốt nhất.

Tham số mô phỏng: Tần số 1MHz, **Niter** = 4, Đường kính vùng tán xạ 5λ , Độ tương phản âm 1%, Nhiều Gaussian 5% (SNR = 26 dB), $N_t = 40$, $N_r = 20$. N_1 và N_2 thay đổi theo từng kịch bản.

Bảng 1. Các kịch bản khác nhau với sự thay đổi N_1, N_2

| Kịch bản (Kb) | Kb 1 | Kb 2 | Kb 2 |
|---------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| N_1, N_2 | $N_1 = 10,$ $N_2 = 20$ | $N_1 = 11,$ $N_2 = 22$ | $N_1 = 12,$ $N_2 = 24$ |

Sau khi mô phỏng 3 kịch bản với các tham số trên, ta thu được kết quả sau:

Bảng 2. Lỗi thu được ở các kịch bản

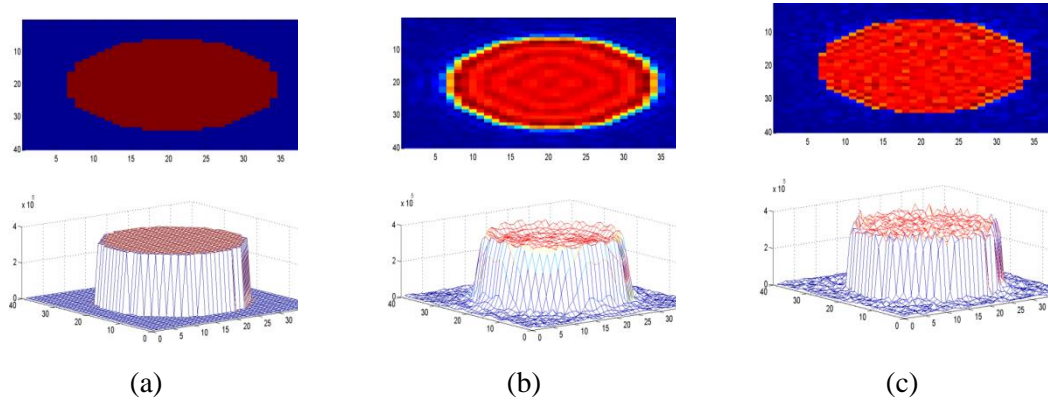
| Số vòng lặp x | 1 | 2 | 3 |
|-----------------|--------|--------|--------|
| Lỗi ở Kb1 | 0.0346 | 0.1245 | 0.2275 |
| Lỗi ở Kb 2 | 0.0475 | 0.1063 | 0.2062 |
| Lỗi ở Kb 3 | 0.0180 | 0.0540 | 0.0997 |

Kết quả ở Bảng 2 chỉ ra rằng, thông qua các vòng lặp ở các kịch bản 1, 2, 3, tỉ lệ lỗi nhỏ nhất ở cả ba kịch bản đều xảy ra khi $x = 1$. Bởi vậy, chúng tôi lựa chọn giá trị $x = 1$ để cho kết quả khôi phục ảnh có chất lượng tốt nhất.

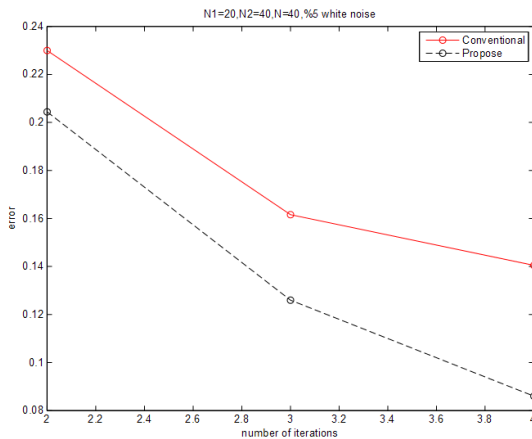
3.2. So sánh DBIM và Proposed DBIM.

Tham số mô phỏng: Tần số 1MHz, $N = 40$, $N_1 = 10$, $N_2 = 20$, Niter = 4, $x = 1$, Đường kính

vùng tán xạ 5λ , Độ tương phản âm 1%, Nhiễu Gaussian 5% (SNR = 26 dB), $N_t = 40$, $N_r = 20$.



Hình 2. (a). Hàm mục tiêu lí tưởng 2D & 3D, (b). Kết quả khôi phục DBIM 2D & 3D, (c). Kết quả khôi phục Proposed DBIM 2D & 3D.



Hình 3. So sánh lỗi chuẩn hoá của DBIM và Proposed DBIM sau bước lặp thứ 4.

Hình 3 chỉ ra rằng lỗi chuẩn hoá của phương pháp đề xuất Proposed DBIM (đường nét

đứt) nhỏ hơn đáng kể so với phương pháp truyền thống DBIM (đường nét liền). Điều đó chỉ ra rằng, chúng tôi đã thành công trong việc sử dụng kỹ thuật nội suy để nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp.

4. Kết luận

Trong bài báo này, chúng tôi trình bày việc sử dụng kỹ thuật nội suy để nâng cao chất lượng tạo ảnh siêu âm cắt lớp. Chất lượng ảnh khôi phục theo phương pháp đề xuất tốt hơn hẳn theo phương pháp truyền thống, hơn nữa thời gian tính toán cũng được giảm thiểu đáng kể. Như vậy việc sử dụng kỹ thuật nội suy trong việc cải thiện tốc độ tạo ảnh và chất lượng ảnh đã thành công, tạo điều kiện áp dụng trong lĩnh vực y - sinh.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Tan Tran-Duc, Nguyen Linh-Trung, Michael L. Oelze, and Minh N (2013), Do “Application of 11 Regularization for High-Quality Reconstruction of Ultrasound Tomography”, *4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam*, IFMBE Proceedings 40, pp. 309–312.
- [2] A. Devaney: *Inversion formula for inverse scattering within the Born approximation*, Optics Letters, vol. 7, no. 3, March 1982, pp. 111–112.
- [3] Gene H. Golub, Per Christian Hansen, and Dianne P. O’Leary (1999), *Tikhonov Regularization and Total Least Squares*, SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications, Vol. 21 Issue 1.
- [4] Lavarello Robert (2009), *New Developments on Quantitative Imaging Using Ultrasonic Waves*. University of Illinois at Urbana-Champaign.

