

ỨNG DỤNG KỸ THUẬT TRÁI RỘNG PHỔ TRONG TẠO ẢNH SIÊU ÂM CẮT LỚP

Nguyễn Thị Cúc¹; Nguyễn Hồng Minh¹; Phạm Văn Tăng²; Trần Quang Huy³; Trịnh Anh Vũ⁴

¹Bộ môn Y Vật lý – Đại học Y Hà Nội,

²Học viện Hậu cần,

³Khoa Vật lý – Đại học sư phạm Hà Nội 2,

⁴Khoa Điện tử Viễn thông, Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội

Email: nguyenthicuc@hmu.edu.vn; nguyenhongminh@hmu.edu.vn; phamvantang@gmail.com; tranquanghuy@hpu2.edu.vn; vuta@vnu.edu.vn.

Tóm tắt — Kỹ thuật tạo ảnh siêu âm cắt lớp dựa trên lý thuyết tán xạ ngược đã và đang được ứng dụng rộng rãi cho việc phát hiện sớm các u lạ gây ung thư vú ở phụ nữ. Hai hạn chế chủ yếu của kỹ thuật này là khối lượng tính toán lớn và thời gian tạo ảnh kéo dài. Trong bài báo này, tác giả đề xuất phương pháp sử dụng kỹ thuật kích thích trái rộng phổ để cải tiến phương pháp DBIM (Distorted Born iterative method) truyền thống giúp cho ảnh tạo được có chất lượng tốt hơn phương pháp ban đầu, cùng với lỗi chuẩn hóa giảm thiểu đáng kể khi số vòng lặp tăng dần. Trong phương pháp đề xuất, hàm ma trận sóng tới được tiền điều chế bởi tín hiệu chirp, nhờ đó phổ tín hiệu được trải rộng và việc thu thập, khôi phục ảnh được dễ dàng hơn. Với những kết quả thu được qua những thực nghiệm mô phỏng đã chứng minh phương pháp đề xuất cho kết quả tốt, chất lượng ảnh được cải thiện đáng kể khi sử dụng kỹ thuật trái rộng phổ.

Từ khóa- Phương pháp lặp vi phân Born – DBIM; siêu âm cắt lớp; kỹ thuật trái rộng phổ; kỹ thuật tán xạ ngược.

I. GIỚI THIỆU

Trong y học hiện nay, kỹ thuật tạo ảnh siêu âm đã trở thành công cụ được sử dụng rộng rãi trong ngành y tế do khả năng chẩn đoán và điều trị cũng như nhiều lợi ích của nó như chi phí thấp, không xâm lấn, kiểm tra không gây đau đớn, di động và chẩn đoán nhanh. Một số ứng dụng trong điều trị bằng siêu âm đang được sử dụng trong các bệnh viện như: chọc hút tế bào hay các nang, dẫn lưu dịch trong màng phổi, siêu âm dẫn hướng đặt điện cực tạo sóng cao tần qua da để điều trị u gan, siêu âm hướng dẫn thủ thuật xạ trị tại chỗ ung thư tiền liệt tuyến ... Tuy nhiên, trước khi muốn điều trị thì bệnh nhân cần được phát hiện bệnh chính xác từ những giai đoạn đầu.

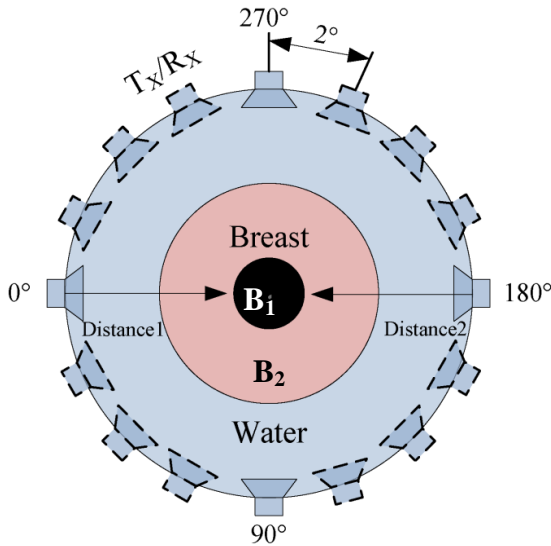
Siêu âm hình ảnh sử dụng sóng âm trong dải tần trong khoảng từ 20 kHz đến 1 GHz thường được sử dụng vì sự phát triển của kỹ thuật sonar vào năm 1910. Dựa trên nguyên tắc sonar, một trong những kỹ thuật có thể được sử dụng rộng rãi là tạo ảnh B-mode. Hình ảnh B-mode biểu diễn sự thay đổi về hàm trở kháng âm. Do sự thay đổi này cho phép phân biệt giữa các môi trường khác nhau trong vùng quan tâm. Tuy nhiên, kỹ thuật tạo ảnh này sử dụng thông tin phản hồi của sóng âm nên không xác định được các đối tượng có kích thước rất nhỏ. Một hiện tượng quan trọng khác trong tạo ảnh siêu âm đó là hiện tượng tán xạ của tia siêu âm khi gặp các cấu trúc nhỏ, có kích

thước nhỏ so với bước sóng tới hoặc với các bề mặt không đồng đều. Khi đó tia siêu âm sẽ bị tán xạ đi khắp các hướng và chỉ có một phần rất nhỏ chắc chắn đi đến đầu dò. Mặc dù việc ghi nhận các tia tán xạ là khó khăn song chúng ta biết rằng chúng có một lợi thế đó là không phụ thuộc vào góc tới của tia siêu âm, và rất quan trọng trong việc đánh giá cấu trúc nhỏ, như độ đồng đều của nhu mô gan, tụy [2]... Các máy siêu âm hiện nay chủ yếu làm việc dựa trên tia tán xạ, chụp siêu âm cắt lớp dựa trên kỹ thuật tán xạ ngược cung cấp thông tin định lượng về các đối tượng đó. Thật vậy, khi sóng âm gặp phải một tán xạ theo tất cả hướng xung quanh đối tượng. Các dữ liệu tán xạ sẽ được thu lại bởi các đầu thu được sắp xếp xung quanh đối tượng đo. Do đó, ta thu được một tập phép đo của trường tán xạ. Vấn đề tán xạ ngược bao gồm ước lượng sự phân bố các tham số âm (ví dụ như sự thay đổi tốc độ âm, sự suy giảm và mật độ) để tái tạo lại hàm mục tiêu quan tâm trong môi trường không đồng đều. Kỹ thuật này cho phép mô tả chi tiết hơn về đối tượng được chụp ảnh. Thay vì sử dụng tham số trở kháng âm ở hình ảnh B-mode, nó sử dụng một trong các tham số đặc tính của âm. Vì vậy, siêu âm cắt lớp hiện thị thông tin định lượng của đối tượng được kiểm tra. Mặc dù chụp siêu âm cắt lớp có nhiều ưu điểm nhưng kỹ thuật này chưa được áp dụng rộng rãi trong thực tế. Hiện tại, ứng dụng chính của kỹ thuật này chỉ dành cho tạo ảnh vú ở phụ nữ để phát hiện các tế bào gây ung thư. Đầu tiên, phương pháp tán xạ ngược gặp phải vấn đề về hội tụ khi tái tạo lại đối tượng với “độ tương phản” lớn. Thứ hai, dữ liệu tán xạ phải thu thập ở rất nhiều góc khác nhau từ 0° đến 360° để thu được chất lượng chụp tốt. Một hạn chế của kỹ thuật tán xạ ngược là thiếu phương pháp tính toán hiệu quả và mạnh mẽ. Trong khi kỹ thuật tán xạ có độ phức tạp tính toán cao và đó cũng là lý do chính mà chỉ có một số ít các thiết bị chụp cắt lớp thương mại. Vì thế, các kỹ thuật tán xạ ngược tiên tiến tập trung vào việc giảm phức tạp tính toán và không ngừng nâng cao chất lượng hình ảnh. Hầu hết các nghiên cứu làm việc trên siêu âm chụp cắt lớp được dựa trên lặp Born. Phương pháp lặp Born (BIM) và phương pháp lặp vi phân Born (DBIM) được biết đến với chụp cắt lớp tán xạ. DBIM là một phương pháp định lượng trong tái tạo hình ảnh của các đối tượng rất nhỏ [1][7]. Trong phương pháp này, môi trường nền được xem là không đồng nhất và được cập nhật sau mỗi lần lặp. Vì vậy, hàm Green được cập nhật sau mỗi vòng lặp. Trong

bài báo này, tác giả đề xuất phương pháp sử dụng kỹ thuật kích thích trải rộng phổ để cải tiến phương pháp DBIM truyền thống (CE-DBIM) giúp cho ảnh tạo được có chất lượng tốt hơn phương pháp ban đầu, cùng với lỗi chuẩn hóa giảm thiểu đáng kể khi số vòng lặp tăng dần. Trong phương pháp đề xuất, hàm ma trận sóng tới được tiền điều chế bởi tín hiệu chirp, nhờ đó phổ tín hiệu được trải rộng và việc thu thập, khôi phục ảnh được dễ dàng hơn.

II. MÔ HÌNH HỆ THỐNG

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



Hình 1. Cấu hình hệ đo¹

Bảng 1. Kết quả lỗi chuẩn hóa sử dụng phương pháp DBIM và phương pháp CE-DBIM qua 5 vòng lặp

Đối tượng cần khảo sát chính là vật thể hình trụ tròn có kích thước rất nhỏ (môi trường B_1) nằm trong môi trường B_2 (tương ứng như khối u ở trong môi trường). 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 $N \times N$ ô vuông (mỗi ô vuông gọi là một pixel) có kích thước là h . Số lượng máy phát là N_p và máy thu là N_t . Theo lý thuyết về sóng âm, hàm mục tiêu $F(r)$ (vật thể hình trụ tròn) được tính bởi công thức:

$$F(r) = \begin{cases} \omega^2 \left(\frac{1}{v_1^2} - \frac{1}{v_0^2} \right) & \text{nếu } |r| \leq R \\ 0 & \text{nếu } |r| > R \end{cases} \quad (1)$$

Với v_1 và v_0 là tốc độ truyền sóng trong môi trường B_1 và tốc độ truyền trong môi trường B_2 , f là tần số sóng siêu âm, ω là tần số góc ($\omega = 2\pi f$), R là bán kính của đối tượng.

¹Liu, Chang, et al. "The Application of an Ultrasound Tomography Algorithm in a Novel Ring 3D Ultrasound Imaging System." Sensors (Basel, Switzerland) 18.5 (2018).

Giả sử rằng có một không gian vô hạn chứa môi trường đồng nhất chẳng hạn là nước có số sóng là m_0 . Phương trình truyền sóng của hệ thống có thể được cho bởi phương trình:

$$(\nabla^2 + m_0^2(r))p(r) = -F(r)p(r) \quad (2)$$

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

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

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

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

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

$$\bar{p} = (\bar{I} - \bar{Y}.Z(\bar{F}))p^{inc} \quad (5)$$

Và áp suất tán xạ được tính bởi:

$$\bar{p}^{sc} = \bar{X}.Z(\bar{F}).\bar{p} \quad (6)$$

Hai biến chưa biết là \bar{p} và \bar{F} trong công thức (5) và (6), trong trường hợp này áp dụng phương pháp xấp xỉ Born loại 1 [4][5] và theo (5), (6) ta có:

$$\Delta p^{sc} = \bar{X}.Z(\bar{p}).\Delta \bar{F} = \bar{M}.\Delta \bar{F} \quad (7)$$

Với $\bar{M} = \bar{X}.Z(\bar{p})$. Ở đó \bar{B} là ma trận ứng với hệ số $G_0(r,r')$ từ các pixel tới máy thu, \bar{Y} là ma trận ứng với hệ số $G_0(r,r')$ giữa các pixel, \bar{I} là ma trận đơn vị, và $Z(\cdot)$ 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{F} có $N \times N$ giá trị bằng với số pixel của RIO. Hàm mục tiêu có thể được tính bằng phương pháp lặp:

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

Với \bar{F}^n và $\bar{F}^{(n-1)}$ là giá trị của hàm mục tiêu ở bước hiện tại và bước trước đó. $\Delta \bar{F}$ có thể được tìm bằng Quy tắc Tikhonov [6][7]:

$$\Delta \bar{F} = \arg \min_{\Delta \bar{F}} \|\Delta \bar{p}^{sc}_t - \bar{M}_t \Delta \bar{F}\|_2^2 + \gamma \|\Delta \bar{F}\|_2^2 \quad (9)$$

Trong đó $\Delta \bar{p}^{sc}$ là vector ($N_p N_t \times 1$) 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 ($N_p N_t \times N^2$) được tạo bởi $N_p N_t$ phép đo.

Kỹ thuật trải rộng phổ đã được ứng dụng áp dụng thành công trong tạo ảnh cộng hưởng từ, như ở trong công trình [1], ta thấy rằng lỗi chuẩn hóa giảm thiểu đáng kể khi tỉ số nén tăng dần, đặc biệt khi tỉ số nén càng lớn thì lỗi chuẩn hóa càng giảm (tỉ số nén là thương số giữa số phép đo với số biến). Điều đó cho thấy chất lượng ảnh được cải thiện đáng kể khi sử dụng kỹ thuật trải rộng phổ. Điểm mấu chốt của phương pháp này trong kỹ thuật siêu âm cắt lớp là ma trận hàm sóng tới p^{inc} được tiền điều chế bởi tín hiệu chirp tuyến tính

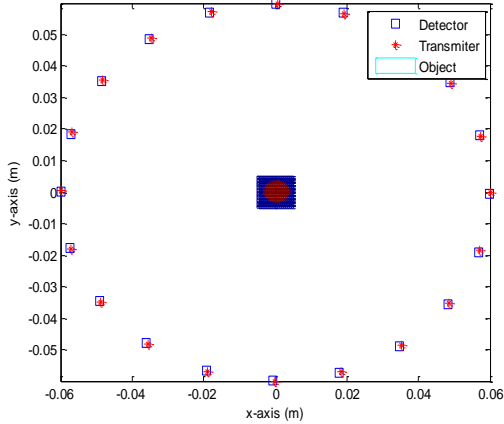
$$P(x, y) = \exp[i\pi(w_x x^2 + w_y y^2)] \quad (10)$$

trong đó w_x, w_y là tốc độ của tín hiệu chirp. Ưu điểm của phương pháp này là làm cho phổ của đối tượng quan tâm được

trải rộng hơn, nhờ đó ta dễ dàng trong quá trình thu thập và khôi phục ảnh.

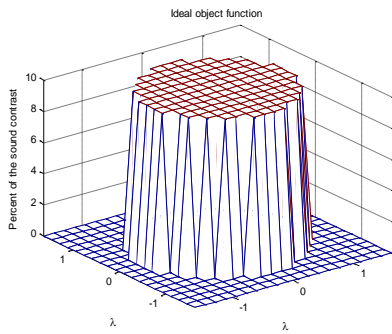
III. KẾT QUẢ

Tham số mô phỏng: Tần số $f = 0.5$ MHz, Độ tương phản âm 10%, Nhiều 0,1%, Khoảng cách máy phát và máy thu đến tâm đối tượng 60mm, Số vòng lặp = 5, Đường kính đối tượng 10 mm, Số điểm chia lưới $N = 20$, Số máy phát $N_p = 20$, Số máy thu $N_t = 20$.



Hình 2. Cấu hình đo hệ thống tạo ảnh

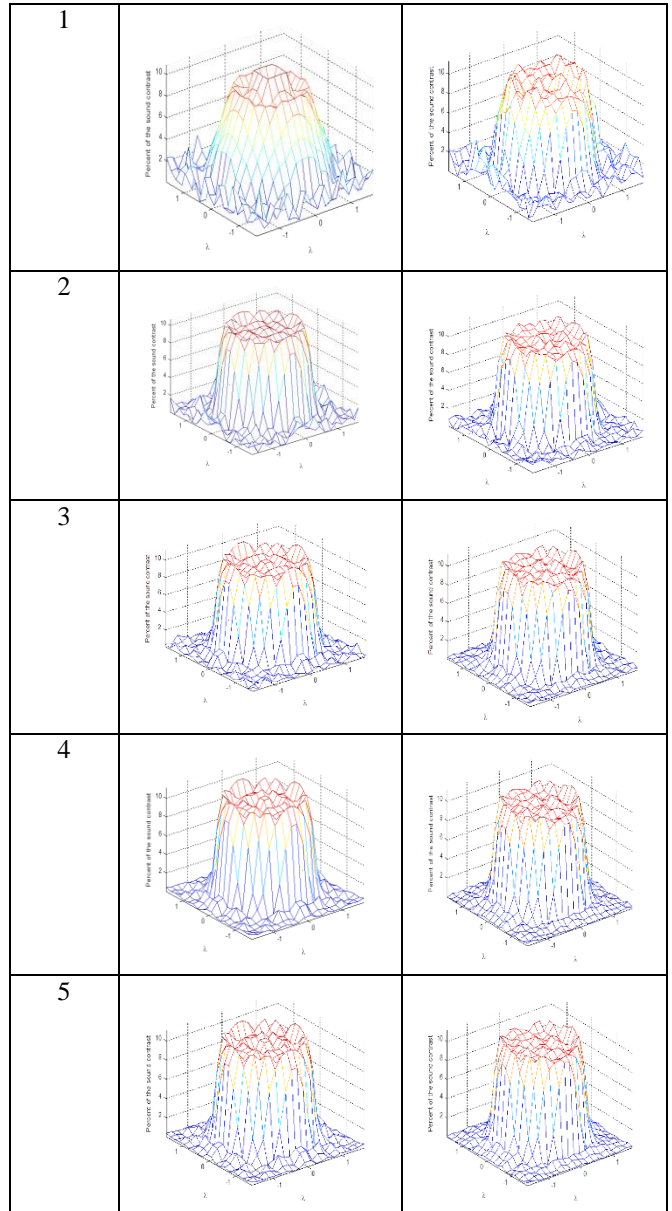
Hình 2 thể hiện cấu hình đo hệ thống tạo ảnh mô phỏng, 20 máy phát, 20 máy thu được bố trí đều trên một vòng tròn xung quanh đối tượng.



Hình 3. Hàm mục tiêu lý tưởng

Hình 3 là hàm mục tiêu lý tưởng tức là u lạ trong môi trường đồng nhất cần được khôi phục.

Số vòng lặp	Ảnh khôi phục sử dụng phương pháp DBIM	Ảnh khôi phục sử dụng phương pháp đề xuất (CE-DBIM)
-------------	--	---

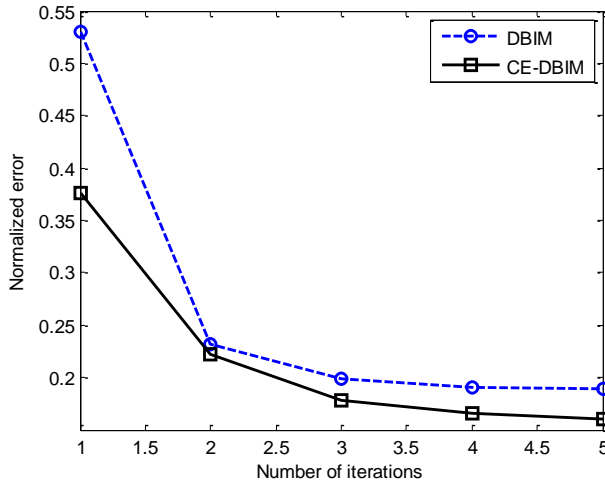


Hình 4. Ảnh khôi phục sử dụng phương pháp DBIM và phương pháp CE-DBIM qua 5 vòng lặp

Hình 4 là kết quả khôi phục ảnh sử dụng phương pháp DBIM và phương pháp CE-DBIM từ vòng lặp 1 đến vòng lặp 5. Ta thấy ảnh khôi phục được cải thiện qua từng vòng lặp. Tốc độ hội tụ ảnh ở vòng lặp sau tốt hơn ở vòng lặp trước, qua các vòng lặp 3, 4, 5 ta càng thấy rõ sự tương đồng giữa ảnh khôi phục và ảnh lý tưởng. Rõ ràng là khi số vòng lặp tăng thì chất lượng ảnh càng được cải thiện và ở ngay vòng lặp thứ nhất hình ảnh của phương pháp CE-DBIM đã cho hình ảnh khôi phục tốt hơn phương pháp DBIM. Tuy nhiên, độ phức tạp của hệ thống đối với CE-DBIM lại tăng so với DBIM truyền thống. Vì vậy, người ta đi tìm sự thỏa hiệp giữa số vòng lặp cần thiết để cho ảnh khôi phục có chất lượng phù hợp.

Bảng 1. Kết quả lỗi chuẩn hóa sử dụng phương pháp DBIM và phương pháp CE-DBIM qua 5 vòng lặp

Lỗi chuẩn hóa phương pháp DBIM	0.5302	0.2317	0.1993	0.1908	0.1892
Lỗi chuẩn hóa phương pháp CE-DBIM	0.3766	0.2218	0.1784	0.1659	0.1607



Hình 5. So sánh lỗi chuẩn hóa giữa phương pháp DBIM và CE-DBIM

Hình 5 cho thấy rằng khi số vòng lặp tăng dần, lỗi chuẩn hoá giảm đáng kể. Điều đó thể hiện chất lượng ảnh khôi phục càng dần được cải thiện. Kết quả cho thấy với cùng số máy phát, số máy thu và cùng số vòng lặp, phương pháp CE-DBIM tốt hơn so với phương pháp DBIM thông thường, với cùng số vòng lặp, lỗi chuẩn hóa của phương pháp đề xuất giảm 75% so với phương pháp truyền thống.

IV. KẾT LUẬN

Trong bài báo này, chúng tôi đã thành công trong việc nâng cao chất lượng khôi phục ảnh siêu âm bằng cách sử dụng kỹ thuật trải rộng phổ. Sử dụng phương pháp này làm phổ của tín hiệu ma trận sóng tới được trải rộng nên ta dễ dàng thu thập và khôi phục ảnh. Đồng thời khi sử dụng phương pháp CE – DBIM, sau 5 vòng lặp lỗi chuẩn hóa giảm 75% so với phương pháp DBIM thông thường. Kết quả cho thấy cùng số máy phát, số máy thu và cùng số vòng lặp, phương pháp CE – DBIM tốt hơn so với phương pháp DBIM thông thường.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Tran, Duc-Tan, Linh-Trung Nguyen, Minh-Chinh Truong, and Marie Luong. "Spread spectrum in chaotic compressed sensing with application to MRI." *Advanced Technologies for Communications (ATC)*, 2011 International Conference on. IEEE, 2011
- [2] Roozbeh Arshadi, Alfred C.H. Yu, and Richard S.C. Cobbold, 2007. "CODED EXCITATION METHODS FOR ULTRASOUND HARMONIC IMAGING"
- [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: 685-702.
- [6] Tan Tran-Duc, Nguyen Linh-Trung, Michael L. Oelze, and Minh N. Do (2013) "Application of ℓ_1 Regularization for High-Quality Reconstruction of Ultrasound Tomography", 4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam, IFMBE Proceedings 40, pp. 309–312.
- [7] Tan Tran-Duc, Nguyen Linh-Trung, and Minh N. Do (2012) "Modified Distorted Born Iterative Method for Ultrasound Tomography by Random Sampling", 2012 International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT), pp. 1065 – 1068.
- [8] Vũ Hoàng Tuấn Hiệp, 2016. "Khôi phục ảnh siêu âm cắt lớp sử dụng DBIM hỗ trợ bởi quyết định ngưỡng".
- [9] Trần Thanh Huyền, 2016. "Xây dựng mô hình mô phỏng hệ thống tạo ảnh siêu âm cắt lớp".
- [10] Jegou, H., Douze, M., & Schmid, C. (2011). Product quantization for nearest neighbor search. *Pattern Analysis and Machine Intelligence*, IEEE Transactions on, 33(1), 117-128.
- [11] Lavarello Robert (2009): *New Developments on Quantitative Imaging Using Ultrasonic Waves*. University of Illinois at Urbana-Champaign
- [12] A. Devaney (1982): Inversion formula for inverse scattering within the Born approximation. *Optics Letters*, vol. 7, no. 3, pp. 111–112