

**BỘ GIÁO DỤC
VÀ ĐÀO TẠO**

**VIỆN HÀN LÂM KHOA HỌC VÀ
CÔNG NGHỆ VIỆT NAM**

HỌC VIỆN KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ



NGUYỄN SỸ HIỆP

**PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH ĐỘ ĐÀN HỒI VÀ ĐỘ NHỚT CỦA
MÔ MỀM BỆNH SỬ DỤNG KỸ THUẬT XỬ LÝ NHIỀU**

LUẬN ÁN TIẾN SĨ MÁY TÍNH

Hà Nội - 2026

BỘ GIÁO DỤC
VÀ ĐÀO TẠO

VIỆN HÀN LÂM KHOA HỌC VÀ
CÔNG NGHỆ VIỆT NAM

HỌC VIỆN KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ

NGUYỄN SỸ HIỆP

PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH ĐỘ ĐÀN HỒI VÀ ĐỘ NHÓT CỦA
MÔ MỀM BỆNH SỬ DỤNG KỸ THUẬT XỬ LÝ NHIỀU

LUẬN ÁN TIẾN SĨ MÁY TÍNH

Ngành: Hệ thống thông tin

Mã số: 9 48 01 04

Xác nhận của Học viện

Khoa học và Công nghệ

Người hướng dẫn 1

(Ký, ghi rõ họ tên)

Người hướng dẫn 2

(Ký, ghi rõ họ tên)

Hà Nội - 2026

LỜI CAM ĐOAN

Tôi xin cam đoan luận án “ Phương pháp tạo ảnh độ đàn hồi và độ nhớt của mô mềm bệnh sử dụng kỹ thuật xử lý nhiễu” là kết quả nghiên cứu khoa học của chính tác giả, được thực hiện dưới sự hướng dẫn trực tiếp của GS.TS. **Trần Đức Tân** và TS. **Trần Đức Nghĩa**.

Luận án sử dụng thông tin trích dẫn từ nhiều nguồn tham khảo khác nhau và các thông tin trích dẫn được ghi rõ nguồn gốc. Các kết quả nghiên cứu của tôi được công bố chung với các tác giả khác đã được sự nhất trí của đồng tác giả khi đưa vào luận án. Các số liệu, kết quả được trình bày trong luận án là hoàn toàn trung thực và chưa từng được công bố trong bất kỳ một công trình nào khác ngoài các công trình công bố của tác giả. Luận án được hoàn thành trong thời gian tôi làm nghiên cứu sinh tại Học viện Khoa học và Công nghệ, Viện Hàn lâm Khoa học và Công nghệ Việt Nam.

Hà Nội, ngày tháng năm

Tác giả luận án

(Ký và ghi rõ họ tên)

Nguyễn Sỹ Hiệp

LỜI CẢM ƠN

Trong suốt quá trình học tập và thực hiện luận án tại Học viện Khoa học và Công nghệ, tác giả đã nhận được rất nhiều sự quan tâm, chỉ dẫn và động viên từ thầy cô, đồng nghiệp cũng như gia đình. Những sự hỗ trợ này đã góp phần quan trọng để tác giả có thể hoàn thành công trình nghiên cứu của mình.

Trước hết, tác giả xin bày tỏ lòng kính trọng và biết ơn sâu sắc tới hai thầy **GS.TS. Trần Đức Tân** - Đại học Phenikaa và **TS. Trần Đức Nghĩa** – Viện hàn lâm Khoa học và Công nghệ Việt Nam. Sự tận tâm hướng dẫn, định hướng nghiên cứu cũng như những lời khuyên quý báu của các thầy đã giúp tác giả có thêm động lực và sự tự tin để vượt qua những khó khăn trong quá trình làm nghiên cứu sinh. Tác giả cũng xin gửi lời cảm ơn chân thành đến **TS. Lương Quang Hải** vì sự chia sẻ, đồng hành và hỗ trợ chuyên môn xuyên suốt chặng đường thực hiện luận án.

Tác giả cũng xin gửi lời cảm ơn đến tập thể thầy cô, cán bộ của Viện Công nghệ Thông tin, Ban Lãnh đạo, Phòng Đào tạo cùng các đơn vị chức năng của Học viện Khoa học và Công nghệ đã tạo điều kiện học tập, nghiên cứu thuận lợi và môi trường học thuật cởi mở, giúp tác giả có thêm cơ hội để phát triển và hoàn thành đề tài.

Cuối cùng, tác giả xin dành tình cảm biết ơn sâu sắc đến gia đình và những người thân yêu. Sự động viên, khích lệ và đồng hành của họ chính là điểm tựa tinh thần vững chắc, tiếp thêm nghị lực để tác giả hoàn thành hành trình học tập và nghiên cứu này.

Tác giả xin trân trọng cảm ơn!

Hà Nội, ngày tháng năm 2026

Tác giả luận án
(Ký và ghi rõ họ tên)

Nguyễn Sỹ Hiệp

MỤC LỤC

DANH MỤC CÁC KÝ HIỆU, CÁC CHỮ KÝ VIẾT TẮT.....	iii
DANH MỤC BẢNG.....	iv
DANH MỤC HÌNH ẢNH	v
MỞ ĐẦU.....	1
CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN VỀ KỸ THUẬT SIÊU ÂM ĐÀN HỒI MÔ	7
1.1. Bối cảnh và ý nghĩa của đề tài.....	7
1.2. Cơ sở lý thuyết của siêu âm đàn hồi mô	9
1.3. Thách thức ảnh hưởng tới chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô	11
1.3.1. Nhiễu ngẫu nhiên.....	12
1.3.2. Nhiễu phản xạ trong môi trường không đồng nhất	13
1.3.3. Ảnh hưởng của nhiễu đốm đến nhận dạng biên mô	13
1.3.4. Suy giảm năng lượng sóng trượt	15
1.4.1. Tình hình nghiên cứu quốc tế.....	15
1.4.2. Tình hình nghiên cứu trong nước.....	18
1.5. Kết luận chương 1	19
CHƯƠNG 2: PHƯƠNG PHÁP KẾT HỢP LỌC NHIỀU CẢI THIỆN CHẤT LƯỢNG ẢNH ĐÀN HỒI NHỚT	21
2.1. Lan truyền và thu nhận sóng trượt	21
2.1.1. Lan truyền sóng trượt trong mô.....	21
2.1.2. Thu nhận sóng trượt.....	22
2.1.3. Mô hình lan truyền sóng trượt bằng phương pháp FDTD	23
2.2. Phương pháp nghiên cứu đề xuất	26
2.2.1. Luồng xử lý dữ liệu	26
2.2.2. Loại bỏ nhiễu phản xạ sử dụng bộ lọc định hướng	28
2.2.3. Loại bỏ nhiễu ngẫu nhiên sử dụng bộ lọc LMS	29
2.2.4. Ước lượng CSM sử dụng AHI	31
2.2.5. Loại bỏ nhiễu đốm bằng bộ lọc trung vị.....	32

2.3. Kích bản mô phỏng và kết quả.....	33
2.3.1. Kết quả mô phỏng với $SNR = 20dB$	35
2.3.2. Kết quả mô phỏng với $SNR = 40dB$	39
2.4. Chỉ số Sai số bình phương trung bình gốc RMSE	44
2.5. So sánh với nghiên cứu của Lipman	47
2.6. Kết luận chương 2	48
CHƯƠNG 3: MÔ HÌNH KELVIN-VOIGT VỚI KÍCH THÍCH ĐA ĐIỂM CHO ẢNH ĐÀN HỒI/NHÓT TRONG MÔI SÂU	50
3.1. Hạn chế của khảo sát ảnh đàn hồi mô với một điểm kích thích.....	50
3.2. Khởi tạo và lan truyền sóng trượt.....	51
3.3. Phương pháp nghiên cứu đề xuất	52
3.4. Kích bản mô phỏng và kết quả.....	54
3.4.1. Kết quả mô phỏng với $SNR = 29dB$	56
3.4.2. Kết quả mô phỏng với $SNR = 19dB$	64
3.5. Đánh giá mức độ tương đồng của ảnh với chỉ số Q-index.....	70
3.6. Đánh giá hiệu quả xử lý ảnh với chỉ số RMSE.....	74
3.7. So sánh với nghiên cứu của Xufei Chen	76
3.8. Kết luận chương 3	77
KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN	78
DANH MỤC CÔNG TRÌNH CÔNG BỐ LIÊN QUAN ĐẾN LUẬN ÁN ...	82
DANH MỤC TÀI LIỆU THAM KHẢO	84
PHỤ LỤC	2

DANH MỤC CÁC KÝ HIỆU, CÁC CHỮ KÝ VIẾT TẮT

TỪ VIẾT TẮT	TIẾNG ANH	TIẾNG VIỆT
MRI	Magnetic Resonance Imaging	Chụp cộng hưởng từ
CT	Computed Tomography	Chụp cắt lớp vi tính
IARC	International Agency for Research on Cancer	Cơ quan nghiên cứu ung thư quốc tế
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography	Chụp cắt lớp bằng phát xạ đơn photon
PET	Positron Emission Tomography	Chụp cắt lớp phát xạ positron
FDTD	Finite-Difference Time-Domain	Sai phân hữu hạn trong miền thời gian
CSM	Complex Shear Modulus	Mô đun trượt phức
AHI	Algebraic Helmholtz Inversion	Nghịch đảo đại số Helmholtz
SNR	Signal-to-noise ratio	Tỉ số tín hiệu trên tạp nhiễu
Q-Index	Quality Index	Chỉ số chất lượng
RMSE	Root Mean Square Error	Sai số bình phương trung bình gốc
LMS	Least Mean Squares	Bộ lọc bình phương trung bình nhỏ nhất
SWE	Shear Wave Elastography	Siêu âm đàn hồi sóng trượt
ARF	Acoustic Radiation Force	Lực bức xạ âm
FWHM	Full Width at Half Maximum	Độ rộng tại nửa cực đại
CUSE	Comb-push Ultrasound Shear Elastography	Kỹ thuật tạo ảnh đàn hồi mô sử dụng chùm sóng siêu âm
DFT	Discrete Fourier Transform	Biến đổi Fourier rời rạc
IDFT	Inverse Discrete Fourier Transform	Biến đổi ngược Fourier rời rạc
CPU	Central Processing Unit	Bộ xử lý trung tâm
GPU	Graphics Processing Unit	Bộ xử lý đồ họa
SLS	Standard Linear Solid	Mô hình Standard Linear Solid

DANH MỤC BẢNG

Bảng 1.1: Độ cứng của một số loại mô.....	10
Bảng 2.1: Độ đàn hồi và độ nhớt của mô.....	34
Bảng 2.2: Chỉ số RMSE độ đàn hồi và độ nhớt lần lượt theo SNR.....	45
Bảng 3.1: Hạn chế của khảo sát ảnh siêu âm với một điểm kích thích	50
Bảng 3.2: Các giá trị độ đàn hồi và độ nhớt của mô lành và mô bệnh.	55
Bảng 3.3: Bảng giá trị Q-Index độ đàn hồi và độ nhớt.....	72
Bảng 3.4: Bảng giá trị RMSE của độ đàn hồi và độ nhớt.....	74

DANH MỤC HÌNH ẢNH

Hình 1.1: Một ca chụp nhũ ảnh và ảnh X-quang nhũ ảnh	7
Hình 1.2: Kỹ thuật fibroscan trong kiểm tra xơ gan	9
Hình 1.3: Ảnh siêu âm đàn hồi vú của bệnh nhân nữ	9
Hình 1.4: Mức biến dạng dưới tác động của lực nén.....	10
Hình 1.5: Nhiều phản xạ xuất hiện tại tiếp giáp giữa hai môi trường	13
Hình 1.6: Ảnh siêu âm trước (a) và sau (b) khi khử nhiễu đốm	14
Hình 1.7: Sử dụng lực bức xạ âm (ARF) để tạo sóng trượt.....	16
Hình 1.8: Mẫu thử được sử dụng trong thí nghiệm	17
Hình 2.1: Khởi tạo và lan truyền sóng trượt trong mô.....	22
Hình 2.2: Các mô hình Kelvin-Voigt (a), Maxwell (b), SLS (c).....	23
Hình 2.3: Minh họa phương pháp FDTD.....	26
Hình 2.4: Luồng xử lý dữ liệu.....	27
Hình 2.5: Mặt nạ bộ lọc định hướng	29
Hình 2.6: Hoạt động của bộ lọc LMS	30
Hình 2.7: Vận tốc sóng trượt.....	34
Hình 2.8: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt lí tưởng	35
Hình 2.9: Ảnh 2D độ đàn hồi	36
Hình 2.10: Ảnh 2D độ nhớt.....	36
Hình 2.11: Vị trí hàng 30 và 45 trên ảnh độ đàn hồi và độ nhớt	37
Hình 2.12: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 30	37
Hình 2.13: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 45	38
Hình 2.14: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt sau lọc trung vị.....	38
Hình 2.15: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 30 sau khi lọc nhiễu đốm	39
Hình 2.16: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 45 sau khi lọc nhiễu đốm	39
Hình 2.17: Ảnh 2D độ đàn hồi	40
Hình 2.18: Ảnh 2D độ nhớt.....	41
Hình 2.19: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt sau lọc trung vị.....	41
Hình 2.20: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 30	41
Hình 2.21: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 45	42
Hình 2.22: Ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhớt sau khi lọc trung vị.....	42
Hình 2.23: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 30 sau khi lọc nhiễu đốm	43
Hình 2.24: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 45 sau khi lọc nhiễu đốm	43

Hình 2.25: RMSE ảnh độ đàn hồi trước và sau khi lọc trung vị.....	46
Hình 2.26: RMSE ảnh độ nhót trước và sau khi lọc trung vị	47
Hình 3.1: Khởi tạo sóng trượt tại hai vị trí riêng biệt	51
Hình 3.2: Luồng xử lý tín hiệu.....	52
Hình 3.3: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót lí tưởng	56
Hình 3.4: Vận tốc sóng trượt từ nguồn phát 1	57
Hình 3.5: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 1	57
Hình 3.6: Ảnh độ nhót tại vị trí 1.....	58
Hình 3.7: Hàng cắt 40 cắt ngang qua khối u.....	58
Hình 3.8: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót tại hàng 40.....	59
Hình 3.9: Vận tốc sóng trượt từ nguồn phát 2	59
Hình 3.10: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 2	60
Hình 3.11: Ảnh độ nhót tại vị trí thứ 2	60
Hình 3.12: Đường cắt 40 ngang qua khối u.....	61
Hình 3.13: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót tại hàng 40.....	61
Hình 3.14: Ảnh độ đàn hồi kết hợp với SNR=29dB.....	62
Hình 3.15: Ảnh độ nhót kết hợp với SNR=29dB	62
Hình 3.16: Ảnh độ đàn hồi kết hợp tại hàng 40 với SNR=29dB.....	63
Hình 3.17: Ảnh độ nhót kết hợp tại hàng 40 SNR=29dB.....	63
Hình 3.18: Sóng trượt lan truyền tại vị trí 1.....	64
Hình 3.19: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 1	65
Hình 3.20: Ảnh độ nhót tại vị trí 1.....	65
Hình 3.21: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót tại hàng 40.....	66
Hình 3.22: Sóng trượt lan truyền tại vị trí 2.....	66
Hình 3.23: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 2	67
Hình 3.24: Ảnh độ nhót tại vị trí 2.....	67
Hình 3.25: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót tại hàng 40.....	68
Hình 3.26: Ảnh độ đàn hồi kết hợp với SNR=19dB.....	68
Hình 3.27: Ảnh độ nhót kết hợp với SNR=19dB	69
Hình 3.28: Ảnh độ đàn hồi kết hợp tại hàng 40 với SNR=19dB.....	69
Hình 3.29: Ảnh độ nhót kết hợp tại hàng 40 với SNR=19dB.....	70
Hình 3.30: Giá trị Q-index cho ảnh độ đàn hồi.....	73
Hình 3.31: Giá trị Q-index cho ảnh độ nhót	73

Hình 3.32: Giá trị RMSE cho ảnh độ đàn hồi.....	75
Hình 3.33: Giá trị RMSE cho ảnh độ nhót	75

MỞ ĐẦU

Trong những năm gần đây, tỷ lệ mắc ung thư có xu hướng gia tăng trên toàn cầu. Theo số liệu từ báo cáo của Global cancer 2022 thuộc cơ quan nghiên cứu ung thư quốc tế (IARC) cho thấy ung thư là một trong những tác nhân gây tử vong hàng đầu thế kỷ 21 (chiếm 16.8%), mỗi năm ghi nhận có tới 20 triệu người mắc ung thư mới và gần 10 triệu người tử vong mỗi năm, cùng năm đó tại Việt Nam có tới 180.480 người mắc mới và 120.184 người chết vì ung thư. Trong đó những loại ung thư chiếm tỉ lệ cao như ung thư gan, ung thư vú cùng chiếm 13.6%, ung thư phổi 13.5%, ung thư đại trực tràng 9.3%, ung thư dạ dày 9%, loại ung thư khác chiếm 40% [1]. Đây là con số đáng báo động, nhiều nghiên cứu đã chỉ ra rằng nguy cơ mắc ung thư có liên quan đến các yếu tố hành vi và môi trường, bao gồm hút thuốc lá, ô nhiễm không khí, thừa cân và lối sống ít vận động, những yếu tố ngày càng phổ biến trong bối cảnh đô thị hóa và công nghiệp hóa hiện đại [2-3]. Ung thư không chỉ gây ảnh hưởng đến bệnh nhân và người nhà mà còn tạo ra gánh nặng lớn cho hệ thống chăm sóc sức khỏe và kinh tế. Trong nghiên cứu [4-8] cho thấy có tới khoảng một nửa số ca ung thư được chẩn đoán khi đã ở giai đoạn muộn, điều này khiến việc điều trị rất khó khăn và tốn kém. Nguyên nhân xảy ra tình trạng này là bởi ở giai đoạn đầu khi kích thước khối u nhỏ, ung thư không có biểu hiện rõ ràng [9-14] khi bệnh tiến triển có biểu hiện cụ thể ra bên ngoài thì lúc đó tình trạng đã tiến triển nặng. Điều đó cho thấy việc khám sức khỏe định kì có ý nghĩa quan trọng, phát hiện sớm ung thư giúp tăng cơ hội sống cho bệnh nhân và giảm chi phí trong việc điều trị [15-19]. Y học hiện nay có nhiều thiết bị chẩn đoán hình ảnh hỗ trợ bác sĩ trong việc khám bệnh hiệu quả như siêu âm, chụp X-quang, chụp cắt lớp (CT), chụp cộng hưởng từ MRI, SPECT-CT, PET-CT... Đây là những kỹ thuật hiện đại giúp phát hiện sớm ung thư, tuy nhiên mỗi kỹ thuật cũng có những hạn chế như chi phí khám cao, thời gian khám lâu (MRI, SPECT, PET-CT) [20-22] gây bức xạ ion hóa (X-quang, CT) [23], đây là những trở ngại đối với nhiều người trong việc cân nhắc khám sức khỏe định kì. Ngoài những kỹ thuật kể trên, hiện nay kỹ thuật siêu âm đàn hồi mô bổ sung cho những hạn chế của các kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh hiện có, đây là một công nghệ đang được quan tâm với những ưu điểm như an toàn đối với cơ thể, không gây xâm lấn, không gây

bức xạ ion hóa, thời gian thăm khám nhanh, chi phí thấp và độ tin cậy cao phù hợp cho việc theo dõi nhiều lần, lặp lại [24-28]. Ảnh siêu âm đàn hồi mô cung cấp thông tin về độ cứng của mô, đây là cơ sở để chẩn đoán sớm bệnh lý (ung thư vú, ung thư tuyến giáp, ung thư tuyến tiền liệt, xơ gan) [29-32]. Kỹ thuật này có nhiều ưu điểm; tuy nhiên, vẫn tồn tại một số hạn chế liên quan đến cải thiện chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô. Xuất phát từ những thách thức kỹ thuật còn tồn tại trong việc cải thiện chất lượng ảnh đàn hồi–nhót, luận án tập trung nghiên cứu và phát triển các phương pháp xử lý tín hiệu tiên tiến nhằm nâng cao độ chính xác của ảnh mô đun trượt phức trong điều kiện nhiễu và môi trường mô phức tạp. Đây là cơ sở để hình thành đề tài: **"PHƯƠNG PHÁP TẠO ẢNH ĐỘ ĐÀN HỒI VÀ ĐỘ NHÓT CỦA MÔ MỀM BỆNH SỬ DỤNG KỸ THUẬT XỬ LÝ NHIỄU"** một hướng nghiên cứu có tính thực tiễn cao, đang nhận được sự quan tâm rộng rãi của cộng đồng khoa học trong lĩnh vực xử lý ảnh y sinh

Mục tiêu chung.

Mục tiêu của luận án là xây dựng và phát triển các phương pháp, mô hình giải thuật nhằm ước lượng chính xác độ đàn hồi và độ nhót của mô mềm từ trường vận tốc sóng trượt thu được, đồng thời cải thiện chất lượng ảnh đàn hồi và ảnh nhót trong môi trường mô không đồng nhất.

Đối tượng nghiên cứu.

Đối tượng nghiên cứu của luận án là tín hiệu vận tốc sóng trượt thu được trong quá trình khảo sát mô mềm sinh học bằng kỹ thuật siêu âm đàn hồi mô, từ đó ước lượng mô đun trượt phức bao gồm độ đàn hồi và độ nhót của mô, đặc biệt trong môi trường mô không đồng nhất có chứa khối u.

Mục tiêu cụ thể.

1. Đề xuất khung ước lượng mô đun trượt phức (gồm đồng thời độ đàn hồi và độ nhót) dựa trên phép nghịch đảo đại số Helmholtz (AHI), với quy trình kết hợp tuần tự các bộ lọc LMS, định hướng và trung vị phù hợp với đặc tính riêng của từng loại nhiễu (ngẫu nhiên, phản xạ, đốm), nhằm nâng cao độ ổn định và độ chính xác của ảnh đàn hồi–nhót trong môi trường mô không đồng nhất.

2. Đề xuất mô hình kích thích đa điểm kết hợp chuỗi xử lý nhiễu và phép nghịch đảo AHI nhằm bù đắp suy hao năng lượng sóng trượt và cải thiện độ đồng đều SNR, qua đó nâng cao chất lượng ảnh đàn hồi–nhót ở vùng mô sâu; hiệu quả được kiểm chứng định lượng bằng RMSE và Q-index.

Phương pháp nghiên cứu.

Luận án sử dụng phương pháp mô phỏng số kết hợp xử lý tín hiệu. Phương pháp sai phân hữu hạn miền thời gian (FDTD) được sử dụng để mô phỏng sự lan truyền sóng trượt trong mô sinh học không đồng nhất. Phương pháp nghịch đảo đại số Helmholtz (AHI) được áp dụng để ước lượng mô đun trượt phức từ trường vận tốc sóng trượt thu được. Các bộ lọc LMS, trung vị và định hướng được tích hợp tuần tự để xử lý các dạng nhiễu đặc trưng. Kết quả được đánh giá định lượng thông qua chỉ số sai số bình phương trung bình gốc (RMSE) và chỉ số chất lượng ảnh (Q-index).

Nội dung nghiên cứu.

So với các hệ thống chẩn đoán hình ảnh như MRI, CT hay X-quang vốn đòi hỏi lắp đặt cố định do kích thước lớn và yêu cầu nghiêm ngặt về an toàn bức xạ, hệ thống siêu âm có ưu điểm nổi bật về tính cơ động, chi phí đầu tư và vận hành thấp, đồng thời không gây nguy hại cho bệnh nhân. Nhờ đó, siêu âm có thể được triển khai rộng rãi kể cả tại các cơ sở y tế tuyến cơ sở, hỗ trợ hiệu quả cho bác sĩ trong quá trình chẩn đoán. Tuy nhiên, kỹ thuật siêu âm cũng tồn tại một số thách thức, khi chất lượng ảnh siêu âm bị ảnh hưởng bởi nhiễu và sự suy giảm năng lượng khi lan truyền trong mô. Trong phạm vi của luận án này, đối tượng nghiên cứu là ảnh siêu âm đàn hồi mô dựa trên vận tốc sóng trượt ước lượng được, tập trung giảm thiểu tác động của nhiễu để thu được ảnh độ đàn hồi và độ nhót chất lượng cao, tạo thuận lợi cho việc quan sát, đánh giá và so sánh.

Cơ sở khoa học và thực tiễn của đề tài.

Siêu âm đàn hồi mô, đặc biệt là kỹ thuật đo đặc và tái tạo ảnh độ đàn hồi, độ nhót từ sóng trượt, đã được chứng minh là một công cụ quan trọng trong chẩn đoán sớm các tổn thương mô mềm, đặc biệt là khối u. Trong nhiều nghiên cứu lâm sàng, các tham số cơ học của mô, như độ đàn hồi và độ nhót, thể hiện khả

năng phân biệt tổn thương ác tính tốt hơn so với việc chỉ dựa trên ảnh siêu âm B-mode.

Tuy nhiên, việc tái tạo ảnh đàn hồi và ảnh nhót trong thực tiễn vẫn đối mặt với nhiều thách thức. Cấu trúc mô không đồng nhất gây ra các hiện tượng phản xạ và tán xạ phức tạp, trong khi tín hiệu sóng trượt thu được luôn chịu ảnh hưởng đồng thời của nhiều dạng nhiễu khác nhau, bao gồm nhiễu ngẫu nhiên phát sinh từ hệ thống thu nhận, nhiễu đặc trưng của ảnh siêu âm và nhiễu phản xạ tại ranh giới mô. Bên cạnh đó, năng lượng sóng trượt suy giảm đáng kể theo độ sâu, làm giảm tỷ số tín hiệu trên nhiễu và gây sai lệch trong ước lượng các tham số cơ học ở vùng mô sâu. Những thách thức này đặt ra nhu cầu cấp thiết phải phát triển các thuật toán xử lý nhiễu chuyên biệt, có khả năng ước lượng chính xác đồng thời độ đàn hồi và độ nhót của mô mềm, đồng thời cải thiện chất lượng ảnh trong điều kiện mô phức tạp, đây chính là cơ sở khoa học và thực tiễn để hình thành đề tài của luận án này.

Những đóng góp mới của luận án.

Tóm tắt một số đóng góp chính của luận án.

1. Đề xuất phương pháp ước lượng độ đàn hồi và độ nhót của mô mềm từ vận tốc sóng trượt. Cùng với đó, để cải thiện chất lượng ảnh độ đàn hồi và độ nhót trong môi trường không đồng nhất (môi trường chứa khối u) (Tương ứng với các công trình nghiên cứu [2] và [4-7] trong danh mục các công trình đã công bố).
2. Ước lượng ảnh độ đàn hồi và độ nhót cùng với cải thiện chất lượng ảnh trong vùng mô sâu khi khảo sát. (Tương ứng với các công trình nghiên cứu [1] và [3] trong danh mục các công trình đã công bố)

Bố cục luận án.

CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN VỀ KỸ THUẬT SIÊU ÂM ĐÀN HỒI MÔ

Trong chương này NCS trình bày bối cảnh và ý nghĩa của kỹ thuật siêu âm đàn hồi mô trong chẩn đoán y học, đặc biệt trước nhu cầu ngày càng tăng về các phương pháp không xâm lấn và phát hiện sớm ung thư. Các hạn chế của những kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh truyền thống được phân tích, từ đó làm rõ vai trò của siêu âm đàn hồi mô trong đánh giá đặc tính cơ học của mô sinh

học. Chương này cũng trình bày cơ sở lý thuyết của siêu âm đàn hồi mô, trong đó nhấn mạnh mối liên hệ giữa vận tốc sóng trượt và mô đun đàn hồi, đồng thời mở rộng sang mô tả nhót–đàn hồi thông qua mô đun trượt phức. Tổng quan các nghiên cứu liên quan cho thấy việc ước lượng đồng thời độ đàn hồi và độ nhót có ý nghĩa quan trọng trong phân biệt mô lành và mô bệnh. Bên cạnh đó, các vấn đề tồn tại như nhiễu đo, sóng phản xạ và suy giảm năng lượng ở vùng sâu được chỉ ra như những thách thức chính. Từ đó, chương này xác định khoảng trống nghiên cứu và định hướng tiếp cận của luận án dựa trên mô phỏng FDTD kết hợp biến đổi ngược đại số Helmholtz (AHI-Algebraic Helmholtz Inversion) và các kỹ thuật xử lý tín hiệu để nâng cao chất lượng ảnh đàn hồi-nhót mô.

CHƯƠNG 2: PHƯƠNG PHÁP KẾT HỢP LỌC NHIỀU CẢI THIẾN CHẤT LƯỢNG ẢNH ĐÀN HỒI/NHÓT

Trong chương này, nghiên cứu sinh sử dụng phương pháp FDTD để mô phỏng sự lan truyền của sóng trượt do kim rung gây ra trong mô. Tín hiệu vận tốc thu được được tiền xử lý nhằm suy giảm các nhiễu đặc trưng của ảnh siêu âm, bao gồm nhiễu ngẫu nhiên, nhiễu đốm và nhiễu phản xạ, thông qua bộ lọc LMS, bộ lọc trung vị và bộ lọc định hướng. Trên cơ sở tín hiệu đã được khử nhiễu, AHI được áp dụng để ước lượng mô đun trượt phức (Complex Shear Modulus CSM), bao gồm độ đàn hồi và độ nhót của mô. Kết quả là các ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhót, được đánh giá định lượng bằng chỉ số RMSE nhằm kiểm chứng hiệu quả của phương pháp đề xuất.

CHƯƠNG 3: MÔ HÌNH KELVIN-VOIGT VỚI KÍCH THÍCH ĐA ĐIỂM CHO ẢNH ĐÀN HỒI/NHÓT TRONG MÔ SÂU

Suy giảm năng lượng theo độ sâu là đặc trưng cố hữu của sóng trượt trong mô sinh học. Hiện tượng này làm giảm đáng kể tỷ số tín hiệu trên nhiễu (SNR) tại các vùng xa nguồn kích thích, dẫn đến sai lệch trong ước lượng mô đun trượt phức và làm giảm chất lượng ảnh đàn hồi–nhót ở vùng mô sâu. Để khắc phục hạn chế này, luận án đề xuất mô hình kích thích hai điểm, trong đó ảnh đàn hồi–nhót được tổng hợp từ hai nguồn phát độc lập nhằm bù đắp sự suy giảm năng lượng và cải thiện độ đồng đều của SNR trên toàn vùng khảo sát. Ảnh độ đàn hồi và độ nhót được kết hợp từ hai nguồn giúp

khắc phục vấn đề này. Để chất lượng ảnh được cải thiện hơn, hai bộ lọc LMS và bộ lọc trung bình cũng được sử dụng để loại bỏ nhiễu. Kết quả thu được ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhớt của mô. Kết quả được so sánh định lượng với việc sử dụng chỉ số Q-index và RMSE.

Các kết quả và đóng góp khoa học của luận án đã được trình bày và công bố trong các ấn phẩm khoa học, bao gồm các tạp chí và kỷ yếu hội nghị chuyên ngành.

CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN VỀ KỸ THUẬT SIÊU ÂM ĐÀN HỒI MÔ

1.1. Bối cảnh và ý nghĩa của đề tài

Trong nhiều thập kỷ qua, sự gia tăng nhanh chóng của các bệnh lý ác tính như ung thư đã đặt ra yêu cầu cấp bách về những kỹ thuật chẩn đoán không xâm lấn, an toàn và có khả năng phát hiện sớm. Hiện nay, có nhiều kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh được sử dụng trong y học, mỗi phương pháp đều có ưu điểm và hạn chế riêng. Trong đó chụp X-quang và chụp cắt lớp (CT) cho hình ảnh cấu trúc có độ phân giải cao, được dùng để khảo sát tổn thương phần cứng như gãy xương, đánh giá tổn thương phổi hay kiểm tra bất thường của vú (hình 1.1). Tuy nhiên kỹ thuật này gây bức xạ ion hóa, có thể gây tổn thương cấu trúc di truyền, kỹ thuật này không phù hợp cho việc chẩn đoán lặp lại nhiều lần.



Hình 1.1: Một ca chụp nhũ ảnh¹ và ảnh X-quang nhũ ảnh²

Chụp cộng hưởng từ (MRI) giúp quan sát cấu trúc mô mềm một cách chi tiết và rõ nét, tuy nhiên chi phí cao và thời gian chụp kéo dài, có thể mất hàng tiếng đồng hồ cho một ca chụp. Ngoài ra, để phát hiện ung thư PET-CT và SPECT-CT là kỹ thuật rất mạnh giúp phát hiện ung thư và mức độ di căn của khối u, nhưng kỹ thuật sử dụng đồng vị phóng xạ và bức xạ ion hóa, đặc biệt với phương pháp này chi phí cho một lần chụp rất tốn kém khó cho số đông bệnh nhân có thể tiếp cận [20-23]. Khắc phục những hạn chế trên, kỹ thuật siêu âm

¹ R. A. Reeves and T. Kaufman, "Mammography," in StatPearls, StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), updated Jul. 2023 [33].

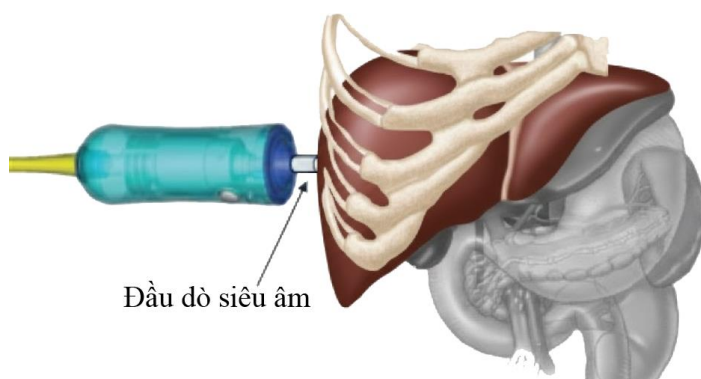
² V. Hernström et al., "Screening performance of breast cancer in the MASAI trial," Lancet Digit. Health, 2025 [34].

đàn hồi mô đang là lựa chọn được quan tâm và sử dụng rộng rãi, với những ưu điểm không xâm lấn độ tin cậy cao, an toàn, chi phí thấp và có khả năng tạo ảnh thời gian thực. Ảnh siêu âm đàn hồi mô không chỉ cung cấp thông tin hình thái mà còn cho phép ước lượng tính chất đàn hồi, nhớt của mô sinh học, một thông tin có giá trị chẩn đoán cao giúp phân biệt mô lành và mô bệnh [35-39].

Hiện nay ung thư vú là loại ung thư phổ biến nhất ở phụ nữ và đứng thứ hai về tỷ lệ tử vong do ung thư. Các kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh đóng vai trò quan trọng trong phát hiện sớm ung thư. Trong đó, độ cứng của mô là một chỉ báo quan trọng giúp phân biệt tổn thương lành tính và ác tính, bởi mô ác tính thường có độ cứng cao hơn, vì đặc tính này siêu âm đàn hồi mô được ứng dụng rộng rãi với những ưu điểm như không xâm lấn, không độc hại và chi phí thấp [40-41]. Nhiều nghiên cứu đã chứng minh giá trị của ảnh đàn hồi mô trong việc phân biệt tổn thương lành tính và ác tính. Ví dụ, Chang và cộng sự báo cáo rằng các khối u vú ác tính có độ cứng cao hơn nhiều ($153,3 \pm 58,1$ kPa) so với các khối u lành tính ($46,1 \pm 42,9$ kPa) [42].

Trong nghiên cứu của Zhoumiao Tao và cộng sự tiến hành nghiên cứu trên 98 bệnh nhân trong đó có bao gồm 45 trường hợp u lành tính và 53 trường hợp ác tính, đều được kiểm tra bằng siêu âm đàn hồi mô, kết quả đạt độ đặc hiệu 94,44% và độ nhạy 86,89%. So với cộng hưởng từ tăng cường tương phản động (DCE-MRI), ảnh siêu âm đàn hồi cho kết quả tiệm cận, khi kết hợp hai phương pháp, độ đặc hiệu tăng lên 98,36% và độ nhạy đạt 90,74%. Các kết quả này cho thấy ảnh siêu âm đàn hồi đóng góp đáng kể vào việc nâng cao độ chính xác chẩn đoán khối u vú, giúp giảm thiểu số ca phải sinh thiết không cần thiết [43].

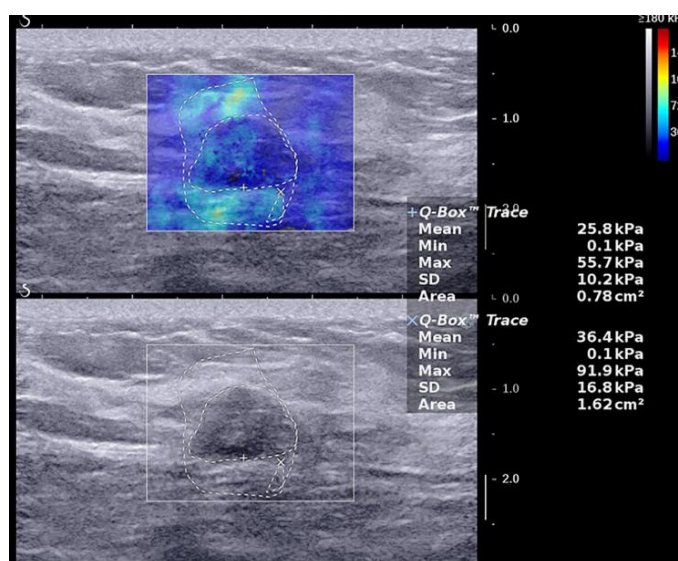
Phân tích tổng hợp (meta-analysis) do Liang Sang và Xue-mei Wang cùng cộng sự thực hiện đánh giá việc sử dụng siêu âm đàn hồi sóng trượt (Shear Wave Elastography- SWE) trong phát hiện ung thư tuyến tiền liệt. Khi so sánh với kết quả sinh thiết, SWE thể hiện hiệu năng chẩn đoán cao, với độ nhạy tổng hợp đạt 84,4%, độ đặc hiệu đạt 86%, và tỷ số chênh chẩn đoán (Diagnostic Odds Ratio) đạt 33,07 [44]. Ngoài khảo sát bệnh lý liên quan đến tuyến giáp, tuyến tiền liệt, vú, sóng siêu âm đàn hồi còn sử dụng cho việc kiểm tra mức độ xơ hóa gan [45-51] bằng kỹ thuật fibroscan (hình 1.2).



Hình 1.2: Kỹ thuật fibroscan trong kiểm tra xơ gan³

1.2. Cơ sở lý thuyết của siêu âm đàn hồi mô

Trong thăm khám bệnh, từ xa xưa một trong những phương pháp quan trọng để phát hiện bệnh là sờ nắn để xác định độ cứng của mô. Ngày nay phương pháp này vẫn còn được áp dụng trong chẩn đoán lâm sàng, để xác định mô bệnh bất thường, thông tin về độ cứng của mô rất hữu ích để chẩn đoán bệnh. Tuy nhiên phương pháp này phụ thuộc nhiều vào kinh nghiệm của bác sĩ, mang tính chủ quan khi đánh giá.



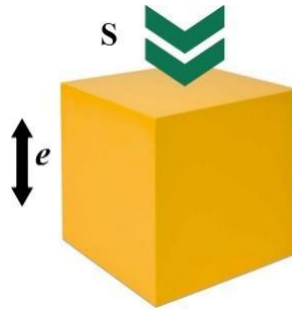
Hình 1.3: Ảnh siêu âm đàn hồi vú của bệnh nhân nữ⁴

Kỹ thuật siêu âm đàn hồi mô cho hình ảnh siêu âm với màu sắc biểu thị mức độ độ cứng của mô. Trong hình 1.3 độ cứng của mô được mã hóa dưới dạng màu sắc, biến thiên từ xanh đậm tới mức cứng nhất là đỏ đậm, điều này ảnh

³ Afdhal NH. “Fibroscan (transient elastography) for the measurement of liver fibrosis” [52].

⁴ C. Liu et al, “Feasibility of Shear Wave Elastography Imaging for Evaluating the Biological Behavior of Breast Cancer” [53].

siêu âm mode B không có. Độ cứng của mô có đơn vị là pascal và được xác định bởi công thức (1.1) [55].



Hình 1.4: Mức biến dạng dưới tác động của lực nén

$$E = \frac{s}{e} \quad (1.1)$$

Trong đó: s là lực nén, e là mức độ biến dạng của mô, E là mô đun young (hình 1.4). Nhiều nghiên cứu đã chứng minh giá trị của kỹ thuật đàn hồi mô trong việc phân biệt giữa tổn thương ác tính và lành tính. Độ cứng ở các mô ác tính lớn hơn đáng kể so với ở khối u lành tính [42].

Bảng 1.1: Độ cứng của một số loại mô⁵

Loại mô mềm	Mô đun Young (E, kPa)	Tỉ khối (ρ , kg/m ³)
Vú		1000 ± 8%
Mỡ bình thường	18 – 24	
Tuyến bình thường	28 – 66	
Mô sợi	96 – 244	
Ung thư biểu mô	22 – 560	
Tuyến tiền liệt		
Vùng trước bình thường (Normal anterior)	55 – 63	
Vùng sau bình thường (Normal posterior)	62 – 71	
Phì đại lành tính	36 – 41	
Ung thư biểu mô	96 – 241	
Gan		
Bình thường	0.4 – 6	
Xơ gan	15 – 100	

⁵ J. Bercoff, “ShearWave™ Elastography,” White Paper, SuperSonic Imagine S.A., France, 2008 [56].

Bảng 1.1 biểu thị độ cứng của mô lành và mô bệnh, các số liệu chỉ ra mô bệnh thường cứng hơn mô lành. Cụ thể ở mô vú, ung thư biểu mô có độ cứng 22-560 kPa, mỡ bình thường 18-24. Do đó, việc xác định được độ cứng của mô mang ý nghĩa quan trọng trong chẩn đoán và phát hiện sớm ung thư. Trong môi trường mô với tỉ khối khoảng 1000 kg/m³, sóng âm (sóng dọc) có thể lan truyền với vận tốc cao lên đến hơn 1500 m/s trong khi sóng trượt (sóng ngang) chỉ có vận tốc dao động trong khoảng từ 1 đến 10 m/s, độ lớn vận tốc phụ thuộc nhiều vào đặc tính cơ học của mô, đặc biệt là độ đàn hồi. Mối liên hệ giữa vận tốc lan truyền của sóng trượt và độ cứng của mô được mô tả bởi phương trình (1.2) [57-59]:

$$E = 3\rho c^2 \quad (1.2)$$

Trong đó: ρ là tỉ khối của mô, c là vận tốc sóng trượt và E là độ đàn hồi. Từ công thức trên có thể thấy nếu đo được giá trị vận tốc sóng trượt sẽ biết được độ đàn hồi của mô. Trong các vật liệu mềm sinh học, đặc biệt là mô sinh học, đáp ứng cơ học đối với sóng biến dạng chịu ảnh hưởng đồng thời của hai yếu tố: Thành phần đàn hồi và độ nhớt (mô đun trượt phức CSM). Nếu chỉ sử dụng mô đun đàn hồi thuần để mô tả đặc tính cơ học, ta sẽ bỏ qua ảnh hưởng của sự tiêu tán năng lượng, một yếu tố quan trọng phản ánh tính nhớt/đàn hồi thực của mô. Để khắc phục hạn chế này, mô đun trượt phức được sử dụng, bao gồm hai thành phần: mô đun đàn hồi thể hiện khả năng lưu trữ năng lượng biến dạng, và mô đun nhớt đặc trưng cho khả năng tiêu tán năng lượng do ma sát nội tại của mô.

1.3. Thách thức ảnh hưởng tới chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô

Trong siêu âm đàn hồi mô, tính chất cơ học của mô được suy ra từ vận tốc lan truyền của sóng trượt thu được, thay vì từ biên độ phản xạ siêu âm như trong chế độ B-mode. Tuy nhiên, tín hiệu thu nhận để ước lượng vận tốc sóng trượt có thể bị ảnh hưởng bởi nhiều loại nhiễu và sai lệch, làm suy giảm độ chính xác của ảnh đàn hồi và độ tin cậy của các tham số định lượng. Những nhiễu này không chỉ ảnh hưởng tới chất lượng hình ảnh mà còn làm giảm độ tin cậy của các thông số định lượng, đặc biệt trong các vùng mô sâu, những yếu

tổ có ý nghĩa quan trọng trong chẩn đoán. Các thách thức này được phân tích theo từng loại nhiễu cụ thể dưới đây.

1.3.1. Nhiễu ngẫu nhiên

Nhiễu ngẫu nhiên trong ảnh siêu âm chủ yếu phát sinh từ các thành phần của hệ thống thu nhận và xử lý tín hiệu, thay vì từ bản chất của mô sinh học. Trong quá trình tạo ảnh, nhiễu điện tử do dao động điện trong các linh kiện như đầu dò, mạch tiền khuếch đại, bộ khuếch đại và bộ chuyển đổi tương tự-số có thể chen vào tín hiệu thu nhận và được ghi lại dưới dạng các biến thiên ngẫu nhiên trong ảnh. Ngoài ra, nhiễu nhiệt vốn xuất hiện do chuyển động nhiệt của các electron trong vật liệu điện tử cũng là thành phần cơ bản của nhiễu ngẫu nhiên, góp phần làm giảm tỉ số tín hiệu trên nhiễu (SNR) trong quá trình thu nhận. Các điều kiện môi trường và vận hành như dao động điện áp nguồn, nhiễu điện từ từ thiết bị xung quanh và tiếp xúc không ổn định giữa đầu dò và da bệnh nhân có thể làm tăng mức độ nhiễu ngẫu nhiên, khiến tín hiệu thu được càng xa giá trị thực của mô.

Ảnh hưởng của nhiễu ngẫu nhiên đối với chất lượng ảnh siêu âm là đáng kể. Nhiễu làm suy giảm tỉ số tín hiệu-nhiễu và độ tương phản của ảnh, dẫn đến ảnh có các dao động cường độ không liên quan đến cấu trúc mô thực tế, ảnh hưởng trực tiếp đến khả năng quan sát và phân biệt các chi tiết giải phẫu hoặc tổn thương nhỏ. Những dao động này làm ảnh xuất hiện các điểm sáng tối ngẫu nhiên, làm giảm độ rõ rệt của các đặc trưng hình ảnh như biên, kết cấu và độ tương phản giữa các vùng mô khác nhau. Điều này tác động tiêu cực đến hiệu quả của các thuật toán xử lý ảnh tự động, bao gồm các bước phát hiện biên, phân đoạn và trích xuất đặc trưng, bởi vì các biến thiên do nhiễu có thể bị nhầm với các tín hiệu mô học thực sự. Do đó, nhiễu ngẫu nhiên không chỉ gây giảm chất lượng trực quan của ảnh siêu âm mà còn làm suy giảm độ chính xác của các ứng dụng định lượng và hỗ trợ chẩn đoán dựa trên ảnh. Sự tồn tại của nhiễu ngẫu nhiên làm suy giảm độ tin cậy các phép đo định lượng trong ảnh đàn hồi. Vì các thuật toán ước lượng đặc tính cơ học thường dựa vào vận tốc hạt sóng trượt có biên độ rất nhỏ, khi nhiễu ngẫu nhiên gia tăng, các tín hiệu hữu ích này dễ bị biến dạng, gây ra sai số trong ảnh đàn hồi được ước lượng. Những sai số này không chỉ giới hạn khả năng phân biệt mô thường, mô bệnh mà còn làm

giảm độ chính xác của phép đo hai yếu tố quan trọng trong khảo sát lâm sàng và theo dõi điều trị.

1.3.2. Nhiều phản xạ trong môi trường không đồng nhất

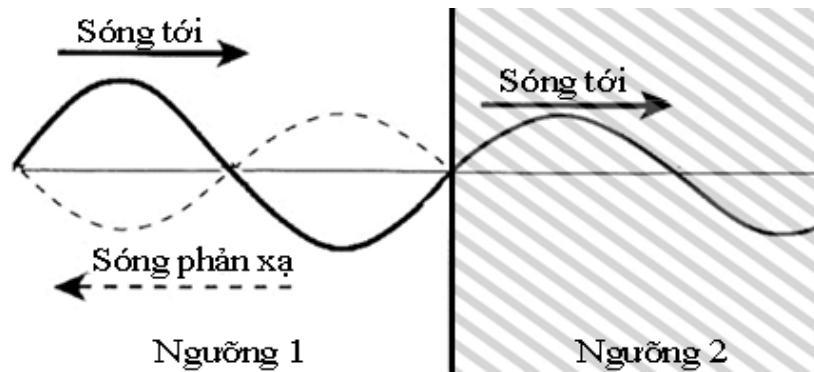
Trong môi trường mô sinh học không đồng nhất có chứa khối u, sự hình thành nhiều phản xạ gắn chặt với sự chênh lệch trở kháng âm Z giữa các loại mô. Trở kháng âm của một môi trường được xác định bởi (1.3).

$$Z = \rho c \quad (1.3)$$

trong đó ρ là tỉ khối và c là vận tốc lan truyền sóng âm trong môi trường đó. Khi sóng siêu âm lan truyền trong mô mềm và gặp khối u có độ đàn hồi lớn hơn, khiến cho vận tốc thay đổi đáng kể. Trong khi tỉ khối của mô lành và khối u không khác biệt nhiều. Sự chênh lệch trở kháng âm này quyết định trực tiếp tỷ lệ biên độ sóng bị phản xạ tại bề mặt khối u (hình 1.5). Cụ thể, hệ số phản xạ tại ranh giới hai môi trường được xác định bởi (1.4) [60].

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1.4)$$

trong đó Z_1 và Z_2 lần lượt là trở kháng âm của mô mềm và khối u. Khi độ chênh lệch giữa Z_1 và Z_2 càng lớn, giá trị R càng tăng, dẫn đến biên độ sóng phản xạ trở lại nguồn phát càng mạnh. Sóng phản xạ này có thể trộn lẫn với sóng tới gây sai lệch trong quá trình ước lượng.



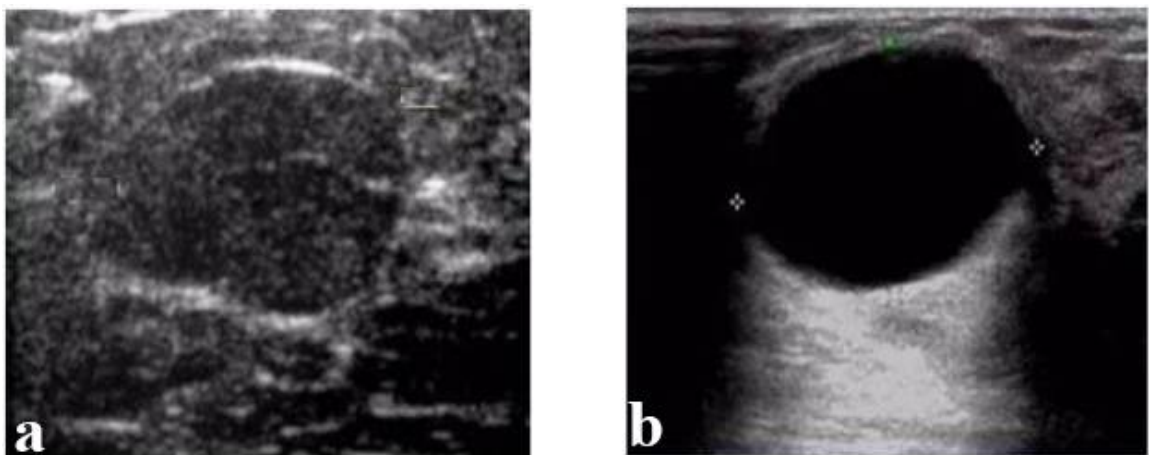
Hình 1.5: Nhiều phản xạ xuất hiện tại tiếp giáp giữa hai môi trường

1.3.3. Ảnh hưởng của nhiễu đốm đến nhận dạng biên mô

Trong ảnh siêu âm vú, nhiễu đốm (speckle noise) là một dạng nhiễu đặc trưng và không thể tránh khỏi, phát sinh trong quá trình sóng siêu âm lan truyền và phản xạ khi đi qua các cấu trúc vi mô không đồng nhất của mô sinh học. Do

sóng siêu âm được phản xạ đồng thời từ nhiều vị trí khác nhau trong mô, các tín hiệu thu về có cường độ và pha khác nhau và được ghi nhận cùng lúc tại đầu dò, tạo ra các hoa văn dạng hạt lốm đốm trong ảnh siêu âm. Về bản chất, đây là hệ quả của sự chồng chập và giao thoa ngẫu nhiên của nhiều thành phần tín hiệu phản xạ, thay vì phản ánh trực tiếp đặc tính vật lý thực của mô.

Ngoài cơ chế vật lý gắn với quá trình tạo ảnh, các hoa văn nhiễu dạng đốm cũng có thể phát sinh hoặc bị tăng cường trong quá trình thu nhận và xử lý tín hiệu, như phép biến đổi miền tần số, lọc, hoặc khuếch đại các thành phần cao tần. Do đó, nhiễu đốm có thể được hiểu theo nghĩa tổng quát là dạng nhiễu biểu hiện dưới các hoa văn dạng hạt phân bố ngẫu nhiên trong không gian, không phụ thuộc duy nhất vào nguồn gốc vật lý hay thuật toán. Sự hiện diện của nhiễu đốm gây ảnh hưởng tiêu cực rõ rệt đến chất lượng ảnh siêu âm, thể hiện qua việc làm giảm độ phân giải không gian và độ tương phản, khiến ảnh trở nên kém mịn và thiếu đồng nhất. Các hạt nhiễu có thể che khuất hoặc làm biến dạng các chi tiết cấu trúc quan trọng, đặc biệt là ranh giới giữa các vùng mô khác nhau, đồng thời làm suy giảm độ ổn định của các phép ước lượng dựa trên tín hiệu hoặc ảnh siêu âm, dẫn đến hiện tượng mờ biên, làm giảm khả năng phân biệt giữa mô lành và mô bệnh, từ đó gây khó khăn cho bác sĩ trong việc quan sát, nhận dạng tổn thương và đánh giá chính xác tình trạng bệnh lý [61].



Hình 1.6: Ảnh siêu âm trước (a) và sau (b) khi khử nhiễu đốm⁶

Tác động này trở nên nghiêm trọng hơn đối với các tổn thương nhỏ, tổn thương có độ tương phản thấp hoặc ở giai đoạn sớm, khi các dấu hiệu hình ảnh

⁶ Li X, Wang Y, Zhao Y, Wei Y. Fast Speckle Noise Suppression Algorithm in Breast Ultrasound Image Using Three-Dimensional Deep Learning [62].

vốn đã không rõ ràng. Ngoài ảnh hưởng đến quan sát trực quan, nhiễu đốm còn làm giảm độ tin cậy của các thuật toán xử lý và phân tích ảnh tự động. Sự biến thiên cường độ do nhiễu đốm gây ra có thể làm sai lệch các đặc trưng hình ảnh như biên, từ đó làm tăng nguy cơ nhận dạng sai và giảm độ chính xác của các phương pháp phân đoạn, trích xuất đặc trưng và phân loại ảnh siêu âm. Nếu quá trình khử nhiễu không được thực hiện hợp lý, thông tin biên và cấu trúc mô quan trọng có thể bị mất hoặc bị làm mờ, ảnh hưởng trực tiếp đến hiệu quả chẩn đoán, việc loại bỏ hoàn toàn nhiễu là không khả thi. Vì vậy, các phương pháp xử lý ảnh hiện nay chủ yếu tập trung vào việc giảm mức độ nhiễu đốm trong khi vẫn bảo toàn tối đa thông tin biên và cấu trúc mô có ý nghĩa lâm sàng

1.3.4. Suy giảm năng lượng sóng trượt

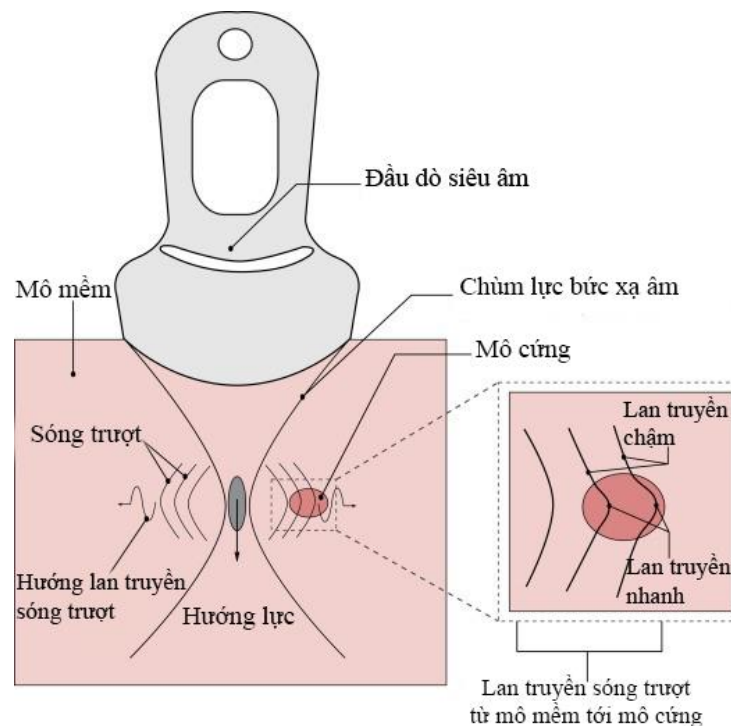
Trong mô sinh học, sự suy giảm năng lượng của sóng lan truyền trong vùng mô sâu chủ yếu bắt nguồn từ tính nhớt-đàn hồi nội tại của mô, trong đó thành phần nhớt đóng vai trò chi phối quá trình tiêu tán năng lượng. Ma sát nội tại giữa các phần tử mô khi sóng lan truyền, hệ quả là một phần năng lượng cơ học của sóng bị hấp thụ và chuyển hóa thành nhiệt, gây suy giảm biên độ theo độ sâu. Cơ chế này diễn ra liên tục trong toàn bộ thể tích mô, đặc biệt rõ ở tần số cao. Nhiều nghiên cứu thực nghiệm và lý thuyết đã chỉ ra rằng chính cơ chế hấp thụ liên quan đến tính nhớt này là nguyên nhân chính gây suy giảm tỷ lệ tín hiệu trên nhiễu (SNR) và làm giảm độ tin cậy của các phép ước lượng tham số đàn hồi mô ở vùng mô sâu.

1.4.1. Tình hình nghiên cứu quốc tế

Trong thực tế, mô sinh học không phải là vật liệu đàn hồi thuần túy mà vừa có thành phần đàn hồi, vừa có thành phần nhớt, yếu tố phản ánh cấu trúc vi mô của mô và ảnh hưởng trực tiếp đến độ chính xác trong đánh giá mô bệnh lý. Trước đây, hầu hết các phương pháp siêu âm đàn hồi chỉ xem mô mềm như vật liệu đàn hồi và chỉ ước lượng độ cứng [63-64]. Tuy nhiên, các nghiên cứu gần đây đã chứng minh rằng mô mềm cần được mô tả bằng hai tham số: độ đàn hồi và độ nhớt, đặc biệt khi các bệnh lý như ung thư, xơ hóa gan, gan nhiễm mỡ hoặc viêm đều làm thay đổi cả hai thành phần này. Mô ác tính thường cứng hơn và nhớt hơn, chứ không chỉ đơn thuần tăng độ cứng, nên việc đồng thời đánh giá hai tham số giúp phân biệt mô lành – ác chính xác hơn [65]. AHI cho phép

ước lượng đồng thời độ đàn hồi và độ nhớt của mô với độ tin cậy cao, qua đó mô tả chính xác hơn các đặc tính cơ học của mô sinh học. Việc tích hợp AHI không chỉ góp phần cải thiện độ chính xác của mô phỏng FDTD và quá trình xử lý dữ liệu AHI, mà còn nâng cao hiệu quả ước lượng CSM, đặc biệt trong các môi trường mô không đồng nhất [66–69].

Các kỹ thuật truyền thống thường bao gồm: (1) tạo lực kích thích tác động vào mô khảo sát, và (2) đo đáp ứng cơ học của mô để tính toán độ đàn hồi thông qua nhiều phương pháp khác nhau. Việc kích thích có thể dùng lực bức xạ âm (ARF) (sử dụng chùm sóng siêu âm Comb-push, như trong hình 1.7) [70-75] hoặc lực cơ học (sử dụng kim rung) [35], tín hiệu vận tốc thu được, được sử dụng để ước lượng độ đàn hồi và độ nhớt.



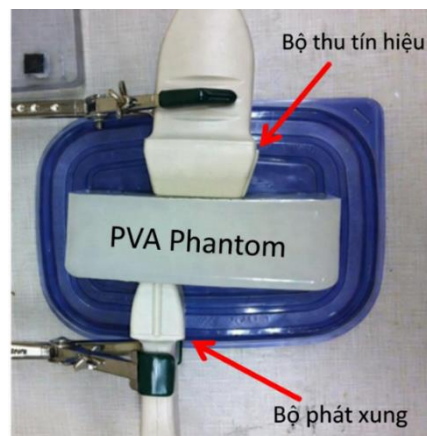
Hình 1.7: Sử dụng lực bức xạ âm (ARF) để tạo sóng trượt⁷

Vào năm 2007, Zheng và cộng sự đã áp dụng bộ lọc Kalman để phân tích chuyển động điều hòa của vận tốc hạt tại các vị trí không gian khác nhau [76]. Cách tiếp cận này cho phép mô tả sự biến thiên điều hòa của vận tốc như một quá trình động theo thời gian, từ đó ước lượng chênh lệch pha giữa các điểm quan sát. Thông tin pha thu được đóng vai trò quan trọng trong việc xác định

⁷ W. T. H. Lim et al. “Shear Wave Elastography: Confounding factors and their mitigation in detecting chronic kidney disease,” *Ultrasound Med. Biol.*, 2021 [77].

tốc độ lan truyền của sóng trượt cũng như đặc trưng tán sắc của mô ở nhiều dải tần số kích thích khác nhau. Nhờ đó, phương pháp Kalman không chỉ hỗ trợ phân tích sự lan truyền sóng mà còn tạo nền tảng cho việc suy ra các thông số cơ học liên quan đến mô. Tuy nhiên, quá trình tái tạo mô đun trượt phức tạp từ các phép đo đa tần lại đòi hỏi khối lượng tính toán lớn, do phải thực hiện nhiều phép đo độc lập tại các tần số khác nhau của sóng trượt. Điều này làm gia tăng đáng kể thời gian xử lý và đồng thời nâng cao khả năng xuất hiện sai lệch hoặc nhiễu giả (artifacts) trong kết quả cuối cùng. Hơn nữa, nghiên cứu ban đầu của Zheng và cộng sự chưa xem xét ảnh hưởng của nhiễu đo đạc – một yếu tố thực tế có thể tác động mạnh tới độ chính xác của việc ước lượng pha và suy ra CSM. Việc bỏ qua ảnh hưởng của nhiễu khiến phương pháp này khó đảm bảo độ tin cậy khi áp dụng trong các môi trường đo thực, nơi tín hiệu thu thường bị suy giảm và nhiễu hóa mạnh hơn.

Trong nghiên cứu [35], Hengzhao và cộng sự đã tiến hành xác định độ đàn hồi và độ nhớt của mô thông qua việc tính toán hệ số suy giảm biên độ sóng trượt (α_s) và vận tốc lan truyền sóng trượt (c_s). Nguồn phát sóng được tạo ra bằng đầu dò siêu âm không hội tụ hoạt động ở tần số 4,1 MHz, gồm 128 phần tử và thời lượng xung 400 μ s. Một đầu dò khác được bố trí ở phía đối diện mẫu vật để thu tín hiệu. Môi trường khảo sát có các thông số: $\mu_1 = 4$ kPa, $\mu_2 = 1$ Pa·s, và tỉ khối $\rho = 1000$ kg/m³, tần số lấy mẫu là 10 kHz.



Hình 1.8: Mẫu thử được sử dụng trong thí nghiệm⁸

Các giá trị c_s và α_s được xác định bằng biến đổi Fourier hai chiều (2D FFT trong không gian K), áp dụng phương pháp peak extraction và phương pháp

⁸ Zhao, Heng et al. Measure Elasticity and Viscosity Using the Out-of-plane Shear Wave [35].

FWHM (full-width-at-half-maximum). Hai thông số độ nhót và độ đàn hồi được xem là yếu tố cơ bản trong việc đặc trưng hóa đặc tính của mô. Tuy nhiên, nghiên cứu này chưa xem xét các loại nhiễu phát sinh trong quá trình đo đạc, và mẫu phantom (hình 1.8) được sử dụng có độ nhót và độ đàn hồi đồng nhất, không mô phỏng tình huống mô có khối u cần được kiểm định.

Trong nghiên cứu [78], Deffieux T và cộng sự đã thực hiện thí nghiệm nhằm khảo sát ảnh hưởng của sóng phản xạ đối với ước lượng vận tốc sóng trượt. Sóng trượt được hình thành tại nguồn phát và lan truyền trong môi trường thực tế, không đồng nhất (chứa khối u). Sóng phản xạ luôn xuất hiện tại biên giới giữa hai môi trường có độ cứng khác nhau, và lan truyền ngược trở lại nguồn phát và tác động lên sóng tới, điều này làm suy giảm chất lượng tín hiệu sóng trượt thu được. Thí nghiệm được tiến hành trên các mẫu có đường kính 8 mm và 12 mm, với độ cứng lần lượt 10, 15 và 20 kPa, trong khi mô nền có mô đun trượt 5 kPa. Sau khi ước lượng vận tốc sóng trượt bằng phương pháp tương quan chéo miền thời gian (time-domain cross-correlation), các ảnh mô đun trượt thu được cho thấy rõ ảnh hưởng của nhiễu phản xạ lên chất lượng ảnh đàn hồi. Để khắc phục vấn đề này Deffieux T. đã sử dụng bộ lọc định hướng (directional filter) đơn giản nhằm loại bỏ nhiễu phản xạ, qua đó cải thiện đáng kể chất lượng ảnh mô đun trượt. Tuy nhiên, nghiên cứu này chưa xem xét đến nhiễu ngẫu nhiên và nhiễu đốm, một yếu tố không thể tránh khỏi trong quá trình thu nhận tín hiệu thực nghiệm.

Njeh và cộng sự đề xuất một thuật toán khử nhiễu mới mang tên SMU (Srad-Median-Unsharp) [79] nhằm cải thiện chất lượng ảnh siêu âm vú vốn bị suy giảm mạnh bởi nhiễu đốm trong quá trình thu nhận. Thuật toán kết hợp ba bước xử lý: khuếch tán phi tuyến SRAD để giảm nhiễu trong khi vẫn duy trì cấu trúc biên quan trọng; tiếp theo là bộ lọc Median nhằm loại bỏ các nhiễu còn sót lại mà không làm mờ đường viền mô; và cuối cùng là Unsharp masking để tăng cường độ sắc nét sau khi lọc. Việc phối hợp các kỹ thuật này giúp cân bằng hiệu quả giữa loại bỏ nhiễu và bảo toàn thông tin chẩn đoán.

1.4.2. Tình hình nghiên cứu trong nước

Tại Việt Nam, nghiên cứu về xử lý tín hiệu trong siêu âm đàn hồi mô đã bắt đầu được triển khai trong những năm gần đây. Phạm-Thị và cộng sự [66] đề

xuất phương pháp tích hợp AHI và bộ lọc LMS để ước lượng mô đun trượt phức 2D từ dữ liệu mô phỏng có nhiễu, cho thấy khả năng cải thiện đáng kể chất lượng ảnh đàn hồi–nhót trong môi trường mô không đồng nhất. Trong nghiên cứu [67], nhóm tác giả Quang-Huy và cộng sự tiếp tục khai thác AHI kết hợp lọc thông dải để tái tạo ảnh đặc tính nhót–đàn hồi, đánh giá hiệu quả trên nhiều kịch bản nhiễu khác nhau. Gần đây hơn, Tran và cộng sự [89] đề xuất phương pháp ước lượng mô đun trượt phức thông qua kết hợp đa tần số với thuật toán LMS/AHI, mở rộng khả năng ứng dụng trong các điều kiện tín hiệu phức tạp. Các nghiên cứu trong nước này cho thấy hướng tiếp cận tích hợp xử lý nhiễu với ước lượng mô đun trượt phức đang được quan tâm, tuy nhiên vẫn còn khoảng trống trong việc xử lý đồng thời nhiễu đa dạng và cải thiện chất lượng ảnh ở vùng mô sâu, đây là vấn đề trọng tâm mà luận án này hướng đến giải quyết.

1.5. Kết luận chương 1

Trong chương này, NCS đã trình bày tổng quan về bối cảnh và ý nghĩa của kỹ thuật siêu âm đàn hồi mô, cơ sở lý thuyết liên quan đến tính chất cơ học của mô sinh học, cũng như tình hình nghiên cứu về ước lượng CSM và các yếu tố ảnh hưởng đến chất lượng ảnh đàn hồi mô. Các nội dung được thảo luận cho thấy, siêu âm đàn hồi mô là một kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh không xâm lấn, an toàn và chi phí thấp, có khả năng đánh giá đặc tính cơ học của mô sinh học dựa trên độ đàn hồi và độ nhót. Phương pháp này đã chứng minh hiệu quả trong phát hiện và phân loại các bệnh lý ác tính như ung thư vú, ung thư tuyến tiền liệt hay xơ gan.

Đặc tính cơ học của mô sinh học không chỉ phụ thuộc vào độ đàn hồi mà còn chịu ảnh hưởng bởi độ nhót. Do đó, việc ước lượng mô đun trượt phức, bao gồm cả hai thành phần trên, có ý nghĩa đặc biệt quan trọng trong chẩn đoán định lượng và phân biệt mô lành – mô bệnh. Chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô vẫn bị ảnh hưởng bởi nhiều yếu tố như nhiễu ngẫu nhiên, nhiễu đốm, nhiễu phản xạ, cũng như sự suy hao năng lượng của sóng trượt khi truyền trong các mô sâu. Những yếu tố này làm giảm tỷ số tín hiệu trên nhiễu (SNR) và ảnh hưởng trực tiếp đến độ chính xác của phép ước lượng CSM.

Nhiều nghiên cứu đã được thực hiện nhằm cải thiện khả năng ước lượng CSM và giảm nhiễu trong ảnh đàn hồi mô. Các phương pháp phổ biến bao gồm bộ lọc Kalman, bộ lọc định hướng, bộ lọc trung vị và thuật toán SMU. Ngoài ra, các kỹ thuật tạo sóng trượt khác nhau như bức xạ âm (ARF) và kim rung cơ học cũng được khai thác để nâng cao độ ổn định và độ chính xác của phép đo. Tuy nhiên, vẫn tồn tại khoảng trống khoa học trong việc kết hợp các kỹ thuật xử lý nhiễu và cải thiện chất lượng ảnh ở vùng mô sâu, nơi năng lượng sóng trượt bị suy hao mạnh.

Xuất phát từ khoảng trống này, luận án xác định việc phát triển một phương pháp xử lý tín hiệu tích hợp, vừa ước lượng chính xác mô đun trượt phức, vừa nâng cao chất lượng ảnh đàn hồi—nhớt trong điều kiện nhiễu và suy hao tín hiệu, là hướng nghiên cứu trọng tâm. Hướng nghiên cứu này được triển khai theo hai bước kế tiếp và bổ trợ lẫn nhau trong hai chương tiếp theo. Trước hết, Chương 2 tập trung giải quyết bài toán nhiễu ở tầng xử lý tín hiệu và tái tạo ảnh, thông qua việc đề xuất một chuỗi lọc tuần tự nhằm khử đồng thời nhiễu ngẫu nhiên, nhiễu đốm và nhiễu phản xạ trong môi trường mô không đồng nhất. Trên nền tảng đó, Chương 3 tiến thêm một bước, chuyển hướng can thiệp từ đầu ra sang cơ chế kích thích đầu vào bằng mô hình kích thích đa điểm, nhằm khắc phục giới hạn mang bản chất vật lý là sự suy hao năng lượng sóng trượt ở vùng mô sâu, vấn đề mà các kỹ thuật xử lý hậu kỳ không thể giải quyết triệt để. Sự nối tiếp có chủ đích này tạo thành một lộ trình nghiên cứu thống nhất, đi từ xử lý tín hiệu đến cải tiến cơ chế thu nhận dữ liệu, xuyên suốt toàn bộ luận án.

CHƯƠNG 2: PHƯƠNG PHÁP KẾT HỢP LỌC NHIỀU CẢI THIẾN CHẤT LƯỢNG ẢNH ĐÀN HỒI NHỚT

Trong chương này, NCS trình bày nguyên lý hình thành và đo sóng trượt trong mô mềm không đồng nhất. Đồng thời xây dựng mô hình lan truyền sóng trượt dựa trên phương pháp FDTD. Phương pháp này cho phép mô tả đầy đủ quá trình hình thành và lan truyền của sóng trượt theo cả không gian và thời gian, đồng thời phản ánh chính xác sự biến thiên của vận tốc sóng trong môi trường mô không đồng nhất (có khối u). Tiếp theo nghiên cứu sinh đề xuất phương pháp ước lượng CSM sử dụng AHI. Các bộ lọc LMS, bộ lọc trung vị (Median Filter), và bộ lọc định hướng được sử dụng để nâng cao chất lượng ảnh 2D CSM. Kết quả cuối cùng thu được là hai ảnh 2D biểu diễn phân bố của độ đàn hồi và độ nhớt sau khi lọc nhiễu, được đánh giá định lượng bằng chỉ số sai số bình phương trung bình (RMSE) nhằm xác định hiệu quả của quá trình cải thiện chất lượng ảnh. Các đề xuất và kết quả nghiên cứu của chương này được công bố tại công trình [CT2], [CT4], [CT5], [CT6] và [CT7] trong phần “Danh mục các công trình đã công bố trong luận án của tác giả”.

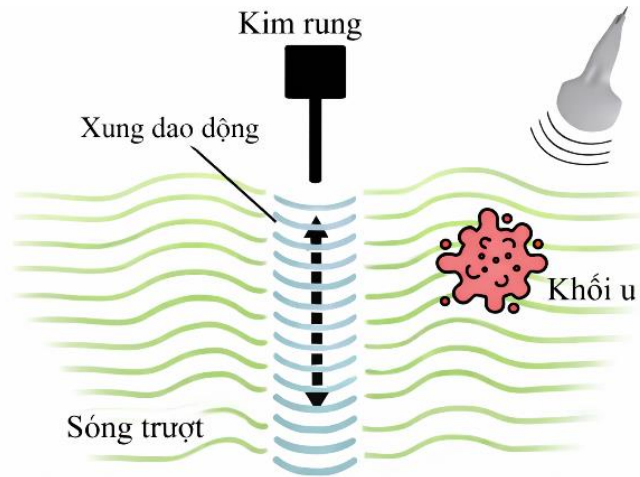
2.1. Lan truyền và thu nhận sóng trượt

2.1.1. Lan truyền sóng trượt trong mô

Sóng trượt thường được tạo ra thông qua chùm sóng âm hội tụ hoặc không hội tụ (hình 1.7), ví dụ như kỹ thuật Comb-push, Ultrasound Shear Elastography (CUSE) [83] với ưu điểm thời gian thăm khám nhanh, vùng thăm khám rộng trong một lần quét. Tuy nhiên, việc sử dụng chùm sóng âm yêu cầu thiết bị phát siêu âm công suất lớn, cấu hình phức tạp và chi phí cao, biên độ và hướng phát sóng trong các hệ thống này thường cố định, hạn chế khả năng điều chỉnh linh hoạt về vị trí và cường độ kích thích. Vì những lý do đó, trong nghiên cứu này, NCS lựa chọn phương pháp tạo sóng trượt bằng kim rung cơ học được đặt tiếp xúc nhẹ với bề mặt da, thực hiện dao động theo trục z vuông góc với mặt phẳng lan truyền sóng trượt với tần số có thể dao động từ 50 Hz đến 500 Hz.

Sóng trượt được hình thành từ dao động của kim sẽ lan truyền vuông góc với phương tác động, lan truyền trong mô cho tới khi gặp ranh giới giữa mô lành

và khối u. Tại ranh giới này, một phần năng lượng sóng bị phản xạ ngược lại về phía nguồn, trong khi phần còn lại truyền tiếp xuyên qua khối u (hình 2.1). Vận tốc lan truyền của sóng tại mỗi điểm trong mô được ghi nhận bởi hệ thống siêu âm Doppler, tín hiệu vận tốc thu được thường bị các loại nhiễu ảnh hưởng, việc giảm thiểu tác động của các loại nhiễu này là mục tiêu quan trọng.



Hình 2.1: Khởi tạo và lan truyền sóng trượt trong mô

2.1.2. Thu nhận sóng trượt

Các xung Doppler được sử dụng để theo dõi đồng bộ chuyển động của các phần tử mô, từ đó ước lượng vận tốc lan truyền của sóng trượt [80-82].

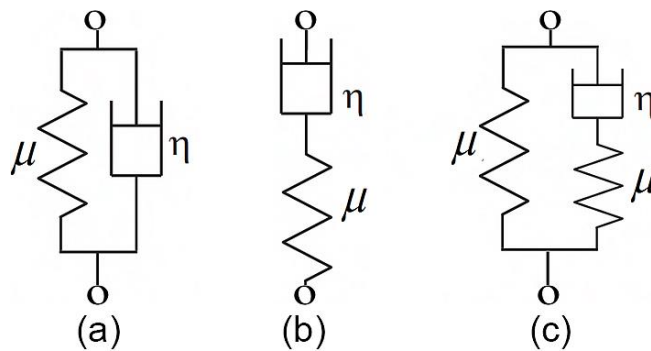
Trong hệ thống đo, chuyển động của các phần tử mô do sự lan truyền của sóng trượt được ghi nhận bằng kỹ thuật siêu âm Doppler xung (pulsed Doppler). Một đầu dò siêu âm mảng tuyến tính được sử dụng để vừa phát xung siêu âm vừa thu nhận tín hiệu phản xạ từ các phần tử tán xạ trong mô. Trong thí nghiệm, đầu dò phát các xung siêu âm gồm 6 chu kỳ với tần số trung tâm khoảng 6 MHz. Các xung Doppler được phát với tần số lặp xung (PRF) khoảng 10 kHz và được đồng bộ với tín hiệu kích thích của cơ cấu rung nhằm theo dõi chuyển động dao động của các phần tử mô theo thời gian. Tín hiệu echo phản xạ từ mô được thu nhận và số hóa với tần số lấy mẫu RF khoảng 40 MHz, cho phép ghi lại chính xác sự biến đổi pha của tín hiệu giữa các xung liên tiếp [74].

Sau khi thu nhận, các tín hiệu echo phức được xử lý bằng bộ ước lượng Doppler dựa trên dịch pha (pulse-pair phase estimator). Phương pháp này khai thác sự thay đổi pha của tín hiệu giữa các xung liên tiếp để ước lượng vận tốc dao động của các phần tử mô dọc theo trục chùm siêu âm. Trường vận tốc hạt

thu được phản ánh trực tiếp chuyển động của mô do sóng trượt gây ra. Dữ liệu vận tốc theo không gian và thời gian này sau đó được sử dụng để xác định đặc trưng lan truyền của sóng trượt và làm cơ sở cho việc ước lượng mô đun đàn hồi và độ nhớt của mô mềm.

2.1.3. Mô hình lan truyền sóng trượt bằng phương pháp FDTD

Trong cơ học mô sinh học, các mô hình đàn hồi- nhớt kinh điển thường được sử dụng để mô tả tính chất cơ học của mô mềm, tiêu biểu là các mô hình Kelvin–Voigt, Maxwell và Standard Linear Solid (SLS).



Hình 2.2: Các mô hình Kelvin-Voigt (a), Maxwell (b), SLS (c)

Mô hình Kelvin-Voigt (hình 2.2a) biểu diễn đặc tính mô như sự kết hợp song song giữa phần tử đàn hồi và phần tử nhớt, do đó phản ánh đồng thời khả năng lưu trữ và tiêu tán năng lượng của mô khi chịu kích thích cơ học. Mô hình này cho phép mô tả hiệu quả hiện tượng suy hao biên độ của sóng trượt trong quá trình lan truyền, đặc biệt dưới kích thích điều hòa, vì vậy thường được sử dụng trong các nghiên cứu siêu âm đàn hồi mô. Hai mô hình Maxwell và SLS (hình 2.2b,c) đều có khả năng mô tả hiện tượng thư giãn ứng suất của vật liệu đàn hồi-nhớt. Mô hình Maxwell, do cấu trúc phần tử đàn hồi và phần tử nhớt mắc nối tiếp, không phản ánh đầy đủ đáp ứng đàn hồi tức thời khi vật liệu chịu tác dụng của một lực không đổi, mà biến dạng phát triển dần theo thời gian dưới chi phối của thành phần nhớt. Điều này làm cho mô hình Maxwell phù hợp với việc mô tả hành vi biến dạng chậm dài hạn, không phù hợp cho các bài toán lan truyền sóng cơ học đòi hỏi đáp ứng tức thời của vật liệu. Trong khi đó mô hình SLS khắc phục được hạn chế này nhờ sự kết hợp giữa phần tử đàn hồi thuần và phần tử Kelvin–Voigt, cho phép mô tả đồng thời đáp ứng đàn hồi tức thời và quá trình thư giãn ứng suất theo thời gian. Tuy nhiên, việc xuất hiện nhiều tham số vật liệu trong mô hình SLS làm cho quá trình mô hình hóa và đặc biệt là bài

toán ước lượng ngược trở nên phức tạp. Với những tính chất phù hợp hơn với bài toán cụ thể trong nghiên cứu này so với 2 mô hình còn lại, trong chương 2 và 3 NCS sử dụng mô hình Kelvin-Voigt để mô hình hóa đặc tính đàn hồi và nhớt của mô, phương trình Kelvin-Voigt được thể hiện như trong (2.1) [84-88].

$$G(x, y, \omega) = \mu(x, y) - i\omega\eta(x, y) \quad (2.1)$$

Trong đó G là module trượt phức CSM, $\mu(x, y)$ là độ đàn hồi, $\eta(x, y)$ là độ nhớt tại vị trí (x, y) trong không gian. Tọa độ kim rung ở vị trí $(0,0)$ Theo phương trình Kelvin-Voigt ở trên có thể thấy CSM phụ thuộc vào tần số góc ω của dao động được tạo bởi kim rung.

Việc mô phỏng sóng trượt lan truyền bằng phương trình truyền sóng có ưu điểm là mô hình toán học đơn giản và chi phí tính toán thấp. Tuy nhiên, cách tiếp cận này chỉ phù hợp trong môi trường đồng nhất, trong khi mô sinh học thực tế thường tồn tại sự không đồng nhất về cơ học, điển hình là sự xuất hiện của khối u với các tham số đàn hồi khác biệt so với mô xung quanh. Vì vậy, trong nghiên cứu này, NCS sử dụng phương pháp FDTD để mô hình hóa sự lan truyền sóng trượt trong môi trường không đồng nhất. Phương pháp FDTD cho phép mô tả sự biến thiên của vận tốc hạt tại mỗi điểm không gian theo thời gian, trong đó giá trị tại một điểm phụ thuộc đồng thời vào các điểm lân cận và thời điểm trước đó. Nhờ vậy, quá trình lan truyền, phản xạ và khúc xạ sóng trượt tại ranh giới giữa mô lành và khối u được mô phỏng sát với thực tế hơn. Xét các điều kiện ban đầu, mô khảo sát được giả thiết là đẳng hướng và tuyến tính. Trong môi trường hai chiều (2D), vector vận tốc hạt được giả thiết cùng hướng với hướng lan truyền của sóng trượt và vuông góc với hướng dao động của kim rung, như minh họa trong hình 2.1. Với giả thiết này, trường vận tốc đóng vai trò là đại lượng động học đặc trưng cho quá trình lan truyền sóng, và có quan hệ trực tiếp với ứng suất (tensor) biến dạng của mô. Mối liên hệ giữa giá trị vận tốc và các thành phần của tensor biến dạng được xác lập thông qua các phương trình (2.2), (2.3) và (2.4).

$$\rho \partial_t v_z = \partial_x \sigma_{zx} + \partial_y \sigma_{zy} \quad (2.2)$$

$$\partial_t \sigma_{zx} = (\mu + \eta \partial_t) \partial_x v_z \quad (2.3)$$

$$\partial_t \sigma_{zy} = (\mu + \eta \partial_t) \partial_y v_z \quad (2.4)$$

Với v_z là hạt vận tốc dao động theo phương z vuông góc với mặt phẳng (x, y), σ_{zx} , σ_{zy} là thành phần của ứng suất, ρ là tỉ khối của mô, ∂_t đại diện cho toán tử đạo hàm riêng theo thời gian, ∂_x là toán tử đạo hàm riêng theo tọa độ không gian x , ∂_y đại diện cho toán tử đạo hàm theo tọa độ không gian y . $\mu(Pa)$ là độ đàn hồi của mô, $\eta(Pa.s)$ là độ nhớt của mô, đây chính là hai tham số cần ước lượng.

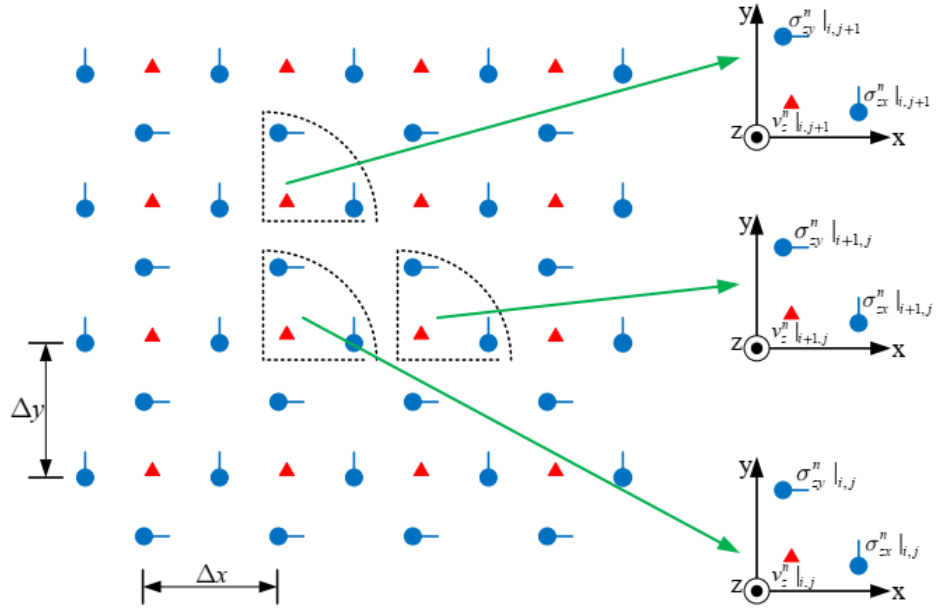
Áp dụng phương pháp FDTD để biến đổi phương trình (2.2), (2.3), (2.4) thành phương trình (2.5), (2.6), (2.7) dưới dạng rời rạc như sau.

$$\begin{aligned} v_z^{n+1}|_{i,j} = & v_z^n|_{i,j} + \frac{\Delta_t}{\rho\Delta_x} \left(\sigma_{zx}^{n+\frac{1}{2}}|_{i+\frac{1}{2},j} - \sigma_{zx}^{n+\frac{1}{2}}|_{i-\frac{1}{2},j} \right) \\ & + \frac{\Delta_t}{\rho\Delta_y} \left(\sigma_{zy}^{n+\frac{1}{2}}|_{i+\frac{1}{2},j} - \sigma_{zy}^{n+\frac{1}{2}}|_{i-\frac{1}{2},j} \right) \end{aligned} \quad (2.5)$$

$$\begin{aligned} \sigma_{zx}^{n+1}|_{i+\frac{1}{2},j} = & \sigma_{zx}^{n-\frac{1}{2}}|_{i+\frac{1}{2},j} + \frac{\mu\Delta_t}{\Delta_x} (v_z^{n+1}|_{i+1,j} - v_z^{n+1}|_{i,j}) \\ & + \frac{\eta}{\Delta_x} (v_z^{n+1}|_{i+1,j} - v_z^{n+1}|_{i,j}) - \frac{\eta}{\Delta_x} (v_z^n|_{i+1,j} - v_z^n|_{i,j}) \end{aligned} \quad (2.6)$$

$$\begin{aligned} \sigma_{zy}^{n+1}|_{i+\frac{1}{2},j} = & \sigma_{zy}^{n-\frac{1}{2}}|_{i+\frac{1}{2},j} + \frac{\mu\Delta_t}{\Delta_y} (v_z^{n+1}|_{i+1,j} - v_z^{n+1}|_{i,j}) \\ & + \frac{\eta}{\Delta_y} (v_z^{n+1}|_{i+1,j} - v_z^{n+1}|_{i,j}) - \frac{\eta}{\Delta_y} (v_z^n|_{i+1,j} - v_z^n|_{i,j}) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Δ_x và Δ_y lần lượt là khoảng cách giữa các vị trí không gian liên tiếp theo trục X và trục Y . Δt là chu kì lấy mẫu hay bước thời gian, i là chỉ số không gian theo trục X , j là chỉ số không gian theo trục Y , n là chỉ số bước thời gian



Hình 2.3: Minh họa phương pháp FDTD⁹

Hình 2.3 minh họa thể hiện cấu trúc lưới trong phương pháp 2D-FDTD, được sử dụng để mô phỏng sự lan truyền của sóng đàn hồi trong môi trường vật chất như mô mềm. Trong mô hình này, không gian được chia thành các ô lưới có kích thước Δ_x và Δ_y , mỗi ô đại diện cho một phần tử nhỏ của môi trường. Các chấm tròn màu xanh biểu thị ứng suất. Trong khi các tam giác đỏ biểu thị các thành phần vận tốc hạt, các đại lượng này không được bố trí tại cùng một vị trí mà được sắp xếp so le trong không gian, một đặc trưng gọi là lưới so le. Các mũi tên xanh chỉ ra mối liên hệ giữa từng vị trí trong lưới và các thành phần vật lý tương ứng trong hệ tọa độ X-Y. Nhờ cách bố trí này, FDTD có thể cập nhật xen kẽ các trường vận tốc và ứng suất theo từng bước thời gian, cho phép mô phỏng chi tiết quá trình hình thành và lan truyền của sóng trong không gian hai chiều.

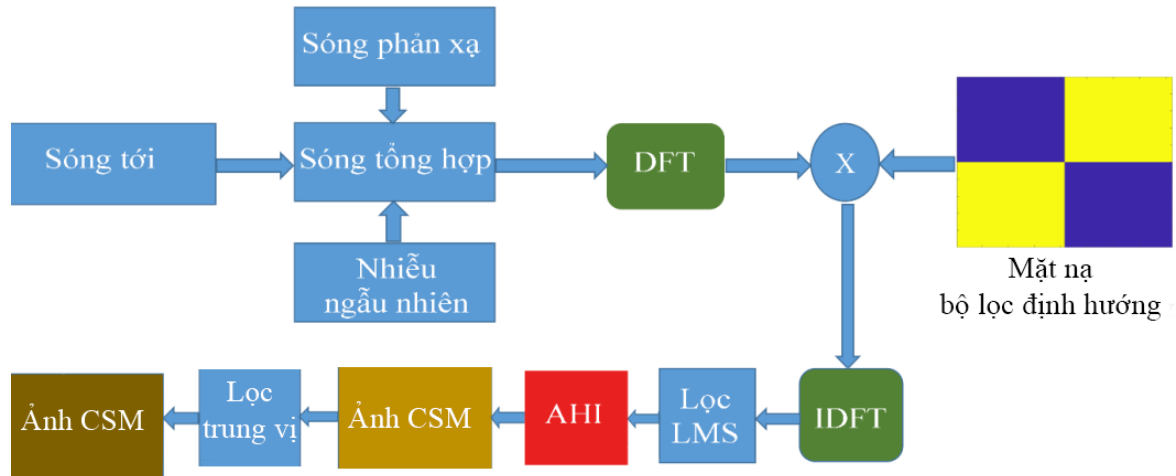
2.2. Phương pháp nghiên cứu đề xuất

2.2.1. Luồng xử lý dữ liệu

Để tái tạo chính xác các ảnh đặc tính cơ học của mô sinh học từ tín hiệu vận tốc sóng trượt, việc xử lý tín hiệu một cách hiệu quả và toàn diện là bước quan trọng. Trong chương này, NCS đã xây dựng một chuỗi các bước xử lý nhằm

⁹ Tran, DT et al. Shear complex modulus imaging utilizing frequency combination in the least mean square/algebraic Helmholtz inversion [89].

khử bỏ nhiễu, làm sạch tín hiệu và ước lượng chính xác các tham số độ đàn hồi và độ nhớt của mô, luồng xử lý tín hiệu được minh họa trong hình 2.4.



Hình 2.4: Luồng xử lý dữ liệu

Khi sóng trượt được kích thích lan truyền trong mô, hệ thống Doppler ghi lại tín hiệu vận tốc tại từng điểm không gian. Tuy nhiên, tín hiệu vận tốc thu được là tín hiệu tổng hợp, bao gồm sóng tới mong muốn, sóng phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên, do đó cần được tiền xử lý trước khi ước lượng các tham số cơ học. Trước hết, tín hiệu ban đầu được biến đổi từ miền thời gian–không gian sang miền tần số thông qua biến đổi Fourier rời rạc (DFT), cho phép phân tích các thành phần phổ và áp dụng bộ lọc định hướng nhằm giữ lại thành phần sóng lan truyền theo hướng mong muốn, đồng thời loại bỏ sóng phản xạ và các thành phần không phù hợp bằng một mặt nạ lọc chuyên biệt. Sau khi lọc, tín hiệu được chuyển ngược về miền thời gian–không gian bằng biến đổi Fourier ngược (IDFT). Trên tín hiệu đã được tách hướng, bộ lọc thích nghi LMS tiếp tục được sử dụng để làm giảm nhiễu ngẫu nhiên có tương quan theo thời gian, trong khi tránh học nhầm các thành phần sóng phản xạ, qua đó bảo toàn cấu trúc mặt sóng chính. Tín hiệu vận tốc đã được làm sạch sau đó được đưa vào khối AHI để ước lượng CSM, cho phép tái tạo hai ảnh 2D biểu diễn phân bố không gian của độ đàn hồi và độ nhớt của mô. Cuối cùng, bộ lọc trung vị được áp dụng như một bước hậu xử lý trên các ảnh kết quả nhằm loại bỏ nhiễu đốm đặc trưng của ảnh siêu âm; nếu sử dụng sớm, bộ lọc này có thể làm mờ đường biên và phá vỡ quan hệ pha–biên độ của mặt sóng. Việc sắp xếp các bộ lọc theo thứ tự lọc định hướng, lọc LMS và lọc trung vị giúp duy trì tính nhất quán vật lý của tín hiệu, từ đó nâng cao độ tin cậy của các phép ước lượng dựa trên biến đổi AHI.

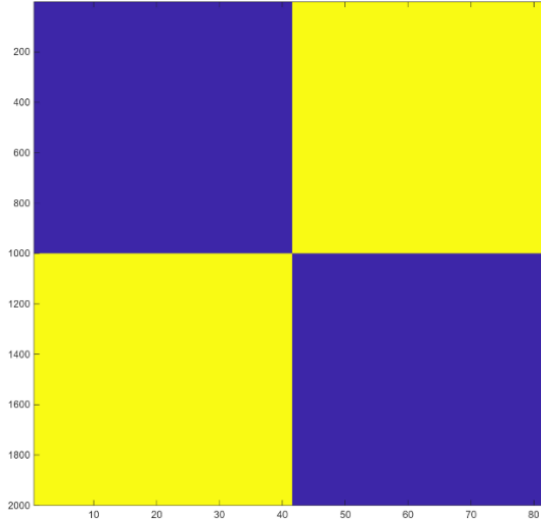
Cơ sở lựa chọn từng bộ lọc trong chuỗi xử lý được xác định dựa trên đặc tính vật lý riêng biệt của từng loại nhiễu. Bộ lọc định hướng được lựa chọn để xử lý nhiễu phản xạ vì loại nhiễu này có đặc trưng rõ ràng trong miền tần số — sóng phản xạ lan truyền ngược chiều sóng tới nên chiếm các vùng phổ đối xứng và có thể tách biệt hoàn toàn bằng mặt nạ nhị phân mà không ảnh hưởng đến thành phần sóng tới. Bộ lọc LMS được lựa chọn cho nhiễu ngẫu nhiên vì đây là bộ lọc thích nghi có khả năng ước lượng và trừ đi thành phần nhiễu theo thời gian thực dựa trên tín hiệu tham chiếu thu khi kim rung không hoạt động, nhờ đó giảm nhiễu mà không làm biến dạng cấu trúc pha của sóng trượt. Bộ lọc trung vị được đặt ở bước hậu xử lý trên ảnh CSM, thay vì trên tín hiệu vận tốc, vì nhiễu đốm chỉ biểu hiện rõ ở giai đoạn ảnh, và bộ lọc trung vị có tính chất bảo toàn biên tốt hơn so với các bộ lọc tuyến tính.

Về ảnh hưởng của chuỗi lọc đến tín hiệu có ích, mỗi bộ lọc chỉ tác động lên một thành phần nhiễu riêng biệt nên không gây chồng lấp chức năng. Bộ lọc định hướng loại bỏ sóng phản xạ trong miền tần số, bộ lọc LMS triệt nhiễu ngẫu nhiên tương quan với tín hiệu tham chiếu, còn bộ lọc trung vị chỉ áp dụng trên ảnh kết quả mà không tác động lên tín hiệu vận tốc đầu vào của AHI. Vì vậy, thông tin vận tốc sóng trượt phục vụ ước lượng CSM vẫn được bảo toàn, giúp sai số RMSE sau xử lý duy trì ở mức chấp nhận được như trình bày trong mục 2.4.

2.2.2. Loại bỏ nhiễu phản xạ sử dụng bộ lọc định hướng

Sóng phản xạ hình thành trong môi trường không đồng nhất; các thành phần sóng phản xạ này giao thoa với sóng tới, làm suy giảm chất lượng tín hiệu vận tốc thu được [90-91]. Trong miền không gian–thời gian, các sóng lan truyền theo các hướng khác nhau chồng lẫn lên nhau, khiến việc tách riêng sóng tới và sóng phản xạ trở nên khó khăn. Tuy nhiên, khi tín hiệu được biến đổi sang miền tần số–không gian thông qua biến đổi Fourier rời rạc (DFT), thông tin về hướng lan truyền của sóng được thể hiện, sóng truyền theo các hướng khác nhau được phân bố tại các miền phổ riêng biệt. Dựa trên đặc tính này, nghiên cứu sinh áp dụng kỹ thuật lọc định hướng trong miền tần số bằng cách nhân phổ Fourier của tín hiệu với một mặt nạ bộ lọc định hướng được thiết kế riêng (hình 2.5) [92]. Mặt nạ này hoạt động như một bộ chọn hướng lan truyền, cho

phép giữ lại các thành phần phổ tương ứng với sóng tới và loại bỏ các thành phần phản xạ ngược chiều.



Hình 2.5: Mặt nạ bộ lọc định hướng

Bộ lọc định hướng được sử dụng trong nghiên cứu này là một mặt nạ nhị phân gồm các giá trị 1 và 0 tương ứng lần lượt với màu vàng và xanh đậm, biểu thị tương ứng với các vùng tín hiệu được đi qua và tín hiệu bị chặn lại (hình 2.5). Mặt nạ này được thiết kế nhằm trích xuất các thành phần phổ tương ứng với hướng lan truyền mong muốn của sóng trượt từ tín hiệu tổng hợp đo được. Trong quá trình xử lý, nghiên cứu sinh sử dụng các hàm $\text{fftshift}(\text{fft2}(\dots))$ và $\text{ifft2}(\text{ifftshift}(\dots))$ trong môi trường MATLAB. Đối với tín hiệu hai chiều, hàm fftshift dịch chuyển thành phần tần số không về giữa hai chiều, điều này đặc biệt hữu ích trong xử lý ảnh, khi biểu diễn trong miền tần số sẽ dễ diễn giải hơn nếu các thành phần tần số thấp được đặt ở trung tâm. Sau khi nhân với mặt nạ lọc, hàm ifftshift được sử dụng để đảo ngược sự dịch chuyển do fftshift tạo ra nhằm đảm bảo rằng tín hiệu trong miền không gian hoặc thời gian được tái tạo một cách chính xác.

2.2.3. Loại bỏ nhiễu ngẫu nhiên sử dụng bộ lọc LMS

Sau khi tín hiệu vận tốc được xử lý để loại bỏ nhiễu phản xạ bằng bộ lọc định hướng, nhiễu ngẫu nhiên vẫn còn tồn tại trong tín hiệu, để xử lý nhiễu ngẫu nhiên này, nghiên cứu sinh sử dụng bộ lọc thích nghi LMS (Least Mean Squares) một phương pháp đơn giản nhưng hiệu quả trong việc làm sạch tín hiệu [66], [93]. Trong quá trình này, hạt vận tốc tại mỗi vị trí trong không gian, ký hiệu là $d(n)$ được xác định dựa trên các phương trình mô tả lan truyền sóng

Lắp lại tới khi kết thúc tín hiệu

Đầu vào bộ lọc là hạt vận tốc chứa nhiễu ngẫu nhiên cùng nhiễu tham chiếu, đầu ra là tín hiệu đã được loại bỏ nhiễu.

2.2.4. Ước lượng CSM sử dụng AHI

Tín hiệu hạt vận tốc sóng trượt sau khi được lọc nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên sẽ được dùng để ước lượng CSM bằng biến đổi ngược đại số Helmholtz [93]. Đạo hàm theo thời gian của ứng suất đối với phương trình (2.2) được (2.8), các phương trình (2.3) và (2.4) tương đương lần lượt với (2.9) và (2.10).

$$\rho \frac{\partial^2 v_z}{\partial t^2} = \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial \sigma_{zx}}{\partial t} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial \sigma_{zy}}{\partial t} \right) \quad (2.8)$$

$$\frac{\partial \sigma_{zx}}{\partial t} = (\mu + \eta \partial_t) \frac{\partial v_z}{\partial x} \quad (2.9)$$

$$\frac{\partial \sigma_{zy}}{\partial t} = (\mu + \eta \partial_t) \frac{\partial v_z}{\partial y} \quad (2.10)$$

Thay thế (2.10) và (2.9) vào (2.8) được (2.11).

$$\rho \frac{\partial^2 v_z}{\partial t^2} = (\mu + \eta \partial_t) \left(\frac{\partial^2 v_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial y^2} \right) \quad (2.11)$$

$$\rho \frac{\partial^2 v_z}{\partial t^2} = G'(x, y, t) \nabla^2 v_z \quad (2.12)$$

Trong công thức (2.11) có thể thấy vế bên phải gồm CSM trong miền thời gian và toán tử Laplace, công thức được viết lại thành (2.12)

Trong đó ρ là tỉ khối của mô, $\frac{\partial^2 v_z}{\partial t^2}$ là đạo hàm bậc hai của vector hạt sóng trượt theo thời gian hay gia tốc của vector hạt sóng trượt. $G'(x, y, t)$ là CSM trong miền thời gian, $\nabla^2 v_z$ là toán tử Laplace của V_z . Cần biến đổi Fourier (2.12) để CSM chuyển sang miền tần số (2.13) (Phương trình Helmholtz).

$$\left(\frac{G(x, y, \omega)}{\rho} \nabla^2 + \omega^2 \right) V_z(x, y, \omega) |_{\omega=\omega_1} = 0 \quad (2.13)$$

Trong đó $G(x, y, \omega)$ là ước lượng CSM, $V_z(x, y, \omega)$ được xác định bằng biến đổi Fourier rời rạc của $V_z(x, y, t)$. ω_0 là tần số góc $\omega_0 = 2\pi f_0$. Nghịch đảo đại số phương trình Helmholtz (2.13) thu được phương trình (2.14), đây chính là CSM trong miền tần số.

$$G(x, y, \omega) = \frac{-\rho\omega_0^2 V_z(x, y, \omega_0)}{\nabla^2 V_z(x, y, \omega_0)} \quad (2.14)$$

Trong đó $V_z(x, y, \omega_0)$ là biến đổi Fourier tại tần số góc ω_0 . $\nabla^2 V_z(x, y, \omega_0)$ là biến đổi Laplace của $V_z(x, y, \omega_0)$. Theo phương trình (2.1) $\mu(x)$ độ đàn hồi và độ nhớt $\eta(x)$ trong mô là hai thành phần thực và ảo của CSM. Độ đàn hồi và độ nhớt tại một vị trí của mô được xác định bởi công thức sau.

$$\mu(x, y) = \text{R} \left\{ \frac{-\rho\omega_0^2 V_z(x, y, \omega_0)}{\nabla^2 V_z(x, y, \omega_0)} \right\} \quad (2.15)$$

$$\eta(x, y) = \text{I} \left\{ \frac{-\rho\omega_0 V_z(x, y, \omega_0)}{\nabla^2 V_z(x, y, \omega_0)} \right\} \quad (2.16)$$

$\mu(x, y)$ phản ánh khả năng đàn hồi của mô, được lấy từ phần thực của mô đun trượt phức tại tần số ω_0 , $\eta(x, y)$ là độ nhớt, chỉ khả năng hấp thụ năng lượng của mô, được lấy từ phần ảo tại tần số ω_0 .

2.2.5. Loại bỏ nhiễu đốm bằng bộ lọc trung vị

Nhiều đốm ảnh hưởng trực tiếp đến độ chính xác của chẩn đoán y khoa, gây khó khăn trong việc xác định ranh giới tổn thương hoặc phân vùng mô có đặc tính đàn hồi khác nhau [79], [94-95]. Để giảm ảnh hưởng của nhiễu đốm, một bộ lọc trung vị với kích thước cửa sổ 3×3 , tương đương 9 điểm ảnh, đã được áp dụng tại những vùng ảnh cần xử lý. Cụ thể, giá trị độ sáng của tất cả các điểm ảnh trong cửa sổ được sắp xếp theo thứ tự tăng dần hoặc giảm dần. Sau đó, giá trị trung vị tức giá trị nằm giữa sau khi sắp xếp được lựa chọn. Trường hợp cửa sổ có số điểm ảnh chẵn, giá trị trung vị được tính là trung bình của hai giá trị ở giữa. Giá trị tại tâm cửa sổ (vị trí cần xử lý) sau đó được thay thế bằng giá trị trung vị đã chọn. Quy trình này được lặp lại cho toàn bộ các điểm ảnh trong ảnh siêu âm, các điểm ảnh bất thường bị loại bỏ, từ đó giúp giảm nhiễu đốm một cách hiệu quả.

Thuật toán lọc trung vị

Cho ảnh đầu vào I có kích thước $M \times N$, thuật toán lọc trung vị với cửa sổ 3×3 được thực hiện như sau:

Bước 1: Với mỗi pixel $I(i,j)$ trong ảnh (với $i \in [2, M-1]$

$i \in [2, M-1], j \in [2, N-1]$), xác định vùng lân cận 3×3 xung quanh pixel đó.

Bước 2: Trích xuất tất cả 9 giá trị pixel trong cửa sổ $W_{i,j}$:

$$W_{i,j} = \{I(i+r, j+c) | r \in \{-1, 0, 1\}, c \in \{-1, 0, 1\}\}$$

Bước 3: Sắp xếp 9 giá trị trong $W_{i,j}$ theo thứ tự tăng dần thành dãy $S = \{s_1, s_2, \dots, s_9\}$ sao cho $S = \{s_1, s_2, \dots, s_9\}$ sao cho $s_1 \leq s_2 \leq \dots \leq s_9$

Bước 4 : Giá trị trung vị là phần tử ở vị trí chính giữa:

$$\text{median}(W_{i,j}) = s_5$$

Bước 5: Gán giá trị trung vị cho pixel tương ứng trong ảnh đầu ra:

$$I'(i,j) = \text{median}(W_{i,j})$$

Các kích thước cửa sổ khác nhau được thử nghiệm cho bộ lọc trung vị, bao gồm 3×3 , 5×5 và 7×7 . Kết quả cho thấy kích thước cửa sổ 3×3 cho hiệu quả tốt nhất, vừa giảm nhiễu hiệu quả, hạn chế hiện tượng làm trơn quá mức, qua đó bảo toàn tốt các đường biên và cấu trúc quan trọng trong ảnh.

2.3. Kịch bản mô phỏng và kết quả

Kịch bản mô phỏng

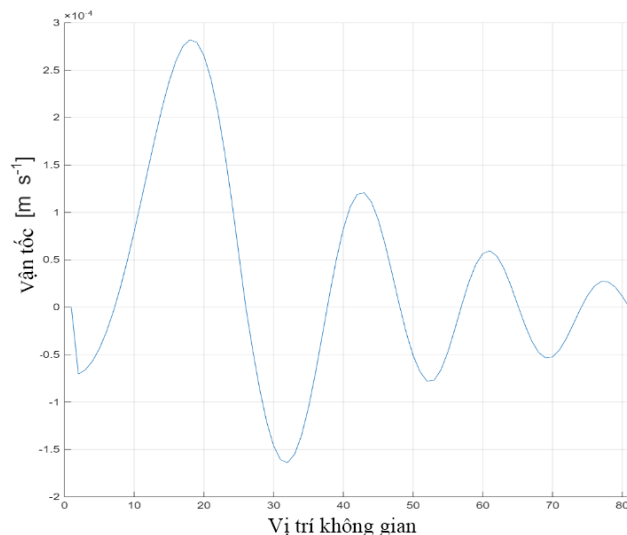
Để đánh giá hiệu quả của phương pháp đề xuất, một kịch bản mô phỏng đã được xây dựng với các thông số như sau: mô mềm có kích thước 80×80 mm, bên trong mô chứa một khối u có kích thước 30×30 mm. Các giá trị đàn hồi và độ nhớt của các vùng mô (bao gồm cả mô lành và mô bệnh) được trình bày chi tiết trong bảng 2.1. Tỷ khối của mô là 1000 kg/m^3 . Nguồn kích thích tạo sóng trượt được tạo ra bằng cách mô phỏng dao động của kim rung với tần số 150 Hz và biên độ 5 mm. Để mô phỏng điều kiện thực tế, nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên được thêm vào tín hiệu vận tốc, giúp tái hiện lại giống với điều kiện thực tế trong môi trường lâm sàng.

Bảng 2.1: Độ đàn hồi và độ nhớt của mô

Loại mô	Độ đàn hồi (Pa)	Độ nhớt (Pa.s)
Mô lành	6000	1.2
Mô bệnh	7000	1.5

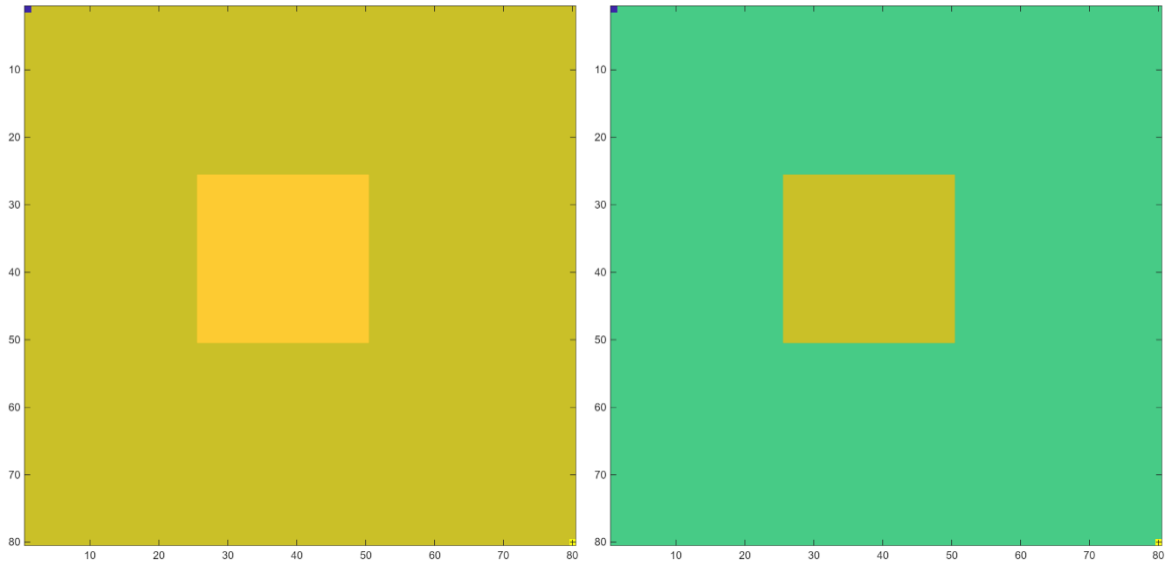
Ảnh kết quả trong điều kiện lý tưởng

Hình 2.7 minh họa phân bố không gian của vận tốc sóng trượt, được mô phỏng bằng phương pháp FDTD, với sóng phát ra từ vị trí (0,0) và lan truyền trong mô mềm. Vận tốc dao động theo phương vuông góc với mặt phẳng lan truyền (trục Z) tại một thời điểm xác định, trong đó trục hoành biểu diễn vị trí không gian dọc theo hướng lan truyền trong mặt phẳng XY và trục tung biểu thị vận tốc dao động tức thời của các phần tử mô tại chỗ. Mỗi điểm trên đường cong tương ứng với vận tốc dao động của một phần tử mô khác nhau tại cùng một thời điểm, phản ánh một ảnh chụp không gian của trường vận tốc sóng trượt. Dạng dao động gần điều hòa cùng với sự suy giảm biên độ theo khoảng cách cho thấy các phần tử mô dao động quanh vị trí cân bằng của chúng và năng lượng sóng bị tiêu hao dần do đặc tính nhớt–đàn hồi của mô, khiến các phần tử gần nguồn dao động mạnh hơn so với các phần tử ở xa, trong khi vận tốc lan truyền của sóng trượt trong môi trường vẫn gần như không đổi.

**Hình 2.7: Vận tốc sóng trượt**

Ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhớt trong điều kiện lý tưởng (hình 2.8) với các tham số theo kịch bản mô phỏng ở trên. Do quá trình ước lượng được thực hiện

trong điều kiện lý tưởng, không nhiễu, nên có thể quan sát rõ ràng vùng mô bệnh với giá trị độ nhót và độ đàn hồi khác biệt so với mô lành. Đường bao quanh khối u được tái hiện sắc nét, biên phân tách giữa hai vùng mô rõ ràng, và không xuất hiện nhiễu trên ảnh. Điều này cho thấy AHI có khả năng tái tạo chính xác các đặc trưng cơ học của mô khi không bị ảnh hưởng bởi nhiễu. Ảnh lý tưởng sẽ được dùng để đối chiếu kết quả phương pháp đề xuất trong điều kiện có nhiễu.



Hình 2.8: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót lý tưởng

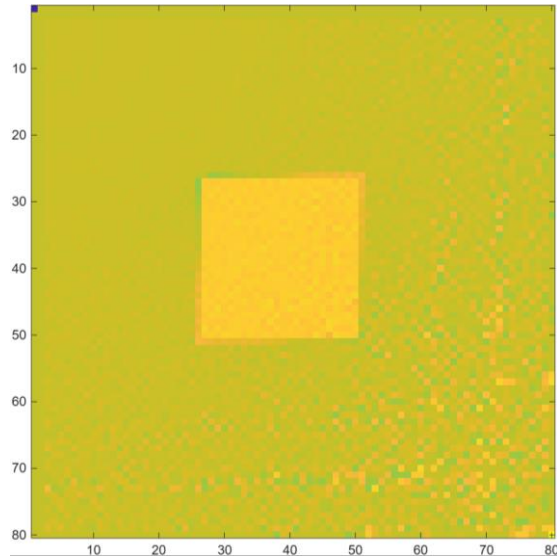
2.3.1. Kết quả mô phỏng với $SNR = 20dB$

Để mô phỏng sát hơn với điều kiện thực tế trong môi trường lâm sàng, nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên đã được thêm vào tín hiệu vận tốc sóng trượt, trong điều kiện mức độ tín hiệu trên nhiễu $SNR = 20dB$. Tín hiệu vận tốc sóng trượt thu được, được lọc nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên lần lượt bằng hai bộ lọc định hướng và bộ lọc LMS. Áp dụng AHI để ước lượng độ đàn hồi và độ nhót từ giá trị vận tốc này, kết quả thu được là ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhót

Kết quả sau lọc nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên

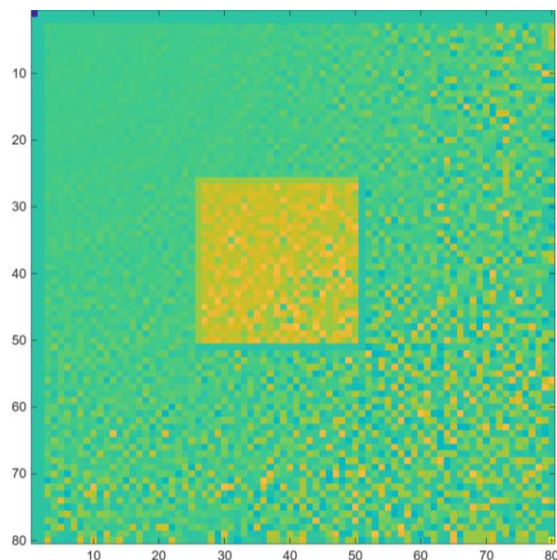
Hình 2.9, ảnh 2D độ đàn hồi cho thấy vùng mô bệnh được thể hiện khá rõ ràng thông qua sự khác biệt đáng kể về màu sắc so với vùng mô lành xung quanh. Sự tương phản này phản ánh trực tiếp sự thay đổi về đặc tính cơ học, đặc biệt là độ đàn hồi của mô, giữa hai khu vực. Mặc dù tín hiệu đầu vào đã chịu ảnh hưởng của nhiễu, kết quả tái tạo vẫn duy trì được cấu trúc biên tương

đổi rõ và không bị hòa lẫn giữa các vùng. AHI không chỉ có khả năng ước lượng độ đàn hồi một cách ổn định, mà còn giữ được năng lực phân biệt hiệu quả các vùng mô có tính chất cơ học khác nhau trong điều kiện nhiễu, khẳng định tính tin cậy và tính ứng dụng của phương pháp trong các tình huống thực tế.



Hình 2.9: Ảnh 2D độ đàn hồi

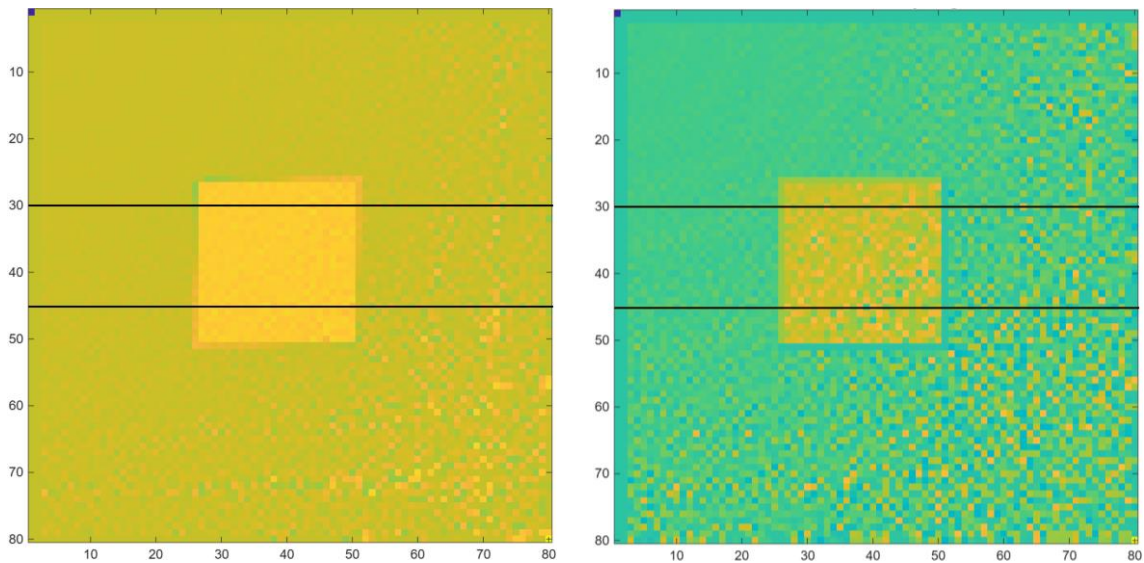
Trong ảnh độ nhớt (hình 2.10), hình dạng của khối u vẫn được thể hiện khá rõ và tương đồng với ảnh lý tưởng, tương tự như kết quả thu được từ ảnh độ đàn hồi. Điều này cho thấy phương pháp ước lượng độ nhớt vẫn bảo toàn được các đặc trưng không gian quan trọng của vùng mô bệnh.



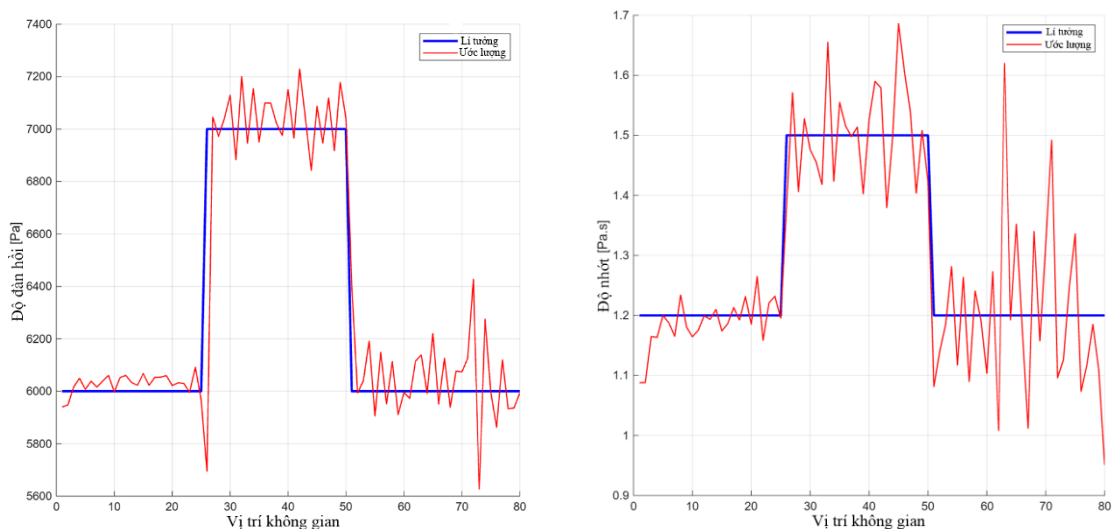
Hình 2.10: Ảnh 2D độ nhớt

Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 30 và hàng 45 giúp theo dõi hiệu quả của ước lượng với ảnh lý tưởng rõ ràng hơn, kết quả thu được lần lượt như trong

hình 2.12 và hình 2.13. Trong hình 2.12, đường đồ thị màu đỏ biểu thị các giá trị độ đàn hồi và độ nhớt ước lượng. Có thể nhận thấy sự biến thiên rõ rệt của các đại lượng này tại các vị trí khoảng 25 và 50, tương ứng với ranh giới của vùng mô có đặc tính cơ học khác biệt. Nhìn chung, đường đồ thị ước lượng bám khá sát đường đồ thị lý tưởng. Tuy nhiên, khi khoảng cách tới nguồn phát tăng lên, sai lệch giữa giá trị ước lượng của độ đàn hồi và độ nhớt so với giá trị lý tưởng có xu hướng gia tăng, cho thấy ảnh hưởng của suy giảm tín hiệu và nhiễu trong quá trình lan truyền sóng.



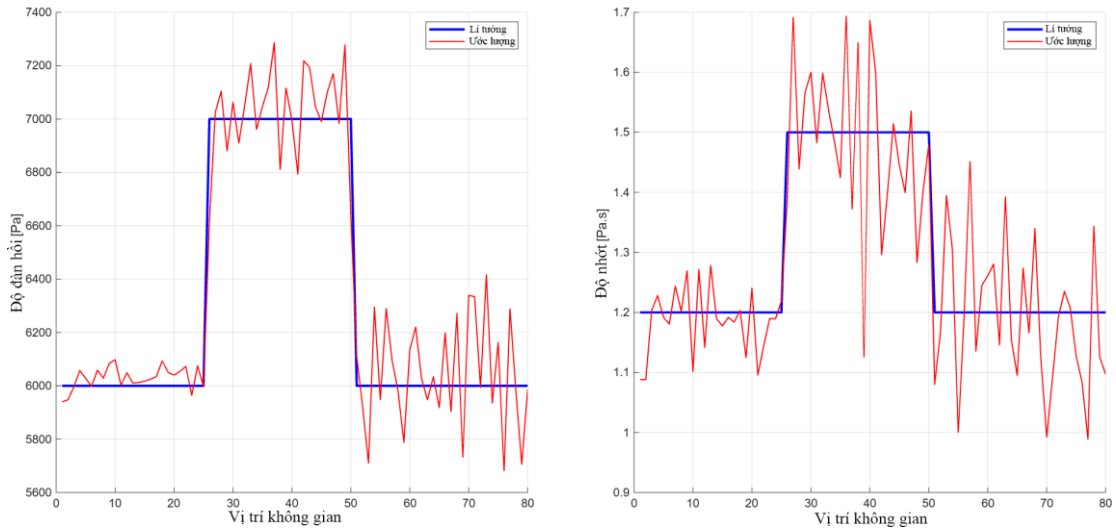
Hình 2.11: Vị trí hàng 30 và 45 trên ảnh độ đàn hồi và độ nhớt



Hình 2.12: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 30

Tương tự như tại vị trí hàng 30, ở mặt cắt tại vị trí 45, đường đồ thị cũng đi qua vùng khối u và các giá trị độ đàn hồi và độ nhớt ước lượng được vẫn bám

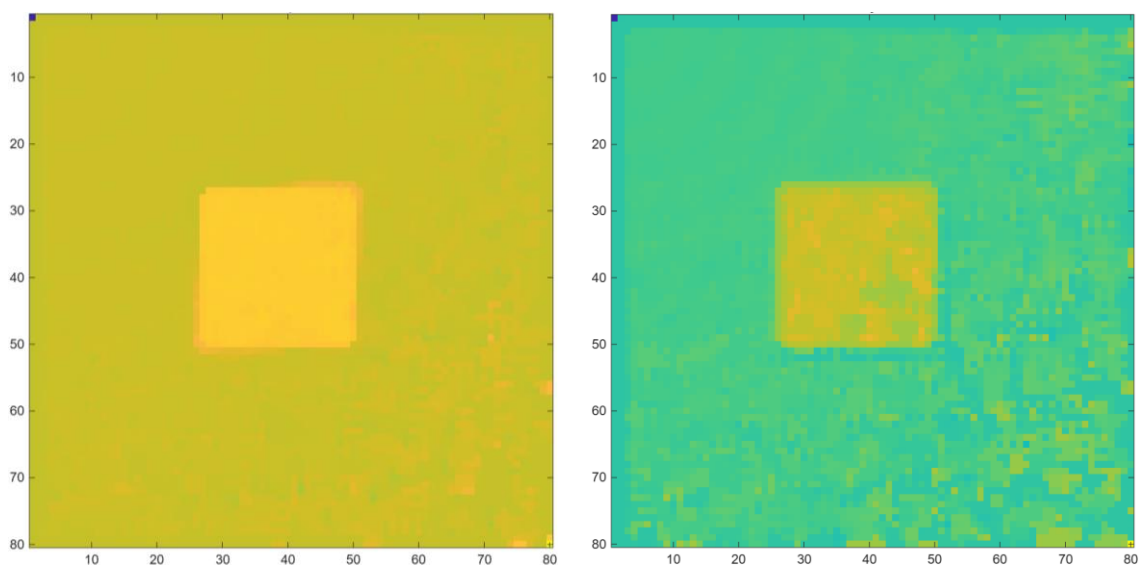
tương đối sát đường đồ thị lý tưởng (hình 2.13). Tuy nhiên, khi so sánh với kết quả tại hình 2.12 ở cùng các vị trí tương ứng, có thể nhận thấy biên độ dao động của các giá trị ước lượng trong hình 2.13 lớn hơn. Điều này cho thấy mức độ nhiễu và sai lệch trong quá trình ước lượng tăng lên tại vị trí này.



Hình 2.13: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 45

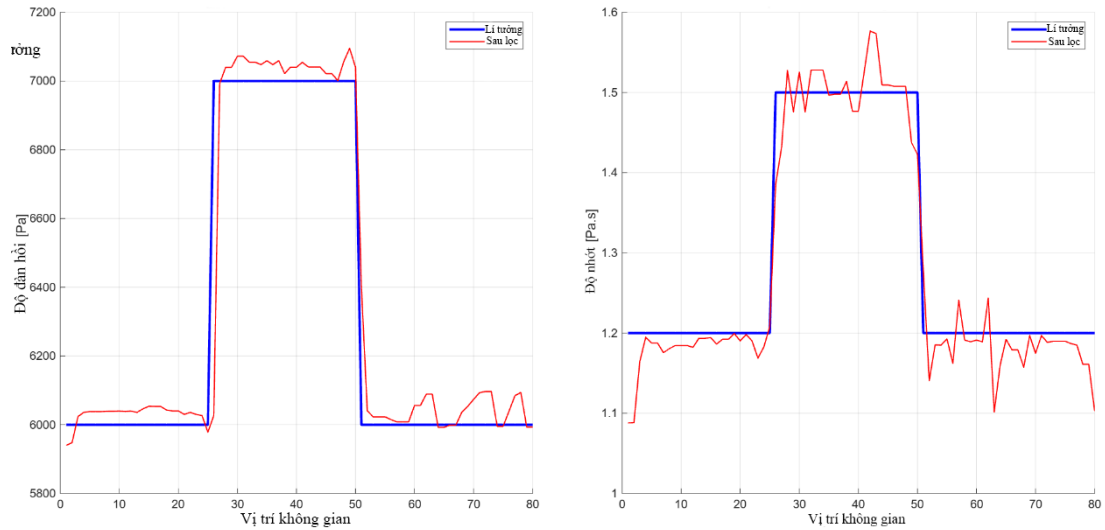
Kết quả sau lọc nhiễu đốm

Sau khi sử dụng lọc trung vị lên ảnh 2.9 và 2.10, kết quả thu được như trong hình 2.14. So với các ảnh trước khi lọc, mức nhiễu đã được suy giảm đáng kể. Tuy nhiên nhiễu vẫn chưa được loại bỏ hoàn toàn, đặc biệt tại các vùng nằm xa nguồn phát.

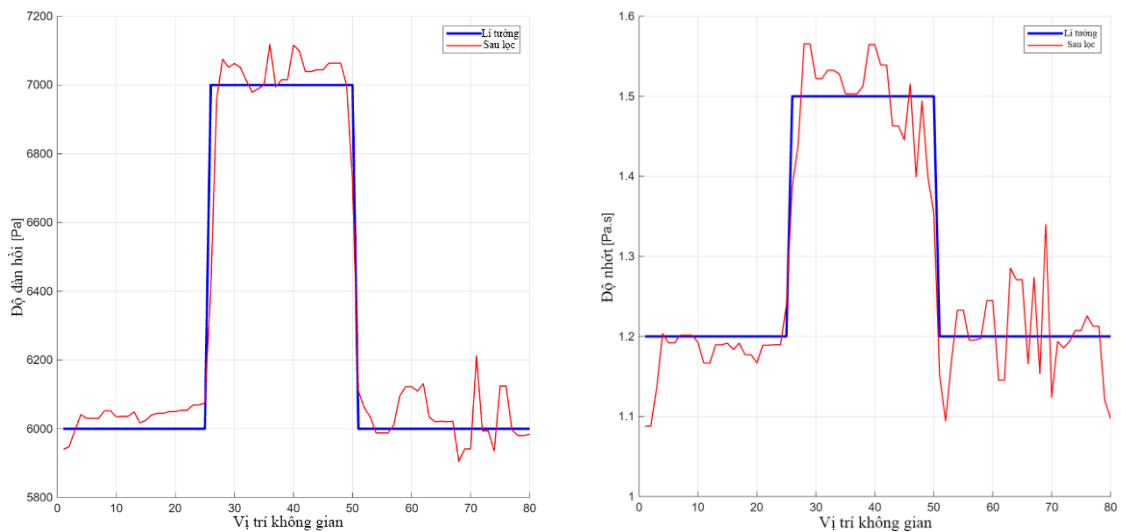


Hình 2.14: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt sau lọc trung vị

Trong hình 2.15 và hình 2.16 là ảnh ước lượng độ đàn hồi và độ nhớt trên hàng 30 và 45 sau khi loại bỏ nhiễu đốm. Mức độ nhiễu giảm rõ rệt khi đối chiếu với kết quả trong hình 2.12 và hình 2.13.



Hình 2.15: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 30 sau khi lọc nhiễu đốm



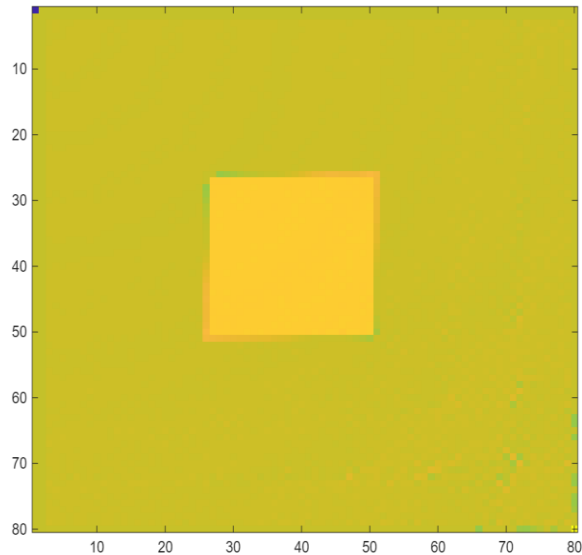
Hình 2.16: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 45 sau khi lọc nhiễu đốm

2.3.2. Kết quả mô phỏng với SNR = 40dB

Để đánh giá hiệu quả của phương pháp lọc nhiễu và ước lượng ảnh từ sóng trượt, kịch bản mô phỏng thay đổi mức nhiễu ngẫu nhiên và nhiễu phản xạ trong khi giữ nguyên cường độ sóng trượt, thu được SNR = 40dB.

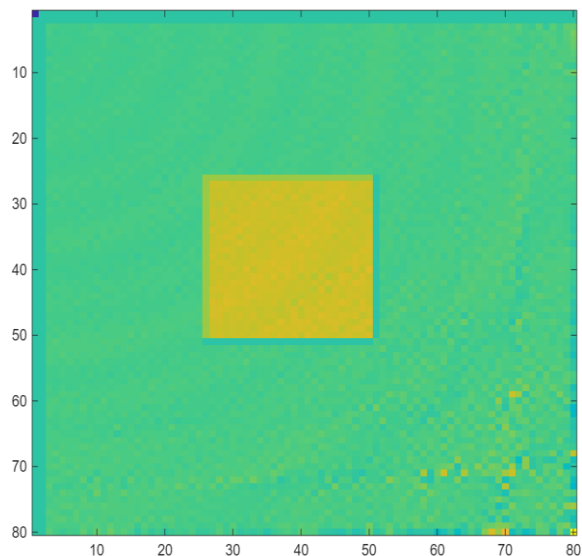
Kết quả sau lọc nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên

Ảnh ước lượng 2D độ đàn hồi (hình 2.17) cho thấy hình ảnh khối u được thể hiện rõ nét hơn, với ranh giới tương đối sắc nét và dễ quan sát. So với ảnh ước lượng thu được trong điều kiện nhiễu với $\text{SNR} = 20 \text{ dB}$, mức nhiễu trong ảnh đã giảm đi rõ rệt. Kết quả này cho thấy chất lượng ảnh đàn hồi được nâng cao khi điều kiện tín hiệu tốt hơn, đồng thời khẳng định tính ổn định của phương pháp ước lượng trong các mức SNR khác nhau.



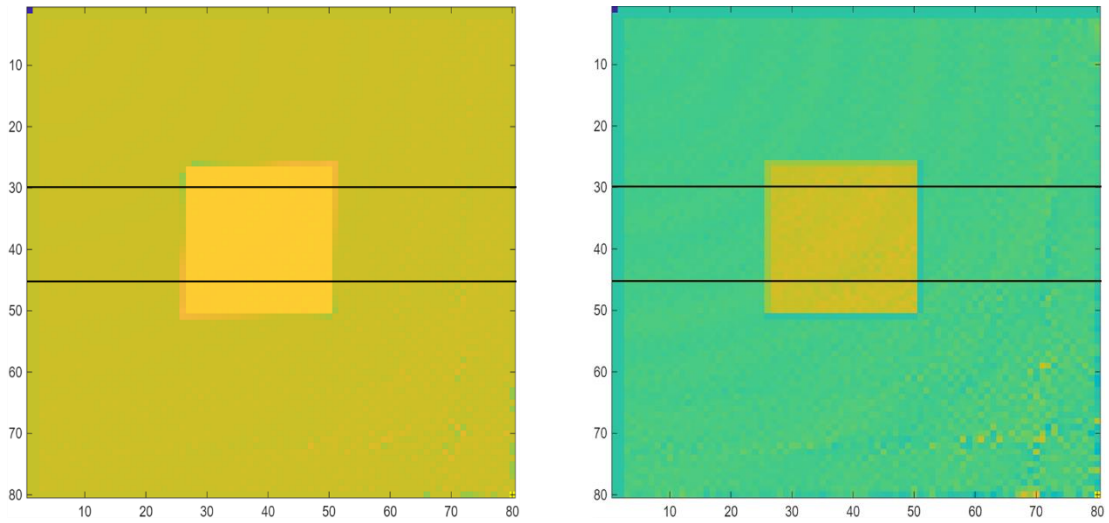
Hình 2.17: Ảnh 2D độ đàn hồi

Tương tự như ảnh đàn hồi, ảnh 2D độ nhớt thu được cũng thể hiện mức nhiễu giảm đi đáng kể sau khi áp dụng các bước xử lý (hình 2.18). Ảnh độ nhớt trở nên rõ ràng hơn. Tuy nhiên, khi đối chiếu với các ảnh đàn hồi và độ nhớt lý tưởng, có thể nhận thấy vẫn còn tồn tại một lượng nhiễu nhất định. Điều này cho thấy quá trình xử lý vẫn cần được tiếp tục cải thiện.

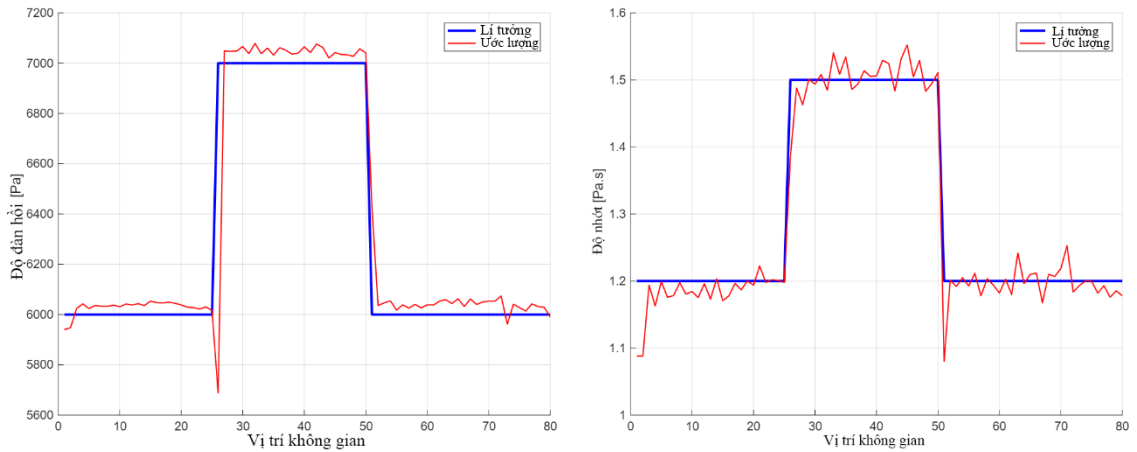


Hình 2.18: Ảnh 2D độ nhót

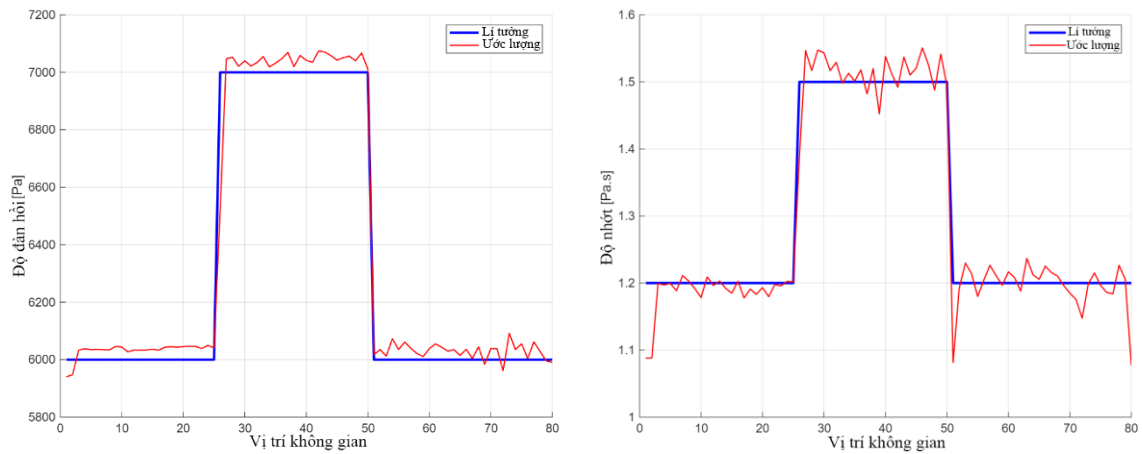
Giá trị độ đàn hồi và độ nhót tại các vị trí hàng 30 và hàng 45 được trình bày lần lượt trong hình 2.20 và hình 2.21. Có thể nhận thấy rằng, trong điều kiện SNR cao, các đường cong ước lượng thu được bám sát đường giá trị lý tưởng hơn đáng kể so với trường hợp SNR = 20dB. Các giá trị mô đun đàn hồi và độ nhót đều thay đổi đúng theo kịch bản mô phỏng ban đầu, cả về biên độ lẫn xu hướng phân bố theo không gian. Kết quả này cho thấy chỉ số SNR có ảnh hưởng trực tiếp và rõ rệt đến chất lượng ảnh.



Hình 2.19: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót sau lọc trung vị

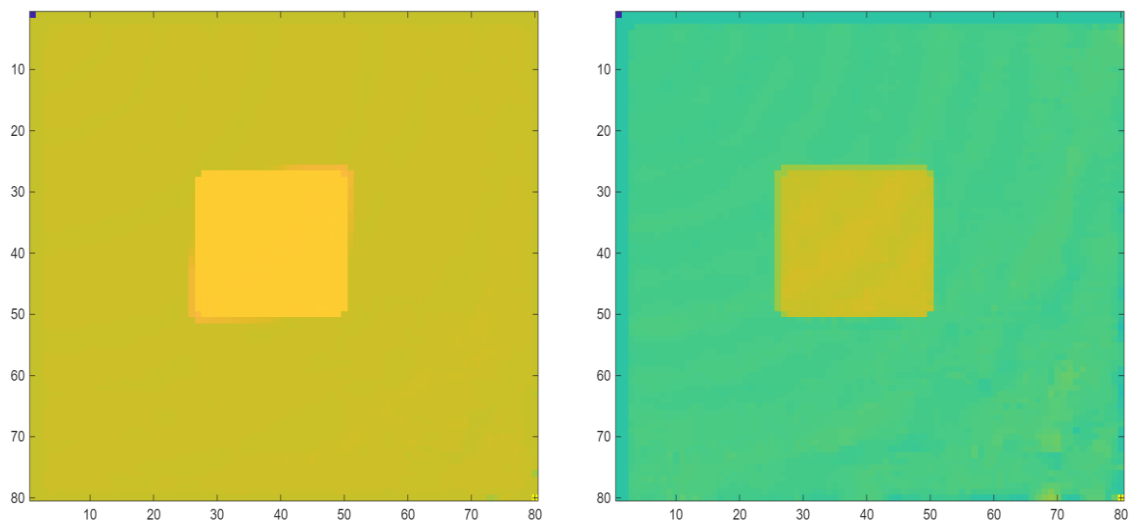


Hình 2.20: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót tại hàng 30



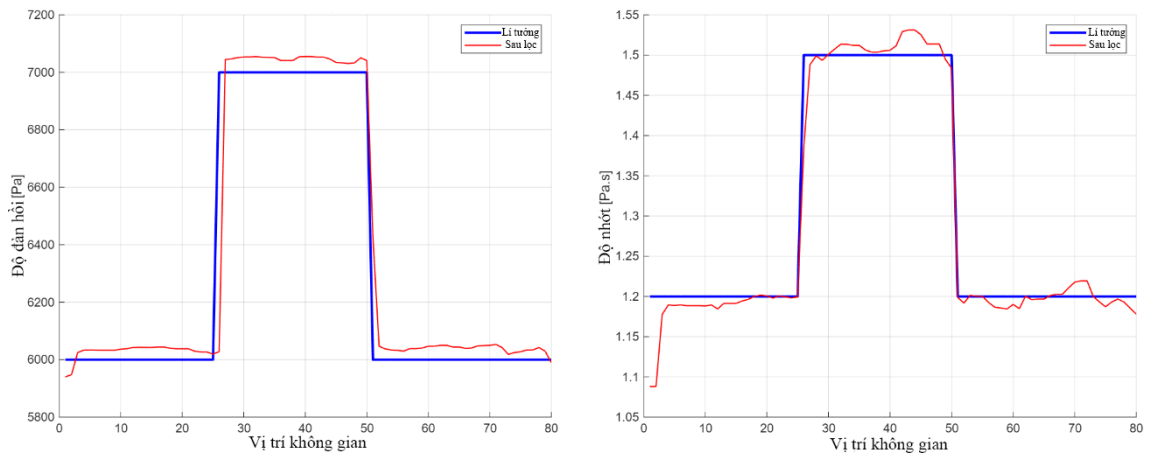
Hình 2.21: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 45

Ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhớt sau khi lọc trung vị giúp loại bỏ nhiễu đáng kể, hình ảnh thu được có thể quan sát thấy khối u rõ ràng từ hình dạng, kích thước, vị trí (hình 2.22).

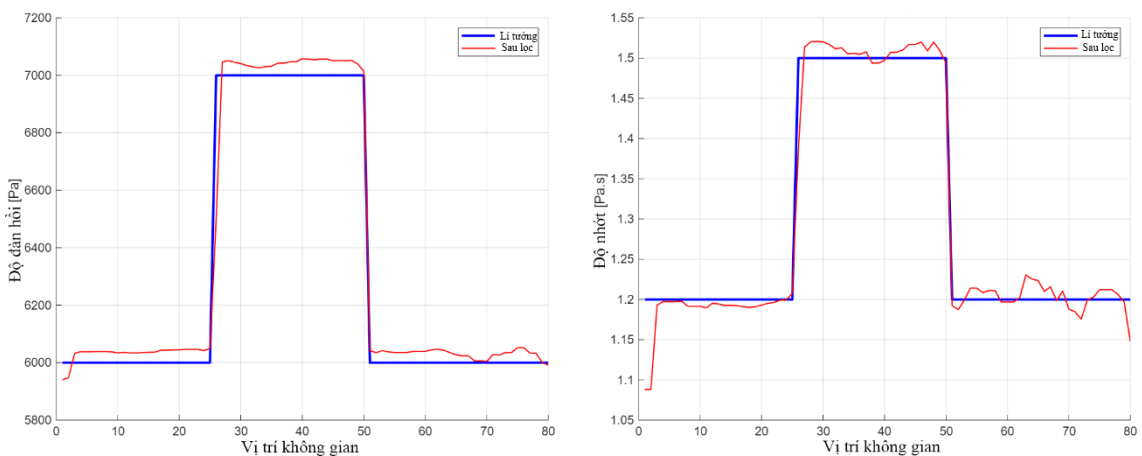


Hình 2.22: Ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhớt sau khi lọc trung vị

Trong hình 2.23 và hình 2.24 kết quả ước lượng tại hàng 45 cho thấy giá trị ước lượng bám theo đường lý tưởng. Kết quả này đến từ việc nhiễu đốm được loại bỏ cùng với việc cải thiện chỉ số SNR đem lại.



Hình 2.23: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 30 sau khi lọc nhiễu đốm



Hình 2.24: Ảnh đàn hồi, nhớt tại hàng 45 sau khi lọc nhiễu đốm

Mặc dù việc tăng SNR giúp cải thiện đáng kể chất lượng ảnh, tuy nhiên trong thực nghiệm và lâm sàng, việc tăng SNR bị giới hạn bởi các yếu tố vật lý, thiết bị và sinh học. Do đó, việc phát triển các phương pháp xử lý nhiễu và tái tạo ảnh hiệu quả là cần thiết nhằm nâng cao chất lượng ảnh CSM trong điều kiện SNR thấp đến trung bình.

Thời gian để hoàn thành quá trình tính toán và tạo ảnh SWE thường chỉ mất vài phút. Để kiểm tra thời gian thực thi của thuật toán đề xuất, thời gian chạy mô phỏng MATLAB, kết quả chạy trên máy tính có cấu hình bộ xử lý Intel Core i7-1065G7 tốc độ vi xử lý 1.3 GHz, RAM 8 GB

Kết quả cho thấy:

- Thời gian từ lúc bắt đầu chương trình đến khi kết thúc bước lọc định hướng là 0,84 giây,

- Đến khi kết thúc bước lọc LMS là 35,76 giây,
- Đến khi kết thúc bước ước lượng mô đun đàn hồi nhót (CSM) là 36,04 giây,
- Và kết thúc bước lọc trung vị là 36,18 giây.

Tổng thời gian này được xem là chấp nhận được đối với các hệ thống như siêu âm.

Có thể thấy rằng bước lọc LMS là phần chiếm nhiều thời gian nhất, mất hơn 35,76 giây. Nguyên nhân là do bộ lọc LMS được áp dụng theo miền thời gian tại từng vị trí không gian, với tổng cộng 6.400 vị trí tương ứng với kích thước ảnh là 80×80 pixel.

2.4. Chỉ số Sai số bình phương trung bình gốc RMSE

Sai số bình phương trung bình gốc RMSE (Root Mean Square Error) là một chỉ số đánh giá định lượng dùng để đo lường mức độ sai khác giữa hai ảnh [96-99]. Trong chương này, RMSE được sử dụng để đánh giá mức độ tương đồng giữa ảnh độ đàn hồi và độ nhót thu được sau khi áp dụng các bộ lọc nhiễu với ảnh lý tưởng ban đầu. Chỉ số RMSE được tính bằng cách lấy bình phương hiệu số giữa các giá trị tại từng cặp điểm ảnh tương ứng, sau đó tính giá trị trung bình và lấy căn bậc hai. Khi hai ảnh càng giống nhau, tức là giá trị tại các điểm ảnh tương ứng càng gần nhau, thì RMSE càng nhỏ; ngược lại, RMSE lớn cho thấy sự sai lệch đáng kể giữa ảnh ước lượng và ảnh lý tưởng. Do đó, RMSE càng nhỏ thể hiện chất lượng ước lượng càng cao. Giá trị RMSE trong nghiên cứu này được tính theo phương trình (2.17). Tuy nhiên, RMSE cũng tồn tại một số hạn chế. Thứ nhất, RMSE không phân tách được các thành phần độ sáng, độ tương phản hay cấu trúc của ảnh. Thứ hai, toàn bộ đánh giá dựa trên hiệu số trực tiếp giữa từng cặp điểm ảnh, nên không phản ánh tốt cảm nhận thị giác của người quan sát mà chủ yếu thể hiện sai số thuần toán học.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} [I(i, j) - K(i, j)]^2} \quad (2.17)$$

Trong đó K là ảnh lý tưởng, I là ảnh sau khi lọc. MN là kích thước của ảnh. Do đó giá trị RMSE có hiệu quả trong việc đánh giá hiệu quả của phương pháp đề xuất. Tuy nhiên việc tính toán RMSE cần được xem xét với một mức nhiễu

cụ thể. Vì vậy tỉ số SNR được sử dụng và tính toán theo phương trình. Giá trị SNR càng cao cho thấy cường độ tín hiệu càng lớn so với nhiễu. Giá trị SNR được tính dựa trên công thức (2.18).

$$SNR = 10 * \log_{10} \left(\frac{P_{signal}}{P_{noise}} \right) \quad (2.18)$$

Trong đó P_{signal} là công suất tín hiệu, P_{noise} là công suất nhiễu. Các giá trị RMSE được tính toán với 10 mức nhiễu khác nhau đã được mô phỏng. Ở mỗi mức nhiễu, biên độ của nhiễu phản xạ và nhiễu ngẫu nhiên được thay đổi, trong khi biên độ của sóng trượt được giữ cố định không đổi (bảng 2.2). Phương trình (2.17) được áp dụng tương ứng với từng mức nhiễu tạo ra 10 giá trị SNR dao động từ 20dB đến 40dB. Ứng với mỗi giá trị SNR thu được giá trị RMSE tương ứng. Trong đó $R_{nh(1)}$ và $R_{nh(2)}$ là RMSE của ảnh độ nhót trước và sau khi lọc trung vị. $R_{dh(1)}$ và $R_{dh(2)}$ là RMSE của ảnh độ đàn hồi trước và sau khi lọc trung vị (bảng 2.2).

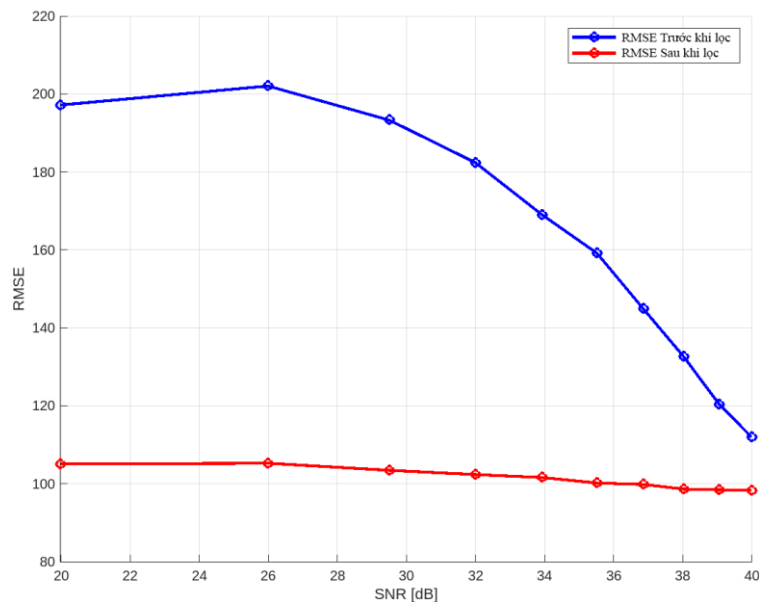
Bảng 2.2: Chỉ số RMSE độ đàn hồi và độ nhót lần lượt theo SNR

SNR/dB	$R_{nh(1)}$	$R_{nh(2)}$	$R_{dh(1)}$	$R_{dh(2)}$
20	0.130	0.064	197.2	105.0
26	0.122	0.060	202.1	105.3
30	0.118	0.055	193.3	103.4
32	0.111	0.052	182.4	102.4
34	0.106	0.047	169.0	101.6
36	0.095	0.041	159.2	100.2
37	0.087	0.037	144.9	99.8
38	0.078	0.032	132.6	98.6
39	0.065	0.026	120.4	98.4
40	0.055	0.023	112.0	98.3

Dựa trên các giá trị thu được trong bảng 2.2, tiến hành vẽ biểu đồ nhằm so sánh định lượng mức sai khác giữa ảnh ước lượng và ảnh lý tưởng thông qua chỉ số RMSE. Kết quả được thể hiện trong hình 2.25, trong đó đường màu đỏ biểu diễn giá trị RMSE của ảnh độ đàn hồi sau khi áp dụng các bộ lọc nhiễu, còn đường màu xanh biểu diễn giá trị RMSE của ảnh độ đàn hồi trước khi lọc. Có thể quan sát rõ ràng rằng, trong toàn bộ các trường hợp được khảo sát, đường cong RMSE tương ứng với ảnh sau khi lọc luôn nằm dưới đường cong RMSE

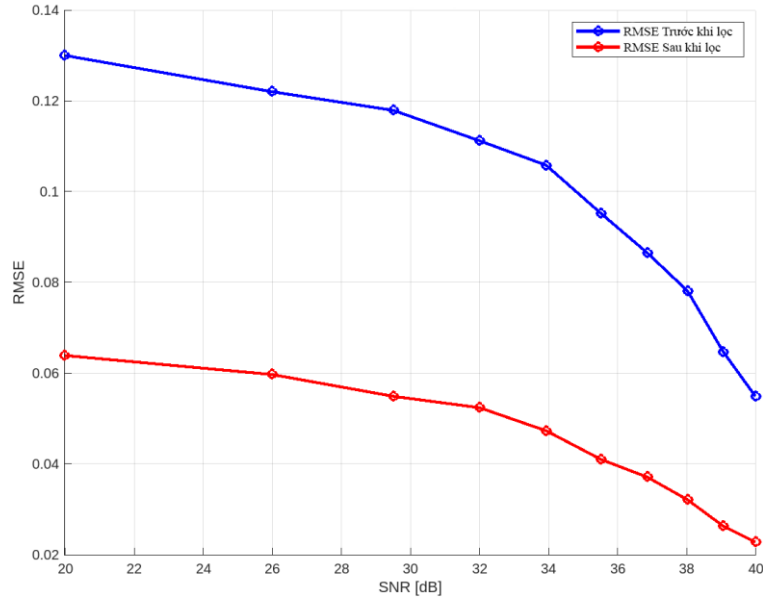
của ảnh trước khi lọc. Điều này cho thấy sai số giữa ảnh độ đàn hồi ước lượng và ảnh lý tưởng đã được giảm đáng kể sau quá trình lọc nhiễu. Nói cách khác, ảnh độ đàn hồi sau lọc có mức độ tương đồng với ảnh lý tưởng cao hơn so với ảnh chưa qua xử lý.

Kết quả này chứng minh rằng các bộ lọc nhiễu được sử dụng trong nghiên cứu có khả năng cải thiện chất lượng ảnh đàn hồi không chỉ về mặt định tính mà còn ở khía cạnh định lượng. Việc giảm giá trị RMSE phản ánh sự suy giảm của nhiễu nền và các sai lệch ngẫu nhiên tại các điểm ảnh, từ đó nâng cao độ ổn định và độ tin cậy của quá trình ước lượng mô đun đàn hồi. Đây là cơ sở quan trọng để khẳng định hiệu quả của phương pháp đề xuất trong việc cải thiện chất lượng ảnh CSM dưới các điều kiện nhiễu khác nhau.



Hình 2.25: RMSE ảnh độ đàn hồi trước và sau khi lọc trung vị

Hình 2.26 thể hiện biểu đồ giá trị RMSE của ảnh độ nhớt ước lượng trước và sau khi áp dụng bộ lọc trung vị. Kết quả cho thấy các giá trị RMSE của ảnh độ nhớt sau khi lọc luôn nhỏ hơn so với trường hợp trước khi lọc, phản ánh sự suy giảm đáng kể sai lệch giữa ảnh ước lượng và ảnh lý tưởng. Điều này chứng tỏ bộ lọc trung vị có hiệu quả trong việc cải thiện chất lượng ảnh độ nhớt và nâng cao độ chính xác của quá trình ước lượng.



Hình 2.26: RMSE ảnh độ nhót trước và sau khi lọc trung vị

2.5. So sánh với nghiên cứu của Lipman

Nghiên cứu của Lipman và cộng sự được công bố trên IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control [100] đã có đóng góp đáng kể khi đề xuất mở rộng bộ lọc định hướng từ 2D lên 3D và 4D nhằm loại bỏ nhiễu phản xạ trong tái tạo ảnh tốc độ sóng cắt (SWS). Cụ thể, nghiên cứu này chứng minh rằng bộ lọc định hướng 2D truyền thống chỉ có khả năng loại bỏ sóng phản xạ trong mặt phẳng ảnh, trong khi với các cấu trúc dạng khối cầu như khối u, sóng phản xạ còn xuất hiện từ ngoài mặt phẳng ảnh và tiếp tục gây ra sai lệch nghiêm trọng trong ảnh SWS dưới dạng ước tính quá cao hoặc quá thấp tốc độ sóng cắt tại vùng rìa tổn thương. Bộ lọc 4D được đề xuất đã cho thấy khả năng giảm thiểu tốt nhất loại nhiễu này, với kết quả đánh giá qua CNR và % Bias trên các mô phỏng phantom hình cầu có độ cứng 6, 12 và 18.75 kPa. Tuy nhiên, nghiên cứu này vẫn bộc lộ một số hạn chế quan trọng.

Thứ nhất, nghiên cứu chỉ xét duy nhất nhiễu phản xạ mà bỏ qua các nguồn nhiễu khác cũng thường xuyên xuất hiện trong thực tế lâm sàng.

Thứ hai, mô hình mô phỏng giả định mô là vật liệu đàn hồi tuyến tính thuần túy, hoàn toàn bỏ qua tính nhớt, điều mà chính các tác giả thừa nhận là hạn chế lớn vì mô sinh học thực tế có bản chất nhớt đàn hồi. Do đó, ảnh tái tạo chỉ phản

ảnh độ đàn hồi mà thiếu thông tin về độ nhớt, một thông số có giá trị chẩn đoán quan trọng.

Thứ ba, việc triển khai bộ lọc 4D đòi hỏi tài nguyên tính toán cực lớn lên đến 35 GB RAM và phần cứng đầu dò ma trận (matrix array) đắt tiền, khiến phương pháp này khó ứng dụng rộng rãi trong thực tế lâm sàng hiện tại.

So với những hạn chế đó, nghiên cứu đề xuất trong luận án này có những đóng góp vượt trội rõ rệt. Thay vì chỉ xử lý một loại nhiễu, nghiên cứu này kết hợp đồng thời ba bộ lọc LMS, định hướng và trung vị để loại bỏ ba loại nhiễu cùng lúc, phản ánh sát hơn điều kiện nhiễu phức tạp trong thực tế. Quan trọng hơn, nghiên cứu này không chỉ dừng lại ở ước lượng độ đàn hồi mà còn ước lượng đồng thời độ nhớt của mô, cung cấp thông tin toàn diện hơn về đặc tính cơ học mô, khắc phục trực tiếp hạn chế cốt lõi mà Lipman et al. chưa giải quyết được. Ngoài ra, việc sử dụng chỉ số RMSE để đánh giá cho phép định lượng sai số tái tạo một cách chính xác và khách quan hơn so với CNR và % Bias. Những cải tiến này cho thấy nghiên cứu đề xuất không chỉ giải quyết được các hạn chế của phương pháp hiện có mà còn nâng cao đáng kể giá trị ứng dụng trong chẩn đoán lâm sàng.

2.6. Kết luận chương 2

Trong chương này, nghiên cứu sinh đề xuất phương pháp ước lượng ảnh độ đàn hồi và độ nhớt của mô từ vận tốc sóng trượt bởi biểu thức AHI, nghiên cứu sinh đã đề xuất việc kết hợp các bộ lọc LMS, lọc trung vị và lọc định hướng nhằm loại bỏ đồng thời những thành phần nhiễu chính gây suy giảm chất lượng ảnh siêu âm. Kết quả thu được với mức nhiễu giảm đáng kể, được kiểm chứng thông qua cả đánh giá định tính và đánh giá định lượng bằng chỉ số RMSE. Các kết quả này cho thấy phương pháp đề xuất có hiệu quả trong việc cải thiện chất lượng ảnh và độ chính xác của quá trình ước lượng tham số cơ học của mô. (Các kết quả nghiên cứu trong chương này đã được công bố trong các nghiên cứu [2], [4]- [7] trong danh mục công trình công bố liên quan đến luận án). Mặc dù nhiễu đã được giảm đáng kể, mức độ nhiễu vẫn có xu hướng tăng tại các vùng xa nguồn phát, dẫn đến suy giảm chất lượng ảnh ở vùng mô sâu. Ngoài ra, kịch bản trong Chương 2 chỉ sử dụng khối u hình vuông đơn giản nhằm tập trung đánh giá hiệu quả của chuỗi lọc, nên chưa phản ánh đầy đủ các tình huống

thực tế phức tạp hơn. Vì vậy, trong Chương 3, nghiên cứu sinh đề xuất phương pháp kích thích đa điểm để cải thiện chất lượng ảnh ở vùng mô sâu, đồng thời mở rộng mô phỏng sang khối u hình tròn nhằm đánh giá tính ổn định của phương pháp trong điều kiện hình học phức tạp hơn

CHƯƠNG 3: MÔ HÌNH KELVIN-VOIGT VỚI KÍCH THÍCH ĐA ĐIỂM CHO ẢNH ĐÀN HỒI/NHÓT TRONG MÔ SÂU

Nhằm nâng cao chất lượng ảnh đàn hồi–nhót tại các vùng mô sâu trong cơ thể, trong Chương 3 NCS đề xuất phương pháp kích thích đa điểm, kết hợp với các bộ lọc nhiễu. Phương pháp này không thay thế mà kế thừa toàn bộ nền tảng xử lý tín hiệu đã được xây dựng ở Chương 2 gồm phép nghịch đảo đại số Helmholtz (AHI) cùng các bộ lọc LMS và trung vị và tích hợp thêm cơ chế kích thích từ hai nguồn phát. Nhờ đó, hệ thống được mở rộng từ việc khử nhiễu trên một trường sóng đơn ở Chương 2 sang tổng hợp thông tin từ hai trường sóng độc lập, qua đó giải quyết một cách có hệ thống bài toán suy hao năng lượng sóng trượt ở vùng mô sâu giới hạn mang bản chất vật lý mà các kỹ thuật xử lý hậu kỳ không thể khắc phục triệt để. Cách tiếp cận này giúp cải thiện đáng kể độ rõ nét và độ tương phản của ảnh, đặc biệt ở những vùng mà năng lượng sóng trượt bị suy hao mạnh. Hai chỉ số Q-index và RMSE được sử dụng để đánh giá hiệu quả của phương pháp đề xuất.

3.1. Hạn chế của khảo sát ảnh đàn hồi mô với một điểm kích thích

Trong chương 2, nghiên cứu sinh đã tập trung ước lượng và cải thiện chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô bằng cách sử dụng kết hợp các bộ lọc, nhờ đó ảnh 2D độ đàn hồi và độ nhót thu được có mức nhiễu giảm đáng kể so với ban đầu. Tuy nhiên, chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô vẫn bị ảnh hưởng bởi một hạn chế mang tính cố hữu là năng lượng sóng trượt bị suy hao khi lan truyền trong mô [88]. Để khắc phục vấn đề này, một cải tiến quan trọng nhằm tăng cường chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi mô ở các lớp mô sâu được sử dụng, các đặc điểm chính của phương pháp đề xuất được tóm tắt trong bảng 3.1

Bảng 3.1: Hạn chế của khảo sát ảnh siêu âm với một điểm kích thích

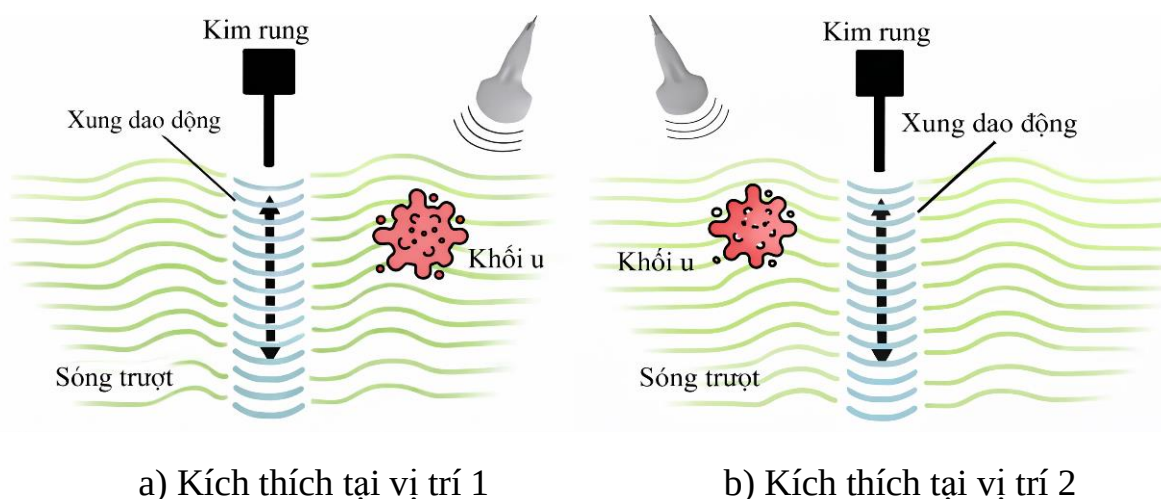
Tiêu chí	1 điểm kích thích	2 điểm kích thích
Nguồn phát	Một vị trí	Hai vị trí kích thích đối xứng
Ảnh mô sâu	Suy giảm chất lượng	Ảnh ổn định toàn vùng khảo sát

Xử lý nhiễu	Lọc nhiễu phản xạ, nhiễu ngẫu nhiên, nhiễu đốm	Lọc nhiễu ngẫu nhiên, nhiễu đốm và kết hợp ảnh
Đánh giá	Chỉ số RMSE	Chỉ số RMSE và Q-index
Ứng dụng	Vùng khảo sát nông	Vùng mô sâu trong cơ thể.

Các đề xuất và kết quả nghiên cứu của chương này được công bố tại công trình [CT1] và [CT3] trong phần “Danh mục các công trình đã công bố trong luận án của tác giả”.

3.2. Khởi tạo và lan truyền sóng trượt

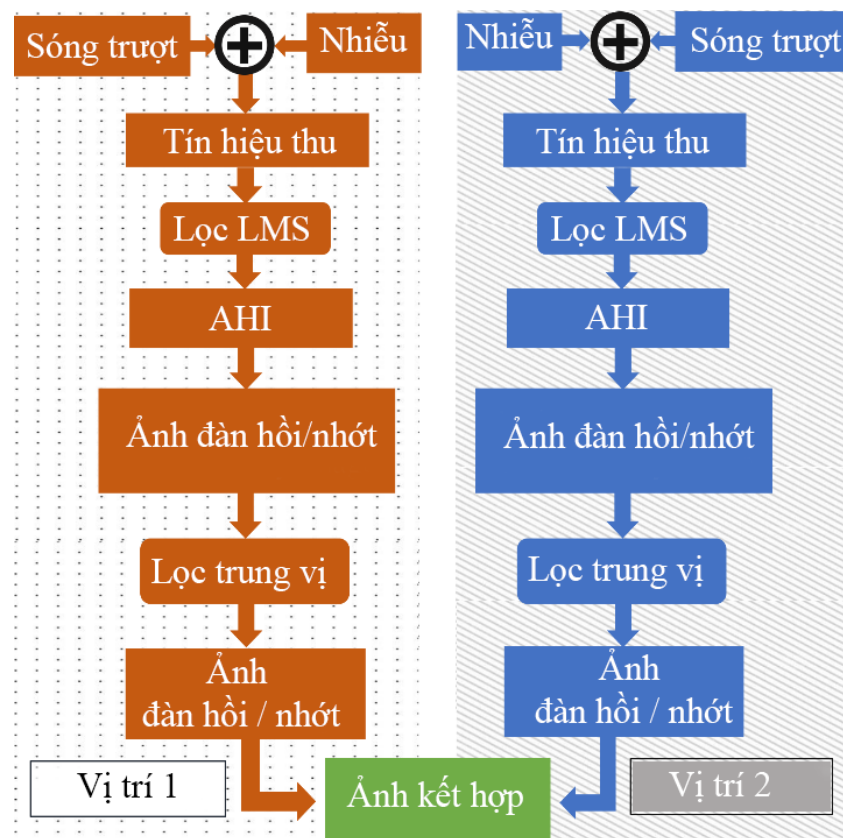
Để tạo ra sóng trượt, kim rung tiếp tục được sử dụng là nguồn phát tạo ra dao động tại hai vị trí riêng biệt. Các tín hiệu vận tốc sóng trượt được thu lại bằng hệ thống siêu âm Doppler nhằm phục vụ cho quá trình tái tạo ảnh. Hình 3.1 minh họa cụ thể hai vị trí kích thích được lựa chọn cho kim rung. Quá trình kích thích tại hai vị trí này được thực hiện một cách tuần tự, điều này giúp tránh hiện tượng giao thoa hoặc cộng hưởng không mong muốn giữa các sóng kích thích, đảm bảo tín hiệu thu được tại mỗi lần kích thích là độc lập và phản ánh chính xác đáp ứng của mô tại từng vị trí riêng biệt. (hình 3.1a mô tả điểm kích thích tại vị trí 1 bên trái khối u, hình 3.1b mô tả điểm kích thích tại vị trí 2 ở phía đối diện, bên phải khối u).



Hình 3.1: Khởi tạo sóng trượt tại hai vị trí riêng biệt

3.3. Phương pháp nghiên cứu đề xuất

Trong thực hành lâm sàng, khi sử dụng thiết bị siêu âm truyền thống, các bác sĩ thường di chuyển đầu dò đến nhiều vị trí xung quanh khu vực nghi ngờ nhằm cải thiện chất lượng hình ảnh và tăng khả năng quan sát tổn thương. Việc thay đổi góc tiếp cận giúp cung cấp cái nhìn toàn diện hơn về cấu trúc mô bên trong. Tương tự, phương pháp đề xuất minh họa bằng luồng xử lý tín hiệu như trong hình 3.2, cụ thể, tín hiệu vận tốc thu được tại từng vị trí, đầu tiên được xử lý bằng bộ lọc LMS để loại bỏ nhiễu ngẫu nhiên (lọc LMS được đề cập trong mục 2.2.3). Sau đó, các ảnh độ đàn hồi và độ nhót được ước lượng thông qua biểu thức AHI. Tiếp theo, bộ lọc trung vị được áp dụng để làm mượt ảnh và giảm nhiễu đốm (lọc trung vị được đề cập trong mục 2.2.5). Cuối cùng, các ảnh tương ứng với hai vị trí kích thích được kết hợp lại nhằm tạo ra ảnh kết hợp có chất lượng cao hơn



Hình 3.2: Luồng xử lý tín hiệu

Hai chuỗi quy trình xử lý tín hiệu được thực hiện độc lập tương ứng hai vị trí đặt kim rung, bên trái là quy trình xử lý tín hiệu đặt tại vị trí 1, bên phải là quy trình tương tự nhưng áp dụng cho vị trí 2.

Phương pháp kết hợp ảnh

Ảnh kết hợp từ hai nguồn kích thích dựa trên nguyên lý tối ưu hóa chất lượng tín hiệu theo vùng không gian. Khi sóng cơ học lan truyền từ nguồn kích thích vào trong môi trường, biên độ sóng sẽ suy giảm dần do các hiện tượng vật lý như hấp thụ năng lượng, tán xạ và phản xạ. Điều này dẫn đến tỉ số SNR giảm dần theo khoảng cách từ nguồn. Do đó, vùng gần nguồn kích thích sẽ có chất lượng tín hiệu tốt hơn và ảnh tái tạo chính xác hơn so với vùng xa nguồn. Trong hệ thống sử dụng hai nguồn kích thích đặt ở hai vị trí đối diện (nguồn 1 ở biên trái, nguồn 2 ở biên phải), mỗi nguồn sẽ tạo ra một trường sóng lan truyền theo hướng riêng và cho phép tái tạo một ảnh độc lập. Nguồn 1 tạo ra ảnh có chất lượng tốt ở phía bên trái của vùng khảo sát, nơi sóng chưa bị suy hao nhiều. Tương tự, nguồn 2 tạo ra ảnh có chất lượng tốt ở phía bên phải. Việc kết hợp hai ảnh này nhằm mục đích tận dụng vùng chất lượng cao nhất từ mỗi nguồn để tạo ra một ảnh kết hợp có độ chính xác cao hơn. Cách thức kết hợp được thực hiện theo phương pháp phân vùng cứng dựa trên vị trí không gian. Miền ảnh được chia làm hai nửa theo trục tung tại vị trí giữa (cột thứ 40 trong lưới 80×80). Đối với mỗi pixel trong ảnh kết hợp, giá trị được chọn từ một trong hai ảnh nguồn dựa trên tiêu chí vị trí:

Nửa trái (các cột từ 1 đến 40): Lấy giá trị từ ảnh tái tạo bởi nguồn 1, vì đây là vùng có SNR cao nhất từ nguồn này.

Nửa phải (các cột từ 41 đến 80): Lấy giá trị từ ảnh tái tạo bởi nguồn 2, vì đây là vùng có SNR cao nhất từ nguồn này. Phương pháp này được áp dụng đồng thời cho cả ảnh độ đàn hồi và ảnh độ nhớt.

Thuật toán kết hợp ảnh từ hai nguồn kích thích

Đầu vào: μ_{1_est1} , η_{1_est1} : Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt ước lượng từ nguồn 1 (kích thước 80×80), μ_{1_est2} , η_{1_est2} : Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt ước lượng từ nguồn 2 (kích thước 80×80). Đầu ra: μ_{1_est} , η_{1_est} : Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt kết hợp (kích thước 80×80)

Các bước thực hiện:

Bước 1: Duyệt qua từng điểm ảnh (i,j) trong miền ảnh 80×80 :

For $i = 1$ to 80 do

For $j = 1$ to 80 do

Bước 2: Kiểm tra vị trí của điểm ảnh theo chiều ngang và chọn nguồn dữ liệu tương ứng:

Nếu $j \leq 40$ (điểm ảnh nằm ở nửa bên trái):

Gán $\mu_{1_est}(i,j) = \mu_{1_est1}(i,j)$ (lấy giá trị từ ảnh nguồn 1)

Gán $\eta_{est}(i,j) = \eta_{est1}(i,j)$ (lấy giá trị từ ảnh nguồn 1)

Ngược lại (điểm ảnh nằm ở nửa bên phải, $j > 40$):

Gán $\mu_{1_est}(i,j) = \mu_{1_est2}(i,j)$ (lấy giá trị từ ảnh nguồn 2)

Gán $\eta_{est}(i,j) = \eta_{est2}(i,j)$ (lấy giá trị từ ảnh nguồn 2)

Bước 3: Lặp lại quy trình cho tất cả các điểm ảnh trong ảnh.

Tiếp tục vòng lặp cho đến khi duyệt hết tất cả các điểm ảnh từ (1,1) đến (80,80).

Bước 4: Xuất ảnh kết hợp.

Ma trận μ_{1_est} và η_{est} là ảnh độ đàn hồi và độ nhớt đã được kết hợp từ hai nguồn.

Ưu điểm của phương pháp này là tính đơn giản, dễ triển khai và hiệu quả trong việc cải thiện chất lượng ảnh tổng thể. Bằng cách chọn lọc thông tin từ vùng có chất lượng tốt nhất của mỗi nguồn, từ đó nâng cao độ chính xác trong việc phát hiện và đặc trưng hóa các bất thường trong mô như khối u.

3.4. Kịch bản mô phỏng và kết quả

Kịch bản mô phỏng

Kỹ thuật FDTD tiếp tục được sử dụng để mô hình hóa quá trình lan truyền của sóng trượt tại hai vị trí kích thích (vị trí 1 và vị trí 2). Phương pháp này cho phép tái hiện chính xác đặc trưng lan truyền của sóng trong môi trường mô có tính đàn hồi-nhớt, nhờ khả năng mô phỏng sự biến thiên của sóng theo cả không gian và thời gian. Các công thức tính toán chi tiết được trình bày trong mục 2.1.2. Nhằm kiểm chứng hiệu quả của phương pháp đề xuất mô tả trong hình 3.2, một kịch bản mô phỏng được xây dựng với các thông số như sau: Tỷ khối của mô được giả định là 1000 kg/m^3 , vùng mô khảo sát có kích thước $80 \times 80 \text{ mm}$, độ phân giải không gian theo trục X và Y là 1 mm , tương ứng với ảnh số

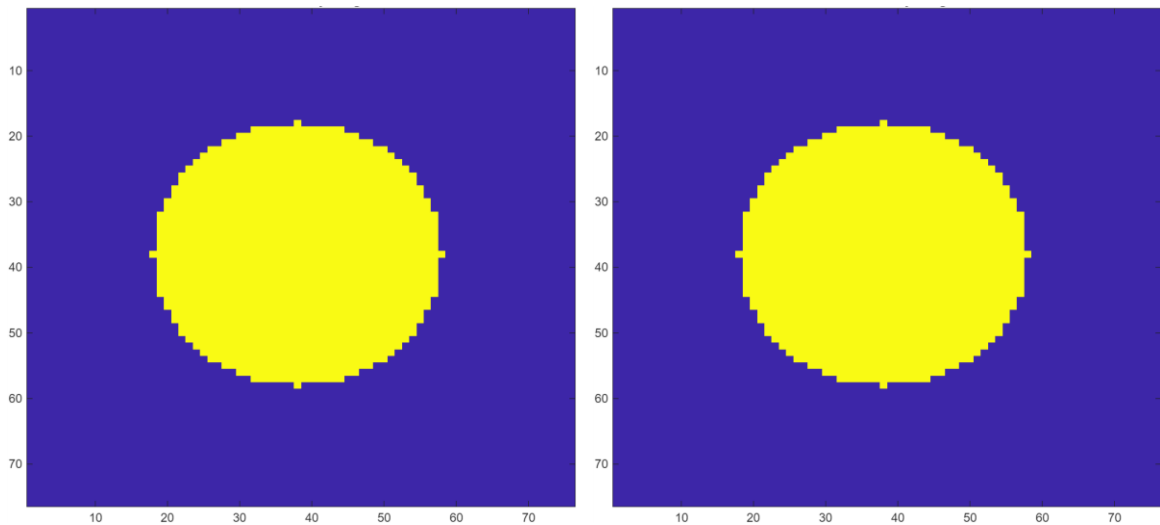
hóa gồm 80×80 pixel, số vị trí đo được là 6400 vị trí. Bán kính khối u có kích thước 20mm, khoảng cách giữa hai lần tính toán liên tiếp trong mô phỏng FDTD là 0.1ms. Nguồn kích thích là kim rung, hoạt động ở tần số 150 Hz với biên độ dao động 6 mm, được đặt luân phiên tại hai vị trí đối xứng quanh vùng chứa khối u. Các giá trị của độ đàn hồi và độ nhớt cho hai loại mô, mô lành và mô bệnh, được trình bày trong bảng 3.2. Kịch bản mô phỏng trong chương 3 không được thiết kế đồng nhất với chương 2, do hai chương hướng tới các mục tiêu nghiên cứu khác nhau. Trong khi chương 2 tập trung đánh giá hiệu quả của các kỹ thuật xử lý tín hiệu hậu kỳ nhằm giảm nhiễu ngẫu nhiên, nhiễu đốm và nhiễu phản xạ trong điều kiện hình học khối u đơn giản, thì chương 3 hướng tới giải quyết nguyên nhân vật lý gốc rễ của suy giảm chất lượng ảnh trong mô sâu, thông qua giải pháp kích thích đa điểm. Bên cạnh việc thay đổi cơ chế kích thích, hình dạng và cấu trúc hình học của khối u trong chương 3 cũng được điều chỉnh nhằm mô phỏng các tình huống thực tế phức tạp hơn. Việc thay đổi hình dạng khối u cho phép đánh giá tính ổn định và khả năng thích nghi của phương pháp đề xuất trong các điều kiện lan truyền bất lợi, đặc biệt ở các vùng mô sâu.

Do đó, các tham số mô phỏng trong Chương 3 được lựa chọn nhằm làm nổi bật đồng thời ảnh hưởng của suy hao năng lượng theo chiều sâu, đặc điểm hình học của khối u và khả năng cải thiện SNR của phương pháp kích thích đa điểm, thay vì duy trì cùng một kịch bản với Chương 2. Tương tự, dải SNR khảo sát ở hai chương cũng được chọn khác nhau theo mục tiêu riêng: Chương 2 đánh giá chuỗi lọc trên dải rộng 20–40 dB để khảo sát đáp ứng tổng thể trong nhiều điều kiện nhiễu, còn Chương 3 chủ đích hạ trọng tâm xuống vùng SNR thấp (19 và 29 dB) nhằm chứng minh hiệu quả của kích thích đa điểm đúng trong điều kiện bất lợi — vùng mô sâu, SNR thấp — nơi phương pháp một điểm kích thích bắt đầu suy giảm chất lượng; nếu giữ nguyên dải SNR cao, ưu thế của giải pháp đa điểm sẽ không bộc lộ rõ vì ở mức nhiễu thấp cả hai cách tiếp cận đều cho kết quả tốt tương đương. Như vậy, cách thiết kế này cho phép đánh giá hiệu quả của từng phương pháp trong bối cảnh phù hợp với mục tiêu khoa học riêng của mỗi chương, và các chỉ số định lượng được dùng để phân tích xu hướng trong từng kịch bản hơn là so sánh trực tiếp giá trị tuyệt đối giữa hai chương.

Bảng 3.2: Các giá trị độ đàn hồi và độ nhớt của mô lành và mô bệnh.

Loại mô	Độ đàn hồi (Pa)	Độ nhớt (Pa.s)
Mô lành	6000	1.2
Mô bệnh	9000	1.8

Dưới điều kiện lý tưởng, khi tín hiệu không bị ảnh hưởng bởi nhiễu, các ảnh độ đàn hồi và độ nhớt lý tưởng thu được có dạng như minh họa trong hình 3.3, với kích thước và hình dạng hoàn toàn tương ứng với kịch bản mô phỏng đã mô tả ở trên.



Hình 3.3: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt lý tưởng

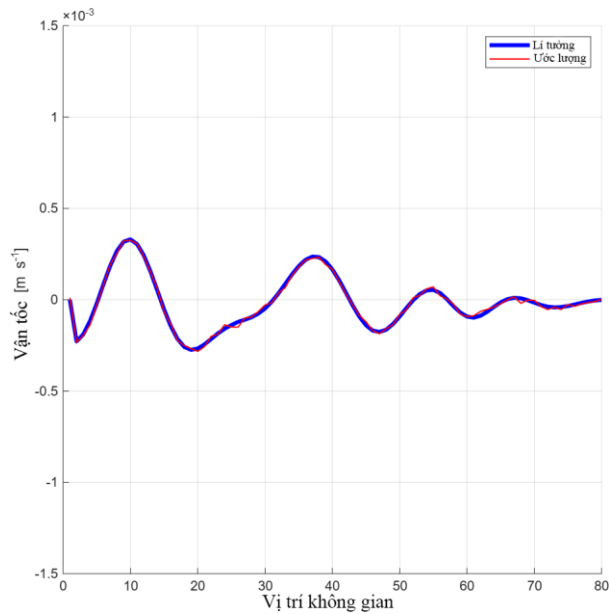
3.4.1. Kết quả mô phỏng với SNR = 29dB

Quá trình lan truyền của sóng trượt trong mô được mô phỏng bằng phương pháp FDTD nhằm tái hiện chính xác đặc tính truyền sóng trong môi trường đàn hồi-nhớt. Từ dữ liệu vận tốc thu được, ảnh mô đàn hồi-nhớt được ước lượng bằng thuật toán LMS/AHI. Sau đó, bộ lọc trung vị được áp dụng để làm mượt kết quả, giảm nhiễu đốm đặc trưng trong ảnh siêu âm trước khi tiến hành kết hợp ảnh CSM từ hai nguồn riêng biệt.

Nguồn phát đặt tại vị trí 1.

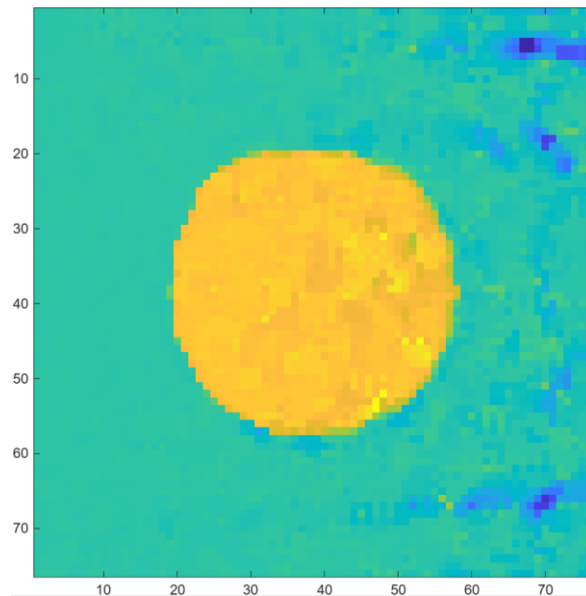
Tại vị trí 1 (40,0), nguồn phát được đặt ở phía bên trái vùng khảo sát, đóng vai trò tạo ra sóng trượt lan truyền theo hướng từ trái sang phải trong môi trường mô. Dạng sóng thu được cho thấy sự hình thành và lan truyền ổn định của sóng trượt, với biên độ vận tốc giảm dần theo khoảng cách lan truyền, phản ánh hiện tượng suy hao năng lượng trong mô đàn hồi nhớt. Trong hình 3.4, đường màu

đồ biểu diễn vận tốc sóng trượt ước lượng được, trong khi đường màu xanh thể hiện giá trị vận tốc lý tưởng. Hai đường đồ thị bám sát nhau ở vùng gần nguồn phát, nhưng biên độ vận tốc của sóng suy giảm khi ra xa nguồn kích thích.



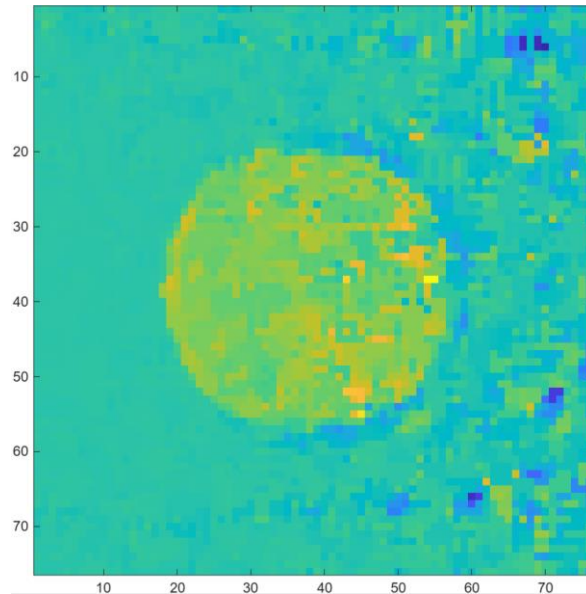
Hình 3.4: Vận tốc sóng trượt từ nguồn phát 1

Giá trị vận tốc sóng trượt tại vị trí 1 được loại bỏ nhiễu ngẫu nhiên và nhiễu đốm trước khi được ước lượng bằng thuật toán AHI. Kết quả thu được là ảnh 2D độ đàn hồi và ảnh 2D độ nhớt (hình 3.5, hình 3.6).



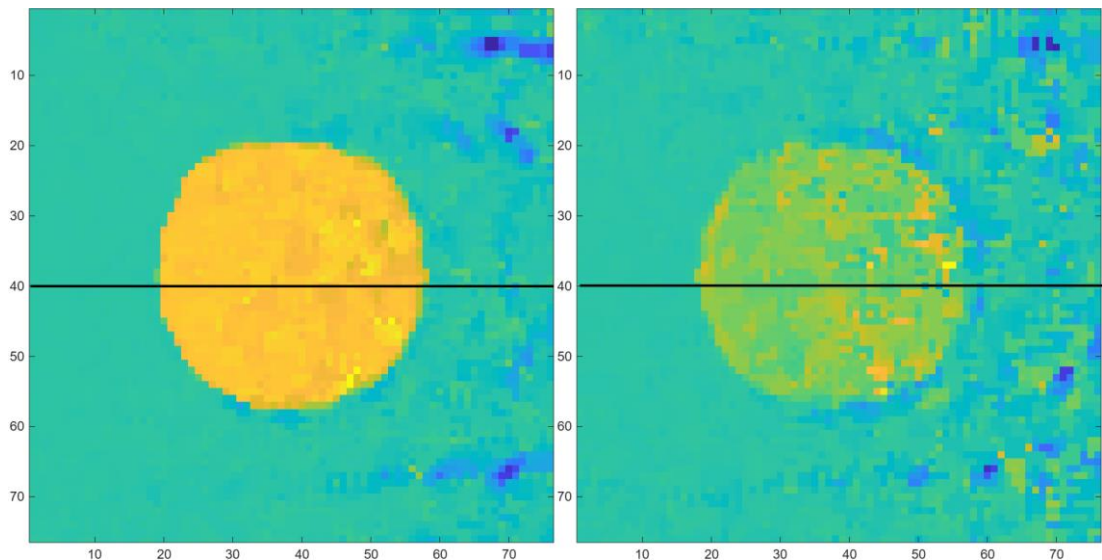
Hình 3.5: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 1

Hình 3.5 ảnh độ đàn hồi tại vị trí 1, Kích thước và hình dạng đều tương ứng với thông số trong bảng 3.2 và hình ảnh lí tưởng (hình 3.3). Mức độ nhiễu tăng dần khi xa nguồn phát.



Hình 3.6: Ảnh độ nhớt tại vị trí 1

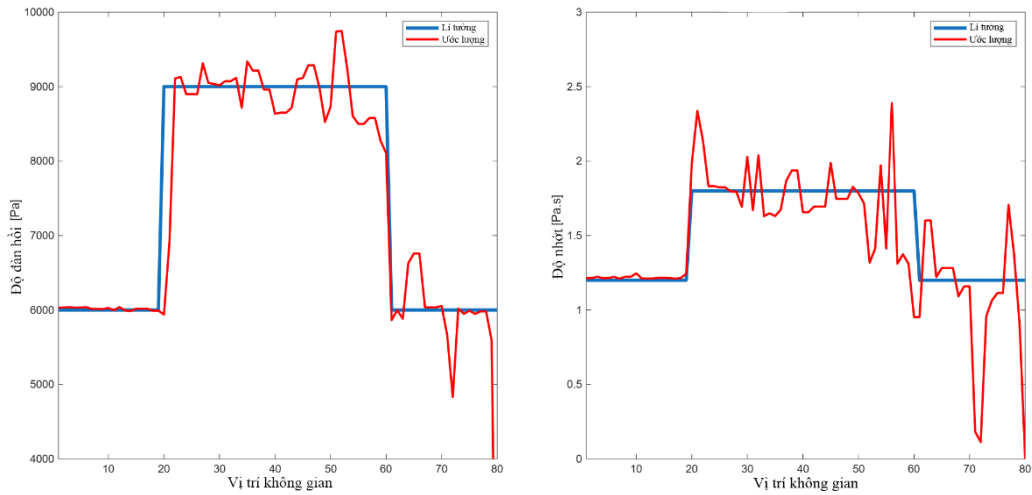
Để quan sát rõ hơn ảnh hưởng của nhiễu, ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40 (hình 3.7), cắt ngang qua chính giữa khối u giúp theo dõi sự thay đổi giá trị độ đàn hồi và độ nhớt.



Hình 3.7: Hàng cắt 40 cắt ngang qua khối u

Trong hình 3.8 là ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40. Với đường màu xanh là giá trị lí tưởng, đường màu đỏ là giá trị ước lượng được. Trong đồ thị này giá trị độ đàn hồi và giá trị độ nhớt ước lượng bám sát đường màu xanh, có

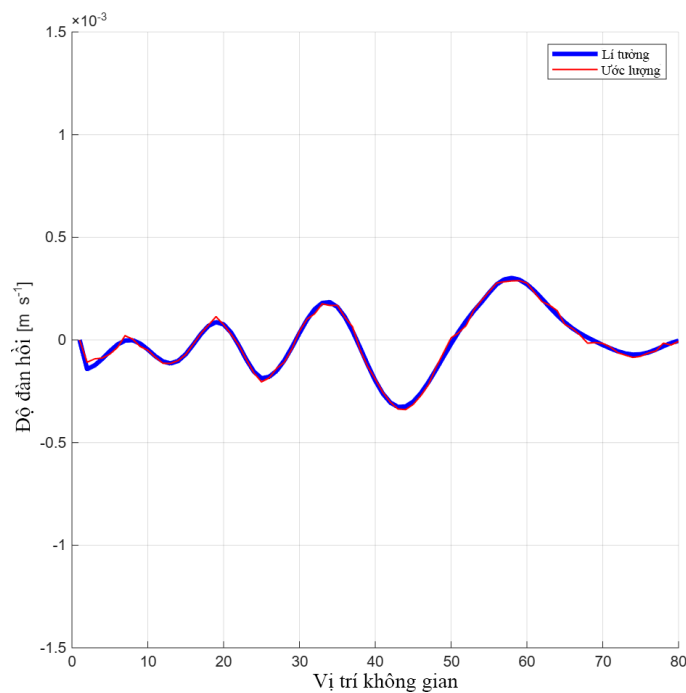
giá trị tương ứng với bảng mô tả kịch bản ở trên, mức độ dao động của đường màu đỏ càng trở nên rõ rệt và xa đường đồ thị lí tưởng khi xa khỏi nguồn phát.



Hình 3.8: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40.

Nguồn phát đặt tại vị trí 2

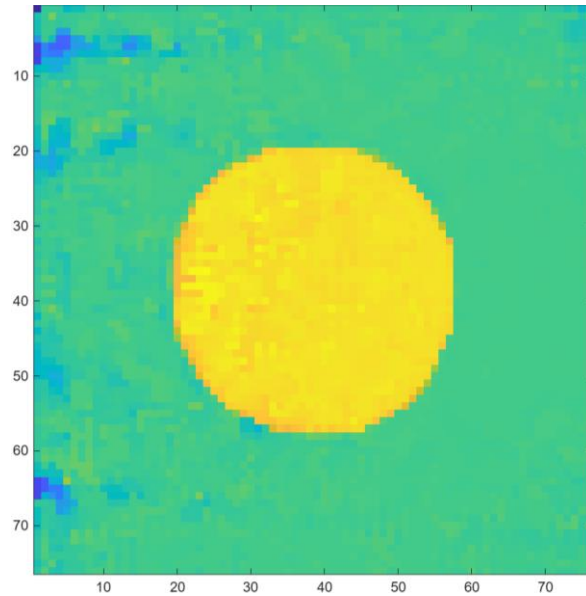
Nguồn phát tại vị trí 2 nằm tại (40,80). Sóng trượt được hình thành và lan truyền về phía bên trái.



Hình 3.9: Vận tốc sóng trượt từ nguồn phát 2

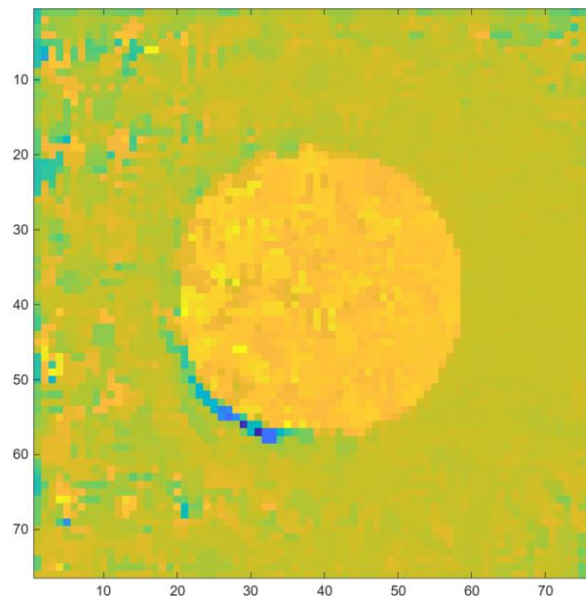
Trong đồ thị vận tốc sóng trượt tại nguồn phát 2. Đường vận tốc sóng trượt ước lượng được bám sát đường đồ thị lí tưởng. Biên độ vận tốc suy giảm dần

khi xa khỏi nguồn phát. Tương tự, áp dụng AHI để ước lượng độ đàn hồi và độ nhớt do nguồn kích thích 2 tạo ra.



Hình 3.10: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 2

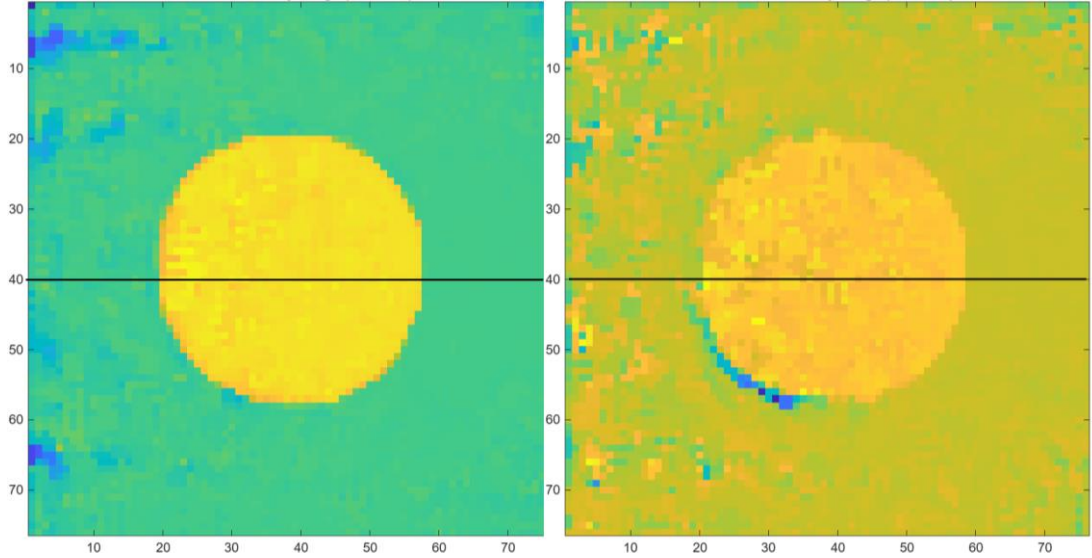
Sau khi dịch chuyển nguồn phát sang vị trí thứ 2, trên ảnh độ đàn hồi (hình 3.10) có thể thấy hình ảnh khối u khá rõ ràng. So với ảnh độ đàn hồi, ảnh độ nhớt thể hiện mức độ rõ nét thấp hơn do sự chênh lệch giá trị giữa mô bệnh và mô lành nhỏ hơn (hình 3.11).



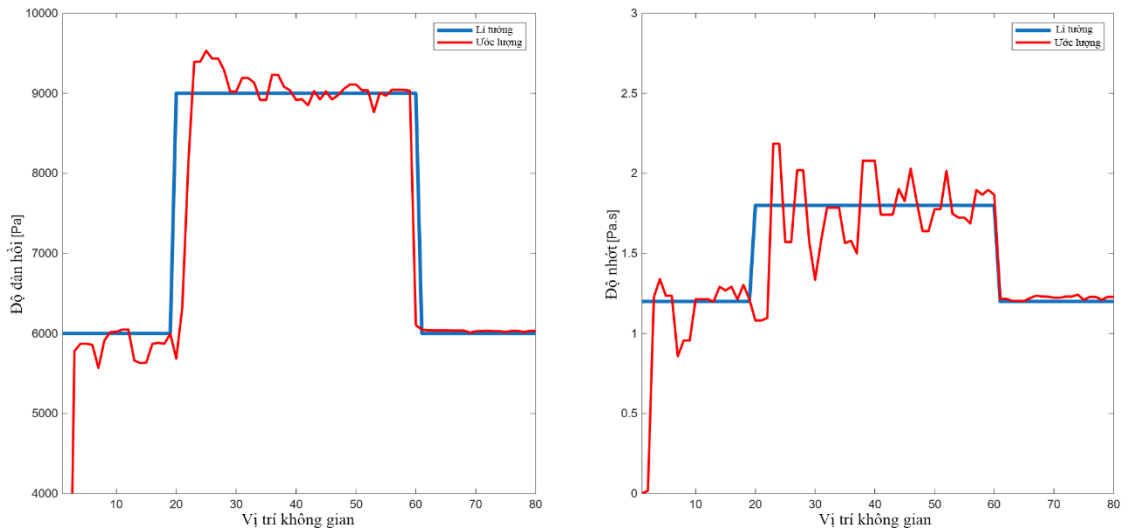
Hình 3.11: Ảnh độ nhớt tại vị trí thứ 2

Ở vùng bên phải khối u, biên ranh giới vẫn được thể hiện khá rõ, tuy nhiên độ sắc nét giảm dần khi di chuyển về phía bên trái, tức là vùng xa nguồn phát thứ hai. Để quan sát rõ hơn sự thay đổi này, hình 3.12 và hình 3.13 trình bày vị

trí hàng cắt 40 cùng với biểu đồ biến thiên giá trị độ đàn hồi và độ nhớt dọc theo đường cắt. Các kết quả cho thấy mức độ suy giảm tín hiệu và dao động giá trị ước lượng tăng lên khi khoảng cách đến nguồn phát lớn hơn, phản ánh đúng ảnh hưởng của suy hao năng lượng sóng trượt trong môi trường mô.



Hình 3.12: Đường cắt 40 ngang qua khối u

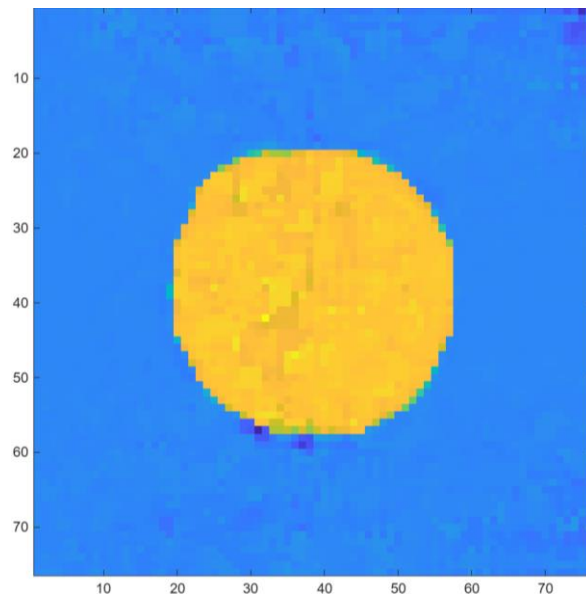


Hình 3.13: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40

Tại mỗi nguồn phát riêng biệt thu được ảnh 2D độ đàn hồi, độ nhớt và ảnh độ đàn hồi, độ nhớt tại hàng 40 củng cố lí thuyết cho thấy sự suy giảm biên độ (năng lượng) vận tốc sóng trượt ảnh hưởng trực tiếp tới độ rõ nét của ảnh ở khu vực xa nguồn kích thích.

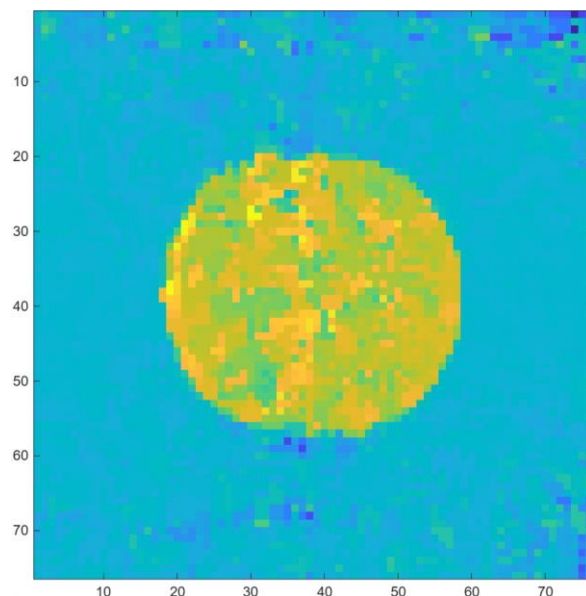
Kết hợp nguồn 1 và nguồn 2

Ảnh 2D độ đàn hồi và 2D độ nhớt từ hai nguồn 1 và nguồn 2 được kết hợp lại, giúp loại bỏ nhiễu ở vùng xa nguồn phát. Kết quả thu được như trong hình 3.14, hình 3.15. Trong hình (hình 3.14) ảnh độ đàn hồi kết hợp cho thấy hình ảnh rõ ràng, giảm thiểu rất nhiều nhiễu so với ảnh độ đàn hồi từ hai nguồn riêng lẻ so với kết quả trong hình 3.5 và hình 3.10.



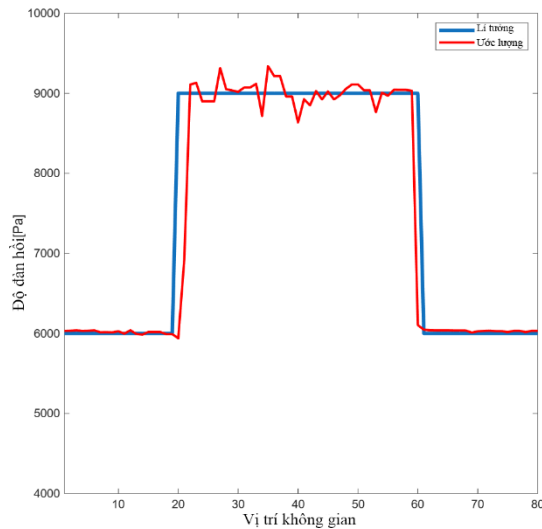
Hình 3.14: Ảnh độ đàn hồi kết hợp với $SNR=29dB$

Trong hình 3.15 cho thấy ảnh độ nhớt kết hợp cải thiện đáng kể so với hai ảnh độ nhớt thành phần ở kết quả hình 3.6 và hình 3.11.



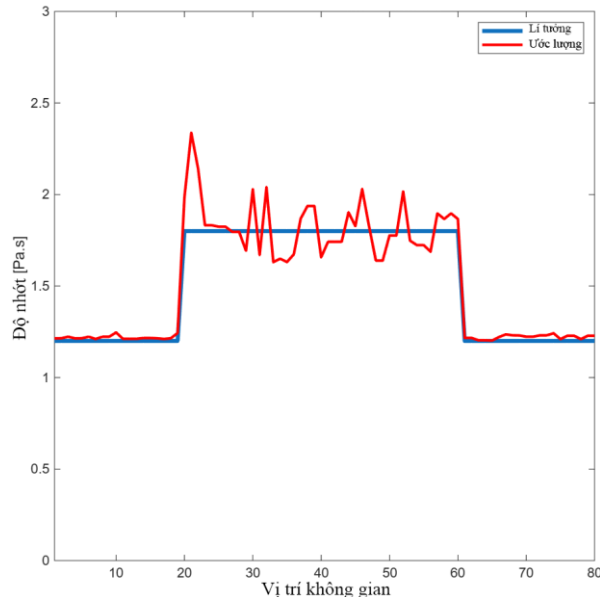
Hình 3.15: Ảnh độ nhớt kết hợp với $SNR=29dB$

Ảnh kết hợp độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40, giúp quan sát rõ hơn hiệu quả việc loại bỏ nhiễu ở vùng xa nguồn phát.



Hình 3.16: Ảnh độ đàn hồi kết hợp tại hàng 40 với $SNR=29dB$

Hình 3.16 cho thấy giá trị độ đàn hồi bám sát đường đồ thị lí tưởng kể cả đối với vùng xa nguồn phát. Kết quả cải thiện nhiều so với độ đàn hồi từ nguồn riêng lẻ. Vùng khối u phản ứng rõ rệt (bảng kích bản 3.2).



Hình 3.17: Ảnh độ nhớt kết hợp tại hàng 40 $SNR=29dB$

Khi quan sát ảnh độ nhớt tại hàng 40 có thể thấy nhiễu xa nguồn cải thiện nhiều (hình 3.17), tuy nhiên tại vùng biên của khối u giá trị ước lượng thu được không bám sát đường lí tưởng như độ đàn hồi, điều này khiến cho đường viền khối u trở nên không rõ nét bằng. Kết quả này do giá trị độ nhớt khối u chênh

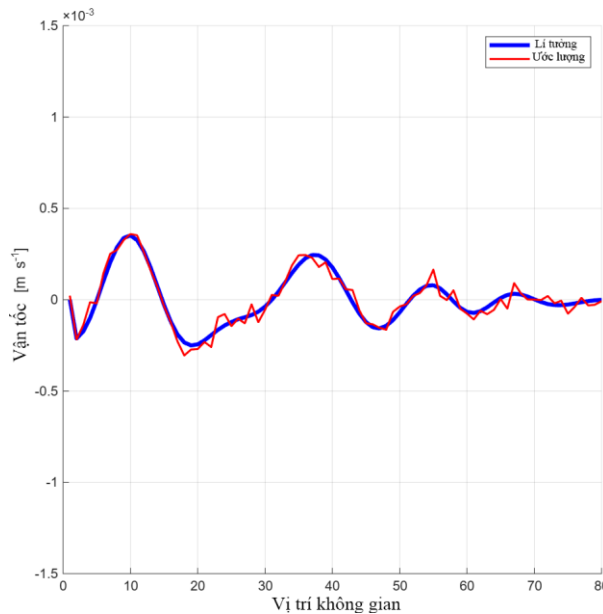
lệch không cao so với đột nhót mô lạnh. Mặc dù vậy kết quả đã cải thiện rất nhiều so với ảnh đột nhót thành phần.

3.4.2. Kết quả mô phỏng với $SNR = 19dB$

Thực nghiệm được tiến hành với giá trị $SNR = 19dB$ nhằm đánh giá mức độ ảnh hưởng của tỷ số tín hiệu trên nhiễu đến kết quả ước lượng thu được. NCS chọn cách tiếp cận giữ nguyên cường độ của tín hiệu gốc và chỉ thay đổi biên độ của nhiễu để điều chỉnh giá trị SNR mong muốn. Cách làm này giúp đảm bảo rằng mọi biến thiên trong kết quả đều xuất phát chủ yếu từ sự thay đổi của nhiễu, thay vì do thay đổi đặc tính của tín hiệu. Khi so sánh giữa hai trường hợp $SNR = 19dB$ và $SNR = 29dB$, có thể nhận thấy rằng mức nhiễu trong trường hợp $SNR = 19dB$ cao hơn, dẫn đến chất lượng tín hiệu thu được bị suy giảm rõ ràng. Điều này cho phép đánh giá về tính ổn định và độ tin cậy của phương pháp khi điều kiện nhiễu thay đổi.

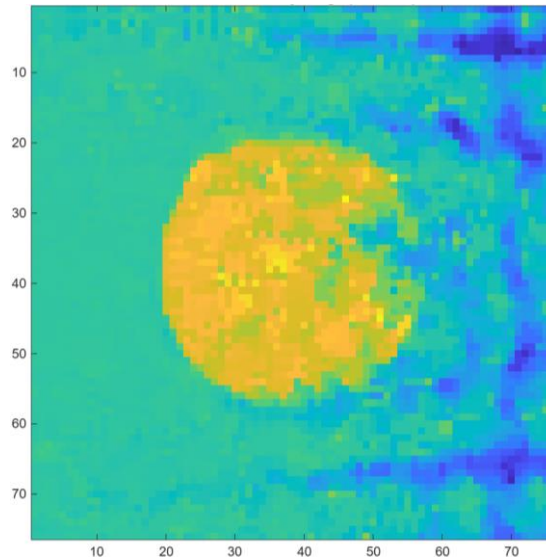
Nguồn phát đặt tại vị trí 1

Với $SNR = 19dB$, nguồn kích thích được đặt tại vị trí (40,0). Sóng trượt lan truyền được thể hiện trong hình 3.18, cho thấy biên độ vận tốc của sóng trượt giảm dần theo không gian lan truyền. So với trường hợp $SNR = 29dB$, đường vận tốc ước lượng trong điều kiện $SNR = 19dB$ xuất hiện nhiều dao động hơn và sai khác rõ rệt so với đường vận tốc lý tưởng.



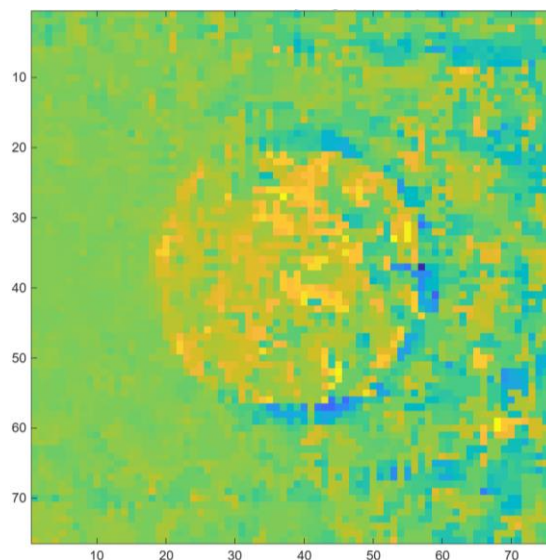
Hình 3.18: Sóng trượt lan truyền tại vị trí 1

Ảnh ước lượng độ đàn hồi tại vị trí nguồn phát thứ nhất (hình 3.19) cho thấy khối u vẫn được tái hiện với hình dạng tương tự kích bản mô phỏng, tuy nhiên nhiều xuất hiện dày đặc hơn, đặc biệt ở vùng xa nguồn phát, thể hiện rõ ảnh hưởng tiêu cực của điều kiện SNR thấp đến chất lượng ảnh đàn hồi.



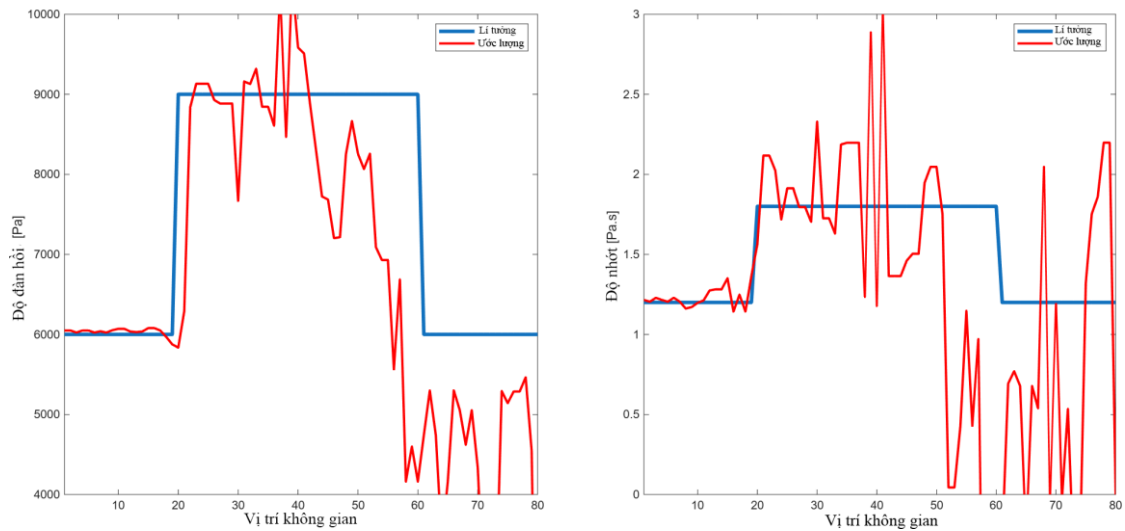
Hình 3.19: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 1

Ảnh độ nhớt tại vị trí 1 (hình 3.20) ước lượng được cho hình dạng, kích thước của khối u. Các vùng biên của khối u xa nguồn xuất hiện nhiều nhiễu.



Hình 3.20: Ảnh độ nhớt tại vị trí 1

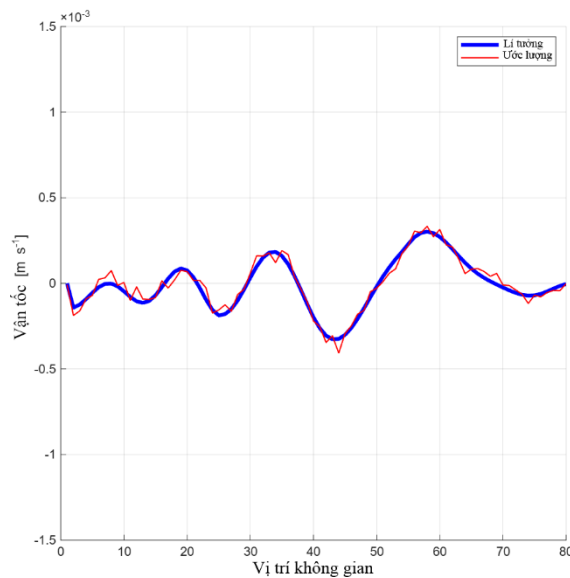
Đồ thị biểu diễn giá trị độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40 cho thấy sự sai lệch đáng kể ở vùng xa nguồn kích thích, phản ánh mức độ ảnh hưởng của nhiễu đến độ chính xác của phép ước lượng. Dù vậy, xu hướng tổng thể vẫn thể hiện đúng sự khác biệt cơ học giữa khối u và mô lành.



Hình 3.21: Ảnh độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40

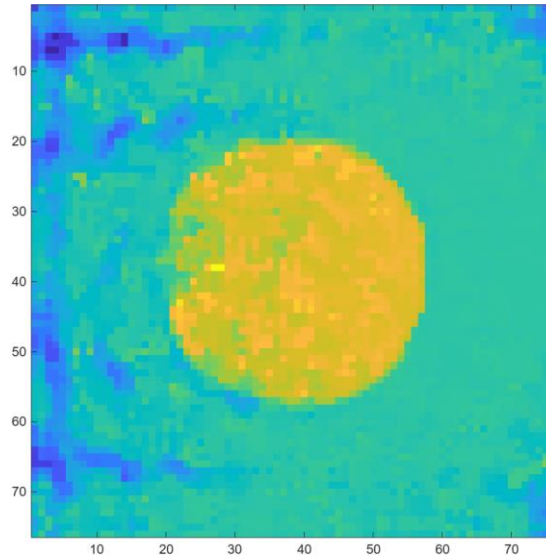
Nguồn phát đặt tại vị trí 2

Hình 3.22 minh họa sự lan truyền của sóng trượt khi nguồn phát được đặt tại vị trí thứ hai. Dạng sóng quan sát được có biên độ vận tốc suy giảm theo không gian. Hướng lan truyền sóng trượt theo chiều từ phải tại vị trí (40,80) sang trái.



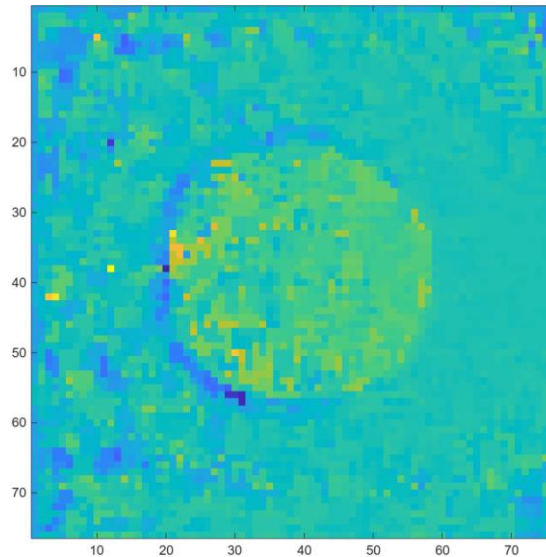
Hình 3.22: Sóng trượt lan truyền tại vị trí 2

Ảnh đàn hồi tại vị trí nguồn phát thứ hai tiếp tục thể hiện được cấu trúc khối u, dù chất lượng hình ảnh suy giảm rõ do nhiễu. Độ tương phản giữa hai vùng mô giảm, song khối u vẫn có thể được phân biệt thông qua vùng có giá trị đàn hồi cao hơn. Kết quả này cho thấy phương pháp vẫn duy trì được tính ổn định tương đối trong điều kiện nhiễu lớn (hình 3.23).



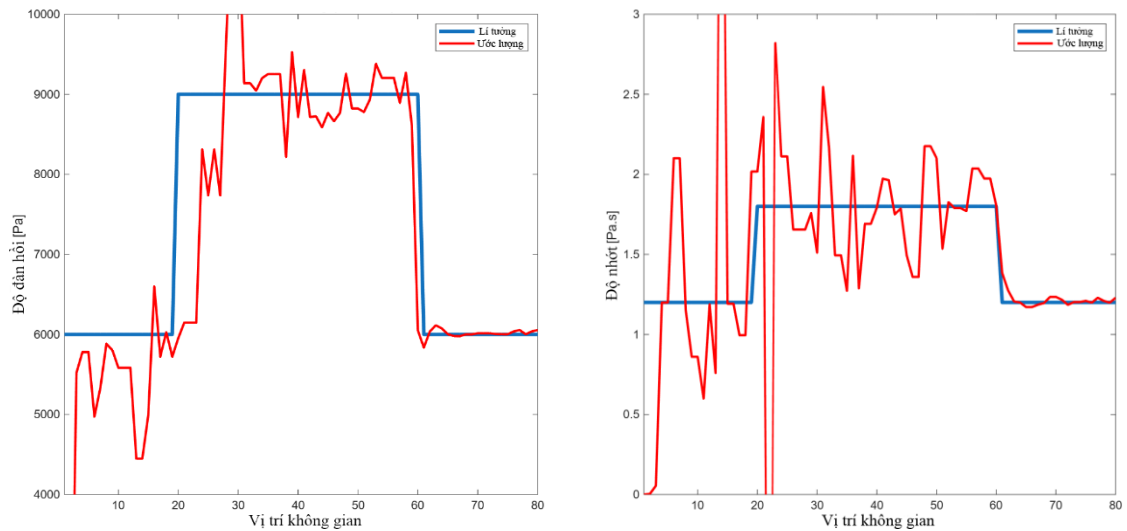
Hình 3.23: Ảnh độ đàn hồi tại vị trí 2

Ảnh độ nhớt ở vị trí 2 cho thấy mức nhiễu nền cao hơn ảnh đàn hồi, biên khối u bị che mờ, dù hình dạng tổng thể khối u vẫn được nhận diện, nhưng độ chuyển tiếp giữa mô bệnh và mô lành không còn rõ ràng, điều này khẳng định việc ước lượng độ nhớt chịu ảnh hưởng mạnh hơn của nhiễu so với độ đàn hồi.



Hình 3.24: Ảnh độ nhớt tại vị trí 2

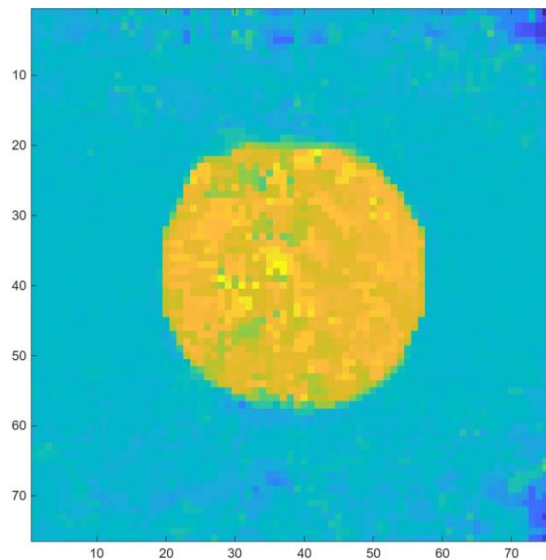
Hình 3.25 biểu thị sự phân bố độ đàn hồi và độ nhớt tại hàng 40. Mức độ dao động rất mạnh của giá trị ước lượng làm giảm độ chính xác tín hiệu, đặc biệt ở vùng xa nguồn phát.



Hình 3.25: Ảnh độ đàn hồi và độ nhót tại hàng 40

Kết hợp nguồn 1 và nguồn 2

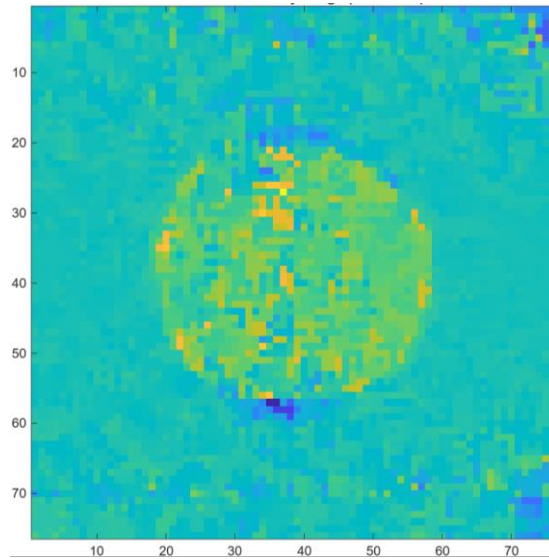
Khi kết hợp ảnh đàn hồi từ hai nguồn phát, chất lượng hình ảnh được cải thiện đáng kể. Nhiễu tại vùng xa được triệt tiêu phần lớn, ranh giới khối u trở nên liền mạch hơn (hình 3.26). Kết quả này chứng minh hiệu quả của kỹ thuật kích thích đa điểm trong việc tăng độ ổn định và khả năng nhận diện mô sâu trong điều kiện tín hiệu yếu.



Hình 3.26: Ảnh độ đàn hồi kết hợp với $SNR=19dB$

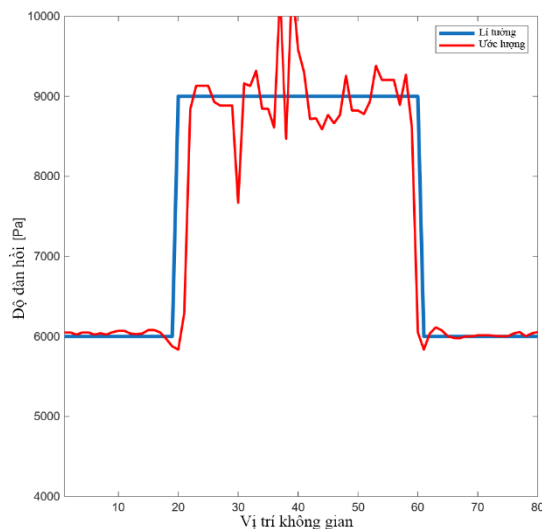
Ảnh độ nhót sau khi kết hợp hai nguồn cho thấy cấu trúc khối u rõ ràng và hài hòa hơn so với hai ảnh riêng lẻ (hình 3.27). Mặc dù một số vùng nhiễu nhỏ vẫn tồn tại, nhưng sự phân tách giữa mô lành và mô bệnh được thể hiện rõ ràng

hơn. Điều này cho thấy phương pháp kết hợp ảnh giúp phục hồi đáng kể thông tin độ nhót bị suy giảm bởi nhiễu.



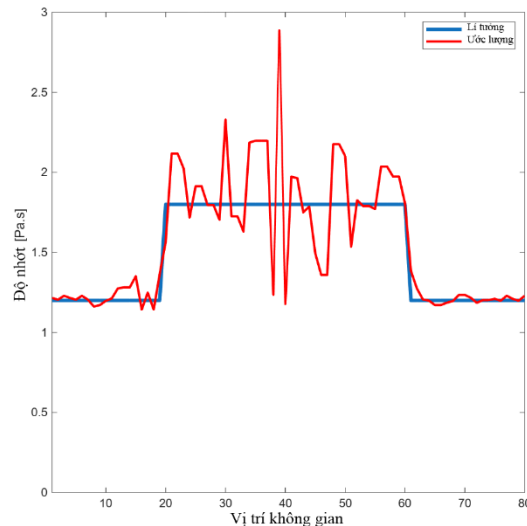
Hình 3.27: Ảnh độ nhót kết hợp với $SNR=19dB$

Hình 3.28 cho thấy giá trị độ đàn hồi sau khi kết hợp hai nguồn phát bám sát hơn với đường lý tưởng so với các trường hợp riêng lẻ. Mức độ dao động giảm, đặc biệt ở vùng xa nguồn kích thích.



Hình 3.28: Ảnh độ đàn hồi kết hợp tại hàng 40 với $SNR=19dB$

Hình 3.29 cho thấy vùng nhiễu dữ dội ở xa nguồn phát đã được khắc phục, củng cố vai trò của phương pháp kích thích đa điểm trong việc tái tạo các thông số nhót trong điều kiện SNR thấp.



Hình 3.29: Ảnh độ nhót kết hợp tại hàng 40 với $SNR=19dB$

Kết quả mô phỏng cho thấy rằng SNR là một yếu tố quan trọng ảnh hưởng trực tiếp đến chất lượng ảnh đàn hồi-nhót của mô. Trong điều kiện $SNR = 29dB$, tín hiệu thu được có độ ổn định cao, biên dạng sóng trượt rõ ràng, ít bị méo dạng, giúp AHI ước lượng chính xác các thông số cơ học. Ảnh độ đàn hồi và độ nhót ở mức SNR này thể hiện biên khối u rõ nét, giá trị ước lượng ổn định và tương đồng với mô hình lý tưởng, phản ánh hiệu quả cao của quy trình xử lý và tái tạo ảnh. Ngược lại, khi SNR giảm xuống $19dB$, nhiễu ngẫu nhiên tăng mạnh gây biến dạng tín hiệu vận tốc và làm suy giảm đáng kể chất lượng ảnh thu được. Các ảnh độ đàn hồi và độ nhót xuất hiện nhiều nền rõ rệt, ranh giới khối u bị mờ, và các giá trị ước lượng dao động lớn hơn, đặc biệt tại vùng xa nguồn phát. Điều này chứng tỏ tính nhạy của thuật toán đối với mức nhiễu, đồng thời nhấn mạnh tầm quan trọng của việc cải thiện tỉ số SNR trong thực tế đo đạc. Tuy nhiên, khi áp dụng phương pháp kích thích đa điểm kết hợp với các bộ lọc, chất lượng ảnh trong điều kiện nhiễu cao đã được cải thiện đáng kể. Ảnh kết hợp từ hai nguồn phát cho thấy sự giảm thiểu nhiễu rõ rệt ở vùng xa, biên khối u được phục hồi, và các giá trị độ đàn hồi-nhót tiến gần hơn với giá trị lý tưởng. Kết quả này đặc biệt hữu ích trong bối cảnh tín hiệu yếu hoặc khảo sát ở vùng mô sâu.

3.5. Đánh giá mức độ tương đồng của ảnh với chỉ số Q-index

Chỉ số Q-index đánh giá mức độ tương đồng giữa hai ảnh dựa trên ba yếu tố quan trọng: độ sáng, độ tương phản và cấu trúc hình ảnh. Đây là những đặc

trung chính phản ánh cách con người cảm nhận thị giác đối với một hình ảnh [101-102]. Giá trị của Q-index nằm trong khoảng $[-1, 1]$, trong đó giá trị $= 1$ biểu thị mức độ tương đồng cao nhất. Với một ảnh lý tưởng kích thước $M \times N$ kí hiệu I và ảnh ước lượng được kí hiệu K , chỉ số Q-index được định nghĩa như sau:

$$Q = \frac{4\sigma_{xy}\bar{x}\bar{y}}{(\sigma_x^2 + \sigma_y^2)(\bar{x}^2 + \bar{y}^2)} \quad (3.1)$$

Trong đó, $\bar{x}$ và $\bar{y}$ là giá trị trung bình đại diện cho độ sáng, phản ánh mức sáng tổng thể của ảnh I và K .

$$\bar{x} = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N I(i, j) \quad (3.2)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N K(i, j) \quad (3.3)$$

σ_x^2 là σ_y^2 là phương sai của hai ảnh I và K , đại diện cho độ tương phản, chỉ ra mức độ biến thiên của cường độ điểm ảnh. Độ tương phản ảnh hưởng đến khả năng phân biệt các chi tiết và biên ranh giới trong ảnh

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{MN-1} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (I(i, j) - \bar{x})^2 \quad (3.4)$$

$$\sigma_y^2 = \frac{1}{MN-1} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (K(i, j) - \bar{y})^2 \quad (3.5)$$

σ_{xy} là hiệp phương sai của ảnh I và K , đại diện cho sự tương quan cấu trúc của ảnh, phản ánh mối liên hệ không gian và hình thái của các vùng trong ảnh. Đây là yếu tố quan trọng trong việc duy trì các đặc trưng hình học và kết cấu mô khi tái tạo ảnh

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{MN-1} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (I(i, j) - \bar{x})(K(i, j) - \bar{y}) \quad (3.6)$$

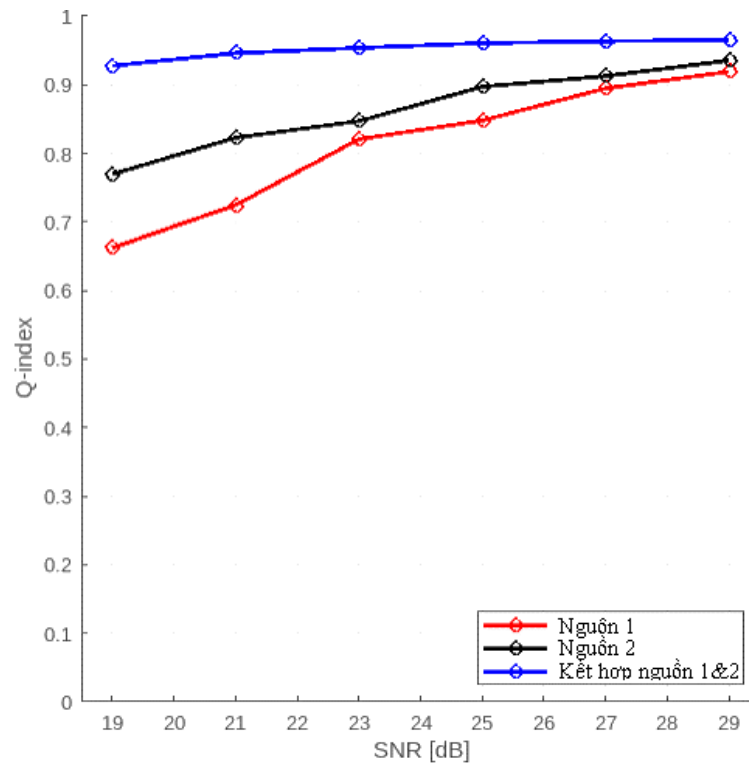
Chỉ số Q-index có khả năng phản ánh toàn diện chất lượng của ảnh gần với cảm nhận thị giác của con người, giúp đánh giá hiệu quả hơn trong các bài toán xử lý và tái tạo ảnh y học, với giá trị của chỉ số Q-Index càng gần bằng 1 thì

hai ảnh càng giống nhau. Trong bảng 3.3, giá trị Q-index độ đàn hồi và độ nhót với 6 mức SNR, với Q_{dh_n1} , Q_{dh_n2} , Q_{dh_kh} lần lượt là giá trị Q-index của độ đàn hồi tại nguồn phát 1, nguồn phát 2 và kết hợp. Q_{nh_n1} , Q_{nh_n2} , Q_{nh_kh} là Q-index ảnh độ nhót tại vị trí 1, 2 và kết hợp

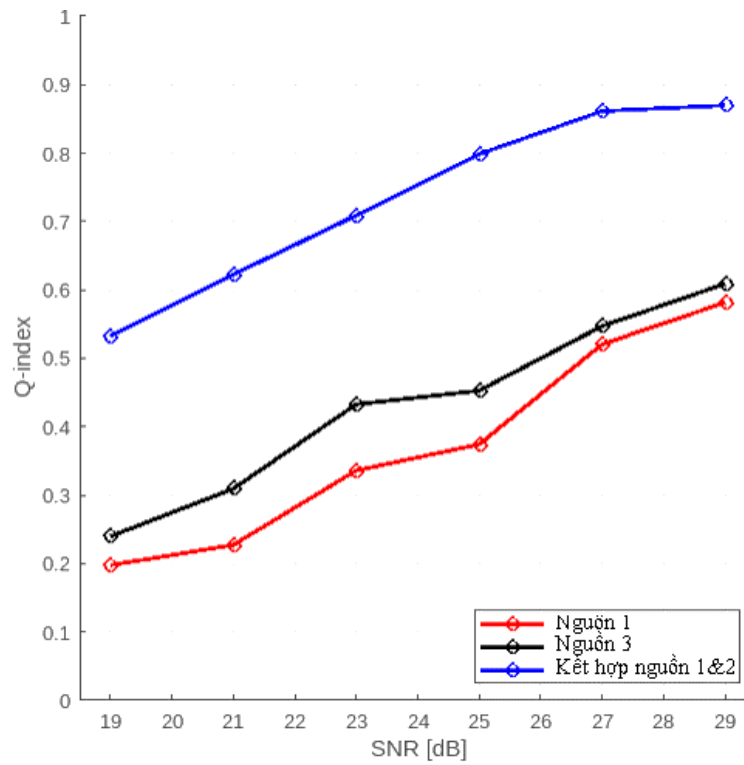
Bảng 3.3: Bảng giá trị Q-Index độ đàn hồi và độ nhót

SNR/dB	Q_{dh_n1}	Q_{dh_n2}	Q_{dh_kh}	Q_{nh_n1}	Q_{nh_n2}	Q_{nh_kh}
19	0.662	0.769	0.927	0.198	0.24	0.532
21	0.725	0.823	0.946	0.227	0.309	0.622
23	0.821	0.847	0.954	0.336	0.433	0.709
25	0.848	0.897	0.961	0.375	0.453	0.798
27	0.895	0.913	0.963	0.521	0.547	0.861
29	0.919	0.935	0.965	0.582	0.609	0.87

Trong hình 3.30 và 3.31, là đường đồ thị biểu thị sự thay đổi của chỉ số Q-index với giá trị SNR của ảnh độ đàn hồi và ảnh độ nhót. Các đường đồ thị màu xanh, đen và đỏ lần lượt là đường đồ thị giá trị Q-index của ảnh từ hai nguồn kết hợp, ảnh từ nguồn 2 và ảnh từ nguồn 1. Đường đồ thị màu xanh luôn nằm trên và tiệm cận giá trị 1 hơn so với hai đường còn lại, điều này có nghĩa ảnh độ đàn hồi và ảnh độ nhót được kết hợp từ hai nguồn có độ tương đồng với ảnh lí tưởng hơn so với ảnh từ các nguồn thành phần.



Hình 3.30: Giá trị Q-index cho ảnh độ đàn hồi



Hình 3.31: Giá trị Q-index cho ảnh độ nhớt

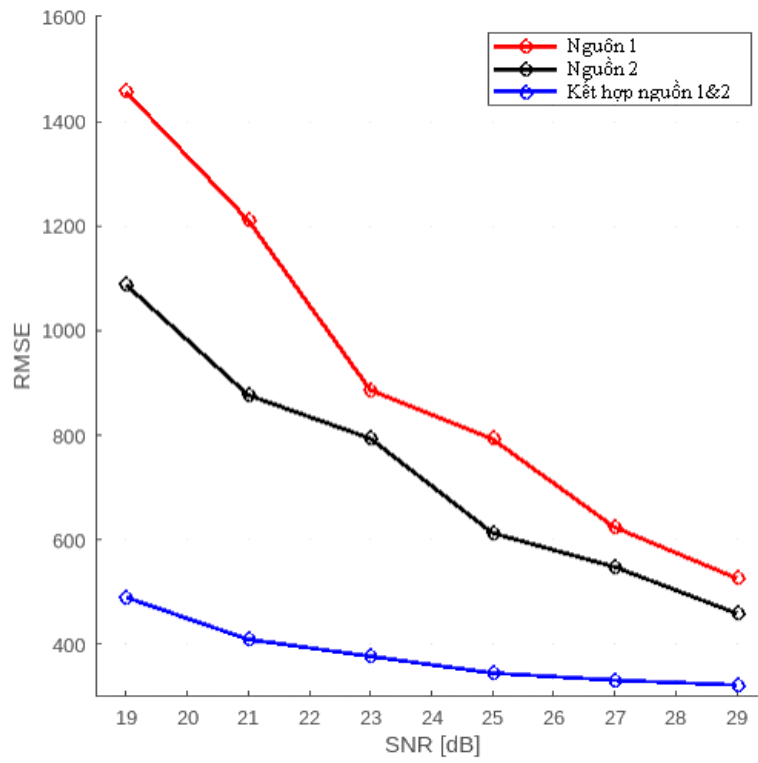
3.6. Đánh giá hiệu quả xử lý ảnh với chỉ số RMSE

Ngoài chỉ số Q-index, để đánh giá sự tương đồng và hiệu quả của phương pháp với ảnh ước lượng sau xử lý và ảnh lí tưởng dựa trên chỉ số RMSE, phương pháp được đề cập trong mục 2.5. Cụ thể bảng kết quả giá trị RMSE độ đàn hồi và độ nhót tương ứng với 6 mức SNR (bảng 3.4) với R_{dh_n1} , R_{dh_n2} , R_{dh_kh} lần lượt là giá trị RMSE ảnh độ đàn hồi tại vị trí nguồn phát 1, nguồn phát 2 và giá trị RMSE ảnh độ đàn hồi kết hợp từ hai nguồn phát. Tương tự R_{nh_n1} , R_{nh_n2} , R_{nh_kh} lần lượt là giá trị RMSE ảnh độ nhót tại vị trí nguồn phát 1, nguồn phát 2 và giá trị RMSE ảnh độ nhót kết hợp từ hai nguồn phát

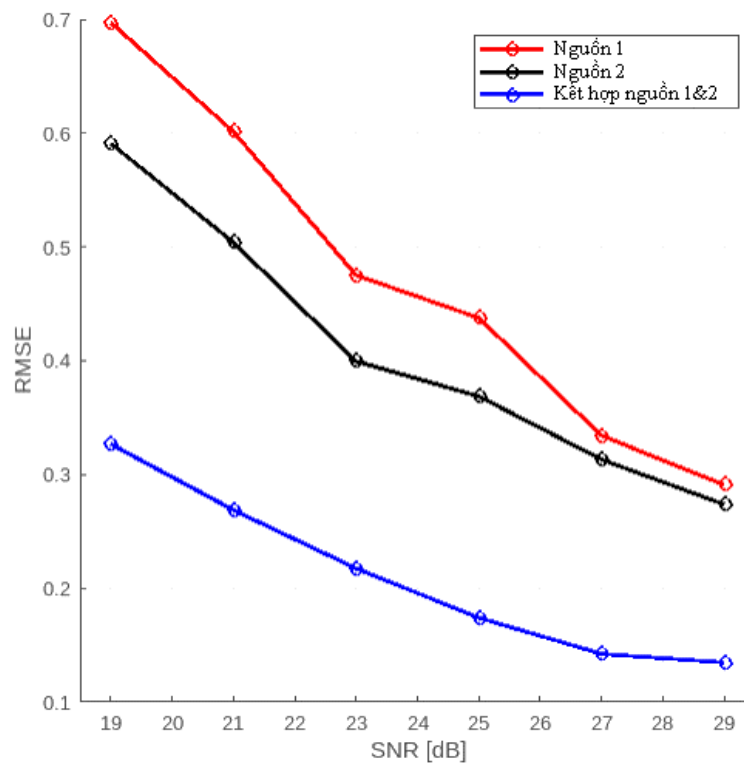
Bảng 3.4: Bảng giá trị RMSE của độ đàn hồi và độ nhót

SNR/dB	R_{dh_n1}	R_{dh_n2}	R_{dh_kh}	R_{nh_n1}	R_{nh_n2}	R_{nh_kh}
19	1456.4	1087.7	490.6	0.6971	0.5911	0.3269
21	1211	876.9	410.1	0.6013	0.5039	0.269
23	886.5	794.1	377.7	0.4751	0.3996	0.2176
25	793.1	613.5	345.8	0.4376	0.3688	0.1743
27	624.2	548.8	332.2	0.3343	0.3133	0.1425
29	527.1	459.6	323	0.2911	0.2738	0.1349

Trong hình 3.32 và hình 3.33 dễ dàng nhận thấy đường đồ thị giá trị RMSE từ ảnh độ đàn hồi và độ nhót kết hợp từ hai nguồn (đường màu xanh) luôn nằm dưới, có giá trị nhỏ hơn so với hai đường đồ thị RMSE từ hai nguồn riêng lẻ (đường đồ thị màu đen và màu đỏ) điều đó có nghĩa với chỉ số RMSE cho thấy ảnh kết hợp từ hai nguồn riêng lẻ có sự tương đồng với ảnh lí tưởng hơn so với ảnh độ đàn hồi và ảnh độ nhót từ hai nguồn riêng biệt.



Hình 3.32: Giá trị RMSE cho ảnh độ đàn hồi



Hình 3.33: Giá trị RMSE cho ảnh độ nhớt

3.7. So sánh với nghiên cứu của Xufei Chen

Trong nghiên cứu của Xufei Chen [103], tác giả tập trung giải quyết bài toán suy giảm tỷ số tín hiệu trên nhiễu (SNR) của tín hiệu sóng trượt trong Shear Wave Elastography, đặc biệt khi năng lượng kích thích thấp hoặc khi khảo sát ở vùng sâu của mô. Sóng trượt được tạo ra bằng ARF với xung kích thích có tần số trung tâm 4.5 MHz và độ dài 1500 chu kỳ, sau đó vận tốc hạt theo trục Vz được ước lượng từ dữ liệu IQ. Do SNR giảm khi sóng suy hao theo khoảng cách hoặc khi giảm năng lượng kích thích, tác giả đề xuất một mạng học sâu 3D đa độ phân giải (MRCNN) nhằm đồng thời ước lượng và khử nhiễu tín hiệu Vz. Mạng được huấn luyện bằng cách sử dụng dữ liệu tham chiếu có chất lượng cao tạo từ 45 lần thu plane-wave compounding với nhiều góc và tần số khác nhau, trong khi dữ liệu đầu vào chỉ là một lần thu đơn với năng lượng thấp hơn. Kết quả cho thấy phương pháp này có thể cải thiện chất lượng tín hiệu, với SNR tăng khoảng 4.47 dB, đồng thời nâng cao độ tương phản của bản đồ độ đàn hồi thông qua các chỉ số như CNR và RMSE. Tuy nhiên, phương pháp này phụ thuộc vào quy trình thu dữ liệu huấn luyện phức tạp, đòi hỏi nhiều lần phát sóng phẳng và chi phí tính toán lớn; hơn nữa, do bản chất học dựa trên dữ liệu, mô hình có thể gặp hiện tượng làm mờ quá mức, làm sai lệch biên và cấu trúc tín hiệu, hoặc tái tạo các chi tiết không tồn tại trong dữ liệu gốc. Ngoài ra, phương pháp chủ yếu dừng ở việc cải thiện ước lượng vận tốc để xây dựng ảnh độ đàn hồi, chưa khai thác các đặc tính cơ học khác như độ nhớt.

So với cách tiếp cận này, nghiên cứu của NCS sử dụng hai nguồn kích thích cơ học bằng kim rung để tạo sóng trượt trực tiếp trong mô. Phương pháp này cho phép điều khiển trực tiếp và linh hoạt cả vị trí lẫn cường độ kích thích, do vị trí nguồn sóng được xác định bởi đầu kim và biên độ dao động có thể điều chỉnh thông qua hệ truyền động, trong khi lực kích thích trong ARF phụ thuộc vào nhiều yếu tố như tiêu điểm chùm siêu âm và suy hao trong mô. Nhờ đó, sóng trượt tạo ra có biên độ lớn hơn và ổn định hơn, đặc biệt ở vùng sâu. Kết hợp với các kỹ thuật xử lý tín hiệu như bộ lọc định hướng, LMS và trung vị, phương pháp đề xuất có thể giảm nhiễu trực tiếp trên dữ liệu vận tốc mà không phụ thuộc vào quá trình huấn luyện, từ đó hạn chế các sai lệch do học máy gây ra. Quan trọng hơn, từ dữ liệu vận tốc thu được, phương pháp của NCS đề xuất

cho phép tái tạo đồng thời ảnh độ đàn hồi và ảnh độ nhót, cung cấp mô tả đầy đủ hơn về tính chất đàn hồi-nhót của mô so với phương pháp của Chen.

3.8. Kết luận chương 3

Trong nghiên cứu này, NCS đề xuất một giải pháp nhằm nâng cao chất lượng ảnh đàn hồi và nhót, đặc biệt tại các vùng mô sâu. Do quá trình chụp ảnh sử dụng hai điểm kích thích nên thời gian xử lý dài hơn so với chỉ sử dụng một nguồn kích thích. Thời gian mô phỏng tổng thể cũng phụ thuộc vào cấu hình hệ thống: trên máy tính cá nhân (Intel Core i7-1065G7, CPU 1.3 GHz, RAM 8 GB, không có GPU rời), quá trình xử lý mất khoảng 3 phút, trong khi trên MATLAB Online giảm còn khoảng 1 phút – vẫn ở mức chấp nhận được so với nghiên cứu tham khảo [104]. Kết quả cho thấy phương pháp đề xuất là khả thi và mang lại cải thiện đáng kể, được xác nhận qua cả đánh giá định tính và định lượng. Dựa trên các chỉ số RMSE và Q-index, ảnh kết hợp cho chất lượng cao hơn ngay cả tại những vùng xa nguồn kích thích.

Tại SNR =27, ảnh độ nhót thu được từ hai nguồn kích thích đạt RMSE = 0,1425, thấp hơn rõ rệt so với nguồn 1 (0,3133) và nguồn 2 (0,3343). Tương tự, ảnh độ đàn hồi đạt RMSE = 332,212 so với 548,77 và 624,25 từ từng nguồn riêng lẻ. Như vậy, ảnh kết hợp luôn thể hiện RMSE tốt hơn so với ảnh đơn nguồn. Đối với chỉ số Q-index, ảnh độ đàn hồi kết hợp đạt 0,963, cao hơn 0,894 (nguồn 1) và 0,912 (nguồn 2). Ảnh độ nhót kết hợp đạt 0,861, trong khi hai nguồn riêng chỉ đạt 0,52 và 0,54. Những kết quả này khẳng định việc kết hợp dữ liệu từ hai nguồn kích thích giúp cải thiện chất lượng ảnh.

Nhìn lại toàn bộ quá trình nghiên cứu, hai chương đóng góp tạo thành một lộ trình phát triển nhất quán và có chủ đích: Chương 2 giải quyết bài toán chất lượng ảnh ở tầng xử lý tín hiệu và tái tạo, còn Chương 3 nâng vấn đề lên tầng cơ chế thu nhận dữ liệu. Hai hướng tiếp cận này không tách rời mà bổ trợ lẫn nhau: kết quả khử nhiễu của Chương 2 chính là tiền đề để chuỗi xử lý hoạt động hiệu quả trên dữ liệu đa nguồn của Chương 3. Sự kế thừa và mở rộng có hệ thống này tạo thành một khung phương pháp hoàn chỉnh cho bài toán tạo ảnh đàn hồi–nhót trong điều kiện mô phức tạp, làm cơ sở cho các kết luận chung được trình bày ở phần tiếp theo.

KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN

KẾT LUẬN

Trong luận án này, nghiên cứu sinh đã nghiên cứu và phát triển các phương pháp ước lượng mô đun trượt phức của mô mềm dựa trên trường vận tốc sóng trượt trong ảnh siêu âm đàn hồi mô. Trọng tâm của luận án là giải quyết các hạn chế thường gặp trong quá trình tái tạo ảnh đàn hồi–nhớt, đặc biệt là ảnh hưởng của nhiễu đo, sóng phản xạ và sự suy giảm năng lượng sóng trượt trong môi trường mô không đồng nhất và vùng mô sâu.

Trên cơ sở mô hình hóa lan truyền sóng trượt và mô phỏng số bằng phương pháp sai phân hữu hạn trong miền thời gian, luận án đã xây dựng và đánh giá các phương pháp xử lý tín hiệu nhằm nâng cao độ ổn định của phép nghịch đảo Helmholtz trong bài toán ước lượng mô đun trượt phức. Các kết quả mô phỏng cho thấy những phương pháp đề xuất giúp cải thiện đáng kể chất lượng ảnh đàn hồi–nhớt và giảm sai số ước lượng các tham số cơ học của mô trong các điều kiện nhiễu khác nhau. Thông qua các kịch bản mô phỏng, luận án đã làm rõ mối liên hệ giữa chất lượng vận tốc sóng trượt, chiến lược xử lý tín hiệu và độ tin cậy của ảnh đàn hồi–nhớt thu được. Những kết quả này cho thấy hướng tiếp cận của luận án có khả năng khắc phục hiệu quả các hạn chế của các phương pháp ước lượng truyền thống, đặc biệt trong các môi trường mô phức tạp và vùng khảo sát sâu.

Những đóng góp khoa học của luận án

Nhận định tổng quát

Các đóng góp của luận án không nhằm xây dựng một mô hình vật lý hoàn toàn mới, mà tập trung vào việc tích hợp và tối ưu hóa các công cụ vật lý, toán học và xử lý tín hiệu hiện có nhằm nâng cao độ chính xác và độ ổn định của ảnh đàn hồi–nhớt trong các điều kiện mô phức tạp. Những kết quả đạt được cho thấy luận án có giá trị khoa học và tiềm năng ứng dụng thực tiễn trong lĩnh vực siêu âm đàn hồi mô.

HẠN CHẾ CỦA NGHIÊN CỨU

Mặc dù các phương pháp đề xuất đã đạt được kết quả tích cực trong việc cải thiện chất lượng ảnh đàn hồi–nhớt, luận án vẫn còn một số hạn chế nhất định.

Thứ nhất, các kết quả trong luận án được xây dựng và đánh giá trên dữ liệu mô phỏng, với các điều kiện nhiễu được kiểm soát. Điều này đồng nghĩa với việc phương pháp chưa được kiểm chứng trong môi trường thực, nơi xuất hiện thêm các yếu tố phức tạp như nhiễu sinh lý, tính dị hướng của mô và sự khác biệt đặc tính giữa các thiết bị siêu âm. Do đó, độ chính xác của phương pháp đề xuất trong điều kiện thực tế cần được đánh giá thêm trên phantom vật lý và dữ liệu lâm sàng trong các nghiên cứu tiếp theo.

Thứ hai, mô hình lan truyền sóng trượt và quy trình ước lượng mô đun trượt phức được thực hiện trong không gian hai chiều. Đây là giả thiết đơn giản hóa so với cấu trúc ba chiều của mô sinh học thực tế, đặc biệt khi khối u có hình thái phức tạp và phân bố không gian không đều. Cụ thể, mô hình 2D bỏ qua thành phần năng lượng sóng trượt theo trục thứ ba, do đó chưa mô tả đầy đủ hiện tượng suy giảm biên độ trong không gian thực. Ngoài ra, các hiện tượng phản xạ và tán xạ tại ranh giới mô trong không gian 3D phức tạp hơn đáng kể so với giả thiết phẳng trong 2D, có thể ảnh hưởng đến độ chính xác của ảnh đàn hồi–nhớt khi chuyển sang ứng dụng thực tế. Việc mở rộng sang mô hình 3D, trong đó trường vận tốc sóng trượt được ước lượng theo cả ba hướng không gian, là hướng phát triển tiếp theo được xác định trong luận án.

Thứ ba, mặc dù phương pháp kích thích hai điểm giúp cải thiện SNR ở vùng mô sâu, việc kích thích tuần tự làm tăng thời gian đo và đòi hỏi độ chính xác cao trong định vị nguồn kích thích, đồng thời phương pháp này dễ bị ảnh hưởng bởi chuyển động mô, làm giảm độ tin cậy của kết quả trong điều kiện lâm sàng thực tế. Để khắc phục, một số giải pháp thực tế có thể được áp dụng: thứ nhất, tối ưu hóa giữa các khoảng thời gian kích thích nhằm rút ngắn thời gian chờ giữa các lần đo; thứ hai, tận dụng ảnh B-mode sẵn có trên máy siêu âm để hỗ trợ xác định vị trí kích thích một cách trực quan trước khi tiến hành đo; thứ ba, đồng bộ thời điểm đo với pha ổn định của chu kỳ hô hấp để hạn chế ảnh hưởng của chuyển động mô lên tín hiệu thu nhận. Các giải pháp này không đòi hỏi thay đổi phần cứng thiết bị và có tính khả thi cao trong điều kiện lâm sàng, và sẽ được nghiên cứu, đánh giá cụ thể trong giai đoạn phát triển tiếp theo của luận án.

HƯỚNG PHÁT TRIỂN

Mặc dù luận án đã đạt được các kết quả nhất định trong việc cải thiện chất lượng ảnh siêu âm đàn hồi-nhớt thông qua ước lượng mô đun trượt phức của mô mềm, vẫn còn một số vấn đề cần tiếp tục được nghiên cứu và hoàn thiện nhằm nâng cao hơn nữa tính tổng quát và khả năng ứng dụng thực tiễn của phương pháp đề xuất. Các hướng nghiên cứu tiếp theo được kiến nghị như sau:

Mở rộng sang bài toán ba chiều (3D):

Phát triển mô hình đo và ước lượng vận tốc sóng trượt theo ba hướng không gian (x, y, z), từ đó tái tạo ảnh mô đun trượt phức dạng thể tích. Hướng nghiên cứu này cho phép mô tả đầy đủ hơn cấu trúc không gian của mô sinh học, cũng như hình dạng và thể tích của khối u, góp phần nâng cao giá trị chẩn đoán so với ảnh 2D truyền thống.

Kiểm chứng trên dữ liệu thực nghiệm và lâm sàng:

Áp dụng phương pháp đề xuất trên các bộ dữ liệu thực nghiệm, bao gồm phantom và dữ liệu lâm sàng, nhằm đánh giá độ tin cậy, khả năng phân biệt mô lành và mô bệnh trong điều kiện đo thực tế. Đồng thời, việc so sánh giữa kết quả mô phỏng và dữ liệu thực sẽ giúp hiệu chỉnh các giả thiết mô hình, cũng như điều chỉnh tham số xử lý tín hiệu phù hợp với đặc tính của các hệ thống siêu âm khác nhau.

Tăng cường khả năng loại bỏ nhiễu:

Nghiên cứu kết hợp thêm các dạng nguồn kích thích khác, bên cạnh kích thích cơ học hiện tại, nhằm cải thiện chất lượng trường sóng trượt thu được. Việc kết hợp các nguồn kích thích khác nhau với các bộ lọc xử lý tín hiệu (LMS, trung vị, định hướng) có thể góp phần tăng cường khả năng giảm nhiễu, đặc biệt trong vùng mô sâu và trong môi trường mô không đồng nhất có khối u.

DANH MỤC CÔNG TRÌNH CÔNG BỐ LIÊN QUAN ĐẾN LUẬN ÁN
TẠP CHÍ KHOA HỌC

[CT1]	Quang-Hai Luong, Nguyen Sy Hiep , Duc-Nghia Tran, Duc-Tan Tran, “Improving tissue elastography image quality using multi-position shear wave stimulation and LMS/AHI-based filtering”, Results in Engineering, Volume 27, 2025, 107012, ISSN 2590-1230, https://doi.org/10.1016/j.rineng.2025.107012 . (Tập chí Q1)
[CT2]	N. Sy Hiep , D.-N. Tran, V. K. Solanki, D.-T. Tran, and Q. H. Luong, “Enhancing 2D elasticity and viscosity images: A denoising approach for reflected and random noise removal”, Ingeniería Solidaria, vol. 21, no. 3, pp. 1–18, Feb. 2026, doi: 10.16925/2357-6014.2025.03.02. (ESCI)
[CT3]	Nguyen Sy Hiep , Luong Quang Hai, Tran Duc Tan, Pham Van Tang, Tran Duc Nghia*, Improving the quality of deep-tissue elastography imaging: A Kelvin–Voigt model-based and multi-point denoising approach, Journal of Military Science and Technology, vol. 110 (2026), pp. 34-44, Apr. 2026, DOI: https://doi.org/10.54939/1859-1043.j.mst.110.2026.34-44

HỘI NGHỊ KHOA HỌC

[CT4]	Hiep, N.S. , Hai, L.Q., Nghia, T.D., Tan, T.D. (2023). Evaluating the Improvement in Shear Wave Speed Estimation Affected by Reflections in Tissue. In: Nguyen, T.D.L., Verdú, E., Le, A.N., Ganzha, M. (eds) Intelligent Systems and Networks. ICISN 2023. Lecture Notes in Networks and Systems, vol 752. Springer, Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-99-4725-6_54 (Scopus)
[CT5]	Hiep, N.S. , Nghia, T.D., Hai, L.Q., Thuong, V.T., Prakash, K.B., Tan, T.D. (2024). Enhancing Shear Wave Estimation Through Directional and Kalman Filters for Noise Reduction. In: E. Balas,

	V., Prakash, K.B., Varma, G.P.S. (eds) Proceedings of the International Conference on Internet of Everything and Quantum Information Processing. IEQIP 2023. Lecture Notes in Networks and Systems, vol 1029. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-61929-8_24 (Scopus)
[CT6]	Q. H. Luong, S. -H. Nguyen , D. -N. Tran, C. M. Nguyen and D. -T. Tran, "Viscoelastic Estimation of Soft Tissue in the Presence of Gaussian and Reflection Noises Impacting Shear Wave Propagation," 2023 12th International Conference on Control, Automation and Information Sciences (ICCAIS), Hanoi, Vietnam, 2023, pp. 622-627, doi: 10.1109/ICCAIS59597.2023.10382326. (Scopus)
[CT7]	Q. H. Luong, D. -N. Tran, N. S. Hiep , L. S. Cong and D. -T. Tran, "Enhancing Shear Wave Propagation Analysis in Tissue with Directional Filtering of Reflected Waves," 2024 Asia Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA ASC), Macau, Macao, 2024, pp. 1-6, doi: 10.1109/APSIPAASC63619.2025.10848844. (Scopus)

DANH MỤC TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Bray F, Laversanne M, Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Soerjomataram I, Jemal A. Global cancer statistics 2022: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin*. 2024 May-Jun;74(3):229-263. doi: 10.3322/caac.21834.
- [2] Anand P, Kunnumakkara AB, Sundaram C, Harikumar KB, Tharakan ST, Lai OS, Sung B, Aggarwal BB. Cancer is a preventable disease that requires major lifestyle changes. *Pharm Res*. 2008 Sep;25(9):2097-116. doi: 10.1007/s11095-008-9661-9.
- [3] Sharman R, Harris Z, Ernst B, Mussallem D, Larsen A, Gowin K. Lifestyle Factors and Cancer: A Narrative Review. *Mayo Clin Proc Innov Qual Outcomes*. 2024 Mar 4;8(2):166-183. doi: 10.1016/j.mayocpiqo.2024.01.004.
- [4] Chen S, Cao Z, Prettnner K, et al. Estimates and Projections of the Global Economic Cost of 29 Cancers in 204 Countries and Territories From 2020 to 2050. *JAMA Oncol*. 2023;9(4):465–472. doi:10.1001/jamaoncol.2022.7826
- [5] Guida, F., Kidman, R., Ferlay, J. et al. Global and regional estimates of orphans attributed to maternal cancer mortality in 2020. *Nat Med* 28, 2563–2572 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41591-022-02109-2>
- [6] Yabroff KR, Lund J, Kepka D, Mariotto A. Economic burden of cancer in the United States: estimates, projections, and future research. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*. 2011 Oct;20(10):2006-14. doi: 10.1158/1055-9965.EPI-11-0650.
- [7] Nayak MG, George A, Vidyasagar MS, Mathew S, Nayak S, Nayak BS, Shashidhara YN, Kamath A. Quality of Life among Cancer Patients. *Indian J Palliat Care*. 2017 Oct-Dec;23(4):445-450. doi: 10.4103/IJPC.IJPC_82_17.
- [8] Shrestha A, Martin C, Burton M, Walters S, Collins K, Wyld L. Quality of life versus length of life considerations in cancer patients: A systematic

- literature review. *Psychooncology*. 2019 Jul;28(7):1367-1380. doi: 10.1002/pon.5054.
- [9] Holtedahl K. Challenges in early diagnosis of cancer: the fast track. *Scand J Prim Health Care*. 2020 Sep;38(3):251-252. doi: 10.1080/02813432.2020.1794415.
- [10] González-Moles MÁ, Aguilar-Ruiz M, Ramos-García P. Challenges in the Early Diagnosis of Oral Cancer, Evidence Gaps and Strategies for Improvement: A Scoping Review of Systematic Reviews. *Cancers (Basel)*. 2022 Oct 10;14(19):4967. doi: 10.3390/cancers14194967.
- [11] Zafar, S., Hafeez, A., Shah, H. et al. Emerging biomarkers for early cancer detection and diagnosis: challenges, innovations, and clinical perspectives. *Eur J Med Res* 30, 760 (2025). <https://doi.org/10.1186/s40001-025-03003-6>
- [12] Sinsky CA, Rule A, Cohen G, Arndt BG, Shanafelt TD, Sharp CD, Baxter SL, Tai-Seale M, Yan S, Chen Y, Adler-Milstein J, Hribar M. Metrics for assessing physician activity using electronic health record log data. *J Am Med Inform Assoc*. 2020 Apr 1;27(4):639-643. doi: 10.1093/jamia/ocz223.
- [13] Johnson M, Cook L, Rapisarda FI, Betal D, Bonomi R. Oncoplastic breast surgery technique for retroareolar breast cancer: a technical modification of the Grisotti flap in patients with short nipple to inferior mammary crease distance. *J Surg Case Rep*. 2020 Sep 9;2020(9):rjaa285. doi: 10.1093/jscr/rjaa285.
- [14] Lim CY, Kim JY, Yoon MJ, Chang HS, Park CS, Chung WY. Effect of a Low Iodine Diet vs. Restricted Iodine Diet on Postsurgical Preparation for Radioiodine Ablation Therapy in Thyroid Carcinoma Patients. *Yonsei Med J*. 2015 Jul;56(4):1021-7. doi: 10.3349/ymj.2015.56.4.1021.
- [15] Crosby D, Bhatia S, Brindle KM, Coussens LM, Dive C, Emberton M, Esener S, Fitzgerald RC, Gambhir SS, Kuhn P, Rebbeck TR, Balasubramanian S. Early detection of cancer. *Science*. 2022 Mar 18;375(6586):eaay9040. doi: 10.1126/science.aay9040.

- [16] Pashayan N, Pharoah PDP. The challenge of early detection in cancer. *Science*. 2020 May 8;368(6491):589-590. doi: 10.1126/science.aaz2078.
- [17] Jedy-Agba E, McCormack V, Olaomi O, Badejo W, Yilkudi M, Yawe T, Ezeome E, Salu I, Miner E, Anosike I, Adebamowo SN, Achusi B, Dos-Santos-Silva I, Adebamowo C. Determinants of stage at diagnosis of breast cancer in Nigerian women: sociodemographic, breast cancer awareness, health care access and clinical factors. *Cancer Causes Control*. 2017 Jul;28(7):685-697. doi: 10.1007/s10552-017-0894-y.
- [18] Koo MM, Swann R, McPhail S, Abel GA, Elliss-Brookes L, Rubin GP, Lyratzopoulos G. Presenting symptoms of cancer and stage at diagnosis: evidence from a cross-sectional, population-based study. *Lancet Oncol*. 2020 Jan;21(1):73-79. doi: 10.1016/S1470-2045(19)30595-9.
- [19] Prasanth BK, Alkhowaiter S, Sawarkar G, Dharshini BD, R Baskaran A. Unlocking Early Cancer Detection: Exploring Biomarkers, Circulating DNA, and Innovative Technological Approaches. *Cureus*. 2023 Dec 25;15(12):e51090. doi: 10.7759/cureus.51090.
- [20] Reyes-Santias F, García-García C, Aibar-Guzmán B, García-Campos A, Cordova-Arevalo O, Mendoza-Pintos M, Cinza-Sanjurjo S, Portela-Romero M, Mazón-Ramos P, Gonzalez-Juanatey JR. Cost Analysis of Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography in Cardiology: A Case Study of a University Hospital Complex in the Euro Region. *Healthcare (Basel)*. 2023 Jul 21;11(14):2084. doi: 10.3390/healthcare11142084.
- [21] van Beek EJR, Kuhl C, Anzai Y, Desmond P, Ehman RL, Gong Q, Gold G, Gulani V, Hall-Craggs M, Leiner T, Lim CCT, Pipe JG, Reeder S, Reinhold C, Smits M, Sodickson DK, Tempany C, Vargas HA, Wang M. Value of MRI in medicine: More than just another test? *J Magn Reson Imaging*. 2019 Jun;49(7):e14-e25. doi: 10.1002/jmri.26211.
- [22] Foti G, Longo C. Deep learning and AI in reducing magnetic resonance imaging scanning time: advantages and pitfalls in clinical practice. *Pol J Radiol*. 2024 Sep 13;89:e443-e451. doi: 10.5114/pjr/192822.

- [23] Lin EC. Radiation risk from medical imaging. *Mayo Clin Proc.* 2010 Dec;85(12):1142-6; quiz 1146. doi: 10.4065/mcp.2010.0260.
- [24] Sigrist RMS, Liao J, Kaffas AE, Chammass MC, Willmann JK. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics.* 2017 Mar 7;7(5):1303-1329. doi: 10.7150/thno.18650.
- [25] DeJong HM, Abbott S, Zelesco M, Kennedy BF, Ziman MR, Wood FM. The validity and reliability of using ultrasound elastography to measure cutaneous stiffness, a systematic review. *Int J Burns Trauma.* 2017 Dec 20;7(7):124-141.
- [26] Zhou J, Zhang Y, Shi S. Ultrasound elastography: advances and challenges in early detection of breast cancer. *Front Oncol.* 2025 Jun 26;15:1589142. doi: 10.3389/fonc.2025.1589142.
- [27] Ozturk A, Grajo JR, Dhyani M, Anthony BW, Samir AE. Principles of ultrasound elastography. *Abdom Radiol (NY).* 2018 Apr;43(4):773-785. doi: 10.1007/s00261-018-1475-6.
- [28] Chang JM, Moon WK, Cho N, Yi A, Koo HR, Han W, Noh DY, Moon HG, Kim SJ. Clinical application of shear wave elastography (SWE) in the diagnosis of benign and malignant breast diseases. *Breast Cancer Res Treat.* 2011 Aug;129(1):89-97. doi: 10.1007/s10549-011-1627-7.
- [29] Anbarasan T, Wei C, Bamber JC, Barr RG, Nabi G. Characterisation of Prostate Lesions Using Transrectal Shear Wave Elastography (SWE) Ultrasound Imaging: A Systematic Review. *Cancers (Basel).* 2021 Jan 2;13(1):122. doi: 10.3390/cancers13010122.
- [30] Youk JH, Gweon HM, Son EJ. Shear-wave elastography in breast ultrasonography: the state of the art. *Ultrasonography.* 2017 Oct;36(4):300-309. doi: 10.14366/usg.17024.
- [31] Samir AE, Dhyani M, Vij A, Bhan AK, Halpern EF, Méndez-Navarro J, Corey KE, Chung RT. Shear-wave elastography for the estimation of liver fibrosis in chronic liver disease: determining accuracy and ideal site for measurement. *Radiology.* 2015 Mar;274(3):888-96. doi: 10.1148/radiol.14140839.

- [32] Zhang Y, Meng Z, Xu Y, Lu Q, Hou R, Cai X, Lin L, Luo Y, Wei F, Zheng Y, Hu B. Real-Time Elastography in the diagnosis of prostate cancer: a systematic review. *Med Ultrason*. 2019 Aug 31;21(3):327-335. doi: 10.11152/mu-1965.
- [33] Reeves RA, Kaufman T. Mammography. [Updated 2023 Jul 24]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559310/>
- [34] Hernström, Veronica et al. "Screening performance and characteristics of breast cancer detected in the Mammography Screening with Artificial Intelligence trial (MASAI): a randomised, controlled, parallel-group, non-inferiority, single-blinded, screening accuracy study" *The Lancet Digital Health*, Volume 7, Issue 3, e175 - e183. [https://doi.org/10.1016/S2589-7500\(24\)00267-X](https://doi.org/10.1016/S2589-7500(24)00267-X)
- Whitaker K. Earlier diagnosis: the importance of cancer symptoms. *Lancet Oncol*. 2020 Jan;21(1):6-8. doi: 10.1016/S1470-2045(19)30658-8.
- [35] Song P, Zhao H, Manduca A, Urban MW, Greenleaf JF, Chen S. Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE): a novel method for two-dimensional shear elasticity imaging of soft tissues. *IEEE Trans Med Imaging*. 2012 Sep;31(9):1821-32. doi: 10.1109/TMI.2012.2205586.
- [36] Zhao, Heng & Qiang, Bo & Amador Carrascal, Carolina & Song, Pengfei & Urban, Matthew & Kinnick, Randall & Greenleaf, James & Chen, Shigao. (2012). Measure Elasticity and Viscosity Using the Out-of-plane Shear Wave. *IEEE International Ultrasonics Symposium, IUS*. 10.1109/ULTSYM.2012.0053.
- [37] Parker KJ, Dooley MM, Rubens DJ. Imaging the elastic properties of tissue: the 20 year perspective. *Phys Med Biol*. 2011 Jan 7;56(1):R1-R29. doi: 10.1088/0031-9155/56/1/R01. Epub 2010 Nov 30. Erratum in: *Phys Med Biol*. 2012 Aug 21;57(16):5359-60.
- [38] Chen S, Fatemi M, Greenleaf JF. Quantifying elasticity and viscosity from measurement of shear wave speed dispersion. *J Acoust Soc Am*. 2004 Jun;115(6):2781-5. doi: 10.1121/1.1739480.

- [39] Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging*. 2013 May;94(5):487-95. doi: 10.1016/j.diii.2013.01.022.
- [40] Xie, X., Ma, Y., Xing, X. et al. The values of elastic quantitative and semi-quantitative indexes measured from different frequencies in the establishment of prediction models for breast tumor diagnosis. *BMC Med Imaging* 22, 196 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12880-022-00915-1>
- [41] Athira, K., Gopakumar, G. Breast cancer stage prediction: a computational approach guided by transcriptome analysis. *Mol Genet Genomics* 297, 1467–1479 (2022). <https://doi.org/10.1007/s00438-022-01932-z>
- [42] Chang JM, Moon WK, Cho N, Yi A, Koo HR, Han W, Noh DY, Moon HG, Kim SJ. Clinical application of shear wave elastography (SWE) in the diagnosis of benign and malignant breast diseases. *Breast Cancer Res Treat*. 2011 Aug;129(1):89-97. doi: 10.1007/s10549-011-1627-7.
- [43] Tao Z, Qi H, Ma Y. Diagnostic efficacy of ultrasound elastography and dynamic contrast-enhanced MR in benign and malignant breast masses. *Am J Transl Res*. 2023 Apr 15;15(4):2870-2877. PMID: 37193163;
- [44] Sang, L., Wang, Xm., Xu, Dy. et al. Accuracy of shear wave elastography for the diagnosis of prostate cancer: A meta-analysis. *Sci Rep* 7, 1949 (2017). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02187-0>
- [45] Jamialahmadi T, Nematy M, Jangjoo A, Goshayeshi L, Rezvani R, Ghaffarzadegan K, Nooghabi MJ, Shalchian P, Zangui M, Javid Z, Doaei S, Rajabzadeh F. Measurement of Liver Stiffness with 2D-Shear Wave Elastography (2D-SWE) in Bariatric Surgery Candidates Reveals Acceptable Diagnostic Yield Compared to Liver Biopsy. *Obes Surg*. 2019 Aug;29(8):2585-2592. doi: 10.1007/s11695-019-03889-2.
- [46] Lin H, Shen Y, Chen X, Zhu Y, Zheng Y, Zhang X, Guo Y, Wang T, Chen S. Viscoelastic properties of normal rat liver measured by ultrasound elastography: Comparison with oscillatory rheometry. *Biorheology*. 2016;53(5-6):193-207. doi: 10.3233/BIR-16091.

- [47] Lee SM, Lee JM, Kang HJ, Yang HK, Yoon JH, Chang W, An SJ, Lee KB, Baek SY. Liver fibrosis staging with a new 2D-shear wave elastography using comb-push technique: Applicability, reproducibility, and diagnostic performance. *PLoS One*. 2017 May 16;12(5):e0177264. doi: 10.1371/journal.pone.0177264.
- [48] Chen S, Urban MW, Pislaru C, Kinnick R, Greenleaf JF. Liver elasticity and viscosity quantification using shearwave dispersion ultrasound vibrometry (SDUV). *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2009;2009:2252-5. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5334992.
- [59] Dighe M, Hippe DS, Thiel J. Artifacts in Shear Wave Elastography Images of Thyroid Nodules. *Ultrasound Med Biol*. 2018 Jun;44(6):1170-1176. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2018.02.007.
- [50] J.-M. Correas, A.-M. Tissier, A. Khairoune, G. Khoury, D. Eiss, O. H  l  non, Ultrasound elastography of the prostate: State of the art, *Diagnostic and Interventional Imaging*, Volume 94, Issue 5, 2013, Pages 551-560, ISSN 2211-5684, <https://doi.org/10.1016/j.diii.2013.01.017>.
- [51] Liu, D., Lin, W., Wei, C. et al. Exploring the potential clinical value of shear wave elastography in prostate cancer: a meta-analysis. *BMC Cancer* 25, 1032 (2025). <https://doi.org/10.1186/s12885-025-14414-3>
- [52] Afdhal NH. Fibroscan (transient elastography) for the measurement of liver fibrosis. *Gastroenterol Hepatol (N Y)*. 2012 Sep;8(9):605-7. PMID: 23483859; PMCID: PMC3594956.
- [53] C. Liu, J. Zhou, C. Chang, and W. Zhi, "Feasibility of Shear Wave Elastography Imaging for Evaluating the Biological Behavior of Breast Cancer," *Front. Oncol.*, vol. 11, p. 820102, Jan. 2022, doi: 10.3389/fonc.2021.820102
- [54] Nowicki A, Dobruch-Sobczak K. Introduction to ultrasound elastography. *J Ultrason*. 2016 Jun;16(65):113-24.doi: 10.15557/JoU.2016.0013.
- [55] Duan, J., Liu, Z., Li, Z. et al. Research on the mean maximum Young's modulus value as a new diagnostic parameter for prostate cancer. *Sci Rep* 14, 16828 (2024). <https://doi.org/10.1038/s41598-024-68036-z>

- [56] J. Bercoff, “ShearWave™ Elastography,” White Paper, SuperSonic Imagine S.A., Aix-en-Provence, France, 2008. [Online]. Available: https://www.konicaminolta.jp/healthcare/products/us/aixplorer/pdf/white_paper_swe_eng.pdf. Accessed: Jan. 2026.
- [57] Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med Biol*. 1998 Nov;24(9):1419-35. doi: 10.1016/s0301-5629(98)00110-0.
- [58] M. Van Looke, C.G. Lyons, C.K. Simms, Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: Stress-relaxation behaviour and constitutive modelling, *Journal of Biomechanics*, Volume 41, Issue 7, 2008, Pages 1555-1566, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.007>.
- [59] Graziano L, Bitencourt AG, Cohen MP, Guatelli CS, Poli MR, Souza JA, Marques EF. Elastographic Evaluation of Indeterminate Breast Masses on Ultrasound. *Rev Bras Ginecol Obstet*. 2017 Feb;39(2):72-79. doi: 10.1055/s-0036-1597753.
- [60] L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens, and J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, 4th ed. New York: John Wiley & Sons, 2000.
- [61] Yasar TK, Royston TJ, Magin RL. Wideband MR elastography for viscoelasticity model identification. *Magn Reson Med*. 2013 Aug;70(2):479-89. doi: 10.1002/mrm.24495.
- [62] Li X, Wang Y, Zhao Y, Wei Y. Fast Speckle Noise Suppression Algorithm in Breast Ultrasound Image Using Three-Dimensional Deep Learning. *Front Physiol*. 2022 Apr 13;13:880966. doi: 10.3389/fphys.2022.880966.
- [63] Chen S, Sanchez W, Callstrom MR, Gorman B, Lewis JT, Sanderson SO, Greenleaf JF, Xie H, Shi Y, Pashley M, Shamdassani V, Lachman M, Metz S. Assessment of liver viscoelasticity by using shear waves induced by ultrasound radiation force. *Radiology*. 2013 Mar;266(3):964-70. doi: 10.1148/radiol.12120837.

- [64] Mariusz Osika, Piotr Kijanka, Ultrasound Shear Wave Propagation Modeling in General Tissue-Like Viscoelastic Materials, *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 50, Issue 4, 2024, Pages 627-638, ISSN 0301-5629, <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2024.01.008>.
- [65] Operto, Stéphane & Virieux, Jean & Ribodetti, Alessandra & Anderson, John. (2009). Finite-difference frequency-domain modeling of viscoacoustic wave propagation in 2D tilted transversely isotropic (TTI) media. *GEOPHYSICS*. DOI: 10.1190/1.3157243
- [66] Pham-Thi TH, Luong QH, Nguyen VD, Tran DT, Huynh HT. Two-dimensional complex shear modulus imaging of soft tissues by integration of Algebraic Helmholtz Inversion and LMS filter into dealing with noisy data: a simulation study. *Math Biosci Eng*. 2019 Oct 11;17(1):404-417. doi: 10.3934/mbe.2020022.
- [67] T. Quang-Huy, V. T. Duong, L. Q. Hai and T. Duc-Tan, "Image Reconstruction Utilizing Algebraic Helmholtz Inversion and Passband Filtering Applied to Viscoelasticity," 2020 International Conference on Multimedia Analysis and Pattern Recognition (MAPR), Ha Noi, Vietnam, 2020, pp. 1-5, doi: 10.1109/MAPR49794.2020.9237774.
- [68] Dong Z, Lok UW, Lowerison MR, Huang C, Chen S, Song P. Three-Dimensional Shear Wave Elastography Using Acoustic Radiation Force and a 2-D Row-Column Addressing (RCA) Array. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2024 Apr;71(4):448-458. doi: 10.1109/TUFFC.2024.3366540.
- [69] Lin CW, Shieh JY, Tsui PH, Chen CL, Lu CH, Hung YH, Lee HY, Weng WC, Gau SS. Acoustic radiation force impulse shear wave elastography quantifies upper limb muscle in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Ultrason Sonochem*. 2023 Dec;101:106661. doi: 10.1016/j.ultsonch.2023.106661.
- [70] Nightingale K. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review. *Curr Med Imaging Rev*. 2011 Nov 1;7(4):328-339. doi: 10.2174/157340511798038657.

- [71] Nightingale K, McAleavey S, Trahey G. Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results. *Ultrasound Med Biol*. 2003 Dec;29(12):1715-23. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2003.08.008.
- [72] Song P, Urban MW, Manduca A, Zhao H, Greenleaf JF, Chen S. Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE) with various ultrasound push beams. *IEEE Trans Med Imaging*. 2013 Aug;32(8):1435-47. doi: 10.1109/TMI.2013.2257831.
- [73] Bronshtein T, Au-Yeung GC, Sarig U, Nguyen EB, Mhaisalkar PS, Boey FY, Venkatraman SS, Machluf M. A mathematical model for analyzing the elasticity, viscosity, and failure of soft tissue: comparison of native and decellularized porcine cardiac extracellular matrix for tissue engineering. *Tissue Eng Part C Methods*. 2013 Aug;19(8):620-30. doi: 10.1089/ten.TEC.2012.0387.
- [74] Orescanin M, Insana M. Shear modulus estimation with vibrating needle stimulation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2010 Jun;57(6):1358-67. doi: 10.1109/TUFFC.2010.1555.
- [75] Liu D, Ebbini ES. Viscoelastic property measurement in thin tissue constructs using ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008 Feb;55(2):368-83. doi: 10.1109/TUFFC.2008.655.
- [76] Zheng Y, Chen S, Tan W, Kinnick R, Greenleaf JF. Detection of tissue harmonic motion induced by ultrasonic radiation force using pulse-echo ultrasound and Kalman filter. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2007 Feb;54(2):290-300. doi: 10.1109/tuffc.2007.243.
- [77] Lim, William T.H. et al. "Shear Wave Elastography: A Review on the Confounding Factors and Their Potential Mitigation in Detecting Chronic Kidney Disease" *Ultrasound in Medicine and Biology*, Volume 47, Issue 8, 2033 - 2047. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2021.03.030>
- [78] Deffieux T, Gennisson JL, Bercoff J, Tanter M. On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2011 Oct;58(10):2032-5. doi: 10.1109/TUFFC.2011.2052.

- [79] I. Njeh, O.B. Sassi, K. Chtourou, A.B. Ha Mida, Speckle noise reduction in breast ultrasound images: SMU (SRAD median unsharp) approach, in: Eighth International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices, Sousse, Tunisia, 2011, pp. 1–6, <https://doi.org/10.1109/SSD.2011.5981429>.
- [80] Paeng DG, Lee CA, Imtiaz C. Principles of Doppler ultrasound and emerging blood flow imaging. *Ultrasonography*. 2025 Nov;44(6):409-424. doi: 10.14366/usg.25152. Epub 2025 Aug 30.
- [81] c. Kargel, G. Plevnik, B. trummer, and M. f. insana, “doppler ultrasound systems designed for tumor blood flow imaging,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 53, no. 2, pp. 524–536, 2004.
- [82] Barannik EA, Girnyk A, Tovstiak V, Marusenko AI, Emelianov SY, Sarvazyan AP. Doppler ultrasound detection of shear waves remotely induced in tissue phantoms and tissue in vitro. *Ultrasonics*. 2002 May;40(1-8):849-52. doi: 10.1016/s0041-624x(02)00243-3.
- [83] Jeong WK, Lim HK, Lee HK, Jo JM, Kim Y. Principles and clinical application of ultrasound elastography for diffuse liver disease. *Ultrasonography*. 2014 Jul;33(3):149-60. doi: 10.14366/usg.14003.
- [84] Orescanin M, Qayyum MA, Toohey KS, Insana MF. Dispersion and shear modulus measurements of porcine liver. *Ultrason Imaging*. 2010 Oct;32(4):255-66. doi: 10.1177/016173461003200405.
- [85] Langdon JH, Elegbe E, McAleavey SA. Single tracking location acoustic radiation force impulse viscoelasticity estimation (STL-VE): A method for measuring tissue viscoelastic parameters. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2015 Jul;62(7):1225-44. doi: 10.1109/TUFFC.2014.006775.
- [86] Trutna CA, Rouze NC, Palmeri ML, Nightingale KR. Measurement of Viscoelastic Material Model Parameters Using Fractional Derivative Group Shear Wave Speeds in Simulation and Phantom Data. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2020 Feb;67(2):286-295. doi: 10.1109/TUFFC.2019.2944126.

- [87] Zvietcovich F, Baddour N, Rolland JP, Parker KJ. Shear wave propagation in viscoelastic media: validation of an approximate forward model. *Phys Med Biol*. 2019 Jan 8;64(2):025008. doi: 10.1088/1361-6560/aaf59a.
- [88] Gomez, A., Callejas, A., Rus, G. *et al*. Experimental evidence of shear waves in fractional viscoelastic rheological models. *Sci Rep* **12**, 7448 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-11490-4>
- [89] Tran, DT., Ha, N.T.T., Hai, L.Q. et al. Shear complex modulus imaging utilizing frequency combination in the least mean square/algebraic Helmholtz inversion. *Multimed Tools Appl* 83, 40021–40038 (2024). <https://doi.org/10.1007/s11042-023-17061-7>
- [90] Orescanin M, Wang Y, Insana M. 3-D FDTD simulation of shear waves for evaluation of complex modulus imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2011 Feb;58(2):389-98. doi: 10.1109/TUFFC.2011.1816.
- [91] Davis LC, Baumer TG, Bey MJ, Holsbeeck MV. Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system. *Ultrasonography*. 2019 Jan;38(1):2-12. doi: 10.14366/usg.18039.
- [92] Lipman SL, Rouze NC, Palmeri ML, Nightingale KR. Evaluating the Improvement in Shear Wave Speed Image Quality Using Multidimensional Directional Filters in the Presence of Reflection Artifacts. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2016 Aug;63(8):1049-1063. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2558662.
- [93] Quang–Hai Luong, Manh–Cuong Nguyen, TonThat–Long and Duc–Tan Tran. “Complex Shear Modulus Estimation using Integration of LMS/AHI Algorithm”. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA)* 9.8 (2018). <http://dx.doi.org/10.14569/IJACSA.2018.090874>
- [94] Yang, J., Fan, J., Ai, D., Wang, X., Zheng, Y., Tang, S., & Wang, Y. (2016). Local statistics and non-local mean filter for speckle noise reduction in medical ultrasound image. *Neurocomputing*, 195, 88–95. <https://doi.org/10.1016/J.NEUCOM.2015.05.140>

- [95] Damerjian, Vera & Tankyevych, Olena & Souag, Nadia & Petit, Eric. (2014). Speckle Characterization Methods in Ultrasound Images - A Review. IRBM. 35. pp. 202-213. 10.1016/j.irbm.2014.05.003.
- [96] Wang Y, Jacobson DS, Urban MW. A Non-invasive Method to Estimate the Stress-Strain Curve of Soft Tissue Using Ultrasound Elastography. *Ultrasound Med Biol.* 2022 May;48(5):786-807. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2021.12.016.
- [97] Chen X, Wen T, Li X, Qin W, Lan D, Pan W, Gu J. Reconstruction of freehand 3D ultrasound based on kernel regression. *Biomed Eng Online.* 2014 Aug 28;13:124. doi: 10.1186/1475-925X-13-124.
- [98] Ottesteanu CF, Sanabria SJ, Goksel O. Robust Reconstruction of Elasticity Using Ultrasound Imaging and Multi-Frequency Excitations. *IEEE Trans Med Imaging.* 2018 Nov;37(11):2502-2513. doi: 10.1109/TMI.2018.2837390.
- [99] Mohammadi N, Goswami S, Kabir IE, Khan S, Feng F, McAleavey S, Doyley MM, Cetin M. Integrating Learning-Based Priors With Physics-Based Models in Ultrasound Elasticity Reconstruction. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2024 Nov;71(11):1406-1419. doi: 10.1109/TUFFC.2024.3417905.
- [100] Lipman SL, Rouze NC, Palmeri ML, Nightingale KR. Evaluating the Improvement in Shear Wave Speed Image Quality Using Multidimensional Directional Filters in the Presence of Reflection Artifacts. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2016 Aug;63(8):1049-1063. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2558662.
- [101] Wang, Zhou & Bovik, Alan. (2002). A Universal Image Quality Index. *Signal Processing Letters, IEEE.* 9. 81 - 84. 10.1109/97.995823.
- [102] Vilimek D, Kubicek J, Golian M, Jaros R, Kahankova R, Hanzlikova P, Barvik D, Krestanova A, Penhaker M, Cerny M, Prokop O, Buzga M. Comparative analysis of wavelet transform filtering systems for noise reduction in ultrasound images. *PLoS One.* 2022 Jul 7;17(7):e0270745. doi: 10.1371/journal.pone.0270745.

- [103] Chen X, Chennakeshava N, Wildeboer R, Mischi M, van Sloun RJG. Shear-Wave Particle-Velocity Estimation and Enhancement Using a Multi-Resolution Convolutional Neural Network. *Ultrasound Med Biol*. 2023 Jul;49(7):1518-1526. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2023.02.004.
- [104] Liu HC, Zeng Y, Gong C, Chen X, Kijanka P, Zhang J, Genyk Y, Tchelepi H, Wang C, Zhou Q, Zhao X. “Wearable bioadhesive ultrasound shear wave elastography.” *Sci Adv*. 2024 Feb 9;10(6):eadk8426. doi: 10.1126/sciadv.adk8426.

PHỤ LỤC

Kịch bản mô phỏng chương 2

- Phương pháp mô phỏng - $\Delta t = 0.1 \text{ ms}$
- Sử dụng FDTD - Kích thước ảnh: $80 \times 80 \text{ mm}$
 - Kích thích tại 1 điểm duy nhất - Kích thước khối u: $30 \times 30 \text{ mm}$
 - Nguồn: kim rung (mô phỏng) - Độ phân giải: 1 mm
 - Tần số: 150 Hz - Tỷ khối: $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$
 - Biên độ: 5 mm

Thuộc tính mô:

Loại mô	Độ đàn hồi (Pa)	Độ nhớt (Pa·s)
Mô lành	6000	1.2
Mô bệnh	7000	1.5

Kịch bản mô phỏng chương 3

- Phương pháp mô phỏng - $\Delta t = 0.1 \text{ ms}$
- Sử dụng FDTD - Kích thước ảnh: $80 \times 80 \text{ mm}$
 - Kích thích luân phiên tại 2 vị trí - Bán kính khối u: 20 mm
 - Nguồn: kim rung (mô phỏng) - Độ phân giải: 1 mm
 - Tần số: 150 Hz - Tỷ khối: $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$
 - Biên độ: 6 mm

Thuộc tính mô:

Loại mô	Độ đàn hồi (Pa)	Độ nhớt (Pa·s)
Mô lành	6000	1.2
Mô bệnh	9000	1.8

Chương trình mô phỏng chương 2 và 3

Code chương 2: Gồm chương trình chính và chương trình con (MASK, LMS FILER, MEDIAN FILTER, RMSE, CHART)

Chương trình chính

```
clc
clear all;
close all;
%-----
mu1 = 6000*ones(80,80);      % elasticity
eta = 1.2*ones(80,80);      % viscosity
%----- Tumor -----
for i=26:50
for j=26:50
    mu1(i,j) = 7000;        % tumor
    eta(i,j) = 1.5;
end
end
mu1(1,1) = 0;
mu1(80,80) = 8000;
eta(1,1) = 0;
eta(80,80) = 2;
%-----
figure(1), imagesc(mu1); title('Ideal-elasticity image');
figure(2), imagesc(eta); title('Ideal-viscosity image');
%-----
frq=150;      %tan so rung cua kim 100 Hz
w=2*pi*frq;   %tan so goc cua kim
rho=1000;     %mat do khoi cua moi truong 1000 kg/m3
%dx = 0.0001; % Delta x
%dy = 0.0001; % Delta y
%dt = 0.00001; % Delta t

dx = 1e-3;    % Delta x
dy = 1e-3;    % Delta y
dt=0.00008;   % Delta t
n=2000;       % timestep

A = 0.005;    % bien do nguon rung 1
A2 = A/100;   % bien do nguon rung 2 (nhieu phan xa)
A3 = 1e-7;    % bien do nhieu tap
%===== xay dung ham van toc su dung FDTD
%===== Source 1 =====
vz1 = zeros(82,82); % Velocity Vz
vz1_time = zeros(n,82,82);
temp1 = zeros(82,81);
sgm1_zx = zeros(80,80); % ..tensor
sgm1_zy = zeros(80,80); % ..tensor
for t=1:n
    vz1(1,1)= A*cos(w*(t-1)*dt); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    vz1(1,2)= A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi)); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    vz1(2,1)= A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi)); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    vz1(2,2)= A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi)); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
```

```

for i=2:80
    for j=2:80
        sgm1_zx(i,j) = sgm1_zx(i,j) + mu1(i,j)*dt/dx*(vz1(i+1,j)-vz1(i,j)) + eta(i,j)/dx*(vz1(i+1,j)-
vz1(i,j)) - eta(i,j)/dx*(temp1(i+1,j)-temp1(i,j));
        sgm1_zy(i,j) = sgm1_zy(i,j) + mu1(i,j)*dt/dy*(vz1(i,j+1)-vz1(i,j)) + eta(i,j)/dy*(vz1(i,j+1)-
vz1(i,j)) - eta(i,j)/dy*(temp1(i,j+1)-temp1(i,j));

        temp1(i,j) = vz1(i,j);
        vz1(i,j) = vz1(i,j) + dt/(rho*dx)*(sgm1_zx(i,j)-sgm1_zx(i-1,j)) + dt/(rho*dy)*(sgm1_zy(i,j)-
sgm1_zy(i,j-1));
    end
end
vz1_time(t,,:) = vz1(:,:);
end
%-----
%===== Source 2 =====
vz2 = zeros(82,82); % Velocity Vz
vz2_time = zeros(n,82,82);
temp2 = zeros(82,82);
sgm2_zx = zeros(80,80); % ..tensor
sgm2_zy = zeros(80,80); % ..tensor
for t=1:n
    vz2(1,1)= A2*cos(w*(t-1)*dt); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    vz2(1,2)= A2*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi)); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    vz2(2,1)= A2*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi)); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    vz2(2,2)= A2*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi)); % Van toc tai nguon (diem dau) theo thoi gian t
    for i=2:80
        for j=2:80
            sgm2_zx(i,j) = sgm2_zx(i,j) + mu1(i,j)*dt/dx*(vz2(i+1,j)-vz2(i,j)) + eta(i,j)/dx*(vz2(i+1,j)-
vz2(i,j)) - eta(i,j)/dx*(temp2(i+1,j)-temp2(i,j));
            sgm2_zy(i,j) = sgm2_zy(i,j) + mu1(i,j)*dt/dy*(vz2(i,j+1)-vz2(i,j)) + eta(i,j)/dy*(vz2(i,j+1)-
vz2(i,j)) - eta(i,j)/dy*(temp2(i,j+1)-temp2(i,j));

            temp2(i,j) = vz2(i,j);
            vz2(i,j) = vz2(i,j) + dt/(rho*dx)*(sgm2_zx(i,j)-sgm2_zx(i-1,j)) + dt/(rho*dy)*(sgm2_zy(i,j)-
sgm2_zy(i,j-1));
        end
    end
    vz2_time(t,,:) = vz2(:,:);
end
%-----
for t=1:n
    for i=1:82
        for j=1:25
            vz2_time(t, i, j) = vz2_time(t, i, 52-j);
        end
    end
end
%--- xoa phan con lai cua Vz2
for t=1:n
    for i=1:25
        vz2_time(t,i,:)=0;
    end
    for i=51:82
        vz2_time(t,i,:)=0;
    end
end

```

```

end
for i=26:50
    for j=26:82
        vz2_time(t,i,:)=0;
    end
end
end
%===== sum of 2 Sources =====
vz_time = zeros(n,82,82);
for t=1:n
    vz_time(t,,:) = vz1_time(t,,:) + vz2_time(t,,:);
end
%=====
%===== cong nhieu vao van toc ly tuong =====
% Tao nhieu cho vz_time(t,:)
noise = zeros(n,82,82); % nhieu
vz_time_noise = zeros(n,82,82);
for i=1:81
    for j=1:81
        noise(:,i,j) = A3*randn(n,1,1);
        vz_time_noise(:,i,j) = vz_time(:,i,j) + noise(:,i,j);
    end
end
end
vz_ray = zeros(n,82);
%----- Create mask forward -----
MaskF=zeros(size(vz_ray));
%-----
MaskF(size(vz_ray,1)/2 + 1 : size(vz_ray,1),1:size(vz_ray,2)/2)= 1;
MaskF(1:size(vz_ray,1)/2, size(vz_ray,2)/2+1 : size(vz_ray,2)) = 1;
MaskF(1:size(vz_ray,1)/2,1:size(vz_ray,2)/2) = 0.9999;
MaskF(size(vz_ray,1)/2 + 1 : size(vz_ray,1),size(vz_ray,2)/2+1 : size(vz_ray,2))= 0.9999;
%-----
figure(3),imagesc(MaskF); title('image of directional filter');
%===== Loc su dung Directional Filter =====
vz_dir_time = zeros(n,82,82); % van toc duoc loc huong
for i=1:80
    vz_ray(:,i) = vz_time_noise(:,i,:);
    Fvth=fftshift(fft2(vz_ray));
    vz_dir = real(ifft2(ifftshift(Fvth.*MaskF)));
    vz_dir_time(:,i,:) = vz_dir;
end
end
%===== Loc su dung LMS
vz_lms = zeros(n,82,82); % van toc da duoc loc, loc 200 diem ...
for i=1:80 % loc LMS cho 202 diem dau
    for j=1:80
        measured_signal = vz_dir_time(:,i,j);
        nhieu = noise(:,i,j);
        [desired_signal, wlms] = LMS_filter(measured_signal,nhieu);
        vz_lms(:,i,j) = desired_signal;
    end
end
end
%=====UOC LUONG
%===== Bien doi Fourier cua Vz_time
mu1_est = zeros(80,80);
eta_est = zeros(80,80);

```



```

FFT_v = zeros(n,80,80);
Vz_w = zeros(80,80);
matran=dftmtx(n);
temp = linspace(0,1/dt,n); %dai tan so
[ai,bi]=min(abs(temp-frq)); % bi=81, la vi tri ung 200Hz;
                % bi=61 vi tri 150,bi=41 vi tri 100
% temp(bi) se xac dinh dung tan so kich hoat
for i=1:80
    for j=1:80
        xx = vz_lms(1:n,i,j) ;
        %xx = vz1_time(1:n,i,j) ; % tin hieu ly t??ng
        Vz_w(i,j) = matran(bi,:)*xx; % ko dung dung fft
    end
end
%----- Bien doi Laplace -----
Lap_Vz = 4*del2(Vz_w);
Lap_Vz = (10^6)*Lap_Vz; % Boi vi delta(x) = 1mm => d2(x)= 10^(-6)
mu_est= (-rho*w^2*Vz_w)./Lap_Vz;
mu1_est= real(mu_est);
eta_est = imag(mu_est)/w;
%=====
%=====x? ly diem bat th??ng=====
for i=1:80
    for j=1:80
        if mu1_est(i,j) < 5500
            mu1_est(i,j) = 6000 - 0.01*(6000- mu1_est(i,j));
        end
        if mu1_est(i,j) > 7300
            mu1_est(i,j) = 7000 - 0.01*(mu1_est(i,j)-7300);
        end
        if eta_est(i,j) < 1
            eta_est(i,j) = 1.2- 0.01*(1.2-eta_est(i,j));
        end
        if eta_est(i,j) > 1.8
            eta_est(i,j) = 1.5 - 0.01*(eta_est(i,j)-1.8);
        end
        eta_est(i,j) = eta_est(i,j) - 0.1;
    end
end
%=====
mu1_est(1,1) = 0;
mu1_est(80,80) = 8000;
eta_est(1,1) = 0;
eta_est(80,80) = 2;
figure(4);
imagesc(mu1_est);
title('Estimated-elasticity image');
%----- Loc trung vi -----
% [ output_image ] = Median_filter(mu1_est);
% mu1_filter = output_image;
pad = 2; % __ cho median 3x3
mu_pad = padarray(mu1_est,[pad pad],'symmetric');
mu_pad_f = medfilt2(mu_pad,[3 3]);
mu1_filter = mu_pad_f(pad+1:end-pad, pad+1:end-pad);
mu1_filter(1,1) = 0;

```

```

mu1_filter(80,80) = 8000;
figure(5);
imagesc(mu1_filter); %Anh tham so mu1 sau khi loc trung vi
title('Estimated-elasticity after median filter');
%=====
figure(6);
imagesc(eta_est);
title('Estimated-viscosity image');
%----- Loc trung vi -----
% [ output_image ] = Median_filter(eta_est);
% eta_filter = output_image;

pad = 2; % __ cho median 3x3
eta_pad = padarray(eta_est,[pad pad],'symmetric');
eta_pad_f = medfilt2(eta_pad,[3 3]);
eta_filter = eta_pad_f(pad+1:end-pad, pad+1:end-pad);

eta_filter(1,1) = 0;
eta_filter(80,80) = 2;
figure(7);
imagesc(eta_filter); %Anh tham so eta sau khi loc trung vi
title('Estimated-viscosity after median filter');
%=====
figure(8);
grid on;
hold on;
y1=plot(mu1(30,:),'b');
y2=plot(mu1_est(30,:),'r');
%axis([0 80 5000 10000]);
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-elasticity at line 30');
%-----
figure(9);
grid on;
hold on;
y1=plot(eta(30,:),'b');
y2=plot(eta_est(30,:),'r');
%axis([0 80 0 3]);
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-viscosity at line 30');
% anh 1 D sau loc
figure(20);
grid on;
hold on;
y1=plot(mu1(30,:),'b');
y2=plot(mu1_filter(30,:),'r');
%axis([0 80 5000 10000]);

```

```

set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal','filtered');
title('Estimated-elasticity at line 30');
figure(21);
grid on;
hold on;
y1=plot(eta(30,:),'b');
y2=plot(eta_filter(30,:),'r');
%axis([0 80 0 3]);
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal','filtered');
title('Estimated-viscosity at line 30');
%-----
figure(10);
grid on;
hold on;
y1=plot(mu1(45,:),'b');
y2=plot(mu1_est(45,:),'r');
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-elasticity at line 45');
%-----
figure(11);
grid on;
hold on;
y1=plot(eta(45,:),'b');
y2=plot(eta_est(45,:),'r');
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-viscosity at line 45');
figure(22);
grid on;
hold on;
y1=plot(mu1(45,:),'b');
y2=plot(mu1_filter(45,:),'r');
%axis([0 80 5000 10000]);
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal','filtered');
title('Estimated-elasticity at line 45');
figure(23);

```

```

grid on;
hold on;
y1=plot(eta(45,:), 'b');
y2=plot(eta_filter(45,:), 'r');
%axis([0 80 0 3]);
set(y1, 'LineWidth', 2);
set(y2, 'LineWidth', 1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal', 'filtered');
title('Estimated-viscosity at line 45');
%-----
figure(12);
grid on;
hold on;
plot(vz1(30,:));
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [Pa.s-1]');
%=====
%--- c?t b? vi?n ?nh lý t??ng và ?nh tái t?o-----
mu1_ideal = zeros(70,70);
eta_ideal = zeros(70,70);
mu1_final = zeros(70,70);
eta_final = zeros(70,70);
for i=1:70
    for j=1:70
        mu1_ideal(i,j) = mu1(i+5,j+5);
        eta_ideal(i,j) = eta(i+5,j+5);
        mu1_final(i,j) = mu1_filter(i+5,j+5);
        eta_final(i,j) = eta_filter(i+5,j+5);
    end
end
figure(13);
imagesc(mu1_final);
title('Elasticity image');
figure(14);
imagesc(eta_final);
title('viscosity image');
%-----tính SNR -----
SNR = 20*log10(A/(A2+A3))

%----- danh gia MSE cho eta -----
[ RMSE_value ] = RMSE(eta_ideal, eta_final);
RMSE_eta = RMSE_value

%----- danh gia MSE cho mu1 -----
[ RMSE_value ] = RMSE(mu1_ideal, mu1_final);
RMSE_mu1 = RMSE_value

MASK

clc
clear all;
close all;
ff=5; %foward spatial frequency Hz/mm
fr=3; %reverse spatial frequency

```

```

deltz=10e-3;
z=0:deltz:1; %1mm total, each iteration 10 micrometer
t=1e2; st=1; %duration 100us, st: acoustic speed mm/us
sig1=sin(z*ff*2*pi);
%% construct forward wave
for i=1:t
    sig1M(i,:) = sin(z*ff*2*pi-st*i/t*2*pi);
    figure(1),plot(sig1M(i,:));title('forward wave');
end
figure(2), imagesc(sig1M);title('image of forward wave');
%% construct reverse wave
for i=1:t
    sig2M(i,:) = sin(z*fr*2*pi+st*i/t*2*pi);
    figure(3),plot(sig2M(i,:));title('reverse wave');
end
figure(4), imagesc(sig2M); title('image of reverse wave');
sigT=sig1M+sig2M; % superimpose two travelling waves
FsigT=fft2(sigT);
figure(5), imagesc(sigT); title('image of sum wave');
%% Create mask forward
MaskF=ones(size(sigT));
MaskF(1:round(size(sigT,1)/2),1:round(size(sigT,2)/2) )=0;
MaskF=MaskF.*fliplr(fliplr(MaskF).').';
figure(8),imagesc(MaskF); title('image of directional filter');
figure(9),imagesc(abs(FsigT)); title('Fourier of SigT');
%%
figure(6),imagesc(abs(iff2(FsigT.*MaskF))); title('image of filtered-forward wave');
%% Create mask reverse
MaskR=~MaskF;
figure(7),imagesc(abs(iff2(FsigT.*MaskR))); title('image of filtered-reverse wave');

```

LMS FILTER

```

function [desired_signal, wlms] = LMS_filter(measured_signal,nhieu)
n = length(measured_signal);
N = n-1;
order = 2;
desired_signal = zeros(1,n);
ref = nhieu'+0.00002*randn;
weight=zeros(order,1);
muy=0.2;
wlms=[];
for k=1:N-order
    wlms=[wlms weight];
    buffer = ref(k:k+order-1); %current 32 points of reference
    desired_signal(k) = measured_signal(k)-buffer*weight; %dot product reference and coeffs
    weight=weight+(buffer.*muy*desired_signal(k)/norm(buffer)); %update coeffs
end
end

```

MEDIAN FILTER

```

function [ output_image ] = Median_filter( input_image )
%ham loc trung vi
s=size(input_image);
output_image = zeros(s(1),s(2));

```

```

temp = zeros(1,9);
for i=2:s(1)-1
    for j=2:s(2)-1
        temp(1) = input_image(i-1,j-1);
        temp(2) = input_image(i-1,j);
        temp(3) = input_image(i-1,j+1);
        temp(4) = input_image(i,j-1);
        temp(5) = input_image(i,j);
        temp(6) = input_image(i,j+1);
        temp(7) = input_image(i+1,j-1);
        temp(8) = input_image(i+1,j);
        temp(9) = input_image(i+1,j+1);
        %sap xep lai temp
        temp1 = sort(temp);
        %gan vao anh dau ra
        output_image(i,j) = temp1(4);
    end
end
end

```

RMSE

```

function [ RMSE_value ] = RMSE(image1, image2 )
%UNTITLED Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
s=size(image1);
%-----Caculate MSE-----
tongbinhphuong = 0;
for i=1:s(1)
    for j=1:s(2)
        tongbinhphuong = tongbinhphuong + (image1(i,j)-image2(i,j))^2;
    end
end
RMSE_value = sqrt(tongbinhphuong/(s(1)*s(2)));
end

```

CHART

```

clc
clear all;
close all;
SNR_db = [32.71 33.21 33.31 33.41 33.51 33.71 33.81 33.91 34.01 34.11]; % cac muc SNR
khac nhau
RMSE_mu1 = [140 130 127 120 115 110 103 101 95 90]; % cac gia tri RMSE cua mu1 khac
nhau
RMSE_eta = [0.11 0.1 0.094 0.086 0.08 0.07 0.067 0.06 0.051 0.045]; % cac gia tri RMSE cua
eta khac nhau
%-----Ve do thi-----
figure(1);
hold on;
grid on;
title('RMSE for elasticity image after filter');
xlabel('SNR [dB]');
ylabel('PSNR [dB]');
axis([min(SNR_db)-0.2 max(SNR_db)+0.1 70 max(RMSE_mu1)+5]);

```

```

y1=plot(SNR_db, RMSE_mu1,'-ob');
set(y1,'LineWidth',2);
%-----
figure(2);
hold on;
grid on;
title('RMSE for viscosity image after filter');
xlabel('SNR [dB]');
ylabel('PSNR [dB]');
axis([min(SNR_db)-0.2 max(SNR_db)+0.1 0 max(RMSE_eta)+ 0.03]);
y2=plot(SNR_db, RMSE_eta,'-or');
set(y2,'LineWidth',2);

```

Code chương 3: Gồm chương trình chính và chương trình con (LMS filter, Median filter, Q-index, RMSE, Chart)

Chương trình chính :

```

tic
clc
close all;
%-----
mu1 = 6000*ones(80,80);      % elasticity
eta = 1.2*ones(80,80);      % viscosity
%----- Tumor tại vị trí có tọa độ (i,j) = (40,40), bán kính 20 -----
for i=1:80
    for j=1:80
        if ((i-40)^2 + (j-40)^2) <= 20^2
            mu1(i,j) = 9000;
            eta(i,j) = 1.8;
        end
    end
end
r = 2; % s_pixel c_n c_t
mu1_crop = mu1(1+r:end-r, 1+r:end-r);
figure(51);
imagesc(mu1_crop);
title('Ideal-elasticity image');
figure(1);      % Ideal elasticity image
imagesc(mu1);
title('Ideal-elasticity image');
%-----
u = 2; % s_pixel c_n c_t
eta_crop = eta(1+u:end-u, 1+r:end-u);
figure(55);
imagesc(eta_crop);
title('Ideal-viscosity image');
figure(2);      % Ideal viscosity image
imagesc(eta);
title('Ideal-viscosity image');
frq=150;      % tần số rung của kim 100 Hz
w=2*pi*frq;   % tần số góc của kim
rho=1000;     % mật độ khối của môi trường 1000 kg/m3
dx = 1e-3;    % Delta x
dy = 1e-3;    % Delta y

```

```

dt=0.0001;      % Delta t
n=2000+2048;    % timestep
A=0.006;        % bien do nguon rung
%===== xay dung ham van toc su dung FDTD
vz = zeros(81,81);      % Velocity Vz
vz_time = zeros(n,81,81);
temp = zeros(81,81);
sgm_zx = zeros(80,80);  % ..tensor
sgm_zy = zeros(80,80);  % ..tensor
for t=1:n
    vz(40,1) = A*cos(w*(t-1)*dt);
    vz(41,1) = A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi));
    vz(39,1) = A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi));
    vz(40,2) = A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi));
    for i=2:80
        for j=2:80
            sgm_zx(i,j) = sgm_zx(i,j) + mu1(i,j)*dt/dx*(vz(i+1,j)-vz(i,j)) + eta(i,j)/dx*(vz(i+1,j)-vz(i,j))
            - eta(i,j)/dx*(temp(i+1,j)-temp(i,j));
            sgm_zy(i,j) = sgm_zy(i,j) + mu1(i,j)*dt/dy*(vz(i,j+1)-vz(i,j)) + eta(i,j)/dy*(vz(i,j+1)-vz(i,j))
            - eta(i,j)/dy*(temp(i,j+1)-temp(i,j));
            temp(i,j) = vz(i,j);
            vz(i,j) = vz(i,j) + dt/(rho*dx)*(sgm_zx(i,j)-sgm_zx(i-1,j)) + dt/(rho*dy)*(sgm_zy(i,j)-
sgm_zy(i,j-1));
        end
    end
    vz_time(t, :, :) = vz(:, :, :);
end
%---- tinh cong suat trung binh cua tin hieu tai diem 20, 20 tren tia-----
P_sig = 0;
for i=1:n
    P_sig = P_sig + (vz_time(i,20,20))^2;
end
P_av_s = P_sig/n;
%-----
SNR_db = [19 21 23 25 27 29]; % cac muc SNR khac nhau
%A_noise = 3e-6; % bien do nhieu
A_noise = sqrt(P_av_s/(10^(SNR_db(1)/10))) %he so bien do nhieu
%===== cong nhieu vao van toc ly tuong
% Tao nhieu cho vz_time(t,:)
noise = zeros(n,81,81); % nhieu
vz_time_noise = zeros(n,81,81);
for i=1:81
    for j=1:81
        noise(:,i,j) = A_noise*randn(n,1,1); %0.0015
        vz_time_noise(:,i,j) = vz_time(:,i,j) + noise(:,i,j);
    end
end
%===== Loc vz_time su dung LMS
vz_time_lms = zeros(n,80,80); % van toc da duoc loc
measured_signal = zeros(1,n);
for i=1:80 % loc LMS cho 80 diem dau
    for j=1:80
        measured_signal = vz_time_noise(:,i,j);
        nhieu = noise(:,i,j);
        [desired_signal, wlms] = LMS_filter(measured_signal,nhieu);
    end
end

```



```

        vz_time_lms(:,i,j) = desired_signal;
    end
end
%===== AHI
%===== Bien doi Fourier cua Vz_time
L=length(vz_time(:,1,1));
%FFT_v = zeros(length(L-2047:L),120,120);
FFT_v = zeros(L,80,80);
Vz_w = zeros(80,80);
for i=1:80
    for j=1:80
        xx = vz_time_lms(1:L,i,j) ; % khung thoi gian su dung
        FFT_v(:,i,j) = fft(xx); % du lieu da loc
        temp = linspace(0,1/dt,L);
        [ai,bi]=min(abs(temp-frq));
        Vz_w(i,j) = FFT_v(bi,i,j);
    end
end
%----- Bien doi Laplace -----
Lap_Vz = 4*del2(Vz_w);
Lap_Vz = (10^6)*Lap_Vz; % Boi vi delta(x) = 1mm => d2(x)= 10^(-6)
for i=1:80
    for j=1:80
        mu_est(i,j) = (-rho*w^2*Vz_w(i,j))/Lap_Vz(i,j);
        mu1_est1(i,j) = real(mu_est(i,j));
        eta_est1(i,j) = imag(mu_est(i,j))/w;
    end
end
%-----median filter-----
[ output_image ] = Median_filter(mu1_est1);
mu1_est1 = output_image;
[ output_image ] = Median_filter(eta_est1);
eta_est1 = output_image;
%-----Anh uoc luong -----
for i=1:3
    mu1_est1(i,:) = mu1_est1(i+3,:);
    eta_est1(i,:) = eta_est1(i+3,:);
end
for j=1:3
    mu1_est1(:,j) = mu1_est1(:,j+3);
    eta_est1(:,j) = eta_est1(:,j+3);
end
a = 2; % s_pixel c_n c_t
mu1_est1_crop = mu1_est1(1+a:end-a, 1+a:end-a);
figure(31);
imagesc(mu1_est1_crop);
title('Etimated-elasticity image (source 1)');
figure(3); % Estimated elasticity image
imagesc(mu1_est1);
title('Etimated-elasticity image (source 1)');
% [ Q_value ] = Q_index(mu1, mu1_est1);
% Q_mu1_s1 = Q_value
b = 2; % s_pixel c_n c_t
eta_est1_crop = eta_est1(1+b:end-b, 1+b:end-b);
figure(32);

```

```

imagesc(eta_est1_crop);
title('Estimated-viscosity image (source 1)');
figure(4);      % Estimated viscosity image
imagesc(eta_est1);
title('Estimated-viscosity image (source 1)');
[ Q_value ] = Q_index(mu1_crop, mu1_est1_crop);
Q_mu1_s1 = Q_value
[ Q_value ] = Q_index(eta_crop, eta_est1_crop);
Q_eta_s1 = Q_value
[ RMSE_value ] = RMSE(mu1_crop, mu1_est1_crop);
R_mu1_s1 = RMSE_value
%-----
[ RMSE_value ] = RMSE(eta_crop, eta_est1_crop);
R_eta_s1 = RMSE_value
%----- Do thi van toc theo khong gian khi dung FDTD %----- lay 1 tia van toc --
-----
v = zeros(n,80);
est_v = zeros(n,80);
for i=1:80
    v(:,i) = vz_time(:,i,i);
    est_v(:,i) = vz_time_lms(:,i,i);
end
%-----
figure(5);
grid on;
hold on;
k=500;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(501);
grid on;
hold on;
k=1000;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.0015 0.0015]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1.5);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(502);
grid on;
hold on;
k=1200;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.0015 0.0015]);
set(y1, 'LineWidth', 3);

```

```

set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal','Estimated');
figure(503);
grid on;
hold on;
k=1400;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1,'LineWidth',3);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal','Estimated');
figure(504);
grid on;
hold on;
k=1600;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1,'LineWidth',3);
set(y2,'LineWidth',1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal','Estimated');
%-----
figure(6);
y1 = plot(mu1(25,:));
hold on;
y2 = plot(mu1_est1(25,:), 'r');
set(y1,'LineWidth',3);
set(y2,'LineWidth',2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-elasticity (source 1)');
axis([1 80 4000 10000]);
%-----
figure(7);
y1 = plot(eta(40,:));
hold on;
y2 = plot(eta_est1(40,:), 'r');
set(y1,'LineWidth',3);
set(y2,'LineWidth',2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-viscosity (source 1)');
axis([1 80 0 3]);
%===== vi tri kim rung doi dien
%===== Source 2
vz = zeros(81,81);      % reset v_n t_c

```

```

vz_time = zeros(n,81,81);
temp = zeros(81,81);
sgm_zx = zeros(80,80);
sgm_zy = zeros(80,80);
for t=1:n
    % ----- __t ngu_n phát t_i góc d__i trái -----
    vz(40,81) = A*cos(w*(t-1)*dt);
    vz(41,81) = A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi));
    vz(39,81) = A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi));
    vz(40,80) = A*cos(w*(t-1)*dt + dx/(2*pi));
    % ----- C_p nh_t tr__ng v_n t_c b_ng FDTD -----
    for i=2:80
        for j=2:80
            sgm_zx(i,j) = sgm_zx(i,j) + mu1(i,j)*dt/dx*(vz(i+1,j)-vz(i,j)) + eta(i,j)/dx*(vz(i+1,j)-vz(i,j))
            - eta(i,j)/dx*(temp(i+1,j)-temp(i,j));
            sgm_zy(i,j) = sgm_zy(i,j) + mu1(i,j)*dt/dy*(vz(i,j+1)-vz(i,j)) + eta(i,j)/dy*(vz(i,j+1)-vz(i,j))
            - eta(i,j)/dy*(temp(i,j+1)-temp(i,j));

            temp(i,j) = vz(i,j);
            vz(i,j) = vz(i,j) + dt/(rho*dx)*(sgm_zx(i,j)-sgm_zx(i-1,j)) + dt/(rho*dy)*(sgm_zy(i,j)-
            sgm_zy(i,j-1));
        end
    end
    vz_time(t,,:) = vz(:,,:);
end
% Tao nhieu cho vz_time(t,:)
for i=1:81
    for j=1:81
        noise(:,i,j) = A_noise*randn(n,1,1); %0.0015
        vz_time_noise(:,i,j) = vz_time(:,i,j) + noise(:,i,j);
    end
end
%===== Loc vz_time su dung LMS
for i=1:80
    for j=1:80
        measured_signal = vz_time_noise(:,i,j);
        nhieu = noise(:,i,j);
        [desired_signal, wlms] = LMS_filter(measured_signal,nhieu);
        vz_time_lms(:,i,j) = desired_signal;
    end
end
%===== AHI
%===== Bien doi Fourier cua Vz_time
L=length(vz_time(:,1,1));
FFT_v = zeros(L,80,80);
Vz_w = zeros(80,80);
for i=1:80
    for j=1:80
        xx = vz_time_lms(1:L,i,j) ; % khung thoi gian su dung
        FFT_v(:,i,j) = fft(xx); % du lieu da loc
        temp = linspace(0,1/dt,L);
        [ai,bi]=min(abs(temp-frq));
        Vz_w(i,j) = FFT_v(bi,i,j);
    end
end
end

```

```

figure(16);
subplot(311)
plot(vz_time(:,60,60))
subplot(312)
plot(vz_time_noise(:,60,60))
subplot(313)
plot(vz_time_lms(:,60,60),'r')
%----- Bien doi Laplace -----
Lap_Vz = 4*del2(Vz_w);
Lap_Vz = (10^6)*Lap_Vz; % Boi vi delta(x) = 1mm => d2(x)= 10^(-6)
for i=1:80
    for j=1:80
        mu_est(i,j) = (-rho*w^2*Vz_w(i,j))/Lap_Vz(i,j);
        mu1_est2(i,j) = real(mu_est(i,j));
        eta_est2(i,j) = imag(mu_est(i,j))/w;
    end
end
%-----median filter-----
[ output_image ] = Median_filter(mu1_est2);
mu1_est2 = output_image;
[ output_image ] = Median_filter(eta_est2);
eta_est2 = output_image;
%-----Anh uoc luong -----
for i=78:80
    mu1_est2(i, :) = mu1_est2(i-3, :);
    eta_est2(i, :) = eta_est2(i-3, :);
end
for j=78:80
    mu1_est2(:, j) = mu1_est2(:, j-3);
    eta_est2(:, j) = eta_est2(:, j-3);
end
a1 = 2; % s_ pixel c_n c_t
mu1_est2_crop = mu1_est2(1+a1:end-a1, 1+a1:end-a1);
figure(41);
imagesc(mu1_est2_crop);
title('Estimated-elasticity image (source 2)');

figure(8);      % Estimated elasticity image
imagesc(mu1_est2);
title('Estimated-elasticity image (source 2)');
%-----
b1 = 2; % s_ pixel c_n c_t
eta_est2_crop = eta_est2(1+b1:end-b1, 1+b1:end-b1);
figure(42);
imagesc(eta_est2_crop);
title('Estimated-viscosity image (source 2)');
figure(9);      % Estimated viscosity image
imagesc(eta_est2);
title('Estimated-viscosity image (source 2)');
% [ Q_value ] = Q_index(eta, eta_est2);
% Q_eta_s2 = Q_value
[ Q_value ] = Q_index(mu1_crop, mu1_est2_crop);
Q_mu1_s2 = Q_value

[ Q_value ] = Q_index(eta_crop, eta_est2_crop);

```

```

Q_eta_s2 = Q_value
%-----
[ RMSE_value ] = RMSE(mu1_crop, mu1_est2_crop);
R_mu1_s2 = RMSE_value
%-----
[ RMSE_value ] = RMSE(eta_crop, eta_est2_crop);
R_eta_s2 = RMSE_value
%-----
figure(17);
y1 = plot(mu1(40,:));
hold on;
y2 = plot(mu1_est2(40,:), 'r');
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal', 'Estimated');
title('Estimated-elasticity (source 2)');
axis([1 80 4000 10000]);
%-----
figure(18);
y1 = plot(eta(40,:));
hold on;
y2 = plot(eta_est2(40,:), 'r');
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal', 'Estimated');
title('Estimated-viscosity (source 2)');
axis([1 80 0 3]);
%----- Do thi van toc theo khong gian khi dung FDTD
%----- lay 1 tia van toc -----
v = zeros(n,80);
est_v = zeros(n,80);
for i=1:80
    v(:,i) = vz_time(:,i,i);
    est_v(:,i) = vz_time_lms(:,i,i);
end
%-----
figure(10);
grid on;
hold on;
k=600;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(101);
grid on;
hold on;

```

```

k=700;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.0015 0.0015]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1.5);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(102);
grid on;
hold on;
k=800;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1.5);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(103);
grid on;
hold on;
k=1000;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(104);
grid on;
hold on;
k=900;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.0015 0.0015]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal', 'Estimated');
figure(105);
grid on;
hold on;
k=1100;
y1=plot(v(k,:), 'b');
y2=plot(est_v(k,:), 'r');
axis([0 80 -0.001 0.001]);
set(y1, 'LineWidth', 3);
set(y2, 'LineWidth', 1);
xlabel('Spatial location');

```

```

ylabel('Velocity [m s-1]');
legend('Ideal','Estimated');
%-----
for i = 1:80
    for j = 1:80
        if j <= 40 % n_a trái l_y t_ source 1
            mu1_est(i,j) = mu1_est1(i,j);
            eta_est(i,j) = eta_est1(i,j);
        else % n_a ph_i l_y t_ source 2
            mu1_est(i,j) = mu1_est2(i,j);
            eta_est(i,j) = eta_est2(i,j);
        end
    end
end
%-----
c = 2; % s_ pixel c_n c_t
mu1_est_crop = mu1_est(1+c:end-c, 1+c:end-c);

figure(21);
imagesc(mu1_est_crop);
title('Estimated-elasticity image (2 sources)');
figure(11);
imagesc(mu1_est);
title('Estimated-elasticity image (2 sources)');
%-----
d = 2; % s_ pixel c_n c_t
eta_est_crop = eta_est(1+d:end-d, 1+b:end-d);
figure(22);
imagesc(eta_est_crop);
title('Estimated-viscosity image (2 sources)');
figure(12);
imagesc(eta_est);
title('Estimated-viscosity image (2 sources)');
%-----
figure(13);
y1 = plot(mu1(40,:));
hold on;
y2 = plot(mu1_est(40,:),'r');
set(y1,'LineWidth',3);
set(y2,'LineWidth',2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Elasticity [Pa]');
legend('Ideal','Estimated');
title('Estimated-elasticity (2 sources)');
axis([1 80 4000 10000]);
%-----
figure(14);
y1 = plot(eta(40,:));
hold on;
y2 = plot(eta_est(40,:),'r');
set(y1,'LineWidth',3);
set(y2,'LineWidth',2);
xlabel('Spatial location');
ylabel('Viscosity [Pa.s]');
legend('Ideal','Estimated');

```



```

title('Estimated-viscosity (2 sources)');
axis([1 80 0 3]);
%-----
figure(15);
subplot(311)
plot(vz_time(:,40,10))
subplot(312)
plot(vz_time_noise(:,40,10))
subplot(313)
plot(vz_time_lms(:,40,10),'r')
[ Q_value ] = Q_index(mu1_crop, mu1_est_crop);
Q_mu1_s1s2 = Q_value
%-----
[ Q_value ] = Q_index(eta_crop, eta_est_crop);
Q_eta_s1s2 = Q_value
%-----
[ RMSE_value ] = RMSE(mu1_crop, mu1_est_crop);
R_mu1_s1s2 = RMSE_value
%-----
[ RMSE_value ] = RMSE(eta_crop, eta_est_crop);
R_eta_s1s2 = RMSE_value
toc

```

LMS FILTER

```

function [desired_signal, wlms] = LMS_filter(measured_signal,nhieu)
%UNTITLED Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
n = length(measured_signal);
N = n-1;
order = 2;
desired_signal = zeros(1,n);
ref = nhieu'+0.00002*randn;
weight=zeros(order,1);
muy=0.2;
wlms=[];
for k=1:N-order
    wlms=[wlms weight];
    buffer = ref(k:k+order-1); %current 32 points of reference
    desired_signal(k) = measured_signal(k)-buffer*weight; %dot product reference and coeffs
    weight=weight+(buffer.*muy*desired_signal(k)/norm(buffer)); %update coeffs
end
end

```

MEDIAN FILTER

```

function [ output_image ] = Median_filter( input_image )
%ham loc trung vi
s=size(input_image);
output_image = zeros(s(1),s(2));
temp = zeros(1,9);
for i=2:s(1)-1
    for j=2:s(2)-1
        temp(1) = input_image(i-1,j-1);
        temp(2) = input_image(i-1,j);
        temp(3) = input_image(i-1,j+1);

```

```

temp(4) = input_image(i,j-1);
temp(5) = input_image(i,j);
temp(6) = input_image(i,j+1);

temp(7) = input_image(i+1,j-1);
temp(8) = input_image(i+1,j);
temp(9) = input_image(i+1,j+1);
%sap xep lai temp
temp1 = sort(temp);
%gan vao anh dau ra
output_image(i,j) = temp1(5);
end
end
end

```

RMSE

```

function [ RMSE_value ] = RMSE(image1, image2 )
%UNTITLED Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
s=size(image1);
%-----Caculate MSE-----
tongbinhphuong = 0;
for i=1:s(1)
    for j=1:s(2)
        tongbinhphuong = tongbinhphuong + (image1(i,j)-image2(i,j))^2;
    end
end
RMSE_value = sqrt(tongbinhphuong/(s(1)*s(2)));
end

```

Q-Index

```

function [ Q_value ] = Q_index(image1, image2 )
%UNTITLED Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here
s=size(image1);
%-----tinh gia tri trung binh cua cac anh-----
x_sum = 0;
y_sum = 0;
for i=1:s(1)
    for j=1:s(2)
        x_sum = x_sum + image1(i,j);
        y_sum = y_sum + image2(i,j);
    end
end
x_mean = x_sum/(s(1)*s(2)); % gia tri trung binh cua anh goc
y_mean = y_sum/(s(1)*s(2)); % gia tri trung binh cua anh kiem tra
%-----tinh cac gia tri sigma-----
sigma_2_x_sum = 0;
sigma_2_y_sum = 0;
sigma_x_y_sum = 0;
for i=1:s(1)
    for j=1:s(2)
        sigma_2_x_sum = sigma_2_x_sum + (image1(i,j)- x_mean)^2;
        sigma_2_y_sum = sigma_2_y_sum + (image2(i,j)- y_mean)^2;
        sigma_x_y_sum = sigma_x_y_sum + (image1(i,j)- x_mean)*(image2(i,j)- y_mean);
    end
end

```

```

    end
end
sigma_2_x = sigma_2_x_sum/(s(1)*s(2)-1);
sigma_2_y = sigma_2_y_sum/(s(1)*s(2)-1);
sigma_x_y = sigma_x_y_sum/(s(1)*s(2)-1);
%-----tinh toan Q index-----
Q_value = 4*sigma_x_y*x_mean*y_mean/((sigma_2_x + sigma_2_y)*(x_mean^2 + y_mean^2));
end
CHART

clc
clear all;
close all;
SNR_db = [19 21 23 25 27 29];
Q_mu1_S1 = [0.6619 0.7245 0.8207 0.8479 0.8947 0.9191];
Q_mu1_S2 = [0.7695 0.8229 0.8470 0.8972 0.9126 0.9355];
Q_mu1_S1S2 = [0.9276 0.9461 0.9538 0.9607 0.9635 0.9654];
Q_eta_S1 = [0.1980 0.2275 0.3363 0.3746 0.5206 0.5818];
Q_eta_S2 = [0.2400 0.3096 0.4329 0.4528 0.5472 0.6089];
Q_eta_S1S2 = [0.5322 0.6225 0.7088 0.7986 0.8613 0.8697];
R_mu1_S1 = [1.4564e+03 1.2110e+03 886.5021 793.0457 624.2503 527.2902];
R_mu1_S2 = [1.0877e+03 876.9843 794.1459 613.4825 548.7726 459.5885];
R_mu1_S1S2 = [490.5982 410.0846 377.6659 345.7800 332.2121 323.0020];
R_eta_S1 = [0.6971 0.6013 0.4751 0.4376 0.3343 0.2911];
R_eta_S2 = [0.5911 0.5039 0.3996 0.3688 0.3133 0.2738];
R_eta_S1S2 = [0.3269 0.2690 0.2176 0.1743 0.1425 0.1349];
%-----Ve do thi
figure(1);
hold on;
grid on;
title('Q-index for estimated-elasticity image');
xlabel('SNR [dB]');
ylabel('Q-index');
axis([min(SNR_db)-0.5 max(SNR_db)+0.5 0 1]);
y1=plot(SNR_db, Q_mu1_S1,'-or');
y2=plot(SNR_db, Q_mu1_S2,'-ok');
y3=plot(SNR_db, Q_mu1_S1S2,'-ob');
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',2);
set(y3,'LineWidth',2);
legend('Source 1','Source 2', 'Combine sources 1&2', 'Location','southeast');
%-----
figure(2);
hold on;
grid on;
title('Q-index for estimated-viscosity image');
xlabel('SNR [dB]');
ylabel('Q-index');
axis([min(SNR_db)-0.5 max(SNR_db)+0.5 0 1]);
y1=plot(SNR_db, Q_eta_S1,'-or');
y2=plot(SNR_db, Q_eta_S2,'-ok');
y3=plot(SNR_db, Q_eta_S1S2,'-ob');
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',2);
set(y3,'LineWidth',2);

```

```

legend('Source 1','Source 2', 'Combine sources 1&2', 'Location','southeast');
%-----
figure(3);
hold on;
grid on;
title('RMSE for estimated-elasticity image');
xlabel('SNR [dB]');
ylabel('RMSE');
axis([min(SNR_db)-0.5 max(SNR_db)+0.5 300 1600]);
y1=plot(SNR_db, R_mu1_S1,'-or');
y2=plot(SNR_db, R_mu1_S2,'-ok');
y3=plot(SNR_db, R_mu1_S1S2,'-ob');
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',2);
set(y3,'LineWidth',2);
legend('Source 1','Source 2', 'Combine sources 1&2');
%-----
figure(4);
hold on;
grid on;
title('RMSE for estimated-viscosity image');
xlabel('SNR [dB]');
ylabel('RMSE');
axis([min(SNR_db)-0.5 max(SNR_db)+0.5 0.1 0.7]);
y1=plot(SNR_db, R_eta_S1,'-or');
y2=plot(SNR_db, R_eta_S2,'-ok');
y3=plot(SNR_db, R_eta_S1S2,'-ob');
set(y1,'LineWidth',2);
set(y2,'LineWidth',2);
set(y3,'LineWidth',2);
legend('Source 1','Source 2', 'Combine sources 1&2');

```