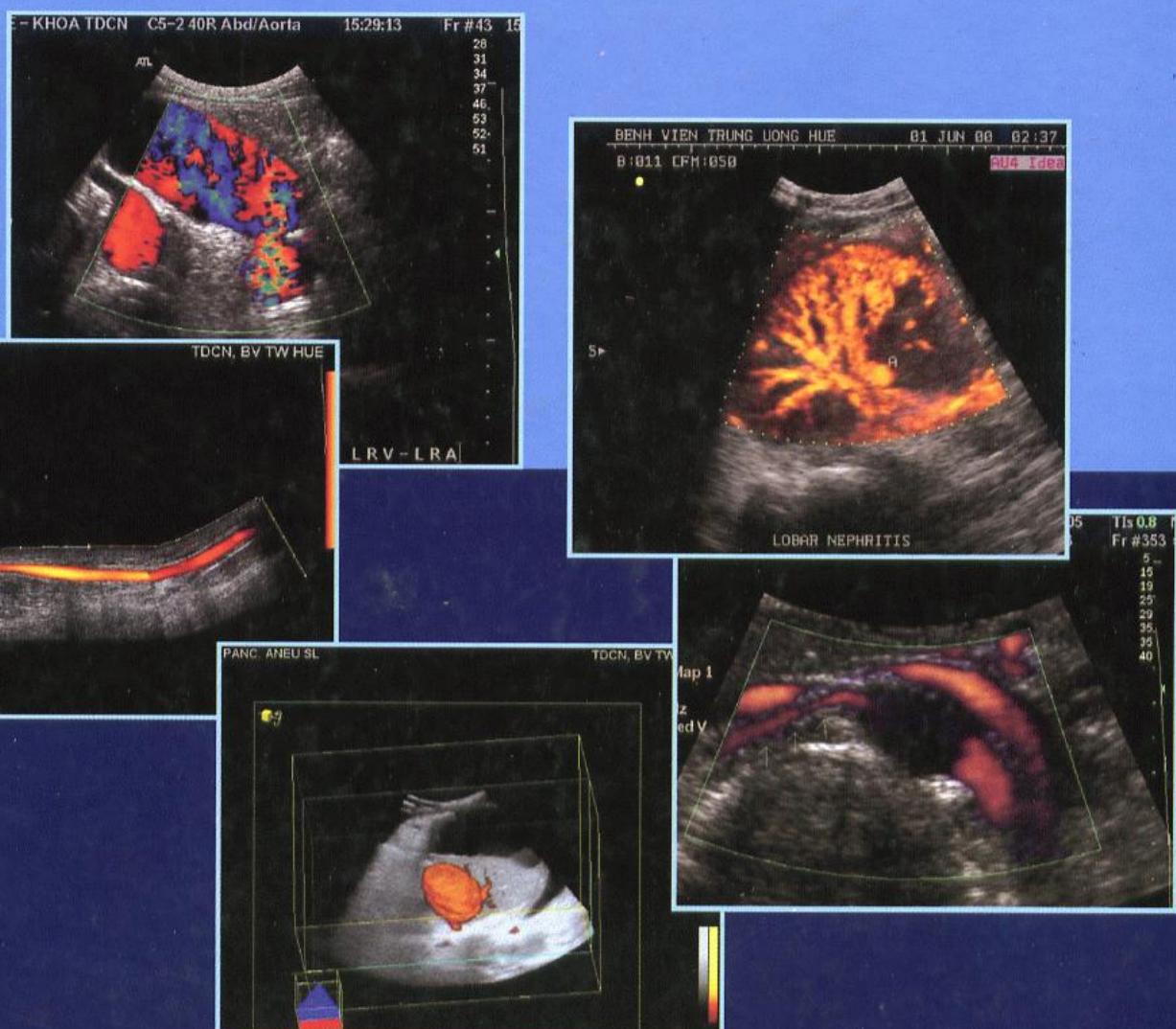


SIÊU ÂM BỤNG TỔNG QUÁT

1.440 HÌNH MINH HỌA

(TÁI BẢN CÓ SỬA ĐỔI)

NGUYỄN PHƯỚC BẢO QUÂN



NHÀ XUẤT BẢN Y HỌC

CHƯƠNG I

CƠ SỞ VẬT LÝ

I - KỸ THUẬT GHI HÌNH SIÊU ÂM

1. VẬT LÝ HỌC CỦA SÓNG ÂM

1.1. Bản chất sóng âm

Các môi trường chất đàn hồi (khí, lỏng hay rắn) có thể coi như những môi trường liên tục gồm những phần tử liên kết chặt chẽ với nhau. Lúc bình thường, mỗi phần tử có một vị trí cân bằng bền. Nếu tác động một lực lên một phần tử A nào đó của môi trường thì phần tử này rời khỏi vị trí cân bằng bền. Do tương tác tạo nên bởi các mối liên kết với các phần tử bên cạnh, một mặt phần tử A bị kéo về vị trí cân bằng, một mặt cũng chịu tác dụng bởi lực tác động nên phần tử A chuyển động qua lại quanh vị trí cân bằng, có nghĩa là phần tử A thực hiện chuyển động dưới dạng dao động. Hiện tượng tiếp tục xảy ra đối với các phần tử khác của môi trường. Dạng dao động cơ, có tính chất lặp đi lặp lại, lan truyền trong môi trường đàn hồi được gọi là sóng đàn hồi hay sóng cơ, nói một cách khác sóng là một hiện tượng vật lý trong đó năng lượng được dẫn truyền dưới dạng dao động của các phần tử vật chất.

Về bản chất sóng âm là sóng cơ học do đó tuân theo mọi qui luật đối với sóng cơ, có thể tạo ra sóng âm bằng cách tác động một lực cơ học vào môi trường truyền âm.

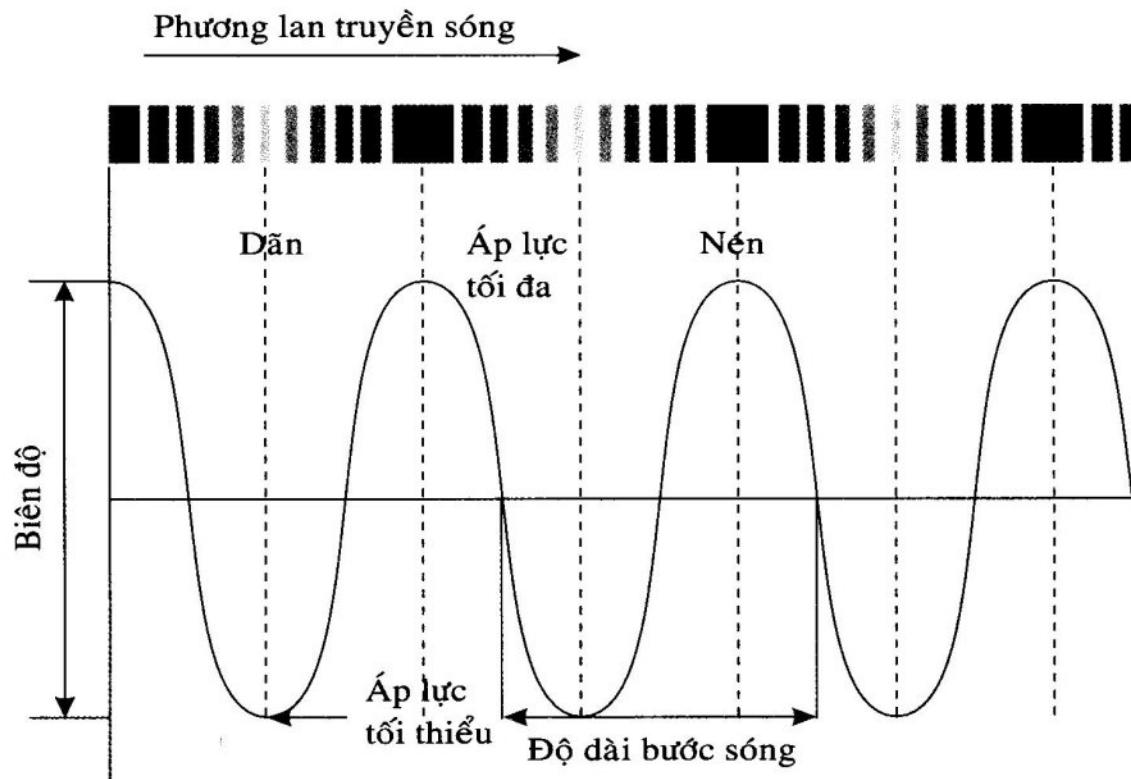
Ví dụ 1: Tác động một lực làm rung lên âm thanh gây ra cho các phân tử trong không khí bị nén lại hay giãn ra tùy theo hướng chuyển động của âm thanh, phân tử đầu tiên bị tác động sẽ ảnh hưởng đến phân tử kế tiếp... và cứ thế mà có sự lan truyền sóng ra mọi hướng (và cũng nhờ thế mà tai người ở bất kỳ vị trí nào xung quanh âm thanh đều nghe âm vang của âm thanh).

Ví dụ 2: Đánh vào mặt trống; tác động dòng điện làm rung màng loa; đạn bay trong không khí...

1.2. Các đại lượng đặc trưng

Khi nói đến sóng âm người ta phải biết tới những đại lượng đặc trưng như: Vận tốc truyền âm; Tần số; Chu kỳ và Độ dài sóng âm; Hình 1.1. biểu diễn sóng âm là tập hợp của các nén và giãn. Sự thay đổi này là tuần tự theo dạng hình sin

với các cực đại thể hiện áp lực cao nhất (max) và các cực tiểu thể hiện áp lực thấp nhất (hình 1.1).



Hình 1.1. Sóng âm là tập hợp các nén và dãn

- + Chu kỳ $T=[s]$ là khoảng thời gian thực hiện một nén và một dãn.
- + Số chu kỳ thực hiện được trong một giây gọi là tần số $f=[Hz]$
- + Vận tốc truyền của sóng âm là quãng đường mà sóng truyền được sau một đơn vị thời gian. Trong lý thuyết đàn hồi người ta đã chứng minh được trong môi trường đẳng hướng vận tốc của sóng dọc bằng:

$$v = \sqrt{\frac{1}{\alpha \cdot \rho}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (\text{m/s}) \quad (1.1)$$

Trong đó: α ; $E=1/\alpha$; ρ lần lượt là hệ số đàn hồi; suất đàn hồi (còn gọi là suất Yang) và khối lượng riêng của môi trường hay còn gọi là mật độ của môi trường.

+ Độ dài bước sóng $\lambda=[\mu m]$: là quãng đường mà sóng truyền được sau khoảng thời gian bằng một chu kỳ: $\lambda = vT = v/f$.

Từ trên hình vẽ ta thấy bước sóng là khoảng cách ngắn nhất giữa hai điểm có dao động cùng pha.

Ngoài ra, để đặc trưng cho độ lớn của áp lực âm học mà các phân tử trong môi trường nhận được khi chịu tác động của nguồn phát sóng âm, người ta đưa ra hai величины P và I:

+ *Công suất P*: mức năng lượng được truyền từ đầu dò vào môi trường, đơn vị đo của P là W hoặc mW. Thông thường năng lượng phát ra từ đầu dò trong lĩnh vực siêu âm chẩn đoán, nằm trong phạm vi từ 1 mW đến 10 mW.

+ *I*: Cường độ của sóng âm, biểu thị cho năng lượng của sóng âm trên một đơn vị diện tích, đơn vị đo của I là W/cm^2 hoặc mW/cm^2 .

1.3. Phân loại sóng âm

1.3.1. Phân loại theo phương dao động

Dựa vào cách truyền sóng, người ta chia sóng cơ ra làm hai loại: sóng dọc và sóng ngang.

- Sóng ngang là sóng mà phương dao động của các phần tử môi trường vuông góc với tia sóng. Sóng ngang xuất hiện trong các môi trường có tính đàn hồi về hình dạng. Tính chất này chỉ có ở vật rắn.

- Sóng dọc là sóng mà phương dao động của các phần tử môi trường trùng với tia sóng. Sóng dọc xuất hiện trong các môi trường chịu biến dạng về thể tích, do đó nó truyền được trong các vật rắn cũng như môi trường lỏng và khí.

Sóng siêu âm ứng dụng trong siêu âm chẩn đoán thuộc loại sóng dọc.

1.3.2. Phân loại theo tần số

Sóng âm được chia theo dải tần số thành 3 vùng chính:

+ Sóng âm tần số cực thấp hay còn gọi là vùng hạ âm (*Infrasound*)

$$f < 16 \text{ Hz}$$

Ví dụ: Sóng địa chấn

+ Sóng âm tần số nghe thấy (*Audible sound*)

$$f = 16 \text{ Hz} - 20 \text{ kHz}$$

+ Sóng siêu âm (*Ultrasound*)

$$f > 20 \text{ kHz}$$

Các nguồn sóng siêu âm có trong tự nhiên: Dơi, một vài loài cá biển phát sóng siêu âm để định hướng... nói chung các sóng này nằm trong vùng tần số 20 – 100 kHz. Sóng siêu âm ứng dụng trong y học có tần số từ 700 KHz đến 50 MHz, trong đó siêu âm chẩn đoán sử dụng các tần số từ 2 MHz đến 50 MHz.

2. CƠ SỞ VẬT LÝ CỦA PHƯƠNG PHÁP GHI HÌNH SIÊU ÂM VÀ CÁC YẾU TỐ QUYẾT ĐỊNH

- Tạo hình bằng siêu âm được đưa vào ứng dụng trong chẩn đoán Y học từ những năm 50. Cơ sở của kỹ thuật ghi hình siêu âm chính là sự tương tác của tia siêu âm với các tổ chức trong cơ thể, sự tương tác này phụ thuộc vào:

+ Tốc độ truyền của sóng âm trong môi trường

+ Trở kháng âm của môi trường

+ Các quy luật chi phối sự truyền âm.

+ Sự hấp thụ của tổ chức

F106

+ Thông số ($f; \lambda$) của sóng siêu âm và cấu trúc hình học của tổ chức.

2.1. Tốc độ truyền của sóng Siêu âm

Đôi khi còn được ký hiệu là "c"- như đã nêu trên, rất phụ thuộc vào môi trường truyền. Trên bảng 1.2 cho ta thấy vận tốc truyền của sóng siêu âm trong những môi trường khác nhau là rất khác nhau. Tốc độ trung bình của sóng siêu âm trong các tổ chức phần mềm $v \approx 1540$ m/s. Biết được vận tốc truyền, khi đo thời gian đi và về của sóng siêu âm ta xác định được độ sâu của bề mặt phản xạ.

2.2. Trở kháng âm của môi trường và các định luật truyền âm

2.2.1. Trở kháng âm z

Trở kháng âm của môi trường, có thể gọi nôm na là độ vang hay độ dội của sóng âm trong môi trường:

$$z = c \times \rho \text{ (velocity x density)} = [\text{rayls}] \quad (1.2)$$

Trong đó: $\rho = [\text{kg/m}^3]$ - mật độ của môi trường

$c = [\text{m/s}]$ - vận tốc lan truyền của sóng âm trong môi trường

Trở kháng âm của môi trường có vai trò quyết định đối với biên độ của sóng phản xạ trên mặt phân cách giữa hai môi trường. Trên bảng 1.1. ta có trở kháng âm của một số môi trường khác nhau.

Bảng 1.1. Trở kháng âm của một số môi trường sinh học

Môi trường	Z (rayls)
- Không khí	$0,0004 \times 10^6$
- Phổi	$0,18 \times 10^6$
- Mõ	$1,34 \times 10^6$
- Nước	$1,48 \times 10^6$
- Gan	$1,65 \times 10^6$
- Máu	$1,65 \times 10^6$
- Thận	$1,63 \times 10^6$
- Cơ	$1,71 \times 10^6$
- Xương	$7,8 \times 10^6$

2.2.2. Sự phản hồi và sự khúc xạ

Sóng âm truyền đi vào môi trường theo những tia gọi là tia âm. Thí nghiệm chứng tỏ tia âm cũng có thể bị phản xạ, khúc xạ, tán xạ và hấp thụ như tia sáng.

Phản xạ và khúc xạ: Khi sóng âm truyền trong môi trường đồng nhất và thẳng hướng nó sẽ truyền theo phương thẳng; khi gặp mặt phân cách đủ lớn (kích thước $\Phi >> \lambda$) giữa hai môi trường có trở kháng âm khác nhau, tức là có vận tốc truyền

âm khác nhau, tia âm sẽ tuân theo định luật phản xạ và khúc xạ. Một phần năng lượng của sóng âm sẽ phản xạ ngược trở lại và phần còn lại sẽ truyền tiếp vào môi trường thứ hai.

Độ lớn của năng lượng phản xạ phụ thuộc vào sự khác biệt của trở kháng âm Δz giữa hai môi trường. Hệ số phản xạ K được tính theo công thức:

$$K = \frac{Pr}{Pi} = \left[\frac{Z_2 \cos \theta_t - Z_1 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_t + Z_1 \cos \theta_i} \right]^2 \quad (1.3)$$

Trong đó:

θ_i : góc tới; θ_r : góc phản xạ; θ_t : góc khúc xạ

Pr - biên độ áp lực của sóng phản hồi; Pi - biên độ áp lực của sóng tới
 Z_1 ; Z_2 : trở kháng âm của hai môi trường

Ở đây sẽ xảy ra hai trường hợp:

- Trường hợp 1: Tia tới vuông góc với mặt phân cách: $\theta_i = \theta_r = 0$

Hệ số phản hồi của mặt phân cách sẽ được tính theo công thức:

$$\cos \theta_i = \cos \theta_r = 1 \text{ nên: } K = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2$$

- Trường hợp 2: Tia tới tạo một góc $\theta_i \neq 0$. Theo định luật phản xạ góc phản xạ bằng góc tới $\theta_i = \theta_r$. Sóng truyền tiếp lúc này không còn cùng hướng với sóng tới và tạo một góc $\theta_t \neq \theta_i$, hiện tượng này gọi là hiện tượng khúc xạ, góc khúc xạ θ_t phụ thuộc vào vận tốc truyền âm trong hai môi trường và được xác định bởi công thức:

$$\sin \theta_t = \frac{c_2}{c_1} \times \sin \theta_i \quad (1.4)$$

Với $c_2 > c_1$, xét $\theta_t = 90^\circ$: $\sin \theta_i = c_1 / c_2$, ta có $\theta_{icritic} = \arcsin(c_1 / c_2)$

Hiện tượng này gọi là hiện tượng phản xạ toàn phần. Như vậy với tất cả các các góc $\theta_i \geq \theta_{icritic}$ sóng âm sẽ không khúc xạ được sang môi trường thứ hai bên kia mặt phân cách và toàn bộ năng lượng được phản xạ trở lại môi trường thứ nhất.

Ngoài ra dù với $c_2 > c_1$ hay $c_2 < c_1$, nếu góc tới $\theta_i \approx 90^\circ$ (tia tới đi gần như tiếp tuyến với mặt phân cách) thì sóng âm chỉ trượt trên bề mặt phân cách mà không truyền tiếp vào môi trường thứ hai.

Cả hai hiện tượng trên (phản xạ toàn phần và tia tới truyền tiếp tuyến với mặt phân cách) giải thích cho sự xuất hiện bóng lưng bên (Lateral shadowing) ở những cấu trúc hình cầu và mặt cắt ngang cấu trúc ống trên hình ảnh siêu âm.

Từ hai công thức nêu trên ta thấy hệ số phản hồi của mặt phân cách giữa hai môi trường phụ thuộc vào $\Delta Z = (Z_1 - Z_2)$ giữa hai môi trường:

Δz càng lớn thì năng lượng phản xạ càng lớn và chỉ còn một phần rất nhỏ năng lượng sóng siêu âm đi được xuống môi trường bên dưới mặt phân cách. Nếu Δz là vừa đủ để nhận biết mặt phân cách thì một phần lớn năng lượng của sóng siêu âm sẽ truyền được xuống dưới mặt phân cách và tiếp tục cho thêm thông tin về cấu trúc bên dưới.

Nhìn vào bảng 1.1. ta thấy Δz giữa mô mềm và không khí hoặc mô mềm và xương là rất lớn, do đó trong ghi hình siêu âm nếu sóng siêu âm gặp những mặt phân cách này thì hầu hết năng lượng sẽ bị phản xạ trở lại, sóng truyền tiếp sẽ rất nhỏ và ta sẽ không nhận được thông tin từ cấu trúc bên dưới mặt phân cách này, đó cũng chính là lý do tại sao trong siêu âm chẩn đoán ta phải dùng Gel tiếp xúc, nhằm tạo ra tiếp xúc không có không khí - Airless Contact.

2.2.3. Sự tán xạ

Một hiện tượng quan trọng khác trong tạo hình bằng siêu âm đó là hiện tượng tán xạ của tia siêu âm khi gặp các cấu trúc nhỏ (có kích thước $\varnothing < \lambda$) hoặc với bề mặt không đồng đều. Khi đó tia siêu âm sẽ bị tán xạ đi khắp các hướng, và chỉ có một phần rất nhỏ chắc chắn tới được đầu dò. Tuy vậy mặc dù việc ghi nhận các tia tán xạ là rất khó khăn song chúng ta phải thừa nhận rằng chúng có một lợi thế đó là không phụ thuộc vào góc tới của tia siêu âm, và rất quan trọng trong việc đánh giá các cấu trúc nhỏ, ví dụ như độ đồng đều của nhu mô gan, tụ hay vách liên thất..., và các máy siêu âm chẩn đoán ngày nay chủ yếu làm việc trên các tia tán xạ.

2.2.4. Sự hấp thụ của tổ chức và độ suy giảm của năng lượng tia siêu âm (sự hút âm), khuếch đại bù

Khi sóng âm truyền đi trong tổ chức thì biên độ và năng lượng của tia siêu âm bị suy giảm theo khoảng cách, sự suy giảm của biên độ áp âm theo khoảng cách tuân theo hàm số:

$$p(d) = p_0 \cdot e^{-\alpha \cdot f \cdot d} \quad (1.5)$$

- + p - biên độ áp âm; $p_0 = p(d=0)$
- + α - Hệ số suy giảm âm của môi trường truyền
- + f - Tần số của sóng siêu âm
- + d - Độ sâu cần tới.

Các nguyên nhân gây ra sự suy giảm của năng lượng tia siêu âm đó là:

- + Sự phản xạ và tán xạ trên các tổ chức

+ Sự hấp thụ của môi trường do một phần năng lượng của tia siêu âm bị chuyển đổi thành năng lượng của các dao động nhiệt, nhưng trong siêu âm chẩn đoán, phần năng lượng này quá nhỏ và không thể gây ra các biến đổi về nhiệt độ.

Mức độ suy giảm năng lượng này thường được tính bằng [dB] hay [dB/cm], đơn vị đo này được hiểu như sau: ví dụ tại khoảng cách d_1 biên độ của áp âm là p_1 ; ở khoảng cách d_2 biên độ đó là p_2 ; ta nói khi đi từ d_1 đến d_2 biên độ áp âm đã suy giảm đi $D[\text{dB}]$, với D được tính theo công thức:

$$D[\text{dB}] = 20 \log (p_2/p_1) \quad (1.6)$$

Đối với mô mềm và $f = 0,2 \text{ MHz} - 100\text{MHz}$, có thể áp dụng công thức gần đúng sau: Độ suy giảm $D[\text{dB}] = f[\text{MHz}] \cdot d[\text{cm}] \cdot \alpha$

Bảng 1.2. Tính chất âm học của một số môi trường sinh học.

Môi trường	Mật độ [kg/m ³ × 10 ³]	Vận tốc [m/s]	Khoảng cách giảm ½ năng lượng ở 2MHz [cm]	Hệ số hấp thụ ở 1MHz [dB/cm]
Không khí	0,00129	331	0,08	1,7
Nước	1,0	1492	380	0,002
Máu	1,0	1560	15	0,1
Nước tiểu	1,02	1535	-	0,0025
Mỡ	0,97	1470		0,4
Cơ	1,04	1568	1 ÷ 0,6	0,7
Gan	1,06	1560		0,6
Thận	1,04	1565		0,5
Não	1,03	1520		0,5
Da	1,1	1950		1,0
Xương	1,7 ÷ 9,97	1700 ÷ 3600	0,7 ÷ 0,2	5
Mô mềm			5 ÷ 1	

Trên bảng 1.2. có đưa ra sự suy giảm năng lượng của sóng siêu âm trong một số môi trường khác nhau. Ta thấy năng lượng siêu âm bị giảm mạnh trong môi trường không khí và xương còn với mô mềm sự suy giảm này nằm trong khoảng 0,4 - 1 dB/cm

Từ công thức trên ta thấy sự suy giảm này cũng phụ thuộc rất nhiều vào tần số, gần như tỷ lệ thuận với tần số. Sự phụ thuộc này là một trong những hạn chế của siêu âm chẩn đoán, bởi như ta sẽ thấy dưới đây tần số càng cao thì cho độ phân giải càng cao song độ suy giảm cũng cao và do đó độ đậm sâu càng kém.

Khuếch đại bù theo chiều sâu: DGC - Depth Gain Control (hay còn được gọi với tên khác là TGC – Time Gain Compensation)

Năng lượng siêu âm càng vào sâu thì càng suy giảm. Khi vào sâu tới 20cm, với đầu dò 3,5 MHz ($\alpha \approx 1$), theo công thức trên thì $D=70 \text{ dB} = 3162$ lần. Như vậy những mặt phản xạ có Δz như nhau nếu nằm ở những độ sâu khác nhau sẽ cho những tín hiệu phản hồi có độ lớn rất khác nhau. Để khắc phục điều đó tín hiệu phải được bù bằng hệ số khuếch đại nhằm tạo ấn tượng ảnh đồng nhất ở tất cả các độ sâu. Ngoài ra DGC cũng được chỉnh khác nhau khi thăm khám các bệnh nhân gầy béo khác nhau và chọn lựa vùng khảo sát nông sâu.

2.2.5. Thông số của sóng siêu âm và kích thước hình học của tổ chức

Vì sóng siêu âm phản xạ trên mặt phân cách do đó năng lượng phản xạ còn phụ thuộc vào *kích thước của mặt phân cách* và *độ dài bước sóng* của chùm tia. Nếu ta đặt một vật rắn chìm vào trong môi trường chất lỏng thì năng lượng phản xạ từ vật đó phụ thuộc vào kích thước của vật so với độ dài bước sóng siêu âm. Vật phải có độ dài ít nhất lớn hơn $\lambda/4$ thì mới có khả năng phản xạ sóng siêu âm. Do đó sóng siêu âm có tần số càng cao, tức là λ càng nhỏ thì càng dễ phát hiện và phân biệt được các vật nhỏ song cũng do đó mà khó vào được sâu. Người ta đưa ra khái niệm "*Half Power distance*" - Khoảng cách giảm nửa năng lượng - để chỉ khoảng cách mà tia siêu âm có thể đi được cho tới khi năng lượng của chùm tia giảm đi còn một nửa. Với cùng một loại đầu dò trong những điều kiện như nhau thì *đại lượng* này là khác nhau cho những môi trường khác nhau. Trên bảng 1.2. là khoảng cách giảm nửa của một số môi trường tiêu biểu.

3. KỸ THUẬT CỦA PHƯƠNG PHÁP TẠO HÌNH BẰNG SIÊU ÂM

3.1. Nguyên lý tạo ảnh

Đầu dò khi được kích thích bởi xung điện với chiều dài và cường độ có thể điều chỉnh được thì phát ra xung sóng âm lan truyền theo hướng của đầu dò vào môi trường ở một vận tốc xác định bởi đặc tính của môi trường (mật độ ρ và độ đàn hồi B); sóng âm sẽ gặp các mặt phản hồi và phần tử tại tán xạ trên đường truyền thì sẽ tạo ra các sóng phản xạ và tán xạ quay trở về đầu dò và được thu nhận tại đây.

Khoảng thời gian mất cho sóng âm đi đến và quay về từ mặt phản hồi sẽ xác định độ sâu của mặt phản hồi bởi công thức:

$$d = c \times \frac{t}{2} \quad (1.7)$$

Trong đó: d - khoảng cách từ đầu dò đến mặt phản hồi

c - vận tốc sóng âm trong môi trường

$\frac{t}{2}$: thời gian cho sóng âm đi từ đầu dò đến mặt phản hồi

Độ lớn của biên độ sóng phản hồi phụ thuộc vào biên độ sóng phát đi, góc tới của sóng âm và trở kháng âm của mặt phản hồi.

Đầu dò sẽ biến đổi sóng hồi âm thành tín hiệu điện thông qua hiệu ứng áp điện, tín hiệu điện này mang hai thông tin chính: 1/ thông tin về độ lớn biên độ, thông tin này phản ánh tính chất âm học của môi trường – là hệ quả của quá trình tương tác như trình bày trên; 2/ thông tin về vị trí của nguồn tạo tín hiệu – qua trung gian đo được thời gian đi và về của tín hiệu; các thông tin này sau đó được xử lý và thể hiện thành hình ảnh trên màn hình.

3.2. Các hình thức thể hiện:

3.2.1. A - mode (Amplitude mode)

Tín hiệu hồi âm được thể hiện bằng xung hình gai trên dao động ký qua hệ thống trực tung và trực hoành, chiều cao của xung thể hiện biên độ lớn của biên độ tín hiệu hồi âm, vị trí của xung thể hiện khoảng cách từ đầu dò đến mặt phản hồi. Loại hình thể hiện này thường được dùng trong đo đặc vì có độ chính xác cao.

3.2.2. B - mode (Brightness Mode)

Tín hiệu hồi âm được thể hiện bởi những chấm sáng, độ sáng của các chấm này thể hiện biên độ tín hiệu hồi âm, vị trí các chấm sáng xác định khoảng cách từ đầu dò đến mặt phản hồi.

3.2.3. TM - mode (Time Motion Mode)

Dùng để thể hiện sự chuyển động cùng phương với tia siêu âm của các vật thể theo thời gian bằng cách thể hiện hình ảnh B - mode theo diễn biến thời gian với các tốc độ quét khác nhau. Kết quả là nếu nguồn hồi âm đứng yên thì sẽ tạo ra đường thẳng ngang qua màn hình, còn nếu mặt phản hồi chuyển động thì sẽ ra đường cong phản ảnh sự chuyển động của mặt phản hồi.

Trên màn hình hiển thị của TM - mode, biên độ chuyển động của mặt phản hồi được biểu thị trên trực tung, thời gian trên trực hoành, nhờ vậy có thể tính toán được vận tốc chuyển động của mặt phản hồi, khi tốc độ quét đã được xác định.

Phương pháp A-mode, B-mode có thể gọi chung là siêu âm một chiều (vì chỉ với một tia sóng âm nên chỉ cho thông tin trên một đường thẳng tạo ảnh)

- Như vậy: ưu điểm của siêu âm một chiều là bằng phương pháp tương đối đơn giản, rẻ tiền ta có thể xác định được chính xác vị trí của bề mặt phản xạ và trong kiểu TM có thể đo được biên độ chuyển động của vật theo phương song song với chùm tia siêu âm.

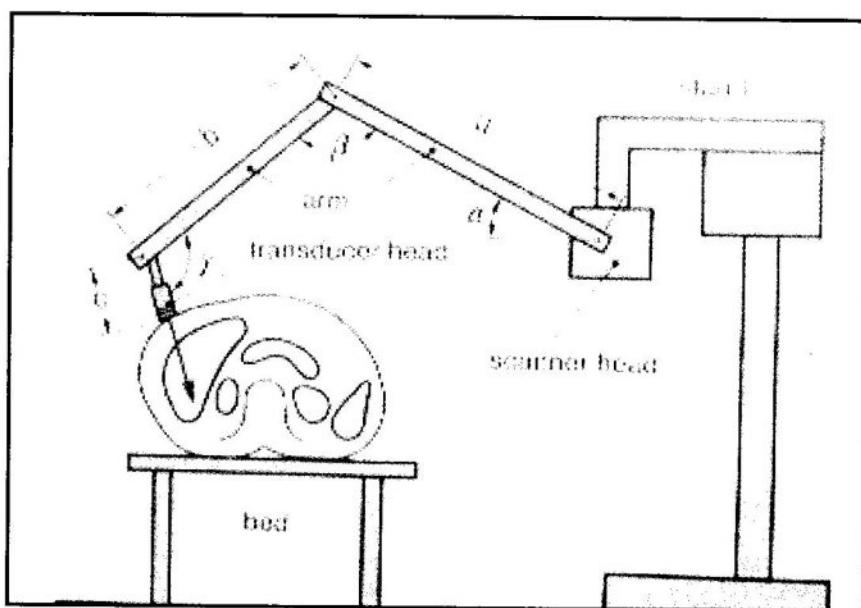
- Nhược điểm của phương pháp: không cho được hình ảnh tổng thể của vật cần chẩn đoán, không đánh giá được các chuyển động có phương vuông góc với phương truyền của tia siêu âm.

3.2.4. Hình ảnh hai chiều tĩnh và động

Cơ sở của kiểu thể hiện hình ảnh siêu âm hai chiều này là B-mode, được dùng trong hầu hết các thiết bị siêu âm chẩn đoán từ trước cho đến nay, từ các máy "Static Scanner" (Máy quét tĩnh) của thời kỳ sơ khai của ngành siêu âm chẩn đoán thuộc thập niên 50, 60... cho đến các máy quét động "Real time Scanner" thuộc những thập niên gần đây.

Theo cách thể hiện của B-mode trong siêu âm một chiều thì tương xứng với mỗi vị trí đầu dò trên cơ thể và mỗi hướng của chùm tia nhất định thì trên màn hình có một đường tạo ảnh (Line of site) B-mode - phản ảnh các mặt phản hồi được tạo ra bởi các cấu trúc cơ thể nằm trên đường truyền của chùm tia siêu âm. Với các máy "Static Scanner", sự tổng hợp tất cả các đường tạo ảnh tương ứng với nhiều vị trí đặt đầu dò trên cơ thể theo nhiều hướng khác nhau trong cùng một mặt phẳng sẽ tạo thành hình ảnh siêu âm phản ánh các cấu trúc giải phẫu theo thiết diện cắt ngang qua bởi mặt phẳng nói trên.

Vào những năm 60, để thực hiện sự tổng hợp nói trên người ta phải dùng hệ thống cánh tay quét (scanning arm), cấu tạo bởi các trục và khớp nối để điều khiển đầu dò (hình 1.2).



Hình 1.2. Máy quét tĩnh với cánh tay quét

Do hạn chế về mặt kỹ thuật, để có được một hình siêu âm cắt khoanh lop cơ thể thì phải mất rất nhiều thời gian và hình ảnh nhận được chỉ là hình ảnh tĩnh của các cấu trúc, vì vậy người ta gọi hệ thống này là quét hình ảnh tĩnh. Tuy nhiên ưu điểm của hệ thống này là cho cái nhìn tổng thể về các cấu trúc và mối liên quan giữa các cấu trúc chỉ trên một hình.

Để nhìn thấy sự chuyển động tức thời của cấu trúc trong cơ thể (đặc biệt quan trọng trong lĩnh vực tim mạch) thì tốc độ tạo hình phải thật nhanh, tốc độ tạo hình thường dùng (FR - Frame Rate) khoảng 25 hình/giây; vào cuối những năm thuộc

thập niên 70 một thế hệ máy siêu âm mới ra đời cho phép ghi hình tức thời sự chuyển động của các cấu trúc trong cơ thể, gọi là máy quét hình ảnh động (Real Time scanner), tốc độ tạo hình nhanh của các máy này đạt được nhờ kỹ thuật quét chùm tia siêu âm và khả năng xử lý thông tin nhanh của các máy điện toán. Có hai cách quét chủ yếu được sử dụng:

+ Quét điện tử - Electronic Scanning: Các tia siêu âm được quét bằng cách dùng bộ điều khiển khóa điện tử để đóng mở nguồn nuôi các tinh thể sắp xếp kế cận nhau, theo một thứ tự thời gian thì các tia siêu âm sẽ được quét theo một phương nhất định.

+ Quét cơ học - Mechanical Scanning: tia siêu âm được quét khi các chấn tử được quay quanh một trục hoặc dao động theo kiểu con lắc.

Một nhược điểm của máy ghi hình ảnh động là diện khảo sát (field of view) bị hạn chế, không cho một hình ảnh tổng quát như trong kỹ thuật ghi hình tĩnh nói trên do kỹ thuật ghi hình động bị hạn chế bởi ba yếu tố:

- Số hình trong một giây: Frame rate - FR
- Mật độ đường cho một hình - Line Density - N
- Độ sâu khảo sát - d

liên quan chặt chẽ với nhau bằng công thức:

$$\frac{1}{FR} = N \times t = 2N \times \frac{d}{c} \quad (1.8)$$

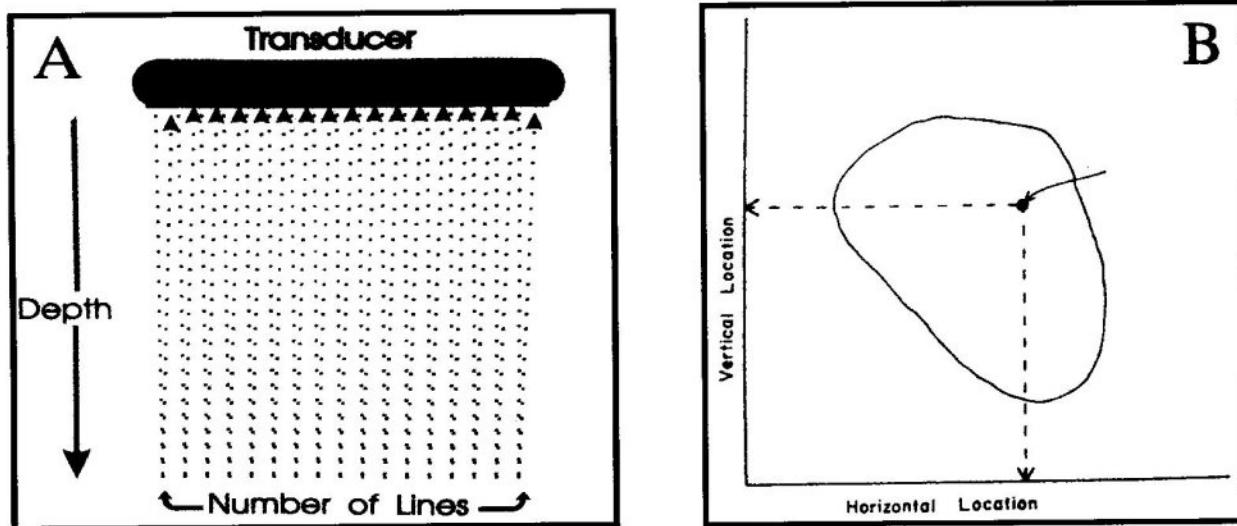
Ở đây: $1/FR$ thực chất sẽ là thời gian tạo một hình; t - thời gian tạo một đường hình (Line) - là thời gian cho tia siêu âm đi và về tới đầu dò. Thông thường ở độ sâu khảo sát 20cm, với số đường tạo ảnh cho một hình là 150 thì số hình trong một giây không thể vượt quá 25 hình. Như vậy nếu sử dụng diện khảo sát rộng thì đòi hỏi mật độ đường tạo ảnh lớn để đảm bảo chất lượng hình, và như thế làm tăng thời gian tạo nên một hình, và đồng thời giới hạn tốc độ tạo hình của máy.

Trên các thiết bị tạo hình động, nguyên lý tạo hình hai chiều có thể được tóm tắt như sau: các xung sóng âm phát ra ở các chấn tử sắp xếp thành hàng thẳng hoặc cong trên bề mặt đầu dò để tạo nên các đường hồi âm hay còn gọi là các đường tạo ảnh; các đường này hình thành từ các điểm sinh hồi âm (tán xạ hoặc phản xạ) mà các xung sóng âm “gặp” phải trên đường truyền, tập hợp các đường tạo ảnh tạo nên một mặt phẳng cắt. Các điểm tạo hồi âm, đường hồi âm và mặt phẳng hồi âm sẽ được máy tính lưu trữ dưới dạng bộ nhớ số (digital memory) trên cơ sở hệ quy chiếu hai chiều x, y (hình 1.3); trong đó vị trí một điểm hồi âm được xác định:

- + trên trực x bởi vị trí chấn tử phát ra xung sóng âm
- + trên trực y bởi thời gian trở về của hồi âm phát sinh từ điểm đó

+ độ lớn biên độ tín hiệu hồi âm được mã hoá bởi các số theo thang độ xám (gray scale) để hiển thị độ sáng tối, với cùng một khoảng biên độ hiển thị thì thang độ xám càng lớn khả năng tương phản giữa các ô ảnh càng lớn.

Hình ảnh hiển thị được dựng hay nói cách khác là tái tạo từ tập hợp các bộ nhớ số có định dạng là ma trận hình vuông với kích thước mỗi chiều của ma trận là 512x512 nghĩa là có 512 hàng và 512 cột (cũng có thể là 64x64, 128x128, 256x256, hoặc 1024x1024, kích thước càng lớn thì bộ nhớ xử lý càng nhiều và hình càng chi tiết), ở đây có sự bất đồng đáng giữa số đường tạo ảnh và số cột của bộ nhớ vì thường số đường tạo ảnh ít hơn nhiều lần so với số cột của bộ nhớ, cho nên người ta thực hiện phép toán nội suy để gán cho những cột không trùng với đường tạo ảnh những giá trị trung bình giữa hai đường tạo ảnh kế bên gần nhất.



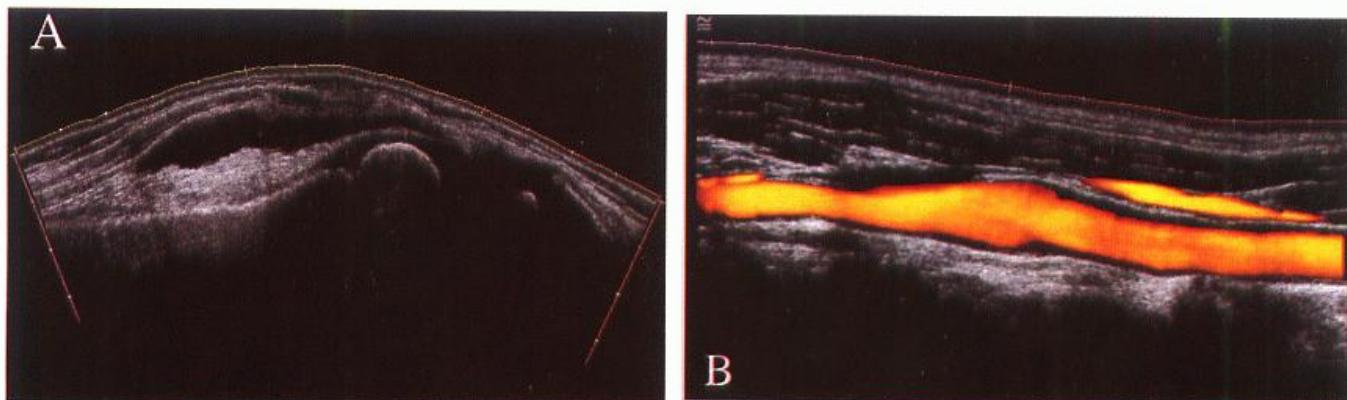
Hình 1.3: Tạo ảnh hai chiều; hình A- vị trí đường tạo ảnh xác định tọa độ theo trục x, độ sâu của các đường tạo ảnh xác định tọa độ theo trục y; hình B- bộ nhớ số chứa thông tin tọa độ của điểm tạo hồi âm; hình C- bộ nhớ số chứa thông tin biên độ hồi âm được mã hoá bởi các số mà theo đó sẽ tạo nên thang độ xám (gray scale) của vật thể trên màn hình thể hiện.

3.2.5. Hình ảnh với trường nhìn mở rộng.

Một vài năm gần đây nhờ những tiến bộ trong kỹ thuật vi xử lý, người ta đã tạo ra được thế hệ máy có đồng thời cả hai ưu điểm của hai thế hệ máy nói trên, vừa có hình ảnh động, vừa khảo sát trên diện rộng gọi là Real time - E.F.O.V. (Expanded field of view) - Siêu âm thời gian thực với Trường Nhìn Mở Rộng.

Để tạo được diện khảo sát rộng, người ta vừa di chuyển đầu dò theo một thiết diện cắt ngang cơ thể vừa ghi nhận hình ảnh, hình ảnh được tổng hợp liên tục từ các góc quét riêng biệt ứng với các vị trí của đầu dò, kết quả nhận được là một hình tổng quát, đồng thời vẫn giữ được tính động của ảnh. Để thực hiện kỹ thuật này người ta phải sử dụng thuật toán Fuzzy - Logic với sự xử lý cực nhanh

của máy điện toán và bộ vi mạch xử lý truyền thông đa phương tiện - M.V.P. - Multi - media Video Processor (hình 1.3).



Hình 1.4: Hình ảnh Siêu âm với trường nhìn mở rộng, hình A-toàn cảnh 1/3 dưới xương đùi và khớp gối, hình B-toàn cảnh mạch máu.

3.2.6. Hình ảnh 3 chiều và 4 chiều

Tạo hình 3 chiều được giới thiệu vào cuối thập niên 80 của thế kỷ trước nhờ vào tốc độ xử lý nhanh của các máy tính chuyên dụng.

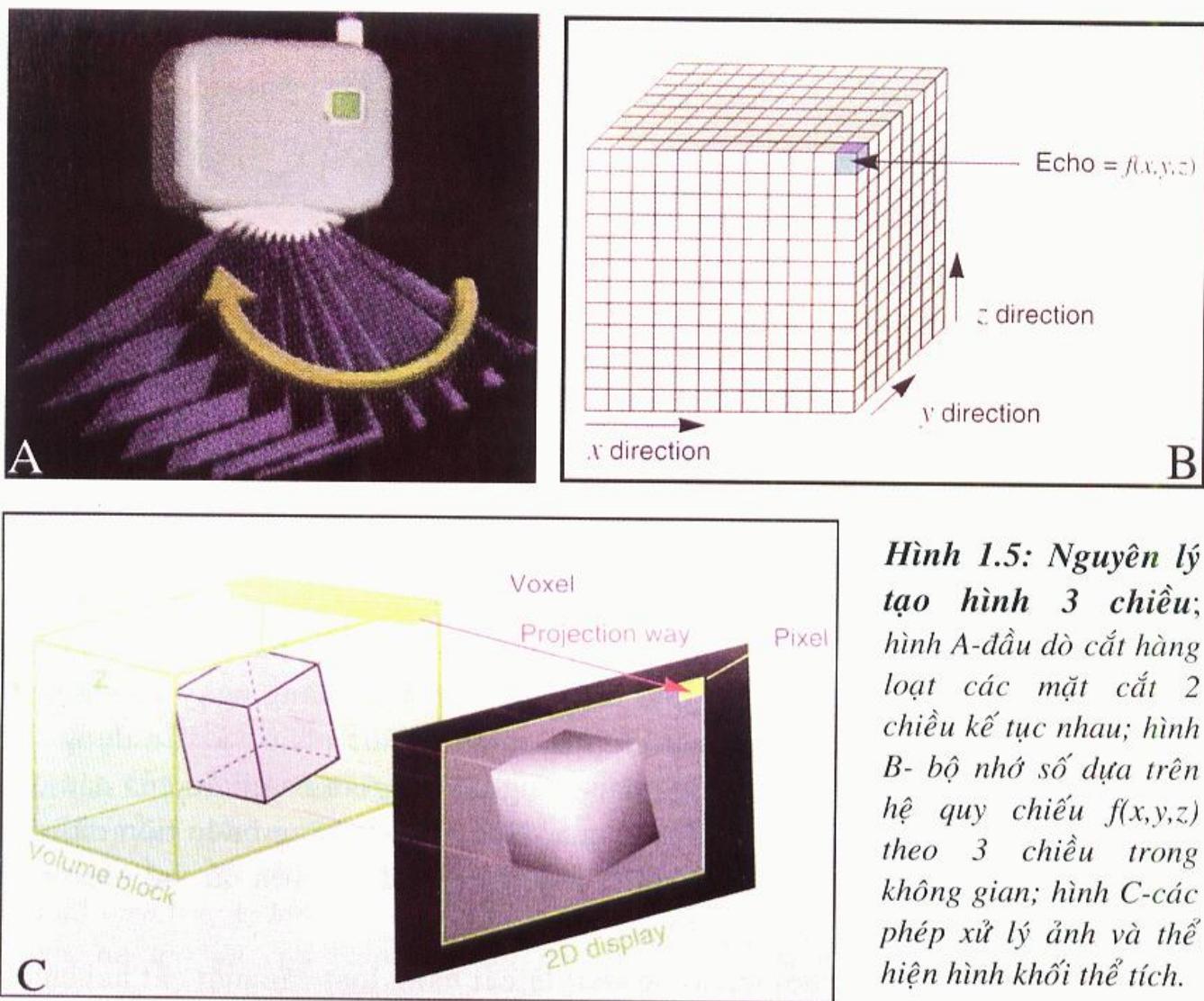
Nguyên lý của tạo hình 3 chiều: các cơ quan và bộ phận trong cơ thể đều có dạng hình khối, vị trí, cấu trúc bên trong và mối liên hệ giải phẫu đều thể hiện sự tương quan trong không gian 3 chiều, cho nên trên mặt cắt hai chiều sẽ không diễn tả đủ các thông tin nói trên; thật ra trong thực hành hàng ngày có không ít trường hợp người khám cắt các mặt cắt hai chiều kế nhau và vận dụng “trí tưởng tượng” để biết được sự tương quan trong không gian ba chiều của các cấu trúc mà hàng loạt mặt cắt hai chiều đi qua. Ngày nay, những bước tiến dài của công nghệ đã làm thay đổi người khám những công đoạn trên để thể hiện mối tương quan trên ba chiều không gian.

Thu dữ kiện cả khối thể tích, thực chất là cắt hàng loạt các mặt cắt hai chiều kế tục nhau. Về mặt kỹ thuật hiện có hai phương pháp đang được áp dụng cho thu và dựng hình khối thể tích:

+ Phương pháp thu hình thủ công – freehand: người ta sử dụng các đầu dò 2D thường có gắn thêm các bộ cảm biến vị trí. Việc thu hình được thực hiện một cách giản đơn như quét hoặc di chuyển đầu dò hai chiều theo hướng vuông góc với mặt cắt bằng tay, sau đó máy sẽ tự động tính toán và dựng hình 3D. Phương pháp này có ưu điểm là rẻ tiền và có thể sử dụng các đầu dò 2D mà không cần phải có các đầu dò 3D chuyên biệt. Tuy nhiên hình 3D tái tạo rất phụ thuộc vào kỹ năng của người quét và cũng khó có thể cho hình 3D đẹp khi các cấu trúc chuyển động (ví dụ như thai nhi).

+ Phương pháp thu hình tự động: sử dụng đầu dò ba chiều chuyên dụng. Trong kiểu thu hình này người sử dụng chỉ cần chọn vị trí quét thích hợp cho đầu dò và giữ ở tư thế đó trên bệnh nhân, đầu dò sẽ tự động quét và máy sẽ tạo

hình và hiển thị liên tục. Có hai kiểu thiết kế với hai phương pháp quét cho loại đầu dò tự động này: một là kiểu thiết kế dựa trên một hàng chấn tử rồi quét hàng chấn tử này bằng cơ khí theo như dao động con lắc đồng hồ, hai là đầu dò được cấu tạo từ ma trận các chấn tử và các mặt cắt được tạo thành với phương pháp quét điện tử (hình 1.5A).



Hình 1.5: Nguyên lý tạo hình 3 chiều; hình A-đầu dò cắt hàng loạt các mặt cắt 2 chiều kế tục nhau; hình B- bộ nhớ số dựa trên hệ quy chiếu $f(x,y,z)$ theo 3 chiều trong không gian; hình C-các phép xử lý ảnh và thể hiện hình khối thể tích.

Các dữ kiện thu được lưu vào bộ nhớ thể tích, vị trí của một điểm hồi âm được xác định ngoài tọa độ x,y trên mỗi mặt cắt thì còn phải được xác định trong mối liên quan với các vị trí của các mặt cắt khác, nghĩa là trong mối tương quan trên trục z, như thế bộ nhớ thể tích chứa thông tin vị trí của điểm hồi âm trong không gian 3 chiều theo giá trị $f(x,y,z)$ và thông tin về biên độ hồi âm của điểm đó (hình 1.5B). Các dữ kiện sau đó được xử lý, phân tích và tái tạo thành hình ảnh diễn tả mối tương quan trong không gian 3 chiều (hình 1.5C).

Có nhiều chế độ hiển thị hình 3 chiều (hình 1.6):

- + Chế độ tái tạo theo các mặt phẳng đa diện – MPR – Multiplanar reconstruction: hiển thị 3 mặt phẳng trực giao theo phương x,y,z, để thể hiện sự liên quan vị trí của một cấu trúc với các phần còn lại trong không gian 3 chiều, ngoài ra từ bộ nhớ thể tích mà người khám có thể dựng lại mặt cắt theo bất kỳ

mặt phẳng nào trong không gian (những mặt cắt mà thông thường người khám không thể thực hiện được trong thực hành cắt hình hai chiều hàng ngày).

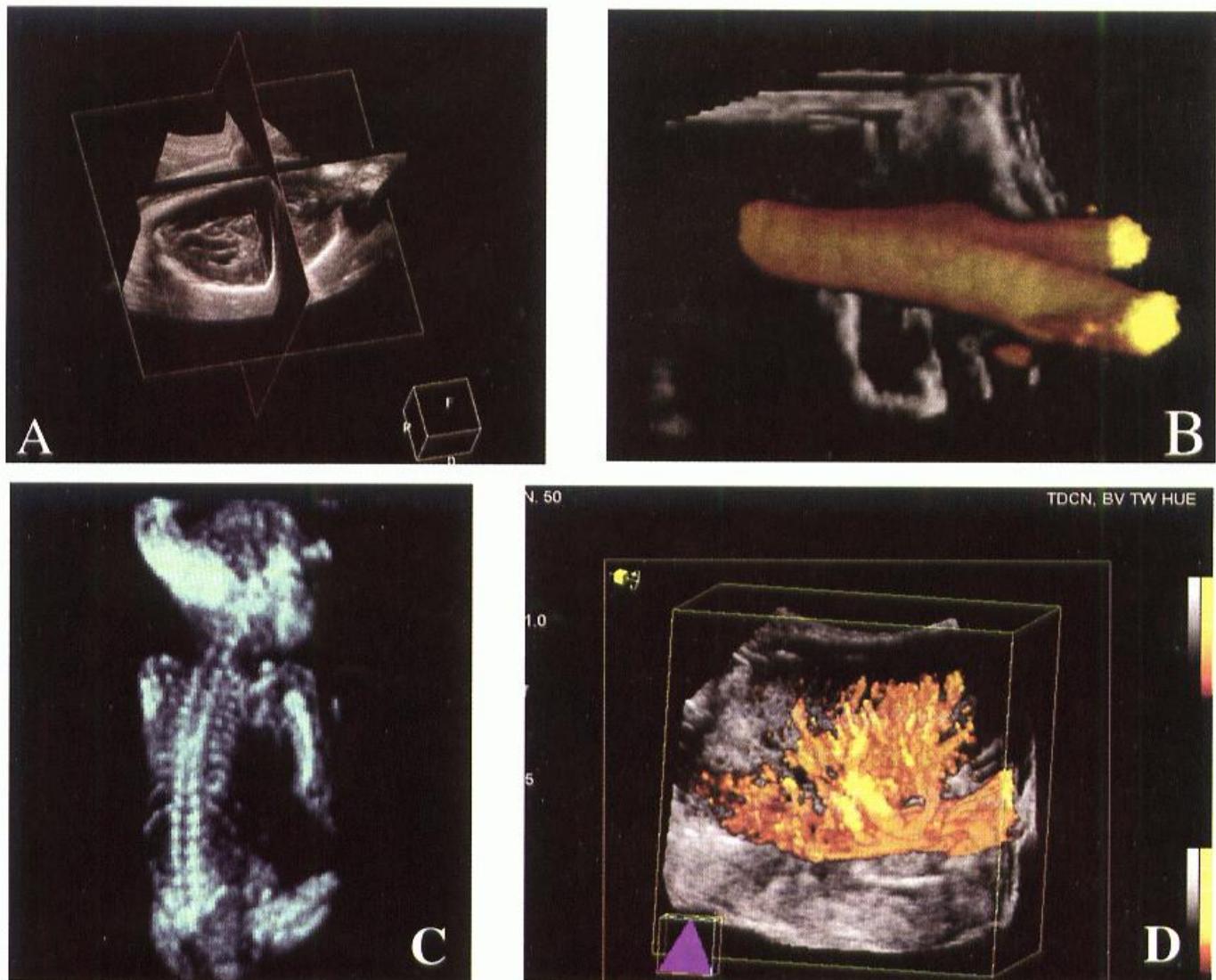
+ Chế độ dựng hình phối cảnh – Surface mode – như hình đổ bóng bề mặt của một cấu trúc

+ Chế độ dựng hình theo cường độ tối đa – maximum mode

+ Chế độ dựng hình theo cường độ tối thiểu – minimum mode

+ Chế độ dựng hình theo kiểu X-quang – X-ray mode

+ Và các chế độ khác

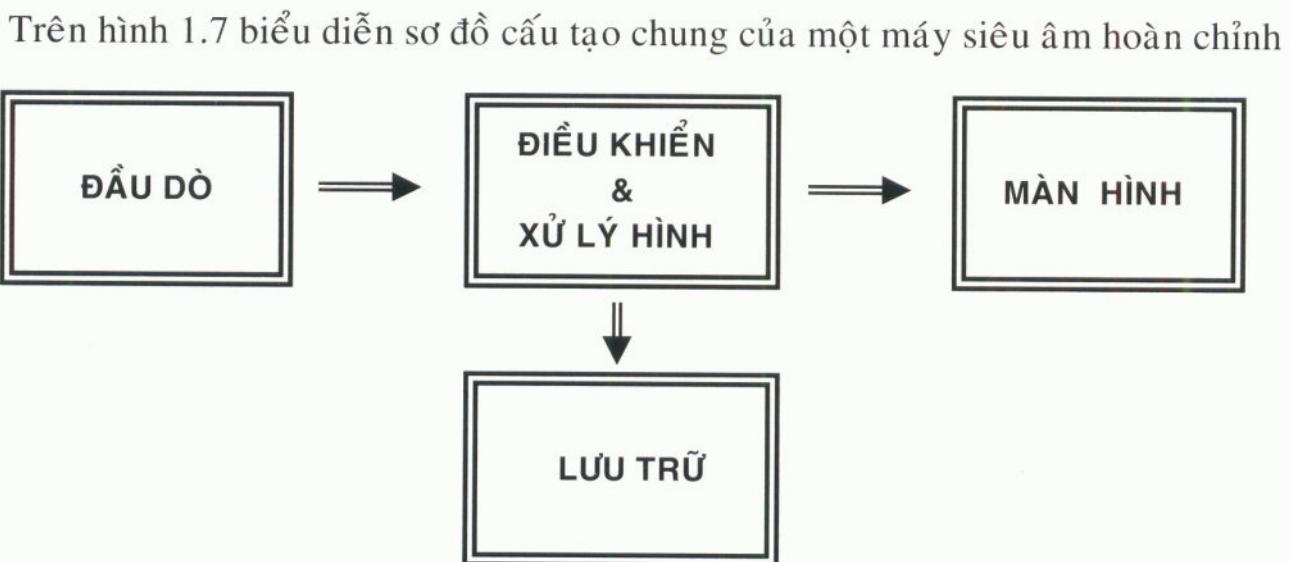


Hình 1.6: Thể hiện 3 chiều; hình A-thể hiện 3 mặt cắt trực giao, hình B-hình kết hợp thể tích mô và phối cảnh bề mặt; hình C- kiểu X ray thể hiện xương thai nhi; hình D-hình phối cảnh mạch máu trong thận.

Tạo hình 4 chiều, để đánh giá tốc độ thu dữ liệu thể tích nhanh hay chậm người ta đưa ra khái niệm số khối/giây, trên các máy 3 chiều hiện nay (2005) thì tốc độ này là từ 2-8 khối/giây; gần đây tốc độ này đã đạt đến 15-30 khối/giây, nghĩa là thời gian cập nhật thông tin ở bộ nhớ khối (cũng như tái tạo và hiển thị hình) cực kỳ nhanh tạo cho người xem cảm giác về thời gian thực của hình thể hiện và đây chính là hình bốn chiều (chiều thứ 4 là chiều thời gian!).

4. THIẾT BỊ GHI HÌNH BẰNG SIÊU ÂM

4.1. Sơ đồ cấu tạo của máy



Hình 1.7. Cấu tạo chung của máy

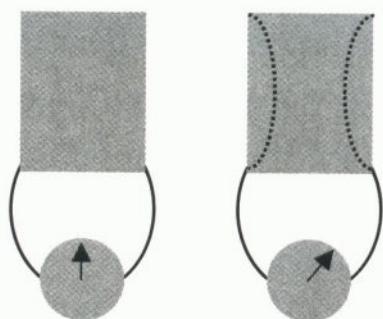
4.2. Đầu dò

4.2.1. Hiệu ứng Áp - Điện thuận nghịch

Hiệu ứng Áp - Điện (Piezo - Electric Effect) do hai nhà bác học Jacques và Pierre Curie tìm ra vào năm 1880 trên tinh thể Tourmaline và sau đó người ta đã quan sát thấy trên tinh thể thạch anh (Quartz) cũng như nhiều loại gốm tự nhiên và nhân tạo khác. Hiệu ứng được phát biểu như sau:

+ *Hiệu ứng thuận*: Nếu ta tác động một lực cơ học, hay nói cách khác là khi nén hoặc kéo dãn một số tinh thể gốm theo những phương đặc biệt trong tinh thể thì trên các mặt giới hạn của tinh thể có xuất hiện những điện tích trái dấu và do đó có một hiệu điện thế giữa hai bề mặt. Mà như ta đã biết sóng siêu âm là sóng cơ học do đó khi sóng siêu âm va đập vào bề mặt tinh thể gốm thì sẽ làm xuất hiện trên tinh thể một chuỗi xung điện có độ lớn tỷ lệ với cường độ của sóng âm.

Hiệu ứng thuận:

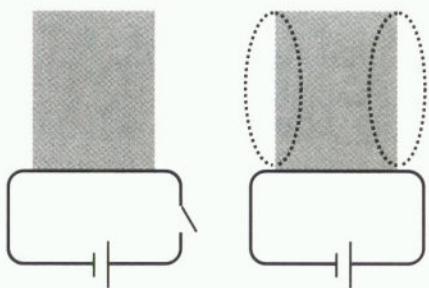


Hình 1.8: Hiệu ứng áp điện thuận; tác động lực cơ học làm tinh thể rung lên thì sẽ sinh dòng điện xoay chiều trên bề mặt tinh thể.

+ *Hiệu ứng nghịch*: Nếu ta đặt lên tinh thể gốm áp điện một hiệu số điện thế thì phụ thuộc vào chiều của hiệu số điện thế đó tinh thể gốm sẽ dãn ra hay nén lại. Và nếu như ta đặt lên tinh thể gốm một hiệu số điện thế xoay chiều thì tinh thể gốm sẽ nén dãn liên tiếp và dao động theo tần số của hiệu điện thế xoay

chiều, tạo ra áp lực nén và dãn liên tục vào môi trường bao quanh tức là tạo ra sóng âm. Phụ thuộc vào tần số dao động của xung điện, kích thước và công nghệ chế tạo tinh thể gốm ta sẽ thu được các chùm tia siêu âm có tần số khác nhau.

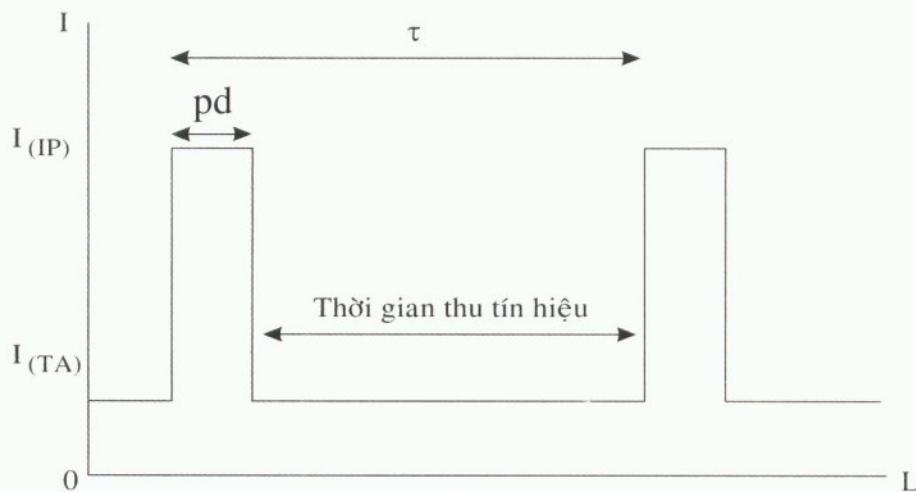
Hiệu ứng nghịch:



Hình 1.9: Hiệu ứng áp điện nghịch; áp trên bề mặt tinh thể một dòng điện xoay chiều thì sẽ làm tinh thể rung lên tạo ra sóng cơ truyền vào môi trường.

4.2.2. Cấu tạo đầu dò

- Dựa vào hiệu ứng trên người ta đã sử dụng tinh thể gốm áp điện để chế tạo đầu dò siêu âm. Đầu dò vừa đóng vai trò đầu phát sóng vừa đóng vai trò đầu thu sóng. Về mặt kỹ thuật việc này được thực hiện như sau: tinh thể gốm của đầu dò được nuôi bằng các chuỗi xung cao tần (hình 1.11), cứ sau mỗi xung phát đầu dò lại làm nhiệm vụ tiếp nhận sóng hồi âm. Độ lặp lại của các chuỗi xung phụ thuộc vào độ sâu tối đa cần chẩn đoán.



Hình 1.10: Chuỗi xung và thời gian thu phát tín hiệu trên đầu dò.

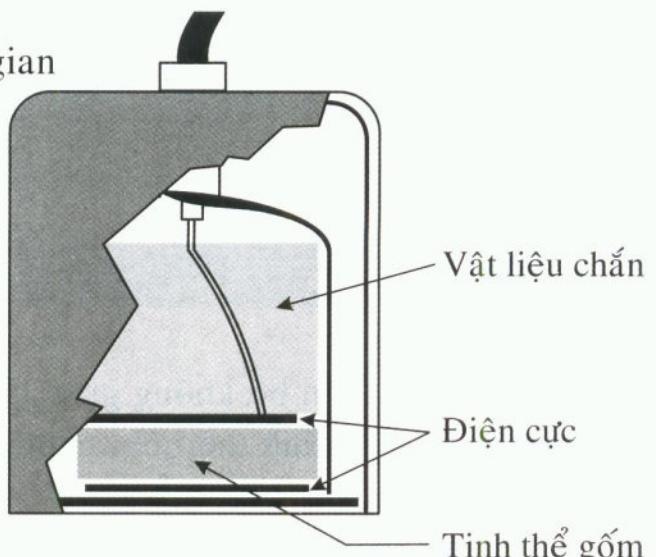
pd: khoảng thời gian phát sóng

τ : khoảng thời gian lặp lại xung

$I_{(IP)}$: Cường độ đỉnh xung

$I_{(TA)}$: Cường độ trung bình theo thời gian

Hình 1.11. Cấu tạo của đầu dò

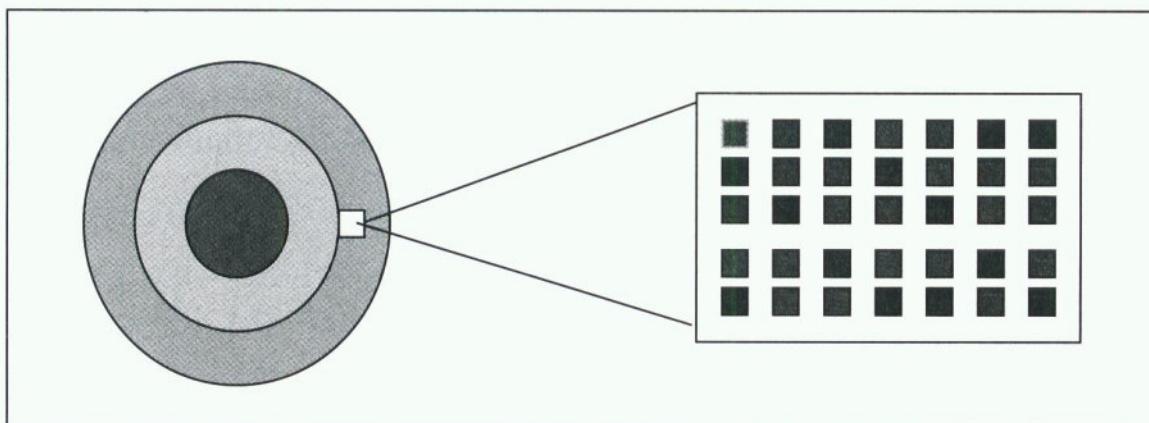


Bề dày l của tinh thể gốm sẽ quyết định tần số f của đầu dò:

$$l = m\lambda/2 \quad (m=1; 2; \dots)$$

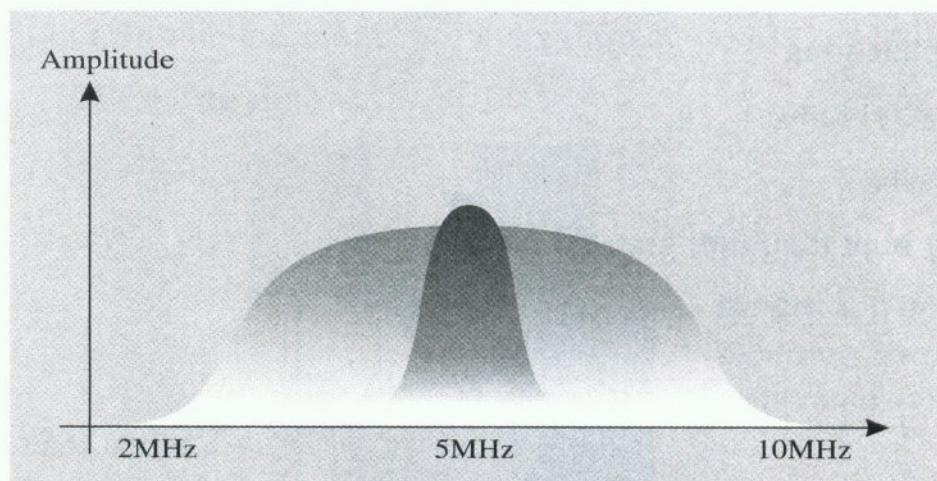
Trong đó l là số nguyên lần $\lambda/2$; thường giá trị m được chọn bằng 1. Công nghệ ngày nay đã cho phép tạo ra độ dày của tinh thể gốm = $\lambda/4$. Và như vậy, λ càng nhỏ (tinh thể càng mỏng) thì tần số sóng phát ra càng lớn.

Tuy nhiên ngày nay với sự phát triển của công nghệ vật liệu tổng hợp - composite material - các đầu dò không chỉ có một tần số mà có thể có một dải từ 2 đến 8 tần số trên một đầu dò (hình 1.8). Công nghệ chế tạo đầu dò cũng tinh xảo hơn, như trên đầu dò annular thì mỗi một vòng hình vành khăn được cấu thành từ rất nhiều chấn tử nhỏ kích cỡ từ $100-200\mu m$, sau đó lắp đầy các vết cắt bằng vật liệu có trở kháng thấp để giảm trở kháng chung của đầu dò (hình 1.12).



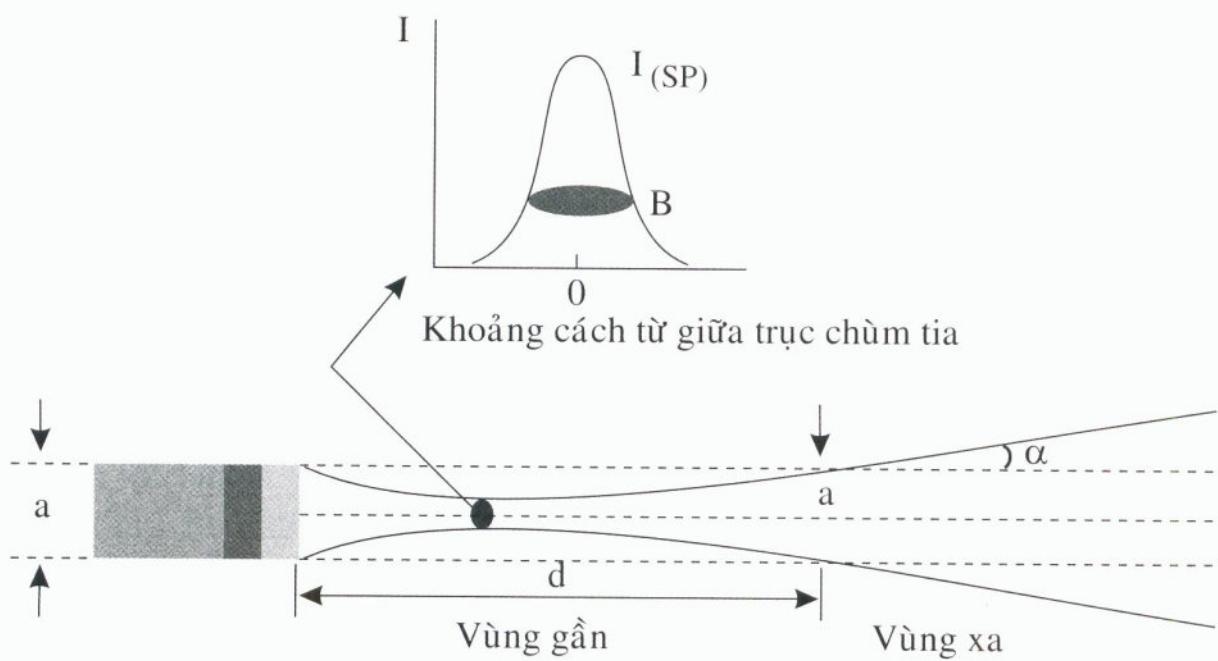
Hình 1.12. Các cấu phần cực nhỏ với kích thước cỡ $100 - 200\mu m$

Trên hình 1.13 là sự khác biệt giữa dải phổ của gốm áp điện thông thường và của vật liệu tổng hợp.



Hình 1.13. Dải phổ của vật liệu tổng hợp (rộng) và gốm thông thường (hẹp).

Nghiên cứu phân bố không gian của chùm tia siêu âm hay còn gọi là trường âm được phát đi từ tinh thể gốm người ta nhận thấy phân bố này chia thành hai vùng (hình 1.14).



Hình 1.14. Trường âm của đầu dò

+ Vùng gần đầu dò: tại vùng này chùm tia siêu âm được truyền đi theo phương gần như song song - được gọi là trường gần - hay còn gọi là vùng Fresnel. Chiều dài của trường gần = $r^2/\lambda = a^2 / 4\lambda$.

Trong đó r : bán kính của tinh thể trong đầu dò.

Như vậy chiều dài của trường gần có thể có thể thay đổi bằng cách tăng hoặc giảm r . Với cùng một tần số (λ là như nhau) kích thước tinh thể càng lớn thì trường gần càng lớn. Với cùng một kích thước tinh thể (r là như nhau) thì tần số càng cao (tức là λ càng nhỏ) trường gần càng lớn.

+ Vùng loe ở xa đầu dò-hay còn gọi là trường xa (hình 1.14). Góc loe của trường xa có thể được tính theo công thức:

$$\alpha = 0,69 \lambda / a \text{ hay } \sin \alpha = 1,22 \lambda / a \quad (1.9)$$

Người ta có thể giảm độ loe của trường xa bằng cách hội tụ chùm tia siêu âm bằng thấu kính âm học lõm hoặc chế tạo đầu dò có dạng lõm.

Và như vậy, từ các nhận xét trên, cường độ I của chùm tia siêu âm không chỉ biến thiên theo thời gian mà còn thay đổi theo sự phân bố trong không gian, chính vì điều này mà người ta dùng các giá trị sau để đặc trưng cho chùm sóng siêu âm:

$I_{(SATA)}$: cường độ trung bình không gian và trung bình thời gian.

$I_{(SPTA)}$: cường độ đỉnh không gian và trung bình thời gian.

$I_{(SPIP)}$: cường độ đỉnh không gian và đỉnh tức thời.

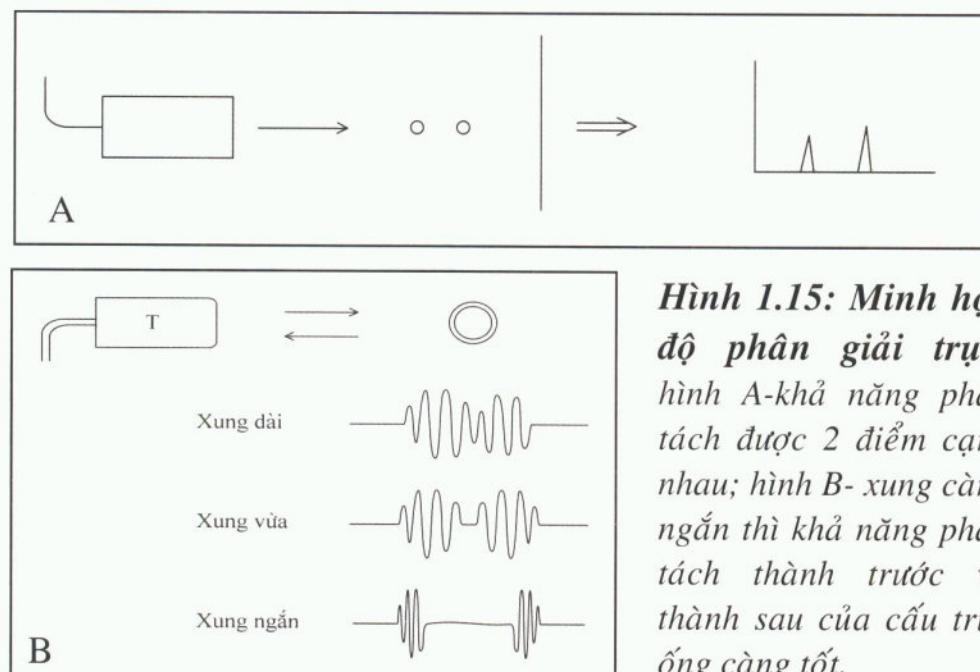
4.2.3. Độ phân giải của đầu dò

Độ phân giải của thiết bị được chia thành: phân giải tương phản, phân giải không gian và phân giải thời gian.

Độ phân giải không gian là khoảng cách nhỏ nhất giữa 2 điểm (tính bằng mm) trên hình siêu âm còn phân biệt được, và thường được tính như sau: tính theo độ chênh tín hiệu từ điểm cắt của sườn 2 xung có biên độ như nhau, phản hồi từ hai điểm cạnh nhau, đến đỉnh xung, phụ thuộc vào sự thu nhận và xử lý tín hiệu của đầu dò và máy sao cho mức chênh tín hiệu này tối thiểu phải là $= -6\text{dB}$, thì khoảng cách giữa hai điểm được coi là độ phân giải của đầu dò.

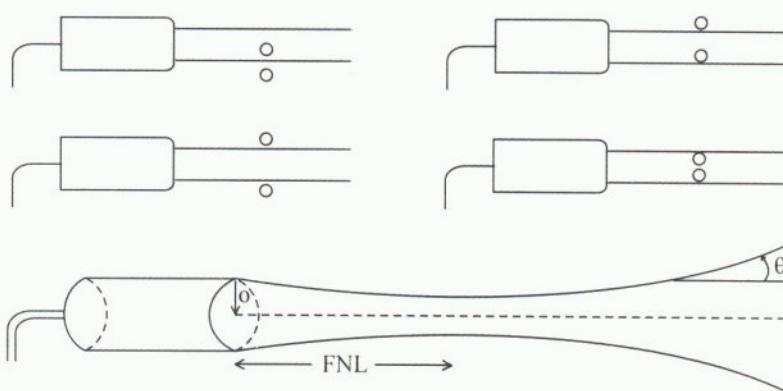
Độ phân giải không gian được phân loại thành: độ phân giải dọc và độ phân giải ngang.

+ Độ phân giải dọc (axial resolution): là khả năng phân biệt hai điểm dọc theo trục chùm tia và phụ thuộc chủ yếu vào tần số của đầu dò, quả vậy mỗi xung gồm khoảng 3 chu kỳ sóng, bước sóng càng nhỏ thì độ dài xung phát càng ngắn; xung càng ngắn thì độ phân giải dọc càng tốt (hình 1.15) và thường độ phân giải dọc có giá trị $c\delta \approx 2\lambda$.



Hình 1.15: Minh họa độ phân giải dọc;
hình A-khả năng phân tách được 2 điểm cạnh nhau; hình B- xung càng ngắn thì khả năng phân tách thành trước và thành sau của cấu trúc ống càng tốt.

+ Độ phân giải ngang (Lateral resolution): khả năng phân biệt hai điểm vuông góc trục chùm tia và phụ thuộc rất nhiều vào trường âm, độ rộng của chùm tia, có nghĩa là phụ thuộc vào công nghệ chế tạo đầu dò. Độ phân giải ngang cũng phụ thuộc vào tần số của đầu dò và có trị số tốt nhất nằm trong khoảng hội tụ của đầu dò (hình 1.16), và thường có giá trị $c\delta \approx 4 - 5\lambda$.



Hình 1-16: Minh họa độ ly giải ngang

4.2.4. Các loại đầu dò

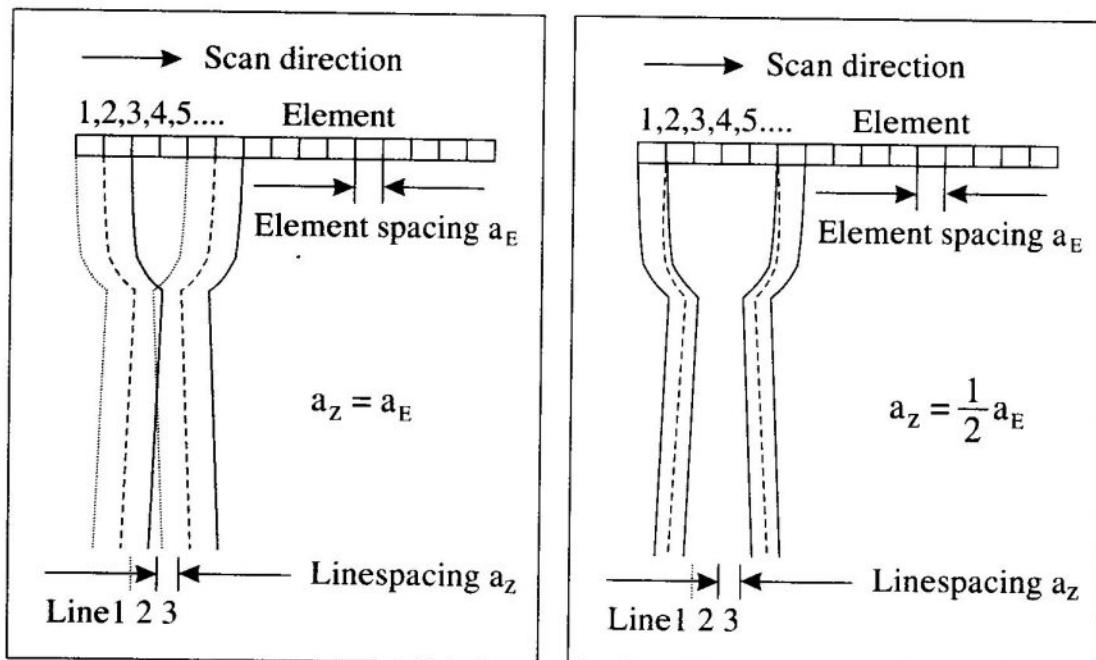
4.2.4.1. Các đầu dò quét điện tử - Electronic Scanners

- Đầu dò thẳng (Linear Array):

Nguyên lý làm việc: Đầu dò được cấu tạo từ một dãy n tinh thể đơn. Tia siêu âm được tạo thành từ nhóm gồm m đơn tinh thể đứng cạnh nhau và được quét bằng cách tắt tinh thể đứng đầu nhóm và bật thêm một tinh thể đứng kế tinh thể cuối cùng. Như vậy tia siêu âm sẽ được dịch đi một khoảng $a_Z = a_E$.

Bằng cách thay đổi độ rộng của nhóm người ta có thể tăng số đường tạo ảnh (*Line Density*) lên gấp đôi, việc này được thực hiện như sau: đầu tiên phát và thu tín hiệu bởi nhóm có m tinh thể, sau đó bật thêm một tinh thể kế bên tinh thể cuối cùng mà không tắt tinh thể đầu tiên đi, tạo thành nhóm có $m+1$ tinh thể, như vậy trong trường hợp này tia siêu âm phát đi từ nhóm $m+1$ sẽ dịch đi so với tia trước đó có độ rộng m tinh thể, một khoảng $a_Z = 1/2 a_E$. Sau đó tinh thể đầu tiên được tắt đi và nhóm thứ ba có m tinh thể lại phát đi một tia siêu âm dịch đi so với tia thứ hai một khoảng cũng bằng nửa chiều dày của một tinh thể. Cứ thế tiếp tục, một tinh thể mới lại được bật lên cho nhóm thứ tư gồm $m+1$ tinh thể. Tuy nhiên khi số đường tăng lên gấp đôi thì *Frame Rate*(tốc độ quét hình) cũng bị giảm nửa.

Một đặc điểm của đầu dò thẳng là có thể thay đổi vị trí của điểm hội tụ bằng cách thay đổi độ rộng (số tinh thể) của nhóm. Nhóm càng lớn thì điểm hội tụ càng nằm sâu. Thường hình ảnh ở vị trí hội tụ có độ phân giải là tốt nhất nên khi dùng đầu dò thẳng người ta có thể dịch hội tụ đến vị trí quan tâm, ngoài ra đầu dò thẳng còn có thể làm việc ở chế độ nhiều hội tụ - từ 2 đến 4 hội tụ cùng lúc, tuy nhiên để tăng nhiều hội tụ người ta phải tăng số đường và do đó phải giảm FR, ví dụ FR sẽ phải giảm nửa trong trường hợp dùng 2 vùng hội tụ (hình 1.17).



Hình 1.17: Đầu dò thẳng - Cơ chế quét chùm tia bằng điện tử.

- *Ưu điểm của đầu dò thẳng:*

- + Vùng thăm khám rộng.
- + Khả năng thể hiện các vùng gần bề mặt tốt.
- + Thực hiện được kỹ thuật focus động.
- + Không có phần cơ khí.

- *Nhược điểm:*

- + Kích thước lớn.
- + Độ phân giải theo chiều dọc và ngang khác nhau.
- + Bị nhiễu mạnh và hiệu ứng tia thứ (side lobes) nhiều hơn đầu dò cơ khí.

- *Ứng dụng:*

- + Vùng bụng.
- + Sản, phụ khoa.
- + Tuyến giáp.
- + Mạch gần bề mặt.
- + Các ứng dụng đặc biệt: Đầu dò Biopsy, nội soi phẫu thuật...

• **Đầu dò cong (Convex):**

Nguyên lý làm việc của đầu dò cong giống hệt như đầu dò thẳng, chỉ khác ở chỗ các đơn tinh thể không xếp theo hàng ngang mà xếp theo hình cong.

- *Ưu điểm:*

- + Quét theo hình rẽ quạt mà không cần phần cơ khí và đồng bộ pha.
- + Bề mặt tiếp xúc nhỏ hơn so với đầu dò thẳng.
- + Và có dạng cong nên có khả năng áp vào nhiều vùng của thân thể.

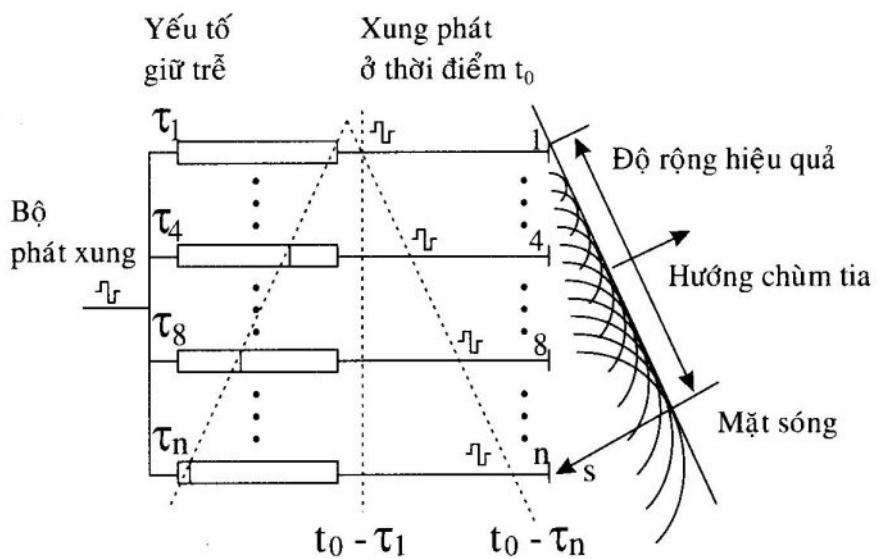
- *Nhược điểm:*

Bề mặt tiếp xúc rộng hơn của Phased Array với cùng một độ mở.

- *Ứng dụng:* vùng bụng và chậu.

• **Đầu dò rẽ quạt điện tử (Phased Array):**

Nguyên lý làm việc: tia siêu âm được lái (beam steering) bằng điện tử theo góc hình rẽ quạt nên loại đầu dò này còn được gọi là Sector Điện tử. Các tinh thể được bật tắt qua bộ trễ thời gian (hình 1.18), nếu thời gian trễ t_1 lớn hơn t_n thì xung phát sẽ tới được tinh thể n trước và tinh thể 1 cuối cùng, mỗi tinh thể nếu đủ nhỏ có thể coi như một nguồn điểm của sóng, các nguồn điểm khi cộng chồng lên nhau sẽ tạo ra mặt sóng (wave front). Từ hình 1.18 ta thấy do t_1 là lớn nhất nên khi xung điện tới được tinh thể 1 thì sóng phát ra từ tinh thể n đã đi được một đoạn $s = (t_1 - t_n)c$, tương tự như vậy cho các tinh thể khác ở giữa.



Hình 1.18: Nguyên lý đầu dò rẽ quạt điện tử; bằng cách giữ trễ thời gian giữa các xung điện đến các chấn tử.

Góc nghiêng của mặt sóng được tính như sau:

$$\varphi = \arcsin (t_1 - t_n) c / A$$

A = aperture = chiều dài của đầu dò

Chiều dài hiệu dụng của đầu dò bằng:

$$A' = -A \cos \varphi$$

- *Ưu điểm:*

- + Bề mặt tiếp xúc nhỏ
- + Đầu dò nhỏ, nhẹ
- + Khả năng thăm khám đặc biệt cao
- + Hiển thị đồng thời B-mode, Doppler và TM-mode
- + Quét rẽ quạt mà không cần bộ phận cơ khí
- + Có thể đo CW-Doppler được

- *Nhược điểm:*

- + Đắt tiền (giá thành cao)
- + Góc quét nhỏ.

- *Ứng dụng:*

- + Siêu âm tim qua khe liên sườn
- + Tất cả các ứng dụng của đầu dò rẽ quạt
- + Các ứng dụng đặc biệt: nội soi qua thực quản, nội soi qua thành bụng, nội soi niệu.

4.2.4.2. Đầu dò rẽ quạt cơ khí (mechanical sector)

So với đầu dò rẽ quạt điện tử, độ phức tạp trong khi xử lý hình của rẽ quạt cơ khí là tương đối thấp. Chất lượng hình rất tốt mặc dù vùng hội tụ là cố định do cấu trúc cân đối (symmetric) của tinh thể đầu dò (hình tròn). Ngoài ra, người ta có

thể sử dụng hội tụ động (dynamic focusing) trong khi thu tín hiệu phản hồi để nâng cao độ phân giải ngang của đầu dò (các đầu dò annular array).

Nguyên lý quét của đầu dò rẽ quạt cơ khí:

Tinh thể tròn quay quanh trục và quét tia siêu âm theo một góc hình rẽ quạt, do đó mà loại đầu dò này được gọi là đầu dò rẽ quạt. Tinh thể gắn trên trục và motor quay được để trong dầu đặc biệt và tiếp xúc vào bệnh nhân qua lớp vật liệu thấu âm. Trong các loại máy siêu âm hiện nay người ta sử dụng 2 phương pháp quét cho đầu dò rẽ quạt (hình 1.19).

* Phương pháp quay tròn (*Rotor Principle*)

* Phương pháp lắc (*Wobbler Principle*)

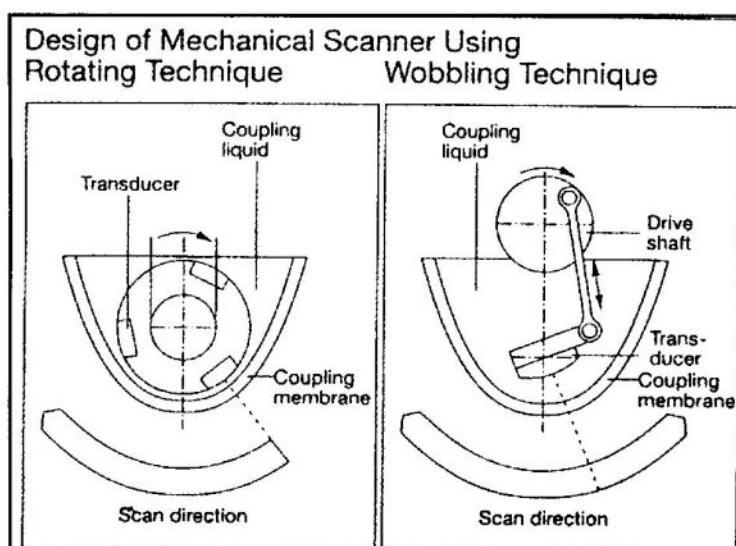
+ Phương pháp quay tròn:

Thay vì sử dụng một tinh thể, người ta gắn vài (3 -5) tinh thể giống hệt nhau quanh một trục cách nhau từ $120^\circ \div 72^\circ$, khi trục quay chỉ có tinh thể đối diện với vùng rẽ quạt định trước là hoạt động. Do vậy trên đầu dò có gắn thêm một bộ giải mã để xác định và đồng bộ các tín hiệu truyền về từ các tinh thể tại các thời điểm khác nhau. Các đầu dò chế tạo theo phương pháp này có những đòi hỏi rất cao đối với từng tinh thể, độ nhạy và trực âm của chúng. Chỉ một sai lệch rất nhỏ cũng có thể ảnh hưởng đến chất lượng của hình (hình rung, nháy) do độ sáng tối không đều hay các lõi ngẫu nhiên khác.

+ Phương pháp lắc:

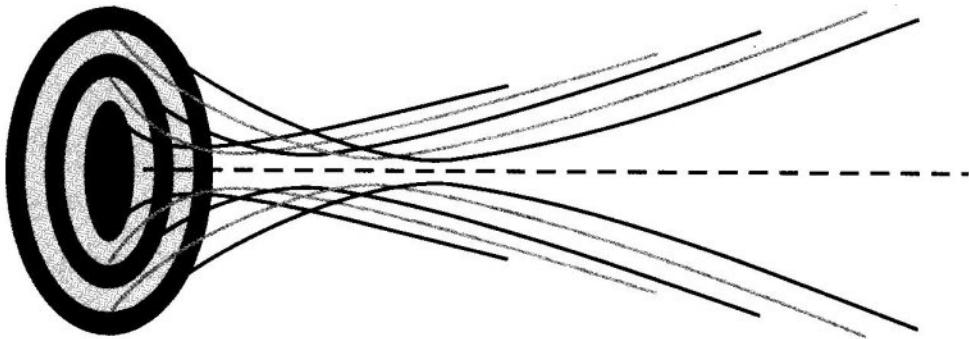
Việc quét tia siêu âm theo một góc Sector còn có thể thực hiện được bằng cách cho tinh thể lắc (oscillating) quanh một trục. Phương pháp này chỉ sử dụng một tinh thể lớn hoặc một loạt các tinh thể vành khuyên đồng tâm (Annular Array) do đó không phải có những yêu cầu đặc biệt trong việc ghép cặp các tinh thể như với đầu dò Rotor.

Tuy nhiên sự phức tạp lại nằm ở bộ phận cơ khí. Do chuyển động lắc của tinh thể phải đổi chiều liên tục, nên FR phải giảm do khoảng thời gian chết gây ra bởi moment quán tính tại vị trí đảo chiều lắc.



Hình 1.19. Hai phương pháp quét của đầu dò rẽ quạt cơ khí

Ngoài ra hệ đầu dò cũng phải thỏa mãn những yêu cầu đặc biệt để không chế tốc độ góc của chuyển động quét được hằng định.



Hình 1.20. Cấu trúc tinh thể và trường âm trên đầu dò Annular Array

Các đầu dò Sector Annular Array, hay còn gọi là các đầu dò vành khuyên có cấu trúc như sau: trên các đầu dò này người ta gắn một loạt (từ 3 đến 7) các tinh thể vành khuyên đồng tâm (hình 1.20). Trong quá trình quét, bằng cách thay đổi số tinh thể vành khuyên tham gia phát tia người ta có thể điều chỉnh vị trí hội tụ của chùm tia siêu âm, số tinh thể tham gia phát tia càng lớn thì hội tụ càng ở xa đầu dò, và do vậy các đầu dò Annular Array thường có tối đa là 7 vị trí hội tụ.

- *Ưu điểm của đầu dò rẽ quạt cơ khí:*

- + Bề mặt tiếp xúc nhỏ
- + Độ mở lớn
- + Các đầu dò đặc biệt có góc quét 360°

+ Trường âm là như nhau theo hướng song song và vuông góc với tia siêu âm, hình ảnh ở vùng hội tụ là rất rõ nét.

+ Giá phải chăng.

- Nhược điểm:

- + Có phần cơ khí
- + Chuyển mode chậm

- *Ứng dụng:*

- + Siêu âm tim
- + Nội tổng quát, sản phụ khoa
- + Các ứng dụng đặc biệt: đầu dò nội tạng qua âm đạo, trực tràng.

4.3. Điều khiển, xử lý hình ảnh và các phần mềm ứng dụng

4.3.1. Xử lý trước ảnh (Preprocessing)

4.3.1.1. Sự khuếch đại - Gain

Tín hiệu được thu nhận tại đầu dò trước khi thể hiện thành hình ảnh đều phải được xử lý, một trong những bước xử lý quan trọng là khuếch đại tín hiệu do biên

độ của chúng quá nhỏ. Hệ số khuếch đại, thường được tính bằng dB, là tỷ số giữa biên độ sau khi khuếch đại và biên độ trước khi khuếch đại:

$$\text{Gain} = RX = 20 \log (U_2 / U_1) = [\text{dB}]$$

U_2 : biên độ tín hiệu sau khi khuếch đại

U_1 : biên độ tín hiệu trước khi khuếch đại

Ví dụ mức Gain = 40dB có nghĩa là:

$$20 \log (U_2/U_1) = 40 \implies \log (U_2/U_1) = 2 \implies U_2/U_1 = 100$$

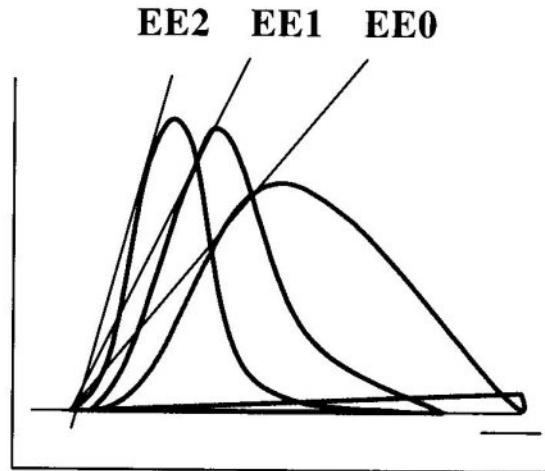
Tín hiệu đã được khuếch đại lên 100 lần

4.3.1.2. Khuếch đại bù trừ theo độ sâu (DGC hay TGC - Depth Gain Compensation hay Time Gain Compensation)

Trong khi khuếch đại tín hiệu một yếu tố không thể bỏ qua là hiện tượng làm suy giảm năng lượng sóng âm của môi trường (Attenuation), hậu quả của hiện tượng này là làm cho tín hiệu trở về đầu dò từ độ sâu càng xa thì có biên độ càng bé, vì vậy cần phải có sự bù lại cho mất mát năng lượng nói trên. DGC hay TGC thực chất là sự khuếch đại gia tăng theo thời gian: sau khi sóng âm được truyền đi, những tín hiệu hồi âm từ những mặt phản hồi ở xa thì được khuếch đại nhiều hơn so với tín hiệu hồi âm từ những mặt phản hồi ở gần.

4.3.1.3. EE - Edge Enhancement: Khuếch đại tăng bờ

EE có tác dụng tăng độ phân giải dọc theo phương truyền của tia siêu âm bằng cách tăng độ vi phân của tín hiệu; khi tăng EE hình siêu âm được biểu thị có hạt nhỏ hơn (fine-grained), các bề mặt vuông góc với phương truyền của tia siêu âm được vẽ ra rõ nét hơn (ví dụ như các lớp thành mạch...), vì vậy phép xử lý này được gọi là khuếch đại tăng bờ. Hình 1.21 minh họa việc xử lý hình trong chế độ này.

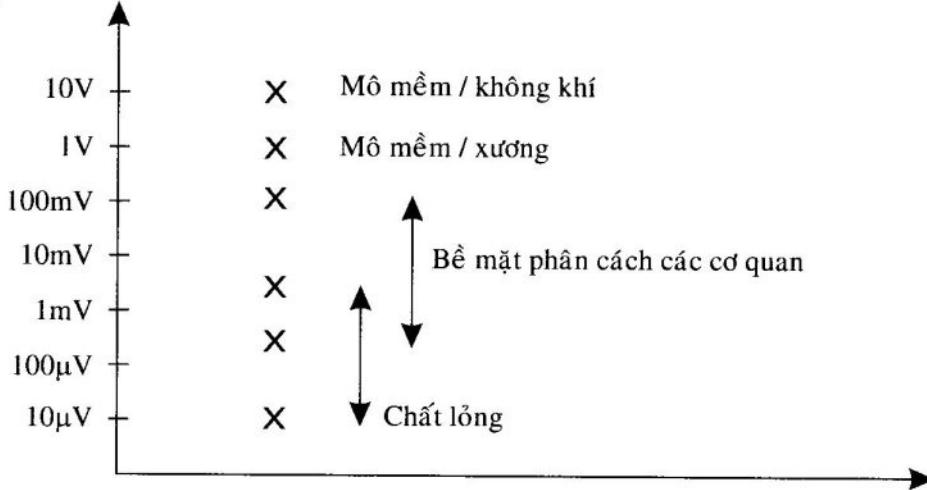


Hình 1.21. Xử lý đại tăng bờ (Edge Enhancement)

4.3.1.4. DR - Dynamic Range: Dải động

Như đã nói ở trên, hình ảnh siêu âm hai chiều được tạo bởi các tín hiệu phản hồi của tia siêu âm, ghi lại theo vị trí dưới dạng ma trận và theo trình tự thời

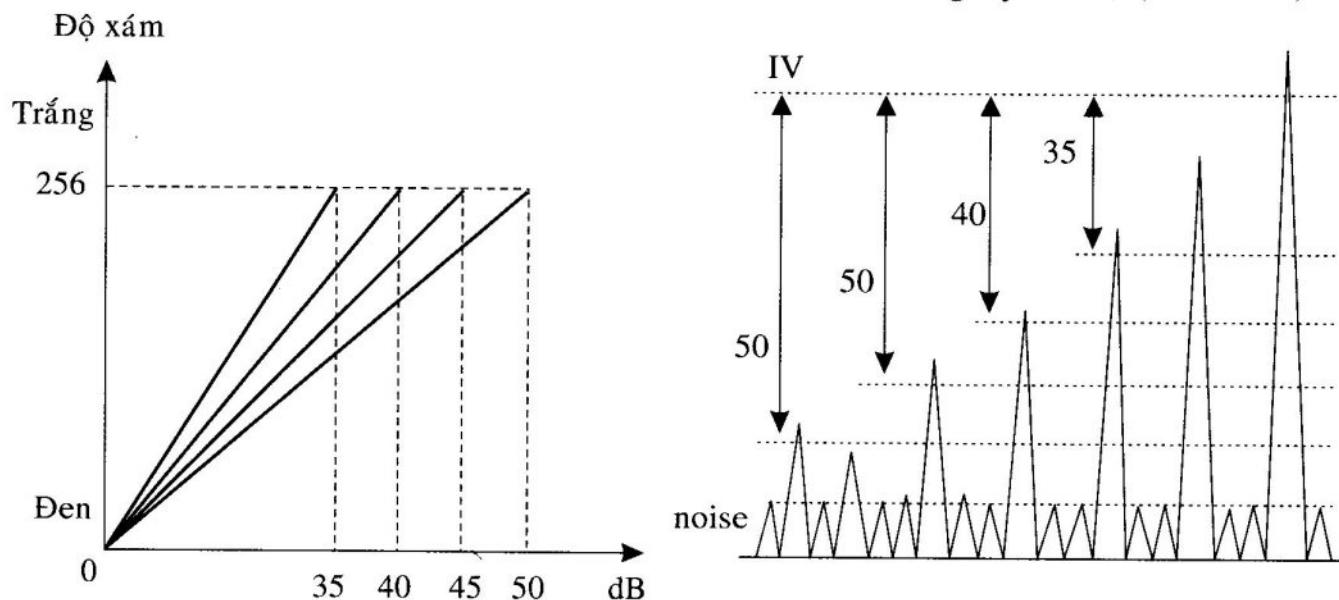
gian với tốc độ thời gian thực. Các tín hiệu phản hồi này nằm trong khoảng tín hiệu rất rộng.



Hình 1.22: Dải tín hiệu hồi âm

Như ta thấy trên hình 1.22, các mặt phân cách giữa mô mềm và không khí cho tín hiệu phản hồi lớn nhất và nằm trong khoảng 1 - 10 V. Các mặt phân cách mô mềm và xương cho tín hiệu phản hồi nằm trong khoảng 100mV - 1V. Các mặt phân cách các cơ quan (bề mặt các cơ quan) cho tín hiệu trong khoảng 100 μ V - 100 mV. Các nhu mô của các cơ quan cho tín hiệu phản hồi trong khoảng 10 μ V - 10 mV. Các chất lỏng cho tín hiệu phản hồi cỡ khoảng 10 μ V.

Như vậy dải tín hiệu thu được sẽ nằm trong khoảng 10 μ V – 10 V, tức là tỷ lệ $U_{max}/U_{min} = 10^6$ lần, hay nói cách khác $U_{max}/U_{min} = 120dB$. Nhưng thực chất là trong chẩn đoán người ta không cần phải quan sát toàn bộ dải tín hiệu trên cùng một lúc. Về mặt ý nghĩa dải động là khoảng tín hiệu cần thiết có thể biểu diễn được và là tỷ lệ giữa tín hiệu lớn nhất và tín hiệu nhỏ nhất trong khoảng tín hiệu cần quan tâm. Các dải động thường gấp là 35, 40, 45, 50, 55 hoặc 60 dB. Mỗi dải động được chọn đều được biểu diễn bởi 256 mức xám (grey scale) (hình 1.23)



Hình 1.23: Xử lý thay đổi dải động

Thay đổi dải động của tín hiệu để đáp ứng độ tương phản của hình ảnh siêu âm cực đại. Các giá trị DR thấp cần thiết khi cần nhìn rõ các đường bao và do đó thường được sử dụng khi chẩn đoán tim mạch. Các giá trị DR cao cho phép biểu thị rõ các cấu trúc và do đó thường được sử dụng khi chẩn đoán nội tổng quát.

4.3.1.5. CL - Correlation: Độ tương quan

Có thể hiểu là sự trung bình hóa theo thời gian của bộ nhớ ảnh.

Sự trung bình hóa theo thời gian có thể được thực hiện sao cho khi các thông tin mới được ghi vào bộ nhớ thì một phần các thông tin cũ vẫn còn được giữ lại. Thông tin đã lưu giữ và thông tin mới nhận được kết hợp lại để tạo ra ảnh mới theo các tỷ lệ có thể lựa chọn = Giá trị hiện tại / giá trị đã có trước.

CL có thể được dùng trong những trường hợp ảnh không thay đổi hoặc thay đổi chậm (ví dụ: vùng bụng, mạch ngoại vi....) để cải thiện tỉ lệ tín hiệu/ nhiễu, tức là cải thiện ảnh, tạo hiệu ứng làm dịu ảnh nhờ loại bỏ được những nhiễu tức thời gây ra do các chuyển động của cơ, mô...

Trong ví dụ trên độ mịn cực đại đạt được với CL3=50/50. Đối với những vật thể chuyển động nhanh ví dụ như tim, thì CL làm mờ (blur) các chuyển động của van tim, thành tim..., do đó khi khảo sát các biên độ chuyển động nên đặt CL ở giá trị thấp nhất = CL0=100/0

4.3.2. Xử lý hình sau khi tạo ảnh (Postprocessing)

Chức năng này cho phép người sử dụng làm nổi rõ hoặc làm mờ đi các mức xám (grey scale) riêng lẻ hoặc nhóm mức xám ở các ảnh siêu âm để giúp cho việc đọc hình được dễ dàng nhất bằng cách thay đổi hệ số khuếch đại cho các mức thang xám. Hậu xử lý có thể thực hiện ở mode thời gian thực (B - mode) hoặc ở chế độ ảnh dừng.

4.3.3. Phần mềm của máy, các chương trình đo và tính

Thiết bị chính bao gồm thân máy, bàn phím, màn hình và phần lưu trữ hình ảnh. Toàn bộ giao tiếp để điều khiển và xử lý hình ảnh được thực hiện qua bàn phím. Qua bàn phím có thể đưa tên, tuổi bệnh nhân, các chú dẫn trên hình, các Pictogram..., thay đổi chế độ - mode làm việc của máy, thực hiện các phép xử lý hình, các phép đo...

- Các chế độ làm việc thông dụng:

Tùy theo thế hệ máy và hãng sản xuất, các chế độ làm việc sau thường được cài trên máy: B; 2B; 4B; B+M; M; các chế độ có thể kết hợp đồng thời với A-mode, Doppler mode.

- Chương trình đo và tính:

- + Ở chế độ B - mode : Khoảng cách, chu vi, diện tích, thể tích, góc
- + Ở chế độ M - mode : Chiều sâu, thời gian, vận tốc, nhịp tim

+ Riêng trong phép đo và tính thể tích thì các máy khác nhau được cài đặt để tính theo các công thức khác nhau

4.3.4. Các chương trình chuyên khoa

4.3.4.1. Chương trình chuyên cho sản

+ Tính tuổi thai và dự sanh: Máy thường được cài đặt theo một hoặc nhiều trong số 10 bảng sinh học để tính tuổi thai và dự sanh, mỗi bảng có từ một đến hai chuẩn. Ngoài ra tất cả các bảng sinh học đều có thể cài đặt thêm từ ngoài vào như đối với máy tính.

Với mỗi thông số có thể cài đặt để tính theo phép đo trực tiếp hoặc trung bình của các phép đo.

Ngoài ra một số chương trình phần mềm chuyên biệt có thể được cài đặt như: tính tuổi thai và dự sanh theo khoảng cách hai hốc mắt, chiều dài gáy, chiều dài xương cánh tay, chiều dài xương ống chân, bàn chân... hoặc các chương trình chuyên cho song thai, các chương trình chuyên cho phụ khoa...

+ Để tính cân nặng thai nhi máy có thể được cài theo nhiều công thức khác nhau

4.3.4.2. Chương trình chuyên tim

Tùy theo khả năng đo và tính của từng máy cụ thể, máy có thể đánh giá được chức năng thất trái qua thể tích cũng như đường kính cuối tâm trương và tâm thu, Đánh giá thể tích tổng máu và thời gian tổng máu, Vận tốc chuyển động của van tim, thành tim, Đánh giá thành sau thất trái... Một số các thông số có thể đo và tính được trên hình siêu âm (B-mode) như:

AoD	= [mm]	Đường kính lỗ van động mạch chủ
AoS	= [mm]	Biên độ mở van động mạch chủ
LAmax	= [mm]	Đường kính nhĩ trái - max
RVEDD	= [mm]	Đường kính thất phải cuối tâm trương
IVS	= [mm]	Chiều dày vách liên thất
LVPW	= [mm]	Độ dày thành sau thất trái
LVEDD	= [mm]	Đường kính thất trái cuối tâm trương
LVESD	= [mm]	Đường kính thất trái cuối tâm thu
FS	= [%]	Phần trăm co cơ của thất trái (tính theo LVD)
EF slope	= [mm/s]	Vận tốc chuyển động của van hai lá
LVEDV	= [ml]	Thể tích thất trái cuối tâm trương
LVESV	= [ml]	Thể tích thất trái cuối tâm thu
SV	= [ml]	Thể tích tổng máu của một lần bóp
EFrac	= [%]	Phần trăm tổng máu (tính theo LVV)

+ Toàn bộ thông số về tim cũng có thể được tổng hợp vào Protocol và in ra.

4.3.4.3. Một số chương trình chuyên khác

- + Chương trình chuyên cho tính thể tích tuyến giáp: chỉ cần nhập 3 kích thước X, Y, Z trên hai mặt cắt dọc và ngang sau đó máy sẽ tự tính.
- + Tính thể tích tồn lưu.
- + Chương trình chuyên khám tiền liệt tuyến qua siêu âm nội trực tràng.
- + Chương trình chuyên cho chấn thương chỉnh hình: đo góc di lệch của xương

4.3.5. Điều chỉnh thiết bị

4.3.5.1. Điều chỉnh màn hình

Sự điều chỉnh màn hình sao cho phông nền của hình ảnh đen tương phản với những chấm hồi âm trắng.

4.3.5.2. Điều chỉnh công suất phát và Gain

Đối với một số máy siêu âm hiện nay, bộ phận dành cho người sử dụng có thể điều chỉnh mức năng lượng sóng âm phát ra. Theo quy định của AIUM thì người sử dụng nên giữ mức năng lượng phát thấp nhất có thể được và bù lại thì sử dụng tối đa khả năng khuếch đại ở bộ phận nhận để có thể nhìn thấy được hình ảnh.

4.3.5.3. Điều chỉnh TGC

Sự điều chỉnh TGC ở mức độ nhạy cảm là tối cần thiết để tạo hình ảnh đồng nhất trên toàn bộ cơ quan khảo sát từ nông đến sâu và mức TGC phụ thuộc vào cơ địa của đối tượng cần khám (mập hoặc gầy)

4.3.5.4. Điều chỉnh DR, CL, EE

Điều chỉnh các thông số này nhằm tạo hình ảnh rõ nét theo yêu cầu của từng cơ quan khảo sát; chẳng hạn giảm DR, giảm CL, tăng EE để nhìn rõ chi tiết các thành phần của cột cơ và dây chằng đồng thời khảo sát chuyển động của các van.

5. ẢNH GIẢ

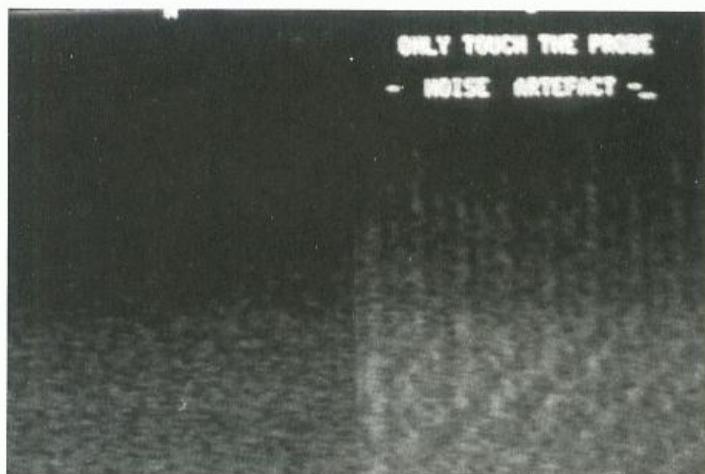
Ảnh giả xuất hiện trong quá trình ghi hình siêu âm là những hình ảnh xuất hiện trên màn hình không phù hợp với cấu trúc thật trong cơ thể; thông thường sự hình thành ảnh giả được chi phối bởi những nguyên tắc vật lý, hiểu rõ bản chất của những hiện tượng này chúng ta có thể lý giải một cách hữu ích các thông tin mà máy siêu âm mang lại.

5.1. Hiện tượng nhiễu

Trong quá trình hoạt động của máy các linh kiện điện tử tạo ra các xung điện với biên độ cực thấp, qua xử lý và tạo ảnh các xung điện này được khuếch đại lên và tạo ra trên màn hình đầy khắp những chấm sáng dao động dạng “nhảy múa”. Thông thường máy được thiết kế sao cho các xung nhiễu này ở biên độ thấp nhất có thể được, chúng chỉ thể hiện trên màn hình khi có khuếch đại tăng cường, chính vì vậy mà ở phần sâu của màn hình thường hiện tượng nhiễu này thể hiện

rõ ràng nhất, do hiệu quả của độ khuếch đại toàn phần được gia tăng thêm bởi khuếch đại bù T.G.C.

Một dạng nhiễu khác là do đầu dò hoạt động như một antenna tiếp nhận xung điện ở dải tần số radio từ bên ngoài, hoặc do các xung này đi thẳng vào trong cable dẫn tín hiệu, hậu quả là các xung này thể hiện trên màn hình dưới dạng những vệt sáng rải rác và từng hồi phụ thuộc thời khắc và cường độ các xung (hình 1.24).



Hình 1.24: Hiện tượng nhiễu - hình bên P xuất hiện nhiều vạch khi đầu dò chạm vào người bệnh nhân-hiệu ứng antena được gia tăng.

5.2. Hiện tượng bóng lưng và hiện tượng tăng cường âm

Trong khi khảo sát môi trường đồng nhất nào đó có hệ số giảm âm như nhau ở bất kỳ vị trí nào, để đảm bảo tính đồng nhất thì phải điều chỉnh TGC ở mức tăng dần thích ứng. Giả dụ trong môi trường trên, hiện diện một cấu trúc có hệ số giảm âm lớn hơn hệ số giảm của môi trường bao quanh và với mức TGC ở trạng thái cân bằng trên, thì lúc này trên màn hình xảy ra “hiện tượng bóng lưng”, là một dải xám tối hơn môi trường xung quanh ở ngay phía sau cấu trúc trên.



Hình 1.25. Hiện tượng bóng lưng và tăng cường âm: phía sau sỏi xuất hiện dải bóng đen (mũi tên đen), phía sau dịch mật hiện diện dải sáng tăng cường âm (mũi tên trắng).

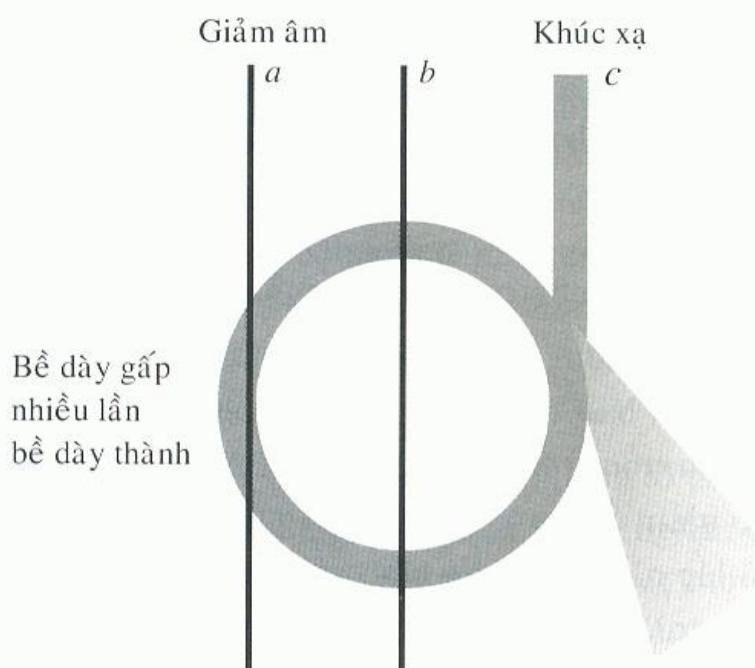
Điều này được lý giải là do sóng âm khi truyền qua cấu trúc trên bị tiêu hao năng lượng nhiều hơn, vì vậy mà ở vị trí sau cấu trúc trên hồi âm trở về

có biên độ thấp hơn biên độ hồi âm trở về từ cùng độ sâu nhưng ở vị trí khác trong môi trường.

Đối nghịch với hiện tượng bóng lูng là hiện tượng tăng cường âm (hình 1.25).

Lúc này cấu trúc nằm trong môi trường có hệ số giảm âm thấp hơn hệ số giảm âm của môi trường bao quanh, do sóng ít bị tiêu hao năng lượng khi truyền qua cấu trúc này mà ở vị trí ngay sau cấu trúc trên thì hồi âm trở về có biên độ cao hơn so với biên độ hồi âm về từ cùng độ sâu ở những vị trí khác, kết quả là xuất hiện trên màn hình dải sáng hắn lên ngay sau cấu trúc trên.

Một dạng bóng lูng khác - bóng lูng bên - thường xuất hiện phía sau của bờ bên của những cấu trúc mà mặt phân cách có dạng đường cong (hình cong), chẳng hạn như cấu trúc nang, thiết diện ngang qua ống mạch... Hiện tượng này được chi phối bởi định luật khúc xạ và đặc tính hút âm của mô, sự lý giải như sau:



Hình 1.26. Hiện tượng bóng lúng bên

+ Trong cả hai tình huống: (1) $c_2 > c_1$ thì sẽ xảy ra hiện tượng góc tới hạn; (2) $c_2 < c_1$ thì sẽ có hiện tượng góc tiếp tuyến. Ở vị trí gần thành bên của cấu trúc nang nói trên gần như toàn bộ năng lượng bị phản xạ ra phía ngoài, hậu quả là ngay sau vị trí thành bên lúc này sẽ không có sóng âm truyền đến, tương ứng trên màn hình xuất hiện dải bóng lúng (xét chùm tia c) (hình 1.26)

+ Ngoài ra xét đến chùm tia A đi qua thành bên (không có hiện tượng tiếp tuyến hoặc hiện tượng góc tới hạn) phải xuyên qua bề dày mô của thành cấu trúc gấp 3,4 lần bề dày thật sự của thành, mà thường thường thành của ống mạch hoặc của thành nang có hệ số hút âm lớn hơn so với môi trường, hệ quả cũng tạo ra hiện tượng bóng lúng (c_1, c_2 là vận tốc sóng âm trong môi trường và thành nang).

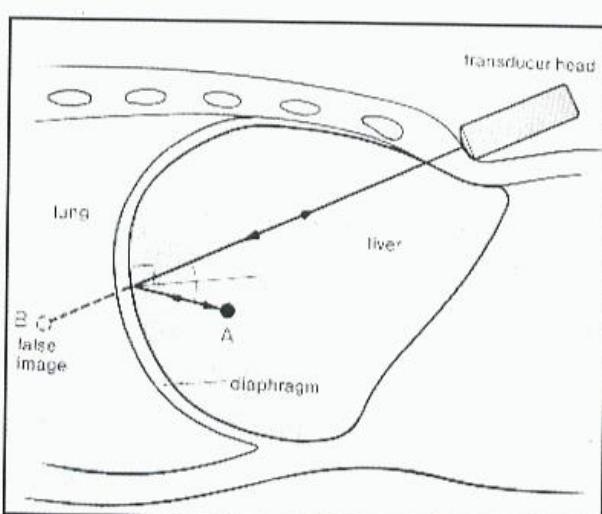
5.3. Hiện tượng dội lại

Hiện tượng này xảy ra khi sóng âm truyền từ đầu dò vào môi trường gặp phải mặt phản hồi có hệ số phản hồi lớn, sóng phản hồi có biên độ khá lớn trở về đầu dò, tại đây sẽ được ghi nhận và thể hiện trên màn hình ở độ sâu d. Tuy nhiên do biên độ sóng khá lớn nên một phần đã phản hồi tại bề mặt đầu dò và đi vào trở lại môi trường, lần này lại đến gặp mặt phân cách nói trên và được phản hồi một lần nữa và trở về đầu dò tạo nên sóng hồi âm của sóng dội lại. Do sóng dội lại lần này đã đi 2 vòng từ đầu dò đến mặt phân cách nên khi thể hiện trên màn hình thì hồi âm của sóng dội lại sẽ ở vị trí có độ sâu gấp đôi độ sâu của mặt phân cách và có kích thước và biên độ hồi âm nhỏ hơn. Hiện tượng này có thể lặp lại nhiều lần cho đến khi năng lượng của sóng dội lại bị triệt tiêu do mất dần trên đường truyền; hệ quả là xuất hiện trên màn hình một loạt hình ảnh giả của mặt phân cách phân bố cách quãng đều nhau phía sau mặt phân cách thật với kích thước và độ hồi âm nhỏ dần.



Hình 1.27: Hiện tượng dội lại, hình ảnh các mặt phẳng được tạo nên do hiện tượng dội lại (mũi tên)

Một dạng khác của hiện tượng dội lại là xuất hiện ảo ảnh soi gương (mirror artefact) (hình 1.28)



Hình 1.28: Hiện tượng ảo ảnh soi gương - Nguyên lý và minh họa

Một khi bắt gặp tình huống có một cấu trúc thuộc nhu mô gan nằm sát cơ hoành, lại hiện diện một cấu trúc khác có hình dạng tương tự nhưng độ hồi âm nhỏ hơn đối xứng qua cơ hoành với cấu trúc trong gan, như thể là nó có nguồn gốc từ nhu mô phổi (phía bên kia cơ hoành). Thực chất của hiện tượng này là sự dội lại giữa mặt phân cách có hệ số phản hồi lớn (khí trong phổi và mô mềm) và cấu trúc trong nhu mô gan nói trên trước khi trở về đầu dò để được ghi nhận trên màn hình.

5.4. Ảo ảnh do độ rộng của chùm tia và chùm tia thứ

5.4.1. Ảo ảnh do độ rộng chùm tia

Như chúng ta đã biết, chùm tia siêu âm sau khi rời đầu dò thì khu trú lại ở điểm hội tụ, sau đó phân kỳ dần từ phía sau vùng hội tụ, năng lượng tập trung nhiều nhất ở trục trung tâm và giảm dần về phía rìa chùm tia.

(1) Một vật thể hiện diện trong chùm tia, xét vật thể có mặt phản hồi mạnh, ngoài phần hồi âm được tạo ra từ phần trung tâm của chùm tia và được thể hiện trên màn hình thì còn có phần hồi âm từ rìa của chùm tia cũng có thể ghi nhận và thể hiện được.

(2) Khi vật thể có mặt phản hồi kém thì phần hồi âm được tạo từ ngoài rìa chùm tia sẽ rất nhỏ không đủ để ghi nhận và thể hiện.

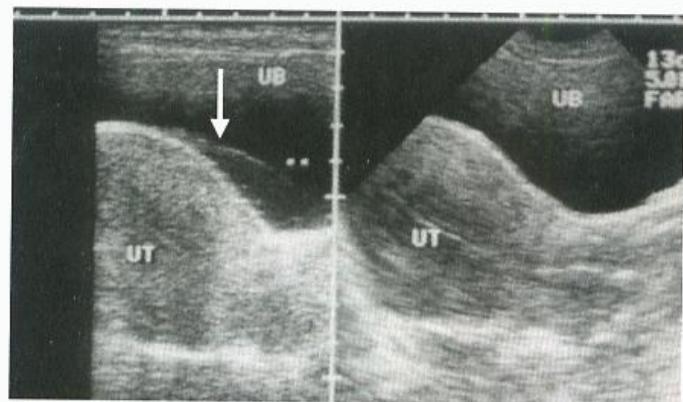
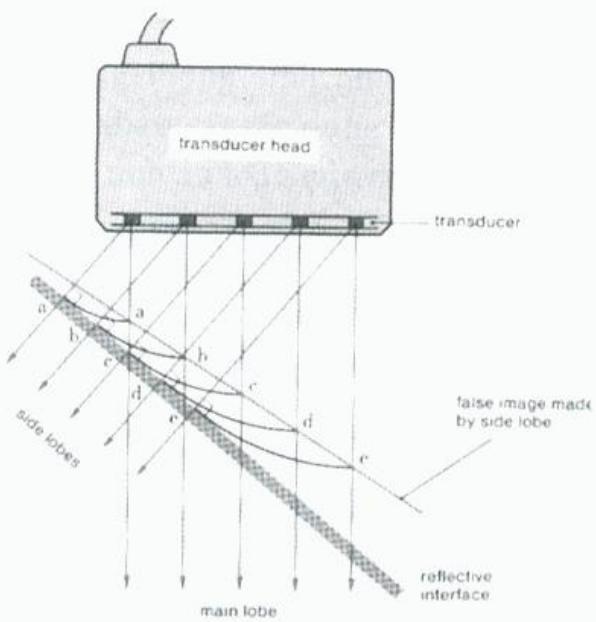
Trong tình huống (1) chính phản hồi từ phần rìa của chùm tia khi được thể hiện sẽ làm cho hình ảnh vật thể trên màn hình bị nhòe đi bởi những vùng sáng lan qua môi trường xung quanh và mờ dần. Hình ảnh này gọi là ảo ảnh do độ rộng của chùm tia. Ảo ảnh này sẽ rõ hơn khi môi trường xung quanh vật thể có hệ số phản hồi kém; hiện tượng này sẽ giảm đi rất nhiều khi đặt vật thể vào trong vùng hội tụ của chùm tia (1.29)



Hình 1.29. Ảo ảnh do độ rộng chùm tia - gây nên hiện tượng nhòe xung quanh viền sỏi.

5.4.2. Ảo ảnh do chùm tia thứ

Thật sự ra một đầu dò không chỉ phát ra một chùm tia siêu âm có trục trung tâm trùng với trục đầu dò mà còn có các chùm tia phụ có trục lệch một góc với chùm tia chính; những chùm tia phụ có mức năng thấp hơn rất nhiều; như thế những chùm tia thứ này cũng có khả năng tạo phản hồi với mặt phân cách trong môi trường nhưng vì biên độ hồi âm do chùm tia thứ tạo ra quá nhỏ so với biên độ hồi âm tạo ra do chùm tia chính, nên ít khi được ghi nhận trên màn hình. Tuy nhiên khi tình huống sau đây xảy ra: ở khoảng cách d nào đó chùm tia thứ gặp mặt phân cách có độ phản hồi lớn nên tạo hồi âm với biên độ lớn, còn chùm tia chính gặp mặt phân cách có độ phản hồi nhỏ nên tạo hồi âm với biên độ bé, lúc này sẽ tạo ra hiện tượng ảnh giả; vật thể có mặt phản hồi lớn ở hướng chùm phụ được ghi nhận như thể xuất phát từ chùm tia chính; mô phỏng hiện tượng này như hình sau (hình 1.30).



Hình 1.30: Nguyên lý và minh họa ảo ảnh do chùm tia phụ (mũi tên-hình bên T), khi thay đổi hướng quét thì ảnh giả này biến mất (hình bên P).

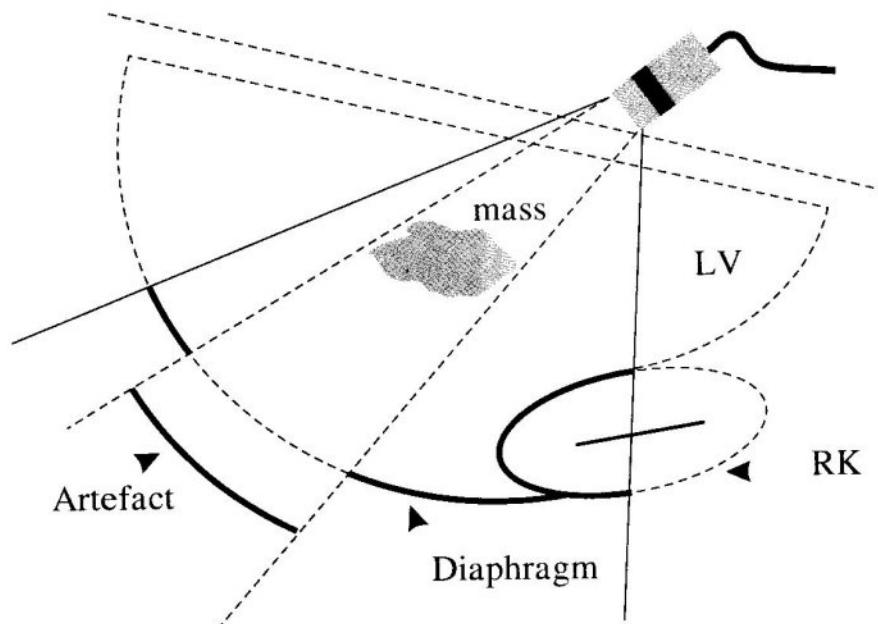
Trong thực hành lâm sàng đôi khi cũng bắt gặp hiện tượng này: như khi khảo sát túi mật, trong lòng túi mật ở một hướng đặt đầu dò nào đó sẽ xuất hiện những hồi âm dễ nhầm tưởng như cặn lắng trong dịch mật, nhưng thực chất là do hệ quả của hiện tượng nói trên khi chùm tia chính đi qua dịch mật (mặt phản hồi kém), còn chùm tia thứ gặp mặt phản hồi trong tá tràng (mặt phản hồi mạnh).

5.5. Ảo ảnh do sai biệt vận tốc

Các mô có đặc tính khác nhau sẽ dẫn truyền sóng âm với những vận tốc khác nhau. Tuy nhiên trong lúc thiết kế máy siêu âm để tiện cho việc tính toán, người ta dùng trị số trung bình là 1540m/s, máy sẽ dùng trị số này để biến đổi thời gian mất của sóng âm đi và về từ mặt phân cách thành yếu tố độ sâu của mặt phân cách trên màn hình. Khi có sự chênh lệch khá lớn giữa vận tốc dẫn truyền sóng âm

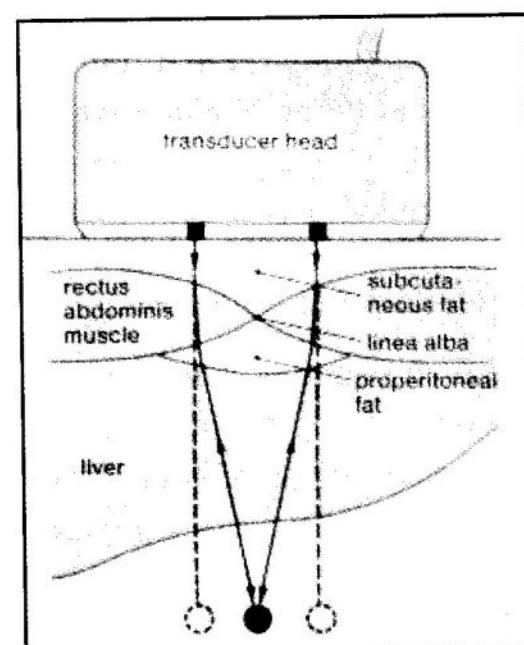
âm trong một vùng mô so với trị số trên thì sẽ xảy ra ảo ảnh: những vật thể ở phía sau vùng mô này được thể hiện nông hoặc sâu hơn so với vị trí thực tế của chúng.

Xét trường hợp khảo sát nhu mô gan sau đây (đầu dò từ những mặt cắt dưới sườn) sóng âm vào nhu mô gan và truyền qua qua khối bất thường dạng mỡ có vận tốc dẫn truyền là 1400m/s. Lúc này vùng cơ hoành phía sau như bị gián đoạn và đứt lìa ra khỏi vòm hoành và lùi lại phía sau. Sự lý giải là khối bất thường nói trên làm chậm lại thời gian sóng âm đến vùng cơ hoành phía sau nó (và kể cả thời gian trở về), hệ quả là độ sâu được tính toán bởi máy của vùng cơ hoành này dường như sâu hơn thực tế (hình 1.31)



Hình 1.31: Nguyên lý tạo ảnh ảo do sai biệt vận tốc truyền

Sự chênh lệch vận tốc đã tạo ra hiện tượng khúc xạ tại mặt phân cách giữa hai môi trường có vận tốc dẫn truyền khác nhau (xem thêm hình 1.32).



Hình 1.32: Khúc xạ do sai biệt vận tốc truyền

Như thế một vật thể ở bên kia mặt phân cách được ghi nhận như nằm trên hướng thẳng với trục của chùm tia tới, nhưng thực tế thì lệch ra ngoài đường thẳng đó. Hiện tượng này đôi khi cũng gây sự phiền toái trong thực hành lâm sàng.

Sự đối xứng của 2 cơ thẳng bụng làm hội tụ 2 chùm tia từ 2 chấn tử trong đầu dò (Linear) tại một cấu trúc nào đó trong cơ thể (chẳng hạn động mạch chủ bụng) theo nguyên tắc tạo ảnh thì cấu trúc này được ghi nhận như theo hướng thẳng với hướng của 2 chùm tia từ 2 chấn tử, kết quả là trên màn hình xuất hiện 2 cấu trúc nói trên sát bên nhau hoặc chồng lên nhau một phần, tùy thuộc vào độ hội tụ của chùm tia (hay độ khúc xạ của cơ thẳng bụng).

6. TÁC DỤNG SINH HỌC VÀ SỰ AN TOÀN CỦA THIẾT BỊ SIÊU ÂM CHẨN ĐOÁN

Như đã trình bày ở phần trước, năng lượng sóng âm truyền vào môi trường dưới dạng các lực nén và lực dẫn; các lực này làm thay đổi vị trí (dưới dạng dao động) của các phần tử trong môi trường, về phía môi trường luôn có đặc tính hấp thu năng lượng sinh nhiệt... Tất cả các yếu tố này khiến chúng ta không thể không khảo sát tác dụng sinh học của sóng âm khi truyền qua mô sinh học từ đó nói lên tính an toàn của thiết bị siêu âm chẩn đoán.

6.1 Năng lượng chùm tia và cường độ chùm tia

Như đã nói ở phần đầu cuốn sách - mục 1.2, người ta dùng đại lượng P để đặc trưng cho năng lượng của (chùm) sóng âm truyền vào môi trường, với thiết bị siêu âm chẩn đoán thì P có giá trị từ 1 - 10mW, và cường độ của chùm tia siêu âm có trình tự phân bố trong không gian và biến thiên theo thời gian.

Phần lớn trong các chế độ vận hành của thiết bị siêu âm chẩn đoán thì $I_{(SPTA)}$ ở trong khoảng $0,3\text{mW/cm}^2$ - 160mW/cm^2 và năng lượng tổng cộng $P = 0,5$ - 80mW . Với các thiết bị siêu âm điều trị do sử dụng độ dài xung lớn hoặc xung liên tục nên thường tạo ra mức năng lượng lớn hơn nhiều lần so với thiết bị siêu âm chẩn đoán.

6.2. Tác dụng sinh học của sóng âm

Nhiều thực nghiệm cho thấy có hai cơ chế chính chịu trách nhiệm cho những biến đổi sinh học trong mô được xuyên âm; một điều đặc biệt đáng lưu ý là những biến đổi này chỉ được ghi nhận khi sử dụng sóng âm có cường độ thật lớn và thời gian xuyên âm đủ lâu (chẳng hạn như trong thiết bị siêu âm điều trị)

6.2.1. Tác dụng sinh nhiệt

Do hiện tượng sinh nhiệt của môi trường, năng lượng sóng âm một phần biến đổi thành nhiệt năng. Nhiệt năng này làm nhiệt độ môi trường tăng lên Δt° . Với các thiết bị siêu âm chẩn đoán thì Δt° quá nhỏ và bị tiêu tán rất nhanh trong môi trường với sóng âm có cường độ lớn và thời gian xuyên âm đủ lớn thì Δt° được tạo ra mới đáng kể và có thể gây những biến đổi sinh học. Chẳng hạn nhiệt năng

lớn có thể ảnh hưởng đến quá trình phân bào; ở mức độ cấu trúc phân tử, Δt^o lớn có thể gây ra biến đổi gen... (Xin bạn đọc tham khảo thêm những tài liệu chuyên ngành).

Ngay này, người ta đưa ra khái niệm chỉ số nhiệt TI (Thermal Index) để thể hiện liều lượng và cường độ phát sóng âm liên quan đến khả năng sinh nhiệt bên trong mô được xuyên âm, trong đó hai giá trị được đề cập đến là chỉ số nhiệt cho xương (TIB) và chỉ số nhiệt cho mô mềm (TIS). TI được tính như sau:

$$TI = \frac{W_o}{W_{deg}}$$

Trong đó, W_o là công suất phát sóng đang sử dụng, W_{deg} là công suất phát theo lý thuyết có khả năng làm tăng nhiệt độ trong môi trường xuyên âm lên 1° .

6.2.2. Tác dụng tạo hốc

Sóng âm với cường độ lớn có thể tạo ra những bong bóng, từ các phân tử hơi hòa tan trong môi trường; kích thước và trạng thái của các bọt tùy thuộc vào năng lượng của sóng âm, nếu cường độ đủ lớn thì có thể làm các bọt này vỡ ra và tạo áp lực xé. Chính hiện tượng này làm gián đoạn các mối liên kết trong cấu trúc mô. Đến nay chưa có một bằng chứng thực nghiệm nào chứng minh tác dụng tạo hốc ở mức độ năng lượng được dùng trong các thiết bị siêu âm chẩn đoán.

Một chỉ số khác để đặc trưng cho khả năng tạo hốc của sóng âm trong môi trường là chỉ số cơ học MI (Mechanical Index) cũng được đưa ra nói lên liều phát liên quan đến khả năng tạo hốc (xin xem thêm ở phần III, mục 2.2).

6.3 Sự an toàn của các thiết bị siêu âm chẩn đoán và những khuyến cáo

Rất nhiều công trình nghiên cứu về hậu quả sinh học của siêu âm chẩn đoán, chẳng hạn như hồi cứu hồ sơ bệnh án và tình trạng lâm sàng của nhóm quần thể được khám nghiệm siêu âm trong thời kỳ bào thai đem so sánh với những nhóm chứng không có khám nghiệm siêu âm; kết quả là không tìm thấy bằng chứng nào về hậu quả sinh học của trường siêu âm chẩn đoán. Ủy ban xem xét về hậu quả sinh học của Viện nghiên cứu siêu âm trong y học của Hoa Kỳ (A.I.U.M - American Institute of Ultrasound in Medicine) sau khi đúc kết dữ kiện từ các công trình nói trên và đã đi đến kết luận:

- Trong phạm vi tần số sử dụng thấp thì sẽ không có một hậu quả sinh học đáng kể trong mô động vật với cường độ I (SPTA) nhỏ hơn 100mW/cm^2 .
- Với thời gian xuyên âm nhỏ hơn 500giây và cường độ đủ cao để cho tích số cường độ với thời gian xuyên âm đảm bảo nhỏ hơn 50Joules/cm^2 ($\text{J/cm}^2 = \text{W/cm}^2 \times \text{sec}$) thì vẫn không có hậu quả sinh học.

II - KỸ THUẬT SIÊU ÂM DOPPLER

1. HIỆU ỨNG DOPPLER

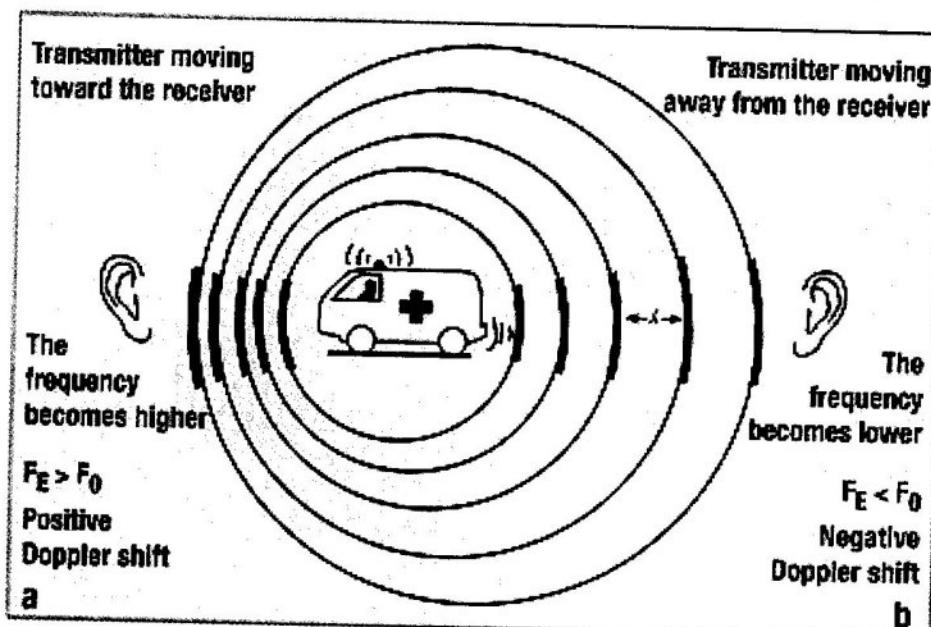
Hiệu ứng Doppler được tìm ra vào năm 1842 nhà toán học người Áo **Christian Johann Doppler** (1803- 1853), lúc đó ông dùng nó để giải thích hiện tượng lệch màu sắc của các ngôi sao đang chuyển động.

Hiệu ứng được phát biểu như sau:

- Nếu sóng được phát ra từ nguồn phát cố định đến một đầu thu cố định thì tần số thu bằng tần số phát.
- Nếu khoảng cách giữa đầu thu và đầu phát thay đổi trong khoảng thời gian thu sóng (thời gian sóng truyền đến đầu thu) thì bước sóng λ sẽ dài ra hoặc ngắn lại: ngắn lại trong trường hợp đầu thu và phát lại gần nhau và dài ra trong trường hợp ra xa nhau.
- Hiệu ứng Doppler đúng với tất cả các loại sóng và do đó đúng với cả sóng siêu âm.

Trong đời sống hàng ngày chúng ta có thể quan sát được hiệu ứng Doppler như tiếng còi của xe cứu thương khi chạy tiến về phía ta thì nghe âm sắc cao hơn, còn khi xe chạy ra xa thì nghe âm sắc thấp hơn (hình 1.33).

Hiệu ứng Doppler sử dụng trong phương pháp siêu âm Doppler xảy ra khi sóng siêu âm được phản hồi từ các vật thể chuyển động, như các tế bào hồng cầu, thành mạch, cơ co..., khi đó tần số của sóng phản hồi sẽ khác với tần số của sóng tới, và hiệu của hai tần số gọi là Độ lệch Doppler hay tần số Doppler.



Hình 1.33: Hiệu ứng Doppler - khi xe càng đến gần thì nghe âm sắc càng cao

2. CÔNG THỨC DOPPLER

Tần số Doppler Δf của tín hiệu hồi âm từ các tế bào máu đang chuyển động so với tần số phát lúc ban đầu được xác định bởi công thức:

$$\Delta f = f_{TX} - f_{RX} = 2f_{TX} \cdot v \cdot \cos\theta / c \quad (1.10)$$

Công thức này là gần đúng trong trường hợp $c \gg v \cos\theta$, trong đó:

+ c là vận tốc lan truyền trong mô của sóng âm (≈ 1540 m/s)

+ v là vận tốc dòng chảy cần khảo sát

+ f_{TX} tần số của sóng phát

+ θ - góc tạo giữa trục của chùm tia siêu âm và dòng chảy

Số 2 được đưa vào do hiệu ứng Doppler xảy ra hai lần: lần một khi các tế bào máu nhận tín hiệu phát từ đầu dò, lần hai khi đầu dò nhận tín hiệu phản hồi từ các tế bào máu.

Từ công thức trên ta có thể rút ra một số nhận xét sau:

- Tần số Doppler tỷ lệ thuận với vận tốc dòng chảy, với cùng một giá trị của v , Δf sẽ lớn hơn khi sử dụng tần số phát f lớn hơn. Vận tốc dòng chảy được rút ra từ công thức trên như sau:

$$v = \Delta f \times c / 2f_{TX} \times \cos\theta$$

Vì lý do kỹ thuật (xem thêm ở phần sau) Δf bị chặn bởi giới hạn trên và dưới, nên để đo các vận tốc cao cần sử dụng đầu dò có f thấp và ngược lại.

- Δf cũng phụ thuộc vào góc θ : Δf là lớn nhất khi trục chùm tia siêu âm có phương song song với phương của dòng chảy, khi trục chùm tia siêu âm vuông góc với phương của dòng chảy: $\cos\theta = 0$ thì không ghi nhận được tín hiệu Doppler.

- Hiệu ứng Doppler làm tăng hoặc giảm tần số của tín hiệu phản hồi so với tín hiệu phát f_{TX} một khoảng Δf phụ thuộc vào chiều của dòng chảy. Khi đánh giá tín hiệu phản hồi của dòng chảy: các vận tốc của dòng chảy hướng về phía đầu dò sẽ được biểu thị bên trên đường zero của phổ Doppler (Δf có giá trị dương) và được mã màu đỏ trên hình Doppler màu, và các vận tốc của dòng chảy hướng ra đầu dò sẽ được biểu thị bên dưới đường zero (Δf có giá trị âm), và được mã màu xanh trên hình Doppler màu.

Tần số Doppler Δf đo với $f_{TX} = 2 \div 8$ MHz và với các giá trị v sinh lý, thì nằm trong phạm vi tần số nghe được từ 50 Hz \div 15 KHz.

3. CÁC DOPPLER MODE

Có 2 kỹ thuật Doppler áp dụng liên quan đến cách thức tạo ra sóng âm: Sóng liên tục Continuous Wave - CW - Doppler và Xung Pulsed wave - pW- Doppler.

3.1. CW Doppler

Người ta sử dụng đầu dò với hai tinh thể làm hai nhiệm vụ khác nhau: một làm nhiệm vụ phát sóng âm liên tục, một làm nhiệm vụ thu liên tục. Nhược điểm của kỹ thuật này là không nhận biết được vị trí điểm phản hồi, nhưng mặt khác CW - Doppler có ưu điểm là có thể đo được những vận tốc rất lớn.

$$\Delta f = 2f_{TX} \cdot v \cdot \cos\theta / c$$

3.2. PW Doppler

Trên đầu dò pW - Doppler, người ta chỉ sử dụng một tinh thể vừa làm nhiệm vụ phát, vừa làm nhiệm vụ thu. Sóng âm được phát đi theo từng chuỗi xung dọc theo hướng quét của đầu dò, song chỉ những xung phản hồi tại vị trí lấy mẫu (hay còn gọi là cổng - gate) là được ghi nhận và xử lý. Kích thước và độ sâu vùng lấy mẫu có thể thay đổi được. Nhờ đó kỹ thuật pW - Doppler cho phép phân biệt tín hiệu doppler tại các độ sâu khác nhau.

Üng với mỗi vị trí lấy mẫu được chọn, khoảng thời gian T cho xung đi và về xác định khoảng thời gian ngắn nhất giữa hai chuỗi xung. Do vậy độ lặp lại của các chuỗi xung phát PRF (Pulse Repetition Frequency) không thể lựa chọn lớn hơn $1/T$.

$$PRF \leq 1/T$$

Do khoảng giá trị của PRF cũng nằm trong khoảng của tần số Doppler Δf , PW- Doppler có thể nhận biết được vị trí của dòng chảy song lại có một nhược điểm là bị hạn chế trong việc đo các dòng chảy có vận tốc cao - do xuất hiện hiệu ứng loạn sắc - aliasing (sẽ đề cập sau).

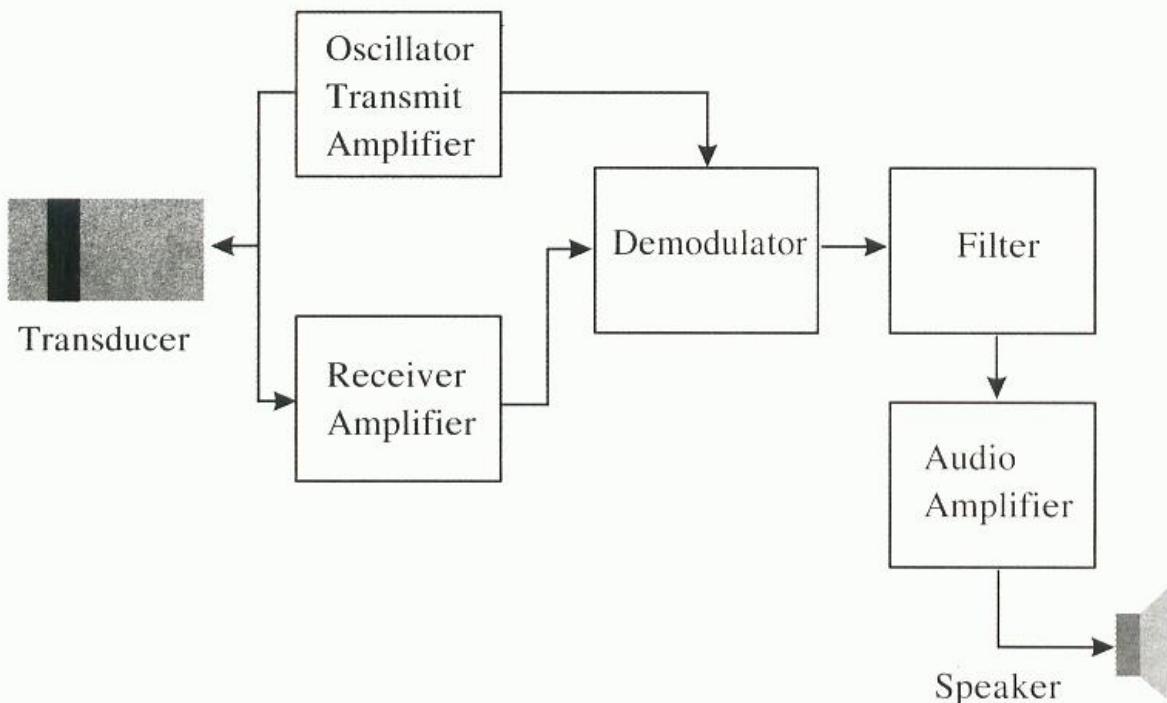
Sự kết hợp pW - Doppler và hình ảnh siêu âm hai chiều là khả thi, hình siêu âm hai chiều cung cấp thông tin về cấu trúc giải phẫu học và để đặt vị trí và kích thước mẫu lấy, còn pW - Doppler cung cấp thông tin về dòng chảy là phần chuyển động hiện diện trong cấu trúc giải phẫu cần khảo sát; sự kết hợp để bổ sung thông tin lẫn nhau này gọi là Duplex Sonography. Như thế các thiết bị Duplex Scanner cho phép biết được hướng dòng chảy so với chùm tia siêu âm và góc hợp bởi trực chùm tia và hướng dòng chảy, từ đó tính được tốc độ dòng chảy.

4. SỰ THỂ HIỆN THÔNG TIN DOPPLER

Có nhiều cách khác nhau trong việc thể hiện các thông tin nhận được từ hiệu ứng Doppler; việc lựa chọn cách thể hiện phụ thuộc vào Doppler mode và loại thông tin về dòng chảy cần thiết cho những ứng dụng lâm sàng.

4.1. Âm thanh:

Tần số Doppler thuộc phạm vi tần số nghe được, bởi vậy trong hầu hết các thiết bị, tín hiệu được khuếch đại và phát qua loa nên chúng ta có thể nghe được tín hiệu Doppler. Âm thanh nghe được bao gồm nhiều âm sắc và độ lớn khác nhau do nhiều thành phần tần số có biên độ khác nhau (hình 1.34).



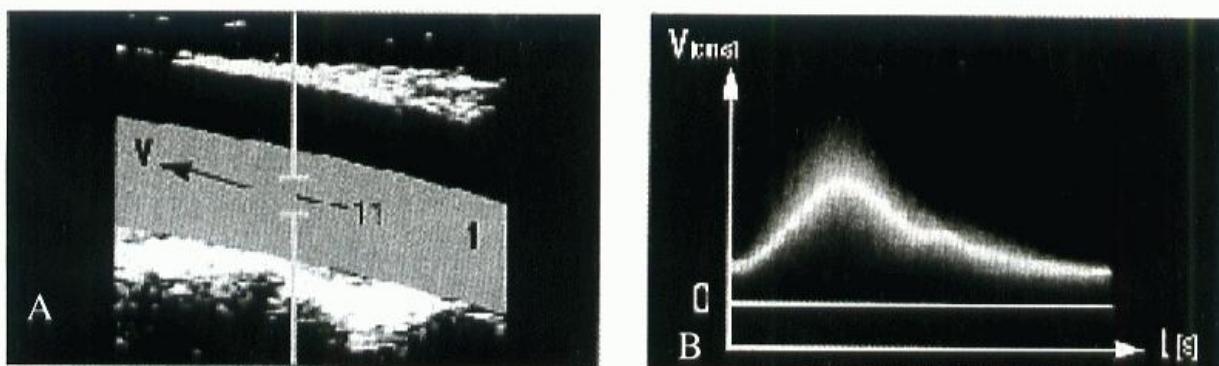
Hình 1.34: Xử lý và thể hiện tín hiệu bằng âm thanh

4.2. Phổ tần số theo thời gian

Trong việc khảo sát dòng chảy bằng kỹ thuật Doppler, tín hiệu Doppler thu nhận được khá phức tạp do sự hiện diện của nhiều thành phần vận tốc trong một dòng chảy. Thông thường dòng chảy theo lớp (Laminar Flow) có vận tốc lớn nhất ở giữa lòng mạch và nhỏ ở vị trí sát thành mạch, tạo nên mặt nghiêng parabol của dòng chảy. Đối với dòng chảy rối (Turbulent Flow) độ không đồng nhất của vận tốc ở các điểm trong dòng chảy cao hơn nhiều và diễn tiến không ngừng theo thời gian.

Nếu chùm sóng âm và thể tích lấy mẫu đủ lớn so với đường kính lòng mạch thì những tín hiệu hồi âm sẽ được thu nhận một cách đồng thời từ tất cả các tế bào máu đang di chuyển với tốc độ khác nhau và tín hiệu Doppler thu nhận được là khá phức tạp.

Để khảo sát người ta phân tách tín hiệu phức tạp này thành những thành phần tần số riêng biệt có biên độ tương ứng và thể hiện các tần số này theo sự diễn tiến của thời gian.



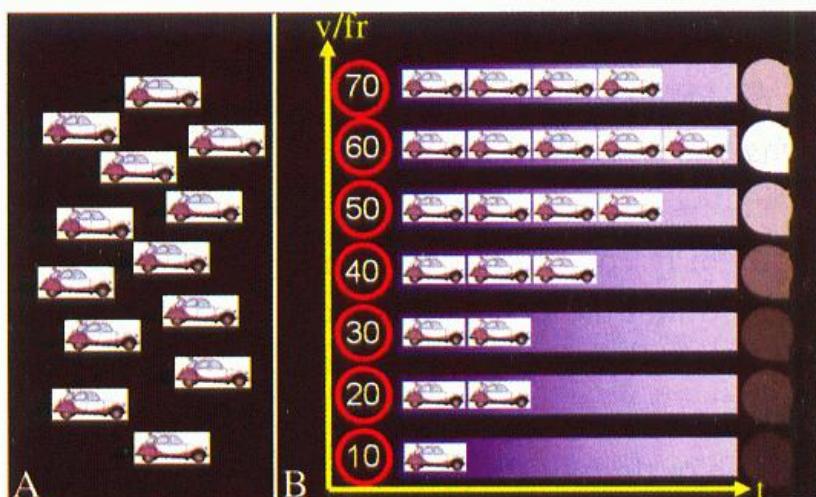
Hình 1.35: Phổ tần số; hình A-mẫu lấy trong lòng mạch; hình B-phổ Doppler

Quá trình này được gọi là phân tích phổ, được thực hiện nhờ thủ thuật toán học phân tích dãy Fourier (F.F.T. - Fast Fourier Transform). Phổ tần số theo thời gian thu được gọi là Phổ Doppler (hình 1.35).

Phổ Doppler của dòng chảy với các giá trị tần số được biểu thị trên trục tung, thời gian diễn tiến của dòng chảy được biểu thị trên trục hoành, độ lớn hay biên độ của mỗi thành phần tần số được biểu thị bằng độ sáng tối theo thang xám của màn hình.

Nếu quá trình phân tích diễn ra liên tục thì phổ tần số sẽ được thể hiện theo thời gian thực (real time), trên phổ tần số có thể biểu thị cả phổ vận tốc qua tính toán từ công thức Doppler.

Có thể hình dung quá trình phân tích phổ F.F.T. giống như sự phân tích một hợp âm trong dàn nhạc hay để đơn giản hơn thử tưởng tượng làm công việc sắp xếp các xe ô tô chạy trên một xa lộ theo tuần tự vận tốc của xe như hình minh họa sau (hình 1.36).



Hình 1.36: Thuật toán FFT, hình A- nhiều xe ô tô chạy hỗn loạn trên xa lộ với nhiều mức vận tốc khác nhau; hình B- sắp xếp theo mức vận tốc, chẳng hạn ở mức 10km/h có một xe thể hiện bằng chấm xám đen, mức 40km/h có 3 xe thể hiện chấm xám vừa, mức 60km/h có 5 xe thể hiện chấm xám trắng.

Tóm lại: với kỹ thuật Doppler, tín hiệu (tần số Doppler) được thể hiện thông qua phân bố phổ FFT, trên đường phổ đó biên độ của từng tần số được thể hiện bằng độ sáng tối của đường phổ có thể gọi ra thông qua Histogram. Nói một cách nôm na: Phổ Doppler không chỉ cho ta biết có bao nhiêu giá trị tần số hiện diện, tương đương với bao nhiêu giá trị vận tốc có trong dòng chảy khảo sát, mà còn cho ta biết có bao nhiêu hạt vật chất tạo nên tần số đó hay mang vận tốc đó tại mỗi thời điểm.

4.3. Sự thể hiện theo từng loại vận tốc

Từ phổ tần số hay phổ vận tốc tổng hợp từ toàn bộ tín hiệu nêu trên tại mỗi thời điểm người ta có thể tách ra từng loại đường cong vận tốc (velocity - curve) riêng biệt và thể hiện trên màn hình. Thông thường các loại đường cong sau đây được thể hiện:

- + Vmax - Maximum curve: Đường cong biểu thị các giá trị tần số cao nhất theo thời gian.

+ Vmode - Mode curve: Đường cong biểu thị các tần số có biên độ lớn nhất theo thời gian. Thực chất đây là một phương thức thể hiện kết hợp giữa Phổ – Spectrum và Histogram.

+ Vmin - Minimum curve: Đường cong biểu thị các giá trị tần số thấp nhất theo thời gian.

+ Vmean - Mean curve: Đường cong biểu thị các giá trị vận tốc trung bình theo thời gian:

$$V_{\text{mean}} = \frac{\left(\sum V_i \times A_i \right)}{\sum A_i}$$

V_i - Giá trị của mỗi thành phần vận tốc

A_i - Biên độ của mỗi thành phần vận tốc tương ứng

+ Histogram: Đường phân bố biên độ theo tần số tại thời điểm bất kỳ

4.4. Kỹ thuật Doppler - màu

Trong cách thức thể hiện Doppler màu, thì tín hiệu Doppler được dùng để tạo ra màu sắc phủ lên hình ảnh siêu âm hai chiều. Để tạo ra điều này người ta cần phải có được thông tin Doppler ở rất nhiều vị trí lấy mẫu trên vùng khảo sát, bởi vậy cần phải xử lý một khối lượng lớn các dữ liệu (cần có phần cứng và phần mềm thích ứng).

Nguyên lý tương tự như nguyên lý cổng thu Doppler trong thiết bị Duplex nói trên, thay vì phát hiện dòng chảy ở một thể tích mẫu đơn độc thì ở đây một số rất lớn các thể tích mẫu kề cận nhau dọc theo mỗi đường tạo ảnh để thu nhận thông tin Doppler.

Số lượng, vị trí lấy mẫu để thu nhận tín hiệu Doppler thay đổi tùy thiết bị và cách điều khiển khác nhau. Thông tin Doppler nhận được từ mỗi cổng thu được phân tích để xác định hướng dòng chảy và đánh giá tốc độ trung bình (Vmean), những thông tin này chuyển đổi thành tín hiệu màu chồng lên tín hiệu hình ảnh tương ứng trên hình siêu âm hai chiều. Dòng chảy hướng về đầu dò được mã hóa màu đỏ và dòng chảy rời xa đầu ra được mã hóa màu xanh.

Thông thường thì trên mỗi đường (line) tạo ảnh B mode có khoảng 32 đến 128 vị trí lấy mẫu, và tương ứng cần khoảng 32 đến 128 xung khảo sát Doppler cho mỗi vị trí, điều này đòi hỏi thời gian cho sự tính toán và xử lý; đây là nhược điểm của thiết bị siêu âm màu - tốc độ hình ảnh (frame rate) thường chậm hơn so với thiết bị siêu âm thông thường vì muốn có được chất lượng màu chi tiết thì tốc độ tạo ảnh phải chậm lại và muốn có tốc độ tạo ảnh cao thì chất lượng màu lại suy giảm.

4.5. Kỹ thuật Power Doppler – Doppler năng lượng

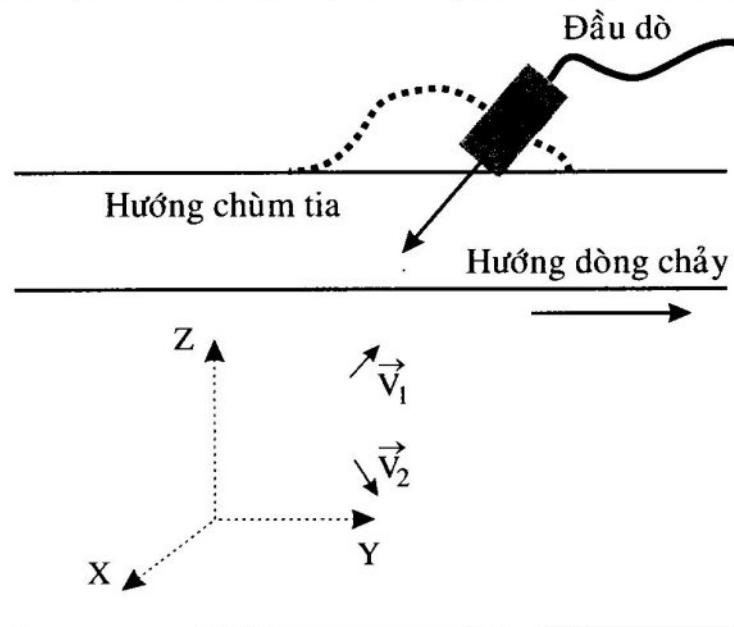
Như trình bày trên, cơ sở của kỹ thuật Doppler và kỹ thuật Doppler màu là sự đánh giá độ lệch của tần số. Tín hiệu hiển thị chính là tần số Doppler, tín hiệu

dương (dòng chảy hướng về đầu dò) được hiển thị bên trên đường zero và mă màu đỏ bên trong khung màu, tín hiệu âm (dòng chảy hướng ra xa đầu dò) được hiển thị bên dưới đường zero và mă màu xanh bên trong khung màu. Như vậy kỹ thuật Doppler màu cho phép xác định sự hiện diện và chiều chuyển động của dòng chảy, tuy nhiên kỹ thuật Doppler màu còn bị hạn chế trong việc phát hiện và hiển thị các mạch máu nhỏ li ti - mao mạch – nơi diễn ra sự trao đổi khí ở mức tế bào. Do vậy nhiệm vụ lâm sàng được đặt ra là làm sao có thể hiển thị tất cả các mạch máu đó, nhằm khảo sát sự tươi máu tại các nhu mô.

Trong một vài năm trở lại đây, người ta đã đưa ra một kỹ thuật mới là Power Doppler hay Doppler năng lượng, trong kỹ thuật này người ta chỉ khảo sát đến khía cạnh độ lớn biên độ của tín hiệu Doppler - nói cách khác là độ lớn của sóng phản hồi và tán xạ trở về đầu dò từ các phần tử đang chuyển động trong vùng khảo sát.

Sự mã hóa màu của kỹ thuật này dựa trên sự tính toán toàn bộ độ lớn biên độ của các tín hiệu Doppler và các dòng chảy được thể hiện bằng một gam màu duy nhất, trong đó độ sáng tối của vùng màu phụ thuộc vào độ lớn của năng lượng tán xạ trở về từ vùng đó (tương ứng là mật độ và kích thước của các phần tử đang chuyển động tạo ra các tán xạ này).

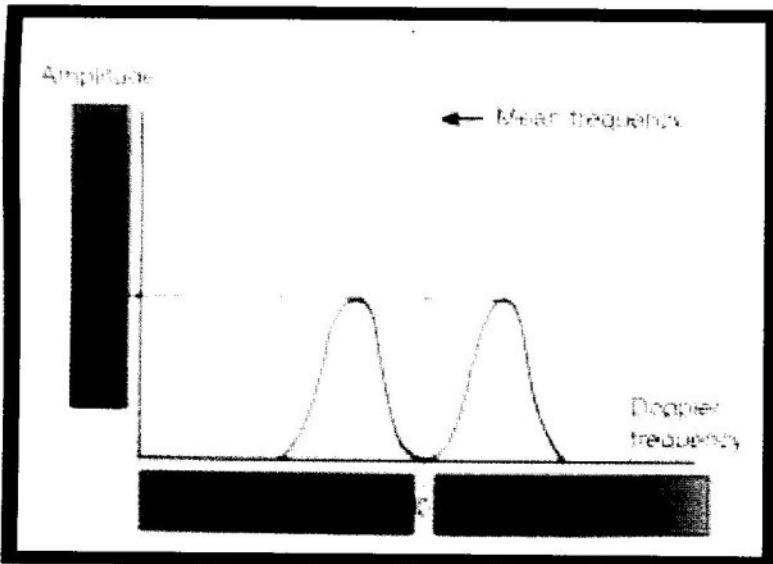
Nếu như trong kỹ thuật Doppler và Doppler màu, trong thể tích lấy mẫu – sample volume – có hiện diện đồng thời các vector vận tốc ngược hướng nhau (hình 1.37), thì giá trị trung bình của các tần số Doppler (độ lệch Doppler) được tạo ra bởi các vector vận tốc trên sẽ nhỏ đi, thậm chí triệt tiêu lẫn nhau.



Hình 1.37: Sự hiện diện đồng thời của các vector vận tốc ngược chiều nhau trong cùng một dòng chảy

Còn trong kỹ thuật Doppler năng lượng: giá trị trung bình của các độ lớn biên độ của tín hiệu Doppler không phụ thuộc vào hướng vector vận tốc, hay nói cách khác không có giá trị "âm" như tần số Doppler, và do vậy ít bị suy giảm và không

thể triệt tiêu nhau. Điều này lý giải vì sao Doppler năng lượng có độ nhạy cao hơn nhiều so với Doppler màu.



Hình 1.38: Doppler năng lượng; hai tín hiệu nghịch pha trên Doppler màu thì triệt tiêu nhau, nhưng trên Doppler năng lượng là tổng của hai biên độ tín hiệu.

Trên hình 1.38 là hai tín hiệu Doppler nghịch pha nhau (một được thể hiện màu xanh, một được thể hiện màu đỏ). Giá trị trung bình về tần số của cặp tín hiệu trên sẽ là 0, trong lúc đó giá trị trung bình về biên độ sẽ bằng biên độ của mỗi tín hiệu.

Ngoài ra một trong những lợi thế cơ bản của Doppler năng lượng so với Doppler màu thông thường là có thể dùng độ khuếch đại lớn hơn do: trong Doppler màu nhiều có dải phổ rộng hơn (nhiều trắng – white noise), và do vậy nếu dùng khuếch đại quá cao thì các nhiễu ngẫu nhiên có thể sẽ che cả tín hiệu thật, rất khó phân biệt. Còn trong Doppler năng lượng, nhiễu chủ yếu là các chuyển động của mô nên có biên độ thấp hơn, gần như đồng đều và do vậy có thể loại bỏ dễ dàng hơn. Nhìn chung độ khuếch đại trong Doppler năng lượng có thể cao hơn ít nhất 10 dB so với Doppler màu thông thường.

Một lợi điểm khác của Doppler năng lượng là nó không phụ thuộc vào góc θ như trong Doppler màu, và vì không xét đến khía cạnh tần số nên không có hiện tượng loạn màu sắc (Aliasing) trong Doppler năng lượng.

Tuy nhiên nhược điểm của Doppler năng lượng là:

- Người ta chỉ có thể xác định sự hiện diện của các dòng chảy mà không xác định được chiều của chúng,
- Do quá nhạy nên Doppler năng lượng rất dễ có ảnh giả do chuyển động.
- Việc khảo sát bằng chế độ Doppler năng lượng bị hạn chế ở vùng sâu do đặc tính giảm âm - attenuation - của môi trường.

Doppler năng lượng được ứng dụng trong những lĩnh vực chính như sau:

- Khảo sát những dòng chảy cực chậm của vi tuần hoàn, hay nói cách khác là đánh giá mức độ tươi máu của mô.

- Đánh giá hình thái học của mạch máu nhờ vào phân định rõ vùng có dòng chảy với vùng không có dòng chảy (cho dù là loại dòng chảy nào trong mạch máu đó).

Tóm lại Doppler năng lượng là một bổ sung hoàn hảo cho Doppler màu trong các thăm khám siêu âm.

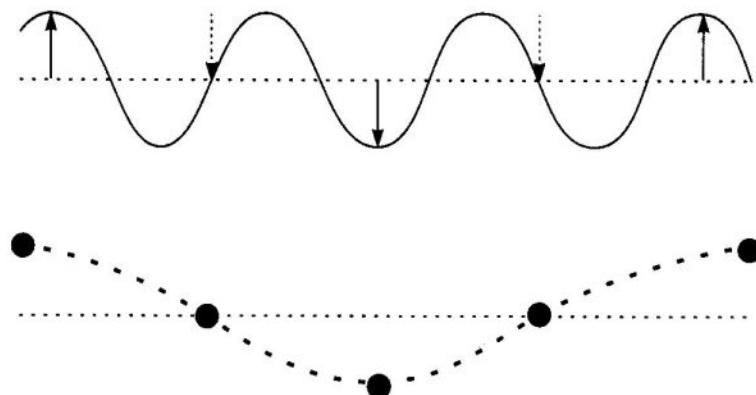
Gần đây, người ta đã kết hợp được ưu điểm của hai kỹ thuật trên để tạo nên kỹ thuật có tên gọi là Doppler năng lượng có định hướng (Directional Power Doppler) vừa thể hiện được hướng dòng chảy nhưng vừa thể hiện được biên độ của tín hiệu.

5. NHỮNG GIỚI HẠN KỸ THUẬT, ẢNH GIẢ VÀ SAI LỆCH

5.1. Hiện tượng Aliasing

Trong các thiết bị Pulse - Doppler (Duplex-Sono và Colour Duplex) có một hạn chế về thể hiện liên quan đến PRF (tần số xung lặp lại) của thiết bị và tần số Doppler tối đa có thể phát hiện được.

Trên hình vẽ mỗi xung được phát đi và thu nhận về từ vị trí lấy mẫu để tạo nên tín hiệu Doppler được biểu thị bằng các mũi tên, như thế PRF càng cao, càng nhiều xung được sử dụng trên một chu kỳ của tín hiệu Doppler, thì tín hiệu Doppler càng được phản ánh trung thực. Tuy vậy PRF không được chọn quá cao vì bị chặn ở giới hạn trên (phụ thuộc độ sâu của vùng lấy mẫu).



Hình 1.39: Hiện tượng aliasing- tần số lấy mẫu thấp so với tần số tín hiệu

Mặt khác PRF tối thiểu (được sử dụng trong thiết bị Doppler xung) phải bằng 2 lần tần số Doppler, nếu PRF nhỏ hơn giá trị này thì sẽ xảy ra hiện tượng Aliasing (hình 1.39).

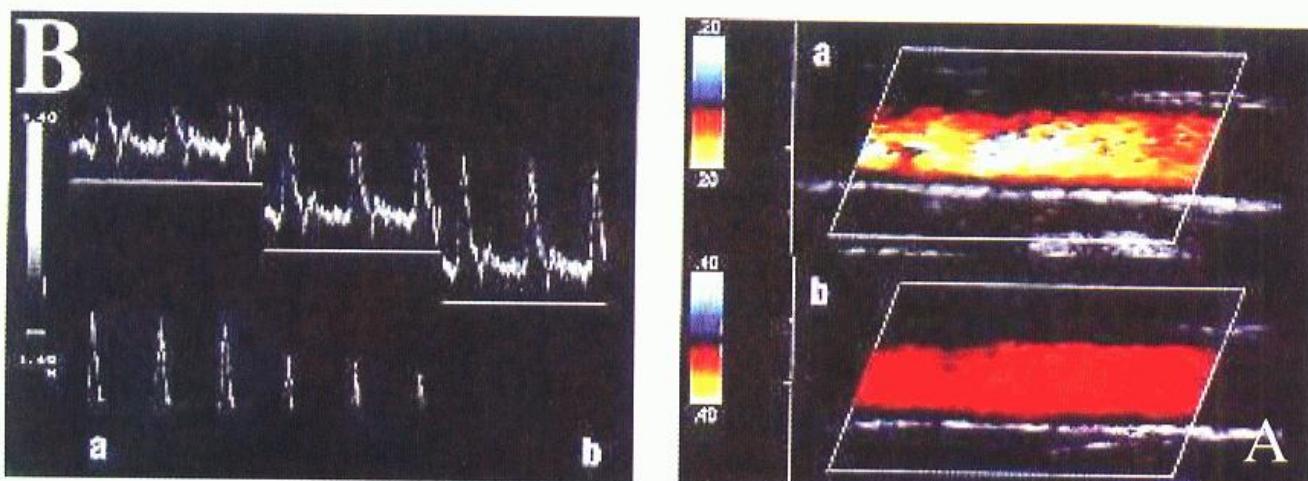
Tín hiệu Doppler thực tế (hàng trên) được lấy mẫu ở tần suất nhỏ hơn hai lần trong mỗi chu kỳ của tín hiệu (các mũi tên); kết quả (hàng dưới) là dạng sóng có tần số nhỏ hơn tần số của tín hiệu thực tế. Như vậy hiện tượng Aliasing được xem như là sự xuất hiện ảnh giả - những thành phần tần số cao được hiển thị như những thành phần tần số thấp trong phổ tín hiệu, khi PRF của thiết bị nhỏ hơn 2 lần tần số Doppler.

Như trình bày trên, để không xảy ra hiện tượng Aliasing thì:

$$\text{PRF}_{\min} = 2 F_{\text{Dop}}$$

Hệ quả rút ra từ công thức trên: tần số Doppler lớn nhất có thể nhận biết được mà không bị hiện tượng Aliasing xảy ra là:

$$F_{\text{Dop}} = 1/2 \text{ PRF}$$



Hình 1.40: Thể hiện và cách khắc phục aliasing- dịch đường cơ bản (hình B) và tăng tần số lấy mẫu (hình A).

Giới hạn này được gọi là Nyquist. Trên phổi Doppler khi hiện tượng Aliasing xảy ra, ta có thể thấy các thành phần tần số cao vượt quá giới hạn Nyquist (thông thường là các giá trị gần Peak Systolic) đều bị cắt cụt khỏi phổi và sẽ xuất hiện phía bên kia của đường Zero, trong tình huống này ta có thể nâng (hoặc hạ) đường Zero để khảo sát toàn bộ phổi (hình 1.40), dĩ nhiên lúc này chỉ khảo sát được phổi một chiều (1/2 trên hay 1/2 dưới của đường zero). Trong hình ảnh siêu âm màu, khi hiện tượng Aliasing xảy ra thì dòng chảy hướng về đầu dò sẽ được diễn giải bởi hình ảnh nhiều màu sắc và mỗi màu ở thang độ rất sáng.

Có nhiều cách để khắc phục hiện tượng Aliasing

- + Tăng PRF (tăng giới hạn Nyquist) nếu thiết bị cho phép.
- + Giảm tần số sóng âm sử dụng (để khảo sát Doppler).
- + Gia tăng góc θ giữa trực chum tia và hướng dòng chảy.

5.2. Chính góc

Từ công thức Doppler, ta thấy góc tới θ của chùm tia và hướng dòng chảy có một vai trò đặc biệt. Việc chọn và đo góc θ (trên hình siêu âm hai chiều) quyết định sai số của phép đo vận tốc dòng chảy.

Trên bảng 1.3 ta thấy cùng một độ sai số trong phép chỉnh góc dẫn tới sai số của phép đo là nhỏ trong trường hợp góc θ nhỏ và sai số của phép đo vận tốc là lớn trong trường hợp góc θ trong khoảng lớn ($>60^\circ$).

Bảng 1.3. Sự tương quan giữa góc và sai số phép đo

Góc θ	Hệ số hiệu chỉnh Factor $1/\cos \theta$	Sai số
30°	1.15	$\pm 3\%$
45°	1.41	$\pm 6\%$
60°	2.00	$\pm 9\%$
72°	3.24	$\pm 15\%$
75°	3.86	$\pm 21\%$
80°	5.76	$\pm 30\%$
$v \sim \Delta f / \cos \theta$		

5.3. Hiện tượng đập của thành (wall thump) và bộ phận lọc

Khi khảo sát dòng chảy trong mạch máu, thành mạch thường chuyển động theo nhịp đập với vận tốc nhỏ nhưng lại là mặt phẳng phản hồi mạnh (hơn các tán xạ từ các tế bào máu) nên tạo ra trên phổ Doppler những tín hiệu tần số thấp nhưng biên độ lớn (độ sáng theo thang đồ xám) điều này làm sai lệch cho tính toán các giá trị tốc độ (Vmean, Vmode).

Để khắc phục tình trạng này, người ta dùng bộ phận lọc thành "Wall filter", nguyên lý làm việc được hình dung như sau:

Tín hiệu hồi âm của một xung được giữ trễ trong một khoảng thời gian T giữa 2 xung phát kế tiếp nhau, sau đó trừ cho tín hiệu hồi âm của xung kế tiếp. Kết quả: các tế bào máu chuyển động với V cao, sự lệch pha theo phương pháp giữ trễ trên là rất lớn và như thế hồi âm được chấp nhận như tín hiệu dòng chảy thực thụ, còn với vận tốc thấp của thành mạch, thì sự lệch pha quá nhỏ (tín hiệu sau trừ quá nhỏ) những hồi âm này được loại bỏ khỏi tín hiệu dòng chảy.

Người ta có thể thay đổi mức lọc tùy theo tình huống lâm sàng, chẳng hạn có thể tăng mức lọc tới 600- 800 Hz trong khảo sát các động mạch.

5.4. Hiện tượng soi gương

Hiện tượng soi gương trong phân tích phổ được nhận biết như là tín hiệu dòng chảy giả tạo xuất hiện phía bên kia của đường zero, hiện tượng này xảy ra do nhiều lý do:

- Sự trục trặc của các cấu phần điện tử.
- Để mức khuếch đại Doppler quá cao.

III - CÁC KỸ THUẬT SIÊU ÂM TIỀN TIẾN

Trong một vài năm trở lại đây, nhiều trung tâm chẩn đoán hình ảnh trên thế giới đã đưa vào ứng dụng lâm sàng một số kỹ thuật siêu âm tiên tiến, trong số các ứng dụng mới này có thể kể đến như ghi hình hòa âm mô, ghi hình siêu âm với chất tương phản, ghi hình đàm hồi mô, kỹ thuật tạo hình 3 chiều và 4 chiều ... những ứng dụng mới này có được là nhờ vào việc tìm ra những tương tác vật lý mới giữa sóng âm và môi trường cũng như nhờ vào sự tăng tốc của bộ vi xử lý trong công nghệ thông tin.

1. KỸ THUẬT GHI HÌNH HÒA ÂM MÔ

Trong thực hành siêu âm hàng ngày, người làm siêu âm gặp không ít trường hợp khó khăn khi ghi hình siêu âm, chất lượng hình ảnh thu nhận được không cao, hình siêu âm thường mờ và không rõ nét nhất là khi ghi hình ở những vùng sâu của cơ thể; những trường hợp này thường xảy ra ở những thể trạng mập hay thuộc loại cơ bắp rắn chắc. Lý giải về mặt nguyên lý tạo hình thì trong những trường hợp khó khăn này, độ phân giải tương phản và độ phân giải bên bị suy giảm, ngoài ra phải kể đến hiện tượng sai lệch pha của sóng âm do tính không đồng nhất của mô. Kỹ thuật ghi hình hòa âm mô ra đời đã cải thiện một cách đáng kể các khuyết điểm này nhờ vào việc phát hiện ra loại đáp ứng mới của môi trường với sóng âm.

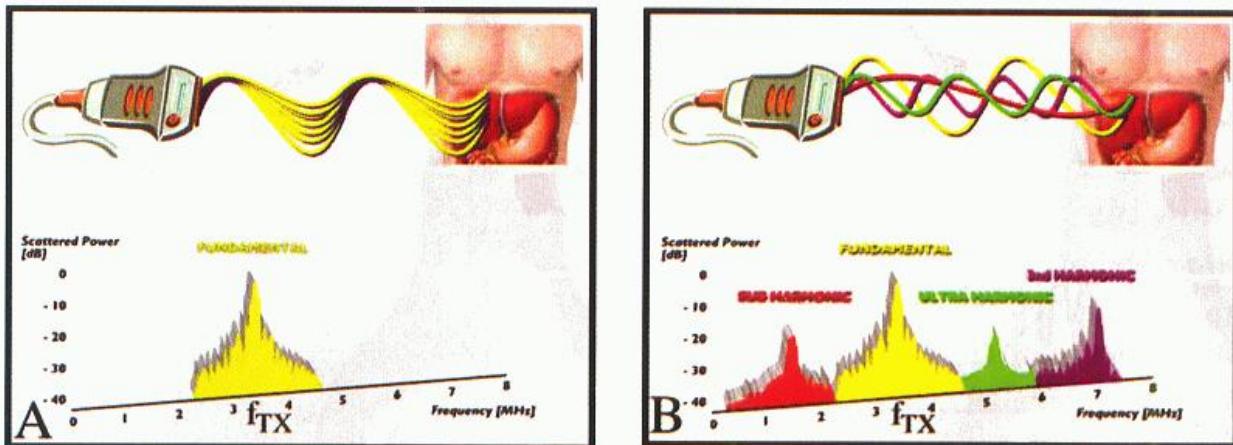
1.1. Nguyên lý vật lý và kỹ thuật

Như được trình bày ở phần I và II, sóng âm sau khi được phát đi từ đầu dò vào môi trường với tần số f_{TX} , thì từ môi trường sóng phản hồi trở về đầu dò có cùng tần số với tần số phát f_{TX} nếu các phần tử của môi trường đứng yên, còn nếu như các phần tử môi trường chuyển động thì sóng phản hồi trở về đầu dò sẽ có tần số lệch đi so với tần số phát một khoảng là tần số Doppler. Đây là kiểu đáp ứng thông thường của sóng âm hay còn được gọi là đáp ứng tuyến tính được biết đến từ lâu.

Cần nhắc lại là trong thực tế hoạt động của đầu dò, đầu dò phát đi xung sóng âm gồm nhiều tần số trong đó có tần số trung tâm là f_{TX} và các tần số sắp xếp xung quanh nó, tất cả tạo nên dải tần (xin xem lại mục 4.2, phần I), dải tần này có thể hẹp hoặc rộng tùy thiết kế của đầu dò và công nghệ máy nèn.

Đáp ứng không tuyến tính và ghi hình hòa âm mô, một hiện tượng vật lý mới được quan sát trong thập niên trở lại đây tạo nên những đáp ứng không tuyến tính của mô dưới tác động của sóng âm, hiện tượng này được mô tả như sau: sự lan truyền của sóng siêu âm với bản chất là sóng áp lực theo tuần tự của lực nén và lực giãn làm cho môi trường có lúc bị nén lại rồi bị kéo giãn ra tương ứng, lúc môi trường bị nén thì sóng âm truyền với vận tốc nhanh hơn, lúc môi trường bị kéo giãn ra thì sóng âm truyền chậm lại, chính vì hiện tượng “rung lên” này mà môi trường phản hồi sóng âm trở về đầu dò (các hồi âm) không những chứa dải tần

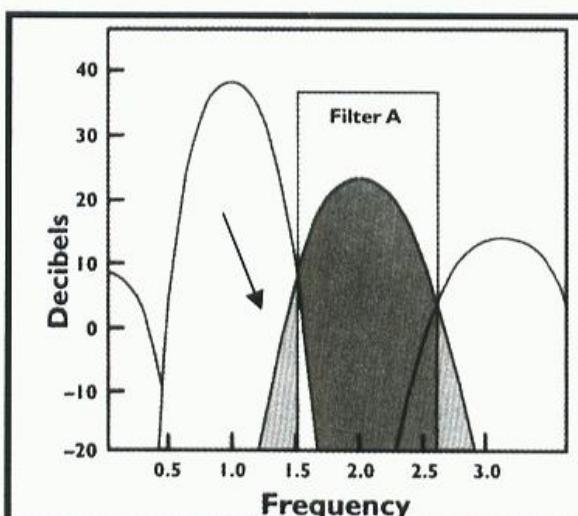
quanh tần số trung tâm f_{TX} mà còn có các dải tần với tần số trung tâm là $2f_{TX}$, $3f_{TX}$, $4f_{TX}$... và có cả dải tần thấp hơn, thường tất cả các dải tần ngoài tần số cơ bản đều có biên độ thấp (hình 1.41). Việc xây dựng hình ảnh dựa trên hồi âm sau khi đã loại bỏ dải tần chứa tần số cơ bản f_{TX} được gọi là kỹ thuật ghi hình hòa âm mô, với công nghệ hiện nay thì chỉ ghi hình ở hòa âm bậc 2 nghĩa là sử dụng hồi âm có dải tần quanh tần số $2f_{TX}$ để xây dựng thành hình ảnh siêu âm.



Hình 1.41: Đáp ứng không tuyến tính- hình A- đầu dò phát đi sóng âm có dải tần với tần số trung tâm là f_{TX} ; hình B- hồi âm trở về chứa nhiều dải tần, có dải tần như tần số cơ bản phát đi, có dải tần với tần số trung tâm bậc cao hơn và thấp hơn.

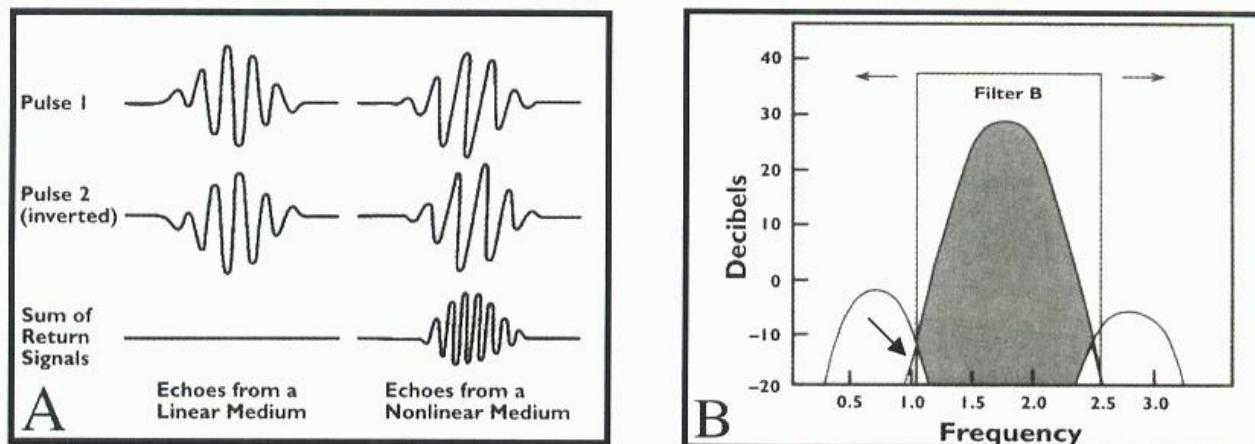
Nguyên lý kỹ thuật lọc tần số và kỹ thuật đảo pha: để loại bỏ hồi âm có dải tần quanh tần số cơ bản f_{TX} và nhặt ra hồi âm có dải tần quanh tần số hòa âm bậc 2, các nhà kỹ thuật tiến hành theo hai cách:

1/ **Kỹ thuật lọc tần số:** dùng bộ lọc để lọc đi các tần số thấp và cho qua tần số cao, trong phương pháp này nhằm mục đích đạt hiệu quả cao trong công đoạn loại bỏ dải tần số quanh tần số cơ bản f_{TX} nên ngay từ đầu người ta đã sử dụng các xung phát có dải tần hẹp, chính vì điều này mà hình ảnh thu được theo phương pháp này có chất lượng không cao do mất đi thông tin trong quá trình lọc (hình 1.42), kỹ thuật này ngày càng ít được sử dụng và được gọi là kỹ thuật ghi hình hòa âm thường quy.



Hình 1.42: Kỹ thuật lọc tần số; sử dụng xung phát có dải tần hẹp nên khi lọc đã làm mất đi thông tin nhiều thể hiện qua phần tín hiệu bị loại bỏ đi (mũi tên).

2/ Kỹ thuật đảo pha: thay vì một xung người ta phát đi 2 xung và đều là những xung có dải tần rộng nhưng xung sau lệch đi với xung trước một góc 180° , sau đó thu nhận hồi âm từ hai xung và “cộng” vào nhau, kết quả của phép cộng này là hồi âm với đáp ứng tuyến tính thì triệt tiêu lẫn nhau còn hồi âm đáp ứng không tuyến tính sẽ tạo nên tín hiệu để xây dựng hình ảnh, và kết quả là tín hiệu thu được theo phương pháp này tỏ ra có nhiều ưu điểm hơn so với tín hiệu thu được từ cách trên, nghĩa là hồi âm này thuần túy là hòa âm bậc 2 hầu như không bị mất mát như kỹ thuật lọc (hình 1.43).



Hình 1.43: Kỹ thuật đảo pha; hình A- hai xung lệch pha nhau 180° được phát đi, tín hiệu hồi âm thu về cho loại đáp ứng tuyến tính (tín hiệu ở hàng dọc thứ nhất), tín hiệu hồi âm thu về cho loại đáp ứng không tuyến tính (hàng dọc thứ hai), hàng ngang thứ ba là tín hiệu kết quả sau khi thực hiện phép “cộng”, với hồi âm đáp ứng tuyến tính thì triệt tiêu nhau, với hồi âm đáp ứng không tuyến tính thì không triệt tiêu và trở thành tín hiệu cho tạo hình; hình B- tín hiệu kết quả theo kỹ thuật đảo pha là tín hiệu thuần túy hòa âm bậc 2 hầu như không bị mất mát thông tin, mũi tên chỉ thông tin bị mất rất nhỏ không đáng kể.

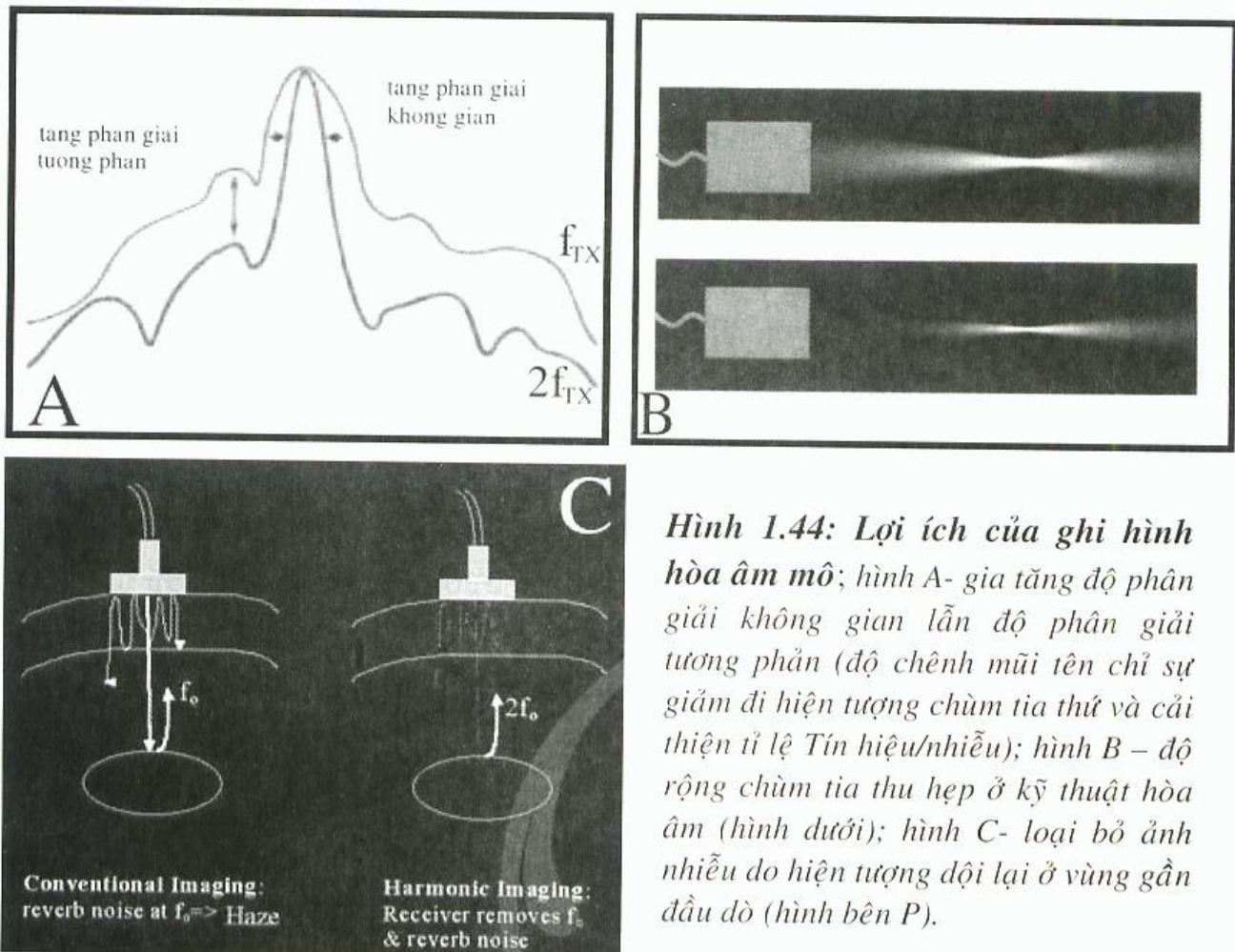
1.2. Lợi điểm của kỹ thuật ghi hình hòa âm mô (hình 1.44)

Một cải thiện quan trọng nhất là độ phân giải không gian trong kỹ thuật hòa âm mô được gia tăng đáng kể nhờ vào ưu điểm dựng hình trên hồi âm có tần số cao (mà ở đây là hòa âm bậc 2) gấp hai lần tần số cơ bản.

Tín hiệu để xây dựng hình ảnh được lấy từ hồi âm xuất phát từ bên trong mô nén hầu như không chịu tác động của hiện tượng chùm tia thứ thường có ở bề mặt đầu dò lúc phát đi (xin xem thêm mục 5.4.2 phần I), nhờ thế mà độ phân giải bên (thuộc độ phân giải không gian) được cải thiện (hình 1.44A, B) và hiện tượng nhiễu nền cũng giảm đi nhiều.

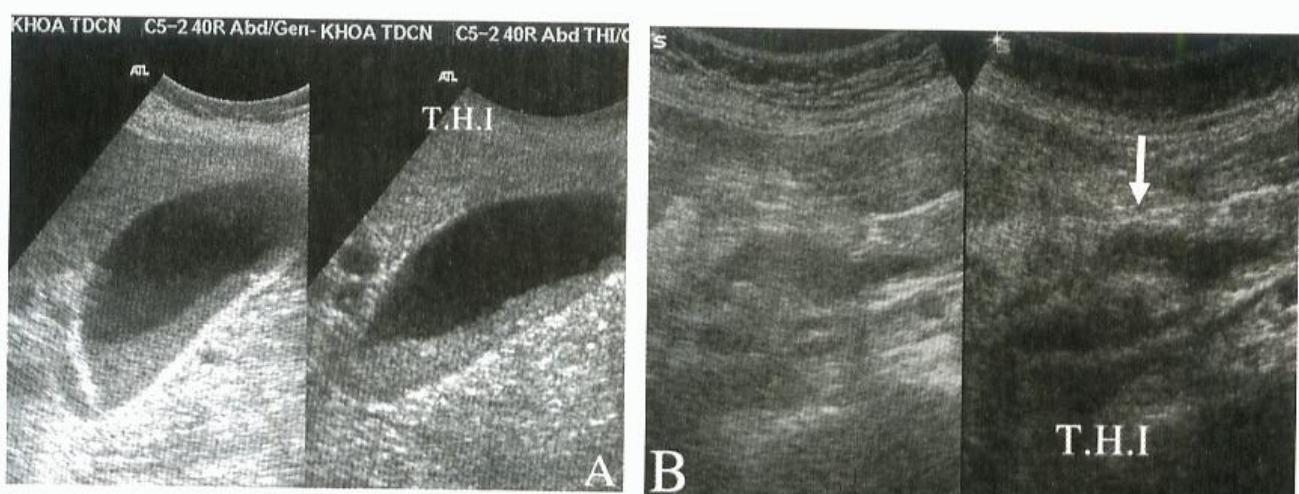
Một cách lập luận tương tự như trên, độ rộng chùm tia thu nhận được trong kỹ thuật ghi hình hòa âm cũng giảm đáng kể, điều này là gia tăng độ phân giải bên của chùm tia (hình 1.44B).

Hiện tượng ảnh giả do dội lại thường xảy tại lớp mỏng gần đầu dò trong ghi hình siêu âm thường quy cũng bị loại bỏ trong ghi hình hòa âm mô (hình 1.44C), điều này đã giảm đi hiệu ứng làm mờ ảnh.



Một cải thiện quan trọng khác là tỷ lệ tín hiệu/nhiễu được gia tăng đáng kể, nhất là với kỹ thuật ghi hình hòa âm đảo pha nhờ vào phép cộng tín hiệu.

1.3. Ứng dụng lâm sàng



Hình 1.45: Hình hòa âm mô; hình A và B, hình bên T là hình thường quy, hình bên P là hình hòa âm cho thấy cải thiện trong chất lượng hình ảnh, phân tách rõ thành túi mật và thành OMC (mũi tên).

Trong vài năm trở lại đây, trên y văn của chuyên ngành chẩn đoán hình ảnh nói chung và chuyên ngành siêu âm chẩn đoán nói riêng xuất hiện rất nhiều công trình về hiệu quả đạt được của kỹ thuật ghi hình hòa âm trong hầu hết các chuyên

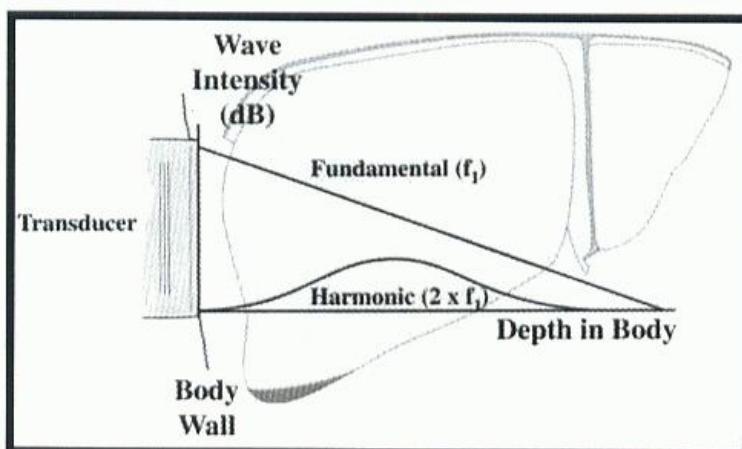
ngành ứng dụng. Chẳng hạn, theo nghiên cứu của tác giả Choudry S. tại Mayo Clinic khi so sánh khả năng nhìn ra thương tổn trong bệnh lý túi mật giữa ghi hình hòa âm mô và ghi hình siêu âm thường quy thì ghi hình hòa âm mô cho phép nhìn thấy thương tổn rõ hơn trong 62% trường hợp, ngang bằng trong 26% và kém hơn trong 12% trường hợp; trong đó ghi hình hòa âm mô tỏ ra sự vượt trội trong khả năng nhìn rõ thương tổn dạng nang và thương tổn tăng hồi âm nhất là ở nhóm bệnh nhân mập (chỉ số BMI hơn 30) hay thể tạng rắn chắc (hình 1.45).

1.4. Giới hạn của ghi hình hòa âm mô

Như được đề cập trên mục 1.2 phần III, tuy với hàng loạt ưu điểm hơn so với kỹ thuật ghi hình thường quy nhưng kỹ thuật ghi hình hòa âm mô không thể thay thế hoàn toàn cho kỹ thuật ghi hình thường quy, điều này được quả quyết qua kết quả nghiên cứu tại Mayo Clinic là vẫn còn 12% trường hợp cho thấy ghi hình hòa âm mô kém hơn ghi hình thường quy.

Các nhà nghiên cứu đã đưa ra khái niệm về hệ số không tuyến tính của mô được xuyên âm, đây là thước đo nói lên khả năng đáp ứng không tuyến tính của mô khi được xuyên âm, hệ số càng lớn thì khả năng đáp ứng không tuyến tính càng cao và tương ứng là cường độ của sóng hòa âm càng lớn. Trong các loại mô của cơ thể thì mô mỡ là có hệ số không tuyến tính cao nhất, các mô còn lại thì hệ số không tuyến tính thì gần như nhau, chính điều này đã giải thích được kết quả của nhóm nghiên Mayo Clinic nói trên.

Ngoài ra, cũng cần thiết phải đề cập đến quá trình hình thành sóng hòa âm, sự hình thành này từ bên trong mô với cường độ gia tăng dần theo cấp số mũ và đạt cực đại ở độ sâu nhất định nào đó (độ sâu này tùy thuộc và hệ số không tuyến tính của mô) rồi sau đó giảm dần cũng theo cấp số mũ và triệt tiêu dần; hệ quả của điều này là hình ảnh từ ghi hình hòa âm mô sẽ không đạt được độ phân giải tương phản cao ở trong vùng nông và vùng sâu của trường khảo sát (hình 1.46).



Hình 1.46: Sự hình thành hiện tượng hòa âm và cường độ của chùm sóng hòa âm; cường độ chùm sóng hòa âm tăng dần rồi giảm dần ở độ sâu nhất định được quy định bởi đặc tính mô.

Cuối cùng, khi đề cập đến hạn chế của ghi hòa âm mô với kỹ thuật đảo pha thì không thể không nói đến số hình trên giây giảm rõ rệt vì thời gian tạo ra

một hình lâu hơn vì phải sử dụng hai xung để phát đi và xử lý thay vì chỉ phát một xung.

2. KỸ THUẬT SIÊU ÂM VỚI CHẤT TƯƠNG PHẢN

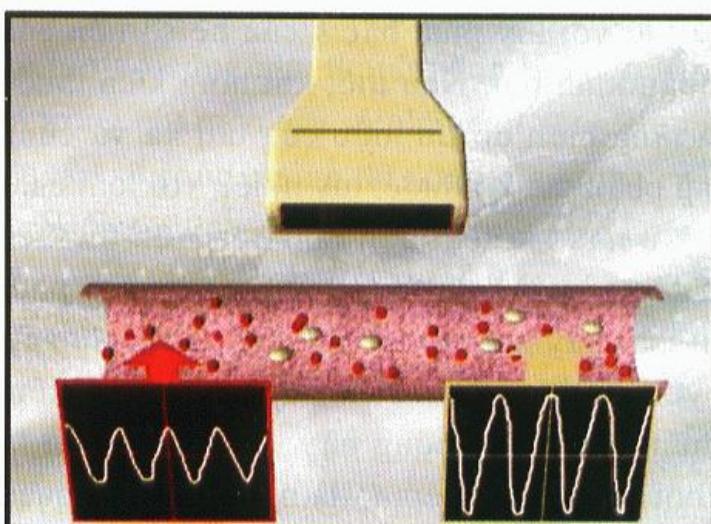
2.1. Giới thiệu

Mục tiêu đặt ra cho các phương tiện chẩn đoán hình ảnh là không ngừng gia tăng khả năng phân giải của thiết bị: 1/ phân giải tương phản, 2/ phân giải không gian, 3/ phân giải thời gian. Độ phân giải tương phản liên quan đến khả năng phân biệt được mức chênh lệch nhỏ nhất giữa độ lớn biên độ hai tín hiệu có thể được, khoảng chênh này càng nhỏ thì khả năng phân giải tương phản của thiết bị đó càng tốt, các nhà sản xuất thiết bị không ngừng cải tiến thiết bị để làm tăng khả năng này. Tuy nhiên, không ít trường hợp mô bệnh lý và mô bình thường lại có cùng mức tín hiệu (đồng hồi âm cho siêu âm, đồng tỷ trọng cho CLVT, hay đồng tín hiệu cho CHT...), lúc này các nhà nghiên cứu tìm mọi cách để làm tăng độ chênh lệch tín hiệu giữa hai loại mô, một cách thông thường nhất là thay đổi mức tín hiệu của một trong hai loại mô đó bằng cách đưa vào một trong hai loại mô này các chất tạo tương phản, chẳng hạn như trong CLVT thì I-ốt hay ba-rít được đưa vào để thay đổi tỷ trọng của mô, hay như trong CHT là các chất cản từ được đưa vào để làm thay đổi từ tính của mô cần khảo sát.

Vào giữa năm 1967, một phát hiện tình cờ của Raymond Gramiak^[5] trong lúc khảo sát siêu âm tim cho bệnh nhân đang được tiến hành thông tim có tiêm hỗn hợp xanh Indocyanine vào buồng tim: ngay sau mỗi lần tiêm là diễn ra hiện tượng gia tăng hồi âm một cách ngoạn mục bên trong buồng tim được tiêm, sau đó hiện tượng này cũng xảy ra khi tiêm với hỗn hợp dextro với nước muối sinh lý; chính sự quan sát này đã mở ra một lãnh vực ứng dụng mới của siêu âm đó là ghi hình chất tương phản trên siêu âm (Ultrasound Contrast Imaging).

2.2. Cơ sở vật lý của chất tương phản siêu âm trong vai trò làm tăng cường độ tín hiệu hồi âm

Thủ phạm đã gây ra hiện tượng được quan sát trên là những bọt bong bóng nhỏ hình thành trong lúc pha trộn các hỗn hợp để tiêm (hình 1.47).



Hình 1.47: Nguyên lý của chất tương phản; tín hiệu hồi âm có nguồn gốc tán xạ từ các bọt khí (các chấm màu trắng) có biên độ tăng hơn so với tín hiệu hồi âm có nguồn gốc tán xạ từ hồng cầu (các chấm màu đỏ)

Khả năng tạo tán xạ của chất tương phản, ở mục 2.1 và 2.2 của phần I, người đọc đã biết đến đặc tính trở kháng âm của một môi trường vật chất, rõ ràng sự khác biệt giữa trở kháng âm của không khí và trở kháng âm của các môi trường còn lại là rất lớn (bảng 1.1), chính sự khác biệt này làm gia tăng biên độ tín hiệu hồi âm có nguồn gốc từ hiện tượng phản xạ tại mặt phân cách giữa môi trường không khí với một môi trường khác khác; tương tự như thế, người ta nhận thấy cũng có sự gia tăng cường độ tín hiệu nguồn gốc từ hiện tượng tán xạ tại các bọt bong bóng với kích thước nhỏ hơn rất nhiều lần chiều dài bước sóng siêu âm.

Quả vậy, người ta đã xây dựng được công thức cho tính toán cường độ tín hiệu hồi âm (I_s) có nguồn gốc tán xạ từ những bọt bong bóng như sau (cần lưu ý là ở đây không thể áp dụng công thức (1.3), vì công thức này dùng cho tín hiệu hồi âm có nguồn gốc từ phản xạ tại các mặt phẳng có kích thước lớn hơn chiều dài bước sóng siêu âm):

$$I_s = \frac{I_i \delta}{4\pi R} \quad (1.11)$$

+ Trong đó, I_i là cường độ của tia siêu âm đến bọt bong bóng (phản tử gây tán xạ), R là khoảng cách từ đầu dò đến bọt bong bóng, δ giá trị đặc trưng cho khả năng tạo tán xạ ước tính theo thiết diện của *một* bọt bong bóng.

+ Và khả năng tán xạ ước tính theo thiết diện của *một* bọt bong bóng (δ) phụ thuộc rất nhiều vào đặc tính hóa, lý của bọt đó; mà cụ thể ở đây là hệ số nén (κ_s) và tỷ trọng (ρ_s) của bọt bong bóng được diễn giải theo công thức sau:

$$\sigma = \frac{4\pi}{9} k^4 r^6 \left[\left(\frac{K_s - K}{K} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{3(\rho_s - \rho)}{2\rho_s + \rho} \right)^2 \right] \quad (1.12)$$

+ Trong đó κ , ρ lần lượt là hệ số nén và tỷ trọng của môi trường, r là bán kính của bọt bong bóng (thật ra, trong công thức 1.2 và 1.8 đều chỉ ra tầm quan trọng của khả năng chịu nén và tỷ trọng của vật chất trong vai trò làm tăng biên độ của tín hiệu, ở công thức 1.2 tuy chỉ nêu lên giá trị c , nhưng c lại được quyết định bởi hệ số nén hay suất đàn hồi của vật chất ở công thức 1.1).

+ Rõ ràng là khả năng tạo tán xạ tỷ lệ với lũy thừa bậc 4 của hệ số nén của bọt bong bóng và lũy thừa bậc 6 của bán kính bọt. Như thế, khi tăng kích thước bọt thì sẽ tăng δ và hệ quả là sẽ làm tăng biên độ tín hiệu của tán xạ và cũng đồng nghĩa với mục đích của chất tương phản đã đạt được; tuy nhiên với loại chất tương phản được tạo ra trong thời kỳ đầu như hai loại hỗn hợp nêu trên thì kích thước các bọt bong bóng này còn quá lớn so với kích thước của mao mạch phổi (dưới 10 μm) nên các chất tương phản loại này không thể qua được lưỡi phổi và chỉ để khảo sát buồng tim phải là chủ yếu sau khi tiêm vào máu từ tĩnh mạch nền, đó là chưa kể đến tính dễ vỡ của những bọt bong bóng này do thành phần là không khí. Hệ số nén và tỷ trọng của bọt bong bóng xem ra là những yếu tố quan

trọng trong vai trò làm tăng biên độ tín hiệu hồi âm; hệ số nén tham gia vào khả năng tạo tán xạ ở mức độ lũy thừa bậc 6, chính vì lý do này mà các nhà sản xuất chất tương phản đã “gia cố” thêm cho bọt bong bóng một lớp vỏ bên ngoài, lớp vỏ bên ngoài này được cấu thành từ các hợp chất dựa trên nền là albumin hoặc galactose hoặc lipid hoặc polyme tùy theo loại sản phẩm.

+ Ngoài ra, không thể không đề cập đến nồng độ của bọt bong bóng trong môi trường, công thức 1.7 và 1.8 áp dụng cho khả năng tạo tán xạ của một bọt, như thế số lượng các bọt càng nhiều thì dĩ nhiên hiện tượng tán xạ càng xảy ra nhiều và như thế cường độ tín hiệu hồi tán xạ cũng lớn, tuy nhiên khi nồng độ bọt đạt đến mức nào đó sẽ gây ra hiện tượng suy giảm năng lượng sóng âm (xin xem thêm mục 2.2.4 ở phần I) làm cản trở việc ghi hình siêu âm; vì vậy mà nồng độ bọt hợp lý là mong muốn khi khảo sát siêu âm chất tương phản, thông thường nồng độ này được tính toán và được cung cấp bởi các nhà sản xuất dựa trên lãnh vực ứng dụng lâm sàng, liều lượng đóng gói và cân nặng của bệnh nhân.

Hiện tượng dao động của bọt khí và hiệu ứng gia tăng cường độ tín hiệu, khái niệm δ chỉ là ước tính khả năng tạo tán xạ theo thiết diện của một bọt bong bóng trong điều kiện bọt này đứng yên; nhưng trong thực tế khi bọt này ở trong môi trường được xuyên âm, dưới tác động của lực nén rồi lực giãn kẽ tục nhau trong quá trình xuyên âm, thì bọt bong bóng sẽ dao động và chính sự dao động này làm cho “thiết diện tạo tán xạ” của một bọt bong bóng sẽ gia tăng; và hơn thế nữa là sự gia tăng này có thể đạt gấp bội lần nếu như dao động của bọt bong bóng đạt đến *tần số cộng hưởng*. Cần nhắc lại là cộng hưởng là trạng thái dao động đạt đến cực đại nhưng chỉ cần với một lực tác động bên ngoài cực tiểu ví dụ như trò chơi đánh đu, thường mới đầu thì người bên ngoài phải đẩy đu với một lực rất lớn để người trên đu được dao động, đến khi đu đã dao động rồi và tần số đẩy của người đẩy bên ngoài trùng với tần số dao động của đu thì chỉ với một lực rất nhỏ cũng đủ duy trì dao động của đu với biên độ rất lớn. Trở lại với hiện tượng cộng hưởng của bọt khí thì thường tần số cộng hưởng này được quyết định bởi đặc tính lý hóa của bọt, thông thường nhà sản xuất các chất tương phản sẽ tính toán sao cho với cấu tạo vỏ cũng như thành phần khí bên trong bọt thì tần số cộng hưởng của bọt khí trong phạm vi tần số phát của sóng siêu âm; như thế khi bọt khí dao động đạt đến tần số cộng hưởng thì với năng lượng của sóng siêu âm dù rất nhỏ (chẳng hạn kỹ thuật xuyên âm với MI thấp, xin xem thêm đoạn dưới) cũng duy trì được hiện tượng cộng hưởng này. Về phía sóng âm khi xuyên qua môi trường bọt khí đang ở trạng thái cộng hưởng thì tín hiệu do tán xạ trở về đầu dò sẽ không còn giữ đúng tần số như tần số phát đi lúc ban đầu mà sẽ gấp 2, 3, 4...hiện tượng này được gọi là đáp ứng không tuyến tính của chất tương phản và đây là cơ sở cho *ghi hình hòa âm* chất tương phản (Contrast Harmonic Imaging).

Nói chung, sử dụng chất tương phản có thể làm gia tăng biên độ tín hiệu từ 8,5 đến 23 dB, mức gia tăng này tùy thuộc và đặc tính lý hóa của bọt bong bóng được sử dụng trong chất tương phản.

Các yếu tố làm giảm tác dụng của chất tương phản trên cường độ tín hiệu, chất tương phản hiện diện trong môi trường mà ở đây là máu nên chịu tác động qua lại với các yếu tố của môi trường, trong đó phải kể đến:

+ **Áp lực thủy tĩnh**, sự gia tăng áp lực thủy tĩnh của máu sẽ làm giảm đi khả năng tạo tán xạ của bọt bong bóng, thông thường áp lực này thường cao hơn trong thời kỳ tâm thu, như hệ quả khi khảo sát buồng tim với chất tương phản thì trong kỳ tâm trương sẽ nhận được hình ảnh với hiệu ứng tương phản rõ nhất.

+ **Áp lực sóng âm**, tác dụng của áp lực sóng âm sẽ là vỡ các bọt bong bóng và hiện tượng này diễn ra trong mối liên quan tuyến tính. Từ đây người ta đưa ra khái niệm chỉ số MI (Mechanical Index) trong ghi hình siêu âm với chất tương phản. MI là tỉ số giữa số đo áp lực âm cực đại với bình phương tần số xuyên âm, MI thường được đặc trưng bởi con số nhỏ hơn 1 và chỉ điểm cho tác dụng làm vỡ bọt khí của chùm sóng âm. Thông thường giá trị ngưỡng 0,1 – 0,2 để phân biệt đâu là MI cao và đâu là MI thấp (MI dưới ngưỡng trên là MI thấp, thật ra thì ngưỡng trên cũng thay đổi tùy theo chất tương phản), nói chung MI được cho là thấp khi mà mức phá hủy bọt khí là thấp nhất đến mức không đáng kể. Trong thực hành siêu âm thì MI phụ thuộc vào các thông số sau:

++ Công suất phát, đây là thông số quan trọng nhất mà MI phụ thuộc theo tuyến tính, đến mức có thể đồng nghĩa MI với công suất phát.

++ Tần số phát, tần số phát càng cao thì MI càng thấp.

++ Độ hội tụ chùm tia, nơi mà chùm tia càng ít hội tụ thì MI càng thấp.

++ Tốc độ tạo ảnh, tốc độ tạo ảnh càng thấp thì MI càng thấp.

+ **Tính bền vững (T)** của chất tương phản trong môi trường xuyên âm, điều mong muốn thông thường trong khảo sát siêu âm chất tương phản là hiệu ứng tạo tương phản được kéo dài càng lâu càng tốt, hiệu ứng này thể hiện ở tính bền vững của chất tương phản, tính bền vững này liên quan không những đến bản thân đặc tính lý-hóa của chất tương phản mà còn đến sự tương tác của chất tương phản với môi trường xung quanh. Người ta đã xây dựng được công thức biểu thị tính bền vững (T) này như sau:

$$T = \frac{r^2 \cdot \rho}{2 \cdot D \cdot C_s} \quad (1.13)$$

++ Trong đó: D là độ khuếch tán của bọt khí; C_s là nồng độ bão hòa của bọt khí bên trong môi trường (ở đây là máu). Như đã đề cập trên, bán kính r của bọt bong bóng càng lớn thì bọt càng bền, tuy nhiên bọt khí không thể lớn quá khẩu

kính của mao mạch phổi nếu muốn sử dụng chất tương phản để khảo sát các cơ quan. Tỷ trọng của loại khí tạo nên bọt càng lớn thì bọt càng có tính bền vững, điều này giải thích vì sao mà những loại chất tương phản mới sản xuất sau này sử dụng các loại khí nặng (tỷ trọng cao) như perfluorocarbon. Khả năng khuếch tán của bọt khí càng cao thì bọt khí càng ít bền vững, và cuối cùng là nồng độ bão hòa bên trong máu của loại khí được sử dụng để tạo nên bọt bong bóng càng thấp thì các bọt khí càng bền vững bên trong dòng máu.

Tóm lại, dựa trên cơ sở vật lý nêu trên, có thể liệt kê ra đây một số yếu tố làm gia tăng hiệu ứng của chất tương phản (thể hiện bởi làm tăng cường độ tín hiệu hồi âm và làm tăng thời tác dụng):

- + Bán kính của bọt khí.
- + Hệ số nén của bọt khí.
- + Tỷ trọng cao của loại khí làm nên bọt bong bóng.
- + Hệ số khuếch tán thấp của loại khí làm nên bọt bong bóng.
- + Nồng độ bão hòa thấp của loại khí làm nên bọt bong bóng.

Một điều quan trọng không thể không nhắc đến là tính an toàn của các loại hợp chất làm nên chất tương phản.

2.3. Các loại chất tương phản

2.3.1 Phân loại theo loại khí tạo nên vi bọt

Từ cách xếp loại này mà một số tác giả đặt tên là chất tương phản thế hệ 1 và thế hệ 2.

+ Chất tương phản thế hệ 1 sử dụng không khí để làm nên bọt bong bóng trong chất tương phản, đại diện cho nhóm này là LEVOVIST là tên thương mại của chất tương phản siêu âm dựa trên bọt không khí được bọc trong lớp vỏ cấu tạo bởi galactose và axit palmitic, đường kính của các bọt từ 2 đến 8 μm , trong đó hơn 97% bọt có đường kính nhỏ hơn 6 μm . LEVOVIST làm tăng cường độ tín hiệu Doppler từ 10 đến 20 dB và thời gian kéo dài tác dụng khoảng 10 đến 15 phút với mức suy giảm 1 đến 2 dB cho mỗi phút. Ngoài ra, được xếp trong nhóm này còn kể đến ABUNEX là tên thương mại của chất tương phản dựa trên bọt không khí được bọc bởi vỏ bằng albumin người đã qua khâu tiền xử lý.

+ Chất tương phản thế hệ 2 sử dụng các loại khí nặng (tỷ trọng cao) như perfluorocarbon, octafluoropropan, nitrogen để làm bọt bong bóng được bao bọc bởi vỏ tạo tính đàn hồi với thành phần thay đổi tùy theo nhà sản xuất, kích thước của bọt bong bóng cũng đảm bảo dưới 10 μm để qua được lưới mao mạch phổi, đặc biệt có loại nhỏ cỡ 0,1 đến 0,4 μm ; do đặc tính sử dụng loại khí nặng và có kèm vỏ bọc mà loại chất tương phản thế hệ 2 kéo dài thời gian tác dụng lâu hơn từ trên dưới 1 giờ đến vài ngày! Trong nhóm này có thể kể đến ECHOGEN, OPTISON, DEFINITY, SONOVUE...

2.3.2. Phân loại theo khả năng định hướng trên mô đích của chất tương phản

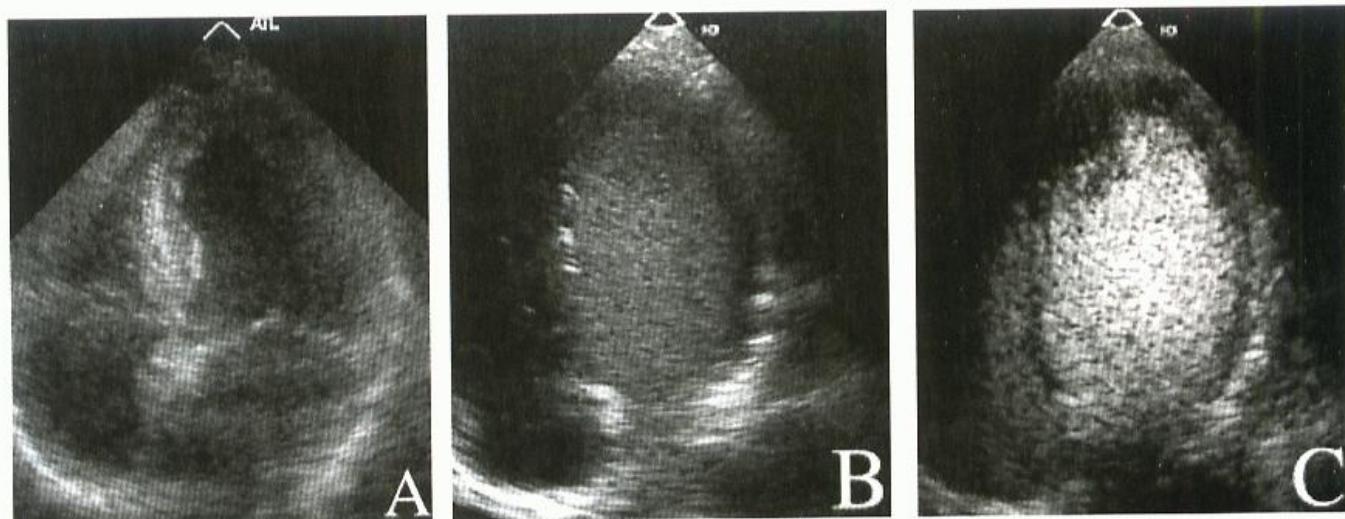
Gần đây, với những tiến bộ trong y học phân tử, các nhà khoa học có thể đi sâu vào từng lĩnh vực như y học phân tử điều trị và y học phân tử chẩn đoán; trong nhánh y học phân tử chẩn đoán này phải kể đến phân nhánh ghi hình phân tử (Molecular Imaging) mà kỹ thuật ghi hình siêu âm với chất tương phản có định hướng đích là một đại diện bên cạnh các loại kỹ thuật ghi hình phân tử với CLVT, CHT, Chụp cắt lớp bức xạ Positron (PET), Chụp cắt lớp bằng bức xạ đơn photon (SPECT). Muốn đạt được điều này, các nhà sản xuất chất tương phản đã tìm cách chế tạo ra các chất đặc biệt để gắn các vi bọt vào các thụ thể tiếp nhận đặc hiệu được phơi bày trên một vài loại tế bào đặc biệt nào đó đang cần khảo sát như tế bào viêm, tế bào ung thư; về cơ bản thì đặc tính vật lý của các vi bọt trong các chất tương phản có định hướng đích này cũng giống như những gì được đề cập trên, chỉ khác ở điểm mấu chốt là qua ghi hình siêu âm chỉ những vị trí đích – nơi có gắn các vi bọt- mới phát huy hiệu ứng của chất tương phản mà thể hiện trên hình ảnh.

2.4. Các kỹ thuật ghi hình siêu âm chất tương phản

Các kỹ thuật này phát triển từng nấc một theo sự hoàn thiện dần về mặt kiến thức hiểu biết lý thuyết và công nghệ máy.

2.4.1. Siêu âm thường quy với chất tương phản

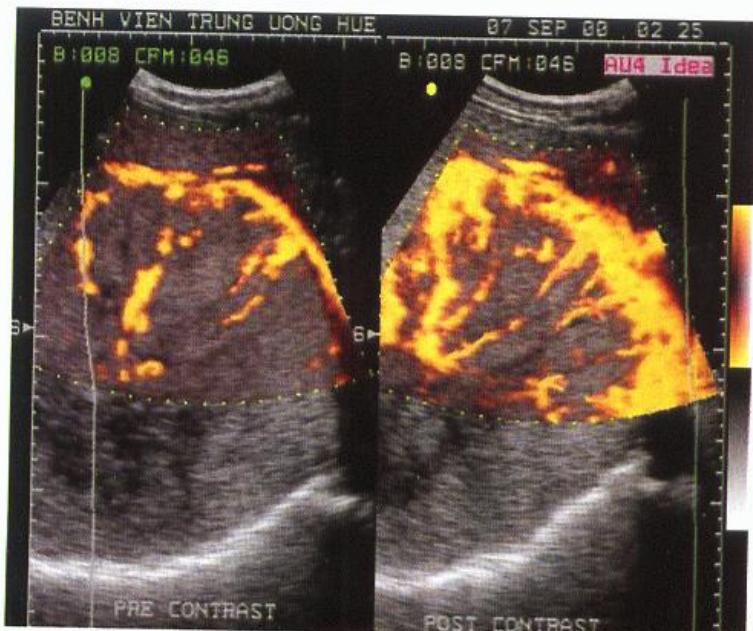
Là kỹ thuật được sử dụng trong những ngày khởi đầu ứng dụng của siêu âm chất tương phản, kiểu ghi hình vẫn là ghi hình 2 chiều thường quy ở vùng cần khảo sát sau khi tiêm chất tương phản, kiểu ghi hình này chỉ phát hiện được hiệu ứng làm tăng tín hiệu của chất tương phản trong buồng tim và ở các mạch có kích thước lớn (hình 1.48), vì độ phân giải tương phản giữa bọt khí và hồ máu xung quanh tương đối lớn, còn đối với các mạch máu nhỏ thì độ phân giải tương phản này không đủ lớn để có thể nhận ra được trên hình ảnh.



Hình 1.48: Siêu âm chất tương phản; hình A- hình siêu âm thường qui khó đánh giá thành sau thất T và mỏm tim; hình B-hình siêu âm thường qui có tiêm CTP giúp phân tách rõ thành tim và buồng tim rõ hơn hình A; hình C- hình siêu âm hoà âm có tiêm CTP cho thấy hiệu ứng tương phản rõ hơn so với hình B.

2.4.2. Siêu âm Doppler với chất tương phản

Kỹ thuật này dựa vào sự gia tăng biên độ của tín hiệu hồi âm có nguồn gốc từ tán xạ tại các vị trí đang chuyển động gây nên hiệu ứng Doppler, thông qua sự gia tăng biên độ của tín hiệu Doppler mà độ nhạy của kỹ thuật này được gia tăng trong khảo sát dòng chảy của máu trong các ứng dụng tim mạch. Thông thường thì kiểu Doppler năng lượng được lựa chọn trong khảo sát siêu âm Doppler với chất tương phản (hình 1.49). Tuy rằng, kỹ thuật này tỏ nhạy hơn trong phát hiện dòng chảy dù với dòng chảy có vận tốc thấp, nhưng kỹ thuật này có nhược điểm là thường xảy ra loại ảnh giả “bung nổ” tín hiệu (blooming) khi chất tương phản vừa đến trong vùng khảo sát.



Hình 1.49: Siêu âm Doppler năng lượng với chất tương phản; hình bên T là hình Doppler năng lượng trước tiêm CTP ở khối ung thư tế bào gan nguyên phát, hình bên P là hình sau tiêm CTP Levovist khoảng 25 giây cho thấy tín hiệu Doppler nhiều hơn (nhiều mạch hơn được phát hiện).

2.4.3. Siêu âm Doppler năng lượng hòa âm với chất tương phản (Contrast-enhanced Harmonic Power Doppler Imaging)

Kỹ thuật này dựa trên cơ sở của kỹ thuật vừa nêu trên nhưng vận hành ở chế độ hòa âm của thiết bị, kỹ thuật này tỏ ra nhạy hơn kỹ thuật nêu trên nhờ vào khả năng hạn chế loại ảnh giả “bung nổ” tín hiệu (blooming) và ảnh giả do chuyển động của cấu trúc xung quanh.

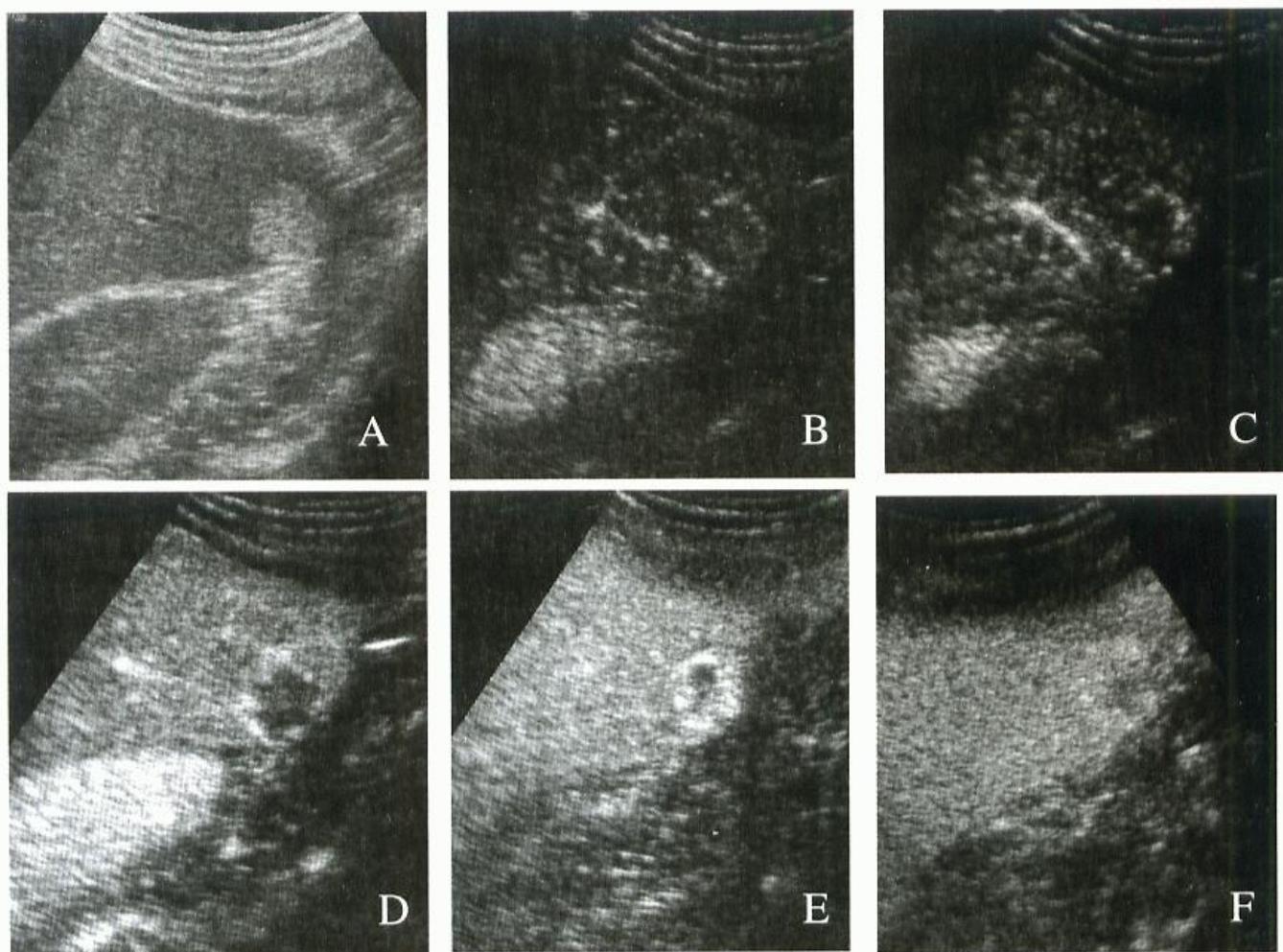
2.4.4. Siêu âm hòa âm chất tương phản (Contrast Harmonic Imaging)

Đây là kỹ thuật được đề cập đến nhiều nhất trong vài năm trở lại đây, nhờ kỹ thuật này mà vai trò của siêu âm được nâng lên rất nhiều thông qua việc cung cấp thông tin về huyết động học của cơ quan và của ổ bệnh lý, đánh giá sự tưới máu mô nhờ thế cải thiện trong việc đặc trưng, phân loại mô. Trong chế độ ghi hình này, người ta sử dụng kỹ thuật hòa âm đảo pha (như đã trình bày ở mục 1 phần III) để khai thác khía cạnh đáp ứng không tuyến tính của chất tương phản hiện diện bên trong lòng mạch (từ mạch lớn cho đến mao mạch). Có nhiều kiểu ghi hình khác nhau tùy theo chất tương phản được sử dụng (thế hệ I hay II), thông số MI (cao hay thấp) hay kết hợp giữa hai yếu tố này trong quy trình ghi hình:

Siêu âm hòa âm chất tương phản theo thời gian thực, sở dĩ có tên gọi như thế là vì quá trình ghi hình là liên tục và trên khoảng thời gian dài để có thể đánh giá đầy đủ thông tin động học; trong kỹ thuật này người ta sử dụng các chất tương phản thế hệ II, đồng thời sử dụng thông số MI thấp trong quá trình ghi hình để đạt được hai mục đích sau:

+ Giảm thiểu đến mức tối đa sự phá vỡ các bọt khí nhằm kéo dài thời gian khảo sát chất tương phản lưu hành bên trong mô tổ chức.

+ Thông số MI thấp cũng giúp làm tăng sự cách biệt giữa tín hiệu hồi âm từ chất tương phản và tín hiệu của mô xung quanh không chứa chất tương phản. Quả vậy, như đã đề cập trong phần trình bày về hòa âm mô (mục 1 phần III), mô tự nhiên xung quanh cũng đáp ứng hồi âm, nhưng khi sử dụng thông số MI thấp (hay nói cách khác công suất phát thấp) thì tín hiệu hòa âm của mô trở nên không đáng kể, trong khi đó hiện tượng cộng hưởng vẫn diễn ra ở các bọt khí cho dù MI thấp, như thế tín hiệu hòa âm vẫn hình thành và được “nhặt ra” từ kỹ thuật đảo pha để xây dựng hình ảnh.



Hình 1.50: Siêu âm hòa âm chất tương phản; hình A- hình cơ bản chưa tiêm CTP cho thấy nốt tăng hồi âm ở HPT VI, từ hình B đến F là loạt hình sau tiêm CTP kể từ thời gian bắt đầu “nhuộm” CTP ở ngoại vi cho đến khi lấp kín hết nốt thương tổn theo hướng từ ngoài vào trung tâm u, kiểu nhuộm CTP điển hình của u mạch.

Hình ảnh được dựng lên này được xem là khá thuần túy cho chất tương phản, nghĩa là phản ánh khá trung thực sự hiện diện của chất tương phản trong vùng khảo sát, khác với kỹ thuật ở mục 2.4.1 trên thì chỉ những vùng hồ máu lớn (như buồng tim hay mạch máu lớn) thì mới thể hiện được tín hiệu của chất tương phản, còn với kỹ thuật này thì tín hiệu của chất tương phản cũng được thể hiện ngay cả khi ở bên trong mao mạch (hình 1.50).

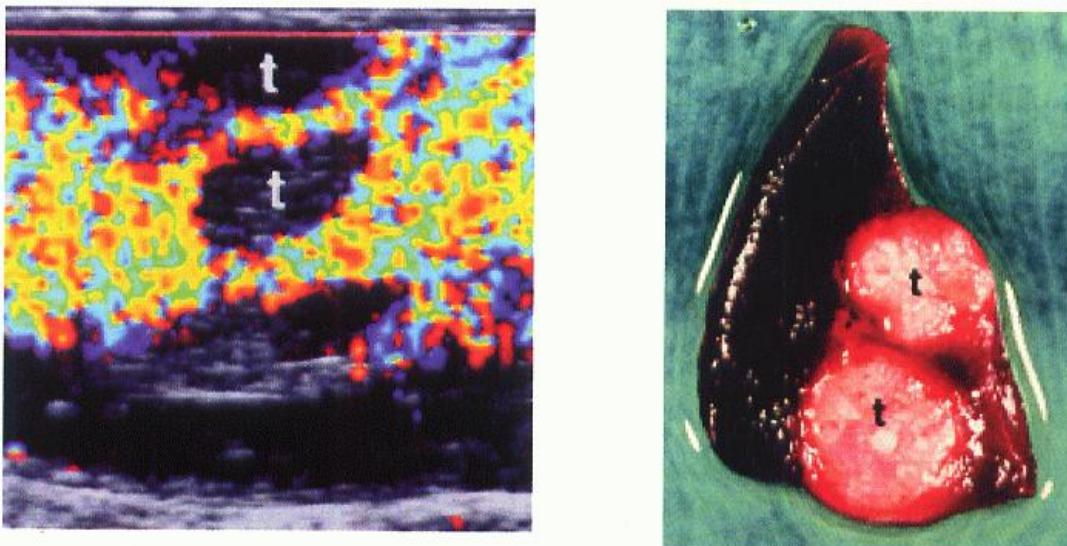
Trong kỹ thuật này, vì sử dụng MI thấp nên hình ảnh lúc mới đầu nhận được thể hiện trên thang xám là rất tối, sau đó theo thời gian với sự xuất hiện mỗi lúc mỗi nhiều của chất tương phản mà hình ảnh trở nên sáng dần.

Siêu âm hòa âm chất tương phản ở chế độ loé sáng (Flash Contrast Imaging): Kỹ thuật này thường được sử dụng kết hợp với kỹ thuật vừa nêu để đánh giá lượng tưới máu mô về mặt định lượng. Trong quá trình ghi hình như nêu trên người ta chuyển sang thông số MI cao với mục đích phá vỡ hết tất cả các bọt khí hiện diện bên trong trường khảo sát, rồi nhanh chóng trở về lại chế độ ghi hình với MI thấp, và lúc trở lại này dựa trên thông tin mức độ và thời gian xuất hiện trở lại chất tương phản để đánh giá lưu lượng tưới máu mô. Có thể xem ví dụ sau để hiểu được nguyên lý của kỹ thuật này: có vòi nước đang chảy vào bình chứa nước đang đầy, như thế vòi nước chảy bao nhiêu thì nước trong bình tràn ra ngoài bấy nhiêu, vậy phải làm sao tính được lưu lượng của vòi nước mặc dù rằng trên thành bình có khắc các vạch đo thể tích? câu trả lời là muốn đo được lưu lượng vòi nước lúc này chỉ có việc đổ hết nước trong bình và hứng nước trở lại, tính thời gian và đếm vạch trên bình!!! quay trở lại kỹ thuật ghi hình “loé sáng” thì chính lúc chuyển sang chế độ MI cao là lúc tương ứng với việc đổ hết nước trong bình chứa ra.

Sở dĩ có tên gọi *Siêu âm hòa âm chất tương phản ở chế độ loé sáng* là vì mỗi một khi chuyển sang chế độ MI cao thì các bọt khí trong trường khảo sát đồng loạt vỡ ra gây nên các xung tín hiệu biên độ lớn làm cho hình ảnh trên thang xám trở nên loé sáng lên.

Siêu âm chất tương phản trong giai đoạn nhu mô: nếu như hai kỹ thuật ghi hình vừa nêu trên đánh giá chất tương phản trong lòng mạch thì kỹ thuật này đánh giá chất tương phản giai đoạn ngoài mạch mà cụ thể ở đây là bên trong mô, kỹ thuật này dựa vào đặc tính của một số chất tương phản được các đại thực bào ăn và các đại thực bào này phân bố bên trong khoang ngoài mạch, ví dụ như hệ liên võng nội mô ở gan, thường thời điểm này khoảng nhiều phút (thậm chí đến 10 phút) sau khi chất tương phản được tiêm vào đường tĩnh mạch. Tiếp đó, xuyên âm vào mô cần khảo sát với thông số MI cao, các bọt khí của chất tương phản được giữ bên trong hệ võng nội mô sẽ vỡ ra đồng loạt gây nên hiện tượng đáp ứng không tuyến tính làm lệch pha tín hiệu, tạo ra hiệu ứng Doppler ngẫu nhiên và được ghi nhận như tín hiệu màu dạng khám trên hình siêu âm Doppler màu, như thế chỉ những mô bình thường có hệ liên võng nội mô chứa đại thực bào mới

tạo ra tín hiệu; còn mô bệnh lý, thường không có hệ liên võng nội mô nên không chữa đại thực bào, thì sẽ không tạo tín hiệu màu (hình 1.51).



Hình 1.51: Siêu âm CTP giai đoạn nhu mô; hình A-hình siêu âm Doppler màu cho thấy tín hiệu màu dạng hình khẩn ở phân mô gan bình thường còn trong phân mô của hai khối u thì không có tín hiệu màu; hình B- hình GPB. [7]

2.5. Các kỹ thuật trong tương lai của siêu âm với chất tương phản

Các kỹ thuật này khai thác khía cạnh định hướng đích của chất tương phản mở ra triển vọng cho chuyên ngành y học chẩn đoán phân tử và y học điều trị phân tử.

Chẩn đoán mức độ phân tử các ổ viêm: các chất tương phản sẽ gắn vào các thụ thể tiếp nhận đặc hiệu trên tế bào viêm, sau đó sử dụng các kỹ thuật như vừa nêu để phát hiện các ổ viêm này.

Chẩn đoán tế bào ung thư: cũng tương tự như kỹ thuật trên nhưng ở đây dựa trên đặc điểm sản xuất các yếu tố tân sinh mạch của u để chất tương phản gắn kết vào.

Phóng thích gen trong điều trị: cấu trúc DNA được gắn vào chất tương phản có hướng đích, sau khi chất tương phản vào cơ thể và gắn kết trên các tế bào đích chọn lọc (cũng chính các tế bào này cần được điều trị sửa chữa gen) thì sử dụng sóng âm với MI cao để phá vỡ bọt khí đồng thời khi bọt khí vỡ ra tạo ra lực làm thương tổn thành tế bào tạo điều kiện cho cấu trúc DNA mà bọt khí mang theo xâm nhập vào bên trong tế bào để phát huy tác dụng.

Phóng thích thuốc trong điều trị: cơ chế cũng tương tự như trên là các dược chất được gắn vào chất tương phản có định hướng đích, sau khi được tiêm vào cơ thể qua đường tĩnh mạch thì các bọt khí mang dược chất đến gắn tại các vị trí đích, năng lượng của siêu âm khi xuyên âm trên vùng đích sẽ làm vỡ bọt khí và phóng thích dược chất để phát tán tác dụng của dược chất tại chỗ.

3. KỸ THUẬT GHI HÌNH ĐÀN HỒI ÂM BẰNG SIÊU ÂM (SONOGRAPHIC ELASTOGRAPHY)

3.1. Giới thiệu

Tính chất cơ học của một mô thường phụ thuộc vào: 1/ khối kết dính phân tử của mô, 2/ tổ chức về mặt cấu trúc đại thể cũng như vi thể, 3/ tình trạng ranh giới của mô. Chính các yếu tố này quyết định đặc tính rắn chắc hay mềm dẻo của mô và đại lượng đặc trưng cho đặc tính này là độ đàn hồi hay suất đàn hồi.

Trong thực hành hàng ngày, chúng ta không ít lần dựa vào đặc tính vật lý của mô để khảo sát, đánh giá mô. Chẳng hạn như bác sĩ chuyên khoa ung bướu phát hiện ra các khối u vú nhờ vào cảm nhận độ rắn chắc của khối u khi sờ nắn, hoặc như các phẫu thuật viên gan mật xác định các khối u trong gan nhờ vào cảm nhận độ rắn chắc của u khi sờ nắn gan trong lúc mổ... Nói chung mỗi loại mô đều có một tính chất vật lý riêng hay nói cách khác đều có đặc tính đàn hồi riêng biệt.

Trong thăm khám siêu âm hàng ngày, bác sĩ siêu âm sẽ gặp không ít trường hợp gan đã xơ (đã được quả quyết trên mẫu sinh thiết) nhưng đặc tính âm học (độ hồi âm, mẫu hồi âm, độ hút âm) không khác mấy so với gan bình thường; tuy nhiên nếu xem xét khía cạnh vật lý về độ rắn chắc của các gan xơ này sẽ cho thấy sự khác biệt hoàn toàn với độ rắn chắc của gan bình thường.

Từ những nhận xét này, một kỹ thuật ghi hình mới cho phép đánh giá độ đàn hồi của mô tổ chức được khởi xướng bởi OPHIR J. và cộng sự vào năm 1991 [14,15], kỹ thuật này gián tiếp sử dụng siêu âm để đánh giá độ đàn hồi của mô và ngày càng được chú ý đến nhờ những ứng dụng lâm sàng của nó. Ngày nay ở một số máy siêu âm trên thị trường nhà sản xuất đã tích hợp kỹ thuật này vào như là một tính năng của máy.

3.2. Nguyên lý vật lý và kỹ thuật

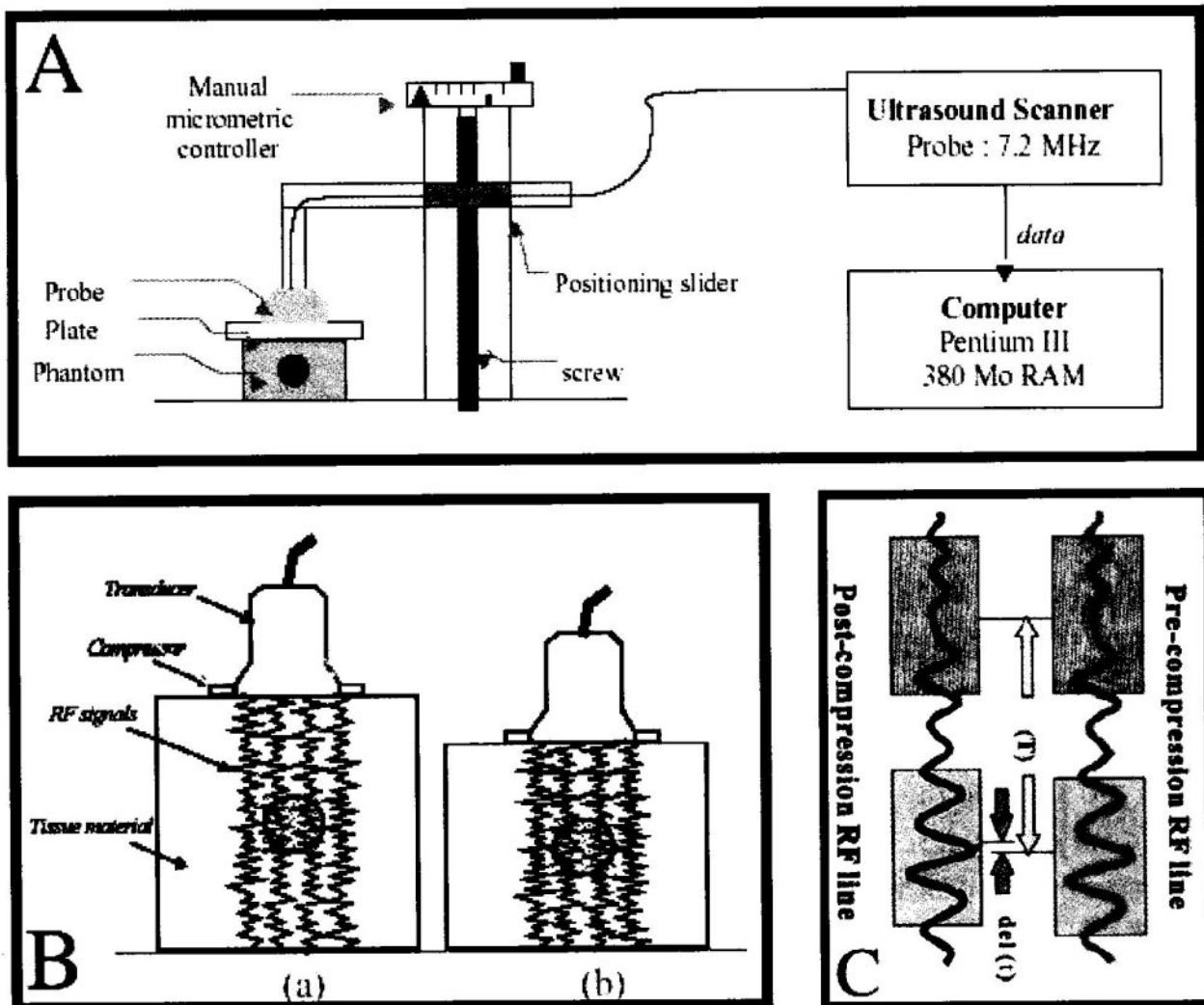
Khi áp một lực nén lên vùng mô cần khảo sát, vùng mô này được cấu thành từ nhiều loại mô khác nhau (chẳng hạn như trong vú gồm có mô tuyến vú, mô mỡ, mô liên kết nâng đỡ), thì lực nén sẽ tác động lên tất cả các điểm của vùng mô khảo sát làm mô tổ chức đó căng ra, điều nhận xét đặt biệt quan trọng là ở nơi nào mà mô có tính chất chắc hơn thì ở đó chịu sức căng kém hơn, còn mô có tính chất mềm hơn thì chịu sức căng lớn hơn, như thế qua đánh giá sức căng thì có thể biết được độ đàn hồi mô.

Có nhiều phương pháp để đánh giá độ đàn hồi mô, siêu âm là một trong những phương pháp đó, ở đây người ta tiến hành qua các bước sau (hình 1.52):

(1) Thực hiện ghi hình siêu âm trên vùng cần khảo sát, tín hiệu hồi âm được lưu trữ vào máy tính (dĩ nhiên cũng được xử lý để tạo hình ảnh siêu âm thường quy).

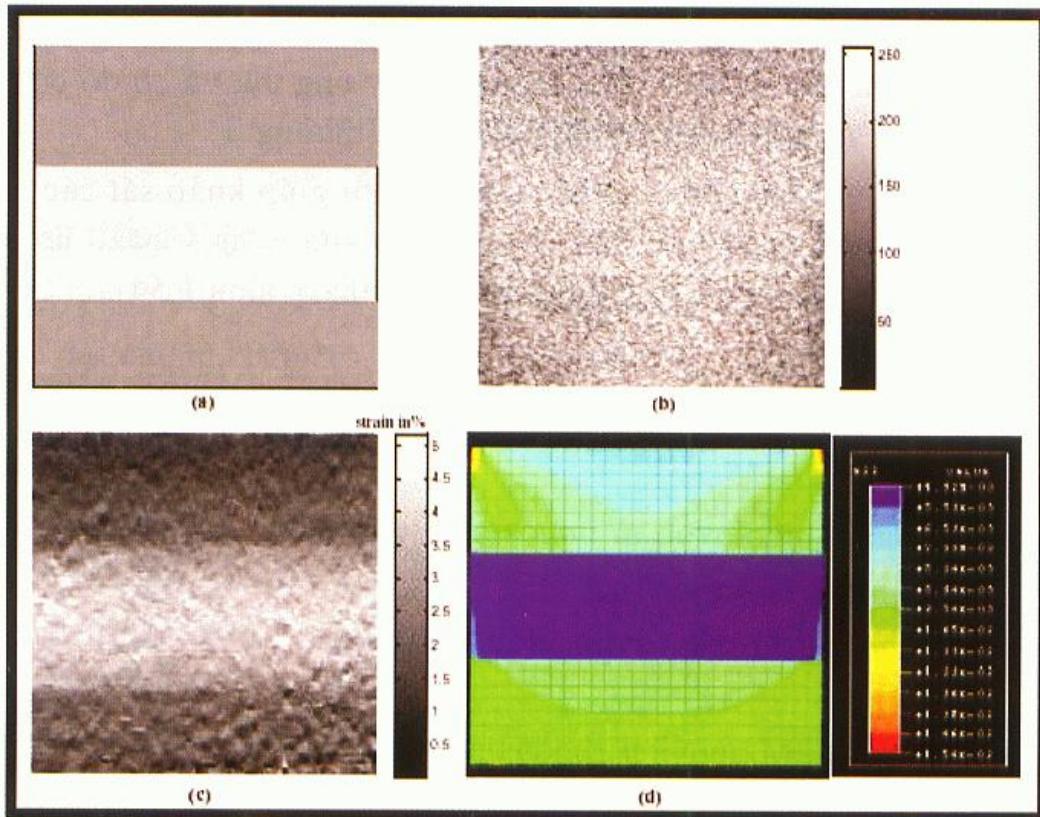
(2) Áp một lực lên trên vùng khảo sát thông qua một tấm giá đỡ đầu dò siêu âm (hình 1.52).

(3) Sau khi lực nén trên phân bố đồng đều và ổn định thì thực hiện xuyên âm lần 2, tín hiệu thu về được lưu trữ để cùng xử lý với tín hiệu lần đầu (dĩ nhiên tín hiệu lần 2 cũng có thể được xử lý để tạo hình siêu âm thường quy).



Hình 1.52: Nguyên lý tạo hình độ đàn hồi mô; hình A- sơ đồ của thiết bị ghi hình đàn hồi, đầu dò được gắn trên tấm giá đỡ và cũng là hệ thống dùng để tạo lực nén, kết quả được tạo hình siêu âm và để lưu trữ chờ xử lý; hình B- các đường hồi âm được tạo ra và thu nhận ở trước và sau khi áp một lực nén; hình C- phân tích các khoảng lệch thời gian của từng cặp tín hiệu trên cùng đường 1 hồi âm. [10]

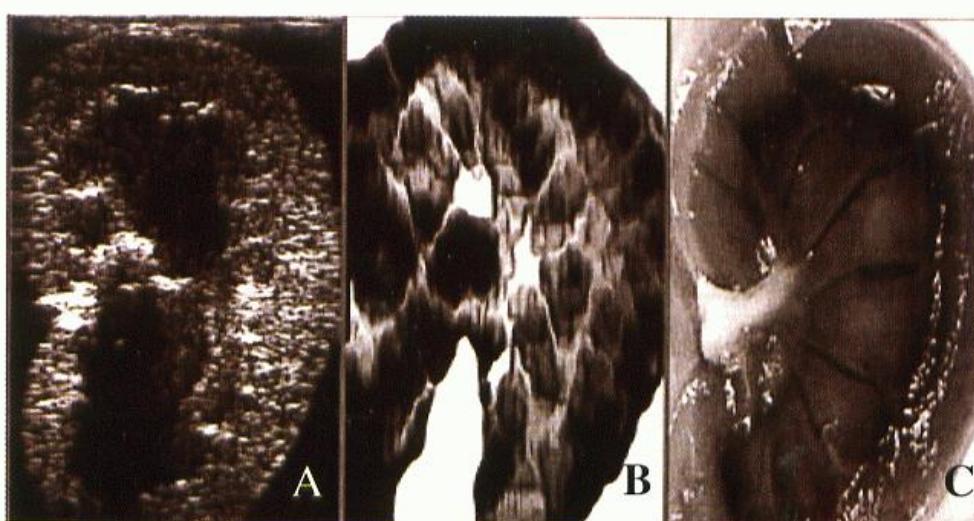
Bằng kỹ thuật đối chiếu ngang (cross correlation) để so sánh từng cặp tín hiệu hồi âm trên cùng vị trí nhưng trước và sau khi áp một lực nén, rồi phân tích trên từng đoạn nhỏ khoảng vài trăm μm đọc theo đường hồi âm, từ đó “nhặt ra” các khoảng lệch thời gian giữa hai xung nói trên, sở dĩ có khoảng lệch này là vì có sự khác biệt về tính đàn hồi của mô, từ khoảng lệch này cho phép suy ra sức căng từng điểm trong vùng mô khảo sát và dựa trên dữ kiện này người ta xây dựng nên hình ảnh đặc trưng cho độ đàn hồi hay còn gọi là đàn hồi đồ (hình 1.53).



Hình 1.53: Kết quả của kỹ thuật; hình a- phantom với 3 lớp hỗn hợp gel và thạch, 2 lớp trên và dưới có cùng độ cứng còn lớp ở giữa cứng hơn hai lớp kia; hình b-hình siêu âm thường quy không phân biệt được rõ ràng 3 lớp vì gần như có cùng đặc tính âm học; hình c- hình đàm hồi của phantom, lớp giữa màu trắng biểu thị mềm hơn; hình d- hình mô phỏng phân bố sức căng, màu đỏ chỉ ra sức căng bé, màu xanh tương ứng sức căng lớn. [10]

2.3. Ứng dụng

Tuy là kỹ thuật mới xuất hiện trong một vài năm trở lại đây nhưng lại hứa hẹn một triển vọng tốt đẹp, ngày càng có nhiều báo cáo về ứng dụng kỹ thuật ghi hình đàm hồi mô trên nhiều lãnh vực.



Hình 1.54. Ứng dụng của ghi hình đàm hồi; hình A- hình siêu âm thường quy cho thấy vùng nhu mô thận với vỏ thận và tủy thận nhưng kém phân biệt chi tiết, vùng xoang thận càng khó phân biệt hơn; hình B- hình đàm hồi mô cho phép phân biệt chi tiết các thành phần trong xoang thận và nhu mô thận, hình C- hình giải phẫu đại thể. [13]

Ứng dụng trong khảo sát các cấu trúc phần mềm, trong đó tuyến vú và tuyến giáp được đề cập đến nhiều. Một khảo sát cho thấy ung thư vú có độ cứng gấp 4 lần u tuyến lành tính và gấp 7 lần mô tuyến vú bình thường.

Một lãnh vực ứng dụng khác là ghi hình dàn hồi giúp khảo sát các mảng xơ vữa trên thành mạch để phân biệt đâu là mảng xơ vữa cứng và đâu là mảng xơ vữa mềm, mở rộng các lãnh vực ứng dụng đến gan, thận (hình 1.54).

TÀI LIỆU THAM KHẢO CHƯƠNG I

Tài liệu tiếng Việt

1. Sinh lý hoạt động cơ, Ia. M. Kox, Nhà xuất bản Mir 1989
2. Vật lý đại cương, Tập II - Điện học - dao động, sóng. Lương Duyên Bình và các tác giả, Nhà xuất bản Đại học và giáo dục chuyên nghiệp, Hà nội, 1992

Tài liệu tiếng Anh

2. Asim Kurjak et al. Diagnostic Ultrasound in developing country; first edition, 1986.
3. Asim Kurjak et al. Clinical Application of 3D sonography. Parthenon Publishing, 2000.
4. Barry B. Goldberg et al. Ultrasound contrast agent. Martin Dunirz. 1997.
5. Chia B.L. et al An Atlas of Two-dimensional and Doppler echocardiography; First edition, 1990, P.G.
6. David Cosgrove, Hylton Meire, Keith Dewbury et al. Abdominal and General Ultrasound. Churchill Livingstone, first edition, 1993.
7. Forberg F. et al. Tissue-specific US contrast agent for evaluation of hepatic and splenic parenchyma. Radiology, 1999, 210: 125-132.
8. Harvey Feigenbaum. Echocardiography. Lea and Febiger, 1995, first edition
9. Heyder N. et al. Introduction to Ultrasound Anatomy. Sosnosoft, 1992, first edition.
10. Jaros J.. Ultrasound Elastography. Seminar LUT2, University of Kuopio, Finland
11. Konogagou E.E. et al. Quo vadis elasticity imaging? Ultrasonics 2004, 42: 331-336.
12. Moore D.W. The sonoline Elegra Ultrasound Imaging Platform and Extend field of View XFOV - F. Doherty. Electromedica, 1995, Siemens.
13. Ophir J. et al. Elastographic imaging. Ultrasound in Med and Biol, 2000. Vol 26: 23-29.
14. Ophir J. et al. Elastography: Imaging the elastic properties of soft tissues with ultrasound. J Med Ultrasound 2002, 29: 155-171.
15. Perry Sprawls Physical principles of Medical imaging. Second edition, 1993, An Aspen.
16. Peter W. Callen et al. Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology. W.B. Saunders Company, 1994, third edition,

17. Robb R.A. Three-Dimensional Visualization in Medicine and Biology. Handbook of Imaging: Processing and Analysis. Academic Press 2000, 685-712.
18. Sandra L. Hagen Ansert et al. Textbook of diagnostic of Ultrasography. The C.V. Mosby. second edition, 1983.
19. Wartin I. Resnick. Ultrasonography of the Urinary tract; Matthew D. Rifkin.. Willams and Wilkin. 1991, third edition.
20. William J. Zwiebel Introduction to Vascular Ultrasound. W.B. Saunders, 1992, Third edition.

Tài liệu tiếng Pháp

21. Benoít Diebold, Jean Louis Loes, Pierre Peronneau, Claude Scheuble, Thierry Toucher Echocardiographe Doppler. Medsi, 1986.
22. Olivier Boespflug et al. Précis d'Ultrasonographie Doppler, Echotomographie, Doppler Transcranier. Lipha, 1989.

CHƯƠNG II

KỸ THUẬT KHÁM SIÊU ÂM BỤNG CƠ SỞ PHÂN TÍCH HÌNH ẢNH SIÊU ÂM

Bác Sĩ Nguyễn Quý Khoáng

Bác Sĩ Nguyễn Phước Bảo Quân

Bác Sĩ Nguyễn Quang Trọng

I - KỸ THUẬT KHÁM SIÊU ÂM BỤNG

Khám siêu âm đúng cách là điều tối cần thiết để có được những hình ảnh cắt lớp rõ ràng hầu chẩn đoán được bệnh một cách chính xác.

Có nhiều cách khám siêu âm tùy theo trường phái, quốc gia. Tuy nhiên, dù trường phái hay quốc gia nào thì hình ảnh tạo ra được không hề khác nhau về giải phẫu học cắt lớp của các tạng và cấu trúc trong cơ thể. Chỉ khác nhau ở thứ tự khám mà thôi.

Trong bài này, chúng tôi xin trình bày cách khám do Tiến sĩ Urlich Meckler, Chủ tịch Hội siêu âm thành phố Frankfurt, Cộng hòa liên bang Đức đã hướng dẫn cho chúng tôi năm 1986 tại Thành phố Hồ Chí Minh. Kể từ đó chúng tôi đã hướng dẫn cách khám này cho hàng ngàn bác sĩ đã dự các lớp về siêu âm tại Trung Tâm Đào Tạo Cán Bộ Y Tế TP Hồ Chí Minh, tại Đại học Y Dược TP HCM, tại TTCĐYK Medic và tại các bệnh viện thuộc Sở Y Tế Thành phố Hồ Chí Minh.

1. QUY ƯỚC CHUNG

1.1. Quy ước về tư thế giải phẫu và các mặt phẳng không gian

Các phương tiện chẩn đoán hình ảnh, nhất là các phương tiện tạo hình theo cắt lớp, tuy bằng kỹ thuật riêng để xây dựng lại các cơ quan bộ phận trong cơ thể và bằng ngôn ngữ riêng của kỹ thuật đó để mô tả cơ quan bộ phận của cơ thể, đều có chung mục tiêu là làm sao phản ánh một cách trung thực gần với giải phẫu

học nhất. Trong tinh thần đó, người làm việc trong ngành chẩn đoán hình ảnh cần thiết làm quen với các quy ước chung của nhà giải phẫu học từ tư thế cơ thể, các mặt phẳng trong không gian cho đến các thuật ngữ chỉ vị trí ... để sử dụng trong lúc làm việc và trên hết là để thông tin cho đồng nghiệp (lâm sàng lẩn cận lâm sàng).

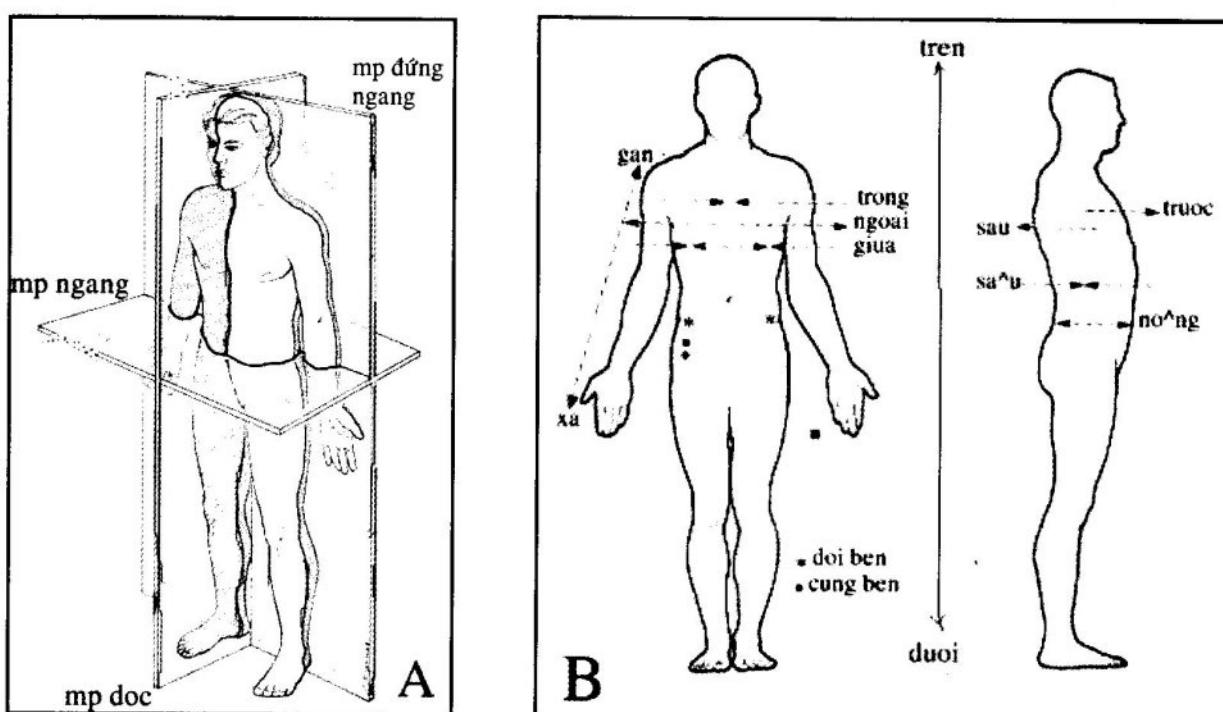
Tư thế giải phẫu kinh điển là tư thế đứng thẳng, hai bàn chân sát vào nhau, lòng bàn tay hướng ra phía trước, mặt nhìn về phía trước (hình 2.1).

Các mặt phẳng giải phẫu thường được sử dụng là:

+**Mặt phẳng ngang**: mặt phẳng này phân chia cơ thể thành hai phần, phần trên và phần dưới.

+**Mặt phẳng dọc**: còn gọi là mặt phẳng dọc đứng, chia cơ thể thành hai phần hai bên, trong đó mặt phẳng dọc giữa chia cơ thể thành hai nửa bằng nhau, nửa bên phải và nửa bên trái, ngoài ra còn có các mặt phẳng dọc cạnh giữa.

+**Mặt phẳng đứng ngang**: chia cơ thể thành hai phần, phần trước và phần sau.



Hình 2.1: Tư thế giải phẫu; hình A- tư thế giải phẫu và các mặt phẳng không gian; hình B- tư thế giải phẫu và thuật ngữ chỉ vị trí.

Các thuật ngữ mô tả vị trí, liên quan giải phẫu trong không gian, các thuật ngữ này thường được các nhà giải phẫu học sử dụng mô tả vị trí của cơ quan, cấu trúc trong mỗi liên quan giữa chúng (bảng 2.1); việc sử dụng một cách thống nhất các thuật ngữ này rất quan trọng và có ý nghĩa lớn trong chuyên môn, chẳng hạn bác sĩ chẩn đoán hình ảnh mô tả ổ thương tổn ở cơ quan nào đó và xác định vị trí của thương tổn trong mỗi liên quan với các mốc giải phẫu của cơ thể bằng thuật ngữ giải phẫu thống nhất thì sẽ giúp ích rất nhiều cho phẫu thuật viên nếu là thương tổn đó cần được điều trị bằng ngoại khoa.

Bảng 2.1: Các thuật ngữ mô tả vị trí

Thuật ngữ	Định nghĩa	Ví dụ
Phía trên	Gần với đầu, gần với phần trên của cơ thể, phần trên của một cấu trúc.	Viên sỏi định vị ở đài trên của thận.
Phía dưới	Gần với phía chân, phần dưới của cơ thể, phần dưới của một cấu trúc.	Tụ dịch phía dưới vòm hoành.
Phía trước	Hướng về phía trước của cơ thể.	Tụ tạng định vị phía trước tĩnh mạch lách.
Phía sau	Hướng về phía sau lưng của cơ thể.	Mỏm mọc của tụ nằm sau tĩnh mạch và động mạch mạc treo tràng trên.
Phía trong	Hướng về đường giữa của cơ thể.	Tĩnh mạch đùi chung định vị phía trong động mạch đùi chung.
Phía ngoài	Hướng ra xa khỏi đường giữa của cơ thể, hướng về cạnh bên của cơ thể.	Tá tràng D2 nằm phía ngoài của đầu tụy.
Cùng bên	Định vị cùng một bên của cơ thể so với đường giữa.	Thận trái và tuyến thượng thận trái cùng bên.
Đối bên	Định vị khác bên so với đường giữa	Ngách đại tràng xuống và ngách đại tràng lên là đối bên.
Phần gốc	Gần với phần gốc của chi hay phần nguyên ủy của dây thần kinh, mạch máu hoặc cơ.	Hẹp ở phần gốc động mạch thận.
Phần xa	Phía xa khỏi gốc của chi hay nguyên ủy của cấu trúc.	Thiếu máu ở phần xa của chi.
Phần nông	Gần bề mặt cơ thể.	Lớp nông của cơ psoas.
Phần sâu	Xa bề mặt cơ thể.	Lớp sâu của cơ psoas.

1.2. Quy ước về tư thế bệnh nhân và mặt cắt siêu âm

1.2.1. Tư thế bệnh nhân

+ **Tư thế nằm ngửa:** tư thế này được xem là chuẩn mực cho khám nghiệm siêu âm bụng, tư thế này phù hợp với tình trạng sinh lý của cơ thể, cho phép sự giãn cơ và làm dẹt lại khoang bụng, từ tư thế này có thể bộc lộ hầu hết các tạng trong ổ bụng.

+ **Tư thế nghiêng phải và nghiêng trái:** lúc này mặt phẳng đứng ngang của cơ thể vuông góc với mặt giường, nghiêng phía bên nào thì bên ấy sát với mặt giường.

+ *Tư thế chéch sau phải và chéch sau trái*: lúc này phía sau (phía lưng) của mặt phẳng đứng ngang tạo với mặt phẳng giường một góc 45 độ, bên có tên gọi tương ứng tiếp xúc với mặt giường.

+ *Tư thế chéch trước phải và chéch trước trái*: phía trước (phía bụng) của mặt phẳng đứng ngang tạo một góc 45 độ với mặt phẳng giường.

Đôi khi cần thiết phải khám ở *tư thế nằm sấp, ngồi, hoặc đứng*.

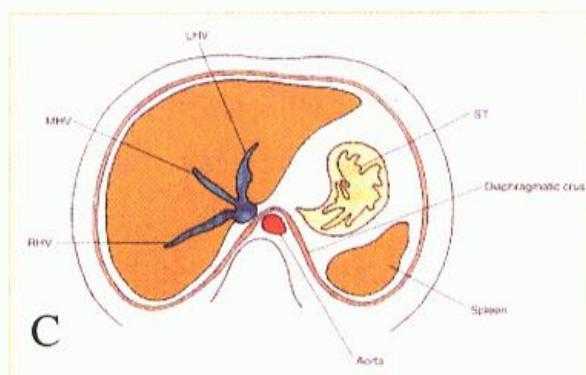
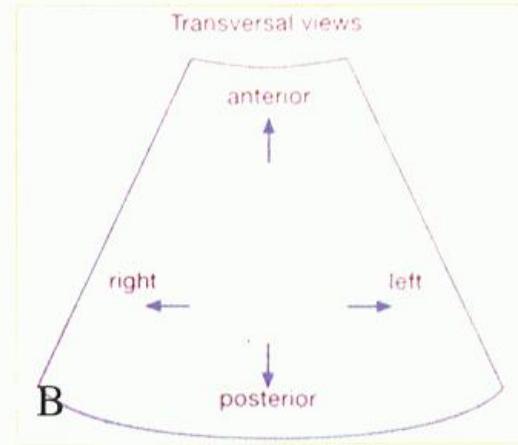
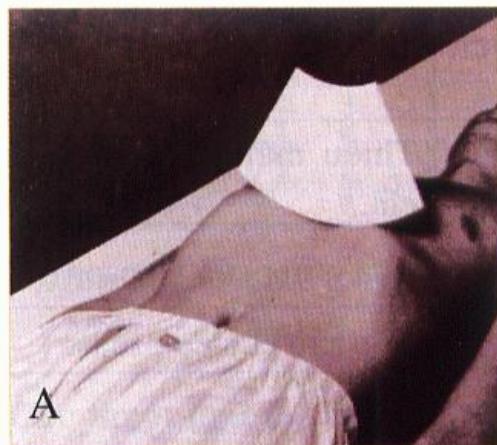
Nói chung trong quá trình khám nghiệm siêu âm cần phải linh động khám ở nhiều tư thế (nếu cần thiết) với mục đích là tạo cửa sổ xuyên âm thuận lợi đến vùng cần khảo sát, muốn thế thì phải hiểu rõ ích lợi của từng tư thế – phần này sẽ được bàn đến chi tiết hơn trong từng chương liên quan đến phần khám mỗi cơ quan, khám ở các tư thế khác nhau cũng cho thấy ích lợi trên những bệnh nhân sau phẫu thuật còn mang nhiều băng gạc, bệnh nhân còn đang được chăm sóc đặc biệt với các thiết bị hỗ trợ đi kèm.

1.2.2. Quy ước quốc tế về hướng của hình siêu âm

Điều cơ bản trong việc khám siêu âm là đặt đầu dò cho đúng hướng theo quy ước chung để tránh những sai sót đáng tiếc khi chẩn đoán bệnh. Đây là quy ước quốc tế có thể áp dụng không những cho Siêu âm mà còn cho cả chụp Cắt lớp điện toán và chụp Cộng hưởng từ.

Hướng quy ước trên hình cắt ngang

Để cắt ngang bụng, chúng ta phải đặt đầu dò trên bụng bệnh nhân, thẳng góc với cột sống. Hình tạo nên hiện lên trên màn ảnh như chúng ta đứng dưới chân bệnh nhân và nhìn, do đó bên phải màn ảnh là bên trái của bệnh nhân và ngược lại (hình 2.2).



Hình 2.2: Quy ước về chiều hướng trong mặt cắt ngang; hình A- hướng đầu dò trên cơ thể; hình B- hướng của hình siêu âm trên màn hình; hình C-hình mặt cắt ngang như thể cắt ngang cơ thể rồi bỏ nửa dưới và nhìn nửa trên khi đứng từ phía dưới chân bệnh nhân.

Để kiểm chứng xem đầu dò có được đặt đúng hướng không ta có thể làm hai cách:

1. Án nhẹ da bụng ở một bên đầu dò thì trên màn ảnh, ta thấy hình sẽ rung ở cùng phía nơi ấn da nghĩa là nếu ấn góc đầu dò bên phải bệnh nhân thì sẽ rung bên trái màn hình và ngược lại.

2. Kéo đầu dò ngang qua một bên thì hình sẽ chạy ngược chiều.

Nếu hai cách kiểm chứng trên không đúng như vậy thì chứng tỏ đầu dò đã được đặt ngược chiều do đó để sửa lại, ta làm như sau:

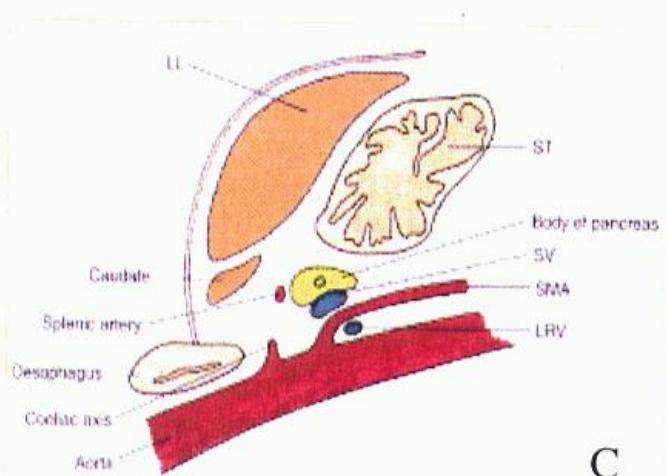
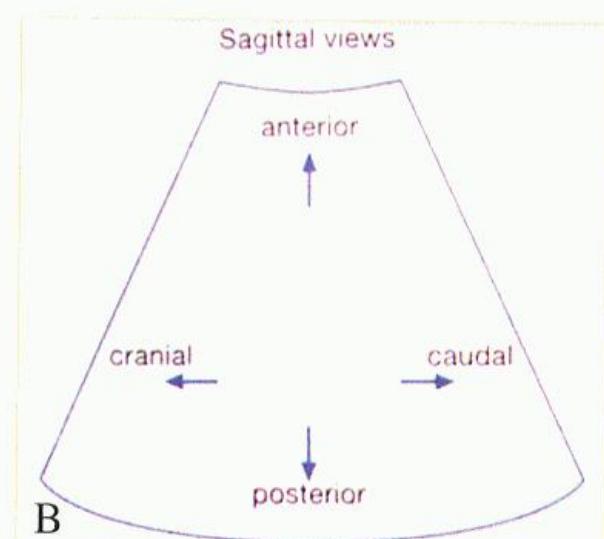
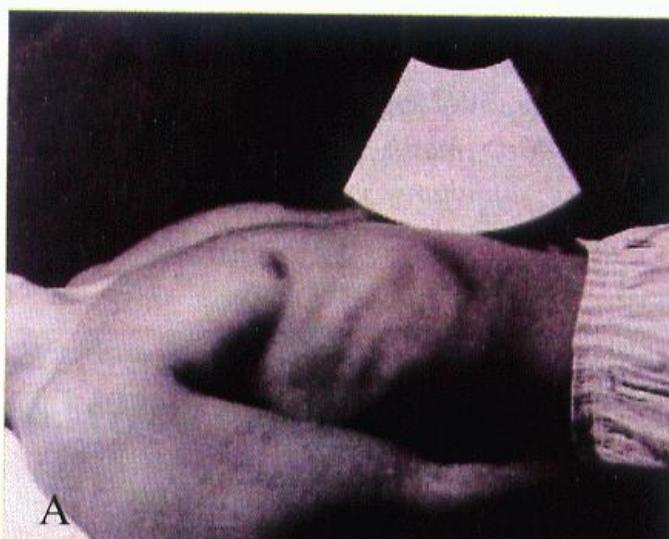
1. Xoay ngược đầu dò 180 độ.

2. Vẫn giữ đầu dò như vậy trên da bệnh nhân và chỉ việc ấn nút đổi hướng đầu dò trên dàn phím vi tính của máy.

Hướng quy ước trên hình cắt dọc

Để cắt dọc bụng, chúng ta phải đặt đầu dò trên bụng bệnh nhân, song song với cột sống. Hình tạo nên hiện lên trên màn ảnh như chúng ta đứng ở bên phải bệnh nhân và nhìn, do đó bên phải màn ảnh là phía dưới chân bệnh nhân và ngược lại (hình 2.3).

Để xem đầu dò có được đặt đúng hướng hay không, ta cũng kiểm chứng như trên hình cắt ngang.

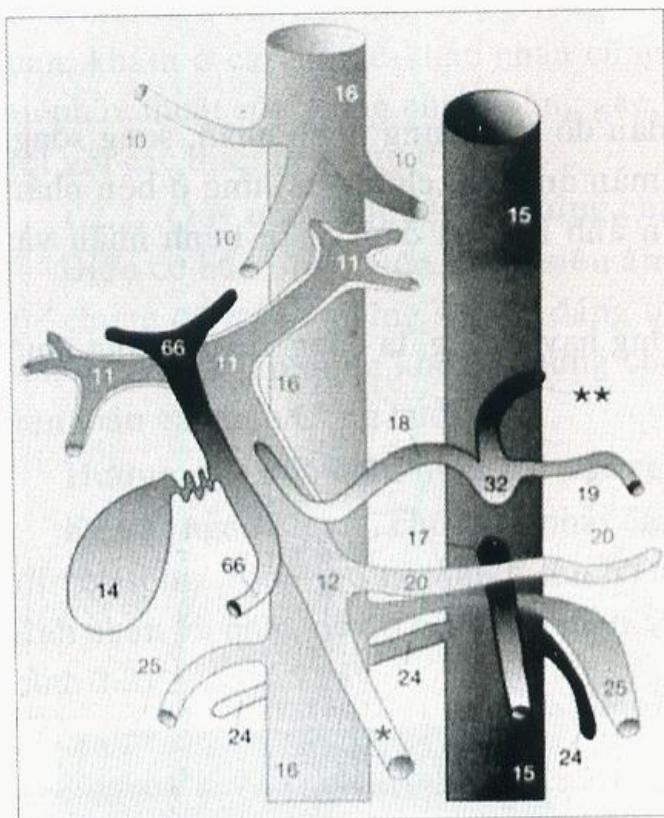


Hình 2.3: Quy ước về chiều hướng trên mặt cắt dọc; hình A- hướng đầu dò trên cơ thể; hình B- hướng của hình siêu âm trên màn hình; hình C-hình mặt cắt dọc như thể xé dọc cơ thể rồi bỏ nửa bên P ra và nhìn nửa còn lại khi đứng bên P của bệnh nhân. Lưu ý: cranial là đầu, caudal là chân, anterior là trước, posterior là sau.

2. CÁC MẶT CẮT CƠ BẢN TRONG SIÊU ÂM BỤNG VÀ GIẢI PHẪU HỌC CẮT LỚP Ố BỤNG.

Việc khám Siêu âm bụng theo Tiến sĩ Urlich Meckler là một việc làm hết sức khoa học vì nó dựa trên những mốc giải phẫu và có thứ tự rõ ràng. Trước hết, chúng ta khám phần bụng trên rốn, sau đó khám vùng liên sườn hai bên rồi đến giữa bụng, kế đó khám đến vùng hạ vị và cuối cùng khám hai bên hông.

2.1. Các mốc về mạch máu và hệ đường mật dùng cho các mặt cắt vùng bụng (hình 2.4).



Hình 2.4: Các mốc giải phẫu chính của ổ bụng; 10-tĩnh mạch gan, 11-các nhánh tm cửa, 12-thân tm cửa, 14-túi mật, 15-động mạch chủ bụng, 16-tm chủ dưới, 17-động mạch mạc treo tràng trên, 18-động mạch gan chung, 19-động mạch lách, 20-tm lách, 24-động mạch thận, 25-tm thận, 66-ống gan chung và ống mật chủ.

Động mạch chủ bụng.

Động mạch chủ bụng (ĐMCB) nằm song song và dọc theo cột sống ở phía trước và bên trái. Các nhánh chính của ĐMCB:

- Động mạch thân tạng: qua hình vẽ trên đây, từ mặt trước động mạch chủ bụng ngang đốt sống N12, phát xuất động mạch thân tạng. Động mạch này chia làm 3 nhánh:

- + Động mạch lách đi qua bên trái.
- + Động mạch gan đi qua bên phải, sau đó chia làm hai nhánh nhỏ: động mạch gan chính đi vào rốn gan và động mạch vị – tá tràng đi xuống tá tràng.
- + Động mạch vành vị hướng lên trên và ngay đường giữa nên khó thấy được trên Siêu âm. Do đó trên Siêu âm, động mạch thân tạng chia ra hai nhánh vào lách và vào gan giống như đôi cánh của chim hải âu.

- Động mạch mạc treo tràng trên phát xuất phía dưới động mạch thận tạng khoảng 5 đến 10 mm. Động mạch này đi thẳng xuống, hướng về bên trái và nuôi toàn bộ ruột non và một nửa bên phải của khung đại tràng.

- Động mạch thận hai bên phát xuất ngang đốt sống TL1. Động mạch thận phải đi ra từ bờ bên phải của động mạch chủ và hơi hướng lên trên tương ứng với 10 giờ, còn động mạch thận trái đi ra từ bờ trái của động mạch chủ và hướng xuống dưới tương ứng với 4 giờ.

Tĩnh mạch chủ bụng.

Tĩnh mạch chủ bụng nằm song song với cột sống, nhưng ở phía trước và bên phải; các tĩnh mạch hợp lưu chính vào tmcđ là tĩnh mạch thận và 3 tĩnh mạch gan.

Tĩnh mạch thận: ngang với động mạch thận nhưng hơi cao hơn một chút, hai tĩnh mạch hợp dòng vào bên hông của tĩnh mạch chủ dưới. Tĩnh mạch thận phải ngắn trong khi tĩnh mạch thận trái dài hơn vì phát xuất từ thận trái và len vào giữa động mạch chủ bụng và động mạch mạc treo tràng trên rồi băng qua phía trước cột sống để đổ vào tĩnh mạch chủ dưới.

Ở phía dưới vòm hoành, 3 tĩnh mạch gan đổ vào tĩnh mạch chủ dưới: đó là tĩnh mạch gan phải, gan giữa và gan trái. Các tác giả Anh – Mỹ dùng từ tĩnh mạch gan (Hepatic vein) còn các tác giả Pháp thì dùng từ tĩnh mạch trên gan (Veine sus hepatique).

Tĩnh mạch cửa.

Tĩnh mạch cửa nằm chéch theo hướng vai phải – rốn và được hợp lại từ tĩnh mạch lách và tĩnh mạch mạc treo tràng trên. Tĩnh mạch cửa có khẩu kính từ 10 đến 14 mm và đi vào vùng giữa gan rồi chia ra làm hai nhánh phải và trái.

Hệ đường mật.

Song song với nhánh phải và nhánh trái của tĩnh mạch cửa có ống gan phải và ống gan trái. Khẩu kính của hai ống gan này từ 1 đến 2 mm. Hai ống gan hợp lại để tạo lên ống gan chung với khẩu kính từ 3 đến 5 mm. Dưới nơi ống dẫn túi mật đổ vào ống gan chung, ta có ống mật chủ. Khẩu kính ống mật chủ từ 4 đến 8 mm.

2.2. Các mặt cắt cơ bản.

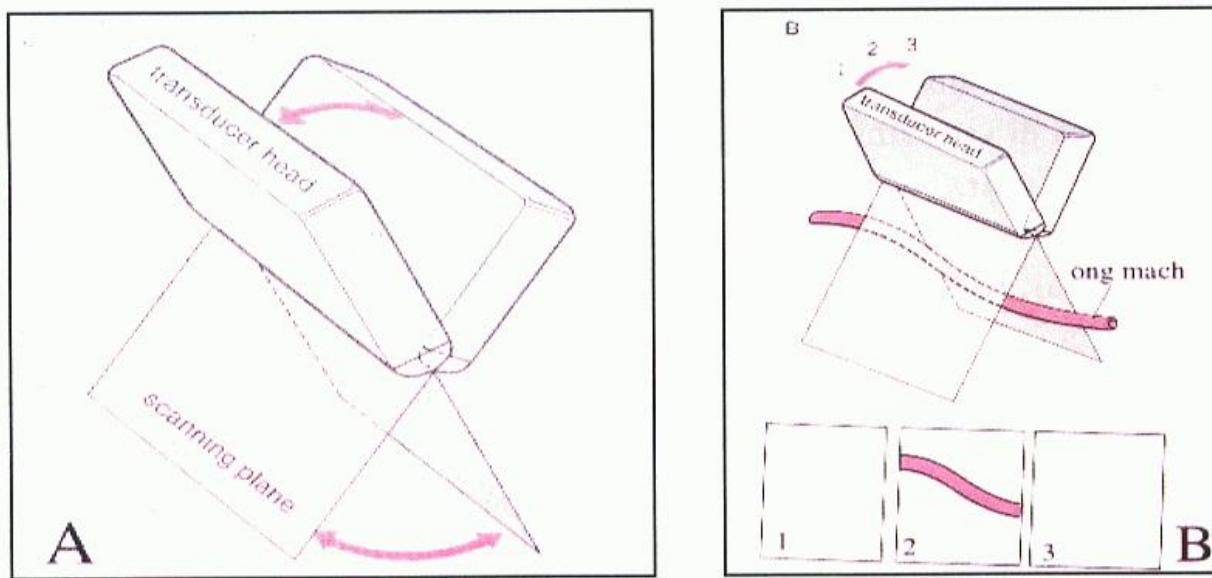
2.2.1. Hướng đầu dò và mặt phẳng cắt lớp

Dù với loại đầu dò quét cơ học hay quét điện tử thì chùm tia siêu âm cũng tạo nên một mặt phẳng cắt trên mô cơ thể mà giới hạn của mặt cắt này phụ thuộc cấu tạo đầu dò (xin tham khảo thêm ở chương I); như thế tùy theo hướng đầu dò người khám có thể tạo ra các mặt cắt theo các mặt phẳng giải phẫu như đã mô tả trên. Tuy nhiên do phần lớn trực diện của các cơ quan và cấu trúc trong cơ thể khác với trực diện của cơ thể - chẳng hạn như trực diện của thận từ cực trên đến cực dưới hướng từ sau ra trước và chéch từ trong ra ngoài – người khám phải nghiêng, chéch đầu dò so với các mặt phẳng giải phẫu để nhận được mặt cắt theo trực diện hay theo trực diện ngắn của cơ quan đó, có nghĩa là người khám có thể tạo được mặt cắt theo bất kỳ hướng nào trong không gian; đây là lợi điểm của thiết bị siêu âm động (real-time equipment)

trội hơn hẳn so với các thiết bị siêu âm tĩnh có cách đây mấy thập niên (chỉ tạo được hình ảnh cắt ngang trực cơ thể) và cũng hơn các thiết bị chẩn đoán hình ảnh khác như cắt lớp vi tính (chỉ có được các hình ở mặt phẳng bất kỳ nhờ phần mềm tái tạo), chính vì lẽ đó mà người khám cần làm quen với một số mặt cắt thông thường như: mặt cắt dưới sườn phải, mặt cắt dưới sườn trái, mặt cắt liên sườn, mặt cắt vai phải rốn.v.v..., xin xem thêm ở phần các mặt cắt cơ bản.

Khi sử dụng đầu dò, người khám nên tận dụng tính linh động của thiết bị siêu âm để có thể thăm dò toàn bộ cấu trúc của cơ quan, những cơ quan này thường có dạng hình khối trong không gian 3 chiều, bằng những động tác như quét và lia chùm tia siêu âm.

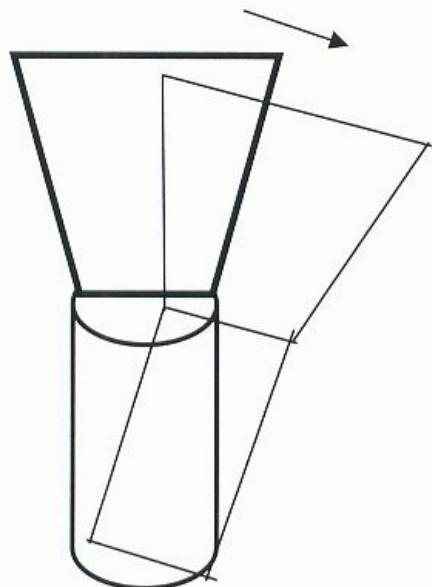
Động tác quét: hãy tưởng tượng như chúng ta đang sử dụng chiếc quạt tay, khi chiếc quạt chuyển động nhờ lắc cổ tay thì mặt phẳng của chiếc quạt sẽ làm nên hình khối dạng kim tự tháp, động tác này được gọi là động tác quét; tương tự như vậy thay vì giữ đầu dò cố định ở một vị trí và ta sẽ chỉ nhận được thông tin trên một mặt phẳng cắt của đầu dò, thì khi quét đầu dò ta sẽ nhận được lượng thông tin từ nhiều mặt cắt, nhờ thế không những ta có thể thăm dò toàn bộ khối thể tích mô trong khoảng thời gian ngắn mà còn nhận được thông tin về mối liên hệ trong không gian 3 chiều của các thành phần trong cơ quan đang thăm dò, đây cũng chính là nguyên lý cơ sở của các máy siêu âm 3 chiều (hình 2.5).



Hình 2.5: Minh họa động tác quét; hình A - quét đầu dò tựa như bản lề của cánh cửa; hình B - nhờ động tác quét mà người khám nhận biết sự hiện diện của cấu trúc ống trong không gian.

Động tác lia đầu dò: nhược điểm của phần lớn thiết bị siêu âm ngày nay là chỉ tạo ra trường khảo sát nhỏ và giới hạn (với đầu dò rẻ quạt và đầu dò cong thì trường khảo sát là hình rẻ quạt, với đầu dò thẳng thì trường khảo sát là hình chữ nhật), để khắc phục nhược điểm này, ngoài sử dụng động tác quét người ta có thể dùng động tác lia đầu dò sang hai phía của mặt cắt (hình 2.6) - nghĩa là hướng

chuyển động của đầu dò lúc này vuông góc với hướng chuyển động của động tác quét - để mở rộng diện khảo sát đối với đầu dò loại rẽ quạt và cong, còn với đầu dò thẳng thì di chuyển trượt đầu dò sang hai phía.



Hình 2.6: Động tác lia đầu dò;
mũi tên chỉ hướng chuyển động
của đầu dò vuông góc với hướng
động tác quét.

Sự kết hợp mô tả tư thế bệnh nhân, hướng đầu dò và mặt phẳng cắt giúp người khám thực hiện cuộc khám siêu âm một cách khá dễ dàng; và để mang tính truyền đạt thông tin về chiều hướng này thì trên các thiết bị siêu âm chẩn đoán, các nhà sản xuất đưa vào các ký tự và dấu hiệu giúp thể hiện tư thế bệnh nhân và vị trí đầu dò (hình 2.7).



Hình 2.7: Hình siêu âm với
đánh dấu cơ thể và đầu dò;
góc dưới phải của hình có chỉ
diểm vị trí đầu dò đặt trên vùng
cơ thể

2.2.2. Các mặt cắt cơ bản

2.2.2.1. Mặt cắt dưới sườn: gồm 4 mặt cắt chính khi quét từ trên vòm hoành xuống.

a. **Mặt cắt số 1:** bộc lộ 3 tĩnh mạch gan làm chuẩn (hình 2.8).

Trên mặt cắt này tĩnh mạch gan giữa là đường chia gan ra làm hai nửa gan phải và trái.

Tĩnh mạch gan phải chia thùy phải ra làm hai phân thùy (có nơi còn gọi là hạ phân thùy) trước và sau, ngoài ra cũng là ranh giới giữa HPT 7 và 8.

Tĩnh mạch gan trái chia gan trái ra làm hai phân thùy trong và là ranh giới giữa hạ phân thùy 4 với HPT 3 và 2.



Hình 2.8: Mặt cắt dưới sườn số I, ba tm gan hợp lưu vào tmcd

b. Mặt cắt số 2: có hai nhánh phải và trái của tĩnh mạch cửa làm chuẩn (hình 2.9).



Hình 2.9: Mặt cắt dưới sườn số 2, tĩnh mạch chia nhánh P và T, dây chằng tĩnh mạch (mũi tên).

Trên mặt cắt này chúng ta thấy ở ngay phía trước tĩnh mạch chủ dưới có thùy đuôi còn gọi là hạ phân thùy 1. Thùy này được giới hạn phía trước và bên trái bởi dây chằng tĩnh mạch (DCTM), dây chằng này là di tích của ống tĩnh mạch còn gọi là kênh Arantius trong thời kỳ bào thai, lúc đó kênh này nối tĩnh mạch rốn với tĩnh mạch chủ dưới.

Ở phía bên trái của dây chằng này có hạ phân thùy 2 và 3. HPT 3 được giới hạn bởi góc trái của gan và dây chằng tròn (DCT), dây chằng này là di tích của tĩnh mạch rốn trong thời kỳ bào thai, trên hình ảnh siêu âm nó được biểu hiện bằng một đường tăng hồi âm khá dày hoặc một đốm tăng hồi âm có thể có bóng lưỡng tùy theo mặt cắt giữa đầu dò và dây chằng này theo hướng dọc hoặc ngang.

Ở khoảng giữa gan, ngay phía trước của nhánh phải tĩnh mạch cửa có một đường tăng hồi âm nhỏ như sợi chỉ. Đường này được gọi là ranh liên thùy chính. Ranh này chia gan ra làm thùy phải và trái. Chính trên ranh này sẽ xuất hiện túi

mặt khi chúng ta gấp đầu dò để có mặt cắt số 3. Giữa rãnh liên thùy chính và dây chằng tròn là phân thùy 4 còn gọi là thùy vuông.

Ở bên phải của rãnh liên thùy chính, ta thấy từ trước ra sau các hạ phân thùy 5, 6, 7, phân thùy 7 nằm sát vòm hoành. Trên mặt cắt này chúng ta không thấy được phân thùy 8 vì nó nằm ở mặt trên (trong mặt cắt số 1).

c. Mặt cắt số 3: có túi mật làm chuẩn (hình 2.10)



Hình 2.10: Mặt cắt số 3 đi qua giáp túi mật, ba thành phần của cuống gan, bên P của túi mật là HPT 5,6 và bên T của túi mật là HPT 4.

Mặt cắt này gồm các thành phần ở rốn với có 3 cấu trúc được cắt ngang: tĩnh mạch cửa ở phía sau, ống mật chủ ở phía trước và bên phải, động mạch gan ở phía trước và bên trái.

Trên mặt cắt này ta thấy phân thùy 4 ở bên trái của túi mật và 5, 6 ở bên phải của túi mật.

d. Mặt cắt số 4: có tĩnh mạch lách làm chuẩn (hình 2.11)



Hình 2.11: Mặt cắt số 4; tĩnh mạch lách nằm ngay sau tụy, phía sau tm lách là tm chủ dưới và động mạch chủ bụng.

Mặt cắt này và mặt cắt số 2 là hai mặt cắt phong phú nhất vì chúng gồm nhiều cấu trúc về giải phẫu, do đó sẽ có nhiều bệnh lý được phát hiện.

Tĩnh mạch lách nằm ngay giữa màn hình siêu âm và có hình dạng giống như con nòng nọc, đầu to đuôi nhỏ; đầu tương ứng với hợp lưu tĩnh mạch mạc treo tràng trên, còn thân và đuôi tương ứng với tĩnh mạch lách.

Ở ngay phía trước tĩnh mạch lách là tụy tạng có thể thấy ống Wirsung biểu hiện bằng hai đường trống song song với tĩnh mạch lách và khoảng cách giữa hai đường này chính là khẩu kính của ống tụy, nhỏ hơn 2 mm.

Phía trước tụy tạng là thành sau dạ dày, còn ở phía đầu tụy tạng là tá tràng biểu hiện bằng một cấu trúc khi thì tăng hồi âm (lúc chứa khí), khi thì hồi âm trống (lúc chứa dịch). Cấu trúc này có chuyển động bên trong và thay đổi hình dạng theo thời gian.

Ở bên ngoài của tá tràng là túi mật cùng với gan.

Phía sau tĩnh mạch lách có hai cấu trúc tròn chính là hai động mạch cắt ngang: cấu trúc nhỏ nằm ngay sau tĩnh mạch lách là động mạch mạc treo tràng trên, còn cấu trúc phía sau lớn hơn nằm phía trước bờ trái cột sống là động mạch chủ bụng. Giữa hai động mạch này ta thấy tĩnh mạch thận trái với khẩu kính to hơn tĩnh mạch thận phải nhưng thường không quá 10 mm. Hai tĩnh mạch thận đều đổ về tĩnh mạch chủ dưới nằm ở bên phải phía trước cột sống.

Nếu góc tạo ra giữa động mạch chủ và động mạch mạc treo tràng trên hẹp nhiều, tĩnh mạch thận trái sẽ bị dãn to kèm theo các triệu chứng đau lưng, tiểu máu, cao huyết áp. Bệnh lý này được gọi là hội chứng “dụng cụ kẹp hạt dẻ” (Nut-cracker syndrome).

2.2.2.2. *Mặt cắt vai phải - rốn (hình 2.12)*



Hình 2.12: Mặt cắt vai P- rốn đi qua cuống gan; các thành phần cuống gan được bộc lộ trên mặt cắt dọc trực.

Mặt cắt này được thực hiện với đầu dò đặt chéo trên đường tưởng tượng nối mao đầu vai phải và rốn, ngay trên bẹ sườn phải. Bệnh nhân được yêu cầu phình bụng và nín thở để gan bị đẩy xuống dưới do đó ta sẽ quan sát thấy tĩnh mạch cửa và đường mật ngoài gan rõ hơn. Việc định hướng của mặt cắt này cũng giống như mặt cắt dọc của bụng.

Mặt cắt này được dùng để phát hiện những bất thường ở đường mật ngoài gan và ở tĩnh mạch cửa vì nó cho thấy hai ống này theo hướng cắt dọc.

Tĩnh mạch cửa nằm ở phía dưới của đường mật, có khẩu kính trung bình là 12mm (giữa 10 và 14mm), còn ống gan chung nằm ở phía trước và phía trên nó

đổ vào của ống dẫn túi mật trong khi ống mật chủ nằm ở phía trước và phía dưới túi mật. Ống mật chủ khi đi xuống sẽ bắt chéo với tĩnh mạch cửa để ra phía sau đầu tụy và đổ vào tá tràng D2. Nhờ mặt cắt này ta có thể thấy rõ được sự giãn nở của các đường mật ngoài gan cùng với sự hiện diện của giun đũa hoặc của sỏi trong ống mật chủ. Ngoài ra ta có thể phát hiện được huyết khối trong tĩnh mạch cửa.

Ở phía dưới của màn hình siêu âm trong mặt cắt vai phải – rốn là tĩnh mạch chủ dưới nằm theo chiều dọc.

2.2.2.3. *Mặt cắt liên sườn phải và trái*

Để có thể thấy được thùy phải của gan, lách cũng như hai thận ta có thể đặt đầu dò ở các kẽ liên sườn cuối hai bên (7, 8, 9) theo hướng trên – sau, dưới – trước với quy ước của hình siêu âm giống như trên mặt cắt dọc.

a. *Mặt cắt liên sườn phải* (hình 2.13).



Hình 2.13: Mặt cắt liên sườn P vị trí đầu dò cao chỉ ra một phần vòm hoành cùng với gan bên dưới và một phần bị che khuất bởi nhu mô dày phổi.

Mặt cắt này được dùng để phát hiện các bệnh lý nằm sát vòm hoành phải: như tràn dịch màng phổi, áp xe dưới hoành phải, áp xe gan ..., do đó ta phải đặt đầu dò ở các kẽ sườn (thường là khoảng liên sườn 7, 8) sao cho thấy được rõ vòm hoành phải. Đặc biệt đối với trường hợp nghi ngờ có tràn dịch màng phổi, ta nên cho bệnh nhân ngồi dậy thì dịch sẽ tụ lại phía dưới nhờ đó ta thấy rõ hơn.

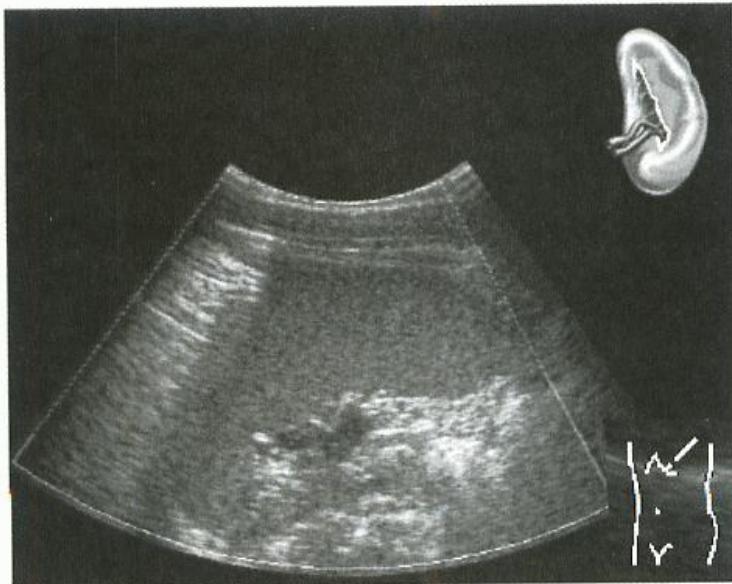
Trên mặt cắt này ta thấy bên trái màn ảnh, nghĩa là phía đầu bệnh nhân, dấu màn cửa ở phía trước và vòm hoành ở phía sau. Còn ở phía bên phải màn ảnh nghĩa là phía chân bệnh nhân, ta thấy đại tràng cắt ngang ở phía trước và thận phải ở phía sau. Phần giữa là gan gồm phân thùy 6 và 7.

Bộ lộ tuyến thượng thận bình thường thì đòi hỏi kỹ thuật riêng (xin xem chương XII) vì là cấu trúc nhỏ nằm trong mô mỡ quanh thận.

b. *Mặt cắt liên sườn trái* (hình 2.14)

Mặt cắt này được dùng để khảo sát lách. Tuy nhiên lách khó thấy hơn gan vì kích thước nhỏ gần 10 lần. Khi ở đáy phổi che lấp phần trên của lách do hiện tượng dội lại tạo nên dấu màn cửa, do đó để thấy lách rõ hơn, chúng ta nên cho

bệnh nhân thở ra hết sức để vòm hoành đi lên cao và hơi ở đáy phổi sẽ bớt che lách. Ngoài ra, cũng như mặt cắt liên sườn phải, mặt cắt này sẽ giúp khảo sát thận rất tốt vì nó được coi như mặt phẳng trán (hoặc mặt phẳng vòm) của thận.



Hình 2.14: Mặt cắt dọc liên sườn 9 bên T, mặt cắt này bộc lộ được lách trên trực dài, phần trên bị che khuất do khí trong đáy phổi T

2.2.2.4. *Mặt cắt dọc trung đòn phải (hình 2.15)*



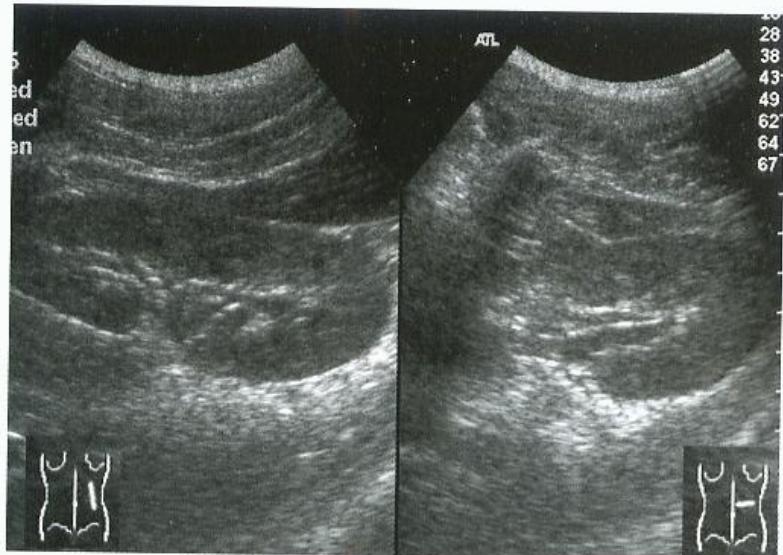
Hình 2.15: Mặt cắt dọc trung đòn P, trên mặt cắt này cho thấy gan P, thận P và túi mật (một đôi khi hiện diện trên mặt cắt này)

Mặt cắt này được dùng để đo chiều cao của thùy phải gan và cho thấy các cấu trúc giải phẫu như trên hai mặt cắt vai phải – rốn và liên sườn phải.

Trên mặt cắt này, ta thấy vòm hoành phải rõ cùng với thùy phải của gan và đôi khi cả túi mật. Ngoài ra ta có thể thấy một phần của thận phải ở dưới gan.

2.2.2.5. *Mặt cắt vùng lưng theo trực dọc và ngang thận (hình 2.16)*

Để khảo sát thêm về thận, ta có thể cho bệnh nhân nằm sấp (với gối kê ở dưới bụng thì tốt hơn) và đặt đầu dò ngay vùng hố thận phải và trái theo hướng trên – trong, dưới – ngoài. Ta sẽ được mặt cắt dọc của thận. Trục của thận là đường dài nhất đo từ hai cực. Sau đó ta sẽ kéo đầu dò song song với trực trên nhưng nhích ra phía ngoài rồi lại nhích vào phía trong để có thể khảo sát toàn bộ bề dày của thận hầu không bỏ sót tổn thương nào ở thận.



Hình 2.16: Mặt cắt từ hướng lưng, mặt cắt theo trực dọc thận và theo trực ngang của thận (hình bên P).

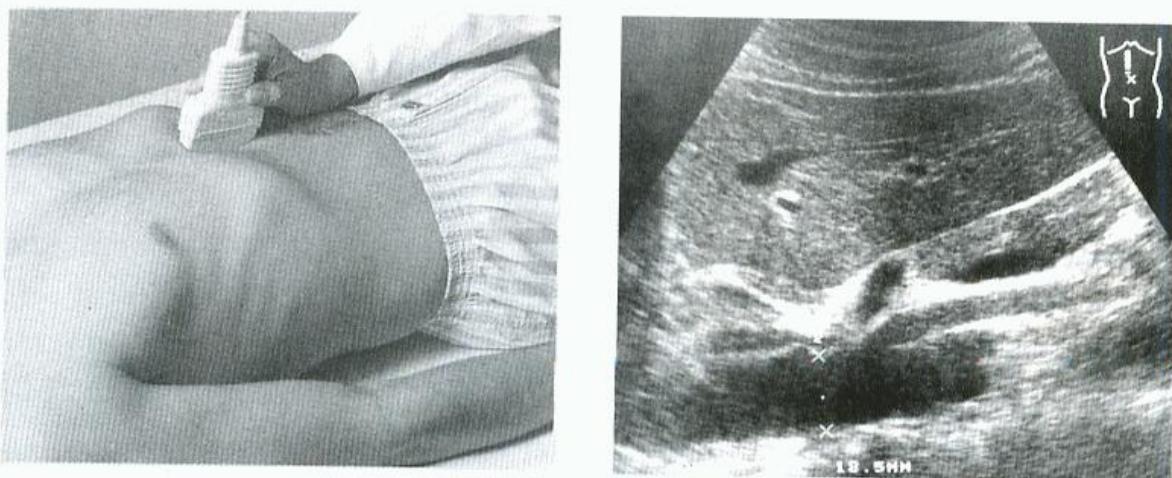
Cuối cùng ta xoay đầu dò thẳng góc với trực trên để có mặt phẳng ngang ngay giữa thận, nhờ đó ta có thể đo được bề ngang của thận từ bờ ngoài đến rốn thận.

Từ mặt phẳng ngang này ta kéo đầu dò hướng về cực trên rồi sau đó là cực dưới của thận để kiểm tra toàn bộ chiều dài của thận.

2.2.2.6. Mặt cắt cận giữa trái và phải

Đây là hai mặt cắt dọc để khảo sát bệnh lý ở động mạch chủ và tĩnh mạch chủ cũng như các hạch quanh hai cấu trúc trên.

a. Mặt cắt cận giữa trái (hình 2.17).



Hình 2.17: Mặt cắt cận giữa T, mặt cắt lấy động mạch chủ bụng làm mốc

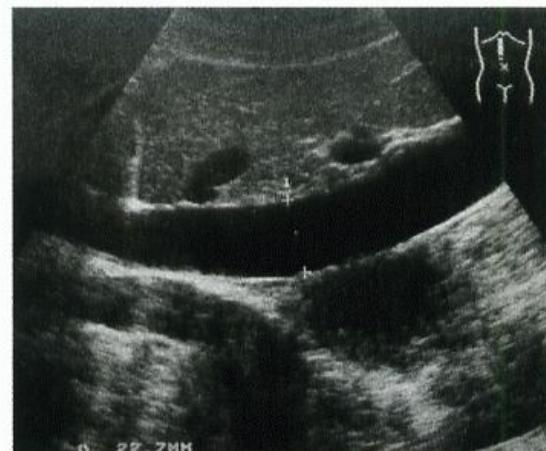
Mặt cắt này lấy động mạch chủ bụng làm chuẩn nên ta sẽ thấy rõ động mạch chủ ở phía dưới màn hình. Động mạch này nằm trước và song song với cột sống. Người khám nên đặt đầu dò trên cao ngay mỏm ức sao cho thấy được bong tim ở bên trái màn ảnh rồi ta kéo đầu dò xuống đến rốn.

Trên mặt cắt này, ta thấy thùy trái của gan với các phân thùy 2 và 3 hiện rõ ở phía trên và trước động mạch chủ. Ngay ở góc giữa vòm hoành và thành trước động mạch chủ, ta thấy một bong nhỏ hình bầu dục dạng hình bia bắn có tăng hồi

âm ở giữa và vòng giảm âm ở chung quanh, bóng này chính là tâm vị. Ngay nơi tiếp xúc giữa mặt sau của gan và thành trước động mạch chủ, ta thấy động mạch thân tạng rồi dưới đó là động mạch mạc treo tràng trên phát xuất từ thành trước của động mạch chủ. Ở giữa hai động mạch trên là thân tụy cắt ngang. Giữa tụy và thành bụng và ngay bờ dưới của gan là dạ dày.

Mặt cắt này phải được thực hiện thường quy trên những người lớn tuổi để phát hiện phình động mạch chủ hoặc động mạch chủ bóc tách có khi chưa có triệu chứng.

b. Mặt cắt cận giữa phải (hình 2.18).



Hình 2.18: Mặt cắt cận giữa P, mặt cắt lấy tĩnh mạch chủ dưới làm mốc.

Mặt cắt này lấy tĩnh mạch chủ dưới làm chuẩn. Trên siêu âm, tĩnh mạch này khác với động mạch chủ ở những điểm sau đây:

- Thành tĩnh mạch chủ không song song như thành động mạch chủ.
- Thành tĩnh mạch chủ không có hồi âm dày như thành động mạch chủ.
- Tĩnh mạch chủ không đập theo nhịp của thất trái như động mạch chủ.

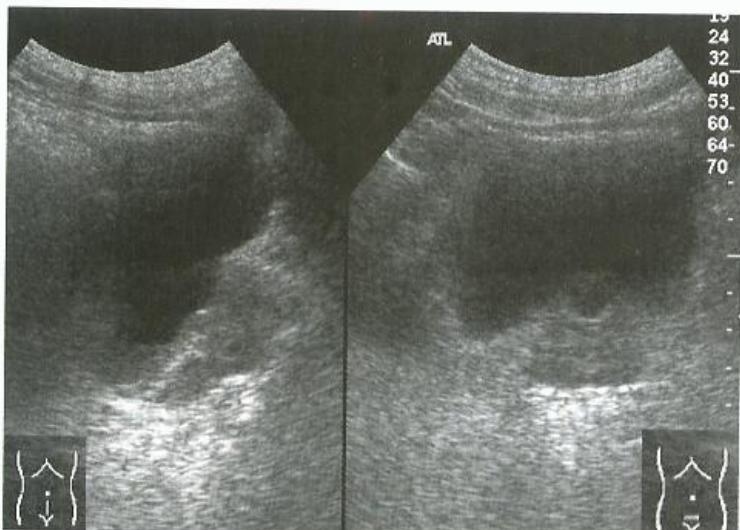
Ở ngay phía trước tĩnh mạch chủ, có tim ở bên trái màn ảnh kế đó là gan với HPT 1 và HPT 4. Ở giữa hai thùy này có dây chằng tĩnh mạch. Tĩnh mạch gan giữa hướng về tĩnh mạch chủ dưới ngay dưới vòm hoành. Ngoài ra ở bờ dưới của gan ta thấy tĩnh mạch cửa ở ngay trước tĩnh mạch chủ cùng với ống mật chủ phía trước. Giữa bờ dưới của gan và tĩnh mạch mạc treo tràng trên là đầu tụy cắt ngang cùng với hang vị cắt ngang. Mặt cắt này giúp chúng ta phát hiện huyết khối trong tĩnh mạch chủ và tĩnh mạch cửa cũng như u đầu tụy.

2.2.2.7. Mặt cắt hạ vị

Để cắt vùng hạ vị cho đạt yêu cầu, bệnh nhân phải uống nước sao cho bàng quang căng một cách trung bình, nghĩa là đáy bàng quang phải vượt qua đáy tử cung khoảng 2 cm. Nhờ đó bàng quang sẽ là cửa sổ dẫn truyền sóng âm nên ta có thể khảo sát được tốt tử cung và buồng trứng. Một bàng quang không đủ nước tiểu hoặc quá dư nước tiểu đều gây trở ngại cho việc khám vì nếu bàng quang không đủ nước tiểu thì hơi trong ruột sẽ xen kẽ giữa thành bụng và tử cung, do

đó ta không thể khảo sát được tử cung. Ngược lại, nếu bàng quang quá căng thì khi ta đặt đầu dò lên vùng hạ vị bệnh nhân sẽ rất khó chịu vì mắc tiểu, ngoài ra việc đo đặc tử cung và buồng trứng sẽ sai lạc vì các cấu trúc này bị đè ép nhiều. Đối với phái nam thì do tiền liệt tuyến gom lại như trái mận nên bàng quang căng vừa là đủ.

a. Mặt cắt hạ vị trên người nam (hình 2.19)

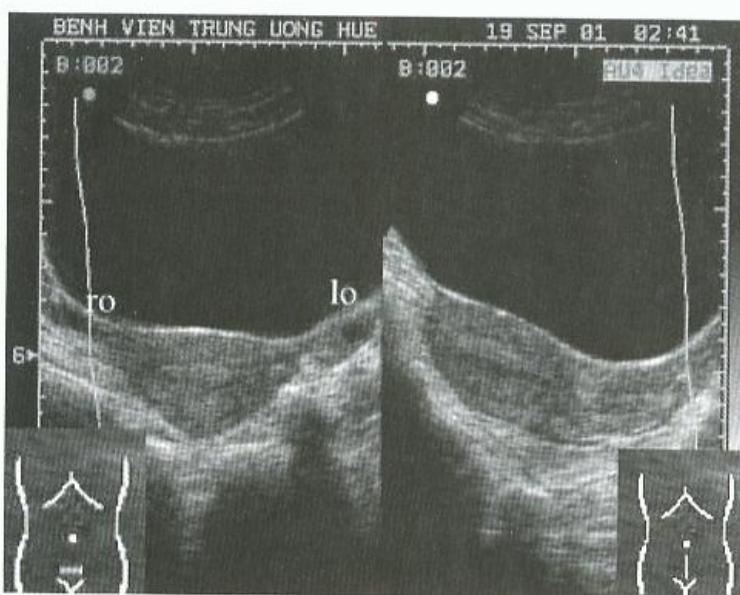


Hình 2.19: Mặt cắt hạ vị nam; tuyến tiền liệt và bàng quang được bộc lộ.

Trên mặt cắt ngang hạ vị, ta thấy bàng quang ở phía trước và tiền liệt tuyến ở phía sau, ngay trên đường giữa.

Trên mặt cắt dọc hạ vị, ta thấy bàng quang ở phía bên trái màn ảnh, còn tiền liệt tuyến ở bên phải và phía dưới.

b. Mặt cắt hạ vị trên người nữ (hình 2.20)



Hình 2.20: Mặt cắt hạ vị nữ; bàng quang cùng với tử cung và hai phần phụ được bộc lộ.

Trên mặt cắt ngang hạ vị, ta thấy tử cung nằm trên đường giữa cùng với buồng trứng hai bên. Trên mặt cắt dọc hạ vị, ta thấy từ trái qua phải: đáy, thân, cổ tử cung và âm đạo. Nội mạc tử cung ở khoảng giữa nằm song song với thành trước và thành sau tử cung.

2.2.2.8. Mặt cắt ngang bụng hai bên

Mặt cắt ngang bụng trên đường trung đòn phải và trái giúp ta khảo sát đại tràng lên và đại tràng xuống cũng như vùng hố chậu hai bên.

3. CÁCH KHÁM SIÊU ÂM BỤNG

Siêu âm chẩn đoán là một khám nghiệm cận lâm sàng, hỗ trợ thêm cho lâm sàng do đó trước khi thực hiện cuộc khám siêu âm, cần làm những điều sau đây:

3.1. Các điều cần thực hiện trước khi khám siêu âm

1. Kiểm tra lại tên bệnh nhân trên phiếu chỉ định xem có đúng là người bệnh nhân đó không.

2. Hỏi bệnh sử, tiền căn và khám lâm sàng cho bệnh nhân.

3. Kiểm tra độ sáng và độ tương phản của màn hình siêu âm. Thường chúng ta nên giảm độ sáng để có nền đen ở phía ngoài hình siêu âm và tăng độ tương phản để cho hình được rõ.

4. Bôi gel trên đầu dò và kiểm tra hướng của đầu dò theo mặt cắt ngang và mặt cắt dọc trên bệnh nhân như đã hướng dẫn trong phần đầu của bài này.

5. Điều chỉnh nút GAIN toàn phần (TOTAL GAIN) cũng như nút GAIN từng vùng (TGC) sao cho hồi âm của các tạng được phân bố đồng đều từ phần nông đến phần sâu.

6. Điều chỉnh độ sâu hội tụ của chùm tia sóng âm tương ứng với độ sâu vùng cần khảo sát.

3.2. Khám siêu âm bụng

Để kết quả được tốt nhất ta nên dùng đầu dò cong 3.5 MHz hoặc 2.25 MHz (nếu là bệnh nhân mập) để khám sâu trong ổ bụng. Chúng ta phải khám toàn bộ ổ bụng theo thứ tự sấp trình bày dưới đây để không bỏ sót phần nào trong bụng.

Sau đó, nếu cần kiểm tra thêm các phần nông, ta sẽ đổi qua đầu dò thẳng 7.5 MHz để độ ly giải hình được tốt hầu thấy được rõ tổn thương hơn (ví dụ: trường hợp viêm ruột thừa cấp).

1. Bôi gel lên đầu dò sau đó đặt đầu dò ở vùng thượng vị ngay dưới và song song với bờ sườn phải. Chúng ta yêu cầu bệnh nhân phình bụng và nín thở. Động tác này tương đương với hít vào sâu để vòm hoành hạ thấp hầm đầy gan và các tạng trong ổ bụng xuống dưới, nhờ đó ta có thể quan sát gan, mật dễ dàng hơn.

Với điểm tựa cố định là nơi tiếp xúc giữa đầu dò và da, xoay đầu dò như bản lề của cánh cửa từ dưới lên trên, nhờ đó ta sẽ có được các mặt cắt 1, 2, 3 như đã mô tả ở phần trên. Cũng khám như vậy sau khi di chuyển đầu dò đến hai điểm giao tiếp giữa bờ sườn phải và đường trung đòn phải cũng như bờ sườn phải và đường nách trước bên phải. Với các đường cắt trên đây ta có thể khảo sát phần lớn gan và mật.

2. Đặt đầu dò ngang vùng thượng vị, ngay trên đường giữa dưới mõm ức khoảng 5cm nhưng chêch 15° về phía trên bên trái. Đường cắt số 4 này được

thực hiện theo hướng trên để có thể thấy được tĩnh mạch lách và tụy cho đến tận phần đuôi. Di chuyển ngang đầu dò lên trên hoặc xuống dưới điểm đã đặt với đầu dò hơi chúc xuống miến sao ta thấy được tĩnh mạch lách với hình con nòng nọc rõ.

3. Nếu cần kiểm tra ống mật chủ thêm, thì đặt đầu dò theo hướng vai phải – rốn. Việc thực hiện đường cắt này chỉ cần thiết khi bệnh nhân có những triệu chứng vàng da hoặc có những triệu chứng nghi ngờ đến giun chui ống mật.

4. Cho bệnh nhân nằm nghiêng qua trái (bên phải cao) để thực hiện các mặt cắt liên sườn phải. Cũng làm như vậy với bên trái như đã trình bày ở phần trên.

5. Cho bệnh nhân nằm sấp nếu bệnh nhân có triệu chứng về hệ niệu để kiểm tra kỹ hơn hai thận và phần niệu quản phía trên bằng các mặt cắt dọc và ngang theo trực của hai thận.

6. Cho bệnh nhân nằm ngửa lại và thực hiện các mặt cắt dọc và ngang động mạch chủ và tĩnh mạch chủ cho đến vùng hạ vị.

7. Thực hiện các mặt cắt dọc và ngang vùng hạ vị với bằng quang phải đủ nước tiểu như đã nói ở phần trên. Đường cắt dọc hạ vị được thực hiện ngay trên đường giữa sau đó ta nhích qua bên phải rồi qua bên trái để khảo sát toàn bộ bề ngang của tử cung hoặc của tiền liệt tuyến cũng như để cắt dọc hai buồng trứng.

8. Đường cắt ngang hạ vị được thực hiện bằng cách đặt đầu dò ngay trên xương mu, sau đó ta xoay đầu dò như bản lề của cánh cửa để có thể thấy được ở người nữ âm đạo, cổ, eo, thân và đáy tử cung. Còn ở người nam thì thấy bằng quang, túi tinh, tiền liệt tuyến. Đối với buồng trứng ở người nữ, muốn thấy rõ buồng trứng bên nào, thì nên đặt đầu dò từ hố chậu bên đối diện và hướng lên trên. Hai buồng trứng không bắt buộc phải cân xứng mà có thể nằm ở bất cứ vị trí nào bên cạnh tử cung.

9. Cuối cùng là đặt đầu dò ngang ngay bờ sườn phải và bẹ sườn trái rồi kéo đầu dò xuống đến hố chậu hai bên. Hai đường cắt này rất cần để kiểm tra nốt đại tràng phải và trái hầu phát hiện khối u nếu có cũng như để phát hiện u nang buồng trứng hoặc u xơ tử cung dưới thanh mạc có cuống nằm cao ở vùng bụng dưới.

3.3. Bàn luận và kết luận

Để đi đến đi kết luận tốt nhất, ta cần thực hiện những bước sau đây

1. Phân tích các dấu hiệu siêu âm bình thường và bất thường trong quá trình khám cho bệnh nhân dựa vào những điều đã được học theo đúng tinh thần của một vị tiền bối trong Y học: “Người ta chỉ gặp cái người ta đi tìm và người ta chỉ đi tìm cái người ta đã biết”.

2. Tổng hợp các dấu hiệu bất thường phát hiện được trên siêu âm và nối kết chúng lại để có được một chẩn đoán sơ bộ về siêu âm cùng với các chẩn đoán phân biệt nếu có.

3. Sau đó, cần phối hợp với các triệu chứng lâm sàng cũng như bệnh sử, kể cả các kết quả xét nghiệm để đi đến chẩn đoán đúng nhất vì siêu âm chẩn đoán chỉ là bóng của sự thực nên một hình ảnh bất thường có thể được lý giải theo nhiều cách.

4. Bước tiếp theo thì có thể theo biện luận như sau:

- a. Có phải đây là bệnh lý do chấn thương không ?
- b. Nếu không phải chấn thương thì có thể là bệnh lý nhiễm trùng không ?
- c. Nếu không phải hai điều trên thì có thể là u không ?
- d. Nếu không phải là các điều trên thì có thể là một trong những nguyên nhân khác như: Thay đổi trong giới hạn bình thường (normal variant), dị dạng bẩm sinh, bệnh mô liên kết, bệnh tự miễn ...

5. Kết luận:

Dựa vào phương pháp trên đây, ta sẽ không bỏ sót một khả năng nào và bằng phương pháp loại suy ta có thể đi đến chẩn đoán đúng nhất.

Một cuộc khám siêu âm tốt cần bác sĩ có những điều kiện sau đây:

a. Tận tâm: một bác sĩ siêu âm cần khám bệnh nhân một cách tỉ mỉ, kỹ lưỡng theo đúng cách khám đã được hướng dẫn trên đây để không bỏ sót một tạng nào trong bụng.

b. Trung thực: khi khám, chúng ta thấy hình ảnh thế nào thì mô tả như vậy, không thêm không bớt. Không phải trường hợp nào cũng có thể đi đến kết luận cuối cùng nếu chúng ta không có đủ những dữ kiện về lâm sàng và xét nghiệm, do đó chỉ cần nêu lên trong phần kết luận một số bất thường nào mà ta thấy được trên siêu âm như: tràn dịch màng phổi, báng bụng, gan to ...

c. Khiêm tốn: trong quá trình làm việc, ai cũng có thể phạm sai lầm. Vấn đề là mình biết phục thiện để sửa lỗi hầu tránh sai lầm đó về sau. Nếu gặp khó khăn, chúng ta nên hội ý với các bác sĩ giỏi hơn mình hoặc chuyển cho các bác sĩ có chuyên khoa sâu về một lãnh vực nào đó như siêu âm Doppler màu về tim hoặc mạch máu, siêu âm tim qua thực quản, siêu âm tiền liệt tuyến qua trực tràng, siêu âm vú...

d. Cầu tiến: một cách học hay nhất là nên ghi vào sổ tay một trường hợp khó mà mình đã gặp để đối chiếu với kết quả điều trị tại bệnh viện bằng nội khoa hoặc ngoại khoa. Ngoài ra, chúng ta nên tham khảo sách giáo khoa về siêu âm vì sách là “thầy của chúng ta”.

Một vị tiền bối trong Y học đã nói: “*Khoa học mênh mông, cuộc đời ngắn ngủi, cơ hội hiếm có*”: Câu này nhắc nhở chúng ta hãy tận dụng thời gian và cơ hội để cầu tiến bộ vì khoa học luôn luôn có nhiều khám phá mới ví dụ như siêu âm là một trường hợp. Đây là một kỹ thuật đã được ứng dụng trong Y học khoảng 50 năm nay ở các nước tây phương và khoảng 20 năm nay tại nước ta. Kỹ thuật này tiện lợi, dễ sử dụng, ít tổn kém, không gây đau đớn cho bệnh nhân, vô hại, giúp được rất nhiều trong việc chẩn đoán bệnh vì nó cho ta thấy được các tạng xuyên qua thành bụng giống như ta có thêm một “con mắt thứ ba” (Thần nhän).

Tuy nhiên nó cũng có những hạn chế, đặc biệt đối với khí và xương. Do đó, chúng ta nên sử dụng những ưu điểm của nó còn những nhược điểm thì chúng ta sử dụng các kỹ thuật khác.

Để kết luận bài này chúng tôi xin mượn câu của giáo sư Antoine Béclère khi nói về tia X để áp dụng cho kỹ thuật siêu âm:

"Siêu âm không bao giờ nói dối. Chỉ có chúng ta mới tự dối mình khi chúng ta diễn tả sai lầm tiếng nói của siêu âm hoặc khi chúng ta đòi hỏi những gì ngoài khả năng của siêu âm".

II - THUẬT NGỮ MÔ TẢ VÀ CƠ SỞ PHÂN TÍCH HÌNH ẢNH SIÊU ÂM

Phần này đề cập đến cách thức diễn đạt và thông tin một kết quả khám nghiệm siêu âm với những thuật ngữ được sử dụng mang tính cách khoa học và thống nhất, nhằm tạo cho người đọc kết quả – bác sĩ lâm sàng và đồng nghiệp chuyên ngành – nắm bắt được đầy đủ những thông tin mang lại từ cuộc khám siêu âm.

1. THUẬT NGỮ MÔ TẢ HÌNH ẢNH SIÊU ÂM

Các thuật ngữ để mô tả hình ảnh siêu âm của một cấu trúc còn phụ thuộc vào các tác giả khác nhau, vào nguồn tư liệu khác nhau; chẳng hạn các tác giả Mỹ thì phần lớn dùng các từ: anecho (echo free), hypoechoic, hyperechoic, isoechoic; các tác giả Pháp thì sử dụng các từ: anéchogène, hypoéchogène, hyperéchogène, isoéchogène.

Thật khó khi tìm các từ tiếng Việt tương ứng để phản ánh chính xác các thuật ngữ trên. Xem xét lại cơ sở tạo hình của thiết bị siêu âm (xin xem thêm chương I), hình ảnh siêu âm của một cấu trúc được xây dựng dựa trên đặc tính phản hồi sóng âm và hấp thụ sóng âm của mô cấu trúc đó, độ lớn biên độ của sóng phản hồi (sóng phản xạ và sóng tán xạ) được xử lý tương ứng thành mức độ xám trên màn hình thể hiện thường từ 128 đến 256 mức xám từ sáng đến tối đen; với một thang độ xám rộng như vậy khó mà có thể gán một mức xám cho đặc tính hồi âm của một cơ quan, nếu xét đến khái niệm dải động (dynamic range) để gán cho hàng trăm, thậm chí hàng ngàn mức biên độ tín hiệu cho một mức xám thì vấn đề càng trở nên phức tạp hơn. Vậy đâu là giải pháp cho vấn đề thuật ngữ mô tả độ hồi âm?

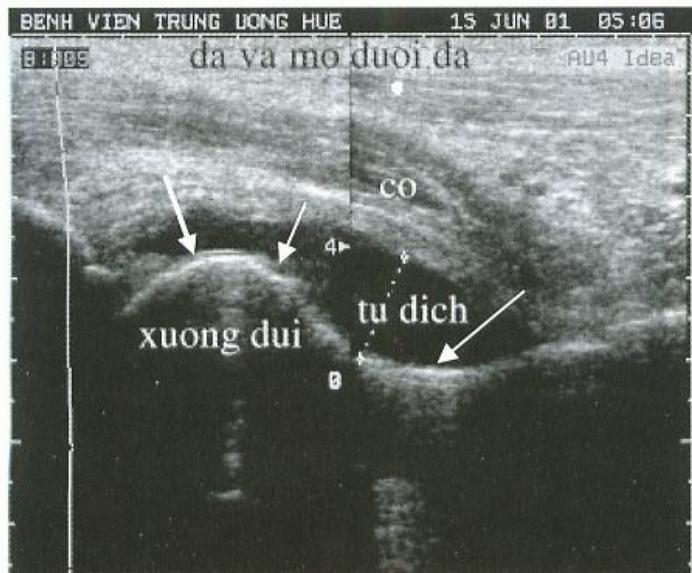
Thông thường, cấu trúc nhu mô của các cơ quan và các mô khác trong cơ thể ở trạng thái bình thường có mức độ hồi âm (tương ứng là mức độ xám trên màn hình thể hiện) khá đặc trưng **so với** cấu trúc xung quanh, sự nhận diện độ xám bình thường của một cấu trúc **so với độ hồi âm của cơ quan xung quanh** là nền tảng cho việc phát hiện những biến đổi bất thường và bệnh lý. Như thế, dựa trên khái niệm tham khảo và so sánh mà người khám có thể dùng các thuật ngữ sau để mô tả hình ảnh siêu âm của một cấu trúc:

+ *Tăng hồi âm*: mô tả cấu trúc có mức độ xám gia tăng **so với** độ xám của cấu trúc nền xung quanh hoặc so với tình trạng bình thường.

+ *Giảm hồi âm*: mô tả cấu trúc có mức độ xám giảm **so với** độ xám của cấu trúc nền xung quanh hoặc so với tình trạng bình thường.

+ *Không có hồi âm*: mô tả cấu trúc không tạo được sóng phản hồi (sóng phản xạ và tán xạ), tương ứng trên thang độ xám thì những cấu trúc này có mức độ xám rất thấp, thậm chí hiển thị màu đen; phần lớn mô dịch trong cơ thể (máu, dịch mủ sinh lý, nước tiểu...) đều có đặc tính này.

+ **Đồng hồi âm** - mô tả cấu trúc có độ xám **ngang bằng** với độ xám của cấu trúc nền xung quanh, hoặc nói cách khác là hai cấu trúc khác nhau có cùng độ hồi âm (hình 2.21).

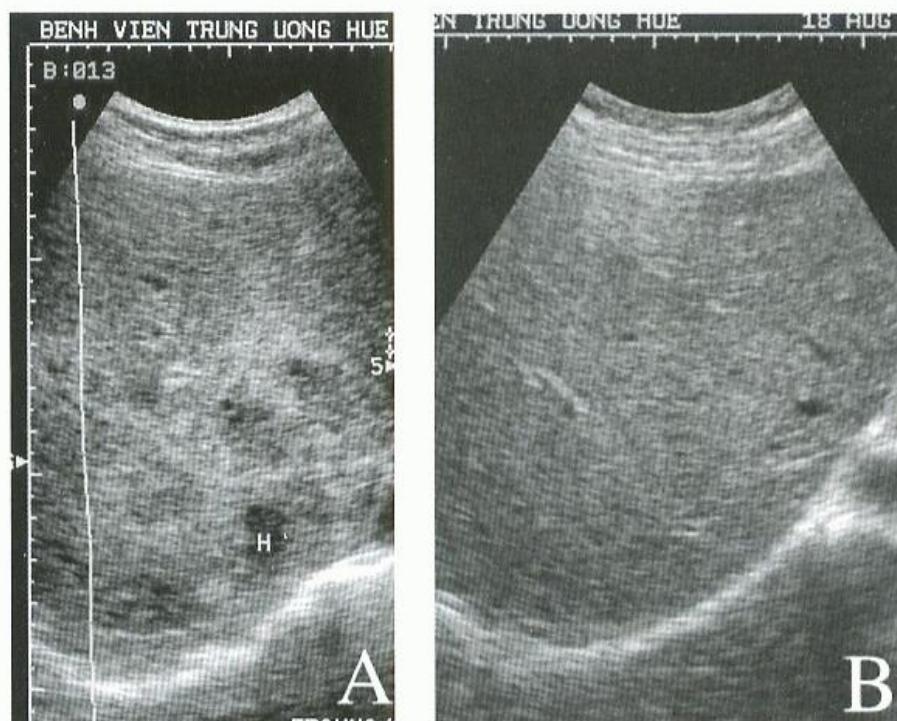


Hình 2.21: Các mức độ hồi âm, mặt cắt dọc cổ xương đùi cho thấy tụ dịch trong bao hoạt dịch, dịch hầu như không tạo hồi âm, bề mặt xương phản hồi sóng âm mạnh nên có độ hồi âm rất tăng (mũi tên); lớp cơ ngay trên dịch có độ hồi âm giảm; lớp da và mô dưới da thì có độ hồi âm tăng hơn lớp cơ.

Các thuật ngữ trên mô tả mức độ hồi âm của cấu trúc, khi mô tả dạng thức hồi âm của cấu trúc hay còn gọi là mẫu hồi âm thì hai thuật ngữ thường dùng là:

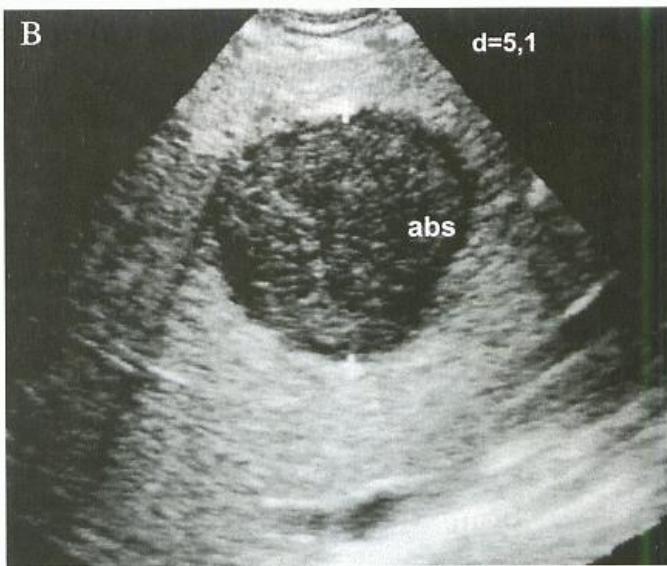
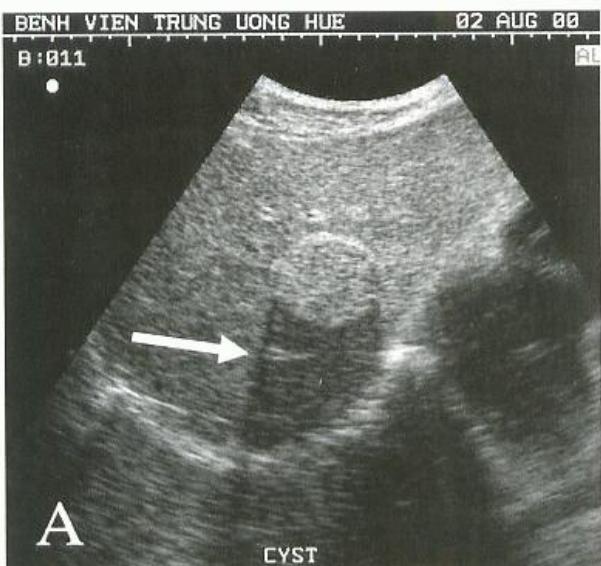
+**Đồng nhất** – mô tả sự đồng đều về mặt hồi âm trên toàn cấu trúc.

+**Không đồng nhất** – mô tả cấu trúc có nhiều mức độ hồi âm khác nhau (hình 2.22).



Hình 2.22: Hình minh họa về tính đồng dạng; hình A- hình mặt cắt dưới sườn của cấu trúc nhu mô gan không đồng dạng do dập và máu tụ; hình B-hình nhu mô gan đồng dạng.

Đặc tính hút âm của một cấu trúc cũng cần được đề cập đến khi mô tả hình ảnh siêu âm của một cấu trúc, ở đặc tính này thì thường dùng những thuật ngữ như hút âm hay suy giảm âm (attenuation), không hút âm hay không suy giảm âm, tăng cường âm phía sau, xin tham khảo thêm ở chương I (hình 2.23).



Hình 2.23: Hình minh họa về đặc tính hút âm; hình A-cấu trúc nang bị vôi hóa rất hút âm nên để lại bóng lumen ngay phía sau nang (mũi tên); hình B-bản chất dịch của ổ áp xe làm cho phát sinh hiện tượng tăng cường âm phía sau.

2. ĐẶC TÍNH CỦA MÔ QUA KỸ THUẬT GHI HÌNH SIÊU ÂM

Do thông tin về đặc tính mô rất có giá trị trên lâm sàng không những về mặt chẩn đoán mà còn giúp theo dõi, đánh giá sự diễn tiến bệnh qua điều trị, nên nhiều hướng nghiên cứu của những phòng thí nghiệm về siêu âm đã và đang được tiến hành để đạt đến khả năng này của kỹ thuật ghi hình siêu âm. Cơ sở cho những nghiên cứu này là phân tích sự tương tác giữa sóng siêu âm và môi trường về mặt định tính cũng như về mặt định lượng; các thông số được khảo sát thông thường nhất là: cường độ hồi âm, mức độ hút âm và vận tốc sóng âm.

Cường độ hồi âm của mô rõ ràng phụ thuộc vào cấu trúc mô, trong đó có sự sắp xếp các phần tử tạo phản xạ và tán xạ sóng âm. Từ nghiên cứu của nhóm Miller ở Saint Louis cho thấy có sự gia tăng biên độ các tán xạ từ mô cơ tim bị nhồi máu so với mô cơ tim ở trạng thái bình thường và sự thay đổi này cũng biến đổi qua chu chuyển tim; hoặc ở một thí nghiệm khác người ta thực hiện đo biên độ hồi âm qua quá trình hình thành máu cục với tần số đầu dò 7,5 MHz và đi đến nhận xét: với máu cục chưa hình thành fibrin thì biên độ hồi âm nhỏ hơn 20 dB trên thể tích 1ml, nhưng khi đã có hình thành fibrin thì có sự gia tăng biên độ trên 20 dB. Sự đo đặc biên độ hồi âm được thực hiện qua việc xử lý tín hiệu như trong kỹ thuật radio. Bằng kỹ thuật phân tích phổ, người ta cũng nhận thấy rằng tần số của các sóng tán xạ phụ thuộc vào kích thước của vật thể gây tán xạ; chẳng hạn các phần tử có kích thước lớn hơn bước sóng nhiều lần thì phần tử đó phản hồi tất cả các tần số một cách ngang bằng nhau, ngược lại các phần tử có kích thước nhỏ hơn bước sóng nhiều thì phản hồi trội hơn tại sóng có tần số cao.

Hiệu ứng làm giảm âm (attenuation) của mô cũng góp phần trong việc đánh giá đặc tính mô. Về mặt thực nghiệm có thể đo độ giảm âm của một cấu trúc bằng

bằng cách đặt một đầu dò phát sóng từ một bề mặt và đặt đầu thu sóng ở phía mặt đối diện và tiến hành đo mức độ chênh lệch cường độ sóng âm giữa đầu phát và đầu thu, từ đó suy ra được độ giảm âm của cấu trúc trên, thực nghiệm cho thấy mỗi loại mô có một hằng số giảm âm khác nhau (xem bảng).

Loại mô	Hệ số giảm âm (dB/cm ở 1MHz)
Nước	0,002
Máu	0,2
Não (trẻ em)	0,3
Mỡ	0,6
Gan	0,7
Não (người lớn)	0,8
Cơ	1,5
Xương	10
Trung bình mô mềm	0,7

Từ bảng trên cho thấy: nước hầu như không làm giảm âm so với các mô còn lại, cấu trúc rắn như xương làm giảm âm rất mạnh, mô sinh học có tính chất làm giảm âm ở mức độ trung bình. *Hiệu ứng làm giảm âm của mô cũng phụ thuộc vào tần số sóng âm, các sóng có tần số càng cao thì hiệu ứng này xảy ra càng mạnh, như một hệ quả: có thể sử dụng các tần số khác nhau để đánh giá đặc tính của một mô qua khảo sát tính chất hút âm của mô đó.*

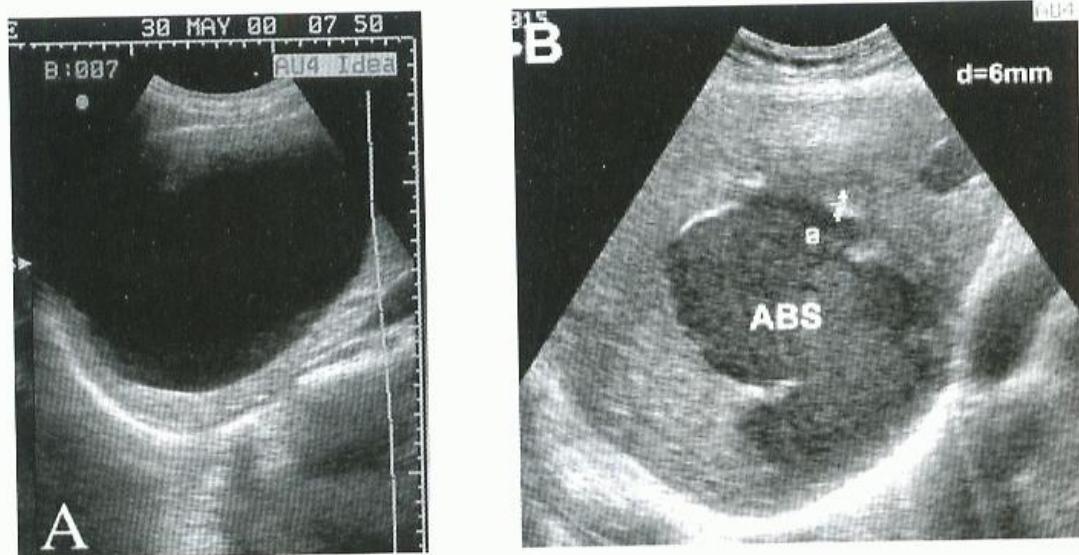
Dựa vào đặc tính mỗi loại mô dẫn truyền sóng âm ở một vận tốc riêng biệt và bằng cách đo đặc như cách định lượng độ giảm âm, nhưng thay vì xác định cường độ hồi âm thì tính toán chính xác thời gian từ lúc bắt đầu phát sóng đến lúc tiếp nhận sóng âm, từ đó suy ra được vận tốc truyền trong mô khảo sát (với điều kiện biết được khoảng cách giữa đầu phát và đầu thu). Một ứng dụng về phương diện này thường được đề cập đến nhiều nhất là gan bị nhiễm mỡ thì có độ dẫn truyền sóng âm kém hơn nhiều so với gan bình thường (xin xem thêm phần ảnh giả do sai lệch vận tốc ở chương I).

Người ta cũng khảo sát sự chuyển động của mô, qua kỹ thuật ghi hình siêu âm ở Mode-M, dưới tác động bởi lực bên ngoài (như trong trường hợp khám mô tuyến vú với nghiệm pháp động) hoặc bởi lực lan truyền chuyển động bên trong (như trong trường hợp đánh giá cấu trúc gan trái cùng với sự lan truyền chuyển động từ sự co bóp của cơ tim) để đánh giá đặc tính của mô; rõ ràng rằng biên độ chuyển động của mô theo như cách khảo sát trên thì không những phụ thuộc vào lực tác động và mà còn phụ thuộc vào tỷ trọng và tính đàn hồi của mô, như thế mô càng lỏng thì càng dễ chuyển động và biên độ chuyển động lớn hơn mô đặc. Ngày nay, người ta còn đánh giá sự chuyển động của mô qua kỹ thuật Doppler

màu trên hình B-mode cho kết quả có độ tin cậy cao và mang tính khả thi trong một số máy siêu âm trên thị trường.

Thực tế thì sự định lượng các thông số như biên độ hồi âm, mức độ giảm âm, vận tốc sóng âm chỉ có thể thực hiện được trong một số phòng thí nghiệm chuyên biệt và mang tính khả thi thấp trong các máy siêu âm có trên thị trường. Tuy vậy, trong công việc khám nghiệm hàng ngày, người khám siêu âm có thể đánh giá một cách định tính các thông số này trong quá trình phân tích hình ảnh để có nhận định sơ khởi về đặc tính mô, ít nhất là về phương diện trạng thái vật lý của cấu trúc khảo sát: dịch hay đặc hoặc hỗn hợp.

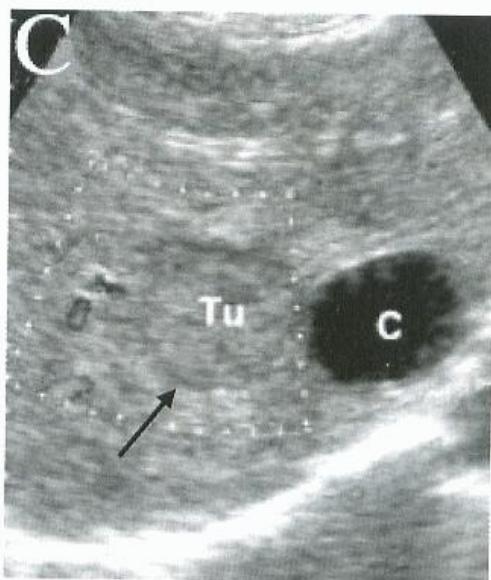
Một cấu trúc dịch điển hình, chẳng hạn như nang chứa dịch đơn thuần, sẽ có hình ảnh siêu âm là: (1) không có hồi âm bên trong dịch (nghĩa là biên độ hồi âm hầu như rất nhỏ) ngay cả khi để chế độ khuếch đại (gain) ở mức lớn; (2) những cấu trúc định vị ngay phía sau nang sẽ có biên độ hồi âm lớn hơn so với cấu trúc xung quanh ở cùng độ sâu - hiện tượng này được gọi là tăng cường âm phía sau-điều này được giải thích là do năng lượng sóng âm không bị giảm khi đi ngang qua môi trường dịch có hệ số giảm âm rất thấp như đã đề cập ở trên; (3) thành sau của nang dễ dàng xác định và rõ ràng hơn thành trước, ngoài ra còn có những đặc tính khác của một cấu trúc nang như bóng lồng bên, hiện tượng dội lại ngay sau thành trước túi mật. Trong trường hợp dịch không đồng nhất chứa những thành phần cặn hoặc vách hóa ví dụ như ổ áp xe chứa mủ thì lúc đó cấu trúc dịch tạo hồi âm (ở những mức độ khác nhau) nhưng luôn luôn giữ tính chất tăng cường âm phía sau (hình 2.24).



Hình 2.24: Hình ảnh cấu trúc dịch; hình A-nang gan với hình ảnh siêu âm điển hình của cấu trúc dịch; hình B-ổ áp xe ở giai đoạn tụ mủ cho hình ảnh của một cấu trúc dịch không điển hình.

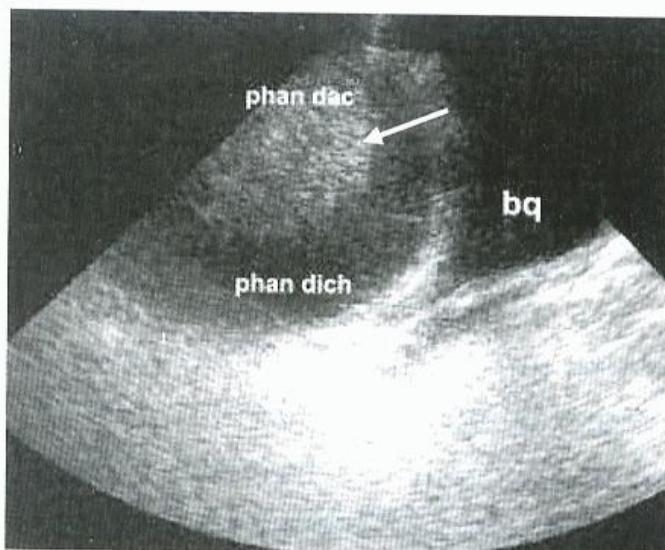
Một khối mô đặc điển hình thường có hình ảnh siêu âm: (1) khối tạo được hồi âm bên trong, có thể ở các mức độ xám khác nhau, độ hồi âm của khối tăng khi núm điều khiển khuếch đại được gia tăng, khối có tính chất đồng dạng hoặc không

đồng dạng; (2) những cấu trúc định vị phía sau khối thường có biên độ hồi âm thấp, thậm chí thể hiện thành dải xám đen phía sau khối ví dụ như trong khối mô có vôi hóa –hiện tượng này gọi là bóng lưng – điều này được lý giải là do khối mô đặc có hệ số giảm âm lớn (hình 2.25).



Hình 2.25: Hình ảnh siêu âm của cấu trúc đặc điển hình của khối u (mũi tên) nằm kế cận cấu trúc nang dịch.

Đôi khi trên thực hành lâm sàng, người khám có thể dùng thuật ngữ cấu trúc hồi âm hỗn hợp để mô tả một vài cấu trúc mô vừa đặc vừa dịch xen kẽ lẫn nhau, đây là tình huống khá thường gặp trong khám nghiệm siêu âm (hình 2.26).



Hình 2.26: Cấu trúc hồi âm hỗn hợp vừa có phân dịch vừa có phân đặc (mũi tên) của khối u nang bì buồng trứng.

Tóm lại, người khám siêu âm cần có kỹ năng phân tích hình ảnh qua việc đánh giá các tính chất vừa mô tả trên để có thể nhận được phần nào đặc tính mô của một cấu trúc đang khảo sát; ngoài ra có thể kết hợp nghiệm pháp động qua ghi hình TM-mode, sử dụng kỹ thuật Doppler mô trong vài tình huống cho phép (đánh giá cơ tim với thiết bị có kỹ thuật Doppler mô). Đi sâu hơn nữa, phân tích một khía cạnh khác thể hiện đặc tính mô đó là dạng thức hồi âm lốm đốm (speckle) của chủ mô cơ quan với các thuật ngữ thường sử dụng để mô tả như mịn, thô, đồng dạng, không đồng dạng... để cung cấp thông tin có giá trị về mặt chẩn đoán. (phần này xin được đề cập sau trong những chương về các cơ quan).

TÀI LIỆU THAM KHẢO CHƯƠNG II

1. AIUM standard presentation and labeling of Ultrasound Images. Laurel MD, 1986.
2. Anderson DM, Patwell JM, Plaut K, et al. Dorland's Illustrated Medical Dictionary, 27th. Philadelphia, WB Saunders, 1988.
3. Brian S. Garra, E. Ignacio Cespedes, Jonathan Ophir, et al. Elastography of Breast lesions: Initial clinical results. Radiology, 1997, 202: 79.
4. Carlo Martini, Lorenzo E. Derchi, Caterina P et al. Analysis of Echotexture of Tendon with US. Radiology, 1993, 186: 839.
5. Curry RA, Tempkin BB, Ultrasonography: An introduction to Normal structure and Function Anatomy. Philadenphia, WB Saunders, 1995.
6. David Cosgrove et al, Abdominal and General Ultrasound. London. Churchill Livingstone, 1993.
7. Diane MK, Abdomen and Superficial Structures, 2th ed, Philadenphia, Lippincott, 1997.
8. Garra B.S, Cespede E.I, Ophir J., et al. US tissue characterization workstation: Application and design. Radio Graphic 1994, 14: 1415
9. Haen-Ansert SL, The Anatomy Workbook. Philadelphia, JB Lippincott, 1986.
10. Hagen-Ansert SL. Textbook of Ultrasonography. Philadelphia. JB Lippincott, 1994.
11. Hosokawa T, Siegel B, et al: Experimental assessment of spectrum analysis of Ultrasonic echo as a method for estimating scatteres properties. US med Bio 1994, 20: 463
12. Janice W.Allison, Lori L.B, Richard J.M, et al. Understanding the process of quantitative Ultrasonic tissue characterization. RadioGraphic 1994, 14:1099.
13. Meada K, Utsu, et al. Quantification of sonographic echogenicity with grey scale histogram: Clinical tissue characterization. US Med Bio 1998 –24: 725.
14. Sommer FG, Stetson J. Prospect for Ultrasonic spectroscopy and spectal imaging of abdominal tissue. US Med Bio 1993 12-2:83.
15. Urlich Meckler. Seminar on abdominal ultrasonography. Nhân Dân Gia Định Hospital, HCM city, April 1986.
16. Van der steen A.F.W, Thijssen J.M, van der laak, et al. Correlation of histiology and acoustic parameters of liver on microscopic scale. US Med Biol 1994, 20: 177.