

P H Â N I



Vật lý học

C H UƠNG 1



Vật lý học của Siêu âm

Christopher R. B. Merritt, M.D.

DÀN BÀI

ÂM HỌC CĂN BẢN

- Độ dài sóng và tần số
- Sự lan truyền của âm thanh
- Đo đặc khoảng cách
- Độ trễ kháng âm
- Tính phản chiếu
- Tính khúc xạ
- Tính giảm thấu

DỤNG CỤ

- Bộ phát sóng
- Các loại đầu dò
- Bộ nhận sóng
- Hiển thị hình ảnh
- Đầu dò sector cơ học
- Đầu dò Array
 - Array dạng thẳng (linear)
 - Array dạng cong (curved)
 - Array pha (phased)
 - Array dạng vành (annular)
- Lựa chọn đầu dò

Lưu trữ hình ảnh

CHẤT LƯỢNG HÌNH ẢNH

- Độ phân giải không gian
- CÁC BẤY HÌNH ẢNH

SIÊU ÂM DOPPLER

- Xử lý và hiển thị tín hiệu Doppler
- Dụng cụ Doppler
- Doppler mode năng lượng (Power mode)
- Lý giải tín hiệu Doppler
- Một số lưu ý kỹ thuật khác
 - Tần số Doppler
 - Các loại lọc thành (wall filters)
 - Aliasing (Vượt ngưỡng màu)
 - Góc Doppler
- Kích thước thể tích mẫu (sample volume)

CÁC CÁCH TIẾN HÀNH : ÁP DỤNG

LÂM SÀNG

CÓ THỰC SỰ PHẢI QUAN TÂM ĐẾN TÁC DỤNG SINH HỌC ?

Nền tảng của mọi ứng dụng siêu âm chẩn đoán dựa trên sự phát hiện và hiển thị năng lượng âm học phản hồi từ những giao diện bên trong cơ thể người. Các tương tác ấy cung cấp thông tin cần thiết để tạo nên những hình ảnh hai chiều của cơ thể, có độ phân giải cao và hiển thị theo thang xám đồng thời biểu thị cả các thông số về dòng chảy. Kỹ thuật hình ảnh độc đáo ấy giúp siêu âm trở thành phương tiện hình ảnh học quan trọng và hoàn hảo. Tuy nhiên, có được các dụng cụ siêu âm tinh xảo và đắt tiền không đồng nghĩa với việc đương

nhiên đạt được giá trị chẩn đoán chất lượng cao. Muốn gặt hái tối đa kết quả từ những dụng cụ phức tạp ấy đòi hỏi phải biết kết hợp phương tiện với kỹ năng bao gồm cả kiến thức về các nguyên tắc vật lý. Người sử dụng máy phải hiểu rõ nền tảng của những tác động hỗ tương giữa năng lượng âm với các mô cũng như nắm vững các phương pháp và các dụng cụ nhằm thu được hình ảnh tối ưu. Nhờ những kiến thức ấy, người thực hiện siêu âm sẽ có thể thu được nhiều thông tin cần thiết, tránh các bẫy nhầm lẫn làm sai lạc chẩn đoán, tránh bỏ sót

dữ liệu và lý giải lých lạc về các ảnh giả.

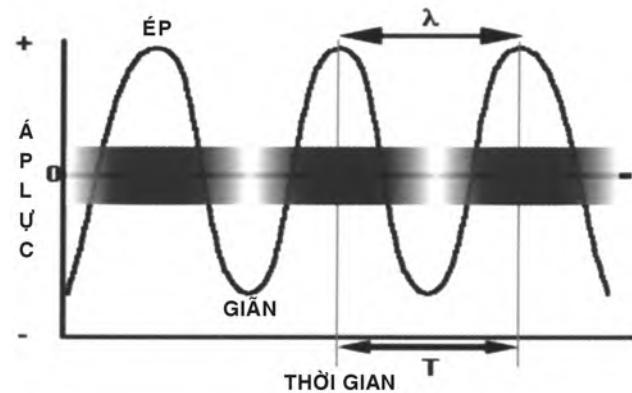
Cả hình ảnh học siêu âm và siêu âm Doppler đều dựa trên hiện tượng phân tán năng lượng âm tại các giao diện giữa các vật chất có tính kháng âm khác nhau hiện diện trong cơ thể. Chính biên độ năng lượng phản chiếu tạo nên hình ảnh siêu âm và độ chuyển dịch tần số trong sóng siêu âm phân tán trở lại cung cấp thông tin liên quan tới dòng máu chảy. Để sản sinh, phát hiện và xử lý các dữ liệu siêu âm, phải nắm vững nhiều biến số trong đó khá nhiều số do chính người sử dụng trực tiếp kiểm soát. Muốn vậy, người thực hiện siêu âm phải hiểu các phương pháp tạo ra dữ liệu siêu âm, lý thuyết và thao tác các dụng cụ để có thể xử lý, lý giải và lưu trữ hình ảnh trong mỗi lần áp dụng lâm sàng. Chương này sẽ cung cấp khái quát về tính chất vật lý của sóng âm, hình ảnh học siêu âm, cách phát hiện dòng chảy, về các dụng cụ cần thiết với một số điểm nhấn mạnh cần lưu tâm trong thực hành lâm sàng.

ÂM HỌC CĂN BẢN

Độ dài sóng và Tần số

Âm thanh là kết quả của sự lan truyền năng lượng âm trong vật chất dưới dạng một sóng tạo nên hiện tượng nén và giãn lặp đi lặp lại. Chuyển động vật lý hạn chế của các phân tử trong vật chất tạo nên những sóng có áp lực giúp cho âm thanh được truyền đi. Những biến đổi áp lực đó được biểu thị dưới dạng sóng hình sin (Hình 1-1) trong đó trục Y chỉ áp lực tại một điểm nào đó và trục X chỉ thời gian. **Biến đổi áp lực theo thời gian xác định đơn vị đo đặc căn bản của âm thanh.** Khoảng cách giữa những điểm tương ứng trên đường cong áp lực-thời gian được gọi là **độ dài sóng**, λ , còn thời gian, T , để hoàn tất một vòng duy nhất được gọi là **chu kỳ**. Số chu kỳ trong một đơn vị thời gian được gọi là **tần số**, f , của âm thanh. Tần số và chu kỳ tỷ lệ nghịch với nhau. Nếu biểu thị chu kỳ T bằng giây thì $f = 1/T$ hay $f = T^{-1}$. Đơn vị của **tần số âm** là hertz (Hz) trong đó 1 Hz là 1 chu kỳ trong 1 giây. Người ta biểu thị tần số cao bằng kilohertz (1 kHz = 1000Hz) hoặc megahertz (MHz; 1 MHz = 1.000.000 Hz).

Trong tự nhiên, tần số âm thanh trải rộng từ dưới 1 Hz tới trên 100.000 Hz (100 KHz).

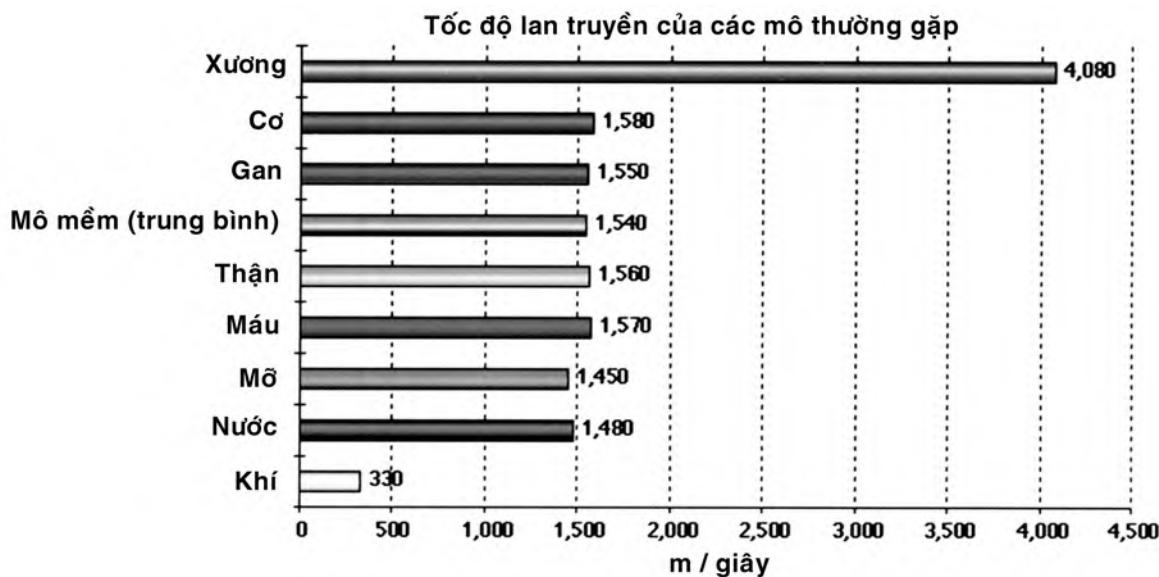


Hình 1-1. Sóng âm thanh. Âm thanh truyền đi như một chuỗi các sóng áp lực lặp đi lặp lại với hiện tượng ép và giãn của môi trường. Thời gian để sóng đi qua một điểm cho sẵn gọi là chu kỳ, T . Tần số của sóng là $1/T$. Độ dài sóng, λ , là khoảng cách giữa hai điểm tương ứng trên đường cong áp lực-thời gian

Khả năng nghe của con người giới hạn trong khoảng 20 – 20.000 Hz. Siêu âm chỉ khác âm thanh nghe được về mặt tần số, cao gấp 500 tới 1000 lần âm thanh nghe được. Tần số sóng âm sử dụng trong chẩn đoán thường nằm trong khoảng 2 đến 15 MHz, tuy các tần số cao 50 đến 60 MHz cũng còn đang được nghiên cứu trong một số ứng dụng hình ảnh học chuyên biệt. Nhìn chung, các tần số sử dụng trong hình ảnh học siêu âm cao hơn trong ứng dụng Doppler. Ngoài mặt tần số, đều chung một nguyên tắc căn bản về ứng dụng âm thanh.

Sự lan truyền của âm thanh

Phần lớn ứng dụng lâm sàng của siêu âm đều sử dụng những xung năng lượng ngắn truyền vào cơ thể và lan qua các mô. Các sóng âm mang áp lực này có thể truyền theo hướng thẳng góc với phương dao động của các phân tử môi trường (sóng ngang) nhưng trong mô và dịch, sóng cũng có thể lan trùng với phương dao động của các phân tử (sóng dọc). Tốc độ sóng lan truyền qua các mô biến đổi rất nhiều tùy theo thuộc tính vật lý của mô mà sóng đi qua. Tốc độ lan truyền bị chi phối chủ yếu bởi độ kháng của môi trường với lực ép. Độ kháng này lại phụ thuộc vào tỷ trọng của môi trường cũng như độ cứng hay độ đàn hồi của nó.



Hình 1-2. Tốc độ lan truyền. Trong cơ thể, chính tính chất vật lý của mô quyết định tốc độ lan truyền của sóng âm qua nó. Theo bảng trên ta thấy tốc độ thay đổi đáng kể. Các dụng cụ siêu âm trong y khoa tính toán các khoảng cách dựa theo tốc độ lan truyền trung bình ước định là 1540 m/giây

Tốc độ lan truyền tăng khi độ cứng tăng và giảm khi tỷ trọng tăng. Trong cơ thể người, tốc độ lan truyền được xem như một hằng số đối với một mô nào đó và không bị tần số hay độ dài sóng của âm thanh chi phối. Hình 1-2 cho thấy **tốc độ lan truyền chuẩn** trong một số vật liệu. Tốc độ lan truyền của âm thanh trong cơ thể người khoảng 1540 m/giây. Đây là giá trị trung bình từ các mô bình thường.^{1,2} Mặt dầu đây là giá trị biểu trưng của phần lớn các mô, một số mô đặc biệt như phổi thông khí và mõ có tốc độ lan truyền âm thấp hơn 1540 m/giây và một số khác như xương có tốc độ lan truyền cao hơn. Chính sự khác biệt về tốc độ mà máy siêu âm đo được trong một số mô bình thường đã dẫn tới sai lệch và hiển thị qua ảnh giả (Hình 1-3)

Tốc độ lan truyền của sóng âm, c , liên quan tới tần số và độ dài sóng qua biểu thức sau :

$$c = f\lambda \quad (1)$$

Như vậy, tần số % MHz có độ dài sóng trong mô là 0,308 mm

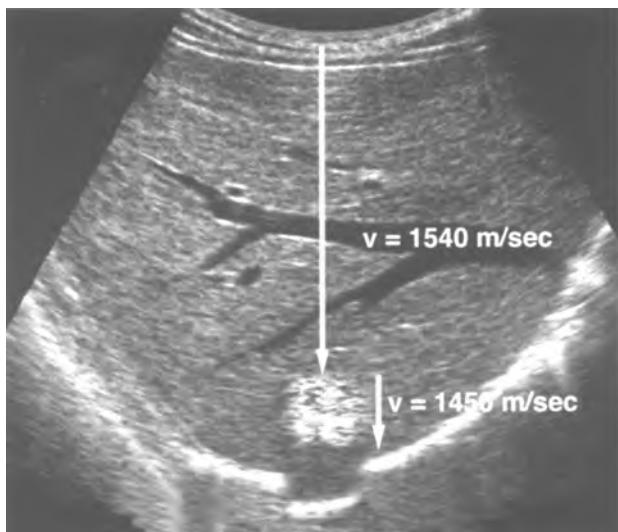
$$\begin{aligned} \lambda &= c/f = 1540 \text{ m giây}^{-1}/5.000.000\text{giây}^{-1} \\ &= 0.000308 \text{ m} = 0,308 \text{ mm} \end{aligned}$$

Đo đạc khoảng cách

Tốc độ lan truyền là một giá trị đặc biệt quan trọng trong ứng dụng lâm sàng của siêu âm và mang tính quyết định để xác định khoảng cách từ đầu dò tới giao diện phản chiếu. Chính sự tính toán thời gian này giúp siêu âm thu thập thông tin. Một khi sóng siêu âm được truyền vào cơ thể, thời gian phản hồi được ghi nhận, có thể dễ dàng tính ra độ sâu của giao diện nơi phát sinh phản âm dựa trên tốc độ lan truyền của sóng trong mô đã biết. Thí dụ, thời gian từ lúc phát sóng siêu âm đến khi nhận được phản âm là 0,05 mgiây (0,00005 giây), tốc độ lan truyền của âm là 1540 m/giây, khoảng đường sóng âm đã đi là 7,7 cm ($154000 \times 0,00005 = 7,7$ cm). Vì thời gian đo được gồm thời gian sóng âm đi đến giao diện rồi trở về đầu dò bằng đường cũ nên khoảng cách từ đầu dò đến giao diện chỉ là $7,7 : 2 = 3,85$ cm. Độ chính xác của việc đo đạc này tùy thuộc vào sự chênh lệch nhiều hay ít giữa tốc độ ước định với tốc độ lan truyền thực sự của sóng âm trong mô khảo sát (xem Hình 1-2 và 1-3)

Trở kháng âm

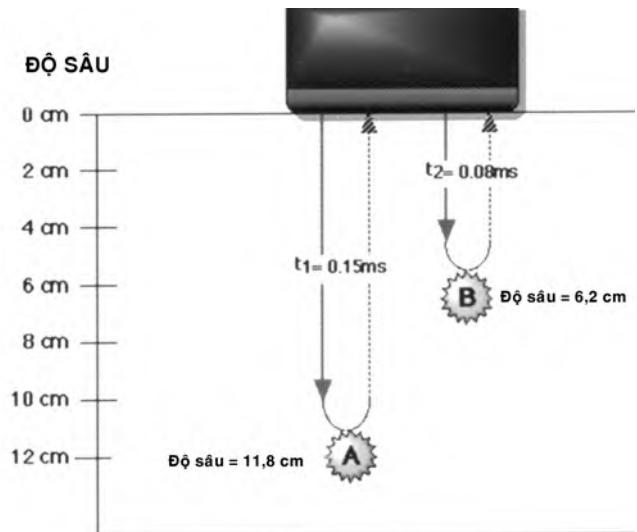
Các đầu dò siêu âm hiện hành dựa trên khả năng phát hiện và hiển thị **các âm phản hồi tức phản âm**. (Hình ảnh học có thể dựa trên sự lan truyền của sóng siêu âm nhưng ứng dụng lâm sàng hiện



Hình 1-3. Ảnh giả do tốc độ lan truyền. Khi sóng siêu âm đi qua một tổn thương của gan có chứa mỡ, sóng phản hồi trở lại chậm hơn do tốc độ lan truyền trong mỡ chỉ khoảng 1450 m/giây tức chậm hơn trong nhu mô gan. Sự chậm trễ của thời gian phản hồi khiến cho đầu dò siêu âm tính toán như phản âm phát sinh từ một vị trí xa hơn. Vì thế, hình ảnh cuối cùng cho thấy một ảnh giả do ghi nhận sai lệch trong đó vòm hoành và các cấu trúc phía sau tổn thương chứa mỡ hiện lên ở một vị trí sâu hơn thực sự (hình nhái lại).

nay không như vậy). Để sinh ra phản âm, cần có một giao diện phản chiếu. Âm thanh đi qua một **môi trường hoàn toàn đồng nhất** không gặp phải một giao diện để phản chiếu và môi trường hiện lên như không có phản âm tức dạng nang. Nơi tiếp giáp giữa hai môi trường có những tính chất vật lý khác nhau chính là **giao diện âm**. Chúng tạo nên sự phản chiếu ở những mức độ khác nhau đối với các năng lượng âm đi tới. Như vậy, khi sóng siêu âm đi từ một mô này sang một mô khác hay gặp phải thành mạch máu hoặc các tế bào máu đang lưu thông, một phần năng lượng âm truyền đến sẽ phản hồi.

Lượng phản âm hay phản tán trở lại nhiều ít tùy vào sự khác biệt về độ trờ kháng âm của các vật chất đã tạo nên giao diện. Độ trờ kháng âm, Z , được tính bằng tỷ trọng p của môi trường sóng lan qua và tốc độ lan truyền c của sóng âm trong môi trường đó ($Z = pc$). Tại các giao diện giữa hai môi trường có độ chênh lệch lớn về độ trờ kháng âm như giữa mô với khí hoặc với xương, năng lượng phản hồi gần như hoàn toàn, còn nếu độ khác biệt ít hơn, chỉ một phần năng lượng tới phản hồi, phần còn lại vẫn tiếp tục đi tới. Tương tự như tốc độ lan truyền, độ trờ kháng âm hoàn toàn độc lập với tần số sóng mà chỉ lệ thuộc các tính chất vật lý của mô mà sóng lan qua.



Hình 1-4. Tính xếp đặt của siêu âm. Để xác định được nơi phát sinh phản âm và hiển thị sau đó, đầu dò dựa trên việc đo đặc thời gian một cách chính xác. Theo hình trên, thời gian sóng âm đi từ đầu dò đến vật A rồi phản hồi về đầu dò là 0,15 giây. Đối với vật B, thời gian đó là 0,08 giây. Nhân với tốc độ lan truyền của sóng âm trong mô, ta biết khoảng đường sóng đã đi tất cả đối với trường hợp A là 23,2 cm. Vật A cách đầu dò bằng một nửa khoảng đường trên tức 11,6 cm. Tính toán tương tự cho thấy vật B nằm ở độ sâu 6,2 cm.

CÁC MẶT PHẢN XẠ PHẢN HỒI

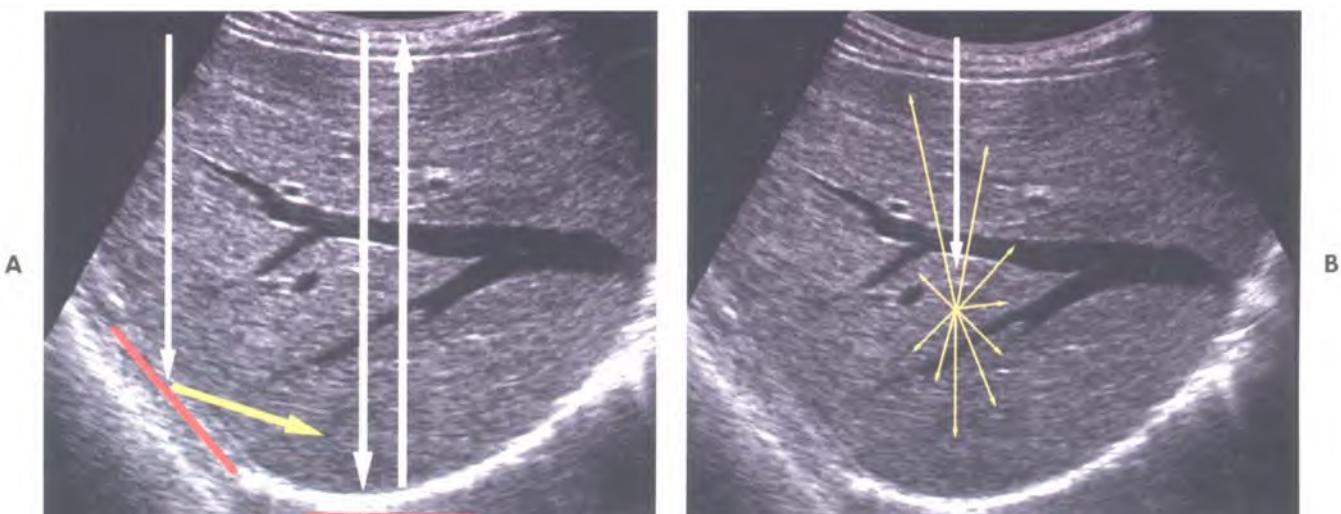
Cơ hoành

Thành bàng quang căng đầy nước tiểu

Dải nội mạc tử cung

Sự phản hồi

Khi gấp một giao diện âm, hình thức sóng phản chiếu tùy vào kích thước và tính chất bề mặt của giao diện (Hình 1-5). Một giao diện rộng và tương đối trơn láng, sẽ phản hồi âm thanh tựa như tấm gương soi phản chiếu ánh sáng. Những giao diện như vậy được gọi là **mặt phản xạ phản hồi** vì không khác gì tấm gương soi. Những thí dụ về mặt phản xạ gồm vòm hoành, thành của bàng quang khi căng đầy nước tiểu và nội mạc tử cung. Lượng năng lượng phản xạ từ giao diện âm chỉ là một phần của năng lượng tới được xác định bằng hệ số



Hình 1-5. Các mặt phản hồi phản xạ và khuếch tán. A. **Mặt phản hồi phản xạ.** Vòm hoành là một bề mặt rộng và tương đối phẳng tạo phản hồi âm thanh y hệt như tấm gương phản chiếu ánh sáng. Như vậy, sóng âm gặp vòm hoành ở một góc gần như vuông nên phản âm đi thẳng tới đầu dò với cường độ mạnh. Sóng âm nào gặp vòm hoành ở một góc chêch sẽ phản hồi ra xa dần dần và phản âm không được hiển thị (mũi tên vàng). B. **Mặt phản chiếu khuếch tán.** Trái ngược với vòm hoành, nhu mô gan chứa rất nhiều những giao diện âm kích thước nhỏ so với độ dài sóng của âm thanh dùng trong hình ảnh học. Những giao diện này làm khuếch tán âm thanh ra mọi hướng và chỉ một phần năng lượng trở lại được đầu dò tạo nên hình ảnh.

phản hồi, R . Nếu chùm sóng tới thẳng góc với mặt phản xạ, lượng năng lượng phản hồi được tính bằng biểu thức sau :

$$R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2 \quad (2)$$

trong đó Z_1 và Z_2 là độ trễ kháng âm của các môi trường tạo nên giao diện.

Vì đầu dò chỉ có thể phát hiện những sóng phản xạ trở về lại đầu dò, **việc hiển thị được giao diện lệ thuộc rất nhiều vào góc phản âm**. Các mặt phản xạ chỉ có thể phát sinh sóng phản âm nếu chùm âm tới thẳng góc với giao diện. Nếu chùm sóng tới không tạo góc vuông với giao diện, sóng phản xạ sẽ đi xa đầu dò và không phát hiện được phản âm (xem Hình 1-5 A).

Phản lớn phản âm trong cơ thể không sinh ra từ những mặt phản xạ mà từ rất nhiều giao diện nhỏ hơn nhiều rải rác bên trong các tạng đặc. Kích thước của chúng nhỏ hơn rất nhiều so với độ dài sóng của sóng âm tới. Sóng phản hồi sẽ đi theo mọi hướng. Những giao diện đó được gọi là **mặt phản hồi khuếch tán** và đây chính là yếu tố tạo nên những hình thái phản âm khác nhau của từng tạng đặc và mô (xem Hình 1-5 B). Trong một số ứng dụng chẩn đoán, bản chất của cấu trúc phản hồi tạo nên những mâu thuẫn quan trọng. Thí dụ, muốn thấy rõ thành mạch máu sóng tới phải tạo

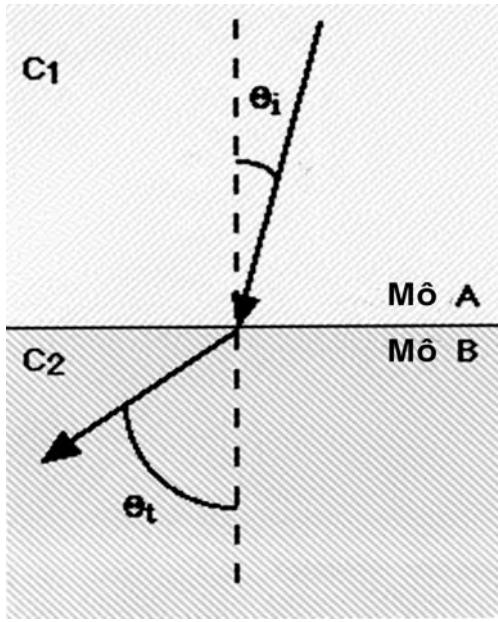
góc 90° . Trong khi đó, hình ảnh học Doppler đòi hỏi góc tạo giữa sóng tới với mạch máu phải nhỏ hơn 90° .

Sự khúc xạ

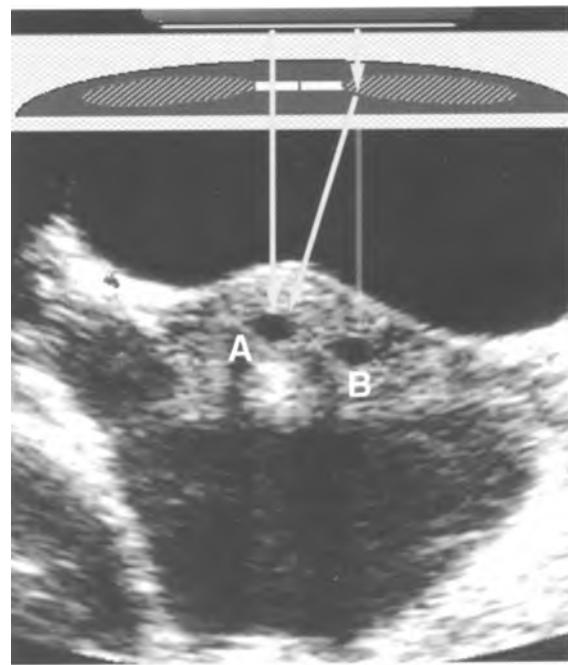
Một hiện tượng khác có thể xảy ra khi sóng âm đi từ một môi trường sang môi trường khác mà tốc độ lan truyền trong môi trường sau cao hơn hoặc thấp hơn so với trong môi trường trước, đó là sự đổi chiều của hướng sóng đi tới tiếp tục. Sự đổi chiều này gọi là **khúc xạ** tuân theo luật Snell :

$$\sin\theta_1 / \sin\theta_2 = c_1 / c_2 \quad (3)$$

trong đó θ_1 là góc của sóng tới tạo với giao diện, θ_2 là góc khúc xạ, c_1 và c_2 là tốc độ sóng âm lan truyền trong các môi trường tạo nên giao diện (Hình 1-6). Hiện tượng khúc xạ quan trọng vì nó là một trong những **nguyên nhân gây hiển thị thiếu sót** hình ảnh siêu âm của một cấu trúc (Hình 1-7). Khi đầu dò nhận sóng phản âm, nó ước định như vật phát nằm trên cùng một hướng cố định nhìn từ đầu dò. Nếu sóng bị khúc xạ, phản âm nhận được và hình ảnh hiển thị thực ra phát xuất từ một độ sâu hay một vị trí khác. Nếu nghi ngờ, tăng góc rày siêu âm sao cho nó thẳng góc với giao diện sẽ làm mất hiện tượng và làm ảnh giả giảm đi.



Hình 1-6. Sự khúc xạ. Khi âm thanh truyền qua môi trường A và B trong đó tốc độ lan truyền khác nhau lần lượt là c_1 và c_2 , hướng của sóng âm sẽ thay đổi do hiện tượng khúc xạ. Góc độ thay đổi liên quan tới tỷ số các tốc độ lan truyền trong các môi trường đó. ($\sin\theta_1/\sin\theta_2 = c_1/c_2$)



Hình 1-7. Ảnh giả do khúc xạ. Hình siêu âm tử cung cắt ngang ngả trên bụng cho thấy một túi thai nhỏ, A và hiện lên một túi thứ hai B. Trong trường hợp này, ảnh giả B xảy ra do khúc xạ tại đường bờ của cơ thẳng bụng. Đường đi của sóng âm bị lệch tạo nên một hình kép của túi thai tại một vị trí không biết trước (ảnh nhái).

Độ giảm thấu

Khi năng lượng âm truyền đi trong một môi trường đồng nhất, tác động xảy ra và năng lượng thực chất truyền đi dưới dạng nhiệt độ. Khả năng thực hiện các tác động này lệ thuộc số lượng năng lượng âm sinh ra. **Công suất âm**, biểu thị bằng watt (W) hoặc milliwatt (mW) là số lượng năng lượng âm sinh ra trong một đơn vị thời gian. Mặc dù đo công suất có thể cho biết tương quan giữa năng lượng với thời gian nhưng thực ra nó không liên quan tới sự phân bố của năng lượng trong không gian. **Cường độ** được dùng để chỉ khả năng phân bố năng lượng trong không gian. Cường độ, I , là tỷ số giữa công suất với độ rộng của vùng phân bố

$$I(\text{w/cm}^2) = \text{Công suất (w)} / \text{Vùng (cm}^2\text{)} \quad (4)$$

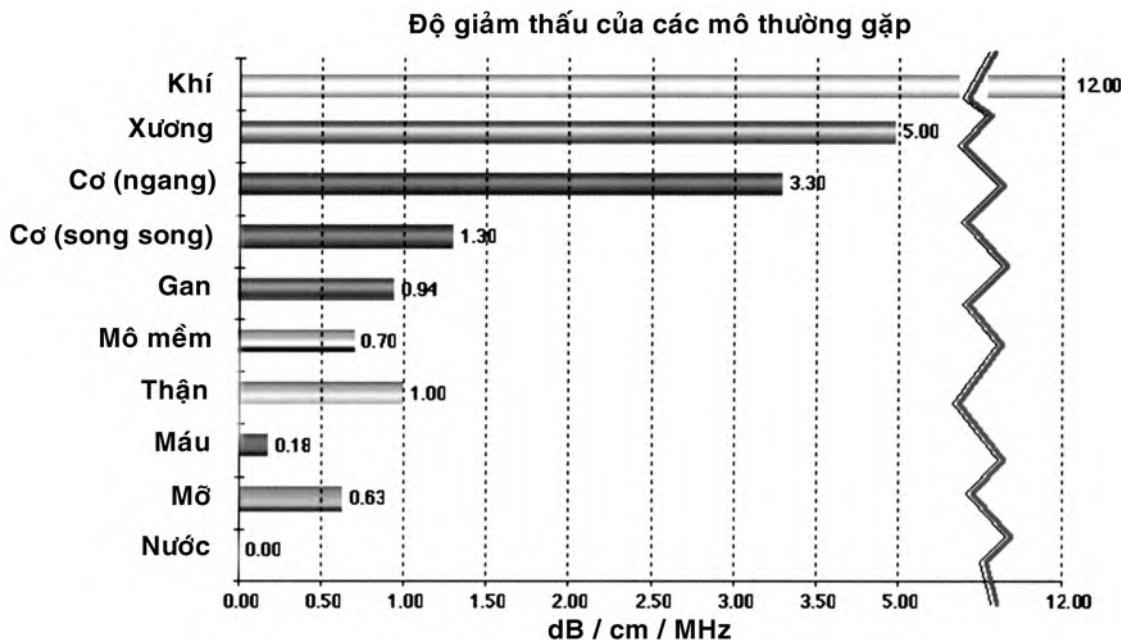
Khi sóng âm đi qua mô, độ giảm thấu năng lượng là yếu tố quan trọng trong ứng dụng lâm sàng vì nó ảnh hưởng độ sâu qua mô tức liên quan tới các thông tin thu thập được. Điều này lại liên quan tới việc chọn lựa đầu dò cũng như việc điều chỉnh hàng loạt các thông số cài đặt máy, bao gồm bù trừ gain theo thời gian (hoặc độ sâu), độ giảm thấu năng lượng phát và các mực gain của cả hệ thống.

Chỉ đo **độ giảm thấu** một cách tương đối hơn là bằng đơn vị tuyệt đối. Decibel (dB) thường được dùng để so sánh các mức độ khác nhau của công suất và cường độ siêu âm. Giá trị này gấp 10 lần \log_{10} của tỷ số công suất hay cường độ mang so sánh. Thí dụ, nếu cường độ đo được tại một điểm nào đó trong mô là 10 mW/cm^2 và ở một điểm sâu hơn là $0,1 \text{ mW/cm}^2$, độ khác biệt về cường độ sẽ là

$$(10)(\log_{10} 0,01/10) = (10)(\log_{10} 0,001) =$$

$$(10)(-\log_{10} 1000) = (10)(-3) = -30 \text{ dB}$$

Khi sóng âm đi qua mô, nó sẽ mất năng lượng và biên độ của các sóng áp lực sẽ giảm dần khi sóng đi xa dần nguồn phát. Sự chuyển dịch năng lượng sang mô, cụ thể là nhiệt, cùng với sự thất thoát năng lượng do phản hồi và khuếch tán đã tạo nên tình trạng giảm thấu. Như vậy, **giảm thấu** là hậu quả của **tổng hợp các hiệu ứng hấp thu, khuếch tán và phản hồi**. Độ giảm thấu lệ thuộc tần số của sóng tới cũng như bản chất của môi trường. Sóng có tần số cao sẽ giảm thấu nhanh hơn sóng có tần số thấp và tần số của đầu dò là tiêu chuẩn quyết định độ sâu hữu ích mà siêu âm có thể thu thập thông tin. Giảm thấu tác động lên hiệu quả xuyênn thấu của sóng qua một mô nào đó (Hình 1-8)



Hình 1-8. Độ giảm thấu. Khi âm thanh truyền qua mô, nó mất dần năng lượng thông qua sự chuyển dịch sang mô dưới dạng nhiệt, cùng sự phản hồi và khuếch tán. Giảm thấu chịu ảnh hưởng của tần số sóng tới và bản chất môi trường. Giá trị giảm thấu ở các mô bình thường cũng biến thiên đáng kể. Độ giảm thấu tỷ lệ thuận với tần số sóng tới dẫn tới hậu quả là các sóng có tần số cao xuyên thấu kém.

DỤNG CỤ

Hiện nay, các đầu dò siêu âm thuộc trong số các dụng cụ chẩn đoán phức tạp và tinh xảo bậc nhất. Tuy thế, tất cả các đầu dò đều mang những thành phần cấu tạo căn bản như nhau với những vai trò chủ chốt – một đầu phát xung cung cấp năng lượng cho đầu dò, bộ phận đầu dò đúng nghĩa, bộ phận tiếp nhận và xử lý nhằm phát hiện và phóng đại năng lượng khuếch tán trở lại và biến đổi các tín hiệu phản hồi để hiển thị. Hình ảnh siêu âm là phần hiển thị dưới dạng thích hợp cho việc phân tích và lý giải. Và sau cùng là có một hình thức ghi lại tức lưu trữ hình ảnh.

Bộ phận phát

Phần lớn các ứng dụng lâm sàng sử dụng siêu âm dạng xung tức những đợt phát ngắn năng lượng âm vào trong cơ thể người. Nguồn của những xung này là từ một điện thế có biên độ cao, định sẵn thời gian chính xác. Điện thế tối đa áp vào đầu dò bị hạn chế bởi một số nguyên tắc nhằm hạn định điện thế đủ cho chẩn đoán. Các máy siêu âm đều có bộ phận kiểm soát điện thế này. Tóm lại, xung phát ra ở điện thế tối đa có thể ảnh hưởng tới bệnh nhân

nên việc sử dụng bộ phận kiểm soát để giảm bớt mực công suất thấp nhất phù hợp với vấn đề chẩn đoán bệnh.³

Đầu dò cũng kiểm soát nhịp độ xung phát ra từ đầu dò tức **tần số tái lập xung** (PRF). PRF là thời gian giữa hai xung liên tiếp, mang ý nghĩa quan trọng trong việc xác định độ sâu mà có thể dẫn tới dữ liệu sai lạc cả trong hình ảnh lỗ Doppler. Hai xung phải cách nhau làm sao để sóng có đủ thời gian cần thiết đi tới được độ sâu cần khảo sát rồi quay trở về trước khi phát ra xung mới. Trong hình ảnh học, người ta thường dùng PRF từ 1 đến 10 kHz, nghĩa là khoảng cách giữa các xung là 0,1 đến 1 giây. Như vậy PRF 5 kHz cho phép sóng đi đến và trở về từ độ sâu 15,4 cm trước khi xung kế tiếp phát ra.

Đầu dò đúng nghĩa

Đầu dò là dụng cụ biến đổi năng lượng từ một dạng này sang một dạng khác. Trong siêu âm, đầu dò biến đổi năng lượng điện sang năng lượng cơ và ngược lại. Trong các hệ thống siêu âm chẩn đoán, đầu dò giữ hai nhiệm vụ. Nó biến đổi năng lượng điện sinh từ bộ phận phát thành các xung âm

hướng vào bệnh nhân. Đầu dò cũng được sử dụng như bộ phận tiếp nhận phản âm, chuyển đổi những biến đổi áp lực yếu thành những tín hiệu điện để xử lý. Đầu dò siêu âm sử dụng **tính áp điện**, một nguyên lý do Pierre Curie tìm ra vào năm 1880. Các vật liệu mang tính áp điện mang khả năng duy nhất là thay đổi hình thể dưới tác dụng của một điện trường. Chúng cũng mang đặc tính sinh ra một điện thế khi bị ép lại. Khi thay đổi tính phân cực điện thế áp vào đầu dò, độ dày của nó sẽ thay đổi. Kết quả là phát ra các sóng áp lực cơ học truyền vào cơ thể. Hiệu ứng áp điện cũng sinh ra những điện thế nhỏ khi phản âm trở lại tác động vào đầu dò. Các áp lực dương tạo ra tính phân cực nhỏ trong đầu dò, áp lực âm trong giai đoạn giãn của sóng âm sẽ phát sinh tính phân cực nghịch lại. Những biến đổi nhỏ về tính phân cực kết hợp với điện thế là nguồn gốc của các thông tin tạo ra hình ảnh hoặc hiển thị Doppler.

Khi áp vào độ dày của đầu dò một chênh lệch về điện thế, đầu dò sẽ rung lên. Tần số rung lê thuộc vật liệu của đầu dò. Kích thích điện lên đầu dò sinh ra một dải các tần số. Tần số ưu tiên tùy vào tốc độ lan truyền trong vật liệu làm ra đầu dò và tùy vào độ dày của đầu dò. Trong đa số các máy siêu âm hiện đang sử dụng trong lâm sàng dưới dạng xung, xung siêu âm thường kèm cả các tần số cao hơn và thấp hơn tần số ưu tiên. **Phạm vi tần số** phát ra từ một đầu dò được gọi là **dải rộng**. Thông thường, xung siêu âm phát ra càng ngắn, dải rộng của đầu dò càng lớn.

Độ dài của một xung siêu âm là số lần biến đổi điện thế xoay chiều áp vào đầu dò. Đối với **dụng cụ siêu âm phát sóng liên tục (CW)**, người ta áp một dòng điện xoay chiều cố định vào đầu dò, tính phân cực xoay chiều sinh ra một sóng siêu âm liên tục. Trong hình ảnh học, biến đổi điện thế ngắn và duy nhất làm cho đầu dò rung tại tần số ưu tiên. Vì đầu dò tiếp tục rung trong một thời gian ngắn sau khi biến đổi điện thế kích thích, xung siêu âm sẽ gồm nhiều chu kỳ. Số chu kỳ trong mỗi xung là **độ dài xung**. Trong hình ảnh học, người ta cần những độ dài xung ngắn, vì xung càng dài, độ phân giải theo trục càng kém. Để cho độ dài xung không quá hai hoặc ba chu kỳ, trong việc chế tạo đầu dò, người ta phải sử dụng các vật liệu giảm rung. Trong ứng dụng lâm sàng, cần các xung rất ngắn và các đầu dò có bộ phận giảm rung rất hiệu quả. Nhờ vậy, các xung siêu âm rất ngắn, chỉ gồm

hai hoặc ba chu kỳ âm thanh.

Xung siêu âm phát sinh từ đầu dò sẽ lan truyền trong mô và cung cấp các thông tin lâm sàng. Vỏ bọc đặc biệt của đầu dò và chất gel siêu âm dùng kèm có vai trò quan trọng giúp sự chuyển dịch năng lượng từ đầu dò sang cơ thể được hiệu quả. Một khi đã vào cơ thể, các xung siêu âm lan truyền đi, phản xạ, khúc xạ và bị hấp thu, theo đúng như những nguyên tắc vật lý âm học căn bản đề cập ở phần trên.

Các xung siêu âm phát đi từ đầu dò tạo nên một chuỗi các sóng đi tới dưới dạng một chùm siêu âm ba chiều. Các đặc tính của chùm sóng chịu ảnh hưởng của tính giao thoa khi các sóng áp lực thành hình, tan biến, tuỳ vào độ cong của đầu dò và tuỳ thuộc vào các thấu kính âm học dùng để biến dạng chùm sóng. Sự giao thoa của các sóng áp lực hình thành trong vùng gần đầu dò, nơi mà biên độ áp lực thay đổi đáng kể. Vùng này được gọi là **vùng gần** hay vùng Fresnel. Tại một khoảng cách xa hơn tuỳ vào bán kính của đầu dò và tần số, âm trường bắt đầu phân ly, càng ra xa, biên độ áp lực càng giảm một cách đều đặn. Vùng này gọi là **vùng xa** hay vùng Fraunhofer. Đối với các loại đầu dò array hiện đại đa chấn tử, thời gian kích thích giữa các chấn tử được định sẵn chính xác nên có thể điều chỉnh độ phân ly của chùm sóng siêu âm và cho phép **hội tụ** ở những độ sâu định được.

Chỉ những xung phản hồi trở lại đầu dò mới có thể kích thích đầu dò bằng những biến đổi áp lực nhỏ, sau đó chuyển đổi thành những biến đổi điện thế, nhận diện, khuếch đại và xử lý thành các thông tin phản âm và dựng lên hình ảnh.

BỘ PHẬN TIẾP NHẬN

Khi các phản âm quay về đập vào bề mặt đầu dò, những điện thế nhỏ phát sinh ngang qua các chấn tử áp điện. Bộ phận tiếp nhận nhận diện và khuếch đại các tín hiệu yếu ớt này. Bộ phận tiếp nhận cũng cung ứng phương tiện bù trừ các chênh lệch về cường độ sóng phản âm do độ hấp thu khác nhau bởi độ dày khác biệt giữa các mô tạo nên. Muốn thế, người ta kiểm soát độ bù trừ theo thời gian và độ sâu tức TGC (time gain compensation).

Khi đi qua cơ thể, sóng âm bị giảm thấu và thêm một phần năng lượng bị mất đi khi phản âm qua mô về lại đầu dò. Độ giảm thấu của âm tỷ lệ thuận với tần số đầu dò và không đổi trong một mô định sẵn. Phản âm phát sinh từ nơi sâu sẽ yếu hơn

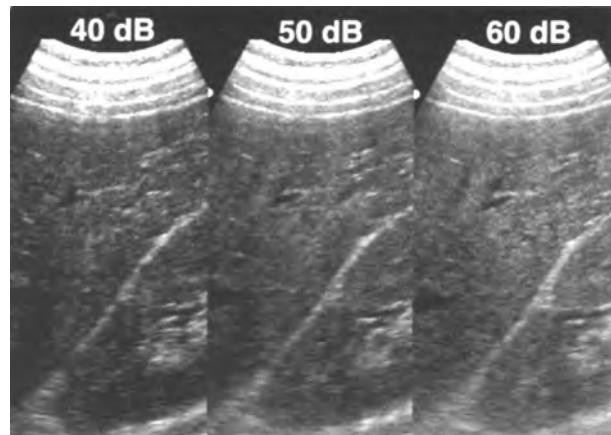
sóng từ nơi nồng hơn, chúng phải được khuếch đại nhiều hơn ở bộ phận tiếp nhận để tạo nên một hình thái phản âm tương đối đồng nhất. Đây là vai trò của TGC cho phép người sử dụng có thể khuếch đại chọn lọc phản âm từ nơi sâu và giảm bớt tín hiệu từ nơi nồng hơn tức bù trừ độ giảm thấu do mô. Tuy một số máy mới có bộ phận TGC tự động, việc điều chỉnh bằng tay vẫn rất quan trọng và ảnh hưởng lớn tới chất lượng hình ảnh cần lý giải.

Một chức năng quan trọng khác của bộ phận tiếp nhận là ép độ rộng về biên độ trở về đầu dò trở thành một dải đủ hiển thị. Tỷ số giữa biên độ cao nhất và thấp nhất, biểu thị bằng decibel, tương ứng với **dải động**. Trong ứng dụng lâm sàng tiêu biểu, dải tín hiệu phản xạ có thể thay đổi theo một yếu tố khoảng 1:10¹², tương ứng với dải động 120 dB. Tuy các bộ khuếch đại trong máy siêu âm có khả năng bắt được dải điện thế như vậy, hiển thị thang xám bị giới hạn trong dải cường độ tín hiệu từ 35 đến 40 dB. Ép và sắp xếp lại các dữ liệu là cần thiết để thích ứng với dải động hiển thị thang xám (Hình 1-9). Bộ phận tiếp nhận thực hiện việc ép bằng cách khuếch đại chọn lọc các tín hiệu yếu. Xử lý thêm bằng tay giúp mapping chọn lọc các tín hiệu trở về để hiển thị. Chúng làm thay đổi độ sáng tối ở một số mục phản âm của hình ảnh và nhờ thế cũng ảnh hưởng độ tương phản.

Hiển thị hình ảnh

Có nhiều cách hiển thị các tín hiệu siêu âm.⁴ Qua nhiều năm, hiển thị hình ảnh từ kiểu A, sang phân giải cao, hiển thị tức thì, thang xám. Các loại **kiểu A** giai đoạn đầu hiển thị điện thế sinh ra tại đầu dò khi tiếp nhận sóng khuếch tán trở lại trên bề mặt một kính dao động. Hiện tượng quét ngang của kính dao động được cân chỉnh để cho biết khoảng cách từ đầu dò đến bề mặt phản xạ. Trong cách hiển thị này, biên độ của sóng phản xạ được phản ánh qua độ cao của đường biểu diễn theo chiều đứng dọc trên kính dao động. Theo mode A, chỉ ghi nhận vị trí và cường độ của cấu trúc phản xạ.

Một kiểu đơn giản khác là **mode M**. Siêu âm mode M hiển thị biên độ sóng phản âm, cho biết vị trí của mặt phản xạ di động (Hình 1-10). Mode M sử dụng độ sáng để biểu thi cường độ phản âm. Có thể điều chỉnh thời gian để thay đổi độ phân giải theo thời gian. Đọc kết quả dựa trên chuyển động của các mặt phản xạ từ đó suy ra các mối tương quan giải phẫu tùy theo cách chuyển động chuyên

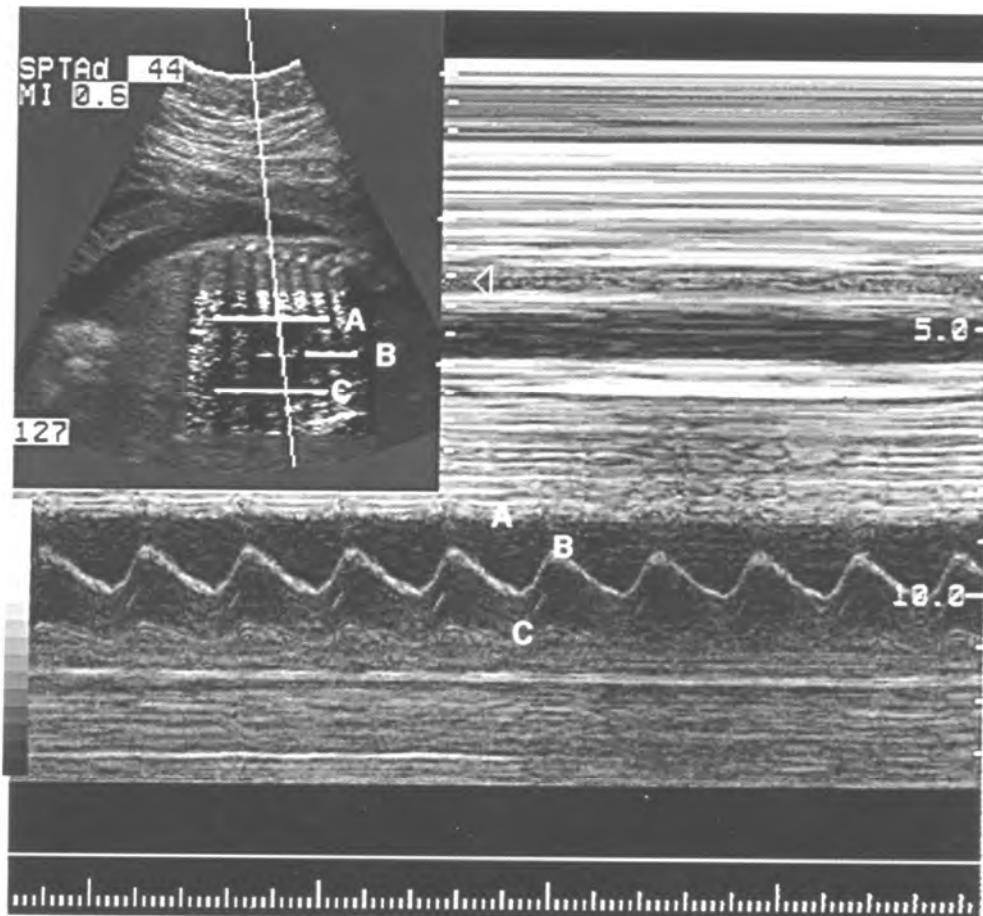


Hình 1-9. Dải động. Bộ phận tiếp nhận siêu âm phải ép dải biên độ rộng trở lại đầu dò thành một phạm vi mà người sử dụng hiển thị được. Trong trường hợp này, ép và sắp xếp lại các dữ liệu trong các dải động khoảng 40 dB, 50 dB và 60 dB. Dải động rộng nhất (60 dB) cho phép phân biệt tối ưu các chênh lệch nhỏ về cường độ phản âm và dải động này được dùng trong phần lớn các máy siêu âm. Các dải hẹp hơn làm tăng độ rõ nét của các chênh lệch phản âm lớn.

biệt nào đó. Hiện nay, ứng dụng chính của mode M là đánh giá các chuyển động nhanh của van tim, buồng tim và vách tim. Trong tương lai, mode M có thể giữ vai trò trong việc đo đặc các chuyển động nhỏ của thành mạch từ đó đánh giá tính đàn hồi thành mạch liên quan tới bệnh xơ vữa.

Điểm mấu chốt của hình ảnh học siêu âm hiện nay là hiển thị dưới thang xám, theo thời gian thực tức hiển thi tức thì, mode B, trong đó các tín hiệu phản xạ với biên độ khác nhau được thể hiện qua cường độ hoặc độ sáng. Để có được hình ảnh hai chiều (2D), các xung siêu âm được chuyển thành chuỗi các đường quét nối tiếp nhau (Hình 1-11) và dựng nên hình hai chiều từ vật đã được quét. Khi hình siêu âm hiện lên trên một nền đen, các tín hiệu có tín hiệu mạnh hiện lên màu trắng, không có tín hiệu thể hiện màu đen còn các tín hiệu với tín hiệu trung gian thể hiện qua các sắc xám. Nếu chùm sóng siêu âm di chuyển tương ứng theo vật khảo sát và vị trí của tín hiệu phản xạ được lưu lại, hình ảnh 2D tạo nên có những phần sáng tương ứng với các cấu trúc có năng lượng âm phản xạ về đầu dò nhiều.

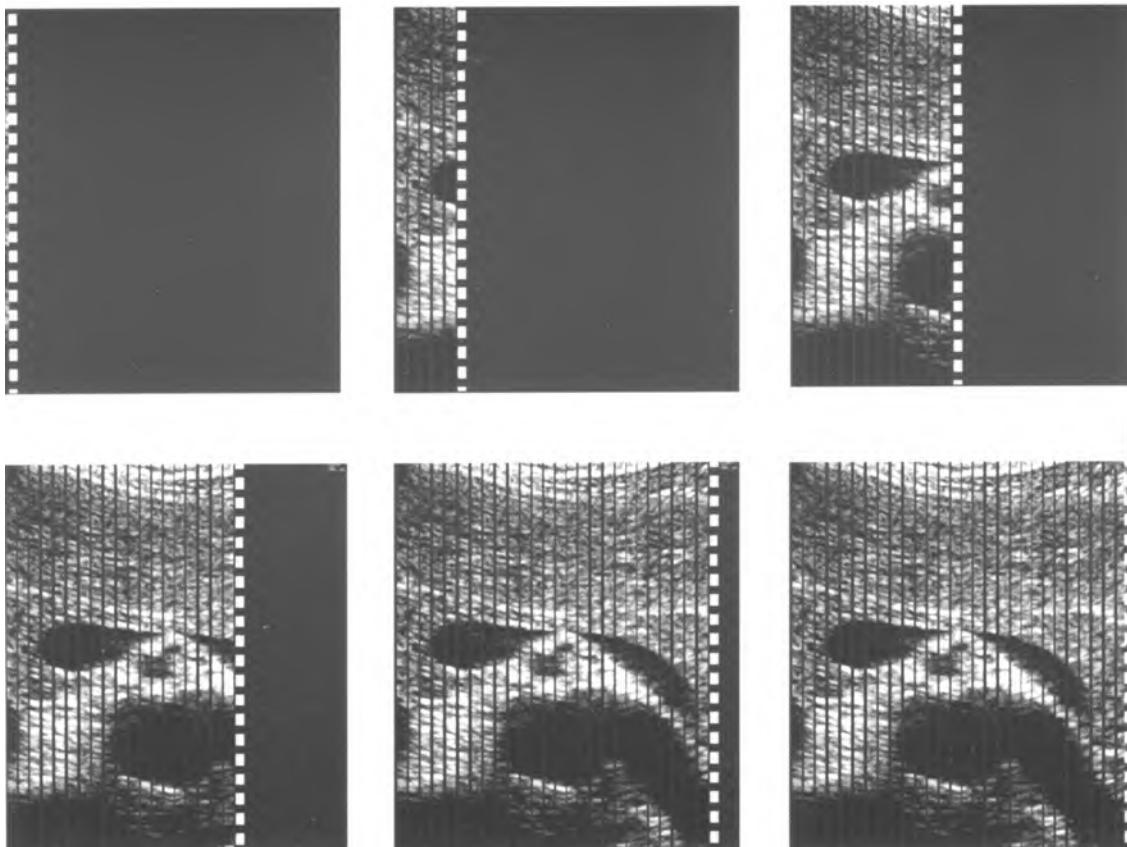
Trong phần lớn các dụng cụ hiện đại, người ta dùng bộ nhớ 512 x 512 hoặc 512 x 640 điểm ảnh để lưu các giá trị tương ứng với cường độ phản âm phát sinh từ những phần tương thích của bệnh nhân. Ít nhất có 2⁸ hay 256 độ xám tại mỗi điểm ảnh tương ứng với biên độ phản âm biểu thị. Hình ảnh



Hình 1-10. Hiển thị mode M. Siêu âm mode M hiển thị các biến đổi biên độ phản âm và vị trí theo thời gian. Hiển thị thay đổi vị trí phản âm hữu ích trong việc đánh giá các cấu trúc chuyển động nhanh như van tim và vách buồng tim. Trên hình mode M này, ba cấu trúc chuyển động chính trong bóng tim thai tương ứng với vách thất phía trước, A, vách liên thất, B, và vách thất phía sau, C. Đường ngang biểu thị thời gian và cho phép tính được nhịp tim từ dữ liệu mode M.

lưu lại dưới dạng này có thể được truyền hiển thị trên một màn hình. Vì hiển thị mode B tạo mối liên quan giữa cường độ các tín hiệu khuếch tán trở lại với mức sáng trên màn hình nên người thực hiện siêu âm phải hiểu bằng cách nào biên độ sóng siêu âm được diễn tả qua độ sáng của hình ảnh trên màn hình. Mỗi nhà chế tạo thường cung cấp nhiều tùy chọn về phương thức ép dải động để hiển thị cũng như về chức năng chuyển đổi một tín hiệu nào đó sang một sắc xám. Mặc dù các chi tiết kỹ thuật này thay đổi trên từng máy, cách sử dụng chúng lại dường như cố định để có được hình ảnh giá trị cho lâm sàng. Nhìn chung, nên **hiển thị với dải động rộng nhất có thể** nhằm nhận biết được những chênh lệch nhỏ về phản âm của mô (xem Hình 1-9).

Siêu âm thời gian thực cho ta cảm giác về chuyển động nhờ xử lý một chuỗi các hình 2D riêng biệt với tốc độ 15 đến 60 khung hình mỗi giây. Hiện nay, siêu âm mode B, hai chiều, thời gian thực là phương pháp siêu âm chủ yếu cho toàn cơ thể và là cách thể hiện thường gặp nhất của hiển thi mode B. Siêu âm thời gian thực giúp đánh giá về chuyển động lẩn giấu. Khi thu thập hình ảnh và hiển thị nó với tốc độ nhiều lần mỗi giây, hiệu quả trở nên động, và vì hình ảnh phản ánh hiện trạng và chuyển động của cơ quan ngay trong lúc đang khảo sát nên thông tin thu được được gọi là thời gian thực. Ứng dụng trong tim mạch, từ “siêu âm tim 2D” và “siêu âm 2D” được dùng để chỉ hình ảnh kiểu B, tức thì, trong các ứng dụng khác, người ta nói “siêu âm thời gian thực”.



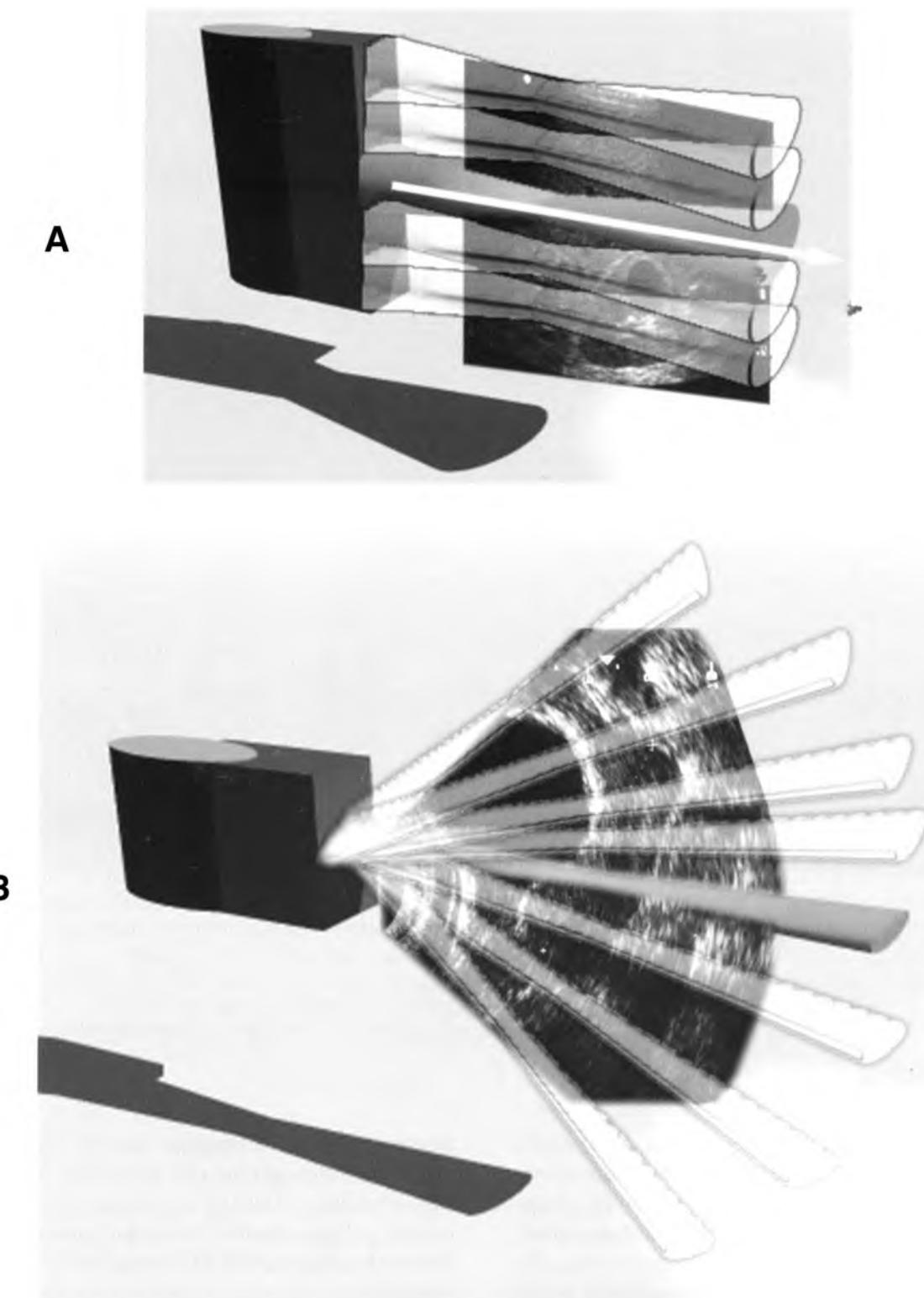
Hình 1-11. Hình ảnh học mode B. Một hình 2D thời gian thực được tạo nên từ các tín hiệu siêu âm sau khi chuyển thành một chuỗi các đường quét nối tiếp nhau. Mỗi đường quét được thêm vào hình trước đó, tạo nên hình ảnh biểu thị phản âm từ vật khảo sát. Trong hình ảnh học thời gian thực, một hình toàn thể được tạo nên 15 đến 60 lần mỗi giây.

Các đầu dò cung cấp hình ảnh thời gian thực được phân loại theo phương thức quét chùm sóng sao cho xử lý nhanh chuỗi hình ảnh riêng biệt. Nên nhớ rằng để có hình ảnh tức thì, cần tốc độ 30 đến 60 hình mỗi giây. Chùm sóng có thể **quét theo kiểu xoay cơ học** hay **dao động**, hoặc **quét điện tử** (Hình 1-12). Quét sóng điện tử được dùng trong các đầu dò linear array và phased array, cho phép hiển thị hình ảnh dưới nhiều khổ khác nhau. Đa số các đầu dò quét sóng điện tử đang sử dụng còn có thêm khả năng hội tụ điện tử điều chỉnh được theo độ sâu. Các đầu dò quét cơ học có đầu dò chỉ dùng một chấn tử duy nhất với điểm hội tụ cố định hoặc có thể có các chấn tử xếp theo annular array kèm hội tụ kiểm soát bằng điện tử. Trong hình ảnh học thời gian thực, đầu dò quét sóng cơ học hoặc điện tử hiển thị hình ảnh theo khổ chữ nhật hoặc chéo. Trong sản khoa, khảo sát phần mềm và mạch máu ngoại biên, người ta hay dùng **các đầu dò**

linear array (dạng thẳng) với hình ảnh dạng chữ nhật. Hiển thị hình dạng chữ nhật có lợi điểm là trường khảo sát rộng gần bề mặt nhưng đòi hỏi mặt tiếp xúc rộng giữa đầu dò với da. **Đầu dò sector** (dạng quạt) với kiểu quét sóng cơ học hay điện tử chỉ cần mặt tiếp xúc nhỏ nên có ưu thế khi khảo sát những nơi nhỏ và hẹp.

Đầu dò cơ học dạng quạt

Các đầu dò siêu âm ban đầu chỉ có một chấn tử áp điện duy nhất. Để tạo dựng hình ảnh hiển thị tức thì” với các đầu dò này, các bộ phận cơ học cần chuyển động đầu dò theo hướng thẳng hoặc cong. Các đầu dò cơ học không cho phép thay đổi vùng hội tụ. Muốn vượt qua vấn đề này, phải dùng các đầu dò annular array. Tuy đã giữ vai trò quan trọng trong thời gian đầu, hiện nay, người ta ít dùng các đầu dò cơ học với hội tụ cố định và một chấn tử duy nhất.



Hình 1-12. Quét chùm sóng. **A. Linear array.** Trong đầu dò loại này, từng chấn tử hoặc nhὸm chấn tử được khởi động theo chuỗi. Từ đó, một chuỗi các sóng siêu âm song song phát sinh, thẳng góc với bề mặt của đầu dò. Khi chùm sóng này vượt qua bề mặt đầu dò, chúng sinh ra các đường ngắm và tập hợp lại thành hình ảnh cuối cùng. Tùy vào số lượng các chấn tử và kiểu chuỗi khởi động, người ta có thể điều chỉnh hội tụ ở một độ sâu nào đó tính từ bề mặt. **B. Phased array.** Đầu dò loại này phát sinh ra một trường hình quạt bằng cách khởi động các chấn tử theo một chuỗi chính xác tạo nên sự xen kẽ các sóng phát. Chùm sóng siêu âm sẽ sinh ra một chuỗi các đường ngắm với góc độ khác nhau từ đầu này đến đầu kia của đầu dò, tức tạo ra hình ảnh dạng quạt.

Array

Công nghệ hiện nay sử dụng đầu dò đa chấn tử, thường được sản xuất bằng cách xen một cách chính xác một mảnh vật liệu áp điện vào trong nhiều đơn vị nhỏ, mỗi đơn vị có điện cực riêng. Nhiều hình thức thể hiện các loại đầu dò array như thế. Phần lớn thuộc loại thẳng, cong, phased, hoặc vành (annular). Bằng cách định sẵn chính xác thời điểm khởi động các nhóm chấn tử trong array, sự giao thoa của các sóng phát có thể được điều chỉnh để thay đổi hướng của chùm sóng siêu âm nghĩa là tạo nên chùm sóng định được kiểu quét giúp hình thành hình ảnh thời gian thực theo khổ chữ nhật hoặc quạt.

Linear Array. Người ta thường dùng các đầu dò linear khi khảo sát phần mềm, mạch máu và trong sản khoa vì hình ảnh dạng chữ nhật thích hợp trong những khảo sát này. Trong các đầu dò loại này, từng chấn tử được xếp theo dạng thẳng. Khi khởi động các chấn tử theo chuỗi, từng chấn tử một hoặc từng nhóm một, sẽ sinh ra một chuỗi các xung song song, mỗi xung tạo nên một đường ngắm thẳng góc với bề mặt của đầu dò. Những đường ngắm riêng lẻ này sẽ kết hợp lại tạo ra trường khảo sát (xem Hình 1-12). Tùy theo số lượng các chấn tử trong đầu dò và tùy vào chuỗi khởi động, người ta có thể hội tụ ở từng độ sâu chọn sẵn tính từ bề mặt.

Curved Array. Các chấn tử được sắp xếp theo dạng cong cho phép có được hình ảnh với trường khảo sát rộng hơn và dạng quạt. Người ta dùng loại đầu dò này khá rộng rãi, khảo sát bụng, sản khoa, vùng chậu qua ngả bụng. Các loại array cong, kích thước nhỏ, tần số cao được ứng dụng trong đầu dò trong âm đạo và trong trực tràng hoặc trong việc khảo sát bệnh nhi.

Phased array. Trái ngược với các đầu dò dạng quạt cơ học, trong đầu dò phased array không có phần nào chuyển động. Một trường khảo sát dạng quạt sinh ra từ việc khởi động các chấn tử theo chuỗi chính xác dưới kiểm soát điện tử. Nhờ kiểm soát thời gian và chuỗi khởi động, người ta có thể quét sóng siêu âm theo những hướng khác nhau cũng như hội tụ được ở những độ sâu khác nhau (xem Hình 1-12). Bằng cách quét nhanh chùm sóng để sinh ra một chuỗi các đường ngắm có góc thay đổi từ đầu này đầu dò sang đầu kia, hình ảnh dựng được có dạng quạt. Điều này cho phép sản xuất những đầu dò kích thước tương đối nhỏ nhưng

trường khảo sát rộng theo độ sâu. Loại đầu dò này hữu ích khi quét liên sườn để khảo sát tim, gan hoặc lách và những vùng khó đưa đầu dò vào khảo sát.

Annular Array. Cách sắp xếp ở đây là xen một mảnh chấn tử chữ nhật thẳng góc với trực chính của đầu dò tạo thành những chấn tử chữ nhật nhỏ hoặc một chuỗi các chấn tử đồng tâm nằm gọn bên trong một chuỗi khác các chấn tử trong một mảnh tròn vật liệu áp điện. Việc sử dụng nhiều chấn tử xếp đồng tâm giúp hội tụ chính xác. Một lợi điểm đặc biệt trong việc chế tạo array vành là chùm sóng được hội tụ theo chiều dọc lần chiều ngang nghĩa là chùm sóng đồng nhất và hội tụ cao độ. Khác với array thẳng, trong đó trì hoãn khởi động chấn tử dùng để chỉnh hướng quét sóng, array vành không đổi được hướng quét và muốn sử dụng trong hình ảnh học hiển thị tức thi”, sóng được chỉnh hướng cơ học.

Lựa chọn đầu dò

Trong thực hành, lựa chọn đầu dò thích hợp với ứng dụng lâm sàng không chỉ dựa vào yêu cầu về độ phân giải không gian mà còn tùy vào khoảng cách giữa vật cần khảo sát với đầu dò vì khi tần số tăng, độ xuyên thấu sẽ giảm. Nhìn chung, **nên chọn tần số cao nhất mà sóng tối được vùng khảo sát.** Đối với mạch máu nồng, và các cơ quan như tuyến giáp, vú, tinh hoàn, chỉ nằm dưới mặt da khoảng 1 đến 3 cm, thường dùng tần số 7,5 đến 10 MHz. Tần số cao như vậy cũng lý tưởng cho khảo sát trong lúc mổ. Để khảo sát các cơ quan bụng chậu nằm sâu 12 đến 15 cm từ mặt da, cần phải dùng tần số 2,25 đến 3,5 MHz. Khi cần độ phân giải tối ưu, phải dùng tần số cao nhất với độ phân giải dọc và bên tuyệt hảo tại độ sâu khảo sát.

Lưu trữ hình ảnh

Với siêu âm thời gian thực, bác sĩ quan sát được ngay trên màn hình hiển thị. Độ sáng và độ tương phản của hình ảnh tùy vào việc định sẵn thông số của màn hình, điều chỉnh gain của hệ thống và điều chỉnh TGC. Dường như yếu tố chính ảnh hưởng chất lượng hình ảnh trong nhiều khoa siêu âm là điều chỉnh không đúng thông số hiển thị của màn hình và quen đánh giá mối tương quan giữa màn hình và hiển thị khi chép vào ổ cứng. Các điều kiện hiển thị và ánh sáng phòng đọc phải được chuẩn hóa ứng với bộ phận chép vào ổ cứng.

Lưu thường xuyên hình ảnh để xem lại và lưu trữ dưới dạng phim bằng camera quang học hoặc laser và máy in cũng như trên băng từ. Dần dần, người ta lưu hình ảnh siêu âm dưới dạng số hóa.

CHẤT LƯỢNG HÌNH ẢNH

Những điểm mấu chốt trong chất lượng hình ảnh siêu âm bao gồm độ phân giải không gian, tương phản và thời gian và tránh được một số ảnh giả.

Độ phân giải không gian

Khả năng phân biệt được hai vật riêng nằm cận nhau được gọi là độ phân giải không gian của máy siêu âm. Người ta phải nhận xét độ phân giải không gian trong ba mặt phẳng từ đó nảy sinh nhiều yếu tố. Đơn giản nhất là phân giải dọc theo trục của chùm sóng siêu âm – **phân giải trực**. Với xung sóng siêu âm, đầu dò phát ra một chuỗi các đợt sóng ngắn lan vào cơ thể. Điều hình, mỗi xung siêu âm bao gồm hai hoặc ba chu kỳ âm thanh. Chiều dài xung liên quan tới độ dài sóng và số chu kỳ trong mỗi xung. Độ phân giải theo trục cũng liên quan tới chiều dài xung (Hình 1-13). Vì tần số và độ dài sóng tỷ lệ nghịch với nhau, chiều dài xung sẽ giảm khi tần số tăng. Vì chiều dài xung xác định độ phân giải tối đa dọc theo trục chùm sóng siêu âm, tần số càng cao cho phân giải càng tốt. Thí dụ, đầu dò 5 MHz sinh ra sóng âm có độ dài sóng là 0,308 mm. Nếu mỗi xung gồm ba chu kỳ âm thanh, chiều dài xung sẽ hơi nhỏ hơn 1 mm và đó chính là độ phân giải tối đa dọc theo trục của chùm sóng. Nếu tần số tăng thành 10 MHz, chiều dài xung nhỏ hơn 0,5 mm cho phép phân giải chi tiết hơn nữa.

Ngoài phân giải theo trục, cũng cần quan tâm tới phân giải trong mặt phẳng thẳng góc với trục của chùm sóng âm. Đó chính là **phân giải ngang** trong mặt phẳng song song với đầu dò. **Azimuth hay độ phân giải bên** liên quan tới độ dày của lát cắt trong mặt phẳng thẳng góc với chùm sóng và với đầu dò (Hình 1-14). Phân giải ngang tùy vào độ rộng của chùm sóng siêu âm. Siêu âm là một phương pháp hình ảnh học cắt lớp cung cấp thông tin cơ thể từ những lát cắt mỏng và độ rộng cũng như độ dày của chùm sóng siêu âm là yếu tố quan trọng quyết định chất lượng hình ảnh. Chùm sóng quá rộng và quá dày làm hạn chế khả năng nhận biết rõ rệt các vật thể nhỏ cũng như những vùng

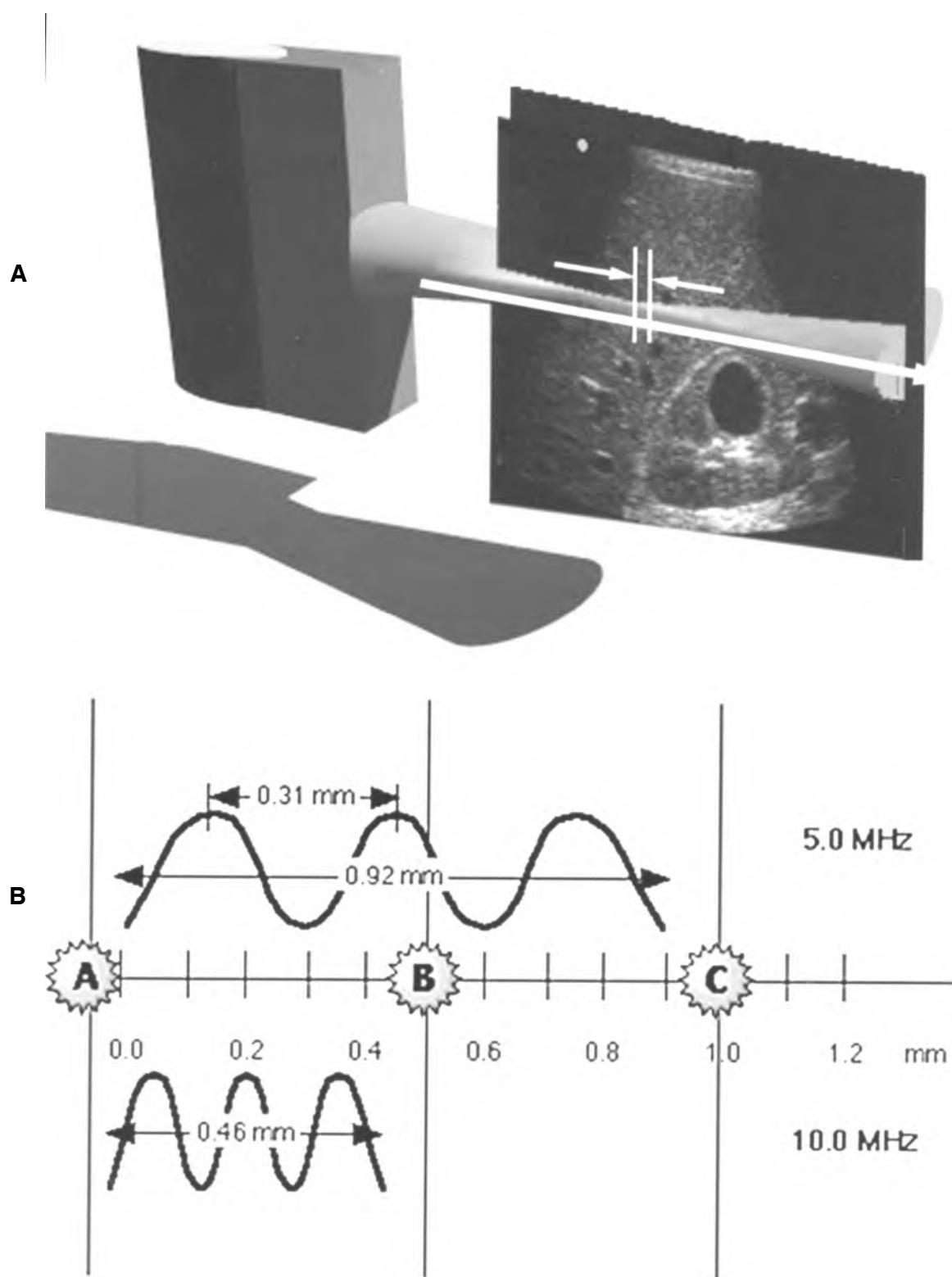
dạng nang nhỏ bên trong mảng xơ vữa kết hợp với xuất huyết bên trong mảng. Độ rộng và độ dày của chùm sóng xác định độ phân giải ngang và bên. Các độ phân giải ngang và bên kém hơn phân giải theo trục một cách rõ rệt. Kiểm soát độ phân giải bên bằng cách hội tụ chùm sóng, thường theo kỹ thuật pha điện tử, tác động lên độ rộng của chùm sóng ở một độ sâu cần thiết nào đó. Phân giải bên do cách chế tạo của đầu dò và thường người sử dụng không kiểm soát được.

CÁC BÃY HÌNH ẢNH

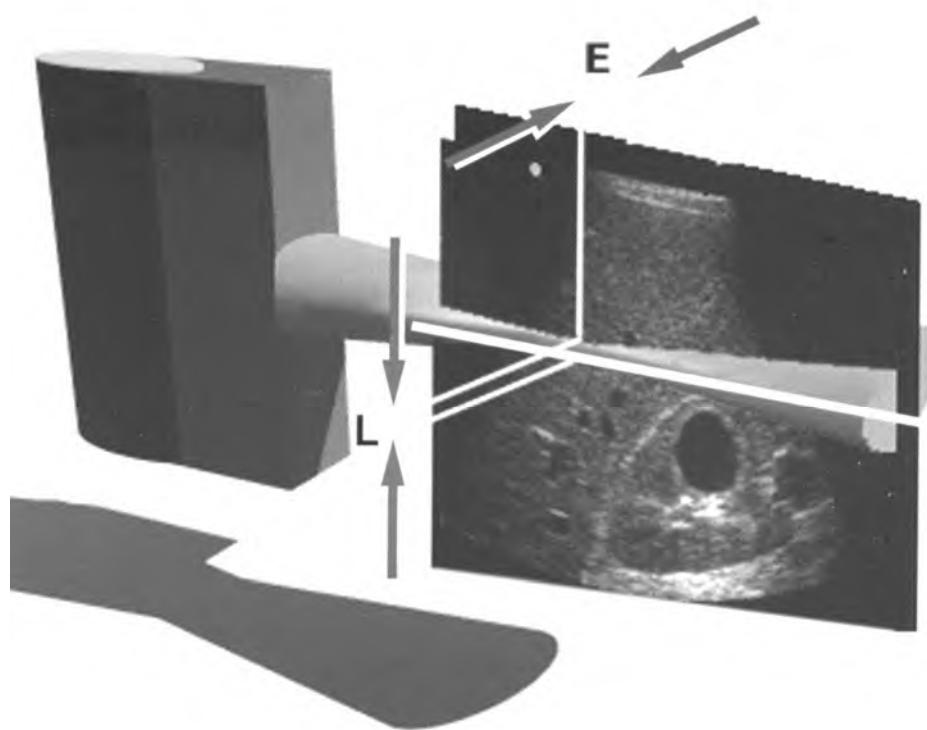
Trong siêu âm, có thể không như các kỹ thuật hình ảnh nào khác, chất lượng thông tin thu thập lệ thuộc vào khả năng sử dụng của người thực hiện biết nhận định và tránh được các ảnh giả và các bẫy chẩn đoán.⁵ Nhiều ảnh giả phát sinh do sai sót trong kỹ thuật quét hoặc sử dụng máy không đúng cách và đều có thể tránh được. Ảnh giả gợi ý sự hiện diện của một cấu trúc mà thực sự không hiện hữu, gây ra chẩn đoán sai, hoặc lại làm che khuất một số dấu hiệu quan trọng. Hiểu rõ các ảnh giả là hết sức cần thiết giúp lý giải hình ảnh một cách chính xác, vì thế, chúng ta sẽ bàn sau đây về một số các ảnh giả quan trọng nhất.

Nhiều ảnh giả gợi ý sự hiện diện của một cấu trúc không có thực. Chúng gồm có ảnh giả đa âm phản hồi, khúc xạ, và thùy bên. **Ảnh giả đa âm phản hồi** phát sinh khi tín hiệu siêu âm phản xạ lập đi lập lại giữa giao diện phản xạ cao có vị trí gần đầu dò tuy không phải luôn luôn (Hình 1-15). Đa âm phản hồi khiến ta lầm tưởng về sự hiện diện của cấu trúc đặc trong những vùng thực ra chỉ chứa toàn dịch. Một số kiểu đa âm phản hồi lại có ích vì nó giúp phát hiện một số loại mặt phản xạ đặc biệt, thí dụ như các clip phẫu thuật. Có thể làm giảm hoặc loại trừ ảnh giả đa âm phản hồi bằng cách thay đổi góc quét hoặc cách đặt đầu dò làm sao tránh được các giao diện song song đã góp phần tạo nên ảnh giả.

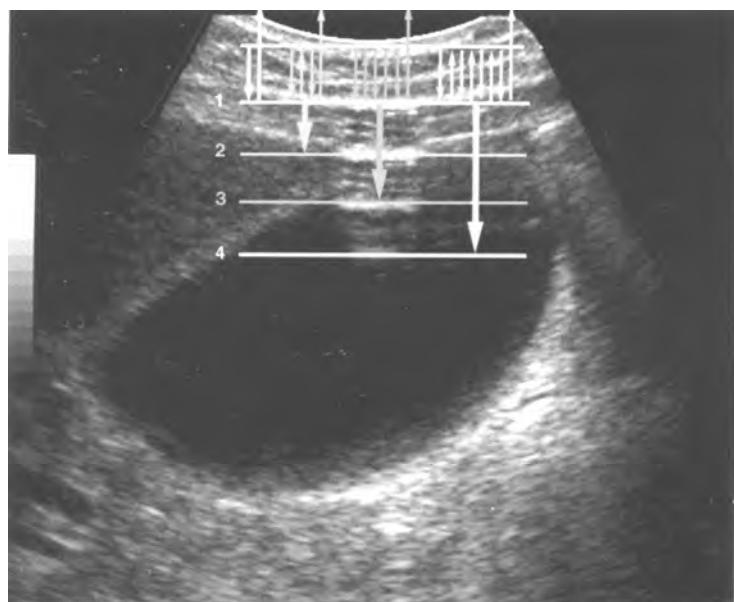
Khúc xạ làm lệch chùm sóng âm khiến cho vật khảo sát không còn nằm trong trục chùm sóng tới. Sóng phản xạ được phát hiện và hiển thị ngay trong hình ảnh. Điều này làm cho một số cấu trúc nằm ngoài vùng cần khảo sát lại hiện lên ngay trong lòng hình ảnh (xem Hình 1-7). Tương tự, ảnh giả thùy bên cũng tạo ra những phản âm nhầm lẫn phát sinh từ những chùm sóng âm nằm bên ngoài



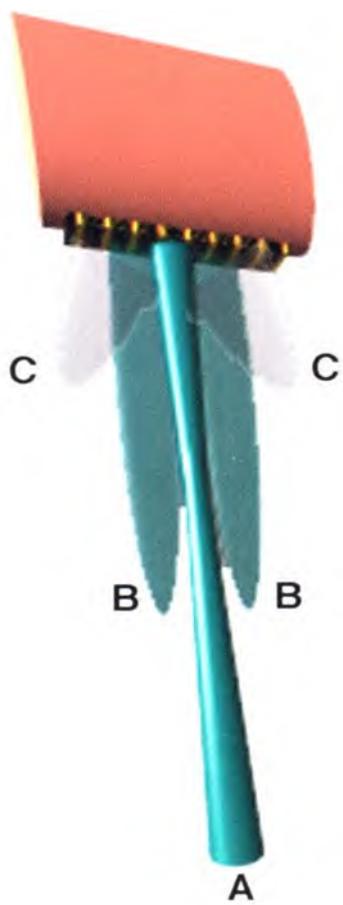
Hình 1-13. Độ phân giải theo trục. **A.** Độ phân giải theo trục là phân giải dọc theo trục của chùm sóng và **B**, được xác định theo chiều dài của xung. Chiều dài xung liên quan tới độ dài sóng (giảm khi tần số tăng) và số lượng sóng (thường hai đến ba). Vì chiều dài xung ảnh hưởng độ phân giải theo trục, tần số càng cao, độ phân giải càng tốt. Thí dụ, đầu dò 5 MHz sinh ra sóng âm có độ dài sóng là 0,31 mm. Nếu mỗi xung chứa ba chu kỳ âm, chiều dài xung sẽ hơi nhỏ hơn 1 mm và hai vật A, B cách nhau 0,5 mm hiện lên như không tách rời nhau. Nếu tần số đầu dò tăng thành 10 MHz, chiều dài xung nhỏ hơn 0,46 mm, hai cấu trúc A, B được nhận biệt như hai thể riêng biệt.



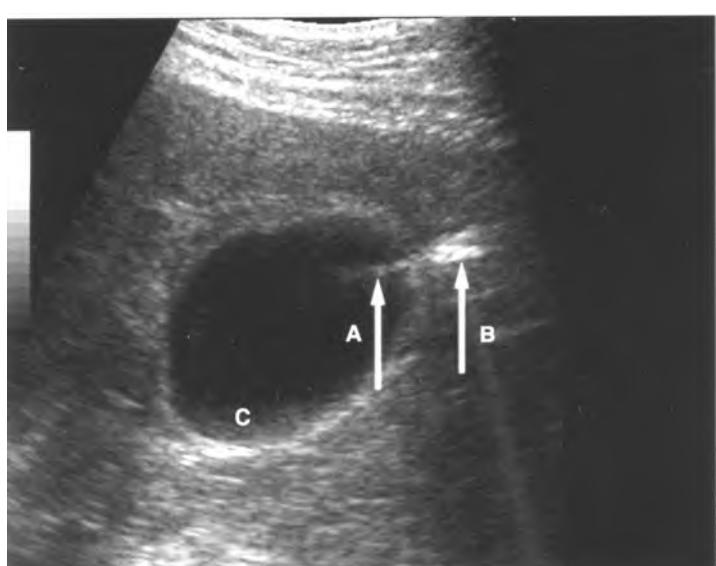
Hình 1-14. Phân giải theo trục và bên. Phân giải trong mặt phẳng thẳng góc với trục của chùm sóng ảnh hưởng quan trọng lên chất lượng hình ảnh. Độ phân giải bên, L , là phân giải trong mặt phẳng thẳng góc với trục của chùm sóng tức song song với mặt đầu dò và lệ thuộc vào bề rộng của chùm sóng siêu âm.



Hình 1-15. Ảnh giả đa âm phản hồi. Ảnh giả đa âm phản hồi xuất hiện khi tín hiệu siêu âm phản xạ lập đi lập lại giữa giao diện phản xạ nhạy gần đầu dò, hậu quả là các phản âm trễ trở lại đầu dò. Điều này biểu thị trên hình ảnh là một chuỗi các phản âm cách nhau đều đặn theo độ sâu. Phản âm ở độ sâu 1 sinh ra do phản xạ đơn giản từ một giao diện mạnh. Phản âm ở mức 2 đến 4 sinh ra từ vô số những phản âm giữa giao diện và bề mặt (ảnh nhái).



Hình 1-16. Thùy bên. Mặc dù phần lớn năng lượng được truyền đi dọc theo trục của đầu dò, A, một phần còn lan theo hai bên của chùm sóng sơ cấp, B và C. Chúng được gọi là thùy bên và có cường độ thấp hơn chùm sóng sơ cấp. Thùy bên có thể tương tác với các mặt phản xạ mạnh nằm ngoài mặt phẳng quét sinh ra ảnh giả hiển thị ngay trong hình ảnh siêu âm (xem Hình 1-17)

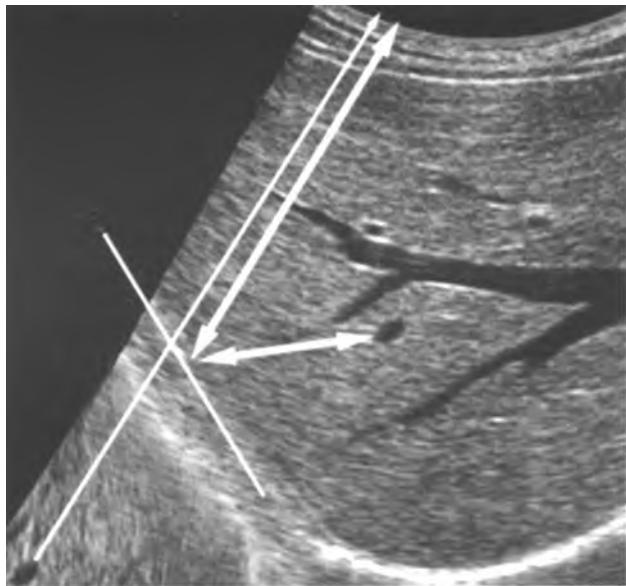
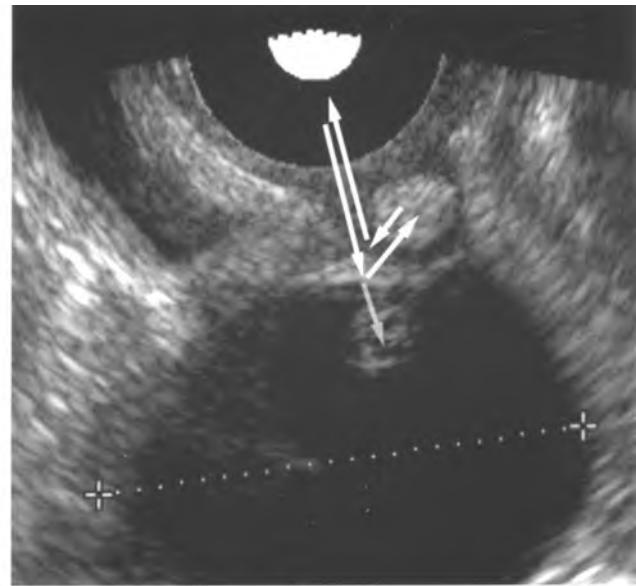


chùm sóng chính (Hình 1-16). Những ảnh giả này tác động quan trọng lên lâm sàng vì tạo nên cảm tưởng về sự hiện diện của một vài cấu trúc hay cặn bã bên trong các cấu trúc chứa dịch (Hình 1-17). Thùy bên còn làm đo đặc sai lệch vì làm giảm độ phân giải ngang. Tương tự phần lớn các ảnh giả khác, đặt lại đầu dò và vùng hội tụ hoặc sử dụng đầu dò khác thường cho phép phân biệt được ảnh giả với phản âm thực. Ảnh giả còn che lấp thông tin khiến ta bỏ sót các bệnh lý quan trọng. **Bóng lung** xuất hiện lúc cường độ siêu âm bị giảm đáng kể do gấp một mặt phản xạ mạnh nằm trong sâu. Bóng lung cũng làm mất thông tin do giảm thấu bởi các cấu trúc nồng. Một nguyên nhân khác làm mất thông tin là do điều chỉnh gain và TGC không đúng. Một số phản âm yếu gần với mức nhiễu của máy đòi hỏi điều chỉnh thật khéo léo và có kinh nghiệm để thu được thông tin tối đa với nhiễu tối thiểu. Góc quét nhỏ, độ xuyên thấu yếu, độ phân giải kém cũng là nguyên nhân làm mất thông tin. Không lưu ý lựa chọn tần số đầu dò, không quan tâm tới các đặc tính hội tụ của chùm sóng, tất cả sẽ làm mất thông tin quan trọng từ những vật nhỏ, sâu. Thí dụ, **ảnh giả nhiễu đường** xảy ra khi lộ trình của phản âm không đúng như dự trù, phản âm trở lại hiển thị ở một vị trí không đúng trên hình ảnh (Hình 1-18).⁶

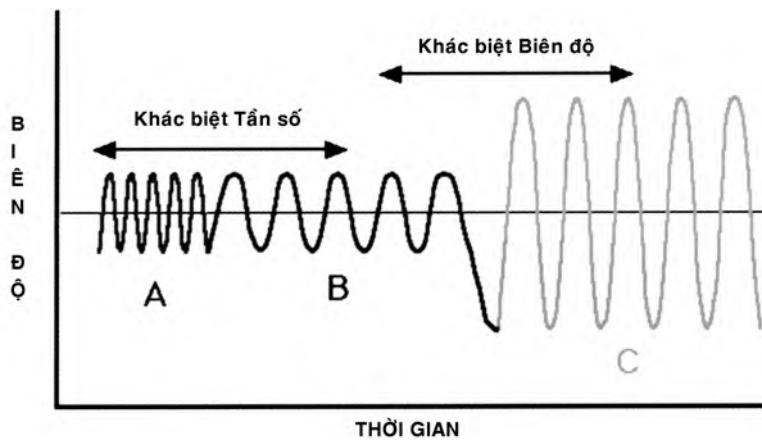
SIÊU ÂM DOPPLER

Hình ảnh siêu âm mode B sử dụng các kỹ thuật lan truyền xung-phản âm, phát hiện và hiển thị .

Hình 1-17. Ảnh giả thùy bên. Hình túi mật cắt ngang cho thấy một phản âm sáng bên trong. A. Có thể là một dải hay vách ngăn bên trong túi mật. Đó là ảnh giả thùy bên liên quan tới sự hiện diện của một mặt phản xạ bên ngoài mặt cắt. B. Sát mé trong của túi mật. Phản âm yếu trong phần thấp của túi mật. C. có thể là ảnh giả do hiện tượng tương tự. Các ảnh giả thùy bên và lát dày ảnh hưởng quan trọng lên lâm sàng vì chúng tạo nên cảm giác như có các chất cặn bã bên trong các cấu trúc dịch. Như với phần lớn các ảnh giả khác, đặt lại đầu dò và vùng hội tụ hoặc sử dụng đầu dò khác thường cho phép phân biệt được ảnh giả với phản âm thực

**A****B**

Hình 1-18. Ảnh giả nhiều đường. Các phản âm trở về từ **vòm hoành**, A, và thành của một **nang buồng trứng**, B, tạo nên nhiều đường phản âm phức tạp là cho phảm âm quay về đầu dò bị chậm lại. Vì thế các phản âm này được hiển thị như ở một vị trí sâu hơn thực sự. Trong hình A, tạo nên một ảnh giả của gan nằm bên trên vòm hoành (ảnh nhái). Trong hình B, hiệu ứng không rõ bắng, có thể làm chẩn đoán sai, do tạo nên một nốt nhỏ trên mặt trong thành một nang buồng trứng thực sự chỉ là một nang đơn giản.



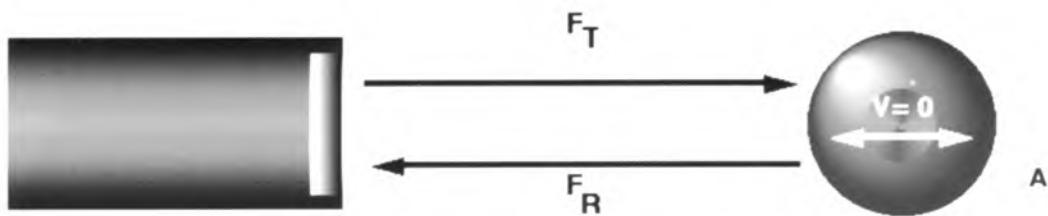
Hình 1-19. Thông tin khuếch tán trở lại.

Tín hiệu siêu âm khuếch tán trở lại bao gồm thông tin về biên độ, pha và tần số. Tín hiệu B và C khác nhau về biên độ nhưng cùng tần số. Khác biệt biên độ tạo nên hình ảnh kiểu B. Tín hiệu A và B khác nhau về tần số nhưng cùng biên độ. Khác biệt tần số như vậy là nền tảng của siêu âm Doppler.

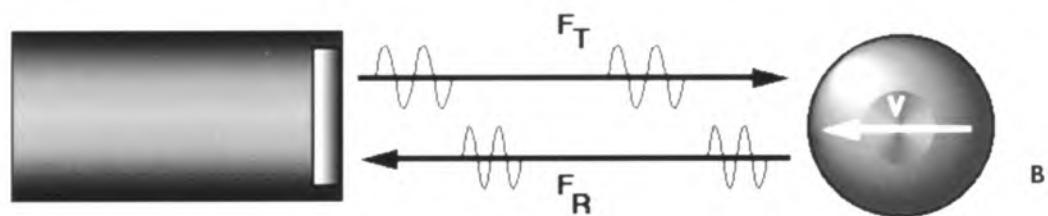
Đầu dò phát ra các xung ngắn rồi phản hồi từ các giao diện âm bên trong cơ thể. Đo thời gian chính xác giúp xác định độ sâu nơi phản âm sinh ra. Khi đó, tín hiệu khuếch tán trở lại mang các thông tin về biên độ, pha và tần số (Hình 1-19). Thông tin này cho phép suy ra vị trí, bản chất, và chuyển động của giao diện. Hình ảnh học siêu âm kiểu B chỉ sử dụng các thông tin về biên độ của phản âm để tạo nên hình ảnh. Các khác biệt về cường độ của các mặt phản xạ biểu thị qua các độ xám khác

nhau. Các vật khảo sát chuyển động nhanh như hồng cầu trong dòng máu chẳng hạn, sinh ra các phản âm biên độ thấp ít khi được hiển thị, hậu quả là lòng các mạch máu có hình thái phản âm trống tương đối.

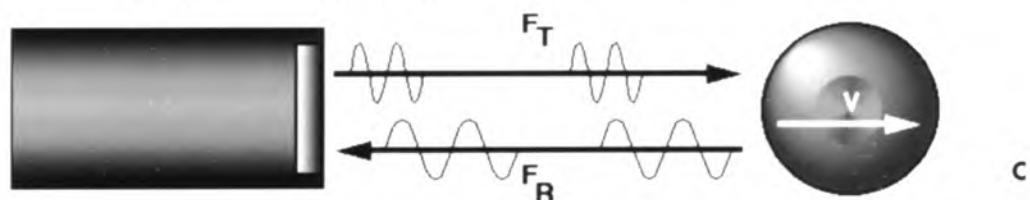
Mặc dù hiển thị theo thang xám tùy thuộc vào biên độ của tín hiệu phản âm, trong phản âm còn mang thông tin khác có thể giúp đánh giá chuyển động của các vật di chuyển. Khi sóng âm tần số cao tác động lên một giao diện tĩnh, sóng phản âm



Đích cố định : $(F_R - F_T) = 0$



**Đích di chuyển
về phía đầu dò :** $(F_R - F_T) > 0$



**Đích di chuyển
ra xa đầu dò :** $(F_R - F_T) < 0$

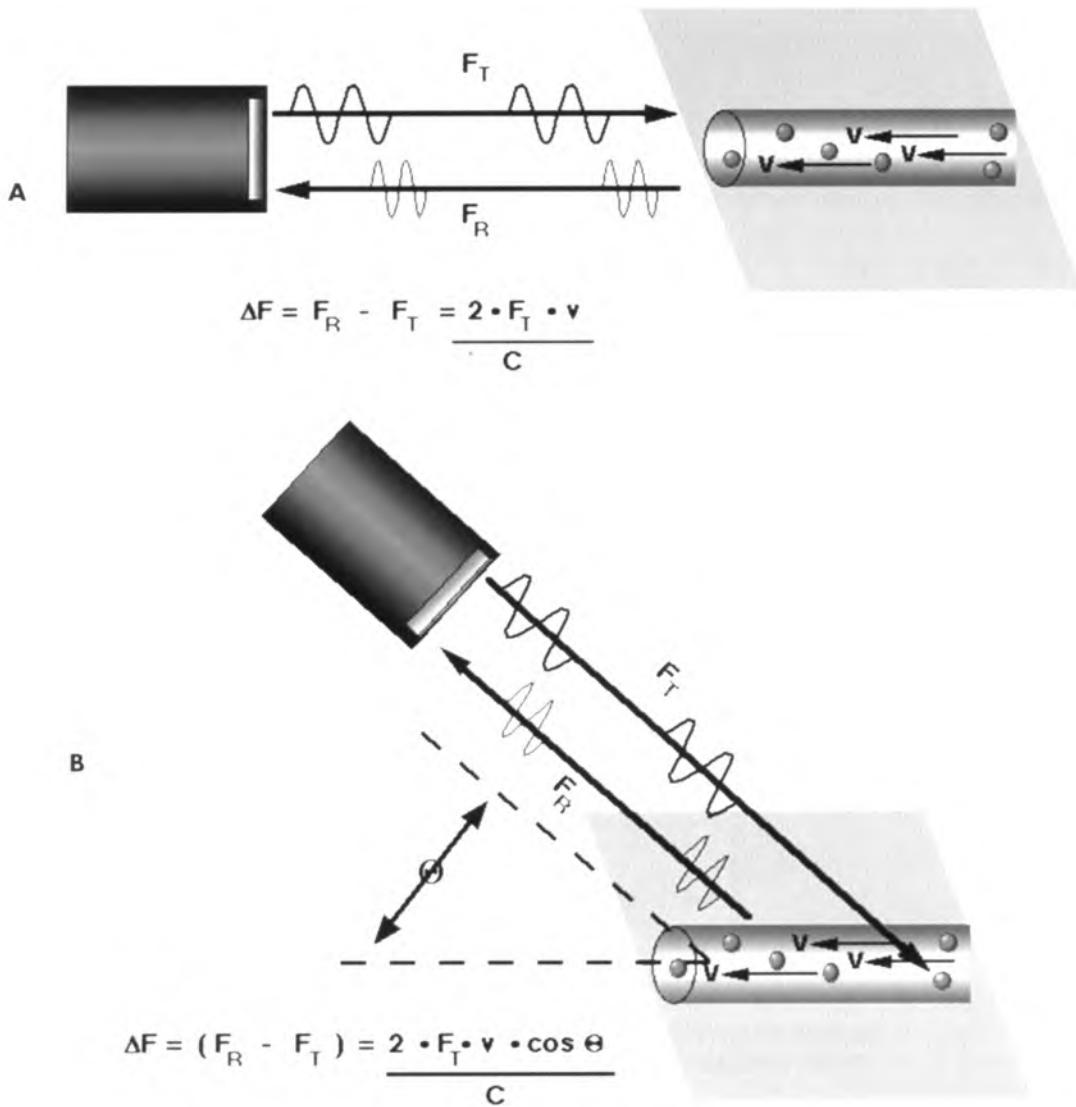
Hình 1-20. Hiệu ứng Doppler. A. Vật tĩnh. Nếu giao diện phản xạ tức đích đứng yên, sóng phản hồi có cùng tần số tức độ dài sóng như sóng tới nghĩa là không có sự khác biệt giữa F_T của sóng tới và F_R của sóng phản hồi. B và C. Vật di chuyển. Nếu giao diện phản xạ chuyển động nhưng không ảnh hưởng tới chùm sóng phát ra từ đầu dò, tần số sóng phản hồi từ đích chuyển động sẽ thay đổi. Khi giao diện di chuyển về phía đầu dò, B, chênh lệch giữa tần số sóng tới và phản hồi sẽ lớn hơn 0. Khi đích di chuyển theo hướng xa dần đầu dò, C, chênh lệch này nhỏ hơn 0. Người ta dùng phương trình Doppler để biểu thị tương quan giữa sự biến đổi tần số này với tốc độ của vật chuyển động.

có tần số tức độ dài sóng y hệt như của sóng tới (Hình 1-20, A). Tuy nhiên, nếu giao diện phản xạ chuyển động mà không ảnh hưởng lên chùm sóng phát đi, sẽ có sự thay đổi về tần số của phản âm sinh ra từ vật di chuyển (Hình 1-20, B và C). Thay đổi tần số này tỷ lệ trực tiếp với tốc độ của giao diện phản xạ so với đầu dò và là kết quả của hiệu ứng Doppler. Mối tương quan giữa tần số siêu âm phản hồi với tốc độ của giao diện được biểu thị

qua phương trình Doppler sau :

$$\Delta F = (F_R - F_T) = 2F_T v/c$$

Tần số chuyển dịch Doppler là ΔF ; F_R là tần số của phản âm từ vật di chuyển; F_T là tần số sóng phát từ đầu dò; v là vận tốc của vật so với đầu dò; và c là tốc độ của âm trong môi trường. Chuyển đổi tần số Doppler ΔF như đã mô tả ở trên chỉ



Hình 1-21. Phương trình Doppler. Phương trình Doppler mô tả tương quan của chuyển dịch tần số Doppler với vận tốc của vật. **A.** Trong thể đơn giản nhất, coi như hướng của sóng âm song song với chiều chuyển động của vật. Trên thực tế lâm sàng, điều này không thường gặp. Thường hơn cả là sóng âm tác động vào vật theo một góc θ . **B.** Trong trường hợp này, chuyển dịch tần số Doppler giảm tỷ lệ theo cos của góc θ .

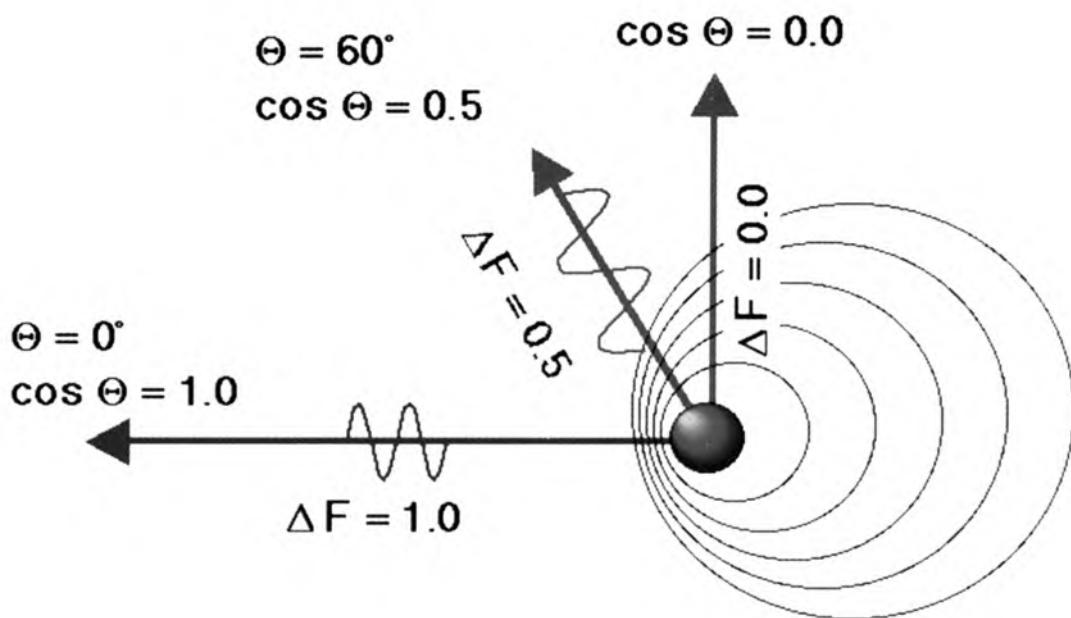
được áp dụng nếu vật di chuyển hoặc về phía đầu dò hoặc ra xa đầu dò như theo Hình 1-21, A. Trong đa số các ứng dụng lâm sàng, hướng của sóng ít khi thực sự cùng hướng hoặc trái ngược với chiều của dòng chảy, và sóng siêu âm thường tiến về vật di chuyển theo một góc gọi là góc Doppler (Hình 1-21, B). Trong trường hợp này, chuyển dịch tần số ΔF giảm tỷ lệ với cos của góc này.

Như vậy

$$\Delta F = (F_R - F_T) = (2F_T v/c) \cos \theta$$

trong đó θ là góc tạo bởi trục dòng chảy với chùm

sóng tới. Nếu đo được góc Doppler, ta có thể ước lượng được tốc độ dòng chảy. Muốn đo tốc độ chính xác đòi hỏi phải đo chính xác cả chuyển dịch tần số Doppler lẫn góc tới của chùm sóng. Nếu góc Doppler gần bằng 90° , $\cos \theta$ sẽ gần bằng 0. Nếu **góc tới đúng bằng 90°** , không có chuyển động tương đối nào của vật đi tới hoặc đi xa đầu dò nghĩa là **không có chuyển dịch tần số Doppler** (Hình 1-22). Vì trên 60° , biến đổi cosin xảy ra nhanh nên đo đặc Doppler được thực hiện khi góc nhỏ hơn 60° . Trên 60° , biến đổi nhỏ ở góc Doppler thường đi kèm thay đổi lớn ở $\cos \theta$ dẫn tới tốc độ



Hình 1-22. Minh họa tác dụng của góc Doppler lên chuyển dịch tần số. Với góc 60^0 , chuyển dịch tần số Doppler phát hiện được chỉ bằng nửa so với khi góc bằng 0^0 . Khi góc bằng 90^0 , không có chuyển động tương đối nào của vật khảo sát về phía đầu dò hoặc ra xa đầu dò và không phát hiện được chuyển dịch tần số. Chuyển dịch tần số Doppler phát hiện giảm tỷ lệ theo cosin của góc Doppler. Vì cosin của góc lớn hơn 60^0 thay đổi nhanh nên người ta khuyên nên dùng góc nhỏ hơn 60^0 khi cần ước tính tốc độ.

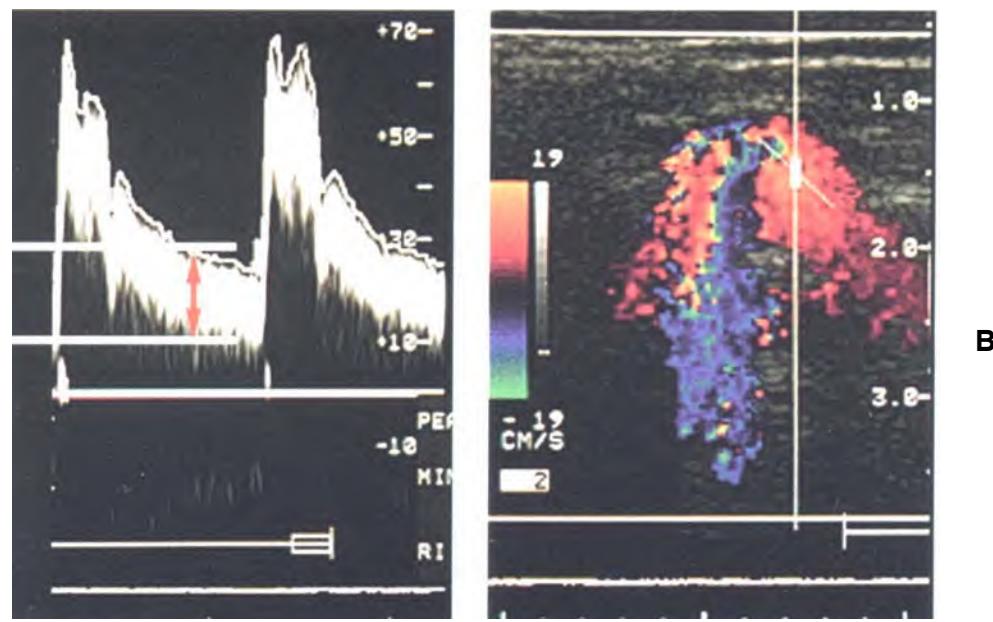
ước lượng có sai số lớn. Như vậy, sai sót nhỏ của góc Doppler tạo ra sai sót lớn khi ước lượng tốc độ. Những nhận xét trên rất quan trọng khi sử dụng máy có duplex và màu dòng chảy. Thu được hình ảnh tối ưu của thành mạch khi trục của đầu dò vuông góc với thành mạch trong khi khác biệt tần số Doppler thu được tối đa khi trục của đầu dò tạo với chiêu của dòng chảy một góc tương đối nhỏ. Khi khám mạch máu ngoại biên, cần có máy điều chỉnh được tần số Doppler theo góc Doppler để có được tốc độ. Việc này cho phép dữ liệu thu được từ những máy có tần số Doppler khác nhau có thể so sánh nhau được và loại trừ các sai sót trong lý giải thông tin về tần số thu từ những góc Doppler khác nhau. Khi khám bụng, người ta khuyên nên đo tốc độ từ góc đã điều chỉnh mặc dù để định tính dòng chảy có thể chỉ dùng các dữ liệu chuyển dịch tần số Doppler.

Mối hỗn tương giữa tần số đầu dò, F_T và góc Doppler, θ , với chuyển dịch tần số Doppler và tốc độ di chuyển của vật biểu thị trên phương trình Doppler, rất quan trọng khi sử dụng các máy Doppler trong lâm sàng.

Xử lý và hiển thị tín hiệu Doppler

Nhiều tùy chọn để xử lý chuyển dịch tần số Doppler ΔF thu thập thông tin liên quan tới chiều và tốc độ của dòng máu. Chuyển dịch tần số Doppler thu được nằm trong dải tần số âm nghe được. Tai có thể phân tích tín hiệu nghe thấy này, người thực hiện siêu âm được đào tạo để có thể nhận định một số đặc tính dòng chảy. Thông thường, dữ liệu Doppler sẽ được hiển thị dưới dạng đường biểu diễn giữa thời gian và phổ tần số phản âm. Biến thức Fourier được dùng để phân tích tần số. Phổ tần số Doppler sau cùng biểu thị sự biến thiên theo thời gian của các tần số Doppler ghi được trong thể tích mẫu, đường viền của phổ hiển thị các tần số tối đa ở từng thời điểm, bề rộng của phổ ở một điểm nào đó biểu thị dải các tần số ghi được (Hình 1-23, A). Đối với nhiều máy, biên độ của mỗi tần số được hiển thị theo thang xám. Khi hiện diện một số lượng lớn các tần số khác nhau ở một điểm nào đó trong chu kỳ tim, người ta đó là **sự xóa cửa sổ phổ** (spectral broadening).

Trong các máy hình ảnh học Doppler màu, thông tin về tốc độ được hiển thị như một tính chất



Hình 1-23. Hiển thị Doppler. A, Phổ tần số Doppler cho thấy những biến đổi về tốc độ và chiều của dòng chảy qua biểu đồ dạng sóng nằm trên hoặc dưới đường ngang. Bề rộng của phổ sóng (mở rộng phổ) là phạm vi các tần số hiện diện tại một thời điểm nào đó (*mũi tên đỏ*). Độ sáng theo thang xám dùng để chỉ biến độ của từng tần số. B, Hình ảnh dòng Doppler màu. Thông tin về biến độ từ vật tĩnh là nền tảng của hình ảnh mode B. Pha tín hiệu cung cấp thông tin về sự hiện diện và chiều của chuyển động và biến đổi tần số liên quan tới tốc độ của vật khảo sát. Tín hiệu phản hồi từ các hồng cầu được hiển thị dưới dạng màu tùy theo hướng chúng di chuyển về phía đầu dò hay ra xa đầu dò và người ta dùng độ bão hòa màu để chỉ chuyển dịch tần số từ các hồng cầu chuyển động.

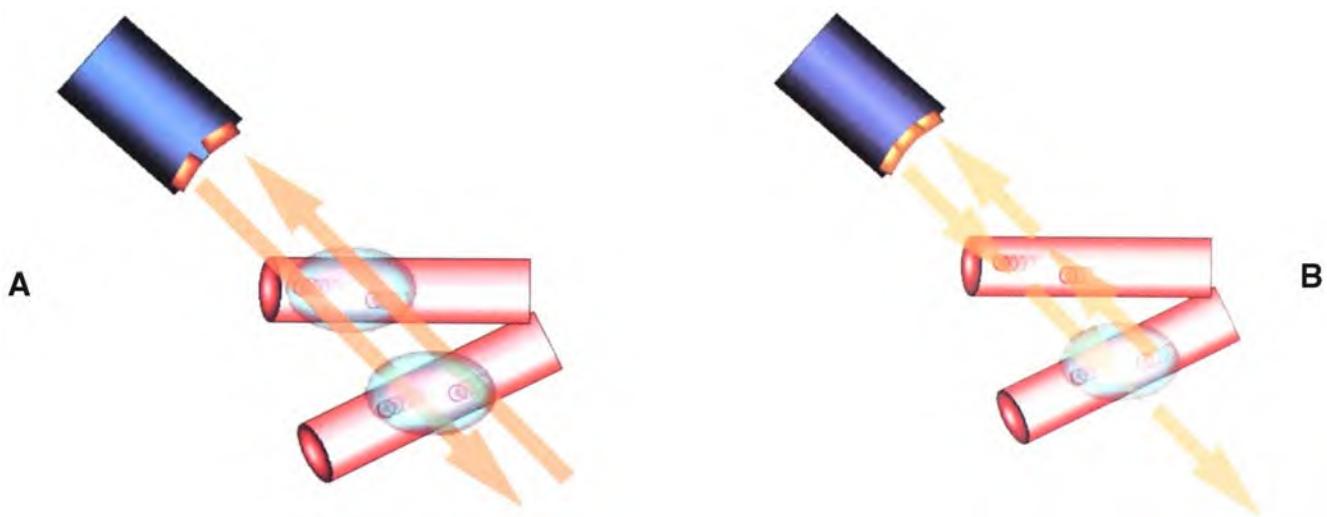
của chính hình ảnh (Hình 1-23, B). Ngoài việc phát hiện chuyển dịch Doppler từ từng điểm ảnh, các máy này còn có thể cung cấp phạm vi nhỏ để dùng Doppler xung kèm với phân tích phổ để hiển thị đủ các dữ liệu Doppler.

Dụng cụ Doppler

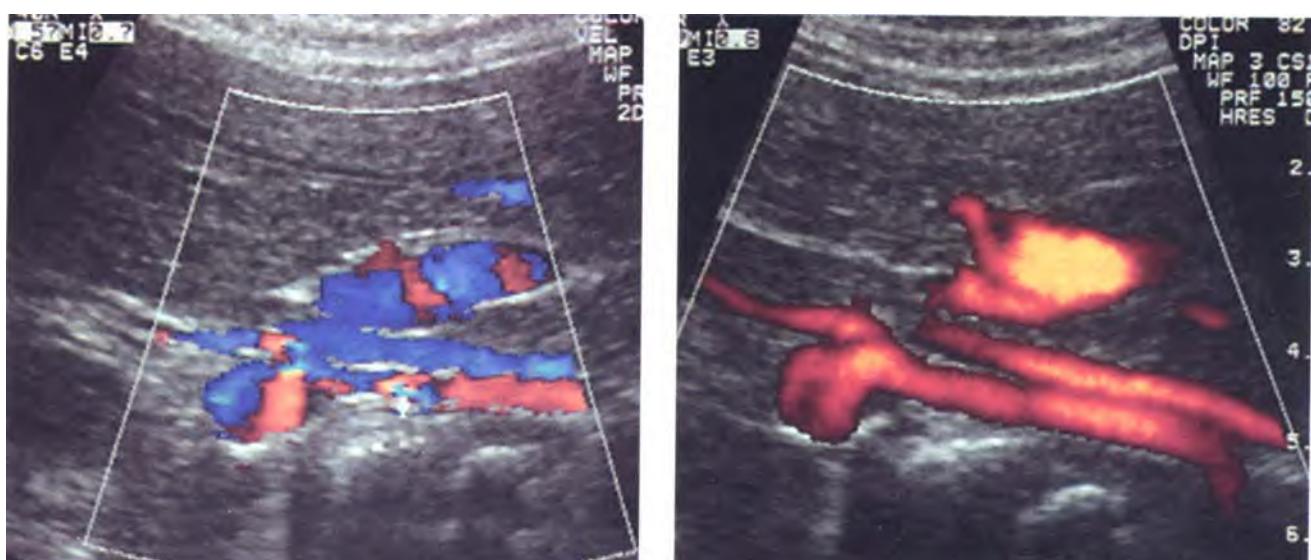
Trái nghịch với siêu âm mode A, M và mode B theo thang xám, thông tin thu được từ các giao diện mô, các dụng cụ về Doppler thiên về các thông tin về dòng chảy. Các máy Doppler đơn giản nhất sử dụng sóng liên tục dùng hai đầu dò phát và thu sóng âm liên tục (**CW Doppler**). Các chùm sóng phát và nhận chồng nhau trong một thể tích tại một độ sâu nào đó từ bề mặt đầu dò (Hình 1-24, A). Mặc dù có thể xác định chiều của dòng chảy bằng CW Doppler, các dụng cụ này không cho phép phân biệt chuyển động từ những độ sâu thay đổi và nguồn của tín hiệu phát hiện được không thể khẳng định một cách chắc chắn. Nhờ rẻ tiền và có thể di chuyển dễ dàng, thuở đầu, CW Doppler được dùng tại giường hoặc trong phòng mổ giúp khẳng định có dòng chảy hay không trong các mạch máu nồng.

Do những hạn chế của CW Doppler, đa số các máy áp dụng kỹ thuật Doppler xung với cổng lấy mẫu. Khác CW Doppler, các máy Doppler xung phát ra những xung năng lượng ngắn (Hình 1-24, B). Xung âm tạo nên những khoảng cách thời gian giữa phát và nhận phản âm, từ đó xác định được độ sâu của vật phản xạ. Trong hệ thống Doppler xung, thể tích mẫu hay cổng thu dữ liệu được kiểm soát về hình dáng, độ sâu và vị trí. Khi kết hợp với hình ảnh học 2D, mode B, hiển thị tức thì dưới dạng máy duplex, người ta có thể kiểm soát và thấy được vị trí của cổng Doppler trên màn hình.

Kiểu siêu âm Doppler thông dụng nhất dùng trong hình ảnh học là **Doppler dòng màu** (Hình 1-25, A).⁷ Trong những máy này, thông tin về dòng chảy cũng chính là một phần của chính hình ảnh. Các vật tĩnh hay di chuyển chậm là nền tảng của hình ảnh mode B. Pha tín hiệu cho thông tin về sự hiện diện và chiều của chuyển động và biến đổi tần số tín hiệu phản âm liên quan tới tốc độ của vật khảo sát. Tín hiệu phản hồi từ các hồng cầu được thể hiện bằng màu tùy theo hướng di chuyển của chúng về phía hay ra xa đầu dò và độ bão hòa



Hình 1-24. Doppler liên tục và Doppler xung. A. **Doppler sóng liên tục** sử dụng các tinh thể phát và nhận riêng biệt để phát sóng và nhận phản âm liên tục. Tuy cũng có thể phát hiện sự hiện diện và chiều của dòng chảy, các dụng cụ siêu âm Doppler liên tục không có khả năng phân biệt các tín hiệu sinh ra từ các mạch máu nằm ở những độ sâu khác nhau (*vùng tối*). B. **Doppler sóng xung** cho phép tạo mẫu khảo sát ở những độ sâu khác nhau bằng cách chỉ xử lý những tín hiệu trở về tới đầu dò sau khi định chính xác khoảng thời gian cách quãng (*vùng tối đối với mạch máu nằm sâu*). Người làm siêu âm có thể kiểm soát vị trí thèm tích mẫu và với hệ thống duplex, thấy được vị trí muốn thu thập thông tin Doppler.



Hình 1-25. Doppler màu và Doppler nồng lượng. A. **Doppler màu** sử dụng một bản đồ màu để hiển thị các thông tin dựa trên việc phát hiện các chuyển dịch tần số sinh ra từ các vật chuyển động. Dưới dạng này, nhiễu xuất hiện suốt trong toàn bộ phổ tần số làm hạn chế độ nhạy cảm. B. **Doppler nồng lượng** sử dụng một bản đồ màu để biểu thị sự phân bố công suất tức biến độ của tín hiệu Doppler. Doppler nồng lượng không cung cấp thông tin về chiều cũng như vận tốc của dòng chảy, nhưng giảm nhiễu hơn giúp người thực hiện có thể nâng gain lên cao hơn và tăng độ nhạy phát hiện dòng chảy.

HẠN CHẾ CỦA HÌNH ẢNH HỌC DOPPLER MÀU

Tùy thuộc góc
Vượt ngưỡng màu (Aliasing)
Không thể hiển thị toàn bộ phổ Doppler
trong hình ảnh
Ảnh giả do nhiễu

LỢI ĐIỂM CỦA DOPPLER NĂNG LƯỢNG

Không xảy ra aliasing
Bớt lệ thuộc nhiễu
Nhiều : màu nền đồng nhất
Tăng độ nhạy phát hiện dòng chảy

của màu dùng để chỉ tốc độ tương đối của các hồng cầu chuyển động. Hình ảnh học Doppler màu phát triển thành siêu âm duplex thường quy mang lại thêm nhiều khả năng. Việc sử dụng độ bão hòa màu để hiển thị các biến thiên trong tần số Doppler cho phép có thể **ƯỚC LƯỢNG PHẦN NÀO VỀ DÒNG CHÁY** với điều kiện nắm được các biến thiên về góc Doppler. Hiển thị dòng chảy trên toàn bộ hình ảnh giúp xác định vị trí và hướng của mạch máu cần khảo sát vào mọi lúc. Từ đó, người ta có thể hiển thị những rối loạn dòng chảy nhỏ và khu trú trong một mạch máu, chìa khóa cho kết luận hẹp mạch máu hoặc có thể nhận định về tính chất không đều của thành mạch do các mảng xơ vữa, chấn thương hoặc do bệnh lý khác. Phải quan sát dòng chảy tại mọi điểm trong mạch máu và không sợ bỏ sót các **tia nơi hẹp hoặc dòng xoáy khu trú**. Độ tương phản của dòng chảy bên trong lòng mạch (1) cho phép thấy được các mạch nhỏ mà bình thường không thấy trên máy siêu âm thường và (2) tăng độ rõ của những nơi thành mạch không đều. Hình ảnh học Doppler màu giúp xác định chính xác chiều của dòng chảy cùng với đo góc Doppler. Hạn chế của Doppler màu là lệ thuộc góc, hiện tượng vượt ngưỡng màu (aliasing), không thể hiển thị toàn bộ phổ Doppler trên hình ảnh và các ảnh giả do nhiễu sinh ra.

Doppler năng lượng

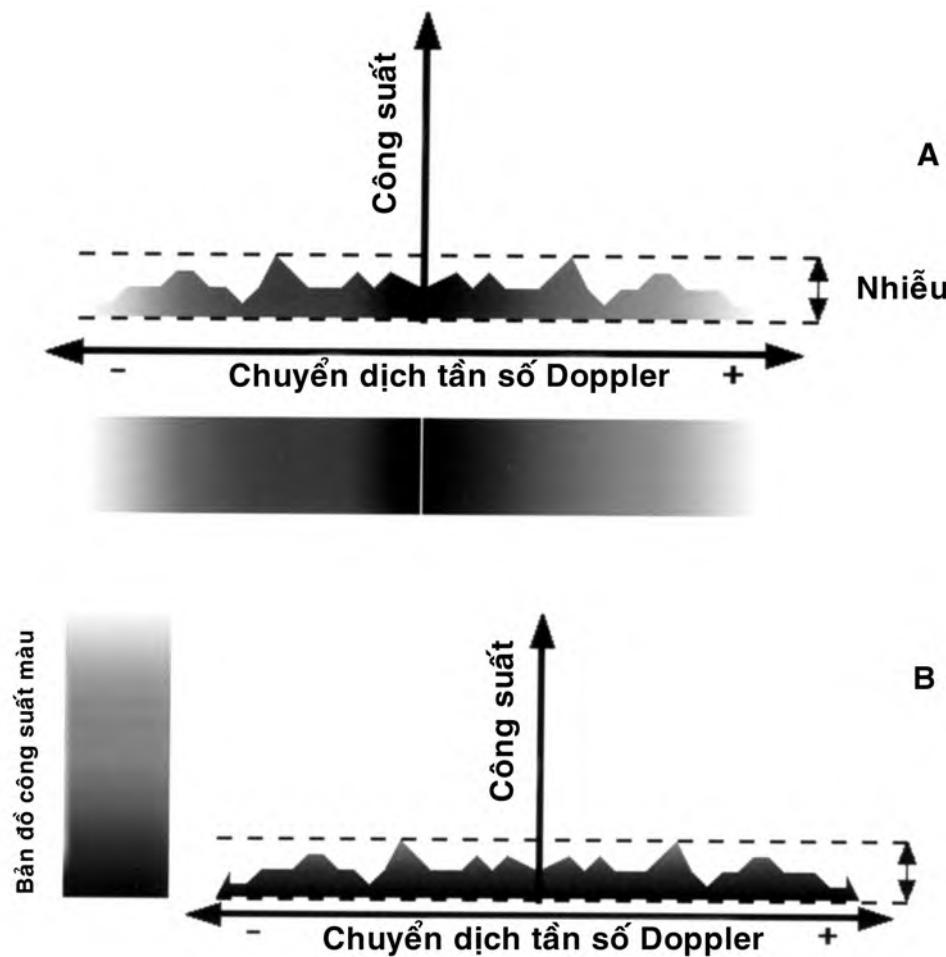
Một cách khác để hiển thị các thông tin về tần số với Doppler màu là dùng một bản đồ màu trong đó hiển thị công suất của các tín hiệu Doppler thay vì chuyển dịch tần số trung bình (Hình 1-25, B).⁸ Hình ảnh không cung cấp thông tin gì về chiều và vận tốc dòng chảy và Doppler năng lượng không lệ thuộc nhiều vào góc Doppler như đối với Doppler màu. Trái nghịch với Doppler màu trong đó nhiễu

hiện lên ở bất cứ chỗ nào trên hình dưới bất cứ màu gì, Doppler năng lượng làm cho nhiễu tạo nên màu nền đồng nhất nhưng không ảnh hưởng tới hình ảnh. Nhờ vậy có thể sử dụng tối đa dải động của máy, giúp điều chỉnh gain trong việc phát hiện dòng chảy, tăng độ nhạy cảm với dòng chảy.

Lý giải tín hiệu Doppler

Phải đánh giá dữ liệu Doppler trên cả phổ và hình ảnh màu bao gồm chuyển dịch Doppler về tần số và biên độ, góc Doppler, phân bố tần số trong không gian qua mạch máu và biến thiên tín hiệu tạm thời. Vì tín hiệu Doppler không mang ý nghĩa giải phẫu nào, người thực hiện phải lý giải tín hiệu Doppler và xác định bản chất của nó trong toàn cảnh.

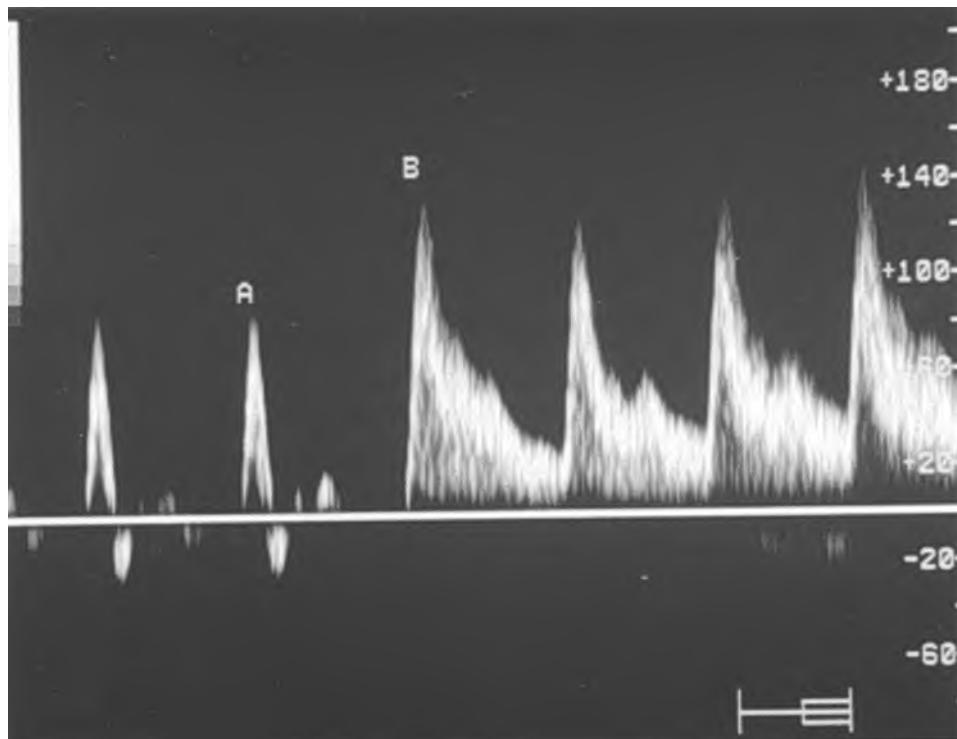
Phát hiện được chuyển dịch tần số Doppler đồng nghĩa với chuyển động của vật khảo sát tức với sự hiện diện của một dòng chảy. Dấu hiệu chuyển dịch tần số (dương hoặc âm) cho biết chiều tương đối của dòng chảy so với đầu dò. **Hẹp mạch máu** điển hình thường kèm với chuyển dịch Doppler rộng cả tâm thu lẫn tâm trương tại nơi hẹp nhất và dòng xoáy sau nơi hẹp. Đối với các mạch máu ngoại biên, phân tích các biến đổi Doppler cho phép dự đoán chính xác mức độ hẹp mạch máu. Hơn nữa, phân tích biến đổi vận tốc dòng máu theo thời gian biểu hiện trên phổ Doppler giúp thu thập được những thông tin về kháng lực của mạng mạch máu xa đối với dòng chảy. Hình 1-27 là một thí dụ minh họa những biến đổi trên phổ Doppler do những biến đổi sinh lý đối với kháng lực ở mạng mạch xa của **động mạch cánh tay bình thường**. Trong hình 1-27, A, người ta bơm máy đo huyết áp cánh tay lên trên mức tâm thu để ngăn không cho máu đến các nhánh xa của động mạch cánh tay. Việc này làm giảm biên độ tâm thu



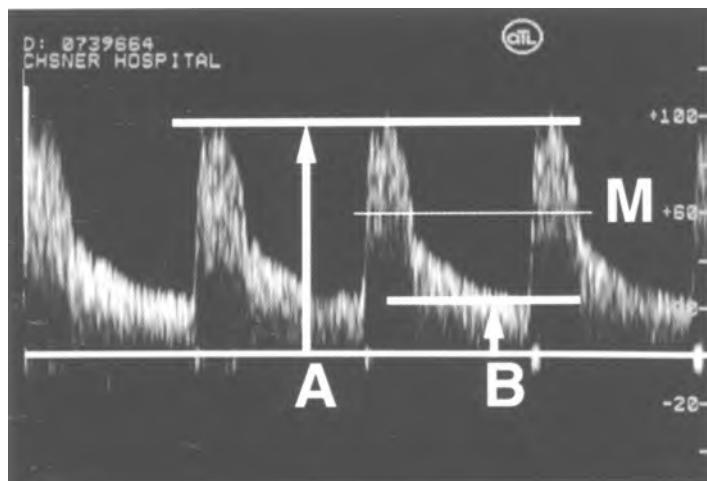
Hình 1-26. Bản đồ màu Doppler năng lượng và tần số. A. Doppler màu thường quy sử dụng bản đồ màu để chỉ các khía cạnh về chiều dòng chảy và chuyển dịch tần số Doppler. Vì nhiễu xuất hiện trên toàn bộ phổ tần số, mực độ gain giới hạn ở chỗ không thể làm nhiễu quá mức. B. Trái lại, bản đồ màu Doppler năng lượng thể hiện biên độ của tín hiệu Doppler. Vì phần lớn nhiễu có biên độ thấp, ta có thể vẽ nên các màu gần với nền. Việc này cho phép sử dụng mực gain cao giúp cải thiện đáng kể việc phát hiện dòng chảy so với Doppler màu thường quy.

và cắt đứt dòng tâm thu. Hình 1-27, B, cho thấy đường biểu diễn sóng của động mạch cánh tay ngay sau khi kết thúc 3 phút ép chặt. Trong **thời gian thiếu máu** do bơm căng túi cao su để làm nghẽn các mạch cẳng tay, giãn mạch sẽ xảy ra. Phổ Doppler bây giờ phản ánh mạng mạch máu xa có kháng lực thấp với tăng biên độ tâm thu và dòng nhanh sang tâm trương. Chỉ số Doppler như tỷ số tâm thu/tâm trương, chỉ số kháng, và chỉ số nhịp đậm, so sánh dòng tâm thu và tâm trương, cung cấp một chỉ số về kháng lực của mạng mạch ngoại biên và được dùng để đánh giá độ tươi máu thận ghép, nhau và tử cung. Như vậy, siêu âm Doppler giúp nhận định mạch máu, xác định chiều

của dòng chảy, đánh giá hẹp hoặc tắc và định tính dòng chảy tới các tạng và u. Phân tích chuyển dịch tần số Doppler theo thời gian giúp kết luận về cả hẹp đoạn gần và kháng lực mạng mạch xa. Đa số các công trình sử dụng hình ảnh học Doppler xung đều nhấn mạnh đến khả năng phát hiện các chỗ hẹp, huyết khối và rối loạn dòng chảy, chủ yếu trong các động mạch và tĩnh mạch ngoại biên. Trong các ứng dụng này, nền tảng của việc phân tích là đo các tần số đỉnh tâm thu, cuối tâm trương hoặc vận tốc, phân tích phổ Doppler và tính toán một số tỷ số tần số và vận tốc. Những biến đổi trong phổ thể hiện qua các chỉ số so sánh dòng tâm thu và tâm trương cung cấp nhận định về kháng lực



Hình 1-27. Trở kháng. A. Phổ kháng lực cao của động mạch cánh tay tạo nên bằng cách bơm cảng máy đo huyết áp ở cẳng tay lên mực cao hơn áp lực tâm thu. Do kháng lực ngoại biên cao, biên độ tâm thu giảm và đảo nghịch dòng tâm trương. B. Kháng lực thấp ở mạng mạch ngoại vi do giãn mạch sau khi bị thiếu máu trước đó. Ngay sau khi kết thúc 3 phút làm tắc nghẽn, phổ Doppler cho thấy tăng biên độ và dòng tâm trương giảm nhanh.



Hình 1-28. Các chỉ số Doppler. Hình ảnh học Doppler có thể cung cấp các thông tin về dòng trong mạch máu lớn cũng như nhỏ. Kháng lực của các mạch máu nhỏ thể hiện trong phổ Doppler của các mạch tối. Chỉ số dòng Doppler giúp xác định kháng lực ngoại biên dựa trên đỉnh tần số tâm thu hoặc vận tốc, A, tần số hoặc vận tốc tối thiểu hoặc cuối tâm trương, B, và tần số hoặc vận tốc trung bình, M. Các chỉ số thường dùng nhất là : tỷ số tâm thu/tâm trương ($S/D = A/B$); chỉ số kháng [$RI = (A - B)/A$]; và chỉ số nhịp đậm [$PI = (A - B)/M$]. Khi tính chỉ số nhịp đậm, người ta dùng vận tốc tối thiểu tâm trương; tính tỷ số S/D và chỉ số kháng, dùng giá trị cuối tâm trương.

và đưa đến nhận định về một số bệnh lý (Hình 1-28). Biến đổi của các chỉ số này có thể quan trọng trong tình trạng thải ghép tạng sớm, rối loạn chức năng nhu mô và bệnh lý ác tính. Mặc dù những chỉ số này hữu ích, ta rất cần ghi nhớ là việc đo đặc

không chỉ bị ảnh hưởng bởi kháng lực của các mạch ngoại biên mà còn do nhiều yếu tố khác, bao gồm nhịp tim, huyết áp, độ dài và độ dày hòi của thành mạch và sự chèn ép tạng từ ngoài. Khi lý giải phải luôn chú ý đến tất cả các giá trị trên.

CÁC NGUỒN GỐC CHÍNH CỦA ẢNH GIẢ TRONG DOPPLER

Tần số Doppler

Tần số càng cao làm hấp thu trong mô càng nhiều

Lọc thành

Lấy đi tín hiệu từ dòng máu có vận tốc thấp

Xóa cửa sổ phổ

Gain hệ thống quá cao hoặc biến đổi trong dải động của hình ảnh thang xám có thể làm tăng

Thể tích mẫu lớn quá có thể làm tăng

Thể tích mẫu đặt quá gần thành mạch làm tăng

Vượt ngưỡng (aliasing)

Giảm PRF làm tăng aliasing

Giảm góc Doppler làm tăng aliasing

Đầu dò có tần số Doppler càng cao càng làm tăng

Góc Doppler

Trên 60° không chính xác

Kích thước thể tích mẫu

Tăng nhiễu thành mạch nếu thể tích mẫu lớn

của chúng lên việc phân tích các số đo về dòng chảy là rất quan trọng. Các nguồn gốc chính sinh ra ảnh giả trong Doppler bao gồm như sau.

Tần số Doppler.

Mục đích sơ khởi của Doppler là đo chính xác các đặc tính của dòng bên trong cấu trúc mạch máu. Các hồng cầu di chuyển là nguồn gốc đầu tiên của tín hiệu Doppler giữ vai trò như điểm khuếch tán hơn là mặt phản xạ. Tác động này dẫn tới hậu quả là cường độ của âm khuếch tán thay đổi cân đối theo công suất thứ tư của tần số. Điều này có ý nghĩa khi chọn một tần số nào đó cho khảo sát. Tần số tăng cải thiện độ nhạy Doppler nhưng cũng tăng độ giảm thấu của mô và kết quả là không xuyên thấu sâu được. Cần nhắc thận trọng giữa độ nhạy và độ xuyên thấu là trách nhiệm quan trọng của người thực hiện khảo sát siêu âm. Vì nhiều mạch máu bụng nằm sâu nhiều cm dưới bề mặt bụng, để có đủ độ xuyên thấu, người ta thường dùng đầu dò 3 đến 3,5 MHz.

Lọc thành. Các dụng cụ Doppler phát hiện chuyển động không chỉ từ các hồng cầu mà còn từ các cấu trúc lân cận. Để loại bỏ các tín hiệu tần số thấp này, đa số các máy sử dụng bộ lọc gọi là lọc “thành” lấy đi tất cả các tín hiệu thấp hơn một ngưỡng tần số định sẵn. Tuy hiệu quả trong việc **loại trừ các nhiễu tần số thấp**, các bộ lọc này cũng **lấy đi các tín hiệu từ dòng máu vận tốc thấp** (Hình 1-29). Trong một số tình huống lâm sàng, do các vận tốc thấp này cũng quan trọng nên lựa chọn bộ lọc không đúng có thể làm sai lạc nghiêm trọng kết quả lý giải. Thí dụ, không phát hiện được dòng tĩnh mạch vận tốc thấp nếu dùng lọc không chính xác và không hiển thị được các dòng tâm trương có vận tốc thấp làm tính toán sai các chỉ số Doppler như chỉ số tâm thu/tâm trương hoặc chỉ số kháng. Nhìn chung, phải lựa lọc ở mức thấp nhất, thường trong khoảng 50 đến 100 Hz.

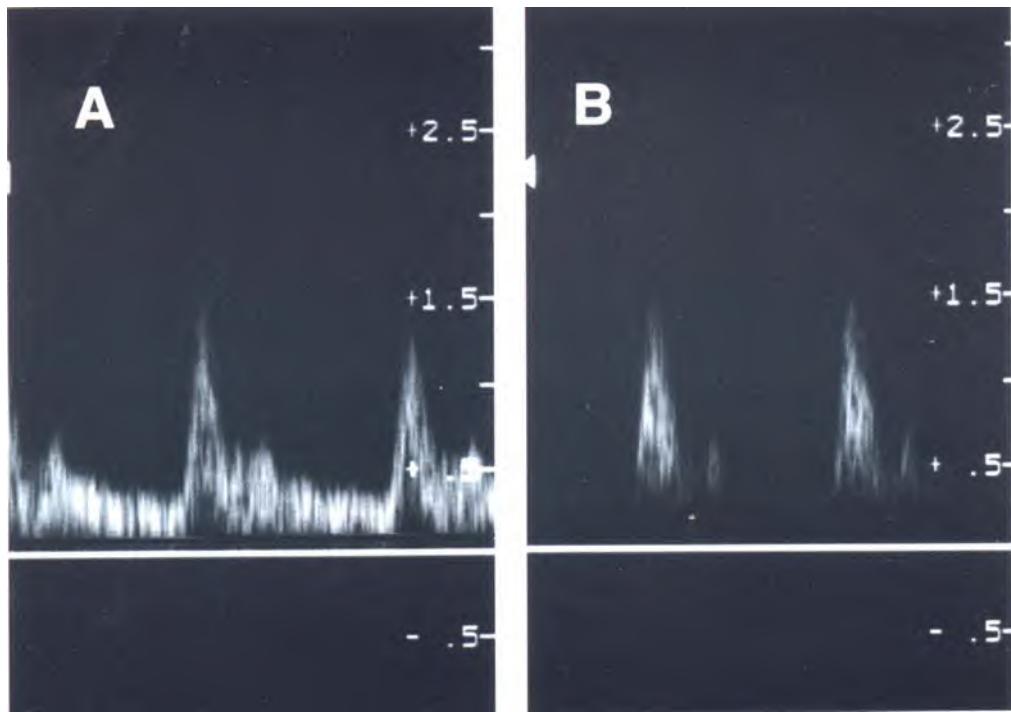
Xóa cửa sổ phổ tương ứng với sự hiện diện của một dải rộng các vận tốc dòng tại một điểm nào đó trong chu kỳ xung và là một tiêu chuẩn quan trọng của hẹp mạch khít. Gain hệ thống quá cao hoặc biến đổi của dải động hiển thị theo thang xám của phổ Doppler có thể gợi ý mở rộng phổ; đặt gain ngược lại có thể làm khuất hiện tượng phổ rộng dẫn tới chẩn đoán không đúng. Mở rộng phổ cũng gặp khi chọn thể tích mẫu quá rộng hoặc đặt thể tích mẫu quá gần với thành mạch trong đó dòng có tốc độ thấp (Hình 1-30).

Vượt ngưỡng màu (aliasing).

Mặc dù hình ảnh Doppler màu giúp cho việc lý giải dễ dàng hơn, tính phức tạp của hình Doppler màu thực ra lại là hình ảnh được yêu cầu nhiều hơn là hình phổ Doppler đơn giản để đánh giá. Tuy nhiên, hình ảnh Doppler màu có nhiều ưu điểm hơn hình ảnh học duplex Doppler xung trong đó dữ liệu thu được chỉ thuộc một phần nhỏ của vùng cần khảo sát. Để có thể tin tưởng là khảo sát Doppler thường quy có độ nhạy cảm và độ chuyên biệt phát hiện các rối loạn dòng chảy, cần thực hiện một nghiên cứu có phương pháp và đặt mẫu ở nhiều vị trí trong vùng cần khảo sát. Các dụng cụ Doppler màu cho phép đồng thời đặt mẫu tại nhiều nơi và bớt nhạy với sai sót này.

Một số nhận xét khác về kỹ thuật

Mặc dù nhiều vấn đề và ảnh giả gặp trong hình ảnh học mode B, như bóng lưng, cũng gặp trong siêu âm Doppler, phát hiện và hiển thị được các thông tin tần số liên quan tới vật di chuyển hình thành một nhóm các nhận xét đặc biệt về kỹ thuật mà không gặp trong các kiểu siêu âm khác. Hiểu biết nguồn gốc các ảnh giả cũng như ảnh hưởng



Hình 1-29. Lọc thành. Dùng lọc thành để loại bỏ nhiễu tần số thấp trên hình Doppler. Trên đây, hậu quả tác dụng của dòng vận tốc chậm thể hiện với lọc 100 Hz, A, và 400 Hz, B. Dùng lọc thành cao loại trừ được tín hiệu từ dòng máu vận tốc chậm, có thể làm sai lệch việc lý giải. Nhìn chung, sử dụng lọc thành trong phạm vi thấp nhất, cụ thể từ 50 đến 100 Hz.

giả phát sinh từ việc mơ hồ trong đo đặc các chuyển dịch tần số Doppler cao. Để bảo đảm các mẫu sinh từ độ sâu chọn sẵn khi dùng hệ thống Doppler xung, cần chờ phản âm từ vùng khảo sát trở về trước khi phát ra xung kế tiếp. Điều này giới hạn khả năng xử lý các xung, dùng PRF thấp cho độ sâu lớn. PRF cũng đồng nghĩa với độ rõ ràng ở một độ sâu tối đa. Nếu PRF nhỏ hơn hai lần chuyển dịch tần số tối đa sinh từ vật di chuyển (giới hạn Nyquist), aliasing xảy ra. Hình 1-31 minh họa nguồn gốc của aliasing. Khi PRF nhỏ hơn hai lần chuyển dịch tần số phát hiện, sẽ hiển thị những chuyển dịch tần số thấp hơn thực sự. Vì cần PRF nhỏ để có thể đến các mạch nằm sâu, nếu có vận tốc dòng cao, tín hiệu từ các mạch sâu trong bụng có khuynh hướng aliasing. Trên thực tế, thường dễ gặp aliasing (Hình 1-31, C và D). Có thể giảm aliasing bằng cách tăng PRF, tăng góc Doppler (Hình 1-31, D) (như vậy giảm chuyển dịch tần số) hoặc bằng cách dùng đầu dò có tần số thấp hơn.

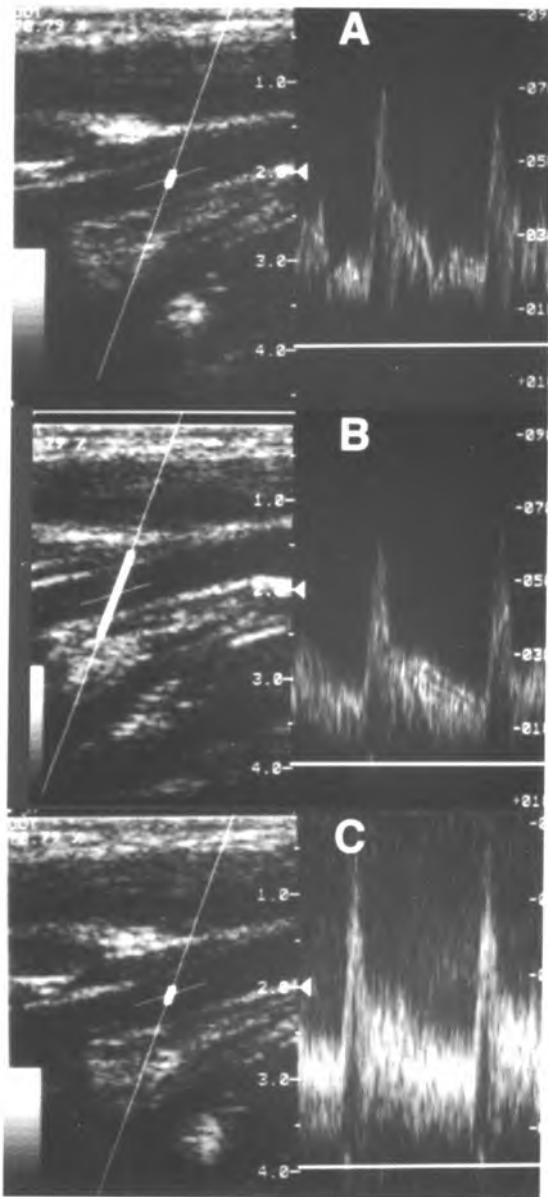
Góc Doppler. Khi đo Doppler, cần điều chỉnh lại góc Doppler và hiển thị các số đo vận tốc. Các

số đo này độc lập với tần số Doppler. Độ chính xác của tốc độ ước lượng bằng Doppler tùy thuộc nhiều vào mục chính xác của việc đo góc Doppler. Điều này càng quan trọng khi góc Doppler vượt quá 60° . Nói chung, cố gắng giữ cho góc Doppler bằng 60° hoặc thấp hơn vì các thay đổi nhỏ của góc Doppler trên 60° lại làm thay đổi đáng kể về vận tốc đo được và đo đặc không chính xác dẫn tới những sai số về tốc độ lớn hơn khi góc Doppler nhỏ.

Kích thước thể tích mẫu. Trong hệ thống Doppler xung, độ dài của thể tích mẫu Doppler do chính người thực hiện kiểm soát còn độ rộng lê thuộc tính chất của chùm sóng. Phân tích các tín hiệu Doppler đòi hỏi điều chỉnh đúng thể tích mẫu để loại trừ tối đa những nhiễu ngoài ý muốn từ thành mạch.

CÁC KIỂU HOẠT ĐỘNG : ỨNG DỤNG LÂM SÀNG

Các máy siêu âm có thể hoạt động dưới nhiều kiểu, gồm thời gian thực, Doppler màu, Doppler



Hình 1-30. Xóa cửa sổ phổi. Phạm vi các vận tốc phát hiện tại một thời điểm nào đó trong chu kỳ xung được phản ảnh trên phổi Doppler qua sự xóa cửa sổ phổi. **A. Phổi bình thường.** Có thể gặp xóa cửa sổ phổi trong các dòng xoáy kết hợp với hẹp lòng mạch. Xóa cửa sổ phổi giả có thể do đặt thể tích mẫu không đúng vị trí, gần thành mạch hoặc **B**, dùng thể tích mẫu quá rộng hoặc **C**, Gain hệ thống quá dư.

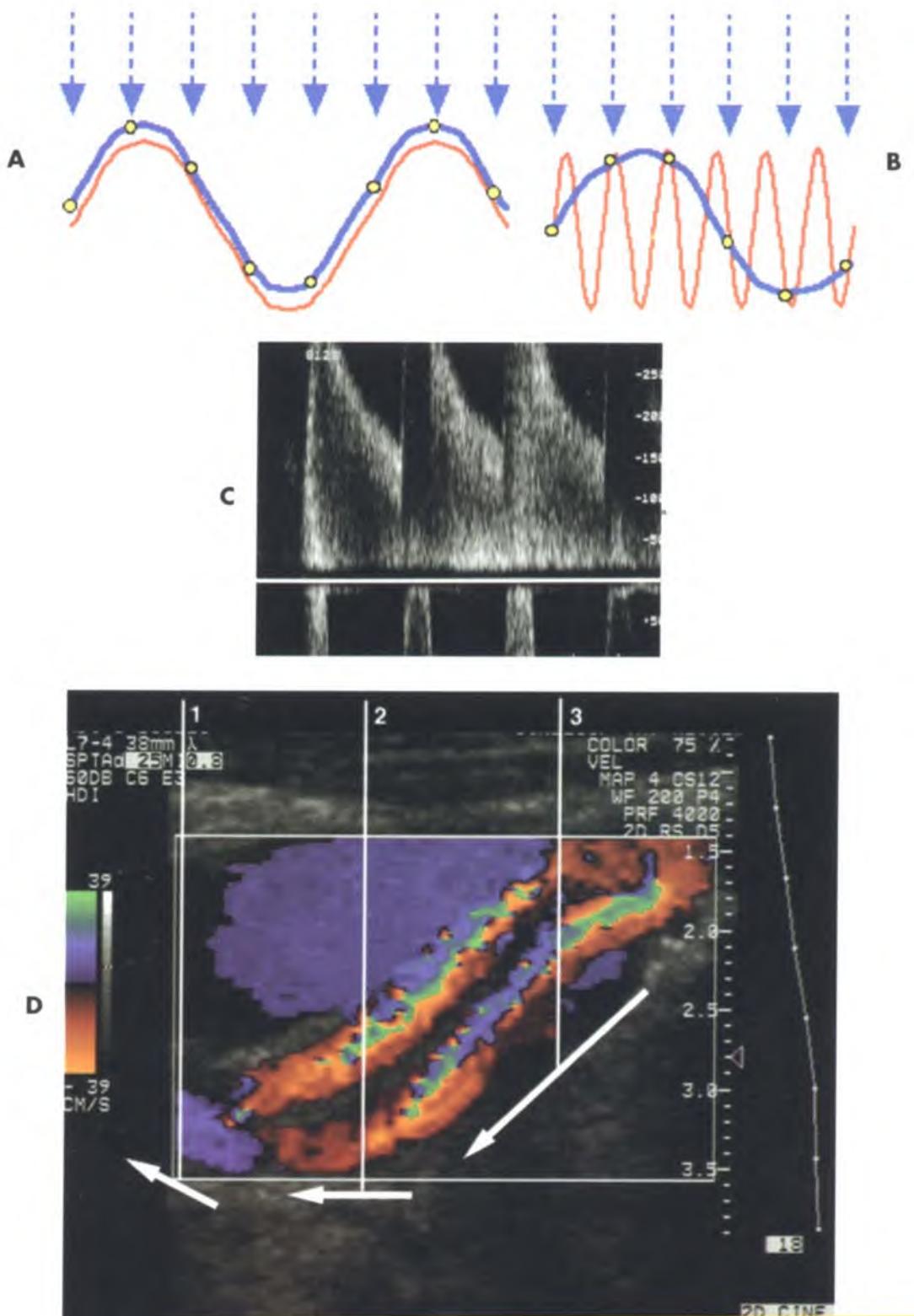
phổi và hình ảnh học mode M. Hình ảnh tùy thuộc kiểu hoạt động. Khi quét, các xung siêu âm phát ra từ đầu dò chuyển thành các đường ngắm được di chuyển và đổi hướng quét theo chuỗi để sinh ra hình ảnh. Điều này có nghĩa là số lượng các xung siêu âm đến được một điểm nào đó trong cơ thể bệnh nhân sau một quãng thời gian nào đó tương đối nhỏ và năng lượng tương đối nhỏ được đặt tại một vị trí nào đó. Ngược lại, hình ảnh học **Doppler phổi** là một kiểu hoạt động không do quét trong đó

nhiều xung siêu âm được phát ra lập đi lập lại theo một đường thẳng để thu thập các dữ liệu Doppler. Trong kiểu này, chùm sóng cố định dẫn tới khuynh hướng làm nóng đáng kể. Trong hình ảnh học, PRF thường là vài ngàn hertz với xung rất ngắn. Thời gian xung trong Doppler dài hơn so với các kiểu hình ảnh học khác. Ngoài ra, để tránh aliasing và các ảnh giả khác trong Doppler, thường cần dùng PRF cao hơn. Thời gian xung dài và PRF cao sẽ làm cho các thông số cao hơn và tăng lượng năng lượng dùng để quét. Doppler màu có các điều kiện hoạt động nằm giữa hình ảnh học thời gian thực và hình ảnh học Doppler vì Doppler màu có khuynh hướng sử dụng các xung dài hơn. Mỗi người thực hiện phải biết rõ rằng mỗi khi bật từ chế độ hình ảnh sang chế độ Doppler là làm thay đổi các điều kiện khảo sát và tiềm tàng các hiệu quả sinh học.

Với các máy hiện hành về hình ảnh, tác dụng sinh học thường nhỏ vì không dùng tới những cường độ có thể gây ra nhiệt. Siêu âm Doppler tiềm tàng hiệu quả nhiệt lớn hơn. Kiểm tra bước đầu một số máy cho thấy nhiệt độ có thể tăng 1°C tại giao diện mô mềm/xương nếu giữ nguyên vùng hội tụ. Do đó, phải lưu ý khi khảo sát Doppler tại hoặc gần giao diện mô mềm/xương cũng như đối với sản phụ vào tam cá nguyệt thứ hai và thứ ba. Trong những ứng dụng này, phải luôn nhớ nguyên tắc ALARA (as low as reasonably achievable, thấp đủ để hoạt động), người thực hiện nên dùng các yếu tố âm thấp nhất có thể được mà vẫn đủ thu được dữ liệu cho chẩn đoán.

CÓ CẦN QUAN TÂM TỚI TÁC DỤNG SINH HỌC

Mặc dù rõ ràng là các bác sĩ thực hiện phải biết về các tác dụng sinh học nhưng có thể xếp nó vào vị trí thứ yếu một khi một yếu tố quan trọng khác cho việc sử dụng an toàn chính là người thực hiện. Kiến thức và kỹ năng của người thực hiện quyết định quan trọng tỷ lệ nguy cơ-lợi ích khi sử dụng siêu âm để khảo sát trong một tình huống lâm sàng chuyên biệt nào đó. Thí dụ, nhấn mạnh không tưởng về nguy cơ sẽ làm lưỡng lự khi cho chỉ định siêu âm, hậu quả có thể đưa bệnh nhân làm một khảo sát khác có hại hơn. Sự khéo léo và kinh nghiệm của người thực hiện và lý giải kết quả



Hình 1-31. Vượt ngưỡng màu (Aliasing). PRF xác định tốc độ tạo mẫu của một chuyển dịch tần số Doppler. **A**, Nếu PRF đủ, sóng mẫu (đường cong xanh dương) sẽ ước lượng **chính xác** tần số mẫu hóa (đường cong đỏ). **B**, nếu PRF nhỏ hơn $\frac{1}{2}$ tần số được đo, tạo mẫu kém sẽ làm hiện lên tần số thấp hơn (đường cong xanh dương) **C**, Khi khảo sát, aliasing xuất hiện trong hiển thị phổ dưới dạng “bao quanh” với các tần số cao hiện bên dưới đường ngang. **D**, Trong hiển thị Doppler màu, aliasing với bản đồ tần số màu “bao quanh” từ một chiều dòng này sang chiều đối nghịch, ngang qua một vùng chuyển tiếp màu không bao hòa. Trong **D**, vận tốc trong lòng mạch không đổi, nhưng aliasing chỉ xuất hiện trong từng đoạn của mạch máu. Lý do là vì tác động của góc Doppler lên chuyển dịch tần số Doppler. Khi góc tăng lên, chuyển dịch tần số Doppler giảm và không còn thấy aliasing nữa.

khảo sát giữ ảnh hưởng chính lên hiệu quả toàn diện của khảo sát. Về khía cạnh của sự phát triển nhanh chóng của siêu âm và sự lan tràn của nó trong bàn tay của các nhà lâm sàng chỉ được đào tạo ít, thường như bệnh nhân chịu thiệt hại nhiều hơn do những chẩn đoán thiếu sót từ những chẩn đoán không đúng, kỹ thuật khảo sát kém và sai sót trong lý giải. Điều này còn hại hơn cả những hiệu quả sinh học. Không chẩn đoán được một bất thường rõ rệt hoặc bỏ sót chẩn đoán thai ngoài tử cung là những nguy hiểm thực sự và thực vậy, những người thực hiện không được đào tạo đủ có thể là mối nguy hiểm hiện hành trong chẩn đoán siêu âm.

Để kết luận, hiểu biết về tác dụng sinh học là thiết yếu để sử dụng cẩn thận và là quan trọng để bảo đảm có được hiệu quả nhiều nhất cho chẩn đoán. Mọi người sử dụng máy siêu âm phải cẩn thận: phải nắm vững đầy đủ nhất có thể được về các nguy cơ tiềm tàng và các lợi ích rõ rệt của siêu âm cũng như của các phương pháp khác nhau. Với thông tin đó, người thực hiện sẽ điều chỉnh các thông số khảo sát và áp dụng nguyên tắc ALARA tránh tối đa các điều kiện có hại cho bệnh nhân nhưng vẫn giữ được các mục tiêu chẩn đoán.

THAM KHẢO

Âm học cẩn bản

- Chivers RC-, Parry RJ. Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues. *J Acoust Soc Am* 1978;63:940-953.
- Goss SA, Johnston RL, Dunn F. Comprehensive compilation of empirical properties of mammalian tissues. *J Acoust Soc Am* 1978;64:423-457.
- Merritt CRB, Kremkau FW, Hobbins JC. *Diagnostic Ultrasound: Bioeffects and Safety*. Ultrasound in Obstetrics and Gynecology 1992;2:366-374.
- Merritt CRB, Hvkes DL, Hedrick WR et al. Medical diagnostic ultrasound instrumentation and clinical interpretation. Topics in Radiology/Council Report. *JAMA* 1991;265:1155-1159.

Dụng cụ

- Merritt CRB. Doppler US: The basics. *Radiographics* 1991;11: 109-119.

Các bối cảnh ảnh

- Burns PN. *Interpretation and analysis of Doppler signals*. In: Taylor KJW, Burns PN, Wells PNT, eds. *Clinical Applications of Doppler Ultrasound*. New York: Raven Press; 1988:77.

Siêu âm Doppler

- Merritt CRB. Doppler color flow imaging. *J Clin Ultrasound* 1987; 15:591-597.
- Rubin JM, Bude RO, Carson PL et al. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology* 1994;190:853-856.

C H UƠNG 2



Các tác dụng sinh học và sự an toàn

J. Brian Fowlkes, Ph.D.
Christy K. Holland, Ph.D.

DÀN BÀI

ĐẠI CƯƠNG

Ứng dụng rộng rãi của siêu âm
Điều chỉnh liều phát siêu âm
Tăng cường vai trò của người làm siêu
âm
Yêu cầu thông tin cho người làm siêu
âm

CÁC TÁC DỤNG VẬT LÝ CỦA ÂM THANH

TÁC DỤNG SINH NHIỆT

Siêu âm sinh ra nhiệt
Các yếu tố kiểm soát nhiệt độ của mô
Hội tụ trong không gian
Các điểm nhận xét về thời gian
Loại mô
 Tăng nhiệt xương
 Tăng nhiệt mô mềm
Tăng nhiệt và độ an toàn của siêu âm
Chỉ số nhiệt
Các kiểu chỉ số nhiệt
 Kiểu mô đồng nhất (Mô mềm)
 Kiểu mô có xương tại tiêu điểm
 (Ứng dụng cho thai)
 Kiểu mô với xương ở bề mặt
 (Ứng dụng xuyên sọ)

Chỉ số nhiệt ước lượng các tác dụng
sinh học

Tóm tắt về tác dụng của nhiệt

TÁC DỤNG TẠO HANG ÂM

Các nguồn có thể gây tác dụng sinh
học

Hóa âm

Băng chứng tạo hang do các dụng
cụ tán sỏi

Tác dụng sinh học trên phổi

Chỉ số cơ học

Khái quát về các tác dụng sinh học
quan sát được

Nhận xét bổ sung về chỉ số cơ học

Tóm tắt về tác dụng sinh học của
các thể khí

LIỀU PHÁT TIÊU CHUẨN

BẢN CÔNG BỐ VỀ AN TOÀN CHUNG
CỦA AIUM

DỊCH TỄ HỌC

KIỂM SOÁT LIỀU PHÁT :
 ĐIỀU CHỈNH NÚT

ĐẠI CƯƠNG

Ứng dụng rộng rãi của siêu âm

Siêu âm đã cung cấp một gia tài kiến thức đồ sộ cho ngành chẩn đoán y khoa. Rất ít người có thể chối bỏ sự cần thiết của kỹ thuật hình ảnh này trong thực hành y khoa, đặc biệt về sản khoa. Có thể ước lượng hàng triệu khảo sát siêu âm được tiến hành mỗi năm và siêu âm luôn là một trong các kỹ thuật hình ảnh phát triển nhanh nhất. Sự phát triển này có được là nhờ nhiều yếu tố, bao gồm giá rẻ, hình ảnh hiển thị tức thì và một chừng mực nhỏ hơn là không có tác dụng sinh học rõ rệt. Dù tới nay, số lượng siêu âm được làm rất lớn, vẫn có rất ít chỉ định siêu âm chẩn đoán gây ra tác dụng sinh học trên bệnh nhân hoặc trên người làm siêu âm.

Điều chỉnh liều phát siêu âm

Hiện nay, Cơ quan quản lý thuốc và thực phẩm Hoa Kỳ (FDA) cho phép liều phát tối đa của máy siêu âm được đặt ở một mức xác định được qua một qui trình chứng thực của thị trường đòi hỏi các máy tương đương về hiệu quả như các loại sản xuất trước năm 1976. Việc điều chỉnh theo lịch sử như vậy tạo nên một ngưỡng an toàn trong siêu âm cho phép hoàn thiện hiệu quả lâm sàng. Cơ chế trên đã hạn chế liều phát siêu âm ở mức chỉ có thể gây ra rất ít tác dụng sinh học rõ rệt dựa trên bằng chứng dịch tễ mặc dù cũng có một số tác dụng quan sát thấy trong các nghiên cứu trên động vật.

Tăng cường vai trò của người làm siêu âm

Các đề xuất gần đây liên quan tới liều phát của các máy siêu âm y khoa đòi hỏi gia tăng vai trò của người làm siêu âm nhằm hạn chế khả năng gây hại sinh học của siêu âm. Vì FDA đã đặt ra liều phát tối đa và vì nếu tăng giới hạn liều phát giúp siêu âm thuận lợi hơn (thí dụ người bệnh có nhiều mỡ dưới da sẽ khó siêu âm hơn), các máy siêu âm tương lai có thể sản xuất liều cao hơn. Điều đó cho thấy phải cân nhắc giữa tác dụng sinh học và thuận lợi chẩn đoán.

Yêu cầu thông tin cho người thực hiện

Mặc dù sự lựa chọn kỹ thuật siêu âm hay kỹ thuật có phóng xạ ion hóa không so sánh được với quyết định giữa nguy cơ / lợi ích, sự tin cậy gia tăng lên

người thực hiện trong việc xác định liều phát siêu âm cần thiết cho chẩn đoán. Vì lý do đó, người làm siêu âm phải biết các tác dụng sinh học tiềm tàng trong sóng âm. Cũng cần phải giải thích cho bệnh nhân an tâm về tính an toàn của siêu âm. Cộng đồng khoa học đã nhận định một số tác dụng sinh học và dù không có quan hệ nhân quả nào, điều đó không có nghĩa là hoàn toàn không có tác dụng sinh học. Do đó, hiểu được tác dụng hổ tương giữa siêu âm và các bộ máy sinh học là rất quan trọng.

TÁC DỤNG VẬT LÝ CỦA ÂM THANH

Có thể chia tác dụng vật lý của âm thành hai nhóm: **sinh nhiệt** và **không sinh nhiệt**. Tác dụng sinh nhiệt nằm trong kinh nghiệm của các chuyên viên y tế. Nhiệt độ tăng lên và siêu âm sinh nhiệt không khác so với các nguồn nhiệt cục bộ khác. Trong trường hợp này, nhiệt sinh ra chủ yếu do sự giảm thấu của âm khi nó lan truyền qua mô. Tuy nhiên, cơ chế “không sinh nhiệt” cũng có thể sinh ra nhiệt.

Tồn tại nhiều cơ chế không sinh nhiệt trong tác dụng sinh học. Âm trưởng có thể tác động những lực phóng xạ (không ion hóa) lên các cấu trúc trong cơ thể cả về đại thể lẫn vi thể tạo nên áp lực và lực quay. Áp lực trung bình theo thời gian trong âm trưởng khác với áp lực thủy tĩnh của dịch và bất cứ vật nào nằm bên trong đều chịu sự thay đổi áp lực. Tác dụng được xem như nhỏ hơn các thứ khác vì nó lệ thuộc vào một số các yếu tố ít có ý nghĩa trong sự hình thành âm trưởng. Âm trưởng cũng có thể tạo nên chuyển động của dịch. Dòng tạo nên được gọi là **luồng**.

Một điểm đáng quan tâm là tác dụng tạo **hang âm**. Tạo hang âm là tác động của âm trưởng trong cấu trúc dịch sinh ra những bóng có kèm hoặc không sự tăng giảm thể tích và ngay cả xẹp hẳn dưới tác dụng của âm trưởng. Hậu quả là nhiệt sinh ra, các luồng li ti quanh các bóng, lực phóng xạ do âm trưởng khuếch tán từ các bóng hoặc “thể khí” (người ta thường gọi như vậy). Đây là lĩnh vực được nghiên cứu nhiều trong những năm gần đây.

TÁC DỤNG SINH NHIỆT

Siêu âm sinh ra nhiệt

Khi siêu âm lan truyền qua cơ thể, năng lượng mất

CÁC YẾU TỐ LÀM TĂNG NHIỆT ĐỘ MÔ

Nhiều chùm sóng hội tụ hơn (tức chùm sóng hẹp)
 Tần số đầu dò cao hơn
 Thời gian quét dài hơn
 Các kiểu không quét (tức Doppler xung > màu)
 Loại mô đặc hơn (tức xương > mô mềm)

dẫn do tính **giảm thấu**. Giảm thấu làm giảm khả năng xuyên thấu, không tạo được hình ảnh của mô nằm sâu. **Khuếch tán** là hậu quả của số lượng sóng đổi hướng khi gặp phải một mô trên lộ trình xuyên thấu. Trong siêu âm chẩn đoán, một số năng lượng âm này quay trở lại đầu dò và tạo nên một tín hiệu (**phản hồi**). Năng lượng cũng mất đi dọc lộ trình xuyên thấu do hiện tượng hấp thu. **Hấp thu** là sự chuyển đổi năng lượng siêu âm thành nhiệt. Chính nhiệt này là cơ chế chính trong tác dụng sinh học của siêu âm.

Các yếu tố kiểm soát nhiệt của mô

Tốc độ tăng nhiệt trong mô bởi sóng siêu âm tùy thuộc vào nhiều yếu tố, bao gồm sự hội tụ trong không gian, tần số siêu âm, thời gian siêu âm và loại mô.

Hội tụ trong không gian

Các hệ thống siêu âm sử dụng nhiều kỹ thuật khác nhau để làm tập trung tức **hội tụ** năng lượng nhằm cải thiện chất lượng của các tín hiệu thu được. Vật liệu tương tự chính là kính phóng đại. Kính thu thập tất cả ánh sáng đậm vào nó rồi tập trung lại thành một vùng nhỏ. Trong siêu âm và âm học nói chung, từ **cường độ** dùng để mô tả sự phân bố trong không gian của **công suất** siêu âm (năng lượng trong một đơn vị thời gian) trong đó **cường độ = công suất/vùng** và vùng chỉ diện tích cắt ngang chùm sóng. Một kích thước chùm sóng khác cũng thường được đề cập tới là **độ rộng chùm sóng** tại một vị trí nào đó trong trường âm. Cùng một công suất âm, nếu tập trung nhỏ hơn sẽ làm cường độ tăng hơn. Người ta dùng sự hội tụ trong máy siêu âm để cải thiện độ phân giải không gian của hình ảnh. Tác dụng phụ là tăng khả năng tác dụng sinh hóa tạo hang và sinh nhiệt.

Chuyển động phân phôi công suất ánh sáng

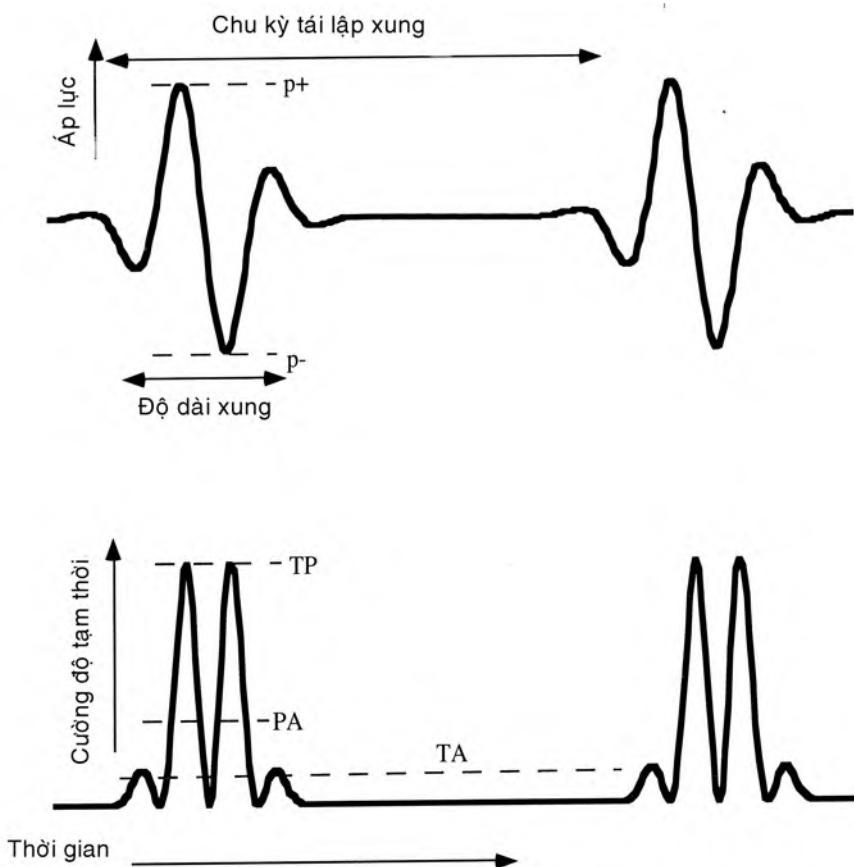
trên một vùng rộng hơn và làm giảm cường độ. Trong hình ảnh học siêu âm cũng vậy, quét siêu âm qua mô làm giảm cường độ trung bình. **Doppler phổ** và **siêu âm mode M** giữ chùm sóng cố định (cả hai coi như không quét) và như vậy không có cơ hội phân phôi năng lượng trong không gian, trong khi đó, **Doppler màu**, **Doppler năng lượng** và **siêu âm mode B** (thường gọi là siêu âm **theo thang xám**) đòi hỏi chùm sóng di chuyển sang một vị trí khác (**quét**) với vận tốc vừa đủ để cho hình ảnh theo thời gian thực tức hiển thị tức thì.

Các nhận xét về thời gian

Công suất siêu âm là tốc độ sinh ra năng lượng theo thời gian. Do đó kiểm soát được cách phát sinh siêu âm theo thời gian sẽ giúp hạn chế được tác dụng của nó. Siêu âm sinh ra theo từng hồi hơn là liên tục. Hệ thống hình ảnh siêu âm dựa trên nguyên tắc phát sóng âm theo từng **xung** một và chờ nhận lại phản âm. Chuỗi siêu âm xung sẽ lập lại nhiều lần trong một chuỗi quét. Ngoài ra, siêu âm còn được phát ra theo dạng **sóng liên tục** (CW), không bị ngắt quãng. **Cường độ đỉnh theo thời gian** tương ứng với cường độ lớn nhất tại bất cứ thời điểm nào (Hình 2-1). **Cường độ xung trung bình** là giá trị trung bình trên toàn bộ chuỗi xung. **Trung bình thời gian** là trung bình trên quãng thời gian chờ lập lại. **Yếu tố phát** được định nghĩa là phần trăm thời gian có âm trường. Yếu tố phát 10% sẽ làm giảm cường độ trung bình theo thời gian 10 lần so với xung trung bình. Đó là yếu tố có liên quan tới tác dụng sinh học sinh nhiệt. Khi kết hợp với phân giải không gian, một số từ thường được nhắc tới như cường độ đỉnh không gian và trung bình thời gian, I_{SPTA} , hay cường độ trung bình không gian trung bình thời gian I_{SATA} . Cuối cùng, thời gian toàn diện phát sóng âm đến một mô đặc biệt nào đó, **thời gian tác động**, càng dài, nguy cơ chịu tác dụng sinh học càng lớn. Chuyển động của đầu dò khi khảo sát sẽ làm giảm thời gian tác động trong một vùng nào đó của cơ thể và làm giảm khả năng chịu tác dụng sinh học. Do đó, siêu âm trong thời gian đủ cần thiết cho chẩn đoán là việc làm đơn giản nhất để có thể giảm tác hại.

Loại mô

Nhiều thông số vật lý và sinh học liên quan tới sự



Hình 2-1. Các thông số áp lực và cường độ đo được trong siêu âm y khoa. Các biến số được định nghĩa như sau : p^+ = đỉnh áp lực dương; p^- = đỉnh áp lực âm; TP = đỉnh thời gian; PA = trung bình xung; TA = trung bình thời gian

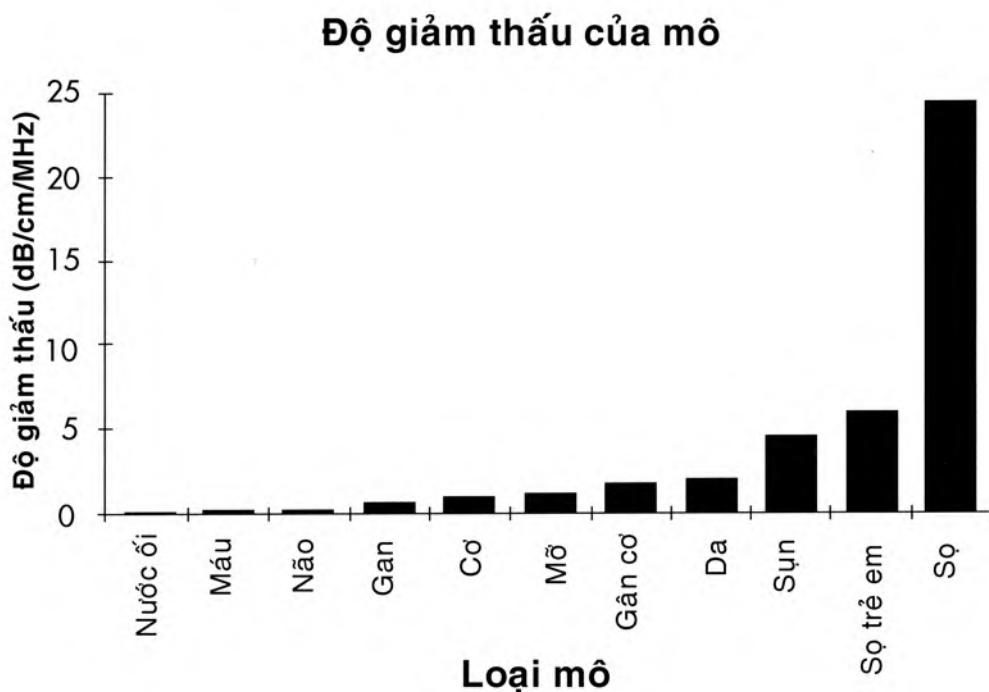
tăng. Hấp thu là yếu tố góp phần chính vào sự giảm thấu trong mô mềm. Hệ số giảm thấu là độ giảm thấu trong một đơn vị chiều dài sóng đi qua và được tính theo đơn vị dB/cm-MHz. Tần số tăng làm tăng độ giảm thấu. Độ giảm thấu tăng dần từ dịch như dịch ối, máu và nước tiểu, sang các mô khác nhau cho đến trị số cao nhất là xương (Hình 2-2).

Một yếu tố khác là khả năng làm mát của cơ thể nhờ máu tươi. Mô giàu máu nuôi điều chỉnh nhiệt độ hiệu quả hơn nhờ làm lan tỏa nhiệt dư sinh ra do siêu âm. Ngoại trừ trường hợp nhiệt tăng khu trú quá nhanh như phương pháp điều trị bằng nhiệt đốt khối mô.¹

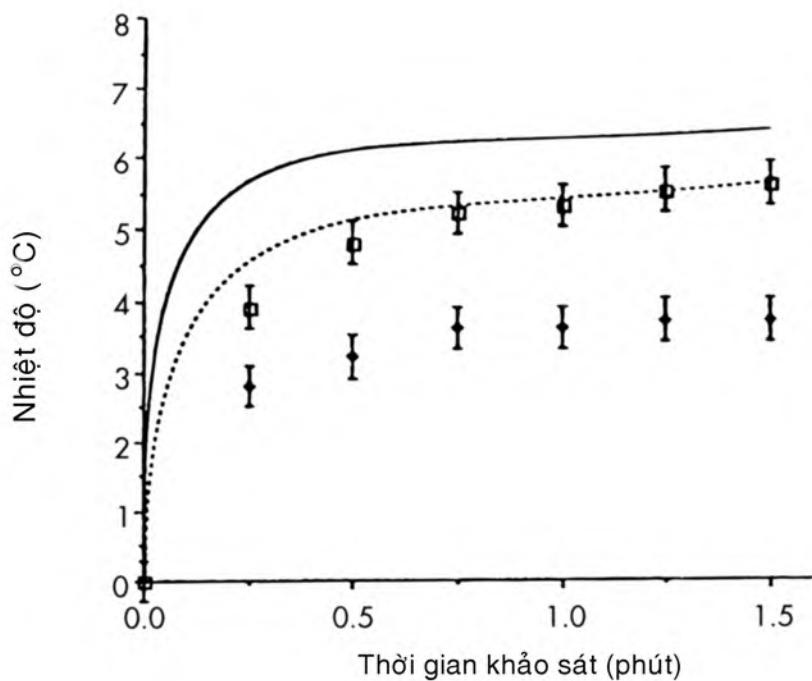
Từ những nhận xét trên, hai vùng cần quan tâm đặc biệt về hiện tượng làm nóng. Thứ nhất, là **xương** vì độ giảm thấu cao đối với năng lượng tia. Thứ hai, là **mô mềm**. Đối với xương, lưu ý khi siêu âm thai, một số cơ quan vô hóa, đặc biệt là khi đo

đường kính lưỡng đỉnh (BPD) hộp sọ. Thai càng lớn, xương thai càng chứa nhiều chất khoáng và càng tăng nguy cơ sinh nhiệt tại chỗ. Một số vị trí đặc biệt của mô mềm cũng dễ sinh nhiệt, cũng cần quan tâm trong khảo sát sản phụ khoa.

Tăng nhiệt xương. Carstensen và cs. kết hợp kết quả phân tích và các số liệu thí nghiệm của nhiệt độ tăng ở sọ chuột khi chịu sóng siêu âm liên tục, từ đó ước tính các yếu tố nhiệt liên quan tới xương. Vì xương có hệ số hấp thu lớn, sóng tới đường kính như bị hấp thu ngay trên bề mặt. Người ta khảo sát nhiệt tăng ở sọ chuột với đầu dò 3,6 MHz hội tụ chùm sóng có độ rộng 2,75 mm (Hình 2-3). Cường độ trung bình thời gian trong vùng hội tụ là $1,5 \text{ W/cm}^2$. Một trong hai kiểu (đường biểu diễn cao nhất) dự đoán giá trị nhiệt tăng 20% so với sự tăng nhiệt thực sự đo được trong thí nghiệm này.¹ Kiểu lý thuyết trên được áp dụng trong tự nhiên.



Hình 2-2. Tính giảm thấu của mô. Các giá trị đối với một số loại mô ở thân nhiệt bình thường. (Trích từ Duck FA, Starritt HC, Anderson SP. A survey of acoustic output of ultrasonic Doppler equipment. *Clin Phys Physiol Meas* 1987;8:39-49.)



Hình 2-3. Tăng nhiệt sọ chuột nằm trong trường hội tụ sóng âm. Trong các thí nghiệm này, tần số sử dụng là 3,6 MHz và cường độ hội tụ trung bình thời gian là $1,5 \text{ W/cm}^2$. Đường cong dưới : chuột nhỏ (<17 tuần) ($N = 7$); đường cong giữa : chuột lớn (>6 tháng) ($N = 4$); các thanh dọc : hai sai sót chuẩn theo độ cao; đường cong trên : ước lượng lý thuyết về tăng nhiệt theo Nyborg (Trích từ Carstensen EL, Child SZ, Norton S và cs. Ultrasonic heating of the skull. *J Acoust Soc Am* 1990;87:1310-1317.)

BẢNG 2-1
GIA SỐ NHIỆT Ở XƯƠNG ĐÙI THAI NHI

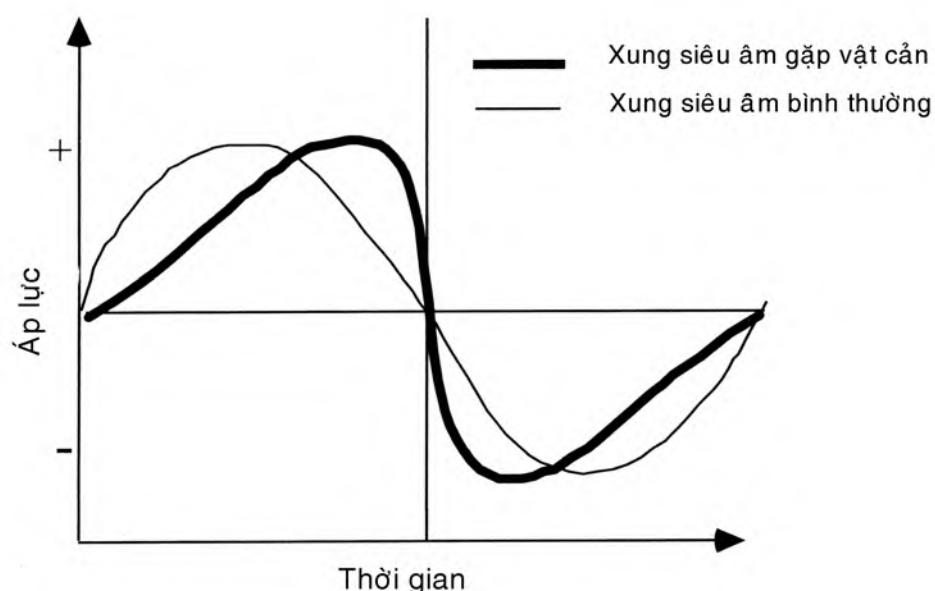
Tuổi thai (ngày)	Đường kính (mm)	Nhiệt ($^{\circ}\text{C}$)
59	0,5	0,10
78	1,2	0,69
108	3,3	2,92

Gia số nhiệt ở xương đùi thai người trong thời gian siêu âm 20 giây dường như tỷ lệ với cường độ sóng tối

Tương tự đối với xương đùi thai nhi, Drewniak và cs.⁴ thấy rằng kích thước và độ vôi hóa của xương cũng góp phần vào sự tăng nhiệt xương ngoài cơ thể (Bảng 2-1). Giảm công suất phát của máy siêu âm 10 dB, dự đoán tăng nhiệt có thể giảm theo yếu tố 10 làm tăng thêm 3° theo nghiên cứu trên (xem Bảng 2-1) trở nên ảo tưởng. Từ đó, rút ra rằng nên **sử dụng gain tối đa và giảm công suất phát** trong khảo sát siêu âm (xem thêm phần kiểm soát liều phát siêu âm). Khi khảo sát thai nhi, phải thử tăng gain tối đa vì không liên quan tới thời gian khảo sát. Phải phân biệt xương nằm sâu trong mặt phẳng hội tụ với xương sát dưới mặt da. Chúng ta sẽ bàn thêm trong phần chỉ số nhiệt.

Tăng nhiệt mô mềm. Hai tình huống có thể gặp cũng trong khảo sát sản phụ khoa. Thứ nhất là các điều kiện **khảo sát thông thường qua băng quang căng đầy**. Nước tiểu là dịch có hệ số giảm thấu thấp. Nhờ vậy, biên độ siêu âm cao đến được các cấu trúc sâu. Ngoài ra, có thể xảy ra sự **biến dạng biên độ hạn chế** dẫn tới chuyển dịch tần số thấp sang cao qua quá trình tuyến tính. Hậu quả là thay đổi độ dốc của sóng với các tần số cao nằm đọc theo (Hình 2-4). Vì giảm thấu tăng theo tần số, độ hấp thu sẽ diễn ra nhanh ở khoảng đường nhỏ, tập trung năng lượng trong mô. Phạm vi này có thể chứa thai nhi. Các hiệu quả không tuyến tính cũng được xem xét như một phần của sự tăng nhiệt ở thai nhi.

Một tình huống khác rất đáng quan tâm là siêu âm trong âm đạo. Chúng ta bàn riêng ở đây vì trong khảo sát này, đầu dò nằm sát các mô mềm nhạy cảm như buồng trứng. Nhiệt tăng gần đầu dò cũng là nguồn nhiệt ngoài mặt phẳng hội tụ. Ngoài ra, bề mặt của đầu dò cũng là một nguồn nhiệt vì tại đây năng lượng điện không chuyển đổi hết thành năng lượng âm. Do đó, các nhận xét trên giúp ta ước lượng được khả năng tác dụng sinh học khi siêu âm trong âm đạo hoặc bất cứ loại siêu âm trong lòng ống nào khác.



Hình 2-4. Hiệu quả của sự biến dạng biên độ hạn chế trên xung siêu âm đang lan truyền. Lưu ý sự gia tăng độ dốc của xung, chưa đựng các thành tố tần số cao hơn.

Tăng nhiệt độ và độ an toàn của siêu âm

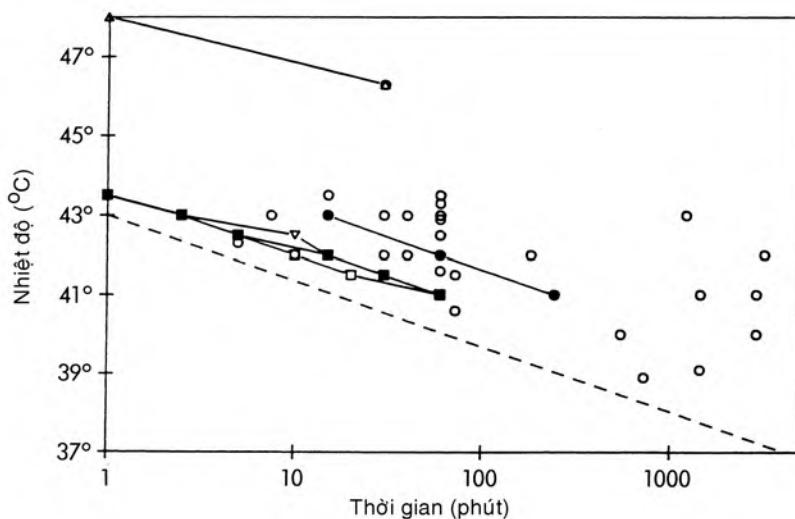
Kiến thức của chúng ta về tính sinh nhiệt của siêu âm dựa trên các kinh nghiệm có được từ các thí nghiệm tăng nhiệt độ thường gấp khác mà đã được dùng làm nền tảng cho các tiêu chuẩn an toàn. Có nhiều thông tin liên quan tới các tác dụng sinh học gần và sự tăng nhiệt lan rộng hay **tăng nhiệt độ**. Các tác dụng sinh học dị thường do tăng thân nhiệt thấy được ở loài chim, mọi loại động vật thí nghiệm, vật nuôi trong nông trại và động vật linh trưởng ngoài người.⁵ Phạm vi rộng về các tác dụng sinh học quan sát thấy, từ những rối loạn hóa học dưới tế bào cho đến những bất thường bẩm sinh rõ rệt và thai chết, dẫn tới các điều kiện tăng nhiệt độ nhằm hạn chế ảnh hưởng trên sinh vật.⁶ Ủy ban Khoa học về tác dụng sinh học của siêu âm thuộc Hội đồng quốc gia về an toàn và liều bức xạ (NCRP) đã biên soạn một danh sách các liều thấp nhất gây ra các tác dụng sinh học dị thường.⁷ Nghiên cứu dữ liệu này (Hình 2-5) cho thấy kết quả tác dụng tăng thân nhiệt đã biết, được đánh dấu theo mức tăng nhiệt độ nào đó tương ứng với một thời gian tác động. Đường chấm chấm chỉ giới hạn thấp. Theo khuyến cáo của NCRP đường này được dùng như chuẩn mực các tác dụng sinh học của siêu âm, theo đó không phải từ chối một khảo sát chẩn đoán nếu các điều kiện thực hiện

không vượt quá mực tăng nhiệt độ và thời gian trên.⁷ Tóm lại, người thực hiện phải lưu ý nếu như các điều kiện siêu âm đề ra có thể vượt quá đường này.

Chỉ số nhiệt

Theo đúng tiêu chuẩn đã nêu, NCRP đã đề xuất một bản liệt kê tổng quát liên quan tính an toàn của các khảo sát theo đó không để nhiệt độ tăng quá 1°. Trong điều kiện như vậy, một người không sốt không sợ bị tác dụng tai hại nào. Nếu nhiệt tăng cao quá, chính người thực hiện phải cân nhắc giữa lợi ích và nguy cơ. Trong thực hành, người ta đã công nhận **chỉ số nhiệt (TI)**⁷ như là một phần của Chuẩn hiển thị thời gian thực các chỉ số liều phát âm nhiệt và cơ học trong các thiết bị siêu âm chẩn đoán giúp cho người thực hiện biết được ngưỡng nhiệt (xem khung trang 42). Trong chuẩn này, thực hiện một chuỗi các tính toán dựa trên các điều kiện hình ảnh học hiện tại và người thực hiện thấy được chỉ số nhiệt hiển thị trên màn hình.

Ủy ban Khoa học về tác dụng sinh học của siêu âm NRCP giới thiệu khái niệm về chỉ số nhiệt (TI). Vai trò của TI là cung cấp cái nhìn về tiềm năng tương đối làm tăng nhiệt độ mô, nhưng nó không cho biết mức tăng nhiệt độ thực sự NCRP khuyến cáo hai kiểu mô giúp tính toán công



Hình 2-5. Các kết quả về tác dụng tăng nhiệt đã biết. Các kết quả như trên được dùng để bảo vệ kết luận rằng không nhất thiết phải từ chối một khảo sát siêu âm vì e ngại các tác hại do nhiệt nếu như thời gian khảo sát siêu âm (t , tính bằng phút) và nhiệt độ tối đa dự kiến (T , tính bằng độ Celsius) thoả mãn bất đẳng thức $t \leq 4^{43 - T}$. Điều này dựa trên thời gian khảo sát thấp và nhiệt độ cao 39°C. Thảo luận về các kết quả này dùng để phát triển ra chỉ số nhiệt. (Trích từ Miller MW, Ziskin MC. Biological consequences of hyperthermia. *Ultrasound Med Biol* 1989;15:707-722. Chính lý theo NCRP.)

CHỈ SỐ NHIỆT

Để dễ dàng cung cấp thông tin cho bác sĩ, trong một số trường hợp, về các điều kiện thực hiện có thể dẫn tới tình trạng tăng nhiệt 1°C , chỉ số nhiệt được định nghĩa như sau :

$$\text{TI} = \frac{W_0}{W_{\text{deg}}}$$

trong đó W_{deg} là công suất nguồn siêu âm (tính bằng watt) nói lên khả năng làm tăng nhiệt 1°C . W_0 là công suất nguồn siêu âm (tính bằng watt) sử dụng trong thời gian khảo sát.

suất siêu âm làm tăng 1°C trong mô: (1) kiểu đồng nhất trong đó hệ số giảm thấu đồng nhất trong toàn vùng khảo sát và (2) kiểu giảm thấu cố định trong đó độ giảm thấu tối thiểu dọc theo lộ trình từ đầu dò đến một cấu trúc giải phẫu xa hoàn toàn độc lập với khoảng cách vì đó là lộ trình dọc một chất dịch có độ giảm thấu thấp (như dịch ói).^{7,9,10} Vì liên quan tới bệnh nhân, người ta đã giả định các trường hợp xấu nhất cho phép ước lượng tăng nhiệt trong cơ thể sống. Viện Siêu âm Y khoa Hoa kỳ (AIUM), Hiệp hội các nhà sản xuất dụng cụ điện quốc gia (NEMA) và FDA đã chấp nhận chỉ số nhiệt như là một chuẩn hiển thị liều phát. Họ ủng hộ việc ước lượng tác dụng giảm thấu trong cơ thể bằng cách giảm công suất và liều phát siêu âm (W_0) khoảng $0,3 \text{ dB/cm-MHz}$ đối với mô đồng nhất hoặc mô mềm.

Các kiểu chỉ số nhiệt

Nhóm nghiên cứu chỉ số nhiệt của AIUM xem xét ba kiểu mô: kiểu mô đồng nhất hoặc mô mềm, kiểu mô với xương tại tiêu điểm và kiểu mô với xương ở bề mặt hoặc kiểu xuyên sọ.⁸

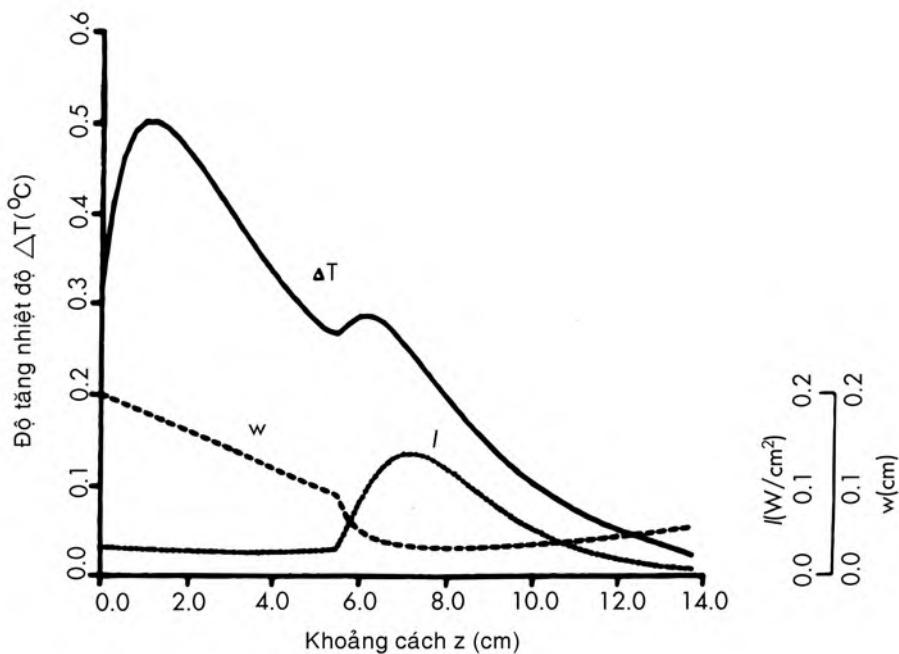
Kiểu mô đồng nhất (mô mềm). Việc giả định đồng nhất cho phép đơn giản hóa việc xác định các hiệu quả của sự lan truyền và giảm thấu âm cũng như các đặc tính lan truyền nhiệt sang mô. Đây là tình huống thường gặp nhất, áp dụng mỗi khi vùng khảo sát không chứa xương như trong tam cá nguyệt đầu của thai kỳ (vôi hóa thấp). Phải cố gắng nhiều mới ước lượng được khuynh hướng sinh nhiệt, nhiều giả định và điều chỉnh để tính

được một lượng duy nhất hỗ trợ người làm siêu âm. Với đầu dò một chấn tử hình cầu đơn giản, biểu thị các tính toán sự tăng nhiệt dọc theo trục chùm sóng có hội tụ (Hình 2-6). Lưu ý hiện diện hai đỉnh nhiệt. Đỉnh thứ nhất nằm ở trườn gần (giữa đầu dò và tiêu điểm) và đỉnh thứ hai xuất hiện gần vùng hội tụ.^{11,12} Thực ra, **đỉnh nhiệt thứ nhất** xuất hiện trong vùng có cường độ thấp và chùm sóng rộng. Khi chùm sóng rộng, việc làm mát xảy ra chủ yếu nhờ vào máu tươi. Trong trườn gần, mức độ cường độ tại chỗ là yếu tố chính quyết định mức độ nóng lên. **Đỉnh nhiệt thứ hai** xảy ra trong vùng có cường độ cao (I) và chùm sóng có độ rộng (w) nhỏ ngay tại hoặc gần mặt phẳng hội tụ. Khi đó, làm mát chủ yếu nhờ vào sự dẫn truyền, công suất âm toàn bộ là yếu tố chính quyết định mức độ nóng lên.

Đưa ra quan niệm “hai đỉnh” nhiệt như vậy, nhóm nghiên cứu chỉ số nhiệt của AIUM chỉnh lý lại bằng cách tạo nên chỉ số nhiệt bao gồm cả hai lĩnh vực sinh nhiệt.⁸ Lý do căn bản là vì yêu cầu phải giảm tối thiểu các trị số âm từ các nhà sản xuất máy siêu âm. Ngoài ra, điều chỉnh để bù trừ các tác dụng mà phạm vi khá rộng. Kết quả là phải thực hiện một chuỗi các tính toán và đo đạc, và có được sự công nhận của nhiều nhà sản xuất, người ta đã phải bỏ nhiều công sức đưa ra được một chuẩn hiển thị cung cấp cho người thực hiện khảo sát.

Kiểu mô với xương tại tiêu điểm (Áp dụng cho thai nhi). Áp dụng siêu âm vào mô mềm trong đó sóng lan truyền một đoạn cố định, gấp xương là trường hợp của sản khoa trong tam cá nguyệt thứ hai và thứ ba. Carson và cs đã dùng siêu âm do bề dày thành bụng sản phụ vào các thời điểm khác nhau của thai kỳ.¹⁰ Dựa trên kết quả của họ, NRCP khuyến cáo phải tôn trọng các hệ số giảm thấu là $1,0; 0,75$; và $0,5 \text{ dB/MHz}$ tương ứng với 3 tháng đầu, giữa và cuối.⁷ Các trị số này biểu thị các ước lượng xấu nhất. Ngoài ra, Siddiqi và cs xác định hệ số giảm thấu mô trung bình khi siêu âm qua thành bụng ở một quần thể bệnh nhân không mang thai, các người tình nguyện, là $2,98 \text{ dB/MHz}$.¹³ Giá trị này biểu thị giá trị trung bình đo được và rõ ràng rất khác với các ước lượng xấu nêu trên. Việc này đã dẫn tới những cuộc tranh luận về các thông số cần bao gồm trong chỉ số.

Mặt khác, xương là một mô liên kết cứng, phức tạp với các chất liên bào thể keo vôi hóa. Hệ



Hình 2-6. Các định nhiệt của một chùm sóng đơn độc hội tụ dạng cầu. Các đồ thị về độ rộng chùm sóng (w), cường độ (I), và gia tăng nhiệt độ (ΔT) dọc theo trục chùm sóng. Với độ rộng = 2 cm, độ dài hội tụ = 10 cm và tần số trung tâm = 3 MHz. Hệ số hấp thu và hệ số giảm thiểu bằng nhau và gần bằng trong mô mềm (0,15 nepers/cm). Thời gian tưới máu giúp phân tán nhiệt nhờ dòng máu chảy và được đặt ở 1000 giây và công suất siêu âm của nguồn là 0,1 W. (Trích từ *Exposure criteria for medical diagnostic ultrasound: I. Criteria based on thermal mechanism*. Bethesda, MD : Hội đồng Quốc gia về Đo lường và An toàn bức xạ: 1992, Báo cáo số 13 của NRCP).

số hấp thu của nó đối với sóng dọc gấp 10 lần so với mô khác (xem Hình 2-2). Sóng biến dạng cũng xảy ra trong xương khi sóng tới tạo với xương một góc chêch. Hệ số hấp thu đối với sóng biến dạng còn cao hơn so với sóng dọc.

Dựa trên các dữ liệu của Carstensen và cs. đã mô tả, NRCP đề nghị một kiểu tăng nhiệt cho xương. Với kiểu này, chỉ số nhiệt cho xương (TIB) được ước lượng qua các điều kiện trong đó tiêu điểm chùm sóng nằm tại xương hoặc gần xương. Một lần nữa, qua các giả định và điều chỉnh người ta phát triển một chỉ số nhiệt hoạt động (TI) đối với trường hợp khảo sát xương.

- đối với đầu dò **kiểu không quét** (vị trí cố định) và xương nằm trong vùng hội tụ, vị trí tăng nhiệt nhiều nhất là bề mặt xương. Như vậy, TIB được đo tại một khoảng cách theo trục nơi đó TIB cao nhất.
- đối với đầu dò **kiểu quét**, người ta dùng chỉ số nhiệt đối với mô mềm vì tăng nhiệt tại bề mặt cũng lớn hơn hoặc bằng với tăng nhiệt xương tại tiêu điểm.

Kiểu mô với xương tại bề mặt (Ứng dụng xuyên sọ). Ứng dụng cho sọ người lớn, người ta dùng một kiểu tương tự để ước lượng sự phân bố nhiệt độ trong cơ thể như đối với xương. Tuy nhiên, vì xương nằm ngay tại bề mặt, nên ngay sau khi sóng âm đi vào cơ thể, không xảy ra giảm thiểu âm nữa.⁸ Trong trường hợp này, người ta dùng khẩu kính tương đương của chùm sóng tại bề mặt để tính công suất âm.

Chỉ số nhiệt ước lượng tác dụng nhiệt

Cần ghi nhớ nhiều điểm nếu sử dụng chỉ số nhiệt như một phương tiện giúp ước đoán khả năng sinh nhiệt. Thứ nhất, TI không đồng nghĩa với tăng nhiệt độ. TI bằng 1 không có nghĩa là nhiệt độ tăng 1°C . Chỉ số tăng chỉ có nghĩa là có khả năng gia tăng các tác dụng sinh học liên quan tới nhiệt. Thứ hai, chỉ số cao không có nghĩa là đang xảy ra tác dụng sinh học mà chỉ là có chiều hướng xảy ra. Nhiều yếu tố làm giảm sự gia tăng nhiệt độ và chúng không liên quan gì tới các kiểu nhiệt sử dụng để tính toán TI. Tuy nhiên, phải hiển thị chỉ

số trong khi khảo sát và làm giảm tối đa nếu có thể. Cuối cùng, cũng không có mối tương quan nào giữa TI và thời gian khảo sát, khảo sát càng nhanh càng làm giảm chiêu hướng tác dụng sinh nhiệt.

BẢN CÔNG BỐ TÓM TẮT VỀ TÁC DỤNG SINH HỌC NHIỆT

Bản công bố của AIUM liên quan tới các tác dụng nhiệt (xem khung trang 45) bao gồm nhiều kết luận được tóm tắt sau đây:

- khảo sát dẫn tới tăng hoặc giảm 2°C không làm ngại có tác dụng sinh học (đa số khảo sát hội đủ thông số này).
- một lượng lớn các yếu tố kiểm soát tính sinh nhiệt của siêu âm trong chẩn đoán
- xương đã cốt hóa là điểm đặc biệt quan trọng khi khảo sát siêu âm
- nay đã có chuẩn cung cấp thông tin liên quan tới khả năng tăng nhiệt ở mô mềm và xương
- tuy vậy vẫn có hạn chế của FDA trong khảo sát siêu âm thai, nhiệt độ có thể tăng trên 2° .
- các chỉ số nhiệt giúp theo dõi sự gia tăng nhiệt độ tốt hơn bất cứ thông số siêu âm đơn độc nào khác.

TÁC DỤNG TẠO HANG ÂM

Các nguồn có thể gây tác dụng sinh học

Kiến thức của chúng ta liên quan tới tương tác của siêu âm với các thể khí (đa số gọi là “hang”) ngày càng phong phú tuy căn bản không rộng như đối với kiến thức về tác dụng tăng nhiệt và về các nguồn sinh nhiệt. **Sự khởi đầu tạo hang âm** được phân định bằng một giá trị ngưỡng âm: áp lực âm tối thiểu cần để khởi phát sự hình thành một hang trong dịch ở giai đoạn giãn ra của chu kỳ. Nhiều thông số ảnh hưởng ngưỡng này, bao gồm kích thước bóng ban đầu tức **nhân hang**, các đặc tính của xung âm (như tần số trung tâm, tần số lập lại xung và thời gian của xung), áp lực thủy tĩnh, thông số của dịch chủ (tỷ trọng, độ nhầy, độ nén, độ dẫn truyền nhiệt và sức căng bề mặt). Hang trở tương ứng với các bóng đã trải qua nhiều biến đổi lớn từ kích thước cân bằng trong vài chu kỳ âm. Đặc biệt trong thời gian co thắt, độ trơ của dịch xung quanh kiểm soát chuyển động của các bóng.¹⁸ Áp lực âm lớn cần thiết cho sự hình thành các hang trở và sự xẹp các hang này thường dữ dội.

Tác dụng của các nhân hang có sẵn có thể là một trong các yếu tố chính kiểm soát tác dụng cơ học mà hậu quả là các tác dụng sinh học. Cơ thể là một bộ lọc tuyệt hảo vì các nhân như thế chỉ có rất ít ở một vài nơi. Thí dụ, nếu lọc nước xuống $2\mu\text{m}$ thì ngưỡng tạo hang tăng gấp đôi. Trên lý thuyết, sức căng của nước để không có nhân hang là 100 megapascal (MPa). Người ta đề nghị nhiều kiểu khác nhau để giải thích sự hình thành bóng ở động vật.^{21,22} Một trong số đó²³ là bảng lặn của SCUBA. Chúng có hiệu quả thế nào trong việc ước đoán hình thành nhân hang trong cơ thể người.

Hình 2-7 cho thấy một máy siêu âm 1 MHz tạo nên những bóng trong nước đã bão hòa khí. Người ta chọn môi trường đặc biệt và các thông số siêu âm thuận lợi cho việc tạo hang. Sử dụng siêu âm sóng liên tục và các túi khí có sẵn trong nước là giai đoạn tạo hang. Mặc dù ở đây các xung âm dài hơn loại dùng trong chẩn đoán, người ta vẫn quan sát thấy tạo hang trong dịch với xung chẩn đoán.²⁴

Hóa âm. Sự hình thành các gốc hóa học và phát hiện chúng là một cách để đánh giá khả năng gây hại. Hóa âm của các gốc hóa học là hậu quả của nhiệt tăng cao và áp lực cao bên trong các bóng xẹp nhanh. Các điều kiện này có thể phát ánh sáng, **phát quang âm**.²⁵ Cùng với một số hợp chất, phát quang hóa giúp phát hiện các gốc hóa học.²⁶ Phát quang hóa có thể do một máy siêu âm điều trị tạo nên (Hình 2-8). Ánh sáng nền màu đỏ cho thấy các bóng và dụng cụ thí nghiệm. Phát quang hóa là những dải màu xanh dương thấy xuyên qua vùng giữa của bộ phận giữ dịch mẫu. Ánh sáng phát ra đủ để thấy với mắt người đã thích ứng trong bóng tối. Cộng hưởng điện tử quanh trục sử dụng chung với các phân tử có thể bắt được các gốc hóa học từ đó phát hiện ra hoạt động tạo hang.²⁷ Nhiều kiểu phát hiện hóa học khác hiện đang được sử dụng trong thí nghiệm để phát hiện hiện tượng tạo hang do các máy siêu âm.

Băng chứng tạo hang do các máy tán sỏi. Có thể tạo nên bóng khí *trong cơ thể sống* bằng các xung ngắn với biên độ cao phát ra từ một máy tán sỏi ngoài cơ thể (ESWL). Áp lực đỉnh dương để tán sỏi là 50 MPa và áp lực âm khoảng 20 MPa. Biến dạng biên độ hạn chế sinh ra tần số cao xuất hiện trong âm trường biên độ cao. Mặc dù các xung từ ESWL có năng lượng đáng kể ở tần số cao do biến dạng biên độ hạn chế, phần lớn năng lượng

TÁC DỤNG SINH HỌC VỀ NHIỆT: CÁC KẾT LUẬN LIÊN QUAN TỚI ĐỘ NÓNG

1. Nhiệt độ tăng quá cao gây tác dụng độc hại đối với sinh vật hữu nhũ. Các tác dụng thấy được lệ thuộc nhiều yếu tố, như thời gian khảo sát, loại mô khảo sát, tốc độ tăng trưởng tế bào và khả năng tái tạo. Đó là những yếu tố quan trọng liên quan tới tính an toàn cho thai nhi và trẻ sơ sinh. Nhiệt độ tăng nhiều độ Celsius trên phạm vi bình thường không ghi nhận tác dụng nào do tình trạng tăng nhiệt như vậy trừ khi thời gian diễn ra quá dài.

- Với thời gian khảo sát kéo dài tới 50 giờ, không có tác dụng sinh học độc hại nếu nhiệt độ tăng bằng hoặc dưới 2°C
- Nếu nhiệt độ tăng quá 2°C , không có tác dụng sinh học đáng ngại với điều kiện độ tăng nhiệt phải bằng hoặc nhỏ hơn

$$6 - \frac{\text{Log}_{10}(t)}{0,6}$$

trong đó t là thời gian khảo sát trải từ 1 đến 250 phút. Thí dụ, trường hợp nhiệt độ tăng 4°C và 6°C , giới hạn thời gian khảo sát t tương ứng là 16 phút và 4 phút.

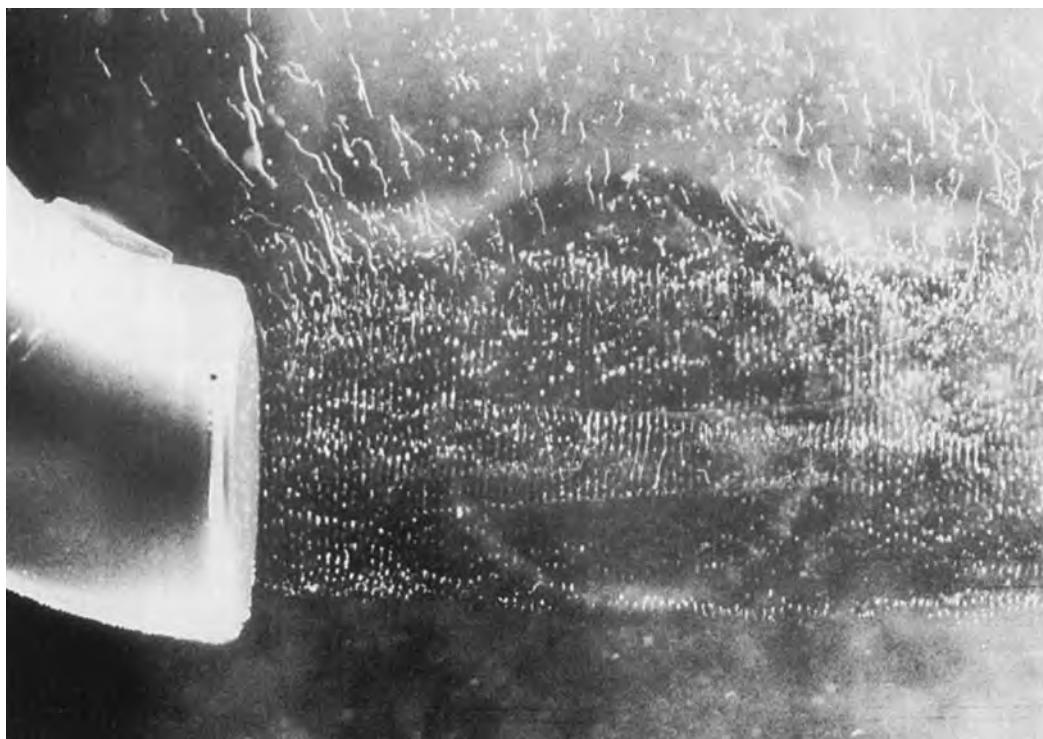
- Nhin chung, mô người lớn chịu đựng tốt hơn mô thai nhi hoặc trẻ sơ sinh. Do đó, có thể kéo dài thời gian khảo sát hơn và nhiệt có thể tăng cao hơn
- Khi khảo sát bằng siêu âm y khoa, nhiệt độ tăng tùy thuộc vào (a) các đặc tính của nguồn phát như tần số, kích thước nguồn, tốc độ quét, công suất, tần số lập lại xung, thời gian xung, sự tăng nhiệt của chính đầu dò, thời gian khảo sát và dạng sóng và (b) tính chất mô như tính giảm thiểu, tính hấp thu, tốc độ của âm, độ trễ kháng âm, độ tưới máu, tính dẫn truyền nhiệt, tính phân tán nhiệt, cấu trúc giải phẫu và thông số không tuyến tính.
- Trong cùng điều kiện khảo sát, nhiệt tăng ở xương cao hơn trong mô mềm. Vì lý do trên, cần lưu ý các

điều kiện để sóng siêu âm có thể tác động trên xương thai nhi đã cốt hóa.

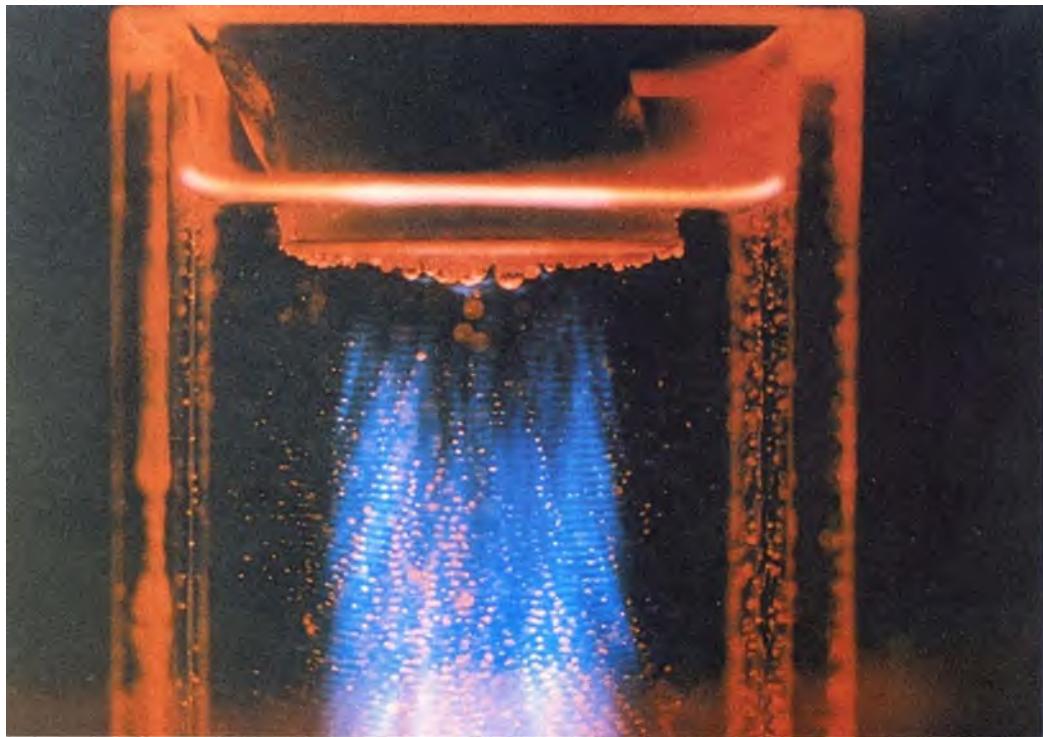
- Thật ra, trong cơ thể sống, khó có thể đo chính xác tăng nhiệt độ tối đa vì tính chất tương đối ước lượng của các đặc tính của mô khảo sát liên quan tới nhiệt, âm và cấu trúc. Tuy nhiên, những bằng chứng qua thí nghiệm cho thấy các tính toán có thể giúp đoán được các giá trị với thừa số hai. Như vậy, các tính toán trên có thể giúp thu thập các điều kiện an toàn cho khảo sát một khi không thể đo được nhiệt độ. Để hiển thị các ước lượng về sự gia tăng nhiệt độ theo thời gian thực trên hệ thống chẩn đoán, đơn giản hóa các giá trị hình thành các chỉ số nhiệt*. Dưới các điều kiện lâm sàng thích ứng, chỉ số nhiệt mô mềm, TIS và chỉ số nhiệt xương, TIB là thích hợp nhất giúp ước lượng gia tăng nhiệt độ tối đa (ΔT_{\max}). Thí dụ, TIS = 2, khi đó $\Delta T_{\max} \leq 2^{\circ}\text{C}$.
- Các hạn chế hiện tại của FDA đối với I_{SPTA} là 720 mW/cm^2 . Đối với cường độ này và thấp hơn, nhiệt độ tăng tối đa có thể vượt quá 2°C
- Chỉ số nhiệt mô mềm, TIS, và chỉ số nhiệt xương, TIB, có ích lợi trong việc ước lượng sự gia tăng nhiệt độ trong cơ thể sống. Để đạt mục đích đó, các chỉ số nhiệt này phải lớn hơn bất cứ một lượng đơn độc nào của âm trơng như đinh-không gian đã giảm, cường độ trung bình thời gian $I_{SPTA,3}$. Như vậy, các biến đổi TIS và TIB trong sự gia tăng nhiệt độ tối đa, ΔT_{\max} , cho phép áp dụng nguyên tắc ALARA, trong khi không dùng với $I_{SPTA,3}$.
Thí dụ,
- Với giá trị cố định của $I_{SPTA,3}$, TIS tăng theo tần số và theo kích thước nguồn
- Với giá trị cố định của $I_{SPTA,3}$, TIB tăng theo kích thước chùm sóng hội tụ

* Các chỉ số nhiệt là các tỷ số không liên quan kích thước khi nhiệt độ tăng 1°C trong các kiểu mô chuyên biệt

Theo Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ. *Bioeffects and Safety of Diagnostic Ultrasound*. Laurel, Md. Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ, 1993



Hình 2-7. Các bóng tao hang âm. Hoạt tính tạo hang này đang diễn ra trong nước nhờ một bộ phận siêu âm điều trị thông thường (Được sự cho phép của Trung tâm Quốc gia về Âm vật lý, Đại học Mississippi)



Hình 2-8. Phản ứng hóa học do tạo hang sinh ra ánh sáng thấy được. Phản ứng là kết quả của sự sản xuất gốc hóa học. (Được sự cho phép của Trung tâm Quốc gia về Âm vật lý, Đại học Mississippi)

năm trong phạm vi 100-kHz, thấp hơn nhiều các tần số chẩn đoán. Tần số thấp dễ gây ra tạo hang. Aymé và Carstensen chứng minh tần số cao trong các xung biến dạng không tuyến tính ít có khả năng giết ấu trùng của *Drosophila*.²⁸ Lý thú hơn, hiện nay đã có bằng chứng cho thấy các bóng xẹp có thể có một vai trò nào đó trong việc tán vỡ sỏi.²⁹⁻³⁰ Bóng xẹp gần một bề mặt có thể tạo nên một tia xuyên qua trung tâm của nó và đập mạnh vào bề mặt (Hình 2-9). Nếu đặt một lá nhôm vào tiêu điểm của máy tán sỏi, có thể thấy xuất hiện các lỗ nhỏ như đầu kim.³² Sự va chạm đủ để làm lõm những miếng đồng cứng hoặc tấm nhôm. Máy tán sỏi khác với siêu âm dùng cho chẩn đoán về công suất và cũng không so sánh nhau được về tác dụng sinh học. Một số dụng cụ chẩn đoán phát ra các áp lực đỉnh khi giật lên tới 3 MPa nghĩa là chỉ năm trong phạm vi thấp của máy tán sỏi.³³⁻³⁵ Về lâm sàng, người ta đã nhận thấy tổn thương phổi và những nốt xuất huyết lấm tấm như tác dụng phụ của máy tán sỏi ngoài cơ thể (ESWL).³⁶ Người ta nghi ngờ tạo hang trơ là nguyên nhân của tổn thương trên và đã thúc đẩy nhiều nghiên cứu về tác dụng của siêu âm chẩn đoán trên nhu mô phổi.

Tác dụng sinh học trên phổi. Mô phổi được coi là lý tưởng để khảo sát tác dụng sinh học của siêu âm chẩn đoán. Sự hiện diện của khí trong các phế nang chính là nguồn thế khí có ý nghĩa. Child và cs. đo các áp lực ngưỡng gây xuất huyết phổi chuột dưới tác động của siêu âm xung ngắn 1 đến 4 MHz (nghĩa là thời gian là 10 microgiây và 1 microgiây).³⁷ Với các tần số trên ngưỡng tổn thương ở phổi chuột xảy ra ở 1,4 Mpa. Các đặc tính bệnh

lý bao gồm thoát tế bào máu vào trong các khoang phế nang. Có giả thiết cho rằng tạo hang từ những phế nang chứa đầy khí là nguồn gốc tổn thương. Đó là những bằng chứng trực tiếp đầu tiên cho thấy siêu âm xung gây ra những tác dụng độc hại trên mô động vật hữu nhũ ngay cả khi không tăng nhiệt. Người ta cũng đã báo cáo về những ổ xuất huyết ở loài khỉ do Doppler xung 4 MHz gây ra.³⁹ Tổn thương phổi ở khỉ nhẹ hơn ở chuột. Trong những nghiên cứu này, người ta không quan sát thấy các bóng khí tạo hang. Cần nhiều nghiên cứu nữa để khẳng định tính xác đáng của các dấu hiệu trên ở người.

Tổ chức đại thể và cấu tạo tế bào đều giống nhau trong loài hữu nhũ mặt dù có những khác nhau đáng kể về giải phẫu và sinh lý liên quan tới tổ chức khí đạo phần xa, hình thái phế nang và nguồn máu tươi.⁴⁰ Các nghiên cứu hình thể cho thấy các mao mạch trong vách phế nang của hầu hết loại hữu nhũ xép thành một lớp duy nhất ngăn cách với các khoảng khí bởi một hàng rào tế bào mỏng (100nm). Qua nhận xét giải phẫu đó, Tarantal và Canfield³⁹ nêu giả thuyết các vùng này nhạy với các điều kiện làm dao động bóng và có thể xảy ra vỡ bóng. Họ cũng lưu ý rằng một yếu tố quan trọng chuyên biệt ở phổi có thể là một lớp đơn độc chất điện hoạt bên trong phế nang. Chất điện hoạt chịu trách nhiệm làm thay đổi sức căng bề mặt để kích thích phổi nở ra và ngăn ngừa phổi xẹp. Có thể trong khi siêu âm, những bóng cực nhỏ được tạo ra bên trong bờ các phế nang giàu chất điện hoạt. Những bóng cực nhỏ này dao động và xẹp, gây ra tình trạng đứt đoạn khu trú hàng rào biểu mô/nội mô và hậu quả là thoát các hồng cầu vào khoang phế nang. Holland và Apfel trước đó đã cho thấy mối liên quan trực tiếp giữa tình trạng giảm ngưỡng tạo hang và giảm sức căng bề mặt.⁴¹

Dù đã được chứng minh *trong thí nghiệm*,⁴³ vẫn khó giải thích trên cơ thể sống vì bản chất hiện tượng thoảng qua (tính bằng microgiây), tính chất khu trú của tác dụng (<10micron). Để nghiên cứu tiếp, người ta thực hiện với ngưỡng gây hại trên phổi chuột với Doppler xung 4 MHz và siêu âm Doppler màu.⁴⁴ Roy vàc⁴⁵ đã phát hiện hiện tượng tạo hang bằng kiểu mẫu 30 MHz. Tổn thương quan sát qua các đặc tính mô học gồm những thứ đã gặp trên chuột và khỉ do siêu âm chẩn đoán. Tuy nhiên, trong nghiên cứu giới hạn này, hoạt tính của bóng không tương ứng với tổn thương dưới mô học.



Hình 2-9. Bóng xẹp gần ranh giới. Khi tạo hang xảy ra gần ranh giới, một tia dịch có thể hình thành xuyên qua trung tâm của bóng và đập mạnh vào bề mặt của ranh giới. (Được phép của Lawrence A. Grum).

Chỉ số cơ học

Các tính toán ước lượng sự tạo hang đã đưa tới sự thỏa hiệp giữa áp lực đỉnh khi gián với tần số.⁴⁶ Người ta giả định siêu âm chu kỳ thấp (<1%) và xung ngắn (vài chu kỳ âm). Kết quả tương đối đơn giản này được dùng để đánh giá khả năng khởi phát tạo hang từ siêu âm chẩn đoán. **Chỉ số cơ học, MI** (xem khung bên dưới), được công nhận

bởi FDA, AIM, và NEMA như là hiển thị tức thì liều phát để ước lượng tiềm năng hình thành bong trong cơ thể sống, tương tự theo chỉ số nhiệt. Như đã nêu ở trên, nhiệt độ xep rất cao từ hang trơ. Đối với chỉ số này, người ta chọn nhiệt độ xep 5000 K dựa trên khả năng tạo các gốc hóa học và sự lê thuộc tần số của áp lực cần thiết để đơn giản hóa tương đối ngưỡng nhiệt. MI là một loại :chỉ số năng lượng cơ học" vì bình phương MI tỷ lệ với hoạt tính cơ học xảy ra trên bong trong pha gián của chu kỳ âm.

CHỈ SỐ CƠ HỌC

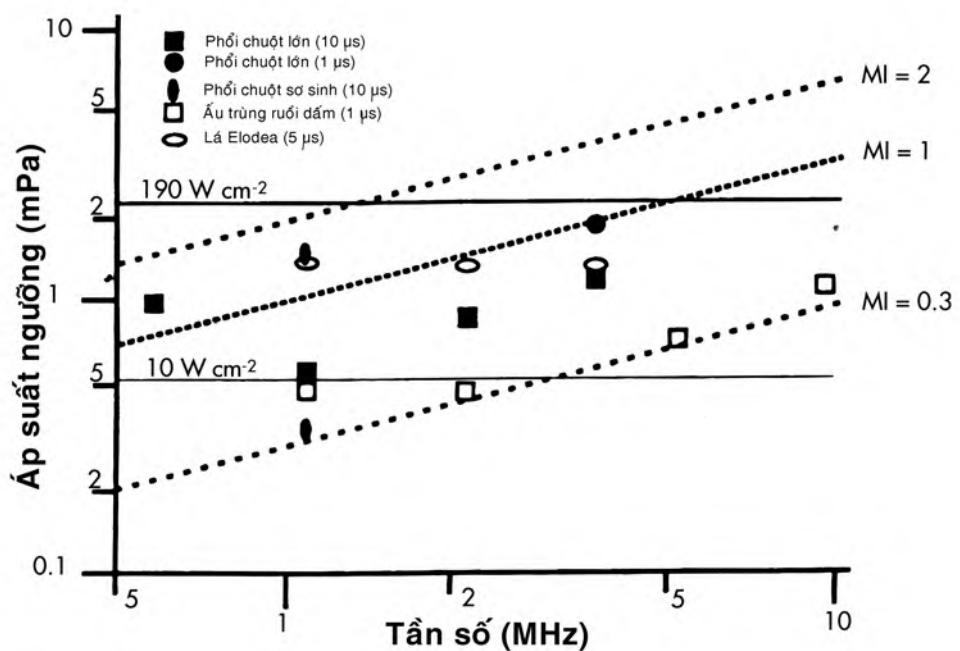
Chỉ số được dùng để chỉ liều phát âm có tiềm năng tạo hang dựa trên sự hiện diện của các bong tự do, phân phôi trên diện rộng. Nó được định nghĩa như sau

$$MI = \frac{P^*}{F^{*n}}$$

trong đó áp lực bình thường là $P^* = P/(1 \text{ Mpa})$, P là áp lực đỉnh âm trong âm trường, giảm 0,3 dB/cm-MHz cho phép giảm thấu trong cơ thể sống, $f^* = f/(1 \text{ MHz})$, f là tần số trung tâm của đầu dò. Và a là 0,5 đối với dịch sinh lý.

Khái quát về các tác dụng sinh học quan sát được

Một bảng tóm tắt các kết quả của nhiều nhà nghiên cứu (Hình 2-10) cho thấy chỉ số cơ học mà trên nó người ta quan sát được sự tạo hang nơi thú vật và côn trùng.⁴⁷ Đường chấm chấm là tính toán nhiều giá trị của chỉ số cơ học mà tất cả các tác dụng xảy ra ngay tại hoặc bên trên $MI = 0,3$. Tuy nhiên, cần lưu ý rằng trong nhiều trường hợp, các túi khí cố định (thể khí) hiện diện trong mô khảo sát. Người ta suy ra rằng trong những vùng cơ thể chứa khí cũng đặc biệt nhạy cảm với tổn thương do



Hình 2-10. Ngưỡng tác dụng sinh học từ cường độ trung bình thời gian thấp, siêu âm xung.

Các dữ liệu minh họa là ngưỡng cho tác dụng sinh học do qua các áp lực đỉnh trong kỳ gián (p – trong Hình 2-1) tùy theo tần số siêu âm sử dụng. Thời gian kéo dài của xung được chỉ trong ngoặc đơn của chú thích. Trên đây cũng trình bày để tham khảo các giá trị chỉ số cơ học và đỉnh không gian khu trú, cường độ trung bình xung I_{SPPA} . (Trích từ Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ. *Bioeffects and safety of Diagnostic Ultrasound*. Rockville, Md : Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ; 1993.)

siêu âm. Thí dụ,⁴⁷ có thể xảy ra đối với niêm mạc ruột. Thí nghiệm tiếp tục để khẳng định có hay không thương tổn trên mô người.

Nhận xét bổ sung về chỉ số cơ học

Từ công thức của chỉ số sinh học MI là các điều kiện để khởi phát tạo hang. Tuy nhiên, mức độ ngưỡng vượt quá liên quan tới mức hoạt động của bóng có thể xảy ra và số lượng hoạt động của bóng có thể tương quan với khả năng xảy ra tác dụng sinh học ngoài mong muốn. Với kiến thức hiện nay của chúng ta, vượt quá ngưỡng tạo hang *không có nghĩa là* sẽ xảy ra tác dụng sinh học. MI dưới 0,7, không hiện diện các điều kiện vật lý kích thích sự tăng trưởng của bóng ngay cả khi có sự phân bố rộng các nhân bóng. Hơn nữa, trong khi chỉ số nhiệt là đại lượng *thời gian trung bình* của tác động của siêu âm lên mô, MI lại là đại lượng *đỉnh* của tác động này. Do đó, có sự song hành tốt đẹp giữa hai đại lượng này, một về nhiệt và một về cơ, cho phép người thực hiện siêu âm nắm được khả năng gây ra những biến đổi ngoài mong muốn trong cơ thể phát sinh từ dụng cụ chẩn đoán.

Tóm tắt về tác dụng sinh học của các thể khí

Bản công bố của AIUM về các tác dụng sinh học tại những nơi hiện diện thể khí⁴⁷ (xem khung bên) bao gồm nhiều kết luận được tóm tắt như sau :

- các hệ thống siêu âm hiện hành có thể gây ra tạo hang *trong thí nghiệm* cũng như *trong cơ thể sống* và có thể thoát máu vào mô động vật.
- chỉ số cơ học có thể giúp đánh giá sự tạo hang và dường như tốt hơn các thông số khác trong việc ước đoán này.
- người ta đã quan sát thấy nhiều kết quả lý thú liên quan tới các kiểu mẫu động vật về tổn thương lâu dài, cho biết ngưỡng rất thấp gây thương tổn nhưng ứng dụng trên người vẫn chưa xác định được.
- khi không có các thể khí, ngưỡng gây tổn thương sẽ cao hơn nhiều. (Điểm cuối cùng này rất ý nghĩa vì các khảo sát siêu âm thực hiện chủ yếu tại các mô mà trong đó không có các thể khí).

CHUẨN HIỂN THỊ LIỀU PHÁT

Nhiều nhóm, bao gồm FDA, AIUM và NEMA đã

TÁC DỤNG SINH HỌC CỦA THỂ KHÍ : KẾT LUẬN LIÊN QUAN TỚI THỂ KHÍ

1. Liều phát đỉnh theo thời gian của một số các dụng cụ siêu âm hiện hành có thể vượt quá ngưỡng tạo hang trong thí nghiệm và tạo ra mức độ thoát tế bào máu trong phổi của các động vật thí nghiệm.
2. Chỉ số cơ học (MI)* đã được công thức hóa nhằm giúp người sử dụng đánh giá các tác dụng độc hại liên quan tới sự tạo hang khi sử dụng các thông số cho chẩn đoán. MI là chỉ số tốt hơn đỉnh thời gian đã giảm, cường độ trung bình xung ($I_{SPPA,3}$) hoặc áp lực đỉnh trong thời gian đã giảm ($P_{r,3}$) đối với các tác dụng độc hại không liên quan tới nhiệt đã biết.
3. Các ngưỡng gây độ hại khác nhiệt tùy thuộc vào đặc tính của mô và thông số siêu âm, như biên độ áp lực, thời gian xung và tần số. Như vậy, chỉ có thể xác định chắc chắn có tác dụng độc hại, khác nhiệt ở các mô khảo sát với các thông số thông thường, một khi đó là một quần thể định nghĩa rõ với các thể khí cố định. Với tình trạng thoát tế bào máu vào phổi chuột sơ sinh, giá trị ngưỡng của MI tăng theo thời gian xung giảm dần từ 1 đến 100 µgiây, tăng theo thời gian khảo sát giảm và ít lệ thuộc vào tần số lặp lại xung. Giá trị ngưỡng của MI gây thoát tế bào máu vào phổi chuột vào khoảng 0,3. Ứng dụng các quan sát trên vào người vẫn chưa được xác định.
4. Không thấy thoát tế bào máu vào thận chuột khi khảo sát với áp lực đỉnh tương ứng với MI là 4. Hơn nữa, với các thông số khảo sát thông thường, không được khẳng định một cách độc lập, không có tác dụng sinh học độc hại khác nhiệt nào thấy xuất hiện ở mô động vật hữu nhũ nếu không mang thể khí rõ rệt.

* MI bằng áp lực đỉnh đã giảm trong thời gian xung tối đa chia cho bình phương tần số siêu âm trung tâm (tính bằng MHz). Trích từ Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ, *Tác dụng sinh học và tính an toàn của siêu âm chẩn đoán*. Laurel, Md : Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ, 1993.

triển khai *Chuẩn hiển thị thời gian thực các chỉ số cơ học và nhiệt của liều phát âm của các dụng cụ siêu âm chẩn đoán*, giới thiệu phương pháp cung cấp cho người thực hiện các thông tin về các chỉ số nhiệt và cơ học. Hiển thị MI và TI theo thời gian thực giúp quyết định khả năng xảy ra tác dụng sinh học trong khi khảo sát. Chuẩn đòi hỏi cập nhật các chỉ số khi liều phát của dụng cụ biến đổi, từ đó người thực hiện biết phải điều chỉnh như thế nào để có chỉ số thích ứng. Hình 2-11 là một thí dụ cho



Hình 2-11. Hiển thị các chỉ số tác dụng sinh học. Cách biểu hiện chuẩn của hiển thị siêu âm cho thấy các chỉ số MI và TI (góc trên bên phải) của một đầu dò trong âm đạo

thấy máy siêu âm hiển thị MI ra sao. Chỉ có ít điều quan trọng cần ghi nhớ về chuẩn hiển thị này :

- Nó hiện rõ ràng trên màn hình và hiện ngay khi chỉ số vượt quá 0,4. Ngoại lệ đối với các máy không có khả năng đối với giá trị chỉ số trên 1. Các dụng cụ này không bắt buộc hiển thị chỉ số tác dụng sinh học
- Đôi khi chỉ có một chỉ số hiển thị. Có thể chọn lựa tùy theo điều kiện phát sóng có khả năng gây ra tác dụng bởi một cơ chế nào đó không
- Chuẩn cũng đòi hỏi các thông số sử dụng như khi mở máy, nhập tên bệnh nhân mới, hoặc khi thay đổi qua khảo sát thai nhi. Sau đó, người sử dụng điều chỉnh liều phát để có được các thông tin hữu ích trong khi giảm tối đa các giá trị chỉ số.
- Như đã nêu trên, các chỉ số tác dụng sinh học không bao gồm các yếu tố kết hợp với thời gian khảo sát. Khảo sát quét khéo léo vẫn là một thành tố quan trọng nhằm hạn chế các tác dụng sinh học.

Tài liệu của AIUM mang tên *Sự an toàn của Siêu âm chẩn đoán*⁴⁸ yêu cầu người sử dụng đặt bốn câu hỏi để sử dụng hiệu quả các thông số liều phát.

1. Dùng chỉ số nào trong khi đang thực hiện khảo sát ?

2. Có yếu tố nào có thể gây ra đọc quá cao hoặc quá thấp?
3. Có thể giảm chỉ số thấp hơn nữa dù nó đã thấp rồi?
4. Bằng cách nào giảm tối đa các thông số khảo sát mà không ảnh hưởng chất lượng chẩn đoán?

Có trong tay máy siêu âm chẩn đoán với liều phát hiển thị thời gian thực, yêu cầu đối với Bác sĩ thực hiện không chỉ hiểu cách thức siêu âm lan truyền và tương tác với mô, mà còn phải biết đánh giá các tác dụng sinh học độc hại. Chính hiển thị liều phát là phương tiện để hướng dẫn, kiểm tra các tiềm năng gây hại. Các chỉ số nhiệt và cơ học cung cấp cho người thực hiện nhiều thông tin hơn và có trách nhiệm hơn trong việc hạn chế liều phát.

CÁC CÔNG BỐ TỔNG QUÁT CỦA AIUM

Nhận định một số vị trí chính thức liên quan tới tình trạng tác dụng sinh học do siêu âm là rất quan trọng. Điểm quan trọng nhất là hết sức tin tưởng vào độ an toàn của siêu âm ghi trong các công bố chính thức. Thí dụ, vào năm 1993, AIUM nhắc nhiều lần về công bố ban đầu liên quan tới việc sử dụng siêu âm cho lâm sàng (xem khung bên trái

CÁC CÔNG BỐ CỦA AIUM VỀ TÍNH AN TOÀN

Công bố chính thức của Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ về tính an toàn trên lâm sàng. Công nhận tháng 10 năm 1983; tái công nhận tháng 3 năm 1993 bởi AIUM.⁴⁹

Siêu âm chẩn đoán được sử dụng từ cuối những năm 1950. Dựa trên những lợi ích đã biết và hiệu quả trong chẩn đoán y khoa, kể cả khi sử dụng trong thai kỳ, Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ thông báo tính an toàn trong lâm sàng đối với các trường hợp trên:

Không có tác dụng sinh học nào được khẳng định xảy ra trên bệnh nhân hoặc trên người thực hiện khi sử dụng với các thông số cường độ đã từng được báo cáo trước đây. Có thể một ngày nào đó người ta nhận ra có tác hại, dữ liệu hiện có cho thấy lợi ích cho bệnh nhân nếu sử dụng cẩn thận vẫn quan trọng hơn những nguy cơ nếu như có.

Công bố chính thức của Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ về tính an toàn trong giảng dạy và nghiên cứu. Công nhận tháng 10 năm 1983; tái công nhận tháng 3 năm 1993 bởi AIUM.⁴⁹

Siêu âm chẩn đoán được sử dụng từ cuối những năm 1950. Chưa có báo cáo nào về các tác dụng sinh học độc hại xảy ra cho bệnh nhân được khảo sát bằng dụng cụ này. Dù chưa nhận ra nguy hiểm có thể loại bỏ việc sử dụng cẩn thận trong giáo dục và nghiên cứu, kinh nghiệm từ thực hành bình thường có thể hoặc không thể cho biết thời gian và điều kiện thực hiện. Do đó cần nghiêm túc làm theo lời khuyên sau đây:

Trong một số tình huống đặc biệt theo đó mục đích khảo sát không phải là lợi ích trực tiếp cho cá nhân được khảo sát, người này phải được thông tin đầy đủ về các thông số khảo sát và so sánh chúng với các điều kiện khảo sát chẩn đoán bình thường.

Được cho phép in lại

CÁC TÁC DỤNG SINH HỌC DO SIÊU ÂM TRONG CƠ THỂ SỐNG LOÀI HỮU NHŨ

Công bố chính thức của Viện Siêu âm Y khoa Hoa Kỳ về tính an toàn trên lâm sàng. Công nhận tháng 8 năm 1976; tái công nhận tháng 10 năm 1992 bởi AIUM.⁴⁹

Thông tin từ các thí nghiệm sử dụng loài hữu nhũ thí nghiệm đã đóng góp đáng kể vào kiến thức của chúng ta về các tác dụng sinh học do siêu âm gây ra cũng như cơ chế gần chính xác nhất. Công bố sau đây tóm tắt các quan sát liên quan tới các thông số và chỉ số chuyên biệt của siêu âm. Lịch sử và cội nguồn của công bố này là từ *Các tác dụng sinh học và tính an toàn của siêu âm* (AIUM, 1993).¹⁷

Trong phạm vi tần số thấp, không có tác dụng sinh học nào trên mô loài hữu nhũ khảo sát *trong cơ thể sống* dưới các điều kiện siêu âm như sau:

a. Khi có cơ chế nhiệt, các điều kiện đó là cường độ chùm sóng không hội tụ* dưới 100 mW/cm^2 , cường độ chùm sóng hội tụ[†] dưới 1 W/cm^2 , hoặc chỉ số nhiệt nhỏ hơn 2. Ngoài ra, cũng không có tác hại khi chỉ số nhiệt lớn hơn nhưng không quá

$$6 - \frac{\text{Log}_{10}(t)}{0,6}$$

trong đó t là thời gian khảo sát thay đổi từ 1 đến 250 phút, kể cả thời gian tắt cho khảo sát xung.

b. Khi có cơ chế không do nhiệt[‡] trong mô có chứa các thể khi rõ rệt, điều kiện sẽ là áp lực đỉnh trong thời gian dưới khoảng 0,3 Mpa hoặc các giá trị chỉ số cơ học dưới khoảng 0,3.

Ngoài ra, không có ghi nhận về tác hại đối với các mô khác.

* Đỉnh không gian trường-tự do, trung bình thời gian (SPTA) đối với sóng liên tục và xung.

† Độ rộng chùm sóng công suất bằng $1/4$ (-6 dB) nhỏ hơn bốn độ dài sóng hay 4 mm

‡ Đối với các thông số chẩn đoán.

Được cho phép in lại

của trang bên) trong đó nêu rằng không có một tác dụng sinh học nào được khẳng định khi sử dụng các máy siêu âm hiện hành và dù nếu có thể có, lợi ích mang lại cho bệnh nhân nếu sử dụng cẩn thận vẫn đáng kể hơn những nguy cơ nếu có. Theo cách tương tự, AIUM nhận xét về sử dụng siêu âm chẩn đoán trong nghiên cứu bằng khuyến cáo rồng trường hợp sử dụng ngoài mục đích mang lại lợi ích trực tiếp về y khoa, phải cho người bệnh biết các

điều kiện thực hiện và tương quan với thông số bình thường. Trong đa số các trường hợp, khảo sát ngay cả nghiên cứu cũng tương tự như khi chẩn đoán bình thường và không đặt ra vấn đề nguy cơ hơn. Thực vậy, có thể thực hiện nhiều khảo sát nghiên cứu kết hợp với khảo sát thường quy.

Có thể tóm tắt tác dụng dựa trên các kiểu mẫu động vật trong cơ thể sống qua kết luận của AIUM trình bày trong khung trên. Không có một bằng

chứng độc lập nào qua thí nghiệm cho thấy có tổn thương ở các kiểu động vật dưới một mức độ nào đó ($TI < 2$ và $MI < 0,3$). Mức độ của MI nghiêm ngặt vì mô có chứa các thể khí bị thương tổn ở mức độ thấp hơn nhiều so với mô không chứa thể khí. Cũng không phát hiện được các tác dụng sinh học ngay cả với MI là 4 nếu không có các thể khí (xem khung trang 49).

DỊCH TỄ HỌC

Với các nguyên nhân tiềm tàng có thể gây tác dụng sinh học, chúng ta cùng khảo sát các bằng chứng dịch tỨ giúp phần nào chứng minh tính an toàn của siêu âm. Nhiều nghiên cứu được tiến hành trong ba thập kỷ qua. Ziskin và Petitti, phân tích lại các nghiên cứu này vào năm 1988, đi đến kết luận rằng qua các nghiên cứu và thăm dò suốt 25 năm trong sử dụng lâm sàng không có bằng chứng nào về tác dụng độc hại do siêu âm chẩn đoán.⁵⁰

Khó tiến hành các nghiên cứu dịch tỨ và cũng khó phân tích, lý giải các kết quả. Một số nghiên cứu trên khảo sát thai nhi bằng siêu âm cho thấy có một vài tác dụng sinh học và cũng từng bị chỉ trích. Chỉ một trường hợp có tác dụng không chuyên biệt trong gần 1,2 triệu khảo sát ở Canada.⁵¹ Đó là một xuất độ quá thấp. Ngoài ra, một nghiên cứu khác trước đó không phát hiện một tác hại nào trong 121.000 khảo sát siêu âm thai nhi.⁵² Moore và cs. báo cáo về sự gia tăng số trẻ bị giảm trọng lượng lúc sinh.⁵³ Tuy nhiên, Stark và cs. phân tích kết quả trên với phương pháp thống kê khác cho thấy sự gia tăng không có ý nghĩa.⁵⁴ Sự co rút bất thường và tăng cường cơ cổ được ghi nhận trong nghiên cứu của Scheidt và cs.⁵⁵, khó

phân tích tùy vào phương pháp thống kê. Stark và cs. phát hiện tăng xuất độ chứng loạn nồng độ ngay trong số trẻ giảm trọng lượng.⁵⁴ Từ đó, người ta đặt ra vấn đề về điều kiện khảo sát và tuổi thai, vấn đề mẫu thống kê, áp dụng cho kết quả dương tính và cả *âm tính*.

Ziskin và Petitti cũng đưa ra một bản tóm tắt giúp đánh giá các bằng chứng dịch tỨ.⁵⁰ Nó giúp nhận định về sự kết hợp giữa điều kiện khảo sát với các tác dụng sinh học chứ không chứng minh rằng các điều kiện khảo sát gây ra tác hại. Mỗi quan hệ này có ý nghĩa thống kê. Hill⁵⁶ Salvesen,⁵⁷ và Ziskin⁵⁸ triển khai bảy tiêu chuẩn để đánh giá **quan hệ nhân quả**:

- cường độ kết hợp
- tính ổn định của hậu quả và với nghiên cứu liên quan trước đó
- tính chuyên biệt về một tác dụng hay vị trí khảo sát
- tương quan cổ điển của nguyên nhân và hiệu quả
- có sự đáp ứng
- tính hợp lý của tác dụng và
- bằng chứng hỗ trợ từ các thí nghiệm

Qua quan sát các yếu tố trên, không có mối quan hệ nhân quả rõ ràng nào giữa đáp ứng sinh học độc hại và điều kiện khảo sát.

Các thí nghiệm gần đây đặt ra vấn đề kết hợp. Đầu tiên là nghiên cứu của Newham và cs. đã nhận thấy sự rút ngắn thời gian tăng trưởng trong tử cung quan trọng hơn. Nghiên cứu không nhằm tìm ra tác dụng sinh học độc hại nhưng sau khi phân tích kết quả lại có được một kết luận mang ý nghĩa thống kê. Trong các nghiên cứu bộc lộ nhiều thiếu sót về phương pháp lựa chọn và thông số khảo sát nhưng nhìn chung, có thể kết luận một số kết hợp từ kết quả của những khảo sát nghiên cứu nghiêm túc này. Cambell và cs. đã báo cáo xuất độ cao hơn và có ý nghĩa thống kê về sự chậm trễ phát triển ngôn ngữ ở những bé đã chịu siêu âm trong thời kỳ còn *trong tử cung*.⁶⁰ Các nghiên cứu kiểm chứng không cung cấp thêm bằng chứng vững chắc và khó xác định sự chậm trễ ngôn ngữ. Cần các nghiên cứu tiền cứu tầm soát để khẳng định những dấu hiệu này.

Năm 1995, AIUM hồi cứu lại và chứng nhận công bố liên quan tới dịch tỨ học của tính an toàn trong siêu âm chẩn đoán (xem khung trang đối diện).⁴⁹ Bản công bố này chỉ khác một chút so với

CÔNG BỐ DỊCH TỄ CỦA AIUM

Kết luận liên quan dịch tỨ.

Chứng nhận tháng Ba năm 1995 bởi AIUM

Dựa trên bằng chứng dịch tỨ cho tới hôm nay và trên kiến thức hiện hành về cơ chế tương tác, không đủ chứng cứ để khẳng định kết luận về mối quan hệ nhân quả giữa siêu âm chẩn đoán và tác dụng sinh học độc hại.

Được cho phép in lại

bản năm 1987 trong đó xác định không có tác dụng sinh học độc hại nào liên quan tới siêu âm cho tới thời điểm đó. Sự khác biệt là ở chỗ có thể có tác hại phát hiện được hiện nay, người ta vẫn không thể chứng minh mối quan hệ nhân quả dựa trên bằng chứng đó.

KIỂM SOÁT LIỀU PHÁT SIÊU ÂM: ĐIỀU CHỈNH NÚT

Khi bàn về tác dụng sinh học, điều quan trọng nhất cần đề cập là người thực hiện có thể làm gì để giảm tối thiểu các tác dụng đó. Người thực hiện phải hiểu về các nguy cơ có thể xảy ra trong quá trình khảo sát nhưng nếu không đủ khả năng kiểm tra liều phát, tầm ứng dụng sẽ bị hạn chế. Có thể dùng một số phương pháp chuyên biệt để hạn chế liều phát nhưng vẫn bảo đảm chất lượng chẩn đoán. Kiểm soát hệ thống siêu âm được chia thành hai nhóm. Đó là **kiểm soát trực tiếp** và **kiểm soát gián tiếp**. Kiểm soát trực tiếp là **loại ứng dụng và cường độ liều phát**. Các loại ứng dụng là hệ thống kiểm tra rộng cho phép chọn lựa thoải mái một khảo sát đặc biệt thích hợp nào đó. Chúng thường xuất hiện dưới dạng những biểu tượng để người làm lực chọn. Các chỉ số cài sẵn giúp giảm thiểu tối đa thời gian để tìm các thông số hình ảnh tối ưu. Các thông số này phải được sử dụng đúng theo chỉ định, ví dụ, không thể lấy các thông số siêu âm tim để khảo sát thai nhi. Cường độ liều phát (còn gọi là công suất) kiểm tra toàn diện công suất siêu âm phát ra từ đầu dò. Kiểm soát này ảnh hưởng lên cường độ mọi điểm của hình ảnh ở các

mức độ khác nhau, tùy theo hội tụ. Cường độ phát thấp nhất để có được một hình ảnh đẹp là thông số cần sử dụng. Việc hội tụ cũng do chính người làm điều chỉnh giúp cải thiện chất lượng hình ảnh. Hội tụ đúng độ sâu cần thiết giúp cải thiện chất lượng hình ảnh mà không cần tăng cường độ.

Kiểm soát gián tiếp có nhiều kiểu nhưng ảnh hưởng chủ yếu lên cách phân phối công suất trong không gian và thời gian. Khi lựa chọn kiểu siêu âm (như mode B, Doppler xung, Doppler màu), người làm kiểm tra xem chùm sóng có quét không. Chùm sóng không quét để lại năng lượng dọc suốt lộ trình và tăng khả năng sinh nhiệt. Tần số lập lại xung (PRF) cho biết nhịp độ đầu dò bị kích thích. Khi tăng lên, cường độ trung bình thời gian sẽ tăng theo. Kiểm soát PRF bằng cách thay đổi độ sâu hình ảnh tối đa trong mode B hoặc phạm vi vận tốc trong kiểu Doppler. **Chiều dài xung** (hay thời gian xung) là thời gian xung phát đi. Khi tăng chiều dài xung mà giữ nguyên PRF, cường độ trung bình thời gian sẽ tăng. Kiểm tra chiều dài xung thường không rõ ràng. Thí dụ, trong Doppler xung, tăng chiều dài thể tích mẫu là tăng chiều dài xung.

Việc lựa chọn **đầu dò thích hợp** cũng làm giảm yêu cầu có công suất âm cao. Tần số cao cho độ phân giải không gian tốt hơn, độ giảm thấu mờ tăng theo tần số và mất khả năng xuyên thấu. Có thể quan trọng nhất là **kiểm soát gain nhận**. Kiểm tra gain nhận không ảnh hưởng biên độ liều phát âm. Do đó, trước khi tăng công suất liều phát âm, hãy thử tăng gain nhận trước đã. Cần lưu ý là trong một số hệ thống kiểm soát hiện nay, chúng tác động qua lại với công suất liều phát mà không có kiểm soát trực tiếp. Kiểm tra xem nhà sản xuất có trang bị những nút kiểm soát riêng biệt về gain nhận, **bù trừ gain theo thời gian (TGC)**, và cường độ liều phát âm hay không. Bù trừ gain theo thời gian (TGC) có thể giúp cải thiện hình ảnh mà không cần tăng cường độ phát.

Thật ra không gì có thể thay thế được một người làm siêu âm đã được huấn luyện chu đáo. Các chỉ số và chuẩn hiển thị liều phát chỉ có ích cho ai biết sử dụng và hiểu chúng. Hiển thị thời gian thực các chỉ số nhiệt và cơ học trên các máy siêu âm chẩn đoán có thể giúp bác sĩ lâm sàng đánh giá và giảm tối thiểu các nguy cơ khi sử dụng máy. Người ta luôn khuyên các bác sĩ, những người làm siêu âm phải thấu hiểu hơn nữa vai trò của chính họ trong việc hạn chế các tác dụng tiềm tàng

CÁC PHƯƠNG PHÁP GIẢM THÔNG SỐ KHẢO SÁT SIÊU ÂM

- Dùng ứng dụng chuyên biệt theo từng phần của cơ thể (có mức công suất an toàn)
- Giữ công suất thấp
- Hội tụ đúng độ sâu (cải thiện hình ảnh khi tăng cường độ)
- Chọn kiểu khảo sát quét hơn là không quét (mode B có cường độ thấp hơn mode M)
- Dùng ít xung mỗi giây (PRF)
- Giảm chiều dài xung
- Dùng đầu dò thích hợp
- Tăng gain nhận hơn là tăng công suất

THAM KHẢO

Tác dụng sinh nhiệt

1. Hynynen K. Ultrasound therapy. In: Goldman LE, Fowlkes JB, eds. *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*. Madison, Wis: Advanced Medical Publishing;1995:249-265.
2. Carstensen EL, Child SZ, Norton S et al. Ultrasonic heating of the skull. *J Acoust Soc Am* 1990;87:1310-1317.
3. Nyborg WE. Solutions of the bio-heat transfer equation. *Phys Med Biol* 1988;33(7):785-792.
4. Drewniak JL, Carnes KI, Dunn F. In vitro ultrasonic heating of fetal bone. *J Acoust Soc Am* 1989;86:1254-1258.
5. Edwards MJ. Hyperthermia as a teratogen: a review of experimental studies and their clinical significance. *Teratogenesis Carcinog Mutagen* 1986;6:563-582.
6. Miller MW, Ziskin MC. Biological consequences of hyperthermia. *Ultrasound Med Biol* 1989;15:707-722.
7. Scientific Committee on Biological Effects of Ultrasound. *Exposure Criteria for Medical Diagnostic Ultrasound. I. Criteria Based on Thermal Mechanisms*. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements;1992. Report no. 113.
8. American Institute of Ultrasound in Medicine and National Electrical Manufacturers Association. *Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustical Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment*, Rockville, Md: American Institute of Ultrasound in Medicine and National Electrical Manufacturers Association; 1992.
9. Carson PI.. Medical ultrasound fields and exposure measurements. In: *Nonionizing Electromagnetic Radiations and Ultrasound*. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements; 1988:287-307. NCRP Proceedings no. 8.
10. Carson PE, Rubin JM, Chiang EH. Fetal depth and ultrasound path lengths through overlying tissues. *Ultrasound Med Biol* 1989; 15:629-663.
11. Thomenius KE. *Scientific rationale for the TIS index model*. Presented at the National Electrical Manufacturers Association Output Display Standard Seminar; 1993; Rockville, Md.
12. Thomenius KE. Estimation of the potential for bioeffects. In: Ziskin MC, Lewin PA, eds. *Ultrasonic Exposimetry*. Ann Arbor, Mich: CRC Press; 1993.
13. Siddiqi T, O'Brien WD, Meyer RA et al. In situ exposimetry: the ovarian ultrasound examination. *Ultrasound Med Biol* 1991;17: 257-263.
14. Chan AK, Sigelman RA, Guy AW et al. Calculation by the method of finite differences of the temperature distribution in layered tissues. *IEEE Trans Biomed Eng* 1973;BME-20:86-90.
15. Chan AK, Sigelman RA, Guy AW. Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers. *IEEE Trans Biomed Eng* 1974;BME-21:280-284.
16. Frizzell LA. *Ultrasonic Heating of Tissues*. Rochester, NY: University of Rochester; 1975. Dissertation.
17. American Institute of Ultrasound in Medicine. *Bioeffects and Safety of Diagnostic Ultrasound*. Rockville, Md: American Institute of Ultrasound in Medicine; 1993.

Tác dụng tạo hang âm

18. Flynn HG. Cavitation dynamics. I. A mathematical formulation. *J Acoust Soc Am* 1975;57:1379-1396.
19. Roy RA, Atchley AA, Crum UA et al. A precise technique for measurement of acoustic cavitation thresholds and some preliminary results. *J Acoust Soc Am* 1985;78(5):1799-1805.
20. Kwak H-Y, Panton RE. Tensile strength of simple liquids predicted by a model of molecular interactions. *J Phys D* 1985;18:647.
21. Harvey EN, Barnes DK, McElroy WD et al. Bubble formation in animals. 1. Physical factors. *J Cell Compar Phys* 1944;24:1-22.
22. Harvey EN, Barnes DK, McElroy WD et al. Bubble formation in

- animals. II. Gas nuclei and their distribution in blood and tissues. *J Cell Compar Phys* 1944;24:23-34.
23. Yount DE. Skins of varying permeability: a stabilization mechanism for gas cavitation nuclei. *J Acoust Soc Am* 1978;65:1429-1439.
24. Holland CK, Roy RA, Apfel RE et al. In vitro detection of cavitation induced by a diagnostic ultrasound system. *IEEE Trans IFFC* 1992;39:95-101.
25. Walton AJ, Reynolds GT. Sonoluminescence. *Adv Physics* 1984; 33: 595-660.
26. Crum EA, Fowlkes JB. Acoustic cavitation generated by microsecond pulses of ultrasound. *Nature* 1986;319(6048):52-54.
27. Carmichael AJ, Mossoba MM, Ricsz P et al. Free radical production in aqueous solutions exposed to simulated ultrasonic diagnostic conditions. *IEEE Trans UFFC* 33:148-155.
28. Avine E, Carstensen EE. Occurrence of transient cavitation in pulsed sawtooth ultrasonic fields. *J Acoust Soc Am* 1988;84: 1598-1605.
29. Coleman AJ, Saunders JE, Crum EA et al. Acoustic cavitation generated by an extracorporeal shockwave lithotripter. *Ultrasound Med Biol* 1987;15:213-227.
30. Delius M, Brendel W, Heine G. A mechanism of gallstone destruction by extracorporeal shock wave. *Naturwissenschaften* 1988;75:200-201.
31. Williams AR, Delius M, Miller DE et al. Investigation of cavitation in flowing media by lithotripter shock waves both in vitro and in vivo. *Ultrasound Med Biol* 1989;15:53-60.
32. Coleman AJ, Saunders JE, Crum EA et al. Acoustic cavitation "generated by an extracorporeal shockwave lithotripter *Ultrasound Med Biol* 1987;13(2):69-76.
33. Duck FA, Starritt HC, Aindow JD et al. The output of pulse-echo ultrasound equipment: a survey of powers, pressures and intensities. *Br J Rad* 1985;58:989-1001.
34. Duck FA, Starritt HC, Anderson SP. A survey of the acoustic output of ultrasonic Doppler equipment. *Clin Phys Physiol Meas* 1987;8:39-49.
35. Patton CA, Harris GR, Phillips RA. Output levels and bioeffects indices from diagnostic ultrasound exposure data reported to the FDA. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr* 1994;41:353-359.
36. Chaussy C, Schmiedt E, Jocham D et al. *Extracorporeal Shock Wave. Ethotripsy* Basel: Karger; 1986.
37. Child SZ, Hartman CE, Schery IA et al. Lung damage from exposure to pulse ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1990; 16: 817-825.
38. Penney DP, Schenk EA, Maltby K et al. Morphological effects of pulsed ultrasound in the lung. *Ultrasound Med Biol* 1993;19:127-135.
39. Tarantal AF, Canfield DR. Ultrasound-induced lung hemorrhage in the monkey. *Ultrasound Med Biol* 1994;20:65-72.
40. Tyier WS, Julian WD. Gross and subgross anatomy of lungs, pleura, connective tissue septa, distal airways, and structural units. In: Parent RA, ed. *Treatise on Pulmonary Toxicology. Vol. I. Comparative Biology of the Normal Lung*. Boca Raton, Fla: CRC Press; 1992:35-58.
41. Holland CK, Apfel RE. An improved theory for the prediction of microcavitation thresholds. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr* 1989;36:204-208.
42. Holland CK, Apfel RE. Thresholds for transient cavitation produced by pulsed ultrasound in a controlled nuclei environment. *J Acoust Soc Am* 1990;88:2059-2069.
43. Holland CK, Roy RA, Apfel RE et al. In vitro detection of cavitation induced by a diagnostic ultrasound system. *IEEE Trans Ultrason Ferroelec Freq Contr* 1992;39:95-101.
44. Holland CK, Zheng X, Apfel RE et al. Direct evidence of cavitation in vivo from diagnostic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* accepted for publication, 1996.

45. Roy RA, Madanshetty S, Apfel RE. An acoustic backscattering technique for the detection of transient cavitation produced by microsecond pulses of ultrasound. *J Acoust Soc Am* 1990;87:2451-2455.
46. Apfel RE, Holland CK. Gauging the likelihood of cavitation from short-pulse, low-duty cycle diagnostic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1991;17:179-185.
47. Dalecki D, Raeman CH, Child SZ et al. A test for cavitation as a mechanism for intestinal hemorrhage in mice exposed to a piezoelectric lithotripter. *Ultrasound Med Biol* 1996;22:493-496.
48. American Institute of Ultrasound in Medicine. *Medical Ultrasound Safety*. Rockville, Md: American Institute of Ultrasound in Medicine; 1994.
49. AJUM Safety Statement. Approved March 1995. Current versions are available to the public upon request.
50. Ziskin MC, Petitti DB. Epidemiology of human exposure to ultrasound: a critical review. *Ultrasound Med Biol* 1988;14:91-96.
53. Moore RM Jr, Barrick KM, Hamilton TM. Ultrasound exposure during gestation and birthweight. Presented at the Meeting of the Society for Epidemiological Research; June 16-18, 1982: Cincinnati, Ohio.
54. Stark CR, Orleans M, Haiverkamp AD et al. Short and longterm risks after exposure to diagnostic ultrasound in utero. *Obstet Gynecol* 1984;63:194-200.
55. Scheldt PC, Stanley F, Bryla DA. One-year follow-up of infants exposed to ultrasound in utero. *Am J Obstet Gynecol* 1978;131:743-748.
56. Hill AB. The environment and disease: association or causation? *Proceed Royal Soc Med* 1965;58:295-300.
57. Salvesen KA, Eik-Nes SH. Is ultrasound unsound? A review of epidemiological studies of human exposure to ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1995;6(4):293-298.
58. Ziskin MC. Epidemiology of ultrasound exposure. *Ultrasound Med Biol* submitted for publication, 1996.
59. Newnham B, Evans SF, Michael CA. Effects of frequent ultrasound during pregnancy: a randomized controlled trial. *Lancet* 1993; 342:887-891.
60. Campbell S, Elford RW, Brant RE. Case-control study of prenatal ultrasonography exposure in children with delayed speech. *Can Med Assoc J* 1993;149:1435-1440.
61. Nyborg WE, Steele RB. Temperature elevation in a beam of ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1983;9:611-620.

Dịch tễ học

51. EDH Environment Health Directorate. *Canada-Wide Survey of Nonionizing Radiation Emitting Medical Devices*. II. Ultrasound Devices. 1980. Report 80-EDH-53.
52. Ziskin MC. Survey of patient exposure to diagnostic ultrasound. In: Reid, Sikov, eds. *Interaction of Ultrasound and Biological Tissues*. 1972. US Dept of Health, Education, and Welfare publication FDA 78-8008:203.

C H UƠNG 3



Các chất tương phản dùng trong Hình ảnh học Siêu âm và Doppler

•
Peter N. Burns, Ph.D.

DÀN BÀI

- SỰ CẦN THIẾT CỦA CHẤT TƯƠNG PHẢN TRONG SIÊU ÂM
- CHẤT TƯƠNG PHẢN TRONG SIÊU ÂM
- CÁCH THỨC TÁC DỤNG
 - Tác nhân hồ máu
 - Tác nhân ngấm chọn lọc
- TÁC ĐỘNG BẮT CHẤT TƯƠNG PHẢN
- ẢNH GIẢ TRONG KHẢO SÁT CÓ CHẤT TƯƠNG PHẢN
 - Khuếch đại màu
 - Các tần số đỉnh phổ tăng giả tạo
- ĐỊNH LƯỢNG SỰ TƯƠNG PHẢN
- HÌNH ẢNH HỌC VỚI CHẤT TƯƠNG PHẢN CHUYÊN BIỆT
 - Vấn đề
- HÌNH ẢNH HỌC HÀI HÒA
 - Kết quả
 - Hình ảnh học năng lượng hài hòa
 - Bàn luận
- NHỮNG PHÁT TRIỂN MỚI
 - Các phương pháp hình ảnh
- CÁC CHẤT TƯƠNG PHẢN

Các chất tương phản là một phần thường quy của các khảo sát X quang, XQCLĐT, CHT và y học hạt nhân. Tuy mạch máu là một thành phần quan trọng trong một khảo sát siêu âm nhưng ít khi người ta quan tâm tới lợi ích của các chất tương

phản. Tại sao? Một câu trả lời đơn giản của người làm siêu âm là nếu tiêm vào mạch máu sẽ lấy đi tính chất đặc đáo chính yếu của khảo sát – đó là tính không xâm lấn. Đây là điều nhạy cảm. Nếu những thông tin bổ sung mang lại từ chất tương phản có thể tránh cho bệnh nhân một khảo sát xâm lấn, chúng ta sẵn sàng thực hiện chỉ với một mũi tiêm tĩnh mạch không đau. Một lý do khác là từ chất lượng của chính hình ảnh. Khi nhìn vào một mạch máu, chúng ta thấy rõ sự phân biệt tương phản cao giữa máu và mô. Nhờ thêm rằng không cần xóa nền chúng ta vẫn thấy rõ máu. Ngoài ra, để quan sát dòng máu chảy, có thể sử dụng kết hợp chuyển dịch Doppler để làm tăng sự tương phản, bằng chứng là hình ảnh học Doppler màu. Doppler cũng cung cấp thông tin định lượng, thí dụ, chiều và vận tốc dòng chảy. Vào những ngày đầu của siêu âm tim, người ta dùng hình ảnh mode B để thấy máu trong buồng tim nhưng không thể thấy dòng chảy qua các khe khuyết vách tim. Người ta tiêm những bong khí vào trong buồng tim và thể hiện được lộ trình dòng chảy. Đó thực sự là ứng dụng đầu tiên của chất tương phản trong siêu âm.¹ Kỹ thuật này đòi hỏi đặt catheter xâm lấn và ngày dần được thay thế bởi hình ảnh học Doppler, không phải tiêm bong khí vào động mạch để chẩn đoán bệnh lý tim. Dù vậy, những phát triển gần đây nhất về chất tương phản trong siêu âm để chẩn đoán bệnh tim tái khẳng định khả năng của siêu âm tim và chúng ta bàn ở đây, những vấn đề tương tự trong hình ảnh học siêu âm và Doppler nói chung.

SỰ CẦN THIẾT VỀ CHẤT TƯƠNG PHẢN TRONG SIÊU ÂM

Động cơ chính của sự phát triển nhanh chóng của chất tương phản trong siêu âm nằm ở bản chất của những hạn chế về sự hoàn thiện hiện nay. Quan sát các nơi chia của hệ thống mạch máu: do sử dụng siêu âm ngày càng nhiều cho các mạch máu ngoại biên, độ phân giải không gian và độ nhạy cảm của các hệ thống Doppler hạn chế kích thước tối thiểu của các mạch máu mà siêu âm có thể phát hiện được. Hiện nay, phần lớn các hệ thống Doppler màu và duplex đều có khả năng phát hiện dòng chảy trong các mạch máu mà khẩu kính nhỏ hơn độ phân giải của hình ảnh. Việc phát hiện được các dòng chảy này được thể hiện đơn giản nhờ sử dụng các máy duplex tạo nên hình ảnh Doppler năng lượng của thận, trong đó các mạch máu không thấy được trên hình ảnh thang xám lại hiện lên rõ ràng nhờ Doppler. Những mạch máu này là các nhánh mạch cung và liên thùy của động mạch thận; khẩu kính của chúng được biết vào khoảng 100 µm tức nhỏ hơn giới hạn của độ phân giải hình ảnh. Tuy nhiên, khi càng đi ra xa dọc hệ thống động mạch, dòng máu chảy chậm dần, càng chậm khi càng nhiều phân nhánh, tạo nên những tần số chuyển dịch Doppler thấp, lượng máu trong một thể tích mô nào đó cũng giảm, các phản âm cũng yếu đi. Hậu quả là tới một vị trí không còn nhận ra được mạch máu và không phát hiện được tín hiệu Doppler.

Hai yếu tố xác định vị trí của điểm trên: tần số chuyển dịch Doppler và cường độ phản âm. Trước tiên, vận tốc dòng máu phải đủ mạnh để tạo nên tần số chuyển dịch Doppler phân biệt được với cái sinh ra do chuyển động bình thường của mô và thứ hai, cường độ phản âm nhận được phải đủ mạnh để đầu dò phát hiện, cao hơn nhiều do điện và âm. Dùng tần số cao có hai mặt lợi: chuyển dịch Doppler tương ứng với vận tốc dòng chảy tăng tỷ lệ với tần số sóng phát và cường độ phản âm tăng theo công suất của tần số phát, dự đoán theo mối liên hệ Rayleigh.² Dĩ nhiên trong thực hành, độ xuyên thấu qua mô đòi hỏi việc sử dụng tần số cao nhất có thể được. Đối với các động mạch sâu trong ổ bụng, tần số đầu dò trên 5 MHz sinh ra phản âm máu mà biên độ trên bề mặt da quá nhỏ không phát hiện được bằng các máy hiện hành. Trong trường hợp áp dụng cho các mạch máu nhỏ, chính

cường độ của phản âm chứ không phải tần số chuyển dịch Doppler cho phép phát hiện được hay không các mạch máu nhỏ. Giới hạn của cường độ phản âm là rào cản của việc phát hiện Doppler dòng trong mạch máu, trong nhu mô tạng đặc, vùng chậu cũng như vú, tinh hoàn và các chi. Nó cũng xác định khả năng phát hiện sự phân bố mạch máu trong các u có tân sinh mạch máu hoặc mạch bàng hệ và tắc mạch. Về việc sử dụng Doppler phát hiện dòng chảy trong mạch máu lớn hơn, tăng cường độ phản âm sẽ làm tăng tỷ lệ tín hiệu/nhiều, một lần nữa cũng liên quan tới khả năng phát hiện các mạch máu như động mạch thận hay động mạch não giữa khi siêu âm xuyên sọ. Do đó, chính lâm sàng quyết định phương pháp tạo khả năng tăng cường phản âm của máu chảy nhất là trong hệ thống động mạch toàn thân.

CHẤT TƯƠNG PHẢN TRONG SIÊU ÂM

Yêu cầu chính yếu đối với chất tương phản dùng trong siêu âm là phải có thể đưa vào hệ thống mạch máu một cách dễ dàng, ổn định trong thời gian đang khảo sát, độc hại thấp, làm thay đổi được các đặc tính âm của mô khảo sát. Mặc dù có thể hiểu là nhiều ứng dụng đang được tìm nhằm điều chỉnh việc tiêm thuốc vào động mạch, lâm sàng luôn đòi hỏi chất tương phản phải có thể tiêm tĩnh mạch được. Như chúng ta sẽ thấy, những điều trên đòi hỏi phải có thông tin về các tính chất của thuốc – một điều chỉ gần đây mới có.

CÁCH TÁC DỤNG

Các chất tương phản có thể tác dụng qua sự hiện diện của chúng trong hệ thống mạch máu, tại đó chúng bị biến dưỡng chậm (chất tương phản trong hồ máu) hoặc sự hấp thu chọn lọc vào mô sau một giai đoạn trong mạch. Về tính chất mô ảnh hưởng tới chất lượng hình ảnh, cái quan trọng nhất là hệ số khuếch tán, độ giảm thấu và tốc độ lan truyền âm.³ Đa số chất tương phản làm tăng cường âm bằng cách làm tăng tối đa độ khuếch tán của mô và làm tăng tối thiểu độ giảm thấu.

Các chất tương phản trong máu

Quan niệm sử dụng chất tương phản trong siêu âm để làm tăng cường phản âm hồ máu được giới

thiệu lần đầu tiên bởi Graniak và Shah vào năm 1968.¹ Các tác giả này tiêm **nước muối** vào trong động mạch chủ lên trong khi đang siêu âm tim. Nước muối phát sinh những phản âm mạnh bên trong phản âm trống bình thường của lòng động mạch chủ và của các buồng tim. Các công trình sau đó cho thấy những hình ảnh phản xạ mạnh này là kết quả của những bong khí tự do sinh ra từ dung dịch hoặc do lắc hoặc do tạo hang ngay trong lúc tiêm. Người ta cũng tìm ra nhiều dung dịch khác cũng tạo nên tác dụng tương phản khi được tiêm tương tự.^{4,5} Cường độ của phản âm sinh ra thay đổi theo loại dung dịch sử dụng; độ nhạy của dung dịch càng cao, càng có nhiều bong khí cực nhỏ nambi lại trong liều dịch trong một khoảng thời gian đủ để có thể nhận biết trên hình ảnh. Dung dịch hợp chất để lắc như **xanh indocyanin** và **Renografin** cũng được dùng. Phần lớn các nghiên cứu ứng dụng các dung dịch này như chất tương phản trong siêu âm được tập trung vào tim, bao gồm cả đánh giá hở van tim,^{6,7} thông liên trong tim,⁸ và đo kích thước buồng tim.⁹ Hạn chế căn bản của những bong khí tạo nên theo phương pháp này là kích thước lớn, do đó chúng được phổi lọc hiệu quả, không ổn định và như vậy sẽ trở về lại dạng dung dịch trong vòng một giây. Kỹ thuật này mang tính xâm lấn, ngoại trừ trường hợp bơm trực tiếp, nó không thích hợp cho việc khảo sát buồng tim trái, các tạng ổ bụng và cây động mạch hệ thống.

Để loại trừ tính không ổn định tự nhiên của các bong khí, người ta đã làm nhiều thử nghiệm bao bọc khí trong một cái vỏ để tạo nên một phần tử ổn định hơn. Năm 1980, Carroll và cs.¹⁰ bao bọc các bong khí nitrogen bằng gelatin và tiêm chúng vào trong động mạch đùi của thỏ bị u VX2 ở đùi. Đường viền tăng cường âm của khối u hiện lên. Tuy nhiên, kích thước lớn của các phần tử này (8 μm) không cho phép sử dụng qua đường tĩnh mạch. Thủ thách tạo ra được một bong khí cực nhỏ, có bao, ổn định, kích thước ngang với hồng cầu, sao cho bong khí có thể còn giữ nguyên khi lưu thông qua tim và hệ thống mao mạch phổi đã thành sự thực lần đầu tiên với Fenstein và cs. vào năm 1984.¹¹ Họ sản xuất các bong khí nhỏ **dung dịch albumin huyết thanh** người và cho thấy nó hiện lên trong buồng tim trái sau khi tiêm qua đường tĩnh mạch ngoại biên.

Từ đó, rất đông các nhà chế tạo sản xuất ra

các bong khí cực nhỏ ổn định mà hiện nay đang được sử dụng như chất tương phản trong siêu âm tiêm qua đường tĩnh mạch. Một số đã trải qua thử nghiệm lâm sàng giai đoạn 3 và đạt được chứng nhận cả ở Châu Âu lẫn Bắc Mỹ. **Albunex®** (Molecular Biosystems Inc., San Diego, CA) bao gồm các vi cầu albumin người chứa khí bên trong sản xuất qua âm hóa có kích thước trung bình khoảng 3,5 micron (μm), thay đổi từ 1 – 8 μm. Các phần tử cực nhỏ này ổn định ngoài cơ thể sống, có đặc tính âm kéo dài 8 đến 10 phút trong dung dịch albumin.¹² Albunex đã chứng tỏ có thể vượt thành công qua tuần hoàn mao mạch phổi¹³ và tạo tương phản trong buồng tim trái.¹⁴ Ngoài ra, Albunex ổn định sau tiêm giúp tăng cường tín hiệu Doppler một cách vững chắc, theo liều tiêm, trong các động mạch lớn và nhỏ trong ổ bụng của các động vật nhỏ. Tuy nhiên, người ta chưa chứng tỏ được sự ổn định của chất tương phản khi xuyên qua phổi ở một nồng độ đủ cho chẩn đoán trong các khảo sát Doppler mạch máu nhỏ. Khảo sát thử nghiệm hình ảnh các u gan nhỏ cho thấy tính thiếu chắc chắn khi tiêm tĩnh mạch để phát hiện các mạch máu nhỏ.¹⁵ Lưu ý trong các nghiên cứu này, không ghi nhận được sự thay đổi thấy được của độ xám của hình ảnh nhu mô và không thấy báo cáo trong y văn.

Levovist® (SHU 508A, Schering AG, Berlin, Đức) là một hỗn hợp ổn định bao gồm 99,9% các phần tử cực nhỏ vi tinh thể galactoz bào chế đặc biệt và 0,1% acit palmitic. Khi hòa tan và lắc trong nước vô trùng để tiêm, galactoz phân hủy thành các phần tử cực nhỏ tạo nên một bề mặt không đều cho các bong khí cực nhỏ khoảng 3 đến 4 μm dính vào. Các bong khí ổn định nhờ được bao ngoài bởi acit palmitic, ngăn cách khí với dịch giúp chúng lâu bị tan vỡ.¹⁶ Những bong khí này có phản âm cao và hoàn toàn phù hợp cho sự di chuyển qua hệ tuần hoàn phổi. Kích thước trung bình của phần tử nhỏ khoảng 1,8 μm, còn kích thước trung bình của bong khí là 2 μm. Về mặt hóa học, chất này liên quan tới **Echovist®** (SHU454, Schering AG, Berlin, Đức), một chất galactoz tạo nên những bong khí lớn hơn và đã được sử dụng rộng rãi, không gây độc hại nào.³⁰ Các nghiên cứu tiền lâm sàng và cả lâm sàng về Levovist cho thấy nó có khả năng xuyên qua giường mao mạch phổi với nồng độ đủ làm tăng cường âm trên siêu âm Doppler và cả hình

ánh học mode B.

Lớp vỏ giúp ổn định các bong khí nhỏ cực kỳ mỏng nên chúng cho phép một loại khí có thể phân tán ra ngoài và trở về dung dịch trong máu. Việc này xảy ra nhanh cỡ nào tùy vào nhiều yếu tố thay đổi không chỉ từ chất này sang chất khác mà còn từ bệnh nhân này sang bệnh nhân khác. Sau khi tiêm qua đường tĩnh mạch, kỳ hạn hiệu lực của hai chất vừa mô tả kéo dài khoảng vài phút. Do được tiêm một liều nhanh, hiệu lực tối đa của chúng diễn ra ngay đợt qua đầu tiên, thời gian hữu hiệu trên hình ảnh còn ngắn hơn thế nữa. Các chất mới hơn đang được nghiên cứu, được xem thuộc thế hệ thứ hai, có đặc tính không chỉ tăng cường âm khuếch tán trở lại mà còn tồn tại lâu hơn trong dòng máu. Thay vì dùng khí, nhiều chất trong số này dùng lợi điểm của khí hòa tan-thấp như **perfluorocarbon**, tốc độ khuếch tán chậm làm tăng tuổi thọ của chất tương phản trong máu. **FS069** (Mallinckrodt Inc.) là một vỏ albumin chứa đầy perfluoropropan với kích thước phân bố tương tự như của Albunex. Độ ổn định của các bong khí nhỏ có thể là nguyên nhân tạo nên sự tăng cường âm rõ rệt của chất này. **Echogen®** (Sonus Inc., Bothell, WA) là một nhũ tương chứa các giọt dodecafluoropentan sẽ trôi qua một giai đoạn biến đổi trong máu, đúng là sôi lên ở thân nhiệt. Các báo cáo gần đây cho rằng chất này làm tăng cường hình ảnh của chủ mô thận ngay trên hình ảnh học thang xám thường quy.²⁰ Một chất khác, (**DMP115**, Dupont Merck Inc., Boston, MA) là một lớp vỏ kép lipit chứa bên trong các bong khí perfluoropropan cũng chứng tỏ tính ổn định cải thiện và tăng cường âm cao dù liều thấp.²¹

Các chất tương phản hấp thụ chọn lọc

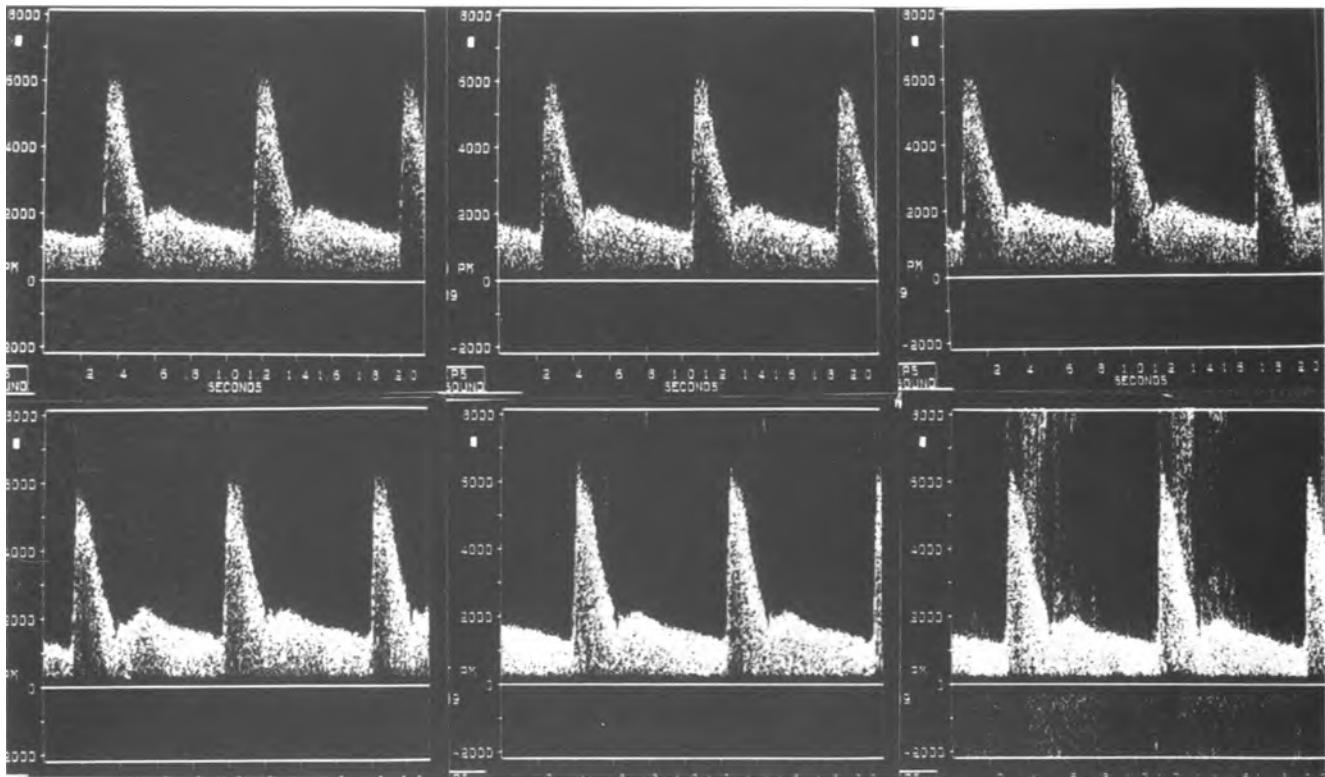
Bổ sung cho các chất tương phản thuộc loại bong khí tự do hoặc được bao bọc đang nghiên cứu, người ta còn tìm tòi về cách làm tăng cường âm hình ảnh siêu âm. Chúng bao gồm các **dịch treo thể keo**, các **nhũ tương**, và các **dung dịch tan trong nước**. Trong số này, dịch treo thể keo có nhiều triển vọng được ứng dụng trong lâm sàng. Perfluorocarbon được phát triển ban đầu như chất làm bành trướng thể tích huyết tương nay được dùng như chất tương phản siêu âm dành cho nhu mô tạng đặc như gan và lách. Perfluoroctylbromide (PFOB) là một dịch treo thể keo có tỷ trọng khá cao (-1,9 g/ml) và có vận tốc truyền âm

(khoảng 600 m/giây) thấp hơn so với mô, tạo ra một khác biệt độ trờ kháng âm khoảng 30%. Mặc dù so với các bong khí thì các phân tử dịch kém hiệu quả hơn trong khuếch tán nhưng chúng ổn định hơn và có ưu điểm còn nguyên vẹn cả khi thực bào hoạt động. Sau khi tiêm tĩnh mạch chất PFOB dưới dạng nhũ tương, chúng nằm lại khá lâu trong khoang nội mạch để rồi sau đó được hấp thu vào hệ thống lưỡi nội mô và sau cùng thở ra ngoài qua phổi và bài tiết qua mật. Người ta nhận ra sự tăng cường âm vào khoảng 6 giờ sau tiêm.²² PFOB cũng cho thấy “đường viền” tăng âm quanh u gan trong thù trẽ²³ Một hạn chế chính của PFOB tới thời điểm này là thời gian bán huỷ dài trong cơ thể. Một chất đặc biệt khác tạo bởi **iodipimide ethyl ester** (IDE) có công thức như những phân tử dạng cầu, kích thước cực nhỏ, tương thích sinh học.²⁴ Khi tiêm tĩnh mạch các phân tử IDE, các tế bào Kupffer của các xoang gan tích tụ chúng trong vòng 10 đến 20 phút., sau đó được thải và bài tiết ra. Trong giai đoạn hấp thụ, sự khuếch tán làm tăng độ phản âm của mô gan bình thường. So sánh các u và các tổn thương khác không mang tế bào Kupffer vẫn giữ nguyên độ phản âm như lúc chưa tiêm tạo nên tiêm năng phát hiện u gan.²⁵ Những phân tử này phải tập trung trong tế bào gan với nồng độ đủ để có thể làm tăng âm thấy được trên mode B, có thể đặt ra vấn đề nhiễm độc.

TÁC ĐỘNG TĂNG ÂM TƯƠNG PHẢN

Khi khảo sát Doppler, vài giây sau khi tiêm tĩnh mạch, chất tương phản đến tại phân mạch máu đang khảo sát dưới dạng tăng cường độ âm đáng kể. Trên Doppler phổ, nó biểu hiện như tăng độ xám của phổ. Đối với mạch, tăng âm tùy vào liều tiêm (Hình 3-1). Khi không khảo sát Doppler được do tín hiệu quá yếu, chính chất tương phản sẽ giúp thực hiện được khảo sát.

Khi siêu âm Doppler màu, phải luôn nhớ rằng thông số đồ hóa màu là nhờ tần số chuyển dịch Doppler, tương ứng với tốc độ tương đối của dòng chảy, màu giữ nguyên không bị ảnh hưởng bởi chất tương phản. Cái thay đổi là phạm vi vị trí mà tín hiệu màu được phát hiện. Để tránh hiển thị nhiều màu, đa số các máy siêu âm không hiển thị màu ở một điểm ảnh nào đó trừ khi phát hiện một tín hiệu Doppler bên trên một ngưỡng nào đó. Hiệu quả của chất tương phản là nâng tín hiệu trên ngưỡng



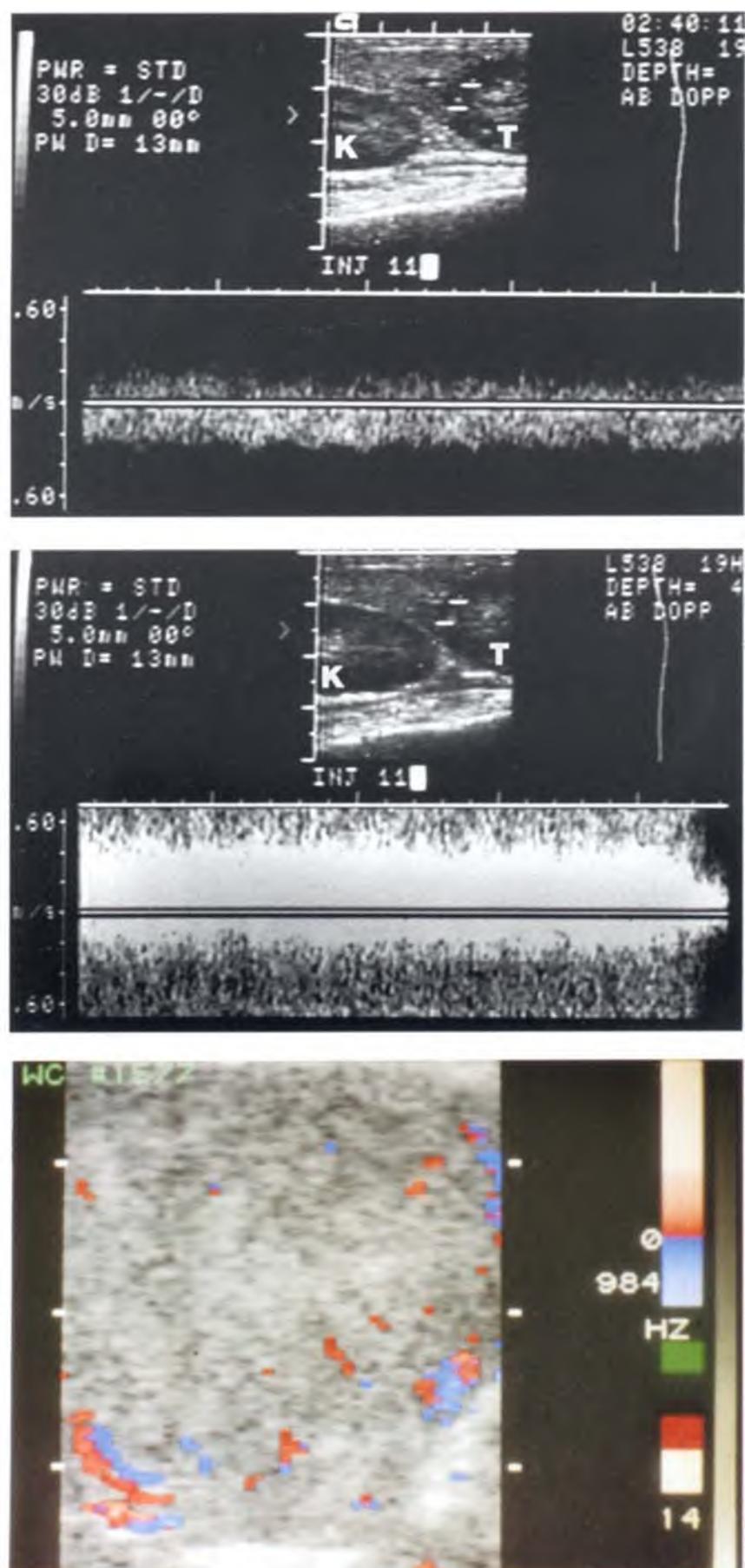
Hình 3-1. Các tín hiệu Doppler từ động mạch thận tạng của thỏ. Có sự gia tăng tuần tiến của cường độ tín hiệu theo sự gia tăng liều lượng chất tương phản Albunex. Trên bên trái: kiểm tra. Trên giữa: 0,1 ml. Trên bên phải: 0,3 ml. Dưới bên trái: 0,5 ml. Dưới giữa: 1,0 ml. Dưới bên phải: 2,0 ml. (Trích từ Goldberg BB, Hilpert PL, Burns PN và cs. Hepatic tumors: signal enhancement at Doppler US after intravenous injection of a contrast agent. Radiology:1990;177:713-717)

mạch máu nhỏ đến một điểm khác mà tại đó phát hiện được trên một hình màu. Vì thế, nhiều mạch máu hiện lên trên hình siêu âm có dùng chất tương phản. Hình 3-2 minh họa việc phát hiện mạch máu nhỏ ở một u gan với nhiều mạch máu tân sinh xảy ra trên ung thư gan nguyên phát của một động vật nhỏ. Hiển thị phổi (Hình 3-2 A và 3-2 B) của mạch máu nằm ở ngoại biên của u cho thấy tăng cường tín hiệu trong khi hình ảnh học màu của một u khác đường kính 1 cm (Hình 3-2 C và 3-2 D) cho thấy viền mạch máu quanh tổn thương (u có đồng phản âm) hiện lên sau khi tiêm chất tương phản. Hình 3-2 E minh họa quang mạch của cùng các mạch máu.

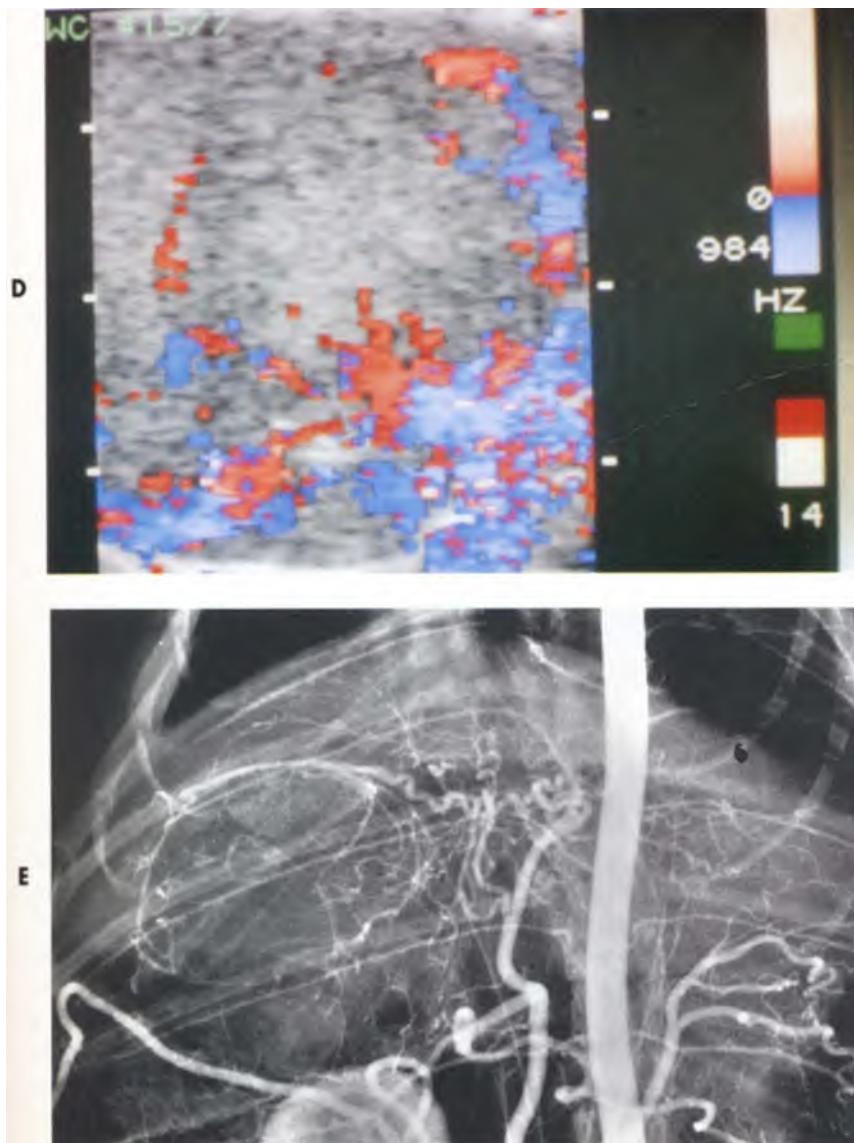
Trong vài năm vừa qua, nhiều nghiên cứu được tiến hành trong đó chỉ định duy nhất dùng chất tương phản là một khảo sát Doppler không chẩn đoán. Chúng chứng tỏ khả năng của chất tương phản giúp tăng tần suất thành công của khảo sát

Doppler. Thí dụ, khi siêu âm xuyên sọ khảo sát Doppler động mạch não giữa, sử dụng 10 ml Levovist nồng độ 200, 300, 400 mg/ml làm tăng cường độ và thời gian tăng cường âm.²⁶ Ở nồng độ 400 mg/ml, Levovist làm tăng tín hiệu Doppler lên khoảng 25 dB. Thời gian đạt tăng âm đỉnh khoảng 30 – 60 giây và thời gian này đủ dài để hữu dụng cho lâm sàng. Trong một nghiên cứu xuyên sọ khác, chất tương phản làm giảm xác suất thất bại do kỹ thuật tới 80%.^{27,28} Trong chẩn đoán bệnh tim, Levovist cũng cải thiện xác suất thành công về kỹ thuật đối với Doppler định lượng khi khảo sát hẹp van động mạch chủ, hở van hai lá và dòng tĩnh mạch phổi, khi đó tăng từ 27 lên 80%.

Trong các nghiên cứu hình ảnh, nhiều báo cáo lâm sàng đã trình bày việc phát hiện dòng trong các mạch máu nhỏ, bao gồm khảo sát dòng trong nhu mô thận³⁰ và trong u vú³², u tuyến tiền liệt³³ và gan³⁴. Thí dụ, trong gan, không phát hiện được



Hình 3-2. Albunex® trong ung thư tế bào gan của con macmöt. Khảo sát Doppler duplex ở hai con vật 4 kg sau tiêm tĩnh mạch. A tần số 5 MHz, thể tích mẫu nằm trong u (T), trước tiêm. B sau tiêm vào tĩnh mạch cánh 1 ml Albunex®. Lưu ý tăng cường tín hiệu vượt quá dải động của hiển thị phổi. C. Hình ảnh học màu của 1 cm u, trước tiêm



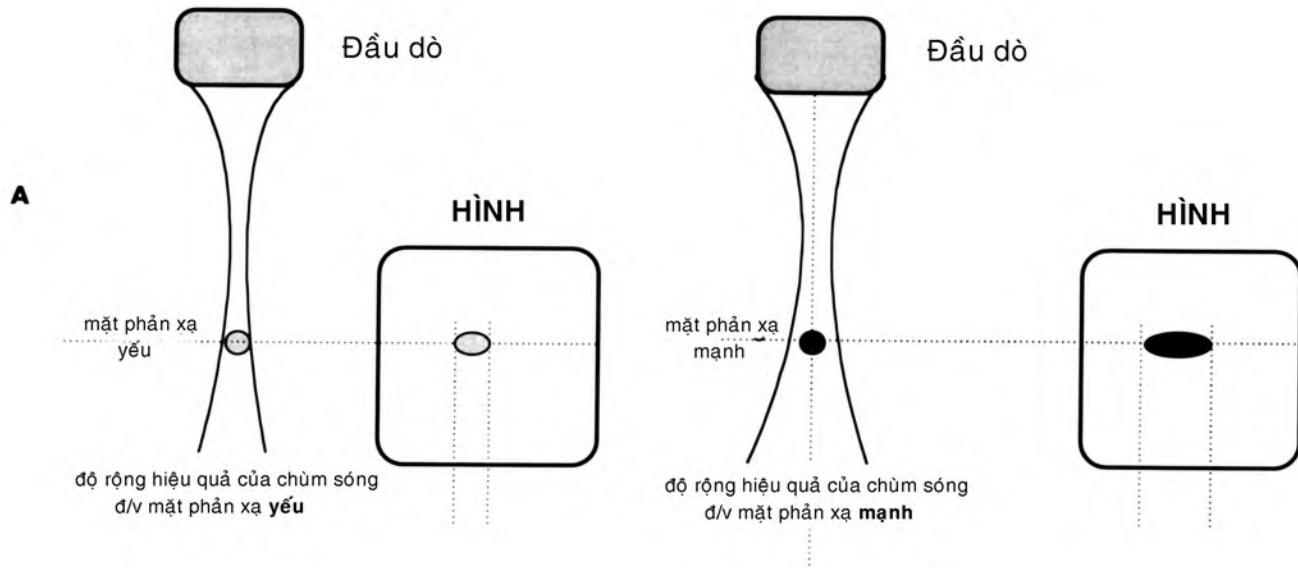
Hình 3-2, tt. D. Sau tiêm tĩnh mạch ngoại biên 1 ml. Độ xám của nhu mô khối u không thay đổi nhưng các tín hiệu Doppler màu tăng cường lên giới hạn rõ đƣờng bờ u. Tần số siêu âm 7,5 MHz. Lưu ý tiêu chuẩn đánh giá hiệu quả của chất tương phản khi dùng Doppler màu thường quy là độ lan rộng của tín hiệu Doppler phát hiện được chứ không phải chính độ màu. Cũng lưu ý thêm rằng trên hình sau tiêm, độ xám không thay đổi bởi chất tương phản. **E.** quang động mạch cho thấy mang máu tươi viền quanh u. (Trích từ Goldberg BB, Hilpert PL, Burns PN và cs. Hepatic tumors: signal enhancement at Doppler US after intravenous injection of a contrast agent. *Radiology*:1990;177:713-717)

dòng trong 54 trên 74 tổn thương đặc.³⁵ Một nghiên cứu khác cho thấy các dấu hiệu trên tương ứng mật thiết với các dấu hiệu quang mạch.³⁶ Nếu mạch máu khảo sát lớn và phát hiện được dòng, hiệu quả của chất tương phản có thể là thu ngắn thời gian khảo sát; trong một khảo sát khác, Levovist làm giảm một nửa thời gian khảo sát duplex bệnh lý hẹp động mạch thận.³⁷ Một nghiên cứu khác cho thấy độ chính xác được cải thiện nếu dùng chất tương phản để đo vận tốc trong mạch ngoại biên. Hiệu quả của chất tương phản có thể nhận xét qua nhiều cách khác. Thí dụ, khảo sát Doppler màu ổ bụng, việc dùng chất tương phản có thể vì muốn dùng tần số cao hơn. Trong trường hợp đó, dùng chất tương phản tương đồng với việc làm tăng độ

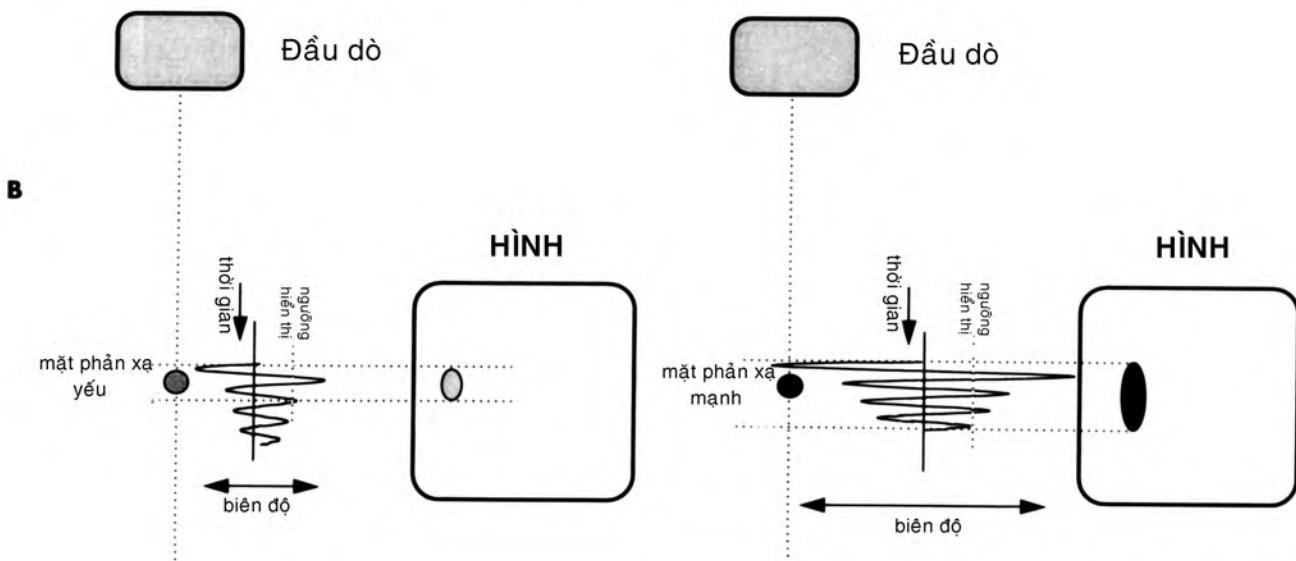
phân giải không gian. Xen kẽ, có thể điều chỉnh máy siêu âm màu để sử dụng ít xung hơn cho mỗi đường quét (tức chiều dài toàn bộ thấp hơn) trong khi vẫn giữ độ nhạy cảm với dòng nhờ vào sự tăng âm của chất tương phản. Khi đó, chất tương phản mang lại cho người làm tốc độ khung hình cao hơn.

Với các chất trên, trên hình ảnh thang xám, không thường thấy tăng âm trong lòng mạch và trong chủ mօ các tạng như gan và thận, mặc dù chất tương phản hiện diện và tăng cường tín hiệu Doppler. Điều này xảy ra vì máu là nơi khuếch tán rất yếu trong siêu âm, công suất phản âm chỉ khoảng 30 đến 40 dB (100 tới 10000 lần) thấp hơn phản âm từ mօ đặc như thành mạch. Chất tương phản có thể nâng cái này khoảng 10 đến 20 dB

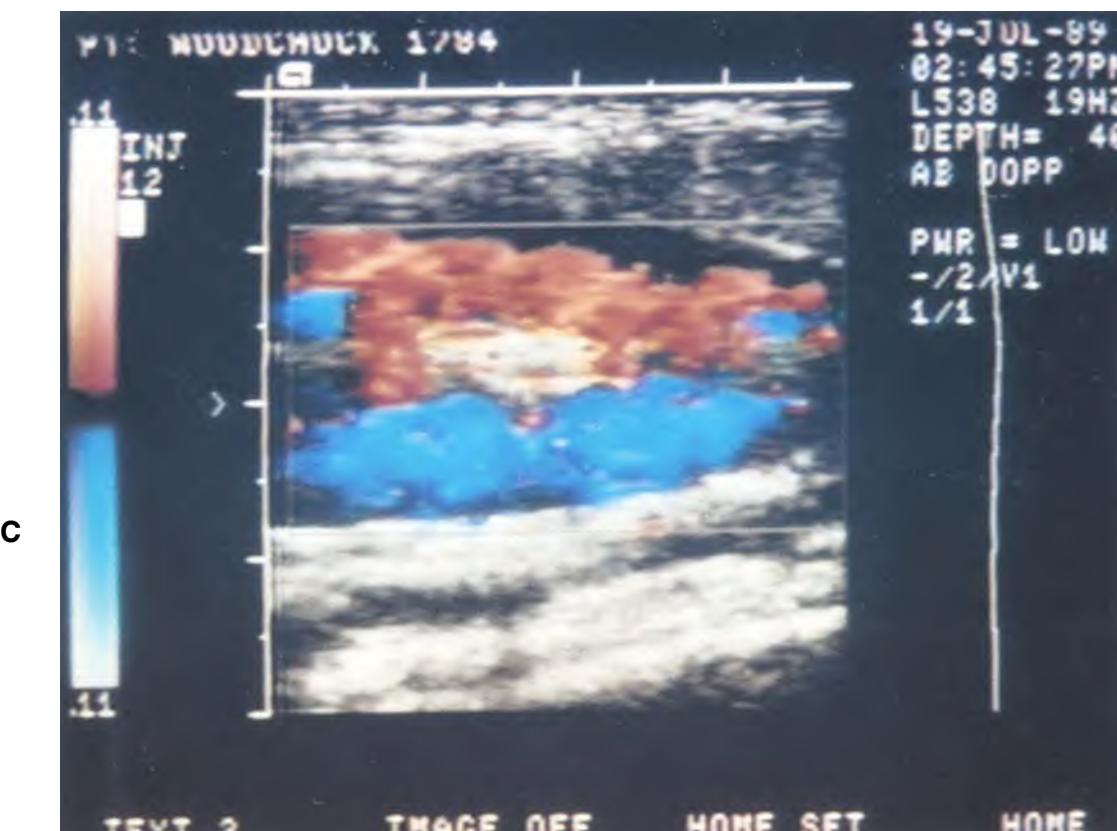
KHUẾCH ĐẠI NGANG



KHUẾCH ĐẠI THEO TRỤC



Hình 3-3. Ảnh giả khuếch đại (blooming). A. Khuếch đại ngang : chùm sóng không có ranh giới thật rõ nét, nhưng có độ nhạy cảm giảm dần theo hướng ngang. Vì thế, những đích (vật khảo sát) mạnh như mạch máu có chứa chất tương phản tạo nên ảnh giả lớn ra theo chiều ngang. B. Khuếch đại theo trục: tương tự như vậy, xung siêu âm không mang biên độ nhất quán trong suốt thời gian kéo dài của nó. Nhìn chung, khuếch đại theo trục không trầm trọng như khuếch đại ngang



Hình 3-3, tt. C. Một thí dụ về blooming trên hình ảnh sau tiêm chất tương phản

(100 đến 1000 lần) không nâng phản âm lên đến mức có thể thấy trên hình ảnh thang xám. Để tăng cường mực độ xám thấy được, hoặc cần nồng độ cao các bóng khí hoặc phải sử dụng các loại hình ảnh học mới.

ẢNH GIẢ TRONG KHẢO SÁT VỚI CHẤT TƯƠNG PHẢN

Các khảo sát có sử dụng chất tương phản nhằm tới tín hiệu siêu âm, nhìn chung không thể gấp ảnh giả. Như với mọi hình ảnh siêu âm, nhận định về các ảnh giả có thể xảy ra giúp lý giải kết quả.

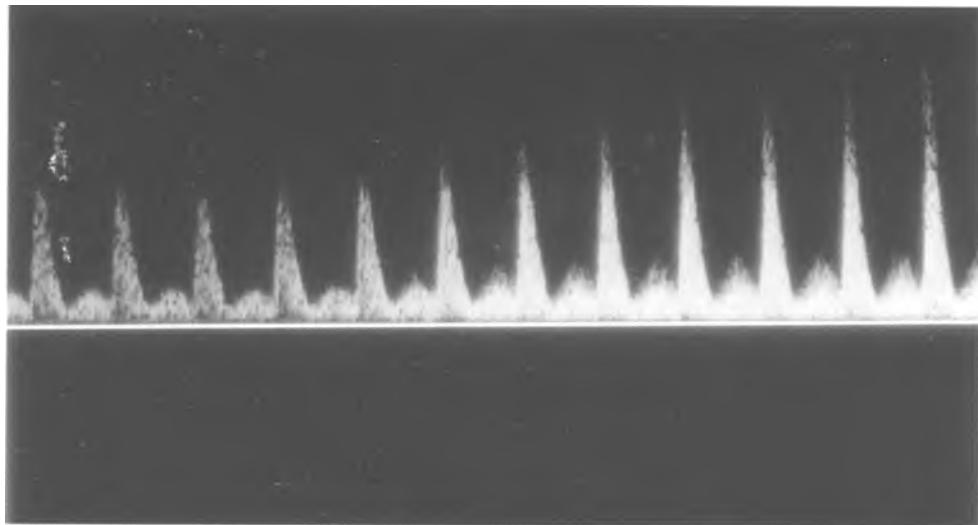
Khuếch đại màu

Chùm sóng siêu âm dùng để tạo ra hình ảnh không có bề rộng chính xác như chùm sáng laser mà ở ngoại biên cường độ yếu hơn tương tự như chùm sáng của đèn chiếu. Như khi tăng cường độ của chùm sáng đèn chiếu, điểm sáng nó tạo nên dường như lớn hơn, do đó khi chùm sóng siêu âm gấp một vật phản xạ mạnh, chùm phản âm tương là lớn hơn kích thước thật (Hình 3-3). Vì tiêu chuẩn

ngưỡng đối với hình Doppler màu đã được mô tả trước, hiệu ứng này thấy đặc biệt rõ trên hình màu, trong đó mạch máu sẽ hiện lên "khuếch đại" lúc có chất tương phản đến. Tác dụng tương tự xảy ra trên chiều dọc trực (Hình 3-3B) cũng vì độ nhạy cảm theo trực của xung Doppler không rõ nét mà giảm dần tại ranh giới gần và xa. Hiệu quả là làm hình mịn theo màu nhưng làm mất độ phân giải không gian (Hình 3-3C). Không được coi hiện tượng này như sự tăng cường âm của dòng trong mạch máu nhỏ. Một cách giải quyết vấn đề trên là giảm độ nhạy cảm thực của hệ thống màu bằng cách giảm gain nhận hoặc tốt hơn, giảm chiều dài toàn thể của sơ đồ phát hiện màu nghĩa là thực hiện nhiều đường hơn trong một thời gian ngắn hơn, tăng cả phân giải không gian và thời gian.

Tần số đỉnh phổ tăng giả tạo

Trong hệ thống Doppler phổ, chất tương phản mang lại hiệu quả tăng cường độ mực xám hiển thị. Tần số đỉnh chuyển dịch Doppler tương ứng với vận tốc dòng tối đa trong thể tích mẫu giữ nguyên không bị ảnh hưởng. Tuy nhiên, nếu công



Hình 3-4. Tăng giả của vận tốc đỉnh tâm thu trên phổi Doppler. Khi chất tương phản đến, công suất của tín hiệu Doppler gia tăng và phản âm chuyển dịch Doppler, nằm ngoài phạm vi dải động của hệ thống, sẽ được phát hiện và hiển thị. Vì phổi Doppler giảm dần đều đến 0 khi tần số tăng, hiệu quả trên hiển thị phổi là xuất hiện tần số chuyển dịch Doppler đỉnh tâm thu cao hơn. Chất tương phản không ảnh hưởng vận tốc thực của dòng máu.

suất của tín hiệu Doppler giảm dần đều đến 0 khi có tần số chuyển dịch Doppler cao,⁴⁰ một dạng ảnh giả khuếch đại khác xảy ra. Trong hình 3-4, ta thấy chất tương phản đến cùng với sự tăng rõ rệt của tần số đỉnh tâm thu. Thực ra, dòng máu không chảy nhanh hơn; chỉ đơn giản là do độ nhạy cảm phát hiện tăng cường âm giúp làm hiển thị các tín hiệu yếu khi có tần số chuyển dịch Doppler cao. Rõ ràng hơn, nếu dải động của hiển thị không lớn như dải động của tín hiệu, chất tương phản sẽ chọn các phản âm yếu để hiển thị. Trong đa số các hệ thống Doppler phổi, cũng có hiệu quả tương tự bằng cách tăng gain nhận một cách đơn giản. Kết luận ở đây là chất tương phản dùng để mang những tín hiệu không phát hiện được vào trong dải động của hiển thị, không đẩy chúng ra xa ngoài dải động hiển thị !

Nhiều bong khí lớn

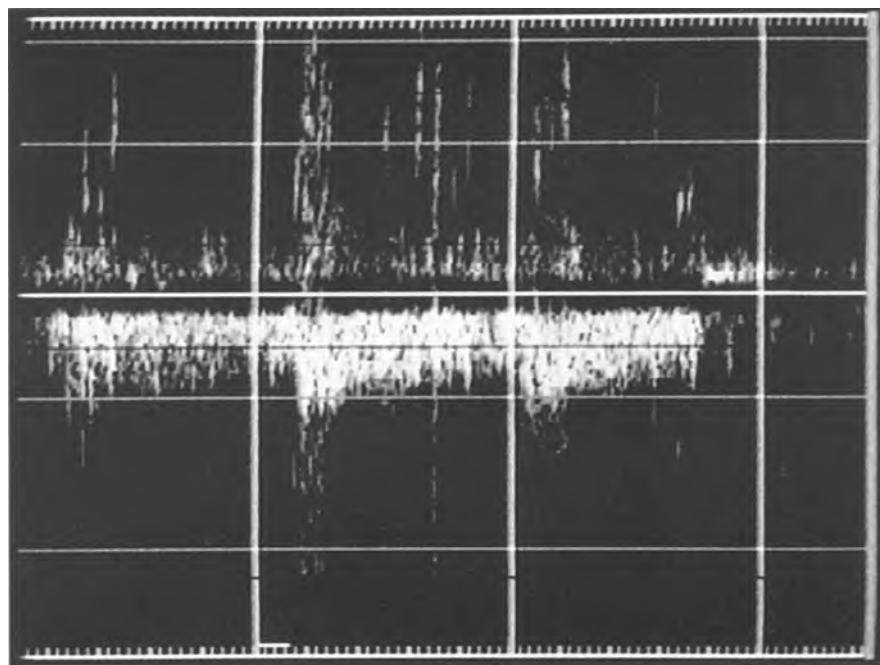
Các bong khí nhỏ làm tăng cường tín hiệu Doppler mà không ảnh hưởng các số liệu phản âm tối điểm tại đó có thể nhận thấy biến đổi tính chất âm thanh Doppler phổi. Mặt khác, các bong khí lớn đi qua thể tích nhạy cảm như những vật phản xạ mạnh duy nhất để tạo nên những bong khí lớn thoáng qua nghe được như âm thanh lốp bốc. Trên hình hiển thị phổi, chúng tạo ra những sóng cao hai chiều quen thuộc mà từng được mô tả là có liên

quan tới những bong khí trong tĩnh mạch cửa.⁴¹ Một vài chất tương phản không tương hợp được với dòng máu, hội tụ thành những lượng khí lớn hơn và tạo ra hình ảnh giả phản âm. Thí dụ rõ nhất là với Albunex dễ dàng vỡ ra khi đi qua tim và phổi (Hình 3-5).

ĐỊNH LƯỢNG SỰ TĂNG CƯỜNG ÂM

Để dùng được một chất trong lâm sàng, phải trả lời được một số câu hỏi về tác động của nó trong mô. Thể tích tiêm và nồng độ liên quan ra sao tới hiệu quả trên phản âm? Chất đó tồn tại bao lâu? Nó có tái lưu thông không? Nó có bị ảnh hưởng bởi tim, phổi và hệ mạch mạc treo tràng? Không thấy chất trong mạch máu có đồng nghĩa với không có dòng chảy không? Định lượng hiệu quả của một chất không chỉ có tầm quan trọng trong thực hành mà còn cung cấp được thông tin quan trọng về cơ chế của chất tương phản bong khí.

Tới nay, hình ảnh học mode B và các phương pháp Doppler có thể phát hiện ra chất tương phản. Định lượng tùy vào biểu hiện video của dữ liệu phản âm và nói chung, mượn các phương pháp phân tích mật độ qua video.⁴²⁻⁴⁵ Tuy nhiên, mối tương quan giữa mực video trên hiển thị mode B và cường độ phản âm nhận trở nên phức tạp do các yếu tố kỹ thuật như ép dải động và tiến trình

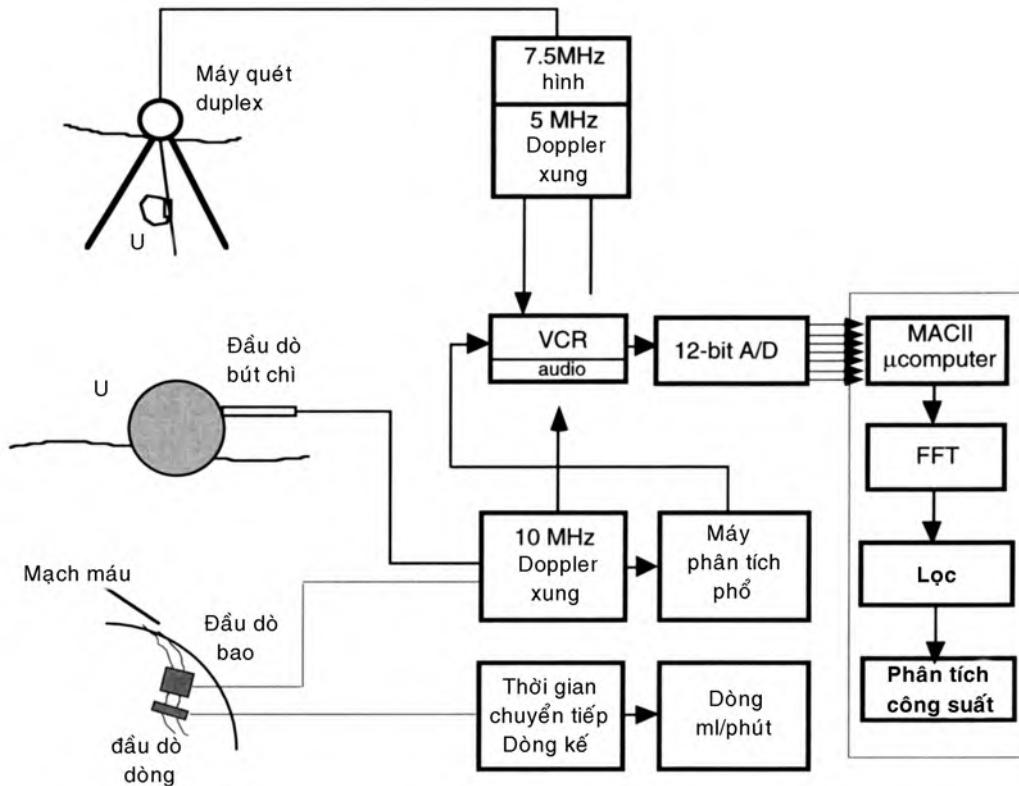


Hình 3-5. Nhiễu bóng khí lớn. Đây là trường hợp phá hủy Albunex® khi nó đi qua tim và phổi, các bóng khí lớn gây ra những tín hiệu thoáng qua có biên độ cao thấy trên thể tích mẫu. Phổ cho thấy những sóng cao nhọn ảnh giả về cả hai chiều.

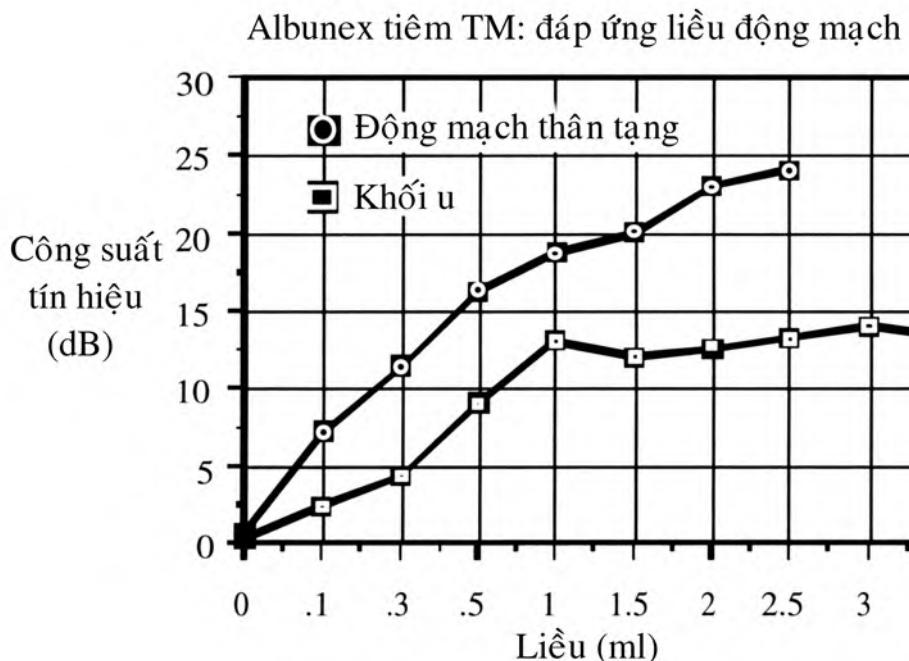
không tuyến tính, vì thế, lý giải định lượng các hình ảnh này không đáng tin cậy. Tương tự, các hệ thống Doppler màu cung cấp dữ liệu video đã qua quan hệ không tuyến tính với công suất phản âm từ các đích di chuyển và với mục video cũng như với tần số chuyển dịch Doppler khác và với các thông số cài máy như gain nhận và lọc.^{46,47} Tin tưởng các phương pháp đó, người ta chỉ có thể có được đánh giá định tính của hiệu quả. Phân tích riêng tín hiệu Doppler, người ta có thể dùng một phương pháp định lượng để đo cường độ tương đối của tín hiệu RF phản hồi và từ đó suy ra lượng tăng cường âm do chất tương phản. Hình 3-6 phác họa điều này.⁴⁸ Nguyên tắc dựa trên sự kiện rằng đối với các thể tích mẫu Doppler nhỏ, công suất tín hiệu Doppler tỷ lệ với công suất phản âm đã tạo ra chuyển dịch Doppler. Bằng cách lọc vùng-tần số của tín hiệu Doppler, có thể loại bỏ các thành phần công suất lớn sinh ra do chuyển động của các cấu trúc rắn và có thể đo được phần phản âm có chất tương phản góp phần. Phương pháp này cho phép định lượng mức độ tăng âm và cả thời gian tăng âm, từ đó tìm ra cách đo sự đáp ứng theo liều trong các mạch máu khác nhau và áp dụng vào độ pha loãng, chỉ định của chất tương phản.⁴⁹ Việc đo đặc này được tiến hành bằng cách dùng một đầu dò Doppler đặt

trên động mạch đùi của bệnh nhân. Để đo được chính xác, có thể dùng một kỹ thuật xâm lấn bằng cách đặt một bao thắt quanh động mạch cần khảo sát. Bao có trang bị một đầu dò nhỏ 10 MHz Doppler xung; thể tích mẫu khoảng 0,5 mm theo hướng dọc và đặt vào giữa dòng máu chảy. Đường cong đáp ứng theo liều Albunex ở động mạch thận tạng và khối u được minh họa trên hình 3-7. Đáp ứng đỉnh 25 dB trong mạch máu và đáp ứng đỉnh 14 dB trong u tương ứng với tình trạng gia tăng quan trọng và có ý nghĩa tỷ lệ nhiễu-phản âm từ đó phát hiện được mạch máu. Hình 3-8 minh họa cách thức mà Levovist® dù với liều rất nhỏ, có thể tái lưu thông trong thỏ tạo nên sự tăng cường âm kéo dài trên hai phút. Hình 3-9 trang 70 minh họa hình ảnh tăng cường âm thật rõ của tín hiệu Doppler trong chủ mô tinh hoàn thỏ kích thước 5 mm vào thời điểm 10 phút sau tiêm tĩnh mạch.

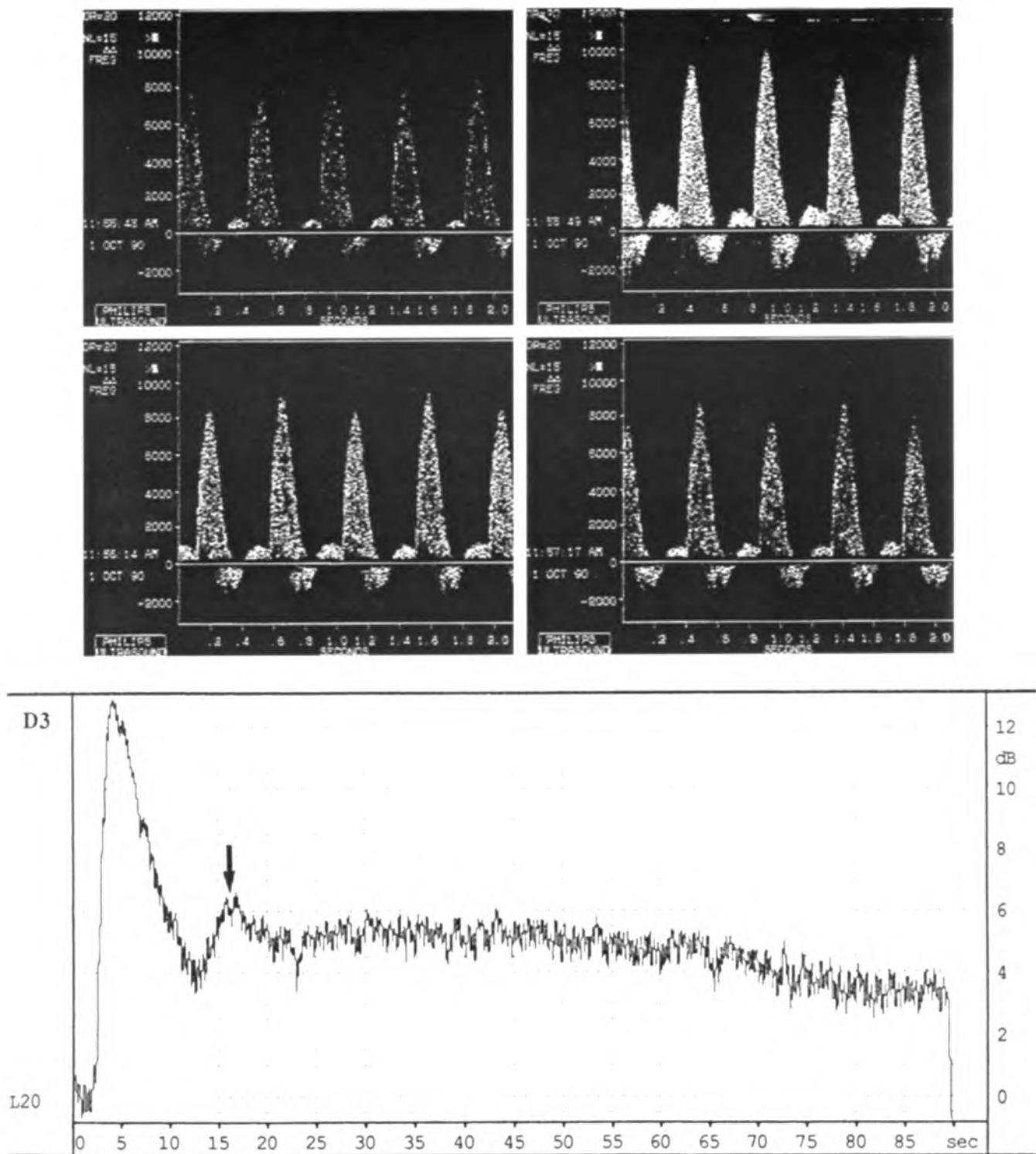
Trong tương lai, dữ liệu thu thập để phân tích ở ngang mực tần số radio, mực bộ phận nhân và được xử lý riêng biệt với hình ảnh học và tiến trình phát hiện Doppler màu. Kết quả của những phân tích như vậy có thể bao trùm cả phản âm, cấu trúc và hiện tượng chuyển dịch Doppler và được hiển thị song song với hình ảnh video, có thể chiếu chồng video để so sánh với hình Doppler màu, do



Hình 3-6. Định lượng sự tăng cường âm của chất tương phản trong mạch máu. Thiết lập thông số thí nghiệm thu thập trong cơ thể sống, ghi lại và phân tích các tín hiệu Doppler. Các tín hiệu được số hóa từ liều phát theo phép cầu phẳng của đầu dò duplex và dòng kế do xung Doppler từ đầu dò-bao xâm lấn. Công suất được đo trong vùng tần số.

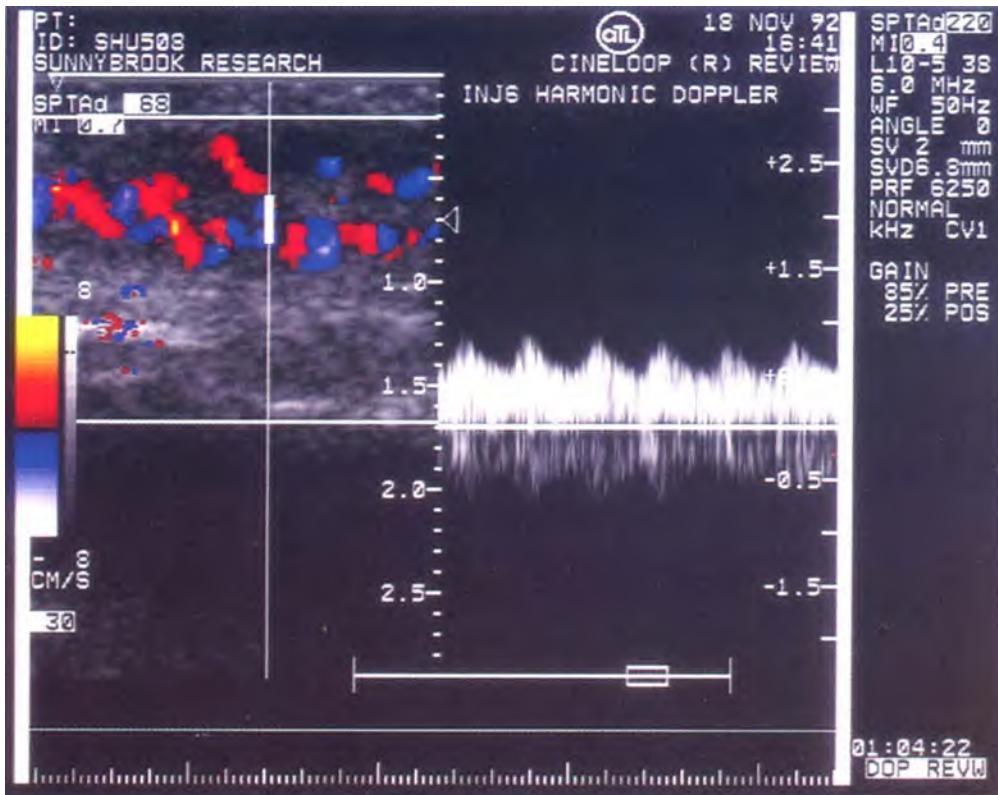


Hình 3-7. Đáp ứng-liều định lượng của Albunex. Tăng cường tín hiệu Doppler quan sát ở động mạch thận tạng của con marmot cũng như ở khối u ung thư gan nguyên phát (đường kính 1,5 cm) ở cùng con vật. Hiệu quả tương phản đáng kể ngay cả với liều thấp tiêm tĩnh mạch.



Hình 3-8. Tuổi thọ và sự tái lưu thông của Levovist trong thỏ với liều rất thấp.

Bên trên: tiêm tĩnh mạch 0,125 ml/kg, tín hiệu ở động mạch thận tạng. Phổ Doppler tạo ra từ đầu dò bao 10 MHz đặt cố định trên bề mặt mạch máu. Trên bên trái: trước khi tiêm. Trên bên phải: tiêm +5 giây. Dưới bên trái: tiêm +40 giây. Dưới bên phải: tiêm +100 giây. Lưu ý tăng cường âm giữ vững kéo dài cường độ tín hiệu. Bên dưới: biểu diễn công suất phổ trung bình theo thời gian tính bằng giây, cho thấy lần thứ hai tăng cường âm khoảng 6 dB (*mũi tên*).



Hình 3-9. Dòng ở tinh hoàn thỏ ghi hình vào phút thứ 10 sau tiêm SHU508

đó, cho phép hình thành **kiểu siêu âm Doppler có chất tương phản** riêng biệt trong một số máy được biến đổi thích hợp. Việc này chắc chắn cho phép đo được tình trạng ngầm và thải chất tương phản cũng như cách tác dụng của nó như một chỉ số trong dòng máu. Tuy nhiên, có thể suy ra rằng một phương pháp như vậy không nhất thiết giải quyết được vấn đề phát hiện dòng trong tuần hoàn cực nhỏ. Cho nên máy siêu âm phải thích hợp với chất tương phản và phải phát triển được cách thức có thể hiện hình chất tương phản.

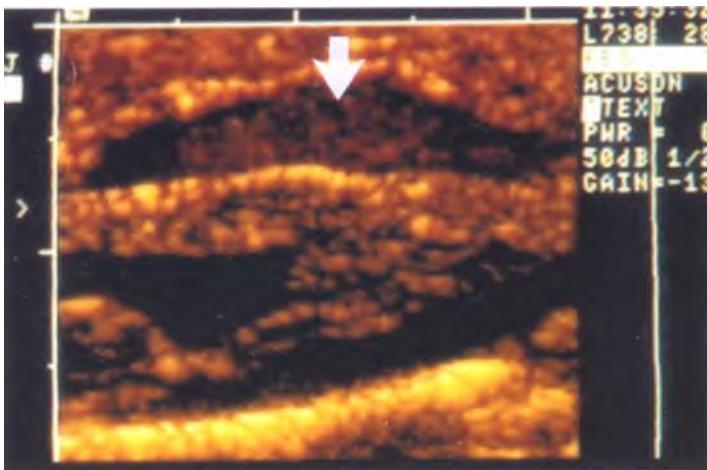
HÌNH ẢNH HỌC- CHẤT TƯƠNG PHẢN- CHUYÊN BIỆT

Vấn đề

Một trong những mục đích của việc sử dụng chất tương phản trong siêu âm là phát hiện dòng tuần hoàn ở một mực thấp hơn có thể. Các phản âm kết hợp với dòng như vậy – thí dụ ngang các động mạch nhỏ – hiện diện trong lòng các phản âm phát sinh từ các cấu trúc đặc xung quanh tức chủ mօ tạng, các phản âm hầu như luôn luôn mạnh hơn ngay cả phản âm của máu đã có chất tương phản.

Thật vậy, hình 3-10 cho thấy tác dụng của chất tương phản trong mạch máu *thấp hơn* độ tương phản giữa máu và mô xung quanh, khiến cho lòng mạch máu ít thấy được hơn. Do đó, để có thể biểu hiện dòng trong gan chẳng hạn, chất tương phản phải tăng cường phản âm lên tới mực tạm thời cao hơn mực của mô xung quanh hoặc có thể sử dụng được bằng cách loại bỏ phản âm từ cấu trúc không có chất tương phản. Quang mạch với tia X cũng đối mặt với những vấn đề tương tự, phải xử lý một mօ hỗn độn các thành phần của hình ảnh và phải trừ đi hình ảnh trước khi tiêm. Cái còn lại phía sau là hình ảnh dòng của từng mạch máu hoặc hình ảnh ngầm thuốc tại mօ. Nếu ta trừ hai hình liên tiếp nhau của một tặng như thận chẳng hạn, ta sẽ có một hình siêu âm thứ ba, hình tạo ra từ sự so sánh loại trừ các lốm đốm giữa các thu thập. Để bộc lộ tăng cường âm nhu mօ do chất tương phản, phải giảm bớt bằng cách lọc những chỗ lốm đốm, dù phải mất độ phân giải không gian và thời gian. Ngay cả nếu vượt qua được vấn đề lốm đốm, việc xóa nền đôi khi vẫn không thích hợp nhiều với bản chất động và tương tác nhau của hình ảnh siêu âm.

Doppler là phương pháp xen kẽ và hiệu quả

**Hình 3-10. Levovist trong tĩnh mạch cửa của thỏ.**

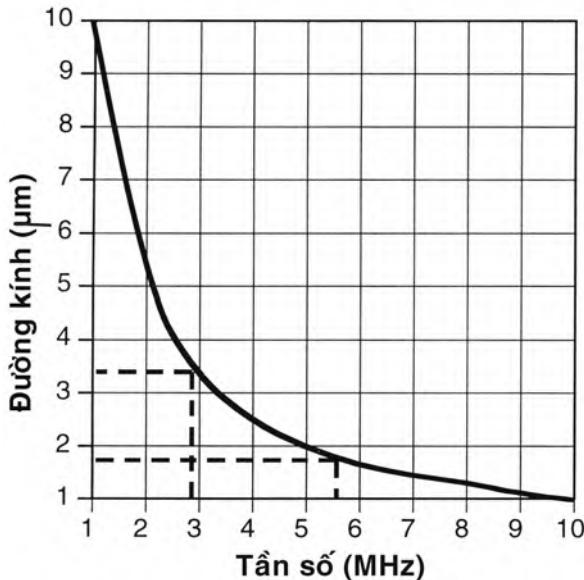
Sau khi tiêm tĩnh mạch ngoại biên 0,15 ml/kg, hình ảnh mode B cho thấy chất tương phản trong tĩnh mạch cửa. Chất tương phản đã vượt qua tim thành công cũng như qua giòng mao mạch phổi và mạc treo tràng.

tách biệt được phản âm của máu với mô. Nó dựa trên vận tốc cao tương đối của máu lưu thông so với vận tốc của mô xung quanh. Mặc dù sự phân biệt này (áp dụng trong lọc thành để phân tách tín hiệu Doppler của dòng máu với phản âm tạp) có giá trị đối với dòng trong mạch máu lớn, nó không có giá trị đối với dòng trong nhu mô tạng, tại đó mô di chuyển với cùng vận tốc hoặc nhanh hơn máu chảy trong hệ mạch. Vì thế, tần số chuyển dịch Doppler từ mô đặc chuyển động tương đương hoặc cao hơn vận tốc của chính dòng máu. Ngoài ra, công suất của phản âm mô cao gấp 1000 lần so với phản âm máu. Vì không thể dùng lọc thành nếu không loại trừ cả dòng và các phản âm tạp, trong những trường hợp như vậy, không thể sử dụng Doppler do tín hiệu lan tràn bởi chuyển động mô: **ảnh giả lỏe màu hoặc ảnh giả đậm trên phổ Doppler**, có hoặc không có chất tương phản tiêm tĩnh mạch.

Như vậy bằng cách nào sử dụng chất tương phản để cải thiện việc thấy được các cấu trúc mạch máu nhỏ bên trong mô? Rõ ràng một phương pháp có thể giúp nhận biết phản âm từ chất tương phản, loại bỏ phản âm từ mô đặc có khả năng cung cấp cả hình thức xóa theo thời gian thực khi siêu âm kiểu B có chất tương phản và là phương tiện loại bỏ tạp Doppler không cần sử dụng lọc độc lập với vận tốc khi siêu âm màu và phổ. Hình ảnh học hài hòa hướng tới mục tiêu cung cấp một phương pháp như thế và dĩ nhiên trở thành phương tiện phát hiện dòng trong các mạch máu có khẩu kính nhỏ hơn hiện nay có thể được.

HÌNH ẢNH HỌC HÀI HÒA (HARMONIC)

Nghiên cứu cách tác dụng của chất tương phản trong siêu âm phát hiện ra hai bằng chứng quan trọng. Một là, kích thước tăng cường âm khi hòa tan rất nhiều sau khi tiêm tĩnh mạch một liều nhỏ (7 dB với liều 0,01 ml/kg Levovist® chẳng hạn) lớn hơn nhiều mong đợi từ những phản âm rải rác trong máu. Thứ hai là, nghiên cứu đặc tính âm của một số chất tương phản¹² cho thấy một sự lệ thuộc tuyến tính của hệ số phản hồi trên tỷ trọng số của chất tương phản ở nồng độ thấp, và chúng cũng cho thấy sự lệ thuộc của độ giảm thấu do tần số khác với dự đoán theo luật Rayleigh, trong đó mô tả độ phản âm mô bình thường thay đổi như thế nào theo tần số. Thay vào đó, các đỉnh sóng lệ thuộc vào tần số và kích thước các của các bóng khí nhỏ, gợi ý hiện tượng cộng hưởng. Nhận xét quan trọng này cho thấy các bóng khí cộng hưởng trong âm trường – các bóng khí lớn lên rồi nhỏ đi theo các dao động của áp lực do sóng tới gây ra. Tương tự các rung động của các cấu trúc khác, các dao động này có một tần số cộng hưởng mà theo đó chúng sẽ hấp thu và khuếch tán siêu âm theo một tần số cao đặc biệt. Quan sát dao động tuyến tính của một bóng khí tự do trong nước, người ta có thể dùng một lý thuyết đơn giản³ để dự đoán tần số cộng hưởng của dao động rẻ quạt của một bóng khí có đường kính 3 µm, đường kính trung bình của chất tương phản có bóng khí xuyên phổi điển hình. Như trong hình 3-11, nó vào khoảng 3 MHz, gần bằng khoảng giữa của các tần số sử dụng trong



Hình 3-11. Các bong khí nhỏ cộng hưởng trong âm trường chẩn đoán. Biểu đồ này cho thấy tần số cộng hưởng của sự dao động của một bong khí trong âm trường lệ thuộc vào kích thước của nó. Đối với đường kính 3,5 μm , kích thước cần thiết cho một chất tương phản tiêm được qua tĩnh mạch, tần số cộng hưởng vào khoảng 3 MHz.

siêu âm bụng tiêu biểu. Sự trùng khớp đặc biệt và may mắn này giải thích vì sao các chất tương phản có hiệu quả như vậy và có thể chỉ cần dùng lượng nhỏ. Nó dự đoán rằng các bong trai qua dao động cộng hưởng trong âm trường có thể chuyển thành chuyển động không tuyến tính – nền tảng của hình ảnh học harmonic.

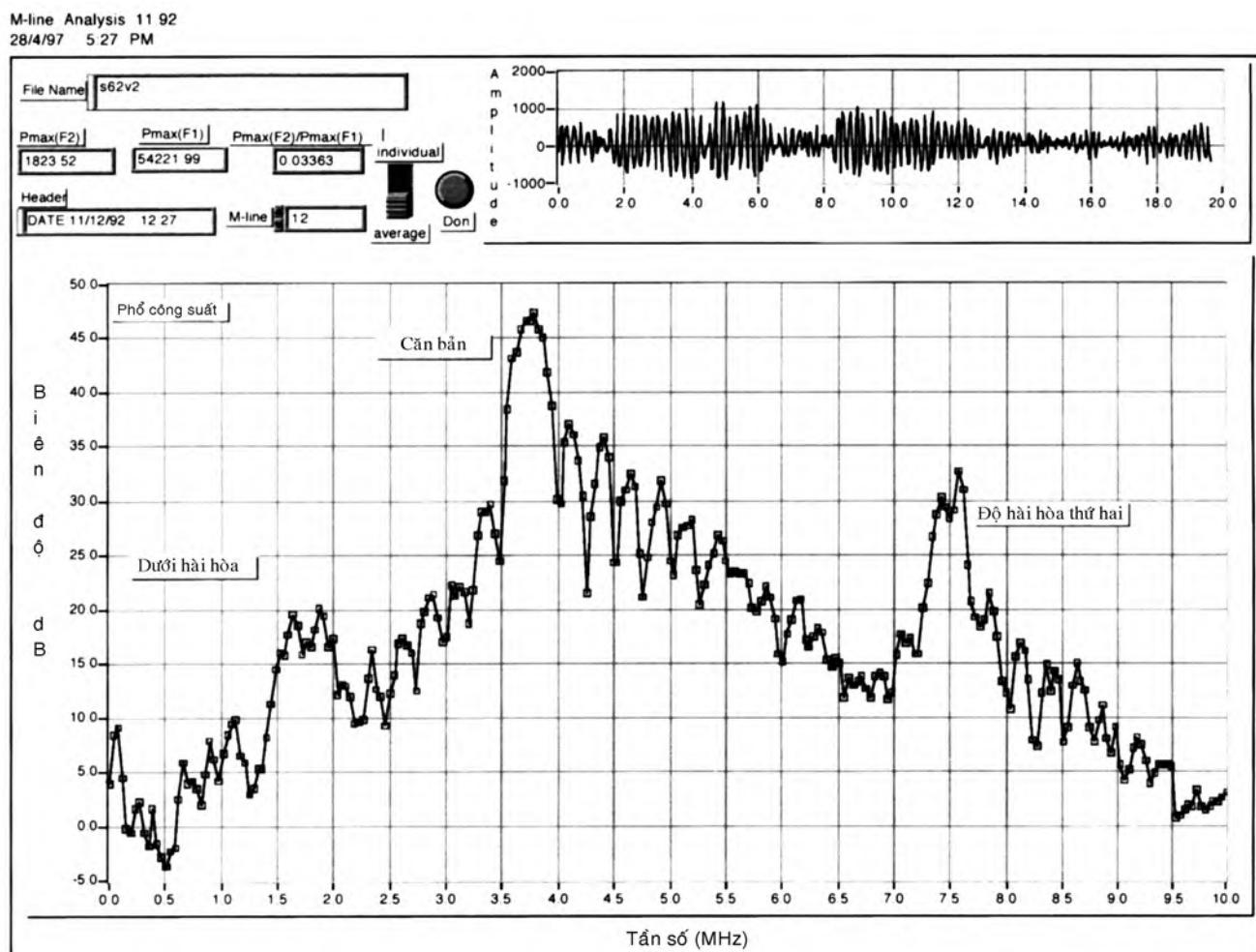
Các bong khí dao động trong âm trường có thể chuyển sang chuyển động không tuyến tính. Đã từ lâu, người ta nhận thấy⁵¹ nếu các bong khí dao động trong âm trường dưới một áp lực âm cao đủ, di chuyển dao động của các bong khí đạt đến một điểm tại đó các trạng thái xen kẽ giãn và co không đều nhau. Ông Rayleigh, người đề xuất lý thuyết âm mà hình ảnh học siêu âm đặt nền tảng, đã thực hiện thí nghiệm này lần đầu tiên do tò mò về các âm thanh cốt két phát ra từ ấm dun trà khi nước gần sôi. Hậu quả của chuyển động không tuyến tính đó là có âm thanh phát ra từ bong khí và đầu dò phát hiện được nếu có trang bị bộ phận hài hòa tương tự như các dây cộng hưởng của một nhạc cụ, nếu bật quá mạnh sẽ phát ra âm thanh quá cao nghe khó chịu. Hình 3-12 cho thấy phổ tần số của phản âm sinh từ chất tương phản có bong khí sau một xung 3,5 MHz. Chất tương phản đặc biệt này là Levovist, nhưng nhiều chất khác cũng đáp ứng tương tự. Tần số siêu âm trên trực ngang, biên độ tương đối trên trực dọc. Một phản âm mạnh, 13 dB

không ảnh hưởng sóng căn bản, thấy xuất hiện ở gấp đôi tần số phát gọi là **harmonic thứ hai**. Dỉnh trong phổ phản âm tại dưới và vượt hài hòa cũng thấy được. Các yếu tố chính trong đáp ứng hài hòa của một chất, thay đổi từ chất này sang chất khác, là áp lực tới của âm trường, sự phân bố và kích thước của các bong, và tính chất cơ học của vỏ bong (thí dụ một vỏ cứng làm giảm dao động và giảm đáp ứng không tuyến tính).

Chúng ta đã phát triển một hệ thống Doppler và hình ảnh học mới, hiển thị tức thì gọi là **hình ảnh học harmonic**.⁵² Hệ thống phát bình thường ở một tần số nhưng sang mode harmonic, nó chỉ nhận các phản âm gấp đôi tần số. Một hệ thống thương mại hiện có với màu số hóa (UM9 HDI và HDI00, ATL Inc., Bothel, WA) được biến đổi để truyền ở 1,5 đến 4,0 MHz và nhận harmonic thứ hai giữa 3,0 và 8,0 MHz (Hình 3-13). Hình ảnh học harmonic sử dụng cùng loại đầu dò array như thông thường và chỉ nhở các phần mềm riêng cho hệ thống mới này. Trong kiểu hài hòa, phản âm từ chất tương phản được nhận chọn lọc qua một bộ lọc dải rộng với tần số trung tâm tương ứng với harmonic thứ hai. Phản âm từ mô đặc cũng như từ hồng cầu bị loại bỏ. Hình ảnh harmonic thời gian thực, Doppler và Doppler màu hiện nay đã được ứng dụng trên nhiều hệ thống máy có mặt trên thị trường. Đầu dò chuyên biệt với dải rộng để hoạt động dưới nhiều tần số, trong những năm gần đây có nhiều cố gắng để đạt được mục tiêu trên.

Kết quả

Hình ảnh hài hòa không loại bỏ phản âm từ những chất tựa mô, **đảo ngược** tương phản giữa chất tương phản và môi trường xung quanh (Hình 3-14). Giá trị của hiệu ứng này là gia tăng khả năng phát hiện chất tương phản khi nó nằm trong mạch máu mà bình thường bị che lấp bởi phản âm từ mô. Đối với phổ Doppler, người ta mong đợi việc loại trừ phản âm từ mô để giảm bớt tiếng ồn do chuyển động mô mà các bác sĩ siêu âm tim đã quen thuộc. Hình 3-15 trên trang 76 cho thấy phổ Doppler tại một vùng của động mạch chủ trong đó vừa có chuyển động thành lấn dòng máu trong thể tích mẫu. Hình Doppler thông thường 3-15, A cho thấy ảnh giả tiếng ồn do tạp âm, hoàn toàn biến mất trên hình Doppler harmonic 3-15, B. Thông số cài đặt bao gồm lọc đều giống nhau trên hai hình; chỉ bật qua lại giữa các mode. Trong cơ thể sống



Hình 3-12. Phát sóng hài hòa từ SHU8. Siêu âm một mẫu chất tương phản ở tần số 3,75 MHz và phân tích các tần số nội dung của phản âm. Phần lớn năng lượng phản âm nằm ở tần số 3,75 MHz nhưng rõ ràng có một đỉnh sóng trong phổi ở tần số 7,5 MHz cũng như đỉnh thứ ba ở 1,875 MHz. Phản âm harmonic thứ hai chỉ thấp hơn phản âm chính tức căn bản 13 dB. Hình ảnh học harmonic và Doppler nhằm mục đích tách biệt và xử lý chỉ tín hiệu này.

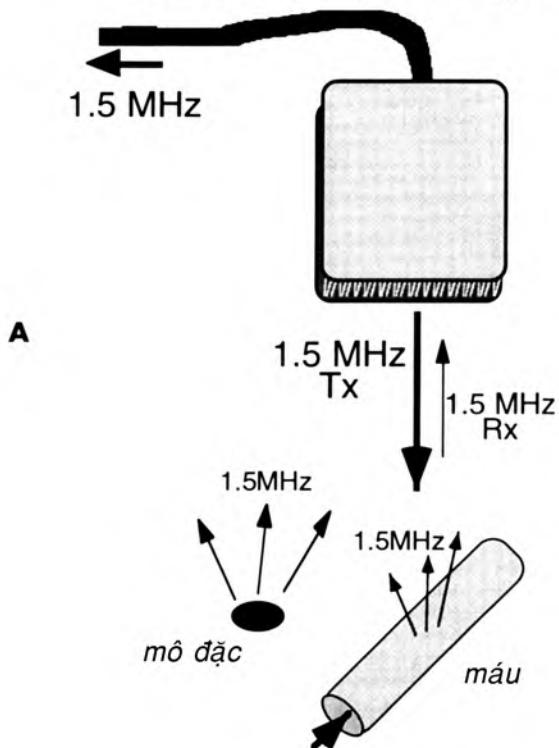
số đo từ phổ Doppler cho thấy tỷ số tín hiệu-tap
được cải thiện nhờ kết hợp hình ảnh học hài hòa
với chất tương phản, ngang khoảng 35 dB.⁵³ Hình
3-16, A trang 77 cho thấy hình ảnh màu của động
mạch chủ với ảnh giả lóe màu do cử động hô hấp.
Hình ảnh hài hòa 3-16, B cho thấy dòng không
kèm ảnh giả lóe màu. Tiềm năng áp dụng phương
pháp hoàn toàn mới này là vào việc phát hiện
dòng chảy trong các mạch máu nhỏ quanh mô có
chuyển động – các nhánh của động mạch vành⁵⁴ và
trong chính cơ tim⁵⁵ cũng như trong chủ mô các
tang trong ổ bụng.⁵⁶

Hình ảnh học năng lượng hài hòa

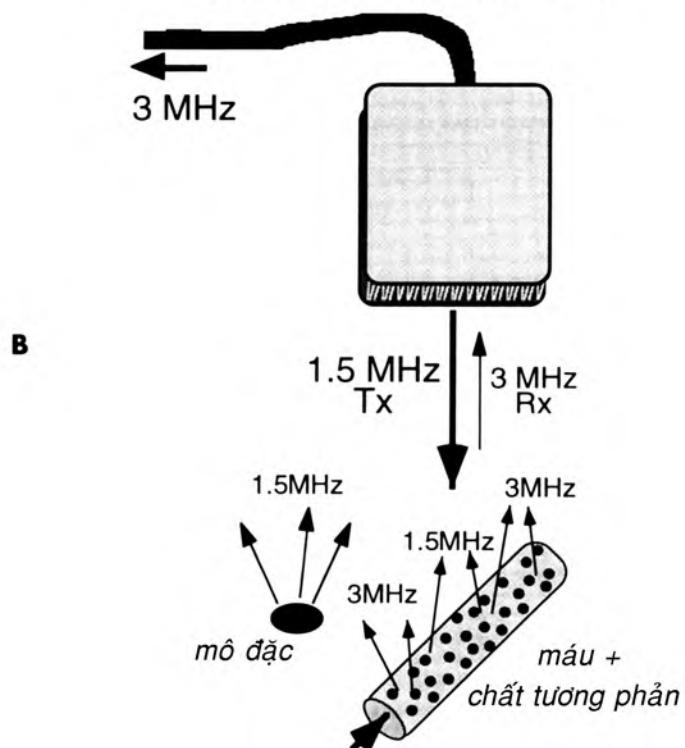
Trong các khảo sát Doppler màu có dùng chất tương phản, tác dụng của chất tương phản khi đến vùng khảo sát là thường tạo ra sự khuếch đại màu (blooming), nơi đó tín hiệu từ các đích mạch

máu chính lan rộng chiếm hết cả vùng. Vì thế, tuy có thể phát hiện được dòng trong mạch nhỏ, hình màu có thể bị xấu đi do tín hiệu giả. Nguồn gốc của ảnh giả này là **ngưỡng** biên độ chế ngự các hiển thị màu trong kiểu thông thường hoặc **vận tốc**. Tăng công suất tín hiệu phản âm có tác dụng hiển thị vận tốc ước chừng trên một phạm vi rộng các điểm ảnh quanh vị trí phát hiện. Hiển thị sao cho thông số áp màu liên quan trực tiếp tới công suất tín hiệu phản âm có lợi điểm là làm cho **ngưỡng** như vậy trở nên không cần thiết và hiển thị chuyển dịch Doppler biên độ thấp ở một biên độ thấp được thấp hơn làm cho chúng khó nhận biết hơn. Ngược lại, các tín hiệu phản âm đã tăng cường được hiển thị ở một mức cao hơn. Đó là nền tảng của bản đồ hình ảnh **năng lượng** (còn gọi là **mạch đồ màu năng lượng** hay **bản đồ năng lượng Doppler**). Doppler **năng lượng** có thể giúp loại trừ

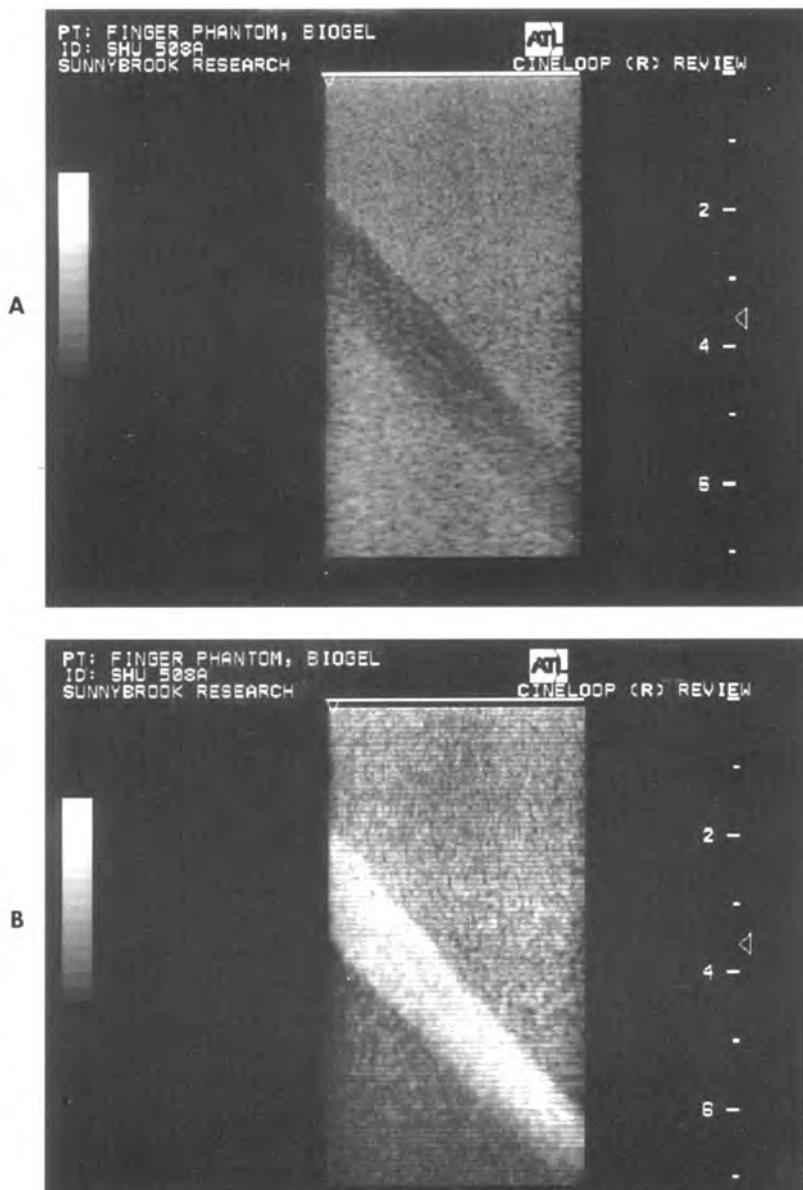
Hình ảnh học thông thường



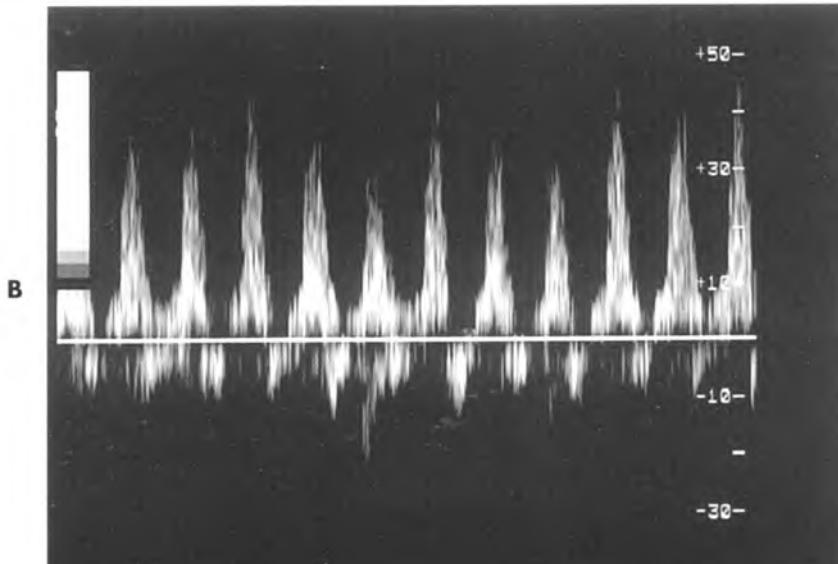
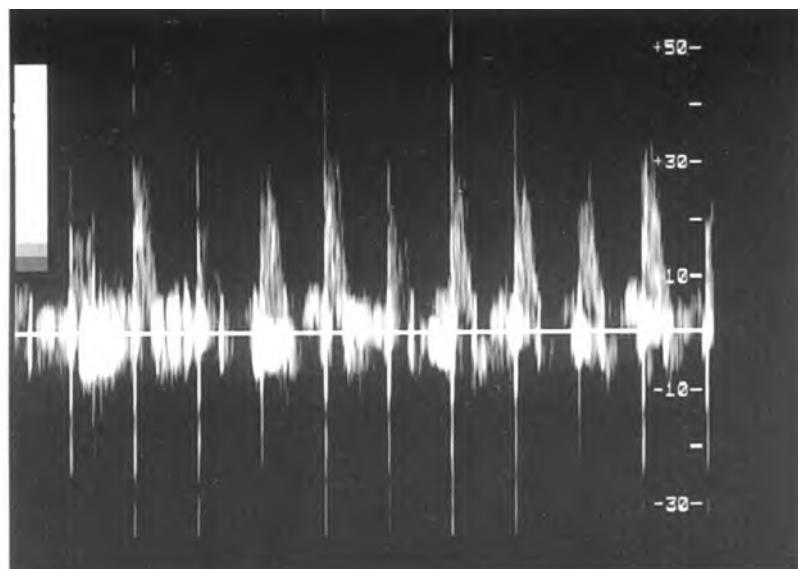
Hình ảnh học hài hòa



Hình 3-13. Nguyên tắc của hình ảnh học Harmonic và Doppler. Dùng đầu dò linear array thông thường với bộ phận tiếp nhận có thể tăng gấp đôi tần số truyền. Mô và máu cho một phản âm ở tần số căn bản (A) nhưng chất tương phản trải qua dao động không tuyến tính trong âm trường nên phát tín hiệu harmonic, phát hiện nhờ hệ thống harmonic (B).

**Hình 3-14. Hình ảnh học harmonic.**

Một phantom thí nghiệm cho thấy một khoảng trống dạng ngón tay trong vật liệu tương đương-mô chứa đầy chất tương phản, không rõ trên hình A, mode thông thường. B, hình ảnh học harmonic đảo ngược tương phản giữa chất tương phản có bóng khí nhỏ và vật liệu xung quanh.



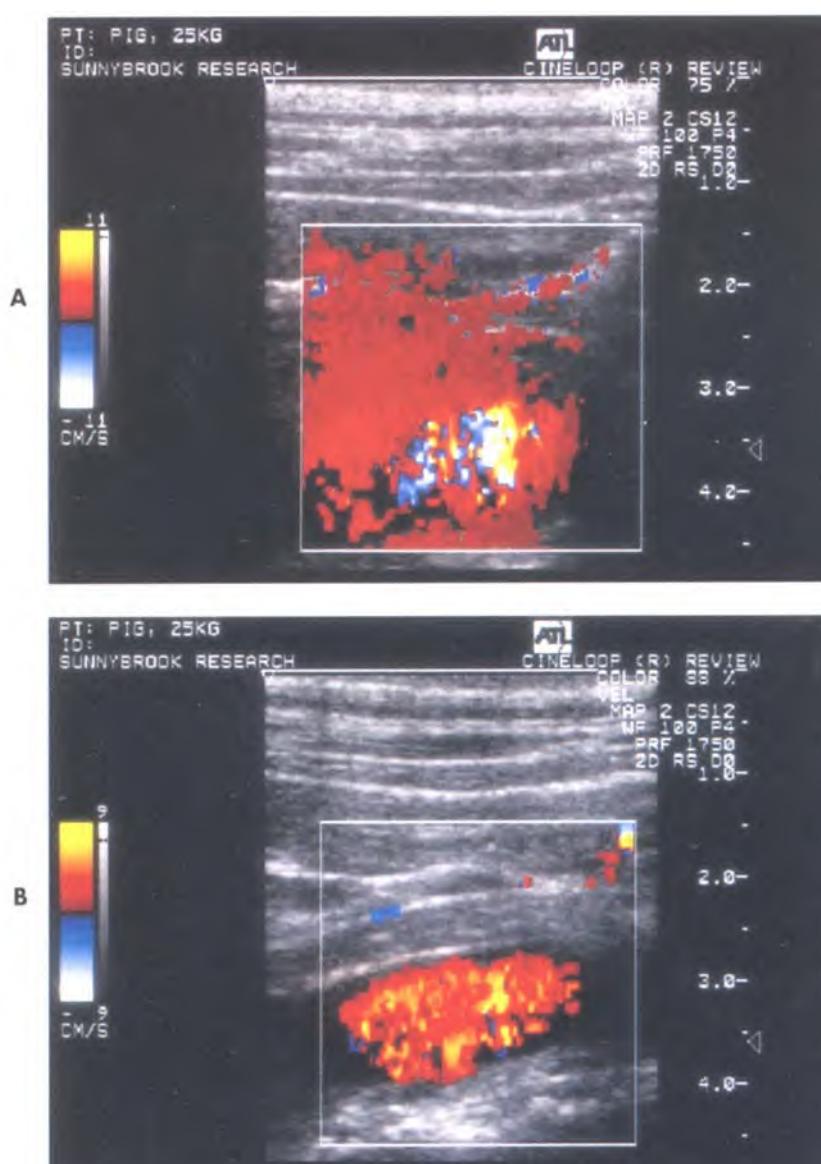
Hình 3-15. Loại bỏ tín hiệu tạp bằng Doppler phổ hài hòa (harmonic). A. Động mạch chủ bụng của động vật khảo sát bằngDoppler phổ thông thường cho thấy tín hiệu tạp từ chuyển động của thành gây ra ảnh giả quen thuộc làm lấp dòng tâm trương. B. Kiểu hài hòa. Tín hiệu tạp bị loại bỏ gần như hoàn toàn, dòng hiện rõ hơn. Các cài đặt về lọc và thông số khác đều như nhau.

một số hạn chế khác khi phát hiện dòng mạch máu nhỏ với Doppler màu. Việc phát hiện vận tốc thấp đòi hỏi hạ thấp tần số lập lại xung (PRF) dẫn tới hiện tượng vượt ngưỡng màu và mất độ phân giải theo hướng. Một phương pháp hiển thị không dùng ước lượng vận tốc không có khuynh hướng tạo ra ảnh giả aliasing và như vậy cho phép hạ thấp PRF, từ đó tăng được khả năng phát hiện dòng vận tốc thấp trong mạch máu nhỏ.

Vì nó vẽ ra thông số liên quan trực tiếp tới lượng âm được chất tương phản tăng cường, bản đồ năng lượng là sự chọn lựa tự nhiên khi khảo sát Doppler màu có chất tương phản. Tuy nhiên, lợi điểm của bản đồ năng lượng được cân đối bởi một khuyết điểm bất lợi: tăng nhạy cảm với nhiễu từ tín hiệu tạp. Tín hiệu tạp vừa được dễ dàng phát hiện do kiểu năng lượng tăng độ nhạy cảm và

hiển thị nổi bật hơn, vì hiển thị cường độ cao các tín hiệu biên độ cao. Hơn nữa, trung bình hóa các khung hình có tác dụng phụ là kéo dài và làm mờ trên chu kỳ tim, do đó khuếch đại tác dụng trên hình ảnh.

Chất tương phản tăng cường âm phong phú hỗ trợ hình ảnh học harmonic vượt qua vấn đề tín hiệu tạp (Hình 3-17). Kết hợp phương pháp hài hòa và Doppler năng lượng là một vũ khí đặc biệt hiệu quả trong việc phát hiện dòng trong các mạch máu nhỏ của tạng đặc trong ổ bụng, đôi khi di động do nhịp đập của tim hoặc hô hấp (Hình 3-18). Trong một nghiên cứu theo đó dòng ghi qua năng lượng harmonic có chất tương phản so sánh với các động mạch nhỏ thấy trên vi thể trong vùng tương ứng ở vỏ thận,⁵⁰ người ta đi đến kết luận là có khả năng thể hiện dòng trong các mạch máu có khẩu kính

**Hình 3-16. Loại bỏ tín hiệu tạp bằng**

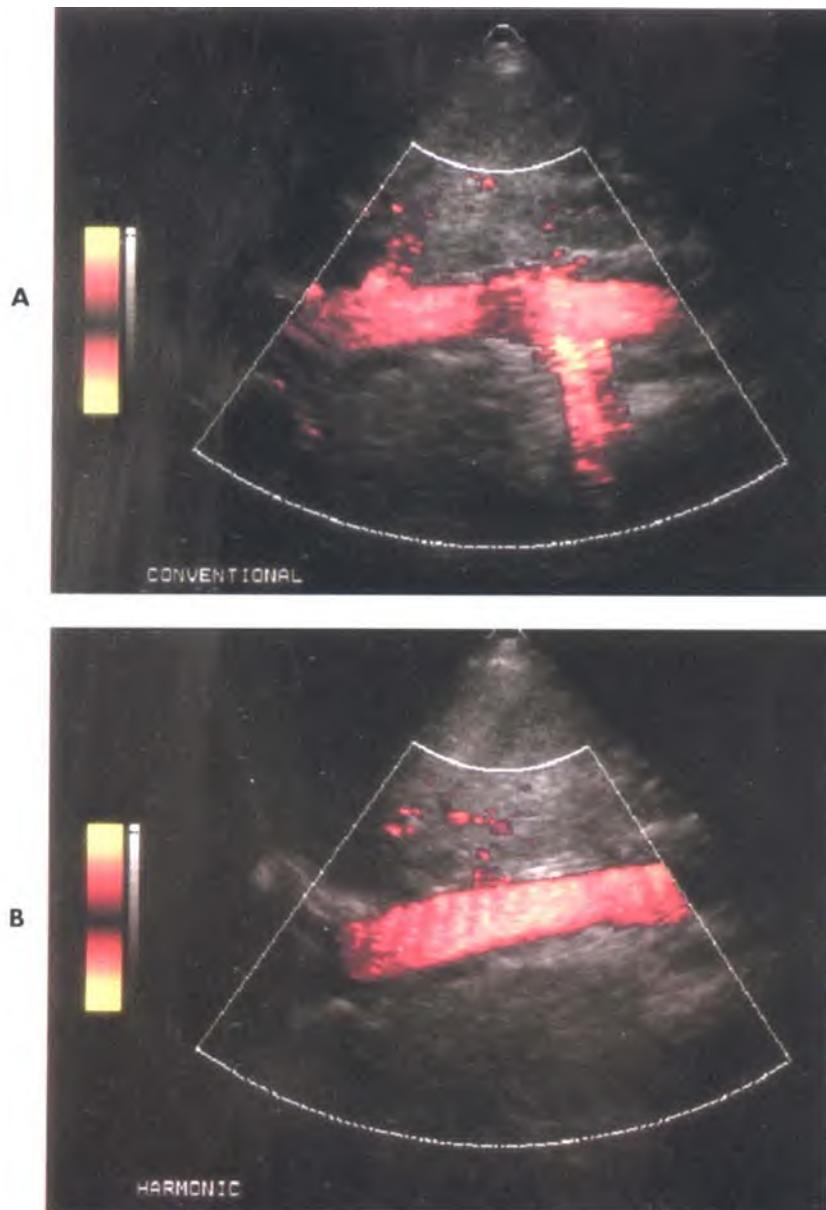
Doppler phổ harmonic. A. Dòng trong động mạch chủ bụng bị chông do cử động hô hấp, tạo nên ảnh giả loé màu nghiêm trọng. B. Trong mode harmonic, ảnh giả loé màu biến mất. Dòng trong một mạch máu nhỏ hơn (động mạch mạc treo tràng) hiện lên. Mọi thông số cài đặt đều như nhau.

nhỏ hơn $40 \mu\text{m}$ – nhỏ hơn khoảng 10 lần so với giới hạn phân giải tương ứng, ngay cả khi tạng di động nhẹ theo hô hấp bình thường. Các nghiên cứu gần đây về phương pháp nâng lượng trong tim⁵⁷ cho thấy có thể hiển thị dòng trong cơ tim ngay cả với chất tương phản thế hệ đầu tiên như Levovist®.⁵⁸

Bàn luận

Hình ảnh học hài hòa là một phương pháp thành công trong việc nhận biết chất tương phản có chứa bong khí nằm trong hệ mạch của mô nhờ vào **hiệu phản âm** riêng của nó. Để được vậy, nó loại trừ vài vấn đề trước đây của siêu âm như Doppler khảo sát dòng mà loại bỏ phản âm từ mô, và nó tạo ra một **kiểu xóa** nhưng không hy sinh bản chất thời gian thực của khám nghiệm. Hình 3-19 tóm tắt

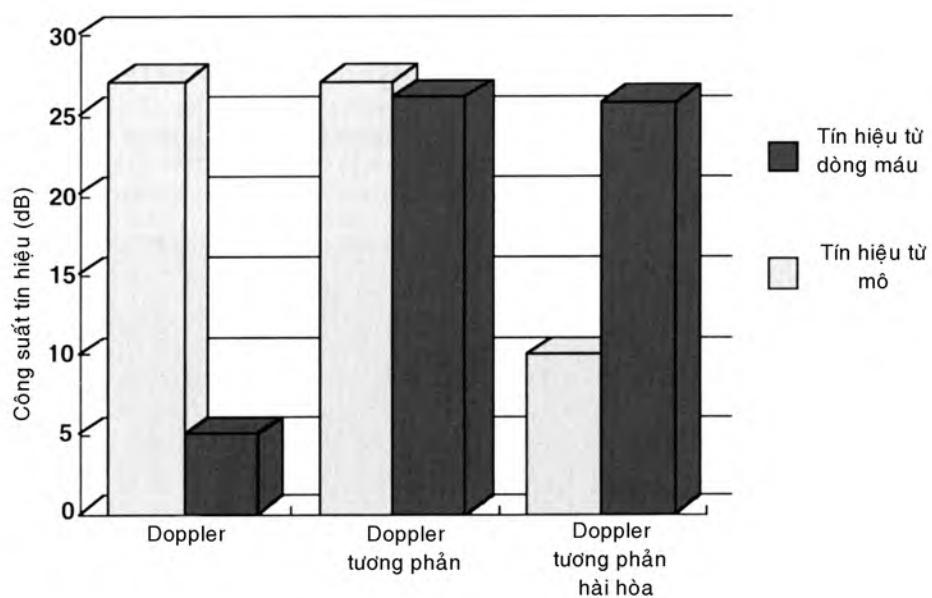
sơ đồ về tác dụng của chất tương phản trên quá trình Doppler và sự phát hiện hài hòa. Trong Doppler thông thường, tín hiệu từ máu cao hơn tín hiệu tạp từ mô. Trong Doppler có chất tương phản, tín hiệu từ máu được nâng lên, đôi khi gần ngang với mô (như trong Hình 3-10). Trong kiểu hài hòa, tín hiệu từ máu được nâng lên trong khi tín hiệu từ mô giảm, do đó làm đảo ngược tương phản giữa mô và máu. Một cách khác để hiểu phương pháp hài hòa là nói rằng do nó nhạy cảm cao với lượng thấp chất tương phản, một liều tiêm nhanh sẽ cho tăng cường âm kéo dài hơn (Hình 3-20). Đó là lý do tại sao nhiều nhà nghiên cứu đã thấy rằng hình ảnh học chất tương phản tim như trong cơ tim sẽ khó hiệu quả nếu không dùng mode harmonic.



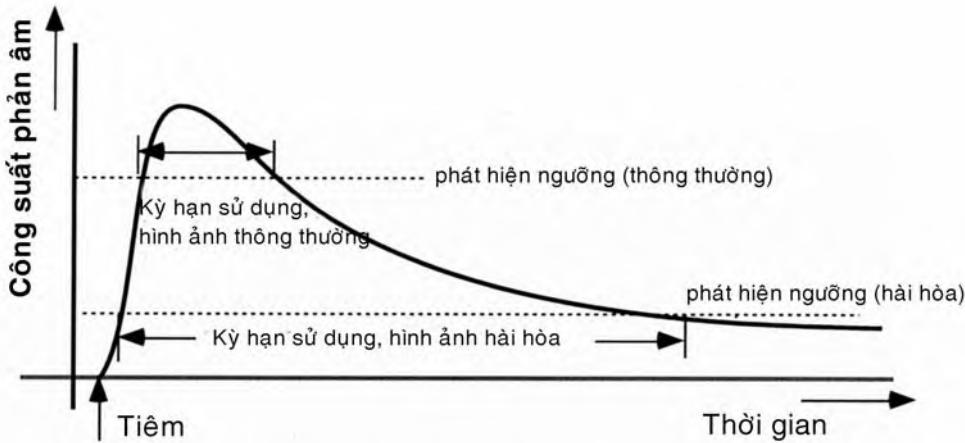
Hình 3-17. Giảm ảnh giả lóe màu trong Doppler năng lượng harmonic. Phương pháp chất tương phản harmonic giúp vượt qua một trong những khuyết điểm chính của Doppler năng lượng, tăng nhạy cảm với di động của mô. A, Dòng động mạch chủ kiểu năng lượng với ảnh giả lóe màu từ chuyển động của thành tim. B, Mode harmonic tại cùng điểm trong chu kỳ tim, phần lớn lóe màu đã bị loại bỏ. Mọi thông số cài đặt như nhau.



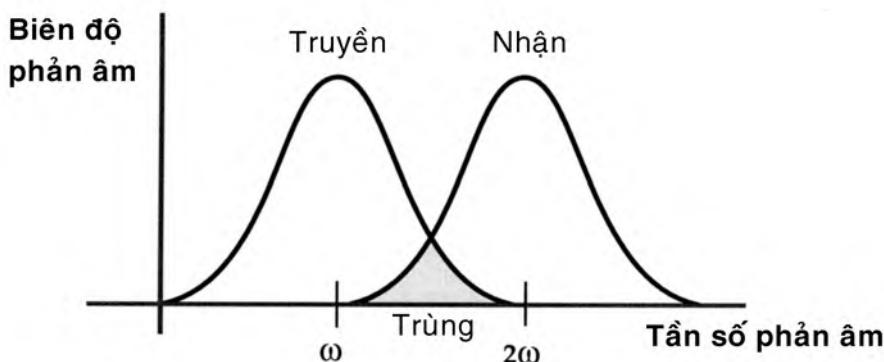
Hình 3-18. Hình ảnh học năng lượng hài hòa của thận thỏ. Trong cơ quan di động này, chỉ với đường kính 3 cm, phát hiện được dòng phía sau nơi nối vỏ-tỷ, trong vòng 2 cm từ vỏ bao.



Hình 3-19. Định lượng kết quả Doppler hài hòa. Tạp và mực tín hiệu phổ Doppler được đo qua các kiểu thông thường, có chất tương phản và mode harmonic có chất tương phản.⁵⁰



Hình 3-20. Cải thiện độ nhạy cảm của phương pháp harmonic đồng nghĩa với gia tăng kỳ hạn sử dụng của liều tiêm chất tương phản. Đường cong biểu diễn tăng cường âm theo thời gian sau khi tiêm liều chất tương phản cho thấy cách thức phương pháp harmonic làm tăng kỳ hạn sử dụng của chất tương phản, qua cách hạ thấp ngưỡng phát hiện.



Hình 3-21. Hình ảnh học hài hòa là sự trung hoà giữa độ phân giải hình ảnh và độ tương phản. Trong kiểu hài hòa, sự đáp ứng tần số truyền/nhận cho thấy một vùng trùng lấp giữa các tần số truyền và nhận. Thu hẹp độ rộng về truyền và nhận tạo nên sự phân biệt rõ hơn của phản âm có chất tương phản với phản âm mờ bình thường, nhưng giảm mất độ phân giải theo trực.

Hình ảnh học hài hòa đòi hỏi tính hoàn thiện đặc biệt của đầu dò array và bộ phận chỉnh chùm sóng. Dụng cụ trên trung hòa tuyệt đối giữa độ phân giải hình ảnh và loại bỏ phản âm không chứa chất tương phản (Hình 3-21). Nó đặt ra yêu cầu hoàn thiện độ rộng của đầu dò cũng như tính uyển chuyển về thiết kế của hệ thống máy siêu âm. Các chất tương phản hiện nay được phát triển chuyên biệt cho đáp ứng không tuyến tính và là một tiêu chuẩn thiết kế. Các chất tương phản mới mở ra chiến lược phát hiện mới.⁵⁹ Những đo đạc trong phòng thí nghiệm của chúng tôi cho thấy một số chất tương phản mới có khả năng tạo ra phản âm tại độ hài hòa thứ hai mang năng lượng nhiều hơn

đỉnh căn bản, nghĩa là, chúng mang lại hiệu quả cao hơn kiểu thông thường. Với những chất ấy, hình ảnh học không tuyến tính sẽ trở thành một phương pháp được lâm sàng ưa chuộng hơn.

CÁC PHÁT TRIỂN MỚI VỀ HÌNH ẢNH HỌC CÓ CHẤT TƯƠNG PHẢN

Các phương pháp hình ảnh

Làm cho các máy siêu âm mới thích hợp được với các mục tiêu mới trong cơ thể là một lĩnh vực từ lúc phôi thai. Thí dụ, gần đây người ta biết rằng khi nhấn nút freeze lâu một chút, trong một khảo sát có chất tương phản tức ngưng không thu thập

hình ảnh siêu âm, có thể làm tăng hiệu quả của chất tương phản. Tác dụng này đặc biệt đến nỗi có thể nâng khả năng thể hiện của chất tương phản trong tuần hoàn cơ tim lên tới mức có thể thấy trên kiểu B bên trên mức phản âm của cơ tim bình thường.⁶⁰ Ngày nay người ta hiểu rằng nếu áp lực đỉnh đủ cao, âm trường có khả năng là vỡ vỏ bóng khí và phá hủy nó.^{61,62} Bằng cách tạm ngưng giữa kỳ thu thập, người ta làm cho chất tương phản ngấm vào và trám đầy giường mạch máu của tạng. Xung hình ảnh kế tiếp tạo nên một phản âm mạnh tạm thời, xung này có thể mạnh hơn phản âm bình thường từ chất tương phản, làm cho các bóng khí bị hủy nhiều hơn. Tiến trình hình ảnh như vậy đôi khi được gọi là hình ảnh học thoảng qua hay ngắt quãng. Chúng tôi,⁵⁷ và một số khác⁵⁵ đã tìm thấy rằng với hình ảnh học hài hòa, loại thu thập đơn độc này còn cung cấp tương phản hơn nữa. Bằng cách kết hợp hình ảnh học hài hòa ngắt quãng với Doppler năng lượng, tính tới giờ này, chúng ta có thể xây dựng nên kiểu hình ảnh nhạy cảm nhất với chất tương phản và với nó, chúng ta đã có thể trưng bày những hình ảnh Doppler đầu tiên về độ tưới máu của cơ tim.

Chiến lược hình ảnh học tương lai dường như đặt nền tảng trên kiến thức cải thiện về cách theo đó các bóng khí nhỏ dao động trong âm trường. Chúng có thể dẫn tới các kiểu-chuyên biệt-cho-tương phản, cải thiện độ nhạy cảm với chất tương phản cao hơn mô bình thường nhưng không hy sinh chất lượng hình ảnh đang được biết với hình ảnh học hài hòa.

CHẤT TƯƠNG PHẢN

Khi các nhà chế tạo nắm kiểm soát nhiều hơn trên quá trình khá khó khăn của việc sản xuất các bóng khí cực nhỏ, khả năng định chuẩn cho tác động của chúng trong cơ thể cũng gia tăng. Một trong những cố gắng có ý nghĩa là tập trung vào những chất có tính chuyên biệt cho từng vị trí của cơ thể. Thí dụ, một số chất bám vào các huyết khối.⁶³ Những nghiên cứu ban đầu trong phòng thí nghiệm cho thấy tăng cường âm 6 dB ở một cục máu đông khi siêu âm trong mạch máu.⁶⁴ Tiềm năng của các chất như vậy là rõ ràng nhưng câu hỏi đặt ra là tỷ lệ chất tiêm vào để đến được nơi khảo sát và liều lượng để đạt được độ tương phản mong muốn.

Có thể giảm liều tối thiểu nếu như chính đích tức vật khảo sát chứa khí. Như mô tả ở trên, các chất được thực bào và giữ nguyên vẹn trong tế bào Kupffer tạo tiền đề cho một kiểu hình ảnh học mới cho gan. Tuy nhiên, cho tới gần đây, chỉ có các phần tử nhỏ mới thực hiện thành công chức năng này. Hiện nay, một chất-dựa trên-kí (Sonovist®, SHU563, Schering AG, Berlin, Germany) được phát triển; nó là một hạt nhỏ polymer chứa khí bên trong và kích thước trung bình khoảng 1μm. Nó tác động tốt, hiệu quả trong giai đoạn hồ máu và khả năng phát hài hòa cực mạnh.⁶⁵ Sau 15 đến 20 phút, chất này được hấp thu nguyên vẹn vào trong hệ võng-nội mô. Khi siêu âm Doppler màu với áp lực đỉnh cao, các bóng khí vỡ trong gan. Sự biến đổi rộng về mực tín hiệu giữa hai xung kế tiếp nhau bị ngắt bởi hệ thống



Hình 3-22. Tính phát ra trong gan sau kích thích của một hạt nhỏ polymer chứa khí. Tiêm vào tĩnh mạch ngoại biên 20μL/kg chất Sonovist (Schering AG; xem bài). Sau khi tăng âm trong hồ máu, chất tương phản được hấp thu vào các tế bào gan Kupffer. Chùm sóng siêu âm làm vỡ một số bóng khí tạo nên hình ảnh khám của các tế bào võng-nội mô trong gan. Khối u hiện lên như hình khuyết.

Doppler như biến đổi ngẫu nhiên về pha và chuyển dịch Doppler ngẫu nhiên tương ứng với tín hiệu mạnh trên. Kết quả là gan được siêu âm với Doppler màu (Hình 3-22). Một lần nữa, các khiếm khuyết trong tế bào Kupffer biểu hiện u và không có tín hiệu Doppler. Phương pháp nhạy đến nỗi các bong khí riêng biệt có thể phát hiện theo cách trên; do đó, chỉ cần liều thật thấp ($10\mu\text{l}/\text{kg}$ chẳng hạn). Với kỹ thuật này, có thể ghi hình một ung thư VX2 đồng âm có đường kính dưới 2 mm trong gan động vật.

Sự phát triển tương lai các chất tương phản dích hứa hẹn nhiều triển vọng hấp dẫn. Kết hợp tính tập trung của một chất với khả năng của siêu âm làm vỡ bong khí trong một vùng cơ thể nào đó, một phương pháp mới phân bố thuốc có thể thành hiện thực.⁶⁶ Người ta có thể kiểm soát được liều lượng thuốc trong mô nào đó để không sợ chúng đạt đến mức nhiễm độc. Chính các chất di truyền có thể được một bong khí cực nhỏ chuyên chở vào trong một tế bào và phóng thích chúng qua phương tiện âm thanh.

Các chất tương phản mới dùng trong siêu âm cho thấy triển vọng chỉ cần tiêm một liều cực nhỏ, không độc hại qua đường tĩnh mạch ngoại biên cũng có thể tạo nên những cải thiện tuyệt vời trong việc phát hiện các cấu trúc chứa máu và vận tốc dòng máu trong hệ tuần hoàn. Các ứng dụng mới hẳn sẽ bao gồm việc phát hiện các mạch máu nhỏ hơn, phát hiện dòng trong nhu mô có chuyển động như thận, gan và cơ tim, phát hiện và phác vẽ bản đồ (mapping) của dòng mạch tân sinh kèm với khối u, và có thể đo được vận tốc dòng máu tương đối bằng phương pháp theo chỉ số hòa loãng. Hình ảnh học hài hòa mang lại nhiều khả năng mới cho các hệ thống máy hình ảnh học và Doppler, cụ thể như hình ảnh học xóa nền theo thời gian thực của máu đang lưu thông và cho phép phát hiện dòng chảy trong mạch máu nhỏ hơn hiện nay có thể tìm thấy.

LỜI CẢM TẠ

Công trình này được bảo trợ bởi Viện Ung thư Quốc gia Canada và bởi Hội đồng Nghiên cứu Y khoa.

THAM KHẢO

- Gramiak R, Shah PM. Echocardiography of the aortic root. *Invest Radiol* 1968;3:356-366

Sự cần thiết của chất tương phản trong siêu âm

- Burns PN. Interpreting and analyzing the Doppler examination. In: Taylor KJW, Burns PN, Wells PNT, eds. New York: Raven Press; 1995:55-99.
- Ophir J, Parker KJ. Contrast agents in diagnostic ultrasound [published erratum appears in *Ultrasound Med Biol* 1990; 16:209]. *Ultrasound Med Biol*. 1990;15:319-333.
- Ziskin MC, Bonakdarpour A, Weinstein DP, Lynch PR. Contrast agents for diagnostic ultrasound. *Invest Radiol* 1972;6:500-505.
- Kremkau FW, and Carstensen EL. Ultrasonic detection of cavitation at catheter tips. *Am J Roentgenol* 1968;3:159-167.
- Kerber RE, Kioschos JM, Lauer RM. Use of an ultrasonic contrast method in the diagnosis of valvular regurgitation and intracardiac shunts. *Am J Cardiol* 1974;34:722-727.
- Reid CL, Kawanishi DT, McKay CR. Accuracy of evaluation of the presence and severity of aortic and mitral regurgitation by contrast 2-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1983;52:519-524.
- Sahn DJ Valdex-Cruz LM. Ultrasonic contrast studies for the detection of cardiac shunts. *J Am Coll Cardiol* 1983;3:978-985.
- Roelandt J. Contrast echocardiography. *Ultrasound Med Biol* 1982;8:471.
- Carroll BA, Turner RJ, Tickner EG, Boyle DB, Young SW. Gelatin-encapsulated nitrogen microbubbles as ultrasonic contrast agents. *Invest Radiol* 1980;15:260-266.
- Feinstein SB, Shah PM, Bing RJ, Meerbaum S, Corday E, Chang BL, Santillan G, Fujibayashi Y. Microbubble dynamics visualized in the intact capillary circulation. *J Am Coll Cardiol* 1984;4:595-600.
- Bleeker H, Shung K, Barnhart J. On the application of ultrasonic contrast agents for blood flowmetry and assessment of cardiac perfusion. *J Ultrasound Med* 1990;9:461-471.
- Tencate FJ, et al. Two-dimensional contrast echocardiography.II. Transpulmonary studies. *J Am Coll Cardiol* 1984;3:21.
- Keller MW, Glasheen W, Kaul S. Albunex: a safe and effective commercially produced agent for myocardial contrast echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1989;2:48-52.
- Goldberg BB, Hilpert PL, Burns PN, Liu JB, Newman LM, Merton DA, Witlin LA. Hepatic tumors: signal enhancement at Doppler US after intravenous injection of a contrast agent. *Radiology* 1990;177:713-717.
- Schlief R. Echo enhancement: agents and techniques—basic principles. *Adv Echo-Contrast* 1994;4:5-19.
- Fritzsch T, Scharti M, Siegert J. Preclinical and clinical results with an ultrasonic contrast agent. *Invest Radiol* 1988;23:5.
- Goldberg BB, Liu JB, Burns PN, Merton DA, Forsberg F. Galactose-based intravenous sonographic contrast agent: experimental studies. *J Ultrasound Med*. 1993;12:463-470.
- Fobbe F, Ohnesorge O, Reichel M, Ernst O, Schuermann R, Wolf K. Transpulmonary contrast agent and color-coded duplex sonography: first clinical experience. *Radiology* 1992;185(P):142.
- Albrecht T, Cosgrove DO, Correas JM, Rallidis I, Nihoyanopoulos P, Patel N. Renal, hepatic, and cardiac enhancement on Doppler and gray-scale sonograms obtained with Echo Gen. *Academ Radiol* 1996;3:S198-200.
- Linger E, Shen D, Fritz T, Kulik B, Lund P, Wu G-L, Yellow-hair D, Ramaswami R, Matsunaga T. Gas-filled lipid bilayers as ultrasound contrast agents. *Invest Radiol* 1994;29:134-136.
- Mattrey RF, Scheible FW, Gosink BB, Leopold GR, Long DM, Higgins CB. Perfluorooctylbromide: a liver/ spleen-specific and tumor-imaging ultrasound contrast material. *Radiology* 1982;145:759-762.
- Mattrey RF, Leopold GR, van Sonnenberg E, Gosink BB, Scheible FW, Long DM. Perfluorochemicals as liver- and

spleen-seeking ultrasound contrast agents. *J Ultrasound Med* 1983;2:173-176.

24. Violante MR, Parker KJ, Fischer HW. Particulate suspensions as ultrasonic contrast agents for liver and spleen. *Invest Radiol* 1988;23:7.
25. Parker KJ, Baggs RB, Lerner RM, Tuthill TA, Violante MR. Ultrasound contrast for hepatic tumors using IDE particles. *Invest Radiol* 1990;25:1135-1139.

Tác động bắt chất tương phản

26. Ries F, Honisch C, Lambertz M, Hillekamp J, Schlieff R. A transpulmonary contrast medium enhances the transcranial Doppler signal in humans. *Stroke* 1993;24:1903-1909.
27. Rosenkrantz K, Zendel W, Langer RD, Felix R, Schuermann R, Schlieff R. Transcranial color-coded duplex sonography with an intravenous US contrast agent. *Radiology* 1992; 185(P): 143.
28. Bauer A, Becker G, Krone A, Frohlich T, Bogdahn U. transcranial duplex sonography using ultrasound contrast enhancers. *J Clin Radiol* 1996;5M9-23.
29. Von Bibra H, Sutherland G, Becher H, Neudert J, Nihoyannopoulos P. Clinical evaluation of left heart Doppler contrast enhancement by a saccharide-based transpulmonary contrast agent. The Levovist Cardiac Working Group. *J Am Coll Cardiol* 1995;25:500-508.
30. Fobbe F, Siegert J, Fritzsch T, Koch HC, Wolf KJ. Color coded duplex sonography and ultrasound contrast media- detection of renal perfusion defects in experimental animals. *Rofo Fortschr Ceb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahrt* 1991;154:242-245.
31. Kedar RP, Cosgrove D, McCready VR, Bamber JC, Carter FR. Microbubble contrast agent for color Doppler US: effect on breast masses: work in progress. *Radiology* 1996;198:679-686.
32. Cosgrove D. Ultrasound contrast enhancement of tumours. *Clin Radiol* 1996;5L44-49.
33. Balen FG, Alien CM, Lees WR. Ultrasound contrast agents. *J Clin Radiol* 1994;49:77-82.
34. Campani R, Bozzini A, Calliada F, Bottinelli O, Anguissola R, Conti MP, Corsi G. Impiego di un mezzo di contrasto per Ecografia SH U 508A (Levovist) Schering nello studio delle metastasi epatiche con color-Doppler. *Radiol Med* 1994; 87: 32-40.
35. Maresca G, Barbaro B, Summaria V, De Gaetano AM, Salcuni M, Mirk P, Marano P. Color Doppler ultrasonography in the differential diagnosis of focal hepatic lesions: the SHU 508 A (Levovist) experience. *Radiologia Medica* 1994;87:41-49.
36. Fujimoto M, Moriyasu F, Nishikawa K, Nada T, Okurna M. Color Doppler sonography of hepatic tumors with a galactose-based contrast agent: correlation with angiographic findings. *Am J Roentgenol* 1994;163:1099-1104.
37. Missouris CG, Alien CM, Balen FG, Buckenharn T, Lees WR, Mac Gregor GA. Non-invasive screening for renal artery stenosis with ultrasound contrast enhancement. *J Hyperten* 1996;14:519-524.
38. Tschannler A, Vieser G, Scliindler R, Schuennann R, Wolf K. Ultrasound contrast media: in vitro studies. *J Ultrasound Med* 1993;12:S33.

Ảnh giả trong khảo sát có chất tương phản

39. Forsberg F, Liu JB, Burns PN, Merton DA, Goldberg BB. Artifacts in ultrasonic contrast agent studies. *J Ultrasound Med*. 1994;13:357-365.
40. Burns PN. Hemodynamics. In: Taylor KJW, Burns PN, Wells NT, eds. *Clinical Applications of Doppler Ultrasound*. New York: Raven Press; 1995:35-55.
41. Lafontaine MI., Trinh BC, Burns PN, Breton G, Burke M, Dery R, Gianfelice D, Philic M, Cote J. Sonographic and

Doppler manifestations of air in the portal vein. *Radiology* 1991;180:667-670.

Định lượng sự tương phản

42. Vandernberg B, Kieslo R. Quantitation of myocardial perfusion by contrast echocardiography : analysis of contrast gray level appearance variables and intracyclic variability. *J Am Coll Cardiol*-1989;13:200-206.
43. Rovai D, Nissen S. Contrast echo washout curves from the, left ventricle: application of basic principles of indicated dilution theory and calculation of ejection fraction. *J Am Coll Cardiol* 1987;10:125-134.
44. Smith MD, Kwan OL, Reiser HJ, DeMaria AN. Superior intensity and reproducibility of SHU-454, a new right heart contrast agent *J Am Coll Cardiol* 1984;3:992-998.
45. Cheirif J, Zoghbi W. Assessment of myocardial perfusion in humans by contrast echocardiography. I: evaluation of regional coronary reserve by peak contrast intensity. *J Am Coll Cardiol* 1988;11:735-743.
46. Burns PN, Needleman L, Merton D, Goldberg BB. Criteria for the detection of tumor blood flow with Doppler US (RSNA presentation). *Radiology* 1989;173:180.
47. Burns PN, Hilpert P, Goldberg BB. Intravenous contrast agent for ultrasound Doppler: in vivo measurement of small vessel dose-response. *IEEE Eng Med Biol Soc -1990*; 1:322-324..
48. Burns PN, Liu J-B, Hilpert P, Goldberg BB. Intravenous US contrast agent for tumor diagnosis: quantitative studies. *Radiology* 1990;177(P):140.
49. Shung KK, Bleeker H. Contrast ultrasonic blood flowmetry. In: *IEEE Ultrasonics Symposium*.

Hình ảnh học hài hòa

50. Burns PN, Powers JL, Hope-Simpson D, Brezina A, Kolin A, Chin CT, Uhlendorf V, Fritzsch T. Harmonic power mode Doppler using microbubble contrast agents: an improved method for small vessel flow imaging. *Proc IEEE UFFC* 1994; 1547-1550.
51. Neppiras EA, Nyborg WL, Miller PL. Nonlinear behavior and stability of trapped micron-sized cylindrical gas bubbles in an ultrasound field. *Ultrasonics* 1983;21:109-115.
52. Burns PN, Powers JE, Fritzsch T. Harmonic imaging: a new imaging and Doppler method for contrast-enhanced ultrasound (abstract.) *Radiology* 1992;185(P):142.
53. Burns PN, Powers JE, Hope-Simpson D, Uhlendorf V, Fritzsch T. Harmonic contrast enhanced Doppler as a method for the elimination of clutter:in vivo duplex and color studies *Radiology* - 1993; 189:285.
54. Mulvagli SL, Foley DA, Aeschbacher BC, Klarich KK, Seward JB. Second harmonic imaging of an intravenously administered echocardiographic contrast agent: visualization of coronary arteries and measurement of coronary blood flow. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:1519-1525.
55. Porter TR, Xie F, Kricsfeld D, Armbruster RW. Improved myocardial contrast with second harmonic transient ultrasound response imaging in humans using intravenous perfluorocarbon-exposed sonicated dextrose albumin. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27:1497-1501.
56. Kono Y, Moriyasu F, Yamada K, Nada T, Matsumura T. Conventional and harmonic gray scale enhancement of the liver with sonication activation of a US contrast agent. *Radiology* 1996;201
57. Burns PN, Wilson SR, Muradali D, Powers JE, Fritzsch T. Intermittent US harmonic contrast-enhanced imaging and Doppler improves sensitivity and longevity of small vessel detection. *Radiology* 1996;201:159.
58. Becher H. Second harmonic imaging with Levovist: initial clinical experience. In: Cafe FT, Clejung N, eds. *Second*

European Symposium on Ultrasound Contrast Imaging: Book of Abstracts. Rotterdam: Erasmus University Press; 1997.

59. Fritzsch T, Hauff P, Heldmann F, Luders F, Uhendorf V, Weitschies W. Preliminary results with a new liver-specific ultrasound contrast agent. *Ultrasound Med Biol* 1994;20:137.

Phát triển mới về hình ảnh học chất tương phản

60. Porter TR, Xie V. Transient myocardial contrast after initial exposure to diagnostic ultrasound pressures with minute doses of intravenously injected microbubbles: demonstration and potential mechanisms. *Circulation* 1995;92:2391-2395.
61. Uhendorf V, Scholle F-D. Imaging of spatial distribution and flow of microbubbles using nonlinear acoustic properties. *Acoust Imag* 1996;22:233-238.
62. Burns PN, Wilson SR, Muradali D, Powders JE, Greener Y. Microbubble destruction is the origin of harmonic signals from FS069. *Radiology* 1996;201:158.

Chất tương phản

63. Lanza GM, Wallace KD, Scott MJ, Sheehan CK, Cacheris WM, Christy DH, Sharkey AM, Miller JG, Wickline SA. Initial description and validation of a novel site-targeted ultrasonic contrast agent. *Circulation* 1995;92:260.
64. Christy DH, Wallace KD, Lanza GM, Plolland MR, Hall CS, Scott MJ, Cacheris WP, Gaffney PJ, Miller JG, Wickline SA. Quantitative intravascular ultrasound: demonstration using a novel site-targeted acoustic contrast agent. *Proc IEEE Ultrason Symp* 1995;1125-1128.
65. Uhendorf V, Hoffmann C. Nonlinear acoustical response of coated microbubbles in diagnostic ultrasound. *Proc IEEE Ultrason Symp* 1994:1559-1562.
66. Unger EC. Drug delivery applications of ultrasound contrast agents. In: Gate FT, deJong N, eds. *Second European Symposium on Ultrasound Contrast Imaging: Book of Abstracts.* Rotterdam: Erasmus University Press: 1997.