

聴こえない音が視えてくる！

音で診るエコー装置の
なぜ？ どうして??



プローブの構造と電子走査



山崎延夫

公益社団法人日本超音波医学会認定
超音波工学フェロー



第3章 プローブの構造と電子走査	 3
1. 医用超音波の歴史	 3
2. BモードとMモード	 4
3. 超音波プローブの構造	 7
4. 電子走査法と電子フォーカス法	 13
コラム：右ハンドルと左ハンドル	 20



プローブの構造と電子走査



医用超音波の歴史

超音波検査法の原理には、「透過法」と「反射法」の2つがあります。

■ 始まりは「透過法」だった

1942 年、オーストリアのドゥーシク (K.T.Dussik) が、透過法により脳腫瘍および脳室を描出する試みを行い、1953 年にはアメリカのハウリー (D.H.Howry) らにより、今日のような B モード法 (2 次元断層法) の原型となる装置が開発されました。

透過法では、超音波を送信する探触子 (プローブ) と超音波を受信する探触子が別々になっていて、被検者 (検査を受ける患者さん) を 2 つの探触子で挟んだ形にします。両方の探触子を走査して (移動させて) 人の体内の B モード像 (断層像) を得るためには、患者さんは入浴させられる破目になりました。

■ 天下を取ったのは日本発の「反射法」

1950 年頃、海外の超音波の創始者たちの研究の主流は「透過法」でしたが、日本では、順天堂大学のグループが中心となって「反射法」を用いた研究が進められていました。

1953 年、順天堂大学外科教室の和賀井敏夫、宮島玄史が、頭蓋骨を透しての脳内疾患エコーの検出に世界で始めて成功しました。成功のカギとなったのは、(株) 日本無線医理学研究所の内田六郎が開発した高性能超音波探触子でした。

その後、反射法は、パルス超音波を用いることで飛躍的な発展を遂げました。

今日の超音波診断装置は、「パルス反射法」を原理にしています。

一方、透過法は、水槽を用意するなど大がかりな構成となって実地臨床には向いていないため、現在では特殊な用途以外にはほとんど使われていません。



BモードとMモード

パルス反射法を用いた超音波診断装置における反射信号の表示方式には、

- (1) Aモード
- (2) Bモード
- (3) Mモード

があります。

■ Aモード

順天堂大学の和賀井らの研究着手から約 10 年を経て、(株)日本無線医理学研究所が「A モード脳内超音波診断装置 SSD-2」を完成させました (1962 年に薬事承認)。

生体内に音波を繰り返し送信しては、様々な深さ (=送信してから反射して戻るまでの時間に比例) からの反射波を受信し、その強さ (振幅: amplitude) をグラフ状に表示したものが A モード表示です (図 1)。超音波パルス反射法を用いた装置の最も単純な表示方式です。反射波を受信するのにかかった時間と音速から反射源までの距離がわかります。

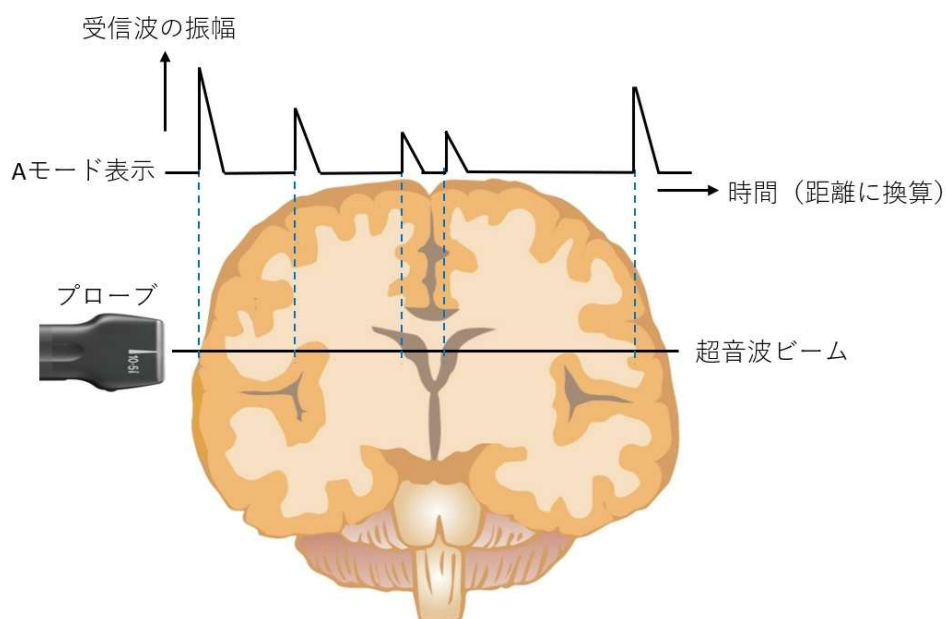


図 1 : Aモード表示

反射波を受信するのにかかった時間から距離がわかる。

A モード表示は、体の中の 1 次元の情報しか得られないため、これだけで病変を同定して診断を下すには無理があります。A モード表示は、眼科専用装置で、眼の表面から網膜までの長さ (眼軸長) を測定するといった、極めて特殊な用途にしか使われていません。今日では、A モード表示が搭載されている汎用型の超音波診断装置は皆無になりました。

■ B モード

B モード表示は、以下のようにして画像を構成しています（図 2）。

- ① A モード表示と同様に、さまざまな深さからの反射波を受信します。
- ② 受信信号の強さの変化を、明るさ（輝度：brightness）の変化に変換（輝度変調）して、画面に表示します。このとき、反射波が得られた位置（深さ）にのみ、輝点が表示されます。
- ③ 1 回の送受信で輝点が表示される場所の線を走査線（輝線）と呼びます。
- ④ 一度超音波を送受信した後に、走査線の位置を少し動かし、再度送受信を行って、②のように画面に表示します。このとき、走査線を動かした距離に比例して画面上での輝線の表示位置を移動させます。
- ⑤ これを繰り返すことにより、反射源となるものの位置や形を画像として得ることができます。

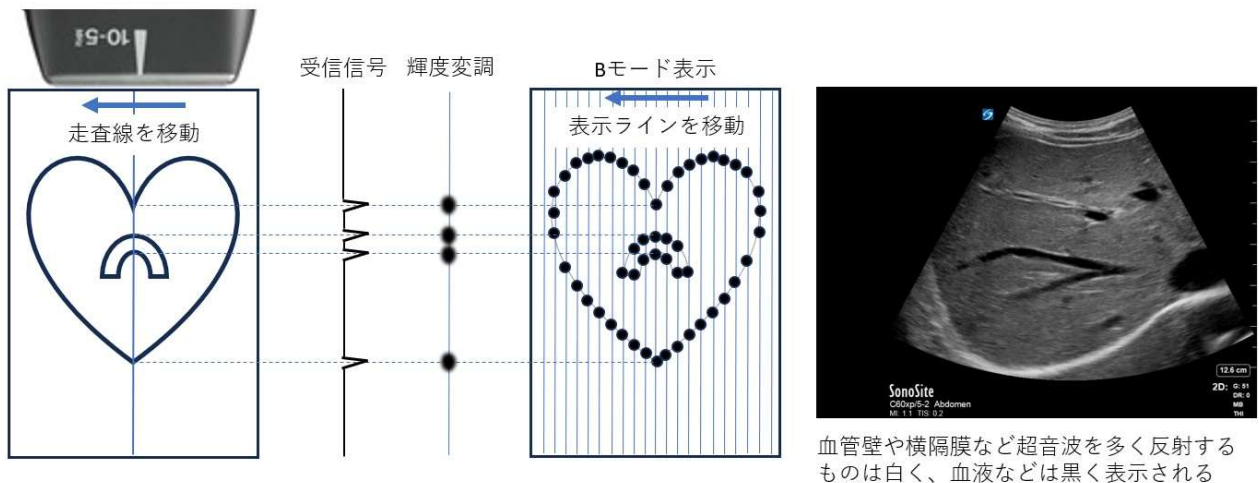


図 2：B モード表示

反射源となるものの位置や形を画像として得ることができる。

B モード表示は 2 次元断層像（2D）とも呼ばれ、超音波検査の中心的な表示方式です。

装置のメーカーや機種によって、B モード選択ボタンが、[B]か[2D]に分かれています。

■ M モード

M モード表示は、以下のようにして画像を構成しています（図 3）。基本的な輝度変調などは B モードと同じです。

- ① A モード表示と同様に、さまざまな深さからの反射波を受信します。
- ② 受信信号の強さの変化を、明るさの変化に変換（輝度変調）して、画面に表示します。
- ③ B モードとは異なり、一度超音波を送受信した後に、走査線の移動は行わず、同じ位置で再度送受信を行います。画面の輝線（表示するライン）の位置は少し横に動かし、再度②のように画面に表示します。
- ④ これを繰り返すと、静止している反射源からの受信信号は、常に同じ深さから得られるため、画面上では横一直線に表示されます。動いている（motion）反射源からの信号は、その深さが変化するため、動きに応じた深さに表示され、動いているものの時間的な変化や変化のパターンを見ることができます。

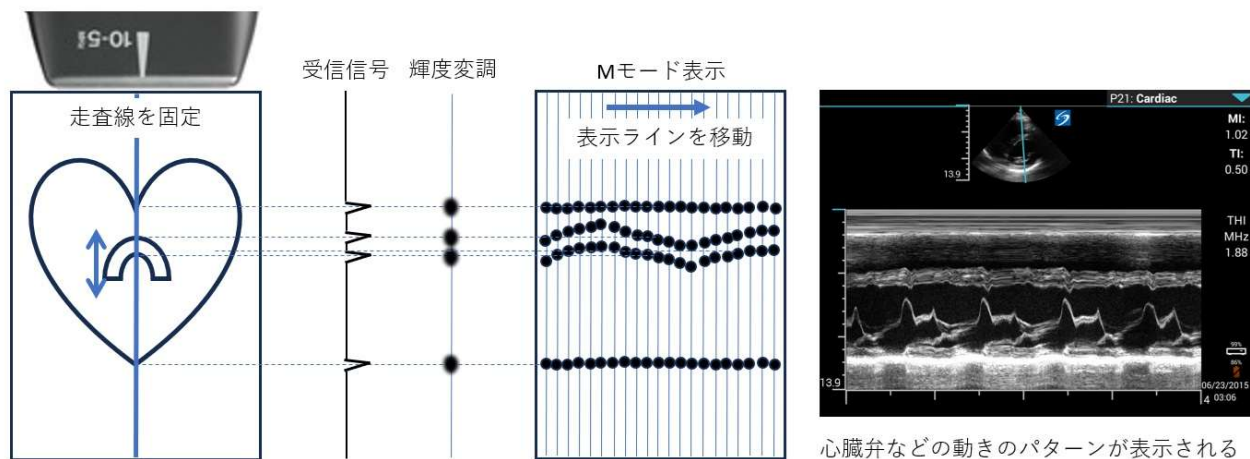


図3：Mモード表示

動いているものの時間的な変化や変化のパターンを見ることができる。

Mモード表示は、主に心臓壁や弁の動きを評価するのに使われます。



超音波プローブの構造

超音波プローブは、超音波の送信と受信を行うセンサーで、超音波診断装置に必要不可欠なものです。探触子、トランスデューサとも呼ばれています。

超音波プローブの基本構造を図4に示します。

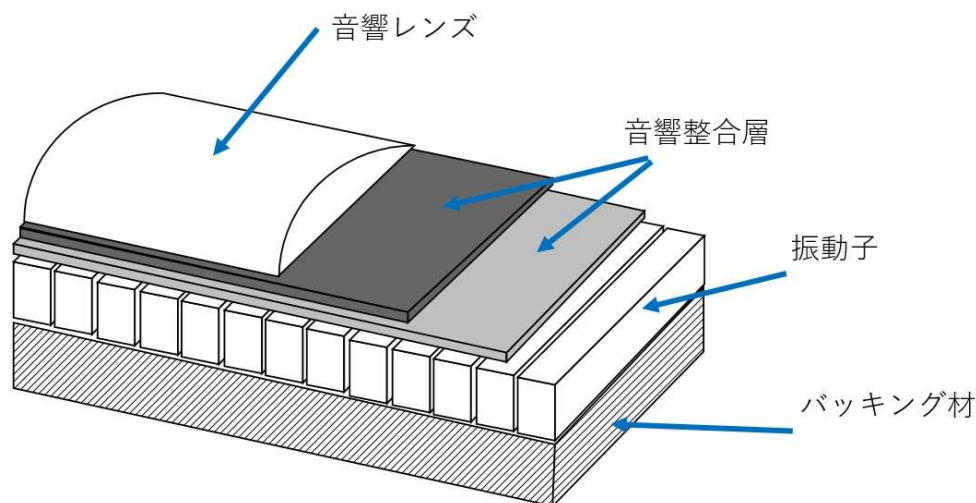


図4：超音波プローブの基本構造

振動子、バックキグ材、音響整合層、音響レンズで構成される。

■ 振動子

超音波プローブの心臓部といえるのが、「圧電素子」を使用した「振動子」です。超音波プローブの主流は、振動子を0.1 ～ 1 [mm]程度の微細な短冊状に分割され、1次元または2次元に並べた、配列型振動子です。

超音波振動子は、「圧電効果」と「逆圧電効果」を利用して、超音波の送信と受信を行います。

パルス電圧を振動子に加えると、素子がひずんで振動します（逆圧電効果）。これが音波となって生体内に伝搬していきます。超音波の送信です。

生体内で反射して戻ってきた音波の振動が機械的な力となって振動子に加わると、素子がひずんで電圧が発生します（圧電効果）。これが超音波の受信です。

「圧電効果」とは、水晶や特定の種類のセラミックなどに圧力を加えることで生じるひずみに応じて、電圧が発生する現象をいいます。1880年に、ノーベル物理学賞を受賞したピエール・キュリーと兄のジャック・キュリーが発見しました。

圧電効果を利用した身近なものとしては、電子式ライターの発火装置があります。ライターの火花を生じさせる発火装置には、フリント式、電子式、内燃式の3方式があります。このうち電子式には圧電素子が使われています。電子式発火装置は、親指で着火操作部を押すと、「カチッ」という音とともにハンマーが圧電素子に勢いよくぶつかり、圧電効果によって 10,000 ボルト程度の高い電圧を発生することで、火花を生じさせ、ガスに着火します。

圧電効果を生ずる水晶やセラミックに電圧をかけると、結晶が変形します。これを、「逆圧電効果」と呼びます。逆圧電効果は、圧電効果が発見された翌年の 1881 年、リップマンにより熱力学の法則から数学的に導かれ、キュリー兄弟により実験的に確認されました。

逆圧電効果が最初に応用されたのは、潜水艦用のソナー（音波探知機）です。水中に音波を放射し、その反射で障害物を探知するソナーは、1912 年にタイタニック号の沈没事故があって研究が進められてきました。1917 年、第一次世界大戦中に、フランスのランジュヴァンが、水晶を鋼の電極で挟んで電圧をかけることで、十分に高い周波数の音波を生ずさせる「ランジュヴァン型振動子」を考案し、広く普及しました。

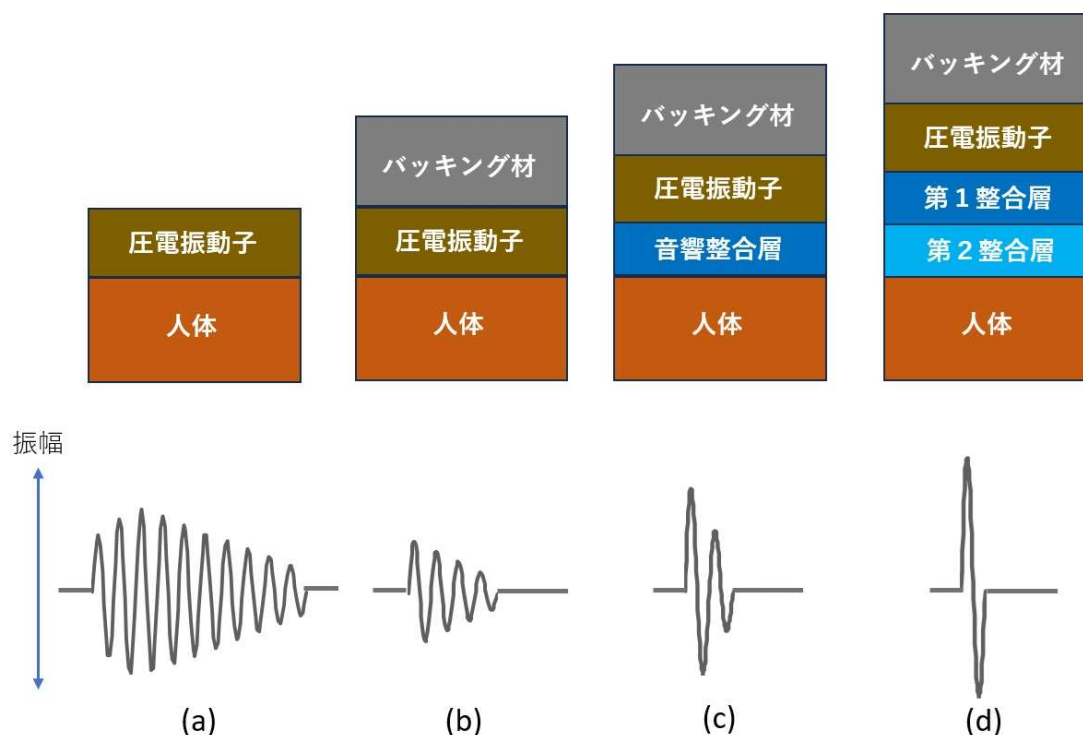


図5：超音波プローブの開発（進化）の歴史

できるだけ大きな振幅で、できるだけ短いパルス幅の音波を生体に入射させたい。

超音波プローブのその他の構成部品は、超音波プローブの開発（進化）の歴史（図5）に従って解説します。

超音波プローブが開発された当初は、圧電振動子を生体に接触させただけの単純なものでした（図

5(a))。

圧電素子の両極につけられた電極にパルス電圧を加えると、素子の厚みが音波の波長の $1/2$ となる周波数で機械振動（共振現象）を起こします。この共振現象を利用して音波を生体内に入射させますが、共振による機械振動が続いている期間（パルス幅）だけ音波が発生していることになって、超音波画像の距離分解能が悪くなります。画像をよくするためには、この機械振動ができるだけ短い時間で収まってほしいのです。

そのために考え出されたのが、「バッキング材」（図 5(b)）です。

■ バッキング材

振動子背面にはフェライトゴムなどを素材とするバッキング材が接着されています。

バッキング材には、後方への不要な自由振動を吸収する効果と、背面に放射された音波を吸収して、前面への反射をなくす効果が相まって、音波のパルス幅を短くするダンパーの役目をしています。

バッキング材により、音波のパルス幅を短くすることに成功しましたが、バッキング材で音のエネルギーを吸収して熱に変換される分だけ、生体内に入射する音のエネルギーが減ってしまいました。

生体内に入射する音波のエネルギーが減ると、反射して戻ってくる音波も減ってしまうため、ノイズの多い画像になってしまいます。振動子に印加するパルスの電圧を上げれば生体内に入射する音波のエネルギーを増すことができますが、同時にバッキング材で吸収されて熱に変換される量も増加して、超音波プローブの発熱が問題になってしまいます。

振動子を駆動する電圧を上げることなく、生体内に入射する音波のエネルギーをもっと増やしたい。

そこで考え出されたのが、「音響整合層」です（図 5(c)）。

■ 音響整合層

生体の固有音響インピーダンスは概ね 1.5×10^6 [kg/m²・s] であるのに対して、振動子の固有音響インピーダンスは $20 \sim 30 \times 10^6$ [kg/m²・s] と 20 倍近い差があります。このため、振動子から発生した音波の多くが生体接触面で反射して、生体内に透過する音波が限定されてしまいます。

音響整合層は振動子と生体との固有音響インピーダンスの大きな不整合を段階的に整合して、振動子から発生した音波を効率よく生体に伝搬させる役割を担っています。

現在は、音響整合層が 2 層構成になっている超音波プローブが主流です（図 5(d)）。それぞれの固有音響インピーダンスは概ね、第 1 整合層が $6 \sim 10 \times 10^6$ [kg/m²・s]、第 2 整合層が $3 \sim 5 \times 10^6$ [kg/m²・s] が採用されています。

さらに、音響整合層の厚みは共振周波数の音波の波長の $1/4$ になるように設計されています。こうすることで、音響整合層の両端で反射を繰り返して前方に向かう音波が強め合って、生体内に入射する音波の振幅が増加するとともに、音波のパルス幅がさらに短くなる効果があります。

■ 音響レンズ

超音波プローブの仕上げは、音響整合層の前面に貼られている「音響レンズ」です。

B モード画像として表示される走査断面と直交する方向の超音波ビームのフォーカスを絞る目的で配置されています。

一般的には、生体内の音速よりも遅い素材（1,000 [m/s]程度：シリコンゴム）が使われ、凸型にすることで、音波の屈折を利用してビームを集束させます。

超音波プローブは、「振動子」、「バックリング材」、「音響整合層」、「音響レンズ」で構成されていることを覚えておきましょう。

■ スライス厚

超音波ビームは走査面の垂直方向（B モード断層像の奥行き方向）に厚みを持っていて、「スライス厚」と呼んでいます。

この「スライス厚」は深さ方向に均一ではなく、音響レンズによる集束効果によって形成される、超音波の走査面（断層面）に垂直な方向の超音波ビームの幅によって規定されます（図6）。

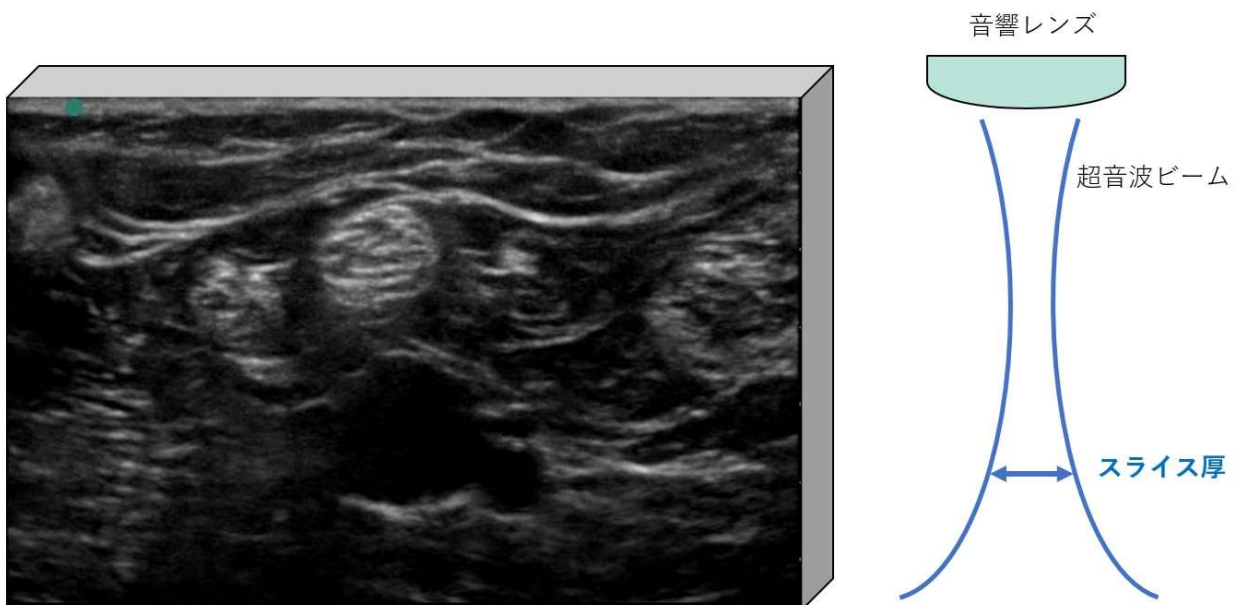


図6：「スライス厚」とは

スライス方向の分解能も、スキャン方向の分解能と同様に、この場合はスライス方向の超音波ビームの幅、つまりスライス厚で決まります。

距離分解能とスキャン方向の方位分解能の良し悪しは、画像を見れば比較的容易に確認できますので、皆さんも普段から気にしながら超音波検査を進めていることでしょう。

一方、スライス方向の分解能は、プローブの厚み方向のビーム幅（スライス厚）で規定されるものですが、超音波の画像を見ても、スライス厚の影響を判別することが難しいため、気に留めながら超音波検査を進めている人は少ないように思います。

日本超音波検査学会による「走査法の標準化－体表臓器（乳房）」には、超音波プローブ（探触子）の当て方について、

- 探触子は左右、前後ともに傾けず皮膚にまっすぐ当てることを心掛ける。
- 探触子の傾きは目で探触子を見て確認するのではなく、画面に描出される画像で確認する。
- 目に見えるような傾きや浮きは問題外で、探触子の傾きやわずかな浮きは描出されている画像のボケで気が付くようになりたい。

と勧告しています。これが意味することについて、考えてみましょう。

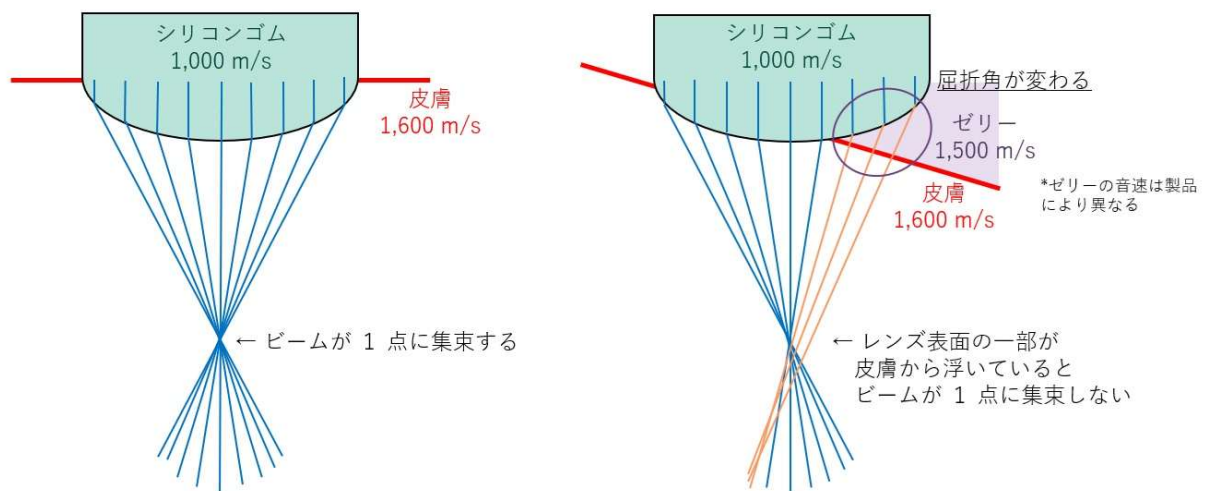


図7：音響レンズによって音波が集束する概念図

レンズ表面の一部が皮膚から浮いていると、ビームが1点に集束しない（右図）。

図7に音響レンズによって音波が集束する概念図を示します。

図7-左のように、音響レンズを皮膚に対してまっすぐに密着させていると、レンズと皮膚の境界面で、それぞれの音速の違いによって、プローブの設計者が意図した音波の屈折が起きて、想定した深さの1点にビームが集束します。

しかし、図7-右のように、音響レンズの一部が皮膚から浮いてしまっていると、レンズと皮膚との間にエコーゼリーの層が追加されて、この部分では、屈折角が変わって、ビームの行路が曲げられてしまいます。図で、オレンジで色を変えた音線がこれに相当します。これらの音線は、想定している1点に集束しません。その結果、スライス方向のビーム幅（スライス厚）が広がってしまい、空間分解能が劣化してしまうことになります。

スライス方向のビーム幅、すなわち、スライス厚を測定することができる、便利なファントムがあります（ATS Model 538N-H）。図8のような位置関係でプローブを置くと、超音波画像に描出された高輝度部の厚みを測るとスライス厚になります。

このプローブは、スライス方向の焦点が深さ 20 mm になるように音響レンズが設計されています。

図8-左のように、深さ 20 mm でスライス厚を測定すると、1.5 mm という結果でした。

図8-右は、スキャン面と垂直な方向、エレベーション方向の半分には、音響レンズとファントムの表

面との間に青色をした「小麦粘土」を挿んでみました。小麦粘土の音速は測っていないのでわかりませんが、超音波ゼリーの音速と異なることは確かです。

音響レンズの先に、音速の異なる 2 種類の媒質を半分ずつ接触させることで屈折角が左右対称ではなくなり、その結果、ビーム幅が広がります。この実験では、深さ 20 mm でのスライス厚が、2.2 mm に広がりました。

このファントムでスライス厚を測定するには、スキャン面と散乱板との角度を 45° に保たなければなりませんので、プローブを傾けてファントムに接触させるということはできません。しかし、この実験結果から、音響レンズの一部が皮膚から浮いてしまっている場合にスライス厚が広がってしまうメカニズムを理解できますよね。

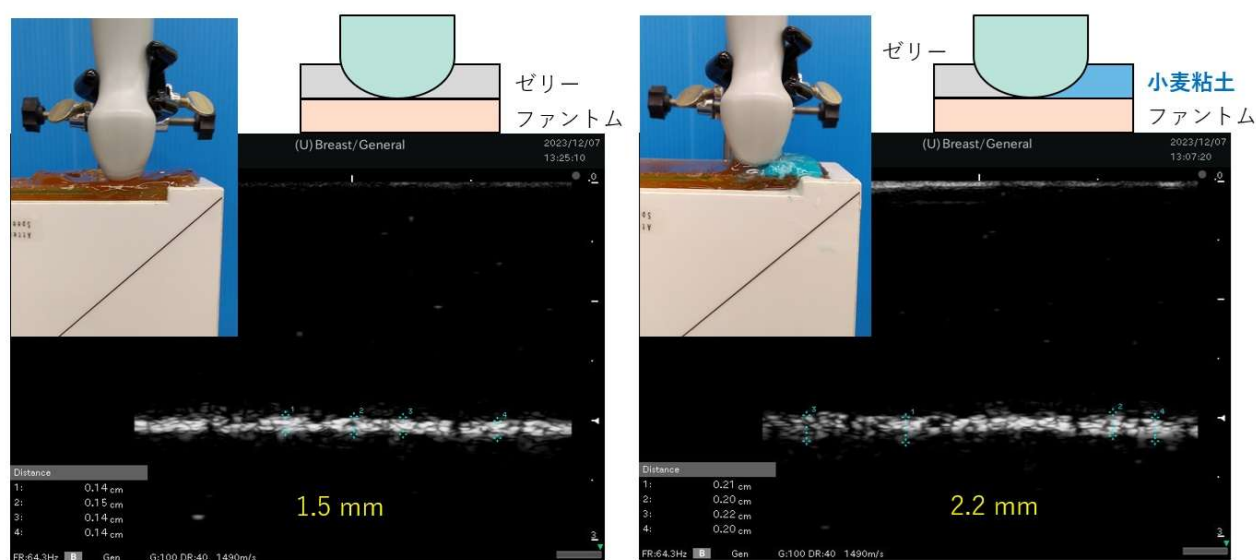


図 8：スライス厚を測定したファントム実験

音響レンズの先に、音速の異なる2種類の媒質を半分ずつ接触させると、スライス厚が広がる。

「超音波プローブの傾きやわずかな浮きは描出されている画像のボケで気が付くようになります」と日本超音波検査学会は勧告しています。



電子走査法と電子フォーカス法

1976 年、日本の東京芝浦電気(株)、(株)日本無線医理学研究所（アロカ(株)）、(株)日立メディコが、電子リニア走査型超音波診断装置、電子セクタ走査型超音波診断装置を相次いで製品化しました。この電子走査法の実用化を契機に、超音波の臨床応用が急速に進み、超音波医学が目覚ましく発展していきました。

■ 電子走査法

B モード画像を形成するためには超音波ビームを走査する必要があります。

単一の送受波器（振動子）を機械的に走査する方法と、複数の送受波器（振動子）を配列した超音波アレイプローブを用いて電子的に走査する方法があります。現在の主流は後者で、「電子走査法」または「電子スキャン方式」と呼び、この方式を採用した超音波プローブを、「電子スキャンプローブ」と呼んでいます。

電子走査法の代表的なものには、超音波ビームを直線的に走査するリニア走査（リニアスキャン）、凸面に沿って走査するコンベックス走査（コンベックススキャン）、扇形に走査するセクタ走査（セクタスキャン）があります。

それぞれの走査方式に対応した電子スキャンプローブが用意されています（図9）。

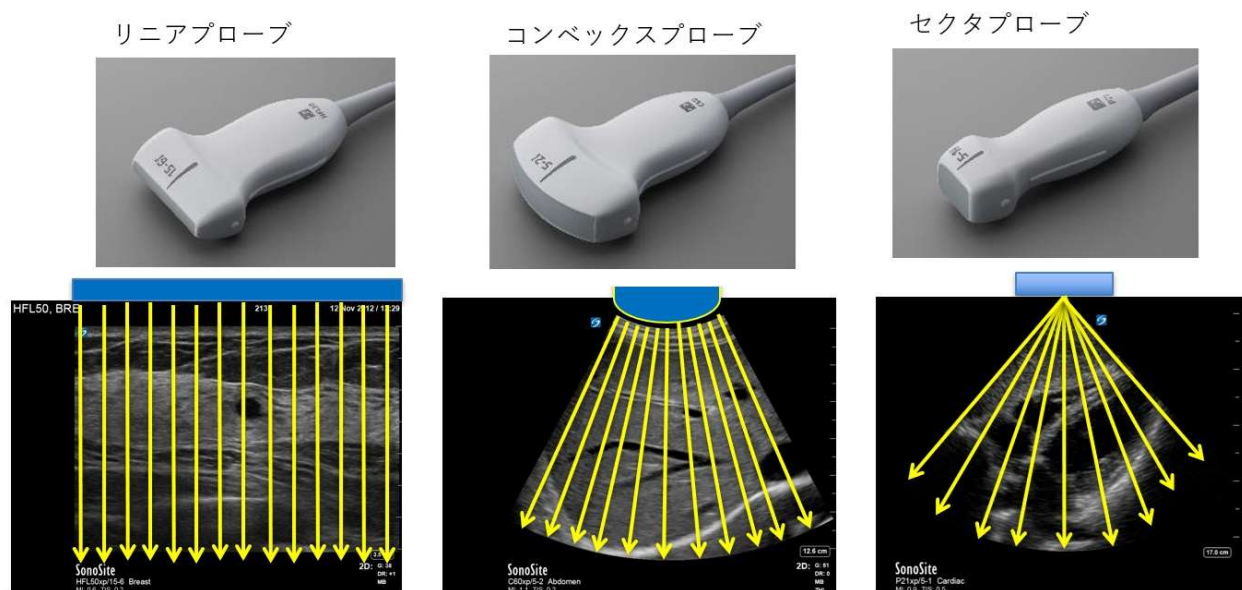


図9：電子スキャンプローブの種類とスキャン方式

リニア、コンベックス、セクタの3種類がある。

表在を見るときには高周波のリニアプローブ、腹部領域では広い視野を確保できるコンベックスプローブ、循環器領域では肋骨の間から視野を確保できるセクタプローブ、と診療領域に応じて走査方式および超音波プローブが使い分けられています。

■ 電子リニア走査

電子リニア走査は、短冊状に多数配列された振動子から同時に駆動する（送受信する）振動子群（開口）を順番にずらしていくことで超音波ビームを走査しています（図10）。

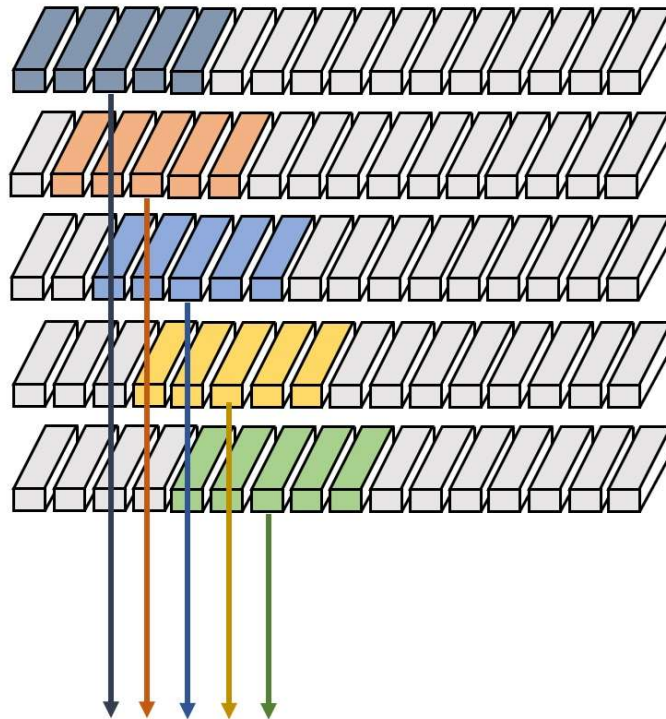


図10：電子リニア走査の概念

短冊状に多数配列された振動子から同時に駆動する（送受信する）振動子群（開口）を順番にずらしていく。

コンベックス走査も、リニア走査と同じ原理です。アレイ型振動子を凸型に曲げて配列しているだけの違いです。

■ 電子フォーカス法

超音波診断装置では電子フォーカス法という技術を用いて画像のピントを合わせています。生体内のある深さの1点に超音波を集束させるにはどうしたらいいのでしょうか？

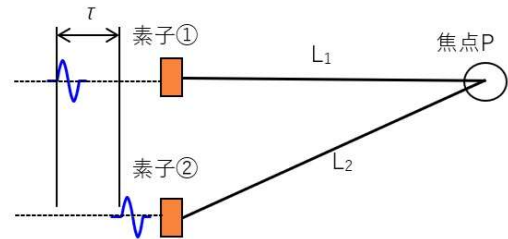
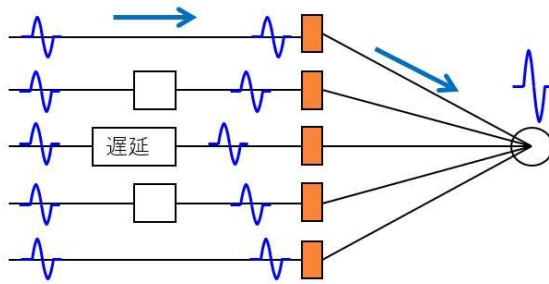
図11のように超音波振動子の各素子とフォーカス点（焦点）とを結ぶ直線を引いて、それぞれの距離を眺めてみましょう。

同時に送信する振動子群の真ん中の素子からフォーカス点までの距離が一番短くて、外側の素子にいくほど素子とフォーカス点までの距離が長くなります。各素子から同時に超音波を送信したら、真ん中の素子から送信された超音波が一番早くフォーカス点に到達して、外側の素子から送信された超音波ほど遅れてフォーカス点に到達します。

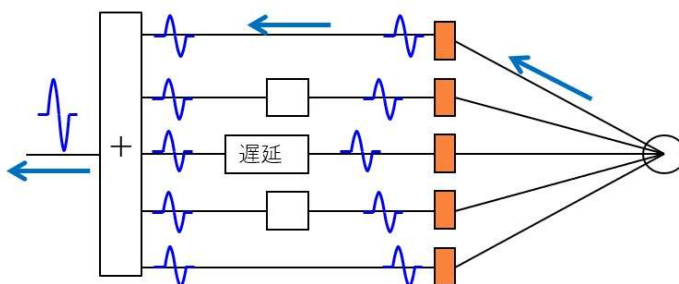
これでは超音波を1点に集束させることはできません。

電子フォーカス法とは、各素子から送信される超音波が設定したフォーカス点に同時に到達するように、各素子での送信のタイミングを制御する（遅延を与える）技術です。

送信：各素子からのパルスがフォーカスしたいところに同時に到着するように、送信のタイミング（遅延）を制御する



受信：フォーカスしたいところからの反射波が
一列に並ぶように遅延を制御する → 整相加算



遅延量（時間）： τ の計算方法

$$\tau = \frac{L_2 - L_1}{c}$$

L_1 ：素子①から焦点Pまでの行路（距離）

L_2 ：素子②から焦点Pまでの行路（距離）

c ：音速

行路の差を音速で割って遅延量を求める

図 1 1：電子フォーカス法の概念

受信のフォーカスの考え方も同様です。

生体内の 1 点から反射して戻ってくる超音波は、振動子群の真ん中の素子に一番早く到達して、外側の素子にいくほど超音波の到達が遅くなります。この各素子への超音波の到達時間の差の分だけ、早く到達した反射波には一番遅い反射波が到達するまで待たせます。フォーカスしたいところからの反射波が一列に並ぶように遅延を制御したのち、すべての素子からの受信信号を足し算します。これを「整相加算」といいます。この遅延量（時間）は、各素子からフォーカス点までの行路（距離）の差を「音速」で割って求めます。この音速は、通常、1,540 [m/s]前後の値が使われます。

■ 電子セクタ走査

電子リニア走査、電子コンベックス走査では、多数配列されている振動子の一部をまとめて駆動し、その駆動する素子群をずらして走査をしています。電子セクタ走査では、一般に配列されている振動子すべてを常に用いて送受信をします。電子セクタプローブの振動子の数（素子数）は、電子リニアプローブ、電子コンベックスプローブの素子数に比べて少ないのが一般的です。

電子セクタ走査では、各素子から発射する超音波パルスのタイミング（位相）を制御することで、超音波ビームを扇状に振ると同時にフォーカスをかけています。フェーズドアレイ（Phased Array）方式とも呼ばれています（図 1 2）。

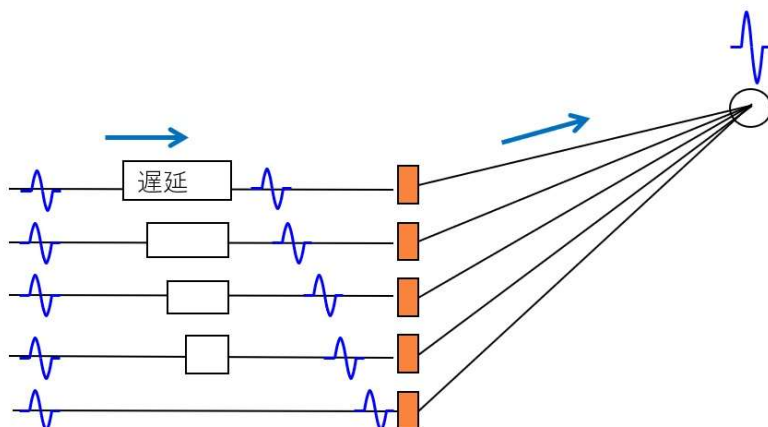


図 1 2：電子セクタ走査の概念

各素子から発射する超音波パルスのタイミング（位相）を制御することで、超音波ビームを扇状に振るのと同時にフォーカスをかけている。

■ 脂肪を気にしなければいけないのはお腹よりも乳房

電子フォーカス法で遅延時間を制御するのに使われる音速は、一般的には $1,540 \text{ [m/s]}$ が使われています。これは、生体軟部組織の平均的な音速としてよく使われる値ですが、非脂肪組織と仮定しての音速です。

これに対して、脂肪組織の音速は、約 $1,450 \text{ [m/s]}$ と、非脂肪組織に比べて 100 [m/s] ほど低い値になります。

乳房には脂肪が非常に多く含まれています。乳房の B モード画像を構築するのに、音速を $1,540 \text{ [m/s]}$ として遅延時間を制御したらどうなるのか、考えてみましょう。

超音波が伝搬する媒質の実際の音速が、電子フォーカス法の遅延制御の計算に用いられる音速の値とずれていたら、整相加算したつもりの受信信号はどうになってしまうのか？

簡単なシミュレーションをしました（図 1 3）。

同時受信素子の幅（開口幅）： 20 [mm]

フォーカス点： 25 [mm]

周波数： 10 [MHz]

とします。

音速を $1,540 \text{ [m/s]}$ と想定して遅延制御をしているのに、実際に超音波が伝搬してきた媒質の音速が $1,450 \text{ [m/s]}$ だった場合に、整相加算した信号はどうになってしまうのか？（2）にその結果を示します。

実音速が $1,540 \text{ [m/s]}$ だった場合の（1）と比較して、

- ① 加算された信号が後ろにずれて、遅延が生じています。これは、実際より深い位置に表示される（画像がひずむ）ことに相当します。
- ② 加算後の信号の振幅が小さくなります。感度が低下することを意味しています。
- ③ 波連長（パルス幅）が伸びています。分解能が低下することを意味しています。

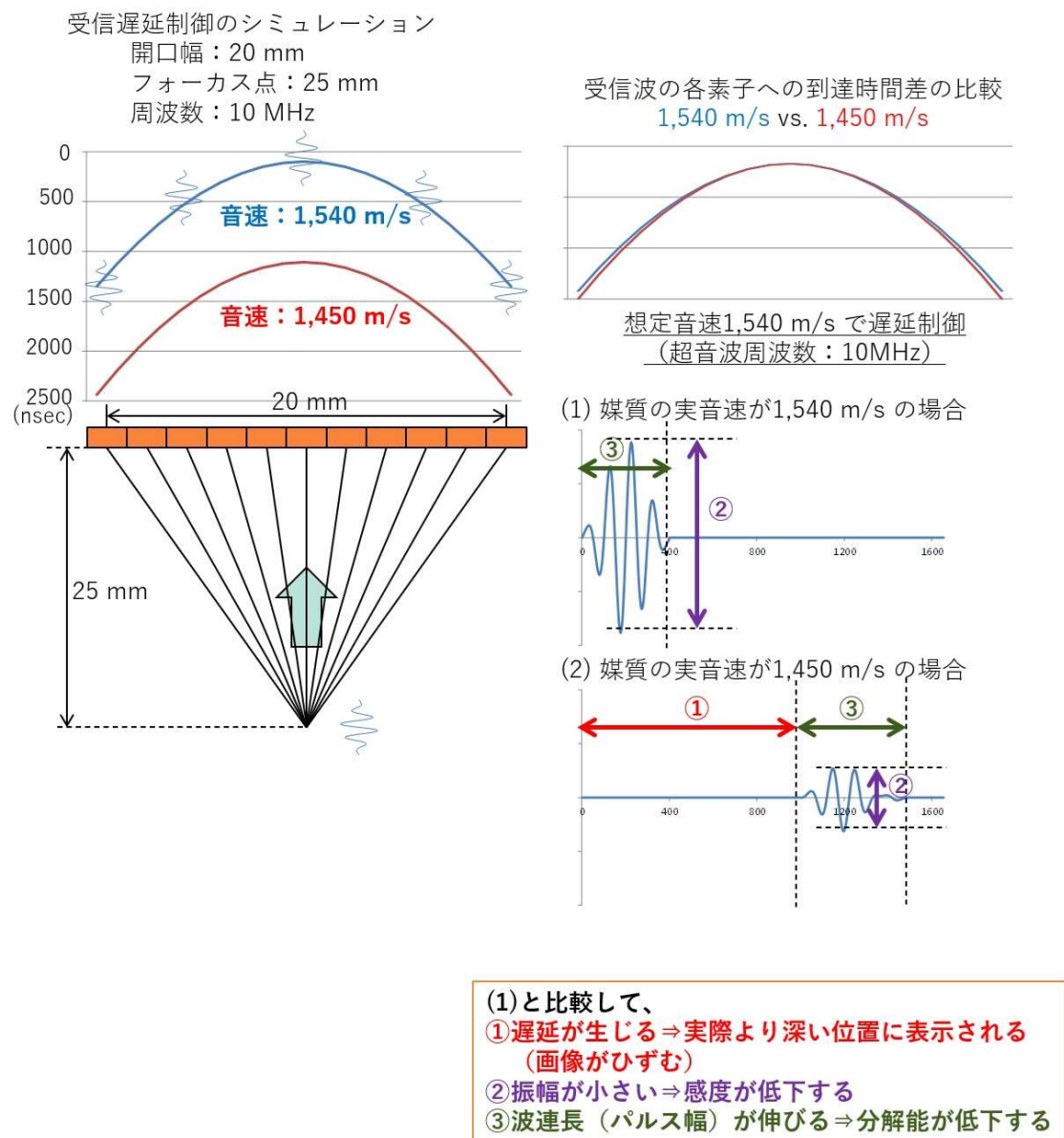


図13：受信遅延制御のシミュレーション

媒質の実音速が遅延制御で想定した音速とずれていたらどうなるのか。

この結果から、できるだけ媒質の実音速に合わせた値を使って遅延制御をすることがシャープな B モード画像（ピントの合った画像）を構築する鍵となることがわかります。

次に、乳房用のファントム（音速：1,450 [m/s]）を使った実験結果を図14に示します。FUJIFILM SonoSite, Inc.製の FC1 では、検査する部位ごとにプリセットが組まれていて、遅延制御に使っている想定音速値を変えています。Brest（乳房）のプリセットでは 1,490 [m/s]にしていますが、それ以外の部位、例えば MSK（筋骨格）のプリセットでは 1,540 [m/s]にしています。この想定音速値は画面下に表示されています。

音速 1,450 [m/s] のファントム (ATS Model 539)

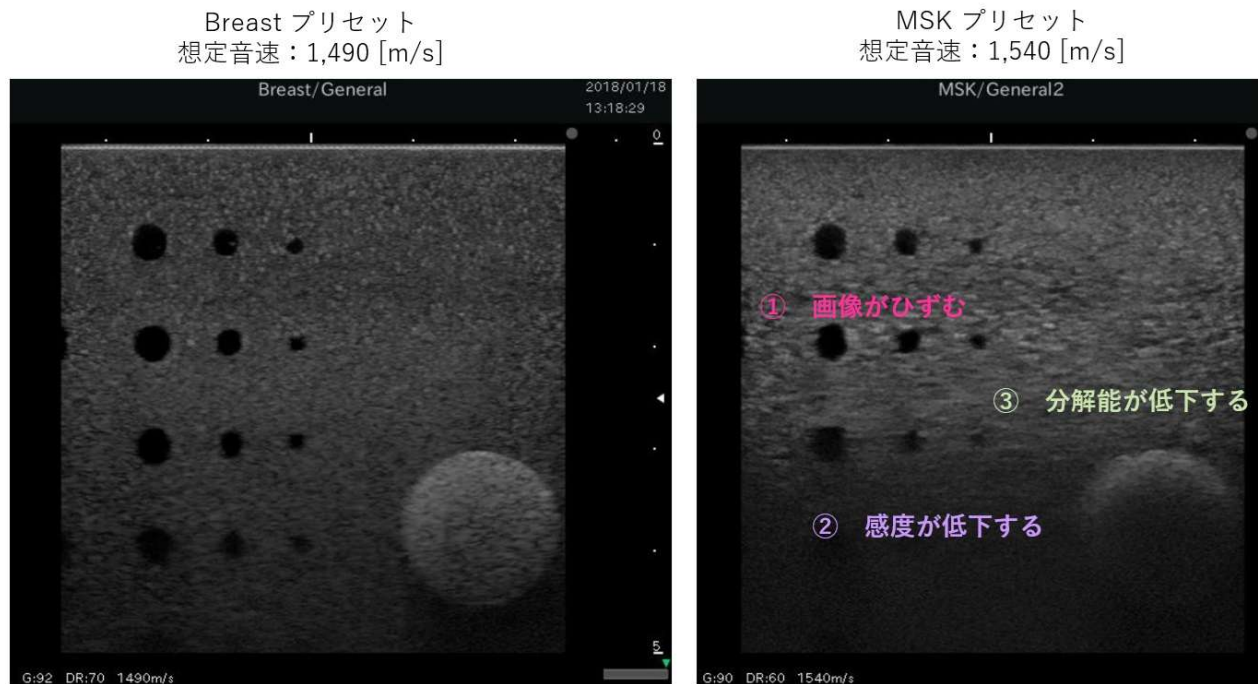


図 1 4：乳房用のファントム（音速：1,450 [m/s]）を使った実験

想定音速が1,490 [m/s]の場合と1,540 [m/s]の場合との画像比較。

近年、乳腺超音波検査が普及してきたことにより、乳房の音速、すなわち脂肪の音速に合わせたファントムが市販されています。これがそのファントムで、音速が 1,450 [m/s]の媒質で作られています。

図 1 4 -左のように、Brest のプリセット（想定音速：1,490 [m/s]）でこのファントムを走査してみると非常にきれいな B モード画像が描出されます。図 1 4 -右は、同じファントムを MSK のプリセット（想定音速：1,540 [m/s]）で走査してみた例です。実際には音速が 1,450 [m/s]で伝搬した超音波を、1,540 [m/s]で想定した遅延制御で電子フォーカスをかけると、このような「ひどい画」になってしまいます。

前のシミュレーションで示した、

- ① 画像がひずむ
- ② 感度が低下する
- ③ 分解能が低下する

という問題を、このファントムの画像でも確認することができます。

乳房を検査するときは、脂肪の音速に合わせた遅延制御が必要となります。乳房検査では、必ず“Breast（乳房）”のプリセットを使うようにしましょう。各メーカーの超音波装置には、検査部位ごとのプリセットが用意されています。体のどの部位を検査するかでプリセットを変えて使いますが、どのメーカーの装置でも遅延制御に使われる音速は、Breast プリセット以外は 1,540 [m/s]近辺で大きくは変えていないと思います。

つまり、MSK（筋骨格）のプリセットで甲状腺を検査してしまった、頸動脈のプリセットで MSK を検

査してしまった場合に、B モードの画像はベストではありませんが、それほど劣化した画像になることもないでしょう。

どこを検査する場合にも音速はそれほど変わらないからです。しかし、乳房を検査するときに、Breast 以外のプリセットを選んでしまうと、B モード画像は明らかに劣化してしまいます。脂肪が多い乳房の音速だけが他の部位の音速と大きく異なっていることを覚えておきましょう。



右ハンドルと左ハンドル

日本とアメリカは何が違うか、と問われたら、何と答えますか？

車の右ハンドルと左ハンドル。ハンドルの位置だけでなく、ワイパーとウィンカーも日本とは逆についています。

日本の玄関のドアが外側に開くのに対し、アメリカは内側に開きます。“Welcome(どうぞお入りください)”という意味が込められています。

ここでは、超音波検査に関わる、日本とアメリカの違いを3つ紹介します。

■ オリエンテーションマーク

超音波プローブはそのほとんどが左右対称の形状をしています。

Bモード画像の断面の表示方向のルールがわかって、いざ画像を描出しようとしたら、「さてプローブをどういう向きに置いたら左右が正しく表示されるのかな？」、「プローブの移動方向と画面での画像の移動方向を一致させるには、プローブをどういう向きに握ったらいいの？」。超音波検査の初心者の中には、患者さんのお腹の上でプローブをクルクル回し始める人も。「どっち？」、「こっち？」、「こうかな？」、しまいには訳がわからなくなってしまいます。もう少し賢い人は、音響レンズの片側に自分の指を当ててみて、指のエコー像が画面の左右どちら側に表示されるかで確かめています。

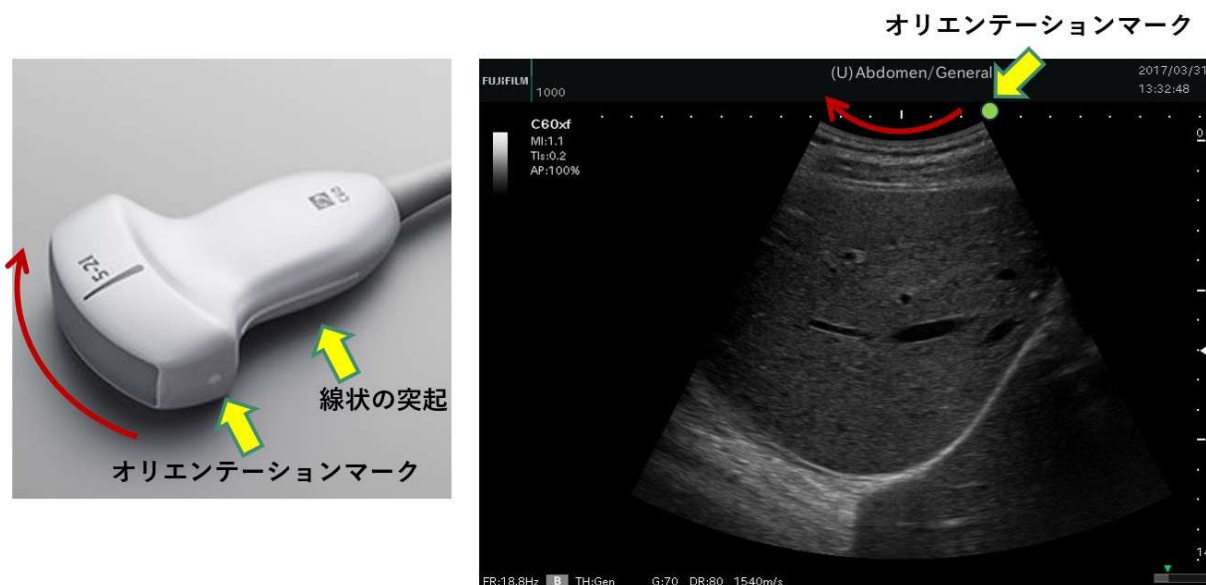


図15：プローブの「オリエンテーションマーク」

Bモード画像のてっぺんの左右どちらかの端に表示されているマークと、プローブの片側面に付いているオリエンテーションマークとがー対一に対応する。

超音波プローブの先端部、超音波ビームを走査する面に直交する側面のどちらか片方に、小さな“ポッチ”（突起）があります（図15）。メーカーによってポッチの形状（デザイン）は異なりますが、体外走査型の超音波プローブであれば、必ず付いているものです。

さらに、握りの部分に線状の突起を付けて、プローブを手で握ったときの触感でもわかるようにしているプローブもあります。このポッチは、1枚の断層画像（フレーム）を構築する際に超音波ビームの走査がこちら側の端からスタートする、ということを示しています。

一方、超音波診断装置のモニタ画面に表示されている B モード画像の最浅部の右わき（ないしは左わき）に小さな丸いマーク（もしくは、メーカー各社が自社のブランドをアピールする目的でデザインしたマーク）が表示されています。

このマークは、表示されている B モード画像の走査の開始点を示しています。

つまり、プローブの片方の側面に付いているポッチと、モニタ画面で B モード画像のわきに表示されているマークは、どちらも B モード走査の開始点を示していて、一対一に対応しています。

プローブのポッチがある側のすぐ横の振動子から出た超音波ビームによる受信信号が、B モード画像でマークが表示されているすぐ横のラインに映像化されます。

このポッチおよびマークの呼称は、メーカーによって異なりますが、富士フイルム(株)では、プローブの「オリエンテーションマーク」と呼んでします。このマークによって、検査者は、プローブをどういう向きに握って操作すればどういう方向に画像が表示されるかを認識することができるのです。

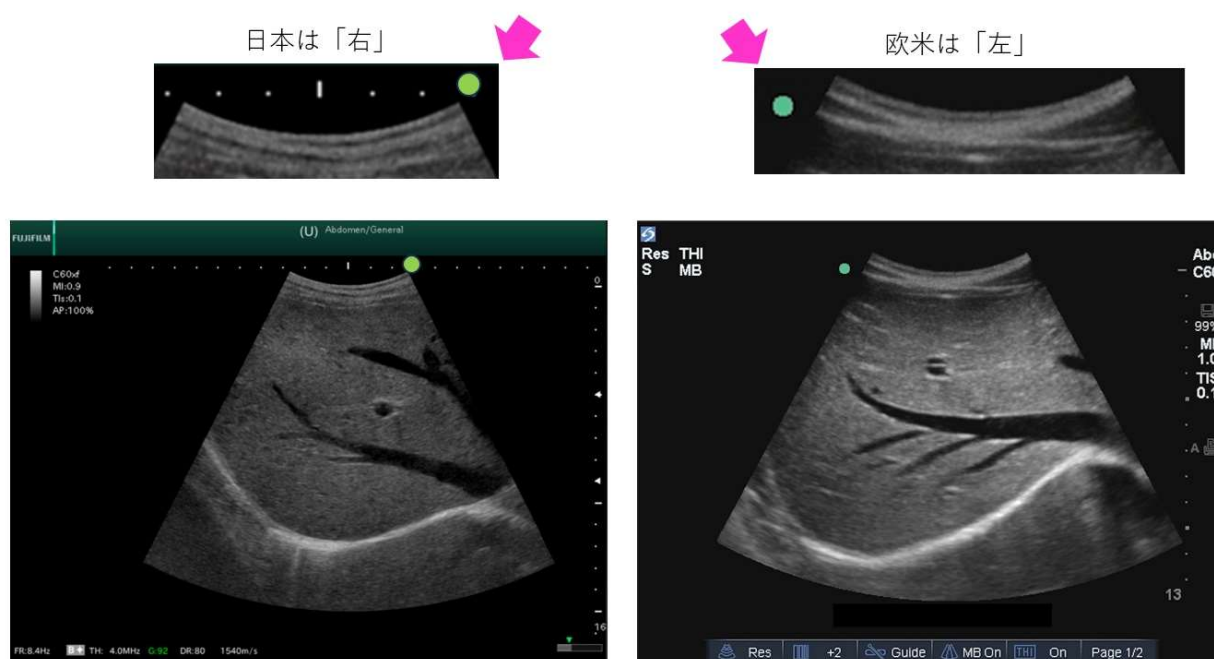


図 16：画面でオリエンテーションマークを置く位置

オリエンテーションマークは日本と日本以外の国々で左右逆になっている。

超音波検査の長い歴史の過程で、超音波検査法の標準化が進められ、オリエンテーションマークは画像の右わきに表示して使うことが暗黙のルールになっています。

ただし、右わきに表示して使っているのは、先進国の中では日本だけで、アメリカやヨーロッパの先進国では、心エコー検査を除いて、マークを左わきに表示して使われています。画像の表示方向（横断面、

縦断面の考え方) そのものは万国共通ですが、オリエンテーションマークを画面の右、左どちらに置くかは日本と日本以外の国々で逆になっています(図16)。

このことを知っておくと、海外の論文や洋書を読むときに混乱しないで済みます。

車を運転するのに、日本は右ハンドル、海外は左ハンドル、という違いに似ています。でも車と違って、ほとんどの超音波装置は、オリエンテーションマークの表示の右、左を簡単に変えることができます。

最後に、心臓の検査をする場合には、心臓の基本断面の出し方および画像の向きが万国共通で決まっています、オリエンテーションマークは右に置くことが世界標準です。

1970年代に実用化された、腹部用の電子リニア走査型超音波診断装置で、日本だけ走査線が右から左へ進んでいくと決めたのは、「日本語の縦書きの文化」に由来しているのでは、と私は想像しています。外国語(横書き)では、左から右へが自然な方向で、ここで違いが生まれたのではないかと。

同時期に実用化された、心臓用の電子セクタ走査型超音波診断装置では、走査線を回転させるイメージで、走査線を進める方向は時計の長針の回転方向に由来して決めたのでは、と私は想像しています。これならば、心臓の検査(セクタ走査)では、走査の開始点が万国共通で右側になっている理由もうなずけます。

■ 心エコー検査

腹部の超音波検査では、患者さんのお腹の上を右から左まで、超音波プローブをくまなく滑らせて検査を進めていきます。

一方、心臓の超音波検査では、心臓は人の体の中央よりやや左寄りに位置していることから、超音波プローブを当てるのは、患者さんの胸の中央から左側の限定された範囲の中だけということになります。

心尖部アプローチをするときに、患者さんの胸の最も左側に超音波プローブを当てますね。

心臓の検査をする人には、基本的な願い(要件)が3つあります。

その3つとは、

- ① 右手(利き手)でプローブを持って操作したい
- ② ベッドに寝ている患者さんの眼を見て(対面して)検査を進めたい
- ③ 自分(検査者)の腕やプローブケーブルを患者さんの体(胸)に接触させたくない

残念ながら、この3つの要件を同時に満たしてくれるような、検査者と患者さんの位置関係を実現することは不可能です。心臓の超音波検査の場合には、検査者と患者さんの位置関係で、3つのパターンがあります(図17)。それぞれ何か1つを犠牲にしています。

パターン1は、①プローブを右手で持って、③患者さんの胸の左側に最短でアプローチする(患者さんの右胸の上を腕やケーブルが横切らない)ことを実現した結果、②を犠牲にして、検査者は患者さんに背中を向けて検査を進めることになっています。

かつて、日本の心エコー検査室では、このパターンが主流でした。



	パターン-1	パターン-2	パターン-3
右手（利き手）でプローブ操作	○	○	×
患者さんと対面して検査	×	○	○
患者さんの胸に接触しない	○	×	○

図 17：心エコー検査における検査者と患者の位置関係
3つある要件を同時に満たすことはできない。

パターン 2 は、①プローブを右手で持って、②患者さんと対面して検査を進めることが実現できています。腹部エコー検査室では、万国共通でこのパターンがほとんどです。これで心臓の検査をする場合には、患者さんの右胸の上を常に検査者の腕やプローブケーブルが横切ることになります。③を犠牲にしています。

近年の日本の心エコー検査室では、パターン 1 をやめてパターン 2 に変えている施設が多くなっています。

パターン 3 は、②患者さんと対面して検査を進めることができ、③患者さんの胸の左側に最短でアプローチすることが実現できています。その結果、検査者は「左手」でプローブを持って操作することになります。①を犠牲にしています。患者さんのためを思ったら、②と③は絶対に外せない、ということなのでしょうか。

アメリカで心エコー検査に携わる人は、初めからプローブを左手で持つ訓練を受けているということです。日本の超音波検査を見慣れている私たちには、プローブを左手で持つということに違和感を覚えますが、アメリカの心エコー検査室ではこれが普通です。

こんなところにも右ハンドル車（日本車）と左ハンドル車（外車）があるという感じですね。私は、かつてアメリカに駐在したことがあります。日本を発つときには、左ハンドル車で右側を通行することになるが、車の運転は大丈夫だろうかと心配しましたが、やってみたら思いのほか簡単に慣れることができました。しかしながら、右手で持っているプローブを左手に持ちかえて検査をするとなったら、車の運転とは比べ物にならないほどハードルが高いことでしょうね。

■ ボディマーク

ヒトの体には、左右対称（「有対性」という）の器官がたくさんあります。例えば、肺、腎臓、頸動脈、上肢・下肢の血管などなど。

超音波検査でこのような有対性の器官を観察して、画像を記録する場合に、後から画像を見返したときに、それが左だったのか右だったのか、わかるようにしておかなければなりません。

日本超音波医学会が発行する“腹部超音波検診判定マニュアル改訂版（2021 年）”では、肝臓、胆道、膵臓、脾臓、腎臓、腹部大動脈を検査の対象臓器として、25の推奨記録断面と、その断面では十分に観察できない場合には、体位変換による8画像が提示されています。

検査者が、このマニュアルに従って、25断面から最大で33断面の画像を記録したとします。画像を記録した当事者でないあなたが、この画像を見ただけで、「この13番目の画像は、右肋骨弓下縦走査での断面ね」と即座にいい当てることができるようになるためには、相当な訓練が必要です。

そんなあなたの強い味方が、「ボディマーク」です。

超音波装置には、検査部位と患者さんの体位を表す様々なイラスト（ボディパターン）がライブラリに登録されています。そして、ボディパターンには、プローブの位置を示すプローブマークが関連付けられています。

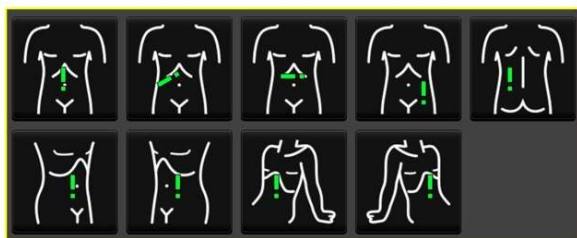


図18：ボディマーク
右肋骨弓下縦走査の例。

有対性にある器官を観察する場合でも、腹部超音波検診判定マニュアルに従って、多数の断面を記録する場合でも、画像をフリーズしたら、「ボディマーク」のメニューを開いて、この画像が、どういう体位で、どの部位にどういう方向にプローブを当てて描出した画像かを示すのに適した、「ボディパターン」と「プローブマーク」のセットをモニタ画面に表示させて、超音波の画像と一緒に記録保存するように心がけましょう（図18）。

この「ボディマーク」は、(株)日立メディコが1979年に発売したEUB-22という装置に、世界で初めて搭載されました。それから、日本では急速に普及して、ボディマークを表示する「文化」が根付きました。

それとは対照的に、アメリカでは40年以上経ったいまでも、ボディマークを表示させる「文化」はありません（使っている人が限定されている、という意味です）。アメリカでは、昔も今も、体のどの部位を、どういう方向にプローブを当てて描出した画像かを表す、アルファベットで数文字の略語が標準的に決められています。

検査者は画像をフリーズしたら、すばやくその略語（アノテーション）をキーボードから打ち込んで、モニタ画面に表示させ、超音波の画像と一緒に記録保存しています。彼らは、ボディマークを立ち上げて「ボディパターン」を選んで、「プローブマーク」の位置を変えて、という操作をするよりも、わずか数個の文字で構成される略語をテキストとして打ち込んだほうが楽だ（検査の効率が上がる）と考えています。



図19：FC1（左）とEdge II（右）のコントロールパネルの比較

ボディマーク表示の使い勝手がよい装置（FC1）と、アノテーション（注釈）機能の使い勝手がよい装置（Edge II）。

図19は、どちらも FUJIFILM SonoSite, Inc.がアメリカで製造している超音波診断装置です。左は日本で最も売れている FC1、右はアメリカで最も売れている Edge II という装置です。この2機種は、本体に共通のシャーシを使用していて、コントロールパネル（操作パネル）の寸法（縦×横）はどちらも同じです。しかしながら、ユーザーインターフェースのコンセプトは2機種間でかなり異なっていることがおわかりいただけるでしょう。

FC1 は、タッチパネルを採用していて、トラックボールの右横にある[BODY MARK]ボタンを押すと、タッチパネルにボディパターンの選択肢が表示されます。日本では、このボディマーク表示の使い勝手がよい装置でないと売れないといっても過言ではありません。

一方、Edge II では、FC1 ではタッチパネルが位置しているところに、英数字キーボードがハードボタンで配置されています。アメリカでは、テキスト（文字）を入力してモニタ画面に表示させるアノテーション（注釈）機能の使い勝手がよい装置でないと売れないといっても過言ではありません。

こんなところにも日本とアメリカの違いがあります。