

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??



生体の音響特性



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2章 生体の音響特性	 3
1. 音波の反射と屈折	 3
2. 近距離音場と遠距離音場	 7
3. 音速と固有音響インピーダンス	 9
4. 反射と透過	 12
5. 散乱	 14
6. 減衰	 16
7. 方位分解能	 22
コラム：きれいな画像が出ないのは、あなたのせいじゃない	 31



生体の音響特性



音波の反射と屈折

ここでは、ホイヘンスの原理に基づいて反射と屈折の仕組みを考え、そこにはどんな法則性があるかを学んでいきます。

■ ホイヘンスの原理

水面に石を投げ込むと円形の波が広がっていきます。このときの波というものは、水面の各地点の内の、山なら山、谷なら谷の点（同位相の点）を結んだ線（3次元的にいえば面）です。このような面を波面といいます。波の進行方向と波面とは常に垂直です。

波面が平面のものを平面波といい、波面が球面状（同心円状）のものを球面波といいます。円形に広がっていく波も球面波の一種です（立体的な球面を平面で分断すると円になります）。

「ホイヘンスの原理」とは、「ある瞬間の波面の各点が新たな波源となり、そこから新たな波（素元波）が無数に発生し、それらに共通する面（包絡面）が次の波面になるという原理」です。

波のない水面に棒を落とすと、直線状の波（平面波）がまっすぐに進んでいきます。これをホイヘンスの原理で作図してみましょう（図1）。波面の同位相の点から素元波が出て、それらに共通する平面から、最初と同様に素元波が出て、という現象の繰り返しで波は進んでいきます。最初にできた素元波は、お互いの干渉によって弱めあい、最後には包絡面のみが残ります。

ホイヘンスの原理は、波の進み方の基本となるものです。

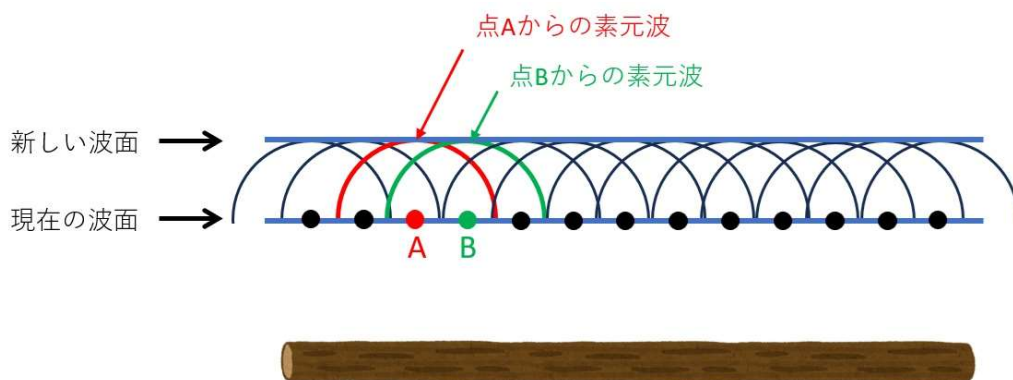


図1：平面波におけるホイヘンスの原理

ホイヘンスの原理により平面波が新たな波面を形作る様子を示したもの。

■ 反射角と屈折角

音波が境界面に対して斜めに入射した場合の、入射角と反射角、屈折角との関係をまとめると図2になります。

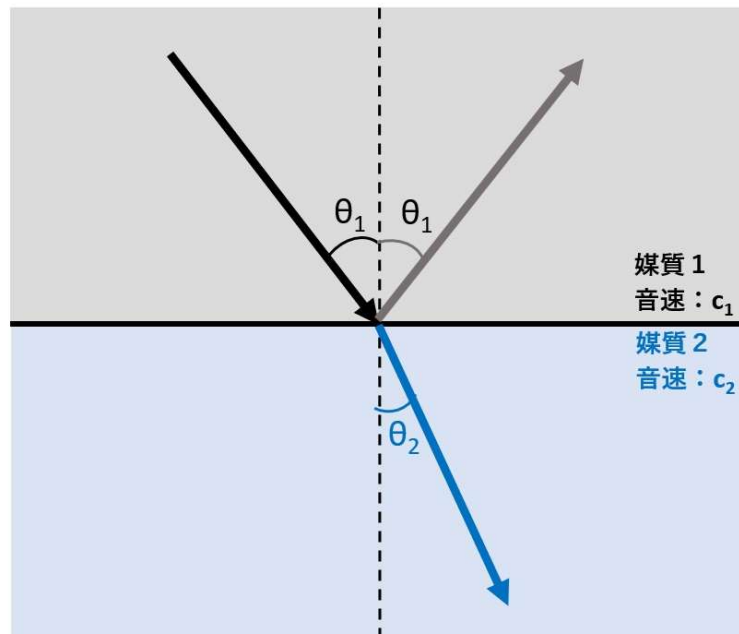


図2：音波の入射角と反射角、屈折角の関係

入射角＝反射角の関係が成り立ち、透過する音波は音速の違いにより屈折する。

この関係は、光（波）についても成り立ちます。

ここでは、皆さんがイメージしやすい光を例にして詳しく解説します。

鏡に光を当てると、光ははね返されますよね。この現象は「反射」と呼ばれます。

光（波）が反射面に入射する角度（入射角）と、反射する角度（反射角）の間には、

入射角＝反射角

つまり、入射角と反射角は等しいという関係が成り立ちます。これを「反射の法則」といいます。説明は省略しますが、ホイヘンスの原理に従っています。ここで、入射角と反射角は反射面に垂直に引かれた線（法線）との角度で定義されます。反射面からの測った角度ではないことに注意してください。

水を張った水槽の中に光を入射させる場面を想像してみましょう。

空気中から水中へと光が進むとき、水面に垂直に入射すると光はそのまま進みます。しかし、水面に斜めに入射するときは、空気と水の境目で折れ曲がります。このような、2つの媒質の境目で、波の進行方向が変わる現象を「屈折」といいます。このときの媒質の境目に垂直に引かれた線（法線）と作る角度を屈折角といいます。

屈折が起こる理由は、空気中と水中で光の速さが異なるからです。水中のほうが遅くなります。光の速さが異なると、なぜ屈折が起こるのか、「ホイヘンスの原理」を用いて説明することができます。

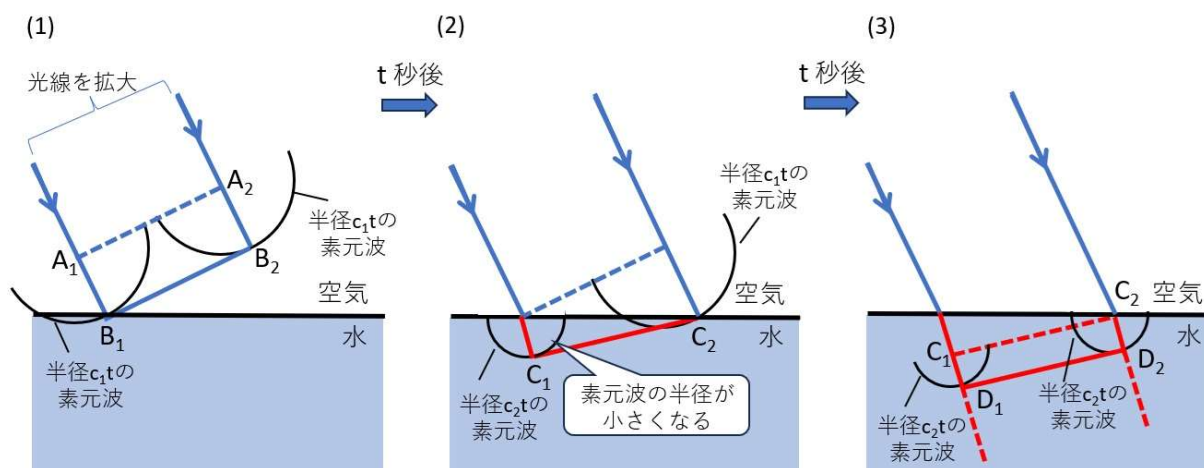


図 3：屈折の原理を「ホイヘンスの原理」で説明

図 3 では光線の進む様子を拡大して、平面波として扱っています。

空気中での光の速さを c_1 、水中での光の速さを c_2 とします（ $c_1 > c_2$ です）。

図 3-(1)では波面 A_1A_2 上の点 A_1 、 A_2 から、半径 c_1t の素元波を描き、その素元波の共通接線が波面 B_1B_2 になっています。波面 B_1B_2 は波面 A_1A_2 の t 秒後の姿ということです。このように光が進行して、点 B_1 で光は水面に届いたということです。

図 3-(1)の t 秒後が図 3-(2)です。

点 B_1 は水中なので、光の速さが c_2 に変わるため、半径 c_2t の素元波を描きます。点 B_2 ではまだ空気中なので、半径 c_1t の素元波を描きます。2 つの素元波の接線が波面 C_1C_2 になります。光の軌道が変わりましたね。

その t 秒後が図 3-(3)です。

光は水中に入ったので点 C_1 、点 C_2 を中心に半径 c_2t の素元波を描き、2 つの素元波の接線が次の波面 D_1D_2 になります。その後、点線のように光は進みます。屈折しているのがわかりますね。

このように、媒質の違いにより光（波）の速さが変わること、屈折は起こるのです。

入射する波が進む媒質を 1 とし、屈折した波が進む媒質を 2 とし、媒質 1 での波の速さを c_1 、媒質 2 での波の速さを c_2 とすると、入射角 θ_1 と屈折角 θ_2 との間には、

$$\frac{\sin \theta_1}{c_1} = \frac{\sin \theta_2}{c_2}$$

という関係が成り立ちます。これを、「スネルの法則（屈折の法則）」といいます。

音波も「スネルの法則」に従って屈折します。

このとき、入射角 θ_1 と屈折角 θ_2 の大小関係は、媒質 1、媒質 2 それぞれの音速 c_1 、 c_2 の大小関係と同じであることを覚えておきましょう。

媒質の違いにより音速が変わると、素元波の半径が変わるから屈折は起こるのです。

■ 全反射と臨界角

入射角を大きくしていくと、屈折角も大きくなっていきます。

$c_1 < c_2$ の場合、入射角よりも屈折角が大きくなり、入射角がある角度になると、屈折角が 90° になり、もう一方の媒質には一切音波が入らないという現象が起こります。この現象を「全反射」といいます。全反射が起こるときの入射角 θ_c を「臨界角」と呼びます。

外側陰影（ラテラルシャドウ）と呼ばれるアーチファクトは、超音波の屈折と全反射により生じる音響陰影です（図4）。

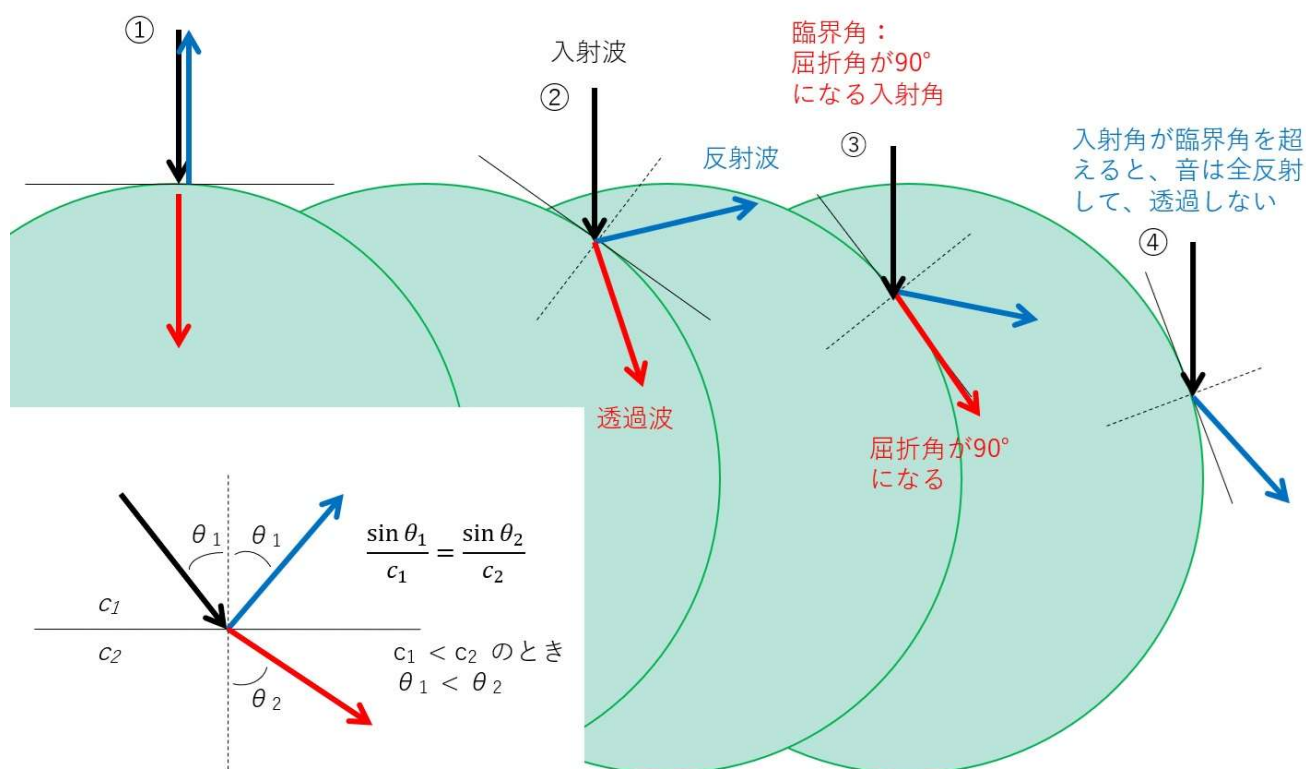


図4：「全反射」によって外側陰影が出現する



近距離音場と遠距離音場

送信振動子の中央から出た音波と端から出た音波は、近距離では経路長の差によって相互に干渉し合っ
て、複雑な音場を形成します。この範囲を、「近距離音場」(フレネルゾーン) といいます。

送信振動子から遠く離れた場所での音場は、振動子の中央部と端部からの音場の干渉が小さく、(近距
離音場に比べ)音圧分布が単純になります。この範囲を、「遠距離音場」(フラウンホーファーゾーン) と
いいます。

超音波診断装置から発射される超音波は、近距離音場では平面波として扱うことができますが、遠距離
音場に進んでいくと球面波の性質を持つようになります(図5)。

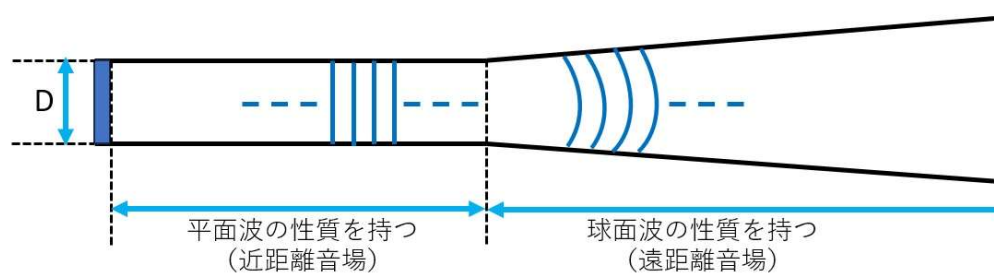


図5：円形平面振動子から発射された音波の音場（音波が伝搬する領域）

近距離では干渉して平面波として直進し、遠距離では球面波となって広がって伝搬する。

■ 近距離音場限界

近距離音場から遠距離音場に移行する境目の距離を「近距離音場限界」と呼びます。この距離 x_0 は、
円形振動子の直径を D 、音波の波長を λ とすると、

$$x_0 = \frac{D^2}{4\lambda}$$

で簡易的に計算することができます。

この式から、円形振動子の直径 D が大きいほど、音波の波長 λ が短いほど（周波数が高いほど）、近
距離音場すなわち音波が平面波として伝搬する距離が長くなることがわかります。

近距離音場を越えて、遠距離音場に入ってしまうと、音波を集束させること（フォーカシングの制御）
ができません。これはとても重要なことで、超音波診断装置では、どの部位を検査する場合でも、検査の
対象としている深度（視野深度）の範囲では、近距離音場として超音波が平面波として伝搬するように超
音波プローブの口径（ D ）や送信周波数が設計されています。

一例をあげます。

心臓用の超音波プローブを想定して、振動子の直径 D を 20 [mm]、超音波の周波数を 3 [MHz] と仮定します。実際の心臓用のセクタプローブの振動子は四角形をしていますが、ここでは簡単のために円形と仮定しています。

生体内の音速を 1,500 [m/s] と仮定すると、波長 λ は 0.5 [mm] になりますよね。

そうすると、近距離音場限界 x_0 は、200 [mm] と計算で求められます。

つまり、体表から深さ 20 [cm] までは近距離音場とみなすことができ、音波は平面波として伝搬すると考えることができます。

音波の伝搬が球面波に移行する遠距離音場は、深さ 20 [cm] 以遠ということになり、通常の心臓の検査では、これほど深いところに注目していません。

生体内での超音波の減衰には、「吸収」「散乱」「拡散」の 3 種類があることを学びます。

「拡散減衰」は、遠距離音場において球面波の面積当たりの音の強度が距離の 2 乗に反比例して小さくなることによるものです。

通常の超音波検査においては、「拡散減衰」を気にする必要はない、ということになります。ただし、超音波検査士の認定試験や、診療放射線技師の国家試験には、拡散減衰について出題されることがありますので、その概念だけは理解しておきましょう。



音速と固有音響インピーダンス

超音波診断装置の原理を理解する上で、知っておかなければならない重要な物理量が2つあります。それは、「音速」と「固有音響インピーダンス」です。

■ 音速

音波が媒質中を伝わっていくことを「伝搬（でんぱん）」（propagation）といいます。この propagation を「伝播（でんぱ）」と表記することもあります。電波と音波の工学分野では、「伝搬」が用いられます。

「音速」とは、音が物質（媒質）中を伝わる速さ（伝搬速度）のことです。

音は物質自体が振動することで伝わるため、音速は物質の種類により決まる物性値の1つです。音速は、同じ物質では、固体が最大（つまり固体中の音速が最も速く）、次いで液体、気体の順となります（つまり気体中の音速が最も遅い）。また音速は、その物質の状態（温度、密度、圧力）によっても変化します。

日常生活のうえでの音速といえば、それは空気中の音速です。温度によって変化しますが、15 [°C]（常温）での音速 340 [m/s] がよく使われています。超音速とは、媒質中で移動する物体と媒質の相対速度が、その媒質における音速を超えること。音速との比であるマッハ数を使えば、マッハ数が1より大きいとも定義されます。

生体内の軟部組織を伝搬する音波は、超音波診断装置で用いられる MHz 帯では、ほぼ縦波のみと考えてよく、液体モデルで考えることができます。このとき、音速 c [m/s] は、媒質の密度を ρ [kg/m³]、体積弾性率を K として、

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

で表すことができます。

体積弾性率は、媒質が圧力に対してどれだけの体積変化をするかの物性値ですが、医師の触診に対応するような硬さとは異なります。生体組織は、ちょうどスポンジのように、構造を支える部分と内部を満たす水溶液のようなもので構成されていて、体積弾性率は主に水溶液部分の特性に依存し、平均的な縦波音速に関係します。

医師の触診に対応する、物を押したときの変形に関係する生体の硬さは、せん断弾性率（剛性率）と呼ばれる指標で表現され、横波であるせん断波の伝搬速度に関係します。近年、超音波エラストグラフィで注目されている横波の伝搬速度と、通常の超音波診断で用いている縦波速度（音速）には直接的な関係がありません。

音速は、生体内の組織により異なり、脂肪や臓器、軟部組織などの音速はおおよそ 1,500 [m/s] 前後です。骨の音速は 3,500 [m/s] 付近です。

現在の一般的な超音波診断装置は、生体軟部組織の平均音速を一律に約 1,540 [m/s] として画像の計算処理を行っています。以前は日本産業規格 (JIS T1507) が超音波診断装置の設定音速を 1,530 [m/s] と定めていましたが、この規定は 2006 年に廃止されました。

■ 固有音響インピーダンス

「固有音響インピーダンス」 Z は、媒質の密度 ρ [kg/m³] と媒質中の音速 c [m/s] との積で表される媒質固有の特性量です。一般には音波の周波数にかかわらず一定値をとります。音響特性インピーダンス、媒質の特性インピーダンスなどとも呼ばれ、単位は [Pa・s/m] です。

$$Z = \rho c$$

Pa (パスカル) は圧力・応力の単位ですが、超音波検査に携わる多くの人には馴染みが薄いので、[kg/m²・s] と単位表記されるのが一般的です。[rayls] (レイル) という単位で表記されることもあります。

本書では、[kg/m²・s] と表記します。

医用超音波の解説書の中には、反射の理解に重要な「固有音響インピーダンス」を、慣用的に「音響インピーダンス」と略して用いていることがあります。「音響インピーダンス」とは、本来「媒質のある断面の音圧と体積速度の比」として定義されます。説明は省きますが、固有音響インピーダンスとは違う概念を示すことになり、注意が必要です。

超音波検査士の認定試験では「音響特性インピーダンス」の用語が使われ、診療放射線技師の国家試験の問題には、「音響インピーダンス」という用語が登場しますが、どちらも「固有音響インピーダンス」に読み替えて問題を解いていきましょう。

表 1：代表的な媒質（生体組織）の音響特性

媒質	密度 [g/cm ³]	音速 [m/s]	固有音響 インピーダンス x 10 ⁶ [kg/m ² ・s]
空気	1.2 x 10 ⁻³	340	0.00041
水	1	1,480	1.48
血液	1.06	1,560～1,600	1.65～1.70
脂肪	0.92	1,480	1.36
筋肉	1.07	1,580～1,610	1.70～1.72
肝臓	1.06	1,580～1,610	1.67～1.71
骨	1.38～1.8	2,700～3,800	3.70～6.84

(竹内真一, はじめての水中超音波トランスデューサ, 日音響会誌, 2016; 72: 264-272を参考に作成)

超音波検査に関連する代表的な媒質（生体組織）の音響特性を表 1 に示します。

生体組織の音速や固有音響インピーダンスについては、数多くの医用超音波の解説書に記載されていて、値が少しずつ異なっています。

生体組織の音響特性測定は古くから数多く行われてきましたが、その結果は研究者間で必ずしも一致していません。

このばらつきは、組織そのものの音響特性の変化範囲が大きいという可能性のほかに、測定方法に起因する部分も大きいと考えられます。この表は、あくまでも目安だと思って眺めてください。

生体内に存在する大方の組織は、音速が概ね $1,500\sim 1,600$ [m/s]、固有音響インピーダンスは概ね $1.4\sim 1.7\times 10^6$ [kg/m²・s]です。それと比較して、空気は音速、固有音響インピーダンスともに極端に低い値をとり、反対に骨は音速、固有音響インピーダンスともに大きな値をとることがわかります。



反射と透過

音波が異なる媒質に入射すると、境界面での媒質の固有音響インピーダンスの違いにより、入射音波の一部が反射し、残りが透過します（図6）。境界面での音波の反射と透過の比率を決めているのが、境界面の前後の媒質の固有音響インピーダンスの差になります。

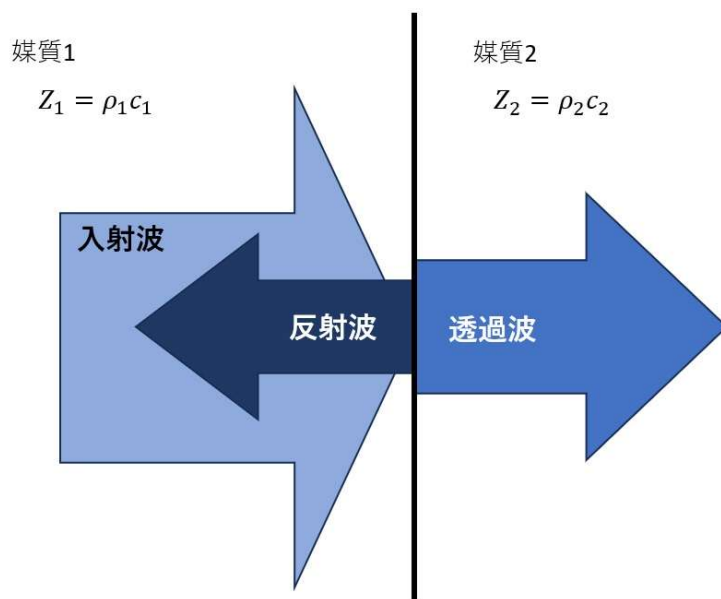


図6：音波の反射と透過

境界面での媒質の固有音響インピーダンスの違いにより、入射音波の一部が反射し、残りが透過する。

反射率、透過率は、入射波の音の強さに対する反射波と透過波の音の強さの比として定義されます。

媒質1、媒質2の固有音響インピーダンスをそれぞれ Z_1 、 Z_2 とすると、媒質1から媒質2へ音波が垂直に入射した場合の音の強さの反射率 R_i 、および音の強さの透過率 T_i は、次の式のようになります。

$$R_i = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad T_i = 1 - R_i = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

医用超音波の教科書には、反射率について音の強さ（反射強度）ではなくて、音圧（音の振幅）の反射率 R_p について解説されているものもあります。

音圧反射率で表すと、

$$R_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

この式で、 $Z_1 > Z_2$ の場合、音圧反射率 R_p は負の値（マイナス）になります。これは、境界面に入射した音波が反転した形で反射されることを意味しています。反射波の「位相」が反転するということですが、これ以上の説明は省略します。反射率の大小は、符号を除いた絶対値で考えます。

超音波診断装置は、超音波が反射する特性を医療診断画像に利用したものです。超音波の反射は、固有音響インピーダンスに差がある媒質の境界で起こります。さらにいえば、超音波が境界に入射する際に、固有音響インピーダンスの差が大きい境界ほど反射は強く起こり、BモードやMモードに表示されるエコー輝度が高くなります。逆に固有音響インピーダンスに差がない、または差が小さい境界においては、反射が起こらないか、もしくは反射は非常に弱くなります。したがって、BモードやMモードでは無エコーから低エコー輝度になります。



図7：ひざ（膝）の関節を描出したBモード像

正常な関節軟骨は、内部に反射源となるものが存在しないため低輝度（低エコー）で描出される。
大腿骨の表面は高輝度（高エコー）で描出され、その後方にあたる骨の内部は「音響陰影」となる。

図7は、ひざ（膝）の関節を描出したBモード像です。正常な関節軟骨は、細胞成分が少なく約7割は水分です。内部に音波の反射源となる固有音響インピーダンスが異なる物質がほとんど存在しないため、音波のほとんどは反射することなく前に進んでいきます。その結果、関節軟骨は低輝度（低エコー）で描出されます。

関節軟骨の下には、大腿骨顆部が描出されています。関節軟骨の固有音響インピーダンス（概ね 1.5×10^6 [kg/m²・s]）に対して、骨の固有インピーダンスは3～4倍ほど大きな値をとるために、関節軟骨の中を伝搬してきた音波が大腿骨の表面にぶつくと、そこで非常に大きな反射が起き、骨の中に透過していく音波はごくわずかになります。その結果、大腿骨の表面は高輝度（高エコー）で描出され、その後方にあたる骨の内部には音波が透過しにくいために、エコーが減弱、あるいは消失した領域ができています。この領域を「音響陰影」と呼びます。

この例のように、Bモード像で「低輝度（低エコー）」に描出される領域は、音波の「反射源が存在しない」場合と、その手前で音波がほとんど反射してしまっって「音波が到達しない」場合とがあります。

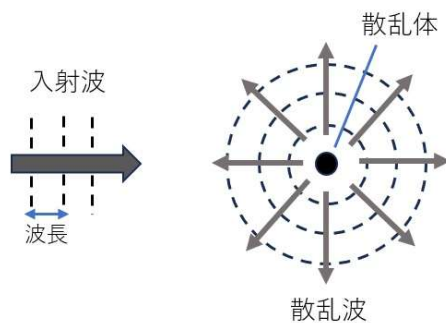


散乱

反射は、音波が物体の表面（境界面）にぶつかって跳ね返る現象です。第1章で、音波が入射した角度（入射角）と同じ角度（反射角）で跳ね返ることを学びました。

これに対して、音波が不規則な境界面あるいは微小反射体に当たって、四方八方に広がっていくことを「散乱」といいます。

散乱体 < 波長：「レイリー散乱」



散乱体 ≥ 波長：「ミー散乱」

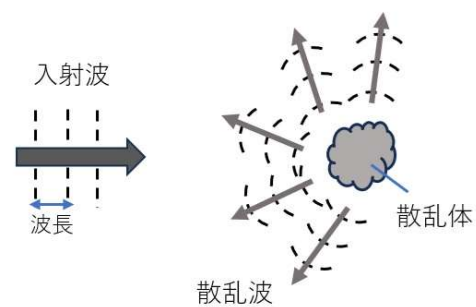


図8：散乱波の出方

音波の波長に対する、散乱体の大きさによって、散乱波の出方が変わる。

図8に示すように、音波の波長に対する、散乱体の大きさによって、散乱波の出方が変わります。散乱体の直径が波長に比べて十分小さい場合は、「レイリー散乱」と呼ばれる現象が起きて、散乱強度は、散乱体の直径の6乗に比例し、入射波長の4乗に反比例（周波数の4乗に比例）します。

光（光波）のレイリー散乱は、皆さんが日頃経験しています。

光が波長より充分小さな反射粒子（例えば波長の1/10）に当たったときには、散乱光は波長の影響をうけます。太陽光が大気中の気体の分子により、波長の長い赤色より波長の短い青色が多く散乱されて、青空の色をつくっています。これに対して、夕方には、太陽光が大気中を日中より長い距離進行するために、青色が散乱されつくして赤色が残ри、夕焼けの空が観察されます。

■ 後方散乱と後方散乱係数

散乱のうち後方、すなわち音源の方向に戻ってくるものを「後方散乱」といいます。Bモード画像は、「反射」と「後方散乱」によってプローブに戻ってきたエコー信号を映像化したものになります。

肝臓に脂肪が沈着していくと、脂肪滴からの後方散乱が大きくなり、肝臓の実質全体が微細かつ密な「高エコースポット」により高輝度を呈する所見がえられます。脂肪肝の最も基本的な所見として用いられています。

乳房の非腫瘍性病変を呈する浸潤癌を適切に診断することにより乳癌死を減らすことにも繋がるとして、区域性、局所性に存在する乳腺内の「低エコー域」（周囲乳腺のエコーレベルを基準）は、悪性の

可能性を示すと重要視されています。周囲乳腺に比べて後方散乱が小さいので低エコー域が出現します。

Bモード画像の輝度に直接かかわる「後方散乱」の強度を定量化する研究が進んでいます。ここで用いられる指標が「後方散乱係数」(Backscatter Coefficient, BSC) と呼ばれるものです。後方散乱係数は単位体積あたり、単位立体角あたりの後方散乱強度と定義され、位立体角あたりの後方散乱強度であり、超音波の波長よりも十分に小さい散乱体によって構成された散乱体群からの（レイリー散乱における）後方散乱係数 σ_0 [$\text{m}^{-1}\text{sr}^{-1}$]は、

$$\delta_0 = \frac{k^4 n V_s^2 \gamma_z^2}{4\pi^2}$$

ここで、 k は波数、 n は単位体積当たりの散乱体の個数を表す数密度、 V_s は散乱体の体積、 γ_z は散乱体と周囲の媒質間の固有音響インピーダンスの比です。この式を理解していただく必要はありませんが、重要なのは、この式から後方散乱係数、すなわち内部エコーレベルに影響を与える因子がわかります。

一般に、音波が伝搬しながら強度が減少することを「減衰」といいます。減衰には、「吸収減衰」、「散乱減衰」、「拡散減衰」の3種類があります（図9）。

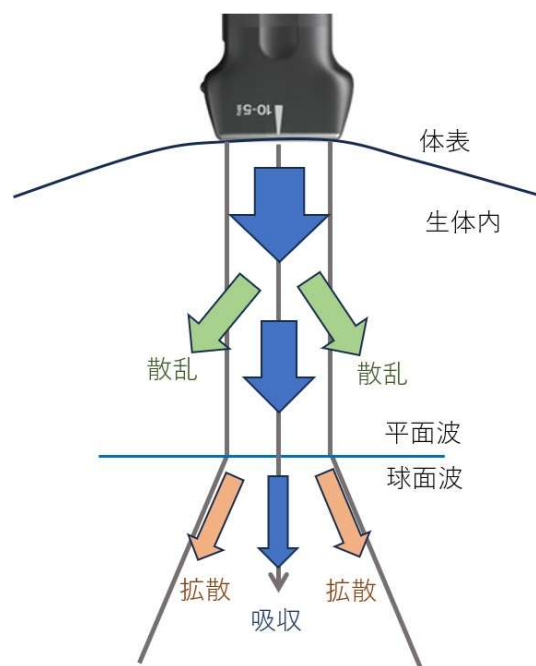


図9：生体内を伝搬する超音波の減衰

超音波は生体の組織の中を進んでいく過程で、「吸収」「散乱」「拡散」によってその強度が弱まる。

■ 吸収減衰

音波のパワーが媒質に吸収されて熱に変換されることによって起こる減衰を「吸収減衰」といいます。

狭い部屋で楽器を演奏すると音が響いて楽器の音がクリアに聞こえない、会議室での会話がこだまして聞き取りづらかった、という経験はありませんか？ このような、トラブルを解決してくれるのが吸音材です（図10）。

吸音材には、細かい小さな穴がたくさん開いている繊維質な素材や、スポンジなどの多孔質なタイプの素材が使われます。この吸音材を壁面に貼ることで反響音を抑える効果が得られます。部屋の壁のような硬い板に音が入射すると音のエネルギーがほとんど反射されて、部屋の中に大きな反響音が飛び交うことがあります。

この硬い板の手前に、多孔質材料でできた素材を置きます。ここに音が入射した場合、板のときとは違って材料表面での反射はごくわずかで、ほとんどの音のエネルギーは材料の中に入っていきます。

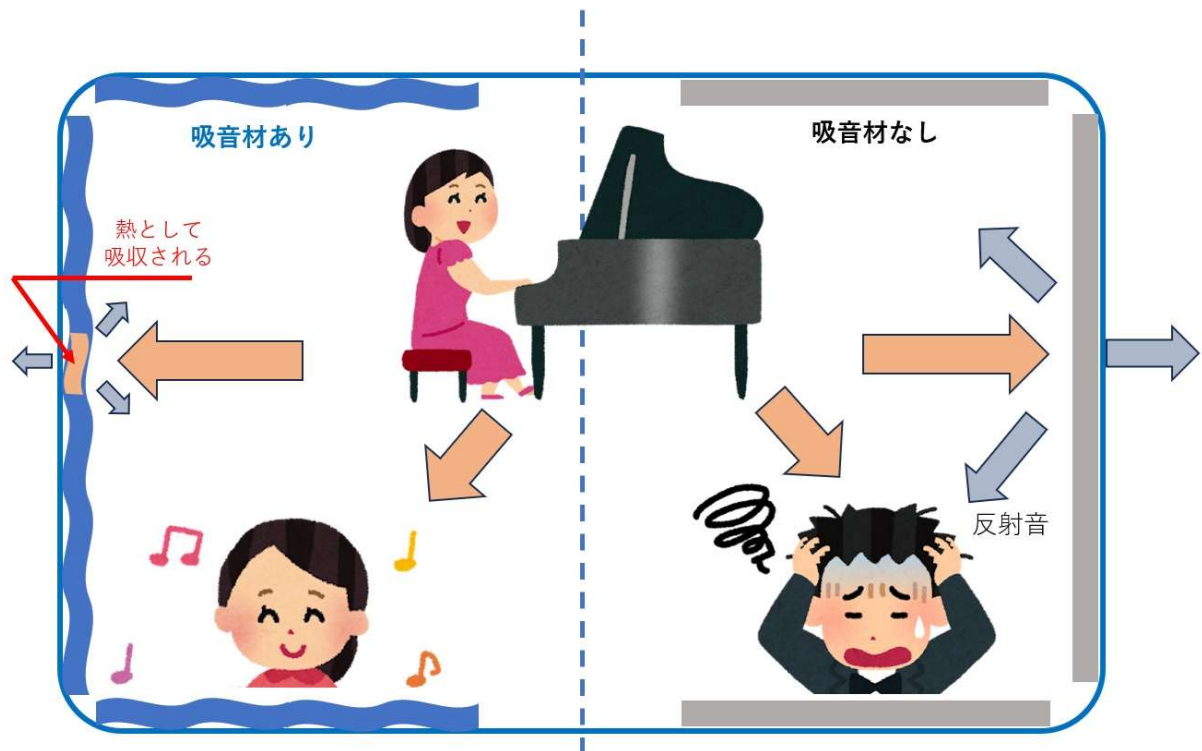


図 10：身近な「吸収減衰」の例
吸音材の効果。

材料がグラスウールのような繊維質のとき、音は材料の中を伝搬する過程で繊維を振動させます。繊維が音から受け取った運動エネルギーは、やがて熱となって消滅します。ウレタンフォームのような連続した空隙を内部に持つ材料では、振動する空気と空隙を形作る材料との間の摩擦によって、ここでも熱が発生します。

このように、多孔質材料の中を音が伝搬した場合、音のエネルギーは熱エネルギーに変換され、その分だけ音のエネルギーは減少します。この現象が「吸音」です。

超音波診断装置では生体の中から反射して戻ってくる音波をとらえて画像化していますので、生体が吸音材になってしまったのでは困ります。音波の吸収による減衰は、できるだけ少ないほうが装置にとっては都合がいいのですが・・・

■ 減衰係数

音波の減衰は、伝搬する距離だけでなく、音波の周波数にも依存します。

ある周波数の平面音波の減衰は、

$$p_x = p_0 e^{-\alpha x}$$

で表されます。

これは、初期音圧振幅 p_0 の音波が、距離 x を伝搬したあとに、その振幅が p_x になることを意味します。この式の α は減衰係数で、デシベル (dB) 尺度で表されることが一般的で、単位は [dB/cm] です。音波エネルギーが熱に変換される音波吸収が減衰の主要因であるときは、減衰係数は吸収係数に一致します。

減衰は、音波の周波数に依存します。そして、高い周波数ほど減衰が大きくなります。生体内の軟部組織に対しては、減衰係数は周波数にほぼ比例します。このとき、減衰係数 α は、

$$\alpha = \alpha_0 \times f$$

と表すことができ、生体内の超音波減衰については α の代わりに、比例定数の α_0 、単位は [dB/cm/MHz] をもって表すことが一般的です。

生体組織の減衰は、組織や病変の種類によって異なり、組織を均質化すると減衰係数が小さくなることが知られていて、細胞レベルの不均一と、高分子レベルの不均質性による減衰が存在することがわかっています。

近年では、超音波の減衰を数値化して肝臓の脂肪化を評価する方法が確立されつつあります。脂肪肝では正常肝よりも減衰が大きくなることを利用した評価法になります。超音波診断装置で用いられる数 MHz 帯では減衰の値が小さいうえに、生体内の音波伝搬は複雑で波形は様々な経路の干渉によって振幅情報が歪められるので、減衰の測定精度には注意が必要です。さらに、減衰量の測定値には音波の送受信をおこなう振動子の音場など個々の診断装置の特性を含んだままのデータも多く、測定方法によって計測される減衰係数の内容が大きく異なることが多いので、ここにも注意が必要です。

減衰係数が 0.7 [dB/cm/MHz] の組織を伝搬する音波の減衰量を考えてみましょう。

3.5 [MHz] の超音波が 2 [cm] 伝搬したときの減衰量は、

$$\text{減衰量} = 0.7 \times 2 \text{ [cm]} \times 3.5 \text{ [MHz]} = 4.9 \text{ [dB]}$$

同じ周波数の超音波が 2 倍の距離、4 [cm] 伝搬したときの減衰量は、

$$\text{減衰量} = 0.7 \times 4 \text{ [cm]} \times 3.5 \text{ [MHz]} = 9.8 \text{ [dB]}$$

次に、2 倍の周波数、7.0 [MHz] の超音波が 2 [cm] 伝搬した時の減衰量は、

$$\text{減衰量} = 0.7 \times 2 \text{ [cm]} \times 7.5 \text{ [MHz]} = 9.8 \text{ [dB]}$$

このように、生体内での超音波の減衰は、距離だけでなく、周波数にも依存します。減衰係数 [dB/cm/MHz] がわかっている場合に、超音波の周波数 [MHz] と伝搬距離 [cm] から減衰量 [dB] を求める計算方法を覚えておきましょう。

周波数の高い超音波プローブを使うと、深いところが見えにくくなりますが、その理由がよくわかりましたね。

■ 散乱減衰

音波が不規則な境界面あるいは微小反射体に当たって、四方八方に広がっていくことを、「散乱」といいます。散乱があると、その先に伝搬していく音波の強度が減少します。これを「散乱減衰」といいます。

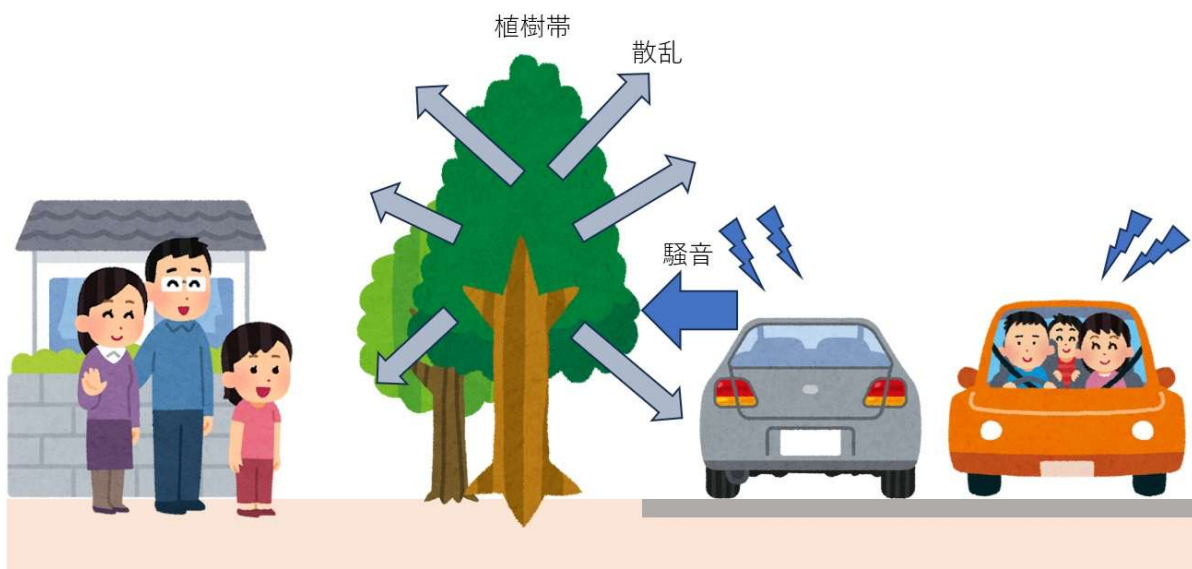


図11：身近な「散乱減衰」の例
植樹帯による住宅地でのクルマの騒音減衰。

住宅地を横切る幹線道路には植樹帯が設置されています。植樹帯は沿道的美観風致を維持する目的として設置されますが、騒音を減衰させる効果もあります（図11）。

車が発した騒音の音波が植樹帯に当たると、幹、枝、葉といった不規則な境界面あるいは微小反射体によって、四方八方に散っていき、散乱減衰が起きます。これが、住宅地において車の騒音を低減させる効果につながっています。

平面音波が生体内の組織を伝搬する際には、「吸収」と「散乱」によって音圧振幅が減少します。したがって、総減衰係数は、吸収による減衰係数と散乱による減衰係数の和になります。しかし、生体の軟部組織においては、超音波診断装置で用いられる数 MHz 帯における減衰は音波吸収が主要因で、散乱による減衰は全体の 10% 程度であることがわかっています。このため、前に述べたとおり、一般的には、「減衰係数＝吸収係数」として扱われています。

■ 拡散減衰

多くの人は、日常の体感から、音は距離によって減衰するということを知っています。ではどうして音は離れるほど小さくなるのでしょうか。

日常生活では、ほとんどの音の発生源は点音源（離れてみたときに小さな点とみなすことができる音源）として扱うことができます。音は振動の伝搬ですが、点音源から発生した音は球状に広がっていきます。これを球面波と呼んでいます。音が遠くに行くほど小さくなるのは、球面波の面積当たりの音の強度が距離の 2 乗に反比例して小さくなることによるものです。これを「拡散減衰」といいます。

超音波診断装置から発射される超音波は、近距離では平面波として扱うことができますが、遠距離に進んでいくと球面波の性質を持つようになります。拡散減衰は、この球面波として扱われる遠距離音場において発生します。

■ 対数増幅

超音波エネルギーが生体組織によって減衰する過程は複雑ですが、これからの説明はイメージしやすいように単純化します。

減衰係数が 0.5 [dB/cm/MHz] の組織を 4.0 [MHz] の超音波が伝搬する場合を考えてみましょう。

減衰量[dB]は、減衰係数×伝搬距離[cm]×周波数[MHz]で計算します。体表から深さ 5 [cm] のところに反射体があって、音圧（音の振幅）の反射率 $R_p = 1$ で反射して戻ってくる音波は、往復で 10 [cm] の距離を伝搬しますので、組織に入射した音波に対して、

$$0.5 \times 10 \times 4.0 = 20 \text{ [dB]}$$

減衰して戻ってきます。

同様にして、反射体の深さを変えて戻ってくる音波の減衰量を計算すると、

- 深さ 10 [cm] の反射体から戻った音波は、40 [dB] 減衰
- 深さ 15 [cm] からでは、60 [dB] 減衰
- 深さ 20 [cm] からでは、80 [dB] 減衰

ということになります。

減衰は、[dB] を－（マイナス）で表現します。これを基準値との比率に換算すると、

－20 [dB] は 1/10、－40 [dB] は 1/100、－60 [dB] は 1/1,000、－80 [dB] は 1/10,000

となります。

ここで、体表の減衰がないところで反射して超音波プローブに戻ってきた音波が振動子で電圧に変換されて 1 [V] = 1,000 [mV] の受信信号が得られたとします。この場合、それぞれの深さから減衰して戻ってきた反射波が振動子で電圧に変換されると、

- 深さ 5 [cm] からの反射波は 100 [mV]
- 深さ 10 [cm] からでは 10 [mV]
- 深さ 15 [cm] からでは 1 [mV]
- 深さ 20 [cm] からでは 0.1 [mV]

となります。

この例のように、送信直後の近距離から戻ってきた反射波は、電圧に変換されて 1 [V] の振幅が得られても、深部にいくほど戻ってくる反射波は減衰の影響で小さくなり、電圧に変換された振幅が 0.1 [mV] 程度になってしまいます。その差は、10,000 倍にもなります。

この受信信号の強さの変化を、そのまま明るさの変化に変換して、モニタに表示しても図 1 2 - (1) のように微弱な信号は表示されません。

そこで、超音波診断装置では受信した信号（電圧）を対数に変換して、得られた信号の大きさに応じて表示の明るさを割り付けています。そうすると、図 1 2 - (2) のように弱い信号の微妙な振幅の差もモニタに明るさの差として表示できるようになります。

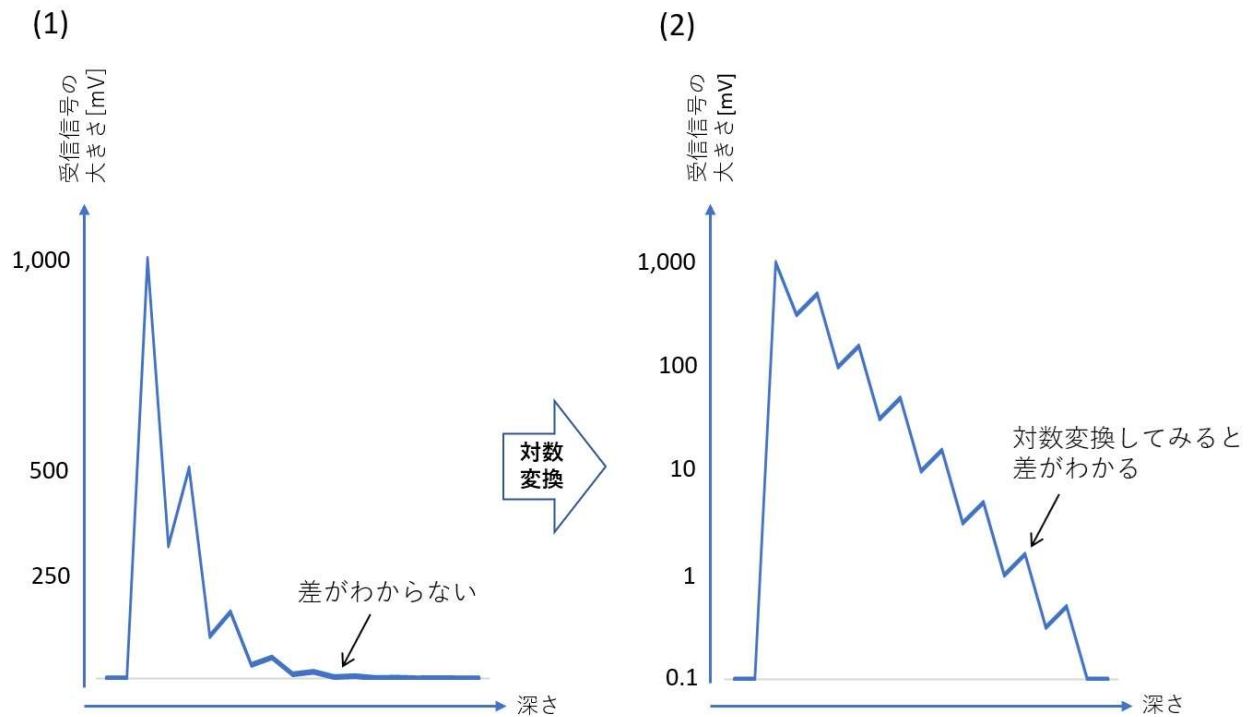


図 1 2：対数増幅の概念

小さな信号から大きな信号まで、広いダイナミックレンジの信号を圧縮して、扱いやすくする。

小さな信号から大きな信号まで、広い範囲の信号を圧縮して、扱いやすくすることができるこの処理を、「対数増幅」、もしくは「対数圧縮」と呼んでいます。

超音波画像は、対数増幅した受信信号の大きさに応じて、白と黒、およびその中間色であるグレーの濃淡（グラデーション）をつけて 256 階調でモニタに表示されます。

超音波ビームと直交する平面上に並んだ2点の反射源からの反射エコーを2つと識別可能な最小距離を「方位分解能」といいます。方位分解能は「ビーム幅」により決まり、ビームの太さの1/2となります。一般的にはビームの太さは深さによって異なっていて、方位分解能も深さにより異なります。

電子スキャンプローブの場合には、超音波ビームと直交する平面には、「スキャン方向」と「スライス方向」（「エレベーション方向」ともいう）の2つがあります。「方位分解能」とは、狭義には「スキャン方向の分解能」を指しています。

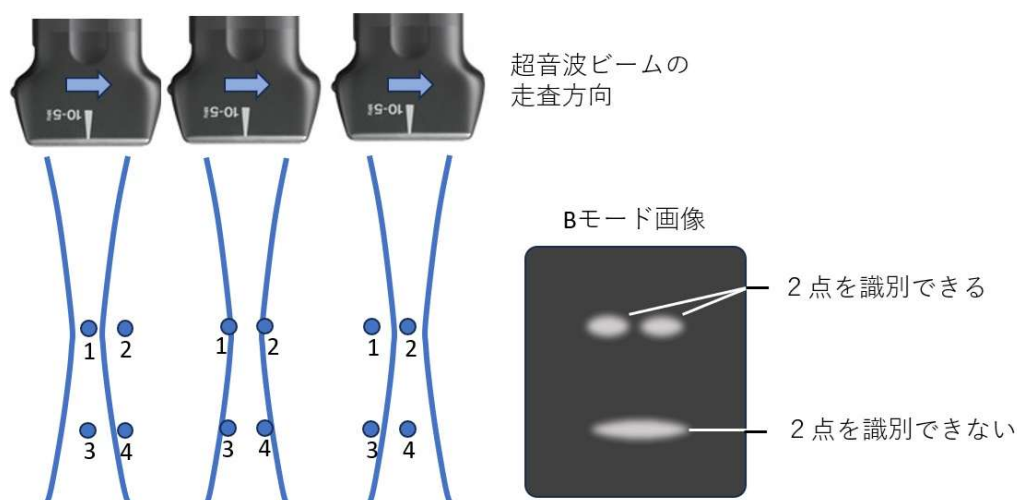


図 13：方位分解能の概念

方位分解能：超音波ビームと直交する平面上に並んだ2点の反射源からの反射エコーを2つと識別可能な最小距離。

方位分解能の概念を図13で解説します。

反射体1と2、および反射体3と4とは等間隔に並んでいます。反射体1、2がある深さでの超音波ビームの幅は1と2の間の距離よりも狭いため、超音波ビームを走査しながらBモード画像を構成したときに、反射体1と2は分離して表示されます。一方、反射体3、4がある深さでの超音波ビームの幅は3と4（1と2）の間の距離よりも広いため、超音波ビームを走査しながらBモード画像を構成したときに、反射体3と4はつながって表示されます。

■ 指向性と指向角

「指向性」とは、音波の伝搬する強さが方向によって異なる性質のことで、音波の広がり具合や強度の目安となるものです。音源から超音波が放射されたとき、遠方の任意の位置での音圧は、正面からずれるにしたがい、音源からの距離に差異が生じ位相差が現れます。これが音源に指向性を与えています。このように方向特性が一様でないものを指向性があるといい、方向特性がまったく一様なものを指向性がない(無指向性)といいます。

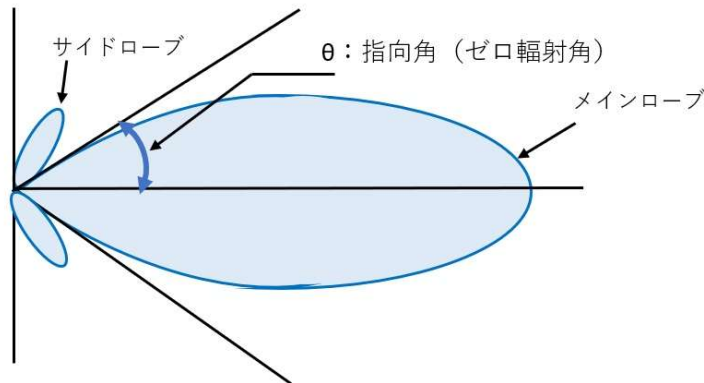


図 1 4 : 指向特性

指向性の指標として「指向角」(ゼロ輻射角)がよく使われます(図 1 4)。これは、指向特性のメインローブ(主ローブ)において、最初のゼロ輻射点(音圧が 0 になる点)の角度のことをいい、指向角が狭いほど音の広がりはないといえます。

指向性は音源の振動面の面積と波長との関係で決定されます。波長に対して振動面の面積が大きいほど、また、波長が短いほど鋭い指向性が得られます。例えば、振動面の面積が同じであるならば、周波数が高いほど強い指向性を持つことになります。

音源を円形振動子として、その直径 D 、波長 λ 、と指向角 θ には、以下の式が成立します。

$$\sin \theta = \frac{1.22\lambda}{D}$$

■ ビーム幅と方位分解能

ビームとは、「音波の指向性によってある方向に集中して出された音の束」のことをいいます。

駆動素子群の幅 D の振動子から、距離 F をフォーカス点としてビームを集束させた場合のビームの幅(ビームプロファイル)を簡易的に作図する方法を紹介します(図 1 5)。

- 1) 振動子の両端からフォーカス点 F で中心線を通る 2 本の線を引きます。
- 2) 振動子の中心から $\sin \theta = \frac{1.22\lambda}{D}$ を満足する角度 θ の線を両方向に 2 本引きます。

この角度 θ は、「指向角」で、中心軸上の最大音圧に対して音圧がゼロになる広がり角度です。

1)と 2)の外側をつないだ線がビームプロファイルになります。

この図から、フォーカス点の付近のビーム幅 d は、振動子からの距離を x とすると、

$$d = 2x \tan \theta \approx 2x \sin \theta = 2x \times \frac{1.22\lambda}{D}$$

と計算できます。ここで、 θ は十分小さい角度であるため、 $\tan \theta$ は $\sin \theta$ で近似しています。

方位分解能 Δy はおよそビーム幅の 1/2 になります。

$$\Delta y = \frac{d}{2} = \frac{1.22\lambda}{D} \times x$$

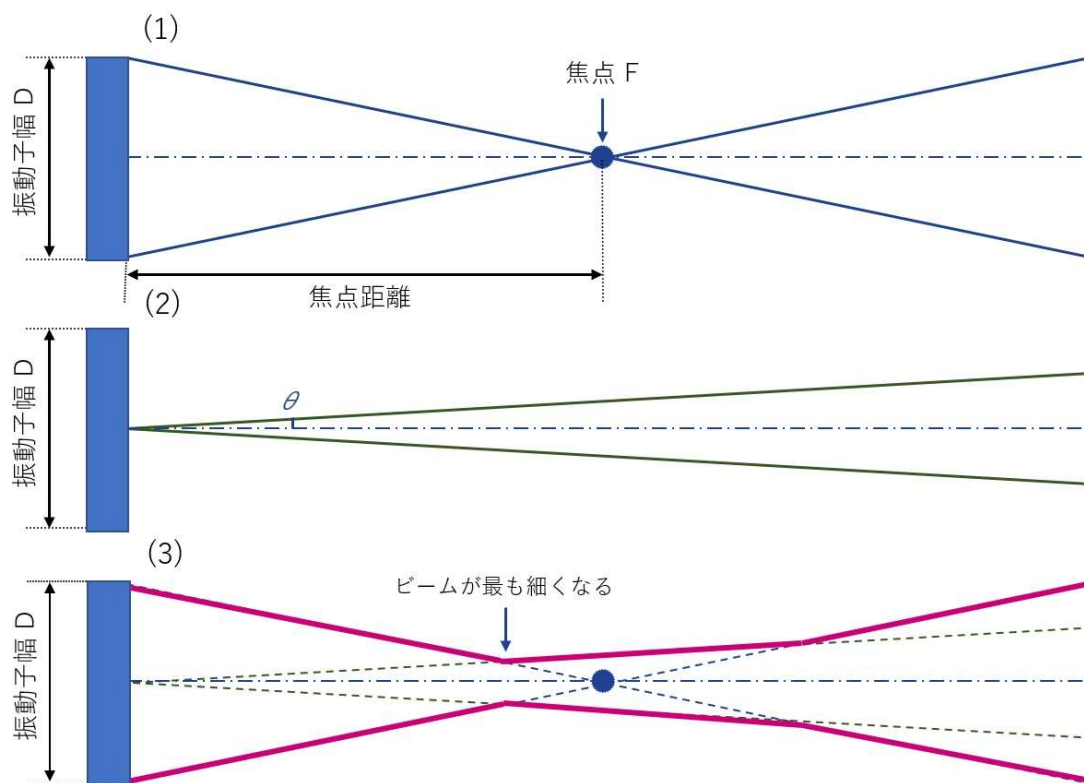


図 15：ビームプロファイルの簡易作図法

駆動素子群の幅Dの振動子から、距離Fをフォーカス点としてビームを集束させた場合。

図 15 からわかることは、

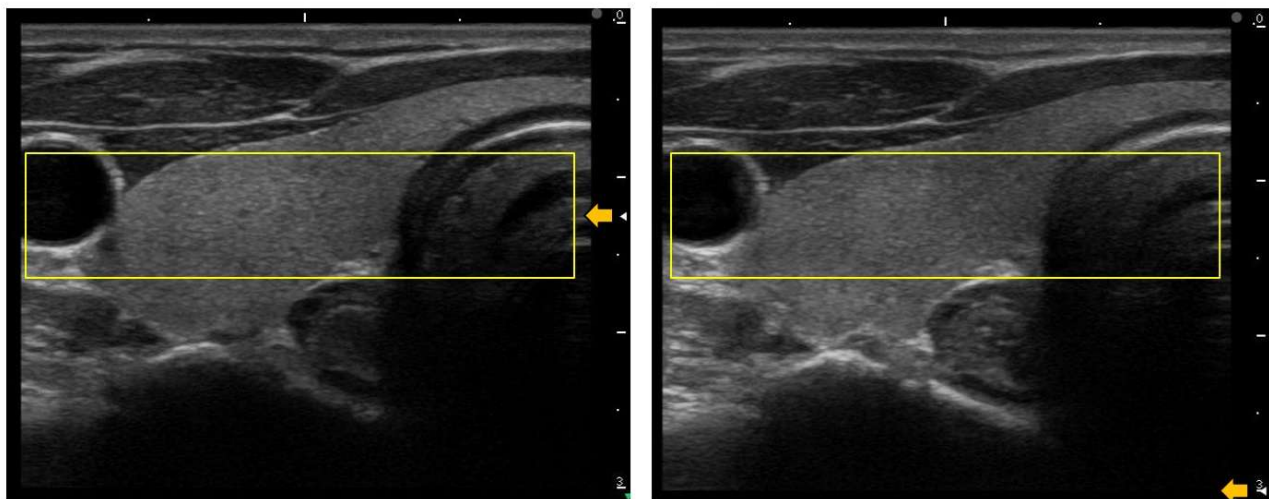
- ① ビームが最も細くなるのは、フォーカス点の少し手前になる
 - ② 振動子幅 D が大きいほど、波長が短い（周波数が高い）ほど、 θ が小さくなるので、フォーカス点付近のビームは細くなり、方位分解能がよい
 - ③ 近距離では振動子幅 D を小さくしたほうがビームを細くできる
- です。

一般的な高周波リニアプローブの共振周波数は 7.5 [MHz] で、波長 λ は、音速 ÷ 周波数から、 $\lambda = 0.2$ [mm]

$x = 25$ [mm], $D = 25$ [mm] とすると、方位分解能 $\Delta y = 0.2 \sim 0.3$ [mm]

方位分解能は、超音波ビームの幅が最も狭くなるフォーカス点付近で最もよくなります。

B モード画像を出すときには、見たい深さにフォーカス点を合わせることが重要です（図 16）。



フォーカス点：12.5mm

フォーカス点：30mm
深さ約10～15mmに位置する
頸骨や頸動脈壁が明らかにボケている

図16：フォーカス点を変えたときの画像の見え方の違い

フォーカス点の位置から離れるほど方位分解能は劣化する。

方位分解能を上げるには、①フォーカス点を増やす、②超音波ビームを全体的に細くする、といった方策が有効です。

■ 多段フォーカス（送信）

多段フォーカス法は、送信フォーカス点の深度を変えながら複数回に分けて送信を行い、ビームの細い部分のみを切り出して合成します。

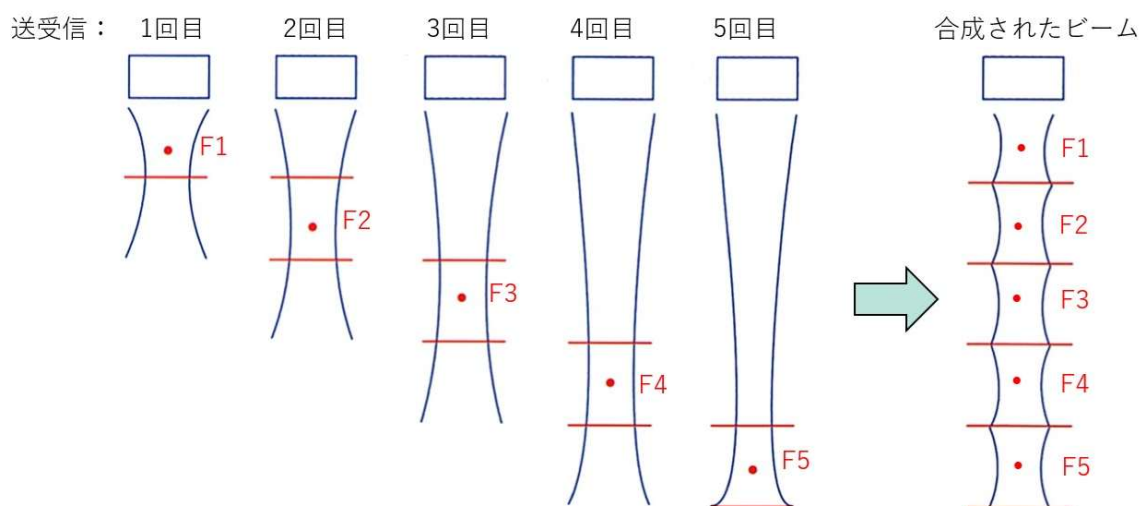


図17：多段フォーカス法（送信）の原理

送信フォーカス点の深度を変えながら複数回に分けて送信を行い、ビームの細い部分のみを切り出して合成する。

電子スキャンでは、複数の振動子を同時に駆動して超音波ビームを形成させますが、フォーカス点の深さを決めて、駆動する振動子群の各素子から送信される超音波が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します（遅延を与えます）。

このことは、言い換えると、1回の送信で焦点を結ぶことができるのは1点だけということです。「フォーカス点を増やす」ためには、同じ方向に向けて複数回繰り返して超音波を送信します。

図17に示すように、送信フォーカス点の深度をF1、F2、F3…と変えながら複数回にわけて送信を行い、それぞれの送信ごとに得られた受信信号を装置内部に別々にメモリします。メモリ上でビームの細い部分のみを切り出して合成することにより、数か所（図17では5か所）にフォーカス点があるビームと同等な受信信号が作られます。

この「多段フォーカス法」を使うと方位分解能が向上します。その一方で、同一方向にn回の送受信を行うと、フレームレートは単フォーカス（シングルフォーカス）の時の $1/n$ になってしまいます。

ちなみに、受信のフォーカス制御では、1回の送信の中で受信信号の遅延時間を次々に切り替え、フォーカス点を連続的に深い方向に移動させています。「ダイナミックフォーカス法」といいます。

■ ティッシュハーモニックイメージング

「ティッシュハーモニックイメージング」（略して THI）は「超音波が生体組織などの媒質中を伝搬する際に媒質の非線形性から発生する高調波を利用した映像法」です。この THI によって方位分解能が向上するメカニズムについて解説します。

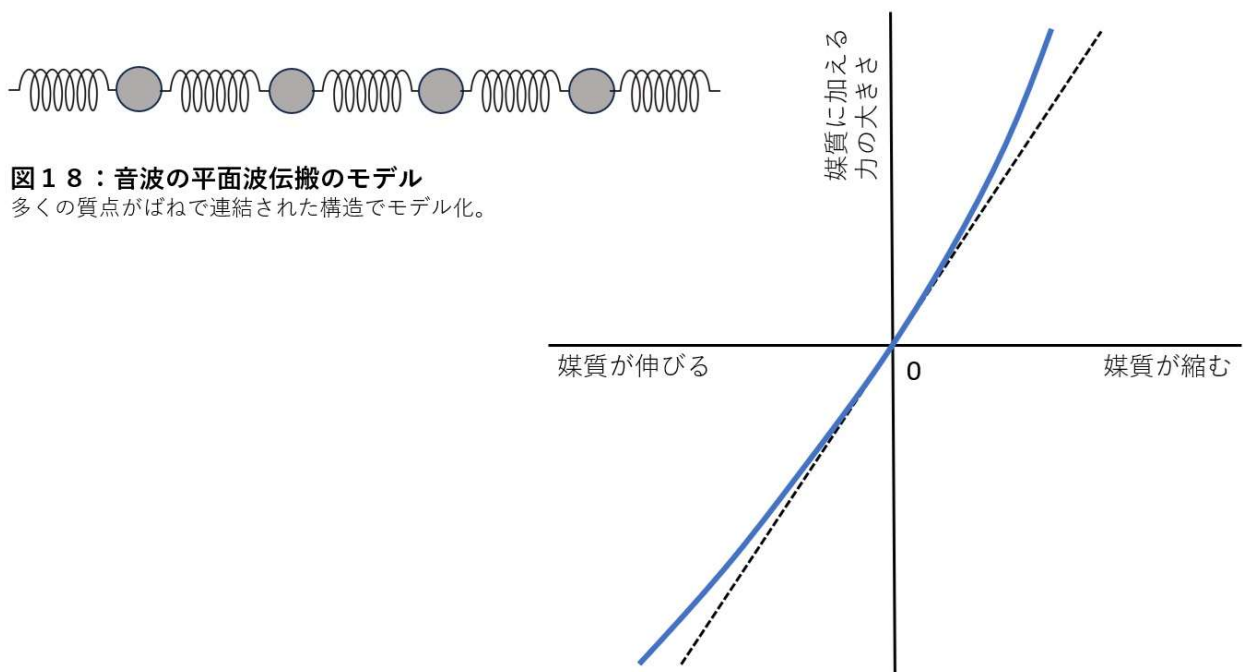


図18：音波の平面波伝搬のモデル

多くの質点がばねで連結された構造でモデル化。

図19：媒質（ばね）の伸縮と力の関係

音波が伝搬する実際の媒質では、非線形の性質があり、実効的なばね定数が音圧の正負によって変わる。

音波が平面波として伝搬するとき、図18のように、多くの質点（粒子）がばね（媒質の弾性）で連結された構造でモデル化されます。

ばねの伸びは加えた力に比例するという法則（フックの法則）に従うと、ばねの伸縮と力の関係は、図19の点線の直線が想定されます。

この直線の傾きを、「ばね定数」といいます。

これに対して、音波が伝搬する実際の媒質では、図19の実線のように、大きな縮みでは傾きが大きく、反対に大きな伸びでは傾きが小さくなる非線形の性質があり、実効的なばね定数が音圧の正負によって変わります。

生体内の軟部組織を伝搬する音波（縦波）の速度（音速） c [m/s]は、媒質の密度を ρ [kg/m³]、体積弾性率を K として、

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

で表すことができます。

ここで、体積弾性率 K は、ばね定数と同義であるとして差し支えありません。つまり、音速はばね定数の平方根に比例するということになります。

したがって、正音圧が加わって媒質が縮む場合には、

大きな縮み → ばね定数が少し大きくなる → 音波が少し速く伝わる

一方、負音圧が加わって媒質が伸びる場合には、

大きな伸び → ばね定数が少し小さくなる → 音波が少し遅く伝わる

ということになります。

この様子を音波の波形で表したのが図20です。横軸は遅延時間と呼ばれる時間 τ です。無限小振幅音波の伝搬速度 c_0 で音波と一緒に移動する受波器で波形を観測していると考えてください。

音源で正弦波音波を放射する（図20-左）と、ある距離までの到達時間が音圧の大きさ、正負によって異なるので、観測される波形は図20-右上のようにひずみます。音波が伝搬する過程で発生するひずみは、少しずつ発生して蓄積するもので、局所的に急激に大きくなるものではありません。減衰の影響を考えなければ、ひずみの度合いは遠距離ほど大きくなります。

この波形には、図20-右下のように、放射音波と同一周期の基本波のほかに、第2高調波（基本波の2倍の周波数の波）が含まれています。

正負音圧の速度差は音圧振幅に比例しますので、ひずみの度合いは音圧振幅に、第2高調波の振幅は音圧振幅の二乗に比例して大きくなります。

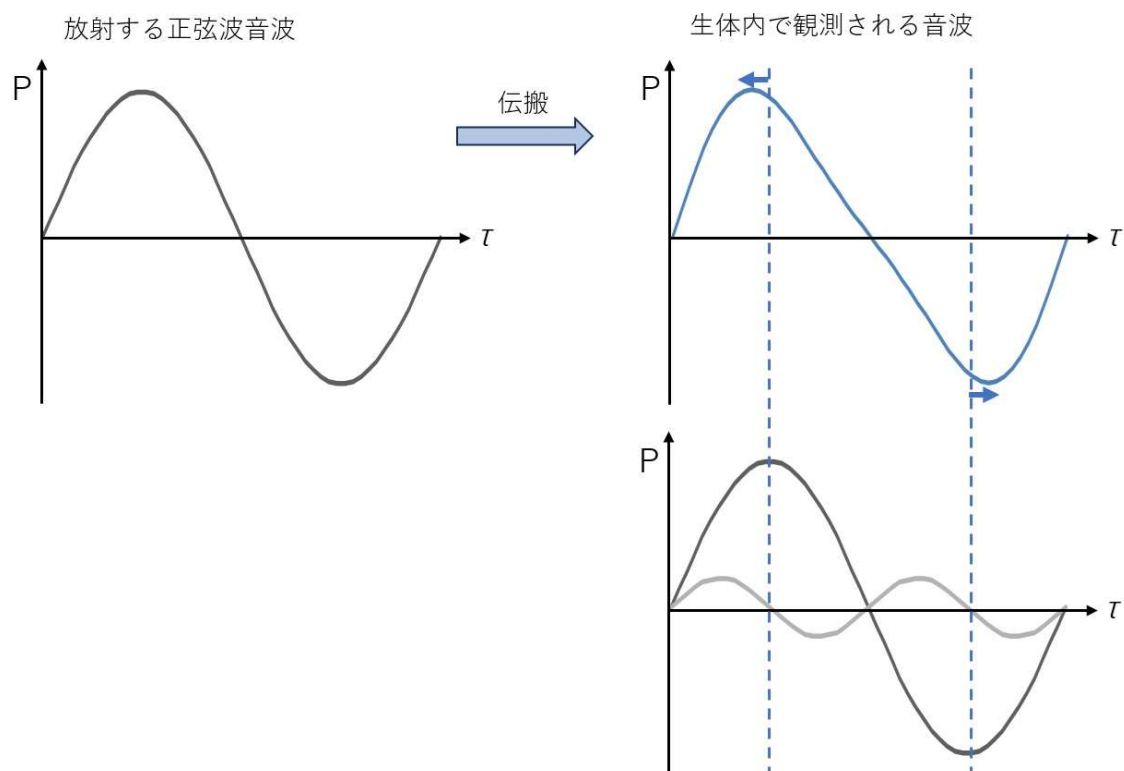


図 20：伝搬する過程で発生したひずみを持つ音波の波形
基本波のほかに、第2高調波（基本波の2倍の周波数の波）が含まれている。

音圧が大きいほど波形のひずみ（高調波の発生）が顕著になるということは、超音波の送信ビームの音圧分布を考えると、音圧の高いビーム中心ほど高調波がより発生しやすく、基本波のビームに比べて高調波のビームは細くなることは容易に想像がつかます。

通常の B モード画像の映像法は、基本波パルスを送信して戻ってくるエコー信号を受けて、その基本波成分を用いて画像を形成するのに対して、ティッシュハーモニックイメージング（THI）は、エコー信号に含まれる第 2 高調波成分を用いて画像を形成します。

単純な机上計算では、第 2 高調波の送波ビーム幅は基本波の送波ビーム幅の $\frac{1}{\sqrt{2}} \approx 0.7$ になります。

このため、THI では基本波による従来の映像法よりも方位分解能が改善されます。

また、サイドローブに関しても、ほとんど無視できるまでに低減して、音響的なノイズ（アーチファクト）が減少します。

■ 帯域フィルタ法と位相反転法

第 2 高調波を分離する方法には、①「帯域フィルタ法」と、②「位相反転法」があります。

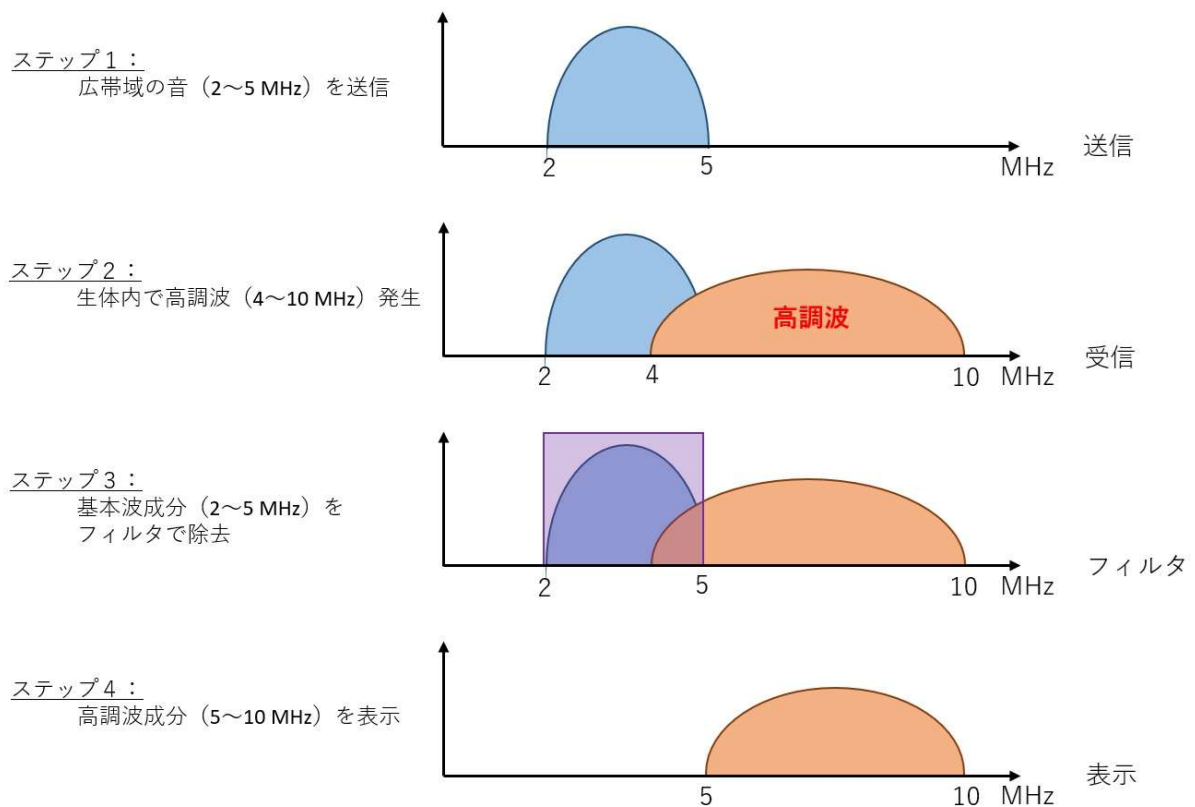


図 2 1：帯域フィルタ法の原理

- ① 帯域フィルタ法（図 2 1）は②に比べて簡便ですが、帯域フィルタで高調波成分のみを分離するには、ある程度、狭帯域のフィルタを用いざるを得ません。このため、分離した高調波成分の画像における距離分解能の低下を招くことになります。

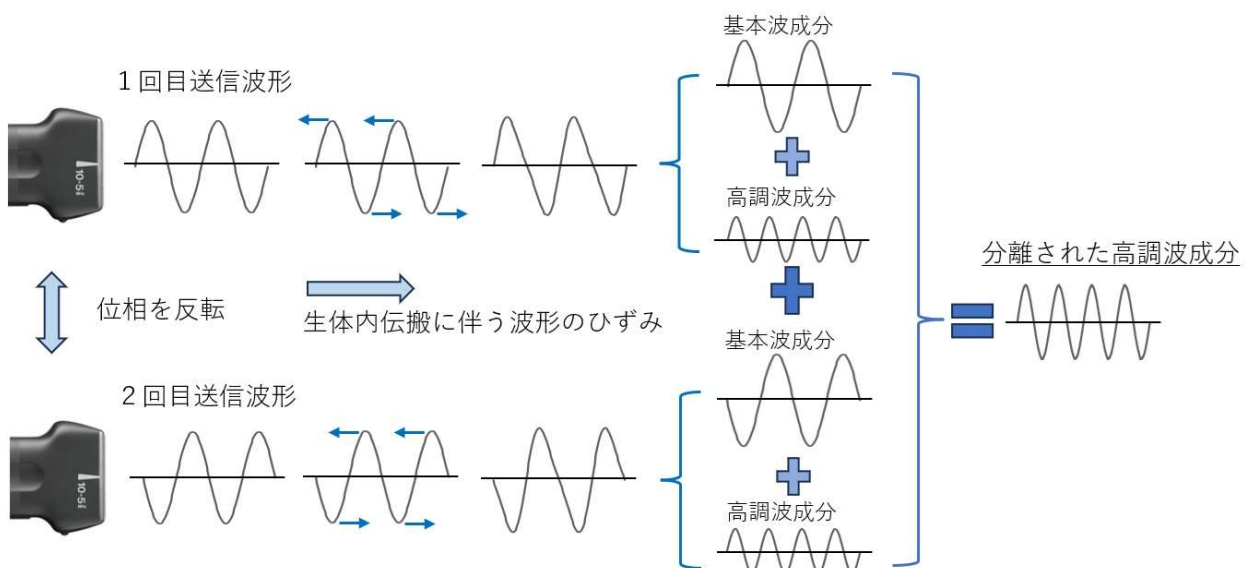


図 2 2：位相反転法の原理

②位相反転法は、パルスインバージョン (Pulse Inversion) 法、フェーズインバージョン (Phase Inversion) 法とも呼ばれています。

図 2 2 に示すように、1 回目と 2 回目で極性を反転したパルスを送信すると、2 つのエコー信号中の基本波成分は、極性が互いに反転していますが、第 2 高調波成分は極性が同じになります。このため、2 つのエコー信号を加算すれば、基本波成分は相殺されてなくなり、第 2 高調波成分のみが残って強調されます。

この方法は、帯域フィルタ法のように距離分解能の低下という副作用はありませんが、1 本の B モードラインを得るのに、同一方向に送受信を 2 回繰り返す必要があるため、基本波による従来の映像法に比べて、フレームレートが 1/2 に低下します。

帯域フィルタ法による THI、位相反転法による THI は、1997 年頃に相次いで製品化されました。当時は、心臓領域では、距離分解能の低下はあってもフレームレートが低下しない「帯域フィルタ法」が、腹部領域では、フレームレートが低下しても距離分解能は維持される「位相反転法」が、それぞれ好まれて使われていました。

フレームレートを向上させる技術が確立され、フレームレートの低下を気にすることなく位相反転法が使える時代になったいま、THI といえば位相反転法が主流になっています。



きれいな画像が出ないのは、あなたのせいじゃない

健康で若いモデルさんを使ったスキャントレーニングではきれいな画像を出せるようになったのに、実際の患者さんにプローブを当ててみると、同じようにやっているはずなのに、どうしてもきれいな画像が出ない。

さっきの患者さんではきれいな画像が出たのに、この患者さんでは、同じようにやっても、どうしてもきれいな画像が出ない。

エコーを始めたばかりの初心者が、真っ先にぶち当たる「壁」、これは、「エコーあるある」です。でも大丈夫。きれいな画像が出ないのは、あなたのせいばかりではありません。

とある歌のフレーズに、こんなのがありました。

「あなたのせいじゃない 悪いのは私よ」

あなたのせいでなければ、「悪い私」とは何者なのか？ 簡単な実験を2つ紹介します。

■ スポンジを水に沈めてエコーで観察してみた

AさんとBさんに、それぞれスポンジを水に沈めるところから実験してもらいました（図23）。

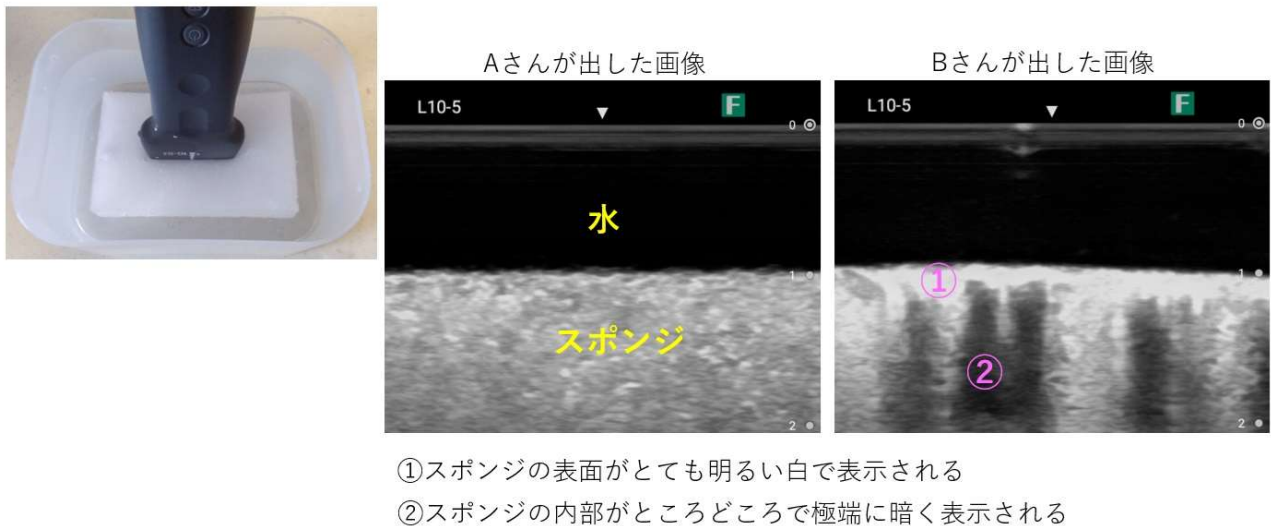


図23：スポンジを水に沈めた実験

Aさんが出した画像は、水の部分は黒く抜けていて、スポンジの部分は、明るさが異なるグレーのブツブツが入り混じった模様をしています。この模様は、スポンジの中に開いている無数の小さな穴を反

映していますが、この穴の構造そのものが画像になったものではありません。「スペックルパターン」と呼ばれるものです。

B さんが出した画像は、同じスポンジを使っているのに、A さんが出した画像とは、かなり見た目が違ってしています。その違いを見てみましょう。

まず、スポンジの表面がとても明るい白で表示されています。

もう一つの違いは、スポンジの内部が、ところどころで極端に暗く表示されていますね。

A さんの画像と B さんの画像の違いは、どうして起きたのでしょうか？

A さんは、スポンジを水の中で固く絞って、スポンジの中の空気を可能な限り排除しました。

B さんは、スポンジを軽く絞っただけで、スポンジの中の空気を残したまま水に沈めました。その結果がこの画像です。

水の中を進んでいった超音波が空気にぶつかると、水と空気との境界で超音波がすべて反射して、それより先に超音波を進めることができなくなります。その先から反射信号が戻ってくることはない、ということになります。

超音波が最初に空気にぶつかるのは、スポンジの表面です。そこから強い反射信号が戻ってくるために、スポンジの表面が明るい白で表示されます。

そして、超音波が空気にぶつかってすべて反射してしまうと、それより先から反射波は戻ってこないで、その下の部分は極端に暗く表示されるというわけです。

このスポンジを使った実験と同じことが、ヒトの体の中でも起きています。

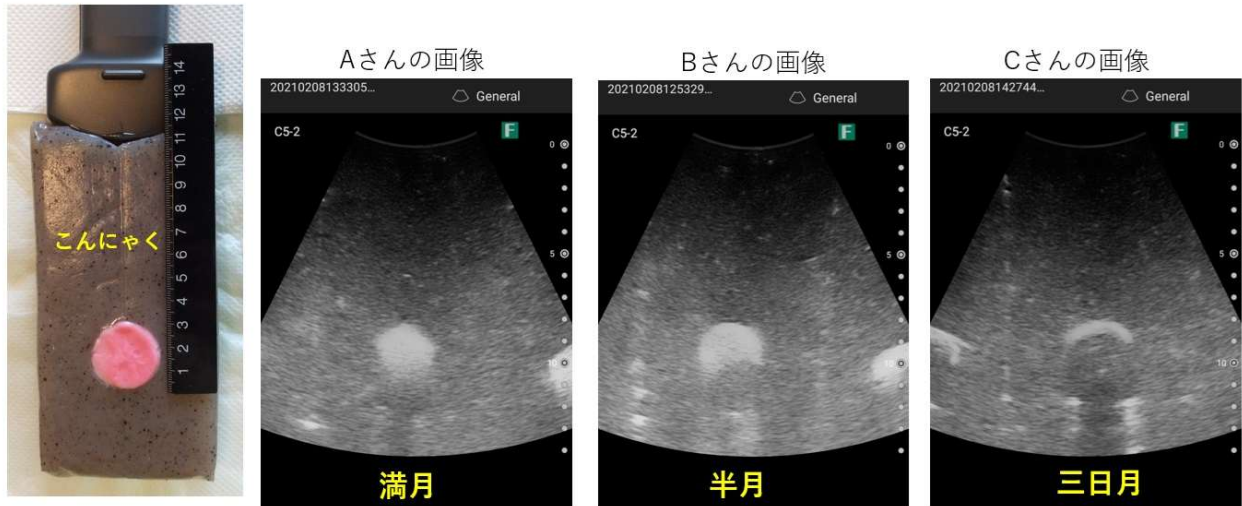
体の中を進んでいった超音波が、体の中にある「ガス」にぶつかると、超音波は、そのほとんどがはね返されて、強い反射信号が戻ってきます。そして、超音波はそれ以上先には進めなくなります。

この現象が画像になると、ガスとの境界面だけが「明るい白」で表示されます。そして、その先からの反射信号がほとんどなくなるために、「極端に暗く」表示される部分が現れることになります。

このように、あなたが描出しようとしている断面の中にガスが存在していると、あなたがどんなに頑張っても、ガスの下を画像として表示させることはできません。

■ こんにゃくに開けた穴に詰め物をしてエコーで観察してみた

市販されているこんにゃくに、直径約 3 cm の丸い穴を開けて、A さん、B さん、C さんに、それぞれ自分の好きなものを穴に詰めて画像を出してもらいました（図 2 4）。



Cさんの実験では、上側（前方）のごく一部に三日月型の明るい白のエコーが表示され、その下側（後方）は詰め物のエコーが表示されない

図2 4：こんにゃくに開けた穴に詰め物をした実験

A さんが出した画像は、こんにゃくに開けた丸い穴に詰めたものが、「満月」のように円形をした明るい白で表示されました。

B さんが出した画像は、同じように丸い穴にものを詰めたのに、明るい白で表示されているのは、「半月」のように円の上半分だけになりました。

C さんが出した画像では、丸い穴のてっぺんのごく一部が、「三日月」のように明るい白で表示されただけで、その下の詰め物はエコーとして表示されていません。

この3人は「性質が違う」ものを詰めました。

その「性質」とは何だったのか？ おわかりでしょうか？

3人が使った「詰め物」とは、100円ショップに売られている「こむぎねんど」でした。主な成分は、小麦粉、水、そして保湿剤です。

Aさんは、小麦粘土に水を含ませたものを練って、やわらかくしました。

Bさんは、買ってきた小麦粘土を練って、そのまま使用しました。

Cさんは、市販されているカレーのルーを少し粘土に加えたものを練って、硬くしました。

このように、3人が使った詰め物のベースは小麦粘土で同じものですが、混ぜるものを変えて、硬さを変えてみたのです。その結果、粘土の硬さが増すほど、明るい白で表示される領域が減って、その下に暗く表示される領域が出やすくなりました。

超音波が進んでいって、硬いものにぶつかると、境界面での反射が大きくなるのと同時に、その先まで進む超音波が極端に減衰してしまいます。そして、すでに減衰してしまった超音波が進んでいく先の物質が硬いものだと、超音波がさらに減衰してしまうからです。

この小麦粘土を使った実験と同じことが、ヒトの体の中でも起きています。

体の中を進んでいった超音波が、体の中にある「硬いもの」にぶつかると、超音波は、そのほとんどがはね返されて、強い反射信号が戻ってきます。そして、超音波はそれ以上先には進めなくなります。

この現象が画像になると、硬いものとの境界面だけが「明るい白」で表示されます。そして、その先からの反射信号がほとんどなくなるために、「極端に暗く」表示される部分が現れるということになります。

このように、あなたが描出しようとしている断面の中に硬いものが存在していると、あなたがどんなに頑張っても、その硬いものの下を画像として表示させることはできません。

超音波が体の中にある「ガス」にぶつかった、「硬いもの」にぶつかった場合に、その後方が「極端に暗く」表示される部分を、「音響陰影」または「アコースティックシャドウ」と呼んでいます。

きれいな画像が出ないのは、あなたのせいばかりではありません。

あなたのせいでなければ、「悪い私」とは、体の中にある「ガス」、「硬いもの」かもしれません。