

超音波パルス法の胎児・母体生理に 及ぼす影響に関する研究

—生体組織における反射・散乱信号の定量的な分析について—

東京船員保険病院産婦人科

穂垣 正 鴨

東芝医用機器事業部

斉藤 興 治・円城寺

進

住 野 洋 一

研究目的

昭和51年度より診断用超音波装置の基礎的問題を中心に検討を加えてきた。特に臨床应用到際しての超音波エネルギーの測定、トランスデューザーにおける不要応答の除去、生体組織からの受信信号の分析などを行なうことによって、超音波装置の安全性を向上させることが欠かせないと考えられる。

われわれは、生体に対する照射エネルギーを出来るだけ低値にとるための基礎実験として、電子走査型の診断装置を用いた際に生体組織表面、ないしは内部からの反射、散乱信号の分析を行ない、それにもとづいて、生体組織と音響学的に類似したモデルを構成しようとして以下の実験を試みた。

(1) モデルにもとづく反射及び散乱

1) 実験方法

生体組織とほぼ類似した音響インピーダンスをもつシリコンゴム板を用いて、超音波信号の反射、散乱について検討した。

実験は、内部に吸音材をはった水槽内に、超音波探触子と、10cm離れた位置にシリコンゴム板を対向させた。シリコンゴム板はマニプレーター上に固定し、探触子(直径13mm, 2.25 MHz)との対向角度が直読出来るように考慮した。

まず表面を滑らかにした直径70mmのシリコンゴム板で行ない、ついで、円板の1/2だけをヤスリで粗にした状態で行なった。トランスデューサーとゴム板の角度を、マニプレーターを動かして測定した。なお、この実験に先立って、シリコンゴム表面の粗さの測定を行なった。また、シリコンゴム板の表面を粗にする方法として、直径10~50ミクロンの微少なポリエチレン球をシリコン板の表面にできるだけ一様に散布して検討してみた。

2) 実験成績

まず、市販の電子スキャン装置(SAL 10日)の探触子を用いて円板状シリコンゴム板について画像を表現してみた。(図1)

探触子がシリコンゴム板と正確に対向して置かれた状態を図1の右半に示した。次にシリコンゴム板を少しづつ傾斜させた状態での画像を左半に示した。対向させて置いた場合には、滑らかな部分のシリコンゴム板も画像形成されるが、反射波が主体であるためより収録の早いシャープな像を結ぶのに対して、表面を粗にした部分からの像は、散乱成分が加わるために、画像的にはぼけた画像となっている。

この関係を受信パルス波の波形でみるとより明瞭で、滑らかな部分からの反射は、立ち上りと立ち下りの鋭いいわゆるダンピングの良い波形である(図2)。これに対して、表面を粗にした部分からの受信波は、尾ひきが長く、立ち上りの悪い散乱波特有の波形を示しそのスペクトラムも変化している。

次に、表面が滑らかなシリコンゴム板を用いて、探触子との対向角度を少しづつ変えて反射波形を観察してみた。なお振動子は、いわゆるmiddle focusであるため、振動子とゴム板との距離は7cmとした(図3)。

反射面の角度の変化とともに波形の幅がのび、かつ波と波との間の位相関係が複雑に変化している。特に、反射角度が大きくなるに従い、振幅が低下し反射波の持続時間が延長する傾向が著しい(図4)。

表面を粗にしたシリコンゴム板についても同様な実験を行なってみたが、対向させた場合(0°)の反射波形に差があるものの、傾斜角が増加した場合の受波エコー波形の悪化は滑らかな場合よりはるかに少ないものの、角度が増加するとともに波形の幅がのび、

位相干渉が起こり複雑な変化を示す。

これらのことから、反射物体がこととなった場合、特にその表面の特性がわずかでも音響学的な差異があれば、反射波の特性は大きな変化を示す。特にこととなった組織の境界面での粗さの特性は画像形成上重要な因子であると考えられる。

(2) 摘出生体標本による反射及び散乱

1) 実験方法

さきにシリコンゴム板について行なったのと同様な実験を、摘出した子宮筋腫例について行なった。まず、前記の水槽内でシリコン板に代えて、直径3cm厚さ1cmの角型のブロックを置いて、シリコンゴム板の場合と比較してみた。

2) 実験成績

摘出子宮筋腫のブロックを電子スキャン装置を用いて、さきに述べたシリコンゴムと同様な条件で画像を描いた(図5A)。実験は、筋腫核の一部を急速冷凍した後に水平にスライスし、平滑にした切断面と、摘出したまゝの組織境界面(漿膜)について比較してみた。図(A)ではスライス面を上に向け探触子と対向させたものであり、スライスした平滑面からの強い反射エコーが表現されていて、表面状態にBモード像が大きく依存している。しかし、超音波ビームとスライス面の間に相対的な角度(傾斜角)をもたせると(図5B)、平滑面からの反射成分はほとんど消失し、散乱波のみの像となった。この像の特徴は、全体にほぼ同一の強度をもつ面像となっている。

これらのことから、生体内でのビームと、生体組織との相対的な傾斜角を考えると、Bモード像のほとんどの部分が散乱波によって形成される。反射波が重要な役割をはたすのは、超音波ビームと、生体組織の境界面が、対角する特殊な条件下に限られる。

散乱の大きさは、散乱源の(波長に対する)組織の大きさや、音響学的なかたさの比によって左右される。

波長より充分大きな対象組織でも、表面の状態によって反射、散乱を考慮する必要があるが、Bモード像の形成には散乱波が主役をなしているの、その定量化について検討する必要がある。

(3) 散乱と反射の定量化

1) 散乱音場

生体の軟部組織の特徴は、各種のこととなった組織であっても、その音響学的な密度、体積弾性率には

あまり差がないことが知られている。したがって、生体組織からの散乱音場は、媒質内に、密度や、体積弾性率がわずかにことなる粒子によって散乱されると考えることが出来る。

そのときの散乱波の振巾 ξ_s は入射波の振巾 ξ_a 、散乱波の相対角 θ として、粒子の体積 T 、

$$\frac{\xi_s}{\xi_a} = \frac{\pi T}{r\lambda^2} \left(\frac{K_2 - K_1}{K_1} + \frac{\rho_2 - \rho_1}{\rho_1} \cos\theta \right) \dots\dots\dots(1)$$

と与えられる(図6)。

いま、媒質として水を散乱粒子として、シリコンゴムを考慮すれば、水： $(C_1:1530\text{m/s})$
 $\rho_1=1.0\text{ kg/m}^3$, $K_1=\rho_1 C_1^2=2.3\times 10^6\text{ (N/m}^2\text{)}$
シリコンゴム：としては $C_2=1000\sim 1500\text{ m/s}$
 $\rho_2=1.2\sim 1.4\text{ (kg/m}^3\text{)}$ $K_2=1.2\times 10^6\sim 3.2\times 10^6\text{ (N/m}^2\text{)}$ を考えた。

計算結果は(図7, 8)に示したが、これは、図の上方から原点にある粒子に音波が当たった場合の散乱音場を示している。シリコンゴムの音速を1000~1500m/sの間に4点をとった場合について、散乱波の最大値で正規化したものである。

この結果から、 C_2 が C_1 に近づくほど、前方へ散乱される場合が大きくなる。

もし、生体内の条件を考慮して、 $C_2=1500\text{ m/s}$ とした場合には、密度 ρ_2 の変化は、散乱波の指向性にあまり影響しないことがわかる。

$\theta=0^\circ$ での散乱波の強度を(表1)に示した。

(2) 反射音場

さきに述べた(図6)の点Pで観測されるものとしては、鏡面反射による反射波も考慮する必要がある。

(図9)の如く、振巾 ξ_a の音波が入射角 θ で媒質Iから媒質IIに入射したとき、反射波の振巾 ξ_r は次式の如くである。

$$\frac{\xi_r}{\xi_a} = \frac{\sqrt{K_1\rho_1}\cos\theta_1 - \sqrt{K_2\rho_2}\cos\theta}{\sqrt{K_1\rho_1}\cos\theta_1 + \sqrt{K_2\rho_2}\cos\theta} \dots\dots\dots(2)$$

$$r_t = \sin + \left\{ \left(\sqrt{\frac{K_1}{\rho_1}} - \sqrt{\frac{K_2}{\rho_2}} \right) \sin\theta \right\}$$

(2)式に基いて、反射音場を数値計算した結果を(図10)に示した。

このことから、粒子の音速として、1000m/sから1500m/sに変化させてみると、入射角度の変化

による反射波の強度の変化は、音速がことなるにしたがって、大きな差がある。

しかし、 $\theta = 0^\circ$ での反射強度にはあまり変化がない。

また、表1 Bに $\theta = 0^\circ$ としたときの反射波の強さを示した。

この結果、音速が水に近く、 $C_2 = 1500 \text{ m/s}$ 密度が、 1.4 kg/m^3 のシリコンゴムを用いることによって、反射波と、ほぼ同程度の強度をもつ散乱波が得られることが明らかとなった。

ま と め

生体内における超音波エネルギーを定量的、客観的に行なうための手段として、生体組織に類似したモデル (phantom) を作成しようと試みた。

その結果、音速に水 (約 1500 m/s) に近く、密度が、 1.4 kg/m^3 附近のシリコンゴムを用いることによって一定の条件下ではあるが、生体内でみられる如く、反射波とコンパラブルな強度をもつ散乱波が得られることが明らかになった。

図 1

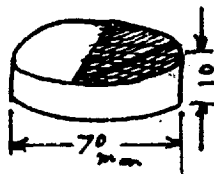
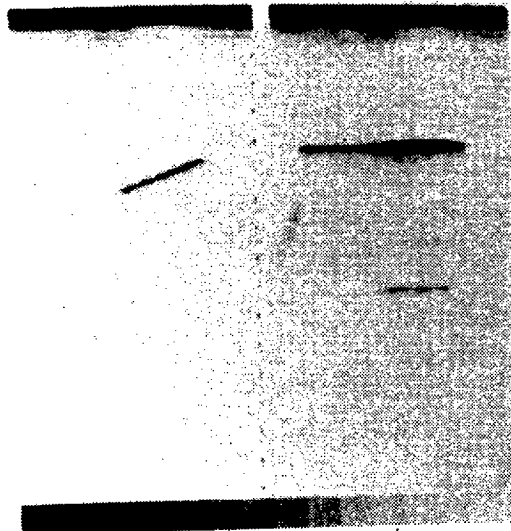


Fig.1 B scope
image of the silicone
surface. the half
part of the surface
is roughened.



☒ 2

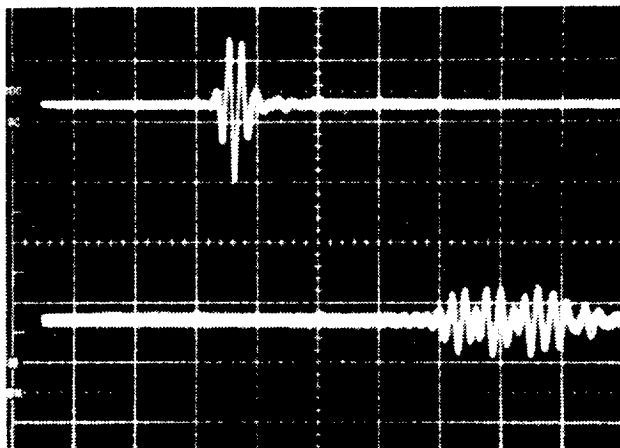


Fig. 2 Pulse echo wave form, upper; from smooth surface, under; from roughened surface.

☒ 3

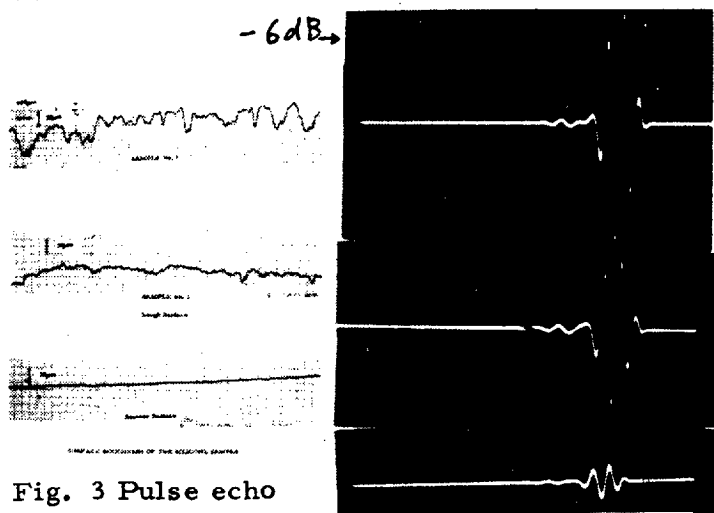


Fig. 3 Pulse echo amplitude depending on the surface roughness of the sample (Silicone rubber)

图 4

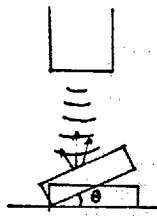
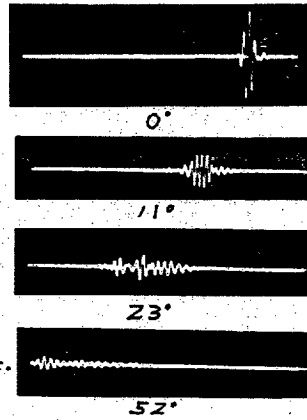


Fig. 4 Pulse echo wave form from different angle scattering reflector.



(图 5)

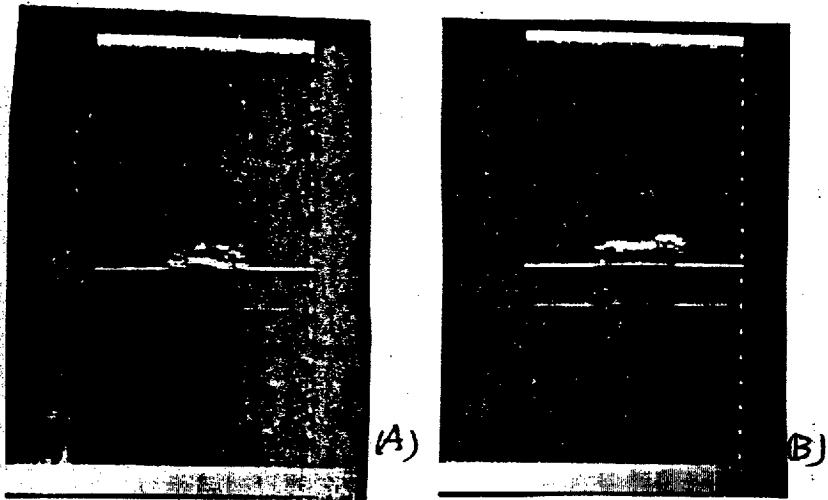


Fig. 5. B mode image of the extracted Uterus
(A) The upper side is sliced (B) The upper side is original tissue surface.

图 6

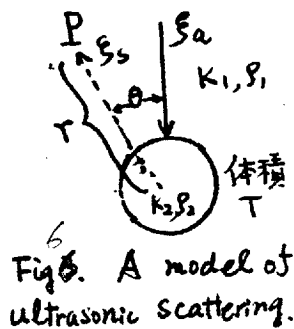


图 7

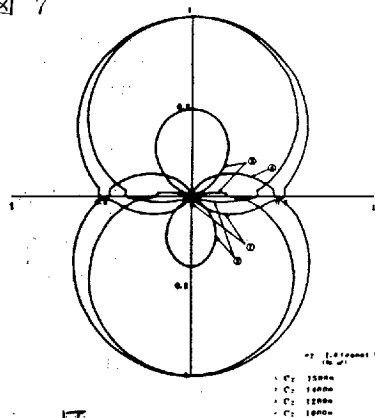


图 8

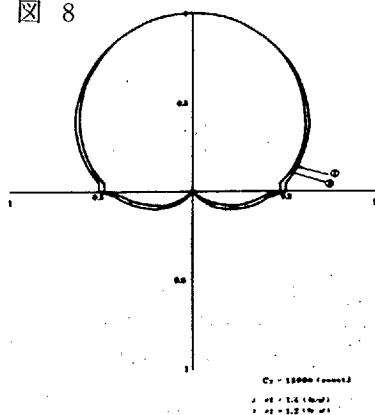


图 9

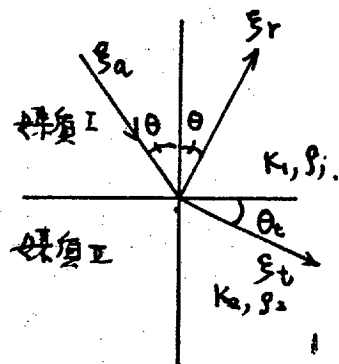


图 10

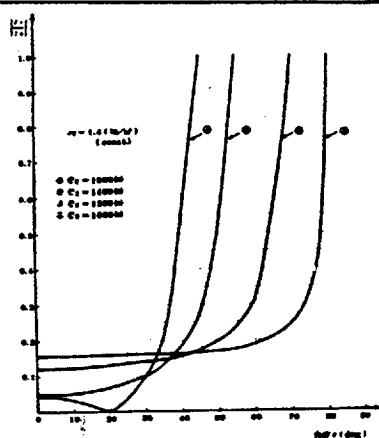


Fig. 10. The reflected sound intensity in the case of Fig. 4.

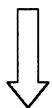
表 I

$\rho_2 = 1.4 (\text{kg/m}^3), \theta = 0^\circ$ $\gamma = 10 (\text{mm})$ $\lambda = 1 (\text{mm}), T = \frac{4}{3} \pi \lambda^3 \times 0.2$		$\rho_2 = 1.4 (\text{kg/m}^3), \theta = 0^\circ$	
$C_2 (\text{m})$	ξ_r / ξ_a	$C_2 (\text{m})$	ξ_r / ξ_a
1000	5.1×10^{-4}	1000	4.4×10^{-2}
1200	6.8×10^{-2}	1200	4.6×10^{-2}
1400	1.5×10^{-1}	1400	1.2×10^{-1}
1500	2.0×10^{-1}	1500	1.5×10^{-1}



検索用テキスト OCR(光学的文字認識)ソフト使用

論文の一部ですが、認識率の関係で誤字が含まれる場合があります



研究目的

昭和 51 年度より診断用超音波装置の基礎的問題を中心に検討を加えてきた。特に臨床応用に際しての超音波エネルギーの測定, トランスデューザーにおける不要応答の除去, 生体組織からの受信信号の分析などを行なうことによって, 超音波装置の安全性を向上させることが欠かせないと考えられる。

われわれは, 生体に対する照射エネルギーを出来るだけ低値にとるための基礎実験として, 電子走査型の診断装置を用いた際に生体組織表面, ないしは内部からの反射, 散乱信号の分析を行ない, それにもとづいて, 生体組織と音響学的に類似したモデルを構成しようとして以下の実験を試みた。