

医学的診断領域における超音波に関する研究

第 1 編

超音波の医学的応用に関する諸問題 *

岡山大学医学部第1外科教室（指導：田中早苗教授）

大学院学生 貞 本 和 彦

（昭和40年1月26日受稿）

内 容 目 次

第1章 緒 言

第2章 超音波研究の歴史的考察

第3章 超音波診断装置とその製作方法

第1節 使用周波数

第2節 振 動 子

第3節 発 振 回 路

第4節 受 信 回 路

第5節 掃 引 回 路

第6節 指 示 方 式

第4章 人体における音響工学的研究

第1節 超音波の波長計算

第2節 超音波の指向性

第3節 振動子の軸上の音場分布

第4節 超音波の減衰

第5節 臓器の反射損失

第5章 総括ならびに考按

第6章 結 論

第1章 緒 言

超音波は媒質と周波数が広いため Bolt や Heuter らは超音波技術を“sonics”と名づけ、現在では“nucleonics”や“electronics”と同様に新しい科学技術分野となつている¹⁾、最近では medical ultrasound（医用超音波）として medical electronics（医用電子工等）の分野で新機軸を生み出しているが、これは最近電子工学の分野で MC 帯のごく幅の短いパルスを取扱う技術が発達し、これを超音波発生器に応用したパルス—反射法による超音波技術が医学的診断領域に導入されてきたためである。パルス法による超音波診断法の特徴は、超音波が生体軟部組織に投射される時、その軟部組織の境界面で、それぞれの組織の音響インピーダンス（密度×音速）の相異により反射波（echo）が発生することにあり、この現象を応用すれば、従来の X 線で表わすことができなかつた種々の軟部組織がブラウン管上に像または波形で表示され、またパルス法を使用することに

より、何ら人体に副作用がないと報告されている²⁾ためである。わたくしもこれらの超音波の諸問題について若干研究を行い種々の結果や知見を得たので報告する。

第2章 超音波研究の歴史的考察

物理学では音波は弾性波によつて起る波動のことで、超音波は人間の耳で聞くことを目的としない音波と定義されている。1883年 Galton³⁾ は、いわゆる“Galton pipe”を製作し、1899年 Koenig⁴⁾ は数 mm 音叉を用いて、音波を石松子またはコルク粉末の入つたガラス管に入射せしめ粉末図型（Kundt's dust figures）によりそれぞれ可聴音の上限界や 30 kc から 90kc の超音波に関する研究を行なつている。1911年モスコウの Lebedev⁵⁾ は、Stokes⁶⁾ が 1849 年気体中の音波が内部摩擦すなわち粘性に基く吸収をうけ

$$\mu = \mu_0 1 - m x \dots \dots \dots (1)$$

なる式に従つて減衰することが超音波においても適

*（本論文の要旨は第4回日本超音波医学研究会において発表した）

用されることを指摘している。ただし

(1) 式において、

$$m = \frac{8\pi^2\mu}{3\lambda^2\rho\alpha}$$

μ = 気体の粘性
 λ = 波長
 α = 波の速度
 ρ = 気体の密度

である。(1)式は超音波の波長が短くなれば平面音波の到達距離が短くなるという性質を表はしている。その頃同時に Neklepajev⁷⁾ は廻折格子と火花放電を用い超音波減衰に関する研究を行ない超音波の減衰は次式で表わされる対数曲線に一致することを見出した。すなわち、

$$I_x = I_0 e^{-cx} \quad (\text{Stoke's formula}) \quad \dots(2)$$

である。

さらに1922年 J. Hartmann⁷⁾ は噴気音響発生器を設計し、March⁸⁾ らは噴気中における粗密波に関する研究を行なつて、超音波が光の場合と同様に直進、反射、屈折、集束、発散する性質を持つていることを見出した。

1880年、Pierre Curie⁹⁾ らはロッシェル塩や水晶などのある種の結晶が電場に置かれるとき、その結晶の長さを変化し、また機械的圧力を受けるときその表面に電荷を生じる、いわゆる電気音響変換現象(電歪現象ともいう)を発見し、今日の超音波振動子(水晶、チタン酸バリウム磁器など)の理論的根拠を築いた。1919年パリーの Langevin¹⁰⁾ は、水中に高周波音波を発生させて水に浸っている艦壁から反射されて戻ってくる反響(echo)によつて潜水艦を探知する方法を研究し、超音波の通信的応用である水中ソナー(空中のレーダーに相当する)の基礎を築いた。

超音波の医学的診断領域への応用は、1942年、Dussik¹¹⁾ によつて試みられ、研究初期は透過法が用いられたが、1951年東北大、通信工学研究所の菊地教授、順天堂大学外科の和賀井、日本無線の内田ららは、反射法を用いた従来の超音波探傷器を改良し医学的応用への研究を進め、臨床的に実施する段階になつた。¹²⁾ また同時期に阪大の里村¹³⁾ らにより、超音波ドップラー現象の診断的応用の開発がなされている。その他 Bolt¹³⁾、Wild¹⁴⁾、Howry¹⁵⁾ らもパルス反射法を用いた研究を始め、臨床的に応用されるにいたつている。

第3章 超音波診断装置とその製作方法

第1節 使用周波数

使用周波数は0.5MC から20MC 附近までのものを使用し、頭部では0.5MC から2.5MC 附近、腹部では2MC から5MC 附近、乳房では5MC から10MC 附近、眼球では10MC から15MC 附近と、
] いうように、人体各部により超音波の減衰、吸収、透過力などが異なるために適当な周波数を選ぶ。一般に周波数が低いと超音波の透過力が良く、周波数が高いと分解能は良い。

第2節 振動子

水晶またはチタン酸バリウム系振動子を用い、発生音場の関係から形状は円形のものがよく、直径は30mm, 20mm, 10mm, 7mm, 5mm, 3mm と任意の大きさのものが作られるが、使用周波数と振動子の直径とで発生する超音波の指向性が定まるので、これらを考慮する。

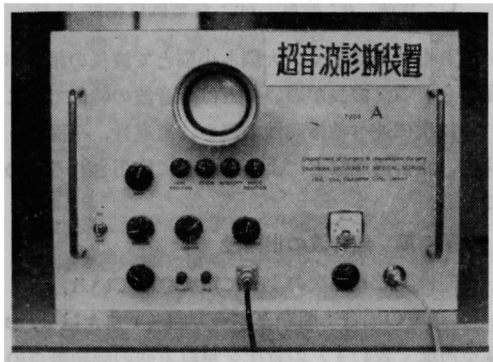
振動子の保持器は防水構造にし、アース電極は振動子の外側の表面にメッキし、その一部を導電塗料などを使つて裏側に導いてそこからリードをとるようにする。振動子の裏および側面には、吸音ペークライトか鉄粉入り吸音ゴムを用いて振動子の後方および側方向などの超音波を吸収させて、音源から完全な平面波が発生するようにする。

第3節 発振回路

パルス発振回路としては、サイラトロン発振回路が真空管発振回路より比較的簡単な回路で高圧のパルスを発生させ易いので本研究に使用せる装置はこの方法を採用した。矩形波を微分、増幅して正のパルスに整形し、高周波用サイラトロンの格子に加え、常時負電圧でカットオフされている同部に瞬時大電流が流れて同調回路に応じた超音波周波数のパルスが発生し、ジャックにつながれた高周波ケーブルを通して振動子にパルス電圧が加えられる。同調回路は任意の超音波周波数の数(例えば1MC, 2.25MC, 5MC, 10MC)だけ作つておき、受信部と連動したロータリースイッチで切換えられるようにする。その際振動子の形状、高周波ケーブルの長さ、および探解子法にして受信回路も直接電氣的に接続されるか否かなどにより並列容量が変わるので、それを手で補正するためにバリコン(パルス同調)をつけ、また実際に診断に応用するに当つて、パルス幅を細くして分解能を上げたい場合と、パルス幅を拡げ、送信エネルギーを増して感度を高めたい場合とがあり、パルス幅を可変にするためサイラトロンの陽極に可変負荷抵抗をつけ、そのつまみをパネル面に“パルス幅”調整用としてだしておく。第1図はわたくし

の製作した超音波診断装置（第2編、第2章、第3編、第2章、参照）で、そのパネル面の方向から見たものである。その他に真空管発振器も試作したが、わたくしの技術では実用の域に達し得なかつた。

第1図 超音波診断装置（筆者自作）のパネル図面

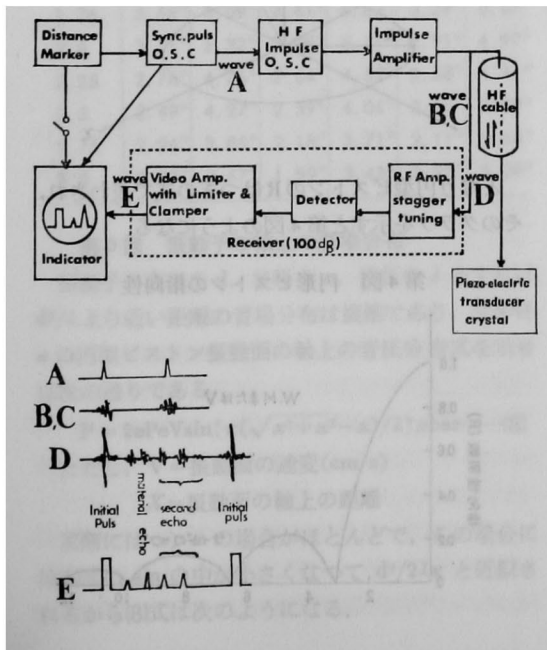


第4節 受信回路

パルスの受信回路としてはストレート型、スーパーヘテロダイン型、広帯域増幅型などがあるが、本研究に使用したものはストレート増幅型で、超音波周波数を中心としてその前後に必要な帯域幅をもたせて増幅器で最も簡単な方法である。しかし超音波周波数が多数ある場合にはその数だけの同調回路を

第2図 超音波診断装置のブロックダイアグラムと主要波形

MEDICAL U.S APPARATUS; BLOCK DIAGRAM&MAIN WAVE PATTERN



各増幅段にとりつけロータリースイッチで切換えねばならぬのが欠点である。受信信号は4段増幅され検波されて、ビデオ増幅した後にブラウン管上に出すビデオ型を採用しているが、本型式ではブラウン管像が明るく観察し易い特長がある。第2図に本装置のブロック、ダイヤグラムを示す。その他、スーパーヘテロダイン型のを製作したが、これはわたくしの技術では受信感度が悪く実用の域に達し得なかつた。

第5節 掃引回路

ブラウン管の掃引回路としては普通のブラウン管オシロスコープの場合とほぼ同様である。本研究に使用した装置で双三極管の組合せにより位置調整を行なつた後、鋸歯状波を発生し、これを増幅し、位相反転を行ない、その前後の電圧をそれぞれクランプを通してブラウン管の偏向板に加え、また鋸歯状波の裏側に当る部分で図型がブラウン管にできるのを消すために中間に3極管の陽極からブランピング電圧を取りだしてブラウン管の格子へ送つている。必要な探傷範囲だけをブラウン管にだすための可変抵抗のつまみを“測定範囲調整”としてパネル面にだしてある。また必要な部分だけを拡大するときはこの他、別に同期信号回路からの遅延用同期信号をこの回路に加えるとよい。

第6節 指示方式

指示方式はレーダーの指示方式の場合と同じであるが、超音波の場合は受信される振動子の位置を原点として、極座標上の目標の位置（距離R、方位角 θ 、俯仰角 ϕ ）とその目標からの超音波の反射強度Iを手ぎわよく整理して、目標の状態が一目で容易にわかるように表現するために、指示器としてブラウン管が用いられ、種々のデータを表示させるのに次の方式が現在用いられている。これらの方式はどれもブラウン管上に表わされるものであるために、表面における輝点の位置とその輝きで、複数個の目標のR、 θ 、 ϕ およびIを一度に表わすことが困難なため種々の方式が用いられるが、それぞれ特徴があつて優劣をつけ難い。

- 1) Aスコープ：Rをx軸に、Iをy軸に表わしたもの。装置が簡単で持ち運びができ、音響学的に直線方向での生体内部の変化がわかりやすく、乱反射、多重反射などが少く、反射波が正確に観測され易い。
- 2) Bスコープ： θ をx軸、Rをy軸、Iを輝きで表わしたもので、生体内部を平面的に観測できる。
- 3) Cスコープ：x軸に θ 、y軸に ϕ 、Iを輝きで表

わたしたもの、生体内部を立体的に観測できる。

4) PPI方式：R および θ 、(または ϕ) をブラウン管上に対応する極座標で表わし、I を輝きで表わしたものを PPI (Plan position indicator) という。

5) PPISector方式：PPI で極座標の中心をブラウン管の中心からことさらに離れたもの。

上記4)、5) はいずれも最近の音響学的研究から新しい方式として超音波指示方式に取り入れられたもので、Howry⁶⁾ Donald⁷⁾ 和賀井⁸⁾ らにより研究されている。

さて、本研究に使用した装置は、その回路構成の簡易なためAスコープ方式を採用し、3インチの観測用プラン管を使用した。BスコープやPPI方式では5インチ、7インチ、12インチなどの大きいものが観測しよい。

第4章 人体における音響工学的研究

第1節 超音波の波長計算

超音波の波長を λ 、音速をC、周波数をfとする
と波長は次式で表わされる。

$$\lambda = c/f \dots\dots\dots \textcircled{3}$$

今、大脳における音速(C)を $1.53 \times 10^5 \text{cm}$ 、密度(ρ)を 1.038g 、小脳における音速(C)を 1.47×10^5 密度を 1.034 とすれば⁹⁾、 0.5MC から 3MC までの各周波数でそれぞれの波長は第1表のごとく計算される。すなわち現在頭部診断用に使っているIMCと 2.25MC の周波数での波長は次の通りになる。大脳ではIMCで 1.53mm 、 2.25MC で 0.68mm 、小脳ではIMCで 1.47mm 、 2.25MC で 0.65mm 、水中ではIMCで 1.43mm 、 2.25MC で 0.64mm で、

第1表 大脳、小脳、水の各周波数における波長

f (Mc)	大脳(λ) mm	小脳(λ) mm	水(λ) mm
0.5	3.06	2.94	2.86
0.75	2.04	1.96	1.9
1.0	1.53	1.47	1.43
1.25	1.23	1.18	1.14
1.5	1.02	0.98	0.95
1.75	0.87	0.84	0.81
2.0	0.77	0.74	0.71
2.25	0.68	0.65	0.64
2.5	0.61	0.59	0.57
2.75	0.56	0.54	0.52
3.0	0.51	0.49	0.48

但し

	C (cm)	ρ (g)	ρc
大 脳	1.53×10^5	1.038	0.159×10^6
小 脳	1.47×10^5	1.034	0.151×10^6
水	1.43×10^5	1.00	0.141×10^6

C：音速 ρ ：密度 ρc ：音響抵抗密度

いずれも波長は短く、大脳と小脳とで波長の相違が認められる。波長が短いことは超音波の特徴で、これらは次に述べる指向性の鋭さ、直進性、平面波、反射、屈折透過などによつて診断に応用されるものである。

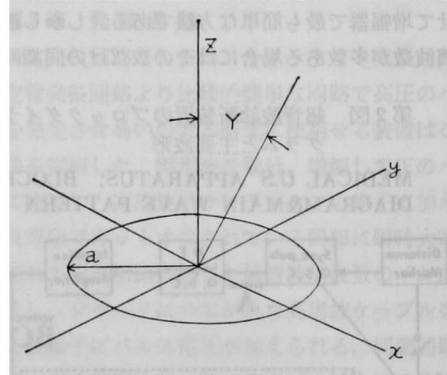
第2節 超音波の指向性

指向性関数Rは次のように定義されている。

1) 送波の場合：問題とする方向(r または α , β なる角度で表わす)の音圧を垂直方向の同距離点の音圧で割つた比。

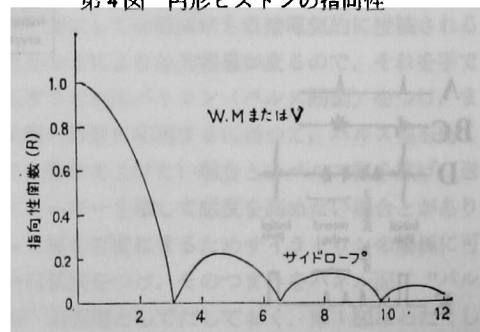
2) 受波の場合：問題とする方向の音圧と同じ強さの平面波が種々の方向からきた場合の振動面全体の駆動力、あるいは誘起電圧との比(第3図参照)

第3図 円形ピストンの超音波送波、受波角度



となり円型ピストンのRはつぎの式で表わされ、そのグラフを示すと第4図のようになる。

第4図 円形ピストンの指向性



$$R = \left| \frac{2J(w)}{w} \right| \dots\dots\dots(4)$$

$$w = \frac{2\pi a}{\lambda} \text{Sin}\gamma \dots\dots\dots(5)$$

さらに円型ピストンの指向性半減角および第1零の角は次式で表わされる。

$$\gamma_{1/2} = \sin^{-1}(0.71\lambda/d) \approx 0.71\lambda/d \text{ (radian)}$$

$$= 40.7\lambda/d \text{ 度} \dots\dots\dots(6)$$

$$r_{01} = \sin^{-1}(1.22\lambda/d) \approx 1.22\lambda/d \text{ (radian)}$$

$$= 70\lambda/d \text{ 度} \dots\dots\dots(7)$$

従つて(6)(7)を使つて各周波数での振動子の指向性を計算すると第2表のごとくである。すなわち同じ大きさの振動子で周波数が一定でも大脳、小脳、水など各軟部組織で指向性が異り、また振動子の直径が一定でも周波数が高くなると指向性が鋭くなることわかる。指向性を鋭くすることは、発生する音波の平面波を一層完全な状態にさせるため軟部組織の診断に要求される条件と考えられる。

第2表 大脳、小脳、水における周波数と指向性の関係

f(Mc) lcmφ	大 脳		小 脳		水	
	半減角	第1零の角	半減角	第1零の角	半減角	第1零の角
0.5	12.40°	21.42°	12.20°	20.58°	11.60°	20.02°
0.75	8.30°	14.28°	7.90°	13.72°	7.70°	13.50°
1.0	6.20°	10.71°	5.90°	10.29°	5.70°	10.01°
1.25	4.90°	8.54°	4.80°	8.26°	4.60°	7.98°
1.5	4.00°	7.14°	3.98°	6.86°	3.87°	6.65°
1.75	3.55°	6.09°	3.41°	5.82°	3.29°	5.67°
2.0	3.11°	5.32°	2.99°	5.11°	2.91°	4.97°
2.25	2.76°	4.76°	2.64°	4.55°	2.58°	4.41°
2.5	2.49°	4.27°	2.39°	4.06°	2.32°	3.99°
2.75	2.26°	3.85°	2.18°	3.71°	2.11°	3.64°
3.0	2.07°	3.57°	1.99°	3.43°	1.93°	3.29°

第3節 振動子の軸上の音場分布

振動子の直径をd、半径をα、波長をλとすればd²/λより近い距離の音場分布は複雑であり、今半径αの円型ピストン振動面の軸上の音圧分布式を示せば次の通りである。

$$P = 2ePeV\text{sin}(\pi(\sqrt{x^2+\alpha^2}-x)/\lambda) \mu\text{bar} \dots\dots(8)$$

ただし、V=振動面の速変(cm/s)

X=振動面の軸上の距離

実際にはx>αの場合がほとんどで、この場合には(8)式のsinの中が小さくなってd²/2λxと近似されるから(8)式は次のようになる。

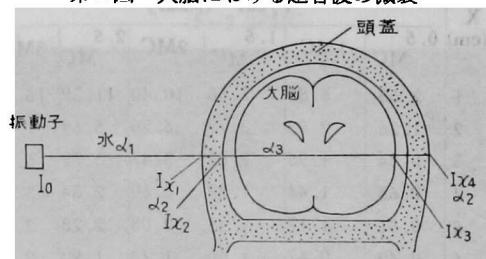
$$R = 2PCV\text{sin}(\pi\alpha^2/2\lambda x) \approx PCV\pi\alpha^2/\lambda x \dots\dots(9)$$

すなわちPはxに反比例する。またx>α²/λではこの近似の誤差は2%以下であるといわれるから、今、大脳に直接振動子をあてた場合振動子の軸上で大脳の遠位側になるほど(8)式の近似値の誤差は少くなることがわかる。各周波数での大脳における円型ピストン振動面の軸上の音場分布近似値を計算すれば第3表の通りである。

第4節 超音波の減衰

水浸法で頭部を検査する場合、かりに大脳における平面波のみの減衰量をしらべるためには次式が考えられる、

第5図 大脳における超音波の減衰



次5図において振動子面の強度をI₀、頭蓋骨表面、内面の強度をIx₁、Ix₂、さらに反対側の頭蓋骨内面、表面をIx₃、Ix₄とし、脳膜は省略するとして、各点での音強度を求める、ただし、水、頭蓋骨、大脳の吸収係数をそれぞれα₁、α₂、α₃とし、また振動子の直径をd、振動子より各点の距離をx₀、x₁、x₂、x₃、x₄とする。

$$I_0 = \frac{w}{\pi d^2} \dots\dots\dots(10)$$

$$Ix_1 = I_0 e^{-2\alpha_1(x_2-x_1)} \dots\dots\dots(11)$$

$$Ix_2 = I_0' e^{-2\alpha_2(x_2-x_1)} \dots\dots\dots(12)$$

$$Ix_3 = I_0'' e^{-2\alpha_3(x_3-x_2)} \dots\dots\dots(13)$$

$$Ix_4 = I_0''' e^{-2\alpha_2(x_4-x_3)} \dots\dots\dots(14)$$

ただし I₀'=Ix₁、I₀''=Ix₂、I₀'''=Ix₃

上式(10)~(14)により、水浸法における振動子面の音強度I₀が決定すれば、検査せんとする頭蓋骨表面ならびに内面や大脳内での任意の距離における音強度が求められることになる。

第5節 臓器の反射損失

人体各部の各種臓器の反射損失を考える場合に、これを超音波のビームに直角におかれたある一定の形状物体、たとえば同一半径の円筒の反射損失と関係づけられれば取り扱いが簡単である。第6図で臓器に入射する音圧をP₀、臓器の反射が音源方向にxだけ伝播した音波の音圧をPとすると、曲率半径r

完全反射体の場合に a を反射体の長さとするば反射率 rp は次式で表わされる。

$$r\rho = \frac{\Delta P}{2} \dots\dots\dots(17)$$

したがって総合音圧反射率 r は(15)式と(17)式より次のとおりになる。

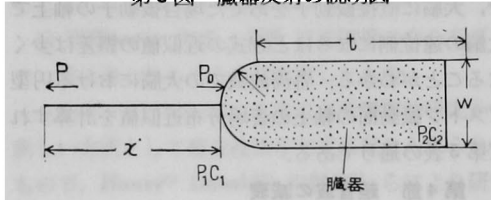
$$r = rp \cdot r\rho = \sqrt{\frac{2r}{\lambda}} \cdot \frac{a}{x} \cdot \frac{\Delta\rho}{2} \dots\dots\dots(18)$$

反射損失 Lp はしたがって次の式で表わされる。

$$Lp = 20 \log_{10} \frac{1}{r} = 20 \log_{10} \sqrt{\frac{\lambda}{2r}} \cdot \frac{x}{a} \cdot \frac{2}{\Delta\rho} \dots\dots\dots(19)$$

実際には、各種臓器を上述の円筒形の形状に当てはめた場合それよりずれる分は形状係数 K などを含めて考えなければならない。

第 6 図 臓器反射の説明図



第 3 表 大脳における各周波数での円形ピストン振動面の軸上の音場分布近似値

X (cm)	P/eV (μbar)					
	0.5 MC	1MC	1.5 MC	2MC	2.5 MC	3MC
1	2.53	5.86	7.58	10.40	11.39	15.14
2	1.26	2.93	3.79	5.20	5.69	7.57
3	0.84	1.95	2.52	3.47	3.79	5.04
4	0.63	1.46	1.89	2.60	2.84	3.53
5	0.51	1.17	1.51	2.03	2.28	3.03
6	0.42	0.67	1.20	1.73	1.90	2.52
7	0.36	0.83	1.08	1.48	1.62	2.16
8	0.31	0.73	0.94	1.30	1.42	1.88
9	0.28	0.65	0.84	1.16	1.27	1.68
10	0.25	0.58	0.75	1.04	1.14	1.5
11	0.23	0.53	0.69	0.94	1.04	1.37
12	0.21	0.48	0.63	0.86	0.95	1.24
13	0.19	0.45	0.57	0.80	0.88	1.17
14	0.18	0.41	0.56	0.74	0.81	1.08
15	0.17	0.39	0.55	0.69	0.76	1.01
16	0.16	0.36	0.46	0.65	0.71	0.94
17	0.15	0.34	0.44	0.61	0.67	0.89
18	0.14	0.32	0.41	0.57	0.61	0.84
19	0.13	0.30	0.39	0.54	0.60	0.80
20	0.126	0.29	0.38	0.52	0.57	0.76

$$rp = \frac{P}{P_0} = \sqrt{\frac{2r}{\lambda}} \cdot \frac{a}{x} \dots\dots\dots(15)$$

一方、臓器の密度、その中で音速をそれぞれ P_2 , C_2 とし、水浸法による場合の水のそれを P_1 , C_2 とすると水と臓器の波動抵抗差による音圧反射率 rp は次式で表わされる。

$$rp = \frac{P_1 C_1 - P_2 C_2}{P_1 C_1 + P_2 C_2} \dots\dots\dots(16)$$

ここで $C_1 \approx C_2$ とおくことができるから密度差で反射率がきまり $(P_1 - P_2) = \Delta P$ とすれば、 rp は次式の通りになる。

第 5 章 総括ならびに考按

超音波の医学的診断領域に関する研究は第 1 章で述べたように、1650 年前後から急速に発展し委め、現在まだ解決すべき多くの問題を含んでいる。診断原理は MC 帯域の超音波をパルスで送信し、人体内部の諸臓器ならびに軟部組織の音響インピーダンス（密度×音速）の相異による反射、あるいは透過現象を利用する方法や、超音波ドップラー効果などを利用する方法が用いられている。

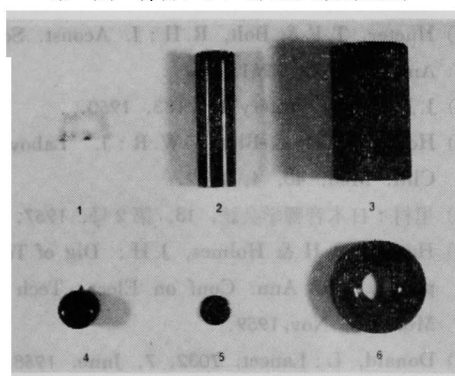
わたくしが今回試作した超音波診断装置はパルス一反射法を利用したもので、電気的回路の構成は金属用超音波探傷器を参考にした。パルスの送信間隔は 50C/S または 60C/S 繰返して、1~20μs の間だけ高周波インパルスを発振させて、この出力がケーブルによつて、同じ周波数の固有振動数を有する振動子に導かれる。そして振動子による電気音響変換現象によつて発生した超音波が人体に伝えられる。人体内部で各組織の音響インピーダンスの相違により、反射して帰ってくる反射波を同一の振動子で機械的振動圧として受け、これを振動子の電気音響変換現象により、電気的振動電圧に換えてケーブルで増幅器へ導き、増幅器で器幅し、検波器で検波し、さらに増幅して、50c/s または 60c/s で同期されたブラウン管の横軸に加え、反射波を静止像として観測できるようにした。さらに超音波診断装置として人体に応用する場合に、次の条件を満足しなければならないことが判明した。すなわちパルスの幅は 20 μs 以下で、高周波受信感度は 80 から 100dB の性能を持つことが必要である。

また本装置に使用したブラウン管は、レーダー観測用 3 インチブラウン管 (3kP7) で指示方式は、A スコープ方式である。使用した主要真空管は、発

振部で 2 D21, 3 C45, 受信部で 6 B X 6, 6 A L 5, 5 C B 5, 6 A Q 5 などである。

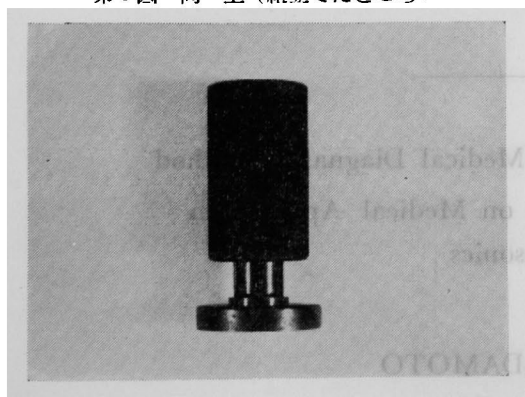
次に第 4 章で述べたように超音波を診断用として応用する場合には、縦波による完全な平面波として利用することが理想的で、このため波長、指向性、超音波の投射方法などが関係することが判明した。投射方法として、Howry¹⁷⁾, Donald¹⁸⁾, 和賀井¹⁹⁾らは独特な研究を進めており、またわたくしも指向性に関し第 7, 8 図のような音響レンズ付き診断用振動子を製作し研究を進めている。次に超音波振動

第 7 図 音響レンズ付き診断用振動子



1. 音響レンズ. 2. レンズ移動リング.
3. 手動部. 4. 振動子部屋. 5. リード部.
6. 接触部

第 8 図 同上 (組立てたところ)

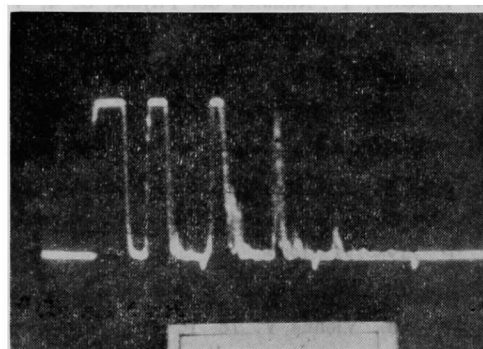


子の軸上での音場分布を考へる場合、振動子近傍の音場分布が複雑な²⁰⁾こと、さらにパルス法として表示する場合にブラウン管上に送信波形が一定の距離に表示されて、その距離内にある反射体からの反射波が観測できないことが判明した。従つて振動子に直接接触せる部分の反射波は解読しがたい場合が多く、このため水浸法などによつて、一定の距離を水などを媒体として、これらの不感距離を除外したり、ま

たパルス技術の改善により不感距離をのぞく必要があることを確認した。

さらに反射法を利用する場合には、1) 振動子と組織境界面の距離が $1/4$ 波長の奇数倍のときに進行波と反射波が互に干渉して定在波 (standing wave) が生じ、ブラウン管上では、これが強い反射波となつて数個の反射波が一定の間隔で出現する場合 (第 9 図参照)、2) 反射体に横波が発生し、縦波による反射波のあとに速度の遅い横波による反射波が数個出現する場合、2) 反射体までの距離が $1/2$ 波長の整数倍のときに反射が行なわれず完全に透過する場合などが存在することが判明した。

第 9 図 超音波による定在波の発生
($f=2.25\text{MC}$)



第 6 章 結 論

1) 超音波の医学的診断領域に使用される周波数は 0.5MC から 20MC までが限界で、診断装置としてパルス反射法を利用する場合に、パルス幅は $20\mu\text{s}$ 以下で、高周波受信感度は 80dB から 100dB の性能を持つことが必要である。

2) わたくしは、サイラトロン発振器によるストレート受信装置で、パルス反射法による超音波診断装置を試作した。指示部は A スコープ方式で、使用ブラウン管はレーダー観測用の 3 インチ、残光性ブラウン管 (3 KP 7) で、使用した主要真空管は、発振部では、2 D21, 3 C45, 受信部では、6 B X 6, 6 A L 5, 6 C B 5, 6 A Q 5 などである。パルス幅は $1\sim 20\mu\text{s}$ 、高周波受信感度は $90\sim 100\text{dB}$ で、発振周波数は 0.5MC から 10MC までである。

3) 反射波の分解能を上げるため振動子の指向性、超音波の波長、強度、投射方法、発振、受信装置の性能、振動子までのケーブルの長さなどが関係することが判明した。

4) 観測にあつては、超音波の定在波、横波、

その他の多重反射などを考慮に入れなければならない。

(稿を終るに臨み、御指導、御校閲を賜った恩師田中早苗教授に深甚の謝意を捧げるとともに、直接

御指導、御教示をいただいた西本詮博士に衷心より感謝の意を表します。尚、数々の御援助をいただいた順天堂大学外科、和賀井敏夫博士ならびに日本無線、内田六郎氏に深く感謝します)

参 考 文 献

- 1) 実吉, 菊地, 能木監修: 超音波技術便覧, 日刊工業新聞社, 1960.
- 2) Galton, F: *Nature*, V. 27, P. 491~492, 1883.
- 3) Koenig, R: *Annalen der Physik*, S. 3, V. 69, P. 626~660, 721~738, 1899.
- 4) Lebedev, P: *Annalen der Physik*, S. 4, V. 35, P. 171~174, 1911.
- 5) Stokes, G.G: *Cambridge Philos. Soc.*, V. 8, P. 287~319, 1849.
- 6) Neklepajev, N: *Annalen der Physik*, S. 4, A. 35, P. 175~181, 1911.
- 7) Hartmann, J: *Physical Rev.*, S. 2, V. 20, P. 719~727, 1922.
- 8) Mach, E und Gruss: *Sitzungader, Akad. Wissen., Vienna*, V. 78, P. 467~481, 1879.
- 9) Curie, P and Curie, J: *Paris, Coruptes Rendus*, V. 91, P. 294~295, 1880.
- 10) Langevin, P: *French Patent* 505903, 1918.
- 11) Dussik, K.T: *Ztschr. f. d. ges. Newrol. u. Psychiat.* 174, P. 153, 1942.
- 12) 田中, 和賀井, 菊地, 内田: 日本音響学会研究発表会予稿5, 1952.
- 13) Hueter, T.F & Bolt, R.H: *J. Acoust. Soc. Am.* 23, 160, 1951.
- 14) J.J. Wild: *Surgery* 27, 183, 1950.
- 15) Howry, D.H & Bliss, W.R: *J. Labovat. Clill. Med.* 40, 4, 1952.
- 16) 里村: 日本音響学会誌, 13, 第2号, 1957.
- 17) Howry, D.H & Holmes, J.H: *Dig of Tech papers, 12th Ann. Conf on Elect, Tech in Med Bio*, Nov, 1959.
- 18) Donald, L: *Lancet*, 7032, 7, Jnne, 1958.
- 19) 伊藤, 石川, 和賀井, 内田: 第6回日本超音波医学研究会講演論文集, P. 69, 1964.
- 20) 貞本: 医用超音波のありかたについて, *医学と器械*, 9, 第10, 11, 12号, 1963

Application of Ultrasonics to Medical Diagnostic Method Part 1. Fundamental Study on Medical Application of Ultrasonics

By

Kazuhiko SADAMOTO

Department of Surgery and Neurological Surgery, Okayama University
Medical School, Okayama
(Director: Prof. Sanae TANAKA)

The application of ultrasonics to medical diagnostic method has not been so much successful, because the complexity of the sound reflecting structures echos which are so numerous and variable that controlled experiments and consistent results are difficult to obtain.

In this point, fundamental electrical and ultrasonic study in medicine has been

very important; electrical circuit of the pulse generator, receiver, amplifier and indicator, pulse length and intensity of the transmitter, the directibility of the ultrasonic beam and scanning method, they would be concerned with upper problem.

A new type of apparatus for this study has been designed and produced by the author; Sensitivity of the receiver is 90~100 dB, measuring distance is 2mm~1.8m and the frequency of the pulse generator is 0.5MC~10MC. A 500pF capacitor is charged to about 1,800 V through a high resistance and is then discharged by a thyratron tube (3C45) through the primary winding of a pulse transformer. The amplitude of the transmitted ultrasonic pulse rises from $1\mu\text{s}$ to its maximum value in 20 μs . Fifty or sixty such pulses are transmitted each second to human body.

This apparatus has been used to diagnostic medicine and fundamental study in the author's clinic.
