U.D.C. 616. 12-073. 42-71: [534. 143-8: 534. 61. 087]

、 后 志 台 白 7 *

小特集·医療機器

電子セクタスキャン超音波断層装置とその応用

Electronic Sector Scanning Ultrasonotomography and its Applications to Cardiac Diagnosis

近年,医学の分野で患者の生体内に向けて発射する超音波ビームを走査して臓器 の断層像を得る,いわゆる超音波断層装置が広く用いられるようになった。超音波 断層装置による診断は,患者に苦痛を与えず体外から内部の診断ができるという大 きな特長があり,最近急速に脚光を浴びてきている。しかし,従来の手動操作によ る機械走査超音波断層装置では,撮像速度が遅いため,心臓のように動いている臓 器を観察することができない。そこで筆者らは,超音波ビームを走査する回路に新 しい方式を導入し,扇形角72度,方位分解能3 mm という広視野,高分解能の電子セ クタスキャン超音波断層装置を開発した。本稿は,開発した装置の原理,性能,機 能及び心臓診断への応用について述べる。

2LI称 毋X KP	Konao Tosnio
黒田正夫*	Kuroda Masao
小川俊雄*	Ogawa Toshio
中川健治**	Nakagawa Kenji
松尾裕英**	Matsuo Hirohide
千田彰一***	Senda Shôichi

Kanda Tashia

11 緒 言

超音波による心臓の検査法として心エコー図(以下, UCG と略す)法が既に相当の普及を見せ,臨床面で実績を挙げて いる。UCG法は,体表に固定した探触子から一定方向に発 射した超音波のエコーにより,心臓内の弁,壁などエコー源 印加して励振すると、各素子から放射される超音波の波面は 正面方向にそろうため、超音波ビームは正面に向く。一方、 素子1にパルス電圧を印加した後、**τ**=(d/c)sin**9**時間後、 素子2にパルス電圧を印加する。同様、素子3以下逐次**τ**時

の時間変化を動態曲線として表示するものである。この方法 は、一方向の情報しか得られず、心臓のどの部分の情報であ るかという位置関係が明確でない。心臓のように動いている 臓器は、その断層像を観察することにより診断上重要な情報 が得られる。従来の機械走査形の超音波断層装置では、探触 子を手動操作して走査を行なっているため、走査速度に限界 があり心臓のリアルタイム断層像は観察できない。超音波断 層装置により動態観察するためには、対象とする拍動物体が ほぼ静止したと見なせるほど十分短い時間で超音波ビームの 走査を完了することが必要である。このような目的に対し、 探触子を機械的に高速度で運動させて高速撮像する装置が開 発されている¹¹。この方法より、更に走査速度を上げるため 超音波ビームを電子的にセクタスキャン、あるいはリニアス キャンする方法が提案され、種々の構成の装置が開発されて いる^{2)~4)}。

高速度超音波断層装置で心臓を診断するためには,胸部上 から超音波を送受波する必要がある。しかし,胸壁付近には 肺,肋骨など超音波の透過率の悪い組織が存在するので,超 音波を発射する部位は肋間の狭い場所に限定されるなど特殊 な撮像技術が要求される。電子セクタスキャン超音波断層装 置は,上記の要求を満たすため探触子を小さくしても十分広 い視野が得られるので,心臓の診断には最適といえよう。

本稿は、心臓を主な診断対象として開発した電子セクタス キャン超音波断層装置とその応用例について述べる。

2 原理と構成

今回開発した超音波断層装置は,図1に示したような幅の 狭い振動子素子を一直線に等間隔で配列した探触子を用いて

間遅れてパルス電圧を印加すると,探触子の正面より角度 ¢ 方向で波面がそろい,超音波ビームを正面方向より角度 ¢ 偏 向することができる。これと反対に,探触子に超音波が入射 する場合,各素子への入射超音波による信号電圧に逐次遅延 時間を与えた後加算することにより,特定の方向に対し感度 が最良になるような指向特性を持たせることができる。この 場合,各素子からの信号電圧に与える遅延時間は,超音波の 送波ビームを偏向する場合と同じである。送波ビームの偏向 角と超音波を受波する際の指向特性における主極大の偏向角 とを一致させるようにして,これら偏向角を順次変化させる ことによりセクタスキャンを実施する。



13

図2に超音波ビームを電子的に偏向する原理を示す。等間 図1 探触子の構造 振動子素子は、チタン酸ジルコン酸鉛(PZT)など 隔 d で配列された素子1、2、……iにパルス電圧を同時に 圧電磁器で作られている。

* 日立製作所中央研究所 ** 株式会社日立メディコ大阪工場 *** 大阪大学医学部阿部内料 医学博士

174 日立評論 VOL. 59 No. 3 (1977-3)



図2 超音波ビームを電子的に偏向する原理説明図 超音波ビーム を角度¢偏向した場合の波面を示す。

図4 位相制御可能な送波用パルス発生器のブロック図 超音波 ビームの偏向角を決める遅延時間のデータは,ROMよりレジスタへ送られる。電 子的に集束作用を与える遅延時間のデータは,あらかじめカウンタにプリセッ トしておく。

今回開発した装置の構成を示すブロック図を図3に示す。 本装置は、0.4mm幅の素子(共振周波数2.3MHz)を32本0.5mm ピッチで配列した探触子、素子の数と同数のチャンネル数の パルス発生器、受波信号増幅用高周波増幅器及び遅延回路、 断層像を表示するディスプレイ、並びにこれらの制御回路か ら成っている。

電子セクタスキャン超音波断層装置で,探触子の素子数を 少なくすると指向特性が劣化する。一方,診断に有用な性能 を得るため多数の素子から成る探触子を用いると,各素子に 付随する送波信号と受波信号用可変遅延回路を多数必要とす るため,装置が複雑かつ高価になり,従来その実用化が阻ま れていた。

筆者らは,送波及び受波信号用可変遅延回路とその制御方式 に検討を加え,回路構成を大幅に簡略化することができた⁵⁾。



図4に可変遅延回路の機能を備えた位相制御可能な送波用 パルス発生器のブロック図を示す。シフトレジスタには超音 波ビームの偏向角に対応したデータが,アップダウンカウン タには電子フォーカスを与えるためのデータが与えられる。 端子1に印加したパルスにより,シフトレジスタのデータに 基づいて遅延時間に相当するデータがカウンタに積算される。 端子2に印加したパルスにより,カウンタを動作させてけた 下げ信号を各素子を励振するタイミングパルスとしている。

図5に受波信号用遅延回路のブロック図を示す。この回路 では、所望の指向特性を得るため2、3、……*i*-1、*i*なる素 子からの受波信号にそれぞれ τ_2 、 τ_3 、…… τ_{i-1} 、 τ_i なる遅延 を与えた後、加算する操作を次のようにして行なっている。遅 延線2、3、……(*I*-1)、*I*には遅延時間として τ_2 、($\tau_3 - \tau_2$)、 ……($\tau_{i-1} - \tau_{i-2}$)、($\tau_i - \tau_{i-1}$)なる差分値を与える。素子 *i*から の受波信号は、遅延線 *I*により($\tau_i - \tau_{i-1}$)遅延させた後、素子 (*i*-1)からの受波信号と加算する。この信号は再び遅延線(*I*-1) により($\tau_{i-1} - \tau_{i-2}$)遅延させた後、素子(*i*-2)からの受波信号 と加算させる。以上の操作を順次繰り返す。ここで遅延時間 の制御は、アナログスイッチにより集中定数型遅延線のタッ プを選択することにより行なっている。

上記の送波パルス発生器と受波信号用遅延回路の遅延時間 のデータは,超音波ビームの偏向角に対応してリードオンリー メモリ(以下, ROMと略す)から読み取り与えられる。

今回開発した装置に心臓を診断する際断層像の観察と併用 して、心臓の診断で大きな効果が期待できる次のような機能 を持たせた⁶⁾。

注 : CRT=Cathode Ray Tube

図3 電子セクタスキャン超音波断層装置のブロック図 送波用 パルス発生器,受波信号を増幅するための高周波増幅器,受波信号に遅延を与 えるタップ付の遅延回路及び断層像を表示するCRTディスプレイ,並びにこれ らを制御する回路が示されている。

CRTディスプレイ

(1) 断層像ディスプレイへの心電図波形(ECG)の同時表示
(2) 指定した任意の1ないし2方向のUCG, Mモードスキャン像,あるいは断層キモグラムと断層像の並列表示 上記(2)の機能を与えている制御部の構成を図6に示す。超音波ビームの偏向角に対応した送波パルス発生器と受波信号 用遅延回路の制御データとともに、ディスプレイの偏向角度

14

電子セクタスキャン超音波断層装置とその応用 175



図5 受波信号用遅延回路のブロック図 タップ付集中定数型遅延線 のタップを,アナログスイッチで切り換えることにより,遅延時間を変える。



のデータがROMに蓄積されている。断層像だけを表示する 場合は,ROMは常に超音波ビームの偏向角に対応した番地 を選択するための主カウンタに接続されているが,UCGと 並列表示する際は副カウンタへ切換えが繰り返し行なわれ る。この結果,断層像とUCGは時分割表示される。副カウ ンタを2個用いると2方向のUCG像が同時観察できる。副 カウンタを副発振器に接続しておくことにより,Mモードス キャン像が得られる。断層キモグラムを得るためには,切換 回路を副発振器に接続された副カウンタに常に接続されるよ うにしておけばよい。

図7に以上の機能を持つ電子セクタスキャン超音波断層装

図7 電子セクタスキャン超音波断層装置 上部の左のディスプレイに断層像, UCG, 又は断層キモグラフが表示される。右のディスプレイは断層像専用のものである。

置(EUB-10)の外観を、図8に探触子の外観を示す。

3 性 能

前述の新しい方式の送受波信号の遅延回路とその制御回路 を採用して,表1に示したような性能を達成できた。毎秒36

15



図 6 多くの機能を持たせた制御部のブロック図 ROMには超音波ビームを偏向するための送受波 回路の制御データとともに、ディスプレイの制御データが書き込まれてある。

176 日立評論 VOL. 59 No. 3 (1977-3)





図 9 モデルターゲットとその超音波像 モデルターゲットは直径0.3 mmの絹糸で作られている。

図8 探触子の外観 先端を肋間に当てて診断する。

コマという撮像速度は、生体中の超音波の音速、1フレーム 当たりの走査線数及び観察する深さから決まる理論限界に近い性能に達している。セクタ走査角度が72度と広いため、心臓の全体像が容易に観察できる。

方位分解能は水中に探触子を置き,試験片として直径0.3mm の鋼線を移動させた場合の超音波エコーの強度を測定して求 めた。撮像領域全体での分解能を簡単に知るため,直径0.3mm の絹糸で図9に示すように配置したモデルターゲットを作っ た。これを水中で撮像し,分解能を調べた。同図にはモデル ターゲットとその超音波像を示す。

4 応用例^{7),8)}

16

ここでは、今回開発した装置による応用例について述べる。 心臓の動きを観察して撮像すべき位置を決め、心電のR波を トリガとして心臓断層像を同期撮像した。図10に心臓断層像 の一例を示す。同図には心拍動との対応を同時に表示するよ うにした心電図が写されている。心電図の末尾(図中矢印) の時相が画像に対応する。任意の心時相の静止断層像を得る

表 | 電子セクタスキャン超音波断層装置の主な性能仕様 超音 波断層像の撮像速度, 画質及び視野を表わしている。

項目	性能
方位分解能	3mm(半値幅で定義)
距離分解能	2 mm(半値幅で定義)

ためには、心電図の切れ込み部(図中矢印ま)に相当する R 波 からの時間遅れとして時相を設定し、心拍同期によりアンブ ランキング制御で撮像した。同図は、拡張早期に僧帽弁が最 大開放に近い時相で同期をかけて記録した心長軸方向断層図 である。画面の左が前胸壁、右が背部を示す。大動脈弁は、 閉鎖して大動脈の流路中央部に小線状エコーとして認められ る。僧帽弁前尖は、二層に分離して見える心室中隔の左室側 にほぼ接触せんばかりに前方偏位を示し、ややエコー強度の 強い弁尖は腱索と思われるエコーに連なっている。断層図を 各時相について撮像すると、心周期における弁や壁の運動を 分析することができる。心長軸にほぼ直交する方向に探触子 を向けると左室短軸方向横断断層像が得られる。図11は健常 例における僧帽弁レベル左室横断像の100msごとの1心周期 記録で、類円形の左室内で収縮期閉鎖した僧帽弁が拡張期に



走查角度(度)	72及び36
走査線本数	256本/Iフレーム
コ マ 数	36コマ/秒

図10 電子セクタスキャン超音波断層像 心長軸方向拡張早期像を 示す。

17





図|| 電子セクタスキャン超音波断層像 健常人心長軸方向 | 心周期連続記録を示す。

178 日立評論 VOL. 59 No. 3 (1977-3)



図12 2方向UCGの方向を示した電子セクタスキャン超音波像 白線がUCGの方向を示す。



図13 2方向UCG 上と下にUCGを同時に表示した。

開口する様が順次とらえられたものである。

本装置の特長の一つは、断層像上で指定した任意の1ない し2方向のUCGが同時に観察できることである。診断情報 獲得のうえから見て断層像が有用であることは無論であるが、 断層像で全体像を把握しながら個々のエコーについて既知の エコー パターンをUCGで確認して検査を進めることにより 確実な診断ができる。特に2方向のUCGを同時に表示する ことは、同一心拍での弁や壁の動きの検討及び心時相的分析、 並びに心機能評価に有用な情報がもたらされると期待される。 図12に示した断層像で、白線で示した2方向のUCG像を図13 に示す。



本装置は、シネカメラの同期信号をトリガとして心臓の連 続撮像を行なうことができる。この方法により、リアルタイ ム断層像を連続記録できることは、動態像の保存ばかりでな く、心臓各部軌跡の解析や経時的変化の追求にも便宜である が、多数の断層像を取り扱うための不便さがある。これに対 し断層キモグラフによると、1枚の写真で動態の検討が可能 である⁹⁾。本装置で撮像した7心拍/72度の断層キモグラフ の一例を図14に示す。

5 結 言

心臓を主な診断対象とした電子セクタスキャン超音波断層 装置を開発した。従来この方式の装置は,送受波の遅延回路 が複雑になるため実用化が阻まれていたが,新しいスキャン 方式と高精度の送受波信号の遅延回路により,広視野(セク タ角72度)と高分解能(方位分解能3mm)という心臓診断用と して十分な性能を実用装置で達成することができた。

また,多機能化が容易にできる電子スキャンの特長を生か して,断層像にECGを同時表示する機能並びに断層像にお ける任意の2方向のUCG及び断層キモグラフの並列表示す る機能を開発した。 図14 電子スキャン超音波断層キモグラフ 7心拍/72度で撮像した。

医学, 1(1), 18, (1974)

- J.C.Somer: "Electronic sector scanning for ultrasonic diagnosis", Ultrasonics 6, 153(1968)
- 3) F.L. Thurstone: "Acoustic Holography" 1, 53(Plenum Press, New York, 1970)
- N. Bom : Presented in "2nd World Congress on Ultrasonics in Medicine" (1973)
- 5) 近藤ほか:「電子走査形超音波撮像装置(1)」日本超音波医学会 論文集, 29, 107 (1976)
- 8.100
 8.100
 8.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 1.100
 <l

臨床実験により達成した性能と付加した多くの機能から診断に効果のあることが確認できた。

今後,本装置が心臓病の診断に寄与することを期待する。

参考文献

18

- 1) 竹村ほか:「機械走査による高速度超音波心臓断層法」超音波
- 7) 松尾ほか:「広角度電子走査型超音波心臓断層法(第1報)」日本 超音波医学会論文集, 29, 115 (1976)
- 8) 松尾ほか:「超音波による循環器診断の進歩」,映像情報,
 45,45(1976)
- 9) 田中ほか:「心臓・大血管の超音波断層写真法(第11報)」日本 超音波医学会論文集, 15, 91 (1969)