

電子走査型探触子を利用した高速Cモード超音波診断装置の開発とその臨床応用に関する研究

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 桑島, 章 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/8960

電子走査型探触子を利用した高速Cモード超音波診断装置の 開発とその臨床応用に関する研究

金沢大学医学部核医学教室 (主任: 久田欣一教授)

桑 島 章

(昭和57年1月6日受付)

単一振動子超音波Cモード法における走査所要時間の長さおよび画像再現性の低さを改善する目的で、電子走査型超音波探触子を利用した高速Cモード装置を開発した。リニア電子走査型探触子を用いて電子走査を行いつつ、探触子の厚み方向に機械走査を加え、深さ方向の選択表示機能により任意の深さのCモード像を得た。各種ファントムによる基礎的検討では、最大有効視野 85×320 mm, 85×150 mmの視野に対する走査所要時間7.5秒, 方位分解能2 mm, 深さ方向分解能1 mm, ダイナミックレンジ24 dbであった。結節性甲状腺腫24例およびびまん性甲状腺腫11例における検討では、嚢胞性病変の検出成績はBモードとCモードに差違がみられず、充実性病変の検出成績はBモードの方が優れていた。CモードではX線像, シンチグラムなどの前額面投影像との病変の位置, 大きさ等の対比検討が容易であり, シンチグラムでは描出されえない嚢腫内壁の性状や石灰化病変の存在を明瞭に描出することが可能であった。びまん性甲状腺腫においては甲状腺の形や大きさなどシンチグラムと類似した像が得られた。高速Cモード法は検査時間が短く, 画像の再現性に優れ, Bモード法と組み合わせての臨床的実用性を有することが明らかになった。

Key words 超音波診断, Cモード, 甲状腺

超音波断層法として一般に用いられているBモード法は、臓器の横断面や矢状断面を得るものであり、X線像やシンチグラムなどは前額面に対する投影像であるため、両者の比較に不都合である。Cモード法は、面スキャンを行って一定の深さの断面像すなわち前額断面像を得る方法であり、X線像やシンチグラムなどの前額面投影像と直接対比しうる異色の超音波検査法である (Fig. 1)。Cモード法と命名されてはいなかったがこの走査法を最初に提唱したのはThurstone¹⁾であり、McCready²⁾によってより完成された試作が行われ、横井³⁾によって甲状腺や乳腺の臨床例が報告された。これら初期のCモード法は単一振動子によるレクチリニア走査を行っていたため、一枚の画像を得るのに要する走査時間は数分ないし十数分におよんでいたものと推定される。これに対して著者⁴⁾、渋谷⁵⁾

によって考案されたBモード電子走査型探触子を利用した高速Cモード法は、一方向に電子走査を行いつつこれと直交する方向に機械走査を行うため、機械走査としては一回のリニア走査ですみ、数秒から十数秒で一画像を得ることができるようになった⁶⁾。最近ではさらに、Cモード法による乳腺集団検診用装置も開発されはじめている⁷⁾。

しかし、Bモード法における音場の特性や装置の性能はかなり究明されてきているものの⁸⁾⁻¹⁰⁾、Cモード法における基礎的な検討やまとまった臨床例の報告は全く行われていない。本論文では、リニア電子走査型探触子を利用してCモード装置を製作するとともに、Cモードにおける感度、分解能、ダイナミックレンジなどの基礎的検討を行い、各種の甲状腺疾患への臨床応用を試みた結果を報告する。

Development of High-speed Electronic C-mode Ultrasonic Scanner and Its Clinical Application. Akira Kuwajima, Department of Nuclear Medicine, (Director: Prof. K. Hisada), School of Medicine, Kanazawa University.

対象および方法

1. 高速Cモード法の原理

Cモード画像を得るためには平面走査が必要である。従来の単一振動子によるCモード法ではレクチリニア

走査が必要であり、一枚の画像を得るための走査時間は長時間となる。電子走査を利用する高速Cモード法においては、走査面を構成するふたつの軸のうち、一方を電子走査によって極めて高速に走査しうするため、他の一方を機械走査によってリニア走査すればよいこ

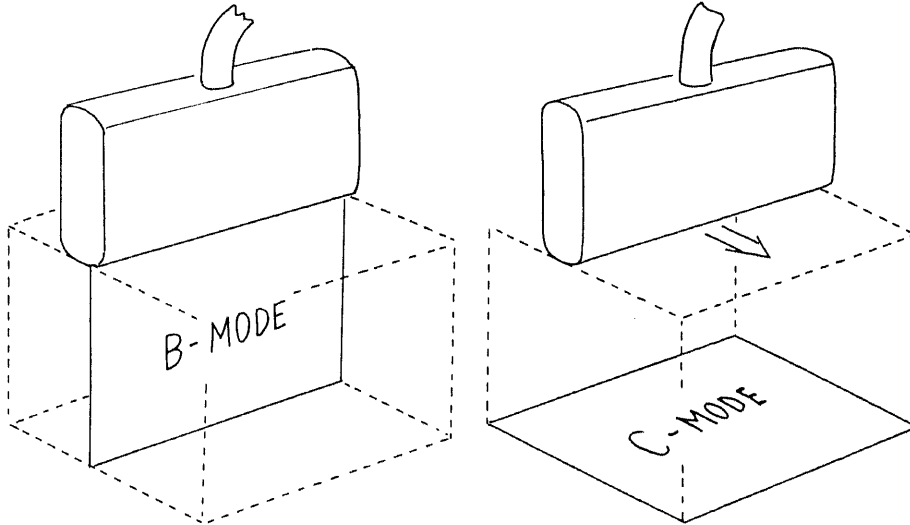


Fig. 1. Diagram of C-mode scanning.

C-mode scanning plane which is perpendicular to B-mode scanning plane is at a constant distance from the scanning probe.

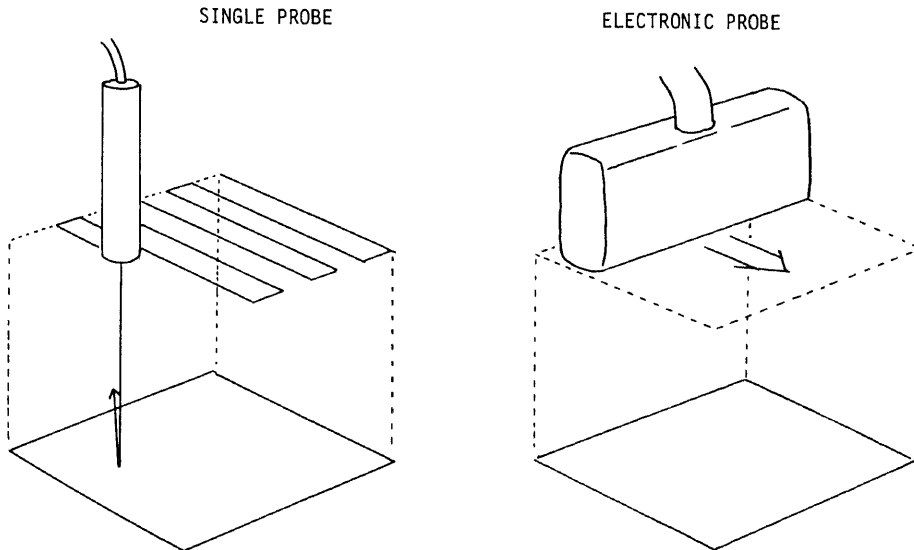


Fig. 2. Diagram of the rectilinear and the electronic C-mode scans.

Rectilinear scanning procedure should be required in the conventional single-probe C-mode ultrasonography, while only a single-sweep scanning is enough for the electronic C-mode ultrasonography.

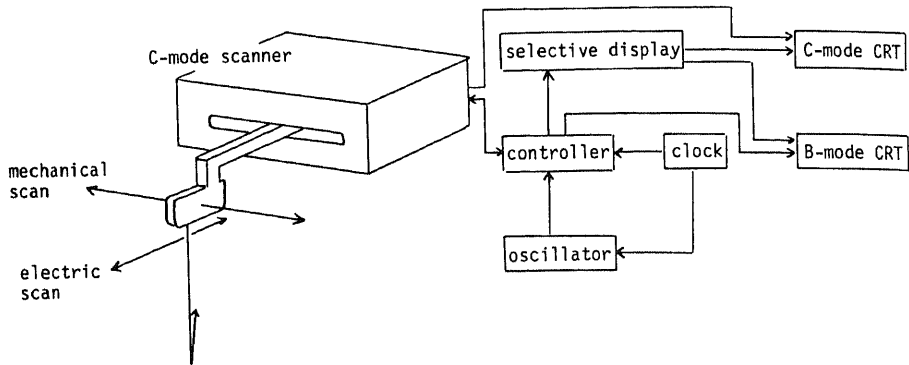


Fig. 3. Block diagram of high-speed electronic C-mode scanner.

C-mode images are shown on the C-mode cathod ray tube (CRT) using the selective display unit.

となる (Fig. 2)。高速 C モード走査では、一枚の画像を得るための走査時間は、一回のリニア機械走査に要する時間のみとなり極めて短時間となる。

2. 高速 C モード装置の開発

B モードリニア電子走査型装置を改造して高速 C モード装置を開発した。使用した B モード装置の仕様は、有効視野巾：85 mm (2.25 MHz または 3.5 MHz) または 52 mm (5.0 MHz)、増幅方式：対数増幅、ダイナミックレンジ表示範囲：40 db、走査線本数：112 本、フレーム速度：30 フレーム/秒である。この B モード装置に、リニア機械走査部、深さ方向選択表示機能、C モード画像表示部および撮影装置を加えて高速 C モード装置を製作した。Fig. 3 にその構成を示す。本装置は B モードと C モードを同時に得られる構成となっている。任意の深さにおける C モード画像を得るために、深さ方向における選択表示機能を用いる。選択表示機能 (selective display) は、超音波受信時にパルス送信からある一定の時間の後にゲートを設けてそのゲート時間内の受信信号のみを取り出す機能である (Fig. 4)。この選択表示機能によって、C モード画面を深さ方向に任意に設定しうるのみならず、画面の厚みを任意に選択することができる。ここから得られるデータは、電子走査方向の位置信号である Y 信号と輝度信号である Z 信号であり、探触子を支持する機械走査部のポテンショメータより得られる X 信号と合わせて C モード画像表示部 (cathod ray tube, 以下 CRT と略す) に入力する。これによって C モード用 CRT には、機械走査方向を X 軸、電子走査方向を Y 軸とする C モード画像が表示される。

高速 C モード法の電子走査方向視野は、2.25 MHz および 3.5 MHz で 85 mm、5.0 MHz で 52 mm であ

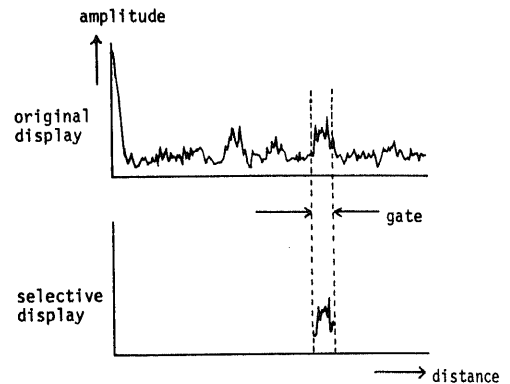


Fig. 4. Principle of selective display.

Echo signals only within the gate in an optimal distance from the probe are shown by selective display unit.

る。機械走査方向の視野は、10 mm から 320 mm まで可変であり、甲状腺を対象として用いる際には 100 mm ないし 150 mm を要する。機械走査速度を 10 mm/sec、15 mm/sec、20 mm/sec と変化させた時、視野 85 mm × 150 mm の像を得るのに要する走査時間はそれぞれ 15 秒、10 秒、7.5 秒となる。

3. 各種ファントムによる基礎的検討

電子走査を利用する高速 C モード装置の性能を知る目的で、感度、分解能、ダイナミックレンジについて検討した。使用した探触子は 2.25 MHz、3.5 MHz、5.0 MHz である。3.5 MHz の探触子については、旧型と新型の 2 種を使用したもので前者を (A)、後者を (B) と表す。実験に用いた超音波媒体は、9.0% エチルアルコール水溶液であり、20°C での音速は 1540 m/sec である。

1) 感度および最大観察可能深度

感度の測定には0.1 mmφのナイロン糸ファントムとNuclear Associates社製の米国超音波医学会(American Institute of Ultrasound in Medicine, 以下AIUMと略す)規格の1 mmφの綱線ファントムを使用し、探触子からの距離を10 mmから110 mmまで10 mmごとに設定して、ファントムの像がCRT上に観察される最小のゲインと装置の最大ゲインとの差を測定した。この計測で得られる感度実測値は、探触子を接続して得られるものであるために探触子からの各々の距離における超音波ビームパターンの感度測定値におよぼす影響は含まれている。しかし、音響減衰を無視しうる媒体中で測定されるものであるために実際の組織における音響減衰の影響は補正されていない。そこで、実際の軟部組織における音響減衰を考慮し、甲状腺、乳腺などの軟部組織における音響減衰定数を既知の実験近似値(減衰定数(db)=周波数(MHz)/cm)¹¹⁾に基づいて設定し、実際の軟部組織における感度を計算によって求めた。装置のゲインを最大にしても0.1 mmφナイロン糸ファントムがCRT上に表示されなくなる深さ、すなわち感度が0 dbとなる深さを最大観察可能深度とした。

2) 方位分解能

Cモード走査は平面走査であるため、方位分解能としては、電子走査方向の方位分解能と機械走査方向の方位分解能の両者を計測する必要がある。

電子走査方向の方位分解能の測定には0.1 mmφナイロン糸ファントム電子走査方向と直交させ、電子走査の各走査線ごとに受信信号レベルを記録して半値巾を求めた。機械走査方向の方位分解能の測定には、ナイロン糸ファントムを電子走査方向に平行に設置し、探触子を機械走査方向に平行移動して受信信号レベルを記録し半値巾を求めた。

さらに、1.5 mmφ、2 mmφ、3 mmφ、4 mmφ、5 mmφの穴を開けた寒天ファントム¹²⁾を用いてCモード像を撮像した。

3) 深さ方向距離分解能

Bモードにおける軸方向分解能に該当し、Cモードでは走査面の深さ方向の厚みを決定する。0.1 mmφナイロン糸ファントムを用いて半値巾を測定するとともにAIUM規格の綱線ファントムを用いて二点識別能を求めた。

4) ダイナミックレンジ

装置のダイナミックレンジは、装置の信号雑音比(signal/noise ratio, 以下SN比と略す)と超音波音場のSN比によって制約される。超音波音場のSN比を悪化させる原因としては、電子走査によるランダム

ノイズ、サイドローブおよびグレイティングローブによるノイズ、多重反射によるノイズがある。これらのうち、多重反射によるノイズは実際の使用時の注意によってほとんど除去しうるため、それ以外のノイズについて測定を行った。装置のSN比については、装置の輝度信号出力にオシロスコープを接続し探触子を接続して測定した。ランダムノイズ、サイドローブノイズおよびグレイティングローブノイズについては、電子走査方向および機械走査方向の各々について、0.1 mmφナイロン糸ファントムを用いて測定した。

4. 臨床例における検討

臨床例に対する検討はすべて甲状腺に対して行った。症例は結節性甲状腺腫24例(嚢腫8例、良性腺腫6例、腺腫様甲状腺腫5例、および癌5例)、びまん性甲状腺腫11例(Graves病4例、慢性甲状腺炎6例、コロイド腺腫1例)である。限局性病変の検出能を評価する目的で、結節性甲状腺腫例についてBモードとCモードを水浸法にて併用し、病変検出法を比較検討した。またCモードにおける限局性病変の質的診断能についてもBモード像との比較検討を行った。次に、個々の結節についてX線像、シンチグラムなど前顔面投影像の得られる他の画像診断法との対比検討を行った。びまん性甲状腺腫例については、臓器の大きさの表示についてシンチグラムとの対比検討を行うとともに、各疾患におけるエコーパターンの特徴が描出できるかどうかについてBモードとの比較を行った。

成 績

1. ファントムによる基礎的検討

1) 感度および最大観察可能深度

綱線ファントムおよびナイロン糸ファントムを用いて測定した探触子の深さごとの感度をTable 1に示す。最大感度を示す深さは、2.25 MHz、3.5 MHz、5.0 MHzにおいてそれぞれ探触子表面から35 mm、34 mm、29 mmの距離にあり、綱線ファントムでの最大感度はそれぞれ75.3 db、75.2 db、70.5 dbであり、より実際の軟部組織に近いエコーレベルを示すとされる¹³⁾0.1 mmφナイロン糸ファントムではそれぞれ69.3 db、69.2 db、65.0 dbであった。Table 1には、さらに、実際の軟部組織における音響減衰を各々の周波数に対して考慮した実用感度の計算値を示した。この値が0 dbとなる深さはナイロン糸ファントムがCRT上に描出されなくなる点であり、これを最大観察可能深度とした。最大観察可能深度は、2.25 MHz、3.5 MHz、5.0 MHzに対してそれぞれ110 mm以上、85 mm、56 mmであった。

2) 方位分解能

各探触子について深さ 10 mm ごとに測定した電子走査方向および機械走査方向の方位分解能を半値巾 (full width half maximum, 以下 FWHM と略す) にて Fig. 5 および Fig. 6 に示す. FWHM の最小値は, 2.25 MHz, 3.5 MHz (A), 3.5 MHz (B), 5.0 MHz の探触子でそれぞれ, 電子走査方向 4.0 mm, 2.0 mm, 2.7 mm, 2.0 mm, 機械走査方向で 2.1 mm, 3.0 mm, 2.0 mm, 2.0 mm であった. 両走査方向での FWHM 最小となる深さは探触子によっては一致していないものが

あり, 5.0 MHz 探触子では電子走査方向, 機械走査方向のいずれも深さ 10 mm において FWHM 最小値を示すが, 3.5 MHz 探触子では電子走査方向の FWHM 最小値を示す深さが 40~50 mm であるのに対して, 機械走査方向の FWHM 最小値を示す深さは 60~70 mm であり, 両方向での分解能最良点が異なっている. 電子走査用探触子では電子走査方向は電子フォーカス, 機械走査方向すなわち探触子の厚み方向は音響レンズによるフォーカスが行われているので, 両方向での分

Table 1. Overall and weighted gain

distance (mm)	overall gain (steel phantom)			overall gain (nylon phantom)			weighted gain (nylon phantom)		
	2.25 MHz	3.5 MHz	5.0 MHz	2.25 MHz	3.5 MHz	5.0 MHz	2.25 MHz	3.5 MHz	5.0 MHz
10	69.4(db)	69.1(db)	65.0(db)	63.5(db)	63.2(db)	59.3(db)	59.0(db)	56.2(db)	49.5(db)
20	74.1	73.2	68.9	68.5	68.3	63.4	59.5	53.3	43.4
29 ^{a)}			70.5			65.0			36.0
30	75.1	74.9	70.3	69.2	69.0	64.9	55.7	48.0	34.9
34 ^{b)}		75.2			69.2			45.4	
35 ^{c)}	75.3			69.3			54.0		
40	75.0	74.9	65.0	69.2	68.7	59.3	51.2	40.7	19.3
50	72.8	72.2	63.5	67.0	66.1	57.7	44.5	31.1	7.7
56 ^{d)}									0
60	71.9	70.5	61.2	66.1	64.5	55.2	39.1	22.5	-5.8
70	70.1	68.5	58.0	64.3	62.3	51.9	32.8	13.3	-18.1
80	69.0	66.8	57.0	63.1	60.8	51.1	27.1	4.8	-28.9
85 ^{e)}								0	
90	67.2	64.8	55.6	60.9	58.9	49.7	20.4	-4.1	-40.3
100	65.4	62.7	53.6	59.4	56.9	47.8	13.9	-13.1	-52.2
110	63.7	62.2	52.1	58.8	56.0	46.2	9.3	-21.0	-63.8

- a)~c) The distance at which maximum overall gain is available in the frequency of a) 5.0 MHz, b) 3.5 MHz and c) 2.25 MHz.
d) e) The distance at which the weighted gain falls in 0 db in the frequency of d) 5.0 MHz and e) 3.5 MHz.

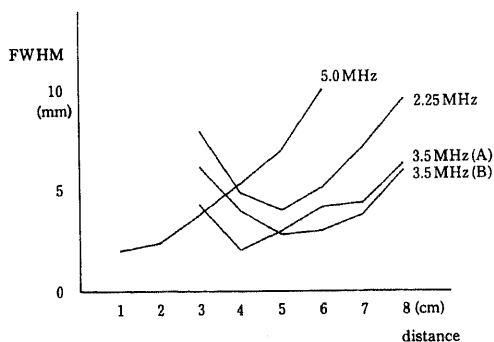


Fig. 5. The spatial resolution in the direction of electronic scanning.
FWHM: full width half maximum

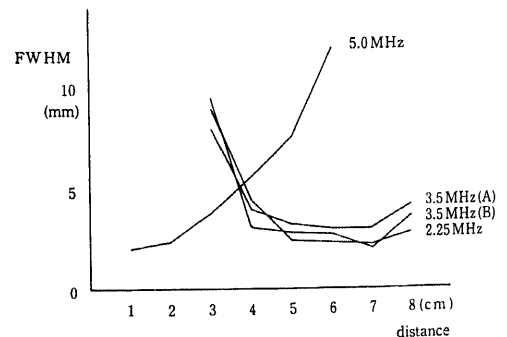


Fig. 6. The spatial resolution in the direction of mechanical scanning.
FWHM: full width half maximum

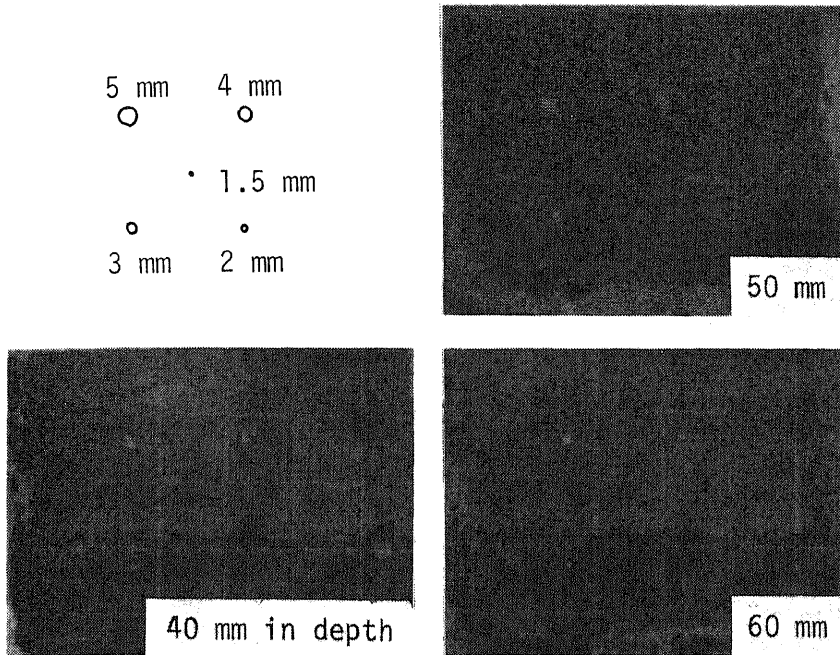


Fig. 7. C-mode display of the gelatin phantom with the holes of 5, 4, 3, 2 and 1.5mm in diameter. The hole of 2mm in diameter can be demonstrated in the distance of 50mm from the probe.

解能最良点の相違はこれらのフォーカスがそれぞれ別の焦点距離を有するためと考えられる。これらの探触子は本来 B モード用に設計されたものであり、焦点深度 (focal zone) を広くとるために両方向の焦点距離が異なっているものと推測される。

寒天ファントムによる撮像では、3.5 MHz 探触子において深さ 50 mm では最小 2 mm、深さ 40 mm および 60 mm では最小 3 mm の欠損部を描出しえた (Fig. 7)。

3) 深さ方向距離分解能

各探触子について深さ 10 mm ごとに測定した深さ方向距離分解能を Fig. 8 に示す。探触子間の相違および、深さによる変化は比較的少なく FWHM で約 1 mm であった。鋼線ファントムによる二点識別能においては、各探触子とも 2 mm の距離を分離して表示しえたが 1 mm の距離は分離しえなかった。3.5 MHz 探触子の例を Fig. 9 に示す。

4) ダイナミックレンジ

探触子実装での装置のノイズレベルは、ナイロン糸エコーレベルを 0 db として、深さ 20 mm 以上では -66 db 以下であり、他のノイズに比べて十分小さい値で

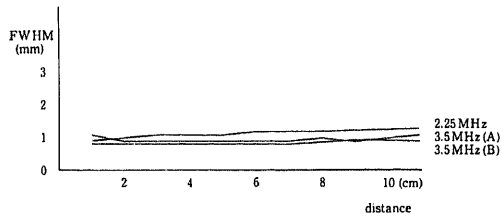


Fig. 8. The spatial resolution in the direction of depth.

FWHM: full width half maximum

あった。

電子走査方向および機械走査方向の合成ノイズレベルを Fig.10 および Fig.11 に示す。機械走査方向では各パターンの中央に位置するメインローブの左右に、サイドローブによる数個の凹凸がみられる。電子走査方向ではサイドローブに加えてグレイティングローブノイズが存在するため、機械走査方向に比べてサイドローブの形が不規則になっている。ナイロン糸からの方位方向距離を十分にとった部位でのノイズレベルは 2.25 MHz, 3.5 MHz(A), 3.5 MHz(B), 5 MHz の各探

触子についてそれぞれ電子走査方向で-14 db, -22 db, -22 db, -24 db, 機械走査方向で-14 db, -23 db, -23 db, -24 dbであった。

2. 甲状腺疾患に対する臨床応用

結節性甲状腺腫 24 例について、B モード像および C モード像における病変の内部エコーの性状を対比して Table 2 に示す。B モードではすべての結節性病変を描出しえたのに対して C モードでは病変検出率は 24 例中 19 例 (79.2%) であった。そのうち嚢胞性病変 8 例および部分嚢胞変性病変 2 例の計 10 例では全例 (100%) に C モードで描出が可能であったが、充実性構造から成る病変 14 例では 9 例 (64.3%) と低い検出率であった。

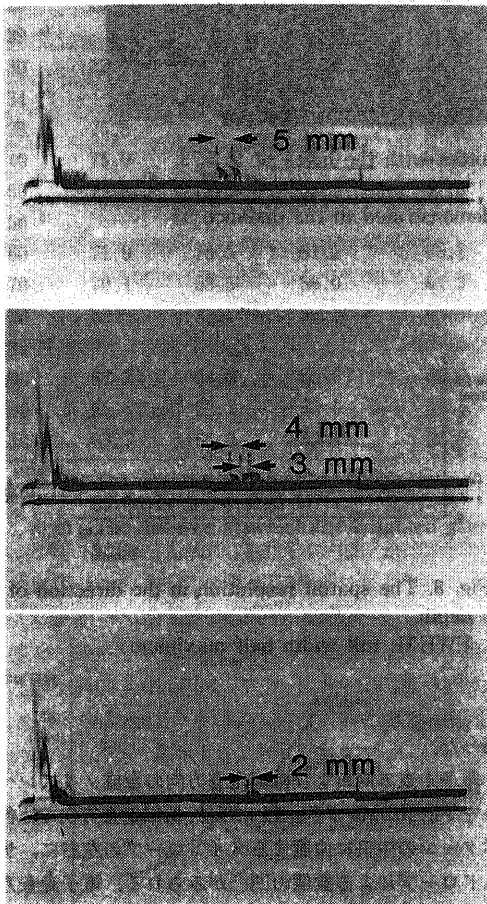


Fig. 9. A-mode display of the steel wires arranged in the distance of 5, 4, 3 and 2mm between each other.

The steel wires in the distance of 2mm can be discriminated.

病変の内部の性状の評価については、B モード法では病変内部のエコーレベルやエコーパターンに加えて音響透過性を利用することにより容易に行うことができたが、C モード法では病変部の音響透過性を観察することが困難であり、微細なエコーパターンの差違を描出することもやや困難であるため、主として内部エコーレベルによる性状評価とならざるを得なかった。

一方、X 線像やシンチグラムなどの前額面投影像との比較検討においては、B モード像では病変が描出されても前額面上における病変位置の表示が困難であったのに対して、C モード像では X 線像やシンチグラムとの病変の位置や大きさの照合が極めて容易かつ正確に行えた。Fig.12 に示す甲状腺嚢腫例では、シンチグラム欠損部に一致して感度断層法による C モード超音波像にて anechoic area を認める。シンチグラムでは欠損部の内部構造は不明であるが、C モード像では結節の大部分を占める嚢腫状部分と嚢腫内壁の厚みの不同が明瞭に描出されている。Fig.13 に示す甲状腺石灰化結節例では、X 線前額断層像に認められる 2 個の石灰化結節に一致して、C モード像にて 2 個の dense area を認める。シンチグラムでは右葉下極の結節の存在は指摘できるが左葉上極の結節は不明瞭である。また B モード像では石灰化病変の存在は指摘できるが X 線像との位置の対比が困難である。

びまん性甲状腺腫 11 例についての検討においては、B モードでは臓器の前額面上の大きさをひとつの画像で表示することは不可能であったのに対して、C モードでは内部エコーパターンや音響透過性の評価がやや困難であったものの、シンチグラムと類似した前額像を表示することが可能であった (Fig.14)。

長時間の水浸法においては水袋による前頸部圧迫による不快感をきたすことがあるが、高速 C モード法の全検査時間は通常 10 分以内であり、強い不快感や嘔声、呼吸困難などの発生はみられなかった。また、一枚の画像を得るのに要する走査時間が数秒間と短いため、嚥下運動や呼吸運動など体動の影響を受けにくく、検査中にこれらの体動を生じた際にも容易に再検が可能であった。

考 察

1. C モード法の臨床的意義

甲状腺における結節性病変の鑑別診断には、X 線撮影、シンチグラム、X 線コンピュータ断層法 (以下 X 線 CT と略す) など多種の画像診断法が用いられる。超音波診断法は軟部組織における音響特性の差違を利用して他の画像診断法では得られない情報を提供しうるものであるが、X 線 CT を除く他のほとんどの画像

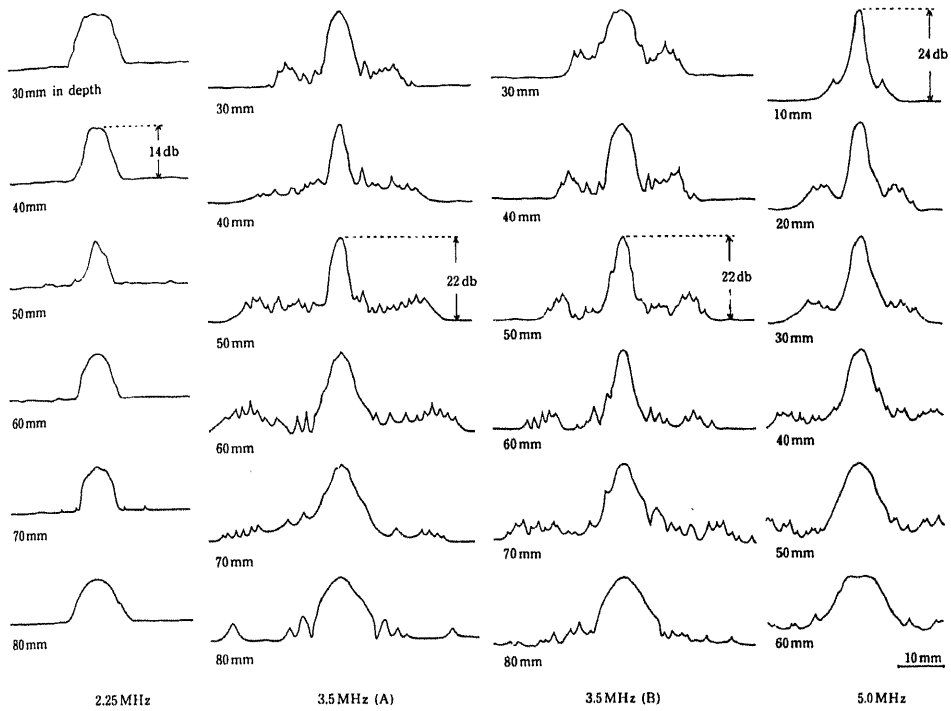


Fig. 10. The beam pattern in the direction of electronic scanning.
Signal noise ratios are 14db in 2.25MHz, 22db in 3.5MHz and 24db in 5.0MHz.

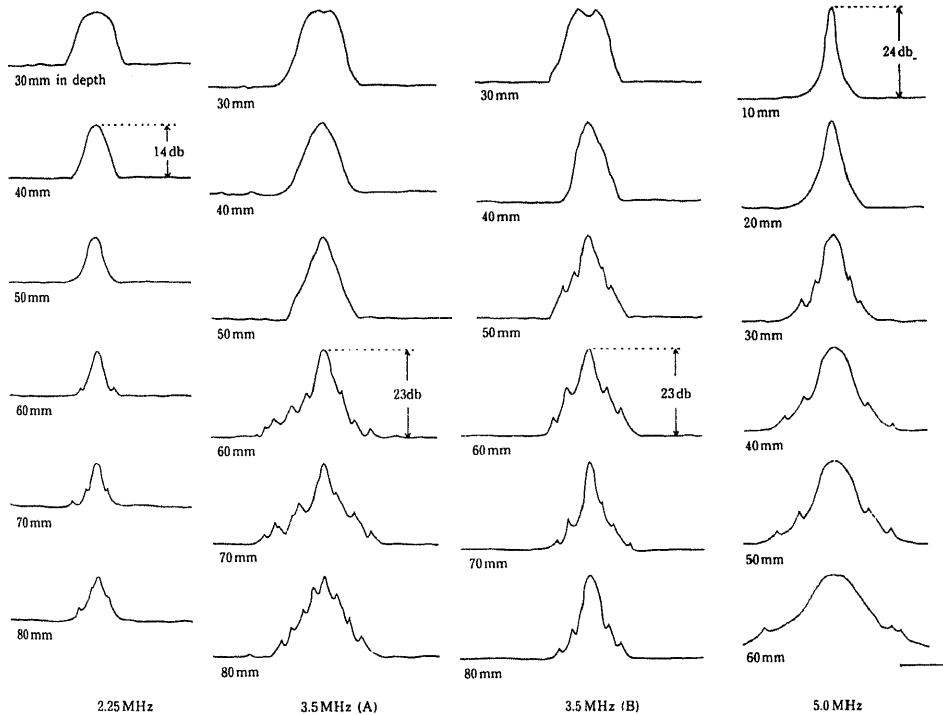


Fig. 11. The beam pattern in the direction of mechanical scanning.
Signal noise ratios are 14db in 2.25MHz, 23db in 3.5MHz and 24db in 5.0MHz.

診断法が前額面に対する投影法であるのに対して、Bモード法で得られる画像は横断像や矢状断像であり、これら他の画像診断法との比較検討が不都合であった。Cモード法による前額断面像を利用することによって、超音波像での病変の位置や大きさを他の画像診断法と比較することが極めて容易となる。Fig.12およびFig.13に示した臨床例のように、甲状腺結節の位置、大きさ、形態を他の画像診断法と対比しながら超音波診断法の特徴を発揮しうる点で、Cモード法はBモード法よりはるかに優れていると言える。

一方、甲状腺や乳腺など前額面上での広がりが大きく厚みが比較的小さい臓器においては、Cモード法はBモード法に比較して臓器全体を表示するのに要する画像枚数を減少させる利点がある。これを利用して、多数の症例を取り扱う乳がん集団検診用に専用のCモード装置が最近試作されている⁷⁾¹⁴⁾。

2. 高速Cモード法の臨床的意義

単一振動子によるCモード法に比較して、高速Cモード法では走査所要時間が著しく短縮され、被検者の

体動による像のぶれを除去しうるとともに、被検者の不快感を著しく軽減できる。またBモード像をモニターとして使用することによりCモード撮像面を選択しうるため、撮像面の決定が正確かつ容易であり再現性に優れた画像を得ることができる。高速Cモード法によって、Cモード法は実験的段階からようやく実用的段階へ到達したと言えよう。

3. Cモード法の技術的問題点

Bモードでは画像はビーム軸方向、方位方向という性質の異なる二方向から構成されているのに対して、Cモード像は方位方向のみから構成される特徴を有する。超音波パルス反射法では一般にビーム軸方向の距離分解能が方位方向より優れており¹⁵⁾、Cモードではこれを十分には利用できないため、細かい実質エコーの判別はBモードに比してやや不十分となりやすい。甲状腺結節性病変の検討において、病変内部エコーレベルと非結節部エコーレベルとの差が少ない例を、Bモードでは微細なエコーパターン之差として描出したのに対して、Cモードでは描出できない例が存在したの

Table 2. B-mode and C-mode echograms in patients with thyroid nodules

case		diagnosis	size (mm)	B-mode findings	C-mode findings
1	55♀	adenomatous goiter	10	isoechoic	n. v. (※)
2	26♂	cyst	22	cystic	anechoic
3	58♀	carcinoma	25	hypoechoic	hypoechoic
4	69♀	cyst	21	cystic	anechoic
5	63♀	adenoma	28	hypoechoic	hypoechoic
6	33♂	carcinoma	20	hypoechoic	hypoechoic
7	24♀	adenoma	15	partially cystic	hypoechoic
8	27♀	adenoma	10	hypoechoic	n. v.
9	46♀	adenomatous goiter	13	hypoechoic	n. v.
10	50♂	adenoma	18	isoechoic	n. v.
11	44♀	cyst	8	cystic	hypoechoic
12	37♀	cyst	17	cystic	anechoic
13	33♀	adenomatous goiter	11	calcified	dense
14	71♀	carcinoma	30	partially cystic	anechoic
15	26♀	cyst	20	cystic	anechoic
16	59♀	adenomatous goiter	15	hypoechoic	hypoechoic
17	63♀	cyst	20	cystic	anechoic
18	49♀	carcinoma	22	hypoechoic	hypoechoic
19	30♀	adenoma	25	hypoechoic	hypoechoic
20	48♀	adenomatous goiter	18	hypoechoic	hypoechoic
21	56♀	carcinoma	15	hypoechoic	hypoechoic
22	49♀	cyst	23	cystic	anechoic
23	52♀	cyst	20	cystic	anechoic
24	45♀	adenoma	20	isoechoic	n. v.

(※) n.v.: can not be visualized

は、ビーム軸方向分解能が十分には利用できないためと考えられる。

ところで、体表面からある深さにある組織のエコーレベルは、その組織より体表側に介在する組織の音響特性の影響を受ける¹⁶⁾。Bモードでは対象とする組織より体表側の組織も同一断面上に表示されるため、その

影響を補正して読影することが可能であるが¹⁷⁾、Cモード法ではこれら体表側の組織は該当するCモード像の中には表示されずその音響的影響のみが表示される。したがって、組織の性状判定を目的とする場合にはBモードを適用すべきであり、病変部の位置、大きさ、形態をより良く理解し他の画像診断法との対比検討を

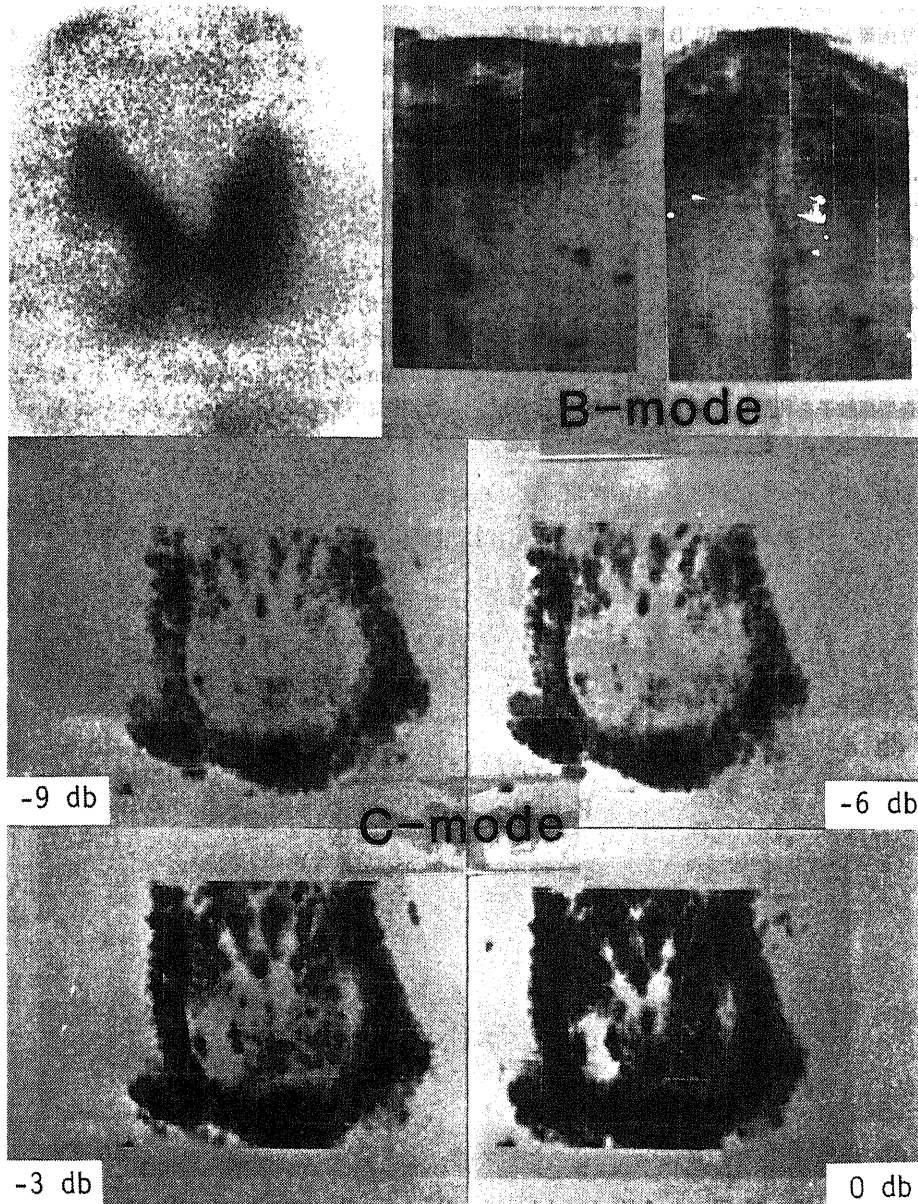


Fig. 12. Thyroid cyst (23mm ϕ) of the lower part of the right lobe.

Lower four views are C-mode ultrasonograms of different levels of echo amplitude.

行う目的でCモード法が用いられるべきであると考えられる。

4. 高速Cモード法の技術的問題点

電子走査型探触子を利用した高速Cモード法では、電子走査に伴うSN比の低下が問題となる。SN比の低下は電子走査Bモード法でも指摘されており¹⁸⁾、その原因としてサイドローブやグレイティングローブによるノイズが挙げられている¹⁹⁾²⁰⁾。これらのノイズは電子走査に本質的に付随したものであり、その軽減は技術的にかなり困難とみられている²¹⁾。Bモード法では電子走査方向のノイズのみが一般に論議されている²²⁾²³⁾のに対して、Cモード法では電子走査方向と直交する機械走査方向に生ずる電子走査ノイズをも問題にしなければならない。Fig.11に示した機械走査方向すなわち電子走査探触子の厚み方向のビーム特性は、Cモードにおける機械走査方向のノイズレベルを示すとともに、通常顧みられることの少ないBモード走査面の厚みを検討する上でも極めて重要なデータと考えられる。

結 論

電子走査型探触子を利用した高速Cモード装置を開発し、ファントムによる基礎的検討および甲状腺疾患

への臨床応用を試み、次の結果を得た。

ファントムによる検討において高速Cモード法は、
1) 最大有効視野 85 mm×320 mm であり、甲状腺を対象として視野を 85 mm×150 mm とした時の走査所要時間は、機械走査速度を 20 mm/sec とし一枚の画像につき 7.5 sec であった。

2) 感度は、2.25 MHz, 3.5 MHz, 5.0 MHz の探触子に対してそれぞれ深さ 35 mm, 34 mm, 29 mm の距離で最大であり、ナイロン糸ファントムに対してそれぞれ 69.3 db, 69.2 db, 65.0 db であった。組織中の音響減衰を考慮すると最大観察可能深度はそれぞれ 110 mm 以上, 85 mm, 56 mm であった。

3) 方位分解能は電子走査方向、機械走査方向ともに最小値で 2.0 mm (FWHM) であり、寒天ファントムを用いて描出される穴の最小径は 3.5 MHz において 2.0 mm であった。

4) ナイロン糸ファントムによる深さ方向分解能は最小値で約 1 mm であったが、鋼線ファントムによる二点識別では 2.0 mm のファントムは識別されたものの 1.0 mm のファントムは識別されなかった。

5) 装置のダイナミックレンジ表示を 40 db とした時のノイズレベルの合計値は最小となる点で -24 db であ

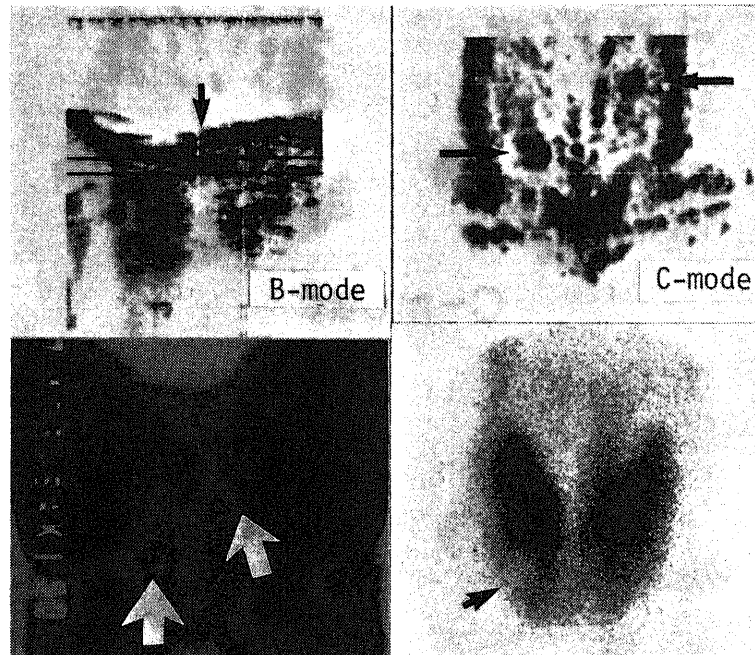


Fig. 13. Two calcified nodules visualized as dense areas in the C-mode ultrasonograms. C-mode image is better than B-mode to compare the location of the calcified nodules with roentgenogram.

た。
 甲状腺疾患への臨床応用において、高速Cモード法は、
 1) 一枚の画像を得るのに要する走査時間は数秒間であり、従来のCモード法が嚥下運動や呼吸運動などの影響を受けやすいのに対して、これら体動の影響を除外した。

2) 全検査時間は10分以内であり、水浸法による被験者の前頸部不快感を軽減した。嘔声や呼吸困難などの発生はみられなかった。
 3) 視野中の任意の部位における電子走査Bモード像が得られ、この像を利用して任意の深さのCモード面を選択しうるため、診断に要するCモード断面の決定が容易かつ正確であった。

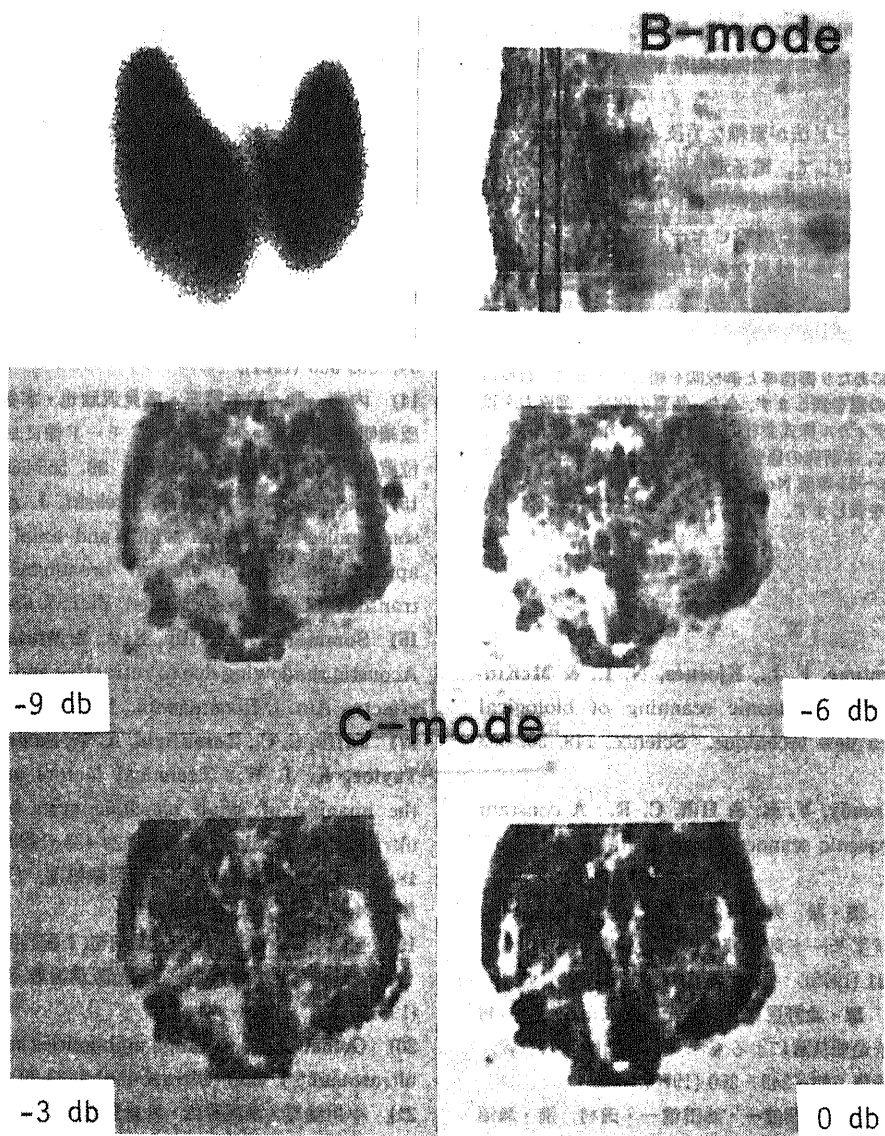


Fig. 14. Graves' disease

Lower four views are C-mode ultrasonograms of different levels of echo amplitude. The shape of the thyroid gland in the C-mode scan is similar to the image of the scintigram.

4) 結節性病変検出能においては、嚢胞性病変では B モードと同等であったが、充実性病変では B モードにやや劣っていた。また、びまん性甲状腺腫例を含めて内部エコーパターンや音響透過性の描出がやや不十分であった。

5) 結節性病変の X 線像やシンチグラムとの対比検討において、病変の位置、大きさ、形態の照合が B モードと比較して極めて容易かつ正確に行えた。

6) 結節性病変において、シンチグラムでは描出されない結節の形態や内部構造を明瞭に描出した。

7) びまん性甲状腺において、臓器の形態や大きさについてシンチグラムに類似した前額像の表示が可能であった。

従来の C モード法が複雑な手技と長い検査時間を必要としたのに対して、電子走査型探触子を利用した高速 C モード法は簡便で短時間に実施しうる検査法であり、本法によってはじめて C モード法が臨床に実用化され、B モード法とは異なる超音波画像の特徴を発揮しうるようになったと言える。

稿を終るにあたり御指導と御校閲を賜った久田欣一教授に謹んで深謝の意を表します。また、装置の開発に御協力を頂いた東芝メディカル株式会社竹村靖彦氏に深く感謝いたします。さらに、本研究の経費の一部は文部省科学研究助成金(昭和51年~53年度 No.144054)によるものであることを付記し謝意を表します。

文 献

- 1) **Thurstone, F. L., Kjosnes, N. I., & McKinney, W. M.:** Ultrasonic scanning of biological tissue by a new technique. *Science*, **149**, 302-303 (1965).
- 2) **McCready, V. R. & Hill, C. R.:** A constant depth ultrasonic scanner. *Brit. J. Radiol.*, **44**, 747-750 (1971).
- 3) **横井 浩・巽 寿一・伊藤健一・松井 実:** C モードおよび T モード超音波診断装置. *東芝レビュー*, **30**, 518-521 (1975).
- 4) **桑島 章・油野民雄・利波紀久・久田欣一・竹村靖彦:** 電子走査装置による C モード法の臨床的意義. *日超医講論集*, **34**, 249-250 (1978).
- 5) **渋谷 昇・伊藤健一・油田信一・田村 清・瀬沼訓行・横井 浩・吉川義博・平福三吉:** 高速 C モード表示超音波診断装置. *超音波医学*, **5**, 269-273 (1978).
- 6) **桑島 章・久田欣一:** 電子走査プローブを利用した C モード超音波断層法の甲状腺疾患への応用. *日超医講論集*, **39**, 569-574 (1979).
- 7) **松本賢三・内海 勲・高見沢欣也・本多博樹・竹原靖明・松川正男・久田祐一:** C モード超音波乳がん集団検診装置. *日超医講論集*, **39**, 567-568 (1981).
- 8) **内田六郎・平福三吉・萩原芳夫・河西千広・吉川義博:** リニア電子走査超音波診断装置. *超音波医学*, **4**, 106-110 (1977).
- 9) **竹原靖明:** リニア電子走査型装置の有用性とその欠点について. *超音波医学*, **5**, 47-52 (1978).
- 10) **Robinson, D. E., Wilson, L. S. & Kossoff, G.:** Shadowing and enhancement in ultrasonic echograms by reflection and refraction. *J. Clin. Ultrasound*, **9**, 181-188 (1981).
- 11) **Rose, J. L. & Goldberg, B. B.:** Basic physics in diagnostic ultrasound. p 32-36, John Wiley and Sons Inc., New York, 1979.
- 12) **井出正男・大平悦三・増沢信義:** B モード装置用ファントムの研究. *日超医講論集*, **36**, 435-436 (1980).
- 13) **奥山大太郎・田口 徹:** モデルターゲットを用いた超音波診断装置の性能評価の試み. *日超医講論集*, **39**, 559-560 (1981).
- 14) **内海 勲・松本賢三・高見沢欣也・本多博樹・竹原靖明・松川正男・久田祐一:** C モード像における乳頭位置の自動表示. *日超医講論集*, **39**, 565-566 (1981).
- 15) **Banjavic, R. A. & Zaggebski, J. A.:** Ultrasonic pulse-echo beam width and axial response approximations for clinical broadband focused transducers. *Ultrasound Med, Biol.*, **7**, 63-71 (1981).
- 16) **Sommer, F. G., Filly, R. A. & Minton, M. J.:** Acoustic shadowing due to refractive and reflective effects. *Am. J. Roentogenol.*, **132**, 973-977 (1979).
- 17) **Jaffe, C. C., Rosenfield, A. T., Sommer, G. & Taylor, K. J. W.:** Technical factors influencing the imaging of small anechoic cysts by B-scan ultrasound. *Radiology*, **135**, 429-433 (1980).
- 18) **伊藤健一:** 超音波画像の画像処理. *日超医講論集*, **34**, 369-372 (1978).
- 19) **望月 剛・広瀬昌紀・河西千広:** 配列型超音波トランスジューサの音場特性. *日超医講論集*, **39**, 535-536 (1981).
- 20) **Goldstein, A.:** Range ambiguities in real-time ultrasound. *J. Clin. Ultrasound*, **9**, 83-90 (1981).
- 21) **小川俊雄・池尾昇治・片倉景義:** 振幅重みによるサイドローブ抑圧電子走査型超音波断層装置(13). *日超医講論集*, **39**, 543-544 (1981).
- 22) **高見沢欣也・飯沼一浩:** 電子走査型超音波診断装置(III)電子的集束法による近距離分解能の改善. *日超*

医講論集, 25, 121-122 (1974).

探触子の素子配列の設計. 日超医講論集, 22, 13-14 (1972).

23) 奥島基良・遠藤信行: 電子走査超音波診断装置用

Development of High-speed Electronic Ultrasound Scanner and its Clinical Application

Akira Kuwajima, Department of Nuclear Medicine (Director: Prof. K. Hisada), School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa, 920 - J. Juzen Med. Soc., **91**, 76-90 (1982)

Key words: Ultrasonography, C-mode ultrasonography, thyroid gland.

Abstract

A new high-speed electronic C-mode scanner was constructed, since rectilinear scanning procedure was tedious and the images obtained were unreliable in the conventional single-probe C-mode ultrasonography. A linear electronic B-mode probe was scanned mechanically in the direction perpendicular to the electronically scanning plane. In the phantom studies, the maximum visible field was 85 mm × 320 mm, and 7.5 seconds was required for constructing every C-mode image of the thyroid gland (85 mm × 150 mm). The spatial resolution was 2 mm in the direction of electronic and mechanical scanning, and 1 mm in the direction of depth. The dynamic range was 24 db. When both B-mode and electronic C-mode scans were performed in 24 patients having thyroid nodules and in 11 patients having diffuse goiter, the C-mode scan was a little inferior to the B-mode scan in the detection of thyroid nodules, but C-mode scan was much more useful to compare the size or location of the lesions with roentgenograms or scintigrams than B-mode scan. C-mode scan clearly demonstrated irregularity of the cyst wall and calcified nodules which were not visualized by scintigrams. In the patients having diffuse goiter, the C-mode images of the thyroid gland were similar to the scintigrams. These findings indicate that high-speed electronic C-mode ultrasonography is clinically useful in combination with B-mode ultrasonography because of the short scanning time and high reliability.