

運動する心臓構造の横断面解析のための超音波装置

Ultrasonic viewer for cross-sectional analyses of moving cardiac structures

Bom N, Lancée CT, Honkoop J, Hugenholtz PG. Biomedical Engineering 6:500-4, 1971

隣接する 20 個の素子を持つ超音波スキャナについて報告する。この装置は、運動する心臓の横断像を可視化する非侵襲的方法の評価を目的として設計されている。素子から素子へ高速にスイッチングし、エコーを適切に表示することにより、運動する構造を瞬間的かつ連続的に表示できる。この簡便な方法は、おそらくこれまで心臓病学には応用されていない。装置の制約ならびにいくつかの暫定的結果について述べる。

近年、心臓病学では超音波技術の利用が注目されている。僧帽弁運動の検査への応用も提唱されている。このような方法は、エコー伝達時間の計測に基づくものである。

送信機／受信機によって超音波パルスを心臓に送信すると、組織－血液界面など音響ビームの不連続により反射が起こる。パルス送信とエコー受信の時間間隔は、送信機と反射不連続面との距離の計測値となる。適切な表示方法を使えば、これらのエコーから空間的構造を知ることができる。

最新の方法では、単素子のトランスデューサが利用されている。そのひとつは、A スキャンと言われるもので、トランスデューサを肋間に固定し、音響ビームに沿う 1 次元的組織構造を検査する方法である。この方法では、例えば僧帽弁前尖の動きを記録でき [1,2,3]、僧帽弁の狭窄程度を推測することができる。

この方法をさらに発展させて 2 次元断面像を得るには、1 本以上の音響ビームが必要であり、トランスデューサの物理的移動が必要となる。このようなスキャンは、A スキャンよりもはるかに情報が多いことは明らかである。しかし、トランスデューサの移動には時間がかかり、これまでのところ明瞭な心臓の横断像を得るにはいたっていない。

本稿では、固定素子の配列が（電子スイッチングにより）検査部位をスキャンし、単一素子の機械的な移動を不要とする方法と、その暫定的な結果について報告する。このような高速電子スキャナでは、瞬時にエコー像を得ることができ、心臓の動きによるボケのない解剖学的構造を表示できる。例えば、心臓の運動低下領域を検出して、心筋梗塞の局在同定に利用できる。

同様なシステムは、Bushmann[4] が眼科領域に応用している。彼は単一素子を眼球にあわせて弧状に配列した 10 素子のシステムを使用している。

文献を渉猟したが、スイッチング方式を心臓領域に応用した例は見出せなかった。

現在のところ、標本の実験結果をもとに改良した方法による暫定的な臨床結果しか得られていない。

本法の原理と制約

原理を一言で表わせば、「A スキャンを n 個並列に、ほぼ同時に行なう」ことである。

図 1 に多素子トランスデューサの模式図を示す。各素子は、短い音響パルスを組織内に送信する。帰還するエコーを、オシロスコープの横軸上に、各ラインの縦軸方向の位置が各素子の位置に対応するように表示する。現在のところ、水平線は隠してエコーのみ表示している。高速電子スキャンにより、反復率 190 フレーム／秒が得られている。

図 2 にトランスデューサを示す（長径 6.6cm）。これにより、表示される断層像の範囲は、約 6 × 15cm である。

超音波の大きな欠点の一つは、低空間分解能である。分解能は、エコーの反射構造が分離して見える最小距離である。分解能には、側方向分解能、軸方向分解能がある。

側方向分解能は、主に音響ビームの幅、周波数、クリスタルの形状で決まる。径 3mm、円板状の圧電素子で、周波数は 3MHz、ビーム幅は水中 6cm の位置で 10mm であった。（ここでビーム幅は、照射軸上で振幅圧の 0.7 倍となる 2 点間距離と定義している）。

隣接する素子の音響ビームには、重なりがある。これにより表示されるエコーに誤差を生ずる。ビーム幅は深さとともに拡大するため、これによる画像の歪みはトランスデューサから遠いほど顕著となる。

軸方向分解能、すなわち軸方向で識別可能な 2 点の最小距離は、主に装置のクリスタルの電気的特性（表示上の見かけのエコー距離）で決まり、現状では約 4mm である。

軸方向分解能は、エコー像の歪みの原因として重要で

*The Thoraxcenter, Univesity Hospital "Dijkzigt", Rotterdam, The Netherlands (オランダ、ロッテルダムデイジクト病院、胸部疾患センター)

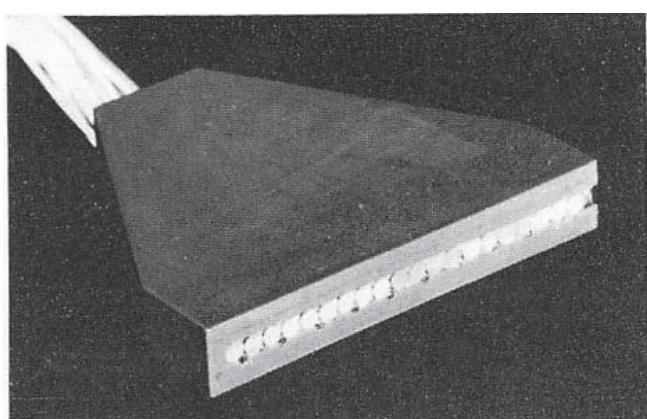
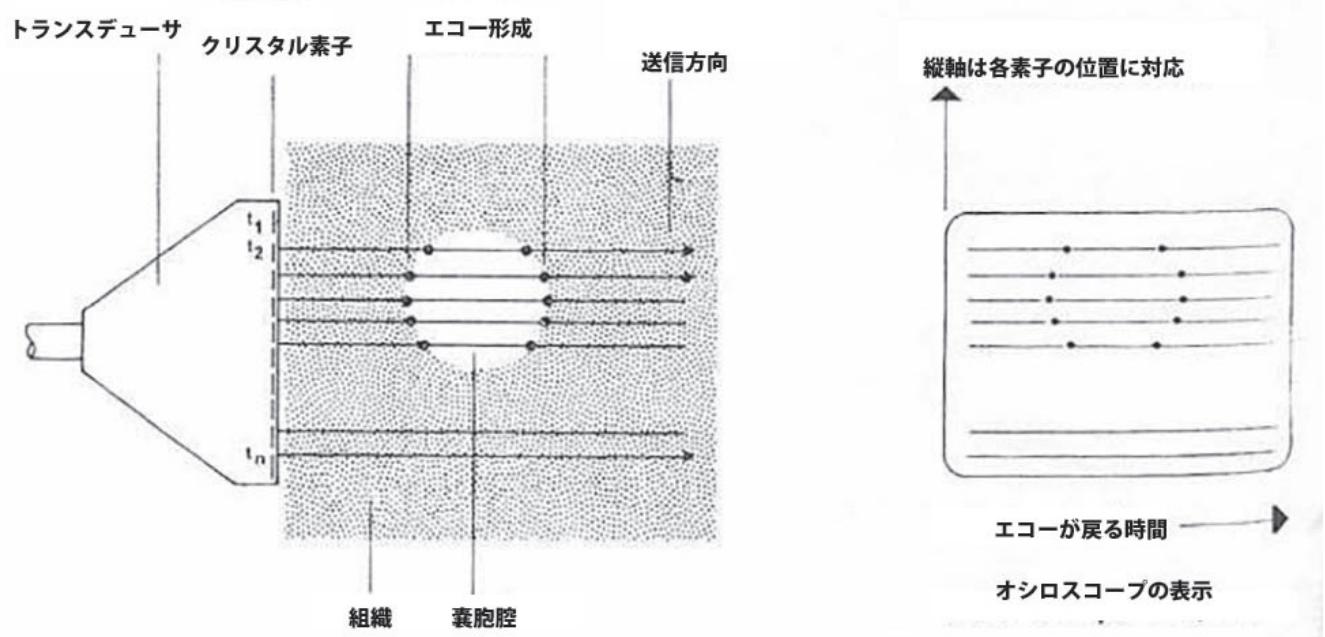


図 2. 20 素子トランスデューサ (長径 6.6cm)

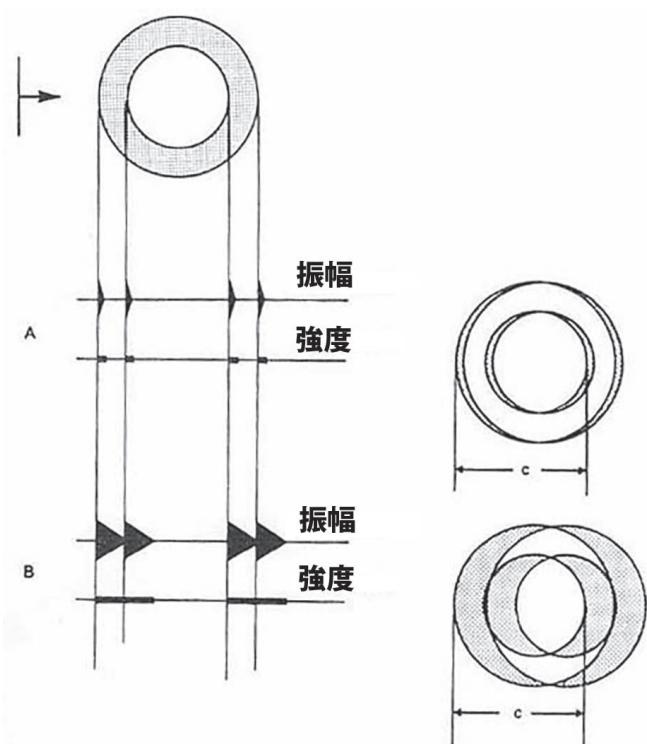


図 3. パルスが短い場合 (A), 長い場合 (B) の大動脈エコー像の模式図

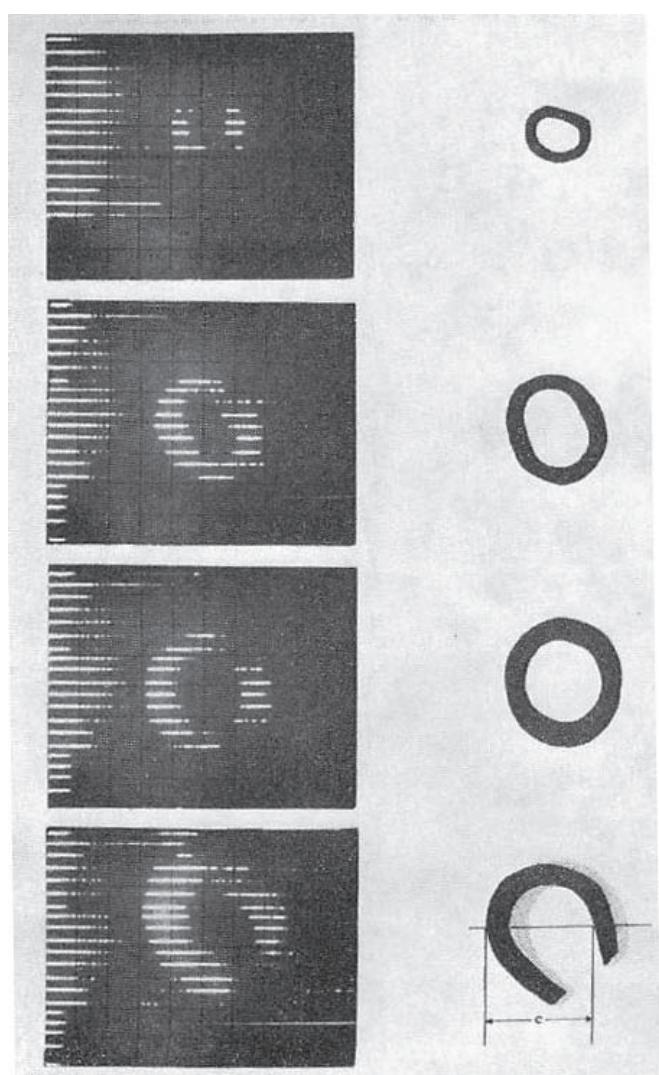


図 4. 大動脈標本のエコー像と、対応するスタンプ像

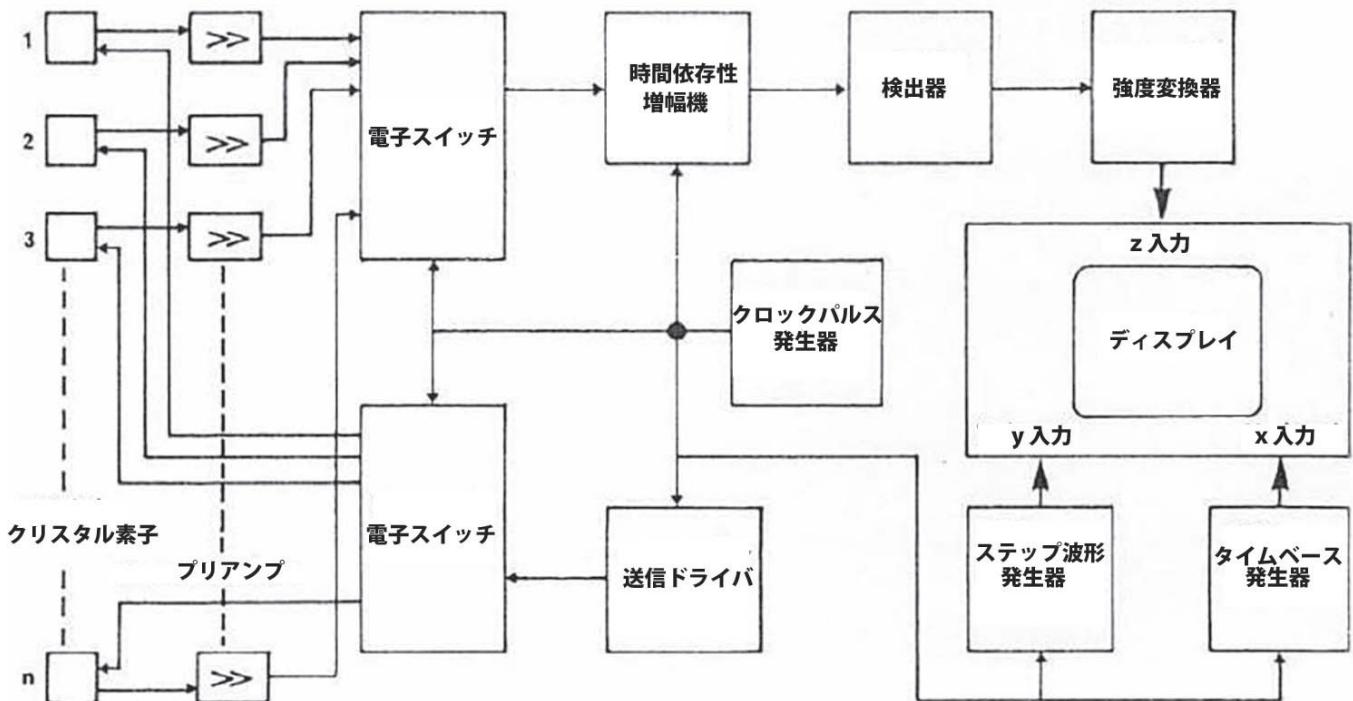


図 5. システムのブロック図

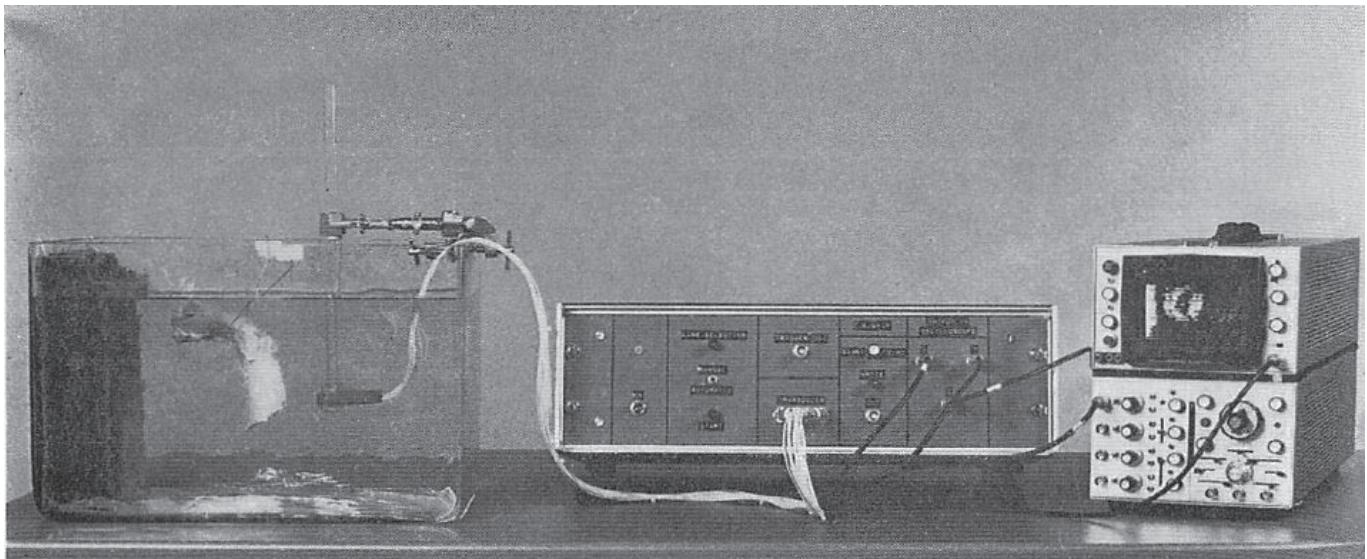


図 6. 標本実験用のセットアップ. 左から、大動脈標本とトランズデューサをセットした水槽、本装置、断面像が表示されたオシロスコープ

ある。図 3 に、大動脈の横断エコー像を、エコー距離が長い場合、短い場合について模式図を示す。エコー距離が短い A の場合、実際の大動脈の形状が比較的正確に表示される。B の場合は、壁の厚さを識別できず、正確なのは距離 c のみである。図 4 には、この現象を実例で示した。これは大動脈の標本の断面エコー像で、同一スケールのスタンプ像を並べて示したもので、網掛け部分がパルス長によるエラーである。

更なる制約の原因に、鏡面反射がある。これは、被写体が音響ビームとほぼ垂直な場合に発生する。このような影響のため、表示できるのは大きな構造の粗大な動きのみである。

装置

図 5 に、この装置の主な構成部品のブロック図を示す。

送信では、音響バースト (クリスタル共鳴周波数の短時間の正弦波電流) が電子スイッチを介して単一クリスタル素子に供給される。受信モードでは、この素子に到達したエコー信号が、広帯域プリアンプで増幅され、スイッチを介して解析ユニットに送られる。このサイクルを、全ての素子について繰り返す。

伝播する音波は、球状拡散および組織中の吸収により減衰するため、解析ユニットの初段は、この影響を補正するための時間依存増幅である。受信機のゲインは、Reid[5] が報告したように距離の関数となる。エン



図 7. 7 番目の素子から 6cm の位置に置いた較正用探触子で計測した、多数の素子から得られる一群の音響パルス。

ペロープ検出器は、対数変換回路用に信号を加工する。この回路は、最小および最大エコー振幅を、それぞれ輝点としてオシロスコープ上に表示する。

図 6 に、稼働中の装置全景を示す。

暫定的結果

本装置は、運動する構造を表示する目的で開発されたもので、周波数、トランスデューサの大きさなどハードウェア要素は、特に心臓への応用に最適なものとしている。

高速スイッチング回路には低励起電圧を使うため、放射エネルギー強度は非常に小さい。この強度は、較正用探触子で計測できる [6]。このセンサーの較正曲線は、各周波数における出力に対するエネルギー強度の平方根を示す。

装置の出力を、較正探触子を使用して水槽中で多素子トランスデューサから 6cm の位置で計測した。この位置は、トランスデューサを左第 4 肋間に当てたとき、概ね左心室の深さに相当することから選択した。

前述の多素子トランスデューサでは、6cm の位置で 1 つだけでなく多くの素子からの音波が照射される。これは主に、単素子ビーム幅によるものである。図 7 に、7 番目の素子の前面に置いた校正用探触子に到達する音響パルスを示す。平均音響強度を正しく計算するためには、单一素子からの照射だけでなく一群の音響パルスを考慮する必要がある。

前述の較正曲線を使用すると、平均照射強度は 0.004 mW/cm^2 と低値であった。

これまで検査した患者は少数にとどまる。トランスデューサを左第 4 肋間に当てると、運動する左心室の後壁、前壁などの構造が認識され、瞬間的かつ連続的に表示できた。しかしこれらの結果の解釈は困難である。結果はビデオテープに記録した。一般に動画は静止画にくらべてはるかに識別しやすい。

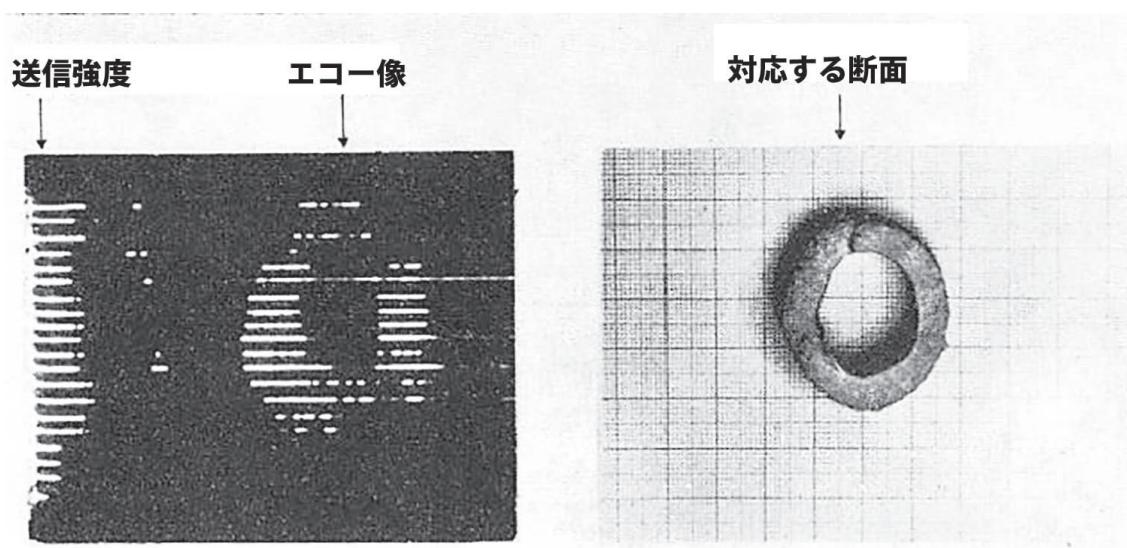


図 8. 大動脈組織標本の断面エコー像と、対応する実物の断面 (目盛は 1cm)。

標本による実験には限界がある。動画をここに供覧することは不可能なので、図4、図6(右端)、図8に、仔牛の大動脈標本の断面像を示した。大動脈の輪郭の概略が明らかに見える。しかし、大動脈の一部しか見えていない。これは、鏡面反射によるものである。軸方向の低分解能、画像の歪みは、本研究に使用した時間依存増幅装置の長パルス応答に起因するものである。

この予備実験では、本装置の主な欠点が明らかとなり、現在再設計中である。改良点としては、高周波数化、パルス長の短縮、励起電圧の軽度増加、トランスデューサの改修などがある。

近い将来、多数例での臨床応用を予定している。

謝辞

Ir. H. A. Bak 指揮下のロッテルダム医学部中央研究所の支援に感謝する。

【参考文献】

1. Edler, I. (1967). Ultrasound cardiology. *Ultrasonics*, April, pages 72 to 79.
2. Schmitt, W. and Braun, H. *Ultraschall-Kardiographie*. (Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1970.)
3. Joyner, C. R. Experience with ultrasound in the study of heart disease and the production of intracardiac sound *In: Diagnostic Ultrasound*, edited by C. C. Grossman et al. (Plenum Press, 1966.)
4. Buschmann, W. (1965). New equipment and transducers for ophthalmic diagnosis. *Ultrasonics*, Jan-Mar., pages 18 to 21.
5. Reid, J. M. *Ultrasonic Diagnostic Methods in Cardiology*. (University Microfilms, Ann Arbor, Michigan, 1965).
6. Bom, N., Lancée, C. T. and van Zwieten, G. Calibration of an Ultrasound Sensor. *Ultrasonics*, Sept, 1971, Conference Papers. (IPC Science and Technology Press Ltd.)