

超音波装置の開発・改良に関する研究

—臨床用低出力超音波診断装置の開発—

慶応義塾大学医学部産科婦人科学教室
諸 橋 侃・飯 塚 理 八
三栄測器株式会社
厩 橋 正 男・近 田 伸 一

まえがき

超音波電子スキャン装置は、その簡便さとリアルタイム画像が得られることから急速に普及している。特に産婦人科学領域においては、胎児ドプラー装置よりも早期に胎児心拍動が検出できるといわれており、妊娠の初期から使用される現状にある。一方、厚生省心身障害母体外因研究班調査によれば、市販装置のパルス超音波出力は $0.13 \sim 5$ [W/cm²]にも及んでいる。⁽¹⁾ 超音波パルス波の生体作用が明らかでない現状を考慮すると、胎児に放射する超音波エネルギーを必要最小限にとどめ、より安全性を高めておくことは非常に重要である。

我々は、まず胎児心拍動エコー信号検出限界のモデルを想定し、検出に必要な最小超音波送信出力を求め、次いで、この値を目標として低出力超音波電子スキャン装置の開発を行ない、さらにこの装置で得られた胎児心拍動を客観的記録とする装置を試作した。

〔I〕 低出力超音波電子スキャン装置の開発

1. 研究方法

第1図は信号検出限界のモデルである。送信される超音波エネルギーに対して受信される信号の強さは、後述するエコーレベルと、超音波ビームの拡がりによる減衰と、探触子の変換効率によって決定される。一方、雑音の最小値は、周知のように信号源抵抗によって発生する熱雑音と増幅器の内部雑音の和であり、生体に送信する超音波エネルギーの量には依存しないから、検出可能とする信号対雑音比を定めると送信すべき超音波エネルギーの下限を計算することができる。

ここでいうエコーレベルとは、第2図に示すように、脱気水中に対象と等距離に置いた完全反射平面板のエコーの強さに対し、受信エコーがどれだけ減衰するかを表わしたものであって、井出の定義によ

る総合感度⁽²⁾が校正された測定系によって測定することができる。

測定に使用した装置は、超音波周波数2.5 [MHz]、開口面 9×11 [mm] である。この装置の前置増幅器と主増幅器との間に抵抗減衰器を挿入して測定系を形成し、この測定系の総合感度を2.38mmφの鋼球を使用して校正した。この測定系を使用して胎児心拍動のエコーレベルを測定した。対象は慶応病院産婦人科ME外来を訪れた妊娠7週から10週の妊婦のうち胎児心拍動を検出できた15例である。測定は、まず探触子を当てて心拍動を検出し、心拍動が検出されている1本の走査線のみをオシロスコープで観測する。次に心拍動エコーが最大となるよう探触子を動かし、その点でのエコーレベルと探触子からの深さを測定した。このとき観測している走査線が適切か否かをモニターするため、写真に見られるようにオシロスコープで観測している走査線の輝度を上げて表示した。写真1は測定中の1例である。

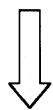
さらに、表面を研磨したアルミブロックを脱気水中に置いて距離を変えつつエコーの強さを測定し、超音波ビームの拡がりによる減衰を測定した。

これらの測定結果と、理想的な状態での探触子の変換効率と雑音電力および信号対雑音比を仮定し、第1図の信号検出限界のモデルによって胎児心拍動検出に必要な最小超音波送信出力を求めた。

さらにこの値を念頭に置いて超音波出力低減の可能性を検討し、産婦人科学領域に於いて実用的な性能を有する低出力超音波電子スキャン装置の開発を試みた。

2. 研究結果

第3図は胎児心拍動のエコーレベルの測定結果である。子宮の大きさや膀胱充満の程度によって胎児心拍動の位置は4～11 [cm]の距離に散在するが、エコーレベルは-60～-70 [dB]であった。第4図



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



まえがき

超音波電子スキャン装置は、その簡便さとリアルタイム画像が得られることから急速に普及している。特に産婦人科学領域においては、胎児ドプラー装置よりも早期に胎児心拍動が検出できるといわれており、妊娠の初期から使用される現状にある。一方、厚生省心身障害母体外因研究班調査によれば、市販装置のパルス超音波出力は $0.13 \sim 5$ [W/cm²] にも及んでいる。超音波パルス波の生体作用が明らかでない現状を考慮すると、胎児に放射する超音波エネルギーを必要最小限にとどめ、より安全性を高めておくことは非常に重要である。我々は、まず胎児心拍動エコー信号検出限界のモデルを想定し、検出に必要な最小超音波送信出力を求め、次いで、この値を目標として低出力超音波電子スキャン装置の開発を行ない、=さらにこの装置で得られた胎児心拍動を客観的記録とする装置を試作した。

は超音波ビームの拡がりによる減衰の測定結果であって、胎児心拍動が得られた最も深い距離11 [cm] で約6 [dB] であった。

この結果、探触子の変換効率を50% (-3 dB) とすると、探触子出力端で得られる胎児心拍動エコーは送信した超音波エネルギーの最小-79 [dB] の大きさとなることが計算される。

一方、理想的な状態での雑音電力は、信号源抵抗と増幅器の入力抵抗が整合しており、増幅器の帯域幅を1.5 [MHz]、増幅器の雑音指数を3 [dB] と仮定すると、増幅器の入力端で約 12×10^{-9} [μ W] と計算される。

さらに、検出可能とする信号対雑音比をピーク電圧比で20 [dB] とすると、雑音電圧の波高率は約4と考えられるから、信号対雑音比は電力比で約30 [dB] 必要とされる。

以上の結果、この装置の開口面積は約1 [cm²] であるので、胎児心拍動検出力に必要な最小パルス超音波出力は、

$$12 \times 10^{-9} [\mu\text{W}/\text{cm}^2] \times (79 + 30) [\text{dB}] \div 0.001 [\text{W}/\text{cm}^2] \text{ と計算できた。}$$

我々はこの値をふまえ、胎児心拍動検出の余裕や、子宮筋腫など他の用途への応用をも考慮しつつ超音波出力低減の可能性を検討した結果、パルス超音波出力0.01 [W/cm²] の値で、産婦人科学領域に於いて実用的な性能を有する低出力超音波電子スキャン装置の開発に成功した。

〔II〕 胎児心拍動記録装置の開発

超音波電子スキャン装置によって胎児心拍動が検出された場合に、それを記録するには、ビデオテープレコーダー (VTR) を使用するか、8ミリあるいは16ミリの映画に撮影する方法が考えられる。しかしこれらの方法は臨床場で使用するには、種々の問題があり一般には使用されていない。さらに、心臓領域で使用されている方法である断層像中の特定の走査線をサンプリングしてMモード記録する方法を応用することも考えられるが、UCG法が歴史的に先行しその読影法が確立している心臓領域と異なり、胎児心拍動に応用した場合には、Mモード像のみでは胎児心拍動エコーの固定に問題がある。

我々は、これらの点を考慮し、光現像式の感光紙に、まずサンプリングする走査線を輝線で表示した断層像を記録し、次にサンプリングされた走査線に

よるMモード像を自動的に連続記録する装置の開発を試みた。

1. 研究方法

試作した装置は、電子スキャン装置と、レコーダー制御部および記録装置から構成される。記録装置はメテレック社製FOR-7型を使用した。

この装置は、9×6 cmの有効記録面を持つオプティカルファイバーCRTを使用しており、断層像を光現像記録紙に記録することができる。

レコーダー制御部は電子スキャン装置からXおよびY軸の同期信号を受け、走査線のサンプリング信号を発生して電子スキャン装置の画面上に表示する。フートスイッチが押されると、レコーダー制御部はレコーダーのオプティカルファイバーCRT上に1フレームのみ断層像を表示したのち記録紙の紙送りを開始し、同時に、サンプリングされた走査線のみを表示し他の走査線の期間はブランキングする。

この動作によって光学的に1次露光された記録紙は適当な強さの外部光によって光現像すると、約1分程度で、像が現われる。現像済の記録紙はエアゾル式のコーティング液によって定着すると、半永久的に保存できる。

Mモード像のサンプリング周波数は、断層像の1フレームごとに1ラインのサンプリングとしたため35 [Hz] である。紙送り速度は12.5 [mm/s] と25 [mm/s] の2段切換とし、2秒ごとのタイムマークを記録紙上端に記録した。

2. 研究結果

写真2は妊娠7週の胎児心拍動の記録例である。検査月日はカルテ番号およびサンプリングラインが表示された断層像と、Mモード像が同時に記録されている。断層像とMモード像の関係が明らかであるので、胎児心拍動の同定も容易であり、胎児心拍動検出の客観的記録となり得ることが明らかとなった。また、この方法によって妊娠初期胎児の心拍数も容易に計測することができ、今後の検討によっては、妊娠管理に応用できることが示唆された。

ま と め

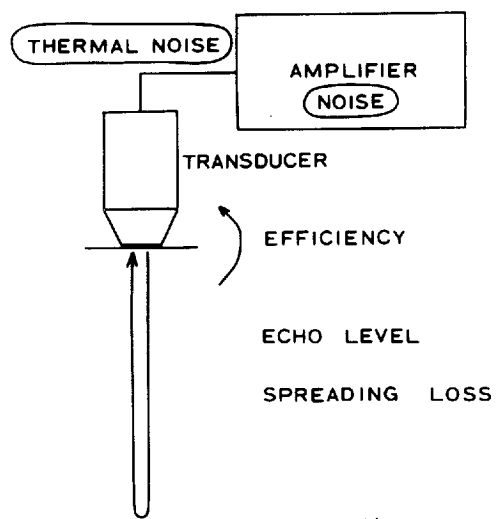
胎児心拍動エコー信号検出限界のモデルを想定して、そのパラメーターの測定を行ない、検出に必要なパルス超音波出力は約0.001 [W/cm²] であることを

明らかにした。この値は種々の条件によって若干変るが、厚生省心身障害母体外因研究班調査の対象となった市販装置は大略2～3桁程度の出力低減を追求できる値といえる。我々は、産婦人科学領域に於いて実用的な性能を有する範囲で出力低減の可能性を検討し、パルス超音波出力0.01 [W/cm²] の低出力超音波電子スキャン装置を実現した。

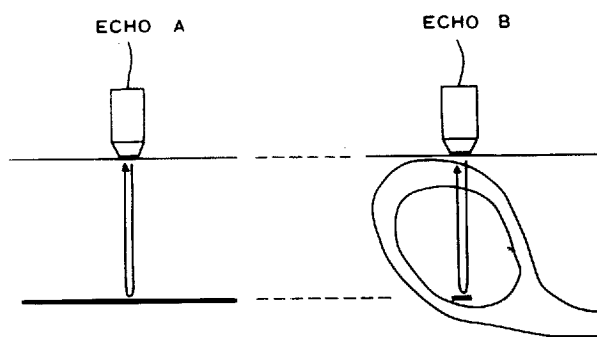
また、この低出力装置と面記録が可能なオプティカルファイバー記録装置を組合せ、胎児心拍動の客観的記録が可能な記録装置も実現した。

参 考 文 献

- (1)竹村ほか：電子スキャン超音波診断装置の安全性に関する基礎的臨床的研究，昭和52年度厚生省心身障害母体外因研究班報告書
- (2)井 出：超音波診断装置の総合感度試験法
日超医論文集27：35，1975

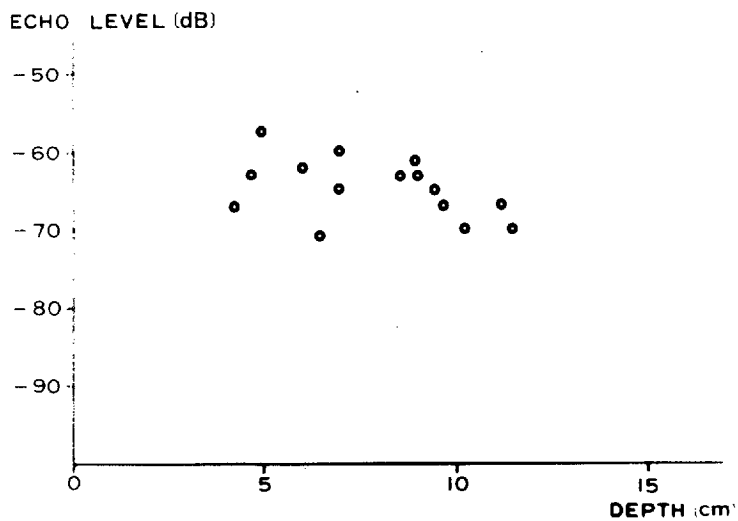


第1図 信号検出限界のモデル

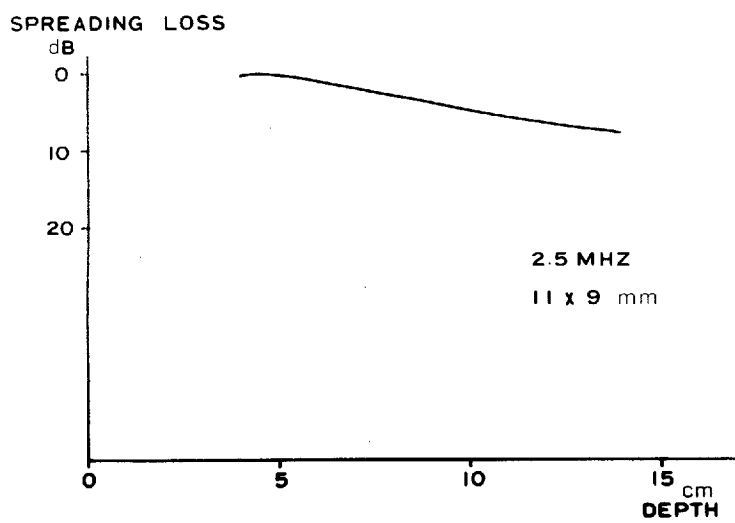


$$\text{ECHO LEVEL} = 20 \log \frac{\text{ECHO B}}{\text{ECHO A}} \quad (\text{dB})$$

第2図・エコーレベルの定義



第3図 胎児エコーレベルの測定結果



第4図 ビームの拡がりによる減衰

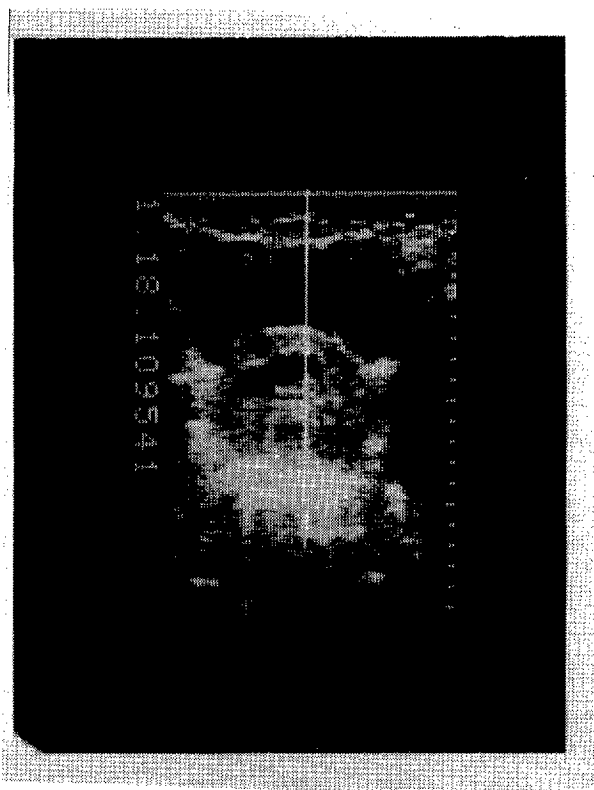
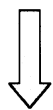


写真1 測定中の一例

写真2 胎児心拍動の記録例



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



まえがき

超音波電子スキャン装置は、その簡便さとリアルタイム画像が得られることから急速に普及している。特に産婦人科学領域においては、胎児ドプラー装置よりも早期に胎児心拍動が検出できるといわれており、妊娠の初期から使用される現状にある。一方、厚生省心身障害母体外因研究班調査によれば、市販装置のパルス超音波出力は $0.13 \sim 5$ 〔W/cm²〕にも及んでいる。超音波パルス波の生体作用が明らかでない現状を考慮すると、胎児に放射する超音波エネルギーを必要最小限にとどめ、より安全性を高めておくことは非常に重要である。我々は、まず胎児心拍動エコー信号検出限界のモデルを想定し、検出に必要な最小超音波送信出力を求め、次いで、この値を目標として低出力超音波電子スキャン装置の開発を行ない、=さらにこの装置で得られた胎児心拍動を客観的記録とする装置を試作した。