



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体内に送信した超音波パルス信号の反射成分を受信し、この受信に伴う受信信号に基づき前記被検体の画像を得るようにした超音波診断装置において、前記被検体の同一部位に関する複数枚の前記画像を収集する間に前記超音波パルス信号の送信フレームレートを積極的に変化させるレート変化手段と、前記送信フレームレートに基づいて前記超音波パルス信号によるスキャンを行うスキャン手段を備えた超音波診断装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の発明において、前記反射成分は、前記被検体内に注入した超音波造影剤により前記超音波パルス信号が反射される成分を含むようにした超音波診断装置。

10

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の発明において、前記レート変化手段は、前記送信フレームレートを一定の規則性の下に変化させる手段である超音波診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の発明において、前記レート変化手段は、前記送信フレームレートを操作者が任意に指定する手段、および、予め設定されている前記送信フレームレートの複数種の中から任意に選択する手段の少なくとも一方を備える超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 2 記載の発明において、前記スキャン手段のスキャンに応答した前記反射成分を受信して前記受信信号に処理する受信手段と、この受信信号に基づき画像データを生成する処理手段と、前記処理手段により得られた 2 フレーム分の画像データを選択する選択手段と、前記選択された 2 フレーム分の画像データ間のフレーム間差分を演算する差分演算手段とを備えた超音波診断装置。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体に超音波造影剤を投与し、この造影剤からの反射超音波信号を含む受信信号を用いて断層像を得るコントラストエコー法に好適な超音波診断装置に係り、とくに、送受条件の設定、受信信号の処理、および受信信号に基づく物理量計測のインテリジェント化の手法に関する。

30

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波信号の医学的な応用は種々の分野にわたり、超音波診断装置のその 1 つである。超音波診断装置は超音波信号の送受により画像信号を得る装置であり、超音波信号の非侵襲性を利用して種々の態様で使用されている。この超音波診断装置の主流は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得るタイプである。この撮像法は無侵襲で組織の断層像を得ることができ、X 線診断装置、X 線 CT スキャナ、MRI 装置、および核医学診断装置など、ほかの医用モダリティに比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小形で比較的安価、X 線などの被曝が無い、超音波ドプラ法に抛り血流イメージングができるなど、多くの利点を有している。このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などの診断において広く利用されている。特に、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作により、心臓の拍動や胎児の動きをリアルタイムに観察でき、また被曝なども無いから何度も繰り返して検査でき、さらに装置をベッドサイドに移動させて容易に検査できるという種々の利点も持ち合わせている。

40

## 【0003】

この超音波診断装置の分野において、最近では、心臓や腹部臓器などの検査を実施する際、静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価を行うコントラストエコー法が注目を浴びている。造影剤を静脈から注入する手法は、動脈から注入する手法に比べて、侵襲性が低く、この評価法による診断が普及しつつある。超音波造影剤の主要成分は微小気泡（マイクロバブル）であり、これが超音波信号を反射する反射源になっている。造影剤の

50

注入量や濃度が高いほど造影効果も大きくなるが、造影剤の気泡の性質上、超音波照射によって造影効果時間が短縮するなどの事態も発生する。このような状況に鑑み、近年、持続性および耐圧型の造影剤も開発されているが、造影剤が体内に長く止まることは侵襲性の増大につながる懸念もある。

#### 【0004】

このコントラストエコー法を実施する場合、被検体部位の関心領域には血流によって造影剤が次々に供給される。このため、超音波を照射して一度、気泡を消失させても、次の超音波照射の時点では新しい気泡がその関心領域に流入していれば造影効果は維持されると想定される。しかし、実際には、超音波の送受信は通常、1秒間に数千回行われること、および、血流速度が遅い臓器実質や比較的細い血管の血流動態が存在することを考えると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に次々と気泡が消失し、造影効果が瞬時に減弱することになる。

10

#### 【0005】

造影剤を用いた診断法の内、最も基本的な診断法は、造影剤による輝度増強の有無を調べることにより診断部位の血流の有無を知るというものである。また、進んだ診断法は、診断部位における輝度変化の広がりや輝度増強の程度から造影剤の空間分布の時間変化を知るという手法や、造影剤が注入されてから関心領域に到達するまでの時間、および、ROI内の造影剤によるエコー輝度の経時変化(Time Intensity Curve:TIC)、または最大輝度などを求める手法である。

#### 【0006】

20

このコントラストエコー法はまた、超音波エコー信号の非基本波成分を用いて画像化するハーモニックイメージング法によっても効果的に実施できる。ハーモニックイメージング法は、造影剤の主要成分である微小気泡が超音波励起されたときに生じる非線形挙動に因る非基本波成分のみを分離して検出するイメージング法であり、生体臓器は比較的、非線形挙動を起こし難いため、良好なコントラスト比の造影剤画像を得ることができる。

#### 【0007】

また、上述のように超音波の照射によって微小気泡が消失してしまう現象については、本発明者らは1つの研究発表を、「日本超音波医学会研究発表会予稿集p.275,1996-6」(非特許文献1参照)にて行い、フラッシュエコーイメージング(あるいはTransient Response Imaging)と呼ぶイメージング法によって輝度増強が改善されることを報告した。このイメージング法は原理的には、従来型の1秒間に数十フレームといった連続スキャンに代えて、数秒間に1フレームといった間欠的送信の構成にするもので、その間欠時間の間、割らずに密集させた微小気泡を一度に消滅させて、高いエコー信号を得ようとする手法である。

30

#### 【0008】

一方、造影剤を体内に投与方法には現在のところ2通りがある。1つはボラス注入法と呼ばれる方法で、注射器に吸入させた造影剤をゆっくりした速度ではあるが、一気に投与方法である。もう1つは持続注入法と呼ばれ、点滴のように少量ずつ長時間掛けて投与方法である。前者のボラス注入法は投与が比較的簡便で、関心領域に到達した造影剤のピーク時の輝度は高く、またTICの処理にも適しているが、染色時間が短く、一定していないという側面もある。後者の持続注入法を実施する場合、磁束注入機といった専用器具を用いて注入量を制御する必要があるが、関心領域の造影剤濃度をある程度長時間、一定に保持できるという長所がある。このため、ある程度希釈しても造影効果を有する造影剤を用いることも可能である。

40

#### 【0009】

上述のことから、造影剤を超音波診断に用いるときのキーポイントは、血流からの受信信号の増強、および、血流動態の定量的評価である。

【非特許文献1】日本超音波医学会研究発表会予稿集p.275,1996-6

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 1 0 】

にも関わらず、上述したコントラストエコー法の問題点は、超音波照射によって気泡の寿命が短くなるという、主に造影剤の物理的性質に起因するものと、簡便でかつより詳細な情報を提供する定量化手法が不足している。とくに、前者の問題は単純ではない。コントラストエコー法においては従来のように送信出力を大きくしてS/N比を向上させるという訳ではない。前者の問題が示唆しているのは、従来用いる送信出力よりも比較的低い送信レベルに送信出力の最適値が在ることであり、従来、このような観点からの送信出力の制御法は知られていなかった。

## 【 0 0 1 1 】

本発明は、コントラストエコー法を実施する超音波診断において、定量化された新しい計測法を導入し、計測法の豊富化と充実化によって、より詳細な血流情報を提供する、ことである。 10

## 【 0 0 1 2 】

本発明の別の目的は、超音波パルスの送信条件を最適に制御して、より効果的なコントラストエコー法を実施できるようにし、かつ、コントラストエコー法を実施する超音波診断において、定量化された新しい計測法を導入し、計測法の豊富化と充実化によって、より詳細な血流情報を提供する、ことである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、被検体内に送信した超音波パルス信号の反射成分を受信し、この受信に伴う受信信号に基づき前記被検体の画像を得るようにした超音波診断装置において、前記被検体の同一部位に関する複数枚の前記画像を収集する間に前記超音波パルス信号の送信フレームレートを積極的に変化させるレート変化手段と、前記送信フレームレートに基づいて前記超音波パルス信号によるスキャンを行うスキャン手段を備えるものである。 20

## 【 0 0 1 4 】

この場合、好適には、前記反射成分は、前記被検体内に注入した超音波造影剤により前記超音波パルス信号が反射される成分を含む。例えば、前記レート変化手段は、前記送信フレームレートを一定の規則性の下に変化させる手段である。このレート変化手段は、前記送信フレームレートを操作者が任意に指定する手段、および、予め設定されている前記送信フレームレートの複数種の中から任意に選択する手段の少なくとも一方を備えるように構成してもよい。 30

## 【 0 0 1 5 】

さらに、前記スキャン手段のスキャンに応答した前記反射成分を受信して前記受信信号に処理する受信手段と、この受信信号に基づき画像データを生成する処理手段と、前記処理手段により得られた2フレーム分の画像データを選択する選択手段と、前記選択された2フレーム分の画像データ間のフレーム間差分を演算する差分演算手段とを備える構成も好適である。

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 6 】

本発明に係る超音波診断装置によれば、造影剤を投与した被検体の同一部位に関する複数枚の画像を収集する間に超音波パルス信号の送信フレームレートを積極的に変化させてスキャンする構成や、このスキャンによって得られた2枚の画像の差分を演算する構成を主要部としたため、造影剤を成す微小気泡が超音波照射によって崩壊するという物理的性質を積極的にコントロールでき、血流情報の定量化、鑑別診断に新たな情報を提供でき、計測法の豊富化と充実化によって、より詳細な血流情報を提供できる。 40

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 1 7 】

本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を図面を参照して説明する。

## 【 0 0 1 8 】

### [ 第 1 の実施形態 ]

第 1 の実施形態を図 1 ~ 図 3 を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に超音波造影剤を投与し、その染色度から血流状態を観察する構成を備える。この場合、血流状態は関心部位全てにおいて観察できるが、本実施形態では、肝臓実質または心臓筋肉に流入する造影剤の染色度に基づき血流動態のデータを得て異常部位を同定する装置について説明する。

#### 【 0 0 1 9 】

図 1 に、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示す。図 1 に示す超音波ドブラ診断装置は、装置本体 1 1 と、この装置本体 1 1 に接続された超音波プローブ 1 2、操作パネル 1 3、および ECG (心電計) 1 4 とを備える。

10

#### 【 0 0 2 0 】

操作パネル 1 3 は、オペレータから各種の指示、情報を装置本体 1 1 に与えるために使用されるもので、キーボード 1 3 A、トラックボール 1 3 B、マウス 1 3 C、および後述する送信音圧最適化制御を開始させるための「実行」ボタン 1 3 D を備えている。トラックボール 1 3 B は例えば、モニタ画面上のポインティングデバイスとして機能させるほか、画像上に ROI (関心領域) の設定などを行うために使用される。キーボード 1 3 A などを使用して「B モード」、「CFM (Color Flow Mapping) モード」、および「PWD (Pulsed Wave Doppler) モード」の間の切替を指令することができる。CFM モードは血流状態を 2 次元のカラー像で表示するモードである。

#### 【 0 0 2 1 】

20

超音波プローブ 1 2 は、被検体との間で超音波信号の送受信を担うデバイスであり、電気 / 機械可逆的変換素子としての圧電セラミックなどの圧電振動子を有する。好適な一例として、複数の圧電振動子がアレイ状に配列されてプローブ先端に装備され、フェーズドアレイタイプのプローブ 1 2 が構成されている。これにより、プローブ 1 2 は装置本体 1 1 から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体内の所望方向に送信し、また被検体で反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

#### 【 0 0 2 2 】

ECG 1 4 は、主に被検体の体表に接触させて使用され、被検体の心電波形データを得る。

30

#### 【 0 0 2 3 】

装置本体 1 1 は図示の如く、プローブ 1 2 に接続された送信ユニット 2 1 および受信ユニット 2 2、この受信ユニット 2 2 の出力側に置かれたレシーバユニット 2 3、B モード用 DSC (デジタル・スキャン・コンバータ) 2 4、イメージメモリ 2 5、TIC 演算ユニット 2 6、ドブラユニット 2 7、表示データ合成器 2 8、および表示器 2 9 を備える。TIC 演算ユニット 2 6 には、本診断装置の外部に置かれた外部出力装置 3 0 が接続されている。この外部出力装置は、例えばプリンタ、磁気記憶媒体、ネットワーク経由のパソコンなどにより構成される。装置本体 1 1 は、さらに、送信ユニット 2 1 に抛る超音波信号の送信状態を制御するための送信条件コントローラ 3 1 と、ECG 1 4 が検出した ECG 信号を受ける心拍検出ユニット 3 2 とを備える。

40

#### 【 0 0 2 4 】

上記装置本体 1 1 の各回路の構成および動作をさらに説明する。

#### 【 0 0 2 5 】

送信ユニット 2 1 は、パルス発生器、送信遅延回路、およびパルサを有する。パルス発生器は、例えば 5 KHz のレート周波数  $f_r$  [Hz] (周期  $1 / f_r$  [秒]) のレートパルスを発生する。このレートパルスは、送信チャンネル数分に分配されて送信遅延回路に送られる。送信遅延回路には、遅延時間を決めるタイミング信号が送信チャンネル毎に供給されるようになっている。これにより、送信遅延回路はレートパルスに指令遅延時間をチャンネル毎に付与する。遅延時間が付与されたレートパルスが送信チャンネル毎にパルサに供給される。パルサはレートパルスを受けたタイミングでプローブ 1 2 の圧電振動子 (

50

送信チャンネル)毎に電圧パルスを与える。これにより、超音波信号がプローブ12から放射される。超音波プローブ12から送信された超音波信号は被検体内でビーム状に集束されかつ送信指向性が指令スキャン方向に設定される。

【0026】

この送信ユニット21によって実行されるスキャンの時間間隔は、送信条件コントローラ31によって後述するように制御される。送信条件コントローラ31は本発明の特徴の1つを成す構成要素である。

【0027】

被検体内では前述した遅延時間にしたがってビームフォーミングがなされる。送信された超音波パルス信号は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。この反射超音波信号は再びプローブ12で受信され、対応する電圧量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプローブ12から受信チャンネル毎に受信ユニット22に取り込まれる。

10

【0028】

受信ユニット22は、その入力側から順に、プリアンプ、受信遅延回路、および加算器を備える。プリアンプおよび受信遅延回路はそれぞれ、受信チャンネル分のアンプ回路または遅延回路を内蔵する。受信遅延回路の遅延時間は、所望の受信指向性に合わせて遅延時間パターンの信号として与えられる。このため、エコー信号は、受信チャンネル毎に、プリアンプで増幅され、受信遅延回路により遅延時間が与えられた後、加算器で加算される。この加算により、所望の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。送信指向性と受信指向性との総合により送受信の総合的な超音波ビームが形成される。

20

【0029】

受信ユニット22の加算器の出力端は、レシーバユニット23およびBモードDSC24を順に経由して表示データ合成器28に至る。

【0030】

レシーバユニット23は、図示しないが、対数増幅器、包絡線検波器、A/D変換器を備える。なお、ハーモニクイメーシング法を実施する装置の場合、このレシーバユニット27には、超音波信号の送信周波数の、例えば2倍の高周波成分のみを通過させる帯域通過型フィルタが装備される。このレシーバユニットにより、受信指向性が与えられた方向のエコーデータがデジタル量で形成され、BモードDSC24に送られる。

30

【0031】

BモードDSC24はエコーデータを超音波スキャンのラスト信号列からビデオフォーマットのラスト信号列に変換し、これを表示データ合成器28に送るようになっている。

【0032】

イメージメモリ25はBモードDSC24に接続され、このDSCの処理信号(超音波スキャンのラスト信号列、ビデオフォーマットのラスト信号列のいずれか)を記録するメモリ素子およびその書込み・読出し制御回路を備える。このメモリ素子に記録されたエコーデータは、イメージング中またはイメージング後において、オペレータの指示に回答してフレーム単位で読み出される。この読出しデータは、BモードDSC24および表示データ合成器28を経由して表示器29に送られて表示される。

40

【0033】

また、イメージメモリ25の読出し出力端はTIC演算ユニット26にも接続され、メモリからの読出しデータがその演算ユニット26に取り込み可能になっている。TIC演算ユニット26は、ワークメモリとCPUなどの演算回路とを備え、ワークメモリに読み込んだエコーデータからTIC(Time Intensity Curve)データを演算し、その演算データを表示データ合成器28および、必要に応じて外部出力装置30に出力できるようになっている。これにより、TICデータが表示器29および外部出力装置30に表示または出力される。

【0034】

ドブラユニット27は、レシーバユニット23における加算エコー信号を受信する。こ

50

のユニット 27 は、図示しないが、直交検波器、クラッタ除去フィルタ、ドブラ偏移周波数解析器、平均速度などの演算器、DSC、カラー処理回路などを備え、ドブラ偏移周波数すなわち血流の速度情報やそのパワー情報などがカラーフロー画像データとして得られる。このカラーフロー画像データ(CFMデータ)は、ドブラユニット 27 に内蔵の DSC にてノイズキャンセルなどの処理を受けるとともに、その走査方式が変換されて表示データ合成器 28 に送られる。このカラーフロー画像データは、イメージメモリ 25 に送って記憶させることもできる。

#### 【0035】

心拍検出ユニット 32 は、ECG 14 から供給された ECG 信号を入力し、その心電波形データを表示データ合成器 28 に表示用として送出する一方で、心臓画像を心電波形に同期させる、いわゆる心電同期をとるためのトリガ信号を作り、このトリガ信号を送信条件コントローラ 31 に送る。

10

#### 【0036】

表示データ合成器 28 は、Bモード DSC 24 から送られてくる Bモード画像データ(グレースケール画像)、ドブラユニット 27 から送られてくる CFMモード画像データ(カラーフロー画像)、心拍検出ユニット 32 から送られてくる心電波形、TIC 演算ユニット 26 の演算データ、および/または所望の設定パラメータを並べる、あるいは重ねなどの処理によって 1 フレームの画像データに再構築する。このフレーム画像データは表示器 29 により順次読み出される。表示器 29 では、画像データを内蔵 D/A 変換器でアナログ量に変換し、TV モニタなどのディスプレイに被検体の組織形状の断層像を表示する。

20

#### 【0037】

さらに、送信条件コントローラ 31 は、操作パネル 13 からの操作データを受ける A/D 変換器および CPU (中央処理装置)のほか、この CPU に接続されたメモリを備える。メモリには送信条件制御のためのプログラムが予め格納されている。CPU はインターフェイスを介して操作パネル 13、レシーバユニット 23、心拍検出ユニット 32、送信ユニット 21、および TIC 演算ユニット 26 に接続され、入力信号に基づき後述する図 2 に示す処理を行って制御信号を出力する。

#### 【0038】

(送信音圧の最適化制御)

30

本装置の好適な使用態様の 1 つは、被検体に超音波造影剤を投与してコントラストエコー法を実施する態様で動作させることである。図 2 は、このコントラストエコー法の実施下において、送信条件コントローラ 31 により実施される送信条件の最適化制御の一例を示す。なお、送信条件コントローラ 31 は心拍検出ユニット 32 から ECG 同期信号  $S_g$  を受けて、送信超音波ビーム信号に対して連続的にまたは間欠的に後述する最適化制御を行うようになっている。

#### 【0039】

送信条件としては、ここでは送信音圧を選択し、プローブ 11 に与える送信駆動電圧を直接上下させることで送信音圧を最適化制御するように構成しているが、本発明は必ずしもこれに限定されない。診断部位の音場音圧を結果的に変化させ得るパラメータを使用すればよいのであって、例えば、プローブ 11 における送信駆動素子数を変えるようにしてもよい。

40

#### 【0040】

いま、初期値として、送信音圧は従来診断と同様の値に制御されているとする。このような初期値としては例えば、約 1 Mパスカルの送信音圧であり、造影剤の微小気泡を消失させるには十分なレベルであることが知られている。被検体に投与された造影剤が診断部位に到達すると、通常は、エコー信号の強度は当然に増加することになるが、送信音圧が大きい場合、そのようにはならず、診断部位に流入する気泡は瞬時に消失しまっているため、エコー信号の強度は低い。送信音圧と気泡の残存数との定性的関係の例を図 3 に示す。

50

## 【 0 0 4 1 】

そこで、送信条件コントローラ 3 1 は、図 2 R>2 に示す如く、送信音圧制御の開始を判断する（同図、ステップ 1 0 1）。この判断は、本実施形態では、コントローラ 3 1 が操作パネル 1 3 上の「実行」ボタン 1 3 D が押されたかどうかを検出して行われる。この判断が Y E S（送信音圧開始）となるときは、レシーバユニット 2 3 からエコー信号  $S_{e c h o}$ 。（ビームフォーミングされたエコー信号）を読み込み、その信号値（振幅、強度）を  $S a$  とする（ステップ 1 0 2）。ここで読み込むエコー信号  $S_{e c h o}$  の値は、一例として、表示対象となる画像全体のエコー信号の積分値である。

## 【 0 0 4 2 】

次いで、コントローラ 3 1 は、送信音圧を所定値  $\Delta D$  だけ下げるときの音圧制御信号  $S_{s d}$  を送信ユニット 2 1 に送出する（ステップ 1 0 3）。この音圧制御信号  $S_{s d}$  に応答して、送信ユニット 2 1 は例えばパルサからの駆動電圧を所定音圧低減値に対応して下げる。この結果、プローブ 1 1 から照射された診断部位における音場の音圧値は指定値  $\Delta D$  だけ下げられる。この低減させた音圧の元で、超音波反射信号がプローブ 1 1 を介して受信される。この反射信号は受信ユニット 2 2 で受信処理され、レシーバユニット 2 3 にて電気量のエコー信号が生成される。

## 【 0 0 4 3 】

このエコー信号  $S_{e c h o}$  は再度、送信条件コントローラ 3 1 に読み込まれ、その信号値は  $S b$  として認識される（ステップ 1 0 4）。この音圧低減後のエコー信号を受信するときには、図 3 から分かるように、造影剤の気泡消失の度合いが抑えられるか、または、少なくとも前の状態と変わらない。このため、診断部位からの超音波反射信号の強度が増加するか、または、音圧減少分だけ減少することから、エコー信号の信号値は上昇、または、下降する（場合によっては不変のこともある）。

## 【 0 0 4 4 】

そこで、送信条件コントローラ 3 1 はそれまでに読み込んでいる信号値  $S a$  ,  $S b$  について、 $S a > S b$  か否かの判断を実施する（ステップ 1 0 5）。この判断で N O の場合、つまり  $S a \leq S b$  あるときは、未だ送信音圧の最適値に到達していないとして認識し、音圧低減後の信号値  $S b$  を音圧低減前の信号値  $S a$  に置き換え（ステップ 1 0 6）、その後、前述したステップ 1 0 3 の処理に戻る。このため、再度、送信音圧が再度、所定値  $\Delta D$  だけ下げられ、上述したと同様の  $S a > S b$  か否かの判断が実施される（ステップ 1 0 3 ~ 1 0 5）。この一連の処理は  $S a > S b$  の状態になるまで繰り返される。

## 【 0 0 4 5 】

上述した送信音圧の低減および信号値の比較処理を繰り返している間に、送信音圧が気泡の消失しないレベルまで達していた場合、その次に送信音圧を下げたときには、エコー信号が下がり始めるので、判断ステップ 1 0 5 で  $S a > S b$ （Y E S）となる。つまり、 $S a > S b$  の判断が下された時点で送信に供している音圧が最適音圧であるので、この音圧を記憶して（ステップ 1 0 7）、最適化処理が終了する。

## 【 0 0 4 6 】

このため、オペレータが操作パネル 1 3 の「実行」ボタン 1 3 D を押すことで、上述した送信音圧の最適化制御が E C G 同期の元で実行される。したがって、造影剤の投与タイミングに合わせて最適化制御を手動で開始させることができ、開始タイミングを容易に設定できる。また、オペレータにとって、最適化を実施するか、しないかの選択も容易である。

## 【 0 0 4 7 】

この最適化によって超音波ビーム信号が供する音圧は、診断部位に流入してくる造影剤の気泡を殆ど消失させないレベルになる。このため、最も高い強度のエコー信号を得ることができ、造影効果が格段に向上する。とくに、血流速度が遅い臓器実質や、比較的細い血管が診断対象になっている場合でも、流入する造影剤の気泡が従来のように造影剤の輝度増強を確認する前に次々と超音波照射によって消失してしまうという事態を確実に回避できる。

## 【 0 0 4 8 】

したがって、上述のように最適化した送信音圧（送信条件）を使ってコントラストエコー法を実施すると、従来法に比べて格段に高いS/N比のエコー信号を得ることができ、超音波造影剤に拠るエコーの輝度増強効果の利点を十分に享受したBモード像や、Bモード像にCFMモードのカラー血流像を重畳させた画像を提供できる。

## 【 0 0 4 9 】

なお、上述した音圧低減前後のエコー信号値 $S_a$ 、 $S_b$ の比較処理において、この処理に供するエコー信号は、上述したように画像全体のラストに対するエコー信号（積分値）を使用する態様に限定されない。この他にも、例えば、代表的な送信ラスト（例えば画像中央の5本のラスト）に対するエコー信号を用いてもよく、これにより計算量が少なくて済む。また、オペレータが予め指定したROI内のラストのエコー信号を用いてもよく、これにより、診断に最も重要と思われる局所的部位を指定でき、その部位に対して最適な送信条件を自動設定できるので、最適制御の制度が一段と向上するという更なる利点を得られる。

10

## 【 0 0 5 0 】

## [ 第 2 の実施形態 ]

本発明に係る超音波診断装置の第2の実施形態を図4を参照して説明する。この実施形態は、上述した送信条件の最適化制御をパルスドブラ（PWD）法に適用したものである。

## 【 0 0 5 1 】

図4に示す超音波診断装置は、前述した図1R>1記載の装置構成の内のCFMモードに関わるドブラユニットに代えてPWDモードの回路系を備えるとともに、ECG系の回路および外部出力回路を省略した構成になっている。

20

## 【 0 0 5 2 】

PWDモードの回路系としては、操作パネル13に接続されるサンプルボリューム用のドブラコントローラ41を備え、このコントローラ41の出力側に配置したレンジゲート回路42、直交位相検波器43、サンプル/ホールド回路44、BPF45、A/D変換器46、および周波数解析器47を備える。直交位相検波器43は、送信条件コントローラ31と同様に、レシーバユニット23のビームフォーミング用加算器の出力を受けるようになっている。

30

## 【 0 0 5 3 】

このため、オペレータが操作パネル13を使ってスキャン画像の一部に×印ROIなどによるサンプルボリュームを設定すると、このボリューム部位を指定する位置情報がコントローラ41に与えられる。

## 【 0 0 5 4 】

これにより、コントローラ41からはその位置情報に対応した位置信号がレンジゲート回路42に渡される。レンジゲート回路42は指定サンプルボリュームに対応したレンジゲート信号を発生させ、これをサンプル/ホールド回路44に送る。このサンプル/ホールド回路44によって、直交位相検波器43から出力される位相検波信号の内の指定サンプルボリュームに対応した信号のみがサンプリングされる。このサンプル信号はBPF45により高域側、低域側のノイズなどがカットされ、さらにA/D変換器46でデジタル信号に変換されて、周波数解析器47に送られる。つまり、このPWDモードの場合、ある瞬間に周波数解析器47に与えられる信号は、指定サンプルボリュームのみの信号である。周波数解析器47は指定サンプルボリューム位置の位相検波データ列を周波数解析し、時事刻々変化するスペクトルデータを表示データ合成器28に出力する。これにより、Bモード像と共に、指定サンプルボリューム位置のドブラ情報がスペクトルとして表示される。

40

## 【 0 0 5 5 】

一方、送信条件コントローラ31は第1の実施形態のときと同様に、オペレータが任意タイミングを見計らって実行ボタン13Dを押すことにより、送信条件としての送信音圧

50

の最適化制御を実施することができる。

【 0 0 5 6 】

このように P W D モードについても、第 1 の実施形態のように好適に送信条件を最適化できる。この P W D モードの場合、ある瞬間に周波数解析器への入力信号はサンプルボリュームの 1 値のみであるから、かかる最適化制御が非常に有効に機能する。

【 0 0 5 7 】

[ 第 3 の実施形態 ]

本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施形態を図 5 ~ 図 6 に基づき説明する。この実施形態は、送信条件の最適化制御に拠る送信音圧 ( パワー ) の表示に関する。

【 0 0 5 8 】

図 5 に示す超音波診断装置は、上述した図 4 R>4 の構成に加えて、送信条件コントローラ 3 1 と表示データ合成器 2 8 との間に介挿した送信音圧表示プロセッサ 5 1 を備える。この送信音圧表示プロセッサ 5 1 は、例えば C P U を備えて構成される。そして、このプロセッサ 5 1 は送信条件コントローラ 3 1 で設定される送信音圧値をリアルタイムに入力し、時事刻々、自動制御される送信音圧値を表す数値データおよび / またはグラフデータを表示データ合成器 2 8 に送出する。これにより、送信音圧を最適化している間に送信音圧が変化していく様子および最終設定値を一目で視認できる。

【 0 0 5 9 】

本実施形態における送信音圧表示プロセッサ 5 1 の処理例を図 6 ( a ) , ( b ) に示す。同図 ( a ) の場合、送信音圧の初期値を画面の右上に表示し、この初期値 A から変化していく最適化制御中の送信音圧値 B を矢印を介して、その右側にリアルタイムに更新および表示するものである。また同図 ( b ) の場合、画面右上に送信音圧の初期値からの時間変化グラフ C と、リアルタイムに変化する最適化制御中の送信音圧値 D とを表示するものである。

【 0 0 6 0 】

このように表示することにより、オペレータにとって、送信音圧の初期値からの変化の様子と、下げられた現在の送信音圧とが一目瞭然となることあら、操作のスムーズ化などに貢献できる。

【 0 0 6 1 】

なお、この送信音圧値の表示は、前述した第 1 の実施形態で説明した構成に適用することもできる。

【 0 0 6 2 】

[ 第 4 の実施形態 ]

本発明に係る超音波診断装置の第 4 の実施形態を図 7 ~ 図 8 に基づき説明する。この実施形態は、とくに、送信音圧の最適化制御と T I C 計測との組み合わせに関する。なお、好適には、超音波造影剤は持続注入法により投与される。

【 0 0 6 3 】

既に説明してあるように、コントラストエコー法の実施下における T I C 計測は、造影剤が関心領域に流入して輝度が上昇する態様で計測する場合、その計測パラメータとしては輝度変化のピーク値、上昇の速度、輝度変化のピークから輝度減少 ( ウォッシュアウト ) などが重要である。このような変化を主体とするパラメータを計測する T I C 計測時に、上述した実施形態に係る送信音圧の最適化制御を行うと、最適値を求めて送信音圧を変化させている期間に、かかる輝度変化の情報 ( 少なくとも正確な情報 ) が得られないという事態が発生する。そこで、本実施形態の超音波診断装置はそのような事態を確実に回避し、正確で安定した T I C 計測が行えるようにすることを更なる目的とする。

【 0 0 6 4 】

この目的を達成するため、図 7 に示す超音波診断装置が備える送信条件コントローラ 3 1 は、図 8 の処理を実行して、T I C 演算ユニット 2 6 による T I C 計測開始タイミング、および、最適化終了に関する表示を制御できるようになっている。そのほかの構成要件は図 1 に示した構成と同一または同様である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 5 】

図 8 に示すように、送信条件コントローラ 3 1 は、初期値としての通常音圧値のビーム送信によるスキャン、エコーデータのイメージメモリ 2 5 へのフレーム毎の記憶、および表示器 2 9 による表示を指令する（ステップ 1 1 1）。この結果、従来から使用されている通常の送信音圧値に対応して、例えば B モード像上に C F M 像を重畳させた血流のカラー像の表示器 2 9 への表示が開始される。このスキャン、エコーデータの記憶、および画像表示が以後、画像フリーズのときを除いてほぼリアルタイムに継続される。

## 【 0 0 6 6 】

次いでコントローラ 3 1 は、操作パネル 1 3 からの操作情報を読み込み、T I C 計測をスキャンとリアルタイムに実施するか、フリーズ下で行うかなどの情報を得る（ステップ 1 1 2）。同様に、表示されている例えばカラー像上の任意の位置にオペレータによって例えばグラフィカルな R O I（関心領域）が設定されたか否かを判断し（ステップ 1 1 3）、R O I が設定されたと判断できるときは、R O I 位置、R O I の大きさなどの情報を読み込む（ステップ 1 1 4）。

## 【 0 0 6 7 】

この後、コントローラ 3 1 はステップ 1 1 5 ~ 1 2 0 の処理を順次実行していく。まず、送信条件としての送信音圧の最適化制御を開始するか否かを、操作パネルの実行ボタン 1 3 D からの信号によって判断する（ステップ 1 1 5）。そして、最適化開始のときは送信音圧の最適化制御処理を実行する（ステップ 1 1 6）。この処理は前述した図 2 のステップ 1 0 2 ~ 1 0 7 と同様である。これにより、超音波造影剤の気泡から最大のエコー信号が反射してくる最適の送信音圧が自動的に設定される。これが済むと、送信制御コントローラ 3 1 から表示データ合成器 2 8 に、最適化終了を示すデータ D a および最適化した音圧値データ D b が送られる（ステップ 1 1 7）。このため、表示器 2 9 の画面の一部に最適化終了のマークおよび最適音圧値が数値データとして重畳表示される。

## 【 0 0 6 8 】

次いで、コントローラ 3 1 は一旦、造影剤の気泡全部を消失させ得るほど高い音圧（高音圧）の超音波送信を送信ユニット 2 1 に瞬間的に指令する（ステップ 1 1 8）。これにより、いまスキャンしているスキャン面およびその近傍の微小気泡の殆ど全てが瞬時に消失する。

## 【 0 0 6 9 】

これが済むと、コントローラ 3 1 は直ちに送信音圧を、既に設定して最適音圧値に復帰させて超音波送信を行うように送信ユニット 2 1 に指令する（ステップ 1 1 9）。すなわち、高音圧送信によってスキャン面およびその近傍の気泡が瞬時に破壊された後、直ぐに、最適音圧送信の状態に戻されるので、それまでの気泡が殆ど存在しないスキャン面部分に新たな気泡が流入してくる。この新たな流入気泡に照射される超音波ビームの音圧は最適化された値に戻されているので、気泡の消失が少なく、改めて最大の超音波エコーが発生することとなる。

## 【 0 0 7 0 】

この状態で、コントローラ 3 1 は次いで、ステップ 1 1 2 での読み込み情報に基づき、T I C 計測をリアルタイムに行うか、またはフリーズ状態で行うかを判断する。リアルタイムに計測すると判断した場合（Y E S）、ステップ 1 2 1 に移行し、T I C 演算ユニット 2 6 に、T I C 計測およびその結果表示を許容する開始タイミング信号  $S_{st}$  並びに R O I 情報（位置、大きさ） $S_{ROI}$  を送る。この信号  $S_{st}$  に応答して、T I C 演算ユニット 2 6 は、B モード D S C 2 4 を介してイメージメモリ 2 5 に経時的に格納されるエコーのフレームデータを読み出し、前述した各種パラメータを指定 R O I 位置に関して演算する。この演算結果は表示データ合成器 2 8 および外部出力装置 3 0 に送られる。これにより、表示器 2 9 の画面には、リアルタイムの血流カラー断層像と、T I C 計測結果を表すグラフおよび / または数値データとがほぼリアルタイムに例えば分割態様で表示される。

## 【 0 0 7 1 】

一方、T I C 計測を画像フリーズ状態で行うと判断した場合（ステップ 1 2 0 : N O）

、ステップ 122 に移行し、現在設定されている最適音圧によるスキャン状態を一定時間継続させる。この一定時間の幅は T I C 計測に必要なエコーデータを収集できる値に設定されている。この一定時間の間に、一定枚数のフレームエコーデータが収集され、イメージメモリ 25 に格納される。一定時間が経過すると、コントローラ 31 は前述したステップ 121 のときと同様に、開始タイミング信号  $S_{st}$  および R O I 情報  $S_{ROI}$  を T I C 演算ユニット 26 に送出するとともに、いま以上の送信を禁止するフリーズ信号  $S_{fz}$  を送信ユニット 21 に送出する。これにより、表示器 29 に表示される断層像はフリーズ状態になる。同時に、T I C 演算ユニット 26 は、上記一定時間の待機期間中にイメージメモリ 25 に格納されていた複数フレーム分のエコーデータを読み出し、前述した各種パラメータを指定 R O I 位置に関して演算する。この演算結果は表示データ合成器 28 および外部出力装置 30 に送られる。これにより、表示器 29 の画面には、フリーズの血流カラー断層像と、T I C 計測結果を表すグラフおよび / または数値データとがほぼリアルタイムに例えば分割態様で表示される。

10

#### 【0072】

このように本実施形態によれば、瞬間的に高音圧の超音波ビームを照射してスキャン面およびその近傍の微小気泡を瞬時に殆ど全部を消失させ、その後、最適音圧に戻す手法を用いている。したがって、気泡が何も無いまっさらの状態に再び流入してくる造影剤の様子を観測できることから、あたかも最初から最適音圧の超音波照射を行うことと等価の状態をつくり出すことができ、その後に行うリアルタイムまたはフリーズ下の T I C 計測を高精度かつ安定して行うことができる。

20

#### 【0073】

すなわち、最適値を求めて送信音圧を変化させている期間に、造影剤に拠る輝度変化の情報（少なくとも正確な情報）が得られないという事態の発生は確実に防止される。もちろん、T I C 計測開始のタイミングを的確に管理しているから、送信音圧の最適化制御を行っている間の受信エコーデータが T I C 計測に入り込んだり、関与することもない。

#### 【0074】

また、本装置によれば、T I C 計測のモードをリアルタイム状態のモードとフリーズ状態のモードとの間で選択でき、計測の便宜が計られている。

#### 【0075】

さらに、本装置では、T I C 計測のための R O I 設定、送信音圧の最適化制御、最適音圧でのスキャン、T I C 計測が一連の作業の中で全て自動化されている。このため、オペレータにとって作業労力が少なく、作業能率にも優れているので、患者スループットの向上も期待できる。もちろん、R O I 設定を T I C 計測の都度、実行するように設定することもできる。

30

#### 【0076】

##### [ 第 5 の実施形態 ]

本発明に係る超音波診断装置の第 5 の実施例を図 9 ~ 図 12 を参照して説明する。本実施形態の超音波診断装置は、超音波造影剤の物理的性質を利用して血流流入量に関わる画像を得ることを特徴とする。この画像収集には、いわゆるフラッシュエコー法と呼ばれるイメージング法を使用する。フラッシュエコー法は前述したように、超音波ビームを間欠的に送信することで、臓器に割らないで密集させた微小気泡（造影剤）を一度に消滅させる、高強度のエコー信号を収集する手法である。つまり、本実施形態の手法は、これまでの実施形態のものとは異なり、造影剤を成す微小気泡を一定の規則性をもって積極的に崩壊させることで、効率良い診断画像を得ようとするものである。なお、超音波造影剤は好適には持続注入法により投与され、この造影剤によるコントラストエコー法が実施される。

40

#### 【0077】

この手法を実施する超音波診断装置を図 9 に示す。この超音波診断装置に備える送信条件コントローラ 31 は、送信のフレームレートを制御するとともに、ループ再生のための指令を B モード D S C 24 およびイメージメモリ 25 に与える機能を追加的に有している

50

。操作パネル 13 はフリーズボタン 13 E を備える。そのほかの構成は図 1 のものと同一または同様である。

【0078】

従来使用されている超音波診断装置の場合、通常、フレームレート（送信の時間間隔）は、観測中において例えば 10（a）に示す如く、一定に制御されている。もちろん、視野深度や走査線密度を変更した場合、フレームレートも変わるが、一定のスキャン条件の下では通常、一定間隔に保持される。これに対して、本実施形態の超音波診断装置の場合、その送信条件コントローラ 31 はフレームレートを、一定のスキャン条件の下であっても、例えば図 10（b）に示す如く変化させる。この例の場合、1 フレームの画像データを  
10  
得る時間間隔（フレームレート）が「0.1 秒、0.2 秒、0.3 秒、...、1.0 秒」といった具合に経時的に大きくなるように、CPU の実行プログラムで予め設定してある。

【0079】

なお、このフレームレートの間隔は経時的に短くなるように制御してもよい。また、超音波造影剤を持続注入法で投与する場合、図 10（b）で示すシーケンスを繰り返してもよい。

【0080】

ここで、フレームレートを変化させることで血流量の多少を表す画像が得られることの原理を説明する。図 11（a）は超音波照射によって血管を横断する有効音場部分の気泡が消失した瞬間を模式的に表している。この消失後、直ぐに音場内に造影剤（気泡）が流入し始める。次の超音波照射が比較的短い時間の内に行われる場合、同図（b）に示す如く、音場内に流入している気泡の量は少量である。この気泡状態でフラッシュエコー法を実施した場合、気泡が少量であるから、エコー信号の強度も相対的に小さい。しかし、超音波照射の間隔（フレームレート）を長くしていくと、例えば同図（c）で示すように、照射までに流入する気泡の量も増えるから、エコー信号の強度も大きくなる。

【0081】

このため、超音波照射で気泡を消失させるのに有効な音場（有効音場）内に気泡が一杯に充満するまでの時間を飽和時間  $T_{full}$  とすると、この飽和時間  $T_{full}$  よりも長い間隔（フレームレート）でスキャンしたとしても、それにより得られるエコー信号の強度は一定になる。

【0082】

この関係を、横軸にフレームレートを取り、縦軸にエコー信号強度をとって図 12 に例示する。同図は 2 つの血管 1、2（data 1, data 2）について比較例示している。血管 1 の飽和時間  $T_{full} = 0.2$  秒で、血管 2 の飽和時間  $T_{full} = 0.4$  秒である。このことから、血管 1 は血流供給速度は血管 2 よりも速く、信号強度も高いので、したがって血流量も多いことがわかる。

【0083】

このような原理に基づき、送信条件コントローラ 31 は、フレームレートを例えば図 10（b）のシーケンスにしたがって変化させる。このシーケンスで得られた複数フレームの画像データ（B モード像および CFM 像の画像データ）前述したようにイメージメモリ 25 に格納される。そこで、一連の送信が終わった後、コントローラ 31 は、フリーズボタン 13 E からのオペレータの信号に応答してスキャンを停止させた後、イメージメモリ 25 および DSC 24 にループ再生を指令する指令信号  $S_{dp}$  を与える。これにより、表示器 29 の画面には輝度が徐々に増加していく B モード像、または、カラー血流像（CFM 像）を B モード像に重畳した断層像がループ再生される。血流量が大きい血管ほど、速く高輝度になるから、この差異によって血流量を大小を計測・観測することができる。

【0084】

また、送信条件コントローラ 31 は、何秒の時間間隔（気泡を溜めている時間間隔）、すなわち例えば図 10（b）に示すシーケンスを表す数値データまたはグラフデータなどのデータ  $D_g$  を表示データ合成器 28 に送るようになっている。このため、ループ再生  
50

画面には、この時間間隔の情報も一緒に再生されるので、オペレータにとって血流量の大きさを判断する上で不可欠な情報も併せて得られ、効率良い診断が可能になる。

【 0 0 8 5 】

この第 5 の実施形態の変形例を説明する。血流量の表示能を考えると、上記フレーム間隔は一定の規則性の下に変化させることが重要であるが、その規則性自体はどのような関数に拠ってもよい。例えば図 1 3 に示すように、フレーム間隔を 0 . 1 秒、0 . 1 秒、0 . 1 秒、0 . 1 秒、0 . 2 秒、0 . 2 秒、0 . 2 秒、0 . 2 秒、... のように同一間隔を 4 回ずつ繰り返しながら増やすシーケンスでもよい。この結果得られた 4 枚のフレーム画像の画素値を平均し、その平均値から成る 1 枚のフレーム画像データを同一フレーム間隔の代表画像として表示するようにしてもよい。

10

【 0 0 8 6 】

また別の変形例は上記フレーム間隔の設定法に関する。送信条件コントローラ 3 1 は図 1 4 に示す処理を行う。コントローラ 3 1 は、オペレータが操作パネル 1 3 を操作したことに伴うパネルやキーボードからの情報を読み込み（ステップ 1 3 1 ）、上述した第 5 実施形態に係るスキャンモード（フレームレートを積極的に変化させるモード）を識別する（ステップ 1 3 2 ）。かかるスキャンモードが指令されている場合（ステップ 1 3 3、YES）、その後、フレーム間隔の変化パターンを設定し、それを記憶する（ステップ 1 3 4、1 3 5）。この変化パターンの設定には、オペレータが操作パネルを操作してその都度入力してもよいが、メモリに予め格納してある複数の変化パターンを用意したテーブルを画面表示させ、このテーブルの中から選択するようにすると便利である。

20

【 0 0 8 7 】

[ 第 6 の実施形態 ]

本発明に係る超音波診断装置の第 6 の実施形態を図 1 5 ~ 図 1 7 を参照して説明する。この実施形態は、血流量画像の差分画像を生成することに関する。

【 0 0 8 8 】

図 1 5 の超音波診断装置は差分演算ユニット 5 3 を備える。この演算ユニット 5 3 は送信条件コントローラ 3 1 からの指令信号 D dif の下に、イメージメモリ 2 5 から 2 枚の画像データを読み出し、その画素値毎の差分を演算するようになっている。この差分値で構成されるフレームデータは B モード D S C 2 4 を介して表示される。操作パネル 1 3 には、フリーズボタン 1 3 E のほか、差分開始ボタン 1 3 F が装備され、オペレータが操作できるようにしている。

30

【 0 0 8 9 】

送信条件コントローラ 3 1 は、大略、図 1 6 R>6 に示す処理を行う。まず、スキャンによってエコーデータを取り込ませた後、オペレータはフリーズボタン 1 3 E を押すことになる。コントローラ 3 1 はこのフリーズ指令を入力すると（ステップ 1 6 1 ）、送信ユニット 2 1 のスキャンを停止させる一方で、フリーズ信号 S f を D S C 2 4 およびイメージメモリ 2 5 に送って、それまで取り込んだ画像を表示させる（ステップ 1 6 2 ）。次いで、オペレータはトラックボールなどを利用して差分演算に使用する 2 枚の画像 A , B を表示画面上で選択する（ステップ 1 6 3 ）。この表示画像には、その画像が何秒のフレーム間隔（気泡を溜めている時間）でスキャンされたかを示すデータが表示されている。

40

【 0 0 9 0 】

画像選択後、コントローラ 3 1 はオペレータにより差分開始ボタン 1 3 F が押されたかどうかを検知する（ステップ 1 6 4 ）。この検知がなされたときに、コントローラ 3 1 は差分開始信号 S dif を差分演算ユニット 5 3 に送出し、そのユニット 5 2 に、選択された画像 A , B 相互間の輝度値差分を画素毎に演算させ、この差分画像データを D S C 2 4 に出力させる（ステップ 1 6 5 ）。このようにフリーズ後、イメージメモリ 2 5 に記録されていた画像を任意に読み出し、その差分画像を作成し、表示させることができる。

【 0 0 9 1 】

この差分演算による効果には従来にはない顕著なものがある。図 1 7 に例示するフレーム間隔対エコー信号強度のグラフから分かるように、血管 1 , 2 の曲線は、十分長い時間

50



【図 3】送信音圧と超音波照射によって消失しないで残る気泡（超音波造影剤）の数との関係を定性的に示す図。

【図 4】本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施形態を示すブロック図。

【図 5】本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すブロック図。

【図 6】送信音圧の表示に関する 2 つの例を示す図。

【図 7】本発明に係る超音波診断装置の第 4 の実施形態を示すブロック図。

【図 8】送信条件コントローラの制御例を示す概略フローチャート。

【図 9】本発明に係る超音波診断装置の第 5 の実施形態を示すブロック図。

【図 10】本発明のフレーム間隔の制御例を従来技術と比較して説明するシーケンス。

【図 11】フレーム間隔と微小機能の崩壊の様子とを説明する図。

10

【図 12】フレーム間隔とエコー信号強度の定性的な関係を説明するグラフ。

【図 13】フレーム間隔のシーケンスの変形例を示す図。

【図 14】フレーム間隔を変化させるスキャンモードへの設定過程を示す粗いフローチャート。

【図 15】本発明に係る超音波診断装置の第 6 の実施形態を示すブロック図。

【図 16】差分画像演算のための送信条件コントローラの制御例を示す粗いフローチャート。

【図 17】差分画像の効果を説明するためのフレーム間隔とエコー信号強度の定性的な関係を示すグラフ。

【符号の説明】

20

【0099】

11 装置本体

12 超音波プローブ

13 操作パネル

21 送信ユニット

22 受信ユニット

23 レシーバユニット

24 BモードDSC

25 イメージメモリ

26 TIC演算ユニット

30

27 ドブラユニット

28 表示データ合成器

29 表示器

31 送信条件コントローラ

43 ドブラユニット

41 ドブラコントローラ

42 レンジゲート回路

44 S/H回路

46 A/D変換器

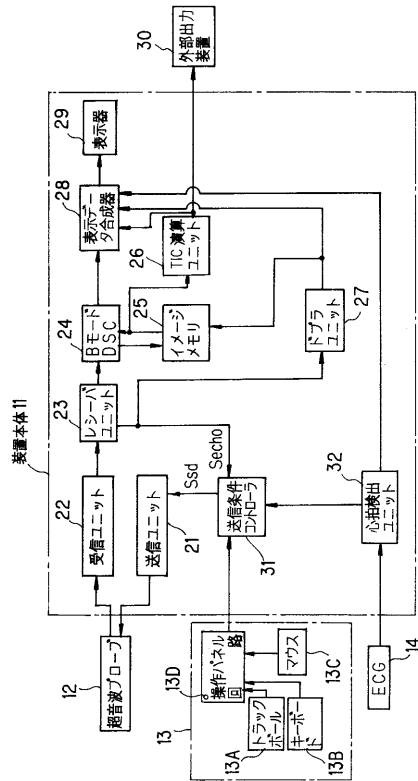
47 周波数解析器

40

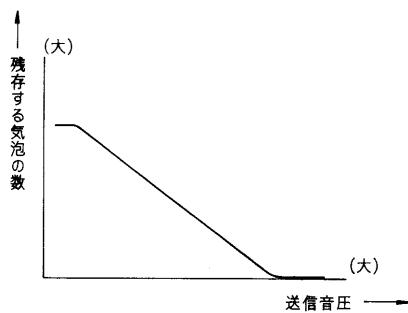
51 送信音圧表示プロセッサ

53 差分演算ユニット

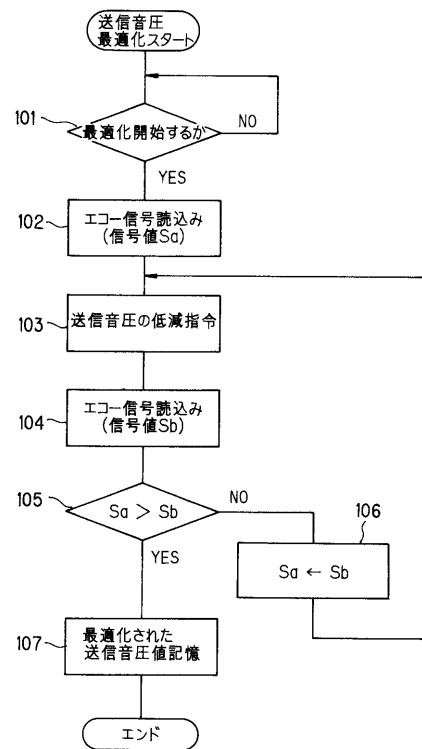
【 図 1 】



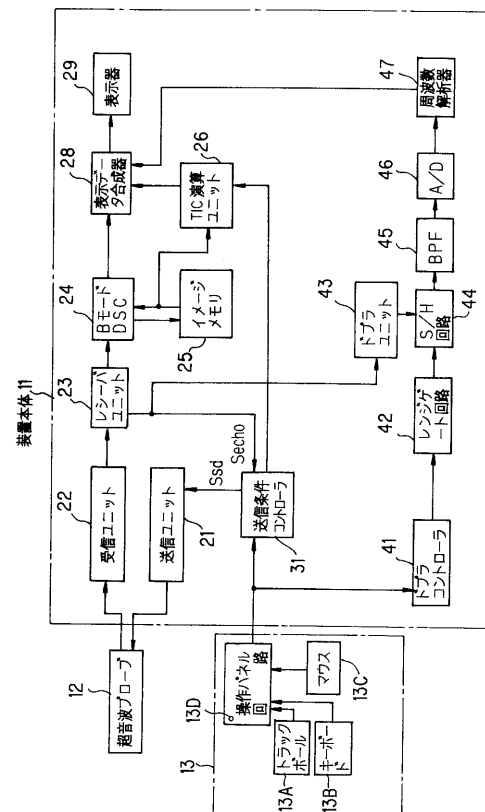
【 図 3 】



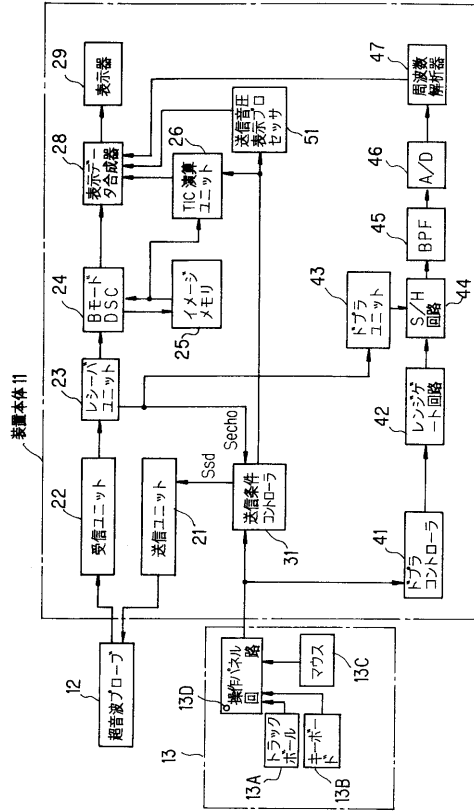
【 図 2 】



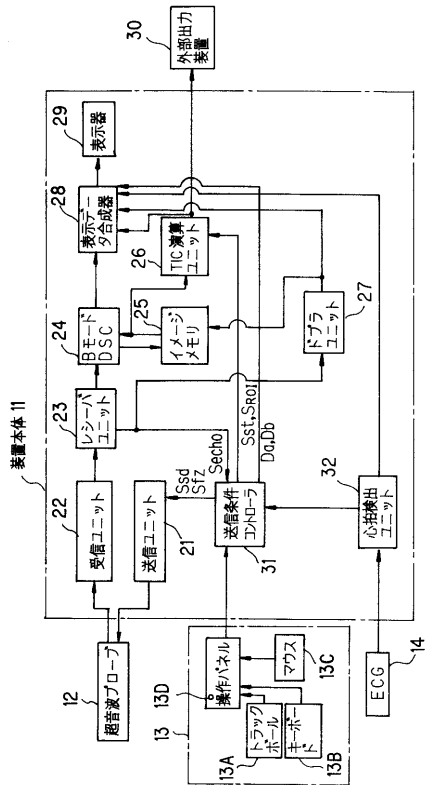
【 図 4 】



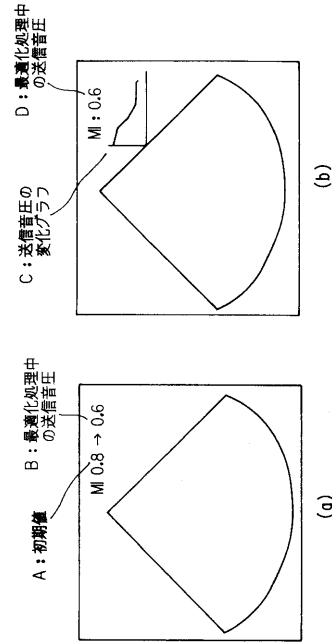
【図5】



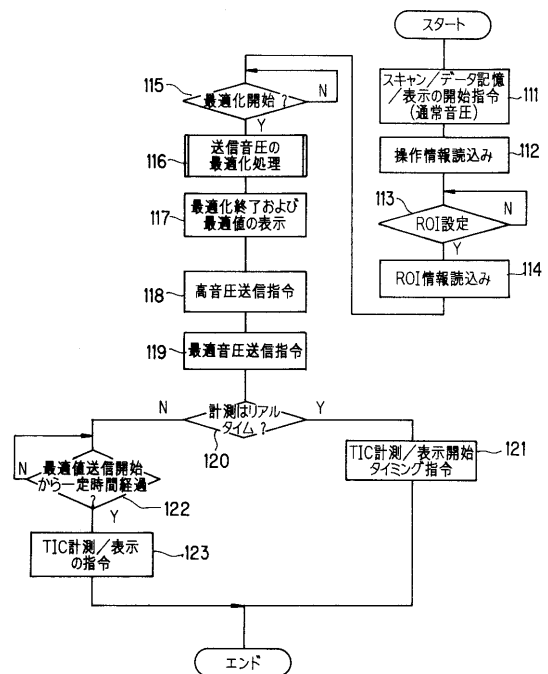
【図7】



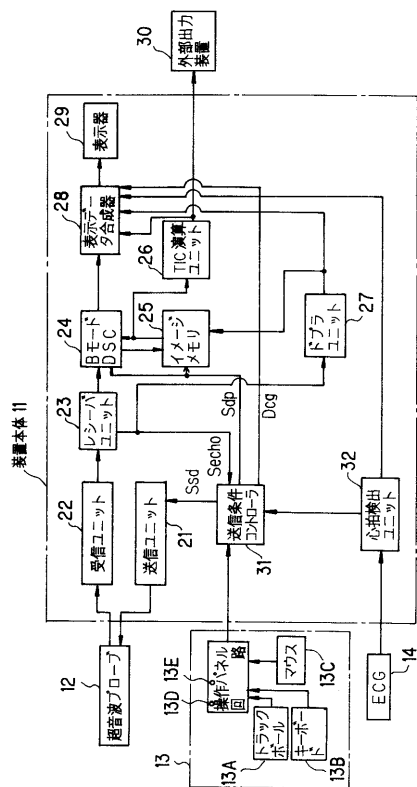
【図6】



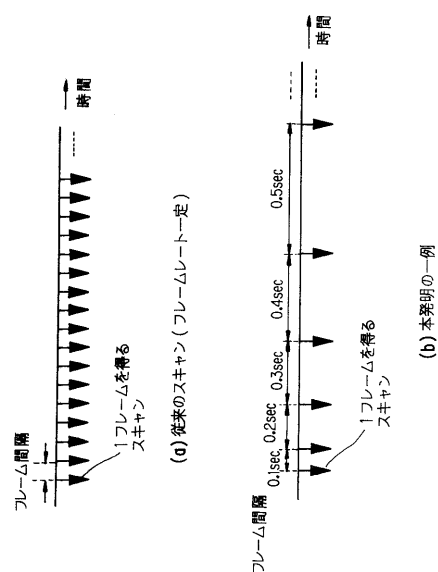
【図8】



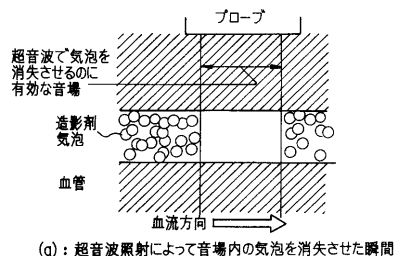
【图 9】



【 ㊦ 1 0 】



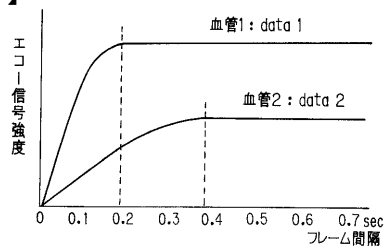
【 図 1 1 】



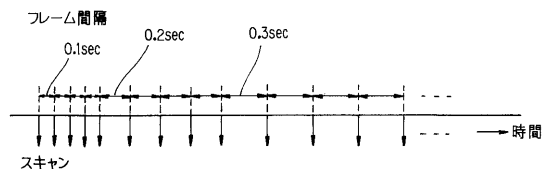
(b) : 比較的短い間隔で次のスキャンを行った場合

(c) : (b)より長い間隔で次のスキャンを行った場合

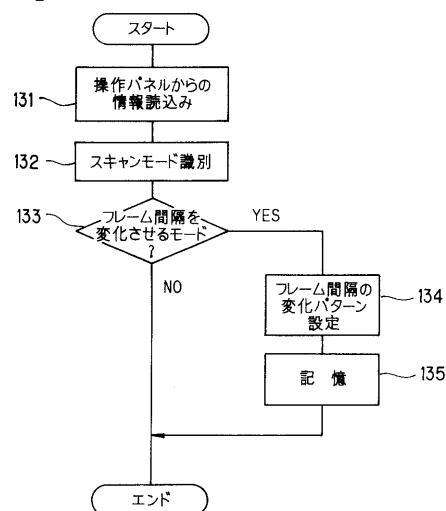
【 图 1 2 】



【 図 1 3 】



【 ㊦ 1 4 】





|                |                                                                              |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2006055672A</a>                                                | 公开(公告)日 | 2006-03-02 |
| 申请号            | JP2005329190                                                                 | 申请日     | 2005-11-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝                                                                       |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司                                                                         |         |            |
| [标]发明人         | 神山直久                                                                         |         |            |
| 发明人            | 神山 直久                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B8/06                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/HH05 4C601/HH13 4C601/JB45 4C601/JC18 |         |            |
| 代理人(译)         | 波多野尚志                                                                        |         |            |
| 其他公开文献         | JP4427507B2                                                                  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备通过引入新的量化测量方法并丰富和丰富该测量方法来提供更详细的血流信息。根据本发明的超声诊断设备接收发射到对象中的超声脉冲信号的反射分量，并且基于伴随接收的接收信号来获得对象的图像。在超声波诊断设备中，速率改变装置（发送条件控制器31）在收集对象的相同部位的多个图像的同时积极地改变超声波脉冲信号的发送帧速率和发送。设置有用于基于帧频来对超声波脉冲信号进行扫描的扫描单元（发送条件控制器31）。[选择图]图7

