

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-113624  
(P2004-113624A)

(43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/12

F I  
A61B 8/12

テーマコード(参考)  
4C301  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-283706(P2002-283706)  
(22) 出願日 平成14年9月27日(2002.9.27)

(71) 出願人 000153498  
株式会社日立メディコ  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
(74) 代理人 100098017  
弁理士 吉岡 宏嗣  
(72) 発明者 宮岡 武洋  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
株式会社日立メディコ内  
(72) 発明者 末宗 勝  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
株式会社日立メディコ内  
Fターム(参考) 4C301 BB02 BB03 EE13 KK12 KK30  
4C601 BB23 BB24 EE11 JC37 KK23  
KK24 KK31

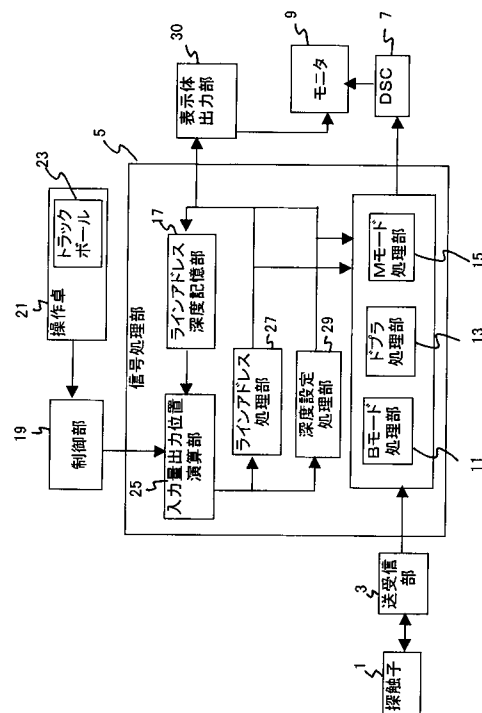
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置の操作性を向上する。

【解決手段】 超音波診断装置において、被検体に放射状に超音波を順次送波して得た超音波エコーに基づいて生成された診断画像を扇形または円形の表示領域に表示する表示部と、前記表示領域に重畳表示される表示体の位置を直交2軸方向の移動量によって操作する入力部と、前記直交2軸方向の移動量を合成してなる移動ベクトルをビームライン方向の成分とこれに直交する成分との2成分に分解し、前記ビームライン方向の成分に基づいて移動後の深度を求め、前記直交する成分に基づいて移動後のビーム位置を求める演算手段とを有する構成とする。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に放射状に超音波を順次送波して得た超音波エコーに基づいて生成された診断画像を扇形または円形の表示領域に表示する表示部と、前記表示領域に重畳表示される表示体の位置を直交 2 軸方向の移動量によって操作する入力部と、前記直交 2 軸方向の移動量を合成してなる移動ベクトルをビームライン方向の成分とこれに直交する成分との 2 成分に分解し、前記ビームライン方向の成分に基づいて移動後の深度を求め、前記直交する成分に基づいて移動後のビーム位置を求める演算手段とを有する超音波診断装置。

## 【請求項 2】

被検体に放射状に超音波を順次送波して得た超音波エコーに基づいて生成された診断画像を扇形または円形の表示領域に表示する表示部と、前記表示領域に重畳表示される表示体の位置を直交 2 軸方向の移動量によって操作する入力部と、前記表示体の位置をビーム位置および深度に関連付けて保持する記憶部と、前記直交 2 軸方向の移動量を合成してなる移動ベクトルを前記記憶部が保持しているビーム位置に応じてビームライン方向の成分と直交する成分との 2 成分に分解し、前記ビームライン方向の成分と前記記憶部が保持している深度とに基づいて移動後の深度を求め、前記直交する成分と前記記憶部が保持しているビーム位置とに基づいて移動後のビーム位置を求める演算手段とを有する超音波診断装置。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

20

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体内に放射状に超音波を送受信して扇形または円形の超音波診断画像を生成する超音波診断装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

超音波診断装置は、例えば生体等の被検体内に超音波送信信号を送信し、これに対する反射波等を含む受信信号に基づいて、例えば断層像を生成したり、血流速度等の診断に有用な情報を得るものである。

## 【0003】

断層像等の画像を表示する技術として、被検体内に放射状に超音波ビームを順次送受信することによって走査し、各超音波ビームに対して得られた受信信号を走査変換することによって扇形の画像を構成することが知られている。また、血流速度等を求める技術として、受信信号のドプラ周波数偏移を検出することによってこれらを求めることが知られている。

30

## 【0004】

ところで、ドプラ周波数偏移によって血流速度等を求める場合、血流速度等検出対象位置であるドプラサンプルゲートの設定を、扇形の断層像等の上において、マーク等の表示体をトラックボール等の直交 2 軸方向の入力を受付けるポインティングデバイスにより操作して行うことが知られている。例えば、ポインティングデバイスを一方向、例えば診断画像が下広がり扇形の場合には縦方向に動かすと、表示体が深度方向、つまり扇形の径方向に移動し、直交方向、例えばこの場合には横方向に動かすと、表示体が超音波の送受信方向を変える方向、換言すればビームステア方向、つまり扇形の周方向に円弧状に移動するようにすることが知られている。

40

## 【0005】

## 【発明が解決しようとする課題】

近年、扇形の中心角にして例えば  $180^\circ$  以上や、あるいは  $360^\circ$  の全周といった広範囲にわたって被検体内を放射状のビームラインによって走査し、広視野の診断画像を得ることが提案されている。例えば、体腔内に挿入して使用される超音波探触子（プローブ）において、全周に振動子を設けて全方位の走査が可能な超音波探触子が提案されている。これを用いると、例えば超音波探触子の中心に相当する位置を中心とする円形の画像を得

50

ることができる。

【0006】

このような広視野の診断画像において、上述した既存のドプラサンプルゲートの設定方法を用いた場合、操作に違和感が生じ、操作性が損なわれる場合がある。例えば、ドプラサンプルゲートが画像の中心に対し横方向にある場合に、ドプラサンプルゲートを横方向に動かすためには、これを深度方向、つまり縦方向に操作しなければならない場合がある。逆に、ドプラサンプルゲートを縦方向に動かすためには、これをビームステア方向、つまり横方向に操作しなければならない場合がある。そこで、操作に対する違和感を低減し、操作性を向上することが要望されている。

【0007】

上述した問題に鑑み、本発明の課題は、操作性を向上することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明は、被検体に放射状に超音波を順次送波して得た超音波エコーに基づいて生成された診断画像を扇形または円形の表示領域に表示する表示部と、表示領域に重畳表示される表示体の位置を直交2軸方向の移動量によって操作する入力部と、直交2軸方向の移動量を合成してなる移動ベクトルをビームライン方向の成分とこれに直交する成分との2成分に分解し、ビームライン方向の成分に基づいて移動後の深度を求め、直交する成分に基づいて移動後のビーム位置を求める演算手段とを有する超音波診断装置によって上述した課題を解決する。

【0009】

本発明によれば、直交2軸方向の移動量をビームライン方向の成分とこれに直交する成分とに分解し、これらの成分に基づいて表示体の移動後のビーム位置および深度を求めているから、表示領域上の位置にかかわらず、表示体を入力部の操作に対し画面上で略同じ方向に移動させるようにすることができる。したがって、同じ方向に入力部を操作しても表示体の位置によって移動方向が変わることがないから、操作者の違和感を低減し、操作性を向上することができる。

【0010】

なお、表示体とは、例えばドプラサンプルゲート、ドプラカラーボックス、Mモードサンプルゲートの位置を示す目印またはマークである。また、ドプラカラーボックスの範囲やBモード撮像範囲を画定する境界線または境界を指定する点も表示体に含まれる。すなわち、この場合には表示体である境界線を移動することによってドプラカラーボックスの範囲やBモード撮像範囲を変更、拡大または縮小することができる。

【0011】

また、入力部として、例えばトラックボール、マウス、感圧パッド、静電パッド、ジョイスティック、キーボードの方向キー等が挙げられるが、これらに限らず直交2軸方向の移動量を入力できるものであればよい。

【0012】

また、表示体の位置をビーム位置および深度に関連付けて保持する記憶部を設け、演算手段は、移動ベクトルをこの記憶部が保持しているビーム位置に応じてビームライン方向の成分と直交する成分に分解し、ビームライン方向の成分と記憶部が保持している深度とに基づいて移動後の深度を求め、直交する成分と記憶部が保持しているビーム位置とに基づいて移動後のビーム位置を求めるようにしてもよい。

【0013】

なお、上述した各演算手段は、汎用の中央処理装置(MPU)とソフトウェアとを組み合わせ構成してもよく、またハードウェア回路を有する構成としてもよい。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診

10

20

30

40

50

断装置は、図示しない複数の振動子を有する探触子 1 と、探触子 1 を介して図示しない被検体との間で超音波信号の送受信を行なう送受信部 3 と、送受信部 3 が受信した受信信号を信号処理して診断画像を生成する信号処理部 5 と、信号処理部 5 が出力した信号を走査変換して診断画像を生成するデジタルスキャンコンバータ ( D S C ) 7 と、 D S C 7 が出力した診断画像を表示する表示部 9 とを有して構成されている。

#### 【 0 0 1 5 】

信号処理部 5 は、送受信部 3 から出力された受信信号がそれぞれ入力される B モード処理部 1 1、ドブラ処理部 1 3 および M モード処理部 1 5 を有する。また、信号処理部 5 は、診断画像上に含まれる、換言すれば診断画像と重畳して表示される表示体の位置または範囲を超音波ビームの送受信方向に関連する情報であるラインアドレスと、当該ラインアドレス上の深度とに関連づけて記憶するラインアドレス深度記憶部 1 7 を有する。ここで、表示体とは、例えばドブラモード実施部におけるドブラゲート、ドブラカラーボックス、M モード実施時におけるサンプルゲートの位置、さらにドブラカラーボックスの範囲や B モード実施時における走査対象範囲を確定する境界線あるいは境界を示す点などを含む。また、超音波診断装置は、 C P U を含む制御部 1 9 と、制御部 1 9 に接続された操作卓 2 1 とを有する。操作卓 2 1 は、表示体の位置を操作するための入力手段であるトラックボール 2 3 を有する。トラックボール 2 3 は、操作者によって回転させられるボールの動きを、直交 2 軸方向にそれぞれ対応する入力信号または移動量として抽出するものである。

10

#### 【 0 0 1 6 】

そして、信号処理部 5 は、トラックボール 2 3 から操作卓 2 1、制御部 1 9 を介して入力された入力信号に基づき、表示体の移動量を演算する入力量出力位置演算部 2 5 を有する。そして、入力量出力位置演算部 2 5 の出力に応じて、移動後のラインアドレスを設定するラインアドレス処理部 2 7 と、移動後の深度を設定する深度設定処理部 2 9 とが設けられている。また、ラインアドレス処理部 2 7 および深度設定処理部 2 9 からそれぞれ出力されるラインアドレスおよび深度に応じて例えばドブラサンプルゲート等の表示体の画像を生成し、 D S C 7 から出力される超音波診断画像に重畳表示させる表示体出力部 3 0 が設けられている。

20

#### 【 0 0 1 7 】

以下、上述した超音波診断装置の動作について説明する。はじめに、送受信部 3 は、超音波送信信号を発生し、探触子 1 の図示しない複数の振動子に供給する。なお、本実施形態においては、探触子 1 は、円柱状の本体の側面に複数の短冊状の振動子を周方向に配列してなる 3 6 0 ° 電子スキャン可能な体腔内用の探触子である。そして、送信信号は、これら複数の振動子から、送信用として選択された口径に対応する個数の振動子にそれぞれ対応する複数チャンネルの信号である。送信信号の供給を受けた振動子はそれぞれ振動して超音波を発生し、これによって被検体内に各振動子からの超音波の波面が一致する方向に進行する超音波ビームが生成される。超音波ビームは被検体内を伝播し、例えば臓器の表面等の音響インピーダンスが変化する箇所において一部が反射し、この反射波である超音波エコーの一部は再び探触子 1 に戻り、送受信部 3 によって受信信号として受信される。そして、送受信部は、超音波ビームの送信方向を少しずつ、例えば 1 ° ずつずらしながら順次超音波の送受信を行なって被検体を 3 6 0 ° 走査 ( スキャン ) する。すなわち、本実施形態の場合には、例えば 1 周 3 6 0 本のビームラインによって被検体を走査している。なお、信号処理の便宜上各方向への超音波ビームにはそれぞれのビーム位置に対応してラインアドレスと称する識別番号または識別符号が付されている。

30

40

#### 【 0 0 1 8 】

そして、信号処理部 5 の B モード処理部 1 1 は、受信信号に対応するラインアドレスおよび深度に応じて画素位置を決定し、当該画素位置における受信信号の強度を輝度変調した B モード画像データを生成する。なお、深度は、超音波信号の往復伝播時間、すなわち送受信間の時間間隔に基づいて求められる。そして、 B モード処理部 1 1 が出力した B モード画像データは D S C 7 に入力され、ここで走査変換されてモニタ 9 に B モード画像として表示される。

50

## 【 0 0 1 9 】

モニター 9 に表示される B モード画像は、探触子 1 の表面に対応する内側の表示不可領域と、PRF に応じて予め定められた外側の表示不可領域とに挟まれた円環状の断層像となる。そして、超音波診断装置は、この B モード画像上において任意の位置または領域をドブラサンプルゲートとして設定し、設定された位置のドブラモード計測を表示することができる。本実施形態の超音波診断装置は、このような位置または領域の設定方法に特徴を有する。

## 【 0 0 2 0 】

図 2 は、本実施形態の超音波診断装置においてドブラサンプルゲートを移動する方法を示すフローチャートである。図 2 に示すように、この方法は、移動量が入力されたか否かを判断するステップ S 0 1 と、入力量出力位置演算ステップ S 0 2 と、ラインアドレスが表示可能であるか否かを判断するステップ S 0 3 と、ラインアドレスが表示不可能なものである場合に表示可能ラインアドレスを設定するステップ S 0 4 と、深度が表示可能であるか否かを判断するステップ S 0 5 と、深度が表示不可能なものである場合に表示可能深度を設定するステップ S 0 6 と、移動後のドブラサンプルゲートを画面表示するステップ S 0 7 とを有して構成されている。以下、ステップ毎に説明する。

10

## 【 0 0 2 1 】

はじめに、制御部 1 9 は、ステップ S 0 1 において、トラックボール 2 3 から移動量の入力があるか否かを判断する。そして、入力があった場合には入力量出力位置演算ステップ S 0 2 に進む。一方、入力がない場合には、当該フローを終了する。

20

## 【 0 0 2 2 】

入力量出力位置演算ステップ S 0 2 において、入力量出力位置演算部 2 5 は、ラインアドレス深度記憶部 1 7 が保持する入力がある前のドブラサンプルゲートの位置に係るラインアドレスおよび深度と、トラックボール 2 3 からの入力 a に基づいて、ドブラサンプルゲートの移動先のラインアドレスおよび深度を演算によって求める。図 3 は、トラックボールの操作および画面表示の一例と、移動後のドブラサンプルゲートのラインアドレスおよび深度を求める方法を示す図である。図 3 に示すように、円環状の診断画像 3 1 上の点 P にドブラサンプルゲート 3 3 があるときに、トラックボール 2 3 に対して操作者がベクトル a に係る入力を行った場合、サンプルゲート 3 3 には調整係数 k 倍された大きさを有しかつ同方向のベクトル a ' ( = k a ) が与えられる。なお、ベクトル a ' は、X - Y 直交座標系において、( d x , d y ) で表わされるものとする。換言すれば、ベクトル a ' は、X 方向成分 ( d x , 0 ) と、Y 方向成分 ( 0 , d y ) とを合成したものであるといえる。ここで、起点を P としたときのベクトル a ' の終点を P ' とする。また、診断画像 3 1 の中心点 O から点 P までの距離を D とする。また、中心点 O を通る鉛直線と直線 O P を含むビームラインとがなす角  $\beta$  とする。この D および  $\beta$  に係る情報は、ラインアドレス深度記憶部 1 7 がそれぞれ深度およびラインアドレスに係る情報として保持している。

30

## 【 0 0 2 3 】

まず、点 P を通る水平線と、直線 P P ' とがなす角  $\beta$  は、式 1 によって表わされる。

## 【 式 1 】

40

$$\beta = \tan^{-1} \left( \frac{dy}{dx} \right)$$

このとき、直線 O P を含むビームラインと、ベクトル P P ' とがなす角  $\beta$  は、式 2 によって表わされる。

50

【式 2】

$$= 90^\circ - \theta$$

また、P P' 間の距離 l は、式 3 によって表わされる。

【式 3】

$$l = \sqrt{(dx)^2 + (dy)^2}$$

10

そして、移動前の点 P に対応するビームラインまたは直線 OP に対して、移動先の点 P' に対応するビームラインがなす角  $\theta$  は、式 4 によって表わされる。

【式 4】

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{l \cdot \cos \alpha}{D} \right)$$

20

一方、移動前の点 P に対する移動先の点 P' の深度の変化量 d は、式 5 によって表わされる。

【式 5】

$$d = l \cdot \cos \theta$$

そして、入力量出力位置演算部 25 は、式 4 によって表わされた角  $\theta$  に基づいて移動後の点 P' に対応するビームラインのラインアドレスを決定する。例えば、本実施形態の場合には、各ビームラインが例えば  $1^\circ$  ずつずらされているから、 $\theta$  が例えば  $2^\circ$  であった場合には、もとのビームラインより 2 本ずれた位置のビームラインが点 P' に対応するビームラインとして設定され、そのラインアドレスが点 P' に対応する移動後のラインアドレスとして設定される。

30

【0024】

また、入力量出力位置演算部 25 は、式 5 によって表わされた深度の変化量 d に基づいて、移動後の点 P' に対応する深度を決定する。すなわち、移動前の点 P の深さから d を減じたものが移動後の点 P' の深度として設定される。

【0025】

なお、図 3 においては、説明の簡単のため、ベクトル a' および角  $\theta$  を大きく図示しており、点 P' が OP と角  $\theta$  をなすビームラインから外れているが、実際には微小な時間間隔毎に時々刻々演算を行うから、ベクトル a'、角  $\theta$  とともに微小なものとなる。したがって、上述した点 P' が角  $\theta$  をなすビームラインから外れるような誤差は無視され得る程度のものとなる。

40

【0026】

次に、ステップ S03 において、入力量出力位置演算部 25 は、ステップ S02 において求めたラインアドレスに係るビームラインが表示可能であるか否かを判断する。例えば、図 4 に示すように、被検体内を  $360^\circ$  の全周にわたって走査するのではなく、例えば中心角  $300^\circ$  にわたって走査する場合には、中心角  $60^\circ$  の扇形の表示不可能領域 35 が出現する。このような場合に、ステップ S02 で求めた移動先の点 P' に対応するラインアドレスが表示不可能領域 35 に含まれ、当該ビームラインが実際には存在しないビームラインである場合には、ステップ S04 に進み、それ以外の場合にはステップ S05 に進

50

む。

【0027】

ステップS04において、入力量出力位置演算部25は、図4に示す表示領域37に含まれるビームラインのうち、ステップS02で求めたラインアドレスに係るビームラインに最も近いビームラインのラインアドレスを、ステップS02において求めたラインアドレスに代えて設定し、ステップS07に進む。その結果、画面上では、移動先の点P'は、表示可能領域37の外縁部39に沿って移動することになる。

【0028】

次に、ステップS05において、入力量出力位置演算部25は、ステップS02において求めた深度が表示可能であるか否かを判断する。具体的には、図5に示すように、深度が小さすぎて探触子1の外周面に対応する円環状のBモード画像の内側の円41よりも内側となる場合、あるいは図6に示すように、深度が大きすぎて、例えばPRFに応じて予め定めた最大撮像範囲である円環状のBモード画像の表示領域の外側の円43よりも外側となる場合が該当する。これらの場合にはステップS06に進み、その他の場合にはステップS07に進む。

10

【0029】

ステップS06において、図5に示すように、深度が小さすぎる場合には、入力量出力位置演算部25は、表示可能な最小の深度をステップS02において求めた深度に代えて設定し、ステップS07に進む。その結果、画面上では、移動先の点P'は表示可能な最小深度の円41に沿って移動することになる。一方、図6に示すように、深度が大きすぎる場合には、入力量出力位置演算部25は、表示可能な最大の深度をステップS02において求めた深度に代えて設定し、ステップS07に進む。その結果、画面上では、移動先の点P'は表示可能な最大深度の円43に沿って移動することになる。

20

【0030】

そして、ステップS07において、入力量出力位置演算部25は、従前のステップにおいて求めた移動先の点P'のラインアドレスおよび深度をラインアドレス処理部27および深度設定処理部29にそれぞれ入力する。そして、これらのラインアドレスおよび深度は、ドブラ処理部13に入力されてドブラサンプルゲートとして設定される。また、表示体出力部30によってドブラサンプルゲートを表示するマークが生成され、このマークはBモード画像に重畳されてモニター9に表示される。また、これらのラインアドレスおよび深度はラインアドレス深度記憶部17に入力され、それまで保持されていた従前のラインアドレスおよび深度と置換される。

30

【0031】

以上のように、本実施形態によれば、表示体であるドブラサンプルゲートの位置をビームアドレス、つまりビームラインの方向および深度に関連付けて記憶し、このビームライン方向に応じてトラックボールからなされた入力をビームライン方向の成分と直交する方向の成分とに変換している。そして、ビームライン方向の成分と記憶されている深度とに基づいて操作後の深度を求め、直交する方向の成分と記憶されているビームアドレスとに基づいて操作後のビームアドレスを求めているから、ドブラサンプルゲートのBモード画像上の位置にかかわらず、その移動方向をトラックボールの入力方向に近づけることができる。このため、操作者の違和感が低減され、操作性を向上できる効果がある。

40

【0032】

また、ドブラサンプルゲートが表示不可能な領域に入るような入力になされた場合に、ドブラサンプルゲートが表示領域の外縁部に沿って移動するようにしたから、ドブラサンプルゲートが画面から消えて操作者が見失うことがなく、操作性がより向上する効果がある。

【0033】

また、上述した実施形態においては、ラインアドレスの表示可否および深度の表示可否については、専ら超音波の送受信上の制約についてのみ考慮したが、これ以外にモニタの様に基づく制約を考慮してもよい。図7は、このような画面仕様に基づく制約がある場合

50

の画面表示の一例およびトラックボールの操作を示す図である。図7に示すように画面サイズによる表示範囲の制約により、表示不可能な範囲がある場合には、このような範囲に係る深度またはラインアドレスの組合せを入力量出力位置演算部に入力し、ステップS02において求められた移動後の点P'がこの範囲に含まれる場合には、その点に最も近くかつ表示可能な範囲のラインアドレスおよび深度に変更するようにしてもよい。これによれば、誤ってドブラサンプルゲートを表示不可能領域に入れる指示を入力してもドブラサンプルゲートが画面から消えず、表示可能範囲の外縁部に止まるので、操作者がドブラサンプルゲートを見失うことを防ぎ、操作性をより向上できる。

#### 【0034】

また、上述したドブラサンプルゲートの設定方法と同様の方法を、ドブラカラーボックスの移動に用いてもよい。図8は、本発明を適用してなる超音波診断装置において、ドブラカラーボックスを移動する際のトラックボールの操作と画面表示とを示す図である。ドブラカラーボックスとは、Bモード画像の一部範囲を指定し、この指定範囲内のみドブラモードによって求めた血流速度等を色分け表示したカラードブラ画像をBモードに重畳して表示する際の指定範囲のことをいう。ドブラカラーボックスの定義は通常深度の上限、下限およびラインアドレスの範囲を指定することによって行われ、その結果ドブラカラーボックスの形状は、図7に示すような扇形となる。そして、ドブラカラーボックスの例えば中心点Rに係るビームアドレスと深度を対象として、上述したドブラサンプルゲートの設定と同様な処理を行なうことによって、ドブラカラーボックスの移動を行うことができる。また、同様の方法によってMモードのサンプルゲートを設定するようにしてもよい。

#### 【0035】

また、上述した位置の設定のみならず、例えばドブラカラーボックスやBモード撮像範囲等の範囲の変更、拡大または縮小に本発明を適用することもできる。この場合、ドブラカラーボックスやBモード撮像範囲の外縁部の境界線や、境界を代表する点、例えば境界線上の点や範囲の隅の点を表示体として、これをトラックボール等により上述したドブラサンプルゲートと同様に移動することによって範囲の変更、拡大または縮小をすることができる。

#### 【0036】

##### 【発明の効果】

本発明によれば、操作性を向上することができる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置においてドブラサンプルゲートを移動する方法を示すフローチャートである。

【図3】図1の超音波診断装置におけるトラックボールの操作および画面表示の一例と、入力後のラインアドレスおよび深度を求める方法とを示す図である。

【図4】扇形の表示不可能領域を有する表示画面の一例を示す図である。

【図5】移動後の点P'の深度が表示可能な最小深度未満となる場合の表示画面の一例を示す図である。

【図6】移動後の点P'の深度が表示可能な最大深度超となる場合の表示画面の一例を示す図である。

【図7】画面仕様に基づく表示不可能領域がある場合の表示画面の一例を示す図である。

【図8】本発明を適用してなる超音波診断装置においてドブラカラーボックスの移動を行う際の画面表示の一例である。

##### 【符号の説明】

- 1 探触子
- 3 送受信部
- 5 信号処理部
- 7 D S C

10

20

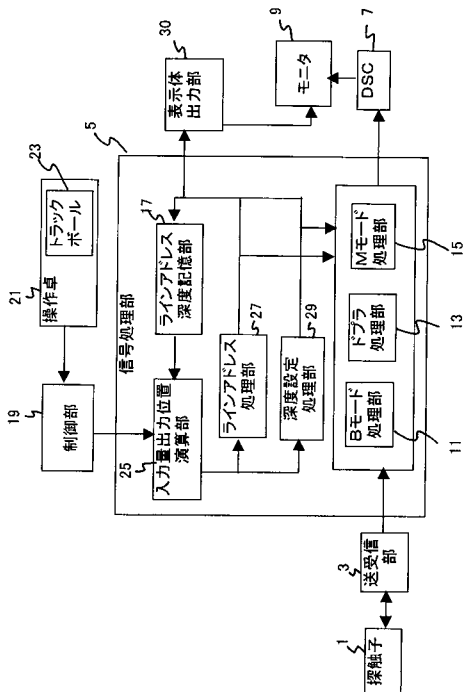
30

40

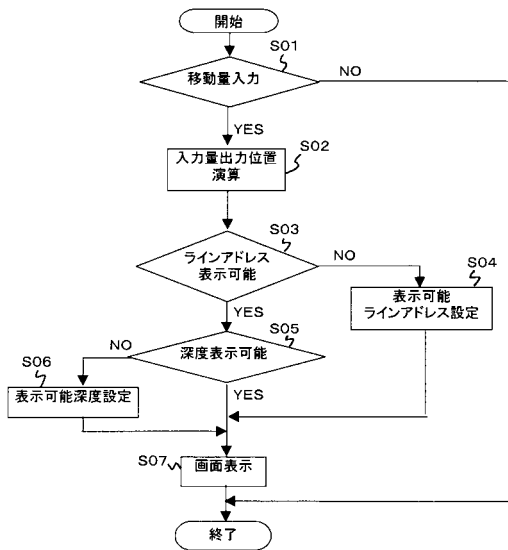
50

- 9 モニタ
- 11 Bモード処理部
- 13 ドブラ処理部
- 15 Mモード処理部
- 17 ラインアドレス深度記憶部
- 19 制御部
- 21 操作卓
- 23 トラックボール
- 25 入力量出力位置演算部
- 27 ラインアドレス処理部
- 29 深度設定処理部
- 30 表示体出力部

【図1】

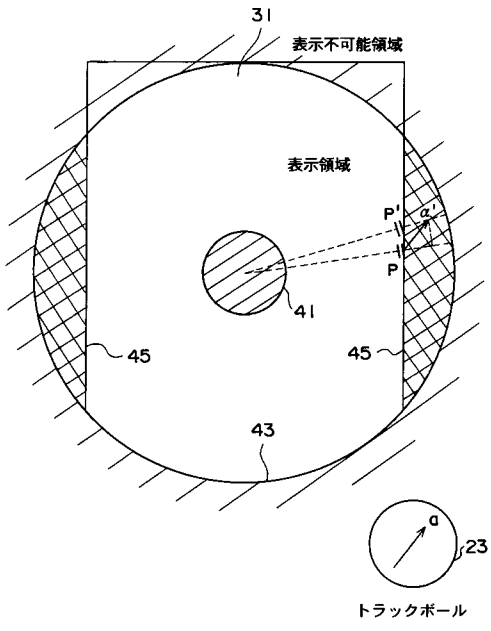


【図2】

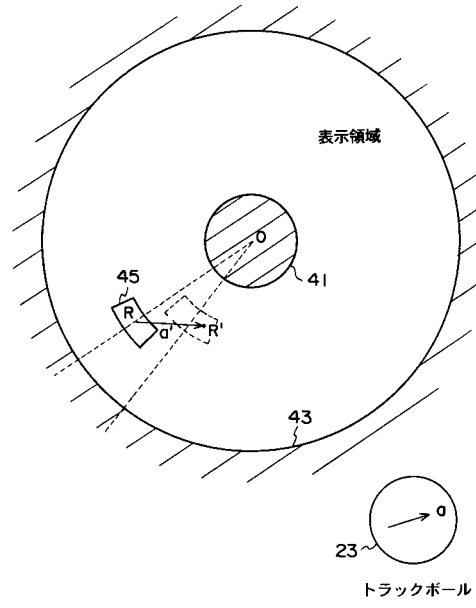




【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004113624A</a>	公开(公告)日	2004-04-15
申请号	JP2002283706	申请日	2002-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	宫岡武洋 末宗勝		
发明人	宫岡 武洋 末宗 勝		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52034 A61B8/08 A61B8/488 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/BB02 4C301/BB03 4C301/EE13 4C301/KK12 4C301/KK30 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/JC37 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK42 4C601/KK44		
其他公开文献	JP4192545B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提高超声诊断设备的可操作性。在超声诊断设备中，一种显示单元，其显示基于超声回声而生成的诊断图像，该超声回声是通过在扇形或圆形的显示区域中将超声波径向地顺序地向被检体依次发送而获得的，输入单元，用于通过在正交双轴方向上的移动量和通过组合在正交双轴方向上的移动量作为光束线方向上的分量而形成的运动矢量来叠加地操作在显示区域中显示的显示对象的位置。以及用于基于正交分量来计算运动之后的光束位置的计算装置。。[选型图]图1

