

(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2004-261245
(P2004-261245A)

(43) 公開日 平成16年9月24日(2004.9.24)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2003-52335 (P2003-52335)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成15年2月28日 (2003.2.28)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
		(72) 発明者	赤羽 睦弘 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE02 EE09 GA01 GA18 GA25 GD09 HH14

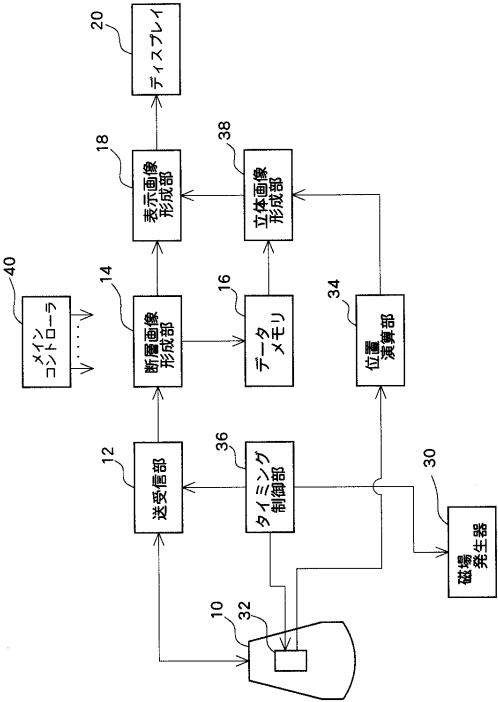
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】より精度良く超音波探触子の位置や姿勢を計測する。

【解決手段】磁場発生器30および磁場検出器32は、超音波探触子10の各移動位置において超音波探触子10の三次元座標および方向を計測し、これら計測値を利用して各断層画像の取得位置や画像面方向を算出する。立体画像形成部38はこの算出結果を利用して断層画像データを組み合わせて立体画像を形成する。磁場発生器30および磁場検出器32による磁場の発生/検出のタイミングは、タイミング制御部36によって制御されている。タイミング制御部36は、送受信部12による超音波の送受波タイミングも制御しており、超音波の送受波動作と磁場の発生検出動作とが互いに干渉することを防いでいる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に対して超音波を送受波して受信信号を出力する可搬型の送受波器と、
基準点および前記送受波器の内の一方に設けられ、前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を測定するための測位信号を発生する発信器と、
前記基準点および前記送受波器の内の他方に設けられ、前記測位信号を検出する検出器と、
前記送受波器、前記発信器および前記検出器の動作タイミングを制御するタイミング制御手段であって、前記超音波の送受波と前記測位信号の発生検出とを時分割して実行するタイミング制御手段と、
を有する、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記タイミング制御手段は、超音波ビーム単位で前記測位信号の発生検出を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記タイミング制御手段は、超音波フレーム単位で前記測位信号の発生検出を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置であって、
前記発信器は、方向性の異なる複数の測位信号から成る測位信号セットを発生し、
前記検出器は、前記測位信号セットに対応する検出信号セットであって、前記測位信号セット内の方向性の異なる測位信号ごとの検出結果から成る検出信号セットを出力し、
前記検出信号セットに基づいて、前記基準点に対する前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を演算する位置姿勢演算手段をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置であって、
前記位置姿勢演算手段は、複数の前記検出信号セットに基づいて較正された較正検出信号を利用して、前記基準点に対する前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を演算することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置であって、
前記測位信号は磁場であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

目標組織に対して超音波を送受波して受信信号を出力する可搬型の送受波器と、
前記受信信号に基づいて、前記目標組織の断層画像を形成する断層画像形成手段と、
基準点に設けられ、測位用の磁場を発生する磁場発生器と、
前記送受波器に設けられ、前記磁場を検出する磁場検出器と、
前記送受波器、前記磁場発生器および前記磁場検出器の動作タイミングを制御するタイミング制御手段であって、前記超音波の送受波と前記磁場の発生検出とを時分割して実行するタイミング制御手段と、
前記検出された磁場に基づいて、前記基準点に対する前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を演算して位置姿勢演算値を出力する位置姿勢演算手段と、
前記送受波器を移動して得られる複数の前記断層画像を組み合わせて前記目標組織の立体画像を形成する立体画像形成手段であって、前記位置姿勢演算値から得られる前記各断層画像の取得位置情報および画像面方向情報に基づいて前記複数の断層画像を組み合わせた立体画像形成手段と、
を有する、超音波診断装置。

40

50

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波探触子の位置や姿勢に関する情報を利用する超音波診断装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

超音波探触子を患者の体表上で移動させながら超音波を送受波して患者体内の組織の二次元断層画像を次々に取得し、取得した複数の二次元断層画像から組織の三次元立体画像を形成する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置では、一般的に、超音波探触子が検査者により手で移動させられる。従って、各二次元断層画像の取得位置や画像面方向（画像面の法線方向）を考慮して三次元立体画像を形成することが望ましい。

【0003】

このため従来の超音波診断装置では、超音波探触子の位置や姿勢を計測することで各二次元断層画像の取得位置や画像面方向を演算し、この演算結果に基づいて三次元立体画像を形成している（例えば、特許文献1参照）。

【0004】**【特許文献1】**

特開平10-295691号公報

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

上述のように従来の超音波診断装置では、超音波探触子の位置や姿勢の計測結果に基づいて三次元立体画像を形成している。つまり、超音波探触子の位置や姿勢を精度よく計測することが、良好な三次元立体画像を得るための鍵となる。

【0006】

磁場等を利用して超音波探触子の位置や姿勢を計測する場合、例えば、患者の近傍に磁場発生器を配置して超音波探触子に磁場検出器を設けることで、検出した磁場に基づいて超音波探触子の位置や姿勢を演算している。一方、超音波探触子には超音波送受波のための送受波回路が存在する。このため、磁場発生器による磁場が、超音波探触子の送受波回路内に電磁誘導を引き起こし、超音波の送受波で得られる受信信号にノイズを与えることが懸念される。逆に、超音波送受波回路は超音波を送波する際に、振動子に対して大振幅のパルス状電圧を印加するため、このパルス状電圧が引き起こす電磁場が、ノイズとなって磁場検出器に検出されることも考えられる。

【0007】

このように、超音波探触子の位置や姿勢を計測するための測位信号（例えば磁場）と、超音波探触子から送受波される超音波との相互干渉が懸念される。従って、この相互干渉を低減し、望ましくは相互干渉を完全に無くすことで、超音波探触子の位置や姿勢の計測精度を高めることが期待できる。

【0008】

そこで、本発明は、より精度良く超音波探触子の位置や姿勢を計測することを目的とする。

【0009】**【課題を解決するための手段】**

（1）上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受波して受信信号を出力する可搬型の送受波器と、基準点および前記送受波器の内の一方に設けられ、前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を測定するための測位信号を発生する発信器と、前記基準点および前記送受波器の内の他方に設けられ、前記測位信号を検出する検出器と、前記送受波器、前記発信器および前記検出器の動作タイミングを制御するタイミング制御手段であって、前記超音波の送受波と前記測位信号の発生検

出とを時分割して実行するタイミング制御手段とを有するものとする。

【0010】

上記構成によれば、タイミング制御手段が超音波の送受波と測位信号の発生検出とを時分割しているため、超音波の送波動作により発生するノイズなどが測位信号の発生検出に悪影響を及ぼすことを抑えることができ、より精度良く送受波器の位置や姿勢を計測することが可能になる。また、測位信号の発生検出により発生するノイズなどが超音波画像に悪影響を及ぼすことを抑えることができ、より良好な超音波画像を取得できる。

【0011】

望ましくは、前記タイミング制御手段は、超音波ビーム単位で前記測位信号の発生検出を実行するものとする。上記構成において、測位信号の発生検出は、例えば超音波ビームごとに一度実行される。測位信号の発生検出は複数の超音波ビームを単位として、例えば二つ超音波ビームごとに一度実行されてもよい。

10

【0012】

望ましくは、前記タイミング制御手段は、超音波フレーム単位で前記測位信号の発生検出を実行するものとする。上記構成において、測位信号の発生検出は、例えば超音波フレームごとに一度実行される。測位信号の発生検出は複数の超音波フレームを単位として、例えば二つの超音波フレームごとに一度実行されてもよい。

【0013】

望ましくは、前記発信器は、方向性の異なる複数の測位信号から成る測位信号セットを発生し、前記検出器は、前記測位信号セットに対応する検出信号セットであって、前記測位信号セット内の方向性の異なる測位信号ごとの検出結果から成る検出信号セットを出力し、前記検出信号セットに基づいて、前記基準点に対する前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を演算する位置姿勢演算手段をさらに有するものとする。上記構成において、方向性の異なる複数の測位信号とは、例えば発信器を基準点とする基準座標系におけるXYZ方向のそれぞれに対応する方向性を持った測位信号である。また、検出信号セットとは、例えばX方向に対応する方向性を持った測位信号の検出結果、Y方向に対応する方向性を持った測位信号の検出結果およびZ方向に対応する方向性を持った測位信号の検出結果の集合である。

20

【0014】

望ましくは、前記位置姿勢演算手段は、複数の前記検出信号セットに基づいて較正された較正検出信号を利用して、前記基準点に対する前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を演算するものとする。上記構成によれば、送受波器が実質的に移動（位置の変化や姿勢の変化）しない時間内に得られる複数の検出信号セットに基づいて、より適切な検出結果を抽出することができ、送受波器の位置や姿勢の測定精度がさらに高まる。前記測位信号としては磁場が好適である。

30

【0015】

(2) また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、目標組織に対して超音波を送受波して受信信号を出力する可搬型の送受波器と、前記受信信号に基づいて、前記目標組織の断層画像を形成する断層画像形成手段と、基準点に設けられ、測位用の磁場を発生する磁場発生器と、前記送受波器に設けられ、前記磁場を検出する磁場検出器と、前記送受波器、前記磁場発生器および前記磁場検出器の動作タイミングを制御するタイミング制御手段であって、前記超音波の送受波と前記磁場の発生検出とを時分割して実行するタイミング制御手段と、前記検出された磁場に基づいて、前記基準点に対する前記送受波器の位置および姿勢の少なくとも一方を演算して位置姿勢演算値を出力する位置姿勢演算手段と、前記送受波器を移動して得られる複数の前記断層画像を組み合わせる前記目標組織の立体画像を形成する立体画像形成手段であって、前記位置姿勢演算値から得られる前記各断層画像の取得位置情報および画像面方向情報に基づいて前記複数の断層画像を組み合わせる立体画像形成手段とを有するものとする。

40

【0016】

【発明の実施の形態】

50

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0017】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。図1の超音波診断装置は、組織の断層画像を複数取得して、取得した複数の断層画像を組み合わせることで組織の立体画像を形成するものである。

【0018】

超音波探触子10は、例えば患者の体表に当接して使用されるものであり、患者の体表上を移動しながら患者体内の組織に対して超音波を送受波する。ただし、体腔内に挿入される超音波探触子にも本発明を適用できる。超音波探触子10の移動は検査者による手動でもよくあるいは機械移動でもよい。超音波探触子10には複数の振動素子が整列配置されたアレイ振動子が内蔵されている。アレイ振動子は送受信部12により制御されて超音波ビームを形成する。

【0019】

送受信部12は形成した超音波ビームを電子走査することで走査面を形成し、走査面内の受信信号を取得して断層画像形成部14に出力する。断層画像形成部14は、受信信号に基づいて走査面内の各画素値を決定して走査面内における組織の断層画像データを形成する。形成された断層画像データはデータメモリ16に記録される。また、断層画像データは表示画像形成部18にも出力され、表示画像用のデータ処理が施されて組織の断層画像としてディスプレイ20に表示される。

【0020】

断層画像データは、超音波探触子10の移動に伴って各移動位置ごとに生成され、データメモリ16には各移動位置で取得された断層画像データが次々に記録される。立体画像形成部38はデータメモリ16に記録された複数の断層画像データを組み合わせることで組織の立体画像を形成する。ただし各断層画像データは、移動に伴う超音波探触子10の位置や姿勢の変化に応じて、各断層画像データごとに画像の形成位置や形成面方向が異なっている。このため、立体画像形成部38は各断層画像の取得位置や画像面方向を考慮して断層画像を組み合わせる必要がある。

【0021】

図1の超音波診断装置では、磁場発生器30および磁場検出器32が設けられており、超音波探触子10の各移動位置において超音波探触子10の三次元座標および方向を計測し、これら計測値を利用して各断層画像の取得位置や画像面方向を算出し、この算出結果を利用して断層画像データを組み合わせている。

【0022】

磁場発生器30および磁場検出器32については公知のものを利用することができる。磁場発生器30は患者の近傍、例えば患者が横たわるベッドに配置されて測位用の磁場を発生する。磁場発生器30には互いに直交する3つの磁場発生コイルが設けられており、磁場発生器30の配置位置を基準としてXYZの各方向の成分を持った変動磁場が形成される。例えば、X軸およびY軸に対応するコイルのみが駆動し、次にY軸およびZ軸に対応するコイルのみが駆動し、次にZ軸およびX軸に対応するコイルのみが駆動することで方向性の異なる変動磁場が形成される。

【0023】

一方、超音波探触子10の外表面には磁場検出器32が装着されており、磁場発生器30が出力する変動磁場を検出している。磁場検出器32には、互いに直交する3つの磁場検出コイルが設けられており、各磁場検出コイルごとに変動磁場を検出して、検出結果を位置演算部34に出力している。なお、磁場検出器32は超音波探触子10の内部に装備されてもよい。磁場検出器32が超音波探触子10に固定配置され、また、磁場発生器30が特定位置(基準点)に固定配置されることで、磁場検出器32の磁場検出結果から特定位置を原点とする座標系における超音波探触子10の位置および姿勢を知ることができる。

【 0 0 2 4 】

磁場発生器 3 0 および磁場検出器 3 2 による磁場の発生 / 検出のタイミングは、タイミング制御部 3 6 によって制御されている。タイミング制御部 3 6 は、送受信部 1 2 による超音波の送波 / 受波タイミングも制御しており、超音波の送受波動作と磁場の発生検出動作とが互いに干渉することを防止している。

【 0 0 2 5 】

ここで、図 2 を利用してタイミング制御部 3 6 による制御動作を説明する。以下の説明において、図 1 に記載した部分には図 1 の符号を付すものとする。図 2 には、タイミング制御部 3 6 により制御される各種信号のタイミングチャートが示されている。

【 0 0 2 6 】

超音波送波信号 5 0 は超音波探触子 1 0 から発せられる超音波の発生タイミングを示すものであり、超音波受波信号 5 2 は超音波探触子 1 0 へ戻ってくる超音波を示している。また、超音波ゲート信号 5 4 は超音波の送受波が行われる一期間、つまり一つの超音波ビームの形成期間を示す信号であり、信号が H i レベルの期間に超音波の送受波が行われる。

【 0 0 2 7 】

超音波の送受波は送受信部 1 2 により制御されている。タイミング制御部 3 6 は超音波ゲート信号 5 4 を送受信部 1 2 に出力し、送受信部 1 2 は超音波ゲート信号 5 4 の L o から H i への変化を検出すると、超音波探触子 1 0 を制御して超音波送波信号 5 0 に示されるパルス状の超音波の送波を行う。超音波が送波された直後から、超音波受波信号 5 2 に示されるように患者体内からの反射波が超音波探触子 1 0 に戻ってくる。送受信部 1 2 は超音波の送波直後から受信信号の取得を開始し、超音波ゲート信号 5 4 の H i から L o への変化を検出すると受信信号の取得を停止する。なお、超音波受波信号 5 2 に示されるように、患者体内からの反射波は超音波の送波から時間が経つにつれ徐々にそのレベルが低下する。したがって、超音波ゲート信号 5 4 は、反射波のレベルが実質的にゼロになる時刻を目安に H i から L o へ変化する。

【 0 0 2 8 】

一方、タイミング制御部 3 6 は、超音波ゲート信号 5 4 が L o の期間、つまり超音波ビームが形成されていない期間を利用して、磁場発生器 3 0 および磁場検出器 3 2 に出力される磁場ゲート信号 6 0 を H i にする。磁場ゲート信号 6 0 が H i の期間において磁場の発生 / 検出が行われる。磁場発生信号 5 6 は、磁場発生器 3 0 による変動磁場の発生タイミングを示すものである。磁場発生信号 5 6 の三つの連続する矩形パルスは左から順に、X 方向性磁場、Y 方向性磁場、Z 方向性磁場の発生タイミングを示している。このように、磁場発生器 3 0 は磁場ゲート信号 6 0 の L o から H i への変化を検出すると X 方向性磁場、Y 方向性磁場、Z 方向性磁場を次々に発生する。

【 0 0 2 9 】

磁場検出信号 5 8 は、磁場検出器 3 2 による変動磁場の検出タイミングを示すものである。磁場検出信号 5 8 の三つの連続する矩形パルスはそれぞれ磁場発生信号 5 6 の各矩形パルスに引き続いて発生するものであり、左から順に、X 方向性磁場の検出、Y 方向性磁場の検出、Z 方向性磁場の検出の各タイミングを示している。Z 方向性磁場の検出が終了した後、磁場ゲート信号 6 0 は H i から L o へ変化する。このように、磁場ゲート信号 6 0 が H i の期間において磁場発生器 3 0 および磁場検出器 3 2 により磁場の発生検出が実行される。なお、磁場の発生検出は超音波ゲート信号 5 4 が L o の期間内に複数回実行されてもよい。磁場の発生検出は超音波ビームが形成されていない期間を利用すればよい。また、超音波ビームごとに一度ずつ実行してもよいし、いくつかの超音波ビームの後に実行してもよい。あるいは、所定数の超音波ビームで形成される超音波フレームごとに実行してもよい。

【 0 0 3 0 】

図 1 に戻り、位置演算部 3 4 は、磁場検出器 3 2 の出力に基づいて超音波探触子 1 0 の三次元座標 (X , Y , Z) および回転角度 (θ_x , θ_y , θ_z) を算出する。ただし、超音波探触子 1 0 の移動状況に応じて、三次元座標および回転角度のいずれか一方のみを算出

10

20

30

40

50

してもよい。また、超音波探触子 10 が実質的に X Y 平面内において移動するのであれば三次元座標の内の X, Y のみの算出でもよい。位置演算部 34 が算出した超音波探触子 10 の三次元座標や回転角度は立体画像形成部 38 に出力される。

【0031】

立体画像形成部 38 は、データメモリ 16 に記録された複数の断層画像データを組み合わせて組織の立体画像データを形成する。この際、各断層画像データを取得した際の超音波探触子 10 の三次元座標および回転角度に基づいて、各断層画像データの立体画像内における位置および方向を求めて断層画像データの組み合わせを行う。さらに、断層画像データ間のデータ補間などを実行して立体画像データが形成され、形成された立体画像データは表示画像形成部 18 に出力される。

10

【0032】

表示画像形成部 18 は、立体画像データに対して二次元表示のための画像処理を実行する。二次元表示のための画像処理としては、例えば、ポリウムレンダリング法に基づくレンダリング演算が挙げられる。ポリウムレンダリング法に基づくレンダリング演算は、例えば特開平 10 - 33538 号公報に示される手法が好適である。上記公報記載の手法は次の通りである。三次元空間に対して複数のレイ（例えば超音波ビームに一致）が設定される。各レイ毎にエコー値が順番に参照され、各エコー値毎にレンダリング演算が逐次的に実行される。これと並行して各オパシティ（不透明度）の積算が行われ、オパシティの積算値が 1 以上になった場合に当該レイについてのレンダリング演算を終了する。この時点でのレンダリング演算結果が当該レイに対応する二次元表示画素値として決定される。各レイ毎に二次元表示画素値を決定することでその集合として組織を透過表示した二次元表示画像が形成される。

20

【0033】

このように、表示画像形成部 18 は、立体画像形成部 38 から出力される立体画像データに対して二次元表示のための画像処理を実行して二次元表示画像を形成する。形成された二次元表示画像はディスプレイ 20 に表示される。なお、断層画像形成部 14 から出力される断層画像データに基づく断層画像を並置して、断層画像と立体画像の二次元表示画像とを同時にディスプレイ 20 に表示してもよい。また、メインコントローラ 40 は、図 1 の超音波診断装置内各部を集中制御するものであり、例えば、検査者による指示を操作パネル（図示せず）を介して取得して検査者の指示に基づいて各部の動作制御を行う。

30

【0034】

図 3 には、磁場発生器 30 および磁場検出器 32 の配置に関する具体例が示されている。図 3 において、患者 70 はベッド（図示せず）上に載せられている。超音波探触子 10 は患者 70 の体表上を移動しながら患者体内の組織に対して超音波 74 を送受波する。超音波探触子 10 の移動は検査者 76 が手動で行う。図 3 に示すような診断環境において、例えば患者 70 の腹部に位置する組織の立体画像が取得される。

【0035】

磁場発生器 30 は患者の近傍、例えばベッドの下に配置され、測位用の磁場 72 を発生する。一方、磁場検出器 32 は超音波探触子 10 に装着されており、磁場 72 を検出することで超音波探触子 10 の位置や姿勢を計測する。磁場発生器 30 と磁場検出器 32 は、検出感度上、接近して配置されることが望ましい。ただし、磁場発生器 30 は必ずしもベッドの下に配置されるものではなく、診断が実施される室内に固定配置されていればよい。

40

【0036】

また、磁場検出器 32 は超音波探触子 10 の操作性を考慮すると超音波探触子 10 の内部に設けられることが望ましい。本実施の形態の超音波診断装置では超音波の送受波と磁場の発生検出とが時分割されているため、磁場検出器 32 と超音波探触子 10 内部の超音波送受波回路との相互干渉、例えば、測位用の磁場が超音波送受波回路に与えるノイズによる超音波画像の劣化や、超音波送波の際のパルス電流が磁場検出器 32 に与えるノイズによる測位精度の悪化などを回避でき、磁場検出器 32 を超音波探触子 10 に内蔵する設計に好適である。

50

【 0 0 3 7 】

【 発 明 の 効 果 】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置は、より精度良く超音波探触子の位置や姿勢を計測することができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 タイミング制御部により制御される各種信号のタイミングチャートを示す図である。

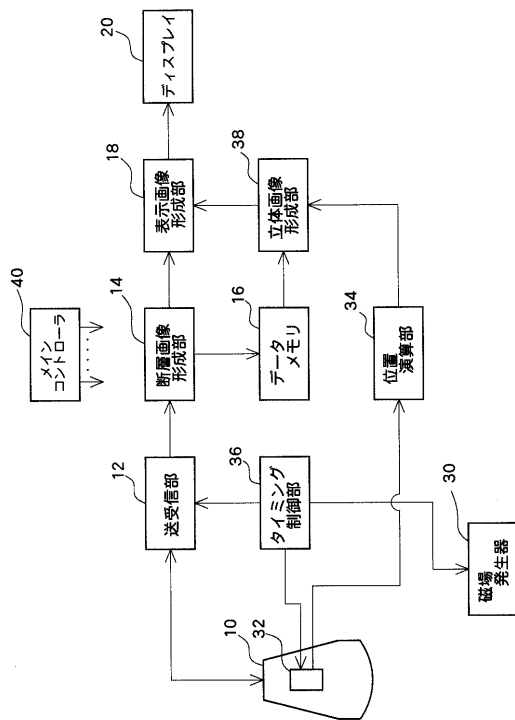
【 図 3 】 磁場発生器および磁場検出器の配置に関する具体例を示す図である。

【 符 号 の 説 明 】

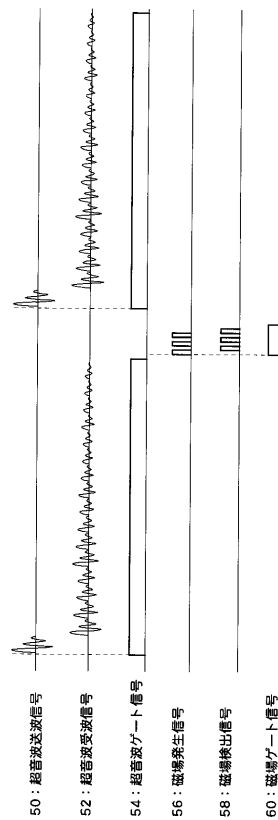
10

1 0 超音波探触子、 1 4 断層画像形成部、 3 0 磁場発生器、 3 2 磁場検出器、 3 4 位置演算部、 3 8 立体画像形成部。

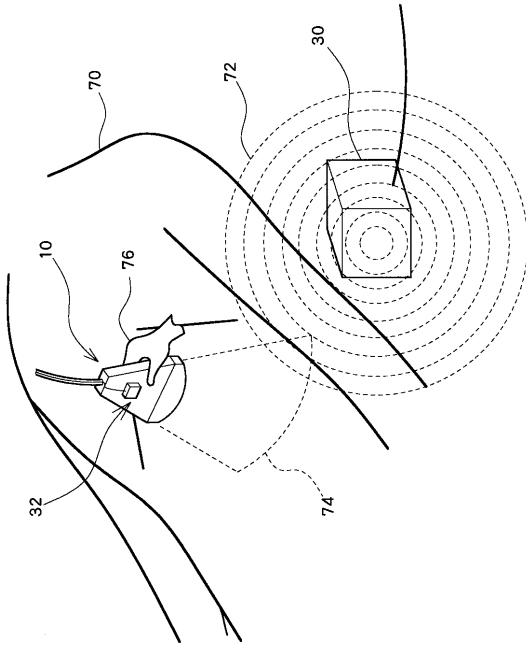
【 図 1 】



【 図 2 】



【図 3】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004261245A	公开(公告)日	2004-09-24
申请号	JP2003052335	申请日	2003-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GD09 4C601/HH14		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以更高的精度测量超声波探头的位置和方向。磁场产生器（30）和磁场检测器（32）在超声波探头（10）的每个移动位置处测量超声波探头（10）的三维坐标和方向，并使用测量值来测量三维坐标。计算断层图像的获取位置和图像平面方向。立体图像形成单元38使用计算结果来组合断层图像数据以形成立体图像。由磁场产生器30和磁场检测器32产生/检测磁场的时间由时间控制单元36控制。定时控制单元36还控制发送/接收单元12对超声波的发送/接收定时，并防止超声波的发送/接收操作和磁场产生/检测操作相互干扰。[选型图]图1

