

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4656892号

(P4656892)

(45) 発行日 平成23年3月23日(2011.3.23)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-248828 (P2004-248828)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成16年8月27日(2004.8.27)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2006-61497 (P2006-61497A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成18年3月9日(2006.3.9)	(74) 代理人	110000040
審査請求日	平成19年5月9日(2007.5.9)		特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
		(72) 発明者	秋山 恒
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		審査官	樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受する超音波振動子と、
 前記超音波振動子を機械的に回転させる回転駆動手段と、
 前記回転駆動手段が一定速度の回転をするように制御する回転制御手段と、
 前記超音波振動子の回転角度に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、
 前記超音波振動子を励振させる超音波送信手段と、
 前記超音波振動子から得られる超音波エコーの電気信号を検波して映像信号化する受信検波手段とを備え、

前記ロータリエンコーダが発生する前記パルスに基づいたタイミングにより、超音波送信手段が前記超音波振動子を励振させる超音波診断装置において、

前記ロータリエンコーダから得られる超音波送信直前の所定個数のパルスの複数パルス周期を計測し、前記複数パルス周期を所定数で分割したタイミングを決定する送信タイミング決定手段を有し、

前記超音波送信手段は前記送信タイミング決定手段により決定されたタイミングで前記超音波振動子を励振させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記映像信号を映像表示装置の走査方式に走査変換するデジタルスキャンコンバータを備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記超音波振動子が往復運動を行うように前記回転制御手段が構成された請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送信タイミング決定手段は、前記複数パルス周期を複数回計測し、その計測結果に基づいて、前記超音波送信手段における超音波送信タイミングを決定する請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

K 回目、K-1 回目の前記複数パルス周期をそれぞれ T_K 、 T_{K-1} とし、前記所定の数を n とすると、前記 K+1 回目の超音波送信タイミングの周期が、次式により算出される請求項 4 記載の超音波診断装置。

$$(2 \times T_K - T_{K-1}) / n$$

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、走査密度を変更できる機械走査式超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置における超音波ビーム走査方式として、電子走査式と機械走査式が知られている。電子走査式超音波診断装置は、超音波ビームの形成を電氣的に行うため、ビームの形成位置、方向、時間の自由度が高く、近年では主流となっている。一方、機械走査式超音波診断装置は、超音波ビームの走査を機械的に行うため、ビームの形成位置、方向、時間の自由度が電子式に比較してかなり低いものの、装置構成を簡単にできることから小型、低価格な超音波診断装置として、よく用いられる。

【0003】

また、電子式は、複数の超音波振動子アレイによって超音波ビームを形成させるのに対し、機械式は単円盤または複数同心円状の超音波振動子が用いられるため、電子式と比較してサイドローブの少ないビームが形成でき、高画質な超音波断層像を得ることができるという特徴を有する。

【0004】

ところで、従来の機械走査式超音波診断装置により行われる超音波の送受信は、超音波ビームを形成すべき位置を、超音波振動子あるいは超音波振動子を回転させる回転軸に取り付けられたロータリエンコーダからのパルスをカウントすることで得、所定の位置で発生したエンコーダパルスを超音波送信タイミングとしている（例えば特許文献 1 参照）。

【0005】

走査を目的とした超音波振動子の回転運動は、通常一定速度となるよう制御される。また、超音波振動子を往復運動させて往復走査を行う場合も、同様に超音波ビームを送受する期間は、超音波振動子が一定速度となるよう制御される。

【0006】

ところで、機械走査式超音波診断装置では、超音波振動子をいかに一定速度となるように制御したとしても、完全に一定速度を確保することは不可能であり、ある程度の速度変動をもって回転運動または往復運動することは不可避である。特許文献 1 記載の超音波診断装置における超音波ビーム走査は、ロータリエンコーダのパルスをもって超音波送信タイミングとしているため、ロータリエンコーダパルスが超音波振動子の位置に対応して正しく発生される限り、速度変動に起因する超音波断層画像のゆれ、ゆがみは発生しない。

【0007】

近年では、超音波診断装置のデジタル化、表示装置の高精細化が進行し、超音波断層画像の高画質化要請も高まっている。

【特許文献 1】特開平 6-22959 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【0008】

従来の機械走査式超音波診断装置では、超音波ビームを形成する位置、すなわち超音波送信タイミングは、超音波振動子を回転駆動する回転軸に取り付けられたロータリエンコーダによるパルスの発生タイミングにおいてなされるため、用いられるロータリエンコーダにより一意に決定される。

【0009】

すなわち、例えばロータリエンコーダが、超音波振動子の回転角度1度あたり1パルス発生するように構成されているとすれば、超音波ビームの走査密度は1度が密度限界であり、第二選択の走査密度として2パルスに一回超音波送信を行うと、2度となる。超音波ビームの走査密度は、生体内の超音波断層像を表示するために必要なエコー情報量そのものであり、走査密度が高いほど情報量が多い、つまり高画質であるといえることができる。

10

【0010】

一般に超音波ビーム走査密度を高めようとするれば、1つの断層像を得る時間（フレームレート）が長くなるため、走査密度とフレームレートはトレードオフとなる。従来の機械式超音波診断装置の場合、フレームレートは、超音波振動子の回転速度そのものであってその速度選択自由度が高い一方、走査密度についてはロータリエンコーダに依存しており選択自由度が低い。従って、超音波断層像を表示させて診断作業を行う際、その観測対象となる生体内の臓器、胎児、腫瘍の位置や状態に応じて適宜走査密度を変更しようとしても極端にフレームレートを変えざるを得ず、最適な画像をもって診断したいという操作者の希望に沿うことができないという問題を有している。

20

【0011】

また、走査密度の自由度を上げる目的で、ロータリエンコーダのパルス発生レートを上げる、複数のエンコーダを用いるなどの方法があるが、診断装置の実現コストの上昇を免れることができない。あるいは、エンコーダパルスの立ち上がり立ち下りの両エッジを利用して、超音波送信タイミングの自由度を上げるという方法もあるが、一般にエンコーダパルスのデューティを特定値に保証することは困難であり、保証すればコストが上昇し、保証しないのであれば超音波ビームの形成位置の確度が低くなるという問題も有している。

【0012】

本発明は、従来の問題を解決するもので、超音波振動子の回転運動または往復運動にある程度の速度変動があったとしても、超音波断層画像のゆれ、ゆがみを発生させないという従来の特徴を維持しながら、超音波ビームの走査密度の自由度を上げることができる機械走査式超音波診断装置を提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の超音波診断装置は、超音波を送受する超音波振動子と、前記超音波振動子を機械的に回転させる回転駆動手段と、前記回転駆動手段が一定速度の回転をするように制御する回転制御手段と、前記超音波振動子の回転角度に応じてパルスを発生するロータリエンコーダと、前記超音波振動子を励振させる超音波送信手段と、前記超音波振動子から得られる超音波エコーの電気信号を検波して映像信号化する受信検波手段とを備え、前記ロータリエンコーダが発生する前記パルスに基づいたタイミングにより、超音波送信手段が前記超音波振動子を励振させる。上記の問題を解決するために、前記ロータリエンコーダから得られる超音波送信直前の所定個数のパルスの複数パルス周期を計測し、前記複数パルス周期を所定数で分割したタイミングを決定する送信タイミング決定手段を有し、前記超音波送信手段は前記送信タイミング決定手段により決定されたタイミングで前記超音波振動子を励振させることを特徴とする。

40

【0014】

この構成により、超音波振動子を励振させるタイミングの自由度を上げることができる。

【0015】

50

また、前記映像信号を映像表示装置の走査方式に走査変換するデジタルスキャンコンバータを備えた構成にしてもよい。

【0016】

また、前記超音波振動子が往復運動を行うように前記回転制御手段が構成されても良い。

【0017】

この構成により、超音波振動子を往復運動させて走査することで超音波断層像を表示させる場合でも、超音波送信タイミングを精度よく予測できるとともに、超音波送信タイミングの自由度を上げることができる。

【0018】

また、前記送信タイミング決定手段は、前記複数パルス周期を複数回計測し、その計測結果に基づいて、前記超音波送信手段における超音波送信タイミングを決定する構成にすることができる。

【0019】

この構成により、超音波送信タイミングを1組の過去の複数パルス周期に基づいた超音波送信タイミングより、さらに精度よく予測できるとともに、超音波送信タイミングの自由度を上げることができる。

【0020】

また、K回目、K-1回目の前記複数パルス周期をそれぞれ T_K 、 T_{K-1} とし、前記所定
の数をnとすると、前記K+1回目の超音波送信タイミングの周期が、次式により算出さ
れる構成にすることもできる。

【0021】

$$(2 \times T_K - T_{K-1}) / n$$

【発明の効果】

【0022】

本発明の機械走査式超音波診断装置は、超音波送信タイミングを、ロータリエンコーダから得られた過去のパルス複数個分の時間に基づいて決定するので、超音波送信タイミングを精度よく予測できるとともに、超音波送信タイミングの自由度を上げることができる。このため超音波振動子の回転駆動または往復駆動にある程度の速度変動があったとしても、超音波断層画像のゆれ、ゆがみを発生しないという従来の特徴を維持しながら超音波
ビームの走査密度の自由度が上がるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の実施の形態における超音波診断装置について、図面を用いて説明する。

【0024】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、生体内に超音波を送波し、生体内組織からの超音波エコーを電気信号に変換する超音波振動子1と、超音波振動子1に取り付けられているロータ10と、ロータ10を回転させる回転駆動部3（回転駆動手段）と、ロータ10の回転軸に取り付けられたロータリエンコーダ2と、回転制御部4（回転制御手段）とを有する。

【0025】

さらに、ロータリエンコーダ2の出力から超音波送信タイミングを決定する送信タイミング決定部7（送信タイミング決定手段）と、送信タイミング決定部7の出力により、超音波振動子1に送信パルスを送信する超音波送信部8（超音波送信手段）とを有する。さらに、超音波振動子1で超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号を増幅、検波処理を行う受信検波部5（受信検波手段）と、検波処理されたエコー信号を送信タイミング決定部7と同期し、走査変換するデジタルスキャンコンバータ6と、走査変換した信号を表示する表示装置9とを有する。

【0026】

回転駆動部 3 は、回転制御部 4 によって、ロータ 10 が等角速度運動するように制御される。また近年、ロータ 10 については、回転駆動部 3 と一体となったモータがあり、これを用いても良い。このようにロータ 10 すなわち超音波振動子 1 が等角速度運動している間に、超音波振動子 1 は、超音波送信部 8 から供給される送信パルスによって励振され、生体内に超音波が送出される。生体に送出された超音波は、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。

【0027】

超音波振動子 1 によって電気信号に変換されたエコー信号に対し、最終的に超音波断層画像として表示できる可視信号に変換するため、受信検波部 5 では増幅を行うと共に検波処理を行う。検波されて得られた可視受信エコー信号は、表示装置 9 の走査方式に則って表示できるようデジタルスキャンコンバータ 6 によって走査変換され、表示部 9 により表示される。

10

【0028】

デジタルスキャンコンバータ 6 は、受信検波部 5 より次々と入力される可視受信エコー信号を、超音波断層像として表示させるために、可視受信エコー信号を 2 次元的にマッピングする必要があるが、このための画像開始同期信号は、送信タイミング決定部 7 より得る。また、デジタルスキャンコンバータ 6 は、デジタルデータとなった可視受信エコー信号を処理することで走査変換を行うため、少なくともその入力時点では、デジタルデータとなっていることが必要である。

20

【0029】

このため、デジタルスキャンコンバータ 6 の入力部に可視受信エコー信号をデジタル化する A/D 変換器を置く構成も可能であるが、近年では、検波処理その他のフィルタ処理をデジタル信号処理で実施することが一般化しており、この目的で受信検波部 5 内のいずれかにおいて、受信エコー信号をデジタル化する構成にすることも可能である。

【0030】

このようにして、等角速度で運動する超音波振動子 1 から超音波が送受されて、生体内組織のある二次元断面の超音波断層像が得られる。しかし、ロータ 10 は、完全には等角速度運動をしておらず、速度変動が生じる。そこで、送信タイミング決定部 7 は、超音波送信部 8 の超音波送信タイミングを決めるにあたって、ロータ 10 の回転軸に取り付けられたロータリエンコーダ 2 と、ロータリエンコーダ 2 から出力されるパルスから、次に示すようにして、超音波送信タイミングを決定する。

30

【0031】

図 2 は、第 1 の実施の形態におけるロータリエンコーダ 2 の構成を示した斜視図である。このロータリエンコーダ 2 は、回転軸 11 と、回転軸 11 に取り付けられた Z パルスロータ 12 及び A パルスロータ 13 と、Z パルスロータ 12 及び A パルスロータ 13 のそれぞれの回転により、パルスを発生する Z パルスセンサ 14 と A パルスセンサ 15 とで構成されている。

【0032】

Z パルスロータ 12 は、特定の角度において Z パルスセンサ 14 が一個のパルス（以下 Z パルス）を出力するように構成されている。例えば、磁気式エンコーダであれば、Z パルスロータ 12 は、一回転あたり一個の Z パルスを発生するよう着磁されており、Z パルスセンサ 14 は、Z パルスロータ 12 の着磁部分 12a を検出して Z パルスを出力する。

40

【0033】

同様に、A パルスロータ 13 は、A パルスセンサ 14 が一回転あたり固定的に数百個のパルス（以下 A パルス）を等角で発生するように構成されている。図 2 は、一回転あたり、つまり Z パルスの 1 周期の間に、A パルスが 16 個出力される場合を示している。なお、本実施の形態では、磁気式エンコーダを用いた例を示しているが、光学式、機械式エンコーダを用いても本発明の構成には差し支えない。

【0034】

ロータリエンコーダ 2 から出力される A パルス及び Z パルスは、送信タイミング決定部

50

7で受信され、送信タイミング決定部7が、以下のような手順で超音波送信タイミングパルスと画像開始同期信号とを出力する方法について、図3を用いて説明する。図3は、エンコーダパルスと超音波送信タイミングの関係図である。

【0035】

まず、送信タイミング決定部7は、Aパルス m 個分の周期（複数パルス時間）を計測し、その周期を T_K とする。図3では、 $m=3$ としている。なお、その時点でのAパルス m 個分の周期の計測は、 K 回目であったとする。時間計測の好適な例としては、Aパルスのとり得る最短周期より十分短い周期のクロックを用いて、Aパルス m 個分の時間をカウントする方法が挙げられる。次に、送信タイミング決定部7は、Aパルス m 個の周期計測完了とともに、超音波送信タイミングパルスを送し、得られた計測時間 T_K の $1/n$ すなわち T_K/n を以降の超音波送信タイミングの周期として、 $n-1$ 個パルスを発生する。図3では、 $n=4$ としている。

10

【0036】

図3に示すように、 $m=3$ 、 $n=4$ の場合、送信タイミング決定部7は、Aパルス3つ分の周期 T_K に対して、 T_K を計測した直後に超音波送信タイミングパルスを送し、 $T_K/4$ 時間ごとに1回、合計3回のパルスを発生させる。また、その期間に、送信タイミング決定部7は、Aパルス3つ分の周期 T_{K+1} を計測する。

【0037】

このように超音波送信タイミングの周期を決定したのは、超音波振動子1がある程度の速度変動をもって回転運動していたとしても、直前の速度は、直後の速度ときわめて高い相関をもっているという予測に基づいている。すなわち、 K 回目で得られた T_K は、直後のAパルス m 個分の周期に高い相関をもつて引き継がれるであろうから、直後のAパルス m 個分の間は、 T_K/n なる周期を超音波送信タイミングとすることでロータ10に対してほぼ等角に超音波を送ることができるのである。

20

【0038】

T_K/n なる周期で超音波送信している一方では、 $(K+1)$ 回目のAパルス m 個分の周期 T_{K+1} を計測し、次の超音波送信タイミング生成のために備える。 T_{K+1} は、前回の T_K とは高い相関があるとはいえ実際には異なるので、 $(K+1)$ 回目の超音波送信タイミングの周期は、改めて T_{K+1}/n とする。これをロータ10の全周に亘って次々繰り返すことで、超音波振動子1が速度変動をもちながら回転していたとしても、超音波ビームはほぼ等角で形成され、画像のゆれ、ゆがみを発生させない。

30

【0039】

また、ロータリエンコーダ2の1回転あたりのAパルス数を j とすれば、全周の超音波送信数は、

$$j \times n / m \quad \cdots (1)$$

で求めることができる。 j は用いるロータリエンコーダ2に依存した固定値であるが、 n 、 m を送信タイミング決定部7に与えるパラメータとすることで、全周の超音波送信数すなわち超音波ビームの走査密度を適宜変更することができるようになる。

【0040】

例えば、 $m=3$ 、 $n=4$ の場合に、 $j=300$ とすれば、全周の超音波送信数は400回となり、超音波ビーム走査密度は $360^\circ / 400 = 0.9^\circ$ となり、ロータリエンコーダ2のAパルスによる超音波ビーム走査密度（ $360^\circ / 300 = 1.2^\circ$ ）とは独立した走査密度を作り出すことができる。

40

【0041】

また、図3に例示するように、Zパルスから S 回目の超音波送信タイミングを画像開始同期信号としている。Zパルスは、超音波振動子1の特定角度で出力されるので、画像開始を示すZパルスからの超音波送信タイミングの回数 S を送信タイミング決定部7に与えることで、画像開始同期信号を決定することができる。さらに S を送信タイミング決定部7に対するパラメータとすれば、画像開始同期信号の発生角度を適宜変更することができるので、超音波断層画像のスクロール操作ができるようになるのは言うまでもない。

50

【0042】

なお、上記実施の形態は、超音波振動子1が常に一方向に回転する機械走査式超音波診断装置について述べたが、超音波振動子1を往復回転運動させ、表示すべき角度範囲を走査している期間では等角速度運動させるような超音波診断装置に対しても本発明の構成を適用することが可能である。

【0043】

このようにして、Aパルスから超音波送信タイミングを決定することにより、速度変動をもったロータによる診断画像のゆれ、ゆがみを発生させることなく、走査密度を変化させることができる。

【0044】

10

(第2の実施の形態)

本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置について説明する。超音波診断装置の構成は、送信タイミング決定部7におけるタイミングの生成方法が異なる以外は、第1の実施の形態と同様である。第2の実施の形態では、送信タイミング決定部7における超音波送信タイミングを、過去2回の計測により求められたAパルスm個分周期から決定する方法をとる。

【0045】

第1の実施形態では、K回目のAパルスm個分周期 T_K をもって、得られるであろう($K+1$)回目のAパルスm個分周期と予測したが、実際には速度変動しながら回転しているので当然完全には一致しない。これをさらに精度良く($K+1$)回目のAパルスm個分周期を予測するために、送信タイミング決定部7が($K-1$)回目のAパルスm個分周期 T_{K-1} とK回目のAパルスm個分周期 T_K とを用いて、超音波送信タイミングを生成する構成にする。

20

【0046】

図4は、Aパルスm個分周期 T と、Aパルスm個分周期 T の計測回数の関係をグラフにしたものである。実線は、それぞれの計測回数時におけるAパルスm個分周期を直線で結んだものであり、破線は、計測回数($K-1$)とK及びKと($K+1$)におけるグラフ上の点を結んだ延長線を示している。図4に示すように、($K-1$)回目で得られた T_{K-1} とK回目で得られた T_K から、($K+1$)回目のAパルスm個分周期は、 T_{K-1} と T_K を結んだ直線延長上にあると予測し、

30

$$2 \times T_K - T_{K-1}$$

とする。従って、K回目の周期計測後における超音波送信タイミングの周期は、

$$(2 \times T_K - T_{K-1}) / n$$

である。同様に($K+1$)回目の周期計測後における超音波送信タイミングの周期は、

$$(2 \times T_{K+1} - T_K) / n$$

であり、次々と繰り返しながら超音波振動子1を全周に渡って回転させる。このように、ある時点でのAパルスm個分周期予測は、前回と前前回の計測結果に基づいてなされるため、回転速度が減少傾向にあるのか、あるいは増加傾向にあるのかという要素が加味され、より確からしい予測となる。

【0047】

40

結果として、1回転あたりの超音波ビームの生成数は、式1で示す自由度を保ったまま、超音波ビームはより確からしい角度に形成できるようになる。

【0048】

なお、本実施の形態では、Aパルスm個分周期の最近2回分の計測結果から、次のAパルスm個分周期を予測しているが、これを拡張応用して、3個以上の周期をもって予測できることは言うまでもない。例えば、3個の周期 T_{K-2} 、 T_{K-1} 、 T_K とから二次関数をあてはめ、 T_{K+1} を推定することができる。

【産業上の利用可能性】

【0049】

本発明は、超音波ビームの走査密度を変化させることができる機械走査式超音波診断装

50

置として有用である。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図2】本発明の第1の実施の形態におけるロータリエンコーダの斜視図

【図3】本発明の第1の実施の形態におけるエンコーダパルスと超音波送信タイミングの関係図

【図4】本発明の第2の実施の形態におけるエンコーダパルス周期と予測周期の関係を示した図

【符号の説明】

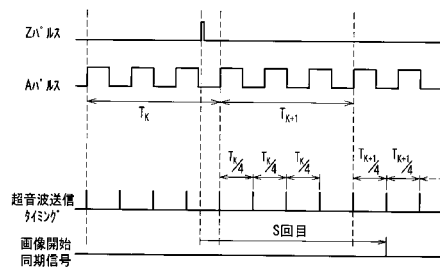
10

【0051】

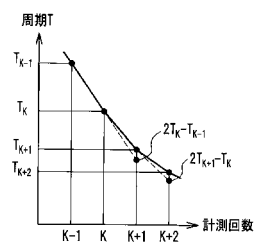
- 1 超音波振動子
- 2 ロータリエンコーダ
- 3 回転駆動部
- 4 回転制御部
- 5 受信検波部
- 6 デジタルスキャンコンバータ
- 7 送信タイミング決定部
- 8 超音波送受信部
- 9 表示装置
- 10 ロータ
- 11 回転軸
- 12 Zパルスロータ
- 12a 着磁部分
- 13 Aパルスロータ
- 14 Zパルスセンサ
- 15 Aパルスセンサ

20

【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭60-005134 (JP, A)
特開平06-022959 (JP, A)
特開昭62-109549 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15
G01N21/84-21/958
G01N29/00-29/28

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4656892B2	公开(公告)日	2011-03-23
申请号	JP2004248828	申请日	2004-08-27
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	秋山恒		
发明人	秋山 恒		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB15 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA31 4C601/HH12 4C601/HH13 4C601/HH17 4C601/JB55		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2006061497A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供机械扫描型超声波诊断装置，其能够提高超声波束的扫描密度的自由度，同时保持防止超声波断层图像的波动和失真的传统特性，即使是超声波换能器的旋转运动在一定程度上波动。

ŽSOLUTION：该超声波诊断装置具有超声波换能器1，旋转驱动装置3，旋转控制装置4，根据超声波换能器的旋转角度产生脉冲的旋转编码器2，超声波发送装置8超声波发送装置根据基于旋转编码器产生的脉冲的定时引起超声波换能器的激励。超声波发送装置引起超声波换能器的激励，以及接收和检测装置5。超声波诊断设备具有发送定时确定装置7，其测量从旋转编码器获得的预定数量脉冲的多个脉冲周期，并且确定多个脉冲周期被分成预定数量的周期的定时。超声波传输装置以由发送定时确定装置确定的定时引起超声波换能器的激励。Ž

【图 3】

