

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2004/082482

発行日 平成18年6月15日 (2006.6.15)

(43) 国際公開日 平成16年9月30日 (2004.9.30)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/26 (2006.01)	G 0 1 N 29/26 5 0 1	4 C 6 0 1

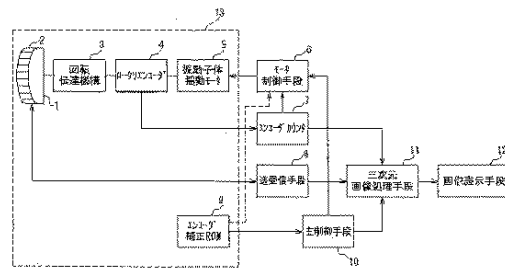
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2005-503758 (P2005-503758)	(71) 出願人 000005821 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2004/003745	(74) 代理人 110000040 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(22) 国際出願日 平成16年3月19日 (2004.3.19)	(72) 発明者 秋山 恒 神奈川県横浜市保土ヶ谷区西久保町100-1-607
(31) 優先権主張番号 特願2003-78833 (P2003-78833)	(72) 発明者 藤井 清 神奈川県横浜市鶴見区上の宮2-17-4
(32) 優先日 平成15年3月20日 (2003.3.20)	F ターム (参考) 2G047 CA01 DB02 DB03 DB14 EA07 EA10 GB02 GG41 4C601 BB03 BB06 BB15 EE09 EE11 GA30 JB54
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

用いる超音波探触子に因らず、空間的に正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置を提供する。超音波探触子(13)は、超音波振動子体(1)と、回転伝達機構(3)と、ロータリエンコーダ(4)と、振動子体揺動モータ(5)と、エンコーダ補正ROM(9)とを内蔵する。エンコーダ補正ROMには、予め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られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度が格納される。三次元画像処理手段(11)は、主制御手段(10)を介して読み出したエンコーダ補正ROMの内容に従って、エンコーダカウンタ(7)からのエンコーダカウント値を補正しながら実際の揺動走査角度方向に主断面走査面の三次元画像を構築する。



- 3...ROTATION TRANSMISSION MECHANISM
- 4...ROTARY ENCODER
- 5...OSCILLATOR SWIVEL MOTOR
- 6...MOTOR CONTROL MEANS
- 7...ENCODER COUNTER
- 8...TRANSMISSION/RECEPTION MEANS
- 9...ENCODER CORRECTION ROM
- 10...MAIN CONTROL MEANS
- 11...THREE-DIMENSIONAL IMAGE PROCESSING MEANS
- 12...IMAGE DISPLAY MEANS

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを走査する超音波振動子体と、

前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、

前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えたことを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】

超音波ビームを走査する超音波振動子体と、前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えた超音波探触子と、

20

前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、

前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正ROMから、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、

前記振動子体揺動モータを前記エンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、

前記送受信手段から得られた超音波エコーデータと、前記エンコーダカウンタからのカウンタ値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、

30

前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波ビームを走査する超音波振動子体と、前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えた超音波探触子と、

40

前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、

前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正ROMから、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、

前記エンコーダカウンタからのカウンタ値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに応じて、前記振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、

前記送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三

50

次元画像処理手段と、

前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

本発明は、生体内組織等に超音波ビームを送波して反射された超音波エコーを受波して三次元エコーデータを取得することを目的とした超音波探触子、およびかかる超音波探触子が適用される超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

従来、生体内の組織様態を三次元表示させることを目的とした超音波診断装置に用いられる、三次元エコーデータを取り込むための超音波探触子としては、超音波ビームを走査するための超音波振動子体を内蔵し、超音波振動子体をビーム走査方向と交差する方向に機械的に揺動走査するように構成されるものが知られている（例えば、特開平3-184532号公報参照）。超音波ビーム走査（以下、主断面走査と称する）と揺動走査を同時に行うことで、時々刻々移動する両走査面の交線に相当するエコーデータ、すなわち三次元空間のエコーデータの取得が可能になる。

取得された三次元エコーデータは三次元画像構築処理が施こされて、平面内にあたかも奥行きがあるかのような表示方法をもって表示させ、あるいは任意断面を表示させるなどが行われる。

20

ところで、このような三次元画像構築にあたっては、各エコーデータの三次元空間内における方向成分が既知である必要がある。

超音波振動子体が複数の振動子アレイで構成されている場合、ビーム走査は電子的に行われるため、ビーム走査面内のエコーデータの方向成分は走査位置と超音波振動子体を形成する超音波振動子の配置及びビーム方向から求めることができる。

一方、機械走査される揺動走査面の角度は、超音波振動子体を揺動させるためのモータ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し、現在の揺動走査角度を求めるよう構成されている。

近年では、超音波診断装置による三次元画像は、生体内組織の様態観測とともに、三次元画像とガイドラインをモニタしながらの穿刺、あるいは臓器、腫瘍、胎児などの距離・角度計測にも用いられるようになり、その有用性が高まっている。

30

こういった医療の要請に対して、超音波診断装置が提供する三次元画像は従来にも増して高精度、すなわち空間的に正しい位置に画像が構築される必要がある。

しかしながら、上記従来の超音波診断装置では、三次元画像を構築するために必要な揺動走査角度を、もっぱら超音波探触子内の揺動モータの回転軸に取り付けられたロータリエンコーダから出力されるパルスをカウントすることで、取得している。一般にモータを用いた機械式走査では、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構のがたつき、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、あるいはロータリエンコーダ自体のばらつき等により、ロータリエンコーダからのパルス

40

をカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、超音波探触子個体ごとにばらついている。

例えば、超音波探触子の走査負荷量の変化に応じて発生する走査誤差（速度に対する回転伝達機構のたわみ、伸び）をエンコーダ情報により補正する超音波探触子が知られている（特開平2-57242号公報参照）。しかし、これには校正用の電源やスイッチ等が必要であったり、作業の中断を必要とするなど、超音波診断装置が大型化したり、作業性、コストの点で問題がある。

仮に超音波診断装置本体側で上記のばらつきを補正する手段を有していても、用いられる超音波探触子を変更する度に各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を入力するといった校正手続きを経なければならない。

50

また、揺動走査の往復で三次元画像データの取得を行う場合、回転伝達機構のがたつき等により、ロータリエンコーダのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、往路と復路で異なる場合がある。

つまり、各カウント値に対する揺動走査角度は超音波探触子個体ごとに異なり、さらには揺動の往路と復路で異なるため、用いる超音波探触子によっては構築される三次元画像が歪む、ずれる、揺動往復に応じて画像が揺れるなどの問題を有しており、結果として術者の期待する方向とずれた方向に穿刺を行う、距離・角度計測結果の誤差が大きい、といった不具合を招くおそれがあった。

さらに、これらの問題を回避すべく、用いる超音波探触子に応じてばらつきを補正しようとするれば、超音波探触子を変更する度に術者に校正手続きを強いることになり、施術の生産性を低下させるという問題が生じる。

ところで、例えば、バックラッシュ補正信号をエンコーダの出力信号に予め加えて補正する超音波診断装置が知られている（特開平1-227743号公報参照。）しかし、この装置では、揺動往復で固定的な揺動走査角度のずれしか補正できないという問題がある。

【発明の開示】

本発明は、上記従来の問題を解決するもので、その目的は、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置、およびかかる超音波診断装置に好適な超音波探触子を提供することにある。

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波探触子は、超音波ビームを走査する超音波振動子体と、超音波ビームの走査方向と交差する方向に超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスを発生するロータリエンコーダと、ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている実際の超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えたことを特徴とする。

この構成により、予めエンコーダ補正ROMにロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

また、本発明に係る超音波探触子において、エンコーダ補正ROMは揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することが好ましい。

この構成により、予めエンコーダ補正ROMにロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動往路と揺動復路における揺動走査角度を格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なり、かつ揺動往復で異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第1の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、超音波探触子内のエンコーダ補正ROMから、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、振動子体揺動モータをエンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータと、エンコーダカウンタからのカウンタ値と、主制御手段から与えられる、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度に基づいて、三次元画像を補正しながら構築することができるよう

になる。

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第2の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振した被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスのカウントするエンコーダカウンタと、超音波探触子内のエンコーダ補正ROMから、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、エンコーダカウンタからのカウント値と、主制御手段から与えられる、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに応じて、振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

10

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度に基づいて、揺動走査方向を補正しながら揺動制御することができるようになる。

以上の構成によれば、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置が得られる。

また、エンコーダ補正ROMとして、低価格で入手可能な小型のフラッシュROMあるいはEスクエアROMを用いることで、安価で小型の超音波探触子を実現できる。

また、エンコーダ補正ROMに予め不揮発的に補正データが格納されているので、改めて補正に必要なデータ取得のための時間を要しない。

20

さらに、従来例と異なり、超音波振動子体の揺動走査角度(すなわち、エンコーダの出力値)に応じて揺動往復での角度ずれを柔軟に補正することができる。

【図面の簡単な説明】

図1は、本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

図2は、図1のロータリエンコーダ4の構成およびそれにより得られるZパルス、Aパルスの波形を示す図である。

図3は、図1のエンコーダ補正ROM9に格納される内容を示す図である。

図4は、本発明の実施の形態における三次元画像を構築する様子を示す図である。

図5は、本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で異なるエンコーダ補正值が格納されるエンコーダ補正ROMの内容を示す図である。

30

図6は、本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で揺動走査角度を補正した三次元画像を構築する様子を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。なお、図1に示す超音波診断装置は、後述する各実施の形態でも適用される。

図1において、本実施の形態による超音波診断装置は、生体内に超音波ビームを送波しかつ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2がアレイ状に複数配列された超音波振動子体1を備えている。各超音波振動子2は、送受信手段8から供給される送信パルスによって励振されるが、このとき送受信手段8は、生体内の所定の深度に焦点を結ぶように、すなわち送信ビームが形成されるように異なる位相の送信パルスを、超音波振動子体1に配置される一部またはすべての超音波振動子2に対して与えるよう制御される。

40

このようにして生体に送波された超音波ビームは、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。超音波振動子体1の各超音波振動子2によって電気信号に変換された超音波エコーに対し、送受信手段8は、所定の方向に受信ビームが形成されるよう各超音波振動子2からの各受信信号に対して異なる遅延時間を与えた上で加算を行う。前述の送信ビームとこの受信ビームは、送受でひとつの音響走査線を形成することになり、つまり

50

送受信手段 8 は、この音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成し出力することになる。

このようにして、次々と送受信に供される超音波振動子群を切り替えながら、あるいは送受信のビームの方向を変えながら、異なる方向の音響走査線が形成されるように送受信が行われ、その結果として、ひとつの主断面走査面が形成される。

さらに、本実施の形態による超音波診断装置には、超音波振動子体 1 を前述の主断面走査面と交差する方向に揺動走査させる振動子体揺動モータ 5 が備えられ、振動子体揺動モータ 5 はモータ制御手段 6 によって駆動制御を受ける。主断面走査と揺動走査を同時に行うことで、送受信手段 8 は、主断面走査面と揺動走査面の交線に相当する超音波エコーデータを生成することができるようになるが、通常、両走査面は独立に走査される訳ではなく、生体内の特定三次元的部位の超音波エコーデータを一様に取得できるよう走査される。つまり、揺動走査一回あたりの主断面走査面数は常に一定で、かつ各主断面走査面間の角度はほぼ等角となるよう、主断面走査と揺動走査がなされる。

このため、モータ制御手段 6 は、振動子体揺動モータ 5 につながる超音波振動子体 1 が何れの揺動走査角度にあるかを常に監視しながら揺動制御を行う必要がある。揺動走査角度を得るために、本実施の形態による超音波診断装置には、振動子体揺動モータ 5 の回転軸にロータリエンコーダ 4 を備えている。ロータリエンコーダ 4 の好適な例を図 2 に示す。このロータリエンコーダ 4 は、回転軸 20 の特定の角度において一発のパルス（以下、Z パルスと称する）が出力できるように、回転軸 20 に Z パルスロータ 21 が取り付けられている。例えば、磁気式エンコーダであれば、Z パルスロータ 21 は、一回転あたり一発の Z パルスを発生するよう着磁されており、Z パルスセンサー 23 は、Z パルスロータ 21 の着磁部分を検出して Z パルスを出力する。同様に、ロータリエンコーダ 4 は、回転軸 20 の一回転あたり固定的に数百パルス（以下、A パルスと称する）を発生するよう、A パルスロータ 22 と A パルスセンサー 24 を備える。

なお、上記の説明は、磁気式エンコーダを例に挙げたが、光学式や機械式でも本発明の構成には差し支えない。

エンコーダカウンタ 7 は、ロータリエンコーダ 4 からの Z パルスによってリセットされ、A パルスによってカウントアップまたはカウントダウンするもので、カウント値は、振動子体揺動モータ 5 の回転軸角度、すなわち超音波振動子体 1 の揺動走査角度に相当する。このようにして、モータ制御手段 6 は、エンコーダカウンタ 7 によるカウント値に基づいて、現在の超音波振動子体 1 の揺動走査角度を知ることができるので、所定の次なる揺動走査角度に超音波振動子体 1 を移動させるべく振動子体揺動モータ 5 を制御するのである。

このようにして、主断面走査と揺動走査を同期しながら行うことで取得された生体内の特定三次元部位の超音波エコーデータは、送受信手段 8 から三次元画像処理手段 11 へと送られる。三次元画像処理手段 11 では、得られた超音波エコーデータに対して、その表示面が平面または緩やかな曲面である画像表示手段 12 に、生体内の特定三次元部位の構造物があたかも奥行きがあるような表示がなされるように、あるいは任意方向視点からみた前記構造物の表示などの三次元画像処理が施される。この三次元画像処理の実施には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが三次元空間内のいずれの方向成分のものであるかが既知でなくてはならない。三次元画像処理手段 11 は、主断面走査面における走査方向角度については、超音波振動子体 1 を構成する超音波振動子 2 の配置および送受信ビームの方向から、揺動走査面における走査方向角度については、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値から方向成分を取得する。

ところで、一般に、機械走査方式を用いた超音波診断装置では、振動子体揺動モータ 5 の回転軸とロータリエンコーダ 4 の取り付け精度、振動子体揺動モータ 5 の回転軸と超音波振動子体 1 への回転伝達機構 3 の精度、超音波振動子体 1 と回転伝達機構 3 の取り付け精度、ロータリエンコーダ 4 の Z パルス発角度の精度、A パルス数の回転軸角度に対するリニアリティ等の各ばらつき累積により、ロータリエンコーダ 4 のパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度は、超音波診断

装置ごとにばらついている。

エンコーダ補正ROM9は、エンコーダカウンタ7で得られるであろう各カウント値に対する実際の超音波振動子体1の揺動走査角度、あるいは揺動走査角度に相当する数値を格納するためのものである。エンコーダ補正ROM9は、超音波診断装置の通電が遮断された後も格納された値を保持しており、再通電後もその値を失わない。

エンコーダ補正ROM9に格納されている値は、主制御手段10により読み取られ、その値または適宜値の補正を受けて、主制御手段10を介して三次元画像処理手段11に、またはモータ制御手段6に、あるいはその両方に送られる。

ところで、一般に、超音波診断装置では、超音波振動子体1または超音波振動子体1とその周辺部分が一体となって超音波診断装置の主体部分より分離でき、かつ可搬的であり、これを超音波探触子という。すなわち、ある超音波探触子が、常に同一の超音波診断装置の主体部分に適用されるとは限らない。

本実施の形態による超音波診断装置では、超音波振動子体1と、ロータリエンコーダ4と、振動子体揺動モータ5と、エンコーダ補正ROM9とをもって超音波探触子13を構成し、超音波診断装置の主体部分より分離可能としている。これは、ロータリエンコーダ4のカウント値に対する揺動走査角度のばらつき発生原因部分がほぼすべて包含され、エンコーダ補正ROM9は、それらばらつき累積をまとめて補正することを可能とし、かつ異なる超音波診断装置の主体部分に適用した場合でも補正可能とするためである。

したがって、前記以外の超音波診断装置の構成要素が超音波探触子13に加わるような構成も当然ながら可能である。

(実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について、実施の形態1と同じく図1を参照して説明する。

揺動走査は一般に往復走査で行われることが多い。これは、三次元画像の構築をよりリアルタイムに近づける工夫として用いられる手法である。この場合も、機械走査方式由来する問題として、上記で述べた問題に加えて、揺動走査の往路と復路でエンコーダカウンタ7によるカウント値が同じであっても、実際の揺動走査角度が異なる場合が多い。

この原因は、振動子体揺動モータ5の回転軸と超音波振動子体1とをつなぐ回転伝達機構3によるところが多い。歯車による回転伝達機構を例にとれば、歯車のかみ合わせ部に隙間が存在することに起因して、歯車の正転と逆転でモータ回転軸角度に対する受け側歯車の回転角度が変わる。また、ベルトやワイヤの場合も自身の伸びによって同様の現象が起きる。

このことは、揺動走査を行いながら三次元画像を構築する場合、エンコーダカウンタ7からのカウント値をそのまま三次元画像処理手段11で用いると、往路と復路で三次元画像の構築位置が変わる、つまり揺れるという問題、あるいは往路と復路で三次元画像の歪み方が変わるという問題につながる。

本実施の形態による超音波診断装置では、エンコーダ補正ROM9は、揺動走査の往路と復路で異なる補正データを格納することが可能であるので、揺動往路については往路用の補正データ、揺動復路については復路用の補正データを用いることで前記問題を解決できる。

(実施の形態3)

次に、本発明の実施の形態3として、上記エンコーダ補正ROM9他を内蔵した超音波探触子13により、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について、図2から図6を参照して説明する。

本実施の形態による超音波診断装置のエンコーダ補正ROM9には、予め図3のような補正値31が格納されている。図3において、直線30は、エンコーダカウンタ7のカウント値に対する超音波振動子体1の揺動走査角度が理想的な場合であって、振動子体揺動モータ5の回転軸一回転あたりN個のAパルスと回転軸の角度=0度でZパルスを発生するロータリエンコーダ4を用いて、エンコーダカウンタ7がアップカウンタの場合を示している。また、本実施の形態では、回転軸角度と超音波振動子体1の角度が一致する場合

を例示しているが、回転伝達機構 3 の回転数伝達比が 1 : 1 でない場合でも問題ない。

一方、図 3 の補正值 3 1 は、エンコーダカウンタ 7 のカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を示しており、例えばカウント値が j であったとき理想的な角度は a であるところが、この超音波探触子については a' であることを示している。同様に、カウント値 k に対する理想の角度 b に対する実際の角度は b' である。

このような補正值 3 1 が格納されたエンコーダ補正 ROM 9 は、主制御手段 1 0 によってその補正值 3 1 が読み出され、三次元画像処理手段 1 1 に伝えられる。

次に、三次元画像処理手段 1 1 が補正值 3 1 を用いて三次元画像を構築する方法について、図 3 に加えて図 4 を参照して説明する。例えば、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が j であったとき、補正值をもたない場合は、図 4 において揺動走査方向の角度 a に主断面走査面 4 0 を構築することしかできないが、実際の角度は a' であることは予め主制御手段 1 0 より得ているので、その差分 $a' - a$ だけずれた方向に主断面走査面 4 1 を構築できる。同様に、エンコーダカウンタ 7 からカウント値 k を得た場合は、主断面走査面 4 2 を 4 3 の方向に構築する。

このように、三次元画像処理手段 1 0 が、適用されている超音波探触子 1 3 のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコーダカウント値を補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

さらに、揺動走査を往復で行う場合の実施例を図 5 および図 6 に示す。図 5 に示すように、エンコーダ補正 ROM 9 には、エンコーダカウント値が増加する方向として往路補正值 5 1、減少する方向の復路補正值 5 2 が予め格納されている。なお理想的には直線 5 0 のように往復とも同じ軌跡を描く。図 5 に示すエンコーダ補正值 5 1、5 2 は、例えばエンコーダカウント値が k を示したとき、実際の超音波振動子体の揺動走査角度は往路で c' 、復路で c'' であることを示している。

この往復補正值 5 1、5 2 は、予め主制御手段 1 0 により三次元画像処理手段 1 1 に伝達されているので、図 6 の例に示すように、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が k であったとき、補正值をもたない場合は、往復とも揺動走査方向の角度 c に主断面走査面 6 0 を構築することしかできない。ところが、三次元画像処理手段 1 1 は、実際の角度が往路においては c' であることは予め主制御手段 1 0 より得ているので、その差分 $c' - c$ だけずれた方向に往路の主断面走査面 6 3 の画像を構築し、復路では $c - c''$ だけずらした角度に主断面走査面 6 1 の画像を構築する。

このように、本発明の超音波診断装置は、三次元画像処理手段 1 1 が、適用されている超音波探触子 1 3 の揺動走査往復のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコーダカウント値を往復で異なる値に補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 として、エンコーダ補正 ROM 9 を用いて、モータ制御手段 6 によって、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について説明する。

実施の形態 3 では、三次元画像処理手段 1 1 がエンコーダ補正值に基づき三次元画像の構築角度を補正していたが、同様の効果は、モータ制御手段 6 によっても得られる。上記で示したように図 3 の補正值 3 1 は、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値に対する実際の超音波振動子体 1 の揺動走査角度である。この補正值は予め主制御手段 1 0 によりモータ制御手段 6 に伝えられている (図 1 に破線矢印で示す)。

例えば、超音波振動子体 1 の目標揺動走査角度を a とした場合、モータ制御手段 6 が補正值をもたない場合は、エンコーダカウンタ 7 からのカウント値が j となるよう振動子体揺動モータ 5 を制御する以外手段はない。このとき、カウント値 j での実際の揺動走査角度は a' であるから、目標値に対して $a' - a$ だけずれた方向に超音波振動子体 1 があることになる。しかしながら、本実施の形態による超音波診断装置のモータ制御手段 6 はエ

ンコーダ補正値を予め得ているので、目標値 a に対しては、エンコーダカウント値が j' になるよう振動子体揺動モータ 5 を制御すればよい。

三次元画像処理手段 11 には、予め構築すべき各主断面走査面の角度を主制御手段 10 より指示しておけば、取得された超音波エコーデータはすでに目標の揺動走査角度の主断面走査面のものであるから、指示された角度の方向に画像を構築すればよい。以上のことから、本実施の形態の超音波診断装置よれば、生体内組織の三次元画像をより正確に構築できる。

以上説明したように、本発明によれば、超音波探触子個体ごとに異なる、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構の精度、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、ロータリエンコーダ自体のばらつきを補正することができ、よって用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置を提供することができる。

10

また、上記のばらつきの補正は超音波探触子ごとになされ、超音波診断装置本体側でその補正データを取り出して超音波振動子体の揺動走査角度を補正することができるので、適用される探触子に変更されても術者に校正手続きを求めることなく、精度の高い三次元画像を表示する優れた超音波診断装置を提供することができる。

また、エンコーダ補正 ROM は、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することができるので、回転伝達機構のがたつき等により往路と復路で異なるエンコーダカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を補正でき、よって、用いる超音波探触子に因らず、揺動往復に応じて画像が揺れる、歪むといった問題を低減した優れた超音波診断装置を提供することができる。

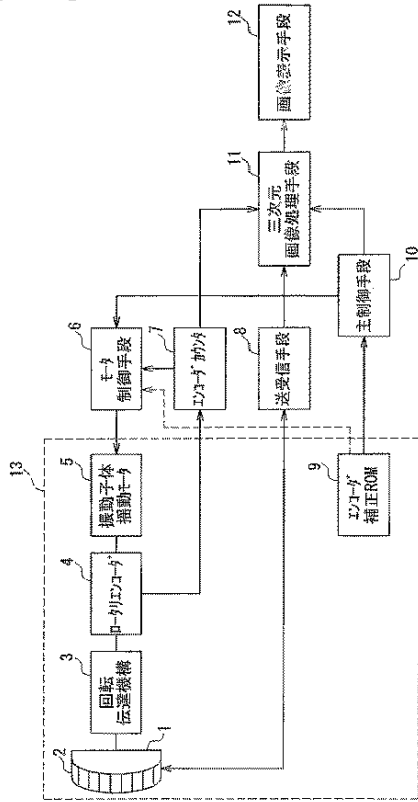
20

また、エンコーダ補正 ROM として、低価格で入手可能な小型のフラッシュ ROM あるいは E スクエア ROM を用いることで、安価で小型の超音波探触子を実現できる。

また、エンコーダ補正 ROM に予め不揮発的に補正データが格納されているので、改めて補正に必要なデータ取得のための時間を要しない。

さらに、従来例と異なり、超音波振動子体の揺動走査角度（すなわち、エンコーダの出力値）に応じて揺動往復での角度ずれを柔軟に補正することができる。

【図 1】



【図 2】

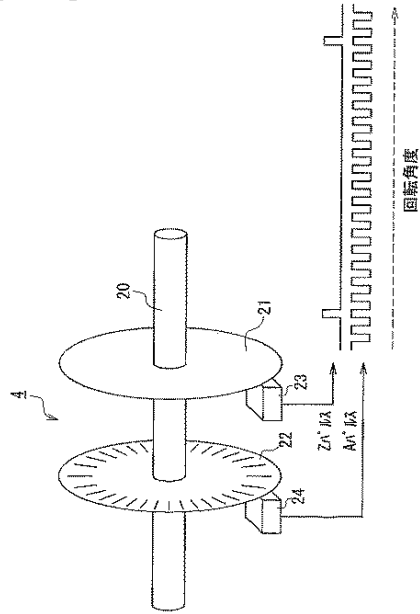


FIG. 1

FIG. 2

【図 3】

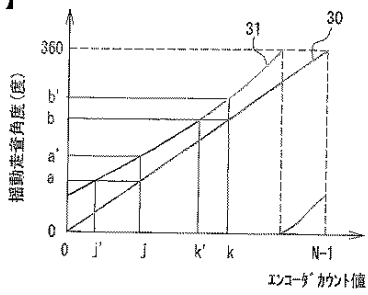


FIG. 3

【図 5】

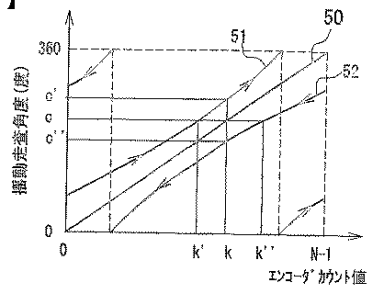


FIG. 5

【図 4】

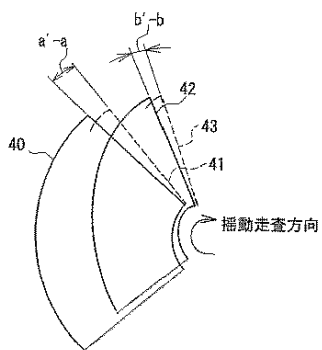


FIG. 4

【図 6】

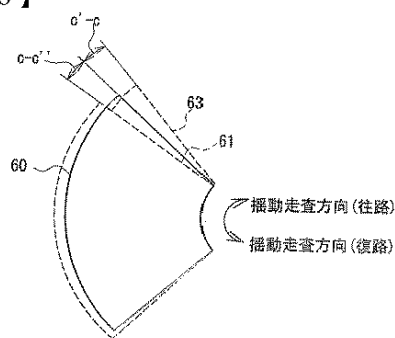


FIG. 6

【手続補正書】**【提出日】**平成17年4月4日(2005.4.4)**【手続補正1】****【補正対象書類名】**特許請求の範囲**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項1】**

超音波ビームを走査する超音波振動子体と、

前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、

前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】

前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項1記載の超音波探触子。

【請求項3】

超音波ビームを走査する超音波振動子体と、前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えた超音波探触子と、

前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、

前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正ROMから、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、

前記振動子体揺動モータを前記エンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、

前記送受信手段から得られた超音波エコーデータと、前記エンコーダカウンタからのカウンタ値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、

前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

超音波ビームを走査する超音波振動子体と、前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、前記振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスが発生するロータリエンコーダと、前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている前記実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えた超音波探触子と、

前記超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、

前記ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、
前記超音波探触子内の前記エンコーダ補正ROMから、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、
前記エンコーダカウンタからのカウント値と、前記主制御手段から与えられる、前記各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに応じて、前記振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、
前記送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、
前記三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

前記エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内組織等に超音波ビームを送波して反射された超音波エコーを受波して三次元エコーデータを取得することを目的とした超音波探触子、およびかかる超音波探触子が適用される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体内の組織様態を三次元表示させることを目的とした超音波診断装置に用いられる、三次元エコーデータを取り込むための超音波探触子としては、超音波ビームを走査するための超音波振動子体を内蔵し、超音波振動子体をビーム走査方向と交差する方向に機械的に揺動走査するように構成されるものが知られている（例えば、特許文献1参照）。超音波ビーム走査（以下、主断面走査と称する）と揺動走査を同時に行うことで、時々刻々移動する両走査面の交線に相当するエコーデータ、すなわち三次元空間のエコーデータの取得が可能になる。

【0003】

取得された三次元エコーデータは三次元画像構築処理が施こされて、平面内にあたかも奥行きがあるかのような表示方法をもって表示させ、あるいは任意断面を表示させるなどが行われる。

【0004】

ところで、このような三次元画像構築にあたっては、各エコーデータの三次元空間内における方向成分が既知である必要がある。

【0005】

超音波振動子体が複数の振動子アレイで構成されている場合、ビーム走査は電子的に行われるため、ビーム走査面内のエコーデータの方向成分は走査位置と超音波振動子体を形成する超音波振動子の配置及びビーム方向から求めることができる。

【0006】

一方、機械走査される揺動走査面の角度は、超音波振動子体を揺動させるためのモータ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し、現在の揺動走査角度を求めるよう構成されている。

【0007】

近年では、超音波診断装置による三次元画像は、生体内組織の様態観測とともに、三次元画像とガイドラインをモニタしながらの穿刺、あるいは臓器、腫瘍、胎児などの距離・

角度計測にも用いられるようになり、その有用性が高まっている。

【0008】

こういった医療の要請に対して、超音波診断装置が提供する三次元画像は従来にも増して高精度、すなわち空間的に正しい位置に画像が構築される必要がある。

【0009】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置では、三次元画像を構築するために必要な揺動走査角度を、もっぱら超音波探触子内の揺動モータの回転軸に取り付けられたロータリエンコーダから出力されるパルスのカウントすることで、取得している。一般にモータを用いた機械式走査では、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構のがたつき、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、あるいはロータリエンコーダ自体のばらつき等により、ロータリエンコーダからのパルスのカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、超音波探触子個体ごとにばらついている。

【0010】

例えば、超音波探触子の走査負荷量の変化に応じて発生する走査誤差（速度に対する回転伝達機構のたわみ、伸び）をエンコーダ情報により補正する超音波探触子が知られている（特許文献2参照）。しかし、これには校正用の電源やスイッチ等が必要であったり、作業の中断を必要とするなど、超音波診断装置が大型化したり、作業性、コストの点で問題がある。

【0011】

仮に超音波診断装置本体側で上記のばらつきを補正する手段を有していても、用いられる超音波探触子を変更する度に各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を入力するといった校正手続きを経なければならない。

【0012】

また、揺動走査の往復で三次元画像データの取得を行う場合、回転伝達機構のがたつき等により、ロータリエンコーダのパルスのカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度は、往路と復路で異なる場合がある。

【0013】

つまり、各カウント値に対する揺動走査角度は超音波探触子個体ごとに異なり、さらには揺動の往路と復路で異なるため、用いる超音波探触子によっては構築される三次元画像が歪む、ずれる、揺動往復に応じて画像が揺れるなどの問題を有しており、結果として術者の期待する方向とずれた方向に穿刺を行う、距離・角度計測結果の誤差が大きい、といった不具合を招くおそれがあった。

【0014】

さらに、これらの問題を回避すべく、用いる超音波探触子に応じてばらつきを補正しようとするれば、超音波探触子を変更する度に術者に校正手続きを強いることになり、施術の生産性を低下させるという問題が生じる。

【0015】

ところで、例えば、バックラッシュ補正信号をエンコーダの出力信号に予め加えて補正する超音波診断装置が知られている（特許文献3参照）。しかし、この装置では、揺動往復で固定的な揺動走査角度のずれしか補正できないという問題がある。

【特許文献1】特開平3-184532号公報

【特許文献2】特開平2-57242号公報

【特許文献3】特開平1-227743号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

本発明は、上記従来の問題を解決するもので、その目的は、用いる超音波探触子に因らず、空間的に正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置、およびかかる超音波診断装置

に好適な超音波探触子を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波探触子は、超音波ビームを走査する超音波振動子体と、超音波ビームの走査方向と交差する方向に超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、振動子体揺動モータの回転位置に応じてパルスを発生するロータリエンコーダと、ロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の前記超音波振動子体の揺動走査角度を格納し、格納されている実際の超音波振動子体の揺動走査角度を外部に出力するエンコーダ補正ROMとを備えたことを特徴とする。

【0018】

この構成により、予めエンコーダ補正ROMにロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

【0019】

また、本発明に係る超音波探触子において、エンコーダ補正ROMは揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することが好ましい。

【0020】

この構成により、予めエンコーダ補正ROMにロータリエンコーダからのパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動往路と揺動復路における揺動走査角度を格納できるようになり、機械走査方式に由来して超音波探触子個体ごとに異なり、かつ揺動往復で異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を知ることができる。

【0021】

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第1の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、超音波探触子内のエンコーダ補正ROMから、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、振動子体揺動モータをエンコーダカウンタからのカウント値に応じて駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータと、エンコーダカウンタからのカウント値と、主制御手段から与えられる、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0022】

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度に基づいて、三次元画像を補正しながら構築することができるようになる。

【0023】

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第2の超音波診断装置は、本発明に係る超音波探触子と、超音波振動子体の振動子を励振しまた被検体により反射された超音波エコーを受波する送受信手段と、ロータリエンコーダからのパルスをカウントするエンコーダカウンタと、超音波探触子内のエンコーダ補正ROMから、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を読み出す主制御手段と、エンコーダカウンタからのカウント値と、主制御手段から与えられる、各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度とに応じて、振動子体揺動モータを駆動制御するモータ制御手段と、送受信手段から得られた超音波エコーデータに基づいて、三次元画像を構築する三次元画像処理手段と、三次元画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0024】

この構成により、超音波探触子個体ごとに異なる各カウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度に基づいて、揺動走査方向を補正しながら揺動制御することができるようになる。

【0025】

以上の構成によれば、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置が得られる。

【0026】

また、エンコーダ補正ROMとして、低価格で入手可能な小型のフラッシュROMあるいはEスクエアROMを用いることで、安価で小型の超音波探触子を実現できる。

【0027】

また、エンコーダ補正ROMに予め不揮発的に補正データが格納されているので、改めて補正に必要なデータ取得のための時間を要しない。

【0028】

さらに、従来例と異なり、超音波振動子体の揺動走査角度（すなわち、エンコーダの出力値）に応じて揺動往復での角度ずれを柔軟に補正することができる。

【発明の効果】

【0029】

用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現できる優れた超音波診断装置が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0031】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。なお、図1に示す超音波診断装置は、後述する各実施の形態でも適用される。

【0032】

図1において、本実施の形態による超音波診断装置は、生体内に超音波ビームを送波しかつ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2がアレイ状に複数配列された超音波振動子体1を備えている。各超音波振動子2は、送受信手段8から供給される送信パルスによって励振されるが、このとき送受信手段8は、生体内の所定の深度に焦点を結ぶように、すなわち送信ビームが形成されるように異なる位相の送信パルスを、超音波振動子体1に配置される一部またはすべての超音波振動子2に対して与えるよう制御される。

【0033】

このようにして生体に送波された超音波ビームは、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。超音波振動子体1の各超音波振動子2によって電気信号に変換された超音波エコーに対し、送受信手段8は、所定の方向に受信ビームが形成されるよう各超音波振動子2からの各受信信号に対して異なる遅延時間を与えた上で加算を行う。前述の送信ビームとこの受信ビームは、送受でひとつの音響走査線を形成することになり、つまり送受信手段8は、この音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成し出力することになる。

【0034】

このようにして、次々と送受信に供される超音波振動子群を切り替えながら、あるいは送受信のビームの方向を変えながら、異なる方向の音響走査線が形成されるように送受信が行われ、その結果として、ひとつの主断面走査面が形成される。

【0035】

さらに、本実施の形態による超音波診断装置には、超音波振動子体1を前述の主断面走

査面と交差する方向に揺動走査させる振動子体揺動モータ5が備えられ、振動子体揺動モータ5はモータ制御手段6によって駆動制御を受ける。主断面走査と揺動走査を同時に行うことで、送受信手段8は、主断面走査面と揺動走査面の交線に相当する超音波エコーデータを生成することができるようになるが、通常、両走査面は独立に走査される訳ではなく、生体内の特定三次元的部位の超音波エコーデータを一様に取得できるように走査される。つまり、揺動走査一回あたりの主断面走査面数は常に一定で、かつ各主断面走査面間の角度はほぼ等角となるよう、主断面走査と揺動走査がなされる。

【0036】

このため、モータ制御手段6は、振動子体揺動モータ5につながる超音波振動子体1が何れの揺動走査角度にあるかを常に監視しながら揺動制御を行う必要がある。揺動走査角度を得るために、本実施の形態による超音波診断装置には、振動子体揺動モータ5の回転軸にロータリエンコーダ4を備えている。ロータリエンコーダ4の好適な例を図2に示す。このロータリエンコーダ4は、回転軸20の特定の角度において一発のパルス（以下、Zパルスと称する）が出力できるように、回転軸20にZパルスロータ21が取り付けられている。例えば、磁気式エンコーダであれば、Zパルスロータ21は、一回転あたり一発のZパルスを発生するよう着磁されており、Zパルスセンサー23は、Zパルスロータ21の着磁部分を検出してZパルスを出力する。同様に、ロータリエンコーダ4は、回転軸20の一回転あたり固定的に数百パルス（以下、Aパルスと称する）を発生するよう、Aパルスロータ22とAパルスセンサー24を備える。

【0037】

なお、上記の説明は、磁気式エンコーダを例に挙げたが、光学式や機械式でも本発明の構成には差し支えない。

【0038】

エンコーダカウンタ7は、ロータリエンコーダ4からのZパルスによってリセットされ、Aパルスによってカウントアップまたはカウントダウンするもので、カウント値は、振動子体揺動モータ5の回転軸角度、すなわち超音波振動子体1の揺動走査角度に相当する。このようにして、モータ制御手段6は、エンコーダカウンタ7によるカウント値に基づいて、現在の超音波振動子体1の揺動走査角度を知ることができるので、所定の次なる揺動走査角度に超音波振動子体1を移動させるべく振動子体揺動モータ5を制御するのである。

【0039】

このようにして、主断面走査と揺動走査を同期しながら行うことで取得された生体内の特定三次元部位の超音波エコーデータは、送受信手段8から三次元画像処理手段11へと送られる。三次元画像処理手段11では、得られた超音波エコーデータに対して、その表示面が平面または緩やかな曲面である画像表示手段12に、生体内の特定三次元部位の構造物があたかも奥行きがあるような表示がなされるように、あるいは任意方向視点から見た前記構造物の表示などの三次元画像処理が施される。この三次元画像処理の実施には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが三次元空間内のいずれの方向成分のものであるかが既知でなくてはならない。三次元画像処理手段11は、主断面走査面における走査方向角度については、超音波振動子体1を構成する超音波振動子2の配置および送受信ビームの方向から、揺動走査面における走査方向角度については、エンコーダカウンタ7からのカウント値から方向成分を取得する。

【0040】

ところで、一般に、機械走査方式を用いた超音波診断装置では、振動子体揺動モータ5の回転軸とロータリエンコーダ4の取り付け精度、振動子体揺動モータ5の回転軸と超音波振動子体1への回転伝達機構3の精度、超音波振動子体1と回転伝達機構3の取り付け精度、ロータリエンコーダ4のZパルス発角度の精度、Aパルス数の回転軸角度に対するリニアリティ等の各ばらつき累積により、ロータリエンコーダ4のパルスをカウントして得られる各カウント値に対する実際の超音波振動子体1の揺動走査角度は、超音波診断装置ごとにばらついている。

【0041】

エンコーダ補正ROM9は、エンコーダカウンタ7で得られるであろう各カウント値に対する実際の超音波振動子体1の揺動走査角度、あるいは揺動走査角度に相当する数値を格納するためのものである。エンコーダ補正ROM9は、超音波診断装置の通電が遮断された後も格納された値を保持しており、再通電後もその値を失わない。

【0042】

エンコーダ補正ROM9に格納されている値は、主制御手段10により読み取られ、その値または適宜値の補正を受けて、主制御手段10を介して三次元画像処理手段11に、またはモータ制御手段6に、あるいはその両方に送られる。

【0043】

ところで、一般に、超音波診断装置では、超音波振動子体1または超音波振動子体1とその周辺部分が一体となって超音波診断装置の主体部分より分離でき、かつ可搬的であり、これを超音波探触子という。すなわち、ある超音波探触子が、常に同一の超音波診断装置の主体部分に適用されるとは限らない。

【0044】

本実施の形態による超音波診断装置では、超音波振動子体1と、ロータリエンコーダ4と、振動子体揺動モータ5と、エンコーダ補正ROM9とをもって超音波探触子13を構成し、超音波診断装置の主体部分より分離可能としている。これは、ロータリエンコーダ4のカウント値に対する揺動走査角度のばらつき発生原因部分がほぼすべて包含され、エンコーダ補正ROM9は、それらばらつき累積をまとめて補正することを可能とし、かつ異なる超音波診断装置の主体部分に適用した場合でも補正可能とするためである。

【0045】

したがって、前記以外の超音波診断装置の構成要素が超音波探触子13に加わるような構成も当然ながら可能である。

【0046】

(実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について、実施の形態1と同じく図1を参照して説明する。

【0047】

揺動走査は一般に往復走査で行われることが多い。これは、三次元画像の構築をよりリアルタイムに近づける工夫として用いられる手法である。この場合も、機械走査方式に由来する問題として、上記で述べた問題に加えて、揺動走査の往路と復路でエンコーダカウンタ7によるカウント値が同じであっても、実際の揺動走査角度が異なる場合が多い。

【0048】

この原因は、振動子体揺動モータ5の回転軸と超音波振動子体1とをつなぐ回転伝達機構3によるところが多い。歯車による回転伝達機構を例にとれば、歯車のかみ合わせ部に隙間が存在することに起因して、歯車の正転と逆転でモータ回転軸角度に対する受け側歯車の回転角度が変わる。また、ベルトやワイヤの場合も自身の伸びによって同様の現象が起きる。

【0049】

このことは、揺動走査を行いながら三次元画像を構築する場合、エンコーダカウンタ7からのカウント値をそのまま三次元画像処理手段11で用いると、往路と復路で三次元画像の構築位置が変わる、つまり揺れるという問題、あるいは往路と復路で三次元画像の歪み方が変わるという問題につながる。

【0050】

本実施の形態による超音波診断装置では、エンコーダ補正ROM9は、揺動走査の往路と復路で異なる補正データを格納することが可能であるので、揺動往路については往路用の補正データ、揺動復路については復路用の補正データを用いることで前記問題を解決できる。

【0051】

(実施の形態3)

次に、本発明の実施の形態3として、上記エンコーダ補正ROM9他を内蔵した超音波探触子13により、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について、図2から図6を参照して説明する。

【0052】

本実施の形態による超音波診断装置のエンコーダ補正ROM9には、予め図3のような補正值31が格納されている。図3において、直線30は、エンコーダカウンタ7のカウンタ値に対する超音波振動子体1の揺動走査角度が理想の場合であって、振動子体揺動モータ5の回転軸一回転あたりN個のAパルスと回転軸の角度=0度でZパルスを発生するロータリエンコーダ4を用いて、エンコーダカウンタ7がアップカウンタの場合を示している。また、本実施の形態では、回転軸角度と超音波振動子体1の角度が一致する場合を例示しているが、回転伝達機構3の回転数伝達比が1:1でない場合でも問題ない。

【0053】

一方、図3の補正值31は、エンコーダカウンタ7のカウンタ値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を示しており、例えばカウンタ値がjであったとき理想的な角度はaであるところが、この超音波探触子についてはa'であることを示している。同様に、カウンタ値kに対する理想の角度bに対する実際の角度はb'である。

【0054】

このような補正值31が格納されたエンコーダ補正ROM9は、主制御手段10によってその補正值31が読み出され、三次元画像処理手段11に伝えられる。

【0055】

次に、三次元画像処理手段11が補正值31を用いて三次元画像を構築する方法について、図3に加えて図4を参照して説明する。例えば、エンコーダカウンタ7からのカウンタ値がjであったとき、補正值をもたない場合は、図4において揺動走査方向の角度aに主断面走査面40を構築することしかできないが、実際の角度はa'であることは予め主制御手段10より得ているので、その差分a' - aだけずれた方向に主断面走査面41を構築できる。同様に、エンコーダカウンタ7からカウンタ値kを得た場合は、主断面走査面42を43の方向に構築する。

【0056】

このように、三次元画像処理手段10が、適用されている超音波探触子13のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エコーデータに対するエンコーダカウンタ値を補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

【0057】

さらに、揺動走査を往復で行う場合の実施例を図5および図6に示す。図5に示すように、エンコーダ補正ROM9には、エンコーダカウンタ値が増加する方向として往路補正值51、減少する方向の復路補正值52が予め格納されている。なお理想的には直線50のように往復とも同じ軌跡を描く。図5に示すエンコーダ補正值51、52は、例えばエンコーダカウンタ値がkを示したとき、実際の超音波振動子体の揺動走査角度は往路でc'、復路でc''であることを示している。

この往復補正值51、52は、予め主制御手段10により三次元画像処理手段11に伝達されているので、図6の例に示すように、エンコーダカウンタ7からのカウンタ値がkであったとき、補正值をもたない場合は、往復とも揺動走査方向の角度cに主断面走査面60を構築することしかできない。ところが、三次元画像処理手段11は、実際の角度が往路においてはc'であることは予め主制御手段10より得ているので、その差分c' - cだけずれた方向に往路の主断面走査面63の画像を構築し、復路ではc - c''だけずらした角度に主断面走査面61の画像を構築する。

【0058】

このように、本発明の超音波診断装置は、三次元画像処理手段11が、適用されている超音波探触子13の揺動走査往復のエンコーダ補正值を予め得ており、得られた超音波エ

コーデータに対するエンコーダカウント値を往復で異なる値に補正しながら実際の揺動走査角度に主断面走査面の画像を構築することができ、より正確な生体内組織の三次元画像が構築できる。

【0059】

(実施の形態4)

次に、本発明の実施の形態4として、エンコーダ補正ROM9を用いて、モータ制御手段6によって、より正確な三次元画像を構築することのできる超音波診断装置について説明する。

【0060】

実施の形態3では、三次元画像処理手段11がエンコーダ補正值に基づき三次元画像の構築角度を補正していたが、同様の効果は、モータ制御手段6によっても得られる。上記で示したように図3の補正值31は、エンコーダカウンタ7からのカウント値に対する実際の超音波振動子体1の揺動走査角度である。この補正值は予め主制御手段10によりモータ制御手段6に伝えられている(図1に破線矢印で示す)。

【0061】

例えば、超音波振動子体1の目標揺動走査角度を a とした場合、モータ制御手段6が補正值をもたない場合は、エンコーダカウンタ7からのカウント値が j となるよう振動子体揺動モータ5を制御する以外手段はない。このとき、カウント値 j での実際の揺動走査角度は a' であるから、目標値に対して $a' - a$ だけずれた方向に超音波振動子体1があることになる。しかしながら、本実施の形態による超音波診断装置のモータ制御手段6はエンコーダ補正值を予め得ているので、目標値 a に対しては、エンコーダカウント値が j' になるよう振動子体揺動モータ5を制御すればよい。

【0062】

三次元画像処理手段11には、予め構築すべき各主断面走査面の角度を主制御手段10より指示しておけば、取得された超音波エコーデータはすでに目標の揺動走査角度の主断面走査面のものであるから、指示された角度の方向に画像を構築すればよい。以上のことから、本実施の形態の超音波診断装置よれば、生体内組織の三次元画像をより正確に構築できる。

【0063】

以上説明したように、本発明によれば、超音波探触子個体ごとに異なる、モータ回転軸とロータリエンコーダの取り付け精度ばらつき、回転伝達機構の精度、超音波振動子体と回転伝達機構の取り付け精度のばらつき、ロータリエンコーダ自体のばらつきを補正することができ、よって用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することのできる優れた超音波診断装置を提供することができる。

【0064】

また、上記のばらつきの補正は超音波探触子ごとになされ、超音波診断装置本体側でその補正データを取り出して超音波振動子体の揺動走査角度を補正することができるので、適用される探触子に変更されても術者に校正手続きを求めることなく、精度の高い三次元画像を表示する優れた超音波診断装置を提供することができる。

【0065】

また、エンコーダ補正ROMは、揺動走査の往路と復路で異なる揺動方向角度を格納することができるので、回転伝達機構のがたつき等により往路と復路で異なるエンコーダカウント値に対する実際の超音波振動子体の揺動走査角度を補正でき、よって、用いる超音波探触子に因らず、揺動往復に応じて画像が揺れる、歪むといった問題を低減した優れた超音波診断装置を提供することができる。

【0066】

また、エンコーダ補正ROMとして、低価格で入手可能な小型のフラッシュROMあるいはEスクエアROMを用いることで、安価で小型の超音波探触子の実現できる。

【0067】

また、エンコーダ補正ROMに予め不揮発的に補正データが格納されているので、改め

て補正に必要なデータ取得のための時間を要しない。

【0068】

さらに、従来例と異なり、超音波振動子体の揺動走査角度（すなわち、エンコーダの出力値）に応じて揺動往復での角度ずれを柔軟に補正することができる。

【産業上の利用可能性】

【0069】

本発明によれば、用いる超音波探触子に因らず、空間的により正しい位置に三次元画像を構築することができ、かつそれらが施術の生産性低下を招くことなく実現でき、超音波診断装置に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【図2】図1のロータリエンコーダ4の構成およびそれにより得られるZパルス、Aパルスの波形を示す図である。

【図3】図1のエンコーダ補正ROM9に格納される内容を示す図である。

【図4】本発明の実施の形態における三次元画像を構築する様子を示す図である。

【図5】本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で異なるエンコーダ補正值が格納されるエンコーダ補正ROMの内容を示す図である。

【図6】本発明の実施の形態における揺動走査の往路と復路で揺動走査角度を補正した三次元画像を構築する様子を示す図である。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/003745
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B8/00 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. ⁷ A61B8/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 34511/1989 (Laid-open No. 124553/1990) (Fuji Electric Co., Ltd.), 15 October, 1990 (15.10.90), Description; page 9, line 14 to page 10, line 12; Fig. 1 (Family: none)	1-6
Y	JP 5-31109 A (Toshiba Corp.), 09 February, 1993 (09.02.93), Column 5, lines 32 to 35; Figs. 2, 11 & US 5251631 A	1-6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 25 May, 2004 (25.05.04)		Date of mailing of the international search report 08 June, 2004 (08.06.04)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/003745

C (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 3-184532 A (Aloka Co., Ltd.), 12 August, 1991 (12.08.91), Page 3, upper left column, line 6 to page 3, upper right column, line 3; Figs. 1, 2 & US 5152294 A & EP 432771 A1	3-6
Y	JP 2002-153473 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 28 May, 2002 (28.05.02), Column 2, line 28 to column 3, line 3 (Family: none)	3-6
Y	JP 2-57242 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 27 February, 1990 (27.02.90), Page 3, upper right column, lines 13 to 20 (Family: none)	5, 6
Y	JP 1-227743 A (Fuji Electric Co., Ltd.), 11 September, 1989 (11.09.89), Page 1, lower right column, line 6 to page 2, upper left column, line 3; page 2, upper left column, line 17 to page 2, upper right column, line 1 & GB 2216660 A	2, 4, 6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/003745
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B8/00		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B8/00		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	日本国実用新案登録出願1-34511号 (日本国実用新案登録出 願公開2-124553号) の願書に添付した明細書及び図面の内 内容を記録したマイクロフィルム (富士電機株式会社) 1990.10.15 明細書第9頁第14行目-第10頁第12行目、第1図 (ファミリーなし)	1-6
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		
の日後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	25.05.2004	国際調査報告の発送日 08.6.2004
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2W 9808
電話番号 03-3581-1101 内線 3290		

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/003745
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 5-31109 A (株式会社東芝) 1993.02.09 第5欄第32-35行目、図2, 11 & US 5251631 A	1-6
Y	JP 3-184532 A (アロカ株式会社) 1991.08.12 第3頁左上欄第6行目-第3頁右上欄第3行目、第1, 2図 & US 5152294 A & EP 432771 A1	3-6
Y	JP 2002-153473 A (松下電器産業株式会社) 2002.05.28 第2欄第28行目-第3欄第3行目 (ファミリーなし)	3-6
Y	JP 2-57242 A (松下電器産業株式会社) 1990.02.27 第3頁右上欄第13-20行目 (ファミリーなし)	5, 6
Y	JP 1-227743 A (富士電機株式会社) 1989.09.11 第1頁右下欄第6行目-第2頁左上欄第3行目、第2頁左上欄第1 7行目-第2頁右上欄第1行目 & GB 2216660 A	2, 4, 6

フロントページの続き

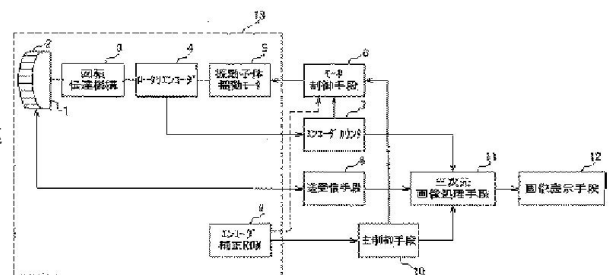
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JPWO2004082482A1	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2005503758	申请日	2004-03-19
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	秋山恒 藤井清		
发明人	秋山 恒 藤井 清		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/26		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/00 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/26.501		
F-TERM分类号	2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/DB03 2G047/DB14 2G047/EA07 2G047/EA10 2G047/GB02 2G047/GG41 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA30 4C601/JB54		
优先权	2003078833 2003-03-20 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

无论使用何种超声波探头，都能够在更加空间正确的位置构建三维图像，并且不会降低操作生产率。超声波探头（13）包括超声波换能器主体（1），旋转传动机构（3），旋转编码器（4），振荡器主体摆动马达（5），编码器校正ROM 9）内置。编码器校正ROM存储超声波换能器本体的实际摆动扫描角度相对于通过预先计数来自旋转编码器的脉冲而获得的每个计数值。三维图像处理装置（11）根据经由主控制装置（10）读取的编码器校正ROM的内容校正来自编码器计数器（7）的编码器计数值，同时在实际摆动扫描角方向上移动构造主截面扫描平面的三维图像。



- 3...ROTATION TRANSMISSION MECHANISM
- 4...ROTARY ENCODER
- 5...OSCILLATOR SWIVEL MOTOR
- 6...MOTOR CONTROL MEANS
- 7...ENCODER COUNTER
- 8...TRANSMISSION/RECEPTION MEANS
- 9...ENCODER CORRECTION ROM
- 10...MAIN CONTROL MEANS
- 11...THREE-DIMENSIONAL IMAGE PROCESSING MEANS
- 12...IMAGE DISPLAY MEANS