

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4005903号

(P4005903)

(45) 発行日 平成19年11月14日(2007.11.14)

(24) 登録日 平成19年8月31日(2007.8.31)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2002-335477 (P2002-335477)	(73) 特許権者	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14年11月19日(2002.11.19)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2004-166910 (P2004-166910A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成16年6月17日(2004.6.17)	(72) 発明者	島崎 和弘 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成16年8月9日(2004.8.9)	審査官	川上 則明

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】

放射状の超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子と、  
通常走査モードと交互走査モードとの選択を行う選択手段と、  
前記選択された走査モードに従って、前記超音波ビームのラジアル走査を制御する手段  
であって、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成することにより  
、各フレームのラジアル走査面を形成する制御部と、

を含み、

前記制御部は、各フレームごとに、

前記通常走査モードでは、ビーム方位の回転方向を一方向としてビーム方位を指定しな  
がら超音波ビーム走査を実行させ、

前記交互走査モードでは、前記ラジアル走査の全範囲を分割した一方角度範囲及び他方  
角度範囲ごとに交互にビーム方位を指定しながら、前記一方角度範囲においては一方回転  
方向に超音波ビーム走査を実行させ、前記他方角度範囲においては他方回転方向に超音波  
ビーム走査を実行させ、

前記選択手段は、前記ラジアル走査の範囲が360度であるときに前記交互走査モード  
を選択することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記一方角度範囲の走査開始ビーム方位と前記他方角度範囲の走査開始ビーム方位とが

隣接し、かつ前記一方角度範囲の走査終了ビーム方位と前記他方角度範囲の走査終了ビーム方位とが隣接し、前記一方角度範囲と前記他方角度範囲との間の境界である走査開始境界及び走査終了境界とでそれぞれ超音波ビームの時相が揃えられ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において、  
前記交互にビーム方位を指定する場合に、前記一方角度範囲と前記他方角度範囲ごとに  $n$  個ずつビーム方位が指定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記  $n$  は 1 であることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記走査開始境界及び走査終了境界の方位を可変に設定する境界設定手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記走査開始境界及び走査終了境界の方位をユーザの設定により設定する境界設定手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記選択手段は、ユーザの選択により選択を行うことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 8】

放射状の超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する体腔内挿入型超音波探触子と、

通常走査モードと交互走査モードとの選択を行う選択手段と、

前記選択された走査モードに従って、超音波ビームのラジアル走査を制御する手段であって、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成することにより、各フレームのラジアル走査面を形成する制御部と、

を含み、

30

前記制御部は、各フレームごとに、

前記通常走査モードでは、ビーム方位の回転方向を一方向としてビーム方位を指定しながら超音波ビーム走査を実行させ、

前記交互走査モードでは、各フレームごとに、前記ラジアル走査の全範囲を分割した一方角度範囲及び他方角度範囲ごとに交互にビーム方位を指定しながら、超音波ビーム走査を実行させ、

前記選択手段は、前記ラジアル走査の範囲が 360 度であるときに前記交互走査モードを選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

放射状の超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する体腔内挿入型超音波探触子と、

通常走査モードと交互走査モードとの選択を行う選択手段と、

前記選択された走査モードに従って、超音波ビームのラジアル走査を制御する手段であって、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成することにより、各フレームのラジアル走査面を形成する制御部と、

を含み、

前記制御部は、各フレームごとに

前記通常走査モードでは、ビーム方位の回転方向を一方向としてビーム方位を指定しながら超音波ビーム走査を実行させ、

前記交互走査モードでは、各フレームごとに、前記ラジアル走査の全範囲を分割した一

50

方角度範囲及び他方角度範囲について、前記一方角度範囲においては一方回転方向に超音波ビーム走査を実行させ、前記他方角度範囲においては他方回転方向に超音波ビーム走査を実行させ、

前記選択手段は、ラジアル走査の範囲が360度であるときに前記交互走査モードを選択することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に電子式ラジアル走査を行う超音波診断装置に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

例えば、体腔内等の細い管状の臓器内よりその周辺の断層像を超音波エコーによって得て、超音波診断を行う場合に、例えば円筒状のケースに収めた超音波プローブを体腔内等に挿入し、超音波ビームをラジアル走査することが行われる。ラジアル走査には、機械的に超音波振動子を円筒内で回転させて超音波ビームを走査する機械式ラジアル走査の他に、特許文献1に記載される電子式ラジアル走査がある。

【0003】

電子式ラジアル走査型の超音波診断装置においては、複数の振動素子からなる円形のアレイ振動子を用い、各振動素子が放射状に超音波ビームを送受信して電子走査を行うように構成される。円形のアレイ振動子の例としては、例えば特許文献1には、帯板状の電気ひずみ振動子の一面に可撓性の薄板を接着し、電気ひずみ振動子の面において薄板を接着していない面に溝を形成し、これにより分割形成された超音波振動子による多数個の平面配列の振動子群を形成し、この薄板を所定の円筒に巻いてその両端部を接着した円形のアレイ振動子が開示されている。

20

【0004】

電子式ラジアル走査において各フレームのラジアル走査面を得るには、円形のアレイ振動子を構成する各振動素子から放射状に超音波ビームを送受信し、その超音波ビームの方位を順次切り替えて360°全周方向に走査する。この超音波ビームの方位の切り替えは、一方向、例えば時計回りに順次方位を切り替えることが行われる。

30

【0005】

【特許文献1】

特開平5-277103号公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

このように従来電子式ラジアル走査においては一方向に超音波ビームの方位を切り替えるために、最初の走査開始ビーム方位から順次ビーム方位を切り替え、360°一周走査して走査開始ビーム方位に隣接する走査終了ビーム方位に至るまでに、ある程度の時間を要する。この360°一周走査するに要する時間内に、対象組織が運動すると、走査開始ビーム方位と走査終了ビーム方位との間のつなぎ目において、画像のずれが生ずることがある。

40

【0007】

その様子を図4に示す。図において、ラジアル走査の全範囲210は円形で示される。(a)は、ラジアル走査の全範囲210内にある生体組織の運動を模式的に示す図で、360°一周のラジアル走査の間に、最初の位置212aから最後の位置212bまで移動したことを示す。(b)は、超音波ビームのビーム方位の順次切り替えの様子を示す図である。超音波ビームは、円形であるラジアル走査の全範囲210の中心214を仮想的な中心として放射状に走査される。ラジアル走査の全範囲は、その中心214を原点として例えば一周を100等分して3.6°ごとに各ビーム方位が指定される。図において、走査開始ビーム方位1から時計回りに進みながら、各ビーム方位が順次切り替えられる。そし

50

て、走査終了ビーム方位100で一周の走査が終わる。走査開始ビーム方位1と、走査終了ビーム方位100とは、境界216において隣接する。

【0008】

(c)は、このように一方向にビーム方位を順次切り替えて360°一周走査したときの、生体組織からのエコー信号を処理して得られる画像を模式的に示す図である。図に示すように、走査開始ビーム方位1寄りの画像218aは、(a)の最初の位置212aにおける生体組織からのエコー信号に基づき、走査終了ビーム方位100寄りの画像218bは、(b)における最後の位置212bにおける生体組織からのエコー信号に基づく。したがって、走査開始ビーム方位1と走査終了ビーム方位100との間の境界216において、生体組織が切れ目のように見える画像の劣化が生ずる。特に、静止画像のときにこの画像の劣化が目立ってしまう。

10

【0009】

このように、従来技術においては、電子式ラジアル走査の走査開始ビーム方位と走査終了ビーム方位との境界において画像の不連続による劣化が生ずることがあった。特に、360°一周走査におけるビーム方位の分割数を増加させてより精細な画像を得ようとする、360°一周走査に要する時間が長くなり、画像の不連続がより大きくなる。

【0010】

本発明は、かかる従来技術の課題を解決し、電子式ラジアル走査における画像の劣化を防止できる超音波診断装置を提供することである。

【0011】

20

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、放射状の超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子と、通常走査モードと交互走査モードとの選択を行う選択手段と、前記選択された走査モードに従って、前記超音波ビームのラジアル走査を制御する手段であって、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成することにより、各フレームのラジアル走査面を形成する制御部と、を含み、前記制御部は、各フレームごとに、前記通常走査モードでは、ビーム方位の回転方向を一方向としてビーム方位を指定しながら超音波ビーム走査を実行させ、前記交互走査モードでは、前記ラジアル走査の全範囲を分割した一方角度範囲及び他方角度範囲ごとに交互にビーム方位を指定しながら、前記一方角度範囲においては一方回転方向に超音波ビーム走査を実行させ、前記他方角度範囲においては他方回転方向に超音波ビーム走査を実行させ、前記選択手段は、前記ラジアル走査の範囲が360度であるときに前記交互走査モードを選択することを特徴とする。

30

【0012】

上記構成により、ラジアル走査の範囲が360度であるときに交互走査モードが選択され、交互走査モードにおいては、各フレームのラジアル走査面は、超音波ビーム走査が一方回転方向に順次実行されて構成されるのではなく、ラジアル走査の全範囲を分割し、一方角度範囲及び他方角度方位ごとにビーム方位の指定が交互に行われ、一方角度範囲では一方回転方向、他方角度範囲では他方回転方向に超音波ビーム走査が実行される。したがって、超音波ビームの方位の回転方向を一方向としてビーム方位を順次切り替えて1フレーム分走査を行ったときのような、走査終了ビーム方位が走査開始ビーム方位の隣接位置に戻る、ということが起こらず、画像の切れ目による画像の劣化を防止できる。

40

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記一方角度範囲の走査開始ビーム方位と前記他方角度範囲の走査開始ビーム方位とが隣接し、かつ前記一方角度範囲の走査終了ビーム方位と前記他方角度範囲の走査終了ビーム方位とが隣接し、前記一方角度範囲と前記他方角度範囲との間の境界である走査開始境界及び走査終了境界とでそれぞれ超音波ビームの時相が揃えられることを特徴とする。したがって、走査開始境界及び走査終了境界における画像の切れ目を防止し、電子式ラジアル走査における画像の劣化を防止する。

【0014】

50

また、本発明に係る超音波診断装置において、前記交互にビーム方位を指定する場合に、前記一方角度範囲と前記他方角度範囲ごとにn個ずつビーム方位が指定されることが好ましい。より好ましくは、前記nは1であることがよい。nを小さくするほど、隣接するビーム方位間の時相の差をより小さくすることができ、生体組織の運動による画像の不連続性を少なくし、画質の劣化を防止できる。

【0015】

また、本発明に係る超音波診断装置は、前記走査開始境界及び走査終了境界の方位を可変に設定する境界設定手段を含むことが好ましい。また、本発明に係る超音波診断装置は、前記走査開始境界及び走査終了境界の方位をユーザの設定により設定する境界設定手段を含むことが好ましい。

10

【0016】

この構成により、例えば、画面の不連続性が目立ちやすい走査開始境界及び走査終了境界を、診断したい関心領域の外に設定する等、診断状況にあわせて、関心領域の画像の劣化を防止できる。

【0018】

好ましくは、前記選択手段は、ユーザの選択により選択を行うものとしてもよい。

【0019】

上記構成により、画像の切れ目による画像の劣化が起こる恐れのあるとき、例えば、ラジアル走査の範囲が360度あるとき、あるいはその後静止画像で観察する等の際には交互走査モードを選択することで、画像の劣化を防止できる。

20

【0020】

また、本発明に係る超音波診断装置は、放射状の超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する体腔内挿入型超音波探触子と、通常走査モードと交互走査モードとの選択を行う選択手段と、前記選択された走査モードに従って、前記超音波ビームのラジアル走査を制御する手段であって、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成することにより、各フレームのラジアル走査面を形成する制御部と、を含み、前記制御部は、各フレームごとに、前記通常走査モードでは、ビーム方位の回転方向を一方向としてビーム方位を指定しながら超音波ビーム走査を実行させ、前記交互走査モードでは、前記ラジアル走査の全範囲を分割した一方角度範囲及び他方角度範囲ごとに交互にビーム方位を指定しながら、超音波ビーム走査を実行させ、前記選択手段は、前記ラジアル走査の範囲が360度であるときに前記交互走査モードを選択することを特徴とする。

30

【0021】

また、本発明に係る超音波診断装置は、放射状の超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する体腔内挿入型超音波探触子と、通常走査モードと交互走査モードとの選択を行う選択手段と、前記選択された走査モードに従って、前記超音波ビームのラジアル走査を制御する手段であって、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成することにより、各フレームのラジアル走査面を形成する制御部と、を含み、前記制御部は、各フレームごとに、前記通常走査モードでは、ビーム方位の回転方向を一方向としてビーム方位を指定しながら超音波ビーム走査を実行させ、前記交互走査モードでは、前記ラジアル走査の全範囲を分割した一方角度範囲及び他方角度範囲について、前記一方角度範囲においては一方回転方向に超音波ビーム走査を実行させ、前記他方角度範囲においては他方回転方向に超音波ビーム走査を実行させ、前記選択手段は、前記ラジアル走査の範囲が360度であるときに前記交互走査モードを選択することを特徴とする。

40

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、図面を用いて本発明に係る実施の形態につき詳細に説明する。図1は、超音波診断装置300のブロック図である。

【0023】

50

図において、超音波探触子 302 は、超音波の送信及びエコーの受信を行うプローブで、例えば円筒状のケースの中に、図示されていない円筒状のアレイ振動子が配置されてなる。アレイ振動子は、複数の振動素子によって構成される。例えば、100乃至300個の振動素子が、それぞれの超音波の送受信面を外周側として円筒状に配置される。その複数のアレイ振動子を利用して放射状の超音波ビームが形成され、その超音波ビームをラジアル走査することで公知のラジアル走査面が形成される。この超音波探触子 302 は、例えば体腔内等の細い管状の臓器内に挿入して用いられる。

【0024】

上記構成の超音波探触子は、円筒状の側面側から超音波を送受信する。放射状の超音波ビームを形成する他の方法として、円筒状の底面側から放射状に超音波ビームを形成するタイプ、いわば先端から放射状に散水するような型の超音波探触子を用いることもできる。

10

【0025】

探触子コネクタ 304 は、超音波探触子 302 と、開口制御部以下の装置本体部とを接続するコネクタである。

【0026】

開口制御部 306 は、前述のアレイ振動子を構成する複数の振動素子と、送信部 308、受信部 310 との間の接続関係を制御するものである。例えばスイッチマトリクスで構成することができる。開口制御部 306 は、後述する制御部 318 の制御の下で、円形に配置された複数の振動素子の中で、どの範囲の振動素子を用いて超音波の送受信を行うか、超音波送受信の開口を制御する機能を有する。例えば、上記の例で、300個の振動素子が円形に配置されてなるアレイ振動子の場合で、超音波送受信の開口を120度あるいは100チャンネルとするときは、スイッチマトリクスの接続関係を制御して、100個の振動素子を用いて超音波ビームを形成し、順次ビーム方位を切り替えて超音波ビーム走査を実行させることができる。

20

【0027】

送信部 308 は、アレイ振動子を構成する複数の振動素子に対して送信信号を供給するもので、いわゆる送信ビームフォーマとして機能する。受信部 310 は、アレイ振動子を構成する複数の振動素子からの複数の受信信号を増幅後、整相加算処理を実行することにより、整相加算後の受信信号を出力するもので、いわゆる受信ビームフォーマとして機能する。

30

【0028】

信号処理部 312 は、受信部 310 から出力される受信信号に対し、検波処理や対数圧縮処理等の信号処理を行うものである。画像処理部 314 は、信号処理後の信号に基づき、断層画像等を形成するもので、いわゆるデジタルスキャンコンバータ(DSC)によって構成することができる。表示部 316 は、形成された画像を表示するもので、ディスプレイによって構成される。

【0029】

制御部 318 は、超音波診断装置 300 の各構成要素を全体として制御するものである。特に、送信部 308、受信部 310 及び開口制御部 306 をコントロールして超音波ビーム走査の制御を行う機能を有する。より具体的には、ラジアル走査の全範囲内の各ビーム方位で超音波ビームを形成させ、各フレームのラジアル走査面を形成させる機能を有する。

40

【0030】

図2は、制御部 318 の制御により行われる超音波ビーム走査の様子を示す図である。従来技術の図4と比較しやすいように、同様の要素には同一の符号を付した。

【0031】

図2(a)は、ラジアル走査の全範囲 210 内にある生体組織の運動を模式的に示す図で、360°一周のラジアル走査の間に、最初の位置 212a から最後の位置 212b まで移動したことを示す。

【0032】

50

図2(b)は、超音波ビーム走査のビーム方位の切り替えの様子を示す図である。超音波ビームは、円形であるラジアル走査の全範囲210の中心214を仮想的な中心として放射状に走査される。ラジアル走査の全範囲は、その中心214を原点として例えば一周を1000等分して0.36°ごとに各ビーム方位が指定される。図2(b)は一周を100分割した場合について示したものである。

**【0033】**

各フレームごとのラジアル走査面を形成する超音波ビーム走査は、ラジアル走査の全範囲210を分割した一方角度範囲220及び他方角度範囲222ごとに交互にビーム方位を指定しながら、一方角度範囲220においては一方回転方向に超音波ビーム走査を実行し、他方角度範囲222においては他方回転方向に超音波ビーム走査を実行して行われる。

このような超音波ビーム走査の方式を、図4に説明した従来技術の超音波ビーム走査の方式と区別するため、交互走査方式と呼び、これに対し図4に説明した従来技術を一方向走査方式と呼ぶことにする。

10

**【0034】**

交互走査方式による超音波ビーム走査を、図2(b)を用いてより具体的に説明する。まず、走査開始ビーム方位1において超音波の送受信を行った後、走査開始ビーム方位1の左隣に次のビーム方位2が指定される。ビーム方位2における超音波の送受信が行われた後は、走査開始ビーム方位1の右隣にその次のビーム方位3が指定される。その次は、さきほどのビーム方位2の左隣にビーム方位4が指定される。これを繰り返してビーム方位を指定していき、走査開始ビーム方位1から180°反対側の方位を走査終了ビーム方位100に指定し、その方位で超音波の送受信を行って1フレーム分の超音波ビーム走査が終わる。

20

**【0035】**

すなわち、交互走査方式による超音波ビーム走査においては、ビーム方位の指定の順番を、走査開始ビーム方位について1番目、走査終了ビーム方位について100番目として超音波ビーム走査の順に各ビーム方位に付したとき、奇数番目の各ビーム方位は、右半分の一方角度範囲220の中で時計回りに順次超音波ビーム走査が行われ、偶数番目の各ビーム方位は、左半分の他方角度範囲222の中で反時計回りに順次超音波ビーム走査が行われる。

30

**【0036】**

なお、右半分の一方角度範囲220と左半分の他方角度範囲222との境界は、走査開始ビーム方位1とその次のビーム方位2との間の境界216と、走査終了ビーム方位100とその前のビーム方位99との間の境界224である。そこで、前者の境界を走査開始境界、後者を走査終了境界と呼ぶことにする。

**【0037】**

図2(c)は、交互走査方式により超音波ビーム走査を実行したときの、生体組織からのエコー信号を処理して得られる画像を模式的に示す図である。図に示す例では、ビーム方位で8-9個分の超音波ビーム走査で生体組織の全範囲をカバーできる。したがって、交互走査方式による超音波ビーム走査では、生体組織をカバーするのに必要なビーム方位分の走査時間で生体組織全体からのエコー信号を得ることができ、これに基づいて画像226を得ることができる。1フレームの走査時間を例えば0.1秒とすると、画像226を得るのに要する超音波ビーム走査の時間は0.1秒のごく一部、例えば生体組織をカバーするのにビーム方位で8-9個分の超音波ビーム走査を要する場合は、0.1秒の約(8-9)/100に過ぎない。したがって、交互走査方式による超音波ビーム走査では、生体組織の運動による影響が画像にほとんど現れず、画像の劣化を防止できる。

40

**【0038】**

交互走査方式による超音波ビーム走査において、交互にビーム方位を指定する場合に、一方角度範囲と他方角度範囲ごとにn個ずつビーム方位を指定してもよい。例えばn=2のときは、走査開始ビーム方位1、ビーム方位2と続けて一方角度範囲220において指定し、ビーム方位3、ビーム方位4と続けて他方角度範囲222において指定し、再びビー

50

ム方位 5、ビーム方位 6 と続けて一方角度範囲 2 2 0 において指定し、これを繰り返す。  
n を小さくするほど、隣接するビーム方位間の時相の差をより小さくすることができ、生体組織の運動による画像の不連続性を少なくし、画質の劣化を防止できる。なお、上述の図 2 では、 $n = 1$  であり、隣接するビーム方位間の時相の差が交互走査方式において最も小さい場合である。

#### 【 0 0 3 9 】

また、走査開始境界及び走査終了境界の方位を可変に設定する境界設定手段を設けることもできる。また、走査開始境界及び走査終了境界の方位をユーザの設定により設定する境界設定手段を設けることもできる。例えば、画面の不連続性が目立ちやすい走査開始境界及び走査終了境界を、診断したい関心領域の外に設定する等、診断状況にあわせて、関心領域の画像の劣化を防止できる。

10

#### 【 0 0 4 0 】

本実施の形態では、電子式ラジアル走査を行う超音波診断装置について説明しているが、上記のように、画面の不連続性が目立ちやすい走査開始境界及び走査終了境界を、診断したい関心領域の外に、例えば可変に、あるいはユーザの設定により設定する手段を設けることは、機械式ラジアル走査の場合でも有用である。

#### 【 0 0 4 1 】

また、交互走査方式で超音波ビーム走査を行う交互走査モードと、一方向走査方式で超音波ビーム走査を行う通常走査モードとの選択を行う選択手段を設けてもよい。走査モードの選択は、ラジアル走査の範囲に応じていずれを選択するかを自動的に定めても、あるいはユーザの選択で定めてもよい。

20

#### 【 0 0 4 2 】

図 3 は、ラジアル走査の範囲の例を示す図である。( a ) は、 $360^\circ$  全周走査で、一般的なラジアル走査の全範囲 2 1 0 が円形のラジアル走査面以示される。生体組織の断層像は、2 種類像 2 3 0、2 3 2 を例として示した。( b ) は、 $180^\circ$  半周走査のときの走査面 2 3 4、( c ) は部分角度走査のときの走査面 2 3 6 である。また、( d ) は、ラジアル走査面の一部を切り出したズーム画像 2 3 8 である。

#### 【 0 0 4 3 】

これらのラジアル走査の範囲について、通常走査モードを選択したときに、画像の切れ目による画像の劣化が起こるのは、( a ) の全周走査である。したがって、走査モードの選択に際し、ラジアル走査が  $360^\circ$  であるときは交互走査モードを選択することを選択の基準とすることが好ましい。特に、静止画像にするときには、交互走査モードを選択することを選択の基準とすることが望ましい。

30

#### 【 0 0 4 4 】

##### 【 発明の効果 】

本発明に係る超音波診断装置によれば、電子式ラジアル走査における画像の劣化を防止できる。

##### 【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明に係る実施の形態における超音波診断装置のブロック図である。

【 図 2 】 本発明に係る実施の形態における交互走査方式による超音波ビーム走査の様子を示す図である。

40

【 図 3 】 ラジアル走査の範囲の例を示す図である。

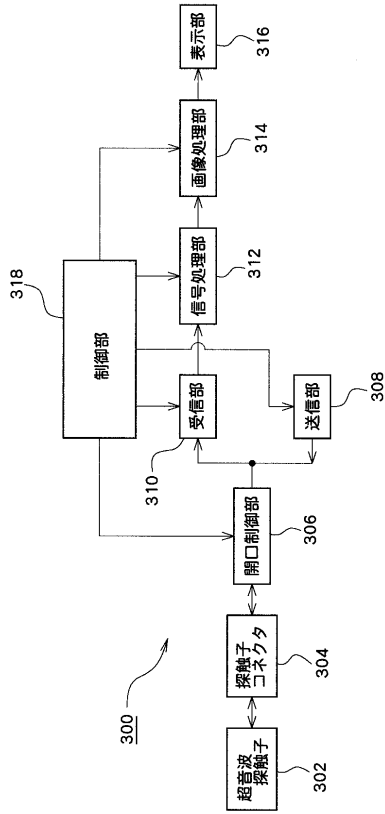
【 図 4 】 従来技術の電子式ラジアル走査における超音波ビーム走査の様子を示す図である。

##### 【 符号の説明 】

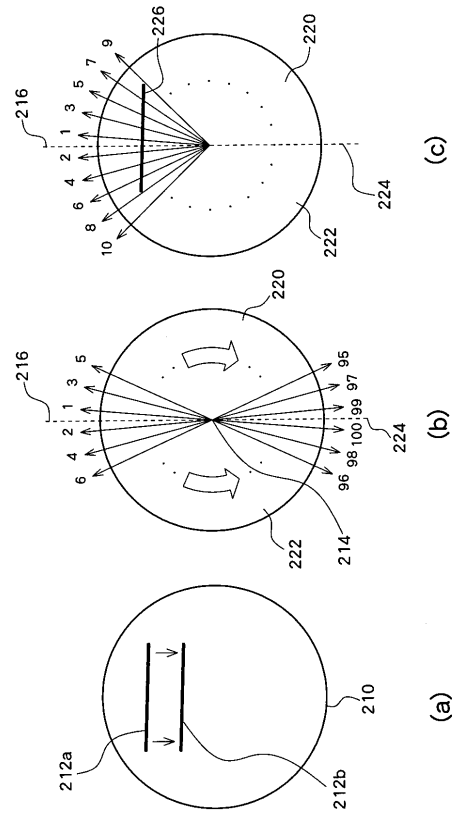
1 走査開始ビーム方位、2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 ビーム方位、1 0 0 走査終了ビーム方位、2 1 0 ラジアル走査の全範囲、2 1 6, 2 2 4 境界、2 2 0 一方角度範囲、2 2 2 他方角度範囲、3 0 0 超音波診断装置、3 0 2 超音波探触子、3 0 6 開口制御部、3 0 8 送信部、3 1 0 受信部、3 1 2 信号処理部、3 1 4 画像処理部、3 1 6 表示部、3 1 8 制御部。

50

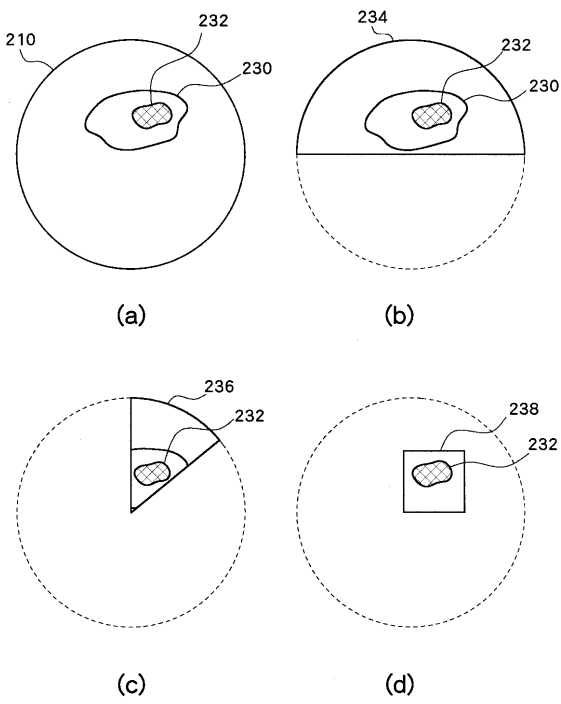
【 図 1 】



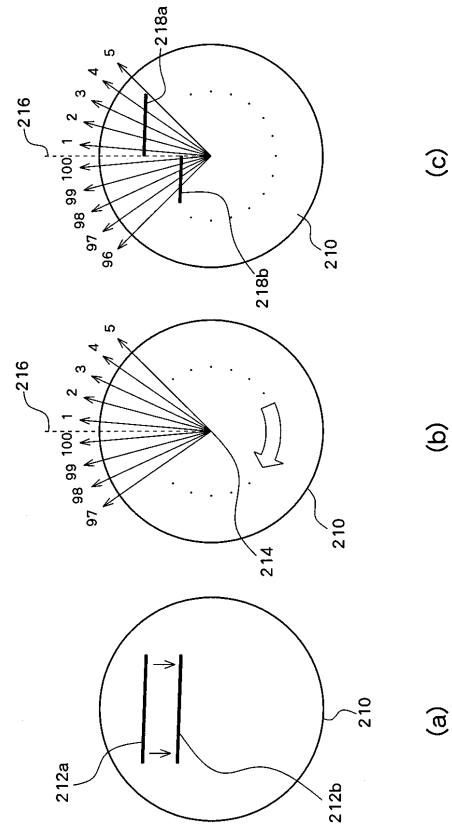
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-319941(JP,A)  
特開平08-322839(JP,A)  
特開平07-148167(JP,A)  
特開平02-134142(JP,A)  
特開平04-343839(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4005903B2</a>	公开(公告)日	2007-11-14
申请号	JP2002335477	申请日	2002-11-19
[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		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	島崎和弘		
发明人	島崎 和弘		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB22 4C301/EE07 4C301/GB08 4C301/HH14 4C301/HH16 4C301/HH51 4C301/HH60 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/LL04 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/HH40 4C601/JB21 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/LL01 4C601/LL02		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004166910A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：防止超声波诊断设备中电子径向扫描图像质量下降。

ŽSOLUTION：图2 ( b ) 显示了超声波束扫描的光束方向的转换状态。利用设置为虚拟中心的圆形径向扫描的整个范围210的中心214径向扫描超声波束。在径向扫描的整个范围内，例如通过将圆周划分为百，其中中心214设置为原点来指定相应的光束方向。形成每帧的径向扫描面的超声波束扫描在一个角度范围220中在一个旋转方向上执行超声波束扫描，而在另一个角度范围222中在另一个旋转方向上执行超声波束扫描，同时交替地指定波束方向。每个角度范围220和其他角度范围是通过划分径向扫描的整个范围210而形成的。Ž

【 図 1 】

