

(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2008-245981  
(P2008-245981A)

(43) 公開日 平成20年10月16日(2008.10.16)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-91909(P2007-91909)  
(22) 出願日 平成19年3月30日(2007.3.30)

(71) 出願人 000005430  
フジノン株式会社  
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地  
(74) 代理人 100075281  
弁理士 小林 和憲  
(74) 代理人 100095234  
弁理士 飯嶋 茂  
(74) 代理人 100117536  
弁理士 小林 英了  
(72) 発明者 平野 武司  
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 フジノン株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB24 EE04 FE01  
FE03 FE04 GA19 GB05 HH14

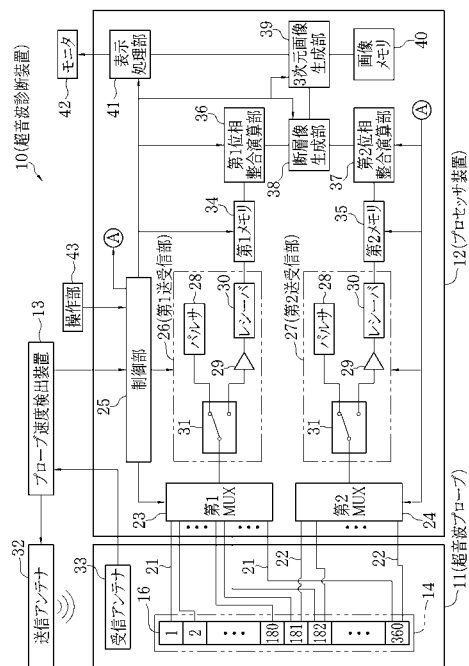
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブの挿入軸方向に関して粗密が少なく、かつ、視野深度のむらが少ない3次元画像を生成する。

【解決手段】超音波プローブ11に設けられたラジアル型の超音波振動子アレイ14は、第1及び第2MUX23, 24により、超音波ビームを同時に複数方向に照射可能とされている。プローブ速度検出装置13は、超音波プローブ11に設けられた受信アンテナ33からの信号に基づき、超音波プローブ11の挿入軸方向の移動速度を検出する。制御部25は、検出された移動速度に基づき、超音波ビームの方向数、各超音波ビームの走査範囲、及び各超音波ビームの走査タイミングを制御し、超音波ビームの走査速度を一定としたまま断層像の取得時間を変更する。これにより、移動速度の変化に依らず、断層像の取得時間間隔を一定とすることができ、挿入軸方向に関して粗密が少なく、視野深度のむらが少ない3次元画像を生成することができる。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブの挿入軸を中心として超音波ビームを放射状に回転走査することにより断層像を順次取得する超音波診断装置において、

前記超音波プローブの挿入軸方向の移動速度を検出する移動速度検出手段と、

超音波ビームを同時に複数方向に照射可能とされた超音波照射手段と、

前記移動速度検出手段によって検出された移動速度に基づき、前記超音波照射手段の照射する超音波ビームの方向数、各超音波ビームの走査範囲、及び各超音波ビームの走査タイミングを制御し、超音波ビームの走査速度を一定としたまま前記断層像の取得時間を変更する走査制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記超音波照射手段は、超音波ビームを同時に 2 方向に照射可能であり、

前記走査制御手段は、検出された移動速度が所定速度以下である場合には、1 つの超音波ビームのみで全範囲を走査し、検出された移動速度が所定速度より大きい場合には、第 1 の超音波ビームにて所定範囲の走査している間に、第 2 の超音波ビームにて残りの範囲を走査するように制御を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記走査制御手段は、検出された移動速度が所定速度より大きく、かつ所定速度の 2 倍以下である場合には、前記第 1 の超音波ビームの走査範囲が前記移動速度に反比例するように制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記走査制御手段は、前記第 1 及び第 2 の超音波ビームの方向が 180° 回転対称となるようにタイミング制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記超音波照射手段は、前記挿入軸を中心とした円周方向に超音波振動子が一定のピッチで配設されてなるラジアル型の超音波振動子アレイであることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】**

30

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に超音波プローブを挿入し、体内部位に超音波ビームを走査（スキャン）して反射波（反射エコー）を受信することにより超音波画像を取得する超音波診断装置に関し、特に、ラジアル走査方式の超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

近年、医療分野において超音波診断装置が実用化されている。超音波診断装置は、被検体の体腔内に、超音波を送受信する複数の超音波振動子を備えた超音波プローブを挿入し、超音波ビームをスキャンすることで体腔内の超音波画像を取得するものである。超音波プローブの構成としては、挿入軸方向に垂直な方向に放射状に超音波ビームをスキャン（360° 回転走査）するラジアル走査方式が知られており、このラジアル走査方式では、挿入軸方向に垂直な断層像が得られる。

40

**【0003】**

また、上記のラジアル走査方式を用いた超音波診断装置としては、超音波プローブの挿入軸方向への移動に応じて断層像を順次取得し、これらの断層像を挿入軸方向に沿って並べることで、簡易的な 3 次元画像を生成することも可能となっている。しかし、超音波プローブは、術者によって手動で移動されるものであるため、移動速度にむらが生じ、これに応じて 3 次元画像には、挿入軸方向に沿って粗密が発生することが問題となっていた。

**【0004】**

50

かかる問題を解決するには、超音波プローブの位置情報を検出し、検出した位置情報に對比して、3次元画像に画像処理（補間処理または間引き処理）を施すことによって粗密を低減することも考えられるが、この方法では、画像処理によって画像がぼけて画質が低下してしまうため、特許文献1では、超音波プローブの挿入軸方向への移動速度を検出し、検出した移動速度に応じて超音波ビームのスキャン速度（回転走査速度）を変化させることで、3次元画像に生じる挿入軸方向の粗密を低減させる技術が提案されている。

【特許文献1】特開2003-310618号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の技術では、超音波プローブの挿入軸方向に関して粗密の少ない3次元画像を構築することができるものの、スキャン速度を変化させるために、挿入軸に垂直な方向への視野深度（ペネトレーション深度）にむらが生じるといった問題がある。例えば、図12に示すように、超音波プローブの挿入軸方向への移動速度が $V_1$ 、 $V_2$ 、 $V_2$ 、 $V_1$ （ $V_1 < V_2$ ）と変化し、断層像の取得間隔を一定に保つようにスキャン速度を $D_1$ 、 $D_2$ 、 $D_2$ 、 $D_1$ （ $D_1 < D_2$ ）と変化させると、視野深度がスキャン速度に反比例して $D_1$ 、 $D_2$ 、 $D_2$ 、 $D_1$ （ $D_1 > D_2$ ）と変化する。

【0006】

スキャン速度に応じて視野深度が変化する理由は、超音波振動子は、超音波の送信と受信を繰り返し行うものであり、スキャン速度を変更するには受信時間を変化させる必要があることにある。スキャン速度を上げるために受信時間を短くすると、その分、遠方からの反射エコーを受信できず、視野深度が低下する。

【0007】

超音波振動子を円周面上に複数配置したラジアル電子走査方式の場合には、スキャン時に駆動する超音波振動子を間引くことにより、受信時間を変えずにスキャン速度を上げる方法も考えられるが、この方法では、断層像の分解能が低下してしまう。

【0008】

本発明は、上記の事情を考慮してなされたものであり、超音波プローブの挿入軸方向に関して粗密が少なく、かつ、視野深度のむらが少ない3次元画像を生成することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波プローブの挿入軸を中心として超音波ビームを放射状に回転走査することにより断層像を順次取得する超音波診断装置において、前記超音波プローブの挿入軸方向の移動速度を検出する移動速度検出手段と、超音波ビームを同時に複数方向に照射可能とされた超音波照射手段と、前記移動速度検出手段によって検出された移動速度に基づき、前記超音波照射手段の照射する超音波ビームの方向数、各超音波ビームの走査範囲、及び各超音波ビームの走査タイミングを制御し、超音波ビームの走査速度を一定としたまま前記断層像の取得時間を変更する走査制御手段と、を備えたことを特徴とする。これにより、移動速度の変化に依らず、断層像の取得時間間隔を一定とすることができる。

【0010】

なお、前記超音波照射手段は、超音波ビームを同時に2方向に照射可能であり、

前記走査制御手段は、検出された移動速度が所定速度以下である場合には、1つの超音波ビームのみで全範囲を走査し、検出された移動速度が所定速度より大きい場合には、第1の超音波ビームにて所定範囲の走査している間に、第2の超音波ビームにて残りの範囲を走査するように制御を行なうことが好ましい。

【0011】

また、前記走査制御手段は、検出された移動速度が所定速度より大きく、かつ所定速度の2倍以下である場合には、前記第1の超音波ビームの走査範囲が前記移動速度に反比例

10

20

30

40

50

するように制御を行うことが好ましい。

【0012】

また、前記走査制御手段は、前記第1及び第2の超音波ビームの方向が180°回転対称となるようにタイミング制御を行うことが好ましい。これにより、2方向に同時に発せられた超音波ビーム同士及び反射エコー同士の干渉が防止される。

【0013】

また、前記超音波照射手段は、前記挿入軸を中心とした円周方向に超音波振動子が一定のピッチで配設されてなるラジアル型の超音波振動子アレイであることが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波プローブの挿入軸方向の移動速度を検出する移動速度検出手段と、超音波ビームを同時に複数方向に照射可能とされた超音波照射手段と、移動速度検出手段によって検出された移動速度に基づき、超音波照射手段の照射する超音波ビームの方向数、各超音波ビームの走査範囲、及び各超音波ビームの走査タイミングを制御し、超音波ビームの走査速度を一定としたまま断層像の取得時間を変更する走査制御手段と、を備えたので、超音波プローブの挿入軸方向に関して粗密が少なく、かつ、視野深度のむらが少ない3次元画像を生成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

図1において、超音波診断装置10は、超音波プローブ11、プロセッサ装置12、及びプローブ速度検出装置13に大別される。超音波プローブ11は、電子内視鏡の鉗子口に挿入される細径プローブ、あるいは電子内視鏡と一体化されたいわゆる超音波内視鏡であり、被検体の体腔内に挿入して使用される。

【0016】

図2において、超音波プローブ11は、先端部にラジアル型の超音波振動子アレイ14が設けられている。超音波振動子アレイ14は、挿入軸Sを中心とした円筒状の支持体15の周面にバッキング材15aを介して配設された短冊状の複数の超音波振動子16からなり、隣り合う超音波振動子16の間には充填材17が介在している。超音波振動子16は、長手方向が挿入軸Sに沿うように配設されている。また、超音波振動子16は、図3に示すように、挿入軸Sを中心とした円周方向に、 $\theta = 0^\circ \sim 360^\circ$ の範囲に一定のピッチで360個配設されている。この配列を示すために、各超音波振動子16に番号n( $n = 1 \sim 360$ )を付しており、 $n = 1$ の超音波振動子16を起点として示している。

【0017】

図2に戻り、超音波振動子アレイ14上には音響整合層18が設けられており、この音響整合層18上には音響レンズ19が設けられている。音響整合層18は、超音波振動子16から発せられる音波の波長の1/4程度の厚さを有する樹脂膜であり、生体との間の音響インピーダンスの差異を緩和する。音響レンズ19は、挿入軸S方向に沿う断面が凸状とされた樹脂膜であり、超音波振動子16から発せられた音波を挿入軸S方向に関して収束させる。超音波プローブ11は、以上説明した構成により、挿入軸Sに垂直な方向に放射状に超音波を送受信することを可能とする。

【0018】

超音波プローブ11の先端部には、ケーブル20が接続されており、このケーブル20内には、配線21, 22(図1参照)が挿通されている。ケーブル20の後端には、コネクタ部(図示せず)が設けられており、このコネクタ部をプロセッサ装置12のコネクタ部(図示せず)に差し込むことにより、超音波プローブ11とプロセッサ装置12とが電氣的に接続される。配線21, 22を介して、後述する励振パルス及びエコー信号が伝送される。

【0019】

図1に戻り、超音波振動子アレイ14は、配線21, 22を介してプロセッサ装置12

10

20

30

40

50

に設けられた第1及び第2マルチプレクサ(以下、MUXと表記する。)23, 24と接続されている。第1MUX23は、配線21を介して全て( $n = 1 \sim 360$ )の超音波振動子16に接続されており、制御部25の制御に基づき、 $n = 1 \sim 360$ から任意のn番目の超音波振動子16を選択する。第2MUX24は、配線22を介して半分( $n = 181 \sim 360$ )の超音波振動子16に接続されており、制御部25の制御に基づき、 $n = 181 \sim 360$ から任意のn番目の超音波振動子16を選択する。なお、第2MUX24が選択する超音波振動子16は、 $180^\circ < 360^\circ$ の範囲に限定されている(図3参照)。

#### 【0020】

第1及び第2MUX23, 24には、それぞれ第1及び第2送受信部26, 27が接続されている。つまり、第1及び第2MUX23, 24は、第1及び第2送受信部26, 27をそれぞれ接続する超音波振動子16を選択するための選択回路である。第1及び第2MUX23, 24は、同一構成であり、送信側のパルサ28と、受信側の増幅器29及びレシーバ30と、スイッチ回路31とからなる。パルサ28は、超音波振動子16に超音波を発生させるための励振パルスを出力する。増幅器29は、超音波振動子16が受信したエコー信号を増幅する。レシーバ30は、増幅器29で増幅されたエコー信号を受信する。スイッチ回路31は、送信時には、パルサ28と第1及び第2MUX23, 24とを接続し、励振パルスを超音波振動子16へ伝達し、受信時には、増幅器29と第1及び第2MUX23, 24とを接続して、超音波振動子16から出力されるエコー信号を増幅器29へ伝達する。

10

20

#### 【0021】

第1及び第2MUX23, 24と第1及び第2送受信部26, 27とは、制御部25によって動作タイミングが制御される。制御部25は、基本的には、第1MUX23を制御して超音波振動子16を $n = 1$ から順に所定時間ごとに選択するとともに、第1送受信部26を駆動して超音波の送受信の切り替えを順次に行う。プローブ速度検出装置13によって検出される超音波プローブ11の挿入軸S方向の移動速度が所定速度を上回った場合には、第1MUX23とともに第2MUX24を制御し、第1送受信部26とともに第2送受信部27を駆動する。この場合、第1MUX23により全ての超音波振動子16を走査(順に選択)するのではなく、上記移動速度に応じて、 $m$ ( $m \leq 180$ )番目の超音波振動子16まで走査し、残りの $m$ 番目以降の超音波振動子16を第2MUX24にて走査する。制御部25は、このようにして、超音波プローブ11の移動速度に応じたスキャン時間の調整を行う。

30

#### 【0022】

超音波プローブ11の挿入軸S方向の移動速度は、超音波プローブ11の使用領域近傍に配置された送信アンテナ32から発せられる磁界を、超音波プローブ11の先端部に設けられた受信アンテナ33によって受信し、この受信信号をプローブ速度検出装置13が解析することによって検出される。送信アンテナ32、受信アンテナ33、プローブ速度検出装置13は、特許2945756号公報に開示された位置計測システムを構成している。送信アンテナ32及び受信アンテナ33は、それぞれ3本のアンテナ(X, Y, Z軸アンテナ)から構成されており、送信アンテナ32に対する受信アンテナ33の位置を、3次元6自由度(互いに直交する3軸方向と、各軸周りの回転方向)に関して検出することができる。プローブ速度検出装置13は、受信アンテナ33から位置情報を継続して取得し、差分演算を行うことにより、超音波プローブ11の挿入軸S方向の移動速度を求める。なお、位置計測システムは、上記以外にも種々の形態が知られており、適宜適用可能である。

40

#### 【0023】

第1及び第2送受信部26, 27には、それぞれ第1及び第2メモリ34, 35が接続されている。第1及び第2メモリ34, 35は、レシーバ30によって受信されたエコー信号を一時的に格納し、第1及び第2位相整合演算部36, 37にそれぞれ入力する。第1及び第2位相整合演算部36, 37は、制御部25の制御の下に、第1及び第2メモリ

50

34, 35からの各エコー信号に対して、時間差に応じた遅延を与えた後、各エコー信号を加算する。

【0024】

第1及び第2位相整合演算部36, 37で加算されたエコー信号は、断層像生成部38に入力される。断層像生成部38は、第1及び第2位相整合演算部36, 37からのエコー信号を合成し、挿入軸Sに直交する方向の断層像を生成する。なお、前述したように、超音波プローブ11の挿入軸S方向の移動速度が所定速度を上回る場合には、第1及び第2送受信部26, 27によって断層像の取得が分担されるため、断層像生成部38は合成処理を行うが、移動速度が所定速度以下の場合には、第1送受信部26のみによって断層像が取得されるため、合成処理は行わない。

10

【0025】

断層像生成部38から出力された断層像は、3次元画像生成部39に入力される。3次元画像生成部39は、入力された断層像を画像メモリ40に随時蓄えておき、蓄えられた複数の断層像を、超音波プローブ11の位置情報に基づいて挿入軸S方向に沿って並べることにより、3次元画像を生成する。この3次元画像は、表示処理部41に入力される。表示処理部41は、入力された3次元画像をテレビ信号の走査方式(NTSC方式)に変換する。モニタ42は、表示処理部41によりNTSC方式に変換された3次元画像(超音波画像)を表示する。

【0026】

制御部25には、操作部43が接続されている。操作部43は、キーボードやマウスなどから構成されている。制御部25は、操作部43からの操作入力信号に応じて、各部を動作させる。

20

【0027】

以上の超音波診断装置10を用いて、被観察部位の超音波診断を行うには、まず、術者は、超音波プローブ11を電子内視鏡の鉗子口から被検体の体腔内に挿入し(超音波プローブ11が超音波内視鏡である場合は超音波プローブ11自体を挿入し)、電子内視鏡(超音波プローブ11が超音波内視鏡である場合は先端に配された撮像装置)で体腔内を観察しながら、被観察部位を探索する。そして、術者は、操作部43により、超音波画像を取得する指示をなした後、超音波プローブ11を挿入軸S方向に移動させる(手で押し引きする)ことで、超音波画像が3次元画像としてモニタ42に出力される。

30

【0028】

次に、超音波プローブ11の挿入軸S方向への移動に伴う超音波振動子アレイ14のスキャン制御を、図4のフローチャートに沿って説明する。超音波画像の取得動作が開始すると、まず、プローブ速度検出装置13から超音波プローブ11の挿入軸S方向への移動速度Vが検出され、制御部25に入力される(ステップS1)。制御部25は、入力された移動速度Vを所定速度 $V_0$ と比較判定し(ステップ2)、移動速度Vが所定速度 $V_0$ 以下であれば、第1送受信部26のみを動作させ、第1MUX23を制御し、1方向スキャンを行う(ステップS3)。この1方向スキャンとは、図5に示すように、照射する超音波ビームを1方向のみとして、挿入軸Sの周りに $\theta = 0^\circ \sim 360^\circ$ の間でスキャン(放射状に回転走査)を行う、従来スキャン方式である。以下、第1MUX23によるスキャンを第1スキャン、第2MUX24によるスキャンを第2スキャンと称す。

40

【0029】

ステップS2において、移動速度Vが所定速度 $V_0$ より大きいと判定されると、制御部25は、第1スキャンのスキャン範囲を、図6のグラフに基づいて決定する(ステップS4)。図6は、第1スキャンのスキャン範囲の最大角度 $\theta_m$ を示している。この最大角度 $\theta_m$ を超える残りの範囲は、第2スキャンに割り当てられる。制御部25は、スキャン範囲を決定すると、第1送受信部26及び第1MUX23を駆動して第1スキャンを行うとともに、第1スキャンの実行中に、第2送受信部27及び第2MUX24を駆動して第2スキャンを実行する(ステップS5)。つまり、第1スキャン及び第2スキャンの実行中には、超音波ビームが同時に2方向に向けて照射される。なお、第1スキャン及び第2ス

50

キャンのスキャン速度（各超音波振動子16ごとの送受信時間に対応）は等しく、スキャン速度は、移動速度Vに依らず一定である。

【0030】

より具体的には、制御部25は、 $V_0 < V < 2V_0$ の場合には、第1スキャンの最大角度  $\theta_m$  を、数式「 $\theta_m = 360^\circ \cdot V_0 / V$ 」に基づいて算出し、 $V > 2V_0$ の場合には、 $\theta_m = 180^\circ$ とする。図7は、 $V = (4/3)V_0$ の場合の第1及び第2スキャンのスキャン範囲を示している。この場合、図7(A)に示すように、まず、第1スキャンが1番目の超音波振動子16から( $\theta = 0^\circ$ から)開始し、図7(B)に示すように、91番目の超音波振動子16に達したとき( $\theta = 90^\circ$ に達したとき)、第1スキャンとともに第2スキャンが271番目の超音波振動子16から( $\theta = 270^\circ$ から)開始する。この場合のスキャン時間は、図8に示すように、 $V = V_0$ 時のスキャン時間の3/4倍に短縮される。

10

【0031】

また、図9は、 $V = 2V_0$ の場合の第1及び第2スキャンのスキャン範囲を示しており、この場合は、第1スキャンが1番目の超音波振動子16から( $\theta = 0^\circ$ から)開始するとともに、第2スキャンが181番目の超音波振動子16から( $\theta = 180^\circ$ から)開始する。第1及び第2スキャンのスキャン速度は等しいため、この場合のスキャン時間は、図8に示すように、 $V = V_0$ の場合の1/2倍に短縮される。このように、1つの断層像を生成するためのスキャン時間は、第1スキャンのみの場合をtとすると、移動速度Vの変化に応じて、 $t \sim 0.5t$ の間で調整可能である。

20

【0032】

図4に戻り、ステップS3またはステップS5のスキャンが終了すると、断層像生成部38により断層像が生成され、画像メモリ40に蓄積される(ステップS6)。そして、制御部25は、ステップS1~S6の断層像の取得制御を、所定時間が経過するか、または、超音波プローブ11が所定距離移動されるまで繰り返す。終了条件が満たされると(ステップS7のYes判定)、3次元画像生成部39により3次元画像が生成され、表示処理部41によりモニタ42に出力される。なお、取得される断層像の時間間隔は、 $V_0 < V < 2V_0$ の場合には、一定値( $= t \cdot V_0$ )となる。 $V < V_0$ の場合には、これより短い時間間隔で断層像が取得されるが、この場合には、3次元画像生成部39にて間引き処理等を行えばよい。ただし、 $V > 2V_0$ となった場合には、取得される断層像の時間間隔は上記一定値より大きくなる。この場合には、3次元画像生成部39にて適宜補間処理を行えばよい。

30

【0033】

以上説明したように、超音波プローブ11の移動速度Vの変化に応じて第1スキャンのスキャン範囲を決定し、残りのスキャン範囲を第1スキャンの実行中に第2スキャンによってスキャンするようにしたので、スキャン速度を変更せずに、1つの断層像を生成するためのスキャン時間を変化させることが可能となる。これにより、超音波プローブの挿入軸S方向に関して粗密が少なく、かつ、視野深度のむらが少ない3次元画像を生成することができる。第1スキャンと第2スキャンとを同時に行うと、2方向に同時に発せられる超音波ビーム同士及び反射エコー同士の干渉が問題となるが、上記実施形態では、ビーム方向を挿入軸Sに関して180°対称としているので、干渉を防止することができる。

40

【0034】

上記実施形態では、2方向への同時スキャンを可能としているため、3次元画像の挿入軸方向の粗密に関しては、 $V_0 < V < 2V_0$ の範囲までの変化しか対応することができないが、さらに同時スキャンのビーム方向数を増やすことで、速度変化の対応範囲を広げることができる。しかし、ビーム方向数の増加により上記の干渉が問題となるため、ビーム方向数の最大許容数は4程度である。図10は、図11に示すように最大4方向への同時スキャンを可能とした場合の第1スキャンの最大角度  $\theta_m$  を示しており、 $V_0 < V < 4V_0$ の場合には、最大角度  $\theta_m$  を、数式「 $\theta_m = 360^\circ \cdot V_0 / V$ 」に基づいて算出し、 $V > 4V_0$ の場合には、 $\theta_m = 90^\circ$ とする。 $V < V_0$ の場合には1方向スキャン、 $V_0 < V < 2$

50

$V_0$  の場合には 2 方向スキャン、 $2V_0 < V < 3V_0$  の場合には 3 方向スキャン、 $3V_0 < V < 4V_0$  の場合には 4 方向スキャンと、順にビーム方向数を増やすことにより、 $V_0 < V < 4V_0$  の範囲において、取得される断層像の時間間隔を一定値 ( $= t \cdot V_0$ ) とすることができる。

【0035】

また、上記実施形態では、1つのビーム方向に関して超音波振動子16を1つずつ駆動する方式を例に挙げて説明しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、隣接する複数(例えば、40個)の超音波振動子16をまとめて駆動し、駆動する振動子群をずらしながら超音波ビームのスキャンを行う方式にも適用可能である。

【0036】

また、上記実施形態では、超音波振動子16を円周面上に360個配設しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、超音波振動子16の総数は、120個、240個など適宜変更してよい。

【0037】

また、上記実施形態では、円周面上に複数配列された超音波振動子を電氣的に切り替えて超音波ビームのスキャンを行うラジアル電子走査方式の超音波プローブを例に挙げて説明しているが、本発明はこれに限定されず、超音波振動子をモータ等により機械的に回転させてスキャンを行う機械走査方式の超音波プローブを用いることも可能である。この機械走査方式を採用する場合には、同時スキャンの最大方向数だけ超音波振動子を設け、各超音波振動子を、同一軸の周りに独立して回転可能とすればよい。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】超音波プローブの構成を示す一部切り欠き斜視断面図である。

【図3】超音波振動子の配列を示す模式図である。

【図4】超音波プローブの挿入軸方向への移動に伴うスキャン制御を説明するフローチャートである。

【図5】 $V = V_0$  の場合のスキャン方法を示す説明図である。

【図6】第1スキャンの最大角度を示すグラフである。

【図7】 $V = (4/3)V_0$  の場合のスキャン方法を示す説明図である。

【図8】第1及び第2スキャンのタイミング図である。

【図9】 $V = 2V_0$  の場合のスキャン方法を示す説明図である。

【図10】最大4方向への同時スキャンを可能とした場合の第1スキャンの最大角度を示すグラフである。

【図11】4方向スキャンを示す説明図である。

【図12】従来技術を説明する説明図である。

【符号の説明】

【0039】

- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 プロセッサ装置
- 13 プローブ速度検出装置(移動速度検出手段)
- 14 超音波振動子アレイ(超音波照射手段)
- 16 超音波振動子
- 23 第1マルチプレクサ(走査制御手段)
- 24 第2マルチプレクサ(走査制御手段)
- 25 制御部(走査制御手段)
- 26 第1送受信部
- 27 第2送受信部
- 28 パルサ

10

20

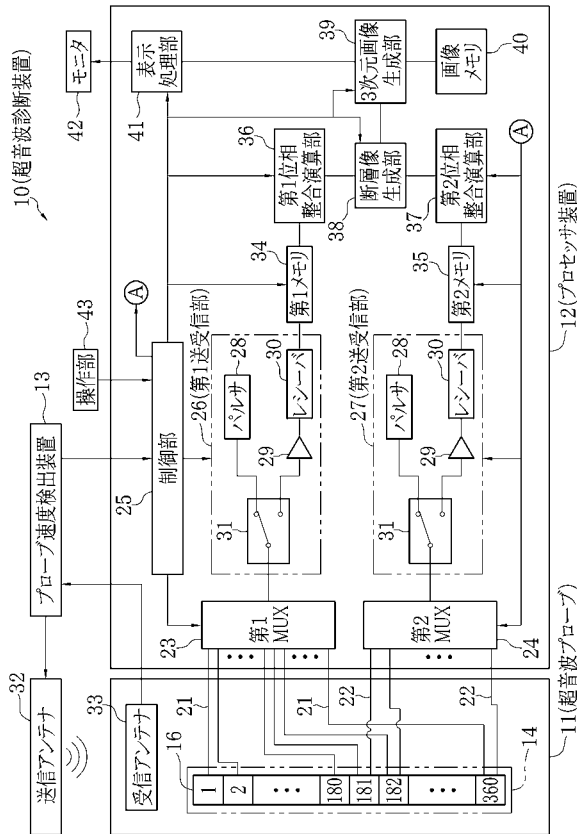
30

40

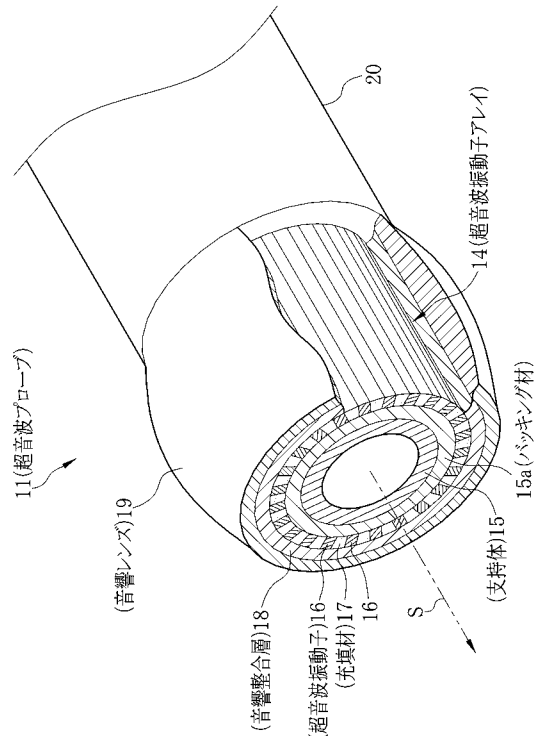
50

- 29 増幅器
- 30 レシーバ
- 31 スイッチ回路
- 32 送信アンテナ (移動速度検出手段)
- 33 受信アンテナ (移動速度検出手段)
- 36 第1位相整合演算部
- 37 第2位相整合演算部
- 38 断層像生成部
- 39 3次元画像生成部

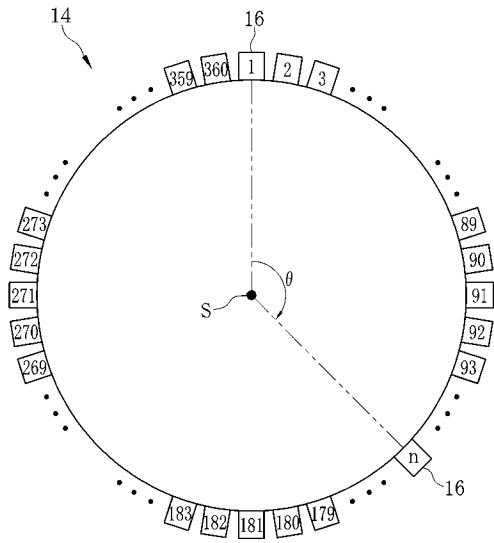
【 図 1 】



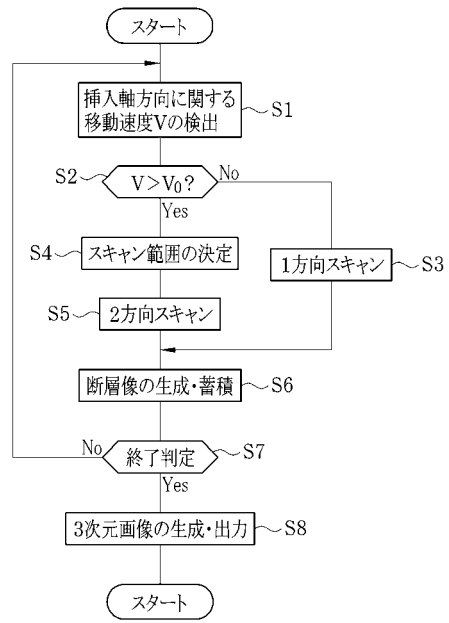
【 図 2 】



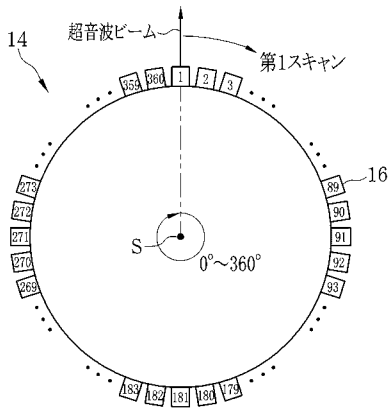
【 図 3 】



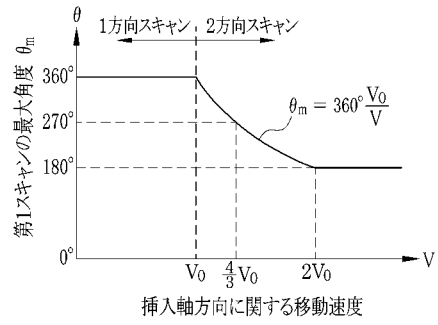
【 図 4 】



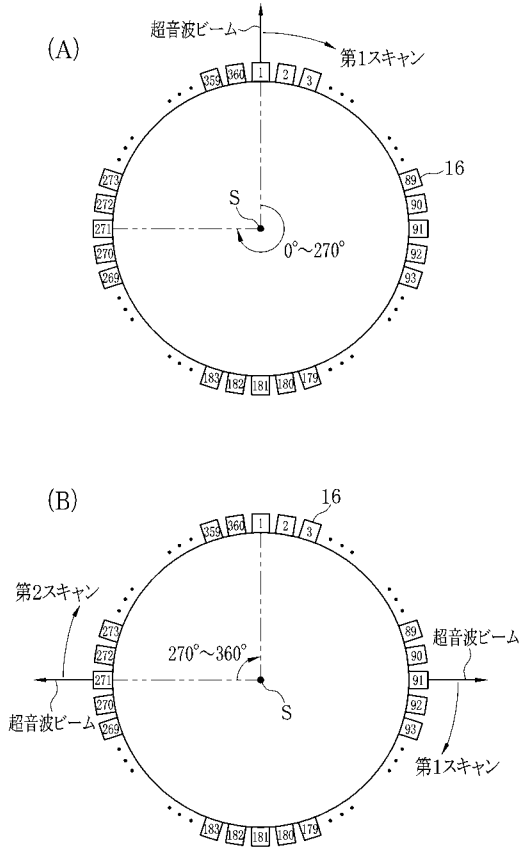
【 図 5 】



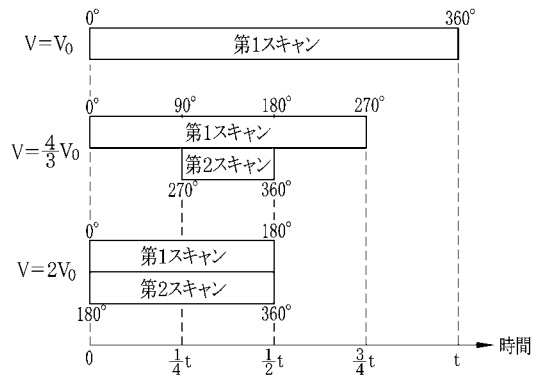
【 図 6 】



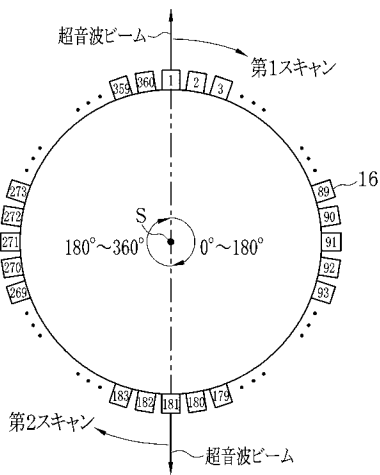
【 図 7 】



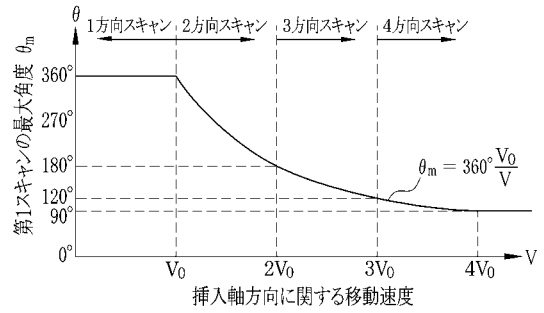
【 図 8 】



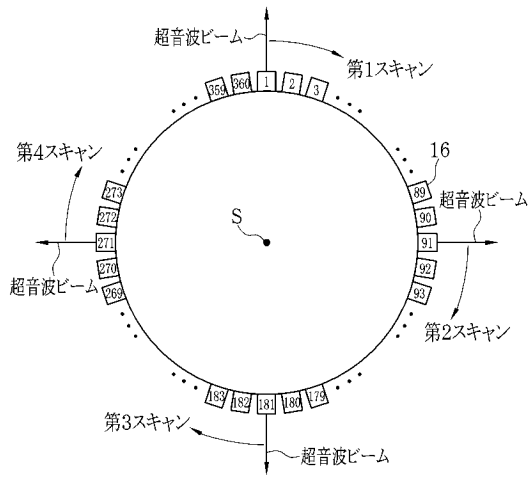
【 図 9 】



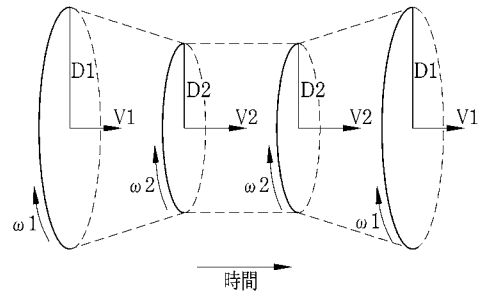
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008245981A</a>	公开(公告)日	2008-10-16
申请号	JP2007091909	申请日	2007-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	平野武司		
发明人	平野 武司		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA19 4C601/GB05 4C601/HH14		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的是产生在超声波探头的插入轴方向上密度较小并且景深不均匀性较小的三维图像。 解决方案：设置在超声探头11中的径向型超声换能器阵列14可以通过第一和第二MUX 23和24在多个方向上同时照射超声波束。 探头速度检测装置13基于来自设置在超声波探头11中的接收天线33的信号，检测超声波探头11的插入轴方向上的移动速度。 控制单元25基于检测到的移动速度控制超声波束的方向的数量，每个超声波束的扫描范围和每个超声波束的扫描定时，并使超声波束的扫描速度恒定。 按原样更改断层图像的采集时间。 由此，无论移动速度的变化如何，都能够使断层图像的获取时间间隔恒定，并且可以生成在插入轴方向上具有较小密度并且景深不均匀性较小的三维图像。 [选图]图1

