

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02002/039901

発行日 平成16年3月18日 (2004.3.18)

(43) 国際公開日 平成14年5月23日 (2002.5.23)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/06

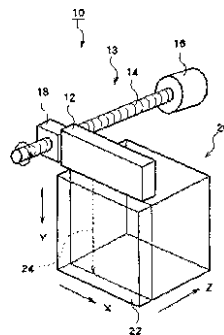
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

出願番号	特願2002-542278 (P2002-542278)	(71) 出願人	390029791
(21) 国際出願番号	PCT/JP2001/009987		アロカ株式会社
(22) 国際出願日	平成13年11月15日 (2001.11.15)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(31) 優先権主張番号	特願2000-348357 (P2000-348357)	(74) 代理人	100075258
(32) 優先日	平成12年11月15日 (2000.11.15)		弁理士 吉田 研二
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100096976
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP, KR, US		弁理士 石田 純
		(72) 発明者	望月 剛
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波診断装置は、三次元エコーデータ取込領域を形成する。ビームアドレスアレイは、三次元エコーデータ取込空間を構成する複数の超音波ビームのアドレスによって構成される。ビームアドレスアレイは複数のアドレスグループに区分され、各アドレスグループごとに2回のアドレススキャンが繰り返し実行される。これにより、同じビーム位置で取得された2つのデータの差分演算などを行う場合に、2つのデータの時間間隔が短くなる。生体組織内における超音波コントラスト剤の存在又は挙動が三次元差分画像として表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ビームアドレスアレイに対して複数のアドレスグループを設定するグループ設定手段と、
前記各アドレスグループごとに反復的にビームアドレスの選択を行いながら、前記ビーム
アドレスアレイを構成する複数のビームアドレスを選択するための反復的シーケンスを設
定するシーケンス設定手段と、
前記シーケンス設定手段によって設定された反復的シーケンスに従って、ビームアドレス
を選択するアドレス選択手段と、
前記アドレス選択手段によって選択されたビームアドレスにおいて超音波ビームを形成す
るビーム形成手段と、
前記超音波ビームの形成によって得られたエコーデータに基づいて、超音波画像を形成す
る画像形成手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
前記ビームアドレスアレイを構成する複数のビームアドレスにおいて前記超音波ビームを
形成することにより三次元エコーデータ取込空間が形成され、
前記超音波画像は、前記三次元エコーデータ取込空間を表す画像であることを特徴とする
超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
前記三次元エコーデータ取込空間は複数の部分空間に区分され、
前記各アドレスグループが前記各部分空間に相当することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、
前記各部分空間は 1 又は複数の走査面によって構成され、
前記各走査面は、電子走査方向において順番に形成される複数の超音波ビームによって構
成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、
前記画像形成手段は、同じビームアドレスにおいて一定時間を隔てて取得された 2 つのエ
コーデータを用いて、前記一定時間内の変化を表す超音波画像を形成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 5 記載の装置において、
前記画像形成手段は、前記 2 つのエコーデータに関連する差分演算を行う差分演算器を含
むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、
前記超音波画像は、生体に注入された超音波コントラスト剤を表す画像であることを特徴
とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 記載の装置において、
前記ビーム形成手段は、
前記超音波ビームを電子走査するための一次元アレイ振動子を備えた振動子ユニットと、
前記振動子ユニットを機械走査する機械走査機構と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の装置において、
前記機械走査機構は、前記反復的シーケンスに従って、前記振動子ユニットを機械走査す

50

ることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の装置において、
前記機械走査機構は、前記振動子ユニットを機械走査方向へ前進運動させる途中で当該振動子ユニットを段階的に後進運動させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 記載の装置において、
前記ビーム形成手段は、二次元アレイ振動子を含み、
前記超音波ビームが二次元的に電子走査されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 1 記載の装置において、
前記ビーム形成手段は、前記超音波ビームを第 1 走査方向へ走査して走査面を形成し、その走査面の形成位置を第 2 走査方向へ前進させ、
前記走査面の形成位置を第 2 走査方向へ前進させる過程で、前記各アドレスグループに対応した区間ごとに前進が反復されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 1 記載の装置において、
前記複数のアドレスグループは、前記ビームアドレスアレイに対してマトリックス状に設定されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 1 3 記載の装置において、
前記各アドレスグループは、複数のビームアドレス列によって構成され、前記各ビームアドレス列ごとに超音波ビームが電子走査されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 1 記載の装置において、
前記各アドレスグループは、前記ビームアドレスアレイ上においてランダム的に設定された複数のビームアドレスによって構成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】

請求項 1 記載の装置において、
前記ビームアドレスアレイは複数の受信ビームアドレスによって構成され、
前記各アドレスグループにおいては、1 回の送受信当たり、1 つの送信ビームが形成され、且つ、複数の受信ビームが同時形成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】

二次元のビームアドレスアレイに対して複数のアドレスグループを設定する設定部と、
前記各アドレスグループごとに反復的にビームアドレスを選択しながら、前記ビームアドレスアレイを構成する複数のビームアドレスを選択するためのシーケンスを設定するシーケンサと、
前記シーケンサによって設定されたシーケンスに従って、ビームアドレスを選択するアドレスコントローラと、
前記アドレスコントローラによって選択されたビームアドレスにおいて超音波ビームを形成するビームフォーマと、
前記超音波ビームの形成によって得られたエコーデータに基づいて、超音波画像を形成する画像形成部と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 18】

請求項 1 7 記載の装置において、
前記各アドレスグループごとに、それに属する複数のビームアドレスを順番に選択する工程が少なくとも 2 回繰り返されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 19】

請求項 1 7 記載の装置において、

10

20

30

40

50

前記ビームアドレスアレイは、複数の受信ビームアドレスによって構成され、
前記各アドレスグループごとに、それに属する複数の受信ビームアドレスを一括して選択する工程が少なくとも2回繰り返されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項20】

超音波コントラスト剤が注入された生体組織内に三次元エコーデータ取込空間を形成する超音波診断装置において、

前記三次元エコーデータ取込空間に複数の部分空間を設定する手段と、

前記各部分空間ごとに超音波の送受波を複数回繰り返しながら前記三次元エコーデータ取込空間に対するビームスキャンを行う手段と、

前記各部分空間ごとに複数回の超音波の送受波を行って得られるエコーデータに基づいて 10

、前記超音波コントラスト剤の存在又は挙動を表す部分画像を形成する手段と、

前記複数の部分空間についての部分画像を合成して超音波画像を形成する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項21】

三次元エコーデータ取込空間を形成するための超音波ビームの二次元走査方法であって、

前記三次元エコーデータ取込空間に対して複数の部分空間を定める工程と、

前記各部分空間を複数回ずつ選択しながら前記複数の部分空間を順番に選択するシーケンスを設定する工程と、

前記シーケンスに従って前記超音波ビームを二次元走査する工程と、

を含むことを特徴とする方法。 20

【発明の詳細な説明】

技術分野

本発明は、超音波診断装置（U l t r a s o n i c D i a g n o s t i c A p p a r a t u s）に関し、特に、三次元（3D）エコーデータ取込空間を形成する超音波診断装置に関する。

背景技術

三次元超音波画像を形成する超音波診断装置が実用化されている。かかる超音波診断装置は、超音波ビームの電子走査を行うための複数の振動素子を備えたアレイ振動子ユニット、及び、そのアレイ振動子ユニットを機械的に走査する機械走査機構、等を備えている。そのような構成を利用して、複数の走査面からなる三次元エコーデータ取込空間が形成される。三次元エコーデータ取込空間内で取得された多数のエコーデータに基づいて、三次元超音波画像（例えば、投影画像）が形成される。上記の走査面は、超音波ビームの電子走査によって形成され、換言すれば、複数の超音波ビーム（音線）によって構成される。よって、三次元エコーデータ取込空間は、超音波ビームの集合体（超音波ビームアレイ）である。一方、複数の振動素子が二次元配列された2Dアレイ振動子を利用して、三次元エコーデータ取込空間を形成する他の超音波診断装置も提案されている。この装置では、超音波ビームの二次元の電子走査によって（振動子の機械走査を行うことなく）、三次元エコーデータ取込空間が形成される。 30

ところで、最近、超音波コントラスト剤（超音波造影剤）を生体組織（例えば血管）内に注入し、その超音波コントラスト剤からのエコーを画像化する超音波診断装置が実用化されている。通常、組織からのエコーに比べて、血液からのエコーは微弱である。一方、超音波コントラスト剤からのエコーは比較的強い。その性質を利用して、血管が画像化される。具体的には、コントラスト剤は、多数のマイクロバブル（所定構造をもった微小気泡）によって構成される。マイクロバブルに超音波が到達すると、マイクロバブルが破裂又は消失するが、それと同時に、歪んだ反射波（エコー）が生じる。そのエコーの基本波成分あるいは高調波成分を用いて超音波画像が形成される。 40

超音波コントラスト剤を構成するマイクロバブルの破裂又は消失の前後で取得された2つのエコーデータの比較を行えば、あるいは、超音波コントラスト剤の移動の前後で取得された2つのエコーデータの比較を行えば、超音波コントラスト剤の存在又は挙動などを明瞭に画像化することが可能である。 50

一般に、超音波コントラスト剤の注入は、生体組織への注入開始後から一定期間にわたって継続的に行われる。同一のビームアドレスで取得された2つのデータ（エコーデータあるいは画素データ）の比較を行う場合において、それら2つのデータ間の時間間隔があまり大きいと、超音波コントラスト剤を的確に画像化することが難しくなる。例えば、血管内のある局所部位において、超音波の1回目の照射によって超音波コントラスト剤が破裂又は消失した後に、直ちに2回目の超音波の照射が行われず、血流の流れによってその局所部位に超音波コントラスト剤が十分補充されてから、2回目の超音波の照射を行っても、1回目の照射時のデータと2回目の照射時のデータの差分は大きくならない。

更に説明すると、従来において、上記の三次元エコーデータ取込空間を形成する場合には、上記のように、走査面が一定速度で走査（例えば機械走査）される。この場合、走査面の走査1回当たり、例えば1秒を要する。よって、走査面の2回の連続走査を行った場合において、同一のビームアドレスにおいて得られる2つのデータの時間間隔は例えば1秒となる。その結果、2つのデータの対比等によって、瞬時現象を検知することが難しくなる。

発明の開示

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、三次元エコーデータ取込領域を形成するための新しい超音波ビームスキャン方法を提供することにある。

本発明の他の目的は、超音波コントラスト剤の挙動又は変化を超音波画像として表示する場合における最適な超音波ビームスキャンを提供することにある。

本発明の他の目的は、三次元データ取込領域内における瞬時現象を計測できるようにすることにある。

（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、ビームアドレスアレイに対して複数のアドレスグループを設定するグループ設定手段と、前記各アドレスグループごとに反復的にビームアドレス選択を行いながら、前記ビームアドレスアレイを構成する複数のビームアドレスを選択するための反復的シーケンスを設定するシーケンス設定手段と、前記シーケンス設定手段によって設定された反復的シーケンスに従って、ビームアドレスを選択するアドレス選択手段と、前記アドレス選択手段によって選択されたビームアドレスにおいて超音波ビームを形成するビーム形成手段と、前記超音波ビームの形成によって得られたエコーデータに基づいて、超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

上記構成によれば、ビームアドレスアレイに対する一連のアドレス選択の過程において、アドレスグループごとに、反復的にビームアドレスが選択される。よって、同じビームアドレスにおいて取得される複数のエコーデータの時間間隔を従来方法よりも短くすることができる。アドレスグループの設定方法を変えれば、前記時間間隔を自在に可変することもできる。

望ましくは、前記ビームアドレスアレイを構成する複数のビームアドレスにおいて前記超音波ビームを形成することにより三次元エコーデータ取込空間が形成され、前記超音波画像は、前記三次元エコーデータ取込空間を表す画像である。

望ましくは、前記三次元エコーデータ取込空間は複数の部分空間に区分され、前記各アドレスグループが前記各部分空間に相当する。

望ましくは、前記各部分空間は1又は複数の走査面によって構成され、前記各走査面は、電子走査方向において順番に形成される複数の超音波ビームによって構成される。

望ましくは、前記画像形成手段は、同じビームアドレスにおいて一定時間を隔てて取得された2つのエコーデータを用いて、前記一定時間内の変化を表す超音波画像を形成する。

望ましくは、前記画像形成手段は、前記2つのエコーデータに関連する差分演算を行う差分演算器を有する。

例えば、差分演算器は、2つのエコーデータについての差分演算、あるいは、2つのエコーデータから算出された2つの画素データについての差分演算を行う。

望ましくは、前記超音波画像は、生体に注入された超音波コントラスト剤を表す画像である。

10

20

30

40

50

望ましくは、前記ビーム形成手段は、前記超音波ビームを電子走査するための一次元アレイ振動子を備えた振動子ユニットと、前記振動子ユニットを機械走査する機械走査機構と、を含む。

望ましくは、前記機械走査機構は、前記反復的シーケンスに従って、前記振動子ユニットを機械走査する。

望ましくは、前記機械走査機構は、前記振動子ユニットを機械走査方向へ前進運動させる途中で当該振動子ユニットを段階的に後進運動させる。

望ましくは、前記ビーム形成手段は、二次元アレイ振動子を含み、前記超音波ビームが二次元的に電子走査される。

望ましくは、前記ビーム形成手段は、前記超音波ビームを第1走査方向へ走査して走査面を形成し、その走査面の形成位置を第2走査方向へ前進させ、前記走査面の形成位置を第2走査方向へ前進させる過程で、前記各アドレスグループに対応した区間ごとに前進が反復される。 10

望ましくは、前記複数のアドレスグループは、前記ビームアドレスアレイに対してマトリックス状に設定される。

望ましくは、前記各アドレスグループは、複数のビームアドレス列によって構成され、前記各ビームアドレス列ごとに超音波ビームが電子走査される。

望ましくは、前記各アドレスグループは、前記ビームアドレスアレイ上においてランダム的に設定された複数のビームアドレスによって構成される。

望ましくは、前記ビームアドレスアレイは複数の受信ビームアドレスによって構成され、前記各アドレスグループにおいては、1回の送受信当たり、1つの送信ビームが形成され、且つ、複数の受信ビームが同時形成される。 20

(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、二次元のビームアドレスアレイに対して複数のアドレスグループを設定する設定部と、前記各アドレスグループごとに反復的にビームアドレスを選択しながら、前記ビームアドレスアレイを構成する複数のビームアドレスを選択するためのシーケンスを設定するシーケンサと、前記シーケンサによって設定されたシーケンスに従って、ビームアドレスを選択するアドレスコントローラと、前記アドレスコントローラによって選択されたビームアドレスにおいて超音波ビームを形成するビームフォーマと、前記超音波ビームの形成によって得られたエコーデータに基づいて、超音波画像を形成する画像形成部と、を含むことを特徴とする。 30

望ましくは、前記各アドレスグループごとに、それに属する複数のビームアドレスを順番に選択する工程が少なくとも2回繰り返される。

望ましくは、前記ビームアドレスアレイは、複数の受信ビームアドレスによって構成され、前記各アドレスグループごとに、それに属する複数の受信ビームアドレスを一括して選択する工程が少なくとも2回繰り返される。

(3) 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、超音波コントラスト剤が注入された生体組織内に三次元エコーデータ取込空間を形成する超音波診断装置において、前記三次元エコーデータ取込空間に複数の部分空間を設定する手段と、前記各部分空間ごとに超音波の送受波を複数回繰り返しながら前記三次元エコーデータ取込空間に対するビームスキャンを行う手段と、前記各部分空間ごとに複数回の超音波の送受波を行って得られるエコーデータに基づいて、前記超音波コントラスト剤の存在又は挙動を表す部分画像を形成する手段と、前記複数の部分空間についての部分画像を合成して超音波画像を形成する手段と、を含むことを特徴とする。 40

(4) また、上記目的を達成するために、本発明に係る方法は、三次元エコーデータ取込空間を形成するための超音波ビームの二次元走査方法であって、前記三次元エコーデータ取込空間に対して複数の部分空間を定める工程と、前記各部分空間を複数回ずつ選択しながら前記複数の部分空間を順番に選択するシーケンスを設定する工程と、前記シーケンスに従って前記超音波ビームを二次元走査する工程と、を含むことを特徴とする。

好適な実施形態

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

図1は、超音波診断装置が有する三次元エコーデータ取込用超音波探触子10の概略的な構成を示す斜視図である。

三次元エコーデータ取込用超音波探触子10は、アレイ振動子ユニット12と、機械走査機構13と、図示されていない位置検出器と、を有する。アレイ振動子ユニット12は、直線状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子（図示せず）を有している。そのアレイ振動子を用いて超音波ビーム24が電子走査される。図1に示す電子走査は電子リニア走査である。電子走査の方式としては、その他に電子セクタ走査などがある。超音波ビーム24の電子走査によって、走査面22が形成される。図1において、走査面22は矩形である。一方、電子セクタ走査が行われる場合には、走査面22はセクタ状となる。通常、1回の送受信で、1つの送信ビームと1つの受信ビームが形成される。但し、1つの送信ビーム（ブロード送信ビーム）に対して、複数の受信ビームが同時形成されてもよい。これについては後述する。

機械走査機構13は、アレイ振動子ユニット12の機械的な走査を行う機構である。機械走査機構13は、駆動モータ16と、送りネジ14と、軸受部18と、を有する。送りネジ14に軸受部18が取り付けられている。その結合関係により、駆動モータ16を一方方向に回転させると、アレイ振動子ユニット12がZ方向における一方方向（正方向）に運動し、また、駆動モータ16を他方方向に回転させると、アレイ振動子ユニット12がZ方向における他方方向（負方向）に運動する。後述のように、機械走査機構13は、アレイ振動子ユニット12をZ方向において前進運動させる場合に、その途中における各段階で後進運動させる。つまり、バックステッチ（backstitch）に似た機械走査が実行される。

アレイ振動子ユニット12の送受波面（図1において下面）を生体の表面に直接的に接触させてもよいし、その送受波面と生体の表面との間にカップリング液体を介在させてもよい。後者の場合、カップリング液体は、超音波探触子12のケース（図示せず）内に收容される。後述するように、2Dアレイ振動子を用いれば、上記の機械走査に代えて電子走査を行える。つまり、超音波ビームをX方向及びZ方向の両方向において電子走査することができる。超音波探触子12は生体の表面に当接して用いられるのが望ましいが、食道、直腸、血管などの管状の組織に挿入されてもよい。診断対象は人体であるのが望ましいが、人体以外の動物であってもよい。

以上のように、超音波ビーム24の電子走査（第1走査）及び走査面22の機械走査（第2走査）がなされる。一般に、電子走査は、機械走査よりも極めて高速である。電子走査を繰り返し行いながら、それと並行して、機械走査を実行すると、三次元エコーデータ取込領域20が形成される。三次元データ取込領域20は、多数の走査面22の集合体とみなせる。図1において、三次元データ取込領域20は立方体である。一方、電子セクタ走査が用いられる場合、三次元データ取込領域はおおよそ角錐形状となる。ちなみに、図1において、Y方向は超音波ビーム24に沿った深さ方向であり、X方向は電子走査方向（第1走査方向）である。Z方向は機械走査方向（第2走査方向）である。

図2には、二次元的なビームアドレスアレイ30が示されている。このビームアドレスアレイは、X-Z面上に構成される。図2においては、各ビームアドレス（超音波ビームの形成中心点）が黒点によって表されている。具体的には、ビームアドレスアレイ30は、#1～#nまでのn個のビームアドレスによって構成されている。このビームアドレスアレイ30を構成する個々のビームアドレスにおいて、超音波ビーム（送波ビーム及び受波ビーム）を形成することにより、結果として、三次元エコーデータ取込領域が形成される。X方向に一列に並んだ複数のビームアドレス（ビームアドレス列）は走査面22に相当する。超音波ビームの電子走査を行いながら、並行して、走査面22がそれに直交する方向に機械走査されるため、走査面22はZ方向にやや傾斜する（図2参照）。しかし、機械走査の速度と比較して、電子走査は一般に高速なので、走査面22の傾斜については事実上無視することができる。なお、Z方向の各位置において、アレイ振動子ユニットを間欠的に一時停止させ、各停止位置で電子走査を行うこともできる（この場合には走査面22の傾斜はなくなる）。また、2Dアレイ振動子を利用すれば、上記傾斜を解消すること

10

20

30

40

50

ができる。

本実施形態においては、このように構成される n 個のビームアドレス（ビームアドレスアレイ30）が複数のアドレスグループに仮想的に区分される。図2においては、それらのアドレスグループがS1, S2, S3, S4のシンボルによって表されている。ここで、例えば、アドレスグループS1は、#1のビームアドレスから# i のビームアドレスまでの i 個のビームアドレスによって構成される。他のアドレスグループS2-S4も上記同様に i 個のビームアドレスを有している。各アドレスグループが互いに同じ個数のビームアドレスを有するのが望ましいが、各アドレスグループごとにビームアドレスの個数を変えてもよい。アドレスグループの個数（あるいは、各アドレスグループを構成するビームアドレスの個数）を、ユーザーが可変設定できるようにしてもよい。あるいは、動作モード又は計測条件などに応じて、自動的に前記個数が可変設定されるようにしてもよい。

本実施形態においては、1つの三次元エコーデータ取込空間を形成する過程において、各アドレスグループごとに、一連のビームアドレスのスキャンが2回ずつ実行されている。すなわち、例えば、アドレスグループS1に着目すると、まず#1から# i までビームアドレスが順番に選択され（超音波ビームが順番に形成され）、次に、再び、#1から# i までのビームアドレスが順番に選択される（超音波ビームが順番に形成される）。そして、このような反復的スキャンが各アドレスグループごとに実行される。その結果、最終的に、全部のビームアドレスについて2回ずつ超音波ビームが形成されることになる。このような“反復的シーケンス”に従って、一連のビームアドレスを順番に選択することによって、三次元エコーデータ取込空間が形成される。その場合において、アレイ振動子ユニット12は、Z方向における前進運動の途中における各段階で所定距離だけ後進運動する。そして、必要に応じて、三次元エコーデータ取込空間20が繰り返し形成される。三次元エコーデータ取込空間20は、Z方向における正方向のスキャンを行う場合だけ形成されるようにしてもよいし、Z方向における正方向（往路）と負方向（復路）の両方で形成されるようにしてもよい。いずれの場合においても、三次元エコーデータ取込空間20を繰り返し形成する場合に、同一の反復的シーケンスを適用するようにしてもよいし、異なる反復的シーケンスを適用するようにしてもよい。また、各アドレスグループごとに行われるアドレススキャンの回数は、2回であるのが望ましいが、3回以上に設定されるようにしてもよい。

図3及び図4を用いて、従来のアドレススキャン方式と本実施形態のアドレススキャン方式を対比する。図3には従来方式によるアドレススキャン方式が示されており、図4には本実施形態のアドレススキャン方式が示されている。図3及び図4において、横軸はZ方向を示している。縦軸は経過時間 t を示している。ここでは、従来方式と本実施形態の方式とで、電子走査速度及び機械走査速度が両方とも同一であるものと仮定している。

図3に示すように、従来においては、ビームアドレスの区分あるいは区画は存在しない。1番の（最初の）ビームアドレスから n 番の（最終の）ビームアドレスまで、ビームアドレスが1つずつ順番に選択される。つまり、1回のアドレススキャン全体に着目すると、個々のビームアドレスの選択は1回だけである。よって、全ビームアドレスをスキャンするのに要する時間は 4τ である。そして、差分画像を形成するための2回のアドレススキャンに要する時間は 8τ である。

これに対して、本実施形態においては、図4に示すように、各アドレスグループを単位として、2回ずつアドレススキャン（2回のサブスキャン）が実行されている。すなわち、例えば、アドレスグループS1については τ の時間をかけて1回目のアドレススキャンが実行され、引き続いて、 τ の時間をかけて2回目のアドレススキャンが再び実行される。これに続いて、アドレスグループS2についても、 τ の時間をかけて1回目のアドレススキャンが実行され、引き続いて、 τ の時間をかけて2回目のアドレススキャンが再び実行される。これがアドレスグループS3, S4についても同様に実行される。その結果、全部のビームアドレスについてアドレススキャンを行うのに要する期間は 8τ となる。

よって、Z方向のスタート点からエンド点までの1回のZスキャン時間を単純に比較すると、従来方式よりも本実施形態の方式の方が2倍の時間かかっている。しかし、差分画像

10

20

30

40

50

を形成するために必要なトータルの時間は、従来方式及び本実施形態とも8τであり、同一である。本実施形態においては、個々のアドレスグループ（すなわち、三次元エコーデータ取込領域における個々の“部分空間”）ごとに2回のアドレススキャンが実行される。その2回のアドレススキャンの間隔は短時間である。本実施形態によれば、例えば、あるビームアドレスについて着目すると、第1回目の送受波（超音波ビームの形成）から第2回目の送受波（超音波ビームの形成）までに要する時間を従来の4分の1にすることが可能となる。その結果、各アドレスグループに対応する部分空間ごとに、短時間の間隔で2つのビームスキャンを達成できる。よって、当該部分空間において生じた激しい変化を克明に画像化することが可能となる。この利点は、三次元データ取込空間の全体にわたって得られる。

10

したがって、例えば生体内に超音波コントラスト剤を注入し、その注入直後から生体内における超音波コントラスト剤の挙動を観察するような場合において、各部分空間ごとに2つの画像データ（画素データ又はエコーデータでもよい）の差分演算を行うことができる。よって、超音波コントラスト剤の挙動を的確に捉えた超音波画像を形成することが可能となる。もちろん、差分演算は必ずしも行わなくてよい。

図5及び図6には、スキャン方式の他の例が示されている。

図5に示す例においては、ビームアドレスアレイ30が複数のブロックB1～Bmによって分割されている。複数のブロックB1～Bmはマトリクス状に配列されている。そして、各ブロックごとに、互いに並行に複数回の超音波ビームスキャンが実行される。しかも、それが各ブロックごとに2回ずつ反復して実行されている。このような方式によっても図4に示した方式と同様の作用効果を得られる。ただし、この図5に示すようなビームアドレスの選択を行う場合には2Dアレイ振動子を用いて、X方向及びZ方向の両方向において電子走査を行えるようにするのが望ましい。このことは以下に説明する図6に示す方式についても同様である。

20

図6に示すグループ構成例においては、黒点で示されるようなランダム的に存在する複数のアドレスが1つのアドレスグループを構成しており、ビームアドレスアレイ30全体として複数のアドレスグループが設定されている。そして、上述した実施形態と同様に、各アドレスグループごとに複数回のアドレススキャンが実行されている。このような方式によっても上記同様の作用効果を得ることが可能である。

図8には、スキャン方式の更に他の例が示されている。この例では、2Dアレイ振動子が用いられる。ビームアドレスアレイ30は、マトリックス状に配列された多数の“受信”ビームアドレスを表している。図8において、各受信ビームアドレスは、黒点で示されている。また、送信ビームアドレス52はXで表されている。ビームアドレスアレイ30は、ブロック50-1からブロック50-mまでのm個のブロック50によって区分されている。1番目からm番目までのブロックについて順番に2回ずつ超音波の送受信がなされる。具体的には、ブロック50-1において、送信ビームアドレスXを中心として、1つのブロードな送信ビームが形成され、その直後、例えば16個の受信ビームが同時に形成される。これに引き続いて、同一のブロック50-1について、同様の送受信がなされる。次に、ブロック50-2について、ブロック50-1と同様に、2回の送受信が実行される。そして、これが最後のブロック50-mまで繰り返される。要するに、ビームアドレスアレイ30全体として(2×m)回の送受信がなされる。この方式においても、各ブロックごとに、短時間の間に2つの画像データ（エコーデータ）を取得できる。

30

40

図7は、図4に示したスキャン方法を実現する超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

三次元エコーデータ取込用超音波探触子10は、図1に示したように、アレイ振動子ユニット12、機械走査機構13、位置検出器15、などを有する。

位置検出器15は、機械走査方向すなわちZ方向において、アレイ振動子ユニット12の位置を検出する。その検出信号が後述する制御部36に出力されている。アレイ振動子ユニット12には送信部32が接続されており、その送信部32から、複数の振動素子に対して複数の送信信号が供給される。またアレイ振動子ユニット12には受信部34が接続

50

されており、複数の振動素子からの複数の受信信号が受信部 3 4 に入力される。受信部 3 4 において、それらの複数の受信信号に対する整相加算がなされる。すなわち、送信部 3 2 はいわゆる送信ビームフォーマーとして機能し、受信部 3 4 は受信ビームフォーマーとして機能する。1つの送信ビーム当たり k 個の受信ビームを形成する場合には、通常、 k 個の受信部が並列的に設けられる。

制御部 3 6 は、アドレスグループ単位での反復的なアドレススキャンを実現するためのアドレス選択用の反復的シーケンスに従って、電子走査及び機械走査を制御する。

シーケンス設定部 4 0 は、ユーザーによって操作される入力手段として構成される。このシーケンス設定部 4 0 によって、アドレスグループの設定を自由に行うことが可能である。また各アドレスグループごとの反復的なアドレススキャン回数などを任意に設定することができる。このように設定された反復的選択シーケンスのデータは、制御部 3 6 内に設けられたメモリ上に格納される。そして、そのメモリから反復的シーケンスのデータが読み出され、制御部 3 6 がそのデータに従って、機械的走査機構 1 3 による機械走査の制御と超音波ビームの電子走査の制御を行っている。ちなみに、制御部 3 6 からドライバ 3 8 に対して制御信号が入力され、ドライバ 3 8 はその制御信号に従って機械走査機構 1 3 に含まれる駆動モータへドライブ信号を出力する。

受信部 3 4 の後段には、図 7 に示す構成例では、2つの 3 Dメモリ 4 2, 4 4 が設けられている。3 Dメモリ 4 2 には、各アドレスグループごとに、1 回目のスキャンによって得られた複数の受信信号（エコーデータセット）が格納される。また、3 Dメモリ 4 4 には、各アドレスグループごとに、2 回目のスキャンによって得られた複数の受信信号（エコーデータセット）が格納される。もちろん、これらのメモリを単一メモリとして構成することも可能である。

画像処理部 4 6 は、各アドレスグループごとに、1 回目のアドレススキャンによって得られたエコーデータ（あるいは画像データ）と、2 回目のアドレススキャンによって得られたエコーデータ（あるいは画像データ）、の差分を演算することによって、三次元の差分画像を形成する機能を有している。各アドレスグループごとに（すなわち部分空間ごとに）、部分的な差分画像（部分画像）が形成される。画像処理部 4 6 は複数の部分画像を合成することによって、三次元エコーデータ取込空間の全体を表す三次元差分画像を形成する。そのような三次元差分画像が表示部 4 8 に表示される。画像処理部における処理方法は、上述した差分演算に限られない。例えば 1 回目のビームスキャンで得られたエコーデータと、2 回目のビームスキャンで得られたエコーデータとを所定演算によって合成するようにしてもよい。三次元画像の構築方法としては、各種の手法を用いることができ、積算法、最大値検出法、平均値検出法、ボリュームレンダリング法、などをあげることができる。

上記の三次元差分画像によれば、既に説明したように、例えば、超音波コントラスト剤の挙動又は変化を克明に可視化することが可能であり、疾病診断上、貴重な情報を提供できるという利点がある。

本実施形態において、アドレスグループを 1つの走査面に対応させることも可能である。また、図 7 に示した実施形態においては、アレイ振動子ユニット 1 2 が機械走査されたが、上述したように 2 Dアレイ振動子を利用すれば、電子的な制御によって上記同様の反復的シーケンスに従ったアドレススキャンを実現できる。その場合には、振動子を実際に移動させる必要がないので簡便である。

以上説明したように、本実施形態によれば、三次元エコーデータ取込空間を形成するための新しいアドレススキャン方法を提供できる。特に、そのアドレススキャン方法は、超音波コントラスト剤を画像化する場合に適する方法である。

【図面の簡単な説明】

図 1 は、実施形態に係る三次元エコーデータ取込用超音波探触子の要部を示す概念図である。

図 2 は、 n 個のビームアドレス（ビームアドレスアレイ）を示す図である。

図 3 は、従来のアドレス選択用シーケンスを説明するための図である。

10

20

30

40

50

図 4 は、実施形態に係るアドレス選択用シーケンスを説明するための図である。

図 5 は、他の実施形態に係るアドレス選択用シーケンスを示す図である。

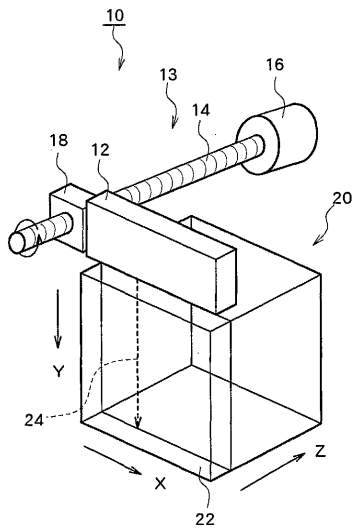
図 6 は、更に他の実施形態に係るアドレス選択用シーケンスを説明するための図である。

図 7 は、実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

図 8 は、1つの送信ビームに対して複数の受信ビームが同時形成される場合におけるアドレス選択用シーケンスを説明するための図である。

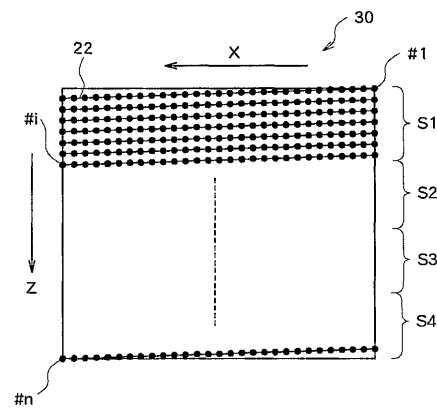
【図 1】

図 1



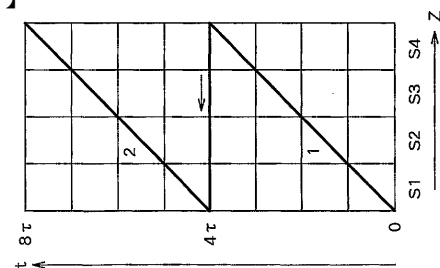
【図 2】

図 2



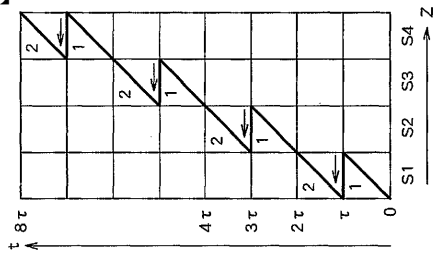
【図 3】

図 3



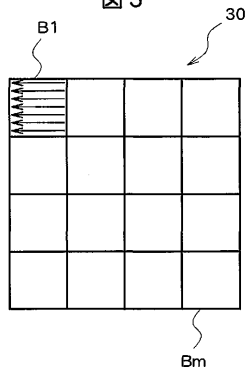
【図 4】

図 4



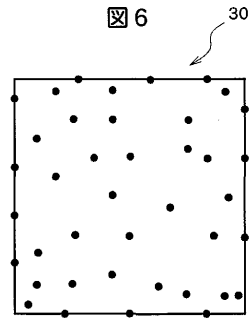
【図 5】

図 5



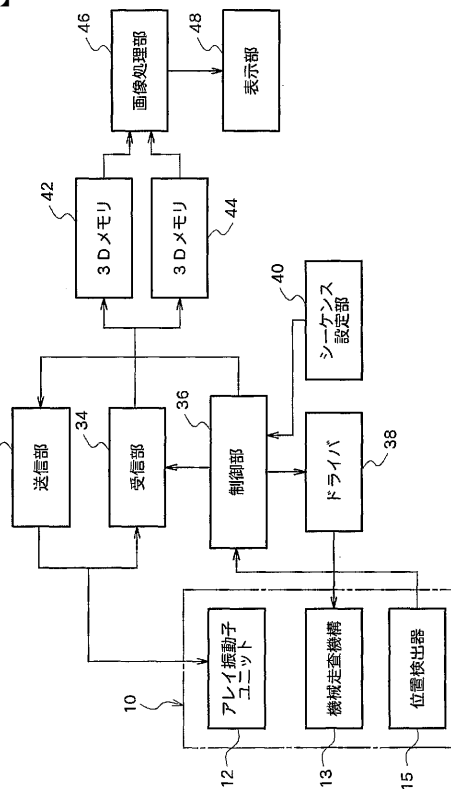
【図 6】

図 6



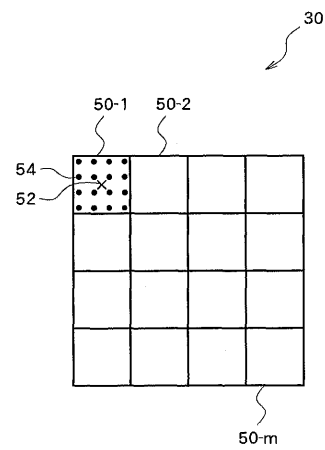
【図 7】

図 7



【図 8】

図 8



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP01/09987
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 A61B8/00-8/15		
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 1994-2002 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002		
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.
X	JP 4-183457 A (Hitachi Medical Corporation), 30 June, 1992 (30.06.1992), Full text; all drawings	1, 5, 6
Y	Full text; all drawings & US 5233993 A	2-4, 7-21
Y	JP 5-344975 A (Toshiba Medical Eng. Co., Ltd.), 27 December, 1993 (27.12.1993), Full text; all drawings (Family: none)	2-4, 7-21
A	JP 2000-60855 A (General Electric Company), 29 February, 2000 (29.02.2000), Full text; all drawings & US 5961463 A & EP 952461 A	7, 20
A	JP 11-299786 A (Matsushita Electric Ind. Co., Ltd.), 02 November, 1999 (02.11.1999), Full text; all drawings (Family: none)	15
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 document 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 "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 22 January, 2002 (22.01.02)		Date of mailing of the international search report 05 February, 2002 (05.02.02)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP01/09987	
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		A61B8/00-8/15	
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	
日本国公開実用新案公報		1971-2002	
日本国登録実用新案公報		1994-2002	
日本国実用新案登録公報		1996-2002	
国際調査で利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. 要述すると認められる文献			
引用文献の カテゴリ*	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	
X	JP 4-183457 A (株式会社日立メデイコ) 1992. 06. 30 全文、全図	1,5,6 2-4,7-21	
Y	& US 5233993 A		
Y	JP 5-344975 A (東芝メディカルエンジニアリング 株式会社) 1993. 12. 27 全文、全図 (ファミリーなし)	2-4,7-21	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの 「B」 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」 優先権主張に拠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			
の日の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つ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つて、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つて、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		国際調査報告の発送日	
22. 01. 02		05.02.02	
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) 神谷 直慈 電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP01/09987
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
A	JP 2000-60855 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2000.02.29 全文、全図 & US 5961463 A & EP 952461 A	7, 20
A	JP 11-299786 A (松下電器産業株式会社) 1999.11.02 全文、全図 (ファミリーなし)	15

(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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項(実用新案法第 4 8 条の 1 3 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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2002039901A1	公开(公告)日	2004-03-18
申请号	JP2002542278	申请日	2001-11-15
[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	望月 剛		
发明人	望月 剛		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/4209 A61B8/4281 A61B8/481 A61B8/483 G01S7/52039 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8918 G01S15/8925 G01S15/8945 G01S15/8993 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
优先权	2000348357 2000-11-15 JP		
其他公开文献	JP4138480B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于形成3-D回波数据捕获区域的超声诊断设备。束地址阵列由构成3-D回波数据捕获空间的多个超声束地址组成。波束地址阵列分为多个地址组，每个地址组重复执行两次地址扫描。因此，当对在相同光束位置中获取的两个数据执行差分操作时，缩短了两个数据之间的时间间隔。超声造影剂在生物组织中的存在或行为显示为3D差分图像。

