

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4138480号  
(P4138480)

(45) 発行日 平成20年8月27日(2008.8.27)

(24) 登録日 平成20年6月13日(2008.6.13)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2002-542278 (P2002-542278)  
 (86) (22) 出願日 平成13年11月15日(2001.11.15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2001/009987  
 (87) 国際公開番号 W02002/039901  
 (87) 国際公開日 平成14年5月23日(2002.5.23)  
 審査請求日 平成16年3月5日(2004.3.5)  
 (31) 優先権主張番号 特願2000-348357 (P2000-348357)  
 (32) 優先日 平成12年11月15日(2000.11.15)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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  
 (74) 代理人 100075258  
 弁理士 吉田 研二  
 (74) 代理人 100096976  
 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  
 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を形成するための二次元ビームアドレスアレイに対して、前記三次元エコーデータ取込空間を複数の部分空間に区分するための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、

前記各アドレスグループごとの反復的なビームアドレスの選択によって得られる複数のエコーデータにより、前記各部分空間内における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複数の部分画像を合成して、前記三次元エコーデータ取込空間内における前記超音波コントラスト剤の存在又は挙動を表す超音波画像を形成する手段と、

10

20

を含み、

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二次元アレイ振動子を備えた振動子ユニットと

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機械走査機構と、  
を含み、

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 2】

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を形成するための二次元ビームアドレスアレイに対して、前記三次元エコーデータ取込空間を複数の部分空間に区分するための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、

前記各アドレスグループごとの反復的なビームアドレスの選択によって得られる複数のエコーデータにより、前記各部分空間内における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複数の部分画像を合成して、前記三次元エコーデータ取込空間内における前記超音波コントラスト剤の存在又は挙動を表す超音波画像を形成する手段と、

を含み、

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 3】

請求項 2 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 4】

請求項 1 又は 2 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。

【発明の詳細な説明】

技術分野

本発明は、超音波診断装置 (Ultrasonic Diagnostic Apparatus) 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。

10

20

30

40

50

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。

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。

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。

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る。

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

10

20

30

40

50

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。

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。

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。

(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

10

20

30

40

50

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。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。

(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)内に収容される。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。

10

20

30

40

50

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レイ 30 が示されている。このビームアドレスレイは、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、アレキ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、アレキ振動子ユニット 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。

10

20

30

40

50

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4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8である。

10

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、 $t_1$ 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、 $t_2$ 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、 $t_1$ 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、 $t_2$ 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8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8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。

20

30

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。

40

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。

50

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。

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 34 に入力される。受信部 34 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 32 はいわゆる送信ビームフォーマーとして機能し、受信部 34 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 36 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 40 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 40 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 36 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 36 がそのデータに従って、機械的走査機構 13 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 36 からドライバ 38 に対して制御信号が入力され、ドライバ 38 はその制御信号に従って機械走査機構 13 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 34 の後段には、図 7 に示す構成例では、2 つの 3Dメモリ 42, 44 が設けられている。3Dメモリ 42 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、3Dメモリ 44 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 46 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 46 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 48 に表示される。画像処理部における処理方法

10

20

30

40

50

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12が機械走査されたが、上述したように2D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。

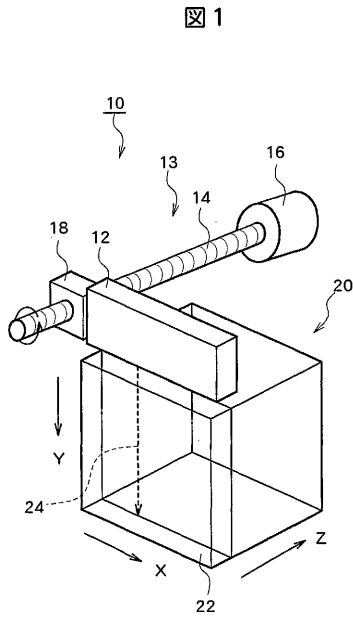
図7は、実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

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。

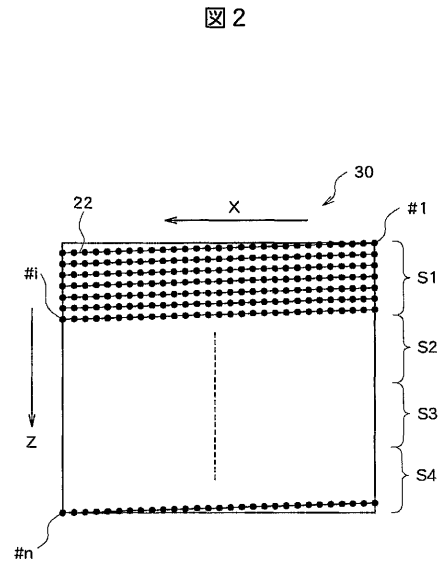
10

20

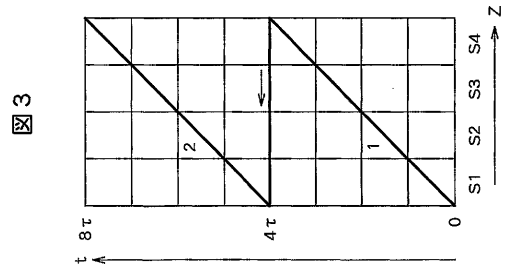
【 図 1 】



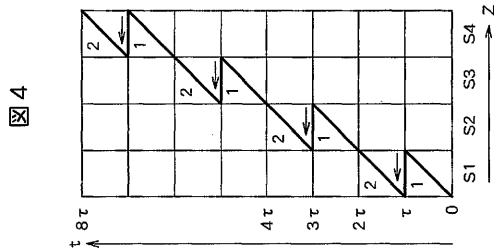
【 図 2 】



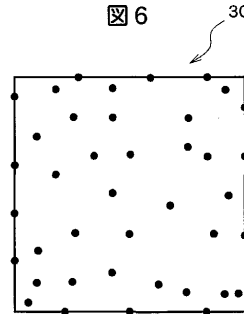
【 図 3 】



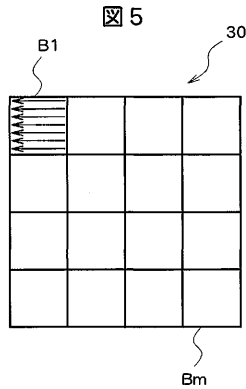
【 図 4 】



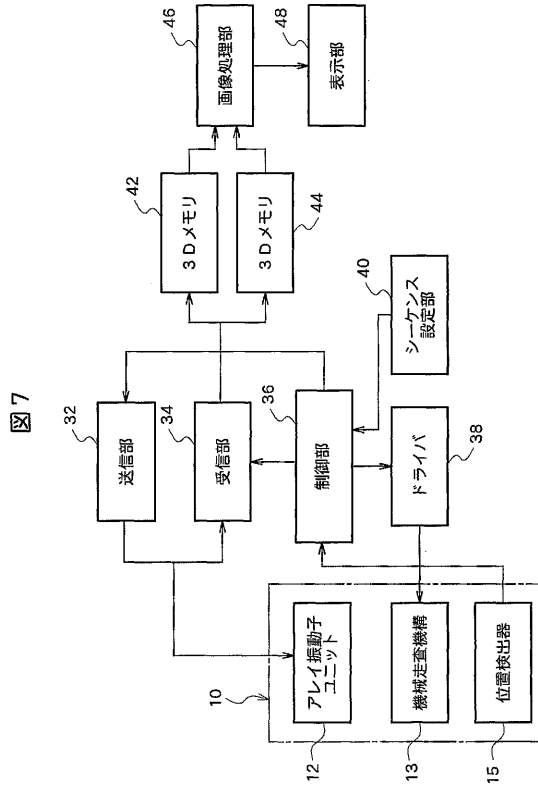
【 図 6 】



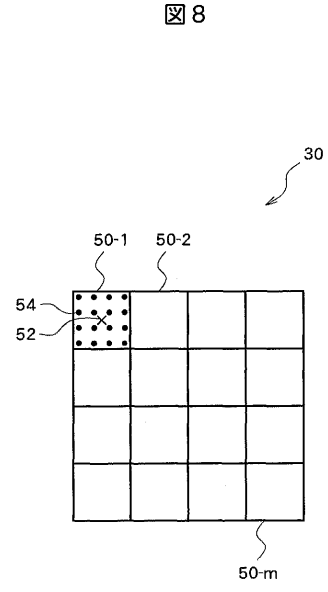
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭62-114539(JP,A)  
特開平05-344975(JP,A)  
特開平11-128231(JP,A)  
特開昭56-076941(JP,A)  
特開平11-299786(JP,A)  
特開平04-183457(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

PATOLIS

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4138480B2</a>	公开(公告)日	2008-08-27
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		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	望月刚		
发明人	望月 刚		
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		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	2000348357 2000-11-15 JP		
其他公开文献	JPWO2002039901A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

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。

