

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5576036号
(P5576036)

(45) 発行日 平成26年8月20日(2014.8.20)

(24) 登録日 平成26年7月11日(2014.7.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 1 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-270892 (P2008-270892)
 (22) 出願日 平成20年10月21日(2008.10.21)
 (65) 公開番号 特開2009-119250 (P2009-119250A)
 (43) 公開日 平成21年6月4日(2009.6.4)
 審査請求日 平成23年9月27日(2011.9.27)
 (31) 優先権主張番号 特願2007-275660 (P2007-275660)
 (32) 優先日 平成19年10月23日(2007.10.23)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 笠原 英司
 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 南川 泰裕

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】

周期運動する対象組織を含む三次元空間内で、対象組織を通る基準ビームと三次元空間内で走査される超音波ビームを形成するプローブと、

超音波ビームを走査制御することにより、前記三次元空間内において走査面を形成して走査面を移動させる走査制御部と、

前記走査制御により収集される複数の断層画像データの各々と、各断層画像データが得られたタイミングにおける基準ビームのエコーデータとを互いに対応付けて記憶するメモリと、

前記メモリに記憶された基準ビームのエコーデータに基づいて、対象組織の周期運動に
 対応した同期信号を生成する同期信号生成部と、

前記同期信号に基づいて、前記メモリに記憶された複数の断層画像データの中から同一時相に対応した断層画像データを抽出することにより、前記複数の断層画像データを並べ替えて、対象組織の三次元画像データを形成する画像形成部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

本発明は、超音波診断装置に関し、特に三次元超音波画像を形成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓などの運動を伴う組織の三次元超音波画像を形成する超音波診断装置が知られている。例えば、三次元空間内において超音波ビームをスキャン（走査）して三次元空間内からエコーデータを収集し、収集したエコーデータに基づいて三次元超音波画像を形成してリアルタイム表示する技術が知られている。但し、リアルタイム表示の場合には、スキャンレートとビーム密度とビーム範囲が互いにトレードオフの関係になるという原理的な制約がある。

10

【0003】

三次元超音波画像のリアルタイム表示における原理的な制約を回避するための技術も提案されている。例えば、特許文献1には、心電信号などに同期させて三次元空間内において走査面を少しずつ移動させながら、走査面の各位置において複数の時相に亘って複数の断層画像データを収集し、収集された複数の断層画像データを並べ替えて再構築して三次元画像データを形成する技術（再構築処理）が記載されている。この技術は、直接的に心電信号を得ることが困難な胎児などに適用することが難しい。

【0004】

また、特許文献2には、心電信号に換えて、ある時間間隔ごとにスキャンして再構築する技術が記載されている。しかし、この技術では、データ収集時に心電信号を利用していないため、例えば心電信号の周期よりも十分に長い間隔で走査面の位置を移動させる必要があるなど、データ収集のための時間が大きくなり、また、不要なデータを収集してしまうことからメモリの容量などが大きくなるなどの問題がある。

20

【0005】

【特許文献1】特許第3537594号公報

【特許文献2】特開2005-74225号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、再構築処理により三次元超音波画像を形成する技術について研究開発を重ねてきた。特に、直接的に心電信号などの運動情報を得ることが困難な胎児や組織などから運動情報を得る技術に注目した。

30

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波ビームを介して得られる運動情報に基づいて再構築処理する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様の超音波診断装置は、周期運動する対象組織を含む三次元空間内で超音波を送受波するプローブと、プローブを制御することにより超音波ビームを形成するビーム形成部と、基準となる超音波ビームを介して得られる対象組織の周期運動を反映させた組織信号に基づいて、周期運動に対応した同期信号を生成する同期信号生成部と、ビーム形成部を制御することにより、前記同期信号に基づいて確認される周期運動の各周期ごとに超音波ビームの走査面を形成し、複数周期に亘って走査面を段階的に移動させて前記三次元空間内において複数の走査面を形成する走査制御部と、複数の走査面の各々に対応した断層画像データからなる複数の断層画像データに基づいて対象組織の三次元画像データを形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

40

【0009】

上記態様によれば、基準となる超音波ビームを介して得られる組織信号に基づいて同期信号が生成されるため、例えば、心電計などにより直接的に心電波形を計測することが困難な胎児の心臓などから心拍に同期した同期信号を得ることが可能になる。また、得られ

50

た同期信号を利用して周期運動の各周期を確認し、複数の走査面から得られる複数の断層画像データに基づいて胎児の心臓などの対象組織の三次元画像データを形成（再構築）することが可能になる。

【 0 0 1 0 】

望ましい態様において、前記同期信号生成部は、組織信号の波形から極値を検出して極値のタイミングに同期させた同期信号を生成することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

望ましい態様において、前記同期信号生成部は、基準となる超音波ビームを介して得られるMモード画像から対象組織の形態の時間的な変化を示す組織信号を抽出することを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

望ましい態様において、前記同期信号生成部は、基準となる超音波ビームを介して対象組織から得られるドプラ信号を組織信号として利用することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

望ましい態様において、前記走査制御部は、基準となる超音波ビームを中心軸として複数周期に亘って走査面を段階的に回転移動させて複数の走査面を形成することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、上記目的を達成するために、本発明の好適な態様のプローブは、周期運動する対象組織を含む三次元空間内で走査される超音波ビームを形成するための走査用振動子と、前記対象組織に対して基準となる超音波ビームを形成するための基準用振動子と、を有し、前記走査用振動子を介して、三次元空間内からエコーデータが収集され、前記基準用振動子を介して、対象組織の周期運動を反映させた組織信号が得られることを特徴とする。

20

【 0 0 1 5 】

望ましい態様において、前記走査用振動子は、1次元的に配列された複数の振動素子からなる1次元アレイ部を備え、前記1次元アレイ部が機械的に揺動される、ことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

望ましい態様において、前記走査用振動子は、前記1次元アレイ部を2つ備え、前記基準用振動子は、揺動される2つの1次元アレイ部の間に固定的に配置される、ことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明により、超音波ビームを介して得られる運動情報に基づいて再構築処理することが可能になる。例えば、本発明の好適な態様によれば、直接的に心電波形を計測することが困難な胎児の心臓などから、超音波ビームを介して、心拍に同期した同期信号を得ることが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示す機能ブロック図である。

40

【 0 0 1 9 】

プローブ10は、対象組織を含む三次元空間内において超音波を送受波する。プローブ10は、超音波を送受波する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子がビームフォーマ12によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が対象組織から反射された超音波を受波し、これにより得られた信号がビームフォーマ12へ出力され、ビームフォーマ12が受信ビームを形成する。

【 0 0 2 0 】

本実施形態のプローブ10は、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を三次元空間内において立体的に走査する3Dプローブである。例えば、一次元的に配列された複数の

50

振動素子（１Ｄアレイ振動子）によって電子的に形成される走査面を機械的に動かすことにより超音波ビームが立体的に走査される。また、二次元的に配列された複数の振動素子（２Ｄアレイ振動子）が電子的走査により超音波ビームを立体的に走査してもよい。

【００２１】

ビームフォーマ１２は、プローブ１０が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を供給することにより超音波の送信ビームを形成する。また、ビームフォーマ１２は、プローブ１０が備える複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより超音波の受信ビームを形成し、受信ビームに沿って得られるエコーデータを出力する。本実施形態において、ビームフォーマ１２は、対象組織を通る基準ビームを形成する。対象組織は、周期的に運動する組織であり、例えば胎児の心臓などである。

10

【００２２】

図２は、基準ビームＢｓを説明するための図であり、対象組織である胎児の心臓３２を含む三次元空間３０内に形成された基準ビームＢｓを示している。一般に診断の対象となる組織はプローブ１０が超音波の送受波を行う三次元空間３０内の中央付近に配置される。図２において、胎児の心臓３２は、三次元空間３０内のほぼ中心に位置している。基準ビームＢｓは、胎児の心臓３２を透過するように、例えば三次元空間３０の中央に形成される。また、例えば、胎児の心臓３２を含んだＢモード画像が表示され、そのＢモード画像を確認しながらユーザ（検査者）が所望の位置に基準ビームＢｓを設定してもよい。

【００２３】

20

図１に戻り、基準ビームが設定されると、基準ビームから得られるエコーデータがビームフォーマ１２から同期信号生成部１６へ出力される。同期信号生成部１６は、基準ビームから得られるエコーデータに基づいて、胎児の心臓の心拍に対応した同期信号を生成する。

【００２４】

図３は、同期信号の生成処理を説明するための図である。基準ビームの位置を固定しつつ胎児の心臓から得られるエコーの大きさ（輝度）の時間変化を計測すると、例えば図３（Ａ）に示すようなＭモード画像に対応したデータが得られる。つまり、縦軸を深さとして横軸を時間軸とする胎児の輝度に関するデータが得られ、胎児の心臓内壁や心臓外壁の深さの時間変化の様子が確認される。

30

【００２５】

同期信号生成部１６（図１）は、Ｍモード画像のデータに対して平滑化フィルタなどを利用して心臓内壁や心臓外壁の微視的な変動成分を除去する。そして、Ｍモード画像内の最大輝度値と最小輝度値に基づいて閾値を算出する。閾値は、例えば（最大輝度値－最小輝度値）×４／５に設定される。同期信号生成部１６は、設定された閾値を利用してＭモード画像に二値化処理を施す。つまり、閾値以上の（または閾値よりも大きい）輝度値のみを抽出することにより、図３（Ｂ）に示すような二値化画像を形成する。

【００２６】

Ｍモード画像内においては、心臓外壁（横隔膜の部分が含まれてもよい）の輝度値が比較的大きい。そのため、閾値によって比較的大きな輝度値のみを抽出することにより、図３（Ｂ）に示すように、心臓外壁の深さの時間変化の様子を示す波形が抽出される。

40

【００２７】

同期信号生成部１６は、抽出された心臓外壁の波形から深さの極小値を検出する。つまり、図３（Ｂ）の二値化画像に含まれる心臓外壁の波形の傾きを時間軸方向に沿って確認し、傾きが正から負に変化する時刻（図の上向きから下向きに波形の傾きが変化する時刻）を次々に検出する。これにより、図３（Ｂ）において、破線の矢印で示される時刻において深さの極小値が次々に検出される。そして、同期信号生成部１６は、次々に検出される極小値の時刻に対応した複数のパルスからなる図３（Ｃ）の同期信号を形成する。

【００２８】

心臓外壁の波形についての深さの極小値の時刻は心臓の拡張末期に対応するため、図３

50

(C)の同期信号に含まれる各パルスのタイミングから、胎児の心臓の拡張末期が特定される。このように、例えば、基準ビームを利用して得られるMモード画像のデータから、胎児の心臓の心電情報(拡張末期時点)を特定することが可能になる。なお、Mモード画像以外のデータを利用してもよい。

【0029】

図4は、ドプラ信号から同期信号を生成する処理を説明するための図である。基準ビームの位置を固定し、胎児の心臓内にドプラゲートを設定して得られる血流に関するドプラ情報の時間変化を計測すると、例えば図4(A)に示すようなドプラ信号が得られる。つまり、縦軸をドプラ信号の大きさ(血流の速さに対応)として横軸を時間軸とする心臓内の血流に関するドプラ信号が得られ、胎児の心臓内における血流の時間変化の様子が確認される。

10

【0030】

図4(A)に示すようなドプラ信号の波形に対して、例えば平滑化フィルタなどを利用して微視的な変動成分を除去する。そして、ドプラ信号の最大値と最小値に基づいて閾値を算出する。閾値は、例えば(最大値-最小値)/5に設定される。さらに、設定された閾値を利用して二値化処理を施してからドプラ波形の谷間の部分に谷埋め処理を施すことにより、図4(B)に示すような谷埋め処理後のドプラ信号波形が得られる。

【0031】

そして、図4(B)に示す谷埋め処理後のドプラ信号波形から極大値を検出する。つまり、谷埋め処理後のドプラ信号波形の傾きを時間軸方向に沿って確認し、傾きが正から負に変化する時刻(図の上向きから下向きに波形の傾きが変化する時刻)を次々に検出する。こうして、次々に検出される極大値の時刻に対応した複数のパルスからなる図4(C)の同期信号が形成される。このように、例えば、基準ビームを利用して得られるドプラ信号から、胎児の心臓の心電情報を得るようにしてもよい。

20

【0032】

図1に戻り、同期信号生成部16において胎児の心拍に関する同期信号が形成されると、その同期信号から得られる心拍の周期に基づいて、走査制御部14によって超音波ビームの走査制御が行われる。走査制御部14は、ビームフォーマ12を制御することにより、同期信号に基づいて確認される周期運動の各周期ごとに超音波ビームの走査面を形成し、複数周期に亘って走査面を段階的に移動させて、三次元空間内において複数の走査面を形成する。

30

【0033】

図5は、走査面の傾きを変化させるプローブ10を説明するための図である。図5に示すプローブ10は、例えば、データ取得位置1において電子的に超音波ビームを走査して走査面を形成し、次に、データ取得位置2において電子的に超音波ビームを走査して走査面を形成する。さらに、データ取得位置を段階的にずらしつつ走査面を形成することにより、データ取得位置nまでの各位置において走査面が形成される。データ取得位置の段階的な移動は、電子的に行われてもよいし機械的に行われてもよい。

【0034】

また、プローブ10は、データ取得位置1~nまでの複数の走査面の形成と並行して基準ビームBsも形成する。例えば、複数の走査面を形成する期間内において、一定の時間間隔で基準ビームBsが形成される。

40

【0035】

図6は、走査面を回転させるプローブ10を説明するための図である。図6に示すプローブ10は、データ取得位置を段階的に回転移動させつつ走査面を形成することにより、データ取得位置1~nまでの各位置(回転角度)において走査面を形成する。データ取得位置の段階的な回転移動は、電子的に行われてもよいし機械的に行われてもよい。なお、データ取得位置は、基準ビームBsを中心軸として回転移動される。そのため、各データ取得位置において常に基準ビームBsが走査面内に含まれることになり、走査面を形成する複数の超音波ビームのうちの一つを基準ビームBsとして利用することが可能になる。

50

【0036】

図7は、経食道用プローブ10'を説明するための図である。図6に示すプローブ10と同様に、図7に示す経食道用プローブ10'は、基準ビームBsを中心軸としてデータ取得位置を段階的に回転移動させつつ走査面を形成することにより、データ取得位置1～nまでの各位置（回転角度）において走査面を形成する。このように、本実施形態の超音波診断装置は、経食道などから対象組織にアプローチする診断に利用することも可能である。

【0037】

図1に戻り、走査制御部14の走査制御により、胎児の心拍の各周期ごとに超音波ビームの走査面が形成されると、各走査面ごとに、つまり各データ取得位置ごとに、複数の時相（時相T1～Tm）の各時相に対応した断層画像データが収集される。収集される断層画像データは次々に前メモリ18に記憶される。

10

【0038】

再構築処理部20は、前メモリ18に記憶された複数の断層画像データのうち、複数のデータ取得位置から同じ時相に対応した複数の断層画像データを抽出し、各時相ごとに複数の断層画像データからなるデータブロックに纏めて（再構築して）、後メモリ22に記憶する。

【0039】

図8は、再構築処理部による処理を説明するための図であり、図8には、前メモリ18に記憶されるデータと、後メモリ22に記憶されるデータの対応関係が示されている。図8において、「データ取得位置n，断層画像Tm」は、データ取得位置nにおける時相Tmの断層画像データを意味している。

20

【0040】

前メモリ18には、各データ取得位置ごとに、複数の時相（時相T1～Tm）に対応した断層画像データが記憶される。例えば、データ取得位置1における時相T1～Tmまでの断層画像データが一つのデータブロックとなって前メモリ18内に記憶されている。同様に、前メモリ18内には、データ取得位置2からデータ取得位置nまでの各データ取得位置ごとに、時相T1～Tmまでの断層画像データがデータブロックとなって記憶されている。

【0041】

再構築処理部20（図1）は、複数のデータ取得位置1～nの各々から、同一の時相に対応する断層画像データを抽出し、その時相に関するデータブロックを構築して、後メモリ22に記憶する。その結果、例えば、データ取得位置1～nにおける時相T1の断層画像データが一つのデータブロックとなって後メモリ22内に記憶され、同様に、時相T2から時相Tmまでの各時相を単位とするデータブロックが後メモリ22内に形成される。

30

【0042】

なお、前メモリ18を経由せずに直接的に、後メモリ22に対して図8に示すデータ配列どおりに断層画像データを次々に記憶させてもよい。

【0043】

図1に戻り、表示画像処理部24は、後メモリ22に記憶された再構築後の複数の断層画像データに基づいて、胎児の心臓を立体的に映し出す三次元画像データを形成する。表示画像処理部24は、後メモリ22に記憶されたデータ取得位置1～nにおける時相T1の断層画像データに基づいて時相T1の三次元画像データを形成する。また、データ取得位置1～nにおける時相T2の断層画像データに基づいて時相T2の三次元画像データが形成され、同様に、時相Tmまでの各時相ごとに三次元画像データが形成される。

40

【0044】

表示画像処理部24は、各時相ごとに形成された三次元画像データに基づいて表示画像データを形成し、形成された表示画像データに対応した表示画像が表示部26に表示される。これにより、時相T1～Tmの三次元画像データの各々に対応した表示画像が次々に表示部26に表示され、擬似的にリアルタイムの三次元動画が表示される。なお、三次

50

元画像処理としては、ボリウムレンダリング法や積算法や投影法などの各種の手法を適用することが可能である。

【 0 0 4 5 】

図 9 は、本発明に係る機械式プローブの好適な実施形態を説明するための図である。図 9 に示す機械式プローブは、2つの可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 と固定振動子 1 2 0 を備えている。

【 0 0 4 6 】

2つの可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 は、対象組織（例えば胎児の心臓など）を含む三次元空間内で走査される超音波ビームを形成するための走査用振動子である。一方、固定振動子 1 2 0 は、対象組織に対して基準ビーム B s（図 2 参照）を形成するための基準用振動子である。

10

【 0 0 4 7 】

可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 は、各々、1次元的に配列された複数の振動素子を備えている。そして、複数の振動素子が電子的に制御されて超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が形成され、さらに、形成された超音波ビームが電子的に走査制御される。この電子的な走査制御により、可動振動子 1 1 2 を介して一点鎖線で示す走査面 S 1 が形成され、可動振動子 1 1 4 を介して破線で示す走査面 S 2 が形成される。走査面 S 1 と走査面 S 2 は、図 9 のように互いに重なり合う領域を含んでもよいし、重なり合わなくてもよい。

【 0 0 4 8 】

さらに、可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 は、回転軸 1 3 0 を軸として機械的に揺動される。回転軸 1 3 0 は、例えば、モータ等の駆動系からギアやベルト等の伝達系を介して得られる駆動力に応じて回転して可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 を揺動する。

20

【 0 0 4 9 】

固定振動子 1 2 0 は、1つの振動素子あるいは少数の振動素子を備えており、1つ又は少数の振動素子を利用して基準ビーム B s が形成される。固定振動子 1 2 0 は、2つの可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 の間隙に固定的に配置され、走査面 S 1 と走査面 S 2 の間を通るように基準ビーム B s が形成される。

【 0 0 5 0 】

図 1 0 は、可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 の機械的な揺動を説明するための図であり、図 1 0 には、図 9 に示した2つの可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 と固定振動子 1 2 0 と回転軸 1 3 0 の配置関係が斜視図により示されている。

30

【 0 0 5 1 】

可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 は、回転軸 1 3 0 を軸として機械的に揺動され、可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 の各々の振動子面が、円弧状の機械走査方向 D に沿って所定の走査範囲内で往復移動する。電子的走査と機械的走査の組み合わせにより、可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 を介して、三次元空間内からエコーデータが三次元的に収集される。

【 0 0 5 2 】

一方、固定振動子 1 2 0 は、回転軸 1 3 0 によって揺動されず、例えばプローブの筐体（ケース）に対して相対的に固定される。なお、固定振動子 1 2 0 の振動子面を機械走査方向 D に沿って動かして位置を調整する機構を設けて、位置を調整した後にその位置において固定的に基準ビームを形成するようにしてもよい。また、固定振動子 1 2 0 が機械走査方向 D に沿って1次元的に配列された複数の振動素子を備えて、これら複数の振動素子のうちの少なくとも1つを選択的に利用して所望の方向に基準ビームを形成するようにしてもよい。

40

【 0 0 5 3 】

図 9 および図 1 0 を利用して説明した機械式プローブ（メカニカル 3 D スキャナ）により、図 3 から図 5 および図 8 を利用して説明した三次元画像データの形成方法（方法 1）を実現することができる。その方法 1 においては、同期信号生成部 1 6（図 1）において胎児の心拍に関する同期信号が形成され、その同期信号から得られる心拍の周期に基づいて、走査制御部 1 4（図 1）によって超音波ビームの走査制御が行われている。この方法

50

1 に換えて、次のような方法 2 を利用してもよい。

【 0 0 5 4 】

方法 2 においては、図 9 の機械式プローブにより可動振動子 1 1 2 , 1 1 4 を低速で機械走査させてエコーデータ (複数の断層画像データ) を収集して前メモリ 1 8 (図 1) に記憶させつつ、固定振動子 1 2 0 を介して得られる基準ビームのエコーデータも前メモリ 1 8 に記憶させる。その記憶の際に、各断層画像データとその断層画像データが得られたタイミングにおける基準ビームのエコーデータとを互に対応付けておく。そして、前メモリ 1 8 に記憶された基準ビームのエコーデータに基づいて、同期信号生成部 1 6 (図 1) において同期信号が形成され、その同期信号に基づいて、再構築処理部 2 0 (図 1) が複数の断層画像データの並べ替え (図 8 参照) を行い三次元画像データが形成される。

10

【 0 0 5 5 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 6 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図 2】基準ビームを説明するための図である。

【図 3】同期信号の生成処理を説明するための図である。

【図 4】ドプラ信号から同期信号を生成する処理を説明するための図である。

20

【図 5】走査面の傾きを変化させるプローブを説明するための図である。

【図 6】走査面を回転させるプローブを説明するための図である。

【図 7】経食道用プローブを説明するための図である。

【図 8】再構築処理部による処理を説明するための図である。

【図 9】本発明に係る機械式プローブの好適な実施形態を説明するための図である。

【図 10】可動振動子の機械的な揺動を説明するための図である。

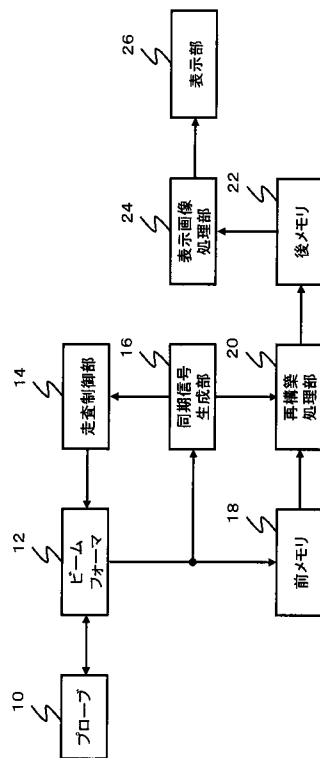
【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

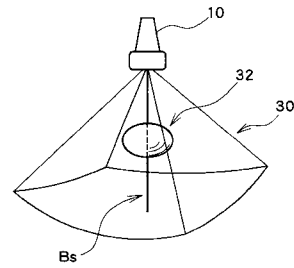
1 0 プローブ、 1 2 ビームフォーマ、 1 4 走査制御部、 1 6 同期信号生成部、
2 0 再構築処理部、 1 1 2 , 1 1 4 可動振動子、 1 2 0 固定振動子。

30

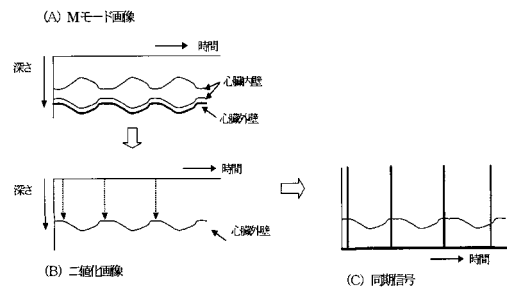
【図 1】



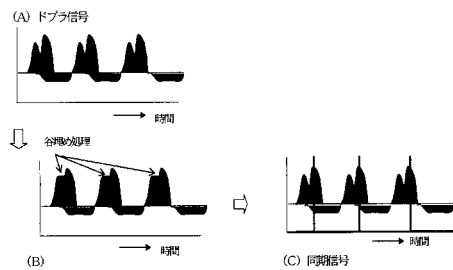
【図 2】



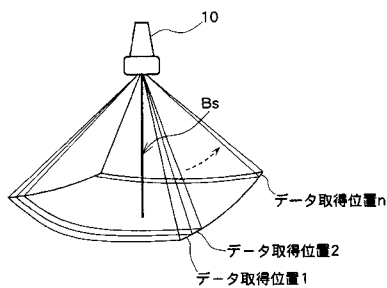
【図 3】



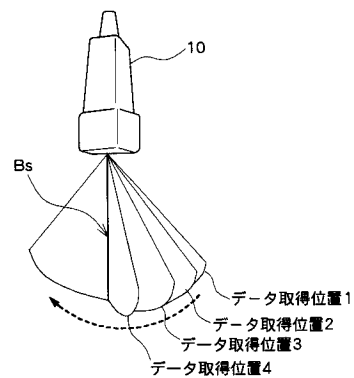
【図 4】



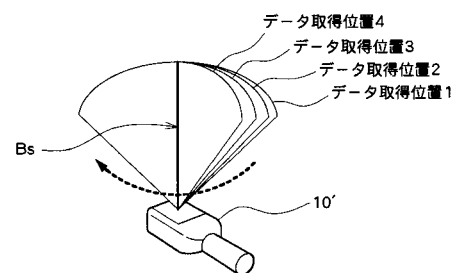
【図 5】



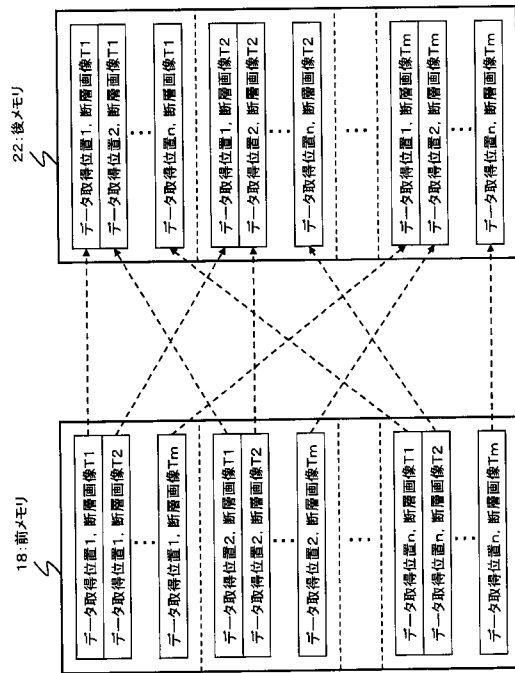
【図 6】



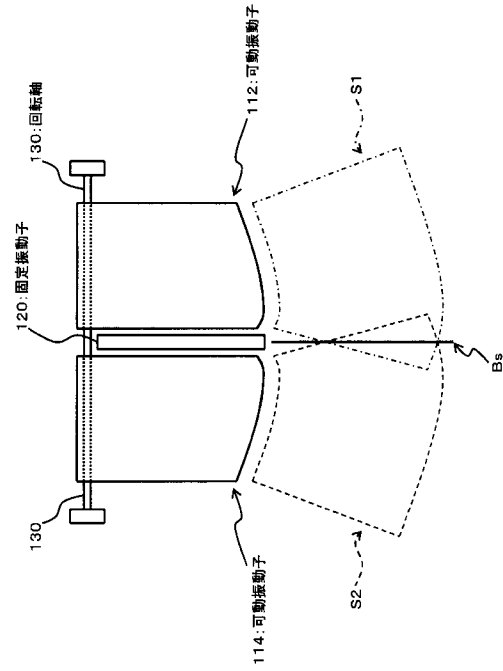
【図 7】



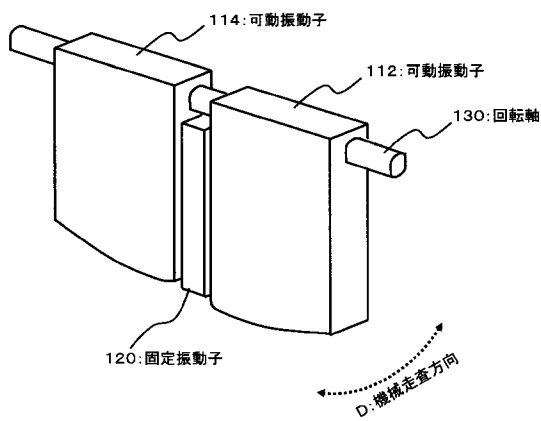
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2006/064676(WO, A1)

特開2002-336255(JP, A)

特開昭63-240841(JP, A)

特開2006-314688(JP, A)

特表2005-520592(JP, A)

実開昭59-066144(JP, U)

特開昭64-031047(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

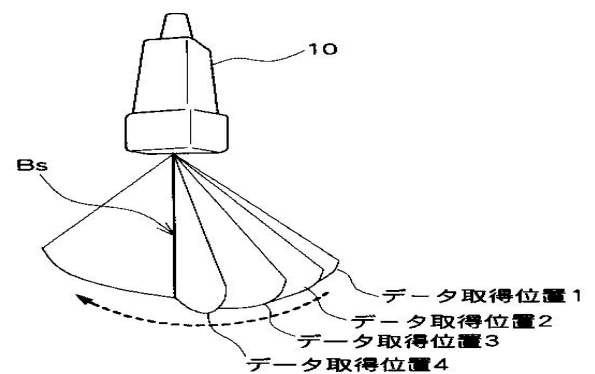
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5576036B2	公开(公告)日	2014-08-20
申请号	JP2008270892	申请日	2008-10-21
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB11 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/GA03 4C601/GA13 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH21 4C601/JB16 4C601/JB50 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC16 4C601/JC25 4C601/KK13 4C601/KK21 4C601/LL04		
优先权	2007275660 2007-10-23 JP		
其他公开文献	JP2009119250A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于通过超声波束获得的运动信息进行重建。探针在三维空间中发送和接收超声波，该三维空间包括要周期性移动的目标组织，例如胎儿的心脏。波束形成器12通过控制探头10形成超声波束。同步信号生成单元16基于反映经由参考光束获得的目标组织的周期运动的组织信号，生成与周期运动相对应的同步信号。通过控制波束形成器12，扫描控制单元14针对基于同步信号确认的周期运动的每个周期形成超声波束的扫描表面，并且在多个周期内逐渐改变扫描表面。在三维空间中形成多个扫描平面。重建处理单元20基于由与多个扫描平面中的每一个相对应的断层图像数据组成的多个断层图像数据来形成目标组织的三维图像数据。点域1

6】



7】