

(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2007-175232

(P2007-175232A)

(43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-376239 (P2005-376239)
 (22) 出願日 平成17年12月27日 (2005.12.27)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 小室 雅彦
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 川島 知直
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 生熊 聡一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

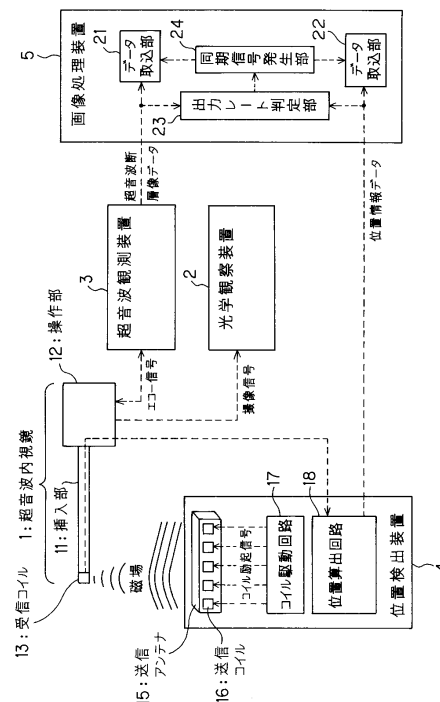
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波断層像を取得したときの位置情報を高い精度で得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波観測装置3と、超音波画像の位置および配向を検出して位置情報データを出力する位置検出装置4と、超音波断層像データと位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理装置5と、を備える超音波診断装置において、超音波断層像データおよび位置情報データの各出力レートを検出する出力レート判定部23と、出力レートが遅いと判定された方のデータのタイミングを基準にして同期信号を発生する同期信号発生部24と、をさらに備え、発生された同期信号に基づき超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにした超音波診断装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、

を具備する超音波診断装置において、

前記超音波断層像生成手段から出力される超音波断層像データの出力レートと前記位置検出手段から出力される位置情報データの出力レートとを検出して、出力レートが遅い方のデータのタイミングを基準にして同期信号を発生させ、該超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものであることを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、 20

を具備する超音波診断装置において、

前記超音波断層像生成手段から出力される超音波断層像データの出力レートと前記位置検出手段から出力される位置情報データの出力レートとを検出して、出力レートが早い方のデータの出力レートを可変とし、該超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、 30

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、

を具備する超音波診断装置において、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに各々の取得時刻を示す取得時刻データを付加して、これらの取得時刻データに基づき該超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波断層像生成手段は、体腔内に挿入されて超音波を送受する超音波内視鏡からの超音波信号に基づき超音波断層像データを得るものであり、

前記位置検出手段は、該超音波内視鏡の先端部の位置および配向を示す位置情報を検出することにより前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を実質的に検出して前記位置情報データを得るものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の超音波診断装置。 40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体に超音波を送波し生体組織からの反射波を受波して超音波画像を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体である生体内に超音波を送波し、その反射波を変換して得られる電気信号に基づいて、生体の断層像である超音波画像を得るものである。こうして得られる超音波画像は、生体内の様子をリアルタイムで観察することができるという利点を備えているために、医療診断の方法として広く普及している。

【0003】

さらに近年では、生体内に生じた腫瘍等の形状を把握したり体積を計測したりすることができるように、3次元の超音波画像を得る機能を備えた超音波診断装置の必要性が高まっている。

【0004】

また、超音波診断装置には、超音波内視鏡等を被検体に挿入して、超音波内視鏡の先端部に設けられたCCD等の撮像装置により、管腔臓器内部の表面を視覚的に観察することができるタイプのものもある。この超音波内視鏡を体腔内へ挿入する場合には、挿入位置や挿入すべき方向を正確に把握していないと管腔臓器への挿入が困難となることがあるために、これを補助するような装置が求められていた。そこで、モニタ上にガイド画像を表示して、このガイド画像を参照しながら超音波内視鏡を挿入することができるようにした超音波診断装置が開発されている。これにより、間違いなく目標部位までの挿入を行うことができるようになる利点がある。

【0005】

上述したような、3次元の超音波画像を得る超音波診断装置と、ガイド画像を表示する超音波診断装置と、の何れの場合も、超音波内視鏡から得られる超音波画像の3次元空間上における位置と配向とを知るために、超音波内視鏡と位置検出手段とを組み合わせる必要がある。このような超音波診断装置としては、例えば、特開平8-206116号公報、特開平10-248852号公報、特開2000-238号公報などに記載されたものが挙げられる。

【0006】

これらの内の特開平8-206116号公報に記載された超音波診断装置は、超音波ビームの走査に同期した信号が超音波プローブの位置情報を得るための距離センサ制御部に入力されるようになっている。そして、この超音波診断装置は、その後に、位置情報データと超音波断層像データとを生成して、記憶部に記憶する構成となっている。

【0007】

また、特開平10-248852号公報に記載された超音波診断装置は、1枚分の超音波断層像データが記録部に入力されたときに、位置情報データが同期して記録される構成である。

【0008】

さらに、特開2000-238号公報に記載された超音波診断装置は、画像収集開始コマンドおよび画像収集終了コマンドを、超音波診断装置または位置情報を得るための3次元画像処理用コンピュータユニットに入力して、同期をとるように構成されたものとなっている。

【0009】

なお、超音波断層像の表示に関連する技術として、例えば、特開2004-230193号公報にはガイド画像を構築する技術が、また、特開2004-113629号公報には模式図を構築する技術が、それぞれ記載されている。

【特許文献1】特開平8-206116号公報

【特許文献2】特開平10-248852号公報

【特許文献3】特開2000-238号公報

【特許文献4】特開2004-230193号公報

【特許文献5】特開2004-113629号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

10

20

30

40

50

しかしながら、上記特開平 8 - 2 0 6 1 1 6 号公報に記載されたものでは、走査された超音波ビームから超音波断層像データが生成されるまでの時間と、同期信号が入力された距離センサ制御部が位置情報データを生成するまでの時間と、が異なる場合が多い。従って、例えば、位置情報データを取得する時間が、超音波断層像データを取得する時間よりも長くなる可能性もある。この場合には、記憶部に入力された位置情報データが、実際の超音波断層像が取得されたときの位置とずれてしまう可能性がある。

【 0 0 1 1 】

また、上記特開平 1 0 - 2 4 8 8 5 2 号公報に記載されたものでは、上述したように超音波断層像データの生成時間と位置情報データの生成時間とが異なるために、超音波断層像データが入力されたときの位置情報データは、超音波断層像が取得されたときの位置情報データとは異なる可能性がある。

10

【 0 0 1 2 】

さらに、上記特開 2 0 0 0 - 2 3 8 号公報に記載されたような、画像収集開始コマンドおよび画像収集終了コマンドによって同期をとる構成では、画像収集中の超音波断層像データと位置情報データとは、必ずしも同期しているとは限らない。

【 0 0 1 3 】

上述したように、従来の超音波診断装置では、超音波断層像を取得したときの正確な位置情報を得ることができるとは限らず、位置情報を基に構築した 3 次元の超音波画像やガイド画像の精度が低下するという課題があった。

【 0 0 1 4 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波断層像を取得したときの位置情報を高い精度で得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している。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

上記の目的を達成するために、第 1 の発明による超音波診断装置は、被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、を具備する超音波診断装置において、前記超音波断層像生成手段から出力される超音波断層像データの出力レートと前記位置検出手段から出力される位置情報データの出力レートとを検出して、出力レートが遅い方のデータのタイミングを基準にして同期信号を発生させ、該超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものである。

30

【 0 0 1 6 】

また、第 2 の発明による超音波診断装置は、被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、を具備する超音波診断装置において、前記超音波断層像生成手段から出力される超音波断層像データの出力レートと前記位置検出手段から出力される位置情報データの出力レートとを検出して、出力レートが早い方のデータの出力レートを可変とし、該超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものである。

40

【 0 0 1 7 】

さらに、第 3 の発明による超音波診断装置は、被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、を具備する超音波診断装置において、前記超音波断層像データと前記位置情報データとに各々の取得時刻を示す取得時刻データを付加して、これ

50

らの取得時刻データに基づき該超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものである。

【 0 0 1 8 】

第 4 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 から第 3 の発明による超音波診断装置において、前記超音波断層像生成手段が、体腔内に挿入されて超音波を送受する超音波内視鏡からの超音波信号に基づき超音波断層像データを得るものであり、前記位置検出手段は、該超音波内視鏡の先端部の位置および配向を示す位置情報を検出することにより前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を実質的に検出して前記位置情報データを得るものである。

【発明の効果】

10

【 0 0 1 9 】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波断層像を取得したときの位置情報を高い精度で得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 1 】

[実施形態 1]

図 1 から図 3 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は超音波診断装置の構成を示すブロック図、図 2 は複数の超音波断層像を位置と方向とをもった 3 次元空間に配置した一例を示す図、図 3 は超音波断層像データおよび位置情報データと取り込まれるタイミングとの時間的関係を示すタイミングチャートである。

20

【 0 0 2 2 】

この実施形態 1 は、体腔内で超音波振動子による走査を行って超音波断層像データを得る機能と、この超音波振動子の位置情報データを検出する機能と、を併せもつ超音波診断装置において、出力レートが遅い方のデータのタイミングを基準として同期信号を発生させ、超音波断層像データと位置情報データとを同期させるようにしたものである。従って、これに関連しない超音波診断装置における一般的な構成等については、図示や説明を適宜省略する。

【 0 0 2 3 】

30

まず、図 1 を参照して、超音波診断装置のシステム全体について説明する。

【 0 0 2 4 】

この超音波診断装置は、超音波内視鏡 1 と、光学観察装置 2 と、超音波断層像生成手段たる超音波観測装置 3 と、位置検出手段たる位置検出装置 4 と、画像処理手段たる画像処理装置 5 と、を備えている。

【 0 0 2 5 】

超音波内視鏡 1 は、体腔内に挿入するための細長の挿入部 1 1 と、この超音波内視鏡 1 を把持して手元側で操作を行なうための操作部 1 2 と、各機器に接続するための図示しない接続コネクタと、を有して構成されている。

【 0 0 2 6 】

40

この超音波内視鏡 1 の挿入部 1 1 の先端部には、超音波を発生するための図示しない超音波振動子が設けられている。この超音波振動子は、超音波観測装置 3 に接続されていて、該超音波観測装置 3 により制御して駆動され、また、受波したエコーをエコー信号に変換して該超音波観測装置 3 へ出力するようになっている。

【 0 0 2 7 】

さらに、この超音波内視鏡 1 の挿入部 1 1 の先端部におけるこの超音波振動子の近傍には、受信コイル 1 3 が配設されている。この受信コイル 1 3 は、位置検出装置 4 と電氣的に接続されていて、後述する磁場の変化に応じた信号を発生して、位置検出装置 4 へ出力するようになっている。

【 0 0 2 8 】

50

そして、超音波内視鏡 1 の挿入部 11 の先端部には、光学的な観察を行うための手段、例えば、被検体の光学像を電氣的な撮像信号に変換して出力する CCD 等の図示しない撮像装置が設けられている。この撮像装置は、光学観察装置 2 と電氣的に接続されていて、前記撮像信号がこの光学観察装置 2 に入力されるようになっている。

【0029】

光学観察装置 2 は、画像処理回路やモニタ等を備えて構成されており、撮像装置からの撮像信号を処理して、モニタ等により光学像として観察可能とするものである。

【0030】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 1 の挿入部 11 の先端部に設けられた超音波振動子を駆動して超音波を発生させるとともに、該超音波振動子からのエコー信号を処理して超音波断層像データを生成するものである。 10

【0031】

位置検出装置 4 は、複数の送信コイル 16 を有する送信アンテナ 15 と、コイル駆動回路 17 と、位置算出回路 18 と、を備えている。送信コイル 16 は、磁場を発生するためのものである。コイル駆動回路 17 は、磁場を発生させるために送信コイル 16 を励起するものである。位置算出回路 18 は、超音波内視鏡 1 の挿入部 11 の先端部に設けられた受信コイル 13 から得た信号に基づいて、受信コイル 13 の位置および配向を算出し、算出した位置および配向を位置情報データとして出力するためのものである。

【0032】

画像処理装置 5 は、データ取込部 21 と、データ取込部 22 と、出力レート判定手段たる出力レート判定部 23 と、同期信号発生手段たる同期信号発生部 24 と、を備え、さらに、画像処理を行うための大容量の図示しない画像メモリを内部に備えたものである。データ取込部 21 は、超音波観測装置 3 からの超音波断層像データを取り込むためのものである。データ取込部 22 は、位置検出装置 4 の位置算出回路 18 からの位置情報データを取り込むためのものである。出力レート判定部 23 は、超音波観測装置 3 からの超音波断層像データの出力レートと、位置検出装置 4 からの位置情報データの出力レートと、を判定するためのものである。同期信号発生部 24 は、出力レート判定部 23 からの出力レート判定結果に基づいて、データ取込部 21 とデータ取込部 22 とへ同期信号を発生するものである。これにより、データ取込部 21 とデータ取込部 22 とは、同期してデータを取り込むようになっている。 20 30

【0033】

次に、このような超音波診断装置の作用について説明する。

【0034】

まず、超音波断層像データを生成する作用は、次のようになっている。

【0035】

超音波観測装置 3 を操作することにより、超音波内視鏡 1 の挿入部 11 の先端部に設けられた図示しない超音波振動子によって超音波の送受を行う。ここに、超音波による走査としては、例えば、超音波内視鏡 1 の挿入方向に垂直な平面内を放射状に走査するラジアル走査が、一般的な走査の一例として知られている。

【0036】

超音波内視鏡 1 は、例えば上述したようなラジアル走査を行って受波したエコーを、電気信号であるエコー信号に変換して、超音波観測装置 3 へ送信する。 40

【0037】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 1 からのエコー信号に、包絡線検波、対数増幅、A/D 変換、および極座標系から直交座標系への変換等の処理を行い、一回のラジアル走査に対して一枚の超音波断層像データを作成する。なお、エコー信号から超音波断層像データを作成する技術は公知であるために、ここでは詳細な説明は省略する。

【0038】

続いて、位置情報データを生成する作用は、次のようになっている。

【0039】

位置検出装置 4 の内部に設けられたコイル駆動回路 17 は、単一あるいは複数の送信コイル 16 に対して、磁場発生電流（コイル励起信号）を供給する。この磁場発生電流を供給された送信コイル 16 は、磁場を発生し、この磁場が送信アンテナ 15 から空間へ向けて伝播される。

【0040】

送信アンテナ 15 から伝播された磁場は、超音波内視鏡 1 の受信コイル 13 により検出される。すなわち、受信コイル 13 は、磁場の变化を電流に変換して、電気信号として位置算出回路 18 へ出力する。

【0041】

位置算出回路 18 は、受信コイル 13 からの電気信号を A/D 変換して、受信コイル 13 の位置を表す位置ベクトルと、受信コイル 13 の配向を表す角度と、を算出し、算出した位置ベクトルおよび角度を受信コイル 13 の位置情報データとして出力する。このとき、位置ベクトルを算出する際の原点を、送信アンテナ 15 の特定の位置にとるものと仮定する。また、配向を算出する際の角度は、送信アンテナ 15 上に固定された仮想的な正規直交基底（単位ベクトル）に対して算出されたオイラー角であるものとする。

【0042】

さらに、画像処理装置 5 の作用は、次のようになっている。

【0043】

画像処理装置 5 は、超音波観測装置 3 からの超音波断層像データと、位置検出装置 4 からの位置情報データと、に基づいて画像処理を行う。

【0044】

この画像処理装置 5 が行う画像処理としては、種々のものが考えられるが、ここでは一例として、3次元の超音波画像を構築する場合を説明する。

【0045】

画像処理装置 5 は、超音波観測装置 3 から送られる超音波断層像データと、位置検出装置 4 から送られる位置情報データと、を取得して、図示しない大容量の画像メモリに記憶する。画像メモリに記憶した複数の超音波断層像データは、例えば図 2 に示すような位置と方向とをもった 3次元空間に配置することができる。それぞれの超音波断層像データを構成する各ピクセルは、3次元空間内における位置と、その位置における輝度と、を有することになる。このとき、輝度は、受信したエコー信号の強度を表している。

【0046】

このようにして、ラジアル走査を続けることにより順次得られる各超音波断層像データを 3次元空間に配置することにより、各超音波断層像データを構成するそれぞれのピクセルが、3次元空間内における位置と輝度とを有することになる。そして、超音波断層像データが得られていないピクセルについては、該ピクセルに隣接する超音波断層像データから補間することにより、3次元空間の全てが位置と輝度とを有するピクセルにより埋められることになる。このようにして 3次元の超音波画像が構築されたら、これを図示しないモニタ等に表示することにより、観察することが可能となる。このような 3次元の超音波画像の構築の詳細については、例えば上述したような特開平 10 - 248852 号公報に記載されているために、ここではこれ以上の説明を省略する。

【0047】

なお、画像処理装置 5 により行う画像処理の他の例としては、上記特開 2004 - 230193 号公報に記載されたようなガイド画像の構築や、あるいは、上記特開 2004 - 113629 号公報に記載されたような模式図の構築が挙げられる。

【0048】

続いて、同期信号の作用について、図 3 を参照して説明する。

【0049】

超音波観測装置 3 からは、超音波断層像データが、例えば図 3 (A) に示すような出力レートで出力され、画像処理装置 5 に入力されるものとする。また、位置検出装置 4 からは、位置情報データが、例えば図 3 (B) に示すような出力レートで出力され、画像処理

10

20

30

40

50

装置 5 に入力されるものとする。

【 0 0 5 0 】

このとき、画像処理装置 5 内では、出力レート判定部 2 3 が、超音波断層像データの入力状況と位置情報データの入力状況とを監視して、各々に新しいデータが入力されたか否かを判定している。ここで、超音波断層像データと位置情報データとの両方に新しいデータが入力されたことが確認された場合には、出力レート判定部 2 3 は、その判定結果を同期信号発生部 2 4 へ出力する。

【 0 0 5 1 】

同期信号発生部 2 4 は、出力レート判定部 2 3 からの前記判定結果を受けると、データ取込部 2 1 とデータ取込部 2 2 との両方へ図 3 (C) に示すような同期信号を出力する。 10

【 0 0 5 2 】

データ取込部 2 1 およびデータ取込部 2 2 は、同期信号発生部 2 4 から同期信号が入力された場合には、それぞれに入力データを取り込む。

【 0 0 5 3 】

すなわち、例えば図 3 (C) に示す第 1 の同期信号が入力された場合には、データ取込部 2 1 は、図 3 (D) に示す超音波断層像データ U 1 を取り込み、データ取込部 2 2 は、図 3 (E) に示す位置情報データ P 1 を取り込む。そして、取り込まれた超音波断層像データと位置情報データとが、関連付けられる(すなわち、取り込まれた超音波断層像データの位置情報は、取り込まれた位置情報データにより示されるものであるとして関連付けられる)。 20

【 0 0 5 4 】

同様に、図 3 (C) に示す第 2 の同期信号が入力された場合には、データ取込部 2 1 は、図 3 (D) に示す超音波断層像データ U 2 を取り込み、データ取込部 2 2 は、図 3 (E) に示す位置情報データ P 3 を取り込む。そして、取り込まれた超音波断層像データと位置情報データとが、関連付けられる。

【 0 0 5 5 】

さらに、図 3 (C) に示す第 3 の同期信号が入力された場合には、データ取込部 2 1 は、図 3 (D) に示す超音波断層像データ U 3 を取り込み、データ取込部 2 2 は、図 3 (E) に示す位置情報データ P 5 を取り込む。そして、取り込まれた超音波断層像データと位置情報データとが、関連付けられる。 30

【 0 0 5 6 】

従って、ここでは、超音波観測装置 3 の出力レートと、位置検出装置 4 の出力レートと、の内の出力レートが遅い方のデータのタイミングを基準にして同期信号が発生され、超音波断層像データと位置情報データとを同期させていることになる。

【 0 0 5 7 】

このようにして取り込まれた超音波断層像データと、この超音波断層像データに関連付けられて取り込まれた位置情報データとは、図示しない大容量の画像メモリに記憶されて、上述したように 3 次元の超音波画像等の構築に用いられる。

【 0 0 5 8 】

なお、図 3 においては、超音波断層像データの出力レートが、位置情報データの出力レートよりも遅い場合を例に挙げて説明したが、これとは逆に、位置情報データの出力レートが、超音波断層像データの出力レートよりも遅い場合であっても、同様の作用を行ってデータ同士の同期をとることができる。 40

【 0 0 5 9 】

このような実施形態 1 によれば、超音波振動子の位置情報データを検出する機能を併せもつ超音波診断装置において、出力レートが遅い方のデータのタイミングを基準として同期信号を発生するように構成したために、超音波断層像データの出力レートと位置情報データの出力レートとが異なる場合であっても、超音波断層像を取得したときの位置情報を高い精度で得ることができる。これにより、これらのデータに基づいて構築する 3 次元超音波画像やガイド画像の精度を高めることが可能となる。 50

【 0 0 6 0 】

なお、上述では、位置検出装置 4 に送信アンテナ 1 5 を設けて磁場を発生させ、挿入部 1 1 内に受信コイル 1 3 を設けて磁場を検出するようにしていたが、送受がこの逆となるように構成しても良い。すなわち、挿入部 1 1 内に送信アンテナ 1 5 に相当する送信用のコイルを設けるとともに、本実施形態の送信アンテナ 1 5 の位置に受信コイル 1 3 を設けるように構成しても良い。

【 0 0 6 1 】

また、上述では、位置検出を磁場を介して（コイルを用いて）行うようにしているが、これに限らず、他の位置検出手段を用いるようにしても良い。例えば、加速度センサ等が信号線を介して接続されているタイプの位置検出手段を用いるようにしても構わない。

10

【 0 0 6 2 】

さらに、出力レート判定部 2 3 と同期信号発生部 2 4 とを画像処理装置 5 の内部に設けているが、これらを画像処理装置 5 の外部に別体として設けても構わないし、あるいはこれらを超音波観測装置 3 や位置検出装置 4 内に設けるように構成しても良い。

【 0 0 6 3 】

また、ここで述べたような構成の変更は、以下に説明する他の実施形態においても同様に適用することが可能である。

【 0 0 6 4 】

[実施形態 2]

図 4 および図 5 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、図 4 は超音波診断装置の構成を示すブロック図、図 5 は超音波断層像データおよび位置情報データと出力されるタイミングとの時間的関係を示すタイミングチャートである。

20

【 0 0 6 5 】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 6 6 】

本実施形態の超音波診断装置は、図 4 に示すように、超音波断層像生成手段たる超音波観測装置 3 A に出力レート調整手段たる出力レート調整部 3 1 が設けられるとともに、位置検出手段たる位置検出装置 4 A に出力レート調整手段たる出力レート調整部 3 2 が設けられており、画像処理手段たる画像処理装置 5 A は出力レート調整手段として機能する同期信号発生部 2 4 の出力がこれら出力レート調整部 3 1 と出力レート調整部 3 2 とへそれぞれ接続されたものとなっている。

30

【 0 0 6 7 】

前記出力レート調整部 3 1 は、超音波観測装置 3 A から出力される超音波断層像データの出力レートを、前記同期信号発生部 2 4 からの同期信号に基づき、可変に設定するものである。

【 0 0 6 8 】

前記出力レート調整部 3 2 は、位置検出装置 4 A から出力される位置情報データの出力レートを、前記同期信号発生部 2 4 からの同期信号に基づき、可変に設定するものである。

40

【 0 0 6 9 】

次に、このような超音波診断装置の作用について、図 5 を参照しながら、上述した実施形態 1 の作用と異なる点のみを主として説明する。

【 0 0 7 0 】

なお、この図 5 に示す例は、図 5 (A) に示すような超音波断層像データの出力レートが、図 5 (B) に示すような位置情報データの通常の出力レートよりも遅い場合を示す例となっている。ただし、出力レートの関係がこれとは逆であっても、以下に説明するような作用はほぼ同様に適用することが可能である。

【 0 0 7 1 】

この超音波診断装置のシステムを起動したときに、画像処理装置 5 A から最初のデータ

50

出力を促す同期信号（例えば、図 5（C）に示す第 1 の同期信号）が、超音波観測装置 3 A と位置検出装置 4 A とへそれぞれ出力される。この最初の同期信号に応答して、超音波観測装置 3 A から超音波断層像データ（図 5（A）に示す U 1）が、位置検出装置 4 A から位置情報データ（図 5（B）に示す P 1）が、画像処理装置 5 A へそれぞれ入力される。

【 0 0 7 2 】

画像処理装置 5 A 内の出力レート判定部 2 3 は、各データの転送が完了するのを監視している。

【 0 0 7 3 】

ここで、図 5 に示す例では、同期信号を用いない場合の位置情報データの通常の実出力レートは、1 つの超音波断層像データ（例えば、図 5 に示す U 1）が転送される間に、少なくとも 2 つの位置情報データ（例えば、図 5 に示す P 1 および P 2）を出力することができるようなレートとなっている。従って、このままの実出力レートであると、位置情報データは超音波断層像データと同期を取ることができない（例えば、U 2 と P 2 とは同期しない）ために、本実施形態においては、同期信号に基づいて、位置情報データの出力レートを、超音波断層像データの出力レートと同期するように調整している。

10

【 0 0 7 4 】

すなわち、位置情報データ P 1 が転送された後に、超音波断層像データ U 1 の転送が完了すると、画像処理装置 5 A 内の同期信号発生部 2 4 から同期信号（図 5（C）に示す第 2 の同期信号）が、超音波観測装置 3 A と位置検出装置 4 A とへそれぞれ出力される。

20

【 0 0 7 5 】

超音波観測装置 3 A に同期信号が入力されると、図 5（A）に示すように、超音波観測装置 3 A から次の超音波断層像データ U 2 が出力される。

【 0 0 7 6 】

また、位置検出装置 4 A に同期信号が入力されると、その時点の位置情報データを算出して、図 5（D）に示すように、調整された出力レートで位置情報データ P 2 ' を出力する。そして、超音波断層像データ U 2 を取得したときの位置を示す位置情報データが P 2 ' となるように、超音波断層像データ U 2 と位置情報データが P 2 ' との関連付けが行われる。

【 0 0 7 7 】

以下同様にして、超音波断層像データ U 3 とその位置を示す位置情報データ P 3 ' とが関連付けられる。

30

【 0 0 7 8 】

その後は、上述した実施形態 1 と同様に、超音波断層像データとその位置情報データとに基づいて、3 次元超音波画像等を構築することになる。

【 0 0 7 9 】

このような実施形態 2 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、同期信号によって超音波断層像を得たときの位置情報を算出するようにしたために、超音波断層像の位置情報をより正確に得ることができる。従って、これらのデータに基づいて構築する 3 次元超音波画像やガイド画像の精度をさらに高めることができる。

40

【 0 0 8 0 】

[実施形態 3]

図 6 および図 7 は本発明の実施形態 3 を示したものであり、図 6 は超音波診断装置の構成を示すブロック図、図 7 は超音波断層像データおよび位置情報データと取り込まれるタイミングとの時間的関係を示すタイミングチャートである。

【 0 0 8 1 】

この実施形態 3 において、上述の実施形態 1，2 と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 8 2 】

本実施形態の超音波診断装置は、図 6 に示すように、超音波断層像生成手段たる超音波

50

観測装置 3 B に取得時刻データ付加手段たる取得時刻データ付加部 4 1 が設けられるとともに、位置検出手段たる位置検出装置 4 B の位置算出回路 1 8 B 内に取得時刻データ付加手段たる取得時刻データ付加部 4 2 が設けられており、さらに画像処理手段たる画像処理装置 5 B に取得時刻判定手段たる取得時刻判定部 4 3 が設けられている。また、画像処理装置 5 B には、上述した実施形態における出力レート判定部 2 3 や同期信号発生部 2 4 は設けられていない。

【 0 0 8 3 】

取得時刻データ付加部 4 1 は、超音波走査を行なった時刻を示す取得時刻データを、該超音波断層像データに付加するものである。

【 0 0 8 4 】

取得時刻データ付加部 4 2 は、位置を検出した時刻を示す取得時刻データを、該位置情報データに付加するものである。

【 0 0 8 5 】

取得時刻判定部 4 3 は、超音波断層像データと位置情報データとを、各々に付加された取得時刻データに基づいて関連付けるものである。すなわち、取得時刻判定部 4 3 は、時間的相関性が最も高い超音波断層像データと位置情報データとを、つまり、取得時刻が最も近い超音波断層像データと位置情報データとを関連付けるものとなっている。

【 0 0 8 6 】

次に、このような超音波診断装置の作用について、図 7 を参照しながら、上述した各実施形態の作用と異なる点のみを主として説明する。

【 0 0 8 7 】

超音波観測装置 3 B は、超音波走査を行うように超音波内視鏡 1 を制御し、超音波内視鏡 1 から受信したエコー信号に基づき超音波断層像データを生成する。このときに、超音波観測装置 3 B は、超音波走査を行なった時刻を記録する。

【 0 0 8 8 】

その後、取得時刻データ付加部 4 1 は、超音波断層像データに、超音波走査を行なった時刻を示す取得時刻データを付加する。こうして取得時刻データが付加された超音波断層像データが、画像処理装置 5 B へ出力される。

【 0 0 8 9 】

一方、位置検出装置 4 B は、超音波内視鏡 1 の挿入部 1 1 の先端部の位置を検出して、位置情報データを生成する。このときに、位置検出装置 4 B は、位置を検出した時刻（すなわち、位置算出回路 1 8 B が受信コイル 1 3 から電気信号を受信した時刻）を記録する。

【 0 0 9 0 】

その後、取得時刻データ付加部 4 2 は、位置情報データに、位置を検出した時刻を示す取得時刻データを付加する。こうして取得時刻データが付加された位置情報データが、画像処理装置 5 B へ出力される。

【 0 0 9 1 】

このときには、超音波断層像データと位置情報データとは、図 7 (A) および図 7 (B) に示すように、それぞれの出力レートで画像処理装置 5 B に入力されることになる。

【 0 0 9 2 】

画像処理装置 5 B 内では、取得時刻判定部 4 3 が、取得時刻データに基づいて、超音波断層像データに、該超音波断層像データの取得時刻と最も近接する取得時刻の位置情報データを関連付けることにより、該超音波断層像データと該位置情報データとを同期させる。

【 0 0 9 3 】

例えば、図 7 (A) に示す超音波断層像データ U 1 は、図 7 (B) に示す位置情報データ P 1 が最も時刻的に近いと判定されて、図 7 (C) および図 7 (D) に示すように互に関連付けられる。

【 0 0 9 4 】

10

20

30

40

50

以下同様にして、U 2 と P 3 とが超音波断層像とその位置情報として関連付けられるとともに、U 3 と P 6 とが超音波断層像とその位置情報として関連付けられる。

【0095】

その後は、上述した実施形態 1 と同様に、超音波断層像データとその位置情報データとに基づいて、3 次元超音波画像等を構築することになる。

【0096】

こうして、この実施形態 3 においては、超音波観測装置 3 B に取得時刻データ付加部 4 1 を設けて超音波断層像データに超音波走査を行った時刻を付加し、位置検出装置 4 B に取得時刻データ付加部 4 2 を設けて位置情報データに位置算出回路 1 8 B が受信コイル 1 3 から電気信号を受信した時刻を示す時刻を付加し、取得時刻判定部 4 3 がそれぞれの取得時刻データに基づき超音波断層像データと位置情報データとの同期をとるように構成している。

10

【0097】

これに対して、上述した実施形態 1、実施形態 2 においては、超音波観測装置 3、3 A が超音波断層像データを作成または画像処理装置 5、5 A へ出力した時刻と、位置検出装置 4、4 A が位置情報データを作成または画像処理装置 5、5 A へ出力した時刻と、の同期をとるように構成している。

【0098】

従って、このような実施形態 3 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、上述した実施形態 1 や実施形態 2 に比して、超音波断層像データの作成に要する演算時間、位置情報データの算出に要する演算時間によることなく、また、伝送経路の遅延時間によることなく、超音波断層像データと位置情報データとのより正確な同期をとることが可能となる。これにより、超音波断層像を取得した時点の位置情報をより正確に得ることができる。従って、これらのデータに基づいて構築する 3 次元超音波画像やガイド画像の精度をより一層高めることができる。

20

【0099】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【0100】

[付記]

30

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【0101】

[付記 1]

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、

40

を具備する超音波診断装置において、

前記超音波断層像生成手段から出力される超音波断層像データの出力レートと前記位置検出手段から出力される位置情報データの出力レートとを検出する出力レート判定手段と

、

前記出力レート判定手段により出力レートが遅いと判定された前記超音波断層像データまたは前記位置情報データのタイミングを基準にして同期信号を発生する同期信号発生手段と、

をさらに具備し、前記同期信号発生手段により発生された同期信号に基づき、前記超音波断層像データと前記位置情報データとを同期させるようにしたものであることを特徴とする超音波診断装置。

50

【 0 1 0 2 】

[付記 2]

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、

を具備する超音波診断装置において、

前記超音波断層像生成手段から出力される超音波断層像データの出力レートと前記位置検出手段から出力される位置情報データの出力レートとを検出する出力レート判定手段と

、
前記出力レート判定手段により出力レートが早いと判定された前記超音波断層像データまたは前記位置情報データの出力レートを、該出力レート判定手段により出力レートが遅いと判定された前記超音波断層像データまたは前記位置情報データの出力レートと同一となるように可変させることにより、前記超音波断層像データと前記位置情報データとを同期させる出力レート調整手段と、

をさらに具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【 0 1 0 3 】

[付記 3]

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波画像を生成して超音波断層像データを出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を検出して位置情報データを出力する位置検出手段と、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに基づいて新たな画像を生成する画像処理手段と、

を具備する超音波診断装置において、

前記超音波断層像データと前記位置情報データとに各々の取得時刻を示す取得時刻データを付加する取得時刻データ付加手段と、

前記取得時刻データに基づき、前記超音波断層像データに、該超音波断層像データの取得時刻と最も近接する取得時刻の前記位置情報データを関連付けることにより、該超音波断層像データと該位置情報データとを同期させる取得時刻判定手段と、

をさらに具備したことを特徴とした超音波診断装置。

【 0 1 0 4 】

[付記 4]

前記超音波断層像生成手段は、体腔内に挿入されて超音波を送受する超音波内視鏡からの超音波信号に基づき超音波断層像データを取得するものであり、

前記位置検出手段は、該超音波内視鏡の先端部の位置および配向を示す位置情報を検出することにより前記超音波画像の位置および配向を示す位置情報を実質的に検出して前記位置情報データを取得するものであることを特徴とする付記 1 から付記 3 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 0 5 】

本発明は、生体に超音波を送波し生体組織からの反射波を受波して超音波画像を得る超音波診断装置に好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 6 】

【図 1】本発明の実施形態 1 における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】上記実施形態 1 において、複数の超音波断層像を位置と方向とをもった 3 次元空間に配置した一例を示す図。

10

20

30

40

50

【図 3】上記実施形態 1 における、超音波断層像データおよび位置情報データと取り込まれるタイミングとの時間的關係を示すタイミングチャート。

【図 4】本発明の実施形態 2 における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 5】上記実施形態 2 における、超音波断層像データおよび位置情報データと出力されるタイミングとの時間的關係を示すタイミングチャート。

【図 6】本発明の実施形態 3 における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 7】上記実施形態 3 における、超音波断層像データおよび位置情報データと取り込まれるタイミングとの時間的關係を示すタイミングチャート。

【符号の説明】

【 0 1 0 7 】

1 ... 超音波内視鏡

2 ... 光学観察装置

3 , 3 A , 3 B ... 超音波観測装置 (超音波断層像生成手段)

4 , 4 A , 4 B ... 位置検出装置 (位置検出手段)

5 , 5 A , 5 B ... 画像処理装置 (画像処理手段)

1 1 ... 挿入部

1 2 ... 操作部

1 3 ... 受信コイル

1 5 ... 送信アンテナ

1 6 ... 送信コイル

1 7 ... コイル駆動回路

1 8 , 1 8 B ... 位置算出回路

2 1 , 2 2 ... データ取込部

2 3 ... 出力レート判定部 (出力レート判定手段)

2 4 ... 同期信号発生部 (同期信号発生手段、出力レート調整手段)

3 1 , 3 2 ... 出力レート調整部 (出力レート調整手段)

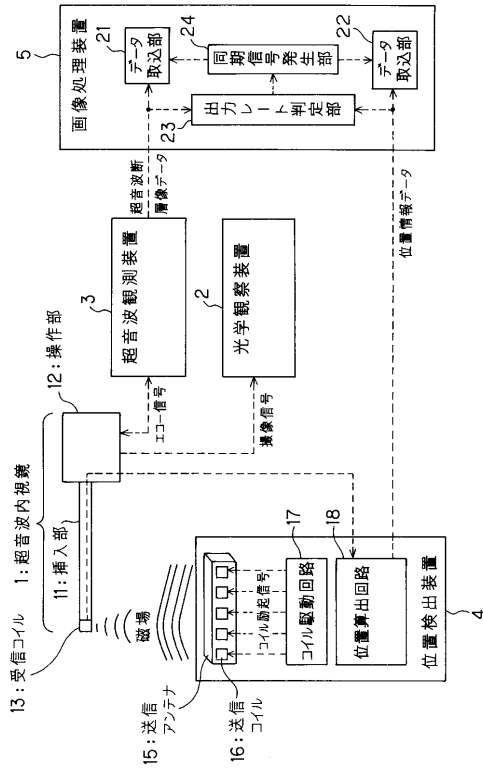
4 1 , 4 2 ... 取得時刻データ付加部 (取得時刻データ付加手段)

4 3 ... 取得時刻判定部 (取得時刻判定手段)

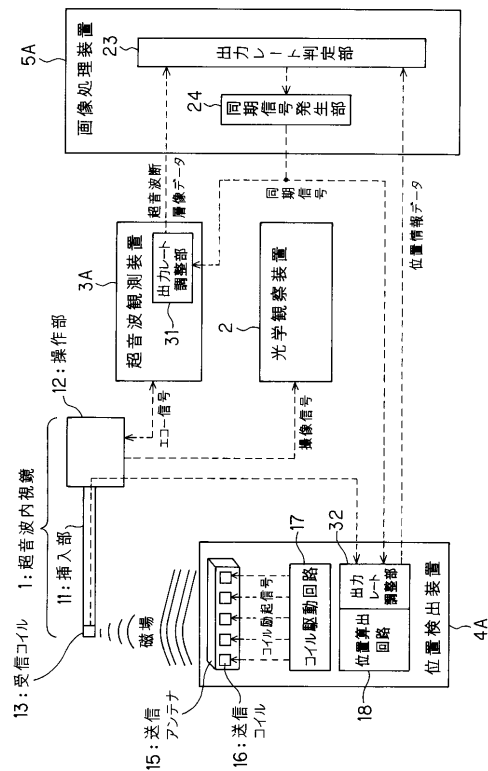
10

20

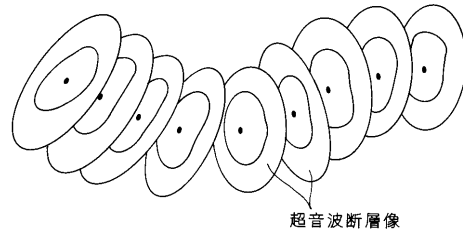
【図 1】



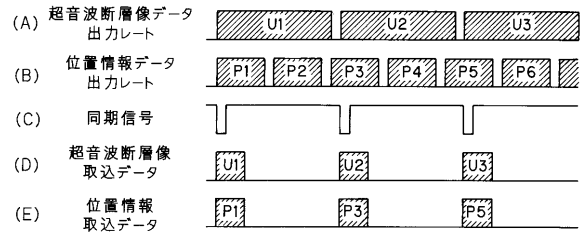
【図 4】



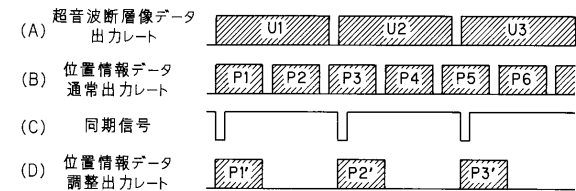
【図 2】



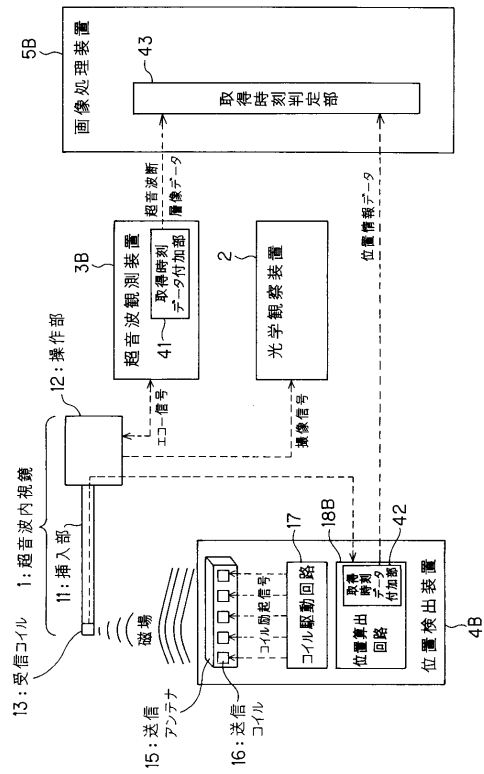
【図 3】



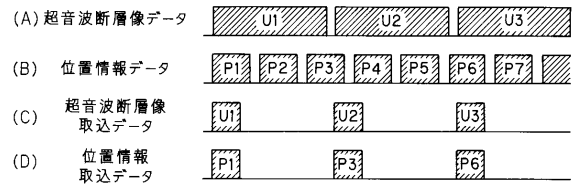
【図 5】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 大谷 修司

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB24 EE09 FE01 GA19 GA25 HH12 JB38 JC16 JC25

KK21

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007175232A	公开(公告)日	2007-07-12
申请号	JP2005376239	申请日	2005-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小室雅彦 川島知直 生熊聡一 大谷修司		
发明人	小室 雅彦 川島 知直 生熊 聡一 大谷 修司		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/HH12 4C601/JB38 4C601/JC16 4C601/JC25 4C601/KK21		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4847126B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在高精度地获取超声波断层图像时获得位置信息的超声波诊断装置。 超声波观察装置（3），其用于基于通过向对象发送/从对象接收超声波并且输出超声波断层图像数据而获得的超声波信号来生成超声波图像，超声波观察装置的位置，用于输出位置信息数据检测装置4检测出，图像处理装置5基于该超声波断层图像数据和位置信息的数据生成新的图像，在包括超声波的超声波诊断装置用于检测的断层图像数据和位置信息的数据的各自的输出速率的输出速率确定单元23，用于基于对所述输出速率的数据的定时的同步信号的同步信号生成单元24被确定为慢，其中，超声波诊断装置基于所生成的同步信号使超声波断层图像数据和位置信息数据同步。 点域1

