

(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2006-271523**(P2006-271523A)**

(43) 公開日 平成18年10月12日(2006.10.12)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-92058 (P2005-92058)

(22) 出願日 平成17年3月28日 (2005.3.28)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久

(74) 代理人 100078802

弁理士 関口 俊三

(74) 代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74) 代理人 100122253

弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

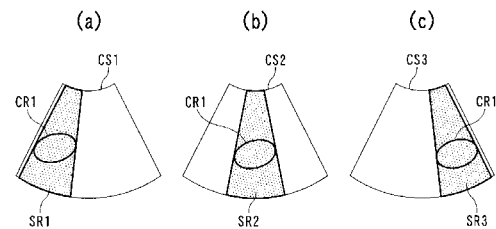
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 撮像範囲を絞り込んで、範囲内から障害物を排除し、目的部位のみを観察することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波を送受信し、被検体内の対象部位の断面画像を取得する超音波診断装置において、揺動して被検体内を連続的に3次元走査する超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記振動子の位置情報を取得する位置検出部と、受信した前記信号及び前記位置情報に基づいて前記対象部位の3次元画像を実時間で構成する画像データ処理部と、前記画像データ処理部により構成された実時間3次元画像を表示する表示部と、前記実時間3次元画像の表示領域を変更する手段と、前記変更された実時間3次元画像表示領域のみを走査するように前記振動子の揺動範囲及び超音波断面画像の撮像範囲の少なくとも一方を自動的に変更する手段とを備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信し、被検体内の対象部位の断面画像を取得する超音波診断装置において、
揺動して被検体内を連続的に 3 次元走査する超音波振動子を備えた超音波プローブと、
前記振動子の位置情報を取得する位置検出部と、
受信した前記信号及び前記位置情報に基づいて前記対象部位の 3 次元画像を実時間で構成する画像データ処理部と、
前記画像データ処理部により構成された実時間 3 次元画像を表示する表示部と、
前記実時間 3 次元画像の表示領域を変更する手段と、
前記変更された実時間 3 次元画像表示領域のみを走査するように前記振動子の揺動範囲
及び超音波断面画像の撮像範囲の少なくとも一方を自動的に変更する手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波診断装置は、前記揺動範囲及び撮像範囲の少なくとも一方を変更した後、画質又はボリュウムのフレームレートを自動的に変更する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、リアルタイムに 3 次元 (3D) 画像を表示する 3 次元超音波診断装置に係り、特にメカニカルスキャン方式の 1 次元アレイプローブを用いて 3 次元データを収集する超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

現在、超音波診断装置において、実時間 3 次元表示機能が実用化されている (例えば、特許文献 1 参照。)。その 3 次元再構成のためのスタックデータ収集は、1 次元アレイプローブによるものと、2 次元アレイプローブによるものとに大別され、1 次元アレイプローブによる走査方式には、フリーハンスキャン方式とメカニカルスキャン方式とがある。

【0003】

30

この内、メカニカルスキャン方式は、エンクロージャ内にプローブとプローブ駆動用モータを備え、体表プローブの煽り (揺動) 走査を機械的に定速度で行うものである。

【0004】

図 13 に、このメカニカルスキャン方式により得られたスタックデータから再構成された 3 次元表示された対象領域の様子を、胎児の頭部を例に採って示す。ここで、1 次元アレイプローブは、同図に示す X 方向に揺動走査され、CS101 は断層像、CS102 は CS101 と直交する方向の断面を示している。図 14 (a) 及び (b) は、それぞれ図 13 に示す断面 CS101、CS102 の様子を示すものである。

【0005】

実時間 3 次元表示において 3 次元画像を作成する場合、図 14 (a) に示すように、予め超音波画像上で撮像の目的部位周りに関心領域 (ROI) を設定し、その中のみをボリュウムデータとして表示する。これにより、ボリュウムデータ作成量を低減してリアルタイム性を向上させることができるとともに、目的部位の手前にある組織や超音波の多重反射によるノイズなどの障害物 OB101 を撮像範囲から除外することができる。このとき、図 14 (b) に示すように、各断層像上で ROI101 の大きさは同じであり、ボリュウムデータの形状も自動的に決定される。

40

【特許文献 1】特開平 6 - 169921 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

しかしながら、図 14 (b) に示すように、その障害物 O B 1 0 1 の形状によっては、超音波画像上での R O I 設定のみでは完全に取り除くことができないという問題がある。

【 0 0 0 7 】

また、実時間 3 次元表示は、データ転送量が大いことから、データ転送・処理系の能力に応じて、画質の低下、またはフレームレートの低下を余儀なくされるという問題もある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、撮像範囲を絞り込んで、範囲内から障害物を排除し、目的部位のみを観察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ものである。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は、3 次元画像再構成に必要なデータ転送量を減少させて、画質の低下又はフレームレートの低下を抑えた超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、請求項 1 に記載したように、超音波を送受信し、被検体内の対象部位の断面画像を取得する超音波診断装置において、揺動して被検体内を連続的に 3 次元走査する超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記振動子の位置情報を取得する位置検出部と、受信した前記信号及び前記位置情報に基づいて前記対象部位の 3 次元画像を実時間で構成する画像データ処理部と、前記画像データ処理部により構成された実時間 3 次元画像を表示する表示部と、前記実時間 3 次元画像の表示領域を変更する手段と、前記変更された実時間 3 次元画像表示領域のみを走査するように前記振動子の揺動範囲及び超音波断面画像の撮像範囲の少なくとも一方を自動的に変更する手段と、を備えることが望ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波診断装置によれば、ポリウムデータの不要な部分を取り除き、目的部位のみを表示させることができる。

【 0 0 1 2 】

本発明はまた、画像中のポリウムデータとする領域を限定するので、扱うデータ量を減少させることができ、これにより、フレームレートを増加させる、又は画質を向上させることができる効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波診断装置の実施の形態について、添付図面を参照して説明する。図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の全体的な概要構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 4 】

この実施形態に示された超音波診断装置 1 0 は、被検体に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ 1 と、所定の走査方向に対して超音波の送受波を行なうために超音波プローブ 1 に対して電気信号の送受信を行なう送受信部 2 と、所定の走査方向から得られた受信超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部 3 と、超音波プローブ 1 の位置と傾きを検出してプローブ位置データを生成する位置検出部 5 と、画像データ生成部 3 で生成された断層画像及び位置検出部 5 で検出された超音波プローブ 1 の位置データから 3 次元画像を構成する画像データ処理部 4 を備える。

【 0 0 1 5 】

また、超音波診断装置 1 0 は、前記画像データ処理部 4 において再構成されたポリウムデータ等を表示する表示部 8 と、超音波画像データの収集条件や画像データ処理条件、更には種々のコマンド信号の入力などを行なう入力部 6 と、上記各ユニットを統括して制御する制御部 7 を備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 は、図示は省略するが、超音波の送受波を行なう振動子と、振動子の機械的な走査を行う走査機構であるモータと、振動子の現在位置すなわち超音波ビームの方向を検出する位置センサとを備える。この超音波プローブ 1 は、例えば生体の体表に当接して使用される 3 次元データ取り込み用の超音波プローブ 1 であり、機械走査に加えて電子走査も併用される。すなわち、振動子としてアレイ振動子が設けられ、このアレイ振動子が電子走査により所定方向に電子走査を行い、さらにこれと垂直な方向に機械走査を行うことで、3 次元空間内での超音波の送受波を可能にする。

【 0 0 1 7 】

以下、斯かる構成による超音波診断装置 10 の動作について説明する。まず、図 1 において、制御部 7 は、送受信部 2 に対し制御信号 G 2 を送出して、超音波プローブ 8 1 を駆動して超音波を発生させ、被検体中に送信する。 10

【 0 0 1 8 】

被検体から反射してきた超音波は超音波プローブ 1 により電気信号に変換され、超音波反射信号 G 3 として送受信部 2 に送られる。送受信部 2 に送られた超音波反射信号 G 3 は、検波と A / D 変換が行われてデジタルデータ G 3 ' とされ、画像データ生成部 3 に送られる。この画像データ生成部 3 に送られたデジタルデータ G 3 ' は断層画像 G 3 " として構成される。

【 0 0 1 9 】

また、送受信と同時に、超音波プローブ 1 の位置と傾きが位置センサにより計測され、位置情報 G 4 として位置検出部 5 に送信され、位置検出部 5 によりプローブ位置データ G 6 として計算される。 20

【 0 0 2 0 】

複数の断層画像 G 3 " 及び探触子位置データ G 6 が画像処理部 4 に送信され、画像データ処理部 4 は、複数の断層画像 G 3 " と探触子位置データ G 6 をもとに、ボリュームデータ G 8 を生成する。ボリュームデータ G 8 は表示部 7 に送られて投影処理による表示や任意断面画像等の 3 次元表示が行われる。

こうしてリアルタイムに表示された 3 次元画像に対し、ユーザは、表示部 8 を見ながら入力部 6 によってボリュームデータ G 8 の操作を行なう。制御部 7 は、この操作信号 G 1 を受け取り、画像データ処理部 4 に制御信号 G 9 として送出し、その内容をボリュームデータ G 8 に反映させる。画像データ処理部 4 は変更されたボリュームデータ G 8 の情報を制御部 7 及び表示部 8 に送る。制御部 7 は、変更後のボリュームデータ G 8 の情報を受けて、自動的にスキャンレンジと揺動範囲を最小化するように制御信号 G 2 によって超音波プローブ 1 を制御し、また制御信号 G 9 によって、表示部 8 に変更後のボリュームデータ G 8 を表示させる。 30

【 0 0 2 1 】

このようなボリュームデータ変更操作の内、スキャンレンジの変更例について、図を参照して説明する。図 2 は、このスキャンレンジ変更の手順を示すフローチャートである。なお、以下の処理は全て制御部 7 による制御の下で行われるので、逐一その旨を記載することは省略する。 40

【 0 0 2 2 】

まず、ユーザが、入力部 6 を介して表示部 8 の画面上にクリップ用の R O I を描画すると (ステップ S 1)、画像データ処理部 4 は、この情報に基づいて、図 3 に示すように、クリップ領域 C R 1 を設定する (ステップ S 2)。

【 0 0 2 3 】

続いて、例えば図 4 (a) に示す C S 1 等の一断面において、走査すべき範囲として、各断面のクリップ領域 C R 1 を含む範囲のみをスキャンレンジ S R 1 として取得する (ステップ S 3)。

【 0 0 2 4 】

次に、画像データ処理部 4 は、情報伝達路 G 7 を介して制御部 7 に断面ごとのスキャン 50

レンジおよびそれぞれの超音波画像における振動子の位置情報を送り（ステップS4）、制御部7はそれに基づいて制御信号G2を超音波プローブ1に送り、SR1の部分のみ超音波を送受信する（ステップS5）。それと同時に、画像データ処理部4は、図5に示すように、クリップ領域のみをボリュームデータVD1として表示する。

【0025】

そして、この処理を、図4（b）及び（c）に示すように、超音波プローブ1が行う揺動走査の全範囲で行う（ステップS6）。

【0026】

より具体的な例として、胎児の頭部を撮像する場合を例に採って説明する。図6（a）は、ボリュームデータを3次元表示しているときに、クリップ用のROI1を描画した様子を示す図である。 10

【0027】

ユーザは、ボリュームデータをリアルタイムで表示部8に表示させ、任意の視点において画面上にクリップ用のROIを描画する。ここでは、図6（b）に示すように、断層像とある角度で交差する断面上に新たにクリップ用のROI1を設定している。

【0028】

これによれば、図7（a）～（c）に示すように、2次元断面上で最初に設定されたROI2がどの断面においても同じであるのに対し、クリップ用ROI1は断面毎に異なって設定され、その大きさも変わっていく。またROI1の範囲に合わせて、各断面のスキャンレンジSR4～6が最小になるように自動的に変更される。 20

【0029】

これにより、ボリュームデータ取得範囲が大幅に低減されるので、リアルタイム性が向上するとともに、ROIも極めて制限された領域内に設定されることになり、障害物の影響を少なくすることができる。

【0030】

次に、他のボリュームデータ変更操作、すなわち揺動範囲の変更例について、図を参照して説明する。図8は、この揺動範囲変更の手順を示すフローチャートである。

【0031】

まず、ユーザが、入力部6を介して表示部8の画面上にクリップ用のROIを描画すると（ステップS11）、画像データ処理部4は、この情報に基づいて、図9に示すように、クリップ領域CR2を設定する（ステップS12）。 30

【0032】

そして、画像データ処理部4は、図10に示すように、クリップ領域CR2のみをボリュームデータVD1として表示すると同時に、その領域を表示するのに必要な揺動角度を求め（ステップS13）、制御部7にその情報を送る。制御部7はそれに基づいて制御信号G2を超音波プローブ1に送り（ステップS14）、揺動範囲TR1を変更する（ステップS15）。

【0033】

より具体的な例として、胎児の頭部を撮像する場合を例に採って説明する。図11は、ボリュームデータをリアルタイムに3次元表示しているときに、クリップ用のROI3を描画した様子を示す図である。 40

【0034】

ユーザはボリュームデータを任意の断面で観察し、その断面上にクリップ用のROI3を描画する。ここでは、断層像と直交する方向から見た断面上に、新たにクリップ用のROI3を設定している。

【0035】

このクリップを行なった後、揺動範囲TR2が最小になるように自動的に変更される。これによれば、図12（a）～（c）に示すように、2次元断面上で最初に設定されたROI4がどの断面においても同じであるのに対し、クリップ用ROI3は断面毎に異なって設定され、またその大きさも変わっていく。 50

【 0 0 3 6 】

これにより、超音波画像上に設定された R O I 4 のみでは取りきれなかった障害物 O B が、このクリップにより取り除くことが可能となる。

【 0 0 3 7 】

これらスキャンレンジの変更及び揺動範囲の変更は、上述したように、それぞれ単独で行ってもよいし、また、一方の変更を行った後に、他方の変更を加えてもよい。この場合、先にスキャンレンジの変更を行った後に揺動範囲の変更を行ってもよいし、またその逆の順序で行なうこともできる。

【 0 0 3 8 】

これにより、ポリウムデータ取得範囲が更に低減されるので、リアルタイム性が向上するとともに、R O I もより制限された領域内に設定されることになり、障害物の影響を更に少なくすることができる。

【 0 0 3 9 】

このような変更操作を行えば、ポリウムデータとする領域は大幅に制限され、その結果システムにかかる負荷は減少する。そこで、これに伴い、制御部 7 に制御信号 G 2 を超音波プローブ 1 に送出させ、画質又はフレームレートを自動的に上げる構成とすることもできる。

【 0 0 4 0 】

以上に説明した実施態様は説明のためのものであり、本発明の範囲を制限するものではない。従って、当業者であればこれらの各要素もしくは全要素をこれと均等なものによって置換した実施態様を採用することが可能であるが、これらの実施態様も本発明の範囲に含まれる。

【 0 0 4 1 】

例えば、クリップ操作には、実際には様々な手法を取ることができる。また、クリップする際のポリウムデータの表示法もこの例に限定されるものではない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 2 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【 図 2 】 同実施形態におけるスキャンレンジ変更手順を示すフローチャート。

【 図 3 】 クリップ領域の設定例を示す図。

【 図 4 】 クリップ領域設定後の超音波画像及び各々のスキャンレンジを示す図。

【 図 5 】 クリップ領域設定後に表示されるポリウムデータを示す図。

【 図 6 】 ポリウムデータの 3 次元表示中にクリップ用の R O I を描画した様子。

【 図 7 】 胎児頭部におけるクリップ領域設定後の超音波画像及び各々のスキャンレンジを示す図。

【 図 8 】 本実施形態における揺動範囲変更手順を示すフローチャート。

【 図 9 】 第 2 のクリップ領域の設定例を示す図。

【 図 1 0 】 第 2 のクリップ領域設定後の超音波プローブ揺動範囲を説明する図。

【 図 1 1 】 胎児頭部における第 2 のクリップ領域の設定例を示す図。

【 図 1 2 】 胎児頭部における第 2 のクリップ領域設定後の超音波画像及び各々の R O I を示す図。

【 図 1 3 】 従来のポリウムデータ表示例。

【 図 1 4 】 (a) は、図 1 3 における C S 1 0 1 を示す図、(b) は同 C S 1 0 2 を示す図。

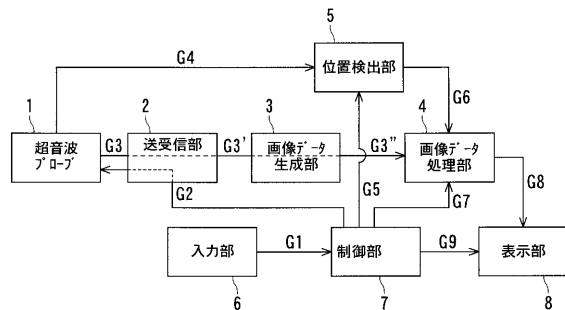
【 符号の説明 】

【 0 0 4 3 】

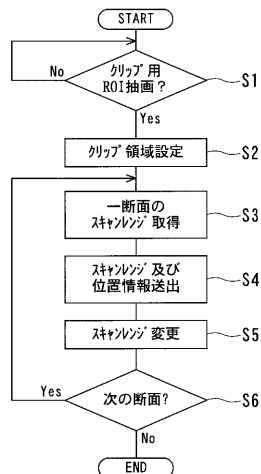
- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 画像データ生成部
- 4 画像データ処理部

- 5 位置検出部
- 6 入力部
- 7 制御部
- 8 表示部
- 10 超音波診断装置
- CR クリップ領域
- CS 断面
- OB 障害物
- SR スキャンレンジ
- TR 揺動範囲
- VD ボリュームデータ

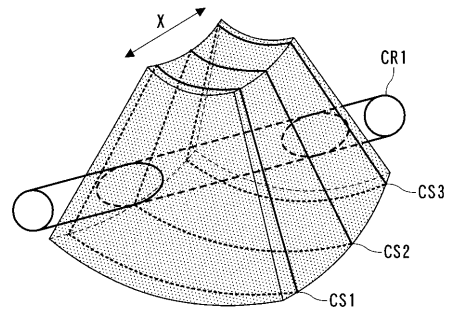
【図1】



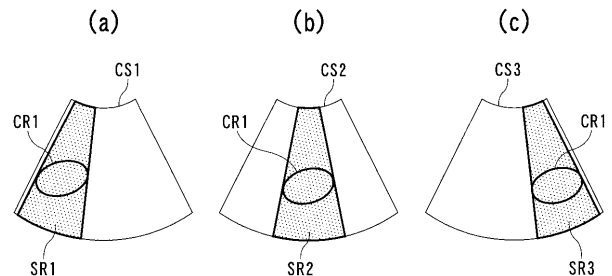
【図2】



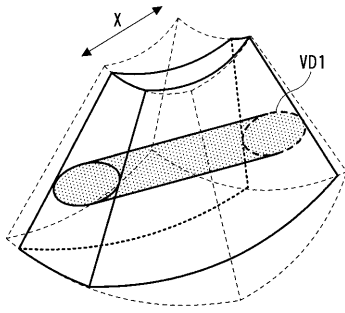
【図3】



【図4】

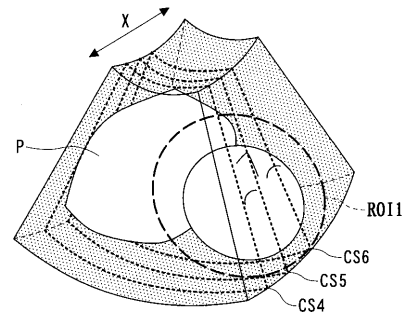


【図 5】

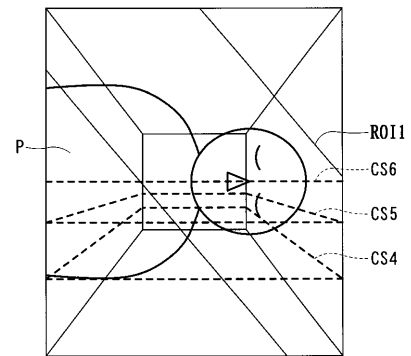


【図 6】

(a)

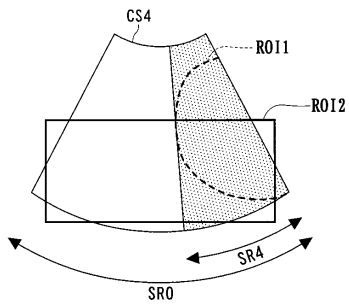


(b)

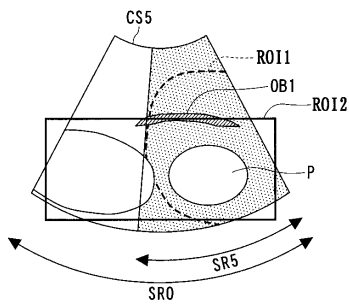


【図 7】

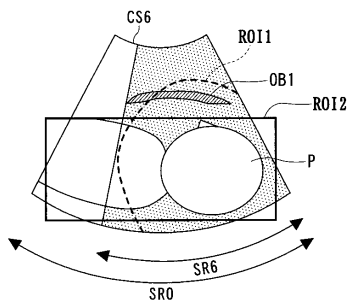
(a)



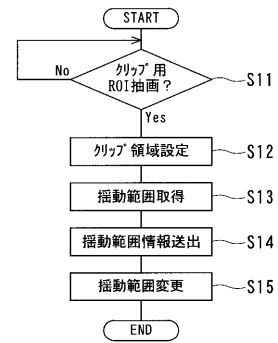
(b)



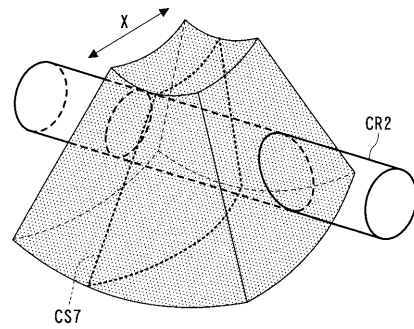
(c)



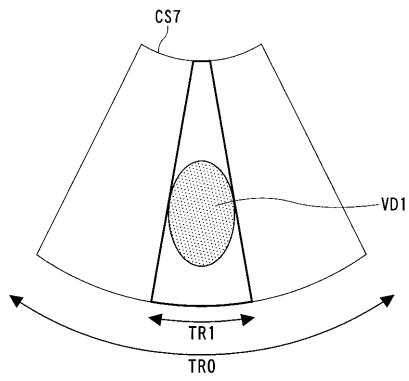
【図 8】



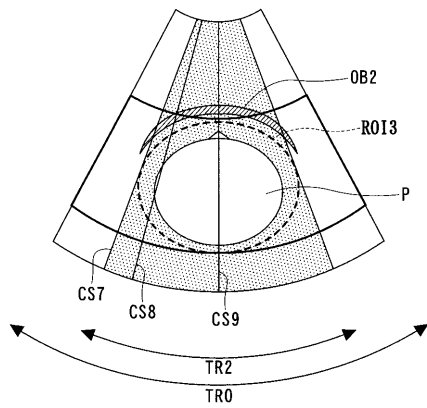
【図 9】



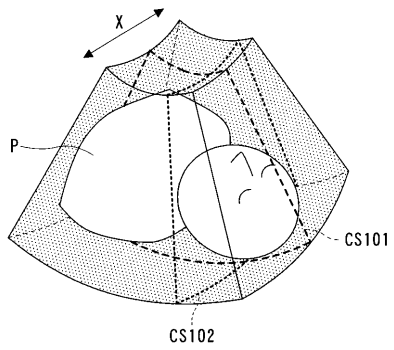
【図 10】



【図 11】

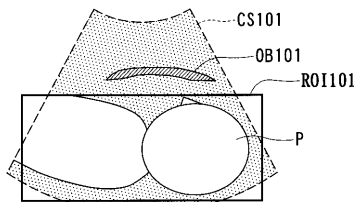


【図 13】

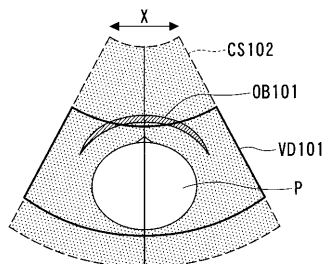


【図 14】

(a)

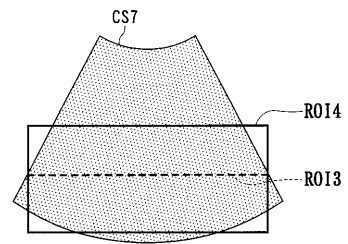


(b)

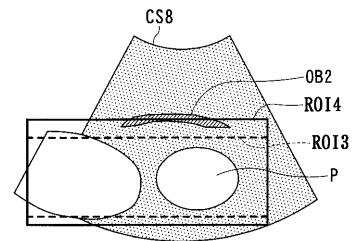


【図 12】

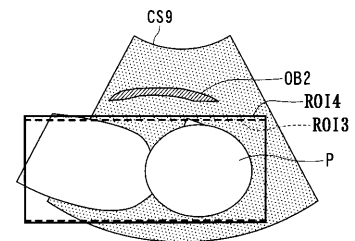
(a)



(b)



(c)



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 俊介

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB15 EE04 EE08 GA21 GB04 HH15 JC25 JC37

KK22 KK30 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006271523A	公开(公告)日	2006-10-12
申请号	JP2005092058	申请日	2005-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤俊介		
发明人	佐藤 俊介		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/HH15 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/KK30 4C601/KK31		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够通过缩小成像范围，从该范围消除障碍而仅观察目标部位。一种发送和接收超声波并获取对象中的目标部位的横截面图像的超声诊断设备，该超声诊断设备包括摆动以连续地和三维地扫描对象内部的超声换能器。超声波探头，获取换能器的位置信息的位置检测单元，基于接收到的信号和位置信息实时形成目标区域的三维图像的图像数据处理单元，以及由图像数据处理单元构成的显示单元，用于显示实时三维图像，该单元用于改变实时三维图像的显示区域，并且仅扫描改变后的实时三维图像显示区域。如上所述，提供了一种用于自动改变振荡器的摆动范围和超声截面图像的成像范围中的至少一个的装置。[选择图]图4

