

(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2009-22415

(P2009-22415A)

(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F1  
A61B 8/00テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-186804 (P2007-186804)  
(22) 出願日 平成19年7月18日 (2007.7.18)(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 100081411  
弁理士 三澤 正義  
(72) 発明者 小林 豊  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 貞光 和俊  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

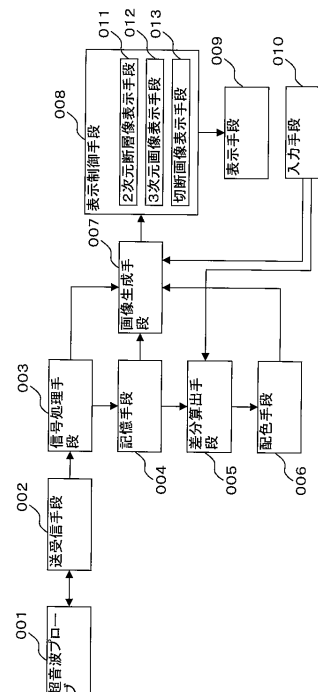
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波断層像表示方法

## (57) 【要約】

【課題】被検体を指定された断面で切断し、その断面側から見た切断された被検体の両側部分それぞれの3次元画像を並べて表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体の所定部位に対して超音波の送受信を行う送受信手段002と、送受信手段002が受信した信号を順次受けて信号を処理し画像データを順次生成する信号処理手段003と、所定部位に対する断面の位置情報を基に、画像データに対し該断面に直交して相反する2つの方向にレンダリング処理を行い、2つの方向のそれぞれから断面を見た場合の断面で切断された所定部位の2つの3次元超音波断層像を生成する画像生成手段007と、生成された2つの3次元超音波断層像を表示手段009に並べて表示する表示制御手段008とを備える。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを介し被検体の所定部位に対して超音波の送受信を行う送受信手段と、  
前記送受信手段が受信した信号を順次受けて信号を処理し画像データを順次生成する信号処理手段と、

前記画像データを記憶する記憶手段と、

前記所定部位に対する断面の位置情報を基に、前記画像データに対し該断面に直交して相反する 2 つの方向にレンダリング処理を行い、前記 2 つの方向のそれぞれから前記断面を見た場合の前記断面で切断された前記所定部位の 2 つの 3 次元超音波断層像を生成する画像生成手段と、

10

前記生成された 2 つの 3 次元超音波断層像を表示手段に並べて表示する表示制御手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

任意の時点で得られた前記画像データとその時点から所定時間前の前記画像データとを基に、ある部位の特定位置のデータの時間的変動分を算出する差分算出手段と、

前記時間的変動分に応じて色を決定する配色手段と、

をさらに備え、

前記画像生成手段は、

前記設定された色を用いて前記レンダリング処理を行う

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記断面の位置情報を入力するための入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記断面は前記超音波を送信する方向と略平行の面であることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記断面は前記超音波を送信する方向と略直交する面であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

30

超音波プローブを介し被検体の所定部位に対して超音波の送受信をおこなう送受信段階と、

前記送受信段階で受信した信号を順次受けて信号を処理し画像データを順次生成する信号処理段階と、

前記画像データを記憶する記憶段階と、

前記画像データを基に 3 次元画像を表示手段に表示する段階と、

前記表示された 3 次元画像を参照させることで、表示する断面を決定させ、その断面の位置情報を入力させる段階と、

前記所定部位に対する断面の位置情報を基に、前記画像データに対し該断面に直交して相反する 2 つの方向にレンダリング処理を行い、前記 2 つの方向のそれぞれから前記断面を見た場合の前記断面で切断された前記所定部位の 2 つの 3 次元超音波断層像を生成する画像生成段階と、

40

前記生成された前記断面から見た場合の 2 つの 3 次元超音波断層像を表示手段に並べて表示する表示制御段階と

を有することを特徴とする超音波断層像表示方法。

**【請求項 7】**

前記所定部位に対する断面の位置情報を基に、前記画像データに対し前記 2 つの方向にレンダリング処理を行い、前記 2 つの方向のそれぞれから前記所定部位の外表部を見た場合の前記断面で切断された前記所定部位の 2 つの 3 次元超音波断層像を生成する段階と、

前記生成された前記が外表部を見た場合の 2 つの 3 次元超音波断層像を表示手段に並べ

50

て表示する表示制御段階と

とさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波断層像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に超音波を送信して被検体からの反射波を受信することにより、被検体内の超音波診断情報を得る超音波診断装置及び超音波断層像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、超音波プローブを被検体である生体の体表に当接させて、生体内に超音波ビームを発射し、生体組織の境界で反射して生じる反射波を再び超音波プローブで受信し、診断に用いる生体内の断層画像を再構成しモニタ等の表示手段に表示させたり、プリントアウトしたりする超音波診断装置がある。超音波診断装置は、X線やCT診断装置などの他の画像診断装置に比べ安価で、被曝が無く、非侵襲でリアルタイムに観測するための有用な装置として広く利用されている。また、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から、肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管など診断に適用されている。

【0003】

また、超音波振動子が2次元的に配列された2次元超音波プローブを備えた超音波診断装置では、3次元領域をスキャンすることにより、3次元的な生体情報を収集して立体的な3次元画像などを表示することができる（例えば、特許文献1参照。）。20

【0004】

従来、このような3次元画像を表示できる超音波診断装置では、図7に示すように、3次元画像701、ある一つの断面（A断面と呼ぶ）における超音波断層像702、及び他の断面（B断面と呼ぶ）における超音波断層像703を並べて表示するなどしていた。図7は従来の超音波断層像の表示画面の一例の図である。また、医師や検査技師など（以下では「操作者」と呼ぶ。）が見たい視点からの3次元画像を生成することも行われている。さらに、操作者による診断は、この3次元画像の超音波プローブから送信される超音波と略並行の断面であるA断面及びB断面、また奥行きを観察するためにA断面とB断面と直交する断面であるC断面などを用いて行われている。30

【0005】

そして、操作者は、これらの3次元画像を基に表示するA断面、B断面、及びC断面などの超音波断層像の被検体に対する位置を決定する。また、操作者は、3次元画像や超音波断層像を参照して被検体に対する診断を行う。

【0006】

また、操作者による被検体の3次元的な認識を高めるため、3次元画像の断面に陰影を付けるなどすることで奥行きを付加して、超音波断層像を表示する超音波診断装置も提案されている。さらに、3次元画像の奥行きを付加した断面を回転させることで見やすい視点を提供して、様々な方向からの画像を提供する技術も提供されている（例えば、特許文献2参照。）。40

【0007】

【特許文献1】特開2004-275223号公報

【特許文献2】特開2004-362853号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、従来の超音波診断装置では、操作者は観察する対象部位の外観を3次元画像で観察ことができるが、いったん2次元の超音波断層像として断面を表示した場合、操作者は奥行き感を持って対象部位を観察することが困難である。また、C断面を用いても奥行き方向の断面が把握できるだけで、対象物を断面で切断した場合の両側部分を奥行き付き50

で全体的に把握することは困難である。

【 0 0 0 9 】

また、３次元画像の断面に奥行き感を付加して表示を行う技術でも、一方向から見た画像では患部を含む対象の全体的な把握を行うことが困難である。また、断面を回転させる場合にも、すぐに求める視点にたどり着けないことが多く、迅速な診断を行うことが困難である。

【 0 0 1 0 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、被検体の観察対象の部位の内側から相反する方向に見た２つの３次元画像、又は観察対象部位の外側から相反する方向に見た２つの３次元画像を並べて表示する超音波診断装置を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、請求項１に記載の超音波診断装置は、超音波プローブを介し被検体の所定部位に対して超音波の送受信を行う送受信手段と、前記送受信手段が受信した信号を順次受けて信号を処理し画像データを順次生成する信号処理手段と、前記画像データを記憶する記憶手段と、前記所定部位に対する断面の位置情報を基に、前記画像データに対し該断面に直交して相反する２つの方向にレンダリング処理を行い、前記２つの方向のそれぞれから前記断面を見た場合の前記断面で切断された前記所定部位の２つの３次元超音波断層像を生成する画像生成手段と、前記生成された２つの３次元超音波断層像を表示手段に並べて表示する表示制御手段とを備えることを特徴とするものである。

20

【 0 0 1 2 】

請求項６に記載の超音波断層像表示方法は、超音波プローブを介し被検体の所定部位に対して超音波の送受信をおこなう送受信段階と、前記送受信段階で受信した信号を順次受けて信号を処理し画像データを順次生成する信号処理段階と、前記画像データを記憶する記憶段階と、前記画像データを基に３次元画像を表示手段に表示する段階と、前記表示された３次元画像を参照させることで、表示する断面を決定させ、その断面の位置情報を入力させる段階と、前記所定部位に対する断面の位置情報を基に、前記画像データに対し該断面に直交して相反する２つの方向にレンダリング処理を行い、前記２つの方向のそれぞれから前記断面を見た場合の前記断面で切断された前記所定部位の２つの３次元超音波断層像を生成する画像生成段階と、前記生成された２つの３次元超音波断層像を表示手段に並べて表示する表示制御段階とを有することを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

請求項１に記載の超音波診断装置及び請求項６に記載の超音波断層像表示方法によると、被検体を特定の断面で切断した場合の２つの部分を断面側から見た３次元画像である２つの３次元画像を表示することができる。これにより、被検体を切断した２つの部分の３次元画像を比較し直感的に被検体を把握することが容易となり、診断の正確性の向上に貢献することが可能となる。また、１つの断面を指定することで、その断面で切断された被検体の両側部分の断面側から見た３次元画像、又その断面を基準に切り開いた外表部分の画像がそれぞれ生成及び表示されるので、操作手順を短くすることが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

〔第１の実施形態〕

以下、この発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図１は本実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

【 0 0 1 5 】

送受信手段００２は、超音波プローブ００１を介して超音波を被検体に送信する。さらに、送受信手段００２は、被検体の観察対象部位（以下では単に「対象部位」と呼ぶ。）で反射した超音波（以下では「超音波エコー」という。）を超音波プローブ００１を介して受信し、電気信号に変換する。そして、送受信手段００２は、変換した電気信号を信号

50

処理手段 003 に出力する。本実施形態では、送受信手段 002 は、B モード用の走査を行う場合で以下説明する。送受信手段 002 は、B モード用の走査を一定のシーケンスで繰り返しながら B モード用の信号 (B モード信号) を設定された 3 次元領域で収集していく。本実施形態では B モード画像を生成する場合で説明するが、これは他の画像生成でもよく、例えばカラードブラ画像を生成する場合などでも良い。

【0016】

信号処理手段 003 は、超音波エコーから B モード画像信号を生成する。具体的には、信号処理部 003 は、送受信部 002 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。この B モード画像信号は表示用の画像として生成する前の生のデータ (以下では「ローデータ」と呼ぶ。) である。このローデータが本発明における「画像データ」に当たる。信号処理手段 003 は、一定のシーケンスで繰り返し送られてくる超音波エコーを受信して、その超音波エコーを順次信号処理することでローデータを順次生成していく。

10

【0017】

信号処理手段 003 は、信号処理を行った B モード画像用のローデータを記憶手段 004 に順次記憶させていく。

【0018】

記憶手段 004 はメモリなどの記憶媒体で構成されている。記憶手段 004 は、順次送られてくるローデータを経過時間と対応付けて記憶する。

20

【0019】

差分算出手段 005 は、医師や放射線技師など (以下では、「操作者」という。) による入力手段 010 からの入力を受けて、記憶手段 004 に記憶されているローデータのうち入力時点の最新のローデータ (以下「第 1 のローデータ」という。) と、予め決められた所定時間前に生成されたローデータ (以下「第 2 のローデータ」という。) を、記憶手段 004 に記憶されている経過時間を基に特定する。この第 1 のローデータが本発明における「任意の時点で得られた画像データ」にあたり、第 2 のローデータが「その時点から所定時間前の画像データ」にあたる。ここで所定時間前とは半心拍前など、操作者により予め指定されている時間である。例えば半心拍前であれば、差分算出手段 005 は、ECG 信号を基に半心拍前の時間を算出し、記憶手段 004 に記憶されている経過時間を参照してその時間付近で生成されたローデータを特定する。

30

【0020】

差分算出手段 005 は、対象部位の 1 点に対応する第 1 のローデータ及び第 2 のローデータを比較し、対象部位の 1 点の所定時間における移動距離を算出する。この移動距離が本発明における「時間的変動分」にあたる。差分算出手段 005 は、この移動距離の算出を対象部位の各点について行う。この移動距離の算出は、組織歪みイメージング (TSI) 等で用いられる局所の変位の算出を用いる。組織歪みイメージング法は、組織の運動情報として、運動に伴う組織位置を追跡しながら、速度情報に由来する信号を積分することで得られる、局所の変位、歪みなどのパラメータを画像化するものである。組織歪みイメージング法では、壁厚方向の変位を観察する場合、壁厚方向の変位に係わる成分を角度補正によって検出して画像化するために、収縮中心に向かう運動の場の概念や設定を用いている。また、組織歪みイメージング法では、心臓全体の並進運動の影響も考慮して収縮中心位置を時間的に移動させ、時間的に可変な運動場に対しても運動可能となっている。したがって、並進運動による収縮中心位置の変動には追従することができる。組織歪みイメージング法の詳細については、例えば特開平 2003 - 175041 に説明されている。

40

【0021】

差分算出手段 005 は、対象部位の各点について算出した移動距離を配色手段 006 へ出力する。

【0022】

配色手段 006 は、メモリなどの記憶領域を有する。配色手段 006 の記憶領域には、

50

予め対象部位の移動距離に対応する色を表す色テーブルが記憶されている。この色テーブルは、具体的には、例えば心臓が対象部位だとした場合、移動距離が大きいほど暗い赤となり、移動距離が小さいほど明るい赤となるといった対応を64階調で表すといったテーブルである。

【0023】

配色手段006は、差分算出手段005から入力を受けた対象部位における各点の移動距離を基に、記憶している色テーブルを参照し、対象部位における各点の移動距離に対応する色を決定していく。例えば、心臓が診断の対象部位であり前述の色テーブルを使用した場合、心臓の動きの早いところには暗い赤が配色され、心臓の動きの遅いところには明るい赤が配色される。すなわち、この配色を使用して画像を表示した場合、動きの遅いところは心臓がうまく動いていない部分であるので、明るい赤が配色されている部分が対象部位における患部だと容易に認識することができる。

10

【0024】

画像生成手段007は、配色された色及び操作者から入力された不透明度を基に、記憶手段004に記憶されている第1のローデータに対して操作者が入力した視点からのレンダリング処理を行う。これにより、画像生成手段007は、対象部位の外側の操作者が設定した視点から該対象部位を見た3次元画像を生成することができる。画像生成手段007は、操作者から視点の入力が行われるたび、その視点からみた対象部位の3次元画像の生成を行う。例えば、図2で示すように、操作者が視点として視点201を入力した場合、画像生成手段007は、視点201から対象部位200を見た3次元画像をレンダリング処理により生成する。図2は対象部位を外側から見た状態の図である。画像生成手段007は、生成した対象部位を外側から見た3次元画像である対象部位200の画像を表示制御手段008に送信する。

20

【0025】

画像生成手段007は、操作者から対象部位200に対する断面の位置情報の入力を受ける。以下では、操作者が図2に示す対象部位200における断面202を断面として入力した場合で説明する。ここで、図2における矢印203及び矢印204は断面に対して直交しており、断面に対する図の左右からの方向を表している。この矢印203及び矢印204が示す方向が本発明における「断面に直交して相反する2つの方向」である。画像生成手段007は、配色された色及び操作者から入力された不透明度を基に、矢印203方向へ対象部位200全体のレンダリング処理を第1のローデータに対して行う。次に画像生成手段007は、レンダリング処理を行って得られた3次元画像を断面202で切断し、断面から矢印203方向への部分を3次元画像として残す。このレンダリング処理により、断面202で対象部位200を切断し、その図2における右側の部分を見た3次元画像を生成する。これは、図2における200aを断面側から見た3次元画像であり、図3(A)における画像300aのような画像として生成される。ここで、図2の点206が図3の点301に対応する。さらに、画像生成手段007は、配色された色及び操作者から入力された不透明度を基に、矢印204方向へ対象部位200全体のレンダリング処理を第1のローデータに対して行う。次に画像生成手段007は、レンダリング処理を行って得られた3次元画像を断面202で切断し、断面から矢印204方向への部分を3次元画像として残す。このレンダリング処理により、断面202で対象部位200を切断し、その図2における左側の部分を見た3次元画像を生成する。これは、図2における200aを断面側から見た3次元画像であり、図3(B)における画像300bのような画像として生成される。ここで、図2の点205が図3の点302に対応する。図3は切断した対象部位を断面側から見た3次元画像を説明するための図である。この画像300a及び画像300bが本発明における「前記2つの方向のそれぞれから前記断面を見た場合の前記断面で切断された前記所定部位の2つの3次元超音波断層像」に当たる。ここで、本実施形態では操作者から入力される断面を超音波プローブ001から送信される超音波の方向と略並行の断面(従来、A断面もしくはB断面と呼ばれている断面)としているが、この断面は他の断面でも良く、例えば、患部が図2の対象部位200における上部又は下

30

40

50

部にある場合には、断面を超音波プローブ 001 から送信される超音波の方向と略直交する断面（従来、C断面と呼ばれている断面）とすることが好ましい。

【0026】

また、画像生成手段 007 は、上述の断面側から見た 2 つの 3 次元超音波断層像を生成する方法と同様の方法で切断した対象部位の外側から外表部を見た 2 つの 3 次元画像を生成する。

【0027】

画像生成手段 007 は、図 2 において、対象部位 200 を断面 202 で切断した場合の一方の部分である 200a を矢印 203 方向から見た画像、すなわち図 3 における画像 300a、及び、図 2 における他方の部分である 200b を矢印 204 方向から見た画像、すなわち図 3 における画像 300b、を画像生成手段 007 に送信する。また、画像生成手段 007 は、切断した対象部位の外側から外表部を見た 2 つの 3 次元画像を生成した場合、その 2 つの 3 次元画像を画像生成手段 007 に送信する。

【0028】

また、画像生成手段 007 は、信号処理手段 003 から入力された B モード画像のローデータを受けて、対象部位 200 の断面 202 における 2 次元の超音波断層像を生成する。画像生成手段 007 は生成した 2 次元の超音波断層像を表示制御手段 008 に送信する。

【0029】

表示制御手段 008 は、2 次元断層像表示手段 011、3 次元画像表示手段 012、切断画像表示手段 013 を有する。

【0030】

3 次元画像表示手段 012 は、画像生成手段 007 から受信した配色が行われた対象部位を外から見た 3 次元画像である対象部位 200 の画像を表示手段 009 に表示させる。この対象部位 200 の画像は、対象部位の各点における移動距離の少ない場所と移動距離の多い場所によって色分けがされている。そのため、操作者はこの対象部位 200 の画像を参照することで、おおよそどの辺りに患部が存在しているかの見当をつけることができる。そのように見当が付けられることで、操作者は、最も患部が見やすく表示される断面の位置を決定することが容易となる。そして、操作者の断面の指定をスイッチ操作により実行することも可能であり、その場合スイッチ操作一つで指定された断面を基準に断面側から対照部位を見た 3 次元画像を表示させることができる。これにより、操作者の求める視点による対象部位の断面を容易に表示させることが可能となる。

【0031】

図 4 は本実施形態に係る 3 次元の超音波断層像の表示の一例の図である。図 4 に示す画像 400a は、図 2 において画像生成手段 007 から生成した対象部位 200 を断面 202 で切断した場合の図 2 における右側部分である 200a を矢印 203 方向から見た画像、すなわち図 3 の 300a と同様の画像である。また、図 4 に示す画像 400b は、図 2 における左側部分である 200b を矢印 204 方向から見た画像、すなわち図 3 の 300b と同様の画像である。さらに、画像 400 は、図 2 における対象部位 200 を外側から見た 3 次元画像である。切断画像表示手段 013 は、図 4 に示すような画像 400a 及び画像 400b を画像生成手段 007 から受信し、表示手段 009 に既に表示している画像生成手段 007 から受信した対象部位を外から見た 3 次元画像である画像 400 と並べて、画像 200a 及び画像 200b を表示手段 009 に表示させる。

【0032】

2 次元断層像表示手段 011 は、画像生成手段 007 から受信した断面 202 における 2 次元超音波断層像を表示手段 009 に表示させる。実際には本実施形態では、画像 400a 及び画像 400b を大きく表示するため、2 次元超音波断層像は表示させていない。

【0033】

本実施形態における超音波診断装置では、操作者からの新たな断面の入力を受けると、対象部位 200 を指定された断面で切断し、その断面側から両側部分を見た 3 次元画像の

10

20

30

40

50

生成及び表示が繰り返される。すなわち、操作者は異なる位置の断面を繰り返し入力することで、種々な位置の断面から見た対象部位の両側部分を参照することが可能である。

【 0 0 3 4 】

ここで、本実施形態では図 4 に示すように、3 次元画像表示手段 0 1 2 によって表示手段 0 0 9 に表示された対象部位の外観と、切断画像表示手段 0 1 3 によって表示手段 0 0 9 に表示された断面側から切断された対象部位の両側を見た 2 つの 3 次元画像とを表示しているが、この表示方法は他の方法でもよい。図 5 にいくつか表示方法の例を示す。図 5 ( A ) ( B ) ( C ) は 3 次元画像の表示方法の他の例を表す図である。以下では、対象部位を外側から見た 3 次元画像を「外観像」、断面側から見た切断された対象部位の両側部分の 3 次元画像を「切断画像」、という。

10

【 0 0 3 5 】

図 5 ( A ) の画面は外観像 5 1 0、断面における 2 次元超音波断層像 5 1 1、切断画像 5 1 2、及び切断画像 5 1 3 を並べて表示するものである。表示制御手段 0 0 8 は表示手段 0 0 9 の表示領域を 2 つに分け 2 分の 1 の領域を設定し、さらに 2 つに分けた片方の領域を 3 つに分け 6 分の 1 の領域を設定する、これにより図 5 ( A ) に示すように領域 5 1 4 乃至領域 5 1 7 が設定される。3 次元画像表示手段 0 1 2 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した外観像 5 1 0 が表示手段 0 0 9 上の領域 5 1 4 に表示される。また、2 次元超音波断層像表示手段 0 1 1 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した 2 次元超音波断層像 5 1 1 が表示手段 0 0 9 上の領域 5 1 5 に表示される。さらに、切断画像表示手段 0 1 3 は、2 次元断層像表示手段 0 1 1 から 2 次元超音波断層像 5 3 4 の情報を受けて、2 次元超音波断層像 5 3 4 の断面における画像生成手段 0 0 7 から受信した切断画像である切断画像 5 1 1 及び 5 1 2 を、それぞれ表示手段 0 0 9 上の領域 5 1 6 及び領域 5 1 7 に表示させる。このように、対象部位に対する同じ断面における 2 次元超音波断層像 5 1 1 と切断画像 5 1 2 とを並べて表示することで、従来の見慣れた画面を参照しながら切断画像を参照することができ、正確な診断を行うことが可能となる。

20

【 0 0 3 6 】

図 5 ( B ) の画面は外観像 5 2 0、ある断面における切断画像 5 2 1 及び切断画像 5 2 2、並びに他の断面における切断画像 5 2 3 及び切断画像 5 2 4 を並べて表示するものである。表示制御手段 0 0 8 は表示手段 0 0 9 の表示領域を 3 つに分け 3 分の 1 の領域を設定し、さらに 3 つに分けた残り 2 つの領域を 2 つに分け 6 分の 1 の領域を設定する。これにより図 5 ( B ) に示すように領域 5 2 5 乃至領域 5 2 9 が設定される。3 次元画像表示手段 0 1 2 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した外観像 5 2 0 が表示手段 0 0 9 上の領域 5 2 4 に表示される。また、切断画像表示手段 0 1 3 により、画像生成手段 0 0 7 から受信したある断面における切断画像 5 2 1 及び 5 2 2 はそれぞれ表示手段 0 0 9 上の領域 5 2 6 及び領域 5 2 7 に表示される。また、切断画像表示手段 0 1 3 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した他の断面における切断画像 5 2 3 及び 5 2 4 はそれぞれ表示手段 0 0 9 上の領域 5 2 8 及び領域 5 2 9 に表示される。このように、2 つの断面における切断画像である切断画像 5 2 1 及び切断画像 5 2 2、並びに切断画像 5 2 3 及び切断画像 5 2 4 を同時に参照できるので、患部が 2 箇所ある場合などにその患部のそれぞれ最も見やすい切断画像で診断を行うことができ、より正確な診断を行うことが可能となる。

30

40

【 0 0 3 7 】

図 5 ( C ) の画面は外観像 5 3 0、ある断面における 2 次元超音波断層像 5 3 1、その断面における切断画像 5 3 2 及び切断画像 5 3 3、他の断面における 2 次元超音波断層像 5 3 4、並びに他の断面における切断画像 5 3 5 及び切断画像 5 3 6 を並べて表示するものである。表示制御手段 0 0 8 は表示手段 0 0 9 の表示領域を 3 つに分け 3 分の 1 の領域を設定し、さらに 3 つに分けた残り 2 つの領域を 3 つに分け 9 分の 1 の領域を設定する、これにより図 5 ( C ) に示すように領域 5 3 7 乃至領域 5 4 3 が設定される。3 次元画像表示手段 0 1 2 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した外観像 5 3 0 が表示手段 0 0 9 上の領域 5 3 7 に表示される。また、2 次元断層像表示手段 0 1 1 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した 2 次元超音波断層像 5 3 1 が表示手段 0 0 9 上の領域 5 3 8 に表示さ

50

れる。さらに、切断画像表示手段 0 1 3 は、2 次元断層像表示手段 0 1 1 から 2 次元超音波断層像 5 3 1 の情報を受けて、2 画像生成手段 0 0 7 から受信した次元超音波断層像 5 3 1 における切断画像である切断画像 5 3 2 及び切断画像 5 3 3 を、それぞれ表示手段 0 0 9 上の領域 5 3 9 及び領域 5 4 0 に表示させる。また、2 次元断層像表示手段 0 1 1 により、画像生成手段 0 0 7 から受信した 2 次元超音波断層像 5 3 4 が表示手段 0 0 9 上の領域 5 4 1 に表示される。さらに、切断画像表示手段 0 1 3 は、2 次元断層像表示手段 0 1 1 から 2 次元超音波断層像 5 3 4 の情報を受けて、画像生成手段 0 0 7 から受信した 2 次元超音波断層像 5 3 4 における切断画像である切断画像 5 3 5 及び切断画像 5 3 6 をそれぞれ表示手段 0 0 9 上の領域 5 4 2 及び領域 5 4 3 に表示させる。このように、異なる断面における 2 次元超音波断層像と切断画像とを並べることで、患部が 2 箇所ある場合に、それぞれの患部に対して従来の超音波断層像と切断画像とを同時に参照でき、より正確な診断を行うことが可能となる。

10

#### 【0038】

また、以上では断面側から見た 3 次元画像の表示を例に説明したが、画像生成手段 0 0 7 から断面を基にした外表部の 3 次元画像を受けた場合、上述の断面側から見た 3 次元画像の表示と同様に、2 つの相反する方向から見た外表部の 3 次元画像を表示手段 0 0 9 に表示させることができる。

#### 【0039】

以下、図 6 を参照して本実施形態に係る超音波診断装置の 3 次元の超音波断層像の作成及び表示の流れを説明する。図 6 は本実施形態に係る超音波診断装置の 3 次元の超音波断層像の作成及び表示のフローチャートの図である。

20

#### 【0040】

ステップ S 0 0 1 : 送受信手段 0 0 2 は、超音波プローブ 0 0 1 を介して、被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行い、受信した信号を信号処理手段 0 0 3 へ出力する。

#### 【0041】

ステップ S 0 0 2 : 信号処理手段 0 0 3 は、送受信手段 0 0 2 から入力された信号に対し信号処理を行い、B モード画像信号を求める。

#### 【0042】

ステップ S 0 0 3 : 信号処理手段 0 0 3 は、算出した B モード画像信号を記憶手段 0 0 4 に記憶させる。

30

#### 【0043】

ステップ S 0 0 4 : 差分算出手段 0 0 5 は、入力を受けて最新のローデータ (第 1 のローデータ) と所定時間前のローデータ (第 2 のローデータ) を記憶手段 0 0 4 から取り出す。差分算出手段 0 0 5 は、第 1 のローデータの各点とその点に対応する第 2 のローデータの点を比較し、その点の移動距離を求める。差分算出手段 0 0 5 は、求めた第 1 のローデータにおける各点の移動距離を配色手段 0 0 6 に送信する。

#### 【0044】

ステップ S 0 0 5 : 配色手段 0 0 6 は、差分算出手段 0 0 5 から受信した第 1 のローデータにおける各点の移動距離を基に、予め記憶している色テーブルを参照し、第 1 ロードデータにおける各点に色を割当てて。

40

#### 【0045】

ステップ S 0 0 6 : 操作者は、入力手段 0 1 0 を使用して対象部位を外側から見るための視点を入力する。

#### 【0046】

ステップ S 0 0 7 : 画像生成手段 0 0 7 は、記憶手段 0 0 4 に記憶されている第 1 のローデータへの入力された視点からのレンダリング処理を行い、入力された視点から見た、すなわち外部から見た対象部位の 3 次元画像を生成する。画像生成手段 0 0 7 は生成した外部から対象部位をみた 3 次元画像を表示制御手段 0 0 8 に送信する。

#### 【0047】

ステップ S 0 0 8 : 表示制御手段 0 0 8 は、画像生成手段 0 0 7 から受けた外部から対

50

象部位をみた 3 次元画像を表示手段 0 0 9 に表示させる。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 0 0 9 : 操作者は、表示手段 0 0 9 に表示された外部から対象部位をみた 3 次元画像を参照し、対象部位をどのような断面で切断した画像が必要かを決定し、入力手段 0 1 0 を用いて対象部位に対する該断面の位置情報を入力する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 0 1 0 : 画像生成手段 0 0 7 は、入力された断面の位置情報を基に、対象部位を該断面で切断した両側部分に対し、それぞれ断面側から見た状態、又は断面を基準に外側から見た状態でのレンダリング処理を実行し、対象部位を断面で切断してその断面側からみた両側部分の 3 次元画像、又は対象部位を断面で切断してその外側から外表部をみた両側部分の 3 次元画像をそれぞれ生成する。画像製手段 0 0 7 は、生成した 2 つの 3 次元画像を表示制御手段 0 0 8 に送信する。

10

【 0 0 5 0 】

ステップ S 0 1 1 : 表示制御手段 0 0 8 は、画像生成手段 0 0 7 から受信した対象部位を指定された断面で切断しその断面側から両側部分をみた 2 つの 3 次元画像、又は対象部位を断面で切断してその外側から外表部をみた両側部分の 2 つの 3 次元画像を表示手段 0 0 9 に表示させる。

【 0 0 5 1 】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置においては、操作者は外から対象部位を見た、患部が色づけされている画像を参照し、その患部が最も見やすい断面の位置を決定できる。そして、本実施形態に係る超音波診断装置は、その決定された断面の入力を受けて、その断面で対象部位を切断しその断面側からみた両側部分の 3 次元画像を表示することができる。これにより、操作者は患部が最も見やすい断面を用いて、その断面側から切断された対象部位の両側部分を見た 3 次元画像を容易に参照することで直感的に対象部位を把握することができ、効率良くより正確な診断を行うことが可能となる。また、操作者は患部における 2 次元の超音波断層像を生成しようとした場合に、切断された対象部位を断面側から見た 3 次元画像を参照することで、より正確に必要なとする 2 次元の超音波断層像の位置を特定することが可能となる。また、1 つの断面を指定することで、その断面で切断された対象部位の両側部分の断面側から見た 3 次元画像がそれぞれ生成及び表示されるので、操作手順を短くすることが可能となる。

20

30

【 0 0 5 2 】

また、以上の説明では、患部の診断を行いやすいように、所定時間の間に対象部位の各点が移動した距離に対応した配色を行ない、配色された色を用いて画像を生成しているが、この色づけを行わなくても本発明に係る超音波診断装置は動作可能である。すなわち、画像生成手段 0 0 7 は、記憶手段 0 0 4 に記憶されている画像データのみで、切断された対象部位を断面側から見た両側部分の 2 つの 3 次元画像を生成できる。そして、表示制御手段 0 0 8 は生成された 2 つの 3 次元画像を表示手段 0 0 9 に表示させることができる。この場合、差分算出手段 0 0 5 及び配色手段 0 0 6 を備えず、対象部位の所定時間における移動距離の算出や移動距離に応じた配色は行われない。また、この場合のフローとしては、図 6 におけるステップにおいて、ステップ S 0 0 3 及びステップ S 0 0 4 を除き、ステップ S 0 0 2 からステップ S 0 0 5 へ直接移行するフローとなる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置のブロック図

【図 2】対象部位を外から見た 3 次元画像を説明するための図

【図 3】( A ) 対象部位を切断しその切断面から図 2 における対象部位の右側を見た 3 次元画像の図、( B ) 対象部位を切断しその断面から図 2 における対象部位の左側を見た 3 次元画像の図

【図 4】切断された対象部位の両側部分を切断面から見た 2 つの 3 次元画像の表示の一例の図

50

【図 5】(A)(B)(C) 生成した 3 次元画像の表示の他の例を説明するための図

【図 6】本実施形態に係る超音波診断装置による 3 次元画像の生成及び表示のフローチャートの図

【図 7】従来の超音波断層像の表示画面の一例の図

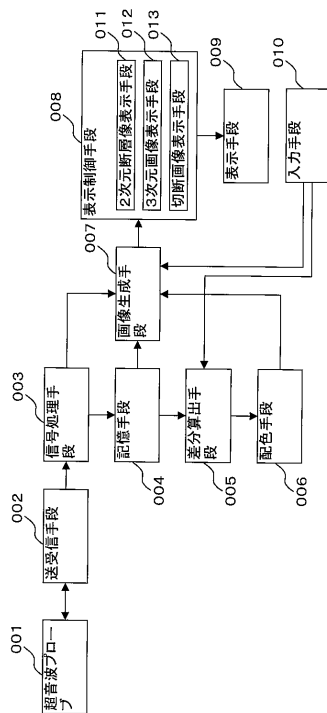
【符号の説明】

【0054】

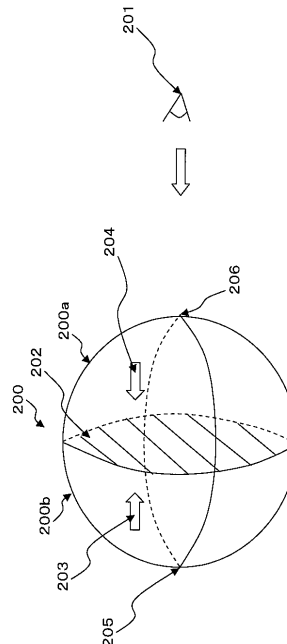
- 001 超音波プローブ
- 002 送受信手段
- 003 信号処理手段
- 004 記憶手段
- 005 差分算出手段
- 006 配色手段
- 007 画像生成手段
- 008 表示制御手段
- 009 表示手段
- 010 入力手段
- 011 2次元断層像表示手段
- 012 3次元画像表示手段
- 013 切断画像表示手段

10

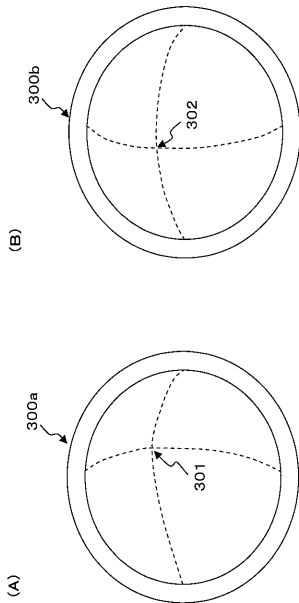
【図 1】



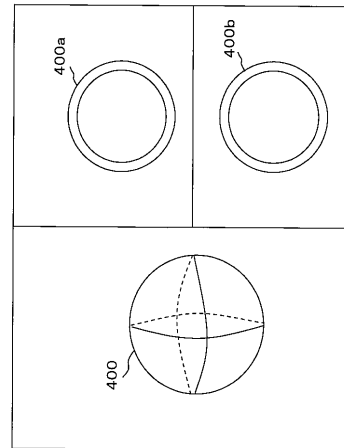
【図 2】



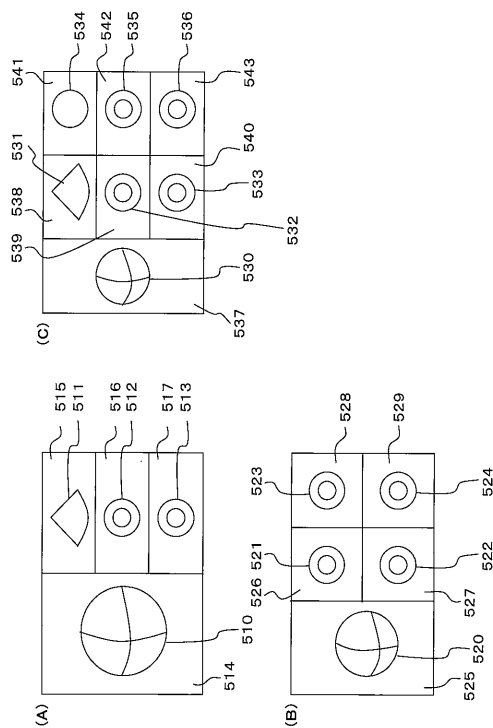
【図 3】



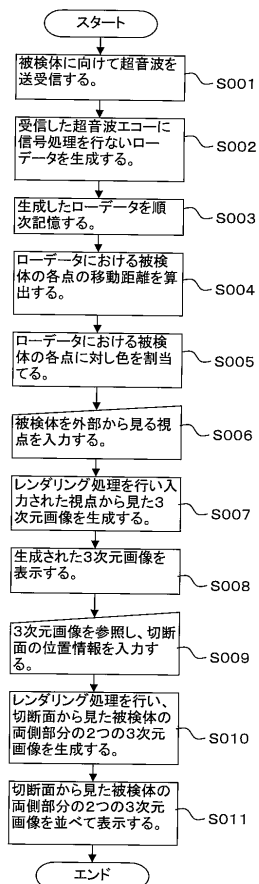
【図 4】



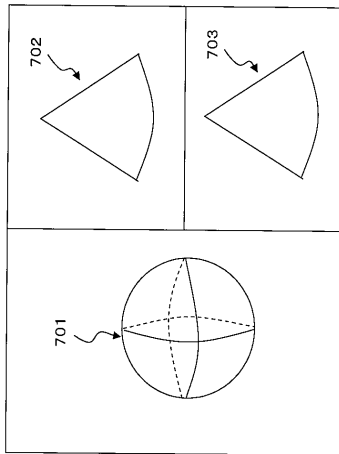
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大森 慈浩

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内

(72)発明者 郡司 隆之

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内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE10 JB45 JC26 JC33 KK02 KK12 KK22 KK25  
LL04

|                |                                                                                                                          |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超音波诊断装置及び超音波断层像表示方法                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2009022415A</a>                                                                                            | 公开(公告)日 | 2009-02-05 |
| 申请号            | JP2007186804                                                                                                             | 申请日     | 2007-07-18 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                                       |         |            |
| [标]发明人         | 小林豊<br>貞光和俊<br>大森慈浩<br>郡司隆之                                                                                              |         |            |
| 发明人            | 小林 豊<br>貞光 和俊<br>大森 慈浩<br>郡司 隆之                                                                                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                                                 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14                                                                                                        |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB45 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/LL04 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，用于以指定截面切割被检体，在从截面侧观察到的切断被检体的两侧部配置并显示各自的三维图像。解决方案：超声波诊断装置设置有：发送/接收装置002，用于向对象的规定部位发送/接收超声波；信号处理装置003，用于顺序地接收由发送接收装置002接收的信号，处理信号，并且顺序地产生图像数据；图像生成装置007，用于基于关于相对于规定部分的横截面的位置信息，在与横截面正交并且彼此相对的两个方向上执行图像数据的绘制处理，并且生成两个三维当从相应的两个方向看时，在截面处切割的规定部分的超声波断层图像；以及显示控制装置008，用于在显示装置009中排列并显示所产生的两个三维超声波断层图像

