

(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2009-178448
(P2009-178448A)

(43) 公開日 平成21年8月13日(2009.8.13)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-21854(P2008-21854)
(22) 出願日 平成20年1月31日(2008.1.31)

(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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

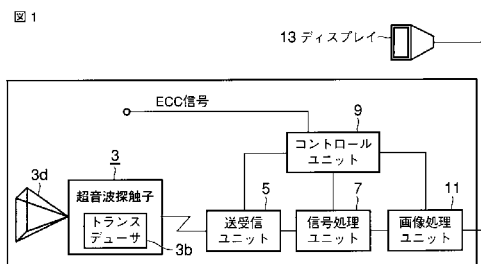
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】動きの激しい臓器等を含む領域であっても、当該臓器等及びその近傍領域において、エコーウィンドが限定されずに当該臓器等全体を明瞭に表示する三次元画像を高速に収集/表示することができる超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラムを提供すること。

【解決手段】超音波診断装置1に、被検体の心臓動作等に同期した心臓同期信号等を収集するコントロールユニット9と、上記同期信号に同期して同時相で収集された三次元画像データ群について、互いに異なるエコーウィンドからの超音波スキャンにより収集したそれぞれの上記三次元画像データ同士の重複領域を検出し、上記三次元画像データ同士を結合処理することで、時間的に連続し且つ各々の上記三次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ三次元画像データから成るパノラマ三次元画像データ群を生成する画像処理ユニット11と、を具備させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体における同一領域を、互いに異なる複数のエコーウインドから、少なくとも一部重複領域を設けるように超音波スキャンを複数回行い、それぞれの上記エコーウインドからの超音波スキャンにより、それぞれ時間的に連続した複数の 3 次元画像データから成る 3 次元画像データ群を収集する超音波診断装置であって、

上記被検体における上記 3 次元画像データ群を収集する為の画像データ収集手段と、

上記画像データ収集手段により上記 3 次元画像データ群が収集される際に、上記被検体の心臓動作に同期した心臓同期信号及び上記被検体の呼吸動作に同期した呼吸同期信号のうち少なくとも一方の同期信号を収集する生体信号収集手段と、

上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相で収集された上記 3 次元画像データ群について、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集したそれぞれの上記 3 次元画像データ同士の間重複領域を検出し、該重複領域に基づいて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集した上記 3 次元画像データ同士を結合処理することで、時間的に連続し且つ各々の上記 3 次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ 3 次元画像データから成るパノラマ 3 次元画像データ群を生成する画像処理手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

上記画像処理手段は、

画像相関検出法による同一部位検索処理により上記重複領域を検出し、且つ上記同一部位が互いに重なり合うように上記 3 次元画像データ同士の位置合わせを行う相関検出手段と、

上記相関検出手段による処理結果に基づいて、上記 3 次元画像データに対して座標変換を施す変換手段と、

上記変換手段により座標変換された上記 3 次元画像データを用いて上記結合処理を行う結合手段と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

上記画像データ収集手段は、位置センサを備える超音波プローブを含み、

上記相関検出手段は、上記位置センサの出力を参照して上記重複領域の検出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。

【請求項 4】

上記画像処理手段における上記結合手段は、

上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより、上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相に収集した上記 3 次元画像データ同士の結合処理を、一時相において実施した後、該一時相における結合処理で用いた上記座標変換に係る情報を、他の時相における上記結合処理に適用することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

上記座標変換手段により座標変換された 3 次元画像データと、該 3 次元画像データと結合処理される 3 次元画像データとを、上記被検体における同一部位を示す領域が互いに重なり合った状態で表示する表示手段と、

上記表示手段により表示される上記 3 次元画像データのうち、上記同一部位を示す領域を、他の部位を示す領域とは異なる色で表示する表示色変更手段と、

を含むことを特徴とする請求項 2 または請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

上記画像処理手段は、

上記 3 次元画像データ中の上記同一部位を示す領域を、複数のセグメントに分割するセグメント分割手段と、

10

20

30

40

50

上記セグメント分割手段により分割されたセグメント毎に、上記結合処理に係る 3 次元画像データを選択する選択手段と、

を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

上記画像データ収集手段による上記 3 次元画像データ群の収集時に、上記 3 次元画像データ中における所定箇所にランドマーク表示を付加するランドマーク付加手段を含み、

上記相関検出手段は、上記ランドマーク付加手段により付加された上記ランドマーク表示を参照して、上記同一部位の検索を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

上記選択手段は、

上記結合処理に係る 3 次元画像データとして、平均輝度値が最も高い 3 次元画像データを選択することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

上記結合処理によって生じる境界領域及び該境界領域の近傍領域に、フィルタ処理を施すフィルタ処理手段を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

上記フィルタ処理手段によるフィルタ処理は、G a u s s フィルタによる処理であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

上記フィルタ処理手段によるフィルタ処理は、メディアンフィルタによる処理であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

被検体における同一領域を、互いに異なる複数のエコーウインドから、少なくとも一部重複領域を設けるようにスキャンを複数回行い、それぞれの上記エコーウインドからのスキャンにより、それぞれ時間的に連続した複数の 3 次元画像データから成る 3 次元画像データ群を収集する画像診断装置であって、

上記被検体における上記 3 次元画像データ群を収集する為の画像データ収集手段と、

上記画像データ収集手段により上記 3 次元画像データ群が収集される際に、上記被検体の心臓動作に同期した心臓同期信号または上記被検体の呼吸動作に同期した呼吸同期信号を収集する為の生体信号収集手段と、

上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相で収集された上記 3 次元画像データについて、上記互いに異なるエコーウインドからのスキャンにより収集したそれぞれの上記 3 次元画像データ同士の間重複領域を検出し、該重複領域に基づいて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集した上記 3 次元画像データ同士を結合処理し、時間的に連続し且つ各々の上記 3 次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ 3 次元画像データから成るパノラマ 3 次元画像データ群を生成する画像処理手段と、

を具備することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 13】

被検体における同一領域を、互いに異なる複数のエコーウインドから、少なくとも一部重複領域を設けるように超音波スキャンを複数回行い、それぞれの上記エコーウインドからの超音波スキャンにより、それぞれ時間的に連続した複数の 3 次元画像データから成る 3 次元画像データ群を収集する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、

上記被検体における上記 3 次元画像データ群を収集する為の画像データ収集機能と、

上記画像データ収集機能により上記 3 次元画像データ群が収集される際に、上記被検体の心臓動作に同期した心臓同期信号または上記被検体の呼吸動作に同期した呼吸同期信号を収集する生体信号収集機能と、

上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相で収集された上記 3 次元画

10

20

30

40

50

像データについて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集したそれぞれの上記3次元画像データ同士の重複領域を検出し、該重複領域に基づいて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集した上記3次元画像データ同士を結合処理し、時間的に連続し且つ各々の上記3次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ3次元画像データから成るパノラマ3次元画像データ群を生成する画像処理機能と、

をコンピュータに実現させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば生体内を画像化して診断を行う為の超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラムに関し、特に超音波を用いて生体内を立体的に画像化して表示する超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置によれば、被検体の断層画像をリアルタイムに観察することができる。近年、3次元画像データの高速な収集/表示が可能な超音波診断装置の開発が急速に進んでおり、3次元断層画像や3次元断層画像による動画を収集/表示可能な超音波診断装置も提供されている。

【0003】

ところで、例えば心臓やその近傍領域の診断の為には、十分な時間分解能で且つリアルタイムな断層画像を得ることが必要である。これは、心臓の動きが早いことによる。従って、心臓及びその近傍領域の診断の為には、超音波診断装置は必須の診断装置であり、その重要性は近年更に増している。

【0004】

しかしながら、超音波診断装置は次のような課題を有する。すなわち、例えばCT装置やMRI装置等の大型の画像診断装置と比較すると、観察できる視野範囲が狭い。つまり、超音波診断装置によれば、関心部位の周囲を含む広範な領域を観察し難く、例えば心臓等の臓器全体を観察することは困難である。

【0005】

更には、心臓及びその近傍領域においては、肺及び肋骨等の超音波が透過しにくい障害物が存在する。この為、超音波診断装置によって心臓を観察する場合、当該心臓の周囲を囲んでいる肺及び肋骨の存在により、超音波を用いて観察できるエコーウインドが限定され、当該心臓全体を一カ所のエコーウインドから観察することが非常に困難となる。

【0006】

つまり、超音波診断装置によれば、被検体の心臓全体を明瞭に表す断層診断画像を収集/表示することが困難である。従って、現状では心臓の各部分や患者の個人差に応じて、検査者が、最も適したエコーウインド選択して当該心臓の検査を行っている。なお、このような超音波による心臓の検査には種々の検査技術が必要であり、その習熟には当然ながら時間を要す。また、検査そのものにも時間を要してしまう。

【0007】

なお、近年、CT装置及びMRI装置等の大型の画像診断装置によっても、心電同期による断層画像収集等を利用して心臓の3次元断層診断画像を詳細に収集/表示することが可能である。従って、例えばCT装置及びMRI装置等の種々のモダリティ装置により取得した心臓の断層画像を、超音波診断装置で取得した心臓の断層画像と比較検討することによる診断も行われている。

【0008】

しかしながら、例えばCT装置等による3D断層画像と超音波診断装置による3D断層画像とを比較検討する場合、超音波診断装置による3D断層画像では収集/表示できる領域が限定的な為、CT装置等による3D断層画像と同じ部位を示す領域を発見することが

10

20

30

40

50

困難である。また超音波診断装置による3D断層画像を並べて表示させた場合でも、個々の表示領域が限定的であるので、比較検討が困難である。

【0009】

上述したような事情に鑑みて、例えば特許文献1には次のような技術が提案されている。すなわち、特許文献1には、凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子と、上記アレイ振動子に接続された送受信手段と、を含み、上記複数の振動素子は、円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、上記各振動素子列は、円周方向に整列した複数の振動素子によって構成され、上記送受信手段は、上記円筒中心軸方向に電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第1電子走査を実行し、且つ、上記円周方向に電子リニア走査としての第2電子走査を実行する超音波診断装置が開示されている。この特許文献1に開示された超音波診断装置によれば、生体内の構造体の隙間から超音波の送受波を良好に行うことができる。

10

【特許文献1】特開2006-122657号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、特許文献1に開示されている技術によれば、被検体における肋骨間に挿入しやすい形状に改良された2Dアレイプローブが提供されるものの、その特殊な形状の為に製造困難である。また、特許文献1に開示されている技術は、超音波照射角度や超音波照射深度による画質改善を可能とする技術でもなく、上述したような課題を根本的に解決するに至っていない。

20

【0011】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたもので、例えば心臓のように動きの激しい臓器等を含む領域であっても、当該臓器等及びその近傍領域において、エコーウインドが限定されずに当該臓器等全体を明瞭に表示する三次元画像を高速に収集/表示することができる超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様による超音波診断装置は、被検体における同一領域を、互いに異なる複数のエコーウインドから、少なくとも一部重複領域を設けるように超音波スキャンを複数回行い、それぞれの上記エコーウインドからの超音波スキャンにより、それぞれ時間的に連続した複数の3次元画像データから成る3次元画像データ群を収集する超音波診断装置であって、上記被検体における上記3次元画像データ群を収集する為の画像データ収集手段と、上記画像データ収集手段により上記3次元画像データ群が収集される際に、上記被検体の心臓動作に同期した心臓同期信号及び上記被検体の呼吸動作に同期した呼吸同期信号のうち少なくとも一方の同期信号を収集する生体信号収集手段と、上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相で収集された上記3次元画像データ群について、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集したそれぞれの上記3次元画像データ同士の重複領域を検出し、該重複領域に基づいて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集した上記3次元画像データ同士を結合処理することで、時間的に連続し且つ各々の上記3次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ3次元画像データから成るパノラマ3次元画像データ群を生成する画像処理手段と、を具備することを特徴とする。

30

40

【0013】

上記の目的を達成するために、本発明の第2の態様による画像診断装置は、被検体における同一領域を、互いに異なる複数のエコーウインドから、少なくとも一部重複領域を設けるようにスキャンを複数回行い、それぞれの上記エコーウインドからのスキャンにより、それぞれ時間的に連続した複数の3次元画像データから成る3次元画像データ群を収集する画像診断装置であって、上記被検体における上記3次元画像データ群を収集する為の画像データ収集手段と、上記画像データ収集手段により上記3次元画像データ群が収集さ

50

れる際に、上記被検体の心臓動作に同期した心臓同期信号または上記被検体の呼吸動作に同期した呼吸同期信号を収集する為の生体信号収集手段と、上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相で収集された上記3次元画像データについて、上記互いに異なるエコーウインドからのスキャンにより収集したそれぞれの上記3次元画像データ同士の重複領域を検出し、該重複領域に基づいて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集した上記3次元画像データ同士を結合処理し、時間的に連続し且つ各々の上記3次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ3次元画像データから成るパノラマ3次元画像データ群を生成する画像処理手段と、を具備することを特徴とする。

【0014】

上記の目的を達成するために、本発明の第3の態様によるプログラムは、被検体における同一領域を、互いに異なる複数のエコーウインドから、少なくとも一部重複領域を設けるように超音波スキャンを複数回行い、それぞれの上記エコーウインドからの超音波スキャンにより、それぞれ時間的に連続した複数の3次元画像データから成る3次元画像データ群を収集する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、上記被検体における上記3次元画像データ群を収集する為の画像データ収集機能と、上記画像データ収集機能により上記3次元画像データ群が収集される際に、上記被検体の心臓動作に同期した心臓同期信号または上記被検体の呼吸動作に同期した呼吸同期信号を収集する生体信号収集機能と、上記心臓同期信号または上記呼吸同期信号に同期して同時相で収集された上記3次元画像データについて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集したそれぞれの上記3次元画像データ同士の重複領域を検出し、該重複領域に基づいて、上記互いに異なるエコーウインドからの超音波スキャンにより収集した上記3次元画像データ同士を結合処理し、時間的に連続し且つ各々の上記3次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ3次元画像データから成るパノラマ3次元画像データ群を生成する画像処理機能と、をコンピュータに実現させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、例えば心臓のように動きの激しい臓器等を含む領域であっても、当該臓器等及びその近傍領域において、エコーウインドが限定されずに当該臓器等全体を明瞭に表示する三次元画像を高速に収集/表示することができる超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の一実施形態を説明する。

【0017】

図1は、本一実施形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す図である。同図に示すように、超音波診断装置1は、超音波探触子3と、送受信ユニット5と、信号処理ユニット7と、コントロールユニット9と、画像処理ユニット11と、を具備する。なお、上記画像処理ユニット11から出力される画像データ等は、ディスプレイ13に表示される。

【0018】

上記超音波探触子3は、超音波の送信及び受信を行なう為のトランスデューサ3bを備えている。例えば図2に示すように、上記超音波探触子3からの2次元走査ラインを矢印3cの方向にずらして走査していき、該走査によって3次元走査空間領域3dを形成していく。

【0019】

上記送受信ユニット5は、送信回路と受信回路とA/D変換回路とを含む。

【0020】

上記送信回路は、上記トランスデューサ3bに印加する複数の駆動信号を生成し、上記コントロールユニット9によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の駆動信

10

20

30

40

50

号にそれぞれの遅延時間を与える。なお、上記送信回路を、超音波探触子3から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波用探触子3に供給するように構成しても良いし、超音波探触子3から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように、複数の駆動信号を超音波用探触子3に供給するように構成しても良い。

【0021】

上記受信回路は、超音波探触子3からそれぞれ出力される複数の検出信号を増幅し、上記コントロールユニット9によって選択された受信遅延パターンに基づいて複数の検出信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの検出信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（以下、「RF信号」ともいう）が形成される。

10

【0022】

上記A/D変換回路は、アナログRF信号をデジタルRF信号（以下、「RFデータ」ともいう）に変換する。

【0023】

上記信号処理ユニット7は、RFデータに対して、STC（Sensitivity Time gain Control）によって、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をした後、包絡線検波処理を施して画像データを生成する。

【0024】

上記コントロールユニット9は、当該超音波診断装置1全体を統括的に制御する。なお、図1に示すように、上記コントロールユニット9には心臓内にて測定される心臓のECG（心電計；electrocardiograph）信号が入力される。

20

【0025】

上記画像処理ユニット11は、上記信号処理ユニット7から出力された画像データに対して所定の画像処理を施して上記ディスプレイ13へ出力する。なお、この画像処理ユニット11による処理は本一実施形態に係る超音波診断装置の主な特徴の一つであるので、後に詳述する。

【0026】

以上説明したように、本一実施形態に係る超音波診断装置1においては、上記超音波探触子3を用いた超音波の高速な3次元走査と、上記送受信ユニット5及び上記信号処理ユニット7による処理とによって3次元超音波画像データ（以降、3D画像データと称する）を収集する。

30

【0027】

以下、本一実施形態に係る超音波診断装置の特徴部の理解を助ける為に、本一実施形態に係る超音波診断装置の主な特徴の一つである合成パノラマ4D画像データ（詳細は後述）の生成処理の概略を説明する。

【0028】

まず、3D画像データの収集の際には、上述したようにECG信号を同時に収集する。そして、このように高速で収集した複数の3D画像データを、時間的に連続した3D画像データ（以降、便宜的に4D画像データと称する）として、上記ECG信号と共に上記画像処理ユニット11に取り込み、当該画像処理ユニット11にて後述する画像処理を施す。

40

【0029】

なお、上記4D画像データの収集については、走査範囲に重複部位のある少なくとも2カ所以上の異なるエコーウインドから実施する。

【0030】

そして、互いに異なる複数の上記エコーウインドから収集した4D画像データを構成する3D画像データについて、上記重複部位の相対的な位置を適合させる為に、本一実施形態においては画像相関による位置検索を行う。これにより、3D画像データ中から上記重複部位のうち相対的に適合する部位を見つけ出し、互いに重なり合うように位置調整を行

50

うことで結合位置を決定することができる。

【0031】

さらに、上記4D画像データ同士の重複部位を複数のセグメントに分割する。そして、分割した各セグメントに対して、何れのエコーウインドから収集した画像データが最も適切な画像データであるかを決定し、該最も適切な画像データを選択する。

【0032】

そして、上記選択した画像データを用いて、上記心臓や呼吸の動きに同期した信号の同時相における上記異なるエコーウインドから収集した3D画像データの重複部位について位置合わせを行って合成処理（結合処理）をし、時間的に連続し且つ各々の上記3次元画像データよりも拡大された表示領域を有する複数のパノラマ3次元画像データから成る合成パノラマ4D画像データを作成する。

10

【0033】

さらに、上記重複部位の位置合わせに関する情報である相互位置情報を用いて、他の全ての時相（心拍同期時相、呼吸同期時相）の3Dデータに対しても3Dデータの結合を実施する。

【0034】

なお、上記4D画像データの収集時に所定のランドマークを設定し、画像相関による位置検索時に、上記ランドマークを用いる。

【0035】

また、互いに異なる複数の上記エコーウインドから収集した3D画像データ（4D画像データ）の結合を行う際に、上記重複部位を明示する為に上記重複部位とその他の部位とで異なる色で上記ディスプレイ13上に示す。

20

【0036】

以下、上記コントロールユニット9及び上記画像処理ユニット11による上記合成パノラマ4D画像データの合成処理について、図3A乃至図3Cに示すフローチャートを参照して詳述する。図4は心臓領域を示す模式図である。

【0037】

なお、以降説明する各処理において、3次元パノラミックモードによる画像収集を実行する際には、その前に2Dモードで収集部位の確認を行う。また、3次元パノラミックモードによる3次元走査で画像収集を実行する際の上記ディスプレイ13における表示画面は、3D画像の収集表示画面である。この表示画面のレイアウトについては、収集する3Dの主断面MPR像（例えば図5及び図6参照）を含む表示画面のレイアウトであればよい。

30

【0038】

まず、4D画像データ及びECG信号の収集を行う（ステップS1）。具体的には、このステップS1においては次のような処理を行う。

【0039】

すなわち、上記ステップS1においては、超音波探触子3を用いて傍胸骨エコーウインドから（図4に符号P1で示すエコーウインドから）3次元走査を行って4D画像データ101（図5参照）の収集を行い、且つ同時にECG信号の波形データの収集を行う。つまり、4D画像データ及びECG信号の波形データの収集を行う。

40

【0040】

このようにして収集した4D画像データ101を、一旦図7に示す複数画面（図7に示す例では4画面）レイアウトのうちの一画面として上記ディスプレイ13上に表示させる。

【0041】

上記ステップS1における処理の後、取得した4D画像データのうち、合成の画像相関を検索する為のポイントとしてランドマーク（Landmark）51を設定する（ステップS2）。

【0042】

50

続いて、上記超音波探触子3を移動し、心尖部から（図4に符号P2で示すエコーウィンドから）、再び3次元走査を行って4D画像データ（図6参照）103の収集及びECG信号の波形データの収集を行う（ステップS3）。

【0043】

上記ステップS3における処理を終えた後、取得した4D画像データのうち、合成の画像相関を検索する為のポイントとしてランドマーク51を設定する（ステップS4）。

【0044】

このようにして収集した4D画像データ103を、上記ステップS1において取得した4D画像データ101と同様に、一旦図7に示す複数画面（図7に示す例では4画面）レイアウトのうちの一画面として、上記ステップS1において取得した4D画像データ101と並べて配置したレイアウトで上記ディスプレイ13上に表示させる（ステップS5）。

10

【0045】

さらに、上記超音波探触子3を移動し、心基部から（図4に符号P3で示すエコーウィンドから）、再び3次元走査を行って4D画像データ105（図7参照）の収集及びECG信号の波形データの収集を行う（ステップS6）。

【0046】

上記ステップS6における処理の後、取得した4D画像データのうち、合成の画像相関を検索する為のポイントとしてランドマークを設定する（ステップS7）。

【0047】

20

続いて、上述したように設定したランドマーク51の周辺領域において、次のように画像相関検出処理を行う。

【0048】

まず、図示はしていないが、上記ステップS1、上記ステップS3、及び上記ステップS6において取得した各々の4D画像データを並べて配置したレイアウトで上記ディスプレイ13上に表示させる（ステップS8）。

【0049】

ここで、上記4D画像データ101及び上記4D画像データ103のうち何れか一方の4D画像データ（ここでは、上記4D画像データ101とする）を構成する3D画像データ（MPR像）を、上記ランドマーク51を含む形態で設定する。そして、該設定した3D画像データとECG信号のR波に対して同時相且つ最も相似な3D画像データを、もう一方の4D画像データ（ここでは、上記4D画像データ103とする）を構成する3D画像データ中から、上記ランドマーク51近傍に関して相関を検出して検索する（ステップS9及びステップS10）。

30

【0050】

なお、上述した例では、上記設定した3D画像データとECG信号のR波に対して同時相である3D画像データについて上記検索を行うとしたが、他にも例えば拡張末期タイミングの3D画像データについて上記検索を行っても勿論よい。

【0051】

なお、相関検出の具体的な方法としては、例えば最大エントロピー法と称されている画像相関検出法が有効な方法であると言える。この最大エントロピー法は、3次元空間の中から最も類似している領域を検索することで相関検出を行う方法である。

40

【0052】

また、全ての時相あるいは位置心拍中の複数時相でパターンマッチングを行うなどして、より高精度な位置合わせも可能である。

【0053】

上記ステップS9及び上記ステップS10における処理によって、最も互いに相関する3D画像データを検出すると、該検出した2枚の3D画像データの重ね合わせ処理により、4D画像データ間相互の相対的な位置を算出する（ステップS11）。

【0054】

50

続いて、上記ステップ S 1 1 において算出した上記相対的な位置に基づいて、上記 4 D 画像データ 1 0 3 全体を、上記 4 D 画像データ 1 0 1 の座標列に変換する（ステップ S 1 2）。さらに、上記 4 D 画像データ 1 0 1 と上記 4 D 画像データ 1 0 3 とのうち互いに重なり合う部分（以降、重複領域と称する）を、例えば図 8 に示すように、それ以外の領域とは異なる色（図 8 においては重複領域 5 3 を斜線のハッチングで示している）で表示する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 5 5 】

ここで、上記 4 D 画像データ 1 0 1 と、上記ステップ S 6 において収集した上記 4 D 画像データ 1 0 5 とについて、上記ステップ S 9 乃至上記ステップ S 1 3 における処理と同様の処理を行って（ステップ S 1 4 乃至ステップ S 1 8）、上記 4 D 画像データ 1 0 1 と上記ステップ S 6 において収集した上記 4 D 画像データとの重複領域を、例えば図 9 に示すように、それ以外の領域とは異なる色（図 9 においては重複領域 5 3 を斜線のハッチングで示している）で表示する。

10

【 0 0 5 6 】

同様に、上記 4 D 画像データ 1 0 3 と上記ステップ S 6 において収集した上記 4 D 画像データ 1 0 5 との重複領域を、それ以外の領域とは異なる色で表示し（ステップ S 1 9）、さらに上記 4 D 画像データ 1 0 1 と上記 4 D 画像データ 1 0 3 と上記ステップ S 6 において収集した上記 4 D 画像データ 1 0 5 との重複領域を、それ以外の領域とは異なる色で表示する（ステップ S 2 0）。

【 0 0 5 7 】

なお、各々の上記重複領域と、それら重複領域の外側領域との境界領域に於いて、例えば G a u s s フィルタやメディアンフィルタ等によるフィルタ処理によって画像補間を行ってもよい。

20

【 0 0 5 8 】

上述したステップにおける処理によって、互いに異なるエコーウインドから 4 D 画像データ収集を行い、且つそれら 4 D 画像データ同士の重複領域を検出した後、それら重複領域を複数のセグメントに分割する（ステップ S 2 1）。

【 0 0 5 9 】

具体的には、このステップ S 2 1 においては、例えば M P R 像上でユーザが分割線を設定する等の手段によりセグメント分割を行う。なお、上記セグメント間の境界領域において、例えば G a u s s フィルタやメディアンフィルタ等によるフィルタ処理によって画像補間を行ってもよい。

30

【 0 0 6 0 】

上記ステップ S 2 1 において分割した各セグメント毎に、何れのエコーウインドから収集した画像データが、後述する結合処理に最も適した画像データであるかを決定し、該最も適切な画像データを選択する（ステップ S 2 2）。つまり、本一実施形態においては、択一的に画像データを選択するのではなく、具体的には次のようにして最も適切な画像データを選択する。

【 0 0 6 1 】

すなわち、上記ステップ S 2 2 における画像データの選択方法としては、例えば次の 2 つの方法が考えられる。

40

【 0 0 6 2 】

第 1 に、ユーザが、選択候補の画像データについて M P R 像上で目視により選択する方法を挙げることができる。この際、各々の画像データを並べて上記ディスプレイ 1 3 上に表示することが有効である。さらには、合成（結合）処理後のイメージとして 4 D 画像データを作成 / 再生して比較するとしても勿論よい。なお、例えば当該選択候補の画像データに対して周波数変換を施し、その結果に基づいて高周波成分を選択するという方法を挙げることができる。

【 0 0 6 3 】

第 2 に、オートフォーカス技術を用いて選択する方法を挙げることができる。この方法

50

によれば、上記コントロールユニット 9 と上記画像処理ユニット 11 とにより上記選択の処理を実行できる為、ユーザは関与せず最も適切な画像データが選択される。

【0064】

ところで、例えば心臓等の動きが速い/大きい臓器等を観察する場合、他の人体部位を観察する場合に比べて、一般に鮮明な画像データを得難い。さらに、3D画像データの場合、深さ方向の分解能は高いが方位方向の分解能は低くなる傾向にある。この為、同じ人体部位を観察する場合であっても、画像データの収集に用いたエコーウインドによって、画質が大きく異なる場合がある。

【0065】

このような事情に鑑みて、本一実施形態においては、上記ステップ S22 における処理を行うことで、合成(結合)処理に係る画像データとしてより良好な画像データを選択する。この処理により、全体の視野が広がるだけでなく、画質向上にも大きく寄与する。

10

【0066】

上記ステップ S22 における処理の後、上記選択した画像データの合成処理(結合処理)を行って、合成パノラマ 4D 画像データを作成する(ステップ S23)。具体的には、例えば各エコーウインドから収集した 4D 画像データがボクセル化されている場合には、上記ステップ S17 において座標変換した各ボクセルに対して、全てを包括する同一座標のボクセルにリサンプリングすることで、合成パノラマ 4D 画像データを作成する。

【0067】

そして、上記ステップ S23 において作成した合成パノラマ 4D 画像データを、例えば MPR 像やレンダリング像として、上記ディスプレイ 13 に表示する(ステップ S24)。さらに、上記ステップ S23 において作成した合成パノラマ 4D 画像データを、記憶手段(不図示)に記憶させる(ステップ S25)。なお、この際には、当該合成パノラマ 4D 画像データの基になった画像データ、及びそれらの重複領域を示す相互位置データを、当該合成パノラマ 4D 画像データと共に上記記憶手段(不図示)に記憶させても勿論よい。

20

【0068】

ところで、上記コントロールユニット 9 及び上記画像処理ユニット 11 による上述した一連の画像処理は、プログラム化することで、或いはプログラム化した後当該プログラムを記憶媒体に読み込むことによって、超音波診断装置 1 とは独立したソフトウェア製品単体としての販売、配布も容易になり、また本一実施形態に係る技術を他のハードウェア上で利用することも可能となる。

30

【0069】

以上説明したように、本一実施形態によれば、例えば心臓のように動きの激しい臓器等を含む領域であっても、当該臓器等及びその近傍領域において、エコーウインドが限定されずに当該臓器等全体を明瞭に表示する三次元画像を高速に収集/表示することができる超音波診断装置、画像診断装置、及びプログラムを提供することができる。

【0070】

具体的には、本一実施形態によれば、例えば心臓やその周辺部位等の画像データ収集の為のエコーウインドが限られる領域に於いても、3D(4D)画像データの結合により広範囲の 3D(4D)画像データを作成することができる。

40

【0071】

また、本一実施形態によれば、少なくとも 1 カ所以上で上記重複部位の位置合わせを実施した際の相互位置情報を用いて、他の全ての時相(心拍時相、呼吸同期時相)の 3D 画像データに対しても 3D 画像データの結合を行うことで、簡易な処理で合成パノラマ 4D 画像データを作成することができる。

【0072】

さらには、互いに異なる複数のエコーウインドから収集した 3D 画像データに対して、上記重複領域の相対的な位置を適合させる為の手段として、上述したように画像相関による位置検索を行うことで、安価且つ容易に 3D 画像データの結合が可能となる。また、上

50

述したようにランドマークを用いることで、容易且つ高速に上述した位置合わせを行うことが可能となる。なお、ランドマークを用いた位置合わせ方法は容易且つ正確な方法ではあるが、パターンマッチング等の形態自動認識等によるランドマークを用いない位置合わせ方法も存在する。

【0073】

また、本一実施形態によれば、互いに異なる複数のエコーウインドから収集した3D画像データに対して、上記重複領域の相対的な位置を適合させた後、上記重複領域とそれ以外の領域とを互いに異なる色で表示するので、ユーザは上記重複領域を容易に認識することができる。

【0074】

さらに、本一実施形態によれば、上述したように画像選択機能(上記ステップS22)を有する。これにより、容易に良好な画像の選択ができ、全体として明瞭な結合画像(上記合成パノラマ4D画像データ)を作成することができる。

【0075】

なお、上述したように、上記重複領域を複数のセグメントに分割してセグメント毎に画像選択を行える為、全体としてさらに良好な結合画像(上記合成パノラマ4D画像データ)を作成することができる。

【0076】

また、本一実施形態によれば、上述したようなフィルタ処理を行うことで、上述したような各々の境界領域における連続性を改善している。

【0077】

以上、一実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形及び応用が可能なことは勿論である。

【0078】

例えば、上記重複領域を検出する為に、上記超音波探触子3に位置センサを設けても勿論よい。

【0079】

さらに、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す図。

【図2】超音波プローブを示す図。

【図3A】4D画像データの合成処理のフローチャートの第1部分を示す図。

【図3B】4D画像データの合成処理のフローチャートの第2部分を示す図。

【図3C】4D画像データの合成処理のフローチャートの第3部分を示す図。

【図4】心臓領域を示す模式図。

【図5】傍胸骨のエコーウインドから3次元走査を行って収集した4D画像データの一例を示す図。

【図6】心尖部のエコーウインドから3次元走査を行って収集した4D画像データの一例を示す図。

【図7】4D画像データ収集時の表示画面のレイアウト例を示す図。

【図8】異なるエコーウインドから収集した4D画像データ同士の互いに重なり合う部分を、それ以外の部分とは異なる色で表示する一例を示す図。

【図9】異なるエコーウインドから収集した4D画像データ同士の互いに重なり合う部分を、それ以外の部分とは異なる色で表示する一例を示す図。

10

20

30

40

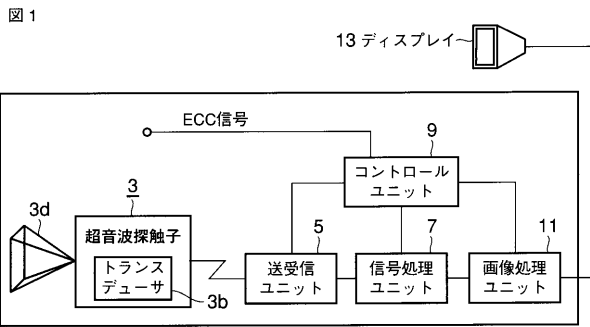
50

【符号の説明】

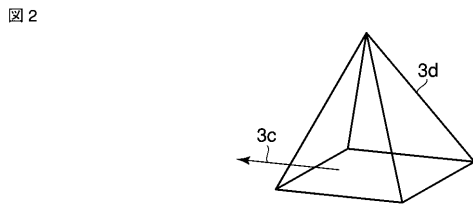
【0081】

1 ... 超音波診断装置、 3 ... 超音波探触子、 3 b ... トランスデューサ、 3 c ... 2次元走査ライン、 3 d ... 3次元走査空間領域、 4 D ... 合成パノラマ、 5 ... 送受信ユニット、 7 ... 信号処理ユニット、 9 ... コントロールユニット、 11 ... 画像処理ユニット、 13 ... ディスプレイ、 5 1 ... ランドマーク、 5 3 ... 重複領域。

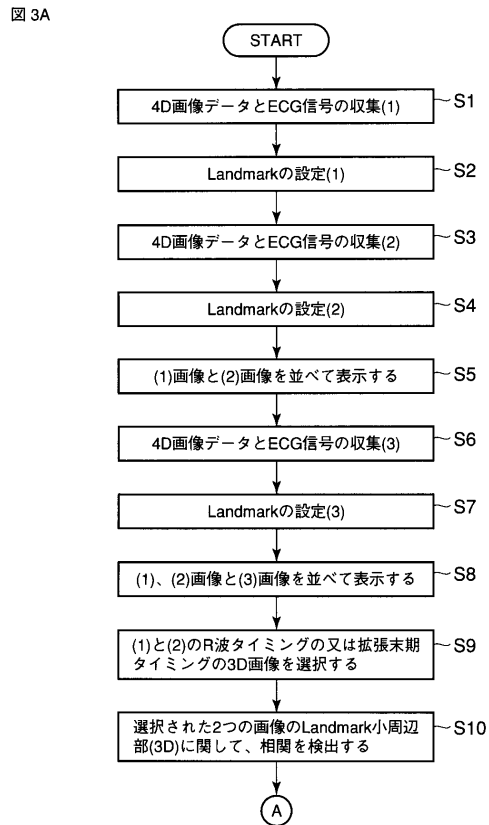
【図1】



【図2】

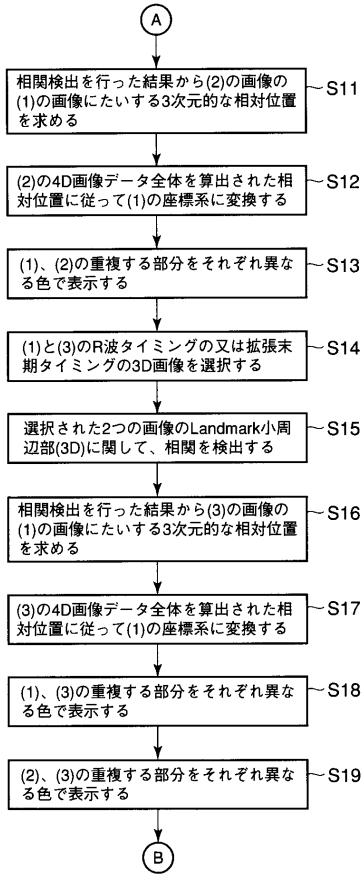


【図3A】



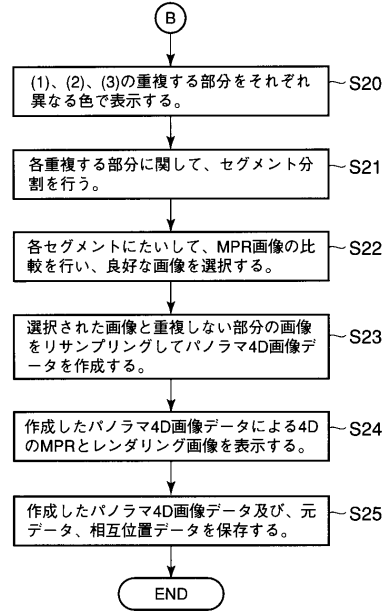
【 図 3 B 】

図 3B



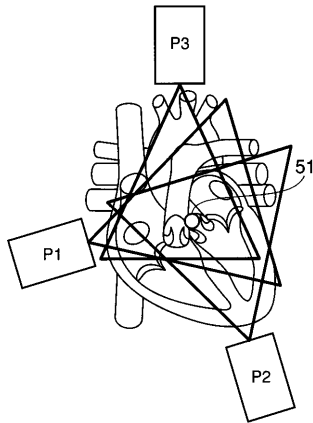
【 図 3 C 】

図 3C



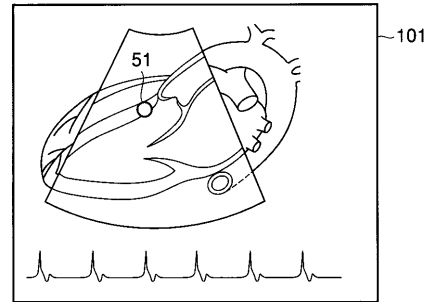
【 図 4 】

図 4



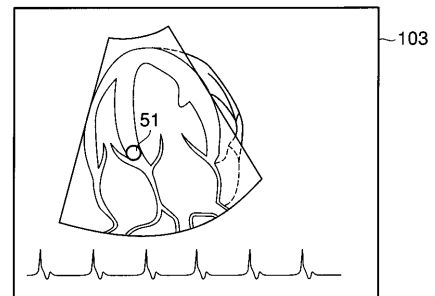
【 図 5 】

図 5



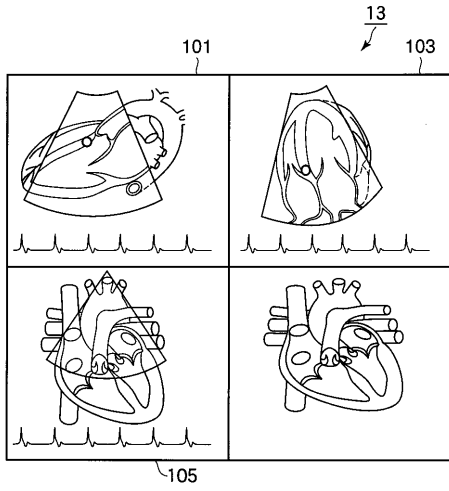
【 図 6 】

図 6



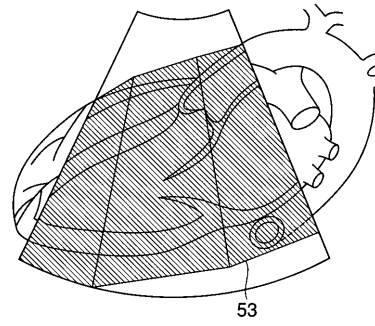
【 図 7 】

図 7



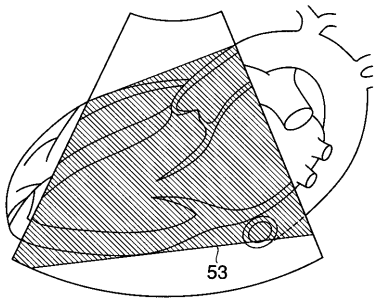
【 図 9 】

図 9



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 橋本 新一
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本社内
- (72)発明者 嶺 喜隆
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本社内
- (72)発明者 木原 朝彦
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本社内
- (72)発明者 志岐 栄一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像诊断装置和程序		
公开(公告)号	JP2009178448A	公开(公告)日	2009-08-13
申请号	JP2008021854	申请日	2008-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	橋本新一 嶺喜隆 木原朝彦 志岐栄一		
发明人	橋本 新一 嶺 喜隆 木原 朝彦 志岐 栄一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5238 A61B8/5246 A61B8/5253 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5269427B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：快速收集/显示三维图像，即使该区域包括快速移动的器官等及其附近，该图像也清晰地显示了器官或其附近的整个器官等。为了提供一种超声诊断设备，图像诊断设备以及可以执行的程序。超声诊断设备1包括：控制单元9，其收集与被检体的心脏运动同步的心脏同步信号等；以及三维图像数据组，其与同步信号同步地以相同相位被收集。关于，通过将三维图像数据彼此，在时间上连续地彼此组合，来检测通过超声扫描从不同的回波窗口收集的三维图像数据中的每个三维图像数据的重叠区域。一种图像处理单元（11），用于生成全景三维图像数据组，该全景三维三维图像数据组包括多个全景三维图像数据，该全景三维图像数据的显示区域比三维三维扫描仪图像数据大。[选型图]图1

