

(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2005-152346
(P2005-152346A)

(43) 公開日 平成17年6月16日(2005.6.16)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

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 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2003-396015 (P2003-396015)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成15年11月26日(2003.11.26)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
		(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
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE11 FF08 GA18 GA25 GB04 GB06 HH15 HH17 JC22 JC26 JC37 KK02 KK22 KK24

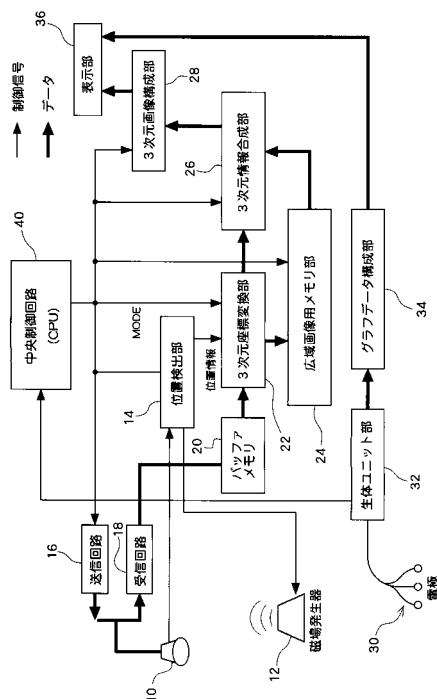
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】 背景となる広域画像に注目範囲の高分解能の狭域画像を合成して表示する超音波診断システムにおいて、注目範囲の変更操作を容易にする。

【解決手段】 超音波探触子10に内蔵された磁気センサと磁場発生器12により、広域画像を生成する時点及び狭域画像を生成する時点の超音波探触子10の位置及び姿勢をそれぞれ検出する。そして、それら両時点の位置及び姿勢に基づき、3次元座標変換部22により広域画像と狭域画像を位置合わせし、合成する。このシステムでは、超音波探触子10の位置や姿勢を変えるという分かりやすい操作で、広域画像中での狭域画像の位置を変えることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームで被検体内を走査するための超音波探触子と、
 前記超音波探触子の位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出器と、
 広域走査範囲を走査する広域走査と、前記広域走査範囲より狭い狭域走査範囲を走査させる狭域走査とを、前記超音波探触子に切り替え実行させる走査制御部と、
 前記広域走査により生成される広域画像情報を広域画像記憶部に記憶する広域画像取得部と、
 前記狭域走査により生成される狭域画像情報と前記広域画像記憶部から読み出した広域画像情報とを、前記位置姿勢検出器により求めた前記広域画像情報の生成時及び前記狭域画像情報の生成時の前記超音波探触子の位置及び姿勢に基づき、位置合わせして合成し、合成画像情報を生成する画像合成部と、
 前記画像合成部で生成された合成画像情報に基づき表示画像を生成する表示画像生成部と、
 を備える超音波診断システム。

10

【請求項 2】

前記広域画像取得部は、心電計から供給される前記被検体の心電信号に基づく時相ごとの広域画像情報を前記広域画像記憶部に記憶し、
 前記画像合成部は、前記狭域走査を行うごとに、前記心電信号に基づき求められる該走査時の時相に対応する広域画像情報を前記広域画像記憶部から読み出し、該走査により生成される狭域画像情報と合成する、
 ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断システム。

20

【請求項 3】

前記表示画像生成部は、前記狭域画像情報に対応する画像部分を前記広域画像情報に対応する画像部分とは異なる表示形態とした表示画像を生成す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システム。

【請求項 4】

前記超音波探触子は、超音波ビームを 3 次元的に走査するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システムに関し、特に診断画像の見やすさの向上のための技術に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、超音波診断装置においては、診断画像の生成範囲すなわち超音波ビーム走査範囲の広さと、診断画像のフレームレート（単位時間当たりの該ビーム走査範囲の走査回数）と、分解能とは、相互にトレードオフの関係にある。例えば、広範囲の診断画像を高い分解能で得ようとするともフレームレートが低くなり、フレームレートを維持したまま高分解能の画像を得ようとするとも画像範囲を狭くする必要がある。したがって、例えば、ある部位を高分解能のリアルタイム画像で見たい場合には、超音波ビームの走査範囲を狭めることで、リアルタイム表示のためのフレームレートを確保しつつ、超音波ビームのビーム間隔を狭めて高分解能表示を実現する。しかしながら、このように走査範囲を狭めて高分解能表示を行うと、その表示箇所と周囲の器官や組織との位置関係が分かりにくくなるという問題がある。

40

【0003】

これに対し、特許文献 1 には、超音波探触子の通常の走査範囲を広い超音波ビーム間隔で走査して低分解能の通常画像を生成し、更に、その通常走査範囲の中からユーザが指定した ROI（Region Of Interest：関心領域）を狭い超音波ビーム間隔で走査して高分解

50

能の最適画像生成し、通常画像に最適画像をはめ込んだ診断画像を生成して表示する超音波診断装置が示されている。この装置では、ユーザが通常画像の表示を見ながら、診断装置のオペレータインタフェース（制御パネル）を操作して、ROIの位置やサイズを指定する。また、この装置では、最適画像生成のためのフレームと通常画像生成のためのフレームとを交互に繰り返すか、最適画像生成のための超音波ビーム送受信と通常画像生成のための超音波ビーム送受信とをインターリーブすることで、通常画像に最適画像がはめ込まれた診断画像を生成する。この装置では、フレームレートの低下を抑えつつ、限定されたROIについては高分解能の画像を表示することができる。

【0004】

また、特許文献2には、画像の関心領域を示す第1のROIおよびこの第1のROI内に前記画像の別の関心領域を示す第2のROIを夫々設定する手段と、超音波信号の第1の送受信条件の基に第1のROI内であって少なくとも第2のROI外の領域のドブラデータを第1の送受信手段と、第1の送受信条件とは異なる第2の送受信条件の基に少なくとも第2のROI内の領域のドブラデータを第2の送受信手段と、両方のドブラデータを合成して表示する手段とを備える超音波診断装置が開示されている。この装置では、第2のROIについての送信条件として、第1のROIよりも狭いビーム間隔を指定することで、低分解能の第1のROIの画像中に、高分解能の第2のROIの画像を合成した診断画像を形成することができる。第2のROIの範囲を狭くすることで、フレームレートをそれほど低下させずに、必要な部分が高分解能の画像を得ている。この装置でも、ユーザが診断画像の表示を見ながらトラックボールを操作することで、第1のROI及

10

20

【0005】

【特許文献1】特開2000-232978号公報

【特許文献2】特開平10-33535号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記いずれの従来技術でも、高分解能で表示するROIは、ユーザが診断装置の画面上でトラックボール等を操作して設定する。しかしながら、1人のユーザが超音波探触子を操作しつつ、画面を見ながらROIを設定するというのは煩雑な作業となる。

30

【0007】

本発明は、広範囲の超音波画像に対し、狭範囲の超音波画像を合成して診断画像を形成する超音波診断システムにおいて、画像範囲の設定操作についてのユーザの負担を軽減する仕組みを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波診断システムは、超音波ビームで被検体内を走査するための超音波探触子と、前記超音波探触子の位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出器と、広域走査範囲を走査する広域走査と、前記広域走査範囲より狭い狭域走査範囲を走査させる狭域走査とを、前記超音波探触子に切り替え実行させる走査制御部と、前記広域走査により生成される広域画像情報を広域画像記憶部に記憶する広域画像取得部と、前記狭域走査により生成される狭域画像情報と前記広域画像記憶部から読み出した広域画像情報とを、前記位置姿勢検出器により求めた前記広域画像情報の生成時及び前記狭域画像情報の生成時の前記超音波探触子の位置及び姿勢に基づき、位置合わせして合成し、合成画像情報を生成する画像合成部と、前記画像合成部で生成された合成画像情報に基づき表示画像を生成する表示画像生成部と、を備える。

40

【0009】

ここで、広域画像情報、狭域画像情報、及び合成画像情報といった時の「画像情報」とは、表示される画像を生成するための基礎になる情報である。ビットマップ画像データなどの画像データは、もちろん「画像情報」の典型例であるが、このようなものにかぎらな

50

い。例えば、3次元の範囲のエコーを超音波ビーム走査で取得してその範囲のボクセルデータを生成し、そのボクセルデータに基づき、表示すべき画像をレンダリングする3次元画像表示の超音波診断装置の場合、そのボクセルデータも「画像情報」である。

【0010】

好適な態様では、前記広域画像取得部は、心電計から供給される前記被検体の心電信号に基づく時相ごとの広域画像情報を前記広域画像記憶部に記憶し、前記画像合成部は、前記狭域走査を行うごとに、前記心電信号に基づき求められる該走査時の時相に対応する広域画像情報を前記広域画像記憶部から読み出し、該走査により生成される狭域画像情報と合成する。

【0011】

また別の好適な態様では、前記表示画像生成部は、前記狭域画像情報に対応する画像部分を前記広域画像情報に対応する画像部分とは異なる表示形態とした表示画像を生成する。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、広域走査により得られた広域画像情報と狭域走査により得られた狭域画像情報とを、位置姿勢検出器により求めたそれら各画像情報の生成時の超音波探触子の位置及び姿勢に基づき位置合わせして合成するので、狭域走査の際、ユーザが自分の見たい箇所をカバーするように超音波探触子を移動させても、狭域画像情報を広域画像情報に対して正しい位置関係で合成できる。したがって、ユーザは超音波探触子を動かすという直感的に分かりやすい操作で注目範囲を移動させることが可能になる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の好適な実施の形態を説明する。

【0014】

以下では、被検体内部の3次元画像を生成する超音波診断システムを例にとって説明する。

【0015】

大略的に言えば、本実施形態の超音波診断システムでは、3次元の広い走査範囲（「広域走査範囲」と呼ぶ）を広いビーム間隔（すなわち低いビーム密度）で走査することにより生成した広域画像と、狭い走査範囲（「狭域走査範囲」と呼ぶ）を狭いビーム間隔で走査することにより生成した狭域画像とを、位置合わせして合成することで、表示用の3次元画像を生成する。

30

【0016】

そして本実施形態では、その位置合わせのため、超音波探触子の3次元的な位置及び姿勢（向き）を検出するための機構を設ける。この機構により広域画像生成時及び狭域画像生成時それぞれの超音波探触子の位置及び姿勢を求め、これらの情報に基づき広域画像と狭域画像を位置合わせする。

【0017】

このように、このシステムでは、超音波探触子の位置及び姿勢を検出し、この位置及び姿勢に基づいて広域画像と狭域画像を位置合わせして合成するようにした。この構成によれば、いったん狭域走査範囲を超音波探触子に対して固定的に設定しておけば、ユーザは超音波探触子の位置や姿勢を変えることで広域画像に対する狭域画像の位置関係を変えることができる。超音波探触子の位置及び姿勢に基づき広域画像と狭域画像を位置合わせする仕組みを有しているので、このようなことが可能になる。上記従来技術では、高分解能の表示範囲を設定したり変更したりする場合、画面表示を見ながらトラックボール等を操作するという繁雑な作業が必要であったが、本実施形態のシステムでは、超音波探触子の位置や向きを変えるという直感的に分かりやすい操作で高分解能の表示範囲（狭域走査範囲）を変更することができる。

40

【0018】

50

以下、このような処理を実現する超音波診断システムの詳細構成について、図1を参照して説明する。図1において、太線の矢印は表示されるべき信号データの流れを示し、細線の矢印は各ユニットを制御するための制御信号の流れを示す。

【0019】

図1の超音波診断システムにおいて、超音波探触子10は、被検体内の3次元領域を超音波ビームで走査するための探触子である。このような超音波探触子10としては、一次元アレイ振動子を用いて電子走査方向とは垂直な向きに機械走査する方式のものや、2次元アレイ振動子を用いて電子走査により3次元領域を走査する方式のものなど、3次元空間を走査できるものであればどのような方式のものでもよい。

【0020】

この超音波探触子10には、該探触子10の3次元的位置及び姿勢（向き）を検出するための磁気センサが埋設されている。この磁気センサは、磁場発生器12が発生する磁場に基づき、自分の位置及び姿勢を検出する。すなわち、磁場発生器12は、互いに直交する3方向をそれぞれ軸方向とした3つの磁場発生コイルを有しており、これら磁場コイルにより室内に所定の3次元磁場分布を形成する。超音波探触子10に埋設された磁気センサは、互いに直交する3方向をそれぞれ軸方向とした3つの検出コイルを有しており、これら3つのコイルでそれら3方向各々の磁場の強さを検出する。磁場発生器12で形成した所定の磁場分布の中に磁気センサを置けば、磁気センサで検出した3軸各方向の磁場の強さから、磁場発生器12に対する磁気センサの相対的な位置及び姿勢を求めることができる。このような磁気利用の3次元測位システムは、ヴァーチャルリアリティシステム等の分野で利用されており、本実施形態においてもそれを利用することができる。

【0021】

図1の例では、磁場発生器12を診察室内の所定の位置（例えば被検体が横たわるベッドの下など）に設置し、超音波探触子10に磁気センサを設け、固定の磁場発生器12を基準とした磁気センサの位置及び姿勢を求める構成をとっている。しかし、これは一例に過ぎない。超音波探触子10に磁場発生器を設け、室内の固定位置に磁気センサを配設するという逆の構成でも、同様に位置方位検出が可能である。

【0022】

位置検出部14は、磁場発生器12を制御して所定の磁場分布を形成させると共に、超音波探触子10に設けられた磁気センサの検出信号から、超音波探触子10の3次元の位置及び姿勢を求める。求められる位置及び姿勢の情報は、3次元の直交座標系での座標値と3軸周りの角度の、合計六次元の情報である。以下、この位置及び姿勢の情報のことを、「位置情報」と総称する。

【0023】

送信回路16は、超音波探触子10による超音波ビームの送信を制御する回路であり、超音波ビームの走査についての制御もこの送信回路16が実行する。送信回路16は、広域走査範囲のビーム走査と狭域走査範囲のビーム走査とを切り替え実行する機能を備える。

【0024】

ここで、狭域走査範囲は高分解能の画像（狭域画像）を生成するためのビーム走査の範囲であり、広域走査範囲は狭域画像の背景となる広範囲の低分解能画像（広域画像）を生成するためのビーム走査の範囲である。フレームレートが同じであれば、走査範囲が狭いほど超音波ビームの密度が高くなり、高分解能の画像を生成できる。なお、ここで言う「フレームレート」は、単位時間当たり走査範囲を何回走査するかという回数であり、該走査範囲を1回走査するのに要する時間の逆数である。

【0025】

広域走査範囲も狭域走査範囲も固定サイズでよい。セクタ走査やコンベックス走査の場合、各走査範囲は例えば超音波探触子10の正面方向を中心として規定することができる。そのサイズは例えば各ビーム走査方向についての走査角度の組合せで規定することができる。例えば、広域走査範囲は60度×60度、狭域走査範囲は30度×30度といった具

10

20

30

40

50

合である。以上では、広域走査範囲、狭域走査範囲を固定サイズの固定範囲としたが、もちろんそれらの少なくとも一方のサイズや位置、向きなどの設定を変更できるようにすることも可能である。この場合、走査範囲の設定は、中央制御回路40が所定の設定用プログラムを実行することにより提供するユーザインタフェース画面などから行う構成とすることができる。

【0026】

超音波探触子10は、送信回路16の制御に従って超音波ビームを送信し、これに対する被検体内からのエコーを受信し、電気的な受信信号に変換する。受信回路18は、この受信信号に対して後段の処理のために必要な信号処理を施す。Bモード表示やカラードプ
ラ表示のための信号処理も、この受信回路18で行われる。

10

【0027】

受信回路18の出力信号は、図示しないアナログ・デジタル変換回路によりデジタル信号に変換された上で、バッファメモリ20にいったん保持され、後段の3次元座標変換部22に渡される。バッファメモリ20には、超音波ビーム走査で収集される受信信号のデータが時間順に、すなわち超音波ビーム走査の各音線の受信信号が走査順に記憶される。バッファメモリ20の容量は、受信信号が発生する速度と後段の3次元座標変換部22の処理速度との兼ね合いで定めればよい。なお、3次元座標変換部22の処理が十分高速であれば、バッファメモリ20は必ずしも必要ではない。

【0028】

3次元座標変換部22は、バッファメモリ20から読み出した受信信号のデータを、3次元画像表示のための座標系へと座標変換するための処理モジュールである。

20

【0029】

従来より、超音波探触子10の受信信号のデータを3次元画像表示のための座標系へと走査変換するための装置としては、DSC(デジタル・スキャン・コンバータ)が知られている。DSCは、超音波ビームの走査に従って入力される受信信号の各データを、表示のための3次元座標系(例えば、超音波探触子に対して固定されたデカルト座標系)の各データ点へとマッピングし、受信信号のデータがないデータ点に対しては近傍のデータ点の値から補間した値を割り当てる処理を行うことで、3次元のボクセルデータを生成する。

【0030】

本実施形態の3次元座標変換部22は、この従来からあるDSCの機能に加え、位置検出部14で検出された超音波探触子10の位置情報に基づき受信信号のデータを座標変換する機能を有する。後者の座標変換機能は、狭域画像と広域画像とを位置合わせするための機能である。この座標変換機能は、例えば、広域画像生成時と狭域画像生成時との間での超音波探触子10の位置情報の差分を求め、この差分に基づく座標変換により、狭域画像及び広域画像の一方を他方へと位置合わせする。位置情報に含まれる3次元位置同士の差分から座標系の平行移動を、姿勢(向き)同士の差分から座標系の回転を、それぞれ求めることができるので、これらから3次元の平行移動及び回転による座標変換の変換行列を求めることができ、この変換行列を用いることでそのような座標変換が可能となる。この座標変換機能は、ソフトウェアにより実現することもハードウェアにより実現することもできる。

30

40

【0031】

このように、本実施形態の3次元座標変換部22は、従来からあるDSCに対して、上述の3次元座標変換の機能を付加することにより構成することができる。3次元座標変換部22は、バッファメモリ20から供給される受信データを、必要に応じて3次元座標変換を施した上で、所定の3次元のボクセル空間(例えば256×256×256ボクセルからなる空間)にマッピングし、このマッピングでデータ値が得られなかったボクセルについては、周囲のボクセルのデータ値に基づく補間処理を行う。なお、この補間処理には公知の技術を用いればよい。

【0032】

50

好適な実施例では、広域画像を基準とし、狭域画像を広域画像の座標系に合わせるように座標変換する。このように、背景となる広域画像を固定表示し、これに対してリアルタイムで変化する高分解能の狭域画像を合成して表示することで、固定された背景に対する狭域画像の位置関係が分かりやすくなる。この場合、一度生成した広域画像を保存しておき、この広域画像に対しリアルタイムで生成される狭域画像を合成していくという処理になる。広域画像用メモリ部24は、そのような処理において、広域画像に対応する3次元ボクセルデータを記憶しておくための記憶部である。なお、この場合、3次元座標変換部22は、広域画像生成時に位置検出部14から受け取った超音波探触子10の位置情報を所定の記憶装置に記憶しておき、これと位置検出部14から入力される各狭域画像生成時の位置情報との差分を計算することで、各狭域画像に適用する座標変換行列を求める。

10

【0033】

3次元情報合成部26は、広域画像用メモリ部24に記憶された広域画像の3次元ボクセルデータと、3次元座標変換部22から供給される狭域画像の3次元ボクセルデータとを合成して、合成ボクセルデータを生成する。ここで合成される広域画像及び狭域画像のボクセルデータは、既に3次元座標変換部22により共通の3次元座標系のデータとなっているので、3次元座標変換部22による合成処理は、広域画像用メモリ24からワークメモリ上に広域画像に対応するボクセルデータを読み出し、これに対して、狭域画像に対応するボクセルデータにおいてデータ値の存在するボクセルのデータのみを上書きしていく、という処理でよい。

【0034】

3次元画像構成部28は、3次元情報合成部26で生成された3次元の合成ボクセルデータを、中央制御回路40から指示される視点や視線方向などの描画パラメータに従って描画することで、表示部36に表示すべき3次元画像を生成する。

20

【0035】

また、このシステムにおいて、電極30は心電計の電極であり、生体ユニット部32は電極から得られる信号から所定の心電信号を生成するユニットである。また、グラフデータ構成部34は、生体ユニット部32が生成した心電信号の時間変化等を示すグラフを生成する手段である。

【0036】

これら心電計機能を実現する電極30、生体ユニット32、グラフデータ構成部34は、この超音波診断システムを心臓の3次元画像表示に利用する際に用いるものである。すなわち、心臓は、比較的高速に動いており、1心拍周期内の心時相ごとに形状が異なっている。このため本実施形態では、広域画像の3次元ボクセルデータを心時相ごとに求めて広域画像用メモリ部24に記憶しておくとともに、狭域走査範囲を走査した時にはその時の心時相を生体ユニット部32から得られる心電信号から求め、求めた心時相の広域画像の3次元ボクセルデータを読み出し、狭域走査範囲の走査で得られた3次元ボクセルデータと合成する。このような心電同期による合成のためのタイミング制御は、中央制御回路40が制御プログラムを実行することにより実現される。なお、超音波診断装置には、従来から心電信号に基づく処理が可能なものがあり、本実施形態の電極30、生体ユニット32、グラフデータ構成部34のそのような従来の超音波診断装置に設けられているもの

30

40

【0037】

表示部36は、ユーザが指示した表示モードに合わせて、3次元画像構成部28が生成した3次元画像と、グラフデータ構成部34が生成した心電信号のグラフとから表示画像を生成し、これを所定の表示装置に表示する。

【0038】

中央制御回路(CPU)40は、所定の制御プログラムを実行することにより、上述の各ユニットの動作を制御し、それら各ユニットに診断画像の生成・表示のための処理を実行させる。

【0039】

50

次に、図2を参照して、本実施形態のシステムが実行する処理の流れを説明する。この処理は、中央制御回路40が実行する制御プログラムにより実現される処理の一部である。

【0040】

ここでは、心臓を観察する場合の処理の流れを説明する。またここでは、本実施形態のシステムは、診断画像の表示モードとして、通常表示モードと部分高分解能表示モードを備えているものとする。ここで部分高分解能表示モードは、低分解能の広域画像に対して高分解能の狭域画像を合成して表示する上述の機能を実行するモードであり、通常表示モードは部分高分解能表示モード以外の従来からの通常の3次元画像の表示を行うモードである。

10

【0041】

この処理では、まず中央制御回路40は、ユーザによる表示モードの選択を常時監視しており、表示モードが部分高分解能表示モードに切り替えられたか否か(すなわち部分高分解能表示モードが開始されたか否か)を判定する(S10)。この判定の結果が否定(N)の場合、中央制御回路40は、本システム内の各ユニットに通常表示モードの動作を実行させる(S12)。

【0042】

S10の判定結果が肯定(Y)の場合、中央制御回路40は、まず本システム内の各ユニットを制御して、広域画像のボクセルデータの取得及び広域画像用メモリ部24への蓄積の処理を実行する(S14)。このステップでは、中央制御回路40は、1心拍の間、送信回路126に対し広域走査範囲のビーム走査を繰り返し実行させる。このときのビーム走査のフレームレートは、走査開始時と終了時との間での、心臓の動きの量が許容範囲に収まる程度の値とする。またこのステップでは、ビーム走査により得られる受信信号から3次元座標変換部22にボクセルデータを生成させ、これを広域画像用メモリ部24に格納する。ここで1心拍は、生体ユニット32から供給される心電信号のR波から次のR波までの区間として判別できる。したがってこのステップでは、中央制御回路40は、R波から次のR波までの間、広域走査範囲を1回走査するごとに生成されるボクセルデータを、順に広域画像用メモリ部24に記憶していく。ここで、中央制御回路40は、R波の検出タイミングを起点として広域走査範囲の走査回数をカウントし、各ボクセルデータを取得した時の走査回数の値を、そのボクセルデータに対応づけて広域画像用メモリ部24に記憶する。なお、以下では、R波検出タイミングを起点とする走査回数の値をボリューム番号と呼ぶ。また、また中央制御回路40は、それらボクセルデータを生成するごとに、その生成の際の超音波探触子10の位置情報を位置検出部14から取得し、それを当該ボクセルデータに対応づけて(すなわちボリューム番号に対応づけて)広域画像用メモリ部24に記憶する。なお、この例では、狭域画像のデータを広域画像に対して位置合わせするので、S14では3次元座標変換部22の上述の座標変換機能は使用せず、DSC機能のみを使用する。

20

30

【0043】

このようにして1心拍の各時相について、広域画像に対応するボクセルデータが蓄積できると、次に中央制御回路40は、本システムの各ユニットを制御して、狭域画像のボクセルデータを取得(S16)し、これを広域画像用メモリ部24に記憶された広域画像のデータと合成して表示する(S18)。

40

【0044】

より詳しくは、S16では、中央制御回路40は、送信回路16に対して狭域走査範囲でのビーム走査を実行させる。このビーム走査のフレームレートは、S14の広域走査範囲の走査時のフレームレートと同等とする。またフレームレートを整数倍としてもよい。いずれの場合も、広域画像と合成する際の時相合わせが容易となる。また、中央制御回路40は、狭域走査範囲の走査を開始する際に、その走査が生体ユニット部32からの心電信号のR波を起点とした何回目の走査であるかを示すボリューム番号と、その時位置検出部14から供給される超音波探触子10の位置情報とを3次元座標変換部22に供給する

50

。これを受け取った3次元座標変換部22は、そのポリウム番号に対応して格納された超音波探触子10の位置情報を広域画像用メモリ部24から読み出し、これと位置検出部14から供給された現時点の位置情報との差から、狭域画像のポリウムデータを広域画像のポリウムデータに位置合わせするための座標変換行列を計算する。そして、3次元座標変換部22が、バッファメモリ20からの受信データをこの座標変換行列を用いて座標変換した上で、DSC機能による走査変換を行い、その変換結果を3次元情報合成部26に供給する。なお、この走査変換では、狭域走査範囲の外部のボクセルについては、受信データはなく補間も行われないので、該範囲外であることを示す所定値(データ値として取りうる値以外の値であり、例えばnull値)が出力される。

【0045】

また、S18では、中央制御回路40が、狭域走査範囲の走査を開始する時に、この走査のポリウム番号を3次元情報合成部26に供給し、この番号に対応する広域画像のボクセルデータを広域画像用メモリ部24から読み出させる。3次元情報合成部26は、所定サイズのボクセルデータを格納可能なメモリを備えており、このメモリ上に広域画像のボクセルデータを格納する。そして、3次元情報合成部26は、狭域走査範囲の走査に伴って3次元座標変換部22から供給される狭域画像のボクセルデータのうち、データ値を持つボクセル(すなわち狭域走査範囲の内部に該当するボクセル)のデータ値を、メモリ上の該当ボクセルに対して上書きすることにより、両ボクセルデータを合成する。狭域画像のボクセルデータのうち狭域走査範囲の外のボクセルは、範囲外である旨を示すデータ値を持っているので、この合成処理では、このようなボクセルについては広域画像のボクセルデータの値が残る。そして、3次元画像構成部28が、上記の処理により生成された合成ボクセルデータから画面表示用の画像を生成し、表示部36に表示する。

【0046】

このS18の処理手順の一例を、図3を参照して説明する。この例では、ボクセルデータの3つの座標軸方向のインデックスをそれぞれ x 、 y 、 z とし、 x 、 y 、 z がそれぞれ、 X_{min} から X_{max} まで、 Y_{min} から Y_{max} まで、 Z_{min} から Z_{max} まで、の整数をとるものとする。また、 $Narrow(x,y,z)$ は狭域画像のボクセルデータにおけるボクセル (x,y,z) が持つデータ値を示し、 $Wide(x,y,z)$ は広域画像のボクセルデータにおけるボクセル (x,y,z) のデータ値を示すものとする。そして、それら両ボクセルデータを合成して得られる合成ボクセルデータにおける、ボクセル (x,y,z) のデータ値を、 $Comb(x,y,z)$ と示すものとする。

【0047】

図3の手順では、まず z を最小値 Z_{min} に初期化し(S30)、 z が最大値 Z_{max} を超えたか否かを判断する(S32)。 z が最大値 Z_{max} を超えていなければS34に進み、 y を最小値 Y_{min} に初期化し(S34)、 y が最大値 Y_{max} を超えたか否かを判断する(S36)。超えていなければS34に進み、 y を最小値 Y_{min} に初期化し(S34)、 y が最大値 Y_{max} を超えたか否かを判断する(S36)。 y が最大値 Y_{max} を超えていなければ、S38に進み x を最小値 X_{min} に初期化し(S40)、 x が最大値 X_{max} を超えたか否かを判断する(S42)。そして、S42の判定で x が最大値 X_{max} を超えていなければ、ボクセル (x,y,z) は、ボクセルデータ中のボクセルを示していることになる。この場合、狭域画像のボクセルデータにおける該ボクセル (x,y,z) のデータ値 $Narrow(x,y,z)$ を求め、これがNull(狭域走査範囲以外のボクセルであることを示す所定値)であるか否かを判定する(S42)。この判定で該データ値がNullでなければ(N)、合成ボクセルデータにおける該ボクセル (x,y,z) の値 $Comb(x,y,z)$ に、狭域画像のボクセルデータにおける該ボクセルのデータ値 $Narrow(x,y,z)$ をセットする(S44)。S42の判定で、 $Narrow(x,y,z)$ がNullである場合は(Y)、合成ボクセルデータの $Comb(x,y,z)$ に、広域画像のボクセルデータの値 $Wide(x,y,z)$ をセットする(S46)。合成ボクセルデータの $Comb(x,y,z)$ への値のセットが終わると(S44、S46)、S48で x の値を1だけ増やしてS40に戻り、S40で x の値が X_{max} を超えるまで、S42~S48の処理ループを繰り返す。S40で x の値が X_{max} を超えると、S50で y の値を1だけ増やしてS36に戻り、S36で y の値が Y_{max} を超えるまで、S38~S50の処理ループを繰り返す。そして、S3

10

20

30

40

50

6でyの値が Y_{max} を超えると、S52でzの値を1だけ増やしてS32に戻り、S32でzの値が Z_{max} を超えるまで、S34~S52の処理ループを繰り返す。以上の処理により、狭域画像のボクセルデータのデータ値が存在すればその値を、存在しなければ広域画像のボクセルデータのデータ値をもつボクセルからなる、合成ボクセルデータが生成される。

【0048】

再び図2の説明に戻る。S16及びS18では、狭域走査範囲の走査により生成されるボクセルデータを、該ボクセルデータのポリウム番号と同じポリウム番号の広域画像のボクセルデータと合成したが、これは狭域走査範囲と広域走査範囲のビーム走査のフレームレートが同じ場合の処理である。それら両走査範囲の走査のフレームレートが異なる場合は、両者のフレームレートの比率に応じて狭域画像のポリウム番号を広域画像のポリウム番号に換算すればよい。例えば狭域走査範囲のフレームレートが広域走査範囲の2倍であれば、狭域走査範囲のポリウム番号を2で割って小数点以下を切り上げる（又は切り下げる）などの処理により、対応する広域画像のポリウム番号を求めることができる。いずれにしても、狭域画像のポリウム番号から、その狭域画像の心時相に対応する広域画像のポリウム番号を求めるようにすればよい。

10

【0049】

中央制御回路40は、以上に説明したS16及びS18の処理を、部分高分解能表示モードが終了するまで繰り返す（S20）。部分高分解能表示モードは、表示モードが通常表示モードに切り替えられることにより終了する。

20

【0050】

以上の処理により、狭域走査範囲の走査により得られた高分解能のデータを、広域走査範囲の走査により得られた低分解能の広範囲のデータに合成し表示することができる。

【0051】

このような処理による画面表示例の模式図を図4に示す。この例は、扇形の走査範囲を持つセクタ走査の振動子アレイを、走査面に垂直に機械的に揺動走査する超音波探触子を用いた場合の例である。この図において、実線で示す最も外側の稜線で囲まれた範囲が広域走査範囲100であり、その内側の破線の稜線で囲まれた範囲が狭域走査範囲120である。この図に模式的に示すように、狭域走査範囲120の内部は、外部よりも高分解能の画像が表示される。

30

【0052】

なお、このような合成ボクセルデータの表示において、狭域走査範囲が分かるような表示形態を採用することも好適である。例えば、狭域走査範囲の内部と外部とで表示色を変えるなどである。この表示色の切り替えは、例えば、合成ボクセルデータの各ボクセルに対し、データ値の他に狭域走査範囲の内部であるか否かを示す識別データを持たせ、合成ボクセルデータから表示画像を描画する際に、各ボクセルについてその識別データを参照し、そのボクセルの色を決定することで実現できる。

【0053】

以上説明したように、本実施形態のシステムでは、狭域走査範囲についてはフレームレートを落とさずに広域走査範囲よりも高分解能のボクセルデータを生成することができる。そしてこの高分解能のボクセルデータを、より広範囲をカバーするが低分解能である広域画像のボクセルデータと合成し、この合成結果に基づいて表示画像を形成するので、ユーザは高分解能の画像部分が被検体のどの部位に位置するのかわ、その周囲の低分解能の画像から判別しやすくなる。

40

【0054】

また本実施形態のシステムは、超音波探触子10の位置及び姿勢を検出し、これに基づいて広域走査範囲と狭域走査範囲のボクセルデータを位置合わせして合成する仕組みを備えているので、超音波探触子10の位置や向きを変えることで注目する高分解能の狭域走査範囲を移動させつつも、その範囲のデータを広域走査範囲のデータと正しい位置関係で合成することができる。したがって、このシステムを用いれば、ユーザは手で持っている

50

超音波探触子 10 の位置や向きを変えると直感的に分かりやすい操作で、表示画像中での高分解能の表示範囲を移動させることができる。

【0055】

また本実施形態のシステムは、被検体の心電計（電極 30 及び生体ユニット 32）の心電信号を利用することで、狭域走査範囲のボクセルデータを、心時相が実質的に同一の広域走査範囲のボクセルデータと合成することができるので、動く心臓についても適切な表示画像を生成することができる。

【0056】

以上に説明した実施形態は、本発明に係るシステムの一例に過ぎず、本発明の範囲内で様々な変形が可能である。

10

【0057】

例えば上記実施形態では、狭域走査範囲のボクセルデータを広域走査範囲のボクセルデータの座標系に座標変換して位置合わせしたが、それら両走査範囲のボクセルデータを別の共通の座標系に変換して合成してもよい。

【0058】

また上記実施形態は心臓を対象とするシステムであったので、心電計の心電信号を利用して狭域画像と広域画像の同期を図ったが、腹部（例えば肝臓）などのように余り動かない部位を観察する場合には、心電計やそれを用いた同期の仕組みは必要ない。

【0059】

また、上記実施形態では、3次元画像を生成する超音波診断システムを例示したが、本実施形態の手法は、2次元断層画像を形成する超音波診断システムにも適用可能である。

20

【0060】

また、上記実施形態は、狭域走査範囲と広域走査範囲でエコーデータ収集の分解能を変えるものであったが、本発明の適用はそれに限らない。狭域走査範囲の方が、範囲が狭い分、同じフレームレートで広域走査範囲よりも多くの超音波ビームを送受信できるので、例えばビーム密度は同じにして、狭域走査範囲の1つのビーム走査線当たりの超音波ビーム送受信回数を広域走査範囲よりも多くするといった利用法も、本発明の範囲内にある。

【0061】

また、上記実施形態では、超音波探触子 10 の位置及び姿勢を検出する手段として、磁場発生器 12 と磁気センサからなるシステムを利用したが、これはあくまで一例であり、この他の手段を利用することもできる。

30

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明の一実施形態の超音波診断システムの構成を示す機能ブロック図である。

【図2】実施形態の超音波診断システムが実行する処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】狭域走査範囲と広域走査範囲のボクセルデータの合成処理の一例の手順を示すフローチャートである。

【図4】実施形態の超音波診断システムにより生成される表示画像を模式的に示した図である。

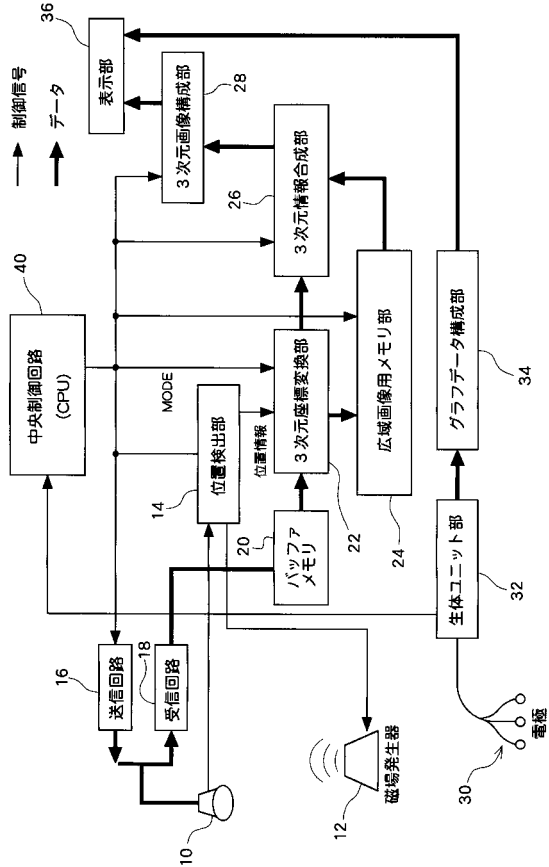
40

【符号の説明】

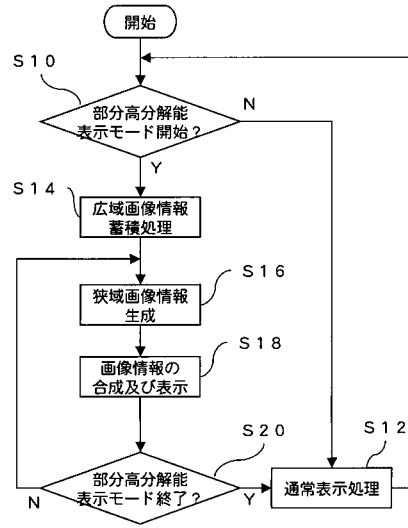
【0063】

10 超音波探触子、12 磁気発生器、14 位置検出部、16 送信回路、18 受信回路、20 バッファメモリ、22 3次元座標変換部、24 広域画像用メモリ部、26 3次元情報合成部、28 3次元画像構成部、30 電極、32 生体ユニット、34 グラフデータ構成部、36 表示部、40 中央制御回路。

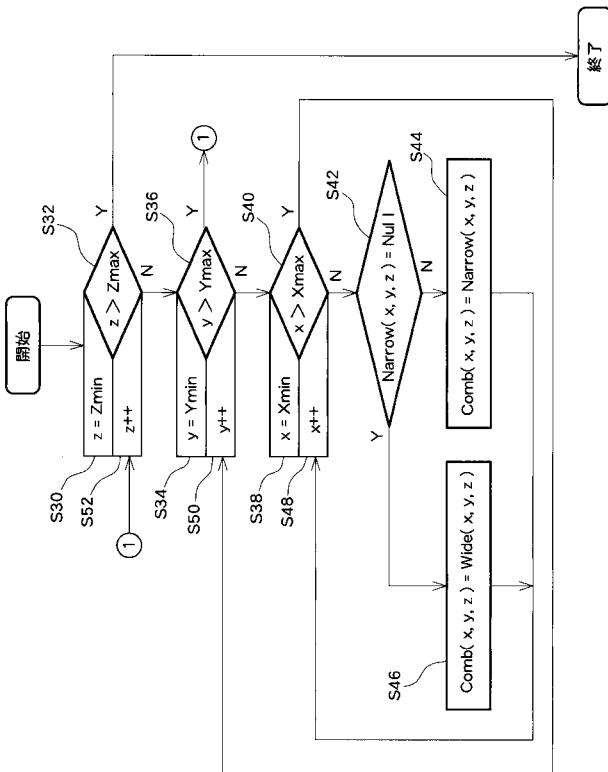
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

