

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6207864号
(P6207864)

(45) 発行日 平成29年10月4日 (2017. 10. 4)

(24) 登録日 平成29年9月15日 (2017. 9. 15)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2013-81536 (P2013-81536)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年4月9日 (2013. 4. 9)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-233419 (P2013-233419A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成25年11月21日 (2013. 11. 21)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年3月7日 (2016. 3. 7)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2012-89520 (P2012-89520)	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成24年4月10日 (2012. 4. 10)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び医用画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心拍信号を取得する心拍信号取得部と、
前記被検体の診断対象領域であるフルボリュームを構成する複数のサブボリュームについて順次超音波走査を実行し、各々の前記サブボリュームについて複数時相分のサブボリュームデータを複数心拍のそれぞれにおいて収集するデータ収集部と、
一心拍における第 1 の所定時相から第 1 の所定期間が経過した第 2 の所定時相において超音波走査対象とする前記サブボリュームを切り換えるように、前記データ収集部を制御するデータ収集制御部と、
隣接する 2 つの前記第 2 の所定時相によって決定される複数の収集期間において収集された前記サブボリュームデータを合成処理し、複数のサブボリュームデータからなる合成サブボリュームデータ或いはフルボリュームデータを生成する合成処理部と、
前記被検体の心拍信号の周期変化、及び、前記第 2 の所定時相から予め設定される検出時相までの間の検出期間に収集された前記サブボリュームデータの数の変化、のうち少なくとも何れか一方を検出する心拍変動検出部と、
前記心拍変動検出部による検出結果に基づいて、前記各収集期間に収集された前記サブボリュームデータのうち、前記第 1 の所定時相から第 2 の所定期間だけ遡った時相から、前記第 1 の所定時相から第 3 の所定期間だけ経過した時相までの期間として予め設定される診断期間に収集されたサブボリュームデータ同士を抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータ同士を合成処理するように前記合成処理部を制御する合成処理制御部と、

10

20

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記データ収集部は、前記収集期間に前記各サブボリュームについて前記サブボリュームデータを繰り返し収集し、

前記心拍変動検出部は、各々の前記診断期間の終了時刻を前記検出時相として前記検出を行い、

前記合成処理制御部は、前記心拍変動検出部によって、被検体の心拍信号の周期が所定の周期よりも長いこと、または、前記第 2 の所定時相から前記終了時刻までの間に収集される前記サブボリュームデータの数が所定数よりも多い心拍が検出された場合には、各々の前記診断期間において最後に収集されたサブボリュームデータを基準として時間的に遡った前記所定数のサブボリュームを抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータを用いて当該心拍における前記合成処理を実行するように前記合成処理部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記データ収集部は、前記収集期間に前記各サブボリュームにおいて前記サブボリュームデータを繰り返し収集し、

前記心拍変動検出部は、前記第 1 の所定時相を前記検出時相として前記検出を行い、

前記合成処理制御部は、前記心拍変動検出部によって、被検体の心拍信号の周期が所定の周期よりも長いこと、または、前記第 2 の所定時相から前記第 1 の所定時相までの間に収集される前記サブボリュームデータの数が所定数よりも多いことが検出された場合には、各々の前記診断期間において最後に収集されたサブボリュームデータを基準として時間的に遡った前記所定数のサブボリュームを抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータを前記合成処理に用いるように前記合成処理部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記データ収集部は、前記各収集期間に前記各サブボリュームにおいて前記サブボリュームデータを繰り返し収集し、

前記心拍変動検出部は、各々の前記診断期間の終了時刻を前記検出時相として前記検出を行い、

前記合成処理制御部は、前記診断期間において最後に収集されたサブボリュームデータを基準として時間的に遡った所定数のサブボリュームを抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータを前記合成処理に用いるように前記合成処理部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記合成サブボリュームデータ或いは前記フルボリュームデータをリアルタイムで表示する表示部をさらに具備する請求項 1 乃至 4 のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 の所定時相は、R 波、P 波、S 波のいずれかである請求項 1 乃至 5 のうちいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体の心拍信号を取得する心拍信号取得部と、

前記被検体の診断対象領域であるフルボリュームを構成する複数のサブボリュームについて順次撮像し、各々の前記サブボリュームについて複数時相分のサブボリュームデータを複数心拍のそれぞれにおいて収集するデータ収集部と、

一心拍における第 1 の所定時相から第 1 の所定期間が経過した第 2 の所定時相において撮像対象とする前記サブボリュームを切り換えるように、前記データ収集部を制御するデータ収集制御部と、

隣接する 2 つの前記第 2 の所定時相によって決定される複数の収集期間において収集された前記サブボリュームデータを合成処理し、複数のサブボリュームデータからなる合成サブボリュームデータ或いはフルボリュームデータを生成する合成処理部と、

40

50

前記被検体の心拍信号の周期変化、及び、前記第 2 の所定時相から予め設定される検出時相までの間の検出期間に収集された前記サブボリュームデータの数の変化、のうち少なくとも何れか一方を検出する心拍変動検出部と、

前記心拍変動検出部による検出結果に基づいて、前記各収集期間に収集された前記サブボリュームデータのうち、前記第 1 の所定時相から第 2 の所定時間だけ遡った時相から、前記第 1 の所定時相から第 3 の所定時間だけ経過した時相までの期間として予め設定される診断期間に収集されたサブボリュームデータ同士を抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータ同士を合成処理するように前記合成処理部を制御する合成処理制御部と、
を具備する医用画像診断装置。

【請求項 8】

前記データ収集部は、前記収集期間に前記各サブボリュームにおいて前記サブボリュームデータを繰り返し収集し、

前記心拍変動検出部は、各々の前記診断期間の終了時刻を前記検出時相として前記検出を行い、

前記合成処理制御部は、前記心拍変動検出部によって、被検体の心拍信号の周期が所定の周期よりも長いこと、または、前記第 2 の所定時相から前記終了時刻までの間に収集される前記サブボリュームデータの数が所定数よりも多い心拍が検出された場合には、各々の前記診断期間において最後に収集されたサブボリュームデータを基準として時間的に遡った前記所定数のサブボリュームを抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータを用いて当該心拍における前記合成処理を実行するように前記合成処理部を制御する請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 9】

前記データ収集部は、前記収集期間に前記各サブボリュームにおいて前記サブボリュームデータを繰り返し収集し、

前記心拍変動検出部は、前記第 1 の所定時相を前記検出時相として前記検出を行い、

前記合成処理制御部は、前記心拍変動検出部によって、被検体の心拍信号の周期が所定の周期よりも長いこと、または、前記第 2 の所定時相から前記第 1 の所定時相までの間に収集される前記サブボリュームデータの数が所定数よりも多いことが検出された場合には、各々の前記診断期間において最後に収集されたサブボリュームデータを基準として時間的に遡った前記所定数のサブボリュームを抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータを前記合成処理に用いるように前記合成処理部を制御する請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

前記データ収集部は、前記収集期間に前記各サブボリュームにおいて前記サブボリュームデータを繰り返し収集し、

前記心拍変動検出部は、各々の前記診断期間の終了時刻を前記検出時相として前記検出を行い、

前記合成処理制御部は、前記診断期間において最後に収集されたサブボリュームデータを基準として時間的に遡った所定数のサブボリュームを抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータを前記合成処理に用いるように前記合成処理部を制御する請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 11】

前記合成サブボリュームデータ或いは前記フルボリュームデータをリアルタイムで表示する表示部をさらに具備する請求項 7 乃至 10 のうちいずれかに記載の医用画像診断装置。

【請求項 12】

前記第 1 の所定時相は、R 波、P 波、S 波のいずれかである請求項 7 乃至 11 のうちいずれかに記載の医用画像診断装置。

【請求項 13】

被検体の心拍信号を記憶する心拍信号記憶部と、

前記被検体の診断対象領域であるフルボリウムを構成する複数のサブボリウムについて順次超音波走査を実行することで得られた、各々の前記サブボリウムについて複数時相分のサブボリウムデータを心拍の時相と対応付けて記憶するデータ記憶部と、

一心拍における第1の所定時相から第1の所定期間が経過した第2の所定時相において超音波走査対象とする前記サブボリウムを切り換えるように、前記被検体の診断対象領域であるフルボリウムを構成する複数のサブボリウムについて順次超音波走査を実行し、各々の前記サブボリウムについて複数時相分のサブボリウムデータを複数心拍のそれぞれにおいて収集するデータ収集部を制御するデータ収集制御部と、

隣接する2つの前記第2の所定時相によって決定される複数の収集期間において収集された前記サブボリウムデータを合成処理し、複数のサブボリウムデータからなる合成サブボリウムデータ或いはフルボリウムデータを生成する合成処理部と、

前記被検体の心拍信号の周期変化、及び、前記第2の所定時相から予め設定ある検出時相までの間の検出期間に収集された前記サブボリウムデータの数の変化、のうち少なくとも何れか一方を検出する心拍変動検出部と、

前記心拍変動検出部による検出結果に基づいて、前記各収集期間に収集された前記サブボリウムデータのうち、前記第1の所定時相から第2の所定期間だけ遡った時相から、前記第1の所定時相から第3の所定期間だけ経過した時相までの期間として予め設定される診断期間に収集されたサブボリウムデータ同士を抽出し、当該抽出されたサブボリウムデータ同士を合成処理するように前記合成処理部を制御する合成処理制御部と、

を具備する超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

超音波等により生体内を画像化し診断を行う為の超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び医用画像診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置、X線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置等に代表される医用画像診断装置を用いた画像診断が、臨床分野において重要な役割を担っている。例えば、超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集する装置である。超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像データのリアルタイム表示が可能であるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

近年、超音波診断装置は三次元画像の高速な収集と表示が可能なシステムが急速に開発されており、三次元画像や三次元画像の動画といった、これまでと視野の異なる診断画像を提供できるようになってきている。

【0004】

その一方で、超音波診断装置による画像診断は、生体内を伝播する超音波を利用した画像診断である為、三次元画像対応となっても、単位時間あたりに送受信できる走査線の数には制限がある。このため、高分解能で広範囲の三次元領域を走査するために様々な手法が試みられている。超音波診断装置を用いて広範囲領域を映像化する場合、基本的には、小領域の三次元空間を走査した画像データを繋ぎ合わせて広範囲の三次元画像を生成していくものとなる。

【0005】

しかしながら、生体の画像を収集する場合、部位によっては呼吸による動きや心臓の鼓動による動きなどがある為、それらの動きに同期して三次元画像を収集することが必要となる。

【0006】

10

20

30

40

50

そこで、近年採用されている方法として、心臓の動きに同期して複数の小領域三次元動画像を収集し、それらを組み合わせて心臓全体の三次元動画像を作成する方法等が知られている。そのような方法では、心臓の動きに同期して複数の小領域三次元動画像を収集して合成する。例えば、ECG信号などの生体信号を利用することで、心臓の動きと同期した画像収集を行うことが多い。

【0007】

具体的には、超音波診断装置で観察したい心臓の三次元領域全体を複数のサブボリューム（例えば4つのサブボリューム）に分割し、各サブボリュームについてECG信号に基づいて一心拍分のデータを順次収集していく。このデータ収集においては、例えばR波が発生する拡張末期付近を基準にして心拍周期における同一時相のデータを収集していく。そして、取得したサブボリューム毎のデータを、同一時相のデータが空間的に連続するように合成することで、三次元領域に対応するデータを生成する。

10

【0008】

各サブボリュームは三次元空間を分割した領域に対応するものであるが、空間的に連続した三次元領域に対応するデータを再構成することで、あたかも観察したい心臓の三次元領域全体の動画像を一度に収集、表示したような三次元画像（以降、三次元領域動画像と称する）を提供することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

20

【特許文献1】特開2008-104640号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上記方法による場合、各サブボリュームのデータを合成して成る三次元領域動画像が、単一の三次元動画像として視認される為には、各サブボリュームが空間的に連続したサブボリュームで、且つ、同一時相のデータを収集する必要がある。

【0011】

しかしながら、例えば被検体が不整脈患者である場合等では、心拍周期が乱れた際に心拍期間が変化してしまい、各サブボリュームについて収集したデータの時相がずれてしまう為、実用的な三次元領域動画像を得ることが困難である。

30

【0012】

本実施形態は、上述の事情に鑑みて成されたものであり、例えば被検体が不整脈患者である場合等で、心拍周期や心拍期間に乱れが生じた場合であっても、サブボリューム毎に同一時相のデータを合成した三次元領域動画像を提示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び医用画像診断装置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】

【0013】

一実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の心拍信号を取得する心拍信号取得部と、前記被検体の診断対象領域であるフルボリュームを構成する複数のサブボリュームについて順次超音波走査を実行し、各々の前記サブボリュームについて複数時相分のサブボリュームデータを複数心拍のそれぞれにおいて収集するデータ収集部と、一心拍における第1の所定時相から第1の所定期間が経過した第2の所定時相において超音波走査対象とする前記サブボリュームを切り換えるように、前記データ収集部を制御するデータ収集制御部と、隣接する2つの前記第2の所定時相によって決定される複数の収集期間において収集された前記サブボリュームデータを合成処理し、複数のサブボリュームデータからなる合成サブボリュームデータ或いはフルボリュームデータを生成する合成処理部と、前記被検体の心拍信号の周期変化、及び、前記第2の所定時相から所定の検出時相までの間の検出期間に収集された前記サブボリュームデータの数の変化、のうち少なくとも何れか一方を検出する心拍変動検出部と、前記心拍変動検出部による検出結果に基づいて、前記収集期

40

50

間に収集された前記サブボリュームデータのうち、前記第1の所定時相から第2の所定期間だけ遡った時相から、前記第1の所定時相から第3の所定期間だけ経過した時相までの期間として予め設定される診断期間に収集されたサブボリュームデータ同士を抽出し、当該抽出されたサブボリュームデータ同士を合成処理するように前記合成処理部を制御する合成処理制御部と、を具備するものである。

【0014】

一実施形態に係る医用画像診断装置は、被検体の心拍信号を取得する心拍信号取得部と、一心拍における所定時相を基準とする所望期間を、前記被検体の各心拍における診断期間として設定する為の診断期間設定部と、前記診断期間を含む期間において、前記被検体の診断対象領域であるフルボリュームを構成する複数のサブボリュームについて順次撮像し、各々の前記サブボリュームについて複数時相分のサブボリュームデータを複数心拍のそれぞれにおいて収集するデータ収集部と、前記一心拍毎に撮像対象とする前記サブボリュームを切り換えつつ、前記所定時相から所定時間が経過した時点から前記サブボリュームデータの収集を開始するように、前記データ収集部を制御するデータ収集制御部と、互いに異なる前記診断期間において収集された前記サブボリュームデータを合成処理し、複数のサブボリュームデータからなる合成サブボリュームデータ或いは前記フルボリュームデータを生成する合成処理部と、前記被検体の心拍信号の周期変化、及び、前記一回の診断期間中に収集された前記サブボリュームデータの数の変化、のうち少なくとも何れか一方を検出する心拍変動検出部と、前記心拍変動検出部による検出結果に基づいて、サブボリュームデータ同士を合成処理するように前記合成処理部を制御する合成処理制御部と、を具備するものである。

【0015】

一実施形態に係る超音波画像処理装置は、被検体の心拍信号を記憶する心拍信号記憶部と、一心拍における所定時相を基準とする所望期間を、前記被検体の各心拍における診断期間として設定する為の診断期間設定部と、前記診断期間を含む期間において、前記被検体の診断対象領域であるフルボリュームを構成する複数のサブボリュームについて順次超音波走査を実行することで得られた、各々の前記サブボリュームについて複数時相分のサブボリュームデータを心拍の時相と対応付けて記憶するデータ記憶部と、前記一心拍毎に超音波走査対象とする前記サブボリュームを切り換えつつ、前記所定時相から所定時間が経過した時点から前記サブボリュームデータの収集を開始するように、前記データ収集部を制御するデータ収集制御部と、互いに異なる前記診断期間において収集された前記サブボリュームデータを合成処理し、複数のサブボリュームデータからなる合成サブボリュームデータ或いは前記フルボリュームデータを生成する合成処理部と、前記被検体の心拍信号の周期変化、及び、前記一回の診断期間中に収集された前記サブボリュームデータの数の変化、のうち少なくとも何れか一方を検出する心拍変動検出部と、前記心拍変動検出部による検出結果に基づいて、サブボリュームデータ同士を合成処理するように前記合成処理部を制御する合成処理制御部と、を具備するものである。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、典型的なECG信号の波形の一例を示す図である。

【図3】図3は、サブボリュームデータの一構成例を示す図である。

【図4】図4は、フルボリュームデータの一構成例を示す図である。

【図5】図5は、サブボリュームデータの表示方法の一例を示す図である。

【図6】図6は、フルボリュームデータの一構成例を示す図である。

【図7】図7は、本一実施形態に係る超音波診断装置による“ディレイモード(Delay Mode)”によるスキャン処理及び三次元画像合成処理の一例を示す流れ図である。

【図8】図8は、被検体が不整脈患者である場合のスキャン処理及び三次元画像合成処理の一例を示す流れ図である。

【図 9】図 9 は、“第 1 の補正モード”におけるスキャン処理に係るフローチャートを示す図である。

【図 10】図 10 は、“第 1 の補正モード”における三次元画像合成処理に係るフローチャートを示す図である。

【図 11】図 11 は、“第 1 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。

【図 12】図 12 は、“第 2 の補正モード”における三次元画像合成処理に係るフローチャートを示す図である。

【図 13】図 13 は、“第 2 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。

10

【図 14】図 14 は、“第 2 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。

【図 15】図 15 は、“第 3 の補正モード”における三次元画像合成処理に係るフローチャートを示す図である。

【図 16】図 16 は、“第 3 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。本実施形態は、超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び医用画像診断装置のいずれについても適用可能であるが、説明を具体的にするため、以下においては、超音波診断装置についての適用を例とする。

20

【0018】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。同図に示すように、本一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 2 と、送受信部 4 と、信号処理部 6 と、画像生成部 8 と、表示部 10 と、システム制御部 12 と、スキャン制御部 14 と、操作部 16 と、メモリ 18 と、心電計 20 と、を具備する。

【0019】

前記超音波プローブ 2 は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス（探触子）であり、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層、バックリング材等を有している。圧電振動子は、送受信部 4 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バックリング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。

30

【0020】

前記超音波プローブ 2 から被検体に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0021】

前記送受信部 4 は、トリガ発生回路と、遅延回路と、パルサ回路と、アンプ回路と、A/D 変換器と、加算器とを有している。

【0022】

前記送受信部 4 は、送信部としては次のように機能する。すなわち、トリガ発生回路は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのトリガパルスを繰り返し発生する。前記遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各トリガパルスに与える。前記

50

パルス回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 2 に駆動パルスを印加する。このようにして、送受信部 4 は、超音波プローブ 2 から所望の超音波を送信させる。

【 0 0 2 3 】

前記送受信部 4 は、受信部としては次のように機能する。すなわち、アンプ回路によって、超音波プローブ 2 を介して取り込まれたエコー信号（反射信号）をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路は、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームデータが形成される。

10

【 0 0 2 4 】

前記信号処理部 6 は、B モード処理部とドブラ処理部とを有する。B モード処理部は、送受信部 4 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成部 8 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像として表示部 10 に表示される。ドブラ処理部は、送受信部 4 から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常 C F M (Color Flow Mapping) で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。さらに、前記信号処理部 6 は、上述の処理で生成した生データを用いて、サブボリュームについての画像データ（以降、サブボリュームデータと称する）を生成する。

20

【 0 0 2 5 】

前記画像生成部 8 は、信号処理部 6 から出力された各種データに基づいて、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成部 8 は、信号処理部 6 から出力されたサブボリュームデータを用いてボリュームレンダリング等の所定の画像処理を実行する。すなわち、複数のサブボリュームデータについて、“時相（詳細は後述する）”が一致するサブボリュームデータ同士を空間的に繋ぎ合わせる（合成する）ことで、各時相に対応する複数のサブボリュームデータを生成する。そして、画像生成部 8 は、フルボリュームデータを、種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号として表示部 10 に出力する。これにより、表示部 10 には、診断対象領域（映像化対象領域）に係る三次元領域動画が表示される。

30

【 0 0 2 6 】

ここで、“時相”とは、例えばスキャン処理開始のトリガ信号の生成時点等の所定時点を基準時点としたときの、当該基準時点からの遅延量を表すものである。すなわち、同一時相のデータ同士であれば、それらデータは基準時点から同じ遅延量（同じ時間）だけ経過した時点で収集されたものである。

【 0 0 2 7 】

なお、“時相”とは別に、“位相”と称される概念も存在する。“位相”は、実際に略周期的に動いている心臓の動作中の位置を表すものである。同一の時相のサブボリュームデータ同士を合成することで、それらサブボリュームデータ同士の位相も合致したフルボリュームデータを得る事ができる。

40

【 0 0 2 8 】

なお、当該画像生成部 8 に入力される以前のデータは、“生データ”と称されることがある。

【 0 0 2 9 】

前記表示部 10 は、例えば液晶ディスプレイ装置等で構成される表示デバイスであり、画像生成部 8 から出力されたデータや各種の診断用パラメータ等を表示する。

【 0 0 3 0 】

前記システム制御部 12 は、操作部 16 で設定された診断モードや各種パラメータ等に

50

基づいて、当該超音波診断装置全体を統括的に制御する。システム制御部 12 は、三次元トリガレススキャンを実現するためのプログラム、所定のスキャンシーケンス、画像生成・表示等を実行する為の制御プログラムが格納されている ROM を備えており、それらプログラムを前記 ROM から読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0031】

前記スキャン制御部 14 は、システム制御部 12 の制御によって、指定されたビーム数、フレーム数、及びフレームレート等に応じて、送受信部 4 にパルス繰り返し周波数や送受信位置情報等を供給する。スキャン制御部 14 は、心電計 20 から出力される ECG 信号に基づいてトリガ信号を生成し、このトリガ信号に同期させてサブボリューム毎のビームスキャン位置やサブボリューム内の繰り返し走査に関する諸元を決定し、送受信部 4 や画像生成部 8 に出力する。

10

【0032】

前記操作部 16 は、Man - Machine Interface と称され、当該超音波診断装置に対して各種の診断モードや診断モードに付随する各種のパラメータを設定する等の操作を行う為のものである。

【0033】

前記メモリ 18 は、信号処理部 6 から出力されたデータを記録する為のメモリであり、画像生成部 8 の指示によって、記録されているデータを画像生成部 8 へ出力する。

【0034】

20

前記心電計 20 は、心臓の動きに同期した心電波形の信号、即ち ECG (Electro Cardio Gram) 信号を取得する為の計測部材であり、取得した ECG 信号をスキャン制御部 14 に出力する。一般的なトリガード三次元診断モードにおいては、ECG 信号における R 波をトリガ信号として用い、心拍期間毎に走査範囲を変えて (サブボリュームを切り換えて) サブボリュームデータを収集し、それらを合成して表示する。フルボリュームデータを構成するサブボリュームデータの数、及び一つのサブボリュームにおいて 1 心拍期間内に収集する個数は、被検体の心拍数 (最も早い心拍数) 等に応じて設定することが多い。

【0035】

以下、図 2 乃至図 6 を参照して、本一実施形態に係る超音波診断装置の“トリガード三次元診断モード”によるスキャン処理及び三次元画像合成処理の一例を説明する。図 2 は、典型的な ECG 信号の波形の一例を示す図である。図 3 は、サブボリュームデータの一構成例を示す図である。図 4 は、フルボリュームデータの一構成例を示す図である。図 5 は、サブボリュームデータの表示方法の一例を示す図である。図 6 は、フルボリュームデータの一構成例を示す図である。

30

【0036】

図 2 に示すように、心電計 20 から出力される ECG 信号の波形中には、一定の周期で R 波が現れる。一般的なトリガード三次元診断モードにおいては、この R 波をトリガ信号として用いている。すなわち、一般的なトリガード三次元診断モードにおいては図 3 に示すように、観測対象である心臓の三次元領域全体 (フルボリューム) を構成する n 個 (本例では $n = 4$) のサブボリューム毎に、トリガ信号である R 波 (或いは R 波を基準とした所定時点) に同期したタイミングで、1 心拍分の画像データ (サブボリュームデータ) を収集していく。

40

【0037】

そして、各サブボリュームデータを繋ぎ合わせて (合成して)、フルボリュームデータを生成する。この合成の際には、図 4 に示すように複数のフレームにおける各サブボリュームデータの中から同じ“時相”のサブボリュームデータを抽出して繋ぎ合わせ (合成し)、フルボリュームデータを生成する。

【0038】

ところで、サブボリュームデータ及びそれらで構成されるフルボリュームデータの表示

50

方法としては、例えば図5に示すように、生成されたサブボリュームデータから順次表示していく方法を挙げることができる。この表示方法によれば、時刻 R_1 （第 n 番目のR波 R_n を検出した時点）を時刻 R_n と称する）以降に、サブボリュームAについて m 時相（本例では $m=4$ ）分のサブボリュームデータを収集しつつ順次表示していく。さらに、次以降の心拍期間（時刻 R_2 、 R_3 、 R_4 、 $\dots$ 、 R_n 対応する心拍期間）においては、既に収集が完了しているサブボリュームについての m 時相分のサブボリュームデータに対して、時相を合わせて合成して表示していく。

【0039】

上述の処理により、図6に示すように各サブボリュームSA、SB、SC、SDを、高いフレームレートで走査したサブボリュームデータを合成して、結果として診断対象となる全範囲に係るフルボリュームデータを得ることができる。

10

【0040】

以下、本一実施形態に係る超音波診断装置による“ディレイモード（Delay Mode）”によるスキャン処理及び三次元画像合成処理の一例について説明する。図7は、本一実施形態に係る超音波診断装置による“ディレイモード（Delay Mode）”によるスキャン処理及び三次元画像合成処理の一例を示す流れ図である。

【0041】

“ディレイモード”とは、R波の検出時点を挟んだ所望の時間帯におけるフルボリュームデータを収集・表示することを可能とするモードである。この“ディレイモード”においては、図7に示すように、R波を検出した時点のスキャン処理の開始時点とするのではなく、R波を検出した時点から遅延時間 d だけ経過（遅延）した時点、スキャン処理の開始時点とする。

20

【0042】

図7に示す例では、各サブボリュームについて“4時相分（ $m=4$ ）”のサブボリュームデータを収集している。すなわち、図7に示す例ではR波の検出時点（生起時点）から時間 d だけ経過した時点から、4時相分（結果としてR波の検出時点前に2時相分、且つ、R波の検出時点後に2時相分）のサブボリュームデータを収集している。そして、時刻 R_n から遅延時間 d だけ経過した時点である時刻 $R_n + d$ から、第 $(n+1)$ 番目のR波である $R_{(n+1)}$ に対応する診断希望時間 T において収集したサブボリュームデータを順次リアルタイムで表示させていく。ここで、第 $(n+1)$ 番目のR波である $R_{(n+1)}$ よりも以前に検出したR波に対応する診断希望時間 T において収集したサブボリュームデータが存在すれば、同一時相のサブボリュームデータと合成して表示していく。

30

【0043】

すなわち、図7に示すように、本例ではR波が検出された時刻から d だけ経過した時点のスキャン処理の開始時点とする。そして、この開始時点から所望の個数（所望の時相分）のサブボリュームデータを取得するようスキャン処理をする。換言すれば、前記開始時点から、所定の診断希望時間 T だけスキャン処理をする。

【0044】

上述した“ディレイモード”を採用することで、R波の検出時点を挟んだ所望の時間帯（診断希望時間 T ）におけるフルボリュームデータの収集及び三次元画像合成処理が可能となる。しかしながら、例えば被検体が不整脈患者である場合等で、心拍周期や心拍期間に乱れが生じた場合には、下記のような問題を生じる可能性がある。

40

【0045】

図8は、被検体が不整脈患者である場合のスキャン処理及び三次元画像合成処理の一例を示す流れ図である。同図に示す例では、 R_2 と R_3 との間隔が通常時のそれよりも長い時間となっている。このような場合には、同図に示す心拍乱れ時間 r_1 、 r_2 においてスキャン処理を行ってしまい、この心拍乱れ期間 r_1 、 r_2 におけるサブボリュームデータを収集してしまう（サブボリュームデータ B_0 、 B_1 、 B_2 、 D_0 ）。

【0046】

従って、本来はR波の検出時刻（生起時刻；以降、同様）を境にしてその前後で同数の

50

サブボリュームデータを収集するところ、心拍周期の乱れによって、他の診断希望時間Tで収集するサブボリュームデータとは全く異なる位相のサブボリュームデータを収集してしまうことになる。そして、それらが三次元画像合成処理に供されてしまう。つまり、サブボリュームデータを合成してフルボリュームデータを生成する際に、互いに異なる時相/位相のサブボリュームデータ同士を合成してしまう。

【0047】

つまり、心拍周期や心拍期間に乱れが生じてしまった場合には、何ら補正を施さずに合成処理によって生成されたフルボリュームデータは、サブボリュームデータ同士の位相がずれてしまっている為、画像診断に用いるデータとしては適さないデータとなってしまう。

10

【0048】

以下、心拍周期や心拍期間に乱れが生じた場合であっても、画像診断に適したフルボリュームデータを得ることが可能な(“補正モード”と称する)スキャン処理及び三次元画像合成処理について説明する。

【0049】

《第1の補正モード》

図9は、“第1の補正モード”におけるスキャン処理に係るフローチャートを示す図である。図10は、“第1の補正モード”における三次元画像合成処理に係るフローチャートを示す図である。図11は、“第1の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。

20

【0050】

なお、本例によるスキャン処理では、フルボリュームを構成する4個のサブボリューム(サブボリュームA、サブボリュームB、サブボリュームC、及びサブボリュームD)の各々につき、診断希望時間Tに亘ってスキャン処理を実行する。また、一つのサブボリュームについてスキャン処理を実行する診断希望時間Tは、少なくとも診断部位の運動周期(本例の場合は、心拍の周期)と略同じ時間、または、それ以上の長さの時間であるとする。

【0051】

従って、診断希望時間T中において、診断部位の運動周期につきm個の時相を設定する場合には、当該診断希望時間T中でのスキャン処理により、各サブボリュームデータ(サブボリュームデータA、B、C、D)についてそれぞれ少なくともm時相分(m個の)のサブボリュームデータが収集されることになる。

30

【0052】

心電計20からECG信号が出力され、スキャン制御部14に入力される(ステップS1)。続いて、スキャン制御部14は、当該ECG信号からR波を検出する(ステップS2)。ここで、スキャン制御部14は、図11に示すように遅延時間dの経過を待つ(ステップS3)。この遅延時間dの値は、診断希望時間Tの値(換言すれば、サブボリュームデータの取得個数)に依存する。

【0053】

本“第1の補正モード”においては、R波の検出時刻を境にして、当該検出時刻の前後で同時間のスキャン処理を実行して収集したサブボリュームデータを、フルボリュームデータの生成に用いる。

40

【0054】

図11に示すように、R波の検出時刻前のスキャン時間を第1のスキャン時間t0と称し、R波の検出時刻後のスキャン時間を第2のスキャン時間t1と称する。これら時間t0及び時間t1の値も、遅延時間dの値と同様に、診断希望時間T中に求められるサブボリュームデータの取得個数(換言すれば、診断希望時間Tの長さ)に依存する。

【0055】

つまり、遅延時間d、第1のスキャン時間t0、及び第2のスキャン時間t1の値は、診断希望時間Tまたはサブボリュームデータの取得希望個数に応じて決定される。実際に

50

は遅延時間 d の値と、第 2 のスキャン時間 t_1 の値とは、互いに同じ値となる。さらに、第 1 のスキャン時間 t_0 の値を、遅延時間 d の値及び第 2 のスキャン時間 t_1 の値と同じ値としても勿論よい。

【 0 0 5 6 】

これら診断希望時間 T 、第 1 のスキャン時間 t_0 、第 2 のスキャン時間 t_1 、遅延時間 d の値は、ユーザが操作部 16 を利用して設定する。なお、それらの設定を容易にする為の GUI を別途設けてもよい。これらの値を任意の値に設定できる為、ユーザは、ECG 信号における所望の時間帯（所望の区間）を指定し、当該指定に係る時間帯（区間）の画像を表示部 10 に表示させることができる。

【 0 0 5 7 】

図 11 に示す例では、R 波の検出時刻を基準に第 1 のスキャン時間 t_0 だけ前の時刻から、同検出時刻を基準に第 2 のスキャン時間 t_1 だけ後の時刻までを、診断希望時間 T として表示対象の時間帯（区間）に設定している。図 11 に示す例では第 1 のスキャン時間 t_0 と第 2 のスキャン時間 t_1 とを同一の時間に設定しているが、これら第 1 のスキャン時間 t_0 と第 2 のスキャン時間 t_1 とを互いに異なる値に設定してもよい。

【 0 0 5 8 】

上述のステップ S1 及びステップ S2 の処理を終え、R 波を検出してから時間 d だけ経過した時点で、スキャン制御部 14 は、スキャン処理を実行させる為のトリガ信号を生成する（ステップ S4）。そして、スキャン制御部 14 は、トリガ信号に同期させてサブボリューム毎のビームスキャン位置やサブボリューム内の繰り返し走査に関する条件を決定し、これらに基づいて送受信部 4 を制御してスキャン処理を開始する（ステップ S5）。

【 0 0 5 9 】

このように、本“第 1 の補正モード”においては、図 11 に示すように、R 波を検出した時点から遅延時間 d だけ経過（遅延）した時点と、スキャン処理の開始時点とする点については“ディレイモード”と同様である。しかしながら、スキャン処理の終了時点が“ディレイモード”におけるそれとは異なる。

【 0 0 6 0 】

すなわち、“ディレイモード”においては、スキャン処理の開始時点から、予め設定された所望の個数のサブボリュームデータの収集が完了した時点（換言すれば、スキャン処理の開始時点から診断希望時間 T だけスキャン処理を実行した時点）が、当該スキャン処理の終了時点である。

【 0 0 6 1 】

一方、本“第 1 の補正モード”においては、R 波が検出された時刻から d だけ経過した時点とスキャン処理の開始時点とし、次のスキャン処理の開始時点までスキャン処理を実行し続ける。

【 0 0 6 2 】

つまり、本“第 1 の補正モード”においては、前記開始時点から所望の個数のサブボリュームデータを収集するスキャン処理を完了したか否か（換言すれば、前記開始時点から所定の診断希望時間 T だけスキャン処理を実行したか否か）とは関係無く、次のスキャン処理の開始時点までは当該スキャン処理を続行し続け、当該スキャン処理によって収集したサブボリュームデータをメモリ 18 に記憶しておく。

【 0 0 6 3 】

このようにサブボリュームデータを収集することで、心拍期間に乱れが生じた場合であっても、R 波を検出した時刻を境にしてその前後で所望個数（本例では 2 個）ずつのサブボリュームデータを確保できる。換言すれば、R 波を検出した時刻を境にして同じスキャン処理の時間を確保できる。

【 0 0 6 4 】

以下、図 10 及び図 11 を参照して、“第 1 の補正モード”における三次元画像合成処理について説明する。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

まず、システム制御部 12 は、第 n 番目のトリガ信号 I_n に対応する診断希望時間 T における走査でサブボリュームデータを収集する毎に、それらサブボリュームデータを、第 $(n - 1)$ 番目のトリガ信号 $I_{(n - 1)}$ に対応する診断希望時間 T における走査で収集したサブボリュームデータと時相を合わせて順次合成処理してリアルタイム表示するように各部を制御する（ステップ S 11）。

【0066】

このステップ S 11 による表示は、図 11 に示す例では時刻 $(R_2 + d) \sim$ 時刻 $(R_3 + d)$ までの表示（サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ とサブボリュームデータ $B_0 \sim B_3$ との合成表示）、及び、時刻 $(R_4 + d) \sim$ 時刻 $(R_5 + d)$ までの表示（サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ とサブボリュームデータ $B_0 \sim B_3$ とサブボリュームデータ $C_0 \sim C_3$ とサブボリュームデータ $D_0 \sim D_3$ との合成表示）が該当する。

10

【0067】

ここで、サブボリュームデータ $B_0 \sim B_2$ は心拍乱れ時間 r_1 において収集されたデータであり、サブボリュームデータ D_0 は心拍乱れ時間 r_2 において収集されたデータである。このように、心拍乱れ時間 r_1 、 r_2 中に収集されたサブボリュームデータ（図 11 に示す例ではサブボリュームデータ B_0 、 B_1 、 B_2 、 D_0 ）についても、一旦、それ以前の診断希望時間 T において収集されたサブボリュームデータと時相を合わせて合成してリアルタイム表示する。

【0068】

この様に生成されリアルタイム表示された画像は、心時相が厳密には対応していないサブボリュームデータの組み合わせからなる合成サブボリュームデータに基づくものである。従って、実際に表示される画像は、観察者にとってかなり不自然な画像となる。このため、観察者は、この心拍乱れ時間 r_1 、 r_2 中に収集されたサブボリュームデータに基づく画像を観察することにより、被検体の心拍周期・心拍期間に乱れが生じたことをリアルタイムで視覚的に認識することができる。

20

【0069】

続いて、システム制御部 12 は、第 n 番目の ECG トリガ信号 I_n に対応する診断希望時間 T における“総走査回数（1つのサブボリュームについての走査回数）”が、診断希望時間 T 中における所定の走査回数 N （所定の時相分、本例では $N = 4$ 回）以上の回数であったか否かを判定する（ステップ S 12）。

30

【0070】

このステップ S 12 を Y E S に分岐する場合、システム制御部 12 は、第 n 番目のトリガ信号 I_n に対応する診断希望時間 T における走査のうち、最後から数えて N 回以内の走査で収集した N 個のサブボリュームデータを、第 $n - 1$ 番目のトリガ信号 $I_{(n - 1)}$ に対応する診断希望時間 T における N 回の走査で取得したサブボリュームデータと時相を合わせて合成して表示するように各部を制御する（ステップ S 13）。

【0071】

このステップ S 13 による表示は、図 11 に示す例では時刻 $(R_3 + d) \sim$ 時刻 $(R_4 + d)$ までの表示（サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ とサブボリュームデータ $B_3 \sim B_6$ とサブボリュームデータ $C_0 \sim C_3$ の合成表示）、及び、時刻 $(R_5 + d) \sim$ 時刻 $(R_6 + d)$ までの表示（サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ とサブボリュームデータ $B_3 \sim B_6$ とサブボリュームデータ $C_0 \sim C_3$ とサブボリュームデータ $D_1 \sim D_4$ との合成表示）が該当する。

40

【0072】

このように、心拍乱れ時間 r_1 、 r_2 中に収集されたサブボリュームデータ（図 11 に示す例ではサブボリュームデータ B_0 、 B_1 、 B_2 、 D_0 ）を合成処理及び表示に用いず、各診断希望時間 T において正常に収集されたサブボリュームデータ（各 R 波について第 1 のスキャン時間 t_0 、及び、第 2 のスキャン時間 t_1 において収集されたサブボリュームデータ）のみを合成に用いる。

【0073】

50

前記ステップ S 1 3 の処理を完了した後、及び、上述のステップ S 1 2 を N O に分岐した場合には、次のトリガ信号について同様の処理を開始する。

【 0 0 7 4 】

このように、心拍周期・心拍期間に乱れが生じた場合であっても、上述のステップ S 1 1 乃至ステップ S 1 3 における処理によって、心拍乱れ時間に収集したサブボリュームデータも用いて順次合成処理してリアルタイム表示を行うと共に、当該心拍乱れ時間が終了した直後の第 1 のスキャン時間 t_0 及び第 2 のスキャン時間 t_1 中に収集したサブボリュームデータを用いて同じサブボリュームについて再度の合成処理及び表示（“補正表示”と称する）を行う。

【 0 0 7 5 】

図 1 1 に示す例では、サブボリューム B については、時刻 $(R_2 + d)$ の時点では隣接するサブボリュームと動きがずれたデータとなっているが、時刻 $(R_3 + d)$ の時点では“ずれ”が消滅した表示となる。同様に、図 1 1 に示す例では、サブボリューム D については、時刻 $(R_4 + d)$ の時点では隣接するサブボリュームと動きがずれたデータとなっているが、時刻 $(R_5 + d)$ の時点では“ずれ”が消滅した表示となる。

【 0 0 7 6 】

このように、本第 1 の補正モードでは、R 波の検出時点から時間 d だけ経過した時点をも“スキャン処理の開始時刻”とし、当該“スキャン処理の開始時刻”から次の“スキャン処理の開始時刻”までの間、スキャン処理を実行し続ける。

【 0 0 7 7 】

つまり、前記診断希望時間 T において収集するサブボリュームの個数を規定（制限）することなく、上述の期間中は収集を実行し続け、“リアルタイム表示”については収集開始時点からのサブボリュームデータを順次用い、“補正表示”については収集終了時点から遡って時相分のサブボリュームデータを用いる。

【 0 0 7 8 】

以上説明したように、第 1 の補正モードによれば、例えば被検体が不整脈患者である場合等で、心拍周期や心拍期間に乱れが生じた場合であっても、サブボリューム毎に同一時相のデータを合成した三次元領域動画像をリアルタイムに提示することができる。

【 0 0 7 9 】

具体的には、第 1 の補正モードによれば、被検体の心拍周期・心拍期間に乱れが生じた場合であっても、ユーザは被検体に心拍周期・心拍期間に乱れが生じたことをリアルタイムで認識することができると共に、その直後には診断に適したフルボリューム画像を視認することができるという格別な効果を得ることができる。

【 0 0 8 0 】

《第 2 の補正モード》

以下、“第 2 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理について説明する。説明の重複を避ける為、“第 1 の補正モード”との相違点を説明する。

【 0 0 8 1 】

図 1 2 は、“第 2 の補正モード”における三次元画像合成処理に係るフローチャートを示す図である。図 1 3 及び図 1 4 は、“第 2 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。なお、本“第 2 の補正モード”でのスキャン処理については図 9 を参照して説明した“第 1 の補正モード”におけるそれと同様である。

【 0 0 8 2 】

なお、“第 1 の補正モード”においては第 n 番目の R 波に対応する診断希望時間 T 中の表示(すなわち、第 $(n - 1)$ 番目のトリガ信号 $I(n - 1)$ に対応する診断希望時間 T において収集したデータの表示)は、時刻 $R_n - t_0$ の時点から(データ収集した時点から)リアルタイム表示を行いつつ、時刻 $R_n + d$ の時点で改めて補正表示を行っているが、本“第 2 の補正モード”においては第 n 番目の R 波に対応するデータの表示は時刻 R_n (R 波の検出時点)からである。従って、本“第 2 の補正モード”においては、第 1 のスキャン時間 t_0 中に収集したサブボリュームデータについては厳密にはリアルタイム表示

10

20

30

40

50

よりも僅かに遅れた表示になる。

【 0 0 8 3 】

まず、システム制御部 1 2 は、1 回の診断希望時間 T 中における走査回数を N 回（本例では $N = 4$ ）としたときに、第 n 番目の R 波である R_n の検出時点において、当該検出時点から時間 t_0 だけ遡った時刻までの間での走査回数（換言すれば $(R_n - t_0)$ の期間での走査回数）が、 $N \times t_0 / (t_0 + t_1)$ 回（本例では $4 \times 1 / 2 = 2$ 回）以上であるか否かを判定する（ステップ $S 2 1$ ）。なお、本例においては $t_0 = t_1$ と設定し、 $N = 4$ と設定している。

【 0 0 8 4 】

なお、このステップ $S 2 1$ の判定では、走査回数について判定する代わりに、基準となる走査回数に対応するスキャン時間の経過について判定してもよい。この場合、ステップ $S 2 1$ において、 R 波と R 波との間隔（ $R - R$ 間隔）が、時間 $t_0 +$ 時間 t_1 以上であるか否か（*Early Trigger* と称される状態であるか否か）を判定すればよい。この場合、 $R - R$ 間隔が時間 $t_0 + t_1$ 以上であれば当該ステップ $S 2 1$ を $Y E S$ に分岐し、 $t_0 + t_1$ 未満であれば当該ステップ $S 2 1$ を $N O$ に分岐すればよい。

【 0 0 8 5 】

前記ステップ $S 2 1$ を $Y E S$ に分岐する場合、システム制御部 1 2 は、第 n 番目のトリガ信号 I_n に対応する診断希望時間 T における走査で収集したサブボリュームデータのうち最後の走査から $N \times t_0 / (t_0 + t_1)$ 回（本例では $4 \times 1 / 2 = 2$ 回）以内の走査によるもの以外のデータをメモリ 1 8 から削除する（ステップ $S 2 2$ ）。

【 0 0 8 6 】

さらに、システム制御部 1 2 は、第 n 番目のトリガ信号 I_n に対応する診断希望時間 T における走査で収集したサブボリュームデータのうち、最後の走査から $N \times t_0 / (t_0 + t_1)$ 回（本例では $4 \times 1 / 2 = 2$ 回）以内の走査によるもののみを、第 $(n - 1)$ 番目のトリガ信号 $I_{(n - 1)}$ に対応する診断希望時間 T における N 回の走査で収集したサブボリュームデータと時相を合わせて合成処理してリアルタイム表示するように制御する（ステップ $S 2 3$ ）。

【 0 0 8 7 】

このようにステップ $S 2 1$ を $Y E S$ に分岐する状況は、図 1 3 に示す例では時刻 R_3 、 R_5 の状況が該当する。すなわち、時刻 R_3 での当該診断希望時間 T における走査回数は 5 回（ $> N \times t_0 / (t_0 + t_1)$ 回（本例では $4 \times 1 / 2 = 2$ 回））であるので、ステップ $S 2 1$ をステップ $S 2 2$ に移行してサブボリュームデータ B_0 、 B_1 、 B_2 をメモリ 1 8 から削除し、サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ とサブボリュームデータ $B_3 \sim B_6$ とを合成処理して表示していく。

【 0 0 8 8 】

同様に、時刻 R_5 での当該診断希望時間 T における走査回数は 3 回（ $> N \times t_0 / (t_0 + t_1)$ 回（本例では $4 \times 1 / 2 = 2$ 回））であるので、ステップ $S 2 1$ をステップ $S 2 2$ に移行してサブボリュームデータ D_0 をメモリ 1 8 から削除し、サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ とサブボリュームデータ $B_3 \sim B_6$ とサブボリュームデータ $C_0 \sim C_3$ とサブボリュームデータ $D_1 \sim D_4$ とを合成処理して表示していく。

【 0 0 8 9 】

ところで、1 回の診断希望時間 T において N 回の走査を行うことが不可能となった場合には、前記ステップ $S 2 1$ を $N O$ に分岐し、システム制御部 1 2 は、当該診断希望時間 T 中に収集してメモリ 1 8 に記憶させたサブボリュームデータを削除する（ステップ $S 2 4$ ）。このように前記ステップ $S 2 1$ を $N O$ に分岐する状況は、例えば図 1 4 に示す例では、時刻 R_3 に対応する診断希望時間 T についての状況が該当する。なお、ステップ $S 2 4$ においては、メモリ 1 8 に記憶させたサブボリュームデータを敢えて削除せず、当該サブボリュームデータをその後の処理に利用しないように設定するとしても良い。

【 0 0 9 0 】

前記ステップ $S 2 4$ における処理を終えると、システム制御部 1 2 は、第 $(n - 1)$ 番

目のトリガ信号 $I(n-1)$ に対応する診断希望時間 T における N 回の走査で収集したサブボリュームデータのみを表示させる (ステップ $S25$)。

【0091】

ステップ $S21$ を NO に分岐する状況は、図 14 に示す例では時刻 R_3 の状況が該当する。この場合、時刻 R_3 での当該診断希望時間 T における走査回数は 1 回 ($< N \times t_0 / (t_0 + t_1)$) 回 (本例では $4 \times 1 / 2 = 2$ 回) であるので、システム制御部 12 は、ステップ $S21$ をステップ $S24$ に移行してサブボリュームデータ B_0 をメモリ 18 から削除し、サブボリュームデータ $A_0 \sim A_3$ のみを表示するように制御する。

【0092】

前記ステップ $S23$ の処理を完了した後、及び、前記ステップ $S25$ の処理を完了した後は、次のトリガ信号について同様の処理を開始する。なお、ステップ $S25$ における処理 (第 n 番目のトリガ信号 I_n に対応する診断希望時間 T における走査で収集したサブボリュームデータをメモリ 18 から削除) を行った場合、その直後のトリガ信号に対応する診断希望時間 T では、再度同一のサブボリューム (図 14 に示す例では、サブボリューム B) について走査を行う。

【0093】

上述のステップ $S21$ 乃至ステップ $S25$ における処理によって、心拍周期・心拍期間に乱れが生じた場合であっても、当該心拍乱れ時間中に収集してしまったサブボリュームデータをメモリ 18 から削除し、当該心拍乱れ時間が終了した直後に収集したサブボリュームデータから合成処理及び表示を実行する。

【0094】

なお、図 14 に示すサブボリューム B の例のように、診断希望時間 T が時間 $t_0 + t_1$ よりも短い時間となっている場合にも、上述した“第 1 の補正モード”を適用することは可能である。“第 1 の補正モード”を適用する場合には、時刻 $R_n + d$ の時点で、当該 R_n に対応する診断希望時間 T での走査回数について判定し、所定の走査回数未満である場合には当該診断希望時間 T で収集したサブボリュームデータをメモリ 18 から削除し、同一サブボリュームについて再度スキャン処理を実行する。これにより、図 11 に示す例と同様に、ユーザは被検体に心拍周期・心拍期間に乱れが生じたことをリアルタイムで認識することができると共に、その直後には診断に適したフルボリューム画像を視認することができるという格別な効果を得ることができる。

【0095】

さらには、このような場合においても、走査回数について判定する代わりに、基準となる走査回数に対応するスキャン時間の経過について判定してもよい。この場合、 R 波と R 波との間隔 ($R - R$ 間隔) が、時間 $t_0 +$ 時間 t_1 以上であるか否か ($Early Trigger$ と称される状態であるか否か) を判定すればよい。

【0096】

《第 3 の補正モード》

図 15 は、“第 3 の補正モード”における三次元画像合成処理に係るフローチャートを示す図である。図 16 は、“第 3 の補正モード”におけるスキャン処理及び三次元画像合成処理を示す流れ図である。なお、本第 3 の補正モードにおけるスキャン処理は、図 9 に示した第 1 の補正モードと実質的に同じである。また、フルボリュームを構成するサブボリュームの数、スキャン処理を実行する診断希望時間 T についても、第 3 の補正モードと実質的に同じである。

【0097】

図 15 に示すように、第 3 の補正モードを用いた合成表示処理が開始されると、まず、システム制御部 12 は、当該心拍の診断希望時間において取得されたボリューム数が所定の数以下であるか (すなわち、フルボリュームを構成するサブボリューム数 N (本例では $N = 4$) に満たない数であるか否か) を判定する (ステップ $S31$)。その結果、ボリューム数が $N - 1$ 以下と判定された場合には、当該心拍において取得されたサブボリュームを用いた合成処理を実行せず、次の心拍における合成処理へと移行する。一方、ボリュー

ム数がN以上と判定された場合には、当該心拍において取得されたサブボリュームを用いた合成処理を実行するため、ステップS 3 2に移行する。

【0098】

システム制御部12は、当該心拍の診断希望時間において最後に取得されたサブボリュームデータを判定し(ステップS 3 2)、最後に取得されたサブボリュームデータを基準として、合成処理に用いるサブボリュームデータを抽出する(ステップS 3 3)。例えば、図16の第2心拍において、診断希望時間におけるサブボリュームデータの取得が終了すると、システム制御部12は、当該第2心拍の診断希望時間において最後に取得されたサブボリュームデータB6を判定する。そして、当該サブボリュームデータB6から遡って診断希望時間内の各時相に対応する複数のサブボリュームB3、B4、B5、B6を抽出する。

10

【0099】

次に、システム制御部12は、抽出されたサブボリュームを用いて、サブボリュームA0~A3、B3~B6から構成される合成サブボリュームデータを生成し、当該合成サブボリュームデータに基づく超音波画像を生成し表示する(ステップ34)。

【0100】

以降、後続の各心拍においても、ステップS 3 1~S 3 4の処理が繰り返し実行される。その結果、図16の例では、第1~第3心拍においては、同一時相の合成サブボリュームデータによる画像がリアルタイムに表示されると共に、第4心拍において初めて同一時相に関するフルボリュームデータが生成され、当該フルボリュームデータに基づく超音波画像が生成され表示されることになる。

20

【0101】

ところで、上述した本一実施形態に係る超音波診断装置による一連の処理は、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、当該超音波診断装置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(例えば、超音波画像処理装置等)上で利用することも可能となる。

【0102】

また、上記実施形態は、超音波診断装置への適用に拘泥されない。すなわち、心臓の様に周期的な運動をする臓器につき、経時的なボリュームデータを取得、生成する医用画像診断装置(例えば、X線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、X線診断装置、核医学診断装置等)についても、適用可能である。また、ボリュームデータに拘泥されず、二次元データ、ドブラデータ等を心電同期して事後的にデータを並べ替える画像診断全般にも、適用可能である。

30

【0103】

以上説明したように、本一実施形態によれば、例えば被検体が不整脈患者である場合等で、心拍周期や心拍期間に乱れが生じた場合であっても、サブボリューム毎に同一時相のデータを合成した三次元領域動画像をリアルタイムに提示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像取得プログラム、医用画像診断装置を提供することができる。

40

【0104】

具体的には、第1の補正モードによれば、被検体の心拍周期・心拍期間に乱れが生じた場合であっても、ユーザは被検体に心拍周期・心拍期間に乱れが生じたこと(被検体の心臓に異常が生じたこと)をリアルタイムで認識することができると共に、その直後には診断に適した(隣接するサブボリュームデータ同士の位相が合っている)フルボリューム画像を視認することができるという格別な効果を得ることができる。

【0105】

また、第2の補正モードによれば、心拍周期・心拍期間に乱れが生じた場合であっても、当該心拍乱れ時間中に収集してしまったサブボリュームデータを自動的にメモリ18から削除し、当該心拍乱れ時間が終了した直後に収集したサブボリュームデータから合成処

50

理及び表示を実行する為、ユーザは、あたかも心拍周期・心拍期間の乱れが無かったかのような違和感の無い（診断により適した）フルボリューム画像のみを視認することができる。

【0106】

また、第3の補正モードによれば、被検体の心拍周期・心拍期間に乱れが生じた場合であっても、診断希望時間において一定数以上のサブボリュームデータを取得できていれば、当該診断希望時間において最後に取得されたサブボリュームデータを基準として、所望の各心時相に対応するサブボリュームデータを抽出することができる。従って、精度の高い三次元画像を、高い安定性を持ってリアルタイムで提供することができる。

【0107】

つまり、本一実施形態によれば、不安定な心拍周期となった場合であっても、ユーザが望む場合には“不安定な心拍をそのまま反映させたリアルタイム表示”を行いつつ、“リアルタイム表示から僅かに遅れるが診断に適したフルボリューム画像（互いに位相が合致したサブボリューム画像から成るフルボリューム画像）の表示（補正表示）を行う。

【0108】

また、ユーザが、診断したい時間帯を自由に選択し、且つ、各サブボリューム間で位相のずれがないように表示することができ、更にフレームレートを低下させないことも可能である。このように、ユーザが診断したい時間帯のフルボリュームデータを適切に表示することができる為、不整脈患者のような心拍の不安定な患者の診断にも活用でき、診断能力の向上が期待される。

【0109】

なお、上述の一実施形態のようにR波を基準にしたトリガ信号を用いる代わりに、P波またはT波を基準にしたトリガ信号を用いてもよい。P波を基準にしたトリガ信号を用いる場合には、例えばP波の検出時点から所定時間だけ経過した時刻でトリガ信号を生成すればよい。T波を基準にしたトリガ信号を用いる場合には、例えば当該T波の検出時点でトリガ信号を生成すればよい。

【0110】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0111】

2 ... 超音波プローブ、 4 ... 送受信部、 6 ... 信号処理部、 8 ... 画像生成部、 10 ... 表示部、 12 ... システム制御部、 14 ... スキャン制御部、 16 ... 操作部、 18 ... メモリ。

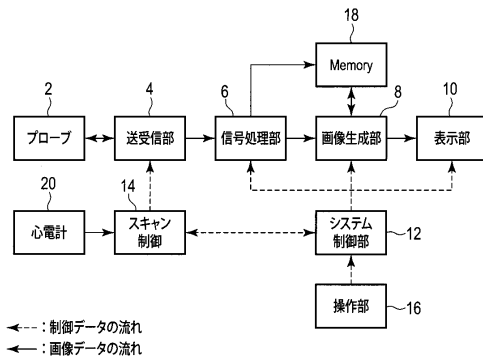
10

20

30

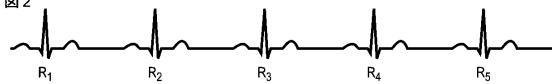
【図 1】

図 1



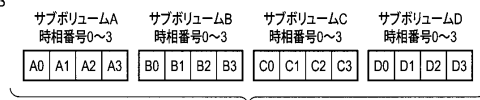
【図 2】

図 2



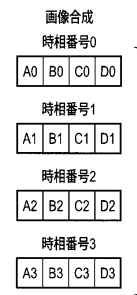
【図 3】

図 3



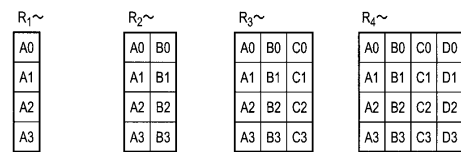
【図 4】

図 4



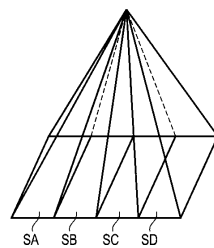
【図 5】

図 5



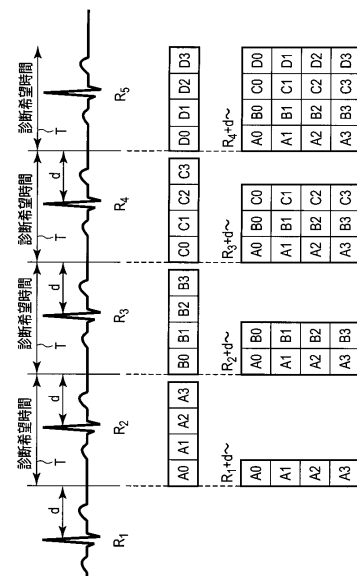
【図 6】

図 6



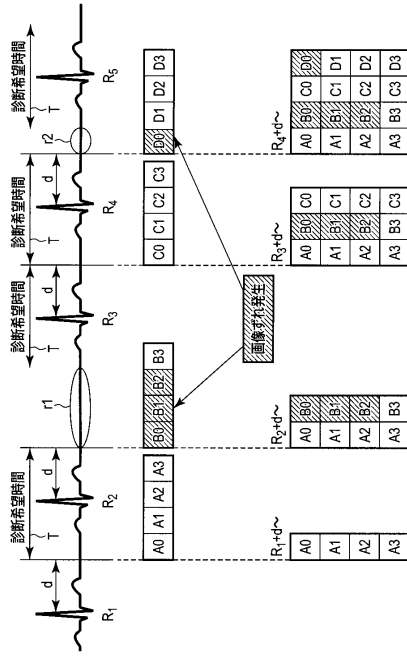
【図 7】

図 7



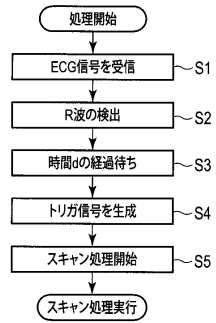
【図 8】

図 8



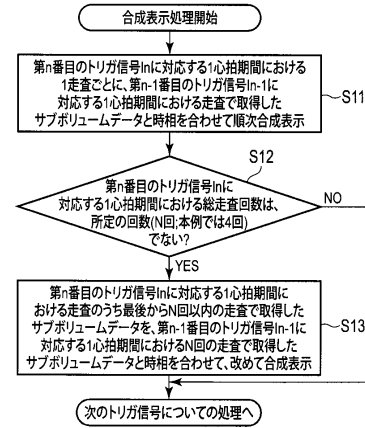
【図 9】

図 9



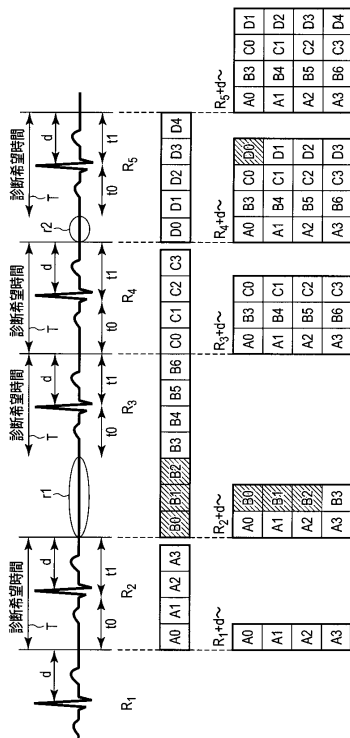
【図 10】

図 10



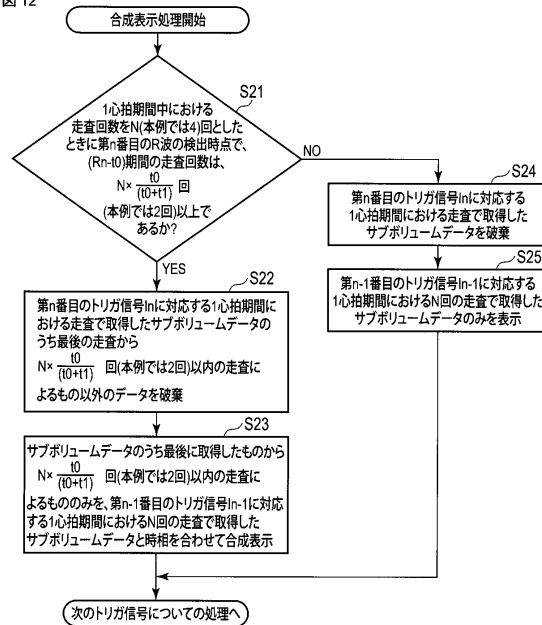
【図 11】

図 11



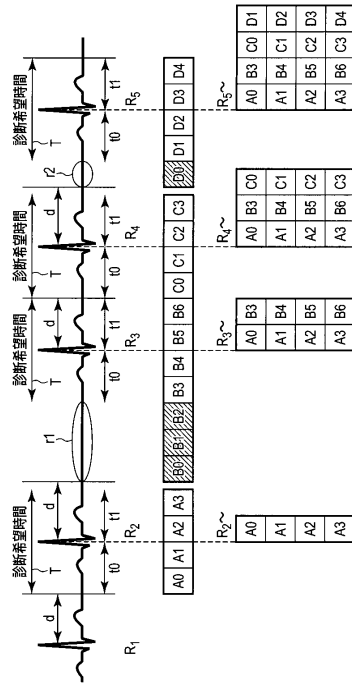
【図 12】

図 12



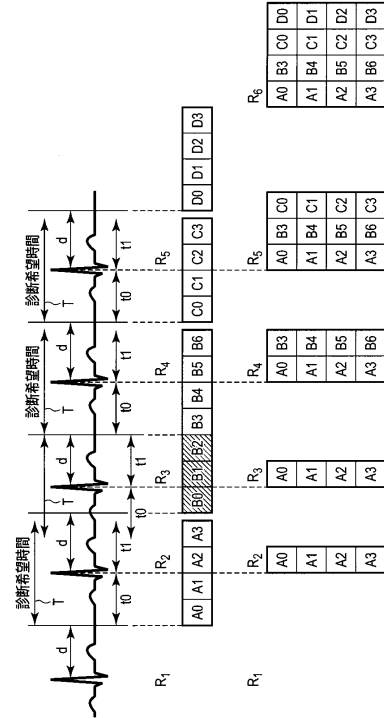
【図 13】

図 13



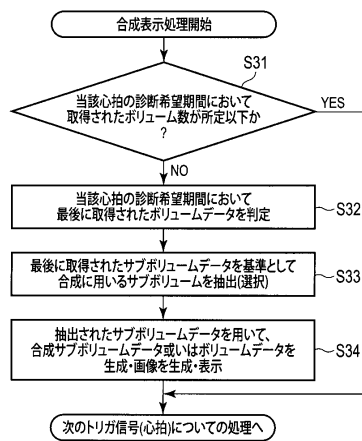
【図 14】

図 14



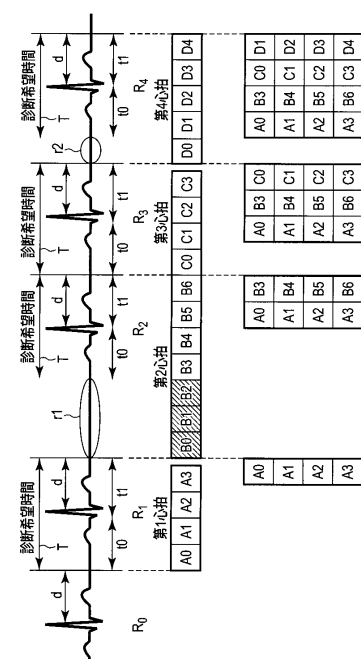
【図 15】

図 15



【図 16】

図 16



フロントページの続き

- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (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
- (72)発明者 崔 載鎬
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 佐藤 吉幸
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 2 4 0 7 0 1 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 7 2 2 2 3 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 4 2 6 0 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 7 0 3 2 5 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 2 5 9 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 4 2 3 9 6 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和医用图像诊断装置		
公开(公告)号	JP6207864B2	公开(公告)日	2017-10-04
申请号	JP2013081536	申请日	2013-04-09
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	崔載鎬 佐藤吉幸		
发明人	崔 載鎬 佐藤 吉幸		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/543 A61B8/0883 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/FF08 4C601/JC22 4C601/KK21		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2012089520 2012-04-10 JP		
其他公开文献	JP2013233419A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在这种情况下例如，受试者是患者心律失常，即使是在心动周期或心搏期间的扰动，适时三维区域通过在每个子体积的同时相的数据组合的运动图像能够呈现超声波诊断装置等的超声波诊断装置等。A，而切换子体积超声每一个心跳扫描，从开始时的预定时间与预定时间相经过的时间收集子体积数据，所收集的子体积在不同的诊断期间彼此数据进行合成处理，以生成组合的子体积数据或由多个子体积数据，所述心跳信号的所述对象的期间变化的的全体积数据，并在单个的诊断周期中收集的副体数据数量的变化，并根据检测结果合成子体数据。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6207864号 (P6207864)
(45) 発行日 平成29年10月4日 (2017.10.4)	(24) 登録日 平成29年9月15日 (2017.9.15)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 13 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-81536 (P2013-81536)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成25年4月9日 (2013.4.9)	(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊	
(65) 公開番号 特開2013-233419 (P2013-233419A)	(74) 代理人 100108930 弁理士 橋原 淑弘	
(43) 公開日 平成25年11月21日 (2013.11.21)	(74) 代理人 100088683 弁理士 中村 誠	
審査請求日 平成28年3月7日 (2016.3.7)	(74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久	
(31) 優先権主張番号 特願2012-89520 (P2012-89520)	(74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司	
(32) 優先日 平成24年4月10日 (2012.4.10)	(74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び医用画像診断装置		

