

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5844353号
(P5844353)

(45) 発行日 平成28年1月13日(2016. 1. 13)

(24) 登録日 平成27年11月27日(2015. 11. 27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-511754 (P2013-511754)
 (86) (22) 出願日 平成23年4月25日 (2011. 4. 25)
 (65) 公表番号 特表2013-526390 (P2013-526390A)
 (43) 公表日 平成25年6月24日 (2013. 6. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/051785
 (87) 国際公開番号 WO2011/148275
 (87) 国際公開日 平成23年12月1日 (2011. 12. 1)
 審査請求日 平成26年4月22日 (2014. 4. 22)
 (31) 優先権主張番号 61/348, 313
 (32) 優先日 平成22年5月26日 (2010. 5. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓の高ボリュームレート3次元超音波診断画像化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高フレームレート3次元心臓表示のための3次元超音波診断画像化システムであって：
 ボリューム領域をサブサンプリングし、方位角方向と仰角方向の両方で分かれた受信ス
 キャンラインを取得するように構成されたアレイトランスデューサを有する超音波プロー
 ブ；

前記超音波プローブに結合し、前記受信スキャンラインに沿った画像データ値を作成す
 るビームフォーマ；

前記ビームフォーマに結合し、異なる心臓フェーズ中に空間的に異なるスキャンライン
 パターンの繰り返しシーケンスで心臓をスキャンするように構成されたビームフォーマコ
 ントローラであって、前記異なる心臓フェーズにおいて前記ボリューム領域全体を各パ
 ターンでサブサンプリングする、ビームフォーマコントローラ；

異なる心臓フェーズからの画像データ値に応じて、補間又はインターリーブされたデー
 タ値で、受信スキャンライン間の空間的位置を満たすように構成された3次元画像プロセ
 ッサ；及び

前記3次元画像プロセッサに結合され、補間されたデータ値、インターリーブされたデー
 タ値、又は両者の3次元画像を表示するように構成されたディスプレイを有し、

前記3次元画像プロセッサは前記ディスプレイに前記スキャンラインパターンのフレー
 ムレートで新しい3次元心臓画像を表示させる、3次元超音波診断画像化システム。

【請求項 2】

10

20

前記アレイトランスデューサは、さらに、電子的に操作される、トランスデューサ要素の２次元アレイを有する、

請求項１に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項３】

前記ビームフォーマは、さらにマルチラインビームフォーマを含む、

請求項１に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項４】

前記３次元画像プロセッサは、さらに、異なる心臓フェーズのデータ値を比較して、受信スキャンライン間の空間的位置を、同じ心臓フェーズの補間データ値で埋めるか、他の心臓フェーズのインターリーブデータ値で埋めるか決定するように構成されたコンパレータを有する、

請求項１に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項５】

前記コンパレータは、さらに、１心臓フェーズ中に取得された３次元データセットの補間データ値を、異なる心臓フェーズ中に取得された３次元データセットの、空間的に対応する受信データ値と比較するように構成されている、

請求項４に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項６】

前記コンパレータにより、比較された補間データ値と受信データ値が実質的に異なるとの決定により、前記３次元画像プロセッサは補間データ値の３次元画像データセットを作成し、

前記コンパレータにより、比較された補間データ値と受信データ値が実質的に等しいとの決定により、前記３次元画像プロセッサは、異なる複数の心臓フェーズのデータ値をインターリーブした３次元画像データセットを作成する、

請求項５に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項７】

前記コンパレータによる決定は画素ごとに行われる、

請求項６に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項８】

前記空間的に異なるスキャンラインパターンは、さらに、一スキャンニングパターンにおいて、ビームが第１のビーム方向のセットに沿って送信され、他のビーム方向では省略され、他のスキャンニングパターンにおいて、ビームが異なる第２のビーム方向のセットに沿って送信され、他のビーム方向では省略されるスキャンニングパターンを含む、

請求項１に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項９】

前記３次元画像プロセッサは、さらに、異なる心臓フェーズ間に動きがあることを検出し、受信スキャンライン間の空間的位置を、補間データ値で埋めるか、インターリーブデータ値で埋めるか決定するように構成された動き検出器を有する、請求項１に記載の３次元超音波診断画像化システム。

【請求項１０】

高フレームレート３次元心臓表示のための３次元超音波診断画像化システムであって：
ボリューム領域をサブサンプリングし、方位角方向と仰角方向の両方で分かれた受信スキャンラインを取得するように構成されたアレイトランスデューサを有する超音波プローブ；

前記超音波プローブに結合し、前記受信スキャンラインに沿った画像データ値を作成するビームフォーマ；

前記ビームフォーマに結合し、異なる心臓フェーズ中に空間的に異なるスキャンラインパターンの繰り返しシーケンスで心臓をスキャンするように構成されたビームフォーマコントローラであって、前記異なる心臓フェーズにおいて前記ボリューム領域全体を各パターンでサブサンプリングする、ビームフォーマコントローラを有し、

10

20

30

40

50

N回の心拍の期間にわたり、各心拍の同じ心臓フェーズを異なるN個のスキャンラインパターンでスキャンするように、比較可能な各心臓フェーズの連続した心拍において用いられるスキャンラインパターンを変更し、

異なる心臓フェーズからの画像データ値に応じて、補間又はインターリーブされたデータ値で、受信スキャンライン間の空間的位置を満たすように構成された3次元画像プロセッサ；

前記3次元画像プロセッサに結合され、補間されたデータ値、インターリーブされたデータ値、又は両者の3次元画像を表示するように構成されたディスプレイを有し、

前記3次元画像プロセッサは前記ディスプレイに前記スキャンラインパターンのフレームレートで新しい3次元心臓画像を表示させる、3次元超音波診断画像化システム。

10

【請求項11】

前記3次元画像プロセッサは、N回の心拍にわたる同じ心臓フェーズの連続したN個のスキャンラインパターンのデータ値をインターリーブするように構成された、請求項10に記載の3次元超音波診断画像化システム。

【請求項12】

Nは少なくとも4であり、前記3次元画像プロセッサは、少なくとも連続した4つの心拍の同じ心臓フェーズ中に用いる連続した4つの異なるスキャンラインパターンのデータ値をインターリーブするように構成された、

請求項11に記載の3次元超音波診断画像化システム。

【請求項13】

20

前記3次元画像プロセッサは、画素ごとに、受信スキャンライン間の空間的位置を、補間データ値で埋めるか、又はインターリーブされたデータ値で埋めるか決定するように構成された、

請求項10に記載の3次元超音波診断画像化システム。

【請求項14】

前記ビームフォーマは、さらにマルチラインビームフォーマを含む、
請求項10に記載の3次元超音波診断画像化システム。

【請求項15】

前記マルチラインビームフォーマは隣接する一群のスキャンラインからのエコー信号を同時に受信するように構成され、

30

前記ビームフォーマコントローラは、エコー信号を受信したグループ間の少なくとも隣接する一群のスキャンラインからのエコー取得を省くことにより、前記ボリューム領域をサブサンプリングするように構成された、

請求項14に記載の3次元超音波診断画像化システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波システムに関し、具体的には、高フレーム表示率で心臓のリアルタイム3次元画像化を行う超音波システムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波画像化は、リアルタイムで人体の2次元(2D)画像平面をスキャンして表示するため、多年にわたり利用されてきた。近年、マトリックストランスデューサアレイと、人体のボリューム領域(volumetric region)を電子的にスキャンする2次元トランスデューサアレイを用いる超音波プローブとの発達により、リアルタイムの3D画像化が商品化された。リアルタイム3次元画像化の障害は、ボリューム領域をスキャンするのに時間がかかることである。一般的な2次元画像平面のスキャンは、2次元画像を構成する128本の送受信スキャンラインで行われる。診断深度が最も深いところであっても、超音波が人体を伝搬するスピード、すなわち、名目的に1,580メートル/秒であれば、リアルタイムの画像化に十分な速さで画像を取得できる。一般的に、リアルタイムの画像化は

50

、毎秒20フレームを越えるフレーム表示レートであり、標準的なNTSCテレビジョン又はディスプレイモニターのフレームレートである少なくとも毎秒30フレームであることが好ましい。しかし、同じスキャンライン密度でポリウム領域をスキャンするには、送受信するスキャンラインの数が数千にのぼるため、もっと長い時間がかかる。よって、3次元ポリウム画像を取得する時間は、超音波パルスとエコーが伝搬する音速によって制約される。心臓などの動く臓器を画像化する場合には、取得時間が長いため画像がぼけたり歪んだりするため、問題はさらに大きくなり、各スキャンラインに複数回パルスを送らねばならないドップラー画像化ではさらに困難となる。リアルタイム画像化にアプローチするのに用いられる少数のトレードオフの1つは、小さいポリウム領域のみをスキャンして画像化することである。しかし、これにより視野と診断3次元超音波の有用性が限定される。

10

【0003】

ライブ3次元超音波画像化への他の一アプローチが特許文献1に記載されている。このアプローチでは、大きな視野を複数のポリウムセグメントに分割する。各ポリウムセグメントを別々に画像化し、それを結合して、視野が広い連続3次元画像を構成する。この特許文献の図5には心臓画像の一例が示されている。心臓の画像フィールドが9つのポリウムセグメントに分割されている。各セグメントを心臓周期の各フェーズで画像化する。必要なポリウムセグメントをすべて取得するのに9心臓周期かかる。同じフェーズに対応するセグメントを結合し、結合されたポリウムのフェーズシーケンスをリアルタイムの表示レートで再生すると、大きなビューで完全な心臓周期にわたる心臓拍動のライブシーケンスを見られる。得られる画像シーケンスはライブであるが、リアルタイムではない。コンポーネントポリウムセグメントを取得するのに必要な数の心拍後にならないと、ライブ画像シーケンスが得られないからである。

20

【0004】

したがって、3次元かつリアルタイムで、大きな視野を超音波画像化できることが望ましい。さらに、動いている心臓のような人体の臓器をリアルタイム3次元超音波画像化し、スムーズに、かつボケ、歪み、その他の画像アーティファクト無しに動きを表示できるだけ高いポリウムフレーム表示レートでそうできることが望ましい。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0005】

【特許文献1】米国特許第5,993,390号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理により、診断超音波システムを説明する。該システムは、所望の表示ポリウムフレームレートに対して十分な時間で、ポリウム領域全体をサブサンプリングするのに十分な低（間隔が開いた）スキャンライン密度でポリウム領域をサブサンプリングすることにより、3次元画像のポリウム画像データを取得する。得られる画像データセットは、ポリウム領域を適切に空間的サンプリングしたものではないので、画像データを方位角及び仰角のディメンションにおいて補間し、取得されたスキャンライン間のスペースを補間画像データで埋める。好ましい実施形態では、心臓のポリウム取得が異なれば、異なる複数のスキャンパターンを利用する。心臓の各フェーズが各スキャンパターンで順次スキャンされるように、異なるスキャンパターンのシーケンスを連続的に反復でき、又は複数の心臓周期にわたり、異なるスキャンパターンのシーケンスを心臓周期ごとに変更できる。各ポリウム取得の画像データを補間して、取得画像データと補間画像データよりなる画像を提示してもよく、またはスキャンされなかったいい値の一部または前部を、他のポリウム取得からの取得データで埋める（インターリーブする）こともできる。好ましくは、補間画像データ又はインターリーブ画像データを用いるかは、リアルタイムに、ローカルな画素ごとに決定される。

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【図 1】本発明の原理により構成された 3 次元超音波画像化システムを示すブロック図である。

【図 2】図 1 の 3 次元画像プロセッサの一実施形態の詳細を示すブロック図である。

【図 3】本発明の原理によるサブサンプリングによりスキャンされたボリウム領域 (volumetric region) を示す図である。

【図 4 a】本発明によるサブサンプリングビームパターンを示す図である。

【図 4 b】ボリウム領域のサンプリングされていない点における、画像データの補間を示す図である。

10

【図 5 a】本発明の原理による心臓画像化に使えるサブサンプリングビームパターンのシーケンスを示す図である。

【図 5 b】本発明の原理による心臓画像化に使える他のサブサンプリングビームパターンのシーケンスを示す図である。

【図 6】マルチラインビームフォーマによるボリウム領域のサブサンプリングを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 8 】

最初に図 1 を参照する。3 次元画像化機能を有する超音波プローブ 1 0 は、2 次元アレイトランスデューサ 1 2 を含む。この 2 次元アレイトランスデューサ 1 2 は、ボリウム領域に電子的に操作されフォーカスされたビームを送信し、各送信ビームに応じて 1 つの又は複数の受信ビームを受信する。「パッチ」又は「サブアレイ」と呼ばれる隣接するトランスデューサ要素のグループは、プローブ 1 2 中のマイクロビームフォーマ (μBF) により一体的に操作される。マイクロビームフォーマは、受信されたエコー信号の部分的ビームフォーミングを行い、それによりプローブとメインシステムとの間のケーブル中の導体の数を減らす。好適な 2 次元アレイは米国特許第 6, 4 1 9, 6 3 3 号明細書 (発明者 Robinson et al.) 及び米国特許第 6, 3 6 8, 2 8 1 号明細書 (発明者 Solomon et al.) に記載されている。マイクロビームフォーマは、米国特許第 5, 9 9 7, 4 7 9 号明細書 (発明者 Savord et al.) 及び米国特許第 6, 0 1 3, 0 3 2 号明細書 (発明者 Savord) に記載されている。このアレイの送信ビーム特性はビームトランスミッタ 1 6 により制御される。ビームトランスミッタ 1 6 は、アレイのアポダイズ (apodized) された開口要素に、人体のボリウム領域を通して所望の方向に所望の幅の、フォーカスされたビームを放射させる。送信パルスは、送受信スイッチ 1 4 により、ビームトランスミッタ 1 6 から、アレイの要素に送られる (coupled)。送信ビームに対してアレイ要素とマイクロビームフォーマにより受信されたエコー信号は、システムビームフォーマ 1 8 に送られる。システムビームフォーマ 1 8 において、マイクロビームフォーマからの部分的にビームフォーミングされたエコー信号は処理され、送信ビームに対する、完全にビームフォーミングされた 1 つの又は複数の受信ビームが構成される。この目的に対して望ましいビームフォーマは、発明者 Savord の上記の「 0 3 2 」特許に記載されている。

20

30

【 0 0 0 9 】

ビームフォーマ 1 8 により形成された受信ビームは、信号プロセッサに送られる。この信号プロセッサは、フィルタリングや直交変調などの機能を行う。処理された受信ビームのエコー信号は、ドップラープロセッサ 3 0 及び / 又は B モードプロセッサ 2 4 に送られる。ドップラープロセッサ 3 0 は、エコー情報を処理してドップラーパワー又は速度情報を求める。B モード画像化の場合、受信ビームエコーは、B モードプロセッサ 2 4 により、エンベロープ検出され、その信号は好適なダイナミックレンジに對数圧縮される。以下に詳しく説明するように、ボリウム領域からのエコー信号は、3 次元画像プロセッサにより処理されて、3 次元画像データセットを構成する。3 次元画像データは、表示のため、複数の方法で処理され得る。一方法は、ボリウムの 2 次元平面を作成することである。これは米国特許第 6, 4 4 3, 8 9 6 号明細書 (発明者 Detmer) に記載されている。この

40

50

ようなボリューム領域 (volumetric region) の平面画像は、マルチプレーナ・リフォーマッタ 34 により作成される。ボリュームレンダラ 36 により、3 次元画像データをレンダリングして、パースペクティブな又は動的な視差 3 次元表示を構成してもよい。得られた画像は、米国特許第 5,720,291 号明細書 (発明者 Schwartz) に記載されているように、B モード、ドップラー、又は両方であるが、ディスプレイプロセッサ 38 に送られ、ディスプレイプロセッサ 38 から画像ディスプレイ 40 に表示される。ビームフォーマコンローラ 22 及び超音波システムのその他の機能のユーザ制御は、ユーザインタフェース又はコントローラパネル 20 により提供される。

【0010】

解像度が高く、サンプリングアーティファクトが無い 3 次元画像を得るために、画像化されるボリューム領域は、米国特許出願公開第 2007/0123110 号明細書 (発明者 Schwartz) で説明されているように、ナイキスト基準を満たすビーム密度で空間的にサンプリングされなければならない。本発明の実施形態は、この空間的サンプリング基準の閾値に近いボリューム、又はそれより低いボリュームを空間的にサンプリングする。このようなボリューム領域の低密度スキニングから得られる 3 次元データは、ここでは 3 次元サブサンプリングボリュームデータと呼ぶ。3 次元サブサンプリングボリュームデータは、B モードデータでも、ドップラーデータでも、両者の組み合わせでもよい。かかる 3 次元サブサンプリングボリュームデータセットは、図 2 に示したように、B モードプロセッサ 24 及び/又はドップラープロセッサ 30 から、メモリデバイス 50 に送られる。各サブサンプリングされたボリュームデータセット (SSV_D) は、それ自体が画像化される全ボリュームのサンプリングであるから、サブサンプリングではあっても、それを処理して全ボリュームの 3 次元ビューを作成することができる。本発明の第 1 の態様によると、これは補間器により行われる。この補間器は、 SSV_D のサンプリングされた (取得された) データポイント間の表示値を追加的に補間する。いろいろなタイプの、線形、非線形、重み付け補間を用いて、この表示値を追加的に補間することができ、以下に例を挙げる。追加される表示値は、サブサンプリングされ補間されたボリュームデータセット SSV_I を作成するため、取得された SSV_D の、取得されたデータポイント間の適切な空間的位置に挿入される。追加される表示値の補間は、 SSV_D を取得するのにかかる時間より短い時間で行えるので、 SSV_I は SSV_D の取得フレームレートで表示できる。 SSV_I と SSV_D は、利用方法は後で説明するが、データセットメモリ 50 に格納される。

【0011】

本発明のさらに別の一態様によると、超音波画像化システムは、補間された 3 次元データセット SSV_I を表示するか、2 つ以上の 3 次元データセットをインターリーブした組み合わせである 3 次元データセットを表示するか、決定する。超音波システムは、どちらのデータセットにより作られる画像の画質が高いか判断することにより、この決定をする。速く拍動する心臓のように画像化する領域が動く場合、又はデータセットを取得する時にプローブが動かされる場合、その動きは画質に影響する。サブサンプリングされた同じボリュームにおける空間的に異なる 2 つの画像データポイントの取得間の時間間隔は、サブサンプリングされた異なるボリュームにおいて取得された空間的に隣接する 2 つの画像ポイント間の時間間隔より短い。これは、サブサンプリングされた同じボリューム中のサンプル間の補間された表示値は、サブサンプリングされた異なるボリュームの空間的に隣接するサンプルより、動きによる影響が小さいことを意味する。補間に用いられるデータ値は時間的に近く取得されるからである。サブサンプリングされた異なるボリュームのサンプルは、例え連続したボリュームであっても、時間的により離れており、そのため動きによる歪みに弱い。図 2 のコンパレータ 54 はこの決定を行う。コンパレータ 54 は、時間的に前に取得したサブサンプリングボリュームデータセット SSV_{D-I} のデータポイントを、同じ空間的位置に対して新しく補間した表示値 SSV_I と比較する。前の 3 次元サブサンプリングボリュームと最も新しいものとの間の時間に動きがあれば、同じ空間的位置の値は異なる。その 2 つの取得の間の時間に動きが無ければ、同じ空間的位置の値はほぼ同じである。動きがある場合、コンパレータは最新の補間されたサブサンプリングボ

10

20

30

40

50

リウム SSV_I の使用を選択する。動きが無ければ、前に取得したサブボリュームのデータ値は、最新の取得サブボリュームの適当な空間的位置にインターリーブされる。マージされたサブボリュームのうち値の無い (unfilled) 空間的位置には、補間値が入れられる (filled)。動きが無い場合、インターリーブされたサブボリュームは、解像度がより高い 3 次元画像となることが分かっている。

【 0 0 1 2 】

コンパレータ 5 4 からの選択信号はプロセッサに送られる。プロセッサは、動きがある場合、補間されたサブボリューム SSV_I を選択するか、前に取得したデータポイント (SSV_D_I) を新しく取得したデータポイント (SSV_D) とインターリーブする。選択された 3 次元画像データセットは、その後の処理 (例えば、ボリュームレンダリング、表示処理など) と表示のため、転送される。

10

【 0 0 1 3 】

図 3 は本発明の一実施形態を示す。この例では、2 次元アレイトランスデューサ 1 2 が、その前方のボリューム領域 (volumetric region) 6 0 をサブサンプリングするビームを送受信している。ビームはアレイにより電子的に操作され、本例では上部が切り取られたピラミッドの形状をした、ボリューム領域をスキャンする。円錐形などその他の形状を用いても良い。ビームがアレイトランスデューサの面に平行な C 平面 6 2 を通るドットパターン 6 4 が示されている。ボリューム中のこの中間深度において、ビームは、方位角 (θ) と仰角 (ϕ) の両方において比較的近くにあるように見える。ビームは、ボリューム領域 6 0 の最大深度 6 8 まで行くと、ドットパターン 6 6 で示したように、方位角と仰角の両方においてさらに分散する。方位角と仰角におけるビーム間の空間的位置には、表示するための追加的値が補間又はインターリーブされる。一般的に、深さのディメンションにおいて、表示ポイント値を追加する必要はない。エコー信号の戻りのサンプリングは、十分大きく、ビームの深さ (軸) 方向で高密度のサンプリングができるからである。図 3 から分かることであるが、図 3 に示したようにビームが深さにともなって拡散する場合、表示のために隙間を満たす値を加える必要性は、最大深度で最大になる。

20

【 0 0 1 4 】

図 4 a は、本発明により、ボリューム領域 6 0 がサブサンプリングされる、異なる 4 つのビームパターンを示す。各ビームパターンは、図 3 の平面 6 2 などの仰角平面におけるビームの断面のビームパターンである。この例では、「X」はビームが送受信される空間的位置を示し、「O」はビームを送受信できるが、送受信していない空間的位置を示す。仰角平面が空間的に全部サンプリングされた場合、1 6 箇所の空間的位置すべてが「X」となる。しかし、図 4 a では、サブサンプリングされる空間的位置は、ボリューム領域の 3 次元スキャンごとに変わる。パターン P_1 では、第 1 行と第 3 行では、第 1 空間的位置はサンプリングされ、その他の空間的位置はサンプリングされない。第 2 行と第 4 行では、第 3 の空間的位置がサンプリングされ、その他の一はサンプリングされない。

30

【 0 0 1 5 】

他のサンプリングパターン $P_2 - P_4$ では、異なる空間的位置がサブサンプリングされる。 P_2 において、連続した行の第 4 と第 2 の位置がサンプリングされている。 P_3 において、連続した行の第 3 と第 1 の位置がサンプリングされている。また、パターン P_4 において、連続した行の第 2 と第 4 の位置がサンプリングされている。各々が自分のサブサンプリングボリューム (SSV) を生成するこれらの 4 つのパターンでボリューム領域をスキャンした後、すべての空間的位置が 1 度はサンプリングされたことが分かる。スキャンパターンシーケンスは、その後のボリューム領域のスキャンで繰り返される。4 つのパターンによるサンプルがインターリーブまたはマージ (merge) されると、完全にサンプリングされたボリュームが生成されることも分かる。4 つのボリュームスキャン期間にわたり取得したにもかかわらず、4 つのパターンすべてによるサンプルをインターリーブにより、1 6 のすべての空間的位置がサンプリングされた (取得された) 値を有する 1 つのパターンが生成される。ボリューム中に動きがなければ、4 つのパターンによるサンプルインターリーブにより、解像度が高く歪みの無いボリューム画像が得られる。シー

40

50

ケンスを繰り返すと、スキャンされる次のパターン、すなわちパターン P_1 の繰り返しにより、パターン P_1 での前のスキャンによるサンプルを置き換えるのに用いられるサンプルが得られる。このように、ボリウムデータの一部（この例では $1/4$ ）が、異なるパターンによる新しいスキャンで更新される。4つのパターンによる4回のスキャンが繰り返されると、インターリーブされたボリウムのすべてのサンプル値が更新される。

【0016】

しかし、4つのパターンでスキャンするのにかかる時間にボリウム領域に動きがある場合、4つのパターンをインターリーブすると、画像データセットの解像度が悪くなったり歪んだりする。この問題を回避するため、インターリーブするスキャンの数を減らして、サンプリングされていない空間的位置には補間値を入れる。最低限、1つのパターンによるデータセットのみを用いて、得られていないサンプルは補間する。図4bは、補間を行う一方法を示す。 P_1 サブサンプリングパターンを図の左側に示し、取得されたサブサンプルは $X_1 - X_4$ として示した。得られていない「O」サンプルを補間する一方法は、
 $O_1 = AVG\{X_1, X_3\}$
 を計算して、 X_1 と X_3 から O_1 を計算することである。

補間された O_1 値を X_2 の値で使い、

$$O_2 = AVG\{O_1, X_2\}$$

により O_2 の値を計算する。

同様に、 X_2 と X_4 を用いて、 O_4 の値を

$$O_4 = AVG\{X_2, X_4\}$$

により計算し、 X_3 と O_4 を用いて、 O_3 の値を

$$O_3 = AVG\{X_3, O_4\}$$

により計算する。

得られていないマトリックス中のその他の値は、補間及び/又は外挿により同様に求められる。

【0017】

図の右側の P_2 パターン中の得られていない値は、同様に、補間により求められる。 X_1 と X_3 を用いて O_1 の値を計算する； O_1 と X_2 を用いて O_2 の値を計算する； X_2 と X_4 を用いて O_3 の値を計算する； O_3 と X_3 を用いて O_4 の値を計算する。

【0018】

サブサンプリングされ補間されたボリウム又はサブサンプリングされインターリーブされたボリウムを用いるかどうか決定する時、同じ空間的位置における実際に取得した値と補間した値との比較をする。例えば、パターン P_1 から求めた3次元データセットの補間された O_2 の値を、パターン P_2 から求めた3次元データセットの取得された X_2 の値と比較する。値がほとんど同じである場合、これは、2つの3次元データセットの取得時の間に大きな動きが無かったことを示す。このように、パターン P_2 データセットの実際に取得したサンプル $X_1 - X_4$ は、パターン P_1 の3次元データセットのデータ値によりインターリーブできる。本例では、これは、 P_1 の O_0 値に対して P_2 の X_1 値を用い； P_1 の O_2 値に対して P_2 の X_2 値を用い； P_1 の O_5 値に対して P_2 の X_3 値を用い； P_1 の O_6 値に対して P_2 の X_4 値を用いることにより行う。ソース3Dデータセットとデスティネーション3Dデータセットとの間に動きがなければ、他のパターンで取得した他の3Dデータセットの他の取得値を、同様にインターリーブできる。

【0019】

他方では、 P_2 データセットの X_2 の、 P_1 データセットの補間値 O_2 との比較が大きな違いを示す場合、2つの3Dデータベースの取得時の間に動きがある。その場合、すべての「O」値を補間及び/又は外挿した P_1 データセットを表示に用いて、3次元画像における歪みとぼやけ (blurring) を最小化する。

【0020】

本発明の実施形態では、3次元表示のために補間データまたはインターリーブデータを用いるか否かの決定は、画像全体に対して行うのではなく、ピクセルごとに行う。超音波

10

20

30

40

50

画像は、その画像の全体ではなく一部にだけ動きがあると期待できる。例えば、胎児の3次元画像化を行い、画像化中に胎児がじっとしている場合、表示されている胎児の領域はほとんど動かない。したがって、動かない領域の表示点は、比較した場合、解像度が高い画像を作成するため、複数の3次元スキュンの表示点をインターリーブできることが分かる。しかし、胎児の心臓は常に拍動しており、時間的に異なるスキュンの表示点を比較すると、胎児の心臓の表示点の動きが分かる。このように、補間を用いて画像中の胎児の心臓領域を表示する。用いる取得データはすべて同じ3次元スキュンのものであり、時間的に異なる複数のスキュンのものではないからである。こうすると胎児の心臓を最もよい画質で、動きによるゆがみ無しに見ることができ、一方、3次元画像の残りの部分は、連続した複数のスキュンで求めたデータポイントをインターリーブする。3次元表示の各領域は、表示ボリュームの各点で、補間した表示データを用いるかインターリーブした表示データを用いるか、表示点ごとに決定することにより、最高の表示画質を得るように最適化される。

【0021】

本発明の3次元表示技術を用いて、心臓の拍動のような反復的な動きがある臓器を画像化する場合、スキュンパターンは動きのサイクルに、心臓の場合には心拍に対して同期していても同期していなくてもよい。図5aと図5bに非同期スキュンパターンと同期スキュンパターンとを示した。図5aにおいて、順次繰り返す4つのスキュンパターン P_1 ないし P_4 により、心臓を3次元で画像化する。パターンのシーケンスの上にある垂直線は、連続する各R波(R-wave)の生起をマークしたものである。R波間の時間は1回の心拍の間隔である。この例では、心周期の6分の1ごとに、粗くサンプリングしたボリュームデータセットを取得する。心拍ごとに6回の取得をする。シーケンスパターン $P_1 - P_4$ の後、そのシーケンスを繰り返す。心臓は常に動いているので、連続して取得したデータセットはインターリーブしない。心周期の各フェーズにおいて心臓は異なって見えるからである。その場合、粗くサンプリングする各パターンは、補間値で穴埋めされ、心周期のフェーズを表示する。連続した2つ以上のスキュンパターンの取得中に大きな動きが無いくらい速くスキュンパターンを取得する場合、そのスキュンパターンのデータ点はインターリーブされる。さらに、心拍が規則的であり、各心拍中に心臓が同じ動き経路をたどる場合、異なる心周期の同じフェーズのデータ点を結合(combine)することも可能である。例えば、第1の心拍の第1のフェーズに用いるパターンは P_1 パターンであり、第2の心拍の第1のフェーズに用いるパターンは P_3 パターンである。心拍が規則的な場合、補間値と2回の取得で得られた取得値の比較により、第1のフェーズでの取得ごとに、心臓が同じ位置にあり、第1の P_1 パターンと第2の P_3 パターンから取得したデータ値をインターリーブできる。その他のまだ得られていない値は補間できる。これにより、単にすべて補間値を用いるより、よい画質が得られる。同様に、第1の心周期の第2のフェーズで取得した P_2 パターンの値を、第2の心周期の第2のフェーズの P_4 データ値とインターリーブしてもよい。このように、図5aの取得シーケンスは、反復的な心臓の動きに対して、完全に補間された3次元画像として、又は2つのデータパターンがインターリーブされ、残りのデータ点が補間された画像として、表示される。

【0022】

図5bは、第2のパターンシーケンスを示す。これは、各心周期の取得は、シーケンスの次のパターンで始まる。図から分かるように、 P_1 パターンが第1の心周期の第1のフェーズに対して用いられ、 P_2 パターンが第2の心周期の第1のフェーズに対して用いられ、 P_3 パターンが第3の心周期の第1のフェーズに対して用いられ、 P_4 パターンが第4の心周期の第1のフェーズに対して用いられる。心臓の動きが反復的である場合、異なる4つの取得パターンの取得データから完全な3次元データセットをインターリーブできる。表示される各心拍の3次元心臓画像は、補間無しで、完全に取得データ値から得られる。心周期の各フェーズにおいて、同様に高画質な画像を形成できる。第5の心周期において、第1の心周期の P_1 パターンデータは、新しいパターンデータを用いた取得データで置き換えられ、画像が更新される。

【 0 0 2 3 】

図 5 a と図 5 b の各取得シーケンスにおいて、3 次元画像表示レートは、補間、インターリーブ、または両者の組み合わせのうちどれが用いられるかにかかわらず、粗くサンプリングした各ボリューム $P_1 - P_4$ の取得に用いられる取得レートである。言うまでもなく、上記の例では異なる 4 つのスキャンラインパターン $P_1 - P_4$ を用いるが、実施形態によっては、用いるスキャンラインパターンの数はこれより多くても少なくてもよい。

【 0 0 2 4 】

図 6 は、本発明の好ましい実施形態を示し、マルチライン取得を用いる恩恵を受けるものである。既知の通り、マルチラインでは、1 つの送受信期間中に複数のスキャンラインからデータを受け取れる。図 6 において、太字の「X」は、4 × マルチラインで取得される 4 つのスキャンラインを表す。太字でない「X」は、表示されたパターンにおいて取得がされていない空間的位置を示す。この例では、ビームを送信して、隣接する 4 つのスキャンラインの各グループに高周波の音波を当て、4 つのすべてのスキャンラインからエコーデータを同時に受信する。次に、マルチラインビームフォーマ 18 は、4 つの隣接するスキャンラインを同時に処理および作成する。例えば、米国特許第 6,482,157 号（ロビンソン）を参照されたい。1 つの送信ビームで隣接するスキャンラインに高周波の音波を当てるのではなく、例えば米国特許第 7,537,567 号（Jago 等）に記載されたように、方向が異なる 4 つの送信ビームを同時に送信して、一が異なる 4 つのスキャンラインに同時に高周波の音波を当てて受信する。図 6 は、P1 パターンのマルチラインによる実施形態を示す。ここでは、隣接する 4 つのスキャンラインのグループを取得し、他の 4 つのスキャンラインのマルチライン取得を行う前に、4 つのうち 3 つのグループをスキップする。4 × マルチラインでは、マルチラインを用いないで 3 次元データセットを取得する時間の 4 分の 1 の時間で、3 次元データセットを取得でき、それにより表示のフレームレートを 4 倍に上げることができる。図 4 a と図 4 b の例として、異なるマルチラインパターンを順次用いて、ボリューム領域の粗いサブサンプリングを行い、次にデータのインターリーブ又は補間又は両者を行い、ボリューム取得レートで新しい表示画像を作成する。

10

20

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(74)代理人 100135079

弁理士 宮崎 修

(72)発明者 ブラター, デイヴィッド

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

(72)発明者 ワトキンス, スティーヴン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

(72)発明者 マーティン, ウィリアム

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2007-313199(JP, A)

特開2008-079885(JP, A)

特表2009-540911(JP, A)

特開2004-160156(JP, A)

特開2009-225948(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	高容量率心脏三维超声诊断成像		
公开(公告)号	JP5844353B2	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	JP2013511754	申请日	2011-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	プラターデイヴィッド ワトキンススティーヴン マーティンウィリアム		
发明人	プラター,デイヴィッド ワトキンス,スティーヴン マーティン,ウィリアム		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5253 A61B8/543 G01S7/52034 G01S7/5208 G01S7/52087 G01S7/52092 G01S7/52095 G01S15/8915 G01S15/8925 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	伊藤忠彦 宮崎修		
优先权	61/348313 2010-05-26 US		
其他公开文献	JP2013526390A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

3D超声诊断成像系统以3D帧显示速率产生3D心脏图像，其等于3D图像数据集的采集速率。通过分离的扫描光束对被成像的体积心脏区域进行稀疏子采样。根据图像场中的运动的存在，用内插值填充光束之间的空间位置或者与来自其他3D扫描间隔的获取数据值交织。使用多个不同的光束扫描图案，其中不同的光束扫描图案具有不同的空间位置，其中光束位于其中并且光束被省略。可以连续地重复一系列不同的光束扫描线图案，或者序列的图案与心脏相位同步，使得在N个心跳的序列上，通过N个不同的扫描线图案扫描相同的相应相位。

(21) 出願番号	特願2013-511754 (P2013-511754)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年4月25日 (2011. 4. 25)		コーニンクレカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2013-526390 (P2013-526390A)		ヴェ
(43) 公表日	平成25年6月24日 (2013. 6. 24)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/051785		N. V.
(87) 国際公開番号	W02011/148275		オランダ国 5656 アーエー アイ
(87) 国際公開日	平成23年12月1日 (2011. 12. 1)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成26年4月22日 (2014. 4. 22)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/348, 313		NL-5656 AE Eindhove
(32) 優先日	平成22年5月26日 (2010. 5. 26)		n
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重
		(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦