

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-526451  
(P2006-526451A)

(43) 公表日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
<b>G O 1 S 7/52 (2006.01)</b>	H O 4 N 5/31	5 C O 2 4
<b>G O 1 S 15/89 (2006.01)</b>		

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

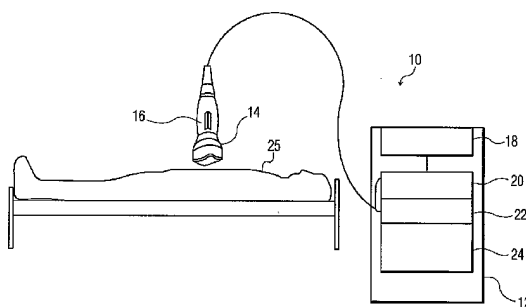
(21) 出願番号	特願2006-508469 (P2006-508469)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
(86) (22) 出願日	平成16年5月27日 (2004.5.27)	(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(85) 翻訳文提出日	平成17年12月2日 (2005.12.2)	(74) 代理人	100091214 弁理士 大貫 進介
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/050793		
(87) 国際公開番号	W02004/106970		
(87) 国際公開日	平成16年12月9日 (2004.12.9)		
(31) 優先権主張番号	60/475,300		
(32) 優先日	平成15年6月3日 (2003.6.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 旋回3次元超音波表示の振動対象との同期化

(57) 【要約】

旋回又は回転するボリュームレンダリング3次元超音波画像(76)を、鼓動する心臓又は呼吸する肺といった振動超音波対象(72)の振動と同期させる2次元モニタ(40)用の超音波画像表示方法及びシステムである。本発明は、3次元空間で容積超音波画像(76)を繰り返し旋回するための旋回命令を有する。振動周波数測定命令(108)は、振動超音波対象の振動周波数を測定する。同期化命令(118)は、所定の点において、回転(110)の繰り返しの開始が振動の開始と一致するよう対象の反復回転を、振動周波数と同期させる。容積超音波画像表示(76)は、ライブ表示、可変静的表示、及び連続再生が可能な予め記録された表示のオプションを提供する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

振動超音波対象の 3 次元超音波画像を表示する方法であって、

前記振動超音波対象の振動を表示する、該振動超音波対象の容積超音波画像を形成する段階と、

開始向きから回転期間を通して、前記容積超音波画像を回転する段階と、

前記容積超音波画像の前記回転期間の開始を、前記振動超音波対象の振動の開始と一致させるよう同期させる段階と、

前記振動超音波対象を、前記振動超音波対象の前記容積超音波画像の 3 次元認識を提示するために 2 次元ディスプレイ上に表示する段階と、

を有する方法。

10

## 【請求項 2】

前記回転段階は、開始旋回向きから旋回サイクルを通して、前記容積超音波画像を旋回する段階を更に有し、

前記旋回サイクルは、前記振動超音波対象を前記開始旋回向きに戻す請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 3】

複数の 3 次元方向から前記容積超音波画像を制御可能に表示する段階を更に有する請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 4】

20

鼓動する心臓の容積超音波画像を形成する段階を更に有し、

前記振動は、前記心臓の鼓動に対応する請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 5】

リアルタイムのボリュームレンダリング超音波画像として前記鼓動する心臓を制御可能に表示する段階を更に有する請求項 4 記載の方法。

## 【請求項 6】

前に記録されたボリュームレンダリング超音波画像として前記鼓動する心臓を制御可能に表示する段階を更に有する請求項 4 記載の方法。

## 【請求項 7】

静的ボリュームレンダリング超音波画像として前記鼓動する心臓を制御可能に表示する段階を更に有する請求項 4 記載の方法。

30

## 【請求項 8】

前記静的超音波画像は、静的に可変の回転表示を有し、

前記鼓動する心臓の前記画像の向きが、鼓動におけるある点における前記心臓の段階に対応するよう前記心臓を可変に且つ静的に表示する段階を更に有する請求項 7 記載の方法。

## 【請求項 9】

10 Hz 以上のレートで前記心臓の前記静的可変表示をボリュームレンダリングする段階を更に有する請求項 8 記載の方法。

## 【請求項 10】

40

3 次元位置決め制御システムを用いて前記心臓の前記静的可変表示の視野を制御可能に変更する段階を更に有する請求項 8 記載の方法。

## 【請求項 11】

リアルタイム容積超音波画像として前記振動超音波対象の前記容積超音波画像を形成する段階と、

記録された容積超音波画像を形成するよう前記振動超音波対象の前記回転する容積超音波画像を記録する段階と、

を更に有し、

前記記録された容積超音波画像は、前記記録の繰り返される連続的な再生は、前記振動超音波対象の連続振動表示として現れる特性を有する、請求項 1 記載の方法。

50

## 【請求項 1 2】

振動超音波対象の 3 次元超音波画像を表示するシステムであって、  
前記振動超音波対象の振動を表示する、該振動超音波対象の容積超音波画像を形成するための容積超音波画像形成命令と、  
開始向きから回転を通して、前記容積超音波画像を回転するための回転命令と、  
前記容積超音波画像の前記回転の開始を、前記振動超音波対象の振動の開始と一致させるよう同期させるための同期化命令と、  
前記振動超音波対象を、前記振動超音波対象の前記容積超音波画像の 3 次元認識を表示するために 2 次元ディスプレイ上に表示するための表示命令と、  
を有するシステム。

10

## 【請求項 1 3】

開始旋回向きから旋回サイクルを通して、前記容積超音波画像を旋回するための旋回命令を更に有し、  
前記旋回サイクルは、前記振動超音波対象を前記開始旋回向きに戻す請求項 1 2 記載のシステム。

## 【請求項 1 4】

複数の 3 次元方向から前記容積超音波画像を制御可能に表示するための表示命令を更に有する請求項 1 2 記載のシステム。

## 【請求項 1 5】

鼓動する心臓の容積超音波画像を形成するための形成命令を更に有し、  
前記振動は、前記心臓の鼓動に対応する請求項 1 2 記載のシステム。

20

## 【請求項 1 6】

リアルタイムのボリュームレンダリング超音波画像として前記鼓動する心臓を制御可能に表示するための表示命令を更に有する請求項 1 5 記載のシステム。

## 【請求項 1 7】

前に記録されたボリュームレンダリング超音波画像として前記鼓動する心臓を制御可能に表示するための表示命令を更に有する請求項 1 5 記載のシステム。

## 【請求項 1 8】

静的ボリュームレンダリング超音波画像として前記鼓動する心臓を制御可能に表示するための表示命令を更に有する請求項 1 5 記載のシステム。

30

## 【請求項 1 9】

前記静的超音波画像は、静的に可変の回転表示を有し、  
前記鼓動する心臓の前記画像の向きが、鼓動におけるある点における前記心臓の段階に対応するよう前記心臓を可変に且つ静的に表示する表示命令を更に有する請求項 1 8 記載のシステム。

## 【請求項 2 0】

10 Hz 以上のレートで前記心臓の前記静的可変表示をボリュームレンダリングするレンダリング命令を更に有する請求項 1 9 記載のシステム。

## 【請求項 2 1】

3 次元位置決め制御システムを用いて前記心臓の前記静的可変表示の視野を制御可能に変更するための制御命令を更に有する請求項 1 9 記載の方法。

40

## 【請求項 2 2】

リアルタイム容積超音波画像として前記振動超音波対象の前記容積超音波画像を形成するための画像形成命令段階と、  
記録された容積超音波画像を形成するよう前記振動超音波対象の前記回転する容積超音波画像を記録するための記録命令と、  
を更に有し、

前記記録された容積超音波画像は、前記記録の繰り返される連続的な再生は、前記振動超音波対象の連続振動表示として現れる特性を有する、請求項 1 2 記載のシステム。

## 【請求項 2 3】

50

振動超音波対象の3次元超音波画像を表示するための超音波画像同期化システムを形成する命令を含む記憶媒体であって、

前記超音波画像同期化システムは、

前記振動超音波対象の振動を表示する、前記振動超音波対象の容積超音波画像を形成するための容積超音波画像形成命令と、

開始向きから回転を通して、前記容積超音波画像を回転するための回転命令と、

前記容積超音波画像の前記回転の開始を、前記振動超音波対象の振動の開始と一致させるよう同期させるための同期化命令と、

前記振動超音波対象を、前記振動超音波対象の前記容積超音波画像の3次元認識を表示するために2次元ディスプレイ上に表示するための表示命令と、

を有する記憶媒体。

10

【請求項24】

リアルタイム容積超音波画像として前記振動超音波対象の前記容積超音波画像を形成するための画像形成命令段階と、

記録された容積超音波画像を形成するよう前記振動超音波対象の前記回転する容積超音波画像を記録するための記録命令と、

を更に有し、

前記記録された容積超音波画像は、前記記録の繰り返される連続的な再生は、前記振動超音波対象の連続振動表示として現れる特性を有する、請求項22記載の記憶媒体。

【請求項25】

20

振動超音波対象の3次元超音波画像を表示する方法であって、

前記振動超音波対象の振動を表示する、該振動超音波対象の容積超音波画像を形成する段階と、

開始向きから回転期間を通して、前記容積超音波画像を回転する段階と、

を有する方法。

【請求項26】

前記回転段階は、開始旋回向きから旋回サイクルを通して、前記容積超音波画像を旋回する段階を更に有し、

前記旋回サイクルは、前記振動超音波対象を前記開始旋回向きに戻す請求項25記載の方法。

30

【請求項27】

複数の3次元方向から前記容積超音波画像を制御可能に表示する段階を更に有する請求項25記載の方法。

【請求項28】

鼓動する心臓の容積超音波画像を形成する段階を更に有し、

前記振動は、前記心臓の鼓動に対応する請求項25記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムと、その動作方法に係り、特に、旋回 (swiveling) 又は回転する3次元超音波画像を、振動超音波対象の振動と同期させる方法及びシステムに係る。

40

【背景技術】

【0002】

診断超音波機器は、音エネルギーを人間の体内に送信し、心臓、肝臓、腎臓等の組織及び臓器から反射する信号を受信する。血流パターンは、血液細胞の動作によるドップラーシフト又は時間領域相互関係から得られる。これらは、反射された音波を形成し、一般的に、カラーフローイメージング又はカラー速度イメージングとして周知である2次元形式で表示され得る。一般的に、心臓又は血管壁といった構造の反射成分の振幅は、より低い絶対速度を有し、20 dB乃至40 dB (10 - 100倍) 分、血液細胞による反射成分

50

より大きい。

【0003】

一般的に、超音波システムは、パルスを複数の経路に亘って放射し、その複数の経路上で対象から受信したエコーを、超音波データを生成するよう使用する電気信号に変換し、その超音波データから超音波画像が表示可能である。超音波データがそこから生成される生データを得る処理は、一般的に、「走査」、「掃引」、又は「ビームのステアリング」と称する。

【0004】

リアルタイム超音波検査法は、走査が行われている間的高速連続形式での超音波画像の提示を意味する。走査は、機械的（1つ以上の振動子素子を物理的に振動させることによって）、又は、電子的に行われる。圧倒的に、現代の超音波システムにおける最も一般的なタイプの走査は電子的であり、ここでは、線状に配置された振動子素子の群（「アレイ」と称する）が電気パルスのセットによって励起される。1つの素子につき1つのパルスで、掃引動作を構成するようタイミングが計られる。

10

【0005】

超音波システムにおいて最も必要とされる特徴の1つは、3次元対象の外観を有する画像を提示する能力である。そのような画像は、3次元データマトリクスから生成される。このデータの容積は、3次元である見かけを有する画像を2次元面上での表示のために作成するよう処理される。このような処理は、一般的に、レンダリングと称する。

【0006】

幾つかの3次元最適化超音波システムが利用可能であるが、今日最もよく市販される超音波システムは、平面の2次元画像のみを表示し、1次元アレイプローブから走査データを収集する。フィリップス・メディカル・システムズ（PHILIPS MEDICAL SYSTEMS）から販売されるSONOS 5500は、1つのそのようなシステムの一例である。幾つかのSONOS 5500を含む市販されるシステムは、「オフライン」後処理に支援されて3次元超音波画像を生成可能である。これを行うために、プローブの位置が走査フレーム間の間で並進又は回転される間に、一定間隔の平面2次元掃引のシーケンスが集められる。後処理操作は、各2次元走査平面に対して収集した位置情報を用いて3次元データセットを再構成する。結果として得られる3次元データセットは、レンダリング画像として、一般的には、別個のワークステーション上に、任意の様々な周知の演算集約レンダリング技術を用いて表示される。更に、リアルタイムレンダリング及び表示ワークステーションは、超音波走査器と一体化され1つのシステムにされ得る。例えば、ボリュメトリックス社（VOLUMETRICS, Inc.）が、そのようなシステムを製造している。

20

30

【0007】

真の3次元容積超音波システムと、3次元画像を生成する2次元超音波システムの両方において、結果として得られる3次元超音波画像を表示する効果的な方法を有することが必要である。残念ながら、超音波画像を表示する最も一般的な方法は、コンピュータモニタを介してであり、これは、一般的に2次元の平らなスクリーンである。2次元コンピュータモニタディスプレイ上では、3次元特性は、様々な要因から失われてしまう。1つのそのような要因は、観察者の視野方向に沿った対象の一部分のオクルージョン又は妨害である。視覚的なオクルージョンによって、超音波画像の非常に重要な面が、視界から遮られてしまう。これにより、3次元超音波画像によって表示される情報の理解は完全ではなくなる。

40

【0008】

2次元コンピュータモニタ上での3次元超音波画像の表示に伴う別の問題は、幾つかの対象は、3次元超音波画像として表示されると単純に異なるように見えるという現象に関する。このようなシステムが実際に何を表示しているのかをより完全に理解できるようにしなければならないので、3次元超音波画像を単純に2次元コンピュータモニタ上で表示することは、多くの診断のためには不十分である。画像を何らかの方法で操作する能力が

50

ない限り、容積超音波画像が、画像中に存在する恐らく重要な情報の全てを観察者に伝えない方の可能性がずっと高い。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明では、従来の超音波画像システムディスプレイに関連付けられる不利点及び問題を実質的に排除又は低減する、旋回する3次元超音波表示を振動超音波対象と同期させる方法及びシステムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の1つの面では、振動超音波対象の3次元超音波画像を表示する方法であって、振動超音波対象の容積超音波画像を形成する段階を有する。この容積超音波画像は、振動超音波対象の振動を表示する。この方法は、開始向きから回転又は旋回サイクルを通して、容積超音波画像を旋回する又は回転する。この処理は更に、容積超音波画像の旋回期間の開始を、振動超音波対象の振動の特定の位相と一致させるよう同期させる。

10

【0011】

本発明の技術的な利点は、観察者に可変の表示を提示することによって2次元ディスプレイ又はモニタ上での3次元容積超音波画像の認識を有意に改善する。可変表示は、観察者が、本発明を用いなければディスプレイの2次元特性によって視界からふさがれる又は遮られ得る容積超音波画像の向きを見ることを可能にする。本発明の更なる技術的な利点は、旋回サイクルの開始を、振動超音波対象の振動の開始と一致させる能力を有する点である。例えば、振動超音波対象は、医者が超音波解析を行うことを所望する人間の心臓であり得る。本発明の超音波イメージングシステムは、例えば、鼓動する人間の心臓の完全な容積的な又は3次元の画像を提示することが可能である。鼓動する人間の心臓のボリュームレンダリングの最大限の利点を抽出する医師の能力を高めるために、3次元表示は、心拍レートに対応する期間に応じて超音波心臓画像を旋回する。この旋回期間を心拍レートと同期させることによって、連続的なより容易に解析される表示結果が得られる。このような改良された表示の利益は、心臓の機能のより完全な理解であり得る。このより完全な理解は、任意の心臓に関連する疾患の正確な診断の確率を増加する。

20

【0012】

本発明の更なる技術的利点は、旋回期間を振動超音波対象の振動レートと同期させることは、追加の機器又は有意なシステム変更費用がかかるといえる点である。超音波画像のフレームレート、旋回サイクルの全時間、及び振動の期間を決定することによって本発明は、同期された旋回表示及び超音波対象振動を、一体化された表現として提示することが可能である。この表現は、観察者の判断によって、記録画像、可変に制御可能な静的画像、及びライブ画像であり得る。可変に制御可能なモードは、ポーズ又はフリーズビデオ画像として現れる。この画像は、トラックボール又は類似の入力装置によって制御可能である。

30

【0013】

他の技術的利点は、以下の図面、説明、及び請求項から当業者には容易に明らかである。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明及び本発明の利点のより完全な理解のために、次に、添付図面と共に以下の説明を参照する。図面では、同様の参照番号は、同様の特徴を示す。

【0015】

本発明の好適な実施例及びその利点は、図1乃至7Gを参照することによって最良に理解できる。同様の参照番号を、様々な図面の同様及び対応する部分に対して用いる。

【0016】

図1は、本発明の好適な実施例により提示する概念を使用し得る超音波イメージングシ

50

ステム 10 の単純化されたブロック図を示す。当業者は、本願において説明する、図 1 に示す超音波イメージングシステム 10 とその動作方法は、一般的に、そのようなシステムの代表するものであり、任意の特定のシステムは、図 1 に示すシステムとは相当に異なる場合もあり得ることを理解するであろう。特に、そのようなシステムの構成及び動作の詳細において異なる場合もある。従って、超音波イメージングシステム 10 は、説明的及び例示的であり、本願又は請求項に記載する発明について制限するものではないと見なすべきである。

**【0017】**

ハードウェアの一部が特定の特徴を有することが所望される特定の状況において、これらの特徴は、以下の文においてより詳細に説明する。様々なこれらの機械のために必要な構造は、以下の説明に示し得る。本発明の教示内容に応じて変更され得る機械は、フィリップス・メディカル・システムズ・インターナショナル、GE メディカル・システムズ、及びシーメンズ・メディカル・システムズ、並びに、超音波機器の他の製造業者といった企業によって製造される機械を含む。

10

**【0018】**

超音波イメージングシステム 10 は、一般的に、超音波ユニット 12 及び接続される振動子 14 を有する。振動子 14 は、受信器 16 を有する。超音波ユニット 12 は、その中に組み込まれた送信器 18 及び関連付けられる制御器 20 を有する。制御器 20 は、タイミング及び制御機能を与えることによってシステムの全体制御を与える。以下に詳細に説明するように、制御ルーチンは、受信器 16 の動作を変更する様々なルーチンを有し、それにより、容積超音波画像をライブのリアルタイム画像、前に記録された画像、又は、観察及び解析のためにポーズ或いはフリーズされる画像として生成する。超音波ユニットは更に、超音波の送信及び受信を制御するイメージングユニット 22 と、モニタ（図 2 参照）上での表示を生成する画像処理ユニット 24 が設けられる。画像処理ユニット 24 は、3次元画像をレンダリングするためのルーチンを含む。

20

**【0019】**

フリーハンドイメージングの間に、ユーザは、振動子 14 を、制御された動作で対象 25 の上で動かす。超音波ユニット 12 は、イメージングユニット 22 によって生成された画像データを、制御器 20 によって生成された位置データと組み合わせ、それにより、モニタ（図 2 を参照）上でのレンダリングに適したデータのマトリクスを生成する。超音波イメージングシステム 10 は、汎用プロセッサ及び PC のようなアーキテクチャを使用して、画像レンダリング処理を画像処理機能と一体にする。その一方で、ステッチング及びレンダリングを行うよう ASIC の使用も可能である。

30

**【0020】**

図 2 は、本発明の好適な実施例による超音波システムのブロック図 30 である。図 2 に示す超音波イメージングシステムは、パルス発生器回路の使用のために構成されるが、任意の波形演算のために同様に構成されてもよい。超音波イメージングシステム 10 は、標準パーソナルコンピュータ（「PC」）タイプの構成要素の組み込みに適した集中化されたアーキテクチャを使用し、角度を介して送信器 28 からの信号に基づいて、超音波ビームを、周知の方法で走査する振動子 14 を有する。後方散乱した信号、即ち、エコーは、振動子 14 によって検出され、受信/送信スイッチ 32 を介して、信号調整器 34 に、その次にビーム形成器 36 に供給される。振動子 14 は、電子的にステア可能な 2次元アレイとして構成されることが好適である素子を有する。信号調整器 34 は、後方散乱超音波信号を受信し、これらの信号を、ビーム形成器 36 に供給する前に増幅及び形成回路によって調整する。ビーム形成器 36 において、超音波信号は、デジタル値に変換され、超音波ビームの方位角に沿った点からの後方散乱信号の振幅に応じてデジタルデータ値の「ライン」に構成される。

40

**【0021】**

ビーム形成器 36 は、デジタル値を、特殊用途向け集積回路（ASIC）38 に供給する。特殊用途向け集積回路は、モニタ 40 に供給されるビデオ表示のより助けとなる形に

50

デジタル値を変換するのに必要な主要な処理モジュールを組み込む。フロントエンドデータ制御器 4 2 は、ビーム形成器 3 6 からデジタルデータ値のラインを受信し、各ラインを受信した通りに、バッファ 4 4 の領域内にバッファリングする。デジタルデータ値のラインを蓄積した後、フロントエンドデータ制御器 4 2 は、中断信号を、バス 4 6 を介して、モトローラ (MOTOROLA) 社の Power PC であり得る共有中央処理演算ユニット (CPU) 4 8 に送り出す。CPU 4 8 は、ASIC 3 8 における各処理モジュールの個別の非同期動作を可能にするよう動作可能である手順を含む制御手順 5 0 を実行する。より具体的には、中断信号を受信すると、CPU 4 8 は、バッファ 4 4 内にあるデジタルデータ値のラインを、統一された共有メモリを構成するランダムアクセスメモリ (RAM) 5 4 における記憶のためにランダムアクセスメモリ (RAM) 制御器 5 2 に供給する。RAM 5 4 は更に、デジタルデータ値のラインを含む CPU 4 8 に対する命令及びデータも記憶する。データは、全て RAM 制御器 5 2 の制御下で ASIC 3 8 における個々のモジュール間で転送される。

10

**【0022】**

上述したように振動子 1 4 は、位置情報を生成するために送信器 2 8 に関連して動作する受信器 1 6 を組み込む。この位置情報は、制御器 2 0 に供給される (又は制御器 2 0 によって作成される)。制御器 2 0 は、位置データを周知の方法で出力する。位置データは、デジタルデータ値の記憶と併せて RAM 5 4 内に (CPU 4 8 の制御下で) 記憶される。

**【0023】**

制御手順 5 0 は、送信器 2 8、信号調整器 3 4、ビーム形成器 3 6、及び制御器 2 0 にタイミング信号を出力し、それにより、それらの動作を、ASIC 3 8 内のモジュールの動作と同期させるフロントエンドタイミング制御器 4 5 を制御する。フロントエンドタイミング制御器 4 5 は更に、バス 4 6 の動作と、ASIC 3 8 内の様々な他の機能を制御するタイミング信号も出す。

20

**【0024】**

上述したように、制御手順 5 0 は、フロントエンドデータ制御器 4 4 がデジタルデータ値のラインと位置情報を RAM 制御器 5 2 内に動かすよう CPU 4 8 を設定する。デジタルデータ値のラインと位置情報は、次に、RAM 5 4 内に格納される。CPU 4 8 が、デジタルデータ値のラインの転送を制御するので、画像フレーム全体が RAM 5 4 内に格納されるとそれを感知する。この時点で、CPU 4 8 は、制御手順 5 0 によって設定され、データは、走査変換器 5 8 による動作のために利用可能であることを認識する。従って、この時点において、CPU 4 8 は、処理のために RAM 5 4 内の 1 フレームのデータにアクセス可能であることを走査変換器 5 8 に知らせる。

30

**【0025】**

(RAM 制御器 5 2 を介して) RAM 5 4 内のデータにアクセスするために、走査変換器 5 8 は、CPU 4 8 に中断して、RAM 5 4 からデータフレームのラインを要求する。このようなデータは次に、走査変換器 5 8 のバッファ 6 0 に転送され、X-Y 座標系に基づいたデータに変換される。このデータが、制御器 2 0 からの位置データと結合されると、X-Y-Z 座標系でのデータマトリクスが得られる。4次元マトリクスを 4D (X-Y-Z-時間) データについて用いてもよい。この処理は、RAM 5 4 からの画像フレームの連続デジタルデータ値について繰り返される。結果として得られる処理されたデータは、表示データとして、RAM 制御器 5 2 を介して、RAM 5 4 内に戻される。表示データは、ビーム形成器 3 6 によって生成されるデータとは別個に格納される。CPU 4 8 及び制御手順 5 0 は、上述した中断手順を介して、走査変換器 5 8 の動作の完了を感知する。三菱のボリュームプロ (VOLUMEPRO) シリーズカードといったビデオプロセッサ 6 4 は、CPU 4 8 を中断し、CPU 4 8 は、RAM 5 4 からのビデオデータのラインをバッファ 6 2 内に供給することによって反応する。バッファ 6 2 は、ビデオプロセッサ 6 4 に関連付けられる。ビデオプロセッサ 6 4 は、ビデオデータを使用して、モニタ 4 0 上の 2次元画像として 3次元容積超音波画像をレンダリングする。

40

50

## 【0026】

図3は、本発明の処理を概念的に示す。この処理は、超音波伝搬から開始し、コンピュータ40上での容積超音波画像の表示まで続けられる。図3に示す例では、単一の頂点68にて共通に結合されるスライス66がある。しかし、これらのスライスにはばらばらであってもよい。スライス66における各走査線70は、他のスライスにおいてマッチングする（又は「インデックスが付けられる」）走査線を有する。同じ横位置を有する走査線70が、スライスのセット全体においてマッチングされることが好適である。このことを達成する1つの方法は、走査線に順繰りに番号を付けることによってスライスにおける走査線のそれぞれにインデックスを付けることである。そうすると、同じインデックス値を有する走査線70を容易にマッチングすることが可能である。

10

## 【0027】

容積3次元画像をレンダリングするために、マッチングされた走査線70の各セットのデータ点は、加算ルーチンを用いて線形に組み合わせられる。即ち、スライスセットにおける各スライスは、続く表示のために集合スライスを生成するために上方向に累積される。必要ではないが、各スライスにおけるデータ点は、例えば、ライン毎に、積和演算ルーチン（「MACルーチン」とも知られる）を使用して重み付けされることが好適である。

## 【0028】

図3は更に、本発明が特に有利な適用を有する容積超音波処理を用いて、例えば、人間の心臓72の超音波データの処理を示す。1つの実施例では、本発明は、データのボクセルマトリクス74を生成するよう振動子14の使用から生じるスライス66からのデータを瞬間的に処理するライブの3次元超音波アーキテクチャと共に特に有益に使用される。ボクセルマトリクス74は、フィリップス・メディカル・システムズによって製造されるSONOS 7500のスーパーコンピュータアーキテクチャといった強力なスーパーコンピュータアーキテクチャを使用して、僅かに50ミリ秒といった少量の時間において処理し、3次元超音波データをストリーミングする。この処理された超音波データは、リアルタイムの振動超音波対象を表示するようモニタ40画面上に現れ得る。

20

## 【0029】

本発明が共に動作するSONOS 7500といった3次元システムは、3000個の素子のアレイを有する振動子14と、進化型であるが依然としてPCに基づいた演算プラットフォーム、並びに、インタラクティブ画像操作及び使用するのが簡単なオペレータインタフェースを可能にする特別なソフトウェアを使用してデータを前処理する関連付けられるマイクロプロセッサを有する。3000個の素子を有するアレイは、例えば、心臓である超音波対象についてのデータを、容積として捕捉する。必要な数の水晶を有するようエッチングされる振動子水晶を、振動子素子を効率よくトリガさせるマイクロプロセッサ回路に組み合わせることによって、本発明が共に動作する超音波イメージングシステムは、150個のコンピュータボード以上の消費電力を抑制する。このようなアレイ及びマイクロプロセッサについての更なる詳細は、米国特許第5,997,479号、第6,013,032号、及び第6,126,602号に記載される。

30

## 【0030】

処理アーキテクチャは、容積データのリアルタイム生成を可能にするハードウェア及びソフトウェアの両方を有する。このPCに基づいた技術は、3次元画像の瞬間表示を支援する。この技術を用いて、超音波イメージングシステムは、3000個のチャンネルをSONOS 7500のメインフレームビーム形成器にリアルタイムで走査するために適用する。3次元走査変換器58は、ボクセルマトリクス74から画像76を生成するために一秒当たり0.3ギガボクセル以上の速度で処理する。

40

## 【0031】

従って、本発明のこの実施例は、周知の心エコー検査解析及び診断を高めるために、3次元ライブ超音波イメージング及び表示処理に用いられ得る。本発明が共に動作し得るシステムは、データが収集された直後の鼓動する心臓の3次元画像を生成及び表示する能力を有する。しかし、本発明は、データを収集するのに数秒間と、それを3次元超音波表示

50

として再構成するのに追加の時間を必要とし得る他のニアリアルタイム3次元システムとも動作し得る。そのようなシステムでは、心臓の3次元超音波画像につながるデータ収集は、心電図及び呼吸作用解析並びに診断に向けられ得る。

#### 【0032】

本発明が共に動作することが好適であるシステムは、幾つかの視野から心臓の解剖学的構造をオペレーターが見ることを可能にするために回転可能な心臓の完全な容積視野を供給する。画像は、心臓弁といった複雑な解剖学的特徴の断面図を得るようクロッピングされることも可能である。本発明を使用するのに好適な超音波システムは、患者の心臓の大きさ、形状、及び解剖学的関係についての情報を与えることも可能である。このようなシステムは、地元の病院及び大学のエコー研究室から個人診療室までの様々な範囲の医用環境

10

#### 【0033】

本発明が共に動作することが好適であるライブ容積超音波システムは、特に小児科における複雑な解剖学的特徴の改善された視覚化を提供する。一般的に小児科では、心臓内科医は、心臓の一部を別の部分に関連付けようとして様々な2次元平面を見ることによりかなり長い時間を費やす。本発明のシステムによるボリュームレンダリングは、改善されたより迅速な小児心臓の評価をもたらし得る。何故なら、医師は、心臓と周りの構造をより良好に視覚化することが可能だからである。

#### 【0034】

本発明の巡回表示と結合されるボリュームレンダリングは、観察者が、空間におけるデータセットを操作し、選択した視野を維持しながら画像を回転し、それにより、病理の構造上の向きに対し明瞭さが与えられることを可能にする。本発明によって与えられる、制御可能なライブ容積超音波イメージングと同期された巡回又は回転の組み合わせは、最も可能性が高く正しい解を与える視野をより迅速に得る可能性を高める。これは、本発明を用いなければ有することのない情報を観察者が有するからである。

20

#### 【0035】

同期された巡回表示とボリュームレンダリングの組み合わせは、初期の実験の間に、幾つかの他の潜在的な利点を示した。本発明は、心臓弁機能のより正確な評価を可能にし得る。ボリュームレンダリングされた3次元画像のリアルタイムの多くの及び変化する2次元表示を供給する能力は、カテーテル案内の際にも有用であり得る。更に、本発明の高められた表示は、領域的又は大域的心臓機能を評価するときの性能向上、並びに、データ収集及び解釈のために時間を短くすることによる生産性の向上を供給し得る。

30

#### 【0036】

図4は、コンピュータモニタ40の2次元画面といった2次元画面を用いてボリュームレンダリング3次元超音波画像を使用する試みを示す。図4が示すように、ボクセルマトリクス74は、人間の心臓72といった超音波対象の真のボリュームレンダリングとして作成された。モニタ40は、超音波イメージングシステム10によって区別がつけられて励起され且つ制御される画素78のアレイを有する。本発明の処理がなければ、オクルージョン及び不完全部が、3次元データ形式ボクセルマトリクス74を2次元モニタ40上に画像80として伝達する試みに伴う。これは、観察者82が、超音波イメージングシステム10が提供することのできる処理及びデータ捕捉の利点を十分に理解することを阻止してしまい得る。

40

#### 【0037】

従って、本発明は、奥行き認識及びボリュームイメージングの他の関連問題を解決する処理を提供する。奥行き認識問題を解決するために、本発明は、画像が完全にボリュームレンダリングされた超音波画像であるので、画像を、モニタ40上で様々な角度から可変に表示可能であるという事実を考慮に入れる。更に、本発明は、鼓動する心臓72といった振動対象では、その振動超音波対象の3次元認識を更に高めることが可能であることを認識する。従って、本発明は、超音波対象を観察し得る3次元空間における多くの角度と

50

、一部の超音波対象は、その性質として、揺動する、振動する、又はそうでなければ繰り返し或いは周期的に動くという事実を共にうまく利用する処理を提供する。この組み合わせは、容積超音波画像における旋回又は回転サイクルの超音波対象の振動又は脈を打つ動作との同期化をもたらす。

【0038】

従って、図5は、本発明の同期処理の例示的なフローチャートを与える。簡単に述べると、この方法は、振動超音波対象の容積超音波画像を形成する段階を有する。容積超音波画像は、振動する超音波対象の振動を表示する。この実施例では、表示は、容積超音波画像を開始向きから旋回又は回転サイクルを介し繰り返し回転する。この旋回又は回転は、開始向きに戻る。この処理は、振動対象の振動の開始と一致させるよう容積超音波画像の反復回転の開始を同期させる。

10

【0039】

処理100は、SONOS 7500といったシステム上で、段階102において、観察者がシステムの旋回動作表示を可能にしたかどうか判断することによって開始する。旋回処理が可能にされた場合にのみ、超音波画像システムは、同期化処理を使用する。同期化処理100は、段階104において所与の旋回サイクルについて再生されるべき振動の回数を計算することから始まる。これは、段階106における所与の超音波表示システムに対するヘルツでのフレームレート又は1秒当たりのフレーム数の決定を含む。次に、この処理は、段階108において、振動超音波対象の振動に含まれるフレームの数（即ち、シングルボリューム）を得る。処理は次に、段階110において、1つの振動を繰り返すのにかかる時間を秒で計算する。これは、1つの振動におけるフレームの数を、超音波表示システムの1秒当たりのフレーム数でのフレームレートで割ることによって行われる。

20

【0040】

処理は次に、段階112において、単一の3次元旋回サイクルについて振動表示を繰り返す回数を計算する。好適な実施例では、5秒間の公称時間が、旋回サイクル期間を生成するのに効果的且つ簡単であることが分かった。この段階において、適切なコンピュータ言語にあり得る丸め関数をこの処理に使用することによって、幾らかの丸めがこの処理において生じ得る。基本的に、この計算は、振動サイクルについてのフレームの数の値を、旋回サイクルについてのフレームの数に分割することが関連する。旋回サイクルの表示が、表示における最後の振動の終わりにおいて終端することを確実にするために、旋回サイ

30

【0041】

例えば、鼓動する心臓は、一拍当たり0.7秒の速度で脈を打つとする。4.9秒の間にはそのような拍動が7回起きる。従って、最後の拍動の終わりが、旋回サイクルの終わりに起きるようには、旋回期間は、4.9秒に設定される。従って、4.9秒において、容積超音波表示は、同じ開始向きに戻る。この実施例では、3次元旋回表示がアクティブであり得る3つのモードがある。これらのモードは、再生モード、フリーズモード、及びライブモードである。これらのモードに対する他の名前は、例えば、シネループモード、ポーズモード、又は収集モードであり得る。ライブモードでは、新しい容積超音波データの連続ストリームが、超音波イメージングシステム20上で表示される。この動作モードでは、更に、本発明は、後で表示され得るデータを収集してもよい。フリーズモードでは、ライブ又は再生モードが、表示のために停止される。これは、ビデオカセットレコーダのポーズ機能と同様である。この可変に制御可能なモードは、ポーズ又はフリーズされたビデオ画像として現れ、この画像は、トラックボール又は同様の入力装置によって制御可能である。再生モードでは、記録されたボリュームレンダリング超音波画像が、超音波イメージングシステム10に関連付けられるメモリから再生される。

40

【0042】

従って、本発明の処理100は、段階114において、超音波イメージングシステム10が動作するためにこれらのうちのどのモードを指示したか判断する。クエリ116によ

50

ってテストされるように、システムが再生モードで動作するよう指示される場合、処理フローは、段階118に進む。再生モードではない場合、クエリ120が、観察者が、フリーズモードで動作するよう超音波イメージングシステム10を指示したか否かテストする。フリーズモードで動作するよう制御された場合、処理フローは、段階122に進み、ここでは、10Hzの超音波画像レンダリングレートが確立される。フリーズモードで動作するよう制御されない場合、処理100は、クエリ24において、観察者が超音波イメージングシステム10をライブモードで動作するよう制御したか否かをテストする。ライブモードで動作するよう指示された場合、処理制御は、段階126に進み、ここでは、公称巡回サイクル長さが確立される。ライブモードで動作するよう指示されない場合、本発明のこの実施例は、クエリ116に戻るよう処理フローを制御する。しかし、今度は、クエリ116は、観察者が、超音波システム10を再生モードで動作するよう指示したというデフォルトを有する。

10

#### 【0043】

再生モードでは、処理の段階118は、1つの振動におけるフレームの数を計算する。段階128は、1つの巡回サイクルにおいて振動は何回再生されるべきか決定する。これは、設定された巡回期間の間にあてはまり得る完全な振動の総数を計算することによって決定される。従って、例えば、0.7秒かかる1つの振動は、5秒間の巡回期間の間に、全部で7回完全に繰り返され得、1秒だけ残る。又は、同等に、ぴったり4.9秒において、7回の完全な振動（即ち、7回の完全な周期的な心周期）が発生する。更に、処理は、段階130において、所望の巡回期間の継続時間を達成するために必要なフレームの数を計算する。このことは、1振動当たりのフレームの数を、巡回期間における振動の数によって乗算することによって単純に行われる。これは、巡回のために使用するフレームの数を決定する。従って、例えば、容積超音波表示が、20Hzのレートでレンダリングする場合、0.7秒の振動期間では、1振動当たり14個のフレーム（=20フレーム/秒×0.7秒/振動）であり得る。これは、巡回期間に98個のフレーム（=14フレーム/振動×7振動/巡回期間）を使用することを必要とする。従って、容積超音波画像の開始向きから完全な巡回範囲を通り、開始向きに戻るには、モニタ40上で超音波イメージングシステム10からの98個のフレームを使用すべきである。これは、全ての巡回期間が同じ向きから開始し終了することを確実にする。更に、巡回期間は、一意のフレームに対応する各位相が僅かに異なる視角で表示されるよう98個の位相に分割される。

20

30

#### 【0044】

ライブモードでは、超音波システムは、ライブ超音波データを収集する。これは、段階126におけるライブデータについてのデフォルトのフレーム数を使用し得る。これは、実際にライブの情報を収集するときの表示の単純化を可能にする。或いは、所与の振動について観察されるフレームの数は、上述したように同じ開始及び終了向きを実現する容積超音波画像表示を提供する目的に使用することが可能である。

#### 【0045】

ポーズモード、即ち、ライブ又はシネループモードが一時停止される間では、表示は、10Hzの期間で提示される。これは、観察者が容積超音波画像のアスペクト角の制御を有する可変に静止した表示であり得る。この巡回表示は、例えば、100ミリ秒のリフレッシュ間隔を有する5秒間に設定され得る。更に、フリーズモードでは、システムは、段階132においてライブモードで使用されるように公称巡回期間を使う箇所を決定する。

40

#### 【0046】

処理は更に、段階134において、3次元巡回角を制御する。例えば、この実施例では、水平範囲は、0度の垂直角度に対して+/-50度であり得る。更に、段階136において、この実施例は、モニタ上の巡回表示と振動の外観の両方を滑らかにする方法を供給する。巡回角及び表示を変更する他の方法があってもよい。更に、図5の処理は、例示的にすぎない。というのは、図5のフローチャートの段階に厳密ではなくても本発明の新規の概念を実施する多くの様々な方法があり得るからである。

#### 【0047】

50

本発明の利点を示すために、図 6 A 乃至 6 H、及び 7 A 乃至 7 G は、本発明の教示内容に従って、超音波画像旋回表示の振動対象との同期化を示す。図 6 A 乃至 6 H では、鼓動する人間の心臓 7 2 の一連の体積超音波画像が、振動する超音波対象として現れる。この例では、人間の心臓 7 2 は、1 拍動当たり 0.7 秒の速度で脈を打つ。従って、超音波イメージングシステム 1 0 が 20 Hz のレートにおいて容積超音波画像をレンダリングすると、各拍動は、14 フレームを消費する。従って、関連のある奇数フレームのみを示すに、図 6 A は、0.00 秒において発生するフレーム 1 における心臓の容積超音波画像を示す。図 6 B は、0.15 秒において発生するフレーム 3 における画像を示し、図 6 C は、0.25 秒において発生するフレーム 5 を示し、0.65 秒において発生するフレーム 13 の図 6 G まで進む。尚、図 6 H は、フレーム 15 を示し、これは、図 6 A のフレーム 1 と類似することに注目されたい。何故なら、人間の心臓 7 2 が新しい振動又は拍動を開始するからである。しかし、更に、画像 7 6 は旋回しているため、画像 7 6 の向き又は視野は変化されている。従って、図 6 A 乃至 6 G は、鼓動する人間の心臓の完全な振動又は拍動を示し、図 6 H は、新しい振動又は拍動の始まりを示す。

10

【0048】

図 7 A 乃至 7 G は、本発明の教示内容に従って、超音波画像旋回表示を振動対象との同期化に関連する。従って、図 7 A 乃至 7 G は、単一の旋回又は回転期間を通る人間の心臓の進展する画像を示す。1 つの完全な心拍についての 0.7 秒の期間と、5 秒間の最初の公称旋回期間とに基づいて、全体で 7 回の振動又は心拍 ( $= (5.0 \text{ 秒} / \text{旋回期間}) / (0.7 \text{ 秒} / \text{振動})$ ) が、旋回期間において必要となる。従って、図 7 A は、0.7 秒において終了する 7 回の心拍のうちの開始心拍を示す。図 7 B は、1.4 秒において終了する第 2 の心拍を示す。0.7 秒間隔で続けて、旋回回転は、4.9 秒における最後の心拍を示す図 7 G において終了する。

20

【0049】

尚、図 7 A 乃至 7 G の進展する図において、超音波対象の向きは変化する一方で、超音波対象のその振動における段階は、著しくは変化しない。しかし、前の図 6 A 乃至 6 H は、その鼓動の間に心臓弁の外観は著しく変化することを示す。尚、旋回期間の開始向きから旋回期間の終了向きまで著しく変化しない心臓の現象と、開始向きと終了向きの位置が実質的に同じであることは、容積超音波画像の記録及び記録された容積超音波画像の再生の両方において、有意な柔軟性を与える。

30

【0050】

本発明の 1 つの利点は、現行のハードウェア及びソフトウェアを、必要な画像を生成するために容易に変更可能であるという点である。例えば、SONOS 7500 にて既に利用可能である制御を用いて、本発明の好適な実施例による画像を、ハードウェアを変更することなく生成することができる。

【0051】

従って、本願に記載する本発明の実施例は、本発明の原理の適用の例示にすぎないことを理解すべきである。説明する実施例の詳細への参照は、請求項の範囲を制限することを意図するものではない。請求項は、本発明に必要不可欠であると考えられる特徴を引用する。

40

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図 1】本発明を使用し得る超音波診断システムの使用を示す図である。

【図 2】本発明の好適な実施例による超音波システムを示すブロック図である。

【図 3】超音波伝搬から開始し、コンピュータモニタ上の容積超音波画像の表示が続けられる本発明の処理を概念的に示す図である。

【図 4】本発明が取り組む処理である、3次元対象から2次元画像を作成する試みを説明する図である。

【図 5】本発明の同期化処理の例示的なフローチャートを与える図である。

【図 6】A 乃至 H は、超音波イメージングシステムが振動対象を表示し得るフレームのサ

50

ンプルを示す図である。

【図7】A乃至Gは、本発明の教示内容に従って超音波画像回転表示の振動対象との同期化を示す図である。

【図1】

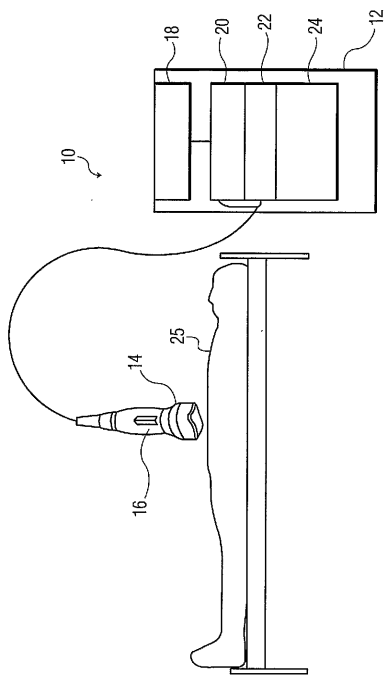


FIG. 1

【図2】

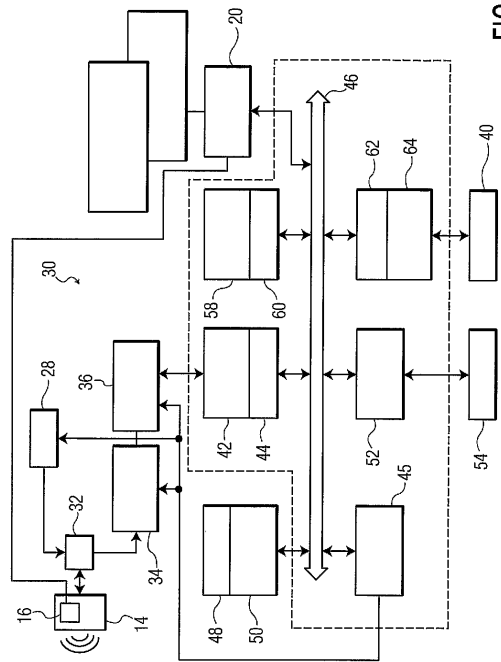


FIG. 2

【 図 3 】

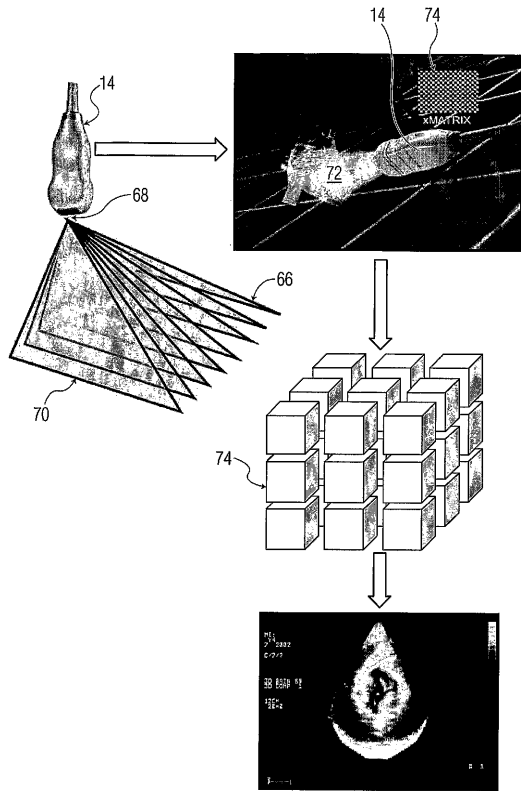


FIG. 3

【 図 4 】

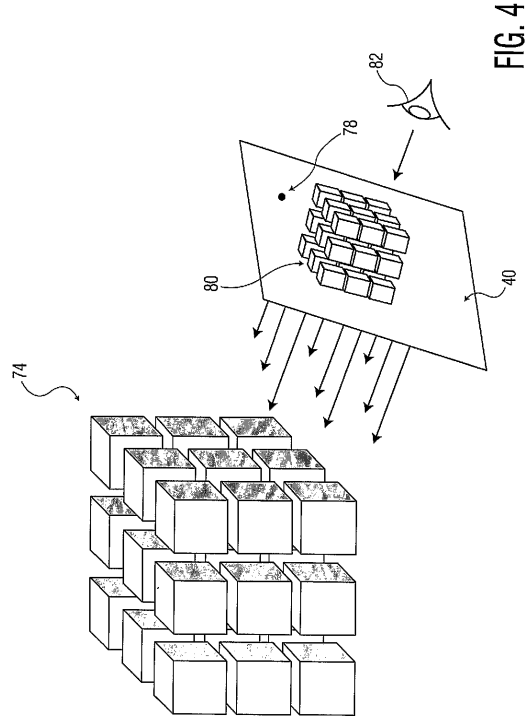


FIG. 4

【 図 5 】

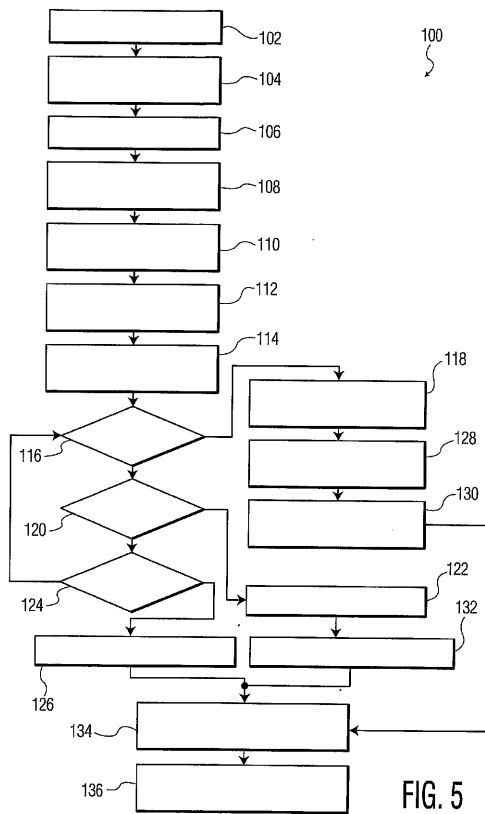
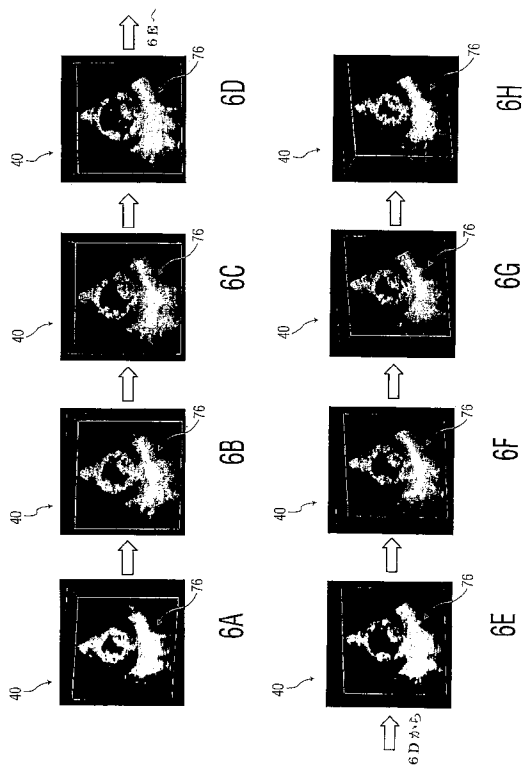
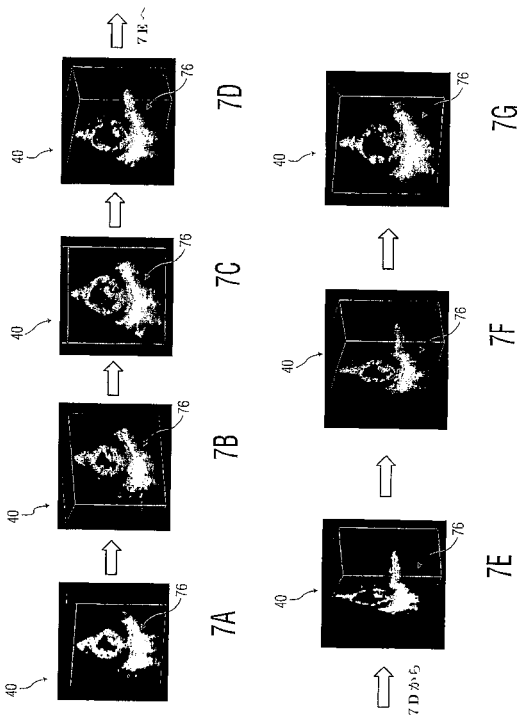


FIG. 5

【 図 6 】



【 図 7 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2004/050793

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 A61B8/14 A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01S A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 461 298 B1 (LARSEN JANPETER T ET AL) 8 October 2002 (2002-10-08) abstract column 12, lines 13-24 column 17, lines 37-55 column 19, lines 25-38	1-28
A	US 6 342 891 B1 (DUNNE KENNETH ET AL) 29 January 2002 (2002-01-29) the whole document	1-28
A	NELSON T R ET AL: "Three-dimensional ultrasound imaging" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 24, no. 9, December 1998 (1998-12), pages 1243-1270, XP004295279 ISSN: 0301-5629	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
10 August 2004	18/08/2004	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer  Willig, H	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2004/050793

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6461298	B1	08-10-2002	US 5964707 A	12-10-1999
			US 5842473 A	01-12-1998
			US 5562095 A	08-10-1996
			US 5454371 A	03-10-1995
			AT 195599 T	15-09-2000
			AU 2730495 A	19-01-1996
			CA 2193485 A1	04-01-1996
			DE 69518421 D1	21-09-2000
			DE 69518421 T2	01-03-2001
			EP 0766857 A2	09-04-1997
			JP 10502194 T	24-02-1998
			AT 213351 T	15-02-2002
			AU 7615496 A	19-06-1997
			CA 2238184 A1	05-06-1997
			WO 9720288 A1	05-06-1997
			DE 69619262 D1	21-03-2002
			DE 69619262 T2	17-10-2002
			EP 0862766 A1	09-09-1998
			JP 2000500679 T	25-01-2000
			WO 9600402 A1	04-01-1996
			GB 2308661 A ,B	02-07-1997
			CA 2277723 C	12-09-2000
			WO 9600425 A2	04-01-1996
EP 0997851 A2	03-05-2000			
US 6342891	B1	29-01-2002	AU 8097798 A	19-01-1999
			CA 2261227 A1	07-01-1999
			EP 0920639 A1	09-06-1999
			WO 9900675 A1	07-01-1999

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ティーレ, カール

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 ピー・オー  
・ボックス 3001

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE22 FF08 JC16 JC20 JC26 JC32 JC33 KK09  
KK22 KK44 LL04  
5C024 AX09 DX06 HX55 HX60 JX41

专利名称(译)	与三维超声显示器的摆动主体同步		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006526451A</a>	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2006508469	申请日	2004-05-27
[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		
[标]发明人	ティーレカール		
发明人	ティーレ,カール		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 A61B8/14 G06T11/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52087 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 H04N5/31		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK22 4C601/KK44 4C601/LL04 5C024/AX09 5C024/DX06 5C024/HX55 5C024/HX60 5C024/JX41		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/475300 2003-06-03 US		
其他公开文献	JP4855926B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种用于二维监视器(40)的超声图像显示方法,用于使摆动或旋转体积同步,使三维超声图像(76)与振动超声波物体(72)(例如跳动的心脏或呼吸肺)的振动同步它是一个系统。本发明具有用于在三维空间中重复地枢转体积超声图像(76)的旋转命令。振动频率测量命令(108)测量振动超声波物体的振动频率。同步命令(118)使物体的重复旋转与振荡频率同步,使得旋转开始(110)开始与预定点处的振荡开始一致。体积超声图像显示器(76)提供预先记录的显示选项,其能够进行实时显示,可变静态显示和连续再现。

