

(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2013-536720

(P2013-536720A)

(43) 公表日 平成25年9月26日(2013.9.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2013-526556 (P2013-526556)  
 (86) (22) 出願日 平成22年8月31日 (2010.8.31)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年4月30日 (2013.4.30)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2010/002146  
 (87) 国際公開番号 W02012/028896  
 (87) 国際公開日 平成24年3月8日 (2012.3.8)

(71) 出願人 513021420  
 ビーケー メディカル エービーエス  
 デンマーク、ディーケー-2730 ヘア  
 レウ、ミレパーケン 34  
 (74) 代理人 100104411  
 弁理士 矢口 太郎  
 (72) 発明者 バッジ、ジャン ピーター  
 デンマーク、ディーケー-3660 ステ  
 ンローズ、クローバーヴァンゲン 19  
 ギャンローズ  
 Fターム(参考) 4C601 BB03 DD18 DD19 DE10 EE12  
 EE14 FE09 GB04 GB06 HH14  
 HH38 KK12 KK19 KK23 KK25  
 KK41 KK45 KK47

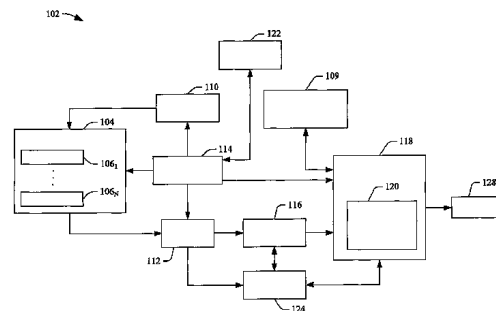
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2次元超音波画像の3次元表示

(57) 【要約】

【解決手段】 方法は、少なくとも2つの交差する2次元走査平面に基づいて単一3次元透視若しくはアクソノメトリック画像を生成する工程を含む。レンダリングエンジン(118)は、少なくとも2つの交差する2次元走査平面に基づいて、単一3次元透視画像を生成する表示プロセッサ(120)を含む。超音波イメージングシステム(102)は、少なくとも2つの1次元振動子アレイを含み、各1次元振動子アレイは異なり且つ交差する走査平面に対応するエコーを受信する振動子アレイ(104)と、モニター(128)表示用フォーマットに前記エコーを走査変換する走査変換器(116)と、前記交差走査平面を結合して単一3次元透視画像を形成する表示プロセッサ(120)とを含む。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

方法であって、

少なくとも 2 つの交差する 2 次元走査平面に基づいて、単一 3 次元透視画像またはアクリノメトリック(軸測投影図法の)画像を生成する工程を有する方法。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の方法において、前記交差する 2 次元走査平面は超音波エコー画像であり、B モード、カラーフロー、エラストグラフィ(Elastographic)、コントラストハーモニック(Contrast Harmonic)、または組織学的情報のうちの少なくとも 1 つを提供するものである方法。

10

## 【請求項 3】

請求項 1 または 2 のいずれかに記載の方法において、前記交差する 2 次元走査平面は、双方向超音波振動子(biplane ultrasound transducer)の異なる 1 次元アレイによって同時に取得されるものである方法。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の方法において、前記交差する 2 次元走査平面は、前記走査平面のための走査線が交互に取得されるインタリーブ方式で取得されるものである方法。

## 【請求項 5】

請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の方法において、前記走査平面は、合成開口、平面波イメージング(plane-wave imaging)、または高度な画像再構成技術を使用して取得されるものである方法。

20

## 【請求項 6】

請求項 3 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の方法において、前記双方向振動子は、10 ~ 200 Hz のフレームレートのエコーを取得するように構成されるものである方法。

## 【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の方法において、さらに、

前記少なくとも 2 つの交差する 2 次元走査平面の間の角度を決定する工程と、

前記角度に基づいて前記走査平面を互いに対向するように配向させることにより前記単一 3 次元透視画像を生成する工程と

を有するものである方法。

30

## 【請求項 8】

請求項 7 記載の方法において、前記角度は約 90 度である方法。

## 【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 記載の方法において、さらに、

前記走査平面が交差する、前記走査平面内の交差領域を決定する工程と、

前記走査平面を前記交差領域で結合することにより前記単一 3 次元透視画像を生成する工程と

を有するものである方法。

## 【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 記載のいずれか 1 つに記載の方法において、さらに、

前記走査平面を生成するために使用されるデータが取得されたときリアルタイムで前記単一 3 次元透視画像を生成する工程を有するものである方法。

40

## 【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の方法において、さらに、

前記走査平面を格納する工程と、

前記格納された走査平面に基づいて所定の後続時点において前記単一 3 次元透視画像を生成する工程と

を有するものである方法。

## 【請求項 12】

請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 つに記載の方法において、さらに、

50

前記 3 次元透視画像を用いて、走査対象物における移動構造物の位置を追跡する工程を有するものである方法。

【請求項 13】

レンダリングエンジン (118) であって、  
少なくとも 2 つの交差する 2 次元走査平面に基づいて、単一 3 次元透視画像を生成する表示プロセッサ (120) を有するものであるレンダリングエンジン。

【請求項 14】

請求項 13 記載のレンダリングエンジンにおいて、前記 2 つの 2 次元走査平面は、超音波エコー画像であるレンダリングエンジン。

【請求項 15】

請求項 13 ~ 14 記載のレンダリングエンジンにおいて、  
前記少なくとも 2 つの交差する 2 次元走査平面の間の角度を特定する平面配向識別子 (206) と、  
前記少なくとも 2 つの交差する 2 次元走査平面が交差する交差領域を特定する交差領域識別子 (208) と、  
前記特定された交差領域において前記角度に基づいて前記少なくとも 2 つの交差する 2 次元走査平面を結合する平面結合器 (210) と  
を有するものであるレンダリングエンジン。

【請求項 16】

請求項 13 ~ 15 のいずれか 1 つに記載のレンダリングエンジンにおいて、前記走査平面の一方は、走査対象物または走査被験者を軸方向に切ったスライスを表し、前記走査平面の他方は当該対象物または被験者を異なる方向で切ったスライスを表すものであるレンダリングエンジン。

【請求項 17】

請求項 13 ~ 16 のいずれか 1 つに記載のレンダリングエンジンにおいて、前記 3 次元透視画像は、カラーフロー、エラストグラフィ、コントラストハーモニック、または組織学的情報のうちの 1 若しくはそれ以上のものと関連して表示されるものであるレンダリングエンジン。

【請求項 18】

請求項 13 ~ 17 のうちのいずれか 1 つに記載のレンダリングエンジンにおいて、前記表示プロセッサは、前記走査平面を生成するために用いられるデータが取得されるときリアルタイムでまたは事前格納された走査平面に基づいて、前記 3 次元透視画像を生成するものであるレンダリングエンジン。

【請求項 19】

請求項 13 ~ 18 のうちのいずれか 1 つに記載のレンダリングエンジンにおいて、前記レンダリングエンジンは、超音波スキャナーのコンソールの一部であるレンダリングエンジン。

【請求項 20】

超音波イメージングシステム (102) において、  
振動子アレイ (104) であって、少なくとも 2 つの 1 次元振動子アレイを含み、各 1 次元振動子アレイは異なり且つ交差する走査平面に対応するエコーを受信するものである、前記振動子アレイと、  
前記エコーをモニターへの表示用フォーマットに走査変換する走査変換器 (116) と  
、  
前記走査変換された交差する走査平面を結合して、単一 3 次元透視画像またはアクソノメトリック画像を形成する表示プロセッサ (120) と  
を有する超音波イメージングシステム。

【請求項 21】

請求項 20 の超音波イメージングシステムにおいて、前記振動子アレイは、双方向振動子である超音波イメージングシステム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 2 2】

請求項 2 0 ~ 2 1 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波イメージングシステムにおいて、前記振動子アレイは、1 0 ~ 2 0 0 H z のフレームレートのデータを取得するものである超音波イメージングシステム。

## 【請求項 2 3】

請求項 2 0 ~ 2 2 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波イメージングシステムにおいて、前記表示プロセッサは、前記走査平面と当該走査平面の交差との間の角度に基づいて交差平面を結合するものである超音波イメージングシステム。

## 【請求項 2 4】

請求項 2 0 ~ 2 3 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波イメージングシステムにおいて、前記表示プロセッサは、前記超音波イメージングシステムのコンソールのプロセッサを介して実行されるものである超音波イメージングシステム。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0 0 0 1】

以下は、超音波 (ultrasound: US) イメージングに関し、より具体的には、交差する 2 次元 (2D) US 画像に基づいて透視表示、アクソノメトリック (軸測投影図法の) 表示、および / またはその他の 3 次元表示などの 3 次元 (3D) 表示を生成する方法に関する。

## 【背景技術】

20

## 【0 0 0 2】

超音波イメージングは、検査中の対象または被験者の内部特性に関する役立つ情報を提供してきた。1 つの US スキャナーは、6 4 ~ 1 9 2 の振動子素子を有する 1 次元の振動子アレイを含む。このような 1 つの 1 次元振動子アレイは、体内の臓器および / または構造 (例えば、生検針) の 1 つの軸平面 (または縦軸に対して直角な 2 次元スライス) に対応するエコーを取得するのに使用されてきた。B モードイメージングにおいて、前記エコーは走査線を生成するのに使用され、この走査線はモニターを介して表示が可能な 1 つの走査平面 (または、平面の 2 次元画像) を生成するのに使用されてきた。1 0 H z 若しくはそれ以上のフレームレートにおいて B モード走査平面は、カラーフロー、ドップラフロー、エラストグラフィ (elastographic)、コントラストハーモニック (contrast harmonic)、および / またはより高いフレームレートを要求するその他の情報と組み合わせることが可能である。

30

## 【0 0 0 3】

別の方向の (矢状軸のまたは縦軸に沿った) 平面をさらに目視するためには、臨床医は振動子ヘッドを他の方向に回転させる必要がある。前記振動子ヘッドを回転させるのに応じて、表示された 2 次元軸平面画像は他の方向からの画像によって置き換えられる。双方向からの画像を用いるためには、臨床医は、前記軸平面画像の視覚心像を描き (または記憶し)、次に視覚心像によって描いた前記軸平面画像と他の方向からの表示画像に基づいて 3 次元表示の視覚心像を構築しなければならない。不都合なことには、臨床医が 3 次元画像の視覚心像を構築できるようになるには恐らく長年の経験が必要であり、そのような視覚心像は人為的ミスの影響を受けやすく、更に 3 次元画像を構築するために使用される 2 つの画像は時間の経過とともに同じ点で像を映さなくなる。

40

## 【0 0 0 4】

異なる平面の交差画像を同時に取得して表示する 1 つの技術は、双方向振動子 (bipolar transducer) (例えば、デンマークの Herlev に所在の BK Medical の製品の振動子 Type 8 8 1 4) を使用方法がある。一般に、双方向振動子は、2 つの独立した、互いに対向するように配置された 1 次元振動子アレイを含み、2 つの異なる交差する平面 (例えば、軸平面および矢状平面) に対応するデータを同時に取得する。双方向振動子を使用することにより、複数の平面の交差画像を取得するために振動子ヘッドを一方向から別の方向へ回転させる必要性が軽減され、更にそれらの

50

画像は同時に取得される。しかしながら、前記画像は横に並べて提示されてきた。その結果、臨床医は今なお頭の中でそれらの画像を組み合わせて3次元表示を構築しなければならない。

【0005】

2次元振動子アレイは、3次元データ量を同時に取得することを可能にする。レイキャスティングまたはその他の技術は、1若しくはそれ以上の目的の平面（例えば、2つの交差平面）のためのデータを選択するのに使用され、それは次に3次元表示でレンダリングされる量となることが可能である。しかしながら、2次元振動子アレイでは、大きいデータ量（例えば、16K、または128×128）を同時に取得するために比較的低いフレームレート（例えば、約2～5Hz）が一般に用いられる。残念ながら、このような低いフレームレートは、より高いデータレートを必要とするカラーフロー、ドップラフロー、エラストグラフィ、コントラストハーモニックなどを含む用途には好適ではない。更に、2次元振動子アレイは一般に、それらの1次元の対応物よりもかなり多くの振動子素子を含み（例えば、前記の例では16Kまたは128）、これにより2次元振動子は1次元振動子アレイよりもコストがかなりかかるようになりがちである。

10

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本出願の観点は、上記の問題および同様のものを扱う。

【0007】

1観点において、方法は、少なくとも2つの交差する2次元走査平面に基づいて単一3次元透視画像を生成する工程を含む。

20

【0008】

別の観点において、レンダリングエンジンは、少なくとも2つの交差する2次元走査平面に基づいて単一3次元透視画像を生成する透視プロセッサ若しくはアクソノメトリック表示プロセッサを含む。

【0009】

別の観点において、超音波イメージングシステムは、少なくとも2つの1次元振動子アレイを含み、各1次元振動子アレイは異なり且つ交差する走査平面に対応するエコーを受信する振動子と、モニター表示用フォーマットに前記エコーを走査変換する走査変換器と、前記交差する走査平面を結合して、単一3次元透視画像を形成する表示プロセッサとを含む。

30

【0010】

当業者は、添付の詳細な説明を読んで理解すれば、本出願の他の観点についてもさらに理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【0011】

本出願は例を用いて図示しているが、添付の図面の図に限定されるものではない。図面の同様の参照番号は同様の要素を示している。

【図1】図1は、例示的なイメージングシステムを図示する。

40

【図2】図2は、例示的な表示プロセッサを図示する。

【図3】図3は、例示的な3次元表示を図示する。

【図4】図4は、横に並べた2次元画像を図示する。

【図5】図5は、横に並べた2次元画像であり、それらの間での取得の相対角度に基づいて互いに対するように配向されている。

【図6】図6は、例示的な方法を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0012】

図1は、超音波イメージングシステムなどのイメージングシステム102を図示する。前記イメージングシステム102は、N（Nは1以上の整数）個の1次元アレイ106、

50

、...、 $106_N$  (集合的に本明細書ではアレイ106と称する)を有する振動子104を含み、各アレイは1若しくはそれ以上の振動子素子(例えば、16、64、128、196、256などの素子)を有する。個々のアレイ106は直線形状および/または曲線形状のアレイを含み、異なるアレイ106は個々に、同時に、またはインタリーブ方式(交互に使用する方法)で使用され、Aモード、Bモードなどの取得のために個々に、およびカラーフロー、ドップラフロー、エラストグラフィ、コントラストハーモニック、および/またはその他の情報と組み合わせられて、1~200Hzの範囲のフレームレートを有するデータが取得される。別の実施形態において、前記アレイ106の少なくとも1つは2次元アレイである。

#### 【0013】

図示の実施形態において、前記アレイ106の少なくとも2つは、前記振動子アレイ104において物理的に互いに対向するように配置され、それにより対象物または被験者の少なくともM(Mは1以上の整数)個の異なる走査平面(交差平面および/または非交差平面を含む)の画像化を促進する。1実施例において、前記少なくとも2つのアレイ106および108は、その一方のアレイが走査する被験者または対象の縦軸に対して直角な実質的な軸平面を画像化する一方で、同時に他方のアレイは縦軸に沿った実質的な矢状平面などの異なる平面を画像化するように物理的に配置される。しかしながら、前記振動子アレイ104は、被験者または対象物に対して実質的に同じ位置に維持される。このような平面は一般に90度離れている。しかしながら、0~180度の他の角度も本明細書では考慮される。別の実施例では、前記アレイ106および108は、連続してまたはその

10

20

#### 【0014】

1実施形態において、前記振動子アレイ104は、振動子素子の2つの1次元アレイを有する双方向振動子の一部である。このような振動子アレイの一例として、デンマークのHerlevに所在のBK Medicalの製品のIntraoperative Transducer Type 8814があり、これは、走査線の取得をインタリーブする(交互に取得することによって2つの交差平面を同時に走査するように物理的に配置された2つの1次元アレイを有するV字形の双方向振動子である。このような双方向振動子アレイは、例えば、前記対象物内のおよび/または対象物を通して移動するの生検針などの構造物の位置を追跡ための情報を得るのに好適である。その他の振動子アレイは、

30

40

#### 【0015】

振動子構成メモリ109は、前記振動子アレイ104に関する情報を格納する。例えば、前記振動子アレイ104が双方向振動子アレイを含む場合、前記構成メモリ109は、前記双方向振動子アレイの平面の間の角度、前記平面の交差領域などの情報を格納する。このような情報は、電子フォーマットまたは前記振動子アレイ104の製造者による別の方法で提供されることが可能である。この情報は、参照テーブルまたは別のものとして格納され、前記システム102が例えばハンドシェイクおよび/またはユーザーにより提供される入力を介して自動的におよび/または手動で当該システムとともに設置された振動子アレイ104を特定するのに応答して取り出されることが可能である。

#### 【0016】

送信回路110は、前記振動子アレイ104の各々の素子の位相を合わせるおよび/または作動する時間を制御し、これにより所定の源からの透過光を前記アレイに沿っておよび所定の角度で誘導および/または収束させることが可能になる。受信回路112は、前記振動子アレイ104により受信されたエコーを受け取る。Bモードおよびその他の用途のため、前記受信回路112は、前記振動子素子からのエコーを走査平面の収束走査線に沿って一連の収束したコヒーレントエコーサンプルにビーム形成する(例えば、遅延および合計する)。前記受信回路112はまた、前記走査線を様々に処理するように構成され、例えば空間合成および/またはその他の例えばFIRフィルタリング、IIRフィルタ

50

ーなどの処理を介してスペックル ( s p e c k l e ) を減少させ、および/または鏡面反射描写 ( s p e c u l a r r e f l e c t o r d e l i n e a t i o n ) を改善することが可能である。

【 0 0 1 7 】

制御装置 1 1 4 は、前記送信回路 1 1 0 および/または前記受信回路 1 1 2 を制御する。この制御は、(これに限定されるものでないが) フレームレート、走査線グループの数、送信角度、送信力、送信周波数、送信遅延および/または受信遅延などを制御することを含むことが可能である。比較的高いフレームレート(例えば、リアルタイムまたは近リアルタイム)の適用は、約 1 0 若しくはそれ以上の H z (例えば 2 0 ~ 2 0 0 H z ) で取得され、比較的低いフレームレートの適用は、約 1 0 若しくはそれ以下で取得されることが可能である。

10

【 0 0 1 8 】

走査変換器 1 1 6 は、例えば、前記データを前記ディスプレイの座標システムに変換することより、データフレームを走査変換して表示用データを生成する。これはディスプレイに基づいて信号の垂直および/または水平走査周波数を変更することを含む。更に、前記走査変換器 1 1 6 は、アナログおよび/またはデジタル走査変換技術を用い得るように構成される。

【 0 0 1 9 】

1 若しくはそれ以上のプロセッサを含むことが可能なレンダリングエンジン 1 1 8 は、受信データを処理する。図示の実施形態において、前記レンダリングエンジン 1 1 8 は、表示プロセッサ 1 2 0 を含む。以下でより詳細に説明するように、前記表示プロセッサ 1 2 0 は、1 実施例において、平面が交差する当該平面の交差領域に基づいて同時にまたは連続して取得された異なる交差平面に対応するデータを結合する。1 実施形態において、前記結合されたデータは、2 次元ディスプレイ画面に透視表示、アクソノメトリック表示、および/またはその他の 3 次元 ( 3 D ) 表示で提示される。このような表示は、臨床医に 2 つの交差する 2 次元スライスの 3 D 表示を提供し、または臨床医があたかも組織内の実際の平面を目視しているように存在する画像を提供することが可能である。このようにして、前記提示された表示により、臨床医が視覚心像により複数の 2 次元画像を変換して、視覚心像により 3 次元画像を構築する負担が軽減される。

20

【 0 0 2 0 】

1 実施例において、前記レンダリングエンジン 1 1 8 の表示プロセッサ 1 2 0 は、データが取得されて走査変換されるときリアルタイムでリアルタイムデータを処理することが可能である。別の実施例において、前記レンダリングエンジン 1 1 8 の表示プロセッサ 1 2 0 は、以前に記録され格納されたデータを処理することが可能である。図示の実施例において、前記表示プロセッサ 1 2 0 は前記システム 1 0 2 の一部であり、例えば当該システム 1 0 2 のコンソールのプロセッサを介して実行される。別の実施形態において、前記表示プロセッサ 1 2 0 は、前記システム 1 0 2 の一部ではなく、当該システム 1 0 2 から遠隔に位置しており、例えば独立型システムとしてまたはコンピュータシステムと連結されている。この実施形態において、前記取得データおよび/または前記走査変換されたデータは、処理のため前記表示プロセッサ 1 2 0 に転送される。このような 1 実施形態では、前記システム 1 0 2 は、上記で説明した双方向振動子または同様のものを用いるように構成された従来の U S イメージングシステムであってもよく、透視等角表示 ( p e r s p e c t i v e i s o m e t r i c v i e w ) は前記システム 1 0 2 の外で生成される。

30

40

【 0 0 2 1 】

ユーザーインターフェース 1 2 2 は、前記制御装置 1 1 4 と相互作用するための様々な入力および/または出力装置を含み、例えばデータ処理および表示モード(例えば、透視画像表示)、データ取得モード(例えば、Bモード)、走査の開始などを選択する。前記ユーザーインターフェース 1 2 2 は、例えばボタン、ノブ、キーパッド、タッチスクリーンなどの様々な操縦装置を含むことが可能である。前記ユーザーインターフェース 1 2 2

50

はまた、視覚ディスプレイ（例えば、LCD、LEDなど）および/または聴覚ディスプレイであってもよい。

【0022】

データメモリ124は、前記受信回路112、前記走査変換器116、および/または前記レンダリングエンジン118からのデータを格納するのに使用することが可能であり、当該レンダリングエンジン118は、当該データメモリからデータを得て、処理し、表示することが可能である。これは、イメージング処理が実行されている間および/またはその後データを取得する工程と、処理する工程と、表示する工程とを含む。別の実施形態において、前記データメモリ124は除外される。更に別の実施形態において、前記データメモリ124は、前記システム102から遠隔の位置にある。

10

【0023】

ディスプレイ128は、提供されたデータを提示するのに使用できる。この実施例において、透視等角表示は、対話型グラフィカル・ユーザー・インターフェース（graphical user interface：GUI）を介して提示され、これによりユーザーは当該GUI内で表示される画像を選択的に回転、拡大縮小、および/または移動させることが可能であり、更に1若しくはそれ以上の平面または当該平面の一部に関する透明度（例えば、不透明から半透明）を選択することも可能である。このような相互作用は、マウスまたは同様のもの、および/またはキーボードまたは同様のものを介して行うことが可能である。これは、1若しくはそれ以上の工場出荷時の設定ディスプレイおよび/またはユーザーがカスタマイズしたデフォルトディスプレイを選択すること、および/またはフリーハンドツールを使用することを含む。

20

【0024】

図2は、2つの交差画像平面を結合するための前記表示プロセッサ120の一例を図示している。簡潔さおよび説明目的のため、前記交差平面は透視表示と関連付けて提示される。しかしながら、本明細書で説明したように、前記表示プロセッサ120は、前記交差画像平面に基づいてアクソノメトリック表示および/またはその他の3次元（3D）表示を追加的にまたは代替的に生成することが可能である。他の実施例において、前記表示プロセッサ120は、2つ以上の平面を結合するように構成され得る。

【0025】

図示する表示プロセッサ120は、第1の平面識別子202と、第2の平面識別子204とを有する。前記第1の平面識別子202は、2つの交差平面の第1の平面に対応するデータを特定して取得し、前記第2の平面識別子204は前記2つの平面の第2の平面に対応するデータを特定して取得する。前記平面は、前記システム102の走査変換器116および/またはデータメモリ124からデータを得ることが可能である（図1を参照）。

30

【0026】

平面配向識別子206は、前記2つの交差平面の空間配向（spatial orientation）または角度を特定して、それを示す信号を生成する。このような情報は、前記振動子構成メモリ109、データ自体の中（例えば、ヘッダー、メタデータなど）、および/またはユーザー入力から得ることが可能である。

40

【0027】

交差領域識別子208は、前記第1および第2の領域が交差する前記第1および第2の平面の交差領域を特定して、それを示す信号を生成する。同様に、このような情報は、前記振動子構成メモリ109、データ自体の中（例えば、ヘッダー、メタデータなど）、および/またはユーザー入力から得ることが可能である。

【0028】

平面結合器210は、前記平面の間の角度と前記平面交差領域とを示す信号に基づいて前記第1および第2の平面を結合させて、単一画像を形成する。この実施例において、前記平面は、前記平面が角度を持って互いに対向するように配向され、且つ前記平面が前記交差領域を横切るように結合されて、3次元表示を生成する。図3は一例の画像302を

50

示し、第1の平面304と第2の平面306は交差領域308に沿って結合され、それらの間に角度( )310を持って互いに対向するように空間的に配向されて3次元表示312を生成する。

【0029】

図2に戻って、上記で生成された画像は、組織および/または構造の3次元表示を特に目的とする用途に好適である。このような用途の例は、(これに限定されるものではないが)1つの画像が針を誘導し、それと同時に別の画像が標的位置を維持するために使用される麻酔における適用、評価のために病変キャブ(cab)の3次元表示が取得される泌尿器系における適用などが含まれる。

【0030】

前記取得されたデータは、比較的高いフレームレート(例えば、10Hz~59Hzおよびそれ以上)で取得可能な比較的小さい量のデータ(例えば、128素子を介する2つの2D走査平面)を含み、前記3次元透視画像データは、カラーフロー、ドップラーフロー、エラストグラフィ、コントラストハーモニック、および/または比較的高いデータレートを要求するその他の情報に関連して表示および視覚化されることが可能である。前記3次元表示はまた、特定の診断モード(例えば、ヒストグラムなど)で使用方法が可能であり、この3次元表示により目的とするある特定構造についての知識を増やすことが可能である。

【0031】

比較目的のため、図4Aおよび4Bはそれぞれ、横に別々に並べた画像402および404において第1および第2の平面304および306と、交差領域308とを示す。

【0032】

図4と同様に、図5Aおよび5Bはそれぞれ、別々の画像402および404において第1および第2の平面304および306と、交差領域308とを示す。ただし、図5の画像402および404は、角度で互いに対向するように配置されている。

【0033】

前記表示プロセッサ120は、図4および5に示すように追加的にまたは代替的に画像を表示することが可能である。

【0034】

図6は、2若しくはそれ以上の交差する2次元画像に基づいて単一3次元透視画像を生成する方法を図示する。

【0035】

以下の工程の順序は、説明の目的で提供されているものであり、これに限定されるものではないことを理解されたい。このような1若しくはそれ以上の以下の工程は異なる順序で行われてもよい。更に、1若しくはそれ以上の以下の工程は除外され、および/または1若しくはそれ以上の追加の工程が追加されてもよい。

【0036】

602において、第1の走査平面に対応する超音波エコーが取得される。

【0037】

604において、第2の走査平面に対応する、前記第1の走査平面と交差する超音波エコーが取得される。

【0038】

本明細書で説明したように、前記第1および第2の走査平面は、平面の各々に対する走査線が双方向振動子を介して交互に取得されるインタリーブ方式で取得することが可能である。更に、前記走査平面は、合成開口、平面波イメージング(plane-wave imaging)、または高度な画像再構築技術のうち少なくとも1つを含む高速イメージングを使用して取得することが可能である。

【0039】

606において、前記第1および第2の走査平面の間の角度が特定される。本明細書で説明したように、このような情報は製造者により提供され、USスキャナーにアクセス可

10

20

30

40

50

能なメモリに格納されることが可能である。

【0040】

608において、前記第1および第2の走査平面は、特定の角度に基づいて互いに対向するように空間的に配向される。

【0041】

610において、前記第1および第2の走査平面の交差領域が特定される。本明細書で説明したように、このような情報は製造者により提供され、USスキャナーにアクセス可能なメモリに格納されることが可能である。

【0042】

612において、前記空間的に配向された第1および第2の走査平面は、交差領域で結合され、単一3次元透視画像を形成する。

10

【0043】

614において、前記単一3次元透視画像はモニターまたは同様のものに表示される。

【0044】

616において、選択的に、表示される画像を回転、拡大縮小、移動、または透明にするうちの1若しくはそれ以上のことを行うことを示す入力を受信される。

【0045】

618において、前記単一3次元透視画像は、前記入力に基づいて再表示される。

【0046】

本明細書の方法が、コンピュータメモリ、非一時的記憶装置などのコンピュータ可読記憶媒体に格納、符号化、統合などされたコンピュータ実行可能命令を実行する1若しくはそれ以上のプロセッサにより実行されることが可能である。別の実施形態において、前記コンピュータ実行可能命令は、一時的媒体または信号媒体に追加的にまたは代替的に保存される。

20

【0047】

上記では超音波イメージング装置を例にイメージング装置の内容を説明したが、モダリティイメージング装置および、異なる角度または異なる位相で取得されるデータを整列する際の特有の問題を含む非イメージング装置も本明細書で考えられることを理解されたい。

【0048】

本出願は様々な実施形態を参照しながら説明してきた。修正および変更は、本出願を読めばその人には思い付くであろう。この様な全ての修正および変更は、添付の特許請求の範囲およびその均等物の範囲を逸脱しない限り、本発明に含まれるものと解釈することを意図する。

30

【 図 1 】

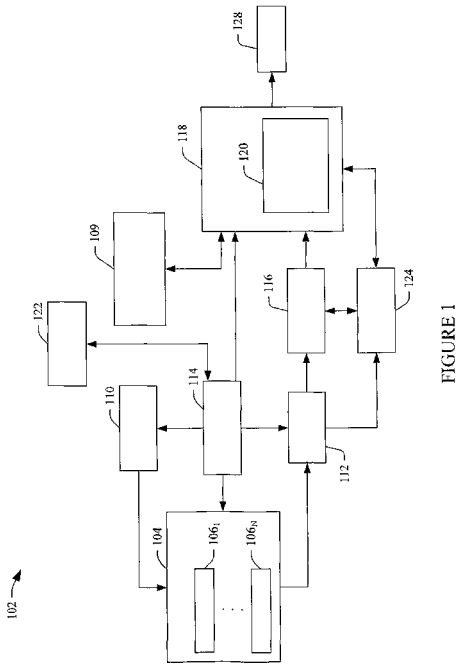


FIGURE 1

【 図 2 】

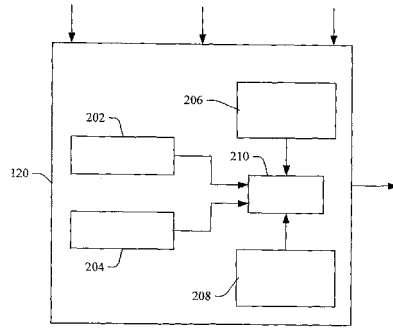


FIGURE 2

【 図 3 】

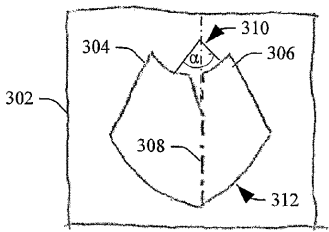


FIGURE 3

【 図 5 】

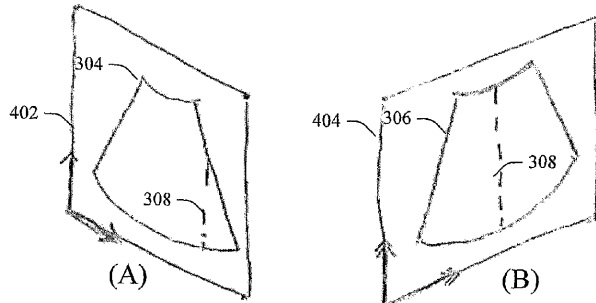


FIGURE 5

【 図 4 】

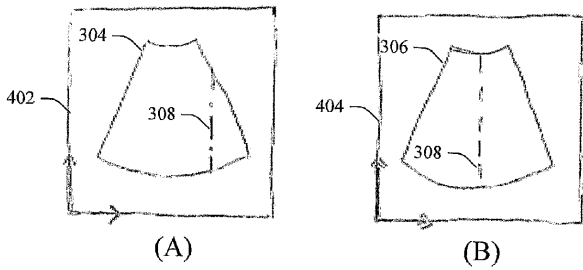


FIGURE 4

【 図 6 】

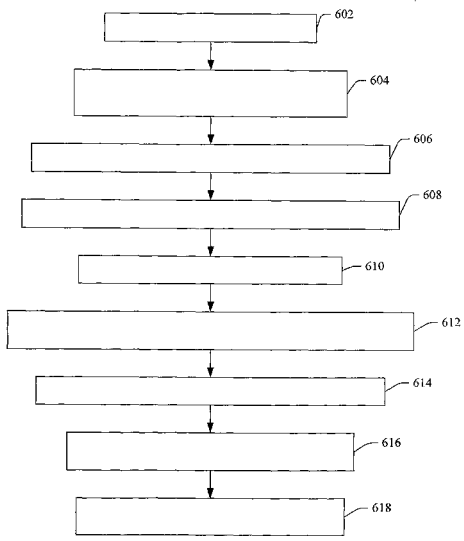


FIGURE 6

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2010/002146

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S7/52 G01S15/89 G06T3/00 ADD.		
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) G01S G06T		
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) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 776 067 A (KAMADA KAZUSHI [JP] ET AL) 7 July 1998 (1998-07-07) abstract; figures 2,4,5 column 3, line 42 - line 67 column 5, line 14 - line 29 column 6, line 5 - line 10 column 6, line 22 - line 28 column 6, line 60 - line 63 ----- -/--	1-24
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family 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 12 May 2011		Date of mailing of the international search report 19/05/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Knoll, Bernhard

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2010/002146
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>EP 1 609 422 A1 (GEN ELECTRONIC COMPANY [US]) 28 December 2005 (2005-12-28)  abstract; figures 1,4,5  column 2, line 49 - line 53  column 3, line 29 - line 38  column 4, line 35 - column 5, line 55  column 6, line 29 - line 31  column 7, line 23 - line 32  column 8, line 18 - line 35  column 10, line 43 - line 47  column 12, line 1 - line 2  -----</p>	1-24
X	<p>US 2009/326372 A1 (DARLINGTON GREGORY [US] ET AL) 31 December 2009 (2009-12-31)  figures 2B, 4A-4D  paragraphs [0006], [0024], [0027], [0030], [0031]  -----</p>	1-24
A	<p>US 2010/041996 A1 (NYGAARD PER EHRENREICH [DK] ET AL) 18 February 2010 (2010-02-18)  abstract; figures 4,8a,8b  paragraph [0075] - paragraph [0079]  paragraph [0105] - paragraph [0107]  -----</p>	1-24

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2010/002146

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5776067	A	07-07-1998 JP 3691895 B2 JP 9192131 A	07-09-2005 29-07-1997
EP 1609422	A1	28-12-2005 JP 2006006935 A	12-01-2006
US 2009326372	A1	31-12-2009 EP 2303215 A1 WO 2010002646 A1	06-04-2011 07-01-2010
US 2010041996	A1	18-02-2010 WO 2007110077 A2 EP 1998679 A2	04-10-2007 10-12-2008

---

フロントページの続き

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

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013536720A5</a>	公开(公告)日	2013-11-07
申请号	JP2013526556	申请日	2010-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	蜜蜂记医疗用ES API		
申请(专利权)人(译)	蜂 - 记医疗用ES API		
[标]发明人	バッジジャンピーター		
发明人	バッジ、ジャンピーター		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5253 A61B8/08 A61B8/145 A61B8/4438 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52068 G01S7/52074 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/DE10 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH38 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK41 4C601/KK45 4C601/KK47		
代理人(译)	矢口太郎		
其他公开文献	JP2013536720A JP5688197B2		

摘要(译)

该方法包括基于至少两个相交的二维扫描平面生成单个三维透视图或轴测图图像。渲染引擎(118)包括显示处理器(120)，其基于至少两个相交的2D扫描平面产生单个3D透视图像。超声成像系统(102)包括至少两个一维换能器阵列，每个一维换能器阵列接收对应于不同且相交的扫描平面的回波，以及监视器(104)。128)用于将回声扫描转换为显示格式的扫描转换器(116)和用于将交叉扫描平面组合以形成单个3D透视图图像的显示处理器(120)。[选型图]图1