

(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2013-521968

(P2013-521968A)

(43) 公表日 平成25年6月13日(2013.6.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-500631 (P2013-500631)
 (86) (22) 出願日 平成23年3月17日 (2011.3.17)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年9月20日 (2012.9.20)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2011/051125
 (87) 國際公開番号 WO2011/117788
 (87) 國際公開日 平成23年9月29日 (2011.9.29)
 (31) 優先権主張番号 61/316,471
 (32) 優先日 平成22年3月23日 (2010.3.23)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248
 コーニングレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像平面シーケンスとして再フォーマット化されるボリュメトリック超音波画像データ

(57) 【要約】

超音波プローブは、体のボリュメトリック領域の3D画像データセットを取得する。3D画像データは、上記ボリュームを通る3つの直交する方向の1つにおいて延在する連続した平行な画像平面のシーケンスへと再フォーマット化される。好ましくは、画像74、84、94のシーケンスは、DICOM標準に基づきフォーマットされる。その結果、臨床医が、画像ワークステーション上でDICOM画像のシーケンスとして上記3D画像データをレビューすることができる。

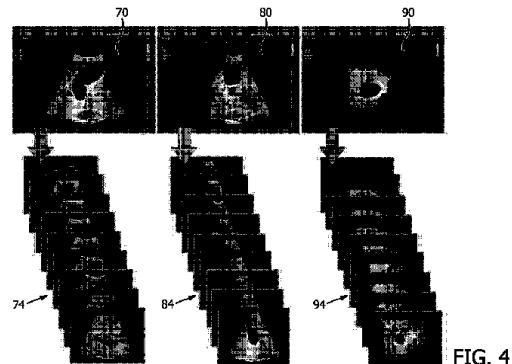


FIG. 4

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体のボリュメトリック領域の3次元画像データを生成する超音波診断撮像システムであって、

前記ボリュメトリック領域の3次元画像データセットを取得するよう動作可能な超音波プローブと、

前記3次元画像データセットに応答して、前記3次元画像データセットを通り選択された方向に垂直な切断平面の複数の平行な2次元画像を生成する画像データ再フォーマッタと、

前記2次元画像に応答して、標準的なフォーマットの2次元画像シーケンスとして再生されることができる2次元画像のシーケンスを生成する画像シーケンサと、

前記画像シーケンサに結合され、前記2次元画像のシーケンスが別の撮像システムへと転送されるのに用いられるデータポートと、

前記2次元画像シーケンスを表示するよう動作可能なディスプレイとを有する、超音波撮像システム。

【請求項 2】

前記画像シーケンサが、DICOMフォーマットに基づき、2次元画像のシーケンスを生成するよう更に動作可能である、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

他の撮像プラットフォームが、DICOM画像シーケンスとして前記2次元画像のシーケンスを再生するよう動作可能である、請求項2に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

画像Cineloopとして前記画像シーケンサにより生成される前記2次元画像のシーケンスを格納するよう動作可能なCineloopメモリを更に有し、

前記2次元画像のシーケンスが、前記ディスプレイで再生されることができる、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記2次元画像のシーケンスが、リアルタイム画像シーケンスとして前記Cineloopメモリから再生されることができるか、又は前記ディスプレイ上で前記2次元画像の特定の1つを表示するため、再生及び停止されることができる、請求項4に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記3次元データセットを通る前記垂直な方向を選択するため、前記撮像システムのユーザにより動作可能なユーザ制御インターフェースを更に有する、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記垂直な方向の選択が、前記3次元データセットを通る2次元画像平面を選択することを有し、

前記2次元画像のシーケンスにおける画像は、前記選択された2次元画像平面の平面に平行である、請求項6に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記ユーザ制御部が、最高3つの直交する2次元画像データセットに対して、最高3つの直交する垂直な方向を選択するため、ユーザにより更に動作可能であり、

前記画像データ再フォーマッタ及び前記画像シーケンサは、前記選択された最高3つの直交する垂直な方向に応答して、前記3次元データセットから2次元画像の最高3つのシーケンスを生成する、請求項6に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記ユーザ制御インターフェースが、前記切断平面の間隔を選択するため、前記ユーザにより更に動作可能である、請求項6に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記ユーザ制御インターフェースが、切断平面の数を選択するため、前記ユーザにより更に動作可能であり、

前記切断平面の数は、前記画像シーケンサにより生成される前記シーケンスの2次元画像の数に等しい、請求項9に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項11】

前記ユーザ制御インターフェースが、切断平面の数を選択するため、前記ユーザにより更に動作可能であり、

前記切断平面の数は、前記画像シーケンサにより生成される前記シーケンスの2次元画像の数に等しい、請求項6に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項12】

前記3次元画像データセットに応答して、レンダリングされた3次元超音波画像を生成するボリュームレンダラを更に有し、

前記ディスプレイが、前記レンダリングされた3次元超音波画像を表示するように更に動作可能である、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項13】

前記ディスプレイに結合され、2次元画像平面のシーケンスの空間位置を示す前記プローブにより取得される超音波画像をオーバレイするグラフィックを生成するディスプレイプロセッサを更に有する、請求項1に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項14】

前記グラフィックが、切断平面ラインのグリッドを更に有し、

前記システムが、前記グリッドの切断平面の数、前記グリッドの切断平面の間隔、及び前記ボリュメトリック領域の空間位置に対する前記切断平面の位置の少なくとも1つをユーザが調整することができるユーザ制御部を更に有する、請求項13に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項15】

前記ボリュメトリック領域を通り前記切断平面をユーザが回転又は傾けることができるユーザ制御部を更に有する、請求項14に記載の超音波診断撮像システム。

【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、より詳細には、平面画像のシーケンスとしてボリュメトリック画像データをエクスポートすることができる3次元(3D)撮像に関する超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断撮像は伝統的に、体の生体構造のスキャンされた2次元断面画像を持つ。技術が発達するにつれ、超音波は今や3次元ボリュームを静止画及びリアルタイムの両方でスキャン及び撮像することができる。スキャンされたボリュームの3Dデータセットは、3次元表示として連続してレンダリングすることができる。これは、臨床医がリアルタイム運動における生体構造の運動を観測できるよう十分迅速に行われる。しかし、放射線科医及び心臓専門医はまだなお、生体構造の標準的な2D平面画像を見るのに慣れており、多くは、3Dにおいて生体構造を診断するのが楽ではない。このチャレンジは、撮像されるボリュームの中心で関心領域を囲む及び隠す組織クラッタによって一層困難なものにされる。結果として、多くの医師は、3Dボリュームの平面2D画像「スライス」を見るのを好む。一旦3Dボリューム画像データセットがキャプチャされると、マルチプラナ再フォーマット化と呼ばれる技術が、2D画像として表示するため、ボリュームを通る1つ又は複数の切断平面を医師が選択することを可能にする。典型的なユーザインターフェースにおいて、臨床医は、ボリューム画像において3つの直交するラインを配置することができる。各ラインは、ボリュームを通る3つの直交する画像平面である、x y 平面(方位角対深度)、y z 平面(深度対上昇、一般にC平面と呼ばれる)及びx z 平面(方位角対上昇)

10

20

30

40

50

昇)のいずれかの位置を表す。ラインが再配置されるとき、対応する切断平面の2D画像は、切断平面により妨害されるデータセットのボクセルにより形成される。米国特許第6,572,547号(Millerその他)を参照されたい。これは、3つの異なる撮像斜視図からカテーテルの先端を視覚化するため、斯かる切断平面を使用することを示す。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

3次元撮像の更なる限界は、3D画像のデータセットが様々な超音波撮像システム・ベンダーにより異なる様でフォーマットされる点にある。なぜなら、ベンダーは、3次元撮像に固有の大きな(3D)データセットのストレージを処理及び収容しようとするからである。これらの異なるプロプライエタリ手法を揃えるための努力において、DICOM標準委員会のワーキンググループは、3D超音波画像を格納するDICOM標準に特にに関する2009年4月における標準に対する補足となるSupplement43を公表した。しかしながら、3D超音波画像に関するこの標準の実現は迅速でなく、PACSシステムといった撮像システムを新しい3D標準に変換するための異なるベンダーの計画は、大部分が未知のままである。従って、3D超音波画像に関するDICOM標準を実装していない他の医療画像プラットフォームでの搬送及び使用に容易に役立つ標準化されたフォーマットで3D画像データを提供する必要性が残されている。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、他の撮像プラットフォームに運ばれることができ、標準化された2Dリアルタイム画像シーケンスとして再生及び診断ができる個別の切断平面方向における2D画像の1つ又は複数のシーケンスとして、3D画像データを再フォーマット化する超音波システムが説明される。ユーザインタフェースは、上記切断平面方向、上記平面の間隔及び/又は上記シーケンスにおける画像の数の選択を提供する。ボリュームは、上記選択された切断平面方向におけるプラナ画像へと再フォーマット化され、ほとんどの従来の医療撮像プラットフォーム上で各シーケンスの再生を可能にする1つ又は複数の画像シーケンスとして、好ましくは2DのDICOM画像シーケンスとして格納される。

20

【図面の簡単な説明】

30

【0005】

【図1】本発明の原理に基づき構築される超音波システムをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図2】本発明に基づき、3Dデータセットを取得し、1つ又は複数のプラナ画像シーケンスとしてこのデータセットを再フォーマット化するシーケンスを示す図である。

【図3】本発明による切断平面の位置を示す3D画像にわたるラインを示す図である。

【図4】本発明によるボリュメトリック画像データセットから3つのプラナ画像シーケンスを形成することを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0006】

図1を参照すると、本発明の原理に基づき構築される超音波システムが、ブロック図形式で示される。アレイトランスデューサ12を持つ超音波プローブ10が、患者の体に超音波を送信し、これに応答してボリュメトリック領域からエコーを受信する。体のボリュメトリック領域を超音波でスキャンするための複数の技術が知られる。1つは、プローブの画像平面に垂直な方向における皮膚にわたり1次元アレイトランスデューサを含む超音波プローブを動かすことである。このプローブが移動されるにつれて、プローブは、実質的に平行な画像平面を連続して取得することになり、画像平面の画像データは、3D画像データセットを有する。この手動の技術は、フリーハンドスキャンと呼ばれ、米国特許第5,474,073号(Schwartzその他。)において説明される。第2の技術は、プローブのコンパートメント内部で前後にトランスデューサアレイを機械的に振動させることで

40

50

ある。プローブは、フリーハンド技術においてと同じデータを実質的に平行な画像平面の連続から取得する。しかし、この場合、トランスデューサアレイの機械的な振動は、リアルタイム3D画像を生成するのに十分迅速でありえる。第3の手法は、二次元アレイトランスデューサを持つプローブを用いることである。このトランスデューサから、ビームが、フェーズド・アレイ・ビーム・ステアリングにより3次元において電子的にスキャンされることができる。この目的のための二次元アレイを持つ3Dプローブは、米国特許第5,993,390号(Savordその他)に説明される。この第3の手法は有利には、可動するパーツのないプローブを用いる。電子ビームステアリングは、リアルタイム撮像を用いて心臓をスキャンするのに十分急速にされることができる。これらのスキャン技術の各々は、本発明と共に使用するのに適した3D画像データセットを生成することができる。

10

【0007】

アレイ12の個別のトランスデューサ要素により受信されるエコー信号は、体における特定のポイントに関するコヒーレントなエコー信号を形成するビーム形成器14により処理される。エコー信号は、信号プロセッサ16により処理される。信号処理は例えば、ハーモニック撮像に関するハーモニックエコー信号要素の分離及びクラッタ除去を含むことができる。処理された信号は、画像プロセッサ18により、例えば台形のセクター又は立方体といった所望のフォーマットの画像へと構成される。3D画像データは、ボリュメトリック領域におけるそのx y z座標により組織化され、画像メモリ20に格納される。3D画像データは、ボリュームレンダラ22により3次元画像へとレンダリングされる。ボリュームレンダリングされた画像のシリーズは、動力学的視差において動的に表示されることができる。その結果、ユーザは、米国特許第6,117,080号(Schwartz)にて説明される、異なる表示斜視図からのボリュームを、回転、再方向付け及び再配置することができます。画像は、グラフィックスを持つ3D画像をオーバレイすることができるディスプレイプロセッサ24により表示のために処理され、画像は、画像ディスプレイ26に表示される。

20

【0008】

3Dボリュメトリック画像は、ボリュームを「スライス」し、2D画像として特定のスライスを表示することにより、検査されることもできる。ボリュームにおけるスライスの位置は、ユーザ制御インターフェース28における制御のユーザ操作により選択される。ユーザ制御部は、上述したように3Dボリュームにおける特定の2D平面を選択することになり、及び、マルチプラナ再フォーマッタ30は、選択された平面において座標を持つ3Dデータセットのプラナデータを選択する。選択された平面の2D画像が、単独で又は3D画像と連動してディスプレイ26に示される。前述したように、ユーザ制御部インターフェースは、3つの異なる態様でカラー化されたライン又はカーソルをユーザに与えることができる。それぞれが、個別の相互に直交する方向の平面を選択することができる。例えば、米国特許第6,572,547号(Millerその他)にて説明されるように、ユーザは、3Dボリュームを通る3つの直交平面を同時に見ることができる。

30

【0009】

本発明の原理によれば、3Dボリュームの画像データは、ボリュームの経時的な、平行な平面の画像のシーケンスで構成される。画像のシーケンスは、超音波DICOMマルチフレーム画像に含まれるフレームのシーケンスとして格納されることがある。これは、超音波DICOMマルチフレーム画像に格納される2D画像シーケンスの態様で、ほとんどの医療画像ワークステーション及びPACSシステムに格納及び再生されることがある。これにより臨床医は、ボリュームを通る切断平面のシーケンスとして、3Dボリュームの画像データを見ることができる。臨床医は、画像シーケンスを高速に再生することができる。これは、ボリューム内を「泳ぐ」という印象を与える。また、臨床医は、シーケンスをゆっくり進むことができるか、又は診断のため関心領域を切断する平面において特定の画像をピックアップすることができる。3Dボリュームデータはこうして、臨床医にとって、3Dボリューム画像より快適で慣れている2D画像としてレビューされることがある。

40

50

【0010】

図1の実現において、ユーザは、作成される2D画像シーケンスの平面の方向を選択するため、ユーザ制御インターフェースを操作する。標準的な2D画像は、方位角(x)寸法及び深度(y)寸法を持つ。臨床医は、例えば、xy平面の連続において方向付けられる切断平面を持ちたいと思う。各xy平面は、ボリュームにおいて異なるz(上昇)座標を持つ。この選択は、マルチプラナ再フォーマッタ30に適用される。これは、3Dデータセットのxy画像平面のシーケンスを選択する。xy平面切断画像のこのシーケンスは、画像シーケンサ32に結合される。これは、2D画像の連続として画像を処理する。画像シーケンスは、特定の超音波システムにより使用されるプログラミエタリ(カスタム)フォーマットを持つことができる。しかし、好ましくは、2D画像が、2次元医療画像に関するDICOM標準に従って処理される。DICOM標準フォーマッティングを用いると、画像シーケンスは、広い種類の医療画像プラットフォーム上で再生及び表示することができる。2D画像シーケンスは、2D画像のシーケンス又は「ループ」としてCineloop(登録商標)メモリ34に格納される。画像シーケンスは、超音波システムの画像データポートを用いて、他の撮像システム及びプラットフォームに送信することができる。例えば、本発明の画像シーケンスは、病院の画像データネットワークを介して、病院の別の部門における画像レビュー・ワークステーションに運ばれることができる。

10

【0011】

本発明の好ましい実現において、ユーザは、3Dボリュームの2D画像シーケンスの追加的なパラメータを特定及び選択することができる。図1に示されるように、ユーザ制御インターフェース28は、2D画像シーケンスの他の特性を特定する、同じ又は他のユーザ制御部を用いる。これは、シーケンスの画像の数及びシーケンスの切断平面の平面と平面との間隔を選択することを含む。ユーザ制御部は、切断平面に関する3Dボリュームの特定のサブボリュームを選択する能力をユーザに提供することもできる。例えば、ユーザは単純に、2D画像シーケンスに関するボリュームの中央の1/3を選択することができる。別の例として、全体の3Dボリュームは、100の画像平面のシーケンスにおいて2D画像平面へと再フォーマット化されることになる。マルチプラナ再フォーマッタは、この選択を行い、選択された方向におけるボリュームにわたり等しい間隔で100の切断平面を分散させる。別の例として、ユーザは、2mmの平面对平面間隔を選択し、マルチプラナ再フォーマッタは、選択された方向においてボリュームを通る2mmの間隔で2D画像平面を切る。

20

【0012】

図2は、本発明による3Dボリュームの2D画像シーケンスを生成及びエクスポートする処理を示す。ステップ40において、臨床医は、3Dデータセットを取得するため、体のボリュメトリック領域をスキャンする。ステップ42において、臨床医は、レンダリングされた3D画像を観測し、ボリュームがマルチプラナ再フォーマッタによりスライスされることになる1つ又は複数の画像シーケンスに関して、1つ又は複数の平面方向を選択する。臨床医は、2つのシーケンスを選択することができる。例えば、1つは、xy座標を持つ切断平面を持ち、もう1つは、yz座標を持つ切断平面を持つ。構築された実施形態において、シーケンスに関する平面方向の選択は、特定のMPR画像平面を選択及び表示することにより実行される。シーケンスの他の画像は、選択された平面に平行な平面においてフォーマットされる。ステップ44において、臨床医は、各シーケンスの画像平面の数を選択する。例えば、臨床医は、xy平面シーケンスに対する50の平面とyz平面シーケンスに対する20の平面とを選択することができる。ステップ46において、臨床医は、画像平面間隔を選択する。例えば、臨床医は、xy平面に関して1mmの間隔を選び、yz平面に関して2mmの間隔を選ぶことができる。このステップの平面内間隔が、ステップ44において選択される平面の数に対してあまりに大きい場合、システムはユーザにコンフリクトを通知する。その結果、ユーザは、1つのパラメータ又は他のパラメータを選択することができる。選択された平面内間隔が、完全なボリュームに対してあまりに小さい場合、システムは、ボリュームの中央に関する選択された平面内間隔と共に、選

30

40

50

択された平面の数を分配することになる。この中央は、ユーザが最もしばしば関心領域を配置する場所である。代替的に、ユーザは、平面が分散されることになるボリュームのサブ領域を特定することができる。構築された実施形態において、ステップ44及び46を実行する必要はない。超音波システムは、3Dボリュームの1つの側からその他の側までの画像データの平面を自動的に生成し、超音波システムにより許される最小の平面対平面間隔で画像平面を生成する。ステップ48において、マルチプラナ再フォーマッタ及び画像シーケンサは、特定された画像シーケンスを生成する。ステップ50において、画像シーケンスが、レビュー及び診断のため超音波DICOMマルチフレーム画像として画像ワークステーションにエクスポートされる。

【0013】

10

図3は、ディスプレイ26のスクリーン上の画像表示である。このディスプレイは、切断平面ラインのグリッドを示す。この線は、2D画像のシーケンスへと再フォーマットされることになる平面をユーザに示す。ディスプレイスクリーン60の左側に、xy平面に向付けられる超音波画像66がある。垂直ライン64のグリッドが、この画像66をオーバレイする。このラインは、yz(上昇)方向においてボリュームを通る切断のシリーズを示す。このグリッド64は、これらの30の切断平面によりまたがられるボリュームの部分が、yz次元における30の2D画像のシーケンスへと再フォーマット化されることをユーザに示す。ディスプレイの右側には、xy次元におけるボリュームを通る第2の画像68がある。この画像は、水平ライン62のグリッドでオーバレイされる。このグリッド62は、完全な画像深度の約2/3にまで画像の上端付近から延在するボリュームのサブ領域が、30のC平面画像のシーケンスへと再フォーマット化されることをユーザに示す。C平面画像とは即ち、xz次元においてそれぞれ存在し、ボリュームの連続した深度(y方向増加)にある画像である。グリッド62の後ろには、グラフィックボックス60がある。このボックスは、上部にて、左側画像66にわたりセットされるyz次元における切断平面の位置を小さなチックマークで示す。こうして、ユーザは、直交するグリッドライン及び切断平面の2つのセットの相対的な位置を一目で見ることができる。

20

【0014】

ユーザには、グリッド62、64を回転させる又は傾ける能力が与えられる。これにより、純粹に水平又は垂直な切断平面の法線方向に対して傾斜又は回転される切断平面が作成される。

30

【0015】

図4は、本発明の実現により生成される3つの画像シーケンス74、84、94を示す。図4の左側のディスプレイスクリーン70は、xy次元におけるボリュームを通り切斷される超音波画像72と、ボリューム及び3Dデータセットを通り連続的なxy平面に存在する2D画像の画像シーケンス74とを示す。図4の中央には、yz平面における画像84を示すディスプレイスクリーン80があり、この画像の下には、ボリューム及び3Dデータセットを通る連続的なyz切斷平面における画像の画像シーケンス84がある。図4の右側には、C平面(xz次元)92を示すディスプレイスクリーン90があり、この下には、ボリューム及び3Dデータセットの連続したxz平面を通り切斷される画像のシーケンス94がある。3つの画像シーケンスは、ボリューム及び3Dデータセットの相互に直交する平面を通り切斷される画像を示す。1つ目は、z方向において進行し、2つ目は、x方向において進行し、3つ目は、y方向において進行する。ユーザは、1つ、2つ又は3つすべての画像シーケンスをDICOM画像として、更なる解析及び診断のため画像ワークステーションにエクスポートすることができる。

40

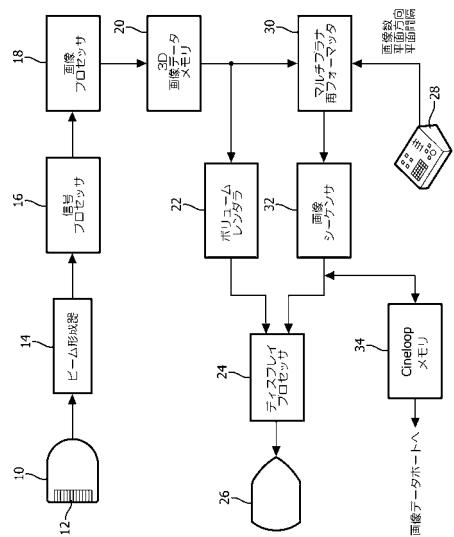
【0016】

各切断平面が完全な3D画像データセットを通り存在するので、各2D切断平面画像は従って、特定の再フォーマット化された画像に関して取得される画像データの全てと交差し、及び含む。好ましい実施形態において、2D画像は、デカルト座標にあり、各画像シーケンスは、個別の直交するデカルト座標方向において連続した切断平面である。こうして、2D画像が、1次元アレイトランスデューサによる従来の手段により取得される標準

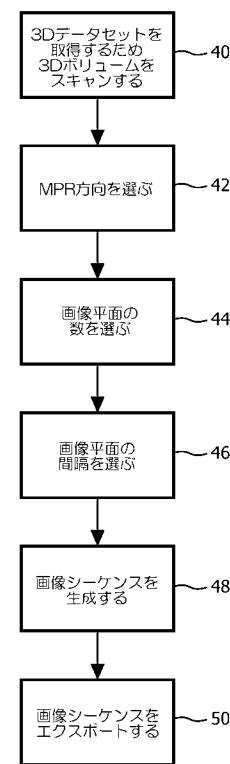
50

的な 2D 画像と同じ程度まで、測定及び定量化に適したものとなる。

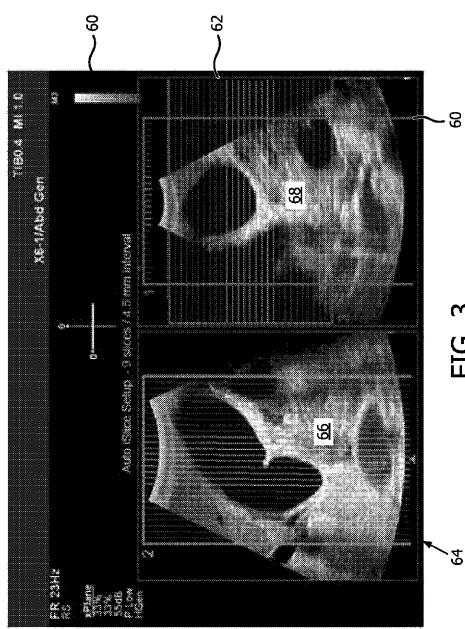
【図 1】



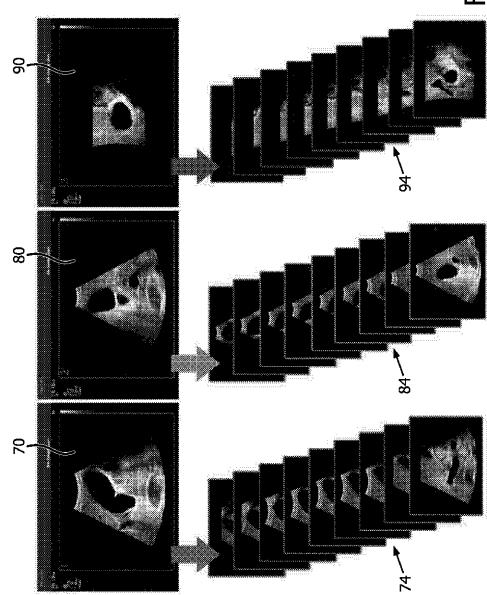
【図 2】



【図3】



【図4】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/IB2011/051125						
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 G06F19/00 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) A61B G01S G06F								
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								
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px; vertical-align: top;"> "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 43: Storage of 3D Ultrasound Images, Annex X", 10 April 2009 (2009-04-10), pages 81-86, XP55001594, Rosslyn, Virginia 22209, USA [retrieved on 2011-06-29] cited in the application figures X.3-1 line 1177 - line 1178 line 1200 - line 1209 line 1291 - line 1300 ----- -/-/ </td> <td style="padding: 2px; vertical-align: top;">1-15</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	"Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 43: Storage of 3D Ultrasound Images, Annex X", 10 April 2009 (2009-04-10), pages 81-86, XP55001594, Rosslyn, Virginia 22209, USA [retrieved on 2011-06-29] cited in the application figures X.3-1 line 1177 - line 1178 line 1200 - line 1209 line 1291 - line 1300 ----- -/-/	1-15
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.						
X	"Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 43: Storage of 3D Ultrasound Images, Annex X", 10 April 2009 (2009-04-10), pages 81-86, XP55001594, Rosslyn, Virginia 22209, USA [retrieved on 2011-06-29] cited in the application figures X.3-1 line 1177 - line 1178 line 1200 - line 1209 line 1291 - line 1300 ----- -/-/	1-15						
<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 4 July 2011	Date of mailing of the international search report 15/07/2011							
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/IB2011/051125

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>POULSEN C ET AL: "An optical registration method for 3D ultrasound freehand scanning", ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2005 IEEE ROTTERDAM, THE NETHERLANDS 18-21 SEPT. 2005, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, vol. 2, 18 September 2005 (2005-09-18), pages 1236-1240, XP010899187, DOI: DOI:10.1109/ULTSYM.2005.1603075 ISBN: 978-0-7803-9382-0 abstract; figures 1,4,11a page 1236, right-hand column, line 31 - line 38 page 1237, left-hand column, line 6 - line 12 page 1239, right-hand column, line 17 - page 1240, left-hand column, line 9</p> <p>-----</p>	1-15
X	<p>WO 03/045222 A2 (VIATRONIX INC [US]; BITTER INGMAR [US]; LI WEI [US]; MEISSNER MICHAEL) 5 June 2003 (2003-06-05) figures 1,3, 6(a)-(j) page 5, line 2 - line 8 page 5, line 28 - line 32 page 6, line 13 - line 31 page 12, line 24 - page 13, line 6</p> <p>-----</p>	1-5,12
A	<p>US 6 511 426 B1 (HOSSACK JOHN A [US] ET AL) 28 January 2003 (2003-01-28) column 29, line 42 - line 47 column 38, line 15 - line 21</p> <p>-----</p>	4,5
A	<p>EP 0 803 227 A1 (ADVANCED TECH LAB [US]) 29 October 1997 (1997-10-29) abstract column 4, line 26 - line 34 column 5, line 34 - line 43</p> <p>-----</p>	4,5
1		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/051125

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
WO 03045222	A2	05-06-2003	AU	2002359443 A1		10-06-2003
			AU	2002359444 A1		10-06-2003
			CA	2466809 A1		05-06-2003
			CA	2466811 A1		05-06-2003
			EP	1467653 A2		20-10-2004
			EP	1455634 A2		15-09-2004
			WO	03045223 A2		05-06-2003
			US	2005228250 A1		13-10-2005
<hr/>						
US 6511426	B1	28-01-2003		NONE		
<hr/>						
EP 0803227	A1	29-10-1997	AT	261264 T		15-03-2004
			DE	69727994 D1		15-04-2004
			DE	69727994 T2		27-01-2005
			JP	10043182 A		17-02-1998
			US	5645066 A		08-07-1997
<hr/>						

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,R,S,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,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

(72)発明者 ブラウン ジミー レイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001

(72)発明者 ブラッドリー ケヴィン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー 345 ス
カボロー ロード ピーオー ボックス 3001

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 BB17 EE24 JC29 JC33 KK09 KK31 LL16

专利名称(译)	体积超声图像数据被重新格式化为图像平面序列		
公开(公告)号	JP2013521968A	公开(公告)日	2013-06-13
申请号	JP2013500631	申请日	2011-03-17
[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	ブラウンジミーレイ ブラッドリー・ケヴィン		
发明人	ブラウンジミーレイ ブラッドリー・ケヴィン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/465 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993 G16H30/20 G16H30/40 G06F19/321		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/EE24 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/ /KK09 4C601/KK31 4C601/LL16		
优先权	61/316471 2010-03-23 US		
其他公开文献	JP5965894B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声探头获取身体体积区域的3D图像数据集。将3D图像数据重新格式化为一系列连续的平行图像平面，这些平面图像平面在通过该体积的三个正交方向之一上延伸。优选地，根据DICOM标准格式化图像序列74,84,94。结果，临床医生可以将3D图像数据作为一系列DICOM图像在图像工作站上查看。

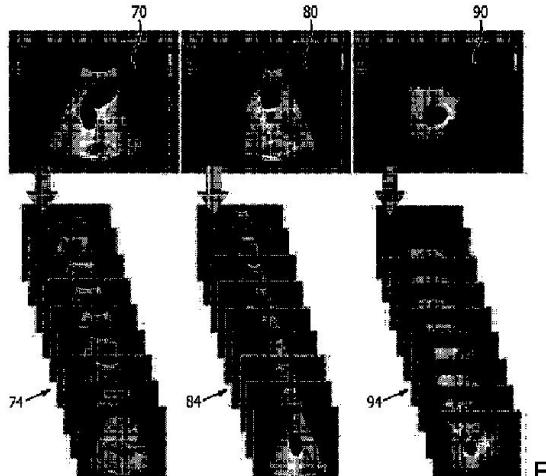


FIG. 4