

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5965894号
(P5965894)

(45) 発行日 平成28年8月10日 (2016. 8. 10)

(24) 登録日 平成28年7月8日 (2016. 7. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2013-500631 (P2013-500631)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年3月17日 (2011. 3. 17)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2013-521968 (P2013-521968A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年6月13日 (2013. 6. 13)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/051125		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02011/117788		
(87) 国際公開日	平成23年9月29日 (2011. 9. 29)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成26年3月4日 (2014. 3. 4)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	61/316, 471	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成22年3月23日 (2010. 3. 23)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

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ポリュメトリック超音波画像データ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体のポ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、

前記ポ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る複数の平行な 2 次元画像を生成する画像データ再フォーマットであって、前記生成される複数の平行な 2 次元画像は、選択された方向に対し垂直な方向における連続する切断平面であり、
選択された方向は、第 1 の方向と、前記第 1 の方向に直交する第 2 の方向と、前記第 1 及び前記第 2 の方向に直交する第 3 の方向とを少なくとも有し、前記再フォーマットが、前記第 1 の方向に垂直な切断平面の各々を表す複数の平行な 2 次元画像と、前記第 2 の方向に垂直な切断平面の各々を表す複数の平行な 2 次元画像と、前記第 3 の方向に垂直な切断平面の各々を表す複数の平行な 2 次元画像と、を生成する、再フォーマットと、

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前記第 1、前記第 2 及び前記第 3 の各方向の 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

診断撮像システム。

【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 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に動作可能である、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、

10

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、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、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、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。

20

【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ตอบสนอง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。

30

【請求項 9】

前記ユーザ制御インタフェースが、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】

前記ユーザ制御インタフェースが、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。

40

【請求項 11】

前記ユーザ制御インタフェースが、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ตอบสนอง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。

50

【請求項 1 3】

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プにより取得される超音波画像をオーバー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 1 4】

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、及び前記ボリューム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 1 3 に記載の超音波診断撮像システム。

10

【請求項 1 5】

前記ボリューム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 1 4 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ーム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】

20

【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されることができる。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、マルチプレーン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、 xy 平面(方位角対深度)、 yz 平面(深度対上昇、一般にC平面と呼ばれる)及び xz 平面(方位角対上昇)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。

30

40

【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定は、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態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標準に特に関する2009年4月における標準に対する補足となるSupplement 43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

50

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。

【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されること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。

10

【図面の簡単な説明】

【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。

20

【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ーム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、これに回答してボリュームメトリック領域からエコーを受信する。体のボリューム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。

30

40

【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

50

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xyz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、ボリウムレンダラ22により3次元画像へとレンダリングされる。ボリウ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ウムを、回転、再方向付け及び再配置することができる。画像は、グラフィックスを持つ3D画像をオーバー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

10

【0008】

3Dボリュメトリック画像は、ボリウムを「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。ボリウムにおけるスライスの位置は、ユーザ制御インタフェース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ボリウムにおける特定の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ボリウムを通る3つの直交平面を同時に見ることができる。

20

【0009】

本発明の原理によれば、3Dボリウムの画像データは、ボリウムの経時的な、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できる。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できる。これにより臨床医は、ボリウムを通る切断平面のシーケンスとして、3Dボリウ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、ボリウム内を「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ボリウムデータはこうして、臨床医にとって、3Dボリウ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できる。

30

【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、ボリウムにおいて異なる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、画像シーケンス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プライエタリ(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標準フォーマットを用いると、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されることができる。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

40

50

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されることができる。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。

【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。

【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对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スは、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】

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平面に方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

10

20

30

40

50

ーバレイする。このラインは、 $y z$ （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、 $y z$ 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、 $x y$ 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ーレイされる。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、 $x z$ 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 $y z$ 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。

10

【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。

【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、 $x y$ 次元におけるボリュームを通り切断される超音波画像 72 と、ボリューム及び 3D データセットを通り連続的な $x y$ 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、 $y z$ 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 $y z$ 切断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（ $x z$ 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 $x z$ 平面を通り切断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断される画像を示す。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。

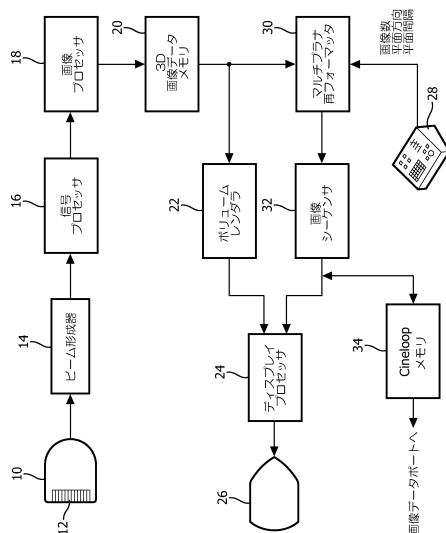
20

30

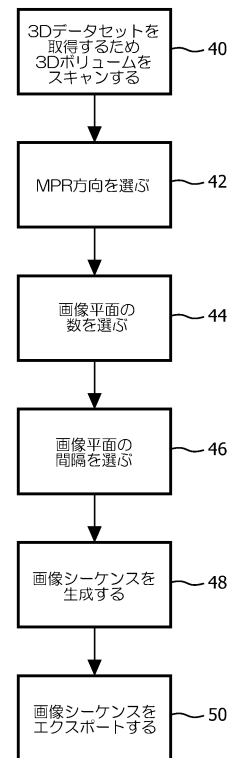
【0016】

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。

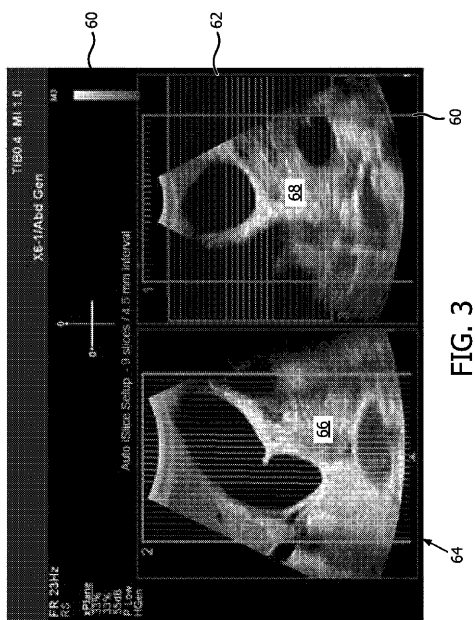
【 図 1 】



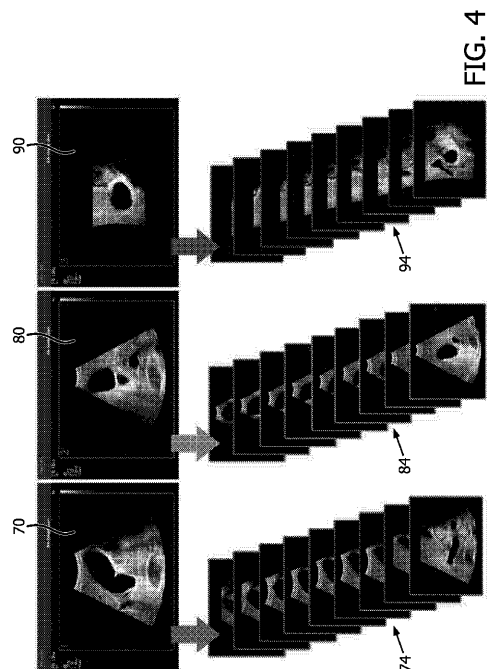
【 図 2 】



【 図 3 】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100163809

弁理士 五十嵐 貴裕

(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

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特表2009-544394(JP,A)

特開2002-102225(JP,A)

特開2005-169070(JP,A)

特開2005-110973(JP,A)

特開2006-034548(JP,A)

特開2007-296330(JP,A)

米国特許出願公開第2005/0228250(US,A1)

米国特許出願公開第2007/0255139(US,A1)

DICOM Standards Committee, Working Group 12, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 43: Storage of 3D Ultrasound Images, 2009年, p.81-86

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

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	JP5965894B2	公开(公告)日	2016-08-10
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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[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		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	61/316471 2010-03-23 US		
其他公开文献	JP2013521968A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声探头获取人体体积区域的3D图像数据集。3D图像数据被重新格式化为在三个正交方向中的一个方向上延伸通过该体积的一系列连续的平行图像平面。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。

