

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6085366号  
(P6085366)

(45) 発行日 平成29年2月22日(2017.2.22)

(24) 登録日 平成29年2月3日(2017.2.3)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-514652 (P2015-514652)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年5月28日 (2013.5.28)		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2015-517868 (P2015-517868A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年6月25日 (2015.6.25)		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/IB2013/054405		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/179224	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成25年12月5日 (2013.12.5)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成27年10月21日 (2015.10.21)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/653,506		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成24年5月31日 (2012.5.31)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像誘導手順用の超音波撮像システム及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波受信信号を提供するように構成されたトランスデューサアレイを有する超音波プローブと、

前記超音波受信信号に基づいてBモードボリュームを生成するように構成されたBモードボリューム処理ユニットと、

前記Bモードボリュームに基づいて現在のBモード画像を提供するように構成されたBモード画像処理ユニットと、

画像データに基づく管構造セグメンテーション技術を実行することによって3D管構造マップを作成するように構成された管構造セグメンテーションユニットと、

先に収集された前記3D管構造マップを格納するように構成されたメモリと、

先に収集された前記3D管構造マップを前記Bモードボリュームに対して自動的にレジストレーションし、且つ前記現在のBモード画像に対応する前記3D管構造マップの部分を選択するように構成されたレジストレーションユニットと、

前記現在のBモード画像と前記3D管構造マップの選択された部分とに基づく超音波画像を表示するように構成されたディスプレイと、

前記現在のBモード画像の上に前記3D管構造マップの前記選択された部分を重ね合わせて前記超音波画像を提供するように構成された画像処理ユニットと、

を有する超音波撮像システム。

【請求項2】

10

20

前記現在のBモード画像は、2D画像、直交し合う2D画像平面の画像、又は3D画像である、請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項3】

前記部分は、前記3D管構造マップの2Dスライス、又は前記3D管構造マップの3D部分である、請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項4】

前記管構造セグメンテーションユニットは、前記Bモードボリュームに基づいて前記管構造セグメンテーション技術を実行するように構成される、請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項5】

前記管構造セグメンテーションユニットは、CTデータ又はMRデータに基づいて前記管構造セグメンテーション技術を実行するように構成される、請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項6】

前記レジストレーションユニットは、前記現在のBモード画像に対応する前記3D管構造マップの前記部分を選択するために、超音波トランスデューサ位置追跡情報を受信するように構成される、請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項7】

当該超音波撮像システムは更に、時間的に連続したBモードボリュームに基づいて前記超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成するように構成された処理ユニットを有し、前記超音波トランスデューサ位置追跡情報は、並進及び/又は回転の情報である、請求項6に記載の超音波撮像システム。

【請求項8】

当該超音波撮像システムは更に、前記トランスデューサアレイに対して固定された既知の位置に位置付けられる位置センサを有し、前記超音波トランスデューサ位置追跡情報は、前記位置センサから受信される位置情報である、請求項6に記載の超音波撮像システム。

【請求項9】

超音波撮像システムの作動方法であって、

トランスデューサアレイを有する超音波プローブによって提供される超音波受信信号に基づいて、Bモードボリューム処理ユニットにより、Bモードボリュームを生成するステップと、

Bモード画像処理ユニットにより、前記Bモードボリュームに基づいて現在のBモード画像を提供するステップと、

管構造セグメンテーションユニットにより、画像データに基づく管構造セグメンテーション技術を実行することによって3D管構造マップを作成するステップと、

メモリに格納された、先に収集された前記3D管構造マップを、レジストレーションユニットにより、前記Bモードボリュームに対して自動的にレジストレーションするステップと、

前記レジストレーションユニットにより、前記現在のBモード画像に対応する前記3D管構造マップの部分を選択するステップと、

ディスプレイにより、前記現在のBモード画像と前記3D管構造マップの選択された部分とに基づく超音波画像を提供するステップと、

画像処理ユニットにより、前記現在のBモード画像の上に前記3D管構造マップの前記選択された部分を重ね合わせて、画像処理により前記超音波画像を提供するステップと、  
を有する作動方法。

【請求項10】

コンピュータ上で実行されるときに前記コンピュータに請求項9に記載の作動方法のステップを実行させるプログラムコードを有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、特に画像誘導手技にて使用される、管構造情報を有する超音波画像を提供する超音波撮像システム及び方法に関する。本発明は更に、そのような方法を実行するためのコンピュータプログラムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

ボリューム撮像とも呼ぶ3次元(3D)超音波撮像においては、解剖学的領域内の関心ボリュームをスライスする(薄切りにする)多数回の2次元(2D)スキャンを行うことによって、3D画像の収集が遂行される。従って、隣り合った多数の2D画像が収集される。この多数の2D画像が一緒になって、データの3Dボリュームのデータを形成する。データの3Dボリュームから、適切な画像処理により、関心ボリュームの3D画像を構築することができる。そして、この3D画像を、超音波撮像システムのユーザに対して適切な形態でディスプレイ上に表示することができる。

10

## 【0003】

超音波撮像は、身体内での侵襲的な医療装置又は器具の挿入、使用又は動作を画像化するために広く使用されている。例えば、細針吸引(fine needle aspiration; FNA)、コア生検、高周波アブレーション(radio frequency ablation; RFA)、経皮的エタノール注入(percutaneous ethanol injection; PEI)は全て、患者内への侵襲的医療装置の挿入を必要とする手技である。超音波撮像を用いるこのような手技は、一般に、超音波画像誘導手技と称される。このような画像誘導手技を実行するとき、医師は、解剖学的領域内の標的(例えば、RFAにて焼灼される上皮性悪性腫瘍)と、標的に接近する侵襲的医療装置(例えば、針)と、標的を取り囲む特には血管(脈管構造とも呼ばれる)である管構造と、を可視化することができなければならない。血管の撮像は、侵襲的医療装置の挿入及び誘導の間に如何なる主要血管にも孔を開けないことを確保するための鍵となる事項である。故に、医師又は臨床医は一般に、診察及び治療の何れに関しても、例えば生検針又はアブレーションプローブなどの侵襲的医療装置を患者内に挿入するために、超音波画像誘導を用いることに頼っている。超音波画像誘導は、医師又は臨床医が途中の血管を避けながら、皮膚から標的(例えば、標的病変)までの侵襲的医療装置の経路の可視化については計画作成を行う助けとなるので重要である。

20

30

## 【0004】

殆どの超音波画像誘導は、2D Bモード超音波の下で行われる。これは主として、2D Bモードではフレームレートが高いためである。Bモードは一般に、標的の1つの平面又はスライスからの超音波後方散乱振幅の2次元分布(これは、画像平面を横切る一連の収集ライン(典型的にライン当たり1つの送信パルス)の各々で戻りエコーを検出することによって形成される)を表すグレースケール画像をディスプレイが示す動作モードのことである。ディスプレイ上に表示されるものと患者の体内で侵襲的医療装置(例えば、針)を用いて実際に起こっていることとの間の如何なる時間差をも短縮することが、極めて重要である。遅いフレームレート、及びそれによって遅延した超音波画像フィードバックは、侵襲的医療装置(例えば、針)が意図した解剖学的領域内にはないという結果をもたらし得る。このことは、超音波画像誘導手技中の、例えばカラードップラー撮像とも呼ばれるカラーフロー撮像など、撮像ライン当たり多数のパルスエコーイベントの収集を必要とする如何なるフロー撮像技術の使用をも制限し得る。一方で、フロー撮像は、Bモード単独よりも遥かに良好な血管境界の描写を提供する。特に、3Dフロー撮像は、侵襲的医療装置(例えば、針)の経路内に血管が存在しないことを確保するための良好な手法になり得る。というのは、2D撮像では、単一の平面のみが見えており、その平面の画像内に常に侵襲的医療装置を保つことは一般的に困難であるからである。しかしながら、3D撮像におけるフレームレート、特に、3Dフロー撮像におけるフレームレートは、通常、2D撮像においてよりもいっそうと妥協的なものである。

40

## 【0005】

50

米国特許出願公開第2011/0263985号明細書は、同時での針及び脈管血流のカラードップラー撮像を生み出す超音波撮像システムを開示している。関心ある解剖学的領域のBモード画像が作成される。脈管血流の可視化のために最適化された第1のドップラー画像データセットが、1つのドップラー画像処理経路に沿って作り出される。針又はその他の侵襲的装置の可視化のために最適化された第2のドップラー画像データセットが、別の平行なドップラー画像処理経路に沿って作り出される。Bモード画像、複数のユーザ選択可能なモードに基づく第1のドップラー画像データ及び第2のドップラー画像データ、の一部又は全てを結合することによって、カラードップラー画像が作成され、そして表示される。

【0006】

この超音波撮像システムは、Bモード超音波撮像とカラードップラー撮像とを同時に使用している。これはフレームレートを下げることになる。故に、超音波画像誘導手順においてフレームレートを高めること又は十分なフレームレートを提供することが望まれる。

欧州特許出願公開第2160978号明細書は、x線検出器を備えたx線蛍光透視システムと、位置センサを備えたプローブを有する超音波システムとを有した、被検体内の外来物の動きを追跡する装置を開示している。x線蛍光透視システムによって収集された静止x線画像と、超音波システムによって収集されたリアルタイム超音波画像とを表示するようにディスプレイが構成される。

Porter等の「Three-Dimensional Registration and Fusion of Ultrasound and MRI Using Major Vessels as Fiducial Markers」(IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol.20, No.4, 2001年4月1日)は、外部基準マーカ又は外部位置センサの助けなしでの3次元超音波及び磁気共鳴撮像データセットの融合を開示している。これら2つのモダリティの融合は、軟組織のリアルタイム3D超音波スキャンを、MRIの、より大きい解剖学的フレームワークと結合する。

米国特許出願公開第2006/0020204号明細書は、様々な実質的にリアルタイムのスキャン画像が収集されている3D空間の撮像管理用のシステム及び方法を開示している。ユーザは、単に2D画像としてではなく、特定の3D空間内の位置的及び方向的に特定されたスライスとして、実質的にリアルタイムのスキャナから得られた身体又は物体の一部の画像を可視化することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の1つの目的は、特には高められたフレームレート又は十分なフレームレートを備えた、改善された超音波撮像システムを提供することである。本発明の更なる目的は、特には高められたフレームレート又は十分なフレームレートで、管構造情報を有する超音波画像を提供する改善された方法と、そのような方法を実行するための対応するコンピュータプログラムとを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の第1の態様において、超音波撮像システムが提示され、当該超音波撮像システムは、超音波受信信号を提供するように構成されたトランスデューサアレイを有する超音波プローブと、前記超音波受信信号に基づいてBモードボリュームを生成するように構成されたBモードボリューム処理ユニットと、前記Bモードボリュームに基づいて現在のBモード画像を提供するように構成されたBモード画像処理ユニットと、管構造セグメンテーション技術を実行することによって3D管構造マップを作成するように構成された管構造セグメンテーションユニットと、先に収集された前記3D管構造マップを格納するように構成されたメモリと、先に収集された前記3D管構造マップを前記Bモードボリュームに対してレジストレーションし、且つ前記現在のBモード画像に対応する前記3D管構造マップの部分を選択するように構成されたレジストレーションユニットと、前記現在のBモード画像と前記3D管構造マップの選択された部分とに基づく超音波画像を表示するよ

10

20

30

40

50

うに構成されたディスプレイと、前記現在のBモード画像と前記3D管構造マップの前記選択された部分とを重ね合わせて前記超音波画像を提供するように構成された画像処理ユニットとを有する。斯くして、管構造情報が重ねられた超音波画像が生成されて表示される。

【0009】

本発明の更なる一態様において、管構造情報を有する超音波画像を提供する方法が提示され、当該方法は、トランスデューサアレイを有する超音波プローブによって提供される超音波受信信号を受信するステップと、前記超音波受信信号に基づいてBモードボリュームを生成するステップと、前記Bモードボリュームに基づいて現在のBモード画像を提供するステップと、管構造セグメンテーション技術を実行することによって3D管構造マップを作成するステップと、メモリに格納された、先に収集された前記3D管構造マップを、前記Bモードボリュームに対してレジストレーションするステップと、前記現在のBモード画像に対応する前記3D管構造マップの部分を選択するステップと、前記現在のBモード画像と前記3D管構造マップの選択された部分とに基づいて前記超音波画像を提供するステップと、前記現在のBモード画像と前記3D管構造マップの前記選択された部分とを重ね合わせて、画像処理により前記超音波画像を提供するステップとを有する。

10

【0010】

本発明の更なる一態様において、コンピュータ上で実行されるときにコンピュータに上述の方法のステップを実行させるプログラムコードを有するコンピュータプログラムが提示される。

20

【0011】

前提とし得ることには、3D Bボリュームとも呼ばれるBモードボリュームは許容可能なフレームレート（又はボリュームレート）を有するが、同時での3D Bモード及び3Dカラーフローの撮像はそうではない。本発明は、3D Bモードのフレームレートで3D Bモードと3Dカラーフローとの双方の利益を得る手法を提供することができる。

【0012】

本発明の基本的な考えは、超音波画像誘導手順の最初又は前に3D管構造マップを収集あるいは作成することである。その後、この3D管構造マップがBモードボリュームに対してレジストレーションされる。好ましくは、超音波画像誘導手順が行われるときに、3D管構造マップが更新される。具体的には、最初のステップにて、3D管構造マップが収集されて、メモリに格納される。3D管構造マップは、超音波画像誘導手順の最初に、侵襲的医療装置（例えば、針）を患者内に実際に挿入するのに先立って収集されるので、時間を掛けて可能な限り高品質の3D管構造マップを取得することができる。超音波画像誘導手順中、3D管構造マップが、現在又はライブのBモード画像（例えば、2D画像又は3D画像）とレジストレーションされ、好ましくは、且つ追跡される（すなわち、レジストレーションを継続的に更新する）。3D管構造マップの収集におけるフレームレートは低くなり得るが、3D管構造マップは超音波画像誘導手順の最初又は前に収集されるので、Bモード撮像を用いる超音波画像誘導手順それ自体におけるフレームレートは影響されない。故に、超音波画像の現在収集又はライブ収集はBモードのみを伴うので、高いフレームレート又はリアルタイムのフレームレートを達成することができる。また、医師又はユーザはなおも、Bモード画像に重ねられた管構造情報（例えば、管構造の輪郭）を見ることができ、このことは、画像誘導手順中に管構造を避ける助けとなる。故に、本発明は、特に侵襲的医療装置（例えば、針）を用いる画像誘導手順に必要なフレームレートである高速なフレームレートを可能にし、さらには、3D管構造マップ又はその対応する管構造情報を用いて、避けるべき領域を超音波画像内で目立たせることを可能にする。

30

40

【0013】

本発明の好適実施形態が従属請求項にて規定される。理解されるべきことには、特許請求に係る方法又はコンピュータプログラムは、特許請求に係る超音波撮像システム及び従属請求項に規定されるものと同様及び/又は同一の実施形態を有する。

【0014】

50

一実施形態において、現在のBモード画像は、2D画像、直交し合う2D画像平面の画像、又は3D画像である。Bモードボリューム、故に3Dデータ、が生成されるとはいえ、ディスプレイ上での実際のデータの提示又は表示は異なってもよい。例えば、システムは、好適なやり方でそのボリュームからの2D画像又はスライス（例えば、通常の2D画像、又は複数の直交2D画像平面）のみを表示し得る。（表示される）現在のBモード画像が2D画像、又は直交し合う2D画像平面の3D画像（例えば、MPR（Multi-Planar Reformatted））であるとき、3D表現と比較して容易な超音波画像の提示がもたらされる。これに代えて、（表示される）現在のBモード画像は、当然ながら、3D画像とすることができ、そうすることは、最も多い情報をユーザに提供し、故に、システムの性能を高める。

10

## 【0015】

他の一実施形態において、上記部分は、3D管構造マップの2Dスライスである。この実施形態は特に、現在のBモード画像が2D画像又は直交2D画像平面の画像であるときに使用される。表示すべき2Dスライス又は2D画像を得るためにBモードボリュームがスライスされる場合、3D管構造マップも同じようにスライスされ得る。

## 【0016】

これに代わる一実施形態において、上記部分は、3D管構造マップの3D部分である。この実施形態は特に、現在のBモード画像が3D画像であるときに使用される。3D画像が表示される場合、3D管構造マップも同じように重ね合わされ得る。例えば、3DBモード画像を半透明にすることで、（例えば、色にて）3D管構造マップを視認可能にすることができる。

20

## 【0017】

管構造情報すなわち3D管構造マップの一部が、直接的に超音波画像上に重ねられる、あるいは超音波画像内に組み込まれる。これは、例えば画像誘導手順中に、システムのユーザ（例えば、医師又は臨床医）にとっての情報の読み取りやすさを高める。斯くして、非常に直観的（あるいは最も直観的）な表示が提供される。

## 【0018】

これに代わる一実施形態において、超音波撮像システムは、現在のBモード画像と3D管構造マップの選択された部分とを互いの隣に足し合わせることで、管構造情報を有する超音波画像を提供するように構成された画像処理ユニットを有する。斯くして、現在（又はライブ）のBモード画像と3D管構造マップの選択された部分とを並べた形態又は表現にすることによって、超音波画像が提供される。例えば、現在（又はライブ）のBモード画像は、ディスプレイの右側に第1の画像部分として提示され、選択された部分は、ディスプレイの左側に第2の画像部分として提示される。選択される部分又は管構造情報は、例えば、先に収集されてレジストレーションされた画像（例えば、カラー画像）とし得る。例えば、選択される部分は、CTデータ又はMRデータにて、あるいは超音波画像にて、提示あるいは包含され得る。

30

## 【0019】

他の一実施形態において、超音波撮像システムは、超音波受信信号に基づいて3Dフローデータを生成するように構成された3Dフロー処理ユニットと、3Dフローデータに基づいて3D管構造マップを生成するように構成されたフロー画像処理ユニットとを有する。この場合、3Dフロー撮像技術を用いて、解剖学的領域内の管構造又は脈管構造が特定される。これは、管構造を特定して3D管構造マップを提供することを確保するとりわけ信頼でき且つ/或いは高品質な手法である。3Dフロー撮像は、高品質な3Dカラーフロー画像又は3D管構造マップを提供することができる。フレームレートは低くなり得るが、この3Dフロー撮像は超音波画像誘導手順の最初又は前に実行されるので、超音波画像誘導手順中のフレームレートは影響されない。3Dフローデータは、フローボリュームとも呼ばれ得る。3Dフローデータ又はフローボリュームは、例えば、トランスデューサーアレイが各ラインに対して複数の超音波パルスを送信し（そのライン又は位置における流れを推定するため）、そしてそのような複数のラインの収集がボリュームにわたって掃引さ

40

50

れることで生成され得る。超音波パルス数は増加され得る。これは感度を高めるが、フレームレートを低下させる。対応する方法は、超音波受信信号に基づいて3Dフローデータを生成し、3Dフローデータに基づいて3D管構造マップを生成する更なるステップを有する。

#### 【0020】

この実施形態の一変形において、3Dフローデータは、カラーフロー技術、カラーパワーアンギオ(CPA)技術、Bモードフロー撮像技術、又は造影超音波技術を用いて生成される。これらは、フロー画像を提供するのに特に好ましい手法である。CPAの場合、生成されるフロー画像は、流れの大きさのみを示し、流れの方向性を示さない。故に、この技術は、フロー画像を提供するとりわけ容易な手法であるが、管構造についての十分な情報をなおも提供する。Bモードフロー撮像(Bフローとも呼ぶ)の場合、フロー画像は、Bモードパルスサブトラクション技術を用いて生成される。この技術は、伝統的なカラーフロー技術より高いフレームレートでのフロー撮像を提供する。造影超音波技術は、特に技術的にチャレンジングな事例において、管構造の可視化を改善するのに特に好ましい手法である。

10

#### 【0021】

この実施形態の他の一変形において、超音波撮像システムは、Bモードボリュームを生成するようにBモードボリューム処理ユニット、又は3Dフローデータを生成するように3Dフロー処理ユニット、の何れかを選択するように構成されたコントローラを有する。斯くして、先ず、画像誘導手順の前又は最初に3D管構造マップを収集し、その後、画像誘導手順中にBモード撮像を使用することを、容易に実現することができる。例えば、コントローラは、ユーザ制御具から第1の入力を受信するとき(例えば、ユーザが“開始”ボタンを押すとき)に3Dフロー処理ユニットを選択し、ユーザ制御具から第2の入力を受信するとき(例えば、ユーザが“承認”ボタンを押すとき)にBモードボリューム処理ユニットを選択するように構成され得る。コントローラが、3Dフロー処理ユニットを選択するとき、例えば、トランスデューサアレイが各ラインに対して複数の超音波パルスを送信し、そして、そのような複数のラインの収集がボリュームにわたって掃引されることで、3Dフローデータを生成することができる。コントローラが、Bモードボリューム処理ユニットを選択するとき、例えば、トランスデューサアレイが各ラインに対して単一のパルスを送信し、そして、そのような複数のラインの収集がボリュームにわたって掃引されることで、Bモードボリュームを生成することができる。対応する方法は、Bモードボリュームを生成するようにBモードボリューム処理ユニット、又は3Dフローデータを生成するように3Dフロー処理ユニット、の何れかを選択する更なるステップを有する。

20

30

#### 【0022】

他の一実施形態において、超音波撮像システムは、管構造セグメンテーション技術を実行することによって3D管構造マップを作成するように構成された管構造セグメンテーションユニットを有する。この場合、管構造セグメンテーション技術を用いて、解剖学的領域内の管構造又は脈管構造が特定される。これは、管構造を特定して3D管構造マップを提供するとりわけ容易であり且つ/或いは信頼できる手法である。これは、一部の臨床状況又は患者では困難なものであり得るフロー撮像の実行を不要にする。対応する方法において、3D管構造マップを作成するステップは、管構造セグメンテーション技術を実行することを有する。

40

#### 【0023】

3D管構造マップは、3D超音波データ、とりわけ、システムがどっちみち収集する必要があるBモードボリュームデータに基づいて作成される。これは、何らかの他のシステム又はデータの使用を伴わない、3D管構造マップを作成するとりわけ容易な手法を提供する。Bモードボリュームは、例えば、コンベンショナルな3D超音波データ又は造影3D超音波データとし得る。対応する方法において、管構造セグメンテーション技術は、Bモードボリュームに基づいて実行される。

#### 【0024】

50

この実施形態の他の一変形において、管構造セグメンテーションユニットは、CTデータ又はMRデータに基づいて管構造セグメンテーション技術を実行するように構成される。この場合、3D管構造マップは、特に別個のCTシステム又はMRシステムから受信された、CTデータ又はMRデータに基づいて作成される。CTデータ又はMRデータは、特にCT又はMRの造影剤が使用されるとき、超音波データよりも容易にセグメント化することができるので、これは、3D管構造マップを作成するとりわけ信頼できる手法を提供する。CTデータは、例えば、コンベンショナルなCTデータ、コーンビームCTデータ、又はCTアンギオグラフィデータとし得る。MRデータは、例えば、コンベンショナルなMRデータ、又はMRアンギオグラフィデータとし得る。CTデータ又はMRデータは、造影剤を用いて収集されてもよいし、用いずに収集されてもよい。対応する方法において、管構造セグメンテーション技術は、CTデータ又はMRデータに基づいて実行される。

10

**【0025】**

更なる他の一実施形態において、レジストレーションユニットは、現在のBモード画像に対応する3D管構造マップの部分を選択するために、超音波トランスデューサ位置追跡情報を受信するように構成される。超音波トランスデューサ位置追跡情報は、超音波トランスデューサとも呼ぶトランスデューサアレイを有する超音波プローブの位置を指し示し、且つ/或いは追跡する。斯くして、レジストレーションが継続的に更新され、それによりシステムの信頼性及び有用性が高められる。特に、患者をスキャンするとき超音波プローブ又はトランスデューサが移動されるとき、医師は、侵襲的医療装置とそれに対する管構造とをリアルタイムに見て追跡することができる。対応する方法は、超音波トランスデューサ位置追跡情報を受信する更なるステップを有し、選択ステップは、超音波トランスデューサ位置追跡情報を用いて上記部分を選択することを有する。

20

**【0026】**

この実施形態の一変形において、超音波撮像システムは更に、時間的に連続したBモードボリュームに基づいて超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成するように構成された処理ユニットを有する。特に、この超音波トランスデューサ位置追跡情報は、並進及び/又は回転の情報とし得る。この場合、超音波トランスデューサ位置追跡情報は、3D超音波データ、とりわけ、システムがどっちみち収集する必要があるBモードボリュームデータに基づいて提供される。これは、他の1つ以上の装置の使用を伴わない、超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成するとりわけ容易な手法を提供する。超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成するための、時間的に連続したBモードボリュームの使用は、画像ベースの追跡とも呼ばれる。3D超音波ボリュームを時間的に連続させるとき、それらのBモードボリューム内の特徴(フィーチャ)の並進又は回転を追跡することができ、それに基づいて、並進ベクトル又は回転ベクトルを抽出することができる。故に、この処理ユニットは、時間的に連続したBモードボリューム上で特徴追跡を実行し、特徴追跡に基づいて並進又は回転のベクトルを生成するように構成されることができる。そして、この並進又は回転のベクトルは、3D管構造マップの適切な部分を選択するために使用されることができる。“時間的に連続した”なる用語は、相互に直に続いて収集されているBモードボリュームを意味することもあるし、相互に直には続かずに、故に、時間的に離間されて収集されているBモードボリューム(例えば、1つおき又は2つおきのボリューム)を意味することもある。対応する方法は、時間的に連続したBモードボリュームに基づいて超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成する更なるステップを有する。

30

40

**【0027】**

この実施形態の更なる一変形において、超音波撮像システムは更に、トランスデューサアレイに対して固定された既知の位置に位置付けられる位置センサを有する。超音波トランスデューサ位置追跡情報は、位置センサから受信される位置情報である。これは、追加の信号処理を必要としない、超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成するとりわけ容易な手法を提供する。具体的には、この位置情報は、超音波プローブひいてはトランスデューサアレイの向き及び/又は位置の変化とし得る。位置センサは、トランスデューサア

50

レイを有する超音波プローブに対して固定された既知の位置に配置されることができ、例えば、プローブの筐体の表面に配置され、あるいは該筐体に取り付けられる。例えば、位置センサは、電磁（EM）追跡センサ若しくは光ファイバ追跡センサ、又はトランスデューサ位置についての追跡情報を提供するその他のセンサとし得る。対応する方法は、トランスデューサレイに対して固定された既知の位置に位置付けられた位置センサから超音波トランスデューサ位置追跡情報を受信する更なるステップを有する。

【図面の簡単な説明】

【0028】

本発明のこれら及びその他の態様が、以下に記載される実施形態を参照して明らかになる。

【図1】一例に係る超音波撮像システムを示す斜視図である。

【図2】画像誘導手順において解剖学的領域を撮像する例示的な超音波プローブを示す模式図である。

【図3】第1の実施形態に係る超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図4】例示的なCTデータセットを示す図である。

【図5】例示的な3D管構造マップを示す図である。

【図6】第2の実施形態に係る超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図7】第3の実施形態に係る超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図8】第4の実施形態に係る超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図9】第5の実施形態に係る超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図10】第6の実施形態に係る超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図11】管構造情報を具備した超音波画像を有する表示の一例を示す図である。

【図12】管構造情報を具備した超音波画像を有する表示の他の一例を示す図である。

【図13】一実施形態に係る管構造情報を重ね合わせた超音波画像を生成する方法を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図1は、一例に係る超音波撮像システム10の斜視図を示している。システム10は、システム10の電子回路の大部分を収容しているシャーシ12を含んでいる。シャーシ12はカート14上に取り付けられることができ、ディスプレイ16がシャーシ12上に取り付けられる。超音波プローブ20が、ケーブル22を介して、シャーシ12上の複数のコネクタ26のうちの1つに接続され得る。シャーシ12は、参照符号28によって全体を指し示すキーボード及びユーザ制御具を含んでおり、それにより、医師又は超音波技師が、超音波システム10を操作し、また、患者や実行する検査種類についての情報を入力することが可能にされる。制御パネル又はユーザ制御部28の背後にタッチスクリーンディスプレイ18があり、システム10の動作を制御する際にキーボード及び制御具28を補完するよう、タッチスクリーンディスプレイ18上にプログラム可能なソフトキーが表示され得る。シャーシ12はまた、一般に、例えばスクリーン上のポインタを操作するために使用され得る例えばトラックボールなどのポインティング装置を含む。シャーシ12はまた、スクリーン上のポインタを操作した後に押すかクリックするかされ得る1つ以上のボタン（図示せず）を含み得る。これらの操作は、コンピュータで用いられているマウスと同様である。動作時、トランスデューサレイを内部に有する撮像プローブ20が、患者（図示せず）の皮膚に接して配置され、且つ動かさずに保持されて、皮膚の下の2D又は3Dの解剖学的領域内の血液又は組織の画像が収集される。画像はディスプレイ16上に提示され、また、記録装置（図示せず）によって記録され得る。記録装置は、例えば、シャーシの付属品棚に置かれる。システム10はまた、テキスト及び画像を含んだレポートを記録あるいはプリントし得る。画像に対応するデータはまた、例えばインターネット又はローカルエリアネットワークなどの好適なデータリンクを介してダウンロードされ得る。

【0030】

10

20

30

40

50

理解されるように、図1の超音波撮像システム10は単に例示的なものであり、如何なる他の好適な超音波撮像システムが使用されてもよい。一例において、超音波撮像システムは、フィリップス社により現在流通されているものであるX6-1超音波トランスデューサ/プローブ又はC5-1超音波トランスデューサ/プローブを有することができる。他の一例において、超音波撮像システムは更に、例えばフィリップス社により現在流通されているものであるPercuNavなどの、EM位置センシングを有することができる。

#### 【0031】

図2は、画像誘導手順において解剖学的領域Aを撮像する例示的な超音波プローブ20の模式図を示している。ここで、超音波プローブ20は、患者の身体の解剖学的領域A内での侵襲的医療装置11（例えば、手術針、生検針、又はアブレーションプローブ）の挿入、使用又は操作中に、超音波受信信号又は超音波受信データを提供する。例えば、侵襲的医療装置によって治療される、あるいは狙われる標的Tは、高周波アブレーション（RFA）にて焼灼される上皮性悪性腫瘍とし得る。画像誘導手順を実行するとき、医師は、解剖学的領域A内の標的Tと、標的Tに接近する侵襲的医療装置11と、標的Tを取り囲む特には血管又は脈管構造である管構造15と、を可視化することができなければならない。故に、管構造15の撮像は、侵襲的医療装置11の挿入及び誘導の間に如何なる主要管構造にも孔を開けないことを確保するために重要である。

#### 【0032】

図3は、第1の実施形態に係る超音波撮像システム10のブロック図を示している。超音波撮像システム10は、超音波受信信号を提供するように構成されたトランスデューサアレイ21を有する超音波プローブ20を含んでいる。トランスデューサアレイ21は、特に、2Dトランスデューサアレイとし得る。図1の超音波撮像システム10は、超音波プローブ20及びそのトランスデューサアレイに接続されたビームフォーマ25を有している。ビームフォーマ25は、トランスデューサアレイ21から超音波受信信号又はデータを受信して、ビームフォーミングを実行する。斯くして、隣り合った多数の2Dスキャン又はフレームが収集され、そしてこれらがBモードボリューム処理ユニット30へと送られて、データの3Dボリューム31が形成される。このように、図3に示した実施形態及び以下の実施形態においては、解剖学的領域内のボリュームの電子的スキャンが使用される。しかしながら、理解されるように、システムは代わりに機械的スキャンを使用してもよい。

#### 【0033】

上述のように、超音波撮像システム10は、ビームフォーマ25から受信した超音波受信信号又はデータに基づき信号処理を用いてBモードボリューム31を生成するように構成されたBモードボリューム処理ユニット30を有する。さらに、システム10は、Bモードボリューム31に基づき画像処理により現在のBモード画像41を表示されるべく提供するように構成されたBモード画像処理ユニット40を有している。データの3D BモードボリュームがBモードボリューム処理ユニット30によって生成されるが、データの実際の提示又は表示も3Dである必要は必ずしもない。例えば、流体でないもので充ちた構造の場合、一部の事例では、3D画像の描画が最も有用なデータ提示手法であるというわけではなく、ボリュームを貫く1つの2D画像若しくは直交し合う2D画像平面の方が、ユーザにとって読影が容易であることがある。具体的には、上記現在のBモード画像は、2D画像、すなわち、3D Bモードボリュームのスライスであってもよいし、例えばアキシャル面、サジタル面及びコロナル面のMPRといった、直交し合う2D画像平面の（3D）画像であってもよい。他の例では、（表示される）上記現在のBモード画像は、当然ながら、3D画像であってもよい。この場合、関心ボリュームの3D画像41が、データの3Dボリューム31から構築される。これは、可能な限り多くの情報をユーザに提供する。

#### 【0034】

また、超音波撮像システム10は、先に収集された3D管構造マップ51を格納するよ

10

20

30

40

50

うに構成されたメモリ50を有している。これが意味することは、超音波画像誘導手順の最初又は前に、解剖学的領域の3D管構造マップ51が収集あるいは作成されるということである。3D管構造マップは、超音波画像誘導手順の最初に、侵襲的医療装置を患者内に実際に挿入するのに先立って収集されるので、時間を掛けて可能な限り高品質の3D管構造マップを取得することができる。図5は、この例では肝臓の、そのような3D管構造マップ51の一例を示している。理解されるように、図5の特定の肝臓の血管マップは単に例示的なものであり、例えば、特には超音波を用いて撮像されることが可能な器官である他の器官のものといった、如何なる他の好適な管構造マップが使用されてもよい。

#### 【0035】

3D管構造マップ51の収集におけるフレームレートは低くなり得るが、3D管構造マップ51は超音波画像誘導手順の最初又は前に収集されるので、上述のようにBモード撮像を用いる超音波画像誘導手順それ自体におけるフレームレートは影響されない。故に、上述のようにBモードボリューム処理ユニット30及びBモード画像処理ユニット40を用いるBモード画像の現在収集又はライブ収集はBモードのみを伴うので、高いフレームレート又はリアルタイムのフレームレートを達成することができる。

#### 【0036】

超音波撮像システム10は、先に収集された3D管構造マップ51をBモードボリューム31に対してレジストレーションするように構成されたレジストレーションユニット60を有している。このようなレジストレーションを実行する如何なる好適な方法又は技術が使用されてもよい。非限定的な一具体例において、Wein等の「Automatic Non-Linear

Mapping of Pre-Procedure CT Volumes to 3D Ultrasound」(IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)、Rotterdam、2010)に開示されるようなレジストレーション技術を使用することができる。なお、それをここに援用する。非限定的な他の一具体例において、Porter等の「Three-Dimensional Registration and Fusion of Ultrasound and MRI Using Major Vessels as Fiducial Markers」(IEEE Trans Med Imaging 2001、20(4)、pp.354-359)に開示されるようなレジストレーション技術を使用することができる。なお、それをここに援用する。非限定的な更なる一具体例において、Lange等の「Vessel-Based Non-Rigid Registration of MR/CT and 3D Ultrasound for Navigation in Liver Surgery」(Computer Aided Surgery、8:228-240、2003)に開示されるようなレジストレーション技術を使用することができる。なお、それをここに援用する。

#### 【0037】

また、レジストレーションユニット60は、3D管構造マップのうち現在のBモード画像41に対応する部分61又は少なくともその部分61を選択するように構成される。一例において、現在のBモード画像41が上述のように2D画像又は直交2D画像平面の画像である場合、部分61は3D管構造マップ51の2Dスライスである。故に、Bモードボリューム31が表示用の2D Bモード画像41を得るようにスライスされる場合、3D管構造マップ51も同じようにスライスされる。これに代わる一例において、現在のBモード画像41が3D画像である場合、上記部分は3D管構造マップ51のうちの3D部分である。故に3D Bモード画像41が表示されるべき場合、3D管構造マップ51が同じようにして重ねられる。他の一例において、3D管構造マップの部分61は、3D管構造マップの全体である。故に、この例においては、格納された3D管構造マップ又は情報の全体が表示される。

#### 【0038】

好ましくは、あるいは必要に応じて、3D管構造マップは、超音波画像誘導手順が行われるときに追跡、すなわち、継続的に更新される。この場合、レジストレーションユニット60は、現在のBモード画像41に対応する3D管構造マップ51の部分61を選択するために、超音波トランスデューサ位置追跡情報52を受信するように構成される。換言すれば、部分61は、受信した超音波トランスデューサ位置追跡情報52を用いて選択される。超音波トランスデューサ位置追跡情報52は、超音波トランスデューサとも呼ぶト

10

20

30

40

50

ランスデューサアレイ 21 を有する超音波プローブ 20 の位置を指し示し、且つ / 或いは追跡する。超音波トランスデューサ位置追跡情報 52 を用いて、部分 61 が選択され、且つ / 或いはレジストレーションが継続的に更新される。超音波トランスデューサ位置追跡情報の使用については、図 9 及び図 10 の実施形態を参照して更に詳細に後述する。

【 0039 】

必要に応じて、超音波撮像システム 10 はまた、現在の B モード画像 41 と 3D 管構造マップ 51 のうちの選択された部分 61 とを受信して管構造情報を具備した超音波画像 71 (これは、その後に表示されることができる) を提供するように構成された画像処理ユニット 70 を有し得る。

【 0040 】

超音波撮像システム 10 は更に、超音波画像 71 を表示するように構成されたディスプレイ 16 を有している。超音波画像 71 は、現在の B モード画像 41 と選択部分 61 とに基づく。斯くして、システムのユーザ (例えば、医師又は臨床医) は、例えば図 2 を参照して説明したように、画像誘導手順中に、表示された管構造情報を具備した超音波画像 71 を用いることができる。上述のように、表示される超音波画像 71 又は現在の B モード画像 41 は、2D 又は 3D の何れかの画像とし得る。

【 0041 】

図 11 は、模式図の形態で、管構造情報を具備した超音波画像 71 を有する表示 16 の一例を示している。図 12 は、写真の形態で、管構造情報を具備した超音波画像 71 を有する表示 16 の他の一例を示している。図 11 及び図 12 の例の各々において、超音波画像 71 又は現在の B モード画像 41 は、関心ある解剖学的領域内の標的 T を示す 2D B モード画像である。この場合、部分 61 は、図 11 又は図 12 にて見て取れるように、3D 管構造マップの 2D スライスである。画像誘導手順中に侵襲的医療装置 (図 11 又は図 12 には示されず) も画像内で視認可能であり得る。

【 0042 】

図 11 の例において、超音波画像 71 は、現在の B モード画像 41 と 3D 管構造マップの選択部分 61 とを重ね合わせることによって提供されている。この場合、画像処理ユニット 70 は、現在の B モード画像 41 と 3D 管構造マップ 51 の選択部分 61 とをオーバーレイあるいは融合することで、管構造情報を重ね合わせた超音波画像 71 を提供するように構成され、そして、この超音波画像 71 が表示され得る。故に、超音波画像 71 は、重ね合わされた管構造情報を有する。換言すれば、管構造情報又は 3D 管構造マップ 51 の一部 61 が直接的に超音波画像上に重ねられ、あるいは超音波画像内に組み込まれる。超音波画像 71 は、3D 管構造マップの部分 61 の形態で 2D B モード画像 41 上に重ねられた管構造情報を有する。この図 11 の例では、管構造情報又は部分 61 は、管構造の輪郭の形態で示されている。しかしながら、理解されるように、管構造情報は、例えば、管構造の中心に沿って走る線や、輪郭の境界内の管構造に色を付けることなど、如何なる他の好適な手法で提示されてもよい。

【 0043 】

図 12 の例において、超音波画像 71 は、現在 (又はライブ) の B モード画像 41 と 3D 管構造マップの選択部分 61 とを並べた形態又は表現にすることによって提供されている。図 12 では、現在 (又はライブ) の B モード画像 41 は、ディスプレイ 16 の右側に第 1 の画像部分として提示され、選択部分 61 は、ディスプレイ 16 の左側に第 2 の画像部分として提示されている。この場合、画像処理ユニット 70 は、現在の B モード画像 41 と 3D 管構造マップ 51 の選択部分 61 とを互いの隣に足し合わせることで、管構造情報を有する超音波画像 71 を提供するように構成され、そして、この超音波画像 71 が表示され得る。選択部分 61 又は管構造情報は、例えば、先に収集されてレジストレーションされた画像 (例えば、カラー画像) 内のものとし得る。一例において、選択部分 61 は、図 8 を参照して更に詳細に後述するように、CT データ又は MR データ (図 12 参照) にて提示あるいは包含され得る。他の一例において、選択部分 61 は、図 6 又は図 7 を参照して更に詳細に後述するように、超音波画像にて提示あるいは包含され得る。この図 1

10

20

30

40

50

2の例では、管構造情報又は部分61は、管構造の中心に沿って走る線の形態で示されている。しかしながら、上述のように、管構造情報が如何なる他の好適な手法で提示されてもよいことは理解されることである。

【0044】

理解されるように、図11及び図12に示した表示は具体例であり、管構造情報を有する超音波画像は如何なる他の好適な手法で表示されてもよい。何れの場合も、ディスプレイ16を観る医師又はユーザは、管構造情報とBモード画像41とを見ることができ、このことは、画像誘導手順中に管構造を避ける助けとなる。従って、現在又はライブのBモード画像41とともに移動するレジストレーション済みの管構造マップの部分を、ディスプレイ16上で観察することができる。これが、ライブ収集されているものではなく、事前収集された3D管構造マップであるということは、管構造が単に超音波プローブ20の位置とともに移動・回転するだけで脈動しないことが見えることで一目瞭然である。必要に応じて、管構造及びフロー（流れ）情報がライブではないことをユーザに通知するメッセージをディスプレイ上に提供してもよい。

【0045】

次に、図6から図10を参照して、更なる実施形態を説明する。図6から図10の実施形態は各々、図3の第1の実施形態を基礎とするので、図3の実施形態についてと同じ説明が、図6から図10の実施形態にも当てはまる。

【0046】

図6は、3Dフロー撮像技術を用いて解剖学的領域内の管構造又は脈管構造を特定する第2の実施形態に係る超音波撮像システムのブロック図を示している。図6の実施形態において、超音波撮像システム10は更に、超音波受信信号に基づいて3Dフローデータ79を生成するように構成された3Dフロー処理ユニット78と、3Dフローデータ79に基づいて3D管構造マップ51を生成するように構成されたフロー画像処理ユニット80とを有している。3Dフローデータ79（又は、フローボリュームとの呼ぶ）は、トランスデューサアレイ21が各ラインに対して複数の超音波パルスを送信し、そのラインにおける流れを推定することで生成され得る。そして、そのような複数のラインの収集がボリュームにわたって掃引される。超音波パルス数は増加され得る。これは感度を高めるが、フレームレートを低下させる。例えば、3Dフロー処理ユニット78は、カラーフロー技術、カラーパワーアンギオ（CPA）技術、又はBモードフロー撮像技術を用いて3Dフローデータ79を生成するように構成されることができる。CPAの場合、生成されるフロー画像又は3D管構造マップは、流れの大きさのみを示し、流れの方向性を示さない。Bモードフロー撮像（Bフローとも呼ぶ）の場合、フロー画像は、Bモードパルスサブトラクション技術を用いて生成される。また、3Dフロー処理ユニット78は、造影（コントラストエンハンス）超音波技術を用いて3Dフローデータ79を生成するように構成されることができる。これは、特に技術的にチャレンジングな事例において、血管の可視化を改善するのに特に好ましい手法である。理解されるように、実際には、3Dフロー画像を可視化あるいは再構成する如何なる技術も使用され得る。

【0047】

図6の実施形態において、超音波撮像システム10は更に、Bモードボリューム31を生成するようにBモードボリューム処理ユニット30、又は3Dフローデータ79を生成するように3Dフロー処理ユニット78、の何れかを選択するように構成されたコントローラ90を有している。具体的には、このコントローラは、先ず、画像誘導手順の前又は最初に、3D管構造マップ51を生成することができるように3Dフロー処理ユニット78を選択し、その後、画像誘導手順中に、Bモード撮像を使用することができるようにBモードボリューム処理ユニットを選択するように構成される。コントローラ90が、3Dフロー処理ユニット78を選択するとき、トランスデューサアレイ21が各ラインに対して複数の超音波パルスを送信し、そして、そのような複数のラインの収集がボリュームにわたって掃引されることで、3Dフローデータ79を生成することができる。コントローラ90が、Bモードボリューム処理ユニット30を選択するとき、トランスデューサア

10

20

30

40

50

イ 2 1 が各ラインに対して単一のパルスを送信し、そして、そのような複数のラインの収集がボリュームにわたって掃引されることで、Bモードボリューム 3 1 を生成することができる。コントローラ 9 0 によって実行される選択は、特に、ユーザ入力 8 9 に基づいて達成され得る。故に、コントローラ 9 0 は、ユーザ入力 8 9 を受信するために、例えば図 1 のユーザ制御具 2 8 などのユーザ制御具 2 8 に接続され得る。そして、コントローラ 9 0 は、ユーザ制御具 2 8 から第 1 のユーザ入力 8 9 a を受信するとき（例えば、ユーザが“開始”ボタンを押すとき）に 3 D フロー処理ユニット 7 8 を選択し、ユーザ制御具 2 8 から第 2 のユーザ入力 8 9 b を受信するとき（例えば、ユーザが“承認”ボタンを押すとき）に B モードボリューム処理ユニット 3 0 を選択するように構成され得る。必要に応じて、フロー画像又は 3 D 管構造マップ 5 1 はまた、単独あるいは別々にディスプレイ 1 6 上に表示されてもよい。従って、図 6 に示されるように、フロー画像又は 3 D 管構造マップ 5 1 はディスプレイ 1 6 に送信されることができる。

#### 【 0 0 4 8 】

ここで、より十分な理解のため、システム 1 0 を使用する具体的な適用例を示す。ユーザが、標的 T 及び針 1 1 の経路の可視化を可能にする所望のスクリーンウィンドウ内に、2 D トランスデューサアレイ 2 1 を有する超音波プローブ 2 0 を置く。針 1 1 を挿入することに先立って、ユーザが、ユーザ制御具 2 8 上の“開始”ボタンを押す。これにより、高品質カラーフローボリュームデータの収集が始動される。その後、そのカラーフローボリュームデータが所望の 3 D 管構造マップ（例えば、ディスプレイ 1 6 上に表示される）を提供する場合に、ユーザが、ユーザ制御具 2 8 上の“承認”ボタンを押す。承認を受けて、システム 1 0 が直ちに、カラー 3 D フローデータ又はフローボリュームの場合より遥かに高いボリュームレートで B モードボリュームの収集を開始する。そして、連続した B モードボリュームに対して、何らかの種類の解剖学的特徴追跡又はスペックル追跡が適用され得る。これは、ボリュームごとにどれだけの並進又は回転が起こっているかについての情報を提供する。この並進及び回転が、カラー 3 D フローデータ又はフローボリュームに基づく 3 D 管構造マップに適用され、それにより、B モード画像が示しているものに対して 3 D 管構造マップがレジストレーションされたままであるようにされる。この管構造マップが、例えば異なる色合いで、現在又はライブの B モード画像に重ねられる。そして、B モードボリュームの 2 D スライス、直交し合う 2 D 画像平面の画像（例えば、MPR）、又は 3 D 描画ビューの何れかを用いて、針の誘導が行われる。B モードボリュームをスライスして提示する手法にかかわらず、レジストレーションされた 3 D 管構造マップを同じようにスライスして提示することができる。

#### 【 0 0 4 9 】

図 7 は、第 3 の実施形態に係る超音波撮像システム 1 0 のブロック図を示し、図 8 は、第 4 の実施形態に係る超音波撮像システムのブロック図を示している。これらの実施形態においては、図 6 の実施形態を参照して説明したようなフロー収集技術を用いることに代えて、画像データに基づく 3 D 管構造セグメンテーション（区分化）技術を用いて、3 D 管構造マップ 5 1 が生成される。図 7 及び図 8 の実施形態の各々において、超音波撮像システム 1 0 は、故に、管構造セグメンテーション技術を実行することによって 3 D 管構造マップ 5 1 を作成するように構成された管構造セグメンテーションユニット 9 5 を有している。管構造セグメンテーション技術は、例えば、国際公開第 2 0 0 6 / 0 8 5 2 5 4 号パンフレット又は米国特許第 7 9 7 0 1 8 9 号明細書に開示されているような技術とし得る。なお、それらをここに援用する。例えば、図 4 に示す例示的な血管マップ又は血管樹は、国際公開第 2 0 0 6 / 0 8 5 2 5 4 号パンフレット又は米国特許第 7 9 7 0 1 8 9 号明細書に開示された管構造セグメンテーション技術に基づくものである。

#### 【 0 0 5 0 】

図 7 の実施形態において、管構造セグメンテーションユニットは、B モードボリュームに基づいて管構造セグメンテーション技術を実行するように構成される。この場合、3 D 管構造マップは、3 D 超音波データ、とりわけ、システムがどっちみち収集する必要がある B モードボリュームに基づいて作成される。これは、何らかの他のシステム又はデータ

10

20

30

40

50

の使用を伴わない、3D管構造マップを作成するとりわけ容易な手法を提供する。Bモードボリュームは、例えば、コンベンショナルな3D超音波データ又は造影3D超音波データとし得る。

#### 【0051】

3D超音波データを用いることに代えて、管構造セグメンテーションユニット95は、図8の実施形態に例示するように、CTデータ又はMRデータ112に基づいて管構造セグメンテーション技術を実行するように構成されてもよい。この実施形態において、管構造セグメンテーションユニット95は、超音波撮像システム10に接続された別個のCTシステム又はMRシステム110からCTデータ又はMRデータ112を受信するように構成される。故に、この実施形態においては、3D管構造マップ51は、別個のCTシステム又はMRシステム110から受信したCTデータ又はMRデータ112に基づいて作成される。しかしながら、理解されるように、CTデータ又はMRデータ112は、例えば可搬式の記憶媒体にて、あるいは超音波撮像システム自体内のCT機能又はMR機能によってなど、如何なる他の好適な手法で受信されてもよい。CTデータは、例えば、コンベンショナルなCTデータ、コーンビームCTデータ、又はCTアンギオグラフィデータとし得る。MRデータは、例えば、コンベンショナルなMRデータ、又はMRアンギオグラフィデータとし得る。CTデータ又はMRデータはまた、1つ以上の造影剤を用いて収集されてもよいし、用いずに収集されてもよい。

10

#### 【0052】

図4は、例示的なCTデータセット112を示し、図5は、例示的な3D管構造マップ51、具体的には、管構造セグメンテーション技術を用いて図4のCTデータセット112から作成された3D管構造マップ51を示している。図5にて見て取れるように、この3D管構造マップ51は、管構造の輪郭を示しており、“ワイヤフレーム”としても参照され得る。

20

#### 【0053】

図9は、第5の実施形態に係る超音波撮像システムのブロック図を示し、図10は、第6の実施形態に係る超音波撮像システムのブロック図を示している。図9及び図10は各々、図3の第1の実施形態を参照して説明したような超音波トランスデューサ位置追跡情報52がどのようにして生成され得るかという一実施形態を示している。図9及び図10の各々において、レジストレーションユニット60は、図3の第1の実施形態を参照して説明したように、現在のBモード画像41に対応する3D管構造マップの部分61を選択するために、超音波トランスデューサ位置追跡情報52を受信するように構成されている。理解されるように、図9又は図10の実施形態は、超音波トランスデューサ位置追跡情報の生成に焦点を当てたものであり、図3、図6、図7又は図8の実施形態の何れとも組み合わされることができる。

30

#### 【0054】

図9の実施形態において、超音波トランスデューサ位置追跡情報は、画像データに基づく技術を用いて、特には特徴（フィーチャ）追跡を用いて生成される。故に、図9の実施形態は、画像ベース追跡を使用する。この場合、超音波トランスデューサ位置追跡情報52は、3D超音波データ、とりわけ、システムがどっちみち収集する必要があるBモードボリュームデータ31に基づいて提供される。“時間的に連続した”なる用語は、相互に直に続いて収集されているBモードボリュームを意味することもあるし、相互に直には続かず、故に、時間的に離間されて収集されているBモードボリューム（例えば、1つおき又は2つおきのボリューム）を意味することもある。図9の実施形態において、超音波撮像システム10は更に、時間的に連続したBモードボリュームに基づいて超音波トランスデューサ位置追跡情報52を生成するように構成された処理ユニット120を有している。図9の実施形態において、超音波撮像システム10はまた、時間的に連続したBモードボリュームを格納するメモリ118を有している。Bモードボリューム処理ユニット30によって生成されたBモードボリューム31が相次いでメモリ118に伝送されて格納される。そして、処理ユニット120が、時間的に連続したBモード画像119を受信し

40

50

て処理する。具体的には、処理ユニット120は、時間的に連続したBモードボリューム119上で特徴追跡を実行し、特徴追跡に基づいて並進及び/又は回転のベクトルを生成するように構成されることができる。この場合、超音波トランスデューサ位置追跡情報52は、並進及び/又は回転のベクトルに基づく並進及び/又は回転の情報である。故に、時間的に連続したBモードボリューム119内のフィーチャの並進及び/又は回転が追跡され、それに基づいて、並進ベクトル又は回転ベクトルが抽出される。図9の実施形態に示すように、時間的に連続したBモードボリュームに基づいて超音波トランスデューサ位置追跡情報を生成する場合、Bモードボリューム処理ユニット30は、画像誘導手順(又は、超音波プローブを用いた身体のスキャン)中に連続して3D Bモードボリュームを生成しなければならない。斯くして、並進情報を生成する下地となる連続したBモードボリュームデータが存在する。この連続生成はまた、表示すべき現在のBモード画像が2D画像のみである場合にも適用される。

10

#### 【0055】

3D管構造マップ51をどれだけ並進及び/又は回転させるべきかを算定するために、時間的に連続したBモードボリューム上での特徴追跡(すなわち、画像ベース追跡)を用いることに代えて、図10の実施形態に示すように、位置センサ130を使用することができる。図10の実施形態は、故に、センサベースの追跡手法を示している。図10にて見て取れるように、位置センサ130は、トランスデューサアレイ21を有する超音波プローブ20に対して固定された既知の位置に位置付けられ、例えば、プローブ20の筐体の表面に配置され、あるいは該筐体に取り付けられる。超音波トランスデューサ位置追跡情報52は、位置センサ130から受信される位置情報である。位置センサ130を用いて、超音波プローブ20又はトランスデューサアレイ21の向き及び/又は位置の変化を追跡することができる。超音波トランスデューサ位置追跡情報が、図10の実施形態に示すように位置センサに基づいて生成される場合、Bモードボリューム処理ユニット30は、表示すべき現在のBモード画像が2D画像のみである場合には、連続して3D Bモードボリュームを生成する必要はない。しかしながら、表示すべき現在のBモード画像が3D画像である場合には、Bモードボリューム処理ユニット30は、連続して3D Bモードボリュームを生成しなければならない。

20

#### 【0056】

例えば、位置センサは、電磁(EM)追跡センサ又は光ファイバ追跡センサとし得る。しかしながら、理解されるように、トランスデューサ位置についての追跡情報を提供する概して如何なるセンサも使用され得る。2Dトランスデューサアレイを有するとともにEM追跡センサを有する超音波プローブ20(例えば、X6-1プローブ)は、校正されたBモードボリューム及びカラーフローデータを生成することが可能である。

30

#### 【0057】

次に、管構造情報を具備した超音波画像を提供するための対応する方法を、図13を参照して説明する。図13は、具体的には図3の第1の基本実施形態に対応した、一実施形態に係るそのような方法のブロック図を示している。第1のステップS1にて、3D管構造マップ51が収集される。これは特には、画像誘導手順の前又は最初に行われる。そして、ステップS2にて指し示されるように、3D管構造マップ51がメモリ50に格納される。次に、この方法は、ステップS101にて、トランスデューサアレイ21を有する超音波プローブ20によって提供される超音波受信信号を受信するステップを有する。その後、ステップS102にて、超音波受信信号に基づくBモードボリューム31が生成され、ステップS103にて、Bモードボリューム31に基づく現在のBモード画像41が提供される。そして、ステップS104にて、この方法は、メモリ50に格納された、先に収集された3D管構造マップ51を、Bモードボリューム31に対してレジストレーションすることを有する。さらに、この方法は、ステップS105にて、現在のBモード画像41に対応する3D管構造マップ51の部分61を選択することを有する。その後、ステップS106にて、この方法は、現在のBモード画像41と3D管構造マップ51の選択された部分61とに基づく超音波画像71を提供することを有する。一具体例において

40

50

、超音波画像 71 は、図 11 の例を参照して説明したように、現在の B モード画像 41 と選択部分 61 とをオーバーレイあるいは融合することによって提供され得る。他の一具体例において、超音波画像 71 は、現在（又はライブ）の B モード画像 41 と選択部分 61 とを並べた形態又は表現にすることによって提供され得る。最後に、ステップ S107 にて、管構造情報を有する超音波画像 71 がディスプレイ 16 上に表示され得る。これらのステップは、例えば、1 つ以上のプロセッサ（例えば、マイクロプロセッサ）にて実行されることができる。

【0058】

一般に、理解されるように、ここに記載された様々な（処理）ユニットは、ハードウェア又はソフトウェアにて好適に実装され得る。特に図 3 又は図 6 - 10 の実施形態のうち 10 の何れか 1 つに関してここに記載された何れか 1 つ以上の（処理）ユニット 25、30、40、60、70、90、78、80、95、120 は、1 つ以上のプロセッサ（例えば、マイクロプロセッサ）にて実装され得る。例えば、B モードボリューム処理ユニット 30、B モード画像処理ユニット 40、レジストレーションユニット 60、及び場合により画像処理ユニット 70 は、単一のプロセッサ又は複数のプロセッサにて実装され得る。

【0059】

図面及び以上の記載にて本発明を詳細に図示して説明してきたが、これらの図示及び説明は、限定的なものではなく、例示的あるいは典型的なもののみなされるべきであり、本発明は、開示の実施形態に限定されるものではない。開示の実施形態へのその他の変形が、図面、本開示及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によつて理解されて実現され得る。 20

【0060】

請求項において、用語“有する”はその他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞“a”又は“an”は複数であることを排除するものではない。単一の要素又はその他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を果たしてもよい。特定の複数の手段が相互に異なる従属項に記載されているという単なる事実は、それらの手段の組合せが有利に使用され得ないということを示すものではない。

【0061】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに供給されるか、他のハードウェアの一部として供給されるかする例えば光記憶媒体又は半導体媒体などの好適な媒体にて格納/配布され得るが、例えばインターネット又はその他の有線若しくは無線の遠隔通信システムを介してなど、その他の形態で配布されてもよい。 30

【0062】

請求項中の如何なる参照符号も、範囲を限定するものとして解されるべきでない。

【 図 1 】

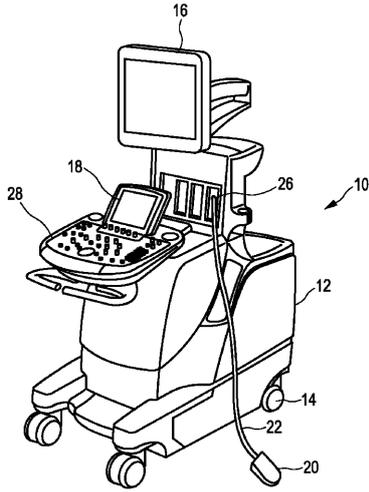


FIG. 1

【 図 2 】

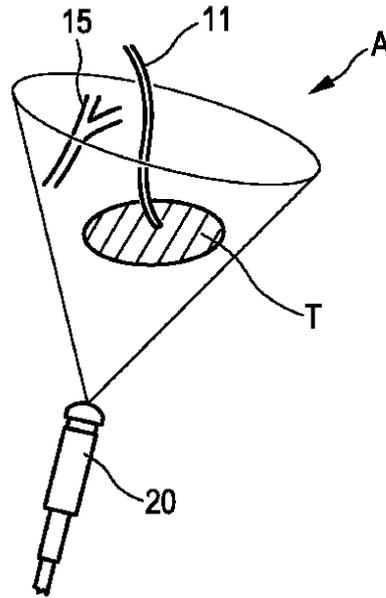


FIG. 2

【 図 3 】

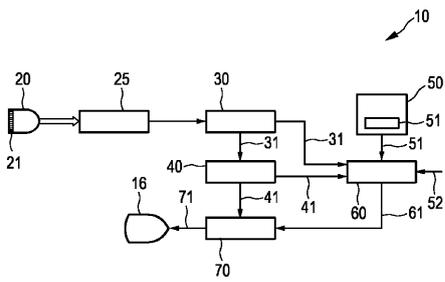


FIG. 3

【 図 4 】

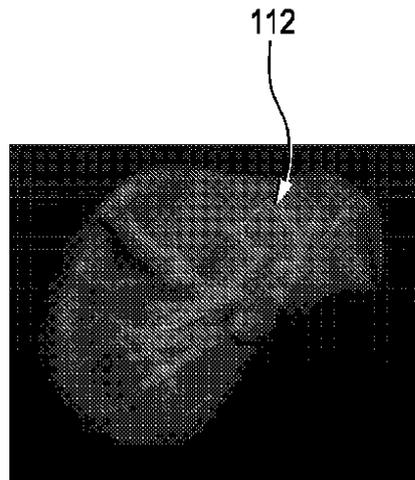


FIG. 4

【 図 5 】

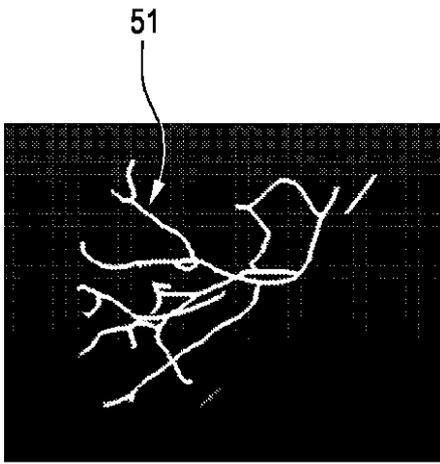
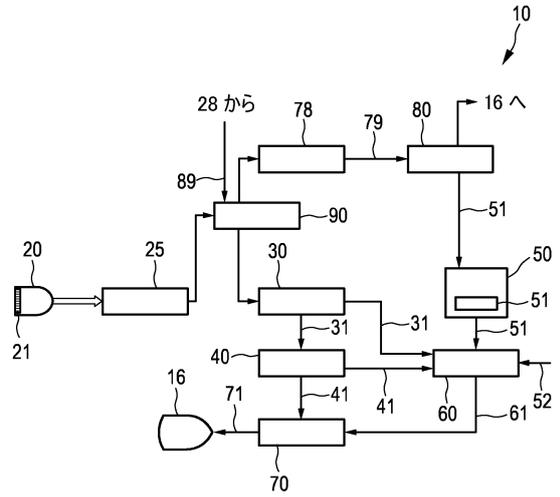


FIG. 5

【 図 6 】



【 図 7 】

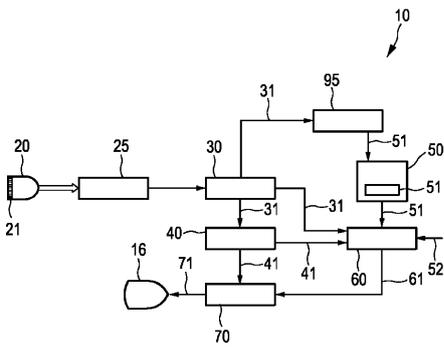


FIG. 7

【 図 8 】

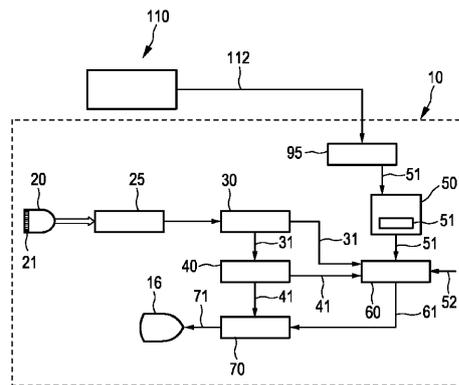


FIG. 8

【 図 9 】

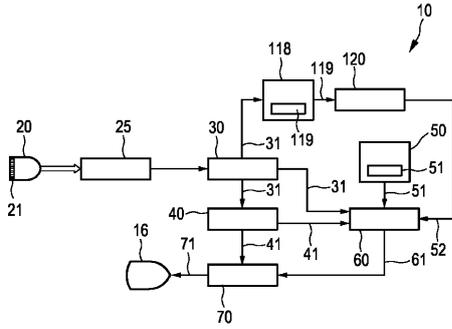


FIG. 9

【 図 10 】

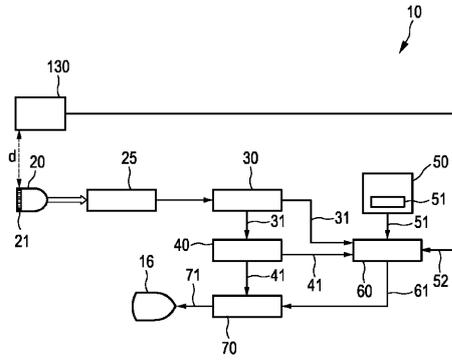


FIG. 10

【 図 11 】

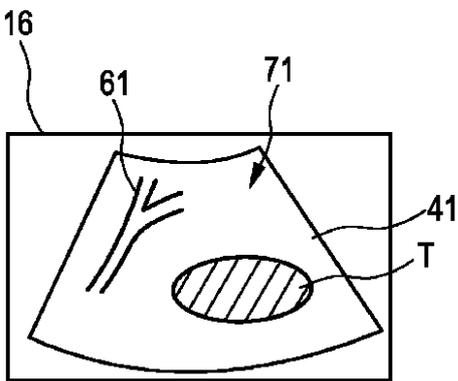


FIG. 11

【 図 12 】

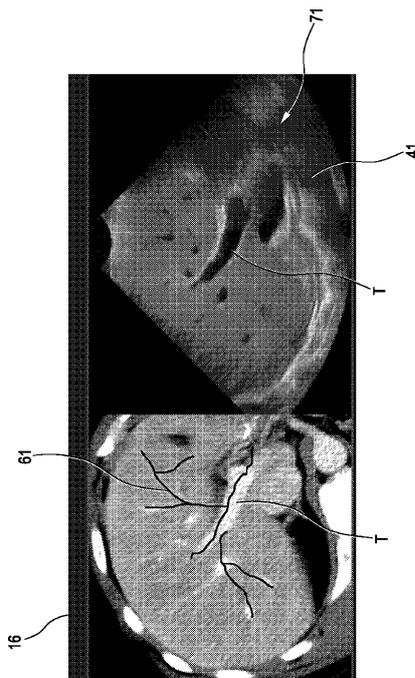


FIG. 12

【 13 】

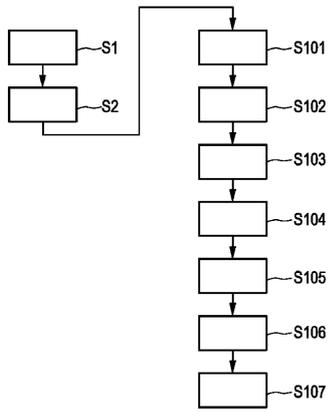


FIG. 13

## フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ング, ギャリー チェン - ホウ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

(72)発明者 ジェイゴ, ジェームズ ロバートソン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

(72)発明者 ロビンソン, アンドリュウ リー

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2011-011001(JP, A)

特開2009-056125(JP, A)

特開平07-204203(JP, A)

特開平07-213522(JP, A)

特表2008-529641(JP, A)

特開2009-022459(JP, A)

特開2009-106530(JP, A)

特開2009-101204(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5