

(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2006-523115

(P2006-523115A)

(43) 公表日 平成18年10月12日(2006.10.12)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2006-506349 (P2006-506349)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年3月4日 (2004.3.4)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成17年9月22日 (2005.9.22)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/000759		Koninklijke Philips
(87) 国際公開番号	W02004/086086		Electronics N. V.
(87) 国際公開日	平成16年10月7日 (2004.10.7)		オランダ国 5621 ペーアー アイ
(31) 優先権主張番号	60/458,782		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(32) 優先日	平成15年3月27日 (2003.3.27)		1
(33) 優先権主張国	米国 (US)		Groenewoudseweg 1, 5
			621 BA Eindhoven, T
			he Netherlands
		(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦
		(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 結合された三次元超音波イメージングシステムを用いて侵襲的医療装置を案内する方法

(57) 【要約】

侵襲的医療装置(30)の位置又は画像情報を有する合成三次元超音波画像を提供する。三次元超音波画像データは、ボリュームレンダリングの前又は後に侵襲的医療装置(30)の位置又は画像情報と結合される。三次元超音波画像データ及びインターベンショナルシステムデータは基準の共通フレームに対して方向付けされ、スケーリングされ、次いで、結合される。ボリュームレンダリングは、超音波システム(12)、インターベンショナルシステム又は結合される前に両方に関して個別に実行される。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

侵襲的医療装置の配置又は操作の空間的情報を有する三次元超音波画像を生成する方法であって：

侵襲的医療装置を有するボリューム領域から三次元超音波画像データの集合を取得する段階；

三次元超音波画像を生成するために前記三次元超音波画像データの集合をボリュームレンダリングする段階；

インターベンショナルシステムに前記三次元超音波画像を送信する段階；

前記インターベンショナルシステムの基準のフレームに前記三次元超音波画像を変換する段階； 10

前記侵襲的医療装置の画像データ又は位置と前記三次元超音波画像をアライメントする段階；並びに

前記三次元超音波画像と前記侵襲的医療装置の前記位置又は画像データを結合する段階

；

を有することを特徴とする方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法であって：

取得する段階は、アレイトランスジューサを用いて三次元超音波画像データの集合を取得する手順と、トランスジューサの位置情報を取得する手順とを更に有し；及び 20

送信する段階は、前記インターベンショナルシステムに前記トランスジューサの位置情報を送信する手順を更に有する；

ことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法であって、リアルタイム表示のために三次元超音波画像を生成するために実行される、ことを特徴とする方法。

【請求項 4】

侵襲的医療装置の配置又は操作の空間的情報を有する三次元超音波画像を生成する方法であって：

侵襲的医療装置を有するボリューム領域から三次元超音波画像データの集合を取得する段階； 30

前記三次元超音波画像データの集合をスキャン変換する段階；

インターベンショナルシステムに前記のスキャン変換された三次元超音波画像データの集合を送信する段階；

前記インターベンショナルシステムの基準のフレームに前記三次元超音波画像データの集合を変換する段階；

前記三次元超音波画像データの集合を前記侵襲的医療装置の位置又は画像データと結合する段階；

合成三次元画像を生成するために前記の結合したデータをボリュームレンダリングする段階； 40

を有することを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法であって：

取得する段階は、アレイトランスジューサを用いて三次元超音波画像データの集合を取得する手順と、トランスジューサの位置情報を取得する手順とを更に有し；及び

送信する段階は、前記インターベンショナルシステムに前記トランスジューサの位置情報を送信する手順を更に有する；

ことを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の方法であって、リアルタイム表示のために合成三次元超音波画像を生 50

成するために実行される、ことを特徴とする方法。

【請求項 7】

侵襲的医療装置の配置又は操作の空間的情報を有する三次元超音波画像を生成する方法であって：

超音波イメージングシステムに侵襲的医療装置の位置又は画像データを送信する段階；

前記超音波イメージングシステムの基準のフレームに前記の侵襲的医療装置の位置又は画像データを変換する段階；

侵襲的医療装置を有するボリューム領域から三次元超音波画像データの集合を取得する段階；

前記のスキャン変換された三次元超音波画像データの集合を前記侵襲的医療装置の前記位置又は画像データと結合する段階；並びに

合成三次元画像を生成するために前記の結合したデータをボリュームレンダリングする段階；

を有することを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の方法であって、リアルタイム表示のために合成三次元超音波画像を生成するために実行される、ことを特徴とする方法。

【請求項 9】

侵襲的医療装置の配置又は操作の空間的情報を有する三次元超音波画像を生成する方法であって：

超音波イメージングシステムにインターベンショナルシステムからのボリュームレンダリングされた超音波画像データを送信する段階；

侵襲的医療装置を有するボリューム領域から三次元超音波画像データの集合を取得する段階；

インターベンショナルシステムの基準のフレームに前記三次元超音波画像データの集合をスケーリング及び方向付けする段階；並びに

前記インターベンショナルシステムの映像データと前記三次元超音波画像とを結合する段階；

を有することを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の方法であって、リアルタイム表示のために結合されたインターベンショナルシステムの映像データ及び三次元超音波画像を生成するために実行される、ことを特徴とする方法。

【請求項 11】

侵襲的医療装置の配置又は操作の空間的情報を有する三次元超音波画像を生成する方法であって：

インターベンショナルシステムに侵襲的医療装置を有するボリューム領域のボリュームレンダリングされた三次元超音波映像データを送信する段階；

前記超音波映像データの基準のフレームにインターベンショナルシステムの映像データをスケーリング及び方向付けする段階；

インターベンショナルシステムの映像データをボリュームレンダリングする段階；並びに

前記ボリュームレンダリングされたインターベンショナルシステムの映像データと前記ボリュームレンダリングされた三次元超音波映像データとを結合する段階；

を有することを特徴とする方法。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の方法であって、リアルタイム表示のために結合された、ボリュームレンダリングされたインターベンショナルシステムの映像データと三次元超音波映像データとを生成するために実行される、ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断イメージングに関し、更に詳細には、身体における侵襲的（インターベンショナル）医療装置の配置及び操作を案内する三次元診断イメージングの使用に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波イメージングは、身体内に医療装置及び機器の挿入、使用又は操作をイメージングするために一般に用いられる。そのような超音波イメージングは、一般的に、生検処置において使用される。超音波プローブは、疑わしい腫瘍又は嚢胞のようなその方法の対象の病態をイメージングするために用いられる。プローブは、病態が画像平面において視認されるまで操作される。プローブのための生検針アタッチメントは、画像平面内における及び病態の方に生検針の挿入を案内する。臨床医は、超音波画像におけるその針の移動を追跡し、その針の先端が病態に達するまで、画像平面内にその針を及びプローブを静止したまま保つように注意する。検体は針により抽出され、針は身体から引き出される。超音波イメージングは、それ故、身体中における針の移動を案内し、生検処置の処理を観察するために用いられる。

10

【0003】

生検針は、イメージングプローブを相互作用するそれ自体の超音波送信器又は受信器と共に設計されてきた。そのような超音波応答針は、針およびイメージングプローブが互いに信号を送ることを可能にし、針及びその先端が超音波画像平面においてよりはっきりと識別されることを可能にする。超音波応答可能生検針については、例えば、米国特許第5,158,088号明細書に記載されている。

20

【0004】

プレーナイメージング技術は、その方法についての内側の限定された単一のビューを提供する点で限定されている。臨床医又は外科医が、より良好に案内し且つ操作することができる方法についてのサイトのビューのより大きいフィールドを提供することが望ましい。改善されたイメージングは生検処置を支援し、又、ステント及びカニューレの配置のような侵襲的処置の広い領域に亘る処置と、管の拡張又は切除と、内部組織の加熱又は冷凍を含む処理と、バルブ及びリングのような人工装置又は放射性シードの配置と、ペースメーカー、植込み型除細動器、電極及びのガイドワイヤのような装置の配置のための管を通るカテーテル又はワイヤの案内と、縫合糸、ステープル及び化学的/遺伝子センシング電極の配置と、ロボット型外科装置の操作の案内と、内視鏡的且つ低侵襲的処置案内とを容易にする。超音波誘導は、このように、心臓、肺、中枢及び抹消神経系処置、胃腸の、筋骨格の、婦人科の、泌尿器科の、眼科の及び耳鼻咽喉科の処置を含む侵襲的又はインターベンショナル臨床の広い適用範囲において広範に使用することができる。

30

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理に従って、三次元超音波イメージングは、上記の列挙した医療装置のような侵襲的（インターベンショナル）医療装置を配置し及び/又は使用する際の案内又はモニタリングのために用いられる。一実施形態においては、インターベンショナル装置又はそのアクティビティの位置は、三次元超音波画像システム及びインターベンショナルシステムの両方からの情報をまとめる三次元超音波画像に記録される。まとめられた画像は、超音波システム、インターベンショナルシステム、超音波イメージング装置及びインターベンショナル装置が組み合わされたシステムにおいて見ることが可能である。本発明の他の特徴に従って、インターベンショナル装置の軌跡は、インターベンショナル装置の案内又は使用についてのディスプレイの大きいフレームレート及び高精度の視認性のために周囲のボリュームより、より詳細にスキャンされる。本発明の他の特徴に従って、侵襲的処置の結果は三次元超音波画像データから導き出された三次元基準システムに記録される。

40

50

統合された画像を、超音波システムにおいて、インターベンショナルシステムにおいて又は結合された超音波イメージング及びインターベンショナル装置システムのディスプレイにおいて見ることが可能である。インターベンショナル装置については詳細な超音波画像の状態を示され、その装置が位置決めされたボリューム領域のバランスは広いビューのフィールドの状態を示される。詳細且つ広いビューのフィールドは、画像表示の空間的位置合わせにおいて個別に又は重ね合わされて表示されることが可能である。広いビューのフィールドは二次元又は三次元の状態を示されることが可能である。本発明の他の特徴に従って、インターベンショナル装置の軌跡は、インターベンショナル装置のガイダンス又は使用についてのより高い視覚的正確度及びより大きいフレームレートのために周囲のボリュームより非常に詳細に超音波スキャンされる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

先ず、図1を参照するに、侵襲的装置及び処置を案内又はモニタリングするための三次元超音波イメージングの使用について、部分ブロック図で示している。図1の左側には、二次元アレイトランスジューサを有するプローブ10を有する三次元(3D)超音波イメージングシステムがある。トランスジューサアレイは、超音波取得サブシステム12の制御下でボリューム視野に亘って超音波ビームを送信し、超音波取得サブシステム12に結合され、それにより処理される送信ビームに応じるエコーを受信する。トランスジューサアレイの要素により受信されるエコーは超音波取得サブシステムによりコヒーレントなエコー信号に結合され、それらが受信される座標(径方向送信パターンに対して、 r 、 θ)と共にエコー信号が3D画像処理器14に結合される。3D画像処理器は、ディスプレイ18上に表示される三次元超音波画像にエコー信号を処理する。超音波システムは、実行されるべき意イメージングの特性をユーザが規定する制御パネル16により制御される。

20

【0007】

又、図1に、インターベンショナル装置システムを示している。インターベンショナル装置システムは、身体内で機能を実行する侵襲的(インターベンショナル)装置30を有する。図1においては、インターベンショナル装置はカテーテルとして示されているが、それは又、例えば、針、解剖機器、ステープラー又はステント供給、電気生理学、バルーンカテーテル、高強度超音波プローブ、ペースメーカー又は細動除去器リードのような治療装置、IVUS、光学カテーテル又はセンサのような診断又は測定装置、若しくは身体内で操作される又は動作する何れの他の装置等の他の装置又は機器であることが可能である。インターベンショナル装置30は、身体内のインターベンショナル装置の配置及び操作を機械的に支援することが可能であるガイダンスサブシステム22により操作される。インターベンショナル装置30は、例えば、インターベンショナルサブシステム20の制御下で所定の位置にアイテムを置く、測定する、照明する、加熱する、冷凍する、又は組織を切るような所定の機能を実行するように操作される。インターベンショナルサブシステム20は又、例えば、光学又は音響画像情報、温度の、電気生理学の又は他の測定情報、若しくは侵襲的操作の完全性について信号を送る情報のような、実行される処置におけるインターベンショナル装置からの情報を受信する。ディスプレイのために処理することができる情報は表示処理器26に結合される。インターベンショナル装置は又、身体内の機能チップの位置として情報を提供するために用いられる位置センサ32を有することが可能である。能動位置センサ32は、音響、光、高周波又は電磁スペクトルにおいて信号を送信又は受信することにより動作することが可能であり、その出力は装置位置測定サブシステム24に結合される。代替として、能動位置センサ32は、例えば、プローブ10により送信される超音波エネルギーを非常に反射する回折格子のような受動装置であることが可能である。インターベンショナル装置の位置情報は、身体内のインターベンショナル装置の位置に関する情報を処理又は表示のために適切であるとき、表示処理器26に結合される。インターベンショナル装置の機能又は操作に適切な情報がディスプレイ28に表示される。インターベンショナル装置システムは、制御パネル27を介してユーザによ

30

40

50

り操作される。

【0008】

図1の実施形態においては、侵襲的装置30は、心臓100の左心室102の壁における機能を実行しているカテーテルとして示されている。左心室の心内膜壁の十分な範囲が、3D超音波イメージングシステムのボリューム視野120の三次元超音波イメージングにより視認可能である。インターベンショナル装置30の機能チップは、例えば、心内膜のイメージング又は分類のためのX線、高周波又は超音波装置、心内膜の診断測定を行う生理的又は温度センサ、心内膜の損傷を処理する切除装置、若しくは電極のための配置装置を有することが可能である。インターベンショナル装置のチップが、そのような機能がガイダンスサブシステム22の操作により実行される心臓壁のポイントの方に操作される。インターベンショナル装置は、次いで、例えば、処置の時点でセンサ32から信号を送信又は受信する装置位置測定サブシステム24により処置が実行される位置選定と、インターベンショナルサブシステム20により意図された処置を実行するように命令される。

10

【0009】

侵襲的処置は、三次元超音波システムを使用することにより、その処置の場所であって、上記の例においては左心室の壁を視覚化することによりその処置を簡単にモニタリングすることにより支援されることが可能である。侵襲的装置30が身体中で操作されるにつれ、装置が操作される三次元環境は、オペレータが身体中におけるオリフィス及び管のターン及びベンドを予測し、所望の処置の場所にインターベンショナル装置の機能チップを適切に置くことを可能にする。侵襲的装置の近傍においてインターベンションを案内するに十分である細部の解像度を伴って、全体のナビゲーションを提供するために大きい視野を見ることが必要である。オペレータは、プローブのボリューム視野内にインターベンショナル装置30を常に保つようにプローブ10を操作し、再位置決めすることができる。好適な実施形態においては、機械的に掃引されるトランスジューサではなく、プローブ10は電子的に方向付けられたビームを即座に送信し、受信する二次元アレイを有するために、リアルタイムの三次元超音波イメージングが実行され、インターベンショナル装置及びその処置は三次元において連続的且つ適切に観測される。

20

【0010】

本発明のこの第1実施形態の更なる特徴に従って、信号経路42は、インターベンショナル装置及びイメージングシステムの同期化を可能にするためにインターベンショナル装置システム24及び超音波システムの超音波取得サブシステム12を接続する。この同期化は、一の装置が他の装置と干渉する場合、画像取得及びインターベンショナル装置操作が異なる時間インターリーブされたインタバルにおいてなされるようにする。例えば、インターベンショナル装置30が心臓壁又は管壁の音響イメージングを実行する場合、それらの音響インタバルは、それらが3Dイメージングプローブ10からの音響送信により乱されないときに生じることが好ましい。プローブ10からのイメージング信号と干渉する切除又はある他の処置に対してインターベンショナル装置が高エネルギー信号を送信しているときに、イメージングを中断することが好ましい。同期化は又、超音波システムが、3D超音波画像において示されるインターベンショナル装置の位置の強調表示を有する3D超音波画像を生成するときインターベンショナル装置に位置情報を要求し、インターベンショナル装置からその情報を受信することを可能にする。超音波システムは又、下で更に詳細に説明するように、将来の基準に対してインターベンショナル装置により実行される処置の位置を超音波システムが記録するときインターベンショナル装置から位置情報を要求し、インターベンショナル装置からその情報を受信することが可能である。

30

40

【0011】

本発明の第1実施形態の他の特徴に従って、画像データは、両方のシステムからの情報を有する3D画像の生成に対するインターベンショナル装置システムの表示処理器26と超音波システムの3D画像処理器14との間の信号経路44において交わされることが可能である。これは、超音波システムにより生成される3D超音波画像の一部として、イン

50

ターベンショナル装置システムにより生成されるインターベンショナル装置30の画像の表示を可能にする。そのような両方のシステムのイメージング能力の融合は、医師が、インターベンショナル装置システムにより生成される装置画像データと超音波システムにより与えられるビューの広い三次元フィールドにより支援されるインターベンショナル装置を案内し且つ利用することを非常に可能にする。

【0012】

図2は、三次元超音波プローブが経胸腔プローブとして用いられるときの本発明の実施について示している。この実施例においては、胸郭110、112の背後の部分アウトラインで示している心臓100は、胸郭の左側の後に位置している。心臓及びクロスハッチングの様子が付けられた部分におけるアウトラインは心臓100の左心室102である。左心室は、一部の小児科の患者に対しては最も下の肋骨112の下方から上方にスキャンすることにより、及び大人の患者に対しては肋骨110、112の間から心臓をスキャンすることにより、超音波イメージングのためにアクセスすることができる。プローブ10は、プローブ10によりスキャンされるビューのボリュームフィールドのアウトライン120により示しているように、心尖104から心臓をスキャンする。図2に示すように、左心室102は、肋骨110、112間から方向付けられたボリュームフィールドにより十分に取り囲まれ、スキャンされることができる。

10

【0013】

この実施形態は、ビューの円錐状フィールドにおけるボリューム領域120のフェーズアレイスキャンを示している一方、当業者は又、ビューの四角又は六角錐状フィールドをスキャンするフォーマットのような他のスキャンフォーマットを用いることが可能であることを認識するであろう。経胸腔プローブ以外のプローブが、経食道プローブ、膈プローブ又は直腸プローブのような体腔内プローブ及び方テル搭載トランスジューサプローブのような脈管間プローブ等の三次元スキャンに対して用いられることが可能であることが又、理解されるであろう。電氣的にスキャンされる二次元アレイトランスジューサが好適である一方、機械的スキャンアレイは、腹部処理のような一部の適用に対して好適である。

20

【0014】

図3は、図1の3D超音波システムの構成要素の一部を更に詳細に示している。二次元アレイトランスジューサ50の要素は複数のマイクロビームフォーマ62に結合されている。マイクロビームフォーマはアレイトランスジューサ50の要素により超音波の透過を制御し、それらの要素の群に戻るエコーを部分的にビーム整形する。マイクロビームフォーマ62は、好適には、集積回路の形に製造され、アレイトランスジューサ近くのプローブ10のハウジング内に位置している。マイクロビームフォーマ、又はそれらがしばしば呼ばれる、サブアレイビームフォーマについては、米国特許第6,375,617号明細書及び米国特許第5,997,479号明細書に更に詳細に記載されている。プローブ10は又、トランスジューサ位置検出器54にプローブ10の位置を表す信号を供給する位置センサ52を有することが可能である。位置センサ52は、磁気、電磁気、高周波、赤外センサ、又は電圧インピーダンス回路により検出される信号を送信するセンサのような他のタイプのセンサであることが可能である。検出器54により生成されるトランスジューサ位置信号56は、両方のシステムからの情報を有する、空間的に調整された画像の形成のために有用であるとき、インターベンショナル装置システムに結合され、又は、超音波システムにより用いられることが可能である。

30

40

【0015】

マイクロビームフォーマ62により生成された、部分的にビーム整形された信号は、ビーム整形処理が完了したビームフォーマ64に結合される。ビームに従った、結果として得られたコヒーレントなエコー信号は、フィルタリング、振幅検出、ドップラ信号検出及び信号処理器66による他の処理により処理される。エコー信号は、次いで、画像処理器68によりプローブの座標系(例えば、 r 、 θ)における画像信号に処理される。画像信号は、スキャン変換器70により好ましい画像フォーマット(例えば、 x 、 y 、 z の

50

直交座標)に変換される。三次元画像データは、選択された視線方向から見るボリューム領域120の三次元ビューをレンダリングするボリュームレンダラ72に結合される。ボリュームレンダリングについては当該技術分野で周知であり、米国特許第5,474,073号明細書に記載されている。ボリュームレンダリングは又、米国(Alistair Dow及びPaul Detmerにより2001年12月19日に出願された米国特許出願公開第10/026,966号明細書)に記載された、スキャン変換されなかった画像データにおいて実行されることが可能である。二次元イメージング中に、画像平面データはボリュームレンダラにバイパスをつけ、ディスプレイ18の要求に適合する映像ドライバ信号を生成する映像処理器76に、直接、結合される。ボリュームレンダリングされた3D画像は又、表示のために映像処理器76に結合される。システムは、リアルタイムにイメージングされた解剖学的構造の動的流れ又は動きを示す一連のボリュームレンダリングされた画像又は個別のボリュームレンダリングされた画像を表示する。更に、二次元レンダリングは僅かにオフセットされた視線方向から設定されたボリュームデータについてなされ、その2つのボリュームレンダリングは米国特許出願公開第60/43,096号明細書("Method and Apparatus to Display 3D Rendered Ultrasound Data on an Ultrasound Cart in Stereovision"と題され、Jonathan Sie1により2002年12月3日に出願された)に記載されている立体ディスプレイに同時に表示されることができ。グラフィック処理器74は、画像フィールド内の組織の境界の検出又はインターベンショナル装置のチップの視覚的強調のような、グラフィック

10

20

30

40

50

【0016】

図4は、本発明の他の実施形態について示している。この実施形態は、プローブ10からインターベンショナル装置システムの装置位置測定サブシステム24への接続46がある点で、図1の実施形態とは異なる。この実施形態においては、プローブ10は位置センサ52を有する。超音波システムにおけるトランスジューサ位置検出器54によるプローブ位置信号の処理ではなく、その信号は、インターベンショナル装置30からの一信号を処理する同じサブシステムにより処理される。それらの2つの位置信号は、インターベンショナル装置及びプローブの位置の直接的相互関係が、インターベンショナル装置システムにより実行され、2つのシステムの座標化されたイメージングのために用いられることが可能である。

30

40

50

【0017】

図5は、インターベンショナル装置30の位置がプローブ10により検出される位置技術について示している。図5においては、インターベンショナル装置30において位置付けられたトランスジューサ32は、トランスジューサアレイ50の3つの要素51、51'、51"により受信される音響パルスを送信する。要素51及び51'は既知の距離a及びbだけ要素51"から間隔を置いて離れている。3つの要素におけるインターベンショナル装置からパルスが到達する時間を測定することにより、アレイトランスジューサ50に対するトランスジューサ32の位置は三角測量により算出されることができ。これはコンピュータにより、次式のように実行され、

40

50

$$\begin{aligned}
 x_position &= (a^2 + (t_0^2 - t_a^2)) / 2a \\
 y_position &= (b^2 + (t_0^2 - t_b^2)) / 2b \\
 z_position &= (\sqrt{t_0^2 - x_position^2 - y_position^2})
 \end{aligned}$$

ここで、 t_0 は要素51"へのパルスのフライト(flight)の時間であり、 t_a は

50

要素 5 1 へのフライト (f l i g h t) の時間であり、 t_b は要素 5 1 ' へのフライト (f l i g h t) の時間であり、 c は身体における音速 (約 1 5 5 0 m / s e c) である。

【 0 0 1 8 】

図 6 は、イメージングプローブ 1 0 からの超音波パルスがインターベンショナル装置 3 0 におけるトランスジューサ 3 2 により受信されるインターベンショナル装置の位置を位置付けるための技術について示す図である。トランスジューサ 3 2 はプローブ 1 0 からのパルスを聞く。トランスジューサ 3 2 へのフライトの最短時間又は最も大きい信号を有する送信ビームは、トランスジューサアレイ 5 0 に対するトランスジューサ 3 2 の方向に一致している。プローブ 1 0 とトランスジューサ 3 2 との間の距離 R は送信されたパルスのフライトの時間により決定される。この実施形態においては、接続 4 6 又は同期化ライン 4 2 は、超音波システムとインターベンショナル装置システムとの間の送信及び / 又は受信情報の時間を交わすために用いられる。

10

【 0 0 1 9 】

超音波トランスジューサを有するインターベンショナル装置を、他の位置情報を与えるために用いることができる。例えば、インターベンショナル装置が装置の遠心端に送信する又はそれから受信することができる超音波トランスジューサを有する場合、トランスジューサは、対象の組織又は組織境界面からのエコーを受信し、パルスを分類且つ送信するためであって、それにより、送受信インタバルのフライト時間から近い解剖学的構造と装置の遠心端との間の距離をモニタリング、測定又は表示するために用いられることができる。そのような装置の一実施形態においては、オペレータは三次元画像における対象組織に接近する装置を視覚的に観察することができ、又、装置と組織との間の距離の測定について観察することができる。そのような距離測定は、例えば、センチメートル単位で又は M モード表示のような量子化表示の状態で数値的に表示されることができる。その M モード表示においては、その組織と装置との順次の接近していく様子が時間のインタバルに亘って観測される。

20

【 0 0 2 0 】

インターベンショナル装置の位置は又、超音波システムにおける信号及び / 又は画像処理技術により所望される場合に検出されることが可能である。例えば、米国特許第 4 , 4 0 1 , 1 2 4 号明細書に記載されている回折格子のようなインターベンショナル装置 3 0 における高反射要素を、インターベンショナル装置からの戻る、明確に特定可能なエコーを生成するために用いることが可能である。代替として、インターベンショナル装置が過度の鏡面反射特性を有する場合、粗い又は吸収性表面を有する装置のような、超音波エネルギーのより良好な散乱及び / 又は吸収を与える装置を使用することが好ましい。これは、システムの粒度が 3 D 画像における組織構造のより良好な規定のために増大されることを可能にする一方、同時に、インターベンショナル装置は、明るく、強く反射されるエコーを有する画像を圧倒することはない。他の代替においては、インターベンショナル装置のチップは、米国特許第 5 , 0 9 5 , 9 1 0 号明細書に記載されているドップラ折り返しを生成するように、振動するようにされる。インターベンショナル装置においてトランスジューサを用いる他の実施形態については、米国特許第 5 , 1 5 8 , 0 8 8 号明細書及び米国特許第 5 , 2 5 9 , 8 3 7 号明細書において記載されている。米国特許第 6 , 3 3 2 , 0 8 9 号明細書に記載されているような、磁界コイルのような侵襲的装置のための他の種類のセンサを用いることが可能である。

30

40

【 0 0 2 1 】

インターベンショナル装置の 3 D 超音波イメージングを実行するときの困難性の 1 つは、ビューの広い又は深いボリュームフィールドが、移動経路の環境における装置及び処置を適切にイメージングするために、通常、必要とされることである。このことは、著しく多くの数のビームが、空間エイリアジングを有せず、所望の分解能を有するビューのボリュームフィールドを適切にスキャンするために送信及び受信される必要がある。更に、ビューのフィールドの深さは、送信されるパルスと受信されるエコーの著しい移動時間を必要とする。それらの特性は、身体における音の速度を支配する物理法則により指定される

50

とき、回避されることが可能である。従って、三次元のフル画像を取得するために非常に多くの時間が必要とされ、表示のフレームレートは、しばしば、所望されたものより小さい。図7は、このようなジレンマの一解決方法を示しており、その解決方法は、ビューの広いフィールドのアウトリーチにおいて用いられる場合よりインターベンショナル装置30の近傍において異なるスキャン方法を用いるようになっている。図示されている実施例においては、インターベンショナル装置の位置は上記の技術の1つにより決定される。この情報は、超音波取得サブシステム12に通信され、そのとき、次いで、インターベンショナル装置30周囲のポリウム領域122においてより大きいビーム密度を送信する。ビュー120のポリウムフィールドの残りにおいては、更に広く間隔を置いた送信ビームが用いられる。広く間隔を置いた送信ビーム間の間隔は、必要に応じて、合成エコー信号を補間することにより満たされることが可能である。この技術により、インターベンショナルプローブを取り囲んでいるポリウム領域122は、高分解能及び高解像度を伴って示され、医師が処置の位置に装置を適切に案内し且つその位置において装置を使用することを可能にする。残りのポリウム空間は、より低い分解能であるが、周囲の組織におけるインターベンショナル領域及び処置を位置合わせするには十分であるように示される。インターベンショナル装置のポリウム領域内のビーム密度は、不均一に低いビーム密度を伴ってスキャンされる周囲の空間を共に均一で高い密度である。代替として、最も高いビーム密度は、インターベンショナル装置からの距離が大きくなるにつれて減少するビーム密度を伴って、装置センサ32の近傍において使用される。インターベンショナル装置30の位置を連続して追跡することにより、ポリウム領域122は、インターベンショナル装置30の位置に空間的に対応する必要に応じて、定期的に再規定される。

10

20

【0022】

使用されることが可能であるビーム密度における他の変形は、インターベンショナル装置の近傍における及び周囲のポリウムにおける異なるオーダーの受信マルチラインを使用することである。マルチラインのオーダー及び送信ビーム密度における変化を、一緒に又は分離して用いることができる。例えば、同じ空間送信ビーム密度をスキャンポリウム全体に亘って使用することができるが、より高いオーダーのマルチライン（各々の送信ビームに対して異なるように操作される非常に多くの受信ライン）は、インターベンショナル装置の領域におけるより詳細な画像を生成するように周囲のポリウムにおけるよりインターベンショナル装置の近傍において使用される。第2実施例として、インターベンショナル装置の近傍において使用される場合より、より低い空間送信ビーム密度が周囲のポリウムにおいて使用される。より高いオーダーのマルチラインが、次いで、各々の送信ビームに対する比較的少ない数の受信マルチラインを有する送信ビーム軸間のより小さい間隔を満たすようにインターベンショナル装置の近傍において使用される。このような後者の方法は、更に精細なビューが所望されるインターベンショナル装置の近傍における送信ビーム軸からの各々の受信マルチラインの距離の関数としてエコー強度変化のマルチラインアーティファクトを低減する。

30

【0023】

図8乃至13は、この3Dフレームレートの低下の問題を処理するための他の技術の表示99について示している。図8においては、インターベンショナル装置30の3D軌跡は高ビーム密度及び/又はフレームレートでスキャンされる。ポリウム領域82が、ビュー80のより広いプレーナフィールドを有する同じ表示99において示されている。その平面80は、装置30のポリウム領域82のビーム密度より低いビーム密度又は低い周波数でスキャンされることが可能である。異なるオーダーのマルチライン受信を又、採用することが可能である。より低いビーム密度を用いて領域80をスキャンすることは、より大きいポリウム又は面積が、より高いビーム密度のポリウム82をスキャンするのに必要とされるのと同じ数の送受信周期でスキャンされることができ、このようにして、より広いビューのフィールドを、より低いビーム密度を用いてスキャンすることができ、図8に示しているフル画像のフレームレートを増加させることができる。アウトライン82は、画像平面80に関するインターベンショナル装置ポリ

40

50

ーム 8 2 の位置を示している。図 9 においては、より広いビューのフィールドは、個別のインターベンショナル装置ボリューム 8 2 のビーム密度及び / 又はフレームレートより小さいビーム密度及び / 又はフレームレートを有する 3 D 画像 8 4 により与えられる。より大きいボリュームの画像 8 4 に関連するインターベンショナル装置ボリューム 8 2 の位置はアウトライン 8 2 ' により示されている。図 1 0 においては、インターベンショナル装置ボリューム 8 2 は画像平面 8 0 に関連する正確な空間位置に示されている。図 1 1 においては、インターベンショナル装置ボリューム 8 2 は、図 7 に示す方法による、より容易にサンプリングされるボリューム 8 4 における真の空間位置に示されている。

【 0 0 2 4 】

図 1 2 は、脈管構造 4 0 4、4 0 6 の系の三次元超音波画像の表示を示している。ステントの配置のようなインターベンショナル処置は画像の状態に記録される位置 4 1 0 において実行された。位置 4 1 0 は、ステントの設定の時間においてインターベンショナル装置の位置を検出することによりマーキングされ、その後、身体中の記録される空間位置において連続的に示される。三次元画像 4 0 0 はステントの軌跡の広範囲のビューを与え、ボリューム領域 4 0 0 の平面 4 0 2 のビーム密度及び / 又はフレームレートより小さいビーム密度及び / 又はフレームレートをを用いて生成される。平面 4 0 2 の画像は、ビューのボリュームフィールドに隣接して示され、位置マーカー 4 1 0 を有する。より高いビーム密度及び / 又はより高いフレームレートをを用いてこの画像平面 4 0 2 をスキャンすることにより、医師は、インターベンショナル処置の結果をより良好に観察することができる。更に、処置場所の位置 4 1 0 に特定の画像 4 0 8 がディスプレイに示されている。このディスプレイは、典型的には、例えば、EKG トレース、スペクトルドップラディスプレイ、M モードディスプレイ又はカラー M モードディスプレイのような時間に基づくディスプレイであり、それらの全ては時間の関数として生理学的情報を与える。

【 0 0 2 5 】

図 1 3 は、図 9 及び図 1 1 に示している技術を用いた表示 9 9 を示している。この表示の広いビューのフィールドにおいては、より低いビーム密度及び / 又はフレームレートでスキャンされる三次元の六角錐画像 3 0 0 は脈管構造系 1 2 の拡張を示している。脈管構造におけるポイントにおいて処置を実行するインターベンショナル装置 1 2 が、より高解像度のボリューム領域 3 0 6 の状態に示されている。インターベンショナル装置ボリューム 3 0 6 は又、処置のポイントがより詳細に示されている拡大されたビュー 3 0 8 における同じ表示の状態に分離されて示されている。この実施形態は上記の実施形態の特徴の幾つかと結合される。当業者は、他の変形が容易に生じることを理解できるであろう。

【 0 0 2 6 】

図 1 4 は、侵襲的処置領域の結果が三次元超音波画像の状態に記録される、本発明の実施形態について示している。この図は、心臓壁における損傷を切除する機能チップを有するカテーテル 3 0 を示している。各々の損傷が処置されるとき、その処置の位置は上記のインターベンショナル装置検出技術の 1 つ又は位置センサ 3 2 を使用することによりマーキングされる。カテーテルの位置を検出するための他の技術は、身体において空間電圧勾配を生成するように身体の他方側に異なる電圧の電極を適用するようにする。センサ 3 2 は、勾配電界中のその位置におけるインピーダンスを検出する。その位置はカテーテルの機能チップの空間位置に対応する。異なる時間及び身体的位置において複数の電極を使用することにより、その機能チップの位置が三次元的にセンシングされることができる。それらの処置における位置はメモリに記憶され、心臓壁のような処置がなされる一般領域をマッピングするために用いられることができる。本発明の更なる特徴に従って、処置された位置の情報は、図 1 4 における円形マーカー 9 2、9 4 により示されている心内膜壁における処置の位置を視覚的にマーキングするように三次元超音波画像データと結合される。一連のライブの三次元超音波画像を記録することは、インターベンショナル装置のアクティビティばかりでなく、処置の履歴及び進行状況を記録することができる。

【 0 0 2 7 】

図 1 5 は、処置の進行状況及び履歴が、処置されている解剖学的構造のモデルであって

10

20

30

40

50

、この場合、ワイヤフレームモデルについて記録される。このワイヤフレームモデル 130 は左心室の心臓壁であり、米国特許第 6,491,636 号明細書 (Chenal 等による)、米国特許第 5,601,084 号明細書 (Sheehan 等による) 又は欧州特許第 0961135 号明細書 (Mumm 等による) に記載されている三次元データ集合の境界検出により形成されることが可能である。処置の手順が心臓壁の特定のポイントにおいて実行されるにつれて、その位置は、上記のインターベンショナル装置検出技術の 1 つ又はセンサ 32 を使用することにより検出される。それらの位置 132、134、136 は、次いで、3D ワイヤフレームモデル 130 に関して適切な空間位置の状態記録され、このとき、それらは一意の色又は強度として表すことが可能である。ワイヤフレームモデルは、動いている心臓と対応するように動くライブのリアルタイムモデルであり、それは、心臓収縮の終了時及び心臓拡張の終了時に心臓の形の中間の心臓を表すことが可能であり、又は、それは、心臓拡張の終了時の最大拡張の瞬間における心臓のワイヤフレームモデルであることが可能である。

10

【0028】

図 16 は、3つの方法であって、インターベンショナル装置 30 と心臓のライブの三次元画像 100 と、心臓の行っている処置のチャンバのワイヤフレームモデル 130 と、及インターベンショナル装置 30 により指定された心臓のポイントにおいて取られる複数の ECG トレース 140 とにおける心臓情報を示す表示スクリーン 99 を示している。個別の ECG トレースはラベリングされ、色付けされ、又はそれらが取得された位置との対応を示す他の方法において視覚的に指定されることが可能であり、それらの位置は又、

20

【0029】

図 17 乃至 21 は、超音波システムにより取得された三次元超音波画像データを、例えば、位置及び画像データのようなインターベンショナル装置の空間に基づくデータと結合することができる幾つかの方法を示すフロー図である。図 17 の処理においては、取得された 3D 超音波データは、段階 202 において 3D 超音波画像を生成するために超音波システムによりレンダリングされたボリュームである。段階 204 においては、ボリュームをレンダリングされた超音波画像及びアレイトランスジューサ 50 又はプローブ 10 の位置を特定するデータがインターベンショナルシステムに送信される。段階 206 においては、3D 超音波画像は、インターベンショナルシステムのデータの基準のフレームに変換される。これは、インターベンショナルシステムデータの座標のスケールリングを適合させるために 3D 超音波画像の座標データを再スケールリングする手順を有することが可能である。一旦、超音波画像データが変換されると、超音波画像及びインターベンショナル装置データは、プローブ及びインターベンショナル装置座標情報と位置合わせされ (段階 208)、インターベンショナル装置及び / 又はその処置に関する空間的に正確な情報を有する表示 28 のための統合された三次元画像を生成するために結合される (段階 210)。

30

【0030】

図 18 の処理においては、3D 超音波画像データの初期のボリュームレンダリングはない。それに代えて、その処理は、直交座標の 3D 基準データの集合を構成するように 3D 超音波画像データのスキャン変換を有する段階 212 から開始する。段階 214 においては、スキャン変換された 3D データの集合及びプローブ又はアレイトランスジューサ位置の情報はインターベンショナルシステムに送信される。段階 216 においては、3D 超音波画像データは、インターベンショナルシステムのデータの基準のフレームに変換される。又、これは、インターベンショナルシステムデータの座標のスケールリングを適合させるように 3D 超音波画像の座標データを再スケールリングすることによりなされることが可能である。段階 218 においては、3D 画像データの集合及びインターベンショナル装置のデータがそれらの共通の基準フレームに基づいて結合される。それらの結合されたデータ

40

50

の集合は、次いで、インターベンショナル装置及び/又はその処置に関する空間的に正確な情報を有する、合成された三次元超音波画像を生成するための段階 220 においてインターベンショナルシステムによりボリュームレンダリングされる。

【0031】

図 19 の処理においては、位置又は画像データのようなインターベンショナル装置により取得されるデータは、段階 230 において超音波システムに送信される。段階 232 においては、インターベンショナル装置データは、そのデータを再スケールングすることにより超音波プローブ又はトランスジューサの基準のフレームに変換される。段階 234 においては、インターベンショナル装置データは 3D スキャン変換された超音波画像データと結合される。段階 236 においては、その結合されたデータは、インターベンショナルシステムからの空間的関連情報を有する三次元超音波画像を形成するためにボリュームレンダリングされる。その画像は、そのようにして、超音波システムディスプレイ 18 において生成され、表示される。

【0032】

図 20 の処理においては、インターベンショナルシステムによりボリュームレンダリングされた映像データは、段階 240 において超音波システムに送信される。段階 242 においては、三次元超音波画像データは再スケールングされ、インターベンショナルシステムデータの基準のフレームを適合させるように位置合わせされる。三次元超音波画像データは、次いで、インターベンショナルシステムデータのレンダリングにおいて用いられた透視又は基準のフレームから段階 44 においてレンダリングされる。ここで、同じ基準のフレームに対してレンダリングされたインターベンショナルシステムの映像データ及び 3D 超音波画像データは、段階 246 において、統合された三次元画像を形成するように結合されることが可能である。

【0033】

図 21 の処理においては、ボリュームレンダリングされた 3D 超音波映像データは、段階 250 においてインターベンショナルシステムに送信される。段階 252 においては、インターベンショナルシステム画像データは再スケールングされ m 3D 超音波レンダリングの基準のフレームに対して位置合わせされる。段階 254 においては、インターベンショナルシステム画像データは、3D 超音波画像の基準のフレームと同じ基準のフレームに対してレンダリングされる。段階 256 においては、共通にレンダリングされたインターベンショナルシステムの映像データ及び 3D 超音波映像データは統合画像に結合される。

【0034】

三次元超音波データとインターベンショナル装置の位置データとの間の 3 つの座標変換の種類が可能であることを当業者は理解することができるであろう。インターベンショナル装置データは、3D 超音波画像の座標系に変換されることができ、3D 超音波画像データはインターベンショナル装置データの座標系に変換されることができ、又は、データの両方の集合はユーザが選択したスケール又は基準のフレームに変換されることができ。

【0035】

上記のデータ結合処理の原理は、3D 超音波イメージング及びインターベンショナル装置システムである、図 22 の実施形態において適用されることが可能である。この実施形態においては、インターベンショナル装置 30 はガイダンスシステム 22 により操作され、インターベンショナルサブシステム 20 の制御下でその処置を実行するために操作される。インターベンショナルサブシステム又は超音波取得サブシステムにより信号を送られる時間に、装置位置測定サブシステム 24 はイメージングプローブ 10、インターベンショナル装置 30 又はそれら両方の位置情報を取得する。プローブ 10 及び超音波取得サブシステム 12 により取得される 3D 超音波画像データと、インターベンショナルサブシステムにより取得されるインターベンショナルデータと、プローブ 10、インターベンショナル装置 30 又はそれら両方の位置データとは、次いで、3D 画像処理器 14 により統合された 3D 超音波画像を生成するために処理される。インターベンショナル装置及び/又は処置情報を有する 3D 画像は、次いで、ディスプレイ 18 上に表示される。全体的なイ

10

20

30

40

50

メーキング及びインターベンショナルシステムはユーザ制御パネル 29 により制御される。

【0036】

上記で用いたような、“外科領域”、“外科案内”及び“外科処置”は、医療機器又は装置が医療目的で身体中に導入される何れの医療処置を包含するものである。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】侵襲的装置及び方法を案内又はモニタリングするために三次元超音波イメージングを使用するブロック図である。

【図2】経胸腔トランスジューサプローブにより心臓内のカテーテルの三次元超音波イメージングを示す図である。 10

【図3】本発明の実施形態における使用のために適切である三次元超音波イメージングシステムの機能サブシステムのブロック図である。

【図4】侵襲的装置及び方法を案内又はモニタリングするために三次元超音波イメージングを使用する他の実施形態のブロック図である。

【図5】二次元アレイトランスジューサにより身体内の侵襲的医療装置の位置を位置付けるための方法を示す図である。

【図6】身体内の侵襲的医療装置の位置を位置付けるための第2方法を示す図である。

【図7】周囲の画像ボリュームより高いビーム密度を有する侵襲的装置の回りのボリュームのスキャンを示す図である。 20

【図8】対象のボリュームを有するより大きいビューのボリュームフィールドと共に対象のボリュームの超音波表示を示す図である。

【図9】対象のボリュームを有するより大きいビューのボリュームフィールドと共に対象のボリュームの超音波表示を示す図である。

【図10】対象のボリュームを有するより大きいビューのボリュームフィールドと共に対象のボリュームの超音波表示を示す図である。

【図11】対象のボリュームを有するより大きいビューのボリュームフィールドと共に対象のボリュームの超音波表示を示す図である。

【図12】インターベンショナル位置の三次元、二次元及び量子化超音波測定の表示を示す図である。 30

【図13】インターベンショナル装置の位置のより大きいボリュームビューと共にインターベンショナル装置の詳細な三次元超音波画像の表示を示す図である。

【図14】三次元超音波画像におけるインターベンショナル処置の軌跡の記録を示す図である。

【図15】三次元超音波画像からもたらされるワイヤフレームモデルにおけるインターベンショナル処置の軌跡の記録を示す図である。

【図16】インターベンショナル装置のライブ三次元超音波画像、インターベンショナル処置の軌跡を記録するワイヤフレームモデル及びそれらの軌跡に関連するECG波形の同時ビューを示す図である。

【図17】三次元超音波イメージングシステム及びインターベンショナルシステムからの画像及び/又は位置データを結合するための方法を示すフロー図である。 40

【図18】三次元超音波イメージングシステム及びインターベンショナルシステムからの画像及び/又は位置データを結合するための方法を示すフロー図である。

【図19】三次元超音波イメージングシステム及びインターベンショナルシステムからの画像及び/又は位置データを結合するための方法を示すフロー図である。

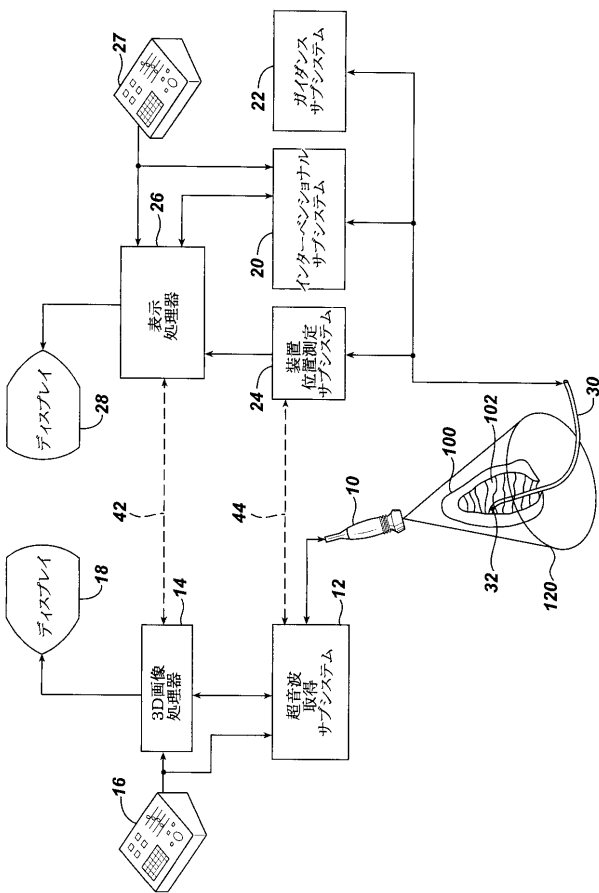
【図20】三次元超音波イメージングシステム及びインターベンショナルシステムからの画像及び/又は位置データを結合するための方法を示すフロー図である。

【図21】三次元超音波イメージングシステム及びインターベンショナルシステムからの画像及び/又は位置データを結合するための方法を示すフロー図である。

【図22】三次元超音波イメージングにより支援される侵襲的処置の実行のための統合シ 50

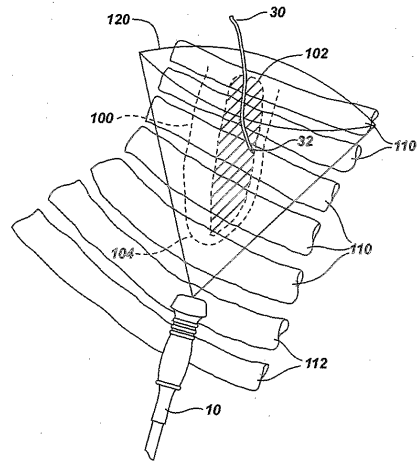
システムのブロック図である。

【 図 1 】



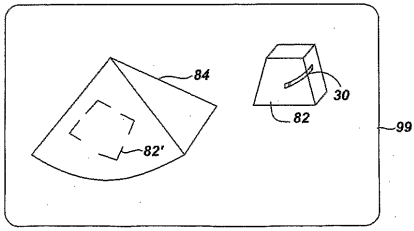
【 図 2 】

FIG. 2



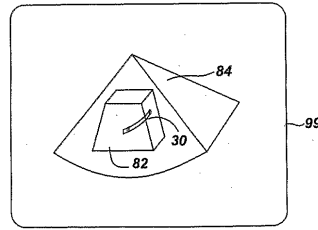
【 図 9 】

FIG. 9



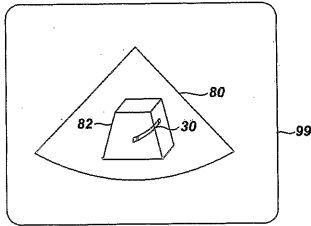
【 図 11 】

FIG. 11



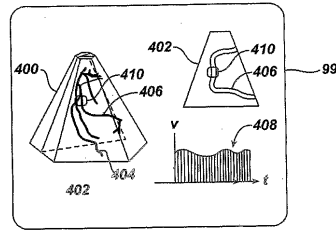
【 図 10 】

FIG. 10



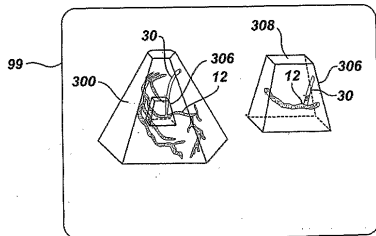
【 図 12 】

FIG. 12



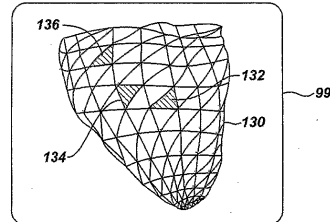
【 図 13 】

FIG. 13



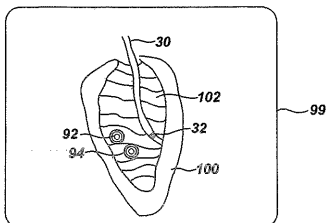
【 図 15 】

FIG. 15

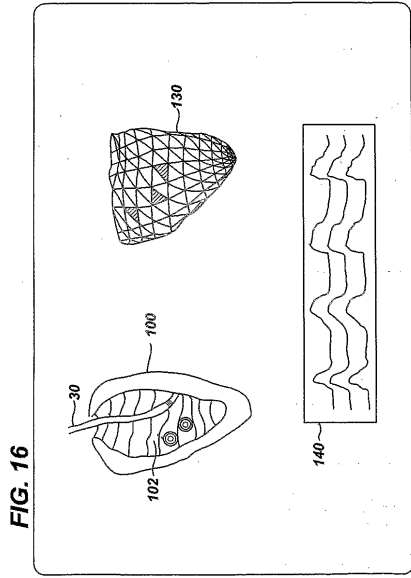


【 図 14 】

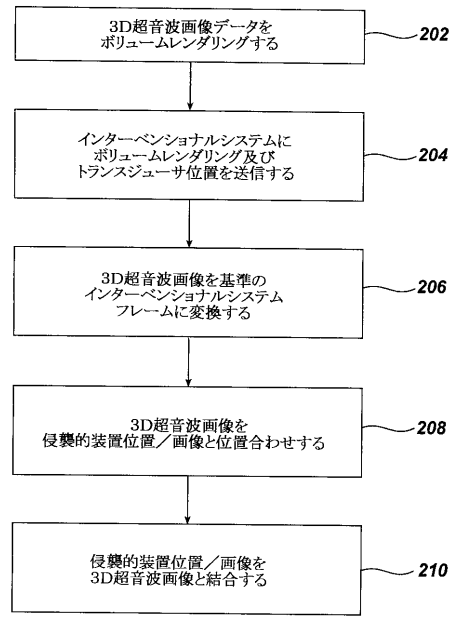
FIG. 14



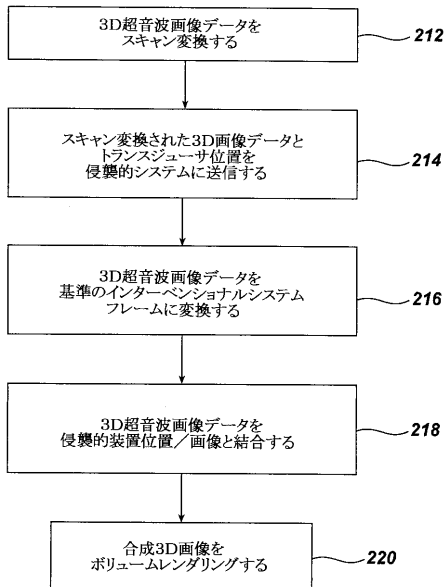
【 図 1 6 】



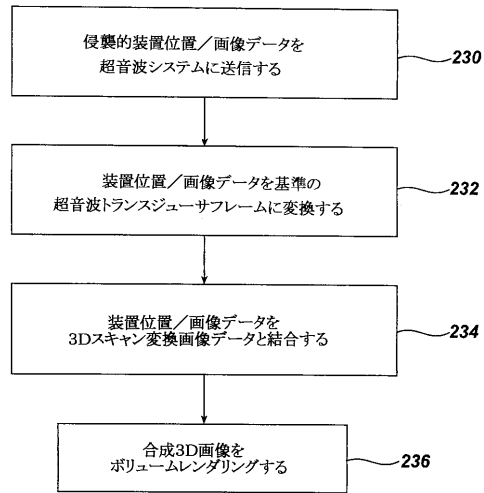
【 図 1 7 】



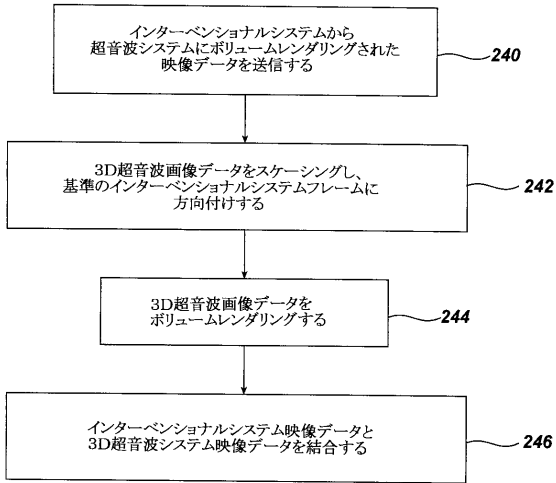
【 図 1 8 】



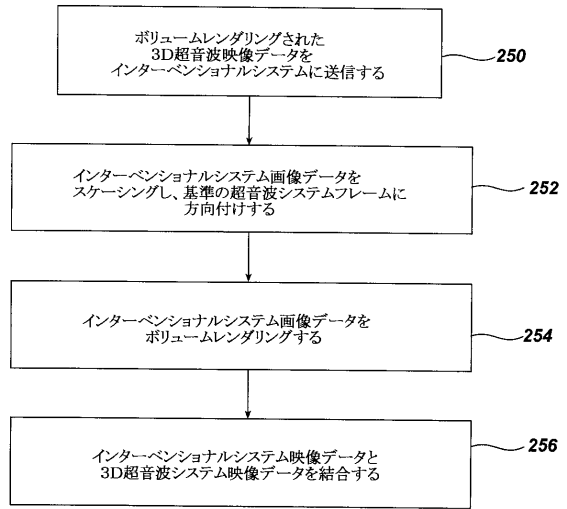
【 図 1 9 】



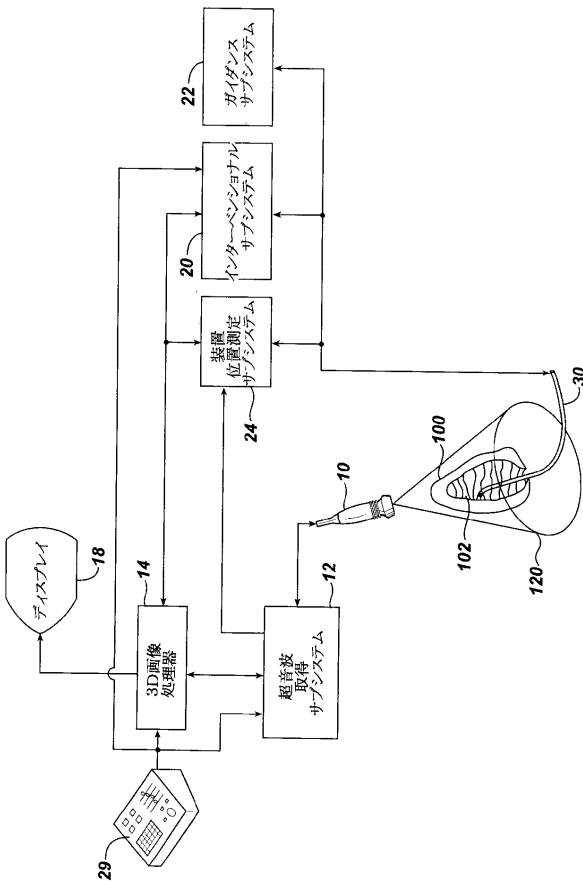
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, 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 サヴォード, バーナード

アメリカ合衆国 ワシントン州 98021 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 22
100

(72)発明者 スカンピニ, スティーヴン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98021 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 22
100

(72)発明者 ベズィンスキ, マイケル

アメリカ合衆国 ワシントン州 98021 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 22
100

(72)発明者 サルゴ, イヴァン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98021 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 22
100

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE11 FF03 FF13 FF15 FF16 GA18 GA20 GA21

GB03 JC21 JC26 JC32 JC37 KK21 KK24 LL04

专利名称(译)	使用耦合的三维超声成像系统引导侵入式医疗设备的方法		
公开(公告)号	JP2006523115A	公开(公告)日	2006-10-12
申请号	JP2006506349	申请日	2004-03-04
[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	サヴォードバーナード スカンピニステイーヴン ペズインスキマイケル サルゴイヴァン		
发明人	サヴォード,バーナード スカンピニ,ステイーヴン ペズインスキ,マイケル サルゴ,イヴァン		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/0833 A61B8/4254 A61B8/483 G01S7/52068 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/GB03 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/458782 2003-03-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供具有侵入性医疗设备 (30) 的位置或图像信息的复合三维超声图像。在体绘制之前或之后, 将三维超声图像数据与侵入式医疗设备 (30) 的位置或图像信息组合。将三维超声图像数据和介入系统数据定向, 相对于参考共同帧缩放, 然后组合。在组合之前, 对超声系统 (12), 介入系统或两者分别执行体绘制。

