

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5705403号  
(P5705403)

(45) 発行日 平成27年4月22日 (2015. 4. 22)

(24) 登録日 平成27年3月6日 (2015. 3. 6)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/00 (2006. 01)** A 6 1 B 8/00  
**A 6 1 B 8/14 (2006. 01)** A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2008-48930 (P2008-48930)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成20年2月29日 (2008. 2. 29)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2008-212680 (P2008-212680A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(43) 公開日	平成20年9月18日 (2008. 9. 18)		4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
審査請求日	平成23年2月22日 (2011. 2. 22)		番
(31) 優先権主張番号	11/714, 550	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成19年3月6日 (2007. 3. 6)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
前置審査			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像内の所定の点を追跡するための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システム(100)であって、前記超音波システム(100)が、  
 超音波走査で得られたデータ・ボリュームに関連した空間的情報を検出するための位置  
 検知モジュール(130)と、

前記データ・ボリュームに基づいて第1及び第2の画像を表示するための表示装置(1  
 18)であって、前記第1及び第2の画像が前記データ・ボリュームの第1及び第2の部  
 分を有し、これらの第1及び第2の部分が互いに対して少なくとも部分的に異なっている  
 、表示装置(118)と、

前記第1の画像(180)上で第1の画像追跡点を選択するためのユーザ・インターフ  
 ェース(120)であって、前記第1の画像追跡点が第1の指示子(188)により前記  
 第1の画像上に指示されている、ユーザ・インターフェース(120)と、

前記データ・ボリューム内で前記第1の画像追跡点を追跡するための画像追跡モジュ  
 ール(124)であって、前記第2の画像(200)に対する前記第1の画像追跡点の空間  
 的關係を前記表示装置上に指示する画像追跡モジュール(124)であって、前記第1の  
 画像追跡点が前記第2の画像内にないときに、前記第1の画像追跡点に関連した図形的指  
 示子の外観を変更して、第1の画像追跡点から第2の画像までの距離を伝達する、画像追  
 跡モジュール(124)と、

超音波データを送受信するための超音波プローブ(106)であって、前記データ・ボ  
 リュームが更に前記超音波データを含んでいる、超音波プローブ(106)と、

10

20

前記プローブ(106)に近接して装着された位置センサ(134)とを備えており、前記画像追跡モジュール(124)によって変更される図形的指示子の外観が第1の画像追跡点から第2の画像までの距離として変化し、前記位置検知モジュール(130)が更に、空間的検出フィールドを生成するための送信器(132)を含み、前記位置センサ(134)及びプローブ(106)が前記空間的検出フィールド内にあり、前記プローブ(106)が前記空間的検出フィールド内で前記データ・ボリュームを取得し、前記画像追跡モジュール(124)が前記空間的検出フィールド内で前記位置センサ(134)の現在の位置に対して前記第1の画像追跡点を追跡する、超音波システム(100)。

【請求項2】

10

前記送信器(132)が前記位置検知モジュール(130)に近接して装着されたものであり、前記システム(100)は手持ち型超音波装置及び持ち運び型超音波装置の内の一方である、請求項1記載のシステム。

【請求項3】

前記画像追跡モジュール(124)は、前記第2の画像(200)に対する前記第1の画像追跡点の相対位置に基づいて前記第2の画像(200)上の前記第1の指示子(188)の色、寸法及び図形的表現の内の少なくとも1つを変更する、請求項1記載のシステム(100)。

【請求項4】

前記画像追跡モジュール(124)は番号及びラベルの内の少なくとも一方を前記第1の画像追跡点に関連させ、前記表示装置(118)は番号及びラベルの内の前記少なくとも一方を前記第1の指示子(188)に近接して表示する、請求項1記載のシステム(100)。

20

【請求項5】

診断用イメージング・データセット内の構造(182, 184)を追跡するための超音波イメージング装置(100)の作動方法であって、

表示装置(118)上に表示されている第1の画像(180)内で第1の画像追跡点を選択する段階(156)であって、前記第1の画像が、基準座標系を有する3次元データセット内にある、段階(156)と、

前記第1の画像追跡点に関連した前記第1の画像上に第1の図形的指示子を表示する段階(158)と、

30

前記表示装置(118)上に表示されるその後の画像に対して前記第1の画像追跡点の相対的位置を追跡する段階(162)であって、前記相対的位置が基準座標系に基づいて定められる、段階(162)と、

その後の画像に対する前記第1の画像追跡点の相対的位置に基づいて、前記その後の画像上に第2の図形的指示子を表示する段階と、

前記第1の画像追跡点の前記第2の画像内にないときに、画像追跡モジュール(124)によって前記第1の画像追跡点に関連した図形的指示子の外観を変更して、第1の画像追跡点から第2の画像までの距離を伝達する段階であって、前記画像追跡モジュール(124)によって変更される図形的指示子の外観が第1の画像追跡点から第2の画像までの距離として変化する、段階と

40

を含む、方法。

【請求項6】

前記方法は、更に、少なくとも前記第1の画像追跡点に基づいて前記表示装置(118)上に第2の画像(200)を表示する段階を含み、前記第1及び第2の画像(180, 200)は互いに対して異なっている、請求項5記載の方法。

【請求項7】

更に、現在の取得画像を取得する段階と、

前記現在の取得画像内の前記第1の画像追跡点を表示するために前記現在の取得画像に関連した少なくとも1つの取得パラメータを調節する段階と、

50

を含んでいる請求項5記載の方法。

【請求項8】

超音波イメージング装置(100)の作動方法であって、

表示装置(118)上に表示されている第1の画像(180)内で第1の画像追跡点を選択する段階(156)であって、前記第1の画像が、基準座標系を有する3次元データセット内にある、段階(156)と、

前記第1の画像追跡点に関連した前記第1の画像上に第1の図形的指示子を表示する段階(158)と、

前記表示装置(118)上に表示されるその後の画像に対して前記第1の画像追跡点の相対的位置を追跡する段階(162)であって、前記相対的位置が基準座標系に基づいて定められる、段階(162)と、

その後の画像に対する前記第1の画像追跡点の相対的位置に基づいて、前記その後の画像上に第2の図形的指示子を表示する段階と、

前記第1の画像追跡点の前記第2の画像内にないときに、画像追跡モジュール(124)によって前記第1の画像追跡点に関連した図形的指示子の外観を変更して、第1の画像追跡点から第2の画像までの距離を伝達する段階であって、前記画像追跡モジュール(124)によって変更される図形的指示子の外観が第1の画像追跡点から第2の画像までの距離として変化する、段階と、

前記第1の画像(180)内の予め選択された目標点(312)に基づいて、経路予測モジュール(140)によって計画経路(322)を予測する段階と、

前記表示装置(118)上に表示されている第1の画像(180)上に前記計画経路(322)を表示する段階と、

前記計画経路(322)に対する前記第1の画像追跡点の相対位置に基づいて前記第1の画像(180)上に図形的指示子を表示する段階と、  
を含む方法。

【請求項9】

超音波イメージング装置(100)の作動方法であって、

表示装置(118)上に表示されている第1の画像(180)内で第1の画像追跡点を選択する段階(156)であって、前記第1の画像が、基準座標系を有する3次元データセット内にある、段階(156)と、

前記第1の画像追跡点に関連した前記第1の画像上に第1の図形的指示子を表示する段階(158)と、

前記表示装置(118)上に表示されるその後の画像に対して前記第1の画像追跡点の相対的位置を追跡する段階(162)であって、前記相対的位置が基準座標系に基づいて定められる、段階(162)と、

その後の画像に対する前記第1の画像追跡点の相対的位置に基づいて、前記その後の画像上に第2の図形的指示子を表示する段階と、

前記第1の画像追跡点の前記第2の画像内にないときに、画像追跡モジュール(124)によって前記第1の画像追跡点に関連した図形的指示子の外観を変更して、第1の画像追跡点から第2の画像までの距離を伝達する段階であって、前記画像追跡モジュール(124)によって変更される図形的指示子の外観が第1の画像追跡点から第2の画像までの距離として変化する、段階と、

現在の取得画像を取得する段階と、

少なくとも1つの画像追跡点に基づいて経路予測モジュール(140)によって計画経路(322)を予測する段階と、

画像追跡モジュール(124)によって前記現在の取得画像内の針を検出する段階と、

前記少なくとも1つの画像追跡点に対する前記針の位置に基づいて経路予測モジュール(140)によって前記計画経路(322)を調節する段階と、  
を含む方法。

10

20

30

40

50

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、一般的に云えば、超音波イメージング（撮像／画像化）に関し、より具体的には、超音波画像内の関心のある点を追跡することに関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

超音波は、生体検査及び焼灼のような侵襲的外科手法と共に、非侵襲的診断用イメージングのために使用されている。典型的には、ユーザが超音波プローブを患者の周りに動かして、患者の身体内の関心のある解剖学的構造及びアイテム又は構造の2次元（2D）ビュー（view）、3D及び／又は4Dボリューム（volume）表現を取得する。しかしながら、現在では、確実に各々の構造について適切な記述を行う方法はない。

**【0003】**

走査中に、甲状腺中の小結節の数、又は肝臓中の転移の数のような、身体中の構造、点又はアイテムの数を計数することが屢々必要である。残念ながら、ユーザが身体内の器官又は他のボリュームを走査しているときに、各々の出現事象又は構造を正確に一回計数するように保証することは困難なことがある。これは特に、完全なカバー範囲を得るため又は組織についての撮像のためのアクセスを改善するために複数のビューから解剖学的構造を検討しようとするときに当てはまる。プローブのイメージング角度又は患者上のプローブの位置が変化するとき、現在視覚化されている構造が新しく識別されるものであるのか、又は既に識別され計数されているものであるのかを決定することは困難である。これは、計数する構造が多数ある場合は益々複雑になることがあり、或いは診断の信頼性のレベルを低くすることがある。

**【0004】**

組織が現在の取得画像内に存在せず、もはや表示されなくなったとき、ユーザは、関心のある構造が以前に走査した解剖学的構造内のどの場所に位置していたかを憶えていなければならない。屢々、ユーザが前に戻って再評価し、イメージングし、追加の調査を遂行すること等を行いたい場合に、ユーザは前記構造を探さなければならない。これは、特に多数の構造がある場合、時間が掛かり且つ面倒である。

**【0005】**

別の場合として、或る構造のイメージングが、肋骨の陰になること等によって妨げられる場合、ユーザは典型的には、該構造を1つ以上の異なる方向から観察するようにプローブを動かすことによって、画像を改善しようと試みる。その構造が小さいときは、検出するのが困難なことがある。別のビューから該構造を突き止めて特定するために、或いは該構造がその角度から適切に見ることができないと判定するために、余分な時間を必要とする。ユーザが最初と同じ視角に戻ったときに、再び関心のある構造を突き止めることは困難なことがある。ユーザが複数のビューから関心のある構造を突き止めることのできる能力を改善できれば、診断の信頼性が改善され且つ効率が改善されよう。

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

従って、診断用画像内の関心のある構造を特定し追跡する必要性が存在する。

【特許文献1】米国特許第6216029号

【特許文献2】米国特許第6290649号

**【課題を解決するための手段】****【0007】**

一実施形態では、超音波システムが、位置検知モジュール、画像追跡モジュール、表示装置、及びユーザ・インターフェースを有する。位置検知モジュールは、データ・ボリューム（volume of data）に関連した空間的情報を検出する。表示装置はデータ・ボリュームに基づいて第1及び第2の画像を表示する。第1及び第2の画像はデータ・ボリュームの

10

20

30

40

50

第1及び第2の部分有し、これらの第1及び第2の部分は互いに対して少なくとも部分的に異なっている。ユーザ・インターフェースは、第1の画像上で第1の画像追跡点を選択する。第1の画像追跡点は第1の指示子(indicator)により第1の画像上に指示される。画像追跡モジュールは、データ・ボリューム内で第1の画像追跡点を追跡する。画像追跡モジュールは、第2の画像に対する第1の画像追跡点の空間的關係を表示装置上に指示する。

【0008】

別の実施形態では、診断用イメージング・データセット内で構造を追跡するための方法が、表示装置上に表示されている第1の画像内で第1の画像追跡点を選択する段階を含む。第1の画像は、基準座標系を有する3次元データセット内にある。第1の図形的指示子が第1の画像上に表示され且つ第1の画像追跡点に関連付けられる。第1の画像追跡点の相対的位置が、表示装置上に表示されるその後の画像に対して追跡される。相対的位置は基準座標系に基づいて定められる。第2の図形的指示子が、その後の画像に対する第1の画像追跡点の相対的位置に基づいて、その後の画像上に表示される。

10

【0009】

更に別の実施形態では、超音波システムが位置検知モジュール及び位置センサを有する。位置検知モジュールは、空間的検出フィールドを生成するための送信器を有する。位置センサは超音波プローブ上に装着されて、空間的検出フィールド内のプローブに関する位置情報を供給する。プローブは、超音波データを含む少なくとも現在の取得画像を収集し、また表示装置は超音波データ内の画像追跡点を表示する。画像追跡モジュールが位置センサ及び現在の取得画像に関して画像追跡点を追跡する。画像追跡モジュールは各々の画像追跡点に関連した図形的指示子を変えて、現在の画像に対する画像追跡点の空間的關係を伝達する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

前項の記載、並びに以下の本発明の特定の実施形態についての詳しい説明は、添付の図面と共に読んだときに一層良く理解されよう。図面が様々な実施形態の機能ブロックの図を示している限り、それらの機能ブロックは必ずしもハードウェア回路間の区分を表している必要はない。従って、例えば、1つ以上の機能ブロック(例えば、処理装置又はメモリ)は、単一品のハードウェア(例えば、汎用信号処理装置又はランダム・アクセス・メモリ、ハードディスクなど)で具現化することができる。同様に、プログラムは独立型のプログラムであってよく、またオペレーティング・システム内のサブルーチンであってよく、またインストールされたソフトウェア・パッケージ内の機能部などであってもよい。また、様々な実施形態が、図面に示された配置構成及び手段に制限されないことを理解されたい。

30

【0011】

図1は超音波システム100のブロック図を示す。超音波システム100は手押し車をベースとした又は車輪付きのシステムであってよく、或いは持ち運び型又は手持ち型ユニットのように大きさがかなり小さいものであってよい。超音波システム100は、超音波パルス信号を身体内に放出させるためにプローブ106内のトランスデューサ104を駆動する送信器102を含む。種々の幾何学的構成を用いることができる。超音波信号は、患者126内の血球又は筋肉組織のような、身体内の様々な構造から後方散乱されて、トランスデューサ104へ戻るエコーを生成する。

40

【0012】

プローブ106は、患者126を走査しながら直線経路又は湾曲経路に沿って動かすことができる。各々の直線位置又は湾曲位置において、プローブ106は走査平面128を得ることができる。隣接する走査平面128は1つのデータ・スライス又は複数のデータ・スライスを形成することができる、或いはボリュームを形成するように組み合わせることができる。また、患者126を表すボリュームは様々な手法(例えば、3D走査、実時間3Dイメージング又は4D走査、ボリューム走査、位置決めセンサを持つトランスデュー

50

サによる2D走査、ボクセル相関手法を用いるフリーハンド走査、2D又はマトリクス・アレイ・トランスデューサなど)によって得ることができる。

【0013】

エコーは受信器108で受け取る。受け取ったエコーはビームフォーマ110に供給され、ビームフォーマ110はビーム形成を行ってRF信号を出力する。次いで、RF信号はRF処理装置112に供給される。代替例では、RF処理装置112は複素復調器(図示せず)を含むことができ、この複素復調器はRF信号を復調して、エコー信号を表すIQデータ対を形成する。RF又はIQ信号データは、次いで、一時的に記憶するためにRF/IQバッファ114に直接送ることができる。

【0014】

超音波システム100はまた、取得した超音波情報(すなわち、RF信号データ又はIQデータ対)を処理して、表示装置118で表示するための超音波情報のフレームを準備する処理装置116を含む。処理装置116は、取得した超音波情報について複数の選択可能な超音波モダリティに従って1つ以上の処理動作を遂行するように構成される。取得した超音波情報は、エコー信号を受け取る走査期間中に実時間で処理することができる。それに加えて又はその代わりに、超音波情報は走査期間中にRF/IQバッファ114に一時的に記憶して、その後の又はその次の動作で処理することができる。また、超音波情報は、ネットワーク138を介して、他のシステム、ワークステーション、処理装置などに転送することもできる。

【0015】

ユーザ・インターフェース120は、オペレータがデータを入力し、走査パラメータを入力及び変更し、プロトコルにアクセスし、関心のある構造を測定すること等を可能にする。ユーザ・インターフェース120は、回転ノブ、スイッチ、キーボード・キー、マウス、タッチスクリーン、光ペン、或いは当該技術分野で公知の任意の他のインターフェース装置の内の1つ以上を含むことができる。

【0016】

位置検知モジュール130が、処理装置116内に設けられるように超音波システム100内に設けられ又は超音波システム100に取り付けられ、そして位置検知モジュール130はハードウェア又はソフトウェア、或いはそれらの組合せで具現化することができる。位置検知モジュール130は、超音波システム100に近接して空間的検出フィールドを生成する送信器132を持つ。送信器132は、磁氣的、光学的又は他の種類の追跡装置として構成することができる。空間的検出フィールドは患者126(又は、撮像する患者126の少なくとも一部分)及びプローブ106を包含する。空間的検出フィールドの大きさは送信器132の種類及び出力によって決定することができ、また所望の用途に基づいて、例えば、予想される送信器132からセンサまでの距離に基づいて選択することができる。

【0017】

位置センサ134がプローブ106上に又はその中に装着される。位置検知モジュール130は、空間的検出フィールド内にある位置センサ134の動きを追跡して、基準座標系モジュール146内に位置情報を生成する。基準座標系モジュール146は位置検知モジュール130内に、電子ファイル、データベースなどとして記憶させることができる。基準座標系モジュール146は、患者及び超音波システム100(又は送信器132)が互いに対して所望の位置にあるとき、ユーザによって初期化することができる。基準座標系モジュール146を維持するために、プローブ106(及び位置センサ134)が空間的検出フィールド内を移動するとき、患者126及び送信器132は互いに対して相対的に同じ位置に留まる。しかしながら、患者126又は送信器132のいずれかが互いに対して相対的に移動する場合、基準系は無効になることがある。追加のセンサ追跡モジュール142を位置検知モジュール130内に設け、及び/又はメモリ122内に記憶させることができる。追加のセンサ追跡モジュール142は、以下に更に説明するように追加の位置センサを追跡するために使用することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 8 】

ここで、位置センサ 1 3 4 及び送信器 1 3 2 の配置が図示の実施形態に制限されないことを理解されたい。例えば、送信器はプローブ 1 0 6 内に及び / 又はプローブ 1 0 6 に取り付けることができる。受信器はシステムと通信するようにシステム 1 0 0 に近接して配置することができる。従って、空間的検出フィールドの生成は、ここに述べた送信器 1 3 2 及び位置検知モジュール 1 3 0 の構成に制限されない。

## 【 0 0 1 9 】

超音波システム 1 0 0 は、5 0 フレーム / 秒 ( ほぼ人間の目の知覚速度 ) を越えるフレーム速度で超音波情報を連続的に取得することができる。取得した超音波情報は、場合によってはより低い速度で表示装置 1 1 8 上に表示される。メモリ 1 2 2 が、直ちに表示する予定になっていない取得した超音波情報の処理後のフレームを記憶するために設けられる。メモリ 1 2 2 は任意の公知のデータ記憶媒体で構成することができ、また、画像及び表示処理アルゴリズム及びモジュールのような他の情報も記憶することができる。

10

## 【 0 0 2 0 】

画像追跡モジュール 1 2 4 を処理装置 1 1 6 内に設けることができ、画像追跡モジュール 1 2 4 はハードウェア又はソフトウェア、或いはそれらの組合せで具現化することができる。画像追跡モジュール 1 2 4 の 1 つ以上の出力はメモリ 1 2 2 内に記憶することができる。画像追跡モジュール 1 2 4 は、ユーザが平面内 ( in-plane ) 超音波データ、或いはプローブ 1 0 6 の現在の走査平面、画像又はボリューム内の超音波情報を観察するとき、患者 1 2 6 内の関心のある 1 つ以上の構造を特定するために、ユーザ・インターフェース 1 2 0 を介してユーザから入力を受け入れる。平面内超音波データ及び平面内ビューはまた「現在の取得画像」とも呼ぶことができ、走査平面 1 2 8 のような走査平面に制限されない。ユーザはまたシネ・データ ( 例えば、一連のループ状データ ) 及び静止画像データを観察することができる。点又は構造がユーザによって特定されたとき、画像追跡モジュール 1 2 4 は位置検知モジュール 1 3 0 によって取得された位置情報を使用して、基準座標系モジュール 1 4 6 内の関心のある構造の場所情報を決定し記憶する。

20

## 【 0 0 2 1 】

画像追跡モジュール 1 2 4 はまた、構造を特定するために使用される図形的指示子の種類と、平面内ビュー、プローブ 1 0 6 の現在の取得画像及び / 又は表示されている画像に対する特定された構造の相対的な場所とを制御する。平面内にあるか又は表示されている画像内にある構造は、1 つ以上の平面内指示子により指示される。特定されていて、現在の取得画像又は表示されている画像の中に無い構造は、1 つ以上の平面外 ( out-of-plane ) 指示子により指示される。平面外指示子は平面内指示子とは異なる。現在の取得画像又は表示されている画像に対する構造の相対的な場所を指示するために、十字又はプラス記号、円、正方形、三角形などの形状、並びに異なる色を用いることができる。また、ユーザに対して位置情報を示すために、図形的指示子の大きさ、強さ、点滅速度などの内の 1 つ以上を変えることができる。随意選択により、関心のある構造の各々には表示されている画像内で一意的に番号を付けることができ、また特定された構造の総数を、画像等に近接して表示装置 1 1 8 上に表示することもできる。更に、画像追跡モジュール 1 2 4 は、指示子の幾つか又は全てを表示装置 1 1 8 上に表示するか、或いはそれらのどれも表示しないかをユーザが制御できるようにし、例えば、以前に特定された構造に関連した位置データを失うことなく、平面内指示子のみを表示するようにユーザが制御できるようにする。

30

40

## 【 0 0 2 2 】

画像追跡モジュール 1 2 4 は更に、1 つ以上の構造を分類する能力をユーザに提供することができる。例えば、ユーザは構造の存在を指示すると共に、大きさに基づいて構造を分類することを要望することができる。その場合、例えば、規定された直径又はボリュームよりも大きい構造について第 1 の指示子を用いることができ、また相対的に小さい構造について第 2 の異なる指示子を用いることができる。ユーザはまた、固形又は液体充填のような病変部の組成又は種類を指示することができ、或いは更なる調査の要求を指示することができる。随意選択により、ユーザは、所望の図形的指示子に関連し且つ該指示子に

50

近接して表示することができるラベルを、追加及び/又は編集することができる。

【 0 0 2 3 】

取得/表示調節モジュール 1 3 6、経路予測モジュール 1 4 0 及び針追跡モジュール 1 4 4 を、画像追跡モジュール 1 2 4 内に設け、及び/又はメモリ 1 2 2 内に別々に記憶させることができる。モジュール 1 3 6、1 4 0 及び 1 4 4 は、ユーザにより特定された点及び構造に関して追加の取得、表示、検出及び/又は追跡機能を提供する。これについては後で更に説明する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明の持ち運び型の医用イメージング装置 1 0 の一実施形態の絵画的略図である。持ち運び型の医用イメージング装置 1 0 は、手持ち型及び携帯型とも呼ぶことができる。それに近接して位置センサ 1 6 が装着されているプローブ 1 2 を、持ち運び型の医用イメージング装置 1 0 と相互接続することができる。持ち運び型の医用イメージング装置 1 0 には、画像追跡モジュール 1 2 4 (図 1) 及び位置検知モジュール 1 3 0 の機能を提供する構成部品を収容するカバー 1 8 を設けることができる。この代わりに、別個の位置検知モジュール 1 3 0 及び/又は送信器 1 3 2 をカバー 1 8 に取り付けるか、又はカバー 1 8 に近接して設けることができる。

【 0 0 2 5 】

持ち運び型の医用イメージング装置 1 0 は、表示装置 1 4、例えば、3 2 0 × 3 2 0 画素のカラー LCD 表示装置 (該装置上に医学的画像 7 0 を表示することができる) と、ユーザ・インターフェース 2 8 とを含む。本発明の実施形態によっては、ユーザ・インターフェース 2 8 の中に、複数のボタン 8 2 より成るタイプライタ型配置のキーボード 8 0 と、持ち運び型の医用イメージング装置 1 0 の動作モードに従って様々な機能を割り当てることのできる 1 つ以上のソフト・キー 8 4 とが含まれる。表示装置 1 4 の一部分はソフト・キー 8 4 のためのラベル 8 6 に用いることができる。例えば、図 2 に示されているラベルにより、ユーザは現在の生の医学的画像データを保存 (save) し、表示装置 1 4 上の画像 7 0 の一部分を拡大表示 (zoom) し、生の医学的画像データを図 1 のシステム 1 0 0 のような外部装置又はシステムへエクスポートし、或いは表示装置を含む外部装置で 6 4 0 × 6 4 0 画素又は 1 0 2 8 × 1 0 2 8 画素のいずれかの解像度を持つ画像を表示 (又はエクスポート) することができる。装置 1 0 はまた、特殊目的の機能のための追加のキー及び/又は制御器 8 8 を持つことができ、それらには、制限するものではないが、「静止 (FREEZE)」、「深度 (DEPTH) 制御」、「利得 (GAIN) 制御」、「カラー・モード (COLOR MODE)」、「印刷 (PRINT)」及び「記憶 (STORE)」を含むことができる。

【 0 0 2 6 】

図 3 は、超音波画像内の関心のある構造にマークを付けて追跡するための方法を例示する。段階 1 5 0 で、ユーザは、プローブ 1 0 6 を使用して、患者 1 2 の超音波走査を開始する。プローブ 1 0 6 は任意の種類 of 公知のプローブであってよく、前に述べたように走査平面 1 2 8 又はボリュームを生成することに制限されない。位置センサ 1 3 4 はプローブ 1 0 6 上に又はプローブ 1 0 6 内に装着される。段階 1 5 2 で、ユーザは、ユーザ・インターフェース 1 2 0 を使用して、位置検知モジュール 1 3 0 を作動し且つ基準座標系モジュール 1 4 6 を初期化することができる。送信器 1 3 2 は作動されて、位置センサ 1 3 4 の位置を記録し追跡する。この代わりに、ユーザが画像追跡点を使用する所定の走査プロトコルを選択したときに、位置検知モジュール 1 3 0 を作動することができる。

【 0 0 2 7 】

平面内構造について第 1 の指示子及び平面外構造について第 2 の指示子のように、図形的指示子を予め決定することができる。随意選択により、段階 1 5 4 で、ユーザは検査中に使用すべき図形的指示子をカスタマイズすることができる。例えば、ユーザは、解剖学的構造内の小結節又は病変部を計数し、そこで、画像追跡モジュール 1 2 4 に命令して、指示された病変部の総数を表示装置 1 1 8 上に提供するか、又は 1, 2, 3 などのような数字指示子と共に各病変部を表示するようにすることができる。また、ユーザは、生体検査を行うのに望ましい病変部、又はその代わりにインターベンション処置の際に回避する

10

20

30

40

50

のが望ましい病変部を特定するために、カラー符号化又は形状符号化のようなオプションを作動することができる。この代わりに、ユーザは、関連した画像追跡点が選択された後、図形的指示子の表示をカスタマイズすることができる。

#### 【0028】

図4は、一般的に円で表した第1及び第2の構造182及び184を持つ超音波画像180を例示する。例として、第1及び第2の構造182及び184は、患者126の甲状腺内の小結節とすることができ、これらの小結節は、プローブ106によって現在取得している平面、ボリューム又はスライス内で、又は以前に取得したボリューム内で、又は静止した画像内で、視覚可能である。

#### 【0029】

図3の段階156で、ユーザは表示装置118上の超音波画像180内の一点を選択する。その超音波画像180は生の平面内画像であってよく、又は静止画像であってもよい。点は、画像180内の特定の解剖学的な点を表すため、或いは画像180内の関心のある構造、解剖学的構造又は病変部を特定するために用いられる。例えば、ユーザは、ボタン、マウスによるクリック、又はタッチ・スクリーンのような、ユーザ・インターフェース120内に設けられた装置を使用することができる。段階158で、画像追跡モジュール124は、選択された画像追跡点に図形的指示子を置く。例えば、ユーザが第1の構造182内に画像追跡点を選択すると、画像追跡モジュール124は、第1の構造182の位置を指示するために平面内指示子186を画像追跡点に表示するように表示装置118に命令する。この例では、平面内指示子186は「+」の図形で表される。座標系内の空間における点に関連した位置情報は、指示子に関連付けられ、また基準座標系モジュール146に記憶させることができる。

#### 【0030】

段階160で、ユーザが別の構造又は点を選択したい場合、方法は段階156へ戻る。ユーザ・インターフェース120により、ユーザは、例えば、第2の構造184内の一点を選択する。段階158で、画像追跡モジュール124は表示装置118上で平面内指示子188を選択された点に表示し、また段階158で選択された空間内の点を特定の図形的指示子と関連付けて、基準座標系モジュール146において空間的検出フィールド内の空間的關係を表す座標情報のような位置情報を記憶する。

#### 【0031】

この態様では、ユーザは、解剖学的な部位及び/又は関心のある構造を指示する複数の画像追跡点を特定して表示することができる。点の位置は、表示装置118上に表示されている現在の2D又は3D画像の上に重ねて図形で示される。各々の画像追跡点は、画像追跡モジュール124によって、互いに対して、現在表示されている平面内画像又は他の画像又はボリュームに対して、及び/又は追加のセンサ及び/又は以下に述べる生体検査針のような外部構造に対して追跡することができる。従って、ユーザは患者126上でプローブ106を動かすことにより、他の解剖学的構造を観察し、また方向又は視角を変更すること等を行うことができるが、点の図形的投影は表示装置118上に維持される。

#### 【0032】

図形的指示子は、解剖学的構造、又は単独の点以外の構造を特定するために使用することができる。例えば、ある区域に沿ってマウスをドラッグすることによって線を生成することができる、或いは線は一連の点によって規定することができる。また、平面又は平面の一部、並びに血管又は血管の一部を指示することができ、立体的な図形的指示子を使用すること等もできる。

#### 【0033】

段階162で、画像追跡モジュール124は、位置検知モジュール130からの空間関係情報を用いて、全ての画像追跡点の空間位置を追跡し、また図形的投影(1つ又は複数)の外観を必要のように変更して、ユーザに相対的な位置情報、例えば、各点が、表示装置118上の現在の取得画像からどのくらい離れているのかの情報、画像追跡点が現在の取得画像に対してどの方向に位置しているのかの情報、及び画像追跡点の種類を、要望通り

10

20

30

40

50

に提供する。図形的には、画像追跡点が現在のイメージング平面内にあるとき、画像追跡点は緑色の十字で表すことができる。画像追跡点が平面外にあるとき、指示子は異なる色の正方形にすることができ、この場合、正方形の大きさ及び色が平面内画像に対する位置情報を提供するために使用される。

#### 【 0 0 3 4 】

図5は、現在表示されている画像の外側にある点を指示する図形的指示子を持つ患者126の超音波画像200を例示する。詳しく述べると、図4の第1及び第2の構造182及び184は図5の平面内画像から外れている。図3の162に戻って説明すると、画像追跡モジュール124は、現在の画像の外側の組織領域内で特定された画像追跡点について図形的指示子を変更する。図4に「+」で示された第1及び第2の平面内指示子186及び188が、正方形又は箱で表された第1及び第2の平面外指示子202及び204に変更されている。

10

#### 【 0 0 3 5 】

第1及び第2の平面外指示子202及び204は画像200上に投影される。図形的表現は、平面内であるか又は平面外であるかの指示、どれくらい平面外に離れているかの指示、画像追跡点が現在表示されている画像に対してどの方向に平面外にあるかの指示を提供することができ、また同じスタイルの追跡点の間の区別を行うのに役立つ注釈を提供することができる。平面外にある方向に関連した位置情報は、正方形の色によって指示することができ、また平面内画像からの距離及び/又は相対距離は、正方形の大きさ及び/又は色の強さ(純度)によって指示することができる。ここで、図形的表現は本書に図示し

20

#### 【 0 0 3 6 】

単独の画像追跡点以外の指示子によって定めることのできる点又は構造について、同じ原理が適用されるが、図形的表現は変えることができる。例えば、現在の平面内ビューを通して外へ延在する線を定めることができる。交差点(1つ又は複数)には緑色の十字を表示することができる。一方向に沿って、線は1つの色にすることができ、且つ色の強さは、現在のビューから更に延在する線の部分について増大させることができる。他の方向に延在する線を指示するために異なる色を使用することができる。線は、一連の点として表すこともできる。球、長方形又は正方形の箱、或いは非対称のセグメントのような、立体的な図形的指示子の場合、平面内にある該指示子の部分を緑色の境界線で表すことができ、或いは立体的な指示子内の画像データをカラー符号化することができる。現在の画像内に何ら立体的な指示子の部分が無いとき、代表的な輪郭及び/又は最も近い点を現在の画像上に投影することができる。

30

#### 【 0 0 3 7 】

図3の段階164で、ユーザがユーザ・インターフェース120により画像200上の第3の構造206を選択し、次いで、段階166で、画像追跡モジュール124が表示装置118上の超音波画像200上に第3の平面内指示子208を表示させる。画像追跡モジュール124はまた、関連した第3の画像追跡点を基準座標系モジュール146に記憶させる。もしユーザが患者126の走査を続けたい場合には、方法は段階162へ戻る。走査が完了した場合には、段階170で、画像追跡モジュール124は、それまでに選択した指示された点及び/又は構造に関連するデータを記憶させる。例えば、データは、患者データと、将来での観察のために患者走査及び画像追跡点を再生成するのに必要な任意の位置及び/又は空間的情報と共に、メモリ122に記憶することができる。

40

#### 【 0 0 3 8 】

図6は、規定された10個の画像追跡点を持つ超音波画像220を例示する。前に述べたように、走査中、多くの場合、身体内の関心のある点、構造及び/又は他のアイテムの数を計数する必要があるが、身体内の器官又は他のボリュームを通して操作して、各々の出現事象を正確に一回計数することは困難なことがある。しかしながら、各々の対象物又は構造上に、それを見付けたときに画像追跡点を置くことによって、該対象物に戻ったと

50

き、たとえ該対象物を異なるビューから見た場合でも、該対象物を既に計数したことが容易に判定される。このような場合、計数処理に役立つように、追跡点に番号を付し、及び/又は総数をユーザに提示することができる。

#### 【 0 0 3 9 】

画像 2 2 0 内にはまた、第 1 ~ 第 1 0 の追跡点 2 2 4 ~ 2 4 0 を番号と共に示しており、これらの番号はユーザが病変部の総数を計数するときに役立つ。第 2 及び第 5 の追跡点 2 2 4 及び 2 3 0 は現在のイメージング又は表示平面の中にあり、従って、「+」記号の平面内指示子によって指示されている。第 3 及び第 4 の追跡点 2 2 6 及び 2 2 8、並びに第 6 ~ 第 1 0 の追跡点 2 3 2 ~ 2 4 0 は、正方形の記号である平面外指示子によって指示されている。各々の正方形の大きさは、現在の画像に対する各々の追跡点の空間内での位置に関する付加的な情報をユーザに提供する。第 8 及び第 1 0 の追跡点 2 3 6 及び 2 4 0 のような大きい正方形は、第 3 及び第 9 の追跡点 2 2 6 及び 2 3 8 のような相対的に小さい正方形と比べて、現在のイメージング平面からより遠く離れているものとして示すことができる。

10

#### 【 0 0 4 0 】

また、カラーにより位置情報をユーザに提供することもできる。第 2 及び第 5 の追跡点 2 2 4 及び 2 3 0 の「+」及び関連の番号は、現在の画像内の指示された追跡点に対する緑色のような第 1 の色で表示することができる。第 1 の追跡点 2 2 2 の正方形及び番号は、第 1 の追跡点 2 2 2 が現在の画像の第 1 の側に位置していることを指示するために青色のような第 2 の色で表すことができる。第 3、第 4 及び第 6 ~ 第 1 0 の追跡点 2 2 6、2 2 8、2 3 2 ~ 2 4 0 の正方形及び番号は、これらの追跡点が現在の画像の第 2 の側に位置していることを指示するために黄色のような第 3 の色で表すことができる。また、位置についての別の手掛かりをユーザに提供するために、画像追跡モジュール 1 2 4 は現在の画像に対する画像追跡点の空間位置を、他の色、図形的指示子、及び表示の変更により指示することができる。

20

#### 【 0 0 4 1 】

従って、例えばユーザが第 8 の追跡点 2 3 6 に関連した病変部又は構造を観察することを希望する場合、ユーザがプローブ 1 0 6 を動かすと、画像追跡モジュール 1 2 4 は、表示装置 1 1 8 上に現在表示されている図形的指示子の各々について指示子の大きさ、色及び/又は種類を自動的に更新する。例えば、画像追跡モジュール 1 2 4 は、第 1 ~ 第 1 0 の追跡点 2 2 4 ~ 2 4 0 の各々に関連した空間位置を、現在の取得画像又は平面内の空間位置、並びに全体としての空間的検出フィールドと比較することができる。画像追跡モジュール 1 2 4 により特定の追跡点が現在の取得画像の外にあると判定された場合、画像追跡モジュール 1 2 4 は更に、画像追跡点が現在の取得画像から離れている距離、及び画像追跡点が現在の取得画像に対して位置している方向を決定することができる。複数の画像が表示装置 1 1 8 上に、例えば、3 つの直交平面上に表示されている場合、図形的指示子は特定の画像平面に対して各々の平面について更新される。

30

#### 【 0 0 4 2 】

ユーザは第 8 の追跡点 2 3 6 に関連した正方形を監視して、第 8 の追跡点 2 3 6 が現在の取得画像に近づくにつれて正方形がより小さくなっているか注目する。第 8 の追跡点 2 3 6 が平面内に、又は現在の取得画像内に入ったとき、画像追跡モジュール 1 2 4 はその関連した正方形を「+」記号に置換し且つその色を平面内指示子に割り当てられた色に変更する。ここで、上記のことは、ユーザが以前に取得したボリュームを動かすとき又は静止した画像データ内を動かすときにも等しく適用されることを理解されたい。

40

#### 【 0 0 4 3 】

随意選択により、立体的な画像が表示されているとき、画像追跡点はレンダリング中に埋め込むことができる。また、複数の画像又はビュー・ポートにおけるように複数の画像平面が表示装置 1 1 8 上に表示されている場合、画像追跡点は全ての画像上に投影することができる。

#### 【 0 0 4 4 】

50

また、ユーザは、1つ以上の以前の追跡点を単独の画像追跡点に置換して、画像追跡点を異なる位置へドラッグ又は動かすことができ、或いは、ラベルのような異なる及び/又は追加の図形的指示子によって一意的に特定することのできる追加の追跡点を付け加えることができる。ラベルはユーザによって入力してもよく、或いは1つ以上の標準的なラベルをユーザに提供して選択するようにしてもよい。

**【0045】**

画像追跡点は、関連したデータを失うことなく、表示装置118から隠すか又は除くことができる。例えば、画像追跡点が特定されて表示装置118上に表示されるとき、現在の画像に乱れが生じて観察することが困難になることがある。ユーザは、表示装置118から全ての又は一部の画像追跡点を除くことを選択することができる。ユーザはまた、幾分か又は全ての画像追跡点を再表示することもできる。また、ユーザは1つの、幾つかの又は全ての画像追跡点をクリア又は削除することもできる。

10

**【0046】**

画像追跡点はまた、ユーザを案内して関心のある所望の点へ戻すのに有用である。2D、3D又は4D画像においてある構造に注目したとき、前に述べたように該構造に追跡点のマークを付ける。プローブ106を新しい場所へ動かし及び/又は回転させたとき、追跡点はユーザを案内して関心のある点へ戻すのに役に立つ。これは、関心のある同じ点を新しいビューにおいて確実に特定するのに役立ち、且つまた生産性を改善するのに役立つ。

**【0047】**

同様に、画像追跡点は、他の行為を遂行した後、関心のある1つ以上の点へ戻するためにユーザを支援する。例えば、コントラストを使用する処置の際、造影剤の流入中に重要な構造又は解剖学的構造に注目した場合に、画像追跡点はその場所を特定するために使用することができる。その場合、患者126の他の領域をイメージングした後、コントラスト・サイクル中の後の時点で又は検査中の任意の他の時点で、画像追跡点により、マークした領域に素早く且つ信頼性よく戻ることができる。

20

**【0048】**

図7は、画像追跡点に基づいて、表示されている超音波画像を調節するための方法を例示する。この例では、プローブ106はボリューム画像を取得することができ、従って、ボリューム・プローブと呼ぶことができる。取得/表示調節モジュール136を(図3に示されているように)画像追跡モジュール124内に設け且つ/又はメモリ122内に別個に記憶することができる。随意選択により、取得/表示調節モジュール136は、全ての画像追跡点又は選択された一部の画像追跡点が現在の取得画像の中にあるように走査パラメータを調節するために用いることができる。また、取得/表示調節モジュール136は、画像追跡点に基づいて表示装置118上に現在表示されている超音波データを変更し、改変し、或いは調節するために用いることができ、また現在の走査平面を表示することに制限されない。例えば、取得/表示調節モジュール136は、静止した又は以前に取得したデータから、その中に選択された画像追跡点を持つ所望の画像を生成するために用いることができる。

30

**【0049】**

プローブ106がボリューム・プローブであるとき、取得したスライス(1つ又は複数)の場所は、関心のある点(1つ又は複数)が常に現在の画像の中に含まれるように調節することができる。画像追跡点がプローブ106のボリューム範囲内に留まる限り、該点はx、y及び/又はz平面画像内に維持することができる。従って、点は1つの平面、x及びy平面のような2つの平面、並びに3つの平面の中に維持することができる。ユーザは、ユーザ・インターフェース120を使用して、画像追跡機能をオン及びオフに切り換えることができる。随意選択により、画像追跡モジュール124は、プローブ106上の位置センサ134によって検出された移動量に基づいて、自動的に追跡をオフにすることができる。例えば、画像追跡は、プローブの比較的大きい移動量に基づいて自動的にオフに切り換えることができ、次いで画像追跡は、ユーザ・インターフェース120を介して

40

50

又はプローブ106の移動が少なくなった期間の後に、オンに戻ることができる。

【0050】

段階250で、ユーザは超音波システム100により患者126の走査を開始する。段階252で、ユーザは位置検知モジュール130を作動し、次いで段階254で、ユーザは画像追跡モジュール124及び取得/表示調節モジュール136を作動する。段階256で、ユーザは、前に述べたように、ユーザ・インターフェース120を使用して第1の画像追跡点を選択する。

【0051】

段階258で、取得/表示調節モジュール136が表示装置118上の超音波画像を調節して、画像追跡点を含む1つ以上の画像を表示することができる。画像は平面内又は現在の取得画像に制限されず、またボリューム内の任意の所望の配向及び場所であってよい。随意選択により、画像追跡点が現在の走査ビューの外にあるようにユーザが患者データを走査した場合、表示装置118は2つ以上の画像を表示することができ、この場合、1つの画像は現在の平面内取得画像であり、且つ別の異なる画像は画像追跡点を示す。この代わりに、走査角、領域、焦点などを調節すること等によって、1つ以上の取得走査平面128を調節して、現在の取得画像内に画像追跡点を保つことができる。従って、表示装置118は、画像追跡点を持つことのある平面内ビュー、或いは画像追跡点を示す現在の取得画像ではない1つ以上の画像を表示することができる。

【0052】

段階260で、ユーザが別の画像追跡点を選択することを希望した場合、方法は段階256へ戻る。段階258で、取得/表示調節モジュール136は、表示されている超音波画像、1つ以上の取得走査平面128を調節し、及び/又はその中に両方の又は全ての画像追跡点を持つ別の画像及び/又は更新された画像を表示装置118上に表示することができる。従って、表示される平面(1つ又は複数)は、2つ以上の画像追跡点を含むように自動的に調節することができる。1つ以上の表示されるビューは現在の取得平面又はビューでなくてもよい。

【0053】

従って、前記取得平面及び/又は表示される平面は2つ以上の画像追跡点に基づいて選択することができる。例えば、ユーザが画像追跡点を特定した場合(換言すると、2つの画像追跡点の間に線を定めた場合)、超音波システム100は、2つの画像追跡点を含むように取得平面を調節するために自動的に走査パラメータを調節するように設定することができる。用いられるプローブ106の種類に依存して、2つの画像追跡点を含む平面に直交する第2の平面を取得して表示することもできる。

【0054】

例として、この概念は、表示されるビューが3つ以上の画像追跡点を通して延在する湾曲した平面であるように、他の形状まで拡張することができる。ユーザが3つの画像追跡点を特定した場合、表示される平面は、3つの画像追跡点を含むように延在する湾曲した平面となるように自動的に調節することができる。この例では、表示される平面は取得平面ではない。湾曲した平面を表示することは、単一のデータ平面内の湾曲した血管を視覚化するために、或いは単一の平面を越えて延在する針のシャフトを視覚化するために有用なことがある。

【0055】

ユーザは引き続いて(段階256で)追加の画像追跡点を選択することができ、また目に述べたように画像追跡点を削除することもできる。取得/表示調節モジュール136が引き続いて、段階260で画像追跡点に基づいて取得平面及び/又は表示平面を調節する。ユーザはまた、追加の画像を表示するため又はデータを処理して所望の情報を取り出すために様々な表示プロトコルを選択することができる。

【0056】

段階262で、ユーザは、基準座標系モジュール146等に画像追跡点、センサ位置データ、及び画像データを記憶させることを選ぶことができる。従って、同じ機能を、シネ

10

20

30

40

50

・フレームについて、読み出した画像について、及び組み合わせたデータに基づく画像クリップについて、遂行することができる。また、データは、携帯型のメモリ装置を使用することによって、ネットワーク138等を介して直接に、無線で、又はインターネットを介して、転送することができる。従って、処理及び分析機能はまた、超音波システム100から離れているワークステーション又は他の場所で遂行することができる。保存されたデータにアクセスするとき、取得パラメータを変更することはできない。しかしながら、ユーザは、異なる表示画像を生成するために新しい画像追跡点を特定すること、又は以前に特定された画像追跡点の内の1つ、幾つか又は全てを除くことを選ぶことができる。例えば、ユーザは一部の画像追跡点を選択することができ、また超音波システム100は画像を自動的に調節して、これらの一部の点を含む平面を表示することができる。ユーザはまた、各々の点の特定の番号を入力し又は表示装置118を次の点へ差し向けるユーザ・インターフェース120上のキーを選択すること等によって、ポリウム画像内の各々の点について繰り返すことができる。次いで、ポリウム又は画像は、現在選択されている点を焦点として表示することができる。例えば、点は、ポリウム・レンダリングの中心に、又は多平面直交ビューの中心に位置決めすることができる。これは、記憶された及び/又は読み出されたポリウムについて、並びに現在取得しているポリウムについて行うことができる。

**【0057】**

上記の手法は、同じ位置検知フィールドに対して較正される他の物体と組み合わせることができる。これらの他の物体は、送信器132の空間的検出フィールド内にあるプローブ上の位置センサを検知する同じ超音波システム100又は異なる超音波システムに取り付けられた1つ以上の追加の超音波トランスデューサを含むことができる。例えば、追加のセンサ追跡モジュール142は、システム100と連絡するプローブ(図示せず)上の追加のセンサを追跡することができる。

**【0058】**

この代わりに、位置検知モジュール130は、異なる別個のシステム(図示せず)のためにイメージング・データを取得しているプローブ上の追加のセンサを検出することができる。この例では、位置情報、並びに診断用イメージング・データは、ネットワーク138又は他の直接的なリンクを介してシステムとの間で転送することができる。もし画像追跡点が第1のプローブによって取得された画像上に指示された場合、その画像追跡点は第2のプローブによって取得された画像上にも指示することができ、これは両方のプローブ上の追跡センサが同じ空間的検出フィールド及び座標追跡系を用いているからである。従って、イメージング・データを複数の方向から同時に取得することができる。

**【0059】**

現在、生体検査などの針による処置は、超音波誘導の下で遂行することができる。針はプローブ106上の案内材内に設けることができ、或いは手で操作すること、すなわち、プローブ106とは別個に患者126の中に挿入することができる。残念なことに、生体検査針は幾つかのビューでは見るのが困難なことがある。従って、画像追跡及び追跡点の使用は生体検査針の誘導のために役立つことができる。画像追跡点は、平面内ビューで検出されたとき、針先端部又は針の他の部分の位置を特定するために使用することができる。針がプローブ106から離れているとき、プローブ106を動かし又は回転させた後、追跡点を用いて以前のイメージング姿勢を達成することができる。また、追跡点は生体検査処置の目標点を特定するために使用することができ、目標点は針先端部が到達するのが望ましい点である。例えば、目標点は特別な小結節を特定することができる。画像追跡点はまた、プローブ106が動いたことにより、表示装置118上に表示されている画像が針から逸れた場合に、又は針先端部の直交ビューのような別のビューが希望された場合に、役に立つ。そのとき、ユーザは追跡点(1つ又は複数)を使用して針の以前のビューに容易に戻すことができる。例として、一連の追跡点は、針の位置にマークを付けるために使用することができ、又は線/曲線をベースとした指示子とすることができる。

**【0060】**

図8は、インターベンション処置中に画像追跡点を使用するための方法を例示する。経路予測モジュール140を(図1に示されているように)画像追跡モジュール124内に設け、及び/又はメモリ122内に別々に記憶させることができる。経路予測モジュール140は、ユーザが生体検査針の予測経路を計画し及び/又は視覚化し、また経路の近くにあるような回避すべき構造を視覚化し、更に、ユーザが処置中に針を誘導するのに助けるために針を追跡するのに役立つ。

#### 【0061】

段階280で、ユーザが超音波システム100により患者126の走査を開始する。図9は、その上に計画経路を表示した、生体検査処置のために使用される超音波画像310を例示する。段階282で、ユーザは位置検知モジュール130を作動し、そして段階284で、ユーザは経路予測モジュール140を作動する。段階286で、ユーザは生体検査のために選択された構造の位置を指示するために目標点312(図9)を選択する。ここで、画像追跡点、目標点、及び以下に述べるような針に関連した追跡点についての視覚化及び選択は、互いに対して任意の順序で行うことができ、本書で説明するものに制限されないことを理解されたい。

#### 【0062】

例えば、ユーザは表示装置118上の2D画像を観察しながら、現在の取得画像内に目標点312を置くことができる。ユーザは目標点312の位置を検証するために他のビューへプローブ106を回転及び/又は動かして、確実に目標点312が3D構造内に希望通りに配置されるようにすることができる。随意選択により、ユーザは、目標点312を含む直交ビュー又は他のビューを表示するように選択することができる。ユーザは、ユーザ・インターフェース120を使用して目標点312を選択し且つ別の位置へドラッグすること等によって、目標点312を位置決めし直すことができる。複数の画像が表示されている場合、位置は全ての画像で更新される。目標点312はまた、走査平面又は取得画像を元の最初のビューへ戻すためのガイドとして使用することができる。随意選択により、多平面又はボリューム・プローブが使用される場合、3Dで観察される同時存在の複数の平面を使用して、目標点312を所望の位置に置くことができる。

#### 【0063】

段階288で、ユーザは、関心のある点又は構造、解剖学的ランドマーク、及び/又は針が回避すべきであるような構造を指示する1つ以上の他の点を選択することができる。図9に戻って説明すると、点314、316、318及び320が特定されている。点314及び320は平面内画像310の中に配置されており、従って平面内指示子「+」により指示されている。点316及び318は異なる平面の中にあり、正方形又は箱のような平面外指示子で指示されている。このような点は、小結節、嚢胞、血球、又は任意の他の特定される構造であってよい。従って、追跡点は、針の一般的な計画経路内にある回避すべき様々な点又は構造にマークを付けるために用いることができる。例えば、回避すべき血管には、その血管の縁に様々な点(又は、トレース)のマークを付けることができる。

#### 【0064】

段階290で、経路予測モジュール140は生体検査針のための計画経路322を作成することができる。計画経路322は、ユーザが針の近くにあるような回避すべき任意の物体又は構造をより良く特定することができるようにする。随意選択により、ユーザは所望の針侵入点324を画像追跡点として選択することができ、この点は、計画経路322を計算するときに経路予測モジュール140により使用される。

#### 【0065】

計画経路322は、針が現れる態様とは異なるものであってよい線又はその他の図形表示、例えば、点線で、指示することができる。随意選択により、管又は円錐326のような図形的表現は、針の起こり得る配置範囲を指示することができる。円錐326は目標点312からの距離に従って直径が累進することができる。従って、プローブ106が垂直に配置された場合、又は多平面又はボリューム・プローブ106が使用される場合、垂直

10

20

30

40

50

な平面は、針が患者 1 2 6 に進入するときの針の取り得る範囲を指示する円形の図形を表示することができる。

【 0 0 6 6 】

段階 2 8 8 で選択された回避すべき点を表す図形は、それらの点が計画経路 3 2 2 に近くなるにつれて、それらの点がユーザにより一層気付き易くなるように表示することができる。例えば、点が計画経路 3 2 2 の所定の閾値内にあり且つ現在の取得画像がその中に定められた目標点 3 1 2 を持っている場合、その点は赤色に変わり又は他の色変化を生じ、及び/又は回避すべき点が計画経路 3 2 2 に近いことを示すために点滅することができる。

【 0 0 6 7 】

計画経路 3 2 2 (又は円錐 3 2 6) は、計画している間、並びに実際の処置中に、記憶し且つ表示装置 1 1 8 でオン及びオフすることができる。例えば、ユーザは図形の線を表示し、次いでプローブ 1 0 6 の向きを計画経路 3 2 2 の平面に垂直になるように変更することができる。ユーザはまた、プローブ 1 0 6 を動かして、針侵入点 3 2 4 から目標点 3 1 2 まで幾つかの又は全ての垂直な平面を通る計画経路 3 2 2 に基づいた針の交差点を視覚化することができる。

【 0 0 6 8 】

随意選択により、関心のある領域を含むデータ・ボリュームを、インターベンション処置の前に取得することができる。次いで、生の超音波画像において画像追跡点に注目したとき、追跡点(1つ又は複数)を横切る y 及び z 平面を、以前に取得したボリュームから作成して表示装置 1 1 8 上に示すことができる。これらの平面は、取得速度に悪影響を及ぼすことなく、追加の情報及びガイダンスを提供することができ、また針のシャフトを表示している現在の取得画像から逸らすようにプローブ 1 0 6 を動かす如何なる必要性も排除することができる。高速 2 平面イメージングが可能であるプローブ 1 0 6 が使用される場合、z 平面画像だけを以前に取得したボリュームから示すことができる。

【 0 0 6 9 】

段階 2 9 2 で、ユーザはプローブ 1 0 6 を調節して、針が患者 1 2 6 に入るとき針を視覚化することができる。ユーザは、針及び目標点 3 1 2 の幾何学的関係を、計画経路 3 2 2 の付加的な図形的指示(これは線、円錐 3 2 6、管又はその他の形状の図形的指示であってよい)と共に観察することによって、目標点 3 1 2 及び針が互いに整列しているかどうか判定することが可能である。針のシャフト及び目標点 3 1 2 が同じ平面内に無いとユーザが判定した場合には、方向の調節が必要であることを、針の処置中に一層容易に且つ一層素早く決定することができる。

【 0 0 7 0 】

針を表す線が分かっている場合には、追加の機能が可能である、針の経路は目標点 3 1 2 に対して予測することができ、これによって、ユーザが患者 1 2 6 の中へ入れる前に針を調節するのが可能になる。予測は 3 D において行って、針を目標点 3 1 2 と同一平面内に置いて、目標点に達する経路に沿って差し向けることが確実に出来るようにすることができる。

【 0 0 7 1 】

針を表す線は、1つ以上の針追跡点を入力することによって手動で決定し、針の上の1つ以上のセンサの位置を検知することによって自動的に決定し、及び/又は針を自動的に検出することによって決定することができる。手動の場合について先ず説明する。

【 0 0 7 2 】

随意選択により、段階 2 9 4 で、ユーザは針と関連させるための1つ以上の針追跡点を選択することができる。針が関心のある点又は目標点 3 1 2 に向けて患者 1 2 6 に挿入されるとき、2 D 画像を観察することによって、針が、特に z 方向において、正しい解剖学的位置にあるかどうかを判定することは困難である。全ての3つの平面(x、y、z)における目標点 3 1 2 の位置を知り且つ文書化することが重要である。針先端部は画像追跡点のマークを付けることができる。次いで、プローブ 1 0 6 により解剖学的領域を掃引して、完全なデータ・ボリュームを収集することができる。次いで、3つの直交平面(x

10

20

30

40

50

、y、z)を同時に表示することができ、この場合、針先端部にマークとして付けた追跡点は3つの平面の交差点として作用する。これにより、針先端部の解剖学的位置のより一層明瞭なビューが提供される。上記の掃引はプローブ106の手動による移動で、又は機械的な駆動で、又は電子的に達成することができる。

#### 【0073】

針の経路はまた、ボリューム取得が可能なプローブを使用するとき又は標準的な2Dプローブによりボリューム掃引を行うとき、2平面ビュー又は3平面ビューの2つの平面の間の交差線として使用することができる。第3の平面についての交差点は、針先端部の位置に基づいて定めることができる。針がプローブに接続されていないと仮定すると、ボリューム取得を行わない場合でも、針の先端部に針追跡点のマークを付けることによって、ユーザは、針先端部の位置がより良く分かるように別の平面をイメージングし、次いで針追跡点を使用して元の最初のビューに戻って走査するように、プローブ106を容易に調節することができる。

10

#### 【0074】

随意選択により、ユーザは針に関連した2つ以上の点を特定することができる。例えば、針が患者126の中へ進入するとき、追加の針追跡点は針先端部の現在の位置で及び/又はそのシャフトに沿って識別することができる。次いで、経路予測モジュール140は、目標点312との交差を判定するために追加の計画経路を推定することができる。

#### 【0075】

段階296で、経路予測モジュール140は少なくとも針追跡点(1つ又は複数)に基づいて計画経路322を調節することができる。例えば、図形的円錐326は、針が目標点312と交差しようとしているかどうか又は針が回避すべき点に交差する可能性があるかどうかをより良く推定するように更新することができる。

20

#### 【0076】

追加のセンサを使用することに戻ると、1つ以上の位置センサが、ユーザ定義の針追跡点と共に又はその代わりに、針に使用することができる。例えば、1つ以上の針位置センサを針のシャフトに沿って設置することができ、或いは、単一の針位置センサを針の上に設置することができ、また針位置センサに対して針のシャフト及び先端部の位置を特定するために較正を行うことができる。位置検知モジュール130及び送信器132が作動されたとき、前に述べたように空間的検出フィールド内の針位置センサ(1つ又は複数)を追跡し且つプローブ位置センサ134を追跡するために追加のセンサ追跡モジュール142も作動することができる。また、ユーザは、針に関するパラメータ、例えば、シャフトの長さ、針先端部に対するセンサの位置、針のシャフトの直径などを定義するために、較正データを入力することができる。

30

#### 【0077】

従って、追加のセンサ追跡モジュール142は位置検知モジュール130の空間的検出フィールド内の針位置センサ(1つ又は複数)及び/又は他の追加の位置センサ(他のプローブ上のセンサなど)を追跡することができる。例えば、追加の針位置センサを針の先端部(又は針先端部に対して既知の位置)に設置することができる。追加のセンサ追跡モジュール142は針位置センサを別個の移動する針追跡点として追跡する。追加のセンサ追跡モジュール142は他の画像追跡点及び現在の画像に対して針位置センサを追跡して、現在の画像上の針位置センサの投影を示すことができる。随意選択により、追加の針位置センサを針先端部の反対側のような針の他端近くに設置することができる。針に取り付けられた2つの針位置センサを追跡することによって、取得/表示調節モジュール136は表示装置118上の1つ以上の平面、ビュー又は画像を自動的に更新して、ユーザの調節無しに針の平面を表示することができる。

40

#### 【0078】

針位置センサ(1つ又は複数)を追跡することによって、画像追跡モジュール124は、回避すべき点の所定の範囲内に針先端部が存在することを検出することができる。また、針先端部は、針位置センサにより指示された場合、多平面取得が可能なプローブ106

50

を使用するとき又は標準的な2Dプローブによりボリューム掃引を行うとき、2平面又は3平面以上のビューの交差点として使用することができる。

【0079】

針の自動検出について説明すると、随意選択により、針追跡モジュール144は、追加のセンサ無しに、現在の画像内での針の存在を自動的に検出するために使用することができる。例えば、針追跡モジュール144はユーザによって作動することができ、また針追跡モジュール144は、期待された形状/寸法パラメータが満たされたことに連動して輝度レベルが突然に増大することのような、針を表す変化について超音波データを監視することができる。他の検出を用いることもできる。針追跡モジュール144は、検出された針に沿って自動的に複数の画像追跡点を設置して、ユーザがその後プローブ106を動か

10

【0080】

随意選択により、これらの自動的に作成された画像追跡点は(前に述べたように較正を行った針先端部又は反対側の端部におけるような)針上の針位置センサと組み合わせることができる。針の位置に関連したこの追加の情報は、任意の針自動検出アルゴリズムの性能を改善するために使用することができる。針シャフトの曲線又は針の線/曲線ベースの指示子を作り上げるものを含む針追跡点の生のレンダリングされた3D画像を、表示装置118上に表示し、又は針追跡点に対して適切に配向された1つ以上の2D画像の上にオー

20

【0081】

上述の画像追跡機能及び機構はまた、RF焼灼処置にも有用である。例えば、焼灼する腫瘍の輪郭、針先端部(1つ又は複数)の位置、針のシャフト(1つ又は複数)及び計画されたRF焼灼点(1つ又は複数)のような関心のある解剖学的構造は、イメージング追跡点と共に、焼灼の前に又は焼灼中にマークを付けることができる。一旦RF焼灼処置が開始されると、超音波画像を劣化させる傾向のあるガスが発生される。マークを付けた画像追跡点又は輪郭は、追跡されて、特にRF焼灼が超音波画像データの観察を低下又は不明瞭にする時間中に、ガイダンスを提供する。

30

【0082】

画像追跡点及び他の追跡機構はまた、複数のボリュームを組み合わせるために使用することができる。超音波におけるボリューム表現を得る際に、ボリューム全体へのアクセス及び超音波信号についてのボリューム自体の影響のような、問題が存在する。アクセスに関して云えば、超音波信号が関心のあるボリュームへ伝播するのを妨げる空気及び/又は骨のような妨害物に遭遇することなく、関心のあるボリューム全体にわたって超音波を掃引することは困難である。超音波信号についてのボリューム自体の影響に関して云えば、腫瘍及びその他の病変部が超音波の伝播を大幅に低減することがある。これらの場合、患者の解剖学的構造が、関心のあるボリュームの完全な画像を取得するために様々な方向から操作される。画像追跡点は、これらの複数のボリュームを1つの立体的なビューに組み合わせるために使用することができる。

40

【0083】

画像追跡点はまた、ボリューム誘導(volume-guided)超音波処置に使用することができる。ボリューム誘導超音波法では、以前に取得したボリューム・データセットを超音波プローブ106と整合させる。以前に取得したボリューム・データセットは、超音波データセットであっても、或いはMR、PET、CT、核医学などのような異なるイメージング・モダリティからのデータセットであってもよい。整合を得るために、位置検知モジュール130を、超音波プローブ106上に又は内に装着された1つ以上の位置センサ134と共に使用することができる。一旦整合すると、ボリュームからのスライスを実時間で更

50

新して、超音波画像に整合させる。

【0084】

画像追跡点はまた、超音波画像又はボリュームと超音波又は異なるイメージング・モダリティのものであってよい以前に取得したボリューム・データセットとの両方の中の共通の点を突き止めるのに役立つ。ユーザは超音波画像又は以前に取得したボリューム・データセットの中に画像追跡点を置くことができる。これは、超音波画像及び以前に取得したボリューム・データセットを互いと整合させる前又は後のいずれかで行うことができる。一旦ボリューム・データセットと生の超音波画像とが整合すると、所望の点の投影を超音波画像及び以前に取得したボリューム画像の両方に対して示すことができる。このように、ユーザは、ガイドとして作用する画像追跡点により関心のある点を走査することができる。実際に、画像追跡点は任意の関心のある点であってよく、また腫瘍学におけるような処置用途のための種移植点にマークを付け、又は超音波を使用した更なる検査を必要とするCT画像内の病変部にマークを付けるような用途を含むことができる。別の例は、通常の超音波では見ることでできないCTにおける病変部にマークを付け、次いで関連した画像追跡点を関心のある点として使用しながら、コントラスト増強超音波検査を遂行することである。

10

【0085】

従って、異なるモダリティによるものであってもよい以前に取得したデータ・ボリュームからの関心のある点が、異なる超音波データ・ボリューム内の現在分析している関心のある点と同じであることを確認することによって、診断の信頼性が改善される。また、関心のある領域が超音波検査より前に以前に取得したボリューム内のデータから既に特定されているので、生産性も向上する。

20

【0086】

ユーザはまた、整合の正確さを確認することができる。以前に取得したボリューム・データセットに整合させた生の画像によるボリューム誘導超音波法では、相異なるモダリティのボリュームを整合させるとき、画像追跡点は以前に取得したボリューム内でマークを付けて転送し、そして生の超音波画像上に投影させることができる。ユーザは身体内の実際の対応する点を突き止めて、画像追跡点及び身体内の実際の点を含む平面を取得する。ユーザは次いで、整合の正確さの評価として、これらの点の間の距離を視覚化し又は測定することができる。

30

【0087】

前に述べたように、画像追跡点はデータ・ボリュームと共に記憶することができる。次いで、ボリューム内の画像を読み出したとき、画像追跡点はボリュームを操作する際に再び視覚化することができる。更に、画像追跡点は、現在の画像を以前に取得したボリューム・データセットに整合させた後、生の2D画像上に投影することができる。これは直列的な調査検討のために役立つ、その場合、同じ以前に取得したボリュームが複数回使用され、従って、以前に取得したボリューム・データセットを再分析する必要性がないことによって、連続して行う調査検討が一貫して且つ生産性よく行えると云う信頼性を得ることができる。

40

【0088】

ここで、本書で述べた画像追跡手法が超音波に制限されず、他のモダリティで取得されたデータ・ボリュームにも適用できることを理解されたい。例えば、ユーザは異なるモダリティで取得されたCT又は他の3次元データセットを観察することができる。データは、前に述べた超音波画像と同様に、スライス又は平面で観察することができる。ユーザは3次元データセットを操作して関心のある点を選択し、関心のある点には図4～図6に関して説明したように指示子のマークを付けて、現在表示されている画像に対する関心のある各々の点の相対位置の視覚的指示をユーザに提供することができる。

【0089】

少なくとも1つの実施形態の技術的効果は、現在の走査又は取得平面、画像、ボリュームなどの中の画像追跡点を選択することである。ユーザがプローブを動かして他の画像を

50

取得するとき、画像追跡点は表示装置上に留まるが、図形的表現は現在表示されている画像に対する各々の画像追跡点の関係に基づいて変更することができる。これらの画像追跡点により、ユーザは身体内の構造を容易に計数し、インターベンション処置中に回避すべき点及び解剖学的構造を特定し、更に生体検査又は他のインターベンション処置を視覚化し且つ計画することが可能である。追加の位置センサを使用することにより、画像内の針を追跡することができる。表示装置上の画像を画像追跡点に基づいて変更して、画像追跡点が少なくとも1つの画像上に必ず表示されるようにすることができる。また、走査パラメータを変更することにより、現在の取得画像又は走査平面内に1つ以上の画像追跡点を維持するようにすることができる。画像追跡点はまた、比較のためにデータ・ボリュームを組み合わせて、患者の経過を追跡するために使用することができる。

10

## 【0090】

本発明を様々な特定の実施形態について説明したが、当業者には本発明が特許請求の範囲に記載の精神及び範囲内で変更して実施できることが認められよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0091】

【図1】本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムのブロック図である。

20

【図2】本発明の持ち運び型の医用イメージング装置の一実施形態の絵画的略図である。

【図3】本発明の一実施形態に従って超音波画像内の関心のある構造にマークを付けて追跡するための方法を例示する流れ図である。

【図4】本発明の一実施形態に従って図形的指示子により指示された第1及び第2の構造を持つ超音波画像を例示する略図である。

【図5】本発明の一実施形態に従って平面内画像の外側にある点及び平面内画像の中にある点を指示する図形的指示子を持つ超音波画像を例示する略図である。

【図6】本発明の一実施形態に従って定められた複数の画像追跡点を持つ超音波画像を例示する写図である。

【図7】本発明の一実施形態に従って、画像追跡点に基づいて、表示されている超音波画像を調節するための方法を例示する流れ図である。

30

【図8】本発明の一実施形態に従ってインターベンション処置中に画像追跡点を使用するための方法を例示する流れ図である。

【図9】本発明の一実施形態に従ってインターベンション処置中に使用するために計画経路を表示させた超音波画像を例示する略図である。

## 【符号の説明】

## 【0092】

- 10 医用イメージング装置
- 12 プローブ
- 14 表示装置
- 16 位置センサ
- 18 カバー
- 28 ユーザ・インターフェース
- 70 画像
- 80 キーボード
- 82 ボタン
- 84 ソフト・キー
- 86 ラベル
- 88 制御器
- 100 超音波システム

40

50

1 0 4	トランスデューサ	
1 0 6	プローブ	
1 1 4	R F / I Q バッファ	
1 2 6	患者	
1 2 8	走査平面	
1 3 4	位置センサ	
1 8 0	超音波画像	
1 8 2	第 1 の構造	
1 8 4	第 2 の構造	
1 8 6	平面内指示子	10
1 8 8	平面内指示子	
2 0 0	超音波画像	
2 0 2	第 1 の平面外指示子	
2 0 4	第 2 の平面外指示子	
2 0 6	第 3 の構造	
2 0 8	第 3 の平面内指示子	
2 2 0	画像	
2 2 2	第 1 追跡点	
2 2 4	第 2 追跡点	
2 2 6	第 3 追跡点	20
2 2 8	第 4 追跡点	
2 3 0	第 5 追跡点	
2 3 2	第 6 追跡点	
2 3 4	第 7 追跡点	
2 3 6	第 8 の追跡点	
2 3 8	第 9 追跡点	
2 4 0	第 1 0 追跡点	
3 1 0	平面内画像	
3 1 2	目標点	
3 1 4	点	30
3 1 6	点	
3 1 8	点	
3 2 0	点	
3 2 2	計画経路	
3 2 4	針侵入点	
3 2 6	円錐	

【図1】

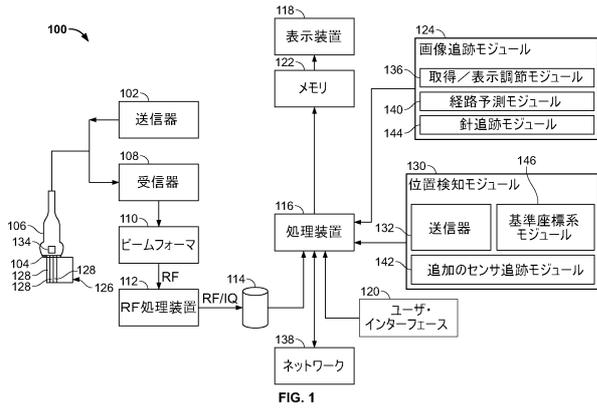


FIG. 1

【図2】

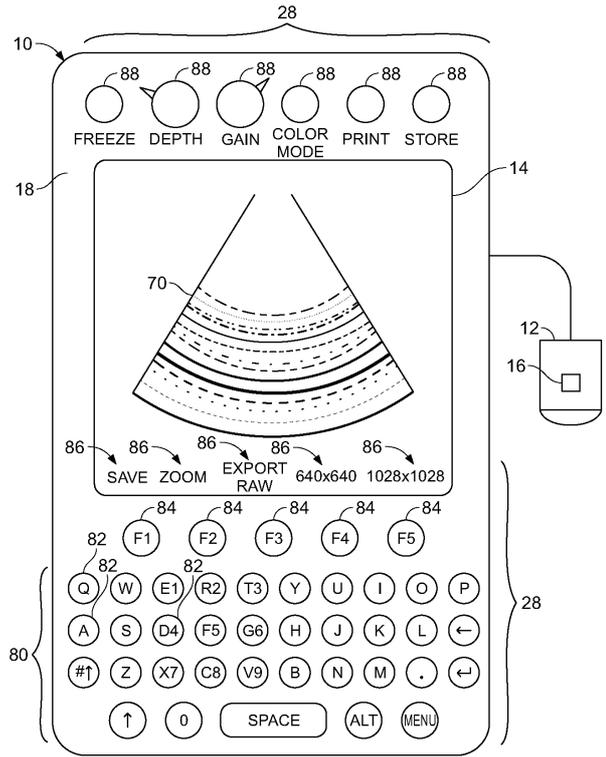


FIG. 2

【図3】

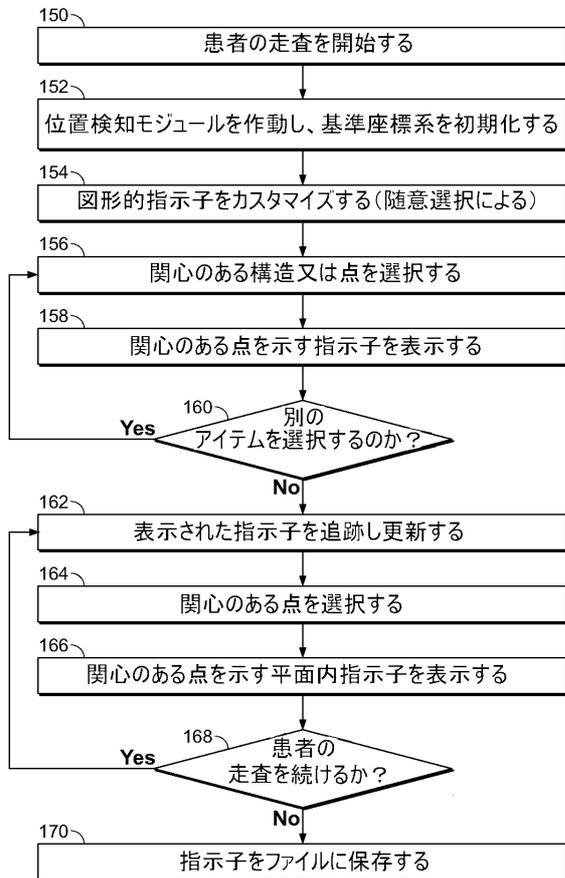


FIG. 3

【図4】

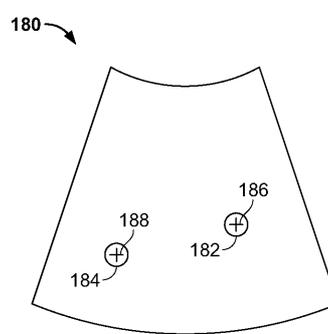


FIG. 4

【図5】

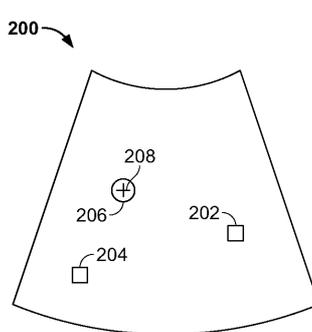


FIG. 5

【 図 7 】

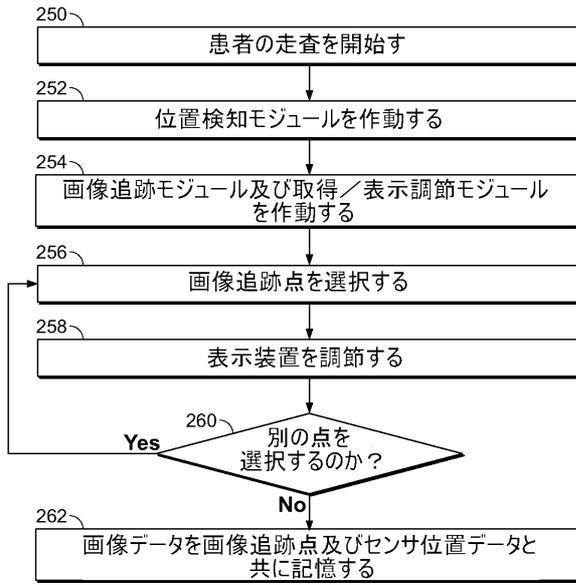


FIG. 7

【 図 8 】

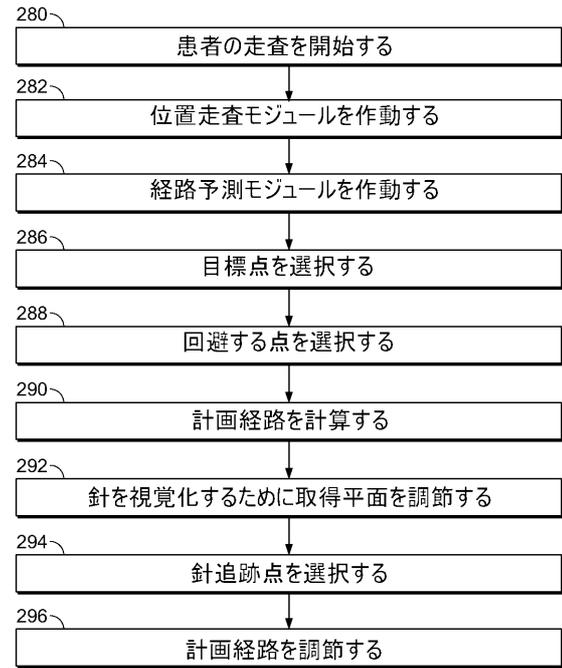


FIG. 8

【 図 9 】

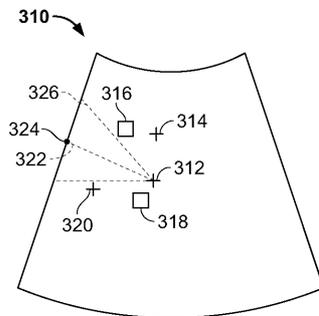


FIG. 9

【 図 6 】

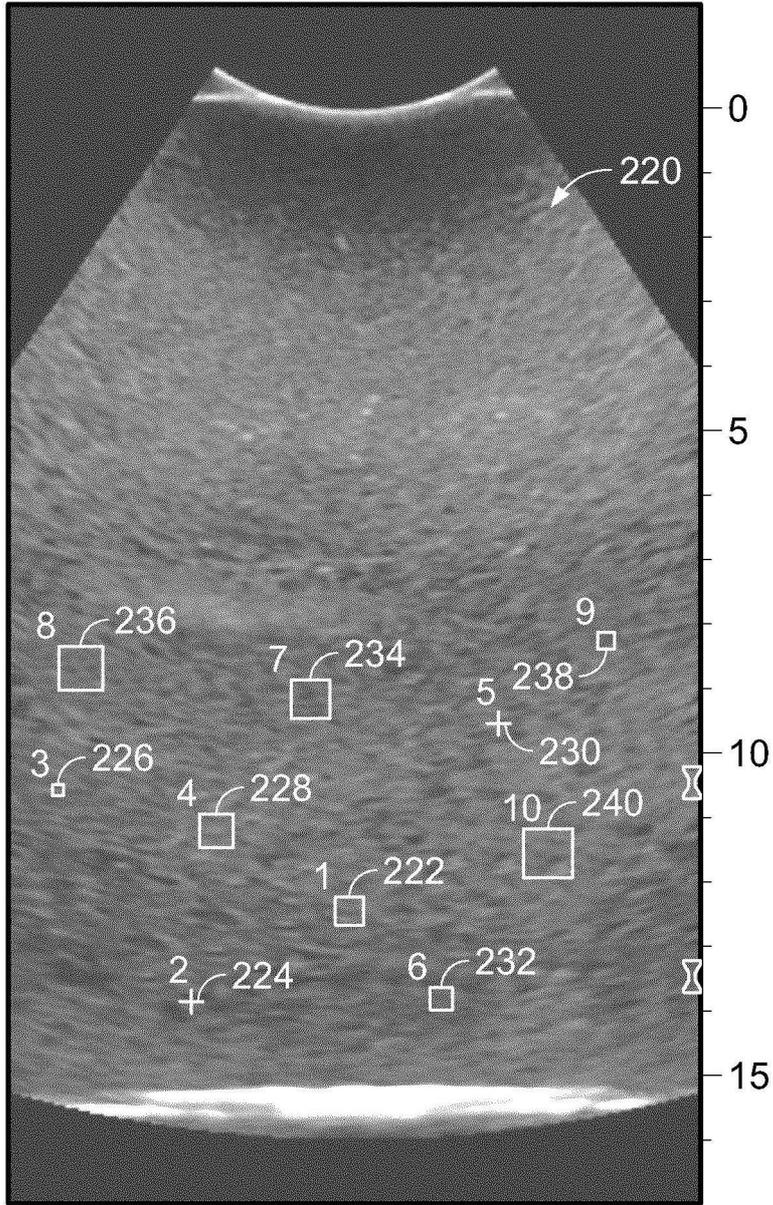


FIG. 6

## フロントページの続き

- (72)発明者 マイケル・ジョセフ・ウォッシュバーン  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ケストレル・トレイル、18480番
- (72)発明者 マルカス・ウィルヘルム・マーカート  
ドイツ、エヒング、ブルーテンストラーセ、エヒング、ディ - 85386番
- (72)発明者 トドアー・シエルジャクソウ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ケノーシャ、フィフティースックス・ストリート、429番

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2000-107185(JP,A)  
特開2006-305337(JP,A)  
特開2005-087594(JP,A)  
特開2003-164433(JP,A)  
特開2006-271588(JP,A)  
特開2005-323669(JP,A)  
特開2007-000226(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	用于跟踪超声图像中的给定点的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5705403B2</a>	公开(公告)日	2015-04-22
申请号	JP2008048930	申请日	2008-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	マイケルジョセフウォッシュバーン マルカスウィルヘルムマーカート トドアーシエルジャクソウ		
发明人	マイケル・ジョセフ・ウォッシュバーン マルカス・ウィルヘルム・マーカート トドアー・シエルジャクソウ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	G03B42/06 A61B8/00 A61B8/145 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/483 G01S7/52036 G01S7/52065 G01S7/52073 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/JC37 4C601/KK31		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
优先权	11/714550 2007-03-06 US		
其他公开文献	JP2008212680A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种跟踪超声图像中的点的技术。解决方案：超声系统包括位置感测模块130，图像跟踪模块124，显示器118和用户界面120。位置感测模块检测空间与大量数据相关的信息。显示器根据数据量显示第一和第二图像。第一和第二图像包括数据量的第一和第二部分，并且第一和第二部分相对于彼此至少部分地不同。用户界面选择第一图像上的第一图像跟踪点。第一图像跟踪点在第一图像上用第一指示符指示。图像跟踪模块跟踪数据量内的第一图像跟踪点。图像跟踪模块在显示器上指示第一图像跟踪点与第二图像的空间关系。

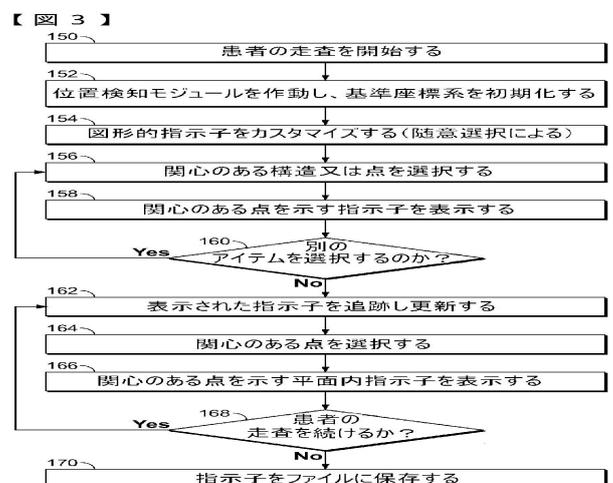


FIG. 3