

(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2011-530366

(P2011-530366A)

(43) 公表日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl. F 1 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 22 頁)

(21) 出願番号 特願2011-522590 (P2011-522590)  
 (86) (22) 出願日 平成21年8月7日(2009.8.7)  
 (85) 翻訳文提出日 平成23年2月3日(2011.2.3)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/053486  
 (87) 国際公開番号 W02010/018512  
 (87) 国際公開日 平成22年2月18日(2010.2.18)  
 (31) 優先権主張番号 61/088,058  
 (32) 優先日 平成20年8月12日(2008.8.12)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (72) 発明者  
 ドゥルール セシル  
 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 4 4  
 フィリップス アイピーアンドエス-エヌエル

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像化

(57) 【要約】

超音波画像化システムUISにおいて、画像捕捉装置ICAは、物体NDLが人体BDYに導入される間に該人体BDYの一連の超音波画像を捕捉する。変位検出器DDは、上記一連の超音波画像から変位指示情報のマップDMを発生する。変位指示情報は当該人体の特定の位置に関係し、該位置が受けた変位を示す。物体ロケータOLは、上記変位指示情報のマップに基づいて、当該人体における上記物体の位置に関する指示情報OLIを形成する。

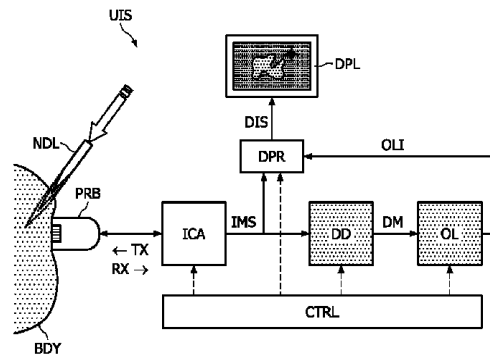


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

主体の一連の超音波画像が、該主体内に物体が導入される間に捕捉される画像捕捉ステップと、

前記一連の画像から、前記主体の特定の部分に関係すると共に該部分が受けた変位を示す変位指示情報のマップが発生される変位検出ステップと、

前記主体内の前記物体の位置に関する指示情報が、前記変位指示情報のマップに基づいて形成される物体位置特定ステップと、  
を有する超音波画像化方法。

**【請求項 2】**

超音波画像と、前記物体位置特定ステップにおいて形成された前記主体内の前記物体の位置に関する前記指示情報に基づく視覚的指示情報とを含む表示画像が形成される表示処理ステップ、

を有する請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 3】**

前記物体位置特定ステップが、前記変位指示情報のマップにおいて対称軸が識別される方向識別サブステップを有する請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 4】**

超音波画像と、前記方向識別サブステップにおいて識別された前記対称軸に基づいた前記物体が前記主体内で移動する方向の視覚的指示情報とを含む表示画像が形成される表示処理ステップ、

を有する請求項 3 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 5】**

前記物体位置特定ステップが、前記対称軸に沿う前記変位指示情報の大きさの急峻な減少が識別される先端部分識別サブステップを有する請求項 3 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 6】**

超音波画像と、前記先端部分識別サブステップにおいて識別された前記対称軸に沿う前記変位指示情報の大きさの急峻な減少に基づいた前記物体の先端部分の視覚的指示情報とを含む表示画像が形成される表示処理ステップ、

を有する請求項 5 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 7】**

前記画像捕捉ステップが、ボリュームデータを生成する前記主体の三次元走査を含み、当該方法が、

前記主体内に導入された前記物体に一致するビュー平面が、前記ボリュームデータから、前記物体位置特定ステップにおいて形成された前記主体内の前記物体の位置に関する前記指示情報に基づいて発生されるビュー平面発生ステップと、

前記ビュー平面を含む表示画像が形成される表示処理ステップと、

を有する請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 8】**

前記変位検出ステップが、

時間的に隣接する超音波画像の対から、該対における一方の画像内の特定の位置を他方の画像内の特定の位置につなぐ基本変位指示情報のマップが発生される動き推定ステップと、

各超音波画像内の対応する位置をつなぐ各基本変位指示情報の和に対応する積算変位指示情報のマップが、超音波画像の各対から発生された前記基本変位指示情報の各マップに基づいて発生される、変位マップ積算ステップと、

を有する請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

**【請求項 9】**

前記動き推定ステップ及び前記変位マップ積算ステップが画像毎に実行され、前記変位マップ積算ステップが、

10

20

30

40

50

先に発生された前記積算変位指示情報のマップの最新版がメモリから読み出されるメモリ読出サブステップと、

超音波画像の対から発生される各基本変位指示情報が、前記メモリから読み出された前記積算変位指示情報のマップに含まれる対応する各積算変位指示情報に適用されて、前記積算変位指示情報のマップの更新版を得る積算ステップと、

前記積算変位指示情報のマップの前記更新版がメモリに書き込まれるメモリ書込ステップと、

を有する請求項 8 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 10】

前記変位マップ積算ステップにおいて、前記積算変位指示情報が、初期画像における対応する位置に関連する各点として表され、これら各点が前記動き推定ステップにおいて確立された各基本変位指示情報の結果として画像位置がずらされている請求項 8 に記載の超音波画像化方法。

10

【請求項 11】

主体の一連の超音波画像を、該主体内に物体が導入される間に捕捉する画像捕捉装置と、

前記一連の画像から、前記主体の特定の部分に関係すると共に該部分が受けた変位を示す変位指示情報のマップを発生する変位検出器と、

前記主体内の前記物体の位置に関係する指示情報を、前記変位指示情報のマップに基づいて形成する物体位置特定器と、

20

【請求項 12】

プログラマブルプロセッサにロードされた場合に該プログラマブルプロセッサに請求項 1 に記載の方法を実行させる一連の命令を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様は、超音波画像化の方法に関するものである。該方法は、例えば、人体に導入された物体に関する視覚的情報を供給するために使用することができる。該視覚的情報は、人体内の該物体の現在位置、又は人体内で該物体が動く現在の方向、又はこれら両方を示すことができる。本発明の他の態様は、超音波画像化装置及びコンピュータプログラム製品に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

超音波画像化は、典型的には、下記の処理を含む。圧電トランスジューサを有するプローブが、検査されるべき人体に対して保持される。送信器回路が各駆動信号を発生し、これら駆動信号が上記プローブの対応する圧電トランスジューサに供給される。このことは、上記プローブが、超音波を人体内に典型的には音響ビームの形態で放出させるようにする。人体内で、該超音波の反射が生じる。これら反射波の少なくとも一部が、上記プローブに戻る。この結果、各圧電トランスジューサが、対応する受信信号を生成する。受信器回路が、これら信号を処理して、当該人体の超音波画像を得る。

40

【0003】

手術者が人体に物体を導入する場合に超音波画像が有用な視覚的フィードバックを提供することが望ましい。斯かる超音波画像は、手術者が物体を人体内の特定の関心領域に移動させるのを案内する。例えば、超音波画像は、患者の人体に針を導入する臨床医を場合によっては案内することができる。従って、該臨床医が上記特定の関心領域に到達することに成功する前に、幾度かの試行錯誤が必要とされるのを回避することができる。このような試行錯誤は、患者を不快にさせ、更には、当該臨床医にとり時間の掛かることである。

【0004】

50

しかしながら、人体に導入されている物体を超音波画像化により正確に追跡することは一般的に困難である。超音波画像化は、典型的には、一般的にビュー平面 (view plane) と呼ばれる所与の面内又は所与の面の集合内に位置する人体部分の構造的詳細を提供する。ビュー平面は、写真又は、むしろ、フィルムが作成される当該人体の特定の断面と見なすことができる。二次元 (2D) 超音波画像化の場合、当該音響ビームのものに対応する特定の向きを持つ1つのビュー平面が存在する。三次元 (3D) 超音波画像化の場合、異なる向きの幾つかのビュー平面が存在する。

【0005】

使用される超音波画像化技術が、2D又は3Dのどの様なものであっても、ビュー平面の外部に位置する人体部分は当該ビデオ平面によっては表されないということになる。従って、人体に導入された物体、又は該物体の少なくとも相当の部分が正確に合致した如何なるビュー平面も存在しない場合、該物体は殆ど見えないか又は全く見えない。ビュー平面は、プローブを操作することにより手動的態様で又は送信器回路若しくは受信器回路における適切な処理により電氣的態様で、又はこれら両方により調整することができる。しかしながら、ビュー平面を正確に調整するためには、当該物体に関する幾らかの位置的情報が必要とされる。この情報を得ることは、例えば探査手順が適用される場合は相対的に時間の掛かるものとなり得るか、又は相対的に高価な装置に関わるものとなり得るか、又は両方である。

10

【0006】

米国特許出願公開第2007/0167769号は、穿刺針の挿入経路の表示を可能にする超音波診断装置を記載している。超音波ボリュームデータが、生体を三次元的に走査する超音波プローブにより作成される。表示装置上に表示するために、該超音波ボリュームデータから断層撮影平面が選択される。第1実施例において、この平面選択は手動で実行される。操作者は先ず上記超音波ボリュームデータにおいて2つの点を指定しなければならず、ここで、一方の点は穿刺針の基端部に対応し、他方の点は該穿刺針の先端部に対応する。操作者は、当該穿刺針の指定されねばならない上記部分を視覚化するために、前記超音波ボリュームデータから対応する二次元画像を手動で選択しなければならない。次いで、操作者は、上述した2つの点を通る直線であるような軸の周りの回転角度を指定することにより、当該関心断層撮影平面を選択する。第2実施例において、平面選択は、穿刺針を含む治療装置及び超音波プローブの位置を検出する位置検出装置により供給される位置情報に基づくものである。

20

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

人体に導入される物体に関する情報を提供するような改善された超音波画像化技術に対する需要が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様によれば、主体 (人体) の一連の超音波画像が、該主体内に物体が導入される間に捕捉される。前記一連の超音波画像から、変位指示情報のマップが発生される。変位指示情報は、前記主体の特定の部分に関係すると共に該部分が受けた変位を示す。前記主体内の前記物体の位置に関係する指示情報が、前記変位指示情報のマップに基づいて形成される。

40

【0009】

上記物体の現在の位置及び該物体が迎える現在の方向が、相当程度に、当該人体の各部分が受ける各変位を決定する。上記の変位指示情報のマップは、これらの各変位を反映する。従って、上記物体の現在の位置及び該物体の現在の方向を、このマップから抽出することができる。例えば、相対的に大きな変位を受ける人体部分は、典型的には、当該人体に導入された物体に相対的に近くに位置する。沿う各変位が同様の向きを持つラインは、当該物体の現在の方向に対応しそうである。このラインに沿う、変位の大きさの急峻な減少

50

を示す区間は、典型的には、当該関心物体の先端部分に対応するであろう。

【0010】

上記物体の現在の位置又は該物体の現在の方向に関する情報を得るためには、当該人体の三次元走査は必要ではない。三次元走査を使用することもできるが、二次元走査で充分である。更に、当該物体に合致するビュー平面を決定するために、操作者（手術者）が、異なるビュー平面で該物体の部分を探査及び指定する必要はない。人体内の物体の位置を検出する特別な装置も一切必要ない。従って、本発明は、人体に導入される物体に関する情報を供給する廉価な超音波画像化技術を提供する。更に、この超音波画像化技術は、使用者にとり使い易く、時間効率的である。

【0011】

本発明の一構成例は、有利にも、個々の従属請求項に対応する別個の段落で説明されるような下記の更なるフィーチャの1以上を有する。

【0012】

好ましくは、超音波画像及び視覚的指示情報を含む表示画像が形成され、上記視覚的指示情報は上述したようにして得られる人体内の物体の位置に関する指示情報に基づくものである。

【0013】

好ましくは、前記変位指示情報のマップ内で対称軸が識別される。

【0014】

好ましくは、超音波画像と、人体内で物体が移動する方向の視覚的指示情報とを含む表示画像が形成され、上記視覚的指示情報は上記対称軸に基づくものである。

【0015】

好ましくは、上記対称軸に沿った、変位指示情報の大きさの急峻な減少が識別される。

【0016】

好ましくは、超音波画像と、前記対称軸に沿う前記変位指示情報の大きさの急峻な減少に基づいた前記物体の先端部分の視覚的指示情報とを含む表示画像が形成される。

【0017】

ボリュームデータを生成する前記人体の三次元走査が実行される場合、前記人体内に導入された前記物体に一致するビュー平面が、前記ボリュームデータから、前記人体内の前記物体の位置に関する前記指示情報に基づいて発生される。このビュー平面を含む表示画像を形成することができる。

【0018】

好ましくは、前記変位指示情報のマップは以下のようにして得られる。基本変位指示情報のマップが、時間的に隣接する超音波画像の対から発生される。基本変位指示情報は、対における一方の画像内の特定の位置を他方の画像内の特定の位置につなげる。積算変位指示情報のマップが、超音波画像の各対から発生された基本変位指示情報の各マップに基づいて発生される。積算変位指示情報は、各画像内の対応する画像位置をつなぐ各基本変位指示情報の和に対応する。

【0019】

前記基本変位指示情報のマップ及び前記積算変位指示情報のマップは、画像毎に発生することができる。その場合、先に発生された前記積算変位指示情報のマップの最新版がメモリから読み出される。画像の対から発生される各基本変位指示情報が、前記メモリから読み出された前記積算変位指示情報のマップに含まれる対応する各積算変位指示情報に適用される。従って、前記積算変位指示情報のマップの更新版が得られる。次いで、該更新版はメモリに書き込まれる。

【0020】

前記積算変位指示情報は、初期画像における対応する位置に関連する各点として表すことができる。これら各点は、確立された各基本変位指示情報の結果として画像位置がずらされる。

【0021】

10

20

30

40

50

図面を参照する詳細な説明は、上記に要約した本発明及び追加のフィーチャを解説する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、超音波画像化システムを図示するブロック図である。

【図2】図2は、前記超音波画像化システムの一部を形成する変位検出器を示すブロック図である。

【図3】図3は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図4】図4は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図5】図5は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

10

【図6】図6は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図7】図7は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図8】図8は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図9】図9は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図10】図10は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図11】図11は、前記変位検出器の動作モードを示す概念図である。

【図12】図12は、前記変位検出器が供給することができる変位マップのベクトル版を示すデータ図である。

【図13】図13は、前記変位検出器が供給することができる変位マップの格子点版を示すデータ図である。

20

【図14】図14は、当該超音波画像化システムが二次元超音波走査に基づいて供給することができる2Dモード表示画像を示す絵図である。

【図15】図15は、当該超音波画像化システムが三次元超音波走査に基づいて供給することができる3Dモード表示画像を示す絵図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1は、臨床医が患者の人体BDYに針NDLを適切に挿入するのを補助することができる超音波画像化システムUISを示している。該超音波画像化システムUISは、プローブPRB、画像捕捉装置ICA、表示プロセッサDPR、表示装置DPL及びコントローラCTRLを有している。プローブPRBは、例えば圧電トランスジューサの二次元アレイを有することができる。画像捕捉装置ICAは、超音波送信器及び超音波受信器を有することができ、ビーム形成モジュールを含むことができる。画像捕捉装置ICAは、更に、1以上のフィルタモジュール及び、所謂、Bモード処理モジュールを有することができる。コントローラCTRLは、例えば、適切にプログラムされたプロセッサの形態とすることができる。該コントローラCTRLは、更に、便宜上図示されていないユーザインターフェースを有することができる。

30

【0024】

超音波画像化システムUISは、更に、下記の機能主体を有する。即ち、変位検出器D及び物体ロケータOLである。これらの機能主体は、例えば、プログラマブルプロセッサにロードされた一群の命令により各々実施化することができる。このようなソフトウェアによる実施化においては、上記命令の群が、当該機能主体が実行する処理（後述する）を定める。このように、図1は方法を表すものと見なすことができ、これによれば、機能主体又は一群の機能主体は、この方法の或る処理ステップ又は一連の処理ステップと見なすことができる。例えば、変位検出器Dは変位検出ステップを表すことができ、物体ロケータOLは物体の位置特定ステップを表すことができる。

40

【0025】

超音波画像化システムUISは、基本的に下記のように動作する。まず、プローブPRBは適切な軟膏が塗布された患者の人体BDYと接触状態にあると仮定する。画像捕捉装置ICAは、臨床医が針NDLを患者の人体BDYに挿入する間に捕捉される一連の画像（画像のシーケンス）IMSを生成する。この目的のために、該画像捕捉装置ICAは、

50

プローブ P R B に一群の送信信号 T X を供給すると共に、該プローブ P R B から一群の受信信号 R X を処理する。上記一群の受信信号 R X は、上記送信信号 T X の反射を含む。これらの反射は、患者の人体 B D Y 内で発生する。前記一連の画像 I M S は、これらの受信信号 R X から発生される、所謂、B モード画像であり得る。これらの画像は、二次元であるか又は三次元であり得る。これら画像は、必ずしも、針 N D L 又は該針の何れかの部分の視覚的表現を有する必要はない。

【 0 0 2 6 】

変位検出器 D D は、画像捕捉装置 I C A から入力された前記一連の画像に基づいて 1 以上の変位マップ D M を発生する。変位マップ D M は、上記一連の画像 I M S に表された当該人体 B D Y の各部分に関する対応する変位指示情報 ( displacement indications ) を有する。変位指示情報は、ベクトルの形態とすることができる。このようなベクトルは、画像の水平軸及び垂直軸に対応する水平成分及び垂直成分を有することができる。上記画像が三次元である場合、当該ベクトルは追加の成分を有するであろう。人体 B D Y の特定の部分に関連する変位指示情報は、異なる時点で捕捉された 2 つの画像の間の該部分の変位を表す。この変位は、典型的には、針 N D L が人体 B D Y に挿入された結果であろう。

10

【 0 0 2 7 】

変位検出器 D D は、捕捉された連続する各画像に対し、連続する各変位マップ D M を発生することができる。即ち、変位検出器 D D は、画像捕捉装置 I C A により供給される一番最近の画像に応答して変位マップ D M を形成する。この変位マップは、初期画像に対する各人体部分の各変位を表すことができる。この場合、各変位指示情報は、捕捉される新たな各画像に対して、大きさが順次増加するであろう。これは、捕捉される新たな各画像に対して、前記針 N D L は人体 B D Y 内に一層深く入るからである。人体部分は、典型的には、針 N D L が人体 B D Y 内に一層深く挿入されるにつれて大きさが増加するような変位を受けるであろう。言い換えると、各人体部分の各変位は、針 N D L が人体 B D Y 内に一層深く挿入されるにつれて、一層顕著となる。

20

【 0 0 2 8 】

物体ロケータ O L は、変位検出器 D D により発生された 1 以上の変位マップ D M に基づいて、物体位置指示情報 O L I を形成する。該物体位置指示情報 O L I は、人体 B D Y 内の針 N D L の現在の位置、又は人体 B D Y 内の針 N D L の現在の方向、又はこれら両方に関する情報を提供する。物体ロケータ O L は、この情報を、変位マップ又は一群の変位マップ D M ( どちらか当てはまる方 ) から効果的に抽出する。各人体部分の各変位を表す、変位マップ内の各変位指示情報は、針 N D L の現在の位置又は該針の現在の方向に関する情報を提供する。例えば、相対的に大きな変位を受ける人体部分は、典型的には、当該針 N D L の相対的に近くに位置する。ラインに沿う各変位が同様の向きを有するような該ラインは、針 N D L が挿入されたラインに対応し得る。このラインは、典型的には、針 N D L の方向に対応する。このラインに沿う、変位の大きさの急激な減少を示す区域は、典型的には、該針 N D L の先端部分に対応するであろう。

30

【 0 0 2 9 】

物体ロケータ O L は、1 以上の変位マップ D M に基づいて物体位置指示情報 O L I を発生するために、1 以上の所定の評価基準を用いることができる。例えば、物体ロケータ O L は、変位マップ内における対称軸を効果的に探査及び識別することができる。該対称軸は、針 N D L の方向を示す。物体ロケータ O L は、更に、上記対称軸に沿う 2 つの近隣の変位指示情報を探査及び識別することができる。これらのうちの一方は相対的に大きな大きさを有し、他方は相対的に小さな大きさ ( 零に近い ) を有する。これらの 2 つの近隣の変位指示情報は、針 N D L の先端部を示す。他の例として、物体ロケータ O L は、一連の連続する変位マップを分析して、各変位マップ D M の各変位指示情報が向きに関して同様のままである領域を探査及び識別することができる。この領域は、針 N D L の方向に対応し得る。

40

【 0 0 3 0 】

物体ロケータ O L は、連続する捕捉画像に対して発生された、連続する各変位マップ D

50

Mに対して連続する各物体位置指示情報を形成することができる。即ち、物体ロケータOLは、前記変位検出器DDにより供給される一番最近の変位マップにตอบสนองして、物体位置指示情報OLIを形成する。この場合、物体ロケータOLは、針NDLが人体BDYに挿入される間に前記画像捕捉装置ICAが形成する一連の画像IMSに、言わば、同期した一連の物体位置指示情報OLIを発生する。言い方を変えると、物体ロケータOLは、針NDLが人体BDYに挿入される間に捕捉される各新画像により連続的に更新される物体位置指示情報OLIを供給する。

#### 【0031】

表示プロセッサDPRは、前記画像捕捉装置ICAが供給する画像のシーケンスIMSと、前記物体ロケータOLが供給する1以上の物体位置指示情報OLI（これも、前述したように、同様にシーケンスの形態であり得る）とに基づいて、一連の表示画像（表示画像のシーケンス）DISを発生する。表示装置DPLは、該表示画像のシーケンスDISを表示する。表示画像は、好ましくは、前記画像のシーケンスIMSにおける或る画像からのビュー平面（view plane）、及び前記物体位置指示情報OLIに基づく視覚的針指示情報を含む。上記視覚的針指示情報は、例えば、捕捉された画像に重ねられた1以上のグラフィックな項目を含むことができる。グラフィック項目は、臨床医に対して、該グラフィック項目の位置、形状、寸法、色又はこれらの組み合わせにより情報を伝達することができる。例えば、カラーコード化されたカーソルが、人体BDY内の針NDLの現在位置を示すことができる。他の例として、矢印が該針NDLの方向を示すこともできる。

#### 【0032】

図2は、変位検出器DD、又はむしろ該変位検出器の構成を図示している。該変位検出器DDは、画像メモリMEM及び変位マップメモリDMEM（これらは、物理的に単一のメモリ回路に含まれてもよい）を有する。該変位検出器DDは、更に、下記の機能主体を有している。即ち、動き推定器ME及び変位マップ積算器DMAである。前述したように、これらの機能主体は、各々、例えばプログラブルプロセッサにロードされた一連の命令により実施化することができる。このようなソフトウェアに基づく構成においては、上記動き推定器ME及び変位マップ積算器DMAは、ソフトウェアモジュールに各々対応し、これらソフトウェアモジュールの各々は対応する処理を定める対応するサブモジュールを有することができる。

#### 【0033】

変位検出器DDは、基本的に下記のように動作する。画像メモリMEMは、前記画像捕捉装置ICAが供給する前記一連の画像（画像のシーケンス）に含まれる2以上の連続する画像を一時的に記憶する。如何なる所与の時点においても、画像メモリMEMは、画像捕捉装置ICAが一番最近に供給した画像を有している。この画像は、以下では、現在画像 $IM_k$ と称する。画像メモリMEMは、更に、現在の画像 $IM_k$ の直前の画像も有する。以下、この画像は先行画像 $IM_{k-1}$ と称する。従って、画像メモリMEMが画像捕捉装置ICAから新たな画像を入力する場合、この画像は現在画像 $IM_k$ となり、以前に現在画像 $IM_k$ であった画像は先行画像 $IM_{k-1}$ となる。

#### 【0034】

動き推定器MEは、現在画像 $IM_k$ に対して基本変位マップEDMを発生する。該基本変位マップEDMは、現在画像 $IM_k$ の各位置に関する変位指示情報を各々有する。変位指示情報は、当該画像部分の、先行画像 $IM_{k-1}$ における対応する画像部分に対する変位を示す。即ち、所与の画像に属する基本変位マップEDMは、該画像と直前の先行画像 $IM_{k-1}$ との間に発生した変位を示す。従って、基本変位マップEDMは、相対的に短い期間にわたる変位、即ち2つの連続する画像の間の変位を表す。従って、これらの変位は相対的に小さい。

#### 【0035】

変位マップ積算器DMAは、現在画像 $IM_k$ に対して、積算された変位マップADMを発生する。該積算された変位マップADMは、現在画像 $IM_k$ の各部分に対して、積算された変位指示情報を各々有する。積算された変位指示情報は、当該画像部分の、初期画像

10

20

30

40

50

における対応する画像部分に対する変位を示す。即ち、所与の画像に属する積算された変位マップADMは、該画像と初期画像との間に発生した変位を示す。上記初期画像は、例えば、針NDLが人体BDYに導入される直前に捕捉された画像であり得る。従って、積算された変位マップADMは、相対的に長い期間にわたる変位を表す。従って、これらの変位は相対的に大きい。

【0036】

変位マップ積算器DMAは、下記のような方法で、積算された変位マップADMを発生する。該変位マップ積算器DMAは、一番最近に発生された積算変位マップADMを変位マップメモリDMEに記憶する。所与の時点において、前記画像メモリMEMが前記画像捕捉装置ICAから新たな画像を丁度入力したと仮定しよう。従って、この新たな画像は、後続の新たな画像が到来するまで現在画像 $IM_k$ を構成する。動き推定器MEは、前述したように、現在画像 $IM_k$ に対して基本変位マップEDMを発生する。変位マップ積算器DMAは、この基本変位マップEDMを、変位マップメモリDME内に記憶されている積算された変位マップADMに実効的に加算する。この積算された変位マップADMは、先行画像 $IM_{k-1}$ に属するものである。従って、新たな積算された変位マップADMが得られることになり、該変位マップは現在画像 $IM_k$ に属するものである。変位マップ積算器DMAは、この積算された変位マップADMを変位マップメモリDMEに記憶し、該メモリに以前に記憶されていた発生された変位マップを置換することができる。

10

【0037】

図1を参照して前述したようにして変位検出器DDが供給する変位マップDMは、積算された変位マップADMを含む。該変位マップDMは、オプションとして、変位マップメモリDMEに保持された変位マップの履歴HDMを更に含むことができる。該変位マップ履歴HDMは、前記動き推定器MEが各画像に対して発生した各基本変位マップEDMを含むことができる。従って、動き推定器MEが現在画像 $IM_k$ に対して基本変位マップEDMを発生した場合、該動き推定器MEは、この基本変位マップEDMを変位マップ履歴HDMに追加することができる。

20

【0038】

動き推定器MEは、変位マップメモリDMEに記憶された積算変位マップADMを、先行画像 $IM_{k-1}$ における各画像部分を指定するために使用することができる。これらの画像部分は、初期画像における、針NDLが人体BDYに導入された結果として移動した対応する各画像部分を表す。この場合、動き推定器MEは、これら画像部分に対して変位を推定する。この目的のために、動き推定器MEは、先行画像 $IM_{k-1}$ における斯かる関心画像部分を、変位マップメモリDMEに記憶されると共に該画像に属する積算変位マップADMに基づいて識別する。次いで、動き推定器MEは、現在画像 $IM_k$ における対応する画像部分を探索し、識別する。この結果、現在画像 $IM_k$ に対する基本変位マップEDMが得られる。

30

【0039】

先の段落で述べた動作モードにおいて、変位検出器DDは、初期画像における、針NDLが人体BDYに導入される間に捕捉される画像のシーケンスIMSにわたって移動する画像部分を効果的に追跡する。初期画像における或る画像部分は特定の人体部分を表すので、これは、針NDLが人体BDYに導入されることにより実質的に起因した関心人体部分の変位を追跡することに相当する。変位検出器DDは、これらの変位を画像毎に追跡しながら、各画像に対して関心人体部分の位置を記憶する。前記の積算変位マップADMは、この記憶を反映する。

40

【0040】

図3~11は、変位検出器DDが各基本変位マップEDM及び各積算変位マップADMを発生することができる態様を、一層詳細に図示している。この図示は、変位検出器DDが画像捕捉装置ICAから連続して入力する幾つかの画像、即ち初期画像 $IM_0$ 、第1の後続画像 $IM_1$ 、第2の後続画像 $IM_2$ 及び第3の後続画像 $IM_3$ を含んでいる。

【0041】

50

図3～5は、変位検出器DDが第1後続画像 $IM_1$ に対して第1基本変位マップ $EDM_1$ 及び第1積算変位マップ $ADM_1$ を発生することができる方法を図示している。また、図6～8は、変位検出器DDが第2後続画像 $IM_2$ に対して第2基本変位マップ $EDM_2$ 及び第2積算変位マップ $ADM_2$ を発生することができる方法を図示している。また、図9～11は、変位検出器DDが第3後続画像 $IM_3$ に対して第3基本変位マップ $EDM_3$ 及び第3積算変位マップ $ADM_3$ を発生することができる方法を図示している。

【0042】

図3～11は、水平画像位置"x"及び垂直画像位置"y"を各々表す水平軸及び垂直軸を、各々有している。前記画像捕捉装置ICAが供給する画像は、以下ではテクセルと称するグラフィック要素からなっている。画像が二次元の場合、テクセルはピクセルに対応し得る。画像が三次元の場合、テクセルはボクセルに対応し得る。即ち、テクセルは当該画像の最小のアドレス指定可能な単位を表す。

10

【0043】

図3は、初期画像 $IM_0$ における初期のテクセル群 $S_0$ を図示している。動き推定器MEは、言わば初期画像 $IM_0$ を覆う複数の斯様なテクセル群を指定することができる。図3に示した初期テクセル群 $S_0$ は、三角の形状を有し、従って3つの頂点を有する。他の画像におけるテクセルの対応する群を識別するように動作する動き推定ステップにおいて、初期テクセル群 $S_0$ は、例えば、平行移動(translating)、ズーム(zooming)、伸張(stretching)及び回転等の処理を受ける。上記3つの頂点は互いに対して各位置を有し、これら位置は上述した処理の結果として変化する。従って、上記3つの頂点、又はむしろ斯かる3つの頂点の変化は、ズーム、伸張及び回転又はこれらの何らかの組み合わせを反映し得る。或るテクセル群の3つの頂点の、他のテクセル群の3つの頂点の対応する位置に対する各位置は、これら2つのテクセル群の間の変位を反映し得る。

20

【0044】

図4は、第1後続画像 $IM_1$ における対応する第1テクセル群 $S_1$ を示す。この対応する第1テクセル群 $S_1$ は、これら各テクセル群が類似するように見えるという意味で、初期テクセル群 $S_0$ に対応する。動き推定器MEは、適切な探査手法(ストラテジ)を適用することにより該第1テクセル群 $S_1$ を識別することができる。この探査手法は、前述した処理、即ちズーム、伸張及び回転のうち1以上を含むことができる。動き推定器MEは、初期テクセル群 $S_0$ に対する上記の対応する第1テクセル群 $S_1$ の変位を表すような第1変位ベクトル $DV_1$ を決定する。該第1変位ベクトル $DV_1$ は、第1基本変位マップ $EDM_1$ の一つの要素を構成すると共に、該第1変位ベクトル $DV_1$ が関連付けられた初期テクセル群 $S_0$ により決定される位置を有する。動き推定器MEは、第1後続画像 $IM_1$ に対する該基本変位マップを、他の各初期テクセル群に対して他の各第1変位ベクトルを同様の方法で決定することにより発生する。

30

【0045】

図5は、図3に示した初期テクセル群 $S_0$ に属する第1の積算変位ベクトル $ADV_1$ を示す。この関連性を示すために、第1積算変位ベクトル $ADV_1$ は、図5に、水平画像位置"x"及び垂直画像位置"y"に関して初期テクセル群 $S_0$ の中心位置に一致する基点を有する。初期画像 $IM_0$ に関連付けられた積算変位マップは存在しないので、該第1積算変位ベクトル $ADV_1$ は、第1変位ベクトル $DV_1$ に対応する。即ち、変位マップ積算器DMAは、言わば、第1基本変位マップ $EDM_1$ のコピーを作成し、該コピーが第1積算変位マップ $ADM_1$ を構成する。

40

【0046】

図6～8は、第2基本変位マップ $EDM_2$ 及び第2積算変位マップ $ADM_2$ を発生する目的で変位検出器DDが実行する処理を示している。変位検出器DDは、これらの処理を、第2後続画像 $IM_2$ が到来し、画像メモリMEM内に存在する場合に実行する。この場合、該第2後続画像 $IM_2$ は先に定義した現在画像を構成する一方、第1後続画像 $IM_1$ は先行画像を構成する。

【0047】

50

図6は、動き推定器MEが第1後続画像 $IM_1$ において、図3に示した初期画像 $IM_0$ 内の初期テクセル群 $S_0$ に対応するテクセル群を指定する。動き推定器MEは、このテクセル群(対応する第1テクセル群 $S_1$ である)を、第1後続画像 $IM_1$ に属する第1積算変位マップ $ADM_1$ に基づいて決定することができる。該第1積算変位マップは、図5に示した第1積算変位ベクトル $ADV_1$ を含み、該ベクトルは図3に示した初期テクセル群 $S_0$ に属するものである。

【0048】

図7は、動き推定器MEが第2後続画像 $IM_2$ において対応する第2テクセル群 $S_2$ を識別することを示している。該対応する第2テクセル群 $S_2$ は、第2後続画像 $IM_2$ における、前記対応する第1テクセル群 $S_1$ に言わば最良に合致するテクセル群である。前記対応する第1テクセル群 $S_1$ は前記初期テクセル群 $S_0$ に最良に合致するので、該対応する第2テクセル群 $S_2$ も初期テクセル群 $S_0$ に合致するであろう。動き推定器MEは、上記対応する第1テクセル群 $S_1$ に対する上記対応する第2テクセル群 $S_2$ の変位を表す第2変位ベクトル $DV_2$ を決定する。該第2変位ベクトル $DV_2$ は前記第2基本変位マップ $EDM_2$ の1つの要素を構成し、第2変位ベクトル $DV_2$ が関連する初期テクセル群 $S_0$ により決定される位置を有する。

10

【0049】

図8は、図3に示した初期テクセル群 $S_0$ に属する第2の積算変位ベクトル $ADV_2$ を示す。変位マップ積算器DMAは、該第2積算変位ベクトル $ADV_2$ を、図7に示すようにして得られた第2変位ベクトル $DV_2$ を、図3~5に示すようにして初期テクセル群 $S_0$ に対して先に確立された第1積算変位ベクトル $ADV_1$ に加算することにより発生する。即ち、第2積算変位ベクトル $ADV_2$ は、第1積算変位マップに存在する第1積算変位ベクトル $ADV_1$ と、第2変位ベクトル $DV_2$ とのベクトル和である。このように、変位マップ積算器DMAは、第2積算変位マップ $ADM_2$ を、他の各初期テクセル群に対して他の各第2積算変位ベクトルを同様の方法で決定することにより発生することができる。

20

【0050】

図9~11は、第3基本変位マップ $EDM_3$ 及び第3積算変位マップ $ADM_3$ を発生する目的で変位検出器DDが実行する処理を示している。変位検出器DDは、これらの処理を、第3後続画像 $IM_3$ が到来し、画像メモリMEM内に存在する場合に実行する。この場合、該第3後続画像 $IM_3$ は先に定義した現在画像を構成する一方、第2後続画像 $IM_2$ は先行画像を構成する。

30

【0051】

図9は、動き推定器MEが第2後続画像 $IM_2$ において、図3に示した初期画像 $IM_0$ 内の初期テクセル群 $S_0$ に対応するテクセル群を指定する。動き推定器MEは、このテクセル群(対応する第2テクセル群 $S_2$ である)を、第2後続画像 $IM_2$ に属する第2積算変位マップ $ADM_2$ に基づいて決定することができる。該第2積算変位マップは、図8に示した第2積算変位ベクトル $ADV_2$ を含み、該ベクトルは図3に示した初期テクセル群 $S_0$ に属するものである。

【0052】

図10は、動き推定器MEが第3後続画像 $IM_3$ において対応する第3テクセル群 $S_3$ を識別することを示している。該対応する第3テクセル群 $S_3$ は、第3後続画像 $IM_3$ における、前記対応する第2テクセル群 $S_2$ に言わば最良に合致するテクセル群である。前記対応する第2テクセル群 $S_2$ は前記初期テクセル群 $S_0$ に最良に合致するので、該対応する第3テクセル群 $S_3$ も初期テクセル群 $S_0$ に合致するであろう。動き推定器MEは、上記対応する第2テクセル群 $S_2$ に対する上記対応する第3テクセル群 $S_3$ の変位を表す第3変位ベクトル $DV_3$ を決定する。該第3変位ベクトル $DV_3$ は第3基本変位マップ $EDM_2$ の1つの要素を構成し、第3変位ベクトル $DV_3$ が関連する初期テクセル群 $S_0$ により決定される位置を有する。

40

【0053】

図11は、図3に示した初期テクセル群 $S_0$ に属する第3の積算変位ベクトル $ADV_3$

50

を示す。変位マップ積算器DMAは、該第3積算変位ベクトル $ADV_3$ を、図10に示すようにして得られた第3変位ベクトル $DV_3$ を、図6～8に示すようにして初期テクセル群 $S_0$ に対して先に確立された第2積算変位ベクトル $ADV_2$ に加算することにより発生する。即ち、第3積算変位ベクトルは、第2積算変位マップ $ADM_2$ に存在する第2積算変位ベクトル $ADV_2$ と、第3変位ベクトル $DV_3$ とのベクトル和である。このように、変位マップ積算器DMAは、第3積算変位マップ $ADM_3$ を、他の各初期テクセル群に対して他の各第3積算変位ベクトルを同様の方法で決定することにより発生することができる。

#### 【0054】

変位検出器DDは、図3～11に図示したように処理を実行し続けて、画像捕捉装置ICAが供給する更なる各画像に対して、更なる各基本変位マップEDM及び更なる各積算変位マップADMを発生することができる。即ち、変位検出器DDは、図1に示すように前記針が人体に挿入される間に捕捉される更なる各画像に対して、基本変位マップEDM及び積算変位マップADMを供給することができる。

10

#### 【0055】

変位検出器DDが発生する更なる各積算変位マップADMにより、各積算変位ベクトルは、言ってみれば、大きさが成長する。従って、各積算変位ベクトルの間の差は、変位検出器DDが処理する各画像に伴い一層顕著になる。言わば、変位のコントラストが順次増加する。

#### 【0056】

図12は、変位検出器DDが供給することが可能な、ベクトルに基づく変位マップDM-Vを図示している。該ベクトル型変位マップDM-Vは、図3～11を参照して上述したように得られた積算変位マップADMに対応する。該ベクトル型変位マップDM-Vは、各初期テクセル群に対して積算変位ベクトルを各々有する。積算変位ベクトルは、当該初期テクセル群により表される人体部分が、針が当該人体に導入された結果として受けた変位を反映する。

20

#### 【0057】

図1に図示した物体ロケータOLは、図12に図示したベクトル型変位マップDM-Vに基づいて物体位置指示情報OLIを供給することができる。物体ロケータOLは、図1を参照して前述したように、種々の異なる方法で、そのようにすることができる。例えば、物体ロケータOLは、当該ベクトル型変位マップDM-V内の、針NDLの方向を示す対称軸を探索及び識別することができる。便宜上、図12では、斯かる対称軸が水平方向に中心が合わされている。該対称軸は、針NDLの方向を示す。実際には、斯かる対称軸は、例えば当該針に対する図1に示したプローブの位置合わせミスにより中心が合わないかも知れない。図12は、このような位置合わせミスを破線境界線の長方形により示している。この長方形は、実際に得られる変位マップを表すものと見なすことができ、該マップにおいて、対称軸は必ずしも水平方向において中心が合わされ、又は変位マップの境界と整列されているとは限らない。

30

#### 【0058】

物体ロケータOLは、更に、上記対称軸に沿う積算変位ベクトルの大きさの急激な減少を探索及び識別することができる。斯かる関心のある急激な減少は、積算変位ベクトルが殆ど零の大きさを有し、このベクトルに大きな大きさを持つ積算変位ベクトルが先行する箇所が発生する。このような急激な減少は、針NDLの先端部分を示し、これは、図12では中心底部である。

40

#### 【0059】

図12に示したベクトル型変位マップDM-Vのような変位マップ内の対称軸を識別する多数の技術が存在することに注意すべきである。このような技術の一例を以下に示す。画像内で見付けられ得るテクセル位置の格子を定義することができる。各格子点は、前述したようにして各積算変位ベクトルが発生された初期テクセル群に各々対応し得る。各格子点には、対応するカウンタが割り当てられる。最初は、各カウンタは零に設定される。

50

各格子点に対して、当該格子点に属する変位ベクトルの方向に従ってラインが引かれる。或る格子点のカウタは、当該格子点の周囲の所定の領域を横切る各ライン毎に1単位だけ増加される。対称軸上のカウタは、相対的に大きなカウタ値を生成する。対称軸は、例えば、カウタ値にグレイ値を関連付けることにより視覚化することができる。白は零のカウタ値を表すことができ、黒は最大のカウタ値を表すことができる。このようなグレイスケールのマップは、例えばノイズ低減、線回帰 (line regression) 若しくは閾処理又はこれらの何らかの組み合わせ等の処理を含むことが可能な後処理により増加され得るコントラストを有する。上述したテクセル位置の格子が細かいほど、より正確な針方向を示すことができる。

#### 【0060】

図3～12を参照して上述した説明は、積算変位マップADMが、新たな各画像に対して実行される各動き推定により更新されるベクトルを含むような例に関するものである。即ち、長期間の変位が、2つの連続する画像の間の変位を表す短期間ベクトルの連続的な和をとることによって、ベクトルにより表されている。ここで、“長期間”なる文言は、前記画像捕捉装置ICAにより供給される複数の連続した画像にわたる期間に関するものである。しかしながら、長期間の変位は、別の方法で表すことができる。

#### 【0061】

例えば、長期間の変位は、格子点により表すことができる。初期画像に対して、等距離間隔の格子を定義することができる。1つの格子点は当該初期画像における特定の位置に対応し、例えば二次元画像の場合は $(x, y)$ 又は三次元画像の場合は $(x, y, z)$ 等の座標の組により表すことができる。斯かる格子点は、図2に示した動き推定器MEが実行する各動き推定に伴い移動する。従って、変位検出器DDは、画像のシーケンスIMSにおける新たな各画像に対して、格子点のマップを発生する。特定の画像に対して発生される格子点のマップは、先行する画像に対して発生された格子点のマップの更新版である。この目的のために、変位検出器DDは、当該画像に対して発生された基本変位マップEDMを、先行する画像に対して発生された格子点のマップに適用することができる。このように、図2に示した積算変位マップADMは、画像毎に更新される格子点のマップの形態であり得る。

#### 【0062】

図13は、変位検出器DDが供給し得る格子点型変位マップDM-GPを示す。該格子点型変位マップDM-GPは、初期画像に対して定義されたものに対して移動された各格子点を含む。初期画像に対する等距離間隔の点の格子は、言わば、変形されたようになる。何故なら、各格子点に対応する変位を受けたからである。このように、格子点型変位マップDM-GPは、針が人体に導入された結果として各人体部分が受けた変位を各々反映する。

#### 【0063】

図13に示された格子点型変位マップDM-GPを得るために、図1及び2に示された変位検出器DDは、図3～12を参照して前述したものと異なる方法で動作することができる。例えば、変位検出器DDは、下記のような方法で、時間的に隣接する画像の対に対して動き推定を実行することができる。変位検出器DDは、標準のパターン(如何なる変位履歴にも依存する必要はない)に従って当該対のうちの一方の画像における各テクセル群を指定することができる。変位検出器DDは、他方の画像における類似のテクセル群を識別することにより、各テクセル群に対して動きベクトルを決定する。従って、動きベクトルのマップが得られ、これは、図3～12を参照した説明における基本変位マップEDMと機能的に等価である。斯かる動きベクトルは、各テクセル群を指定するために使用された前記標準パターンに従って、等距離で隔てられたものとする事ができる。

#### 【0064】

変位検出器DDは動きベクトルのマップを格子点のマップに適用することができ、これは図3～12を参照した説明における積算変位マップADMと機能的に等価である。格子点は、典型的には、例えば図13に示されるように、等距離間隔のものとはならない。即

10

20

30

40

50

ち、格子点は必ずしも動きベクトルと一致する必要はない。しかしながら、格子点は動きベクトルにより囲まれるであろう。この場合、格子点は周囲の動きベクトルの加重合成により定められる変位を受ける。動きベクトルが当該格子点に近いほど、該動きベクトルに大きな重みが付与される。従って、動きベクトルのマップは、各格子点に対応する変位を受け、当該格子点のマップの更新版が得られるようにさせる。長期間変位追跡は、連続する画像に対して決定される各動きベクトルのマップに基づいて格子点マップを更新することにより達成される。

#### 【0065】

図14は、図1に示した表示プロセッサDPRが二次元超音波走査に基づいて供給することができる2Dモード表示画像2DRを示している。該表示画像は、人体BDY内の関心領域を表す、捕捉された画像を含んでいる。該表示画像は、更に、針の現在位置、又は該針の現在の方向、又はこれら両方に関する視覚的指示情報を含んでいる。これらの視覚的指示情報は、図1に示した物体ロケータOLにより供給された物体位置指示情報OLIに基づいている。例えば、該表示画像は、図14に示されたように、方向指示情報DIR及び先端位置指示情報TPを含むことができる。これは、多数の可能な変形例のうちの1つの図示例に過ぎない。上記方向指示情報は、例えば、先端位置を表すグラフィック項目から延びる直線の形態とすることができる。該表示画像は、更に、英数字情報を伴う区域ANIを含み、該区域は針NDLの位置及び方向に関する情報を含むことができる。

10

#### 【0066】

図15は、図1に示した表示プロセッサDPRが三次元超音波走査に基づいて供給することができる3Dモード表示画像3DRを示している。該表示画像は、主視界MVW及び針視界NVWを有している。上記主視界MVWは、関心領域の三次元表現、又は取得されたデータボリューム内の任意のビュー平面であり得る。上記針視界NVWは、針NDLが位置するビュー平面に対応する。表示プロセッサDPRは、このビュー平面を、物体ロケータOLが供給する物体位置指示情報OLIに基づいて自動的に識別することができる。該表示画像は、更に、針NDLが位置するビュー平面の位置を示すビュー平面指示情報を含むことができる。

20

#### [結び]

#### 【0067】

図面を参照して上述した詳細な説明は、請求項に記載された本発明及び追加のフィーチャの解説に過ぎない。本発明は、多数の異なる方法により実施化することができる。これを示すために、幾つかの代替例を簡単に示す。

30

#### 【0068】

本発明は、超音波画像化に関係する多数の型式の製品及び方法に利するように適用することができる。本発明による超音波画像化が実行されている間に物体が導入される主体は、必ずしも生物学的性質のものでなくてもよい。例えば、本発明は複合物質を処理するために適用することもできる。導入される物体は、必ずしも針である必要はない。例えば、本発明は、センサ又はアンテナを人体に挿入するために利するように適用することもできる。斯かるアンテナは、例えば、臨床目的で使用することができる。

#### 【0069】

一連の超音波画像から変位指示情報のマップを発生する多数の方法が存在する。この点に関しては、本発明を実施化するために適用することが可能な、多数の異なる技術を記載した動き推定に関する多数の文献が存在することに注意されたい。例えば、MP EG符号化のためのブロックマッチングアルゴリズムを使用することができる。他の幾つかを列挙すると、フィーチャに基づくアルゴリズム、及びオプティカルフローアルゴリズム、位相相関アルゴリズム等も等しく使用することができる。

40

#### 【0070】

人体内の物体の位置に関する指示情報を変位指示情報に基づいて供給する多数の方法が存在する。例えば、指示情報は、マップに反映することが可能な変位指示情報の記録履歴から導出することができる。変位指示情報に一貫したし進展があるラインは、物体が移動

50

する方向を示すことができる。

【0071】

"画像"なる用語は、広い意味で理解されるべきである。この用語は、直接的に又は当該データ又は信号の集合の適切な処理により視覚的に表され得るデータ又は信号の如何なる集合も含むことができる。画像なる用語は、例えば画像 (picture)、フレーム又はフィールド等の主体を含む。画像なる用語は、二次元的及び三次元的表現を含む。

【0072】

広義的に、機能的主体をハードウェア若しくはソフトウェア又は両者の組み合わせにより実施化する多数の方法が存在する。詳細な説明に示したようなソフトウェアに基づく実施化は一般的に好ましいが、ハードウェアに基づく実施化も決して除外されるものではない。例えば、上述した如何なる機能的主体も、当該機能的主体が実行する1以上の処理を定める特定のトポロジを有する専用回路によっても等しく実施化することができる。システム又は該システムに含まれる機能的主体が1以上の専用回路及び1以上の適切にプログラムされたプロセッサを有するという意味で、複合的実施化も可能である。

10

【0073】

図面は異なる機能主体を異なるブロックとして示しているが、これは、単一の主体が幾つかの機能を実施する又は幾つかの主体が単一の機能を実施する構成を決して除外するものではない。この点に関して、図面は非常に概略的なものである。例えば、図1を参照すると、単一のプログラマブル回路を、コントローラCTRL、変位検出器DD及び物体ロケータOLに属する処理を実施するようにプログラムすることができる。他の例として、図2を参照すると、動き推定器ME及び変位マップ積算器DMAを、単一の集積回路に含めることができ、該集積回路は、更に、画像メモリMEM若しくは変位マップメモリMEM又はこれら両者を含むことができる。

20

【0074】

プログラマブル回路が本発明に従って動作するのを可能にする一連の命令、即ちソフトウェアを記憶及び分配する多数の方法が存在する。例えば、ソフトウェアは光ディスク又はメモリ回路等の適切な媒体に記憶することができる。ソフトウェアが記憶された媒体は、個別の製品として又はソフトウェアを実行することが可能な他の製品と一緒に供給することができる。このような媒体は、ソフトウェアが実行されるのを可能にする製品の一部とすることもできる。また、ソフトウェアは、有線、無線又はハイブリッドとすることが可能な通信ネットワークを介して分配することができる。例えば、ソフトウェアはインターネットを介して分配することができる。ソフトウェアは、サーバによりダウンロード用として利用可能にすることができる。ダウンロードは支払いの対象とすることができる。

30

【0075】

上述した注釈は、図面を参照して詳細な説明が、本発明を限定するというよりも解説するものであることを示している。添付請求項の範囲内に入る多数の代替例が存在する。請求項における如何なる符号も、当該請求項を限定するものと見なしてはならない。"有する"なる用語は、請求項に記載されたもの以外の他の構成要素又はステップの存在を排除するものではない。単数形の構成要素又はステップは、複数の斯様な構成要素又はステップの存在を排除するものではない。各従属請求項が各追加のフィーチャを定義しているという単なる事実は、従属請求項の組み合わせに対応する、追加のフィーチャの組み合わせを排除するものではない。

40

【 図 1 】

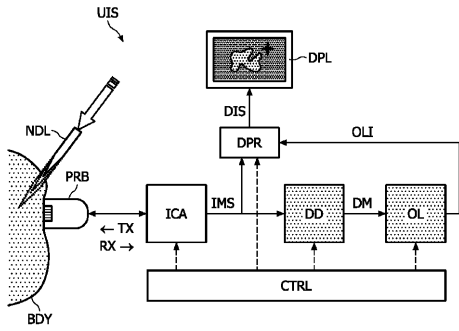


FIG. 1

【 図 2 】

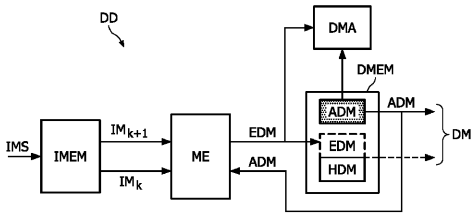


FIG. 2

【 図 3 】

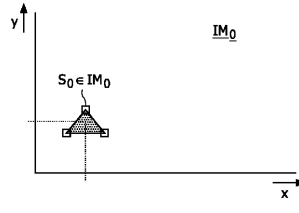


FIG. 3

【 図 4 】

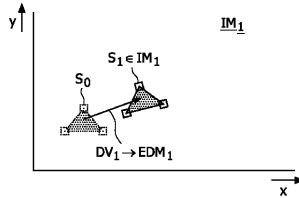


FIG. 4

【 図 5 】

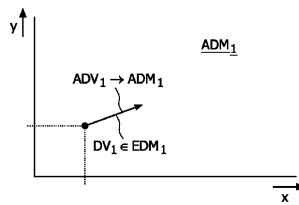


FIG. 5

【 図 6 】

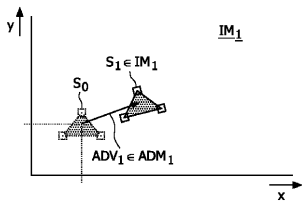


FIG. 6

【 図 9 】

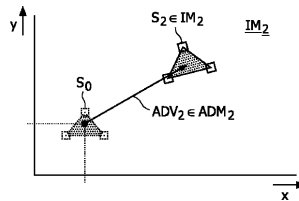


FIG. 9

【 図 7 】

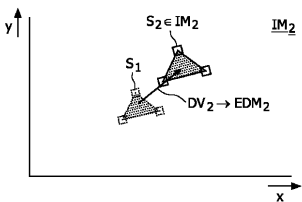


FIG. 7

【 図 10 】

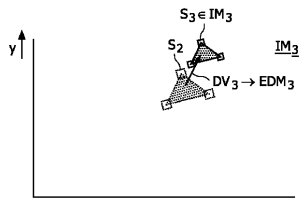


FIG. 10

【 図 8 】

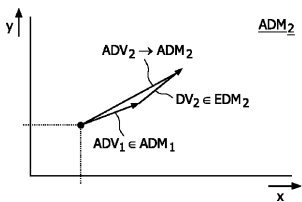


FIG. 8

【 図 11 】

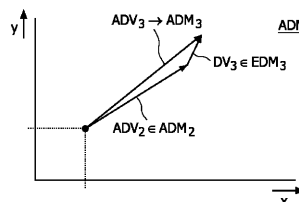


FIG. 11

【 図 1 2 】

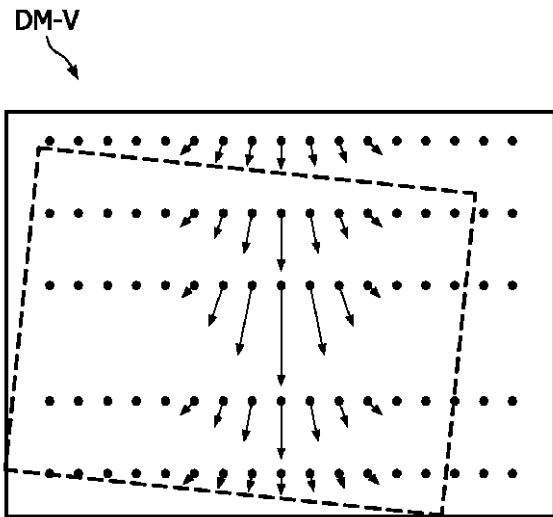


FIG. 12

【 図 1 3 】

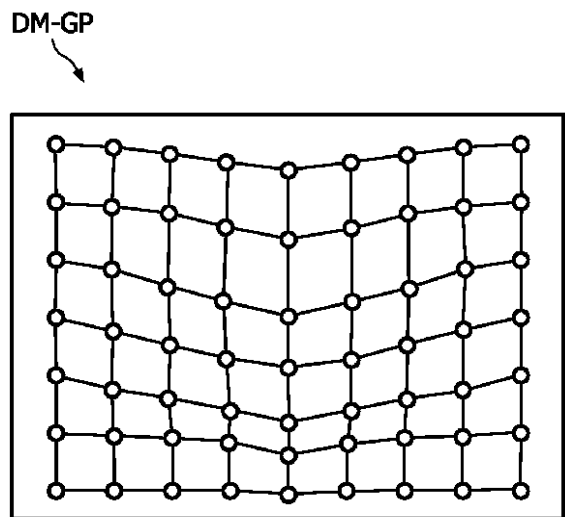


FIG. 13

【 図 1 4 】

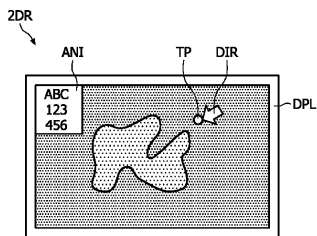


FIG. 14

【 図 1 5 】

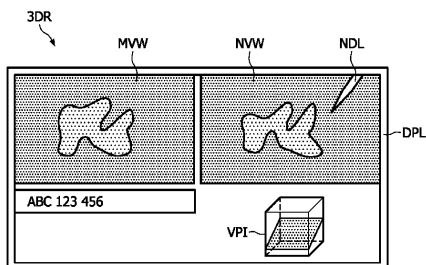


FIG. 15

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2009/053486

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2004/002653 A1 (GREPPI BARBARA [IT] ET AL) 1 January 2004 (2004-01-01) paragraph [0049] paragraph [0092] - paragraph [0096]	11-12
X	US 6 146 329 A (HAYAKAWA KENICHI [JP]) 14 November 2000 (2000-11-14) column 28, line 44 - column 29, line 12 figure 12	11-12
X	US 5 967 991 A (GARDINEER BAYARD [US] ET AL) 19 October 1999 (1999-10-19) column 6, line 32 - column 7, line 13	11-12
X	EP 1 323 380 A2 (MEDISON CO LTD [KR]) 2 July 2003 (2003-07-02) paragraph [0014] - paragraph [0021]	11-12
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search <b>3 November 2009</b>		Date of mailing of the international search report <b>10/11/2009</b>
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5616 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  <b>Dydenko, Igor</b>

International Application No. PCT/IB2009/053486

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/SA/ 210**

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 1-10

Claims 1-10 relate to a method for treatment of the human or animal body surgery, because they all comprise the step of introducing an object into the patient (see: "while an object (NDL) is introduced into the body"), which is an invasive (i.e. surgical) procedure. This Authority is not required to search the present application with respect to the aforementioned claims (Article 17(2)(b) PCT and Rule 39.1(iv) PCT) and consequently, no International Search Report has been established with respect to them.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/IB2009/053486**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 1-10  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2009/053486

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004002653	A1	01-01-2004	NONE
US 6146329	A	14-11-2000	US 6221016 B1 24-04-2001
US 5967991	A	19-10-1999	NONE
EP 1323380	A2	02-07-2003	DE 60212313 T2 31-05-2007 JP 2003284717 A 07-10-2003 KR 20030058423 A 07-07-2003 US 2003135119 A1 17-07-2003

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ジェラルド オリヴィエール

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 4 4 フィリップス  
アイピーアンドエス エヌエル

(72)発明者 ゴティエール トマス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 4 4 フィリップス  
アイピーアンドエス エヌエル

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 EE11 FF03 JC16

专利名称(译)	超声波成像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011530366A</a>	公开(公告)日	2011-12-22
申请号	JP2011522590	申请日	2009-08-07
[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	ドゥルールセシル ジェラルールオリヴィエール ゴティエールトマス		
发明人	ドゥルール セシル ジェラルール オリヴィエール ゴティエール トマス		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0841		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/JC16		
优先权	61/088058 2008-08-12 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

在超声成像系统UIS中，图像捕获装置ICA捕获人体BDY的一系列超声图像，同时将对象NDL引入到人体BDY中。位移检测器DD从一系列超声图像生成位移指令信息的映射DM。位移指令信息涉及人体的特定位置，并指示由该位置接收的位移。对象定位器OL基于位移指令信息的映射在人体中的对象的位置上形成指令信息OLI。

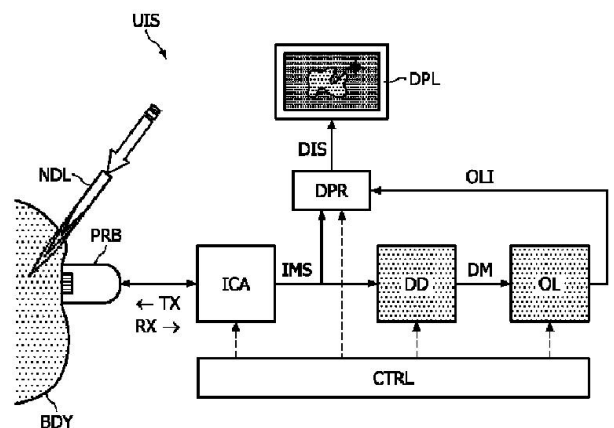


FIG. 1