

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6574524号  
(P6574524)

(45) 発行日 令和1年9月11日 (2019.9.11)

(24) 登録日 令和1年8月23日 (2019.8.23)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 8/12 (2006.01)  
A 6 1 B 1/00 (2006.01)  
A 6 1 B 8/12  
A 6 1 B 1/00 5 2 6  
A 6 1 B 1/00 5 5 0

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2018-530720 (P2018-530720)  
(86) (22) 出願日 平成28年12月1日 (2016.12.1)  
(65) 公表番号 特表2018-537213 (P2018-537213A)  
(43) 公表日 平成30年12月20日 (2018.12.20)  
(86) 国際出願番号 PCT/EP2016/079364  
(87) 国際公開番号 W02017/102340  
(87) 国際公開日 平成29年6月22日 (2017.6.22)  
審査請求日 令和1年5月28日 (2019.5.28)  
(31) 優先権主張番号 15199715.2  
(32) 優先日 平成27年12月14日 (2015.12.14)  
(33) 優先権主張国・地域又は機関  
欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248  
コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
ヴェ  
KONINKLIJKE PHILIPS  
N. V.  
オランダ国 5656 アーエー アイン  
ドーフエン ハイテック キャンパス 5  
High Tech Campus 5,  
NL-5656 AE Eindhove  
n  
(74) 代理人 110001690  
特許業務法人M&Sパートナーズ

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像システム及びカテーテルの並進速度を決定する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルと、

前記カテーテルを用いて画像を生成するための、前記カテーテル上の少なくとも1つの  
センサを含むセンサ装置であって、前記カテーテル上の第1の位置における第1のセンサ  
と、前記カテーテル上の第2の位置における第2のセンサとを含み、前記第1の位置と前  
記第2の位置とは互いに設定距離離れている、センサ装置と、

前記センサ装置に通信的に結合された処理装置であって、

第1の時点において基準位置に位置する前記第1のセンサを示す、前記第1のセンサに  
よって提供される第1のセンサ信号を処理し、

第2の時点において前記基準位置に位置する前記第2のセンサを示す、前記第2のセン  
サによって提供される第2のセンサ信号を処理し、

前記設定距離、及び前記第1の時点と前記第2の時点との間の差から前記カテーテルの  
並進速度を決定する、処理装置とを含む、撮像システムであって、

前記処理装置は、処理された前記第1のセンサ信号を、処理された前記第2のセンサ信  
号とマッチングすることによって、前記基準位置を特定し、

前記第1のセンサ及び前記第2のセンサは、それぞれ第1の超音波トランスデューサア  
レイ及び第2の超音波トランスデューサアレイであり、

画像を生成するための、前記カテーテル上の前記少なくとも1つのセンサは、前記第1  
のセンサ及び/若しくは前記第2のセンサを含み、且つ、

10

20

前記処理装置は、前記第 1 のセンサ信号から生成される第 1 の超音波画像を、前記第 2 のセンサ信号から生成される第 2 の超音波画像とマッチングすることによって、前記基準位置を特定するか、

又は、

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサは、それぞれ第 1 の圧力センサ及び第 2 の圧力センサであり、

画像を生成するための、前記カテーテル上の前記少なくとも 1 つのセンサは、超音波トランスデューサアレイを含み、且つ、

前記処理装置は、処理された前記第 1 のセンサ信号から得られた圧力プロファイルを、処理された前記第 2 のセンサ信号から得られた圧力プロファイルとマッチングすることによって、前記基準位置を特定する、撮像システム。

10

【請求項 2】

前記処理装置は、さらに、

決定された前記カテーテルの前記並進速度から、前記センサ装置によって撮像された解剖学的異常のサイズを決定し、

決定された前記解剖学的異常の前記サイズを示す出力を生成する、請求項 1 に記載の撮像システム。

【請求項 3】

前記カテーテル上の前記少なくとも 1 つのセンサが、生体内超音波画像を生成する、請求項 1 又は 2 に記載の撮像システム。

20

【請求項 4】

前記第 1 のセンサは、第 1 の複数の時間的に離散した第 1 のセンサ信号を生成し、

前記第 2 のセンサは、第 2 の複数の時間的に離散した第 2 のセンサ信号を生成し、

前記処理装置は、予め求められた前記カテーテルの並進速度に基づき、

前記第 1 の複数の第 1 のセンサ信号とのマッチングのための前記第 2 の複数の第 2 のセンサ信号、又は

前記第 2 の複数の第 2 のセンサ信号とのマッチングのための前記第 1 の複数の第 1 のセンサ信号を選択する、請求項 1 に記載の撮像システム。

【請求項 5】

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサが、それぞれ第 1 の超音波トランスデューサアレイ及び第 2 の超音波トランスデューサアレイであるとき、前記処理装置は、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像内の同じ明確な画像特徴の識別によって、前記第 1 の超音波画像を前記第 2 の超音波画像とマッチングする、請求項 1 に記載の撮像システム。

30

【請求項 6】

前記処理装置は、

前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との間の相関を計算し、

計算された前記相関が閾値を上回る場合に、前記第 1 の超音波画像が前記第 2 の超音波画像とマッチすると判定することによって、前記第 1 の超音波画像を前記第 2 の超音波画像とマッチングする、請求項 5 に記載の撮像システム。

40

【請求項 7】

前記処理装置はさらに、前記第 1 の超音波画像を前記第 2 の超音波画像とマッチングする前に、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像のうちの少なくとも 1 つに対して、少なくとも 1 つの画像調整動作を実行する、請求項 5 又は 6 に記載の撮像システム。

【請求項 8】

非医療のキャビティ又は排水路の検査において、撮像システムのカテーテルの並進速度を求める方法であって、前記撮像システムはさらに、前記カテーテルを用いて画像を生成するための、前記カテーテル上の少なくとも 1 つのセンサを含むセンサ装置を含み、前記センサ装置は、前記カテーテル上の第 1 の位置における第 1 のセンサと、前記カテーテル上の第 2 の位置における第 2 のセンサとを含み、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置とは互

50

いに設定距離離れており、前記方法は、

第 1 の時点において基準位置に位置する前記第 1 のセンサを示す、前記第 1 のセンサ装置によって提供される第 1 のセンサ信号を処理するステップと、

第 2 の時点において前記基準位置に位置する前記第 2 のセンサを示す、前記第 2 のセンサ装置によって提供される第 2 のセンサ信号を処理するステップと、

前記設定距離、及び前記第 1 の時点と前記第 2 の時点との間の差から前記カテーテルの前記並進速度を決定するステップとを含む、方法であって、

前記方法は、処理された前記第 1 のセンサ信号を、処理された前記第 2 のセンサ信号とマッチングすることによって、前記基準位置を特定するステップをさらに含み、

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサは、それぞれ第 1 の超音波トランスデューサアレイ及び第 2 の超音波トランスデューサアレイであり、画像を生成するための、前記カテーテル上の前記少なくとも 1 つのセンサは、前記第 1 のセンサ及び / 若しくは前記第 2 のセンサを含み、したがって前記基準位置を特定する前記ステップは、前記第 1 のセンサ信号から生成される第 1 の超音波画像を、前記第 2 のセンサ信号から生成される第 2 の超音波画像とマッチングすることによるか、

又は、

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサは、それぞれ第 1 の圧力センサ及び第 2 の圧力センサであり、画像を生成するための、前記カテーテル上の前記少なくとも 1 つのセンサは、超音波トランスデューサアレイを含み、したがって前記基準位置を特定する前記ステップは、処理された前記第 1 のセンサ信号から得られた圧力プロファイルを、処理された前記第 2 のセンサ信号から得られた圧力プロファイルとマッチングすることによる、方法

。

#### 【請求項 9】

ある期間にかけて、前記センサ装置を用いて撮像される物体のサイズを示す画像のシーケンスを生成するステップと、

前記期間、及び求められた前記カテーテルの前記並進速度から前記撮像される物体の前記サイズを計算するステップと、

計算された前記撮像される物体の前記サイズの指標を生成するステップとをさらに含む、請求項 8 に記載の方法。

#### 【請求項 10】

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサが、それぞれ第 1 の超音波トランスデューサアレイ及び第 2 の超音波トランスデューサアレイであるとき、前記第 1 の超音波画像を前記第 2 の超音波画像とマッチングすることは、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像内の同じ明確な画像特徴を識別することを含む、請求項 9 に記載の方法。

#### 【請求項 11】

前記第 1 の超音波画像を前記第 2 の超音波画像とマッチングすることは、

前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との間の相関を計算することと、

計算された前記相関が閾値を上回る場合に、前記第 1 の超音波画像が前記第 2 の超音波画像とマッチすると判定することを含む、請求項 10 に記載の方法。

#### 【請求項 12】

前記第 1 の超音波画像を前記第 2 の超音波画像とマッチングする前に、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像のうちの少なくとも 1 つに対して、少なくとも 1 つの画像調整動作を実行するステップをさらに含む、請求項 10 又は 11 に記載の方法。

#### 【請求項 13】

処理装置と通信的に接続可能なセンサ装置であって、画像を生成するための、カテーテル上の少なくとも 1 つのセンサを含む、センサ装置

を備える当該カテーテルであって、前記センサ装置は、前記カテーテル上の第 1 の位置における第 1 のセンサと、前記カテーテル上の第 2 の位置における第 2 のセンサとを含み、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置とは互いに設定距離離れており、

前記カテーテルがある並進速度で並進されているとき、前記第 1 のセンサは、前記処理

10

20

30

40

50

装置に、第 1 の時点において基準位置に位置する前記第 1 のセンサを示す第 1 のセンサ信号を提供し、前記第 2 のセンサは、前記処理装置に、第 2 の時点において前記基準位置に位置する前記第 2 のセンサを示す第 2 のセンサ信号を提供し、したがって前記処理装置は、処理された前記第 1 のセンサ信号を、処理された前記第 2 のセンサ信号とマッチングして前記基準位置を特定することによって、前記設定距離、及び前記第 1 の時点と前記第 2 の時点との間の差から前記カテーテルの前記並進速度を決定することができ、且つ、

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサのいずれも、それぞれ第 1 の超音波トランスデューサアレイ及び第 2 の超音波トランスデューサアレイであり、画像を生成するための、前記カテーテル上の前記少なくとも 1 つのセンサは、前記第 1 のセンサ及び/若しくは前記第 2 のセンサを含むか、又は、

10

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサは、それぞれ第 1 の圧力センサ及び第 2 の圧力センサであり、画像を生成するための、前記カテーテル上の前記少なくとも 1 つのセンサは、超音波トランスデューサアレイを含む、カテーテル。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載のカテーテルの並進速度を決定するための処理装置であって、前記処理装置は、

前記カテーテルの前記センサ装置に通信的に接続可能であり、

第 1 の時点において基準位置に位置する前記第 1 のセンサを示す、前記カテーテルの前記センサ装置の前記第 1 のセンサによって提供される第 1 のセンサ信号を処理し、

前記第 2 の時点において前記基準位置に位置する前記第 2 のセンサを示す、前記カテーテルの前記センサ装置の前記第 2 のセンサによって提供される第 2 のセンサ信号を処理し、

20

前記設定距離、及び前記第 1 の時点と前記第 2 の時点との間の差から前記カテーテルの並進速度を決定し、

前記処理装置は、処理された前記第 1 のセンサ信号を、処理された前記第 2 のセンサ信号とマッチングすることによって、前記基準位置を特定し、

前記処理装置は、

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサが、それぞれ第 1 の超音波トランスデューサアレイ及び第 2 の超音波トランスデューサアレイである場合、前記第 1 のセンサ信号から生成される第 1 の超音波画像を、前記第 2 のセンサ信号から生成される第 2 の超音波画像とマッチングすることによるか、

30

又は、

前記第 1 のセンサ及び前記第 2 のセンサが、それぞれ第 1 の圧力センサ及び第 2 の圧力センサである場合、処理された前記第 1 のセンサ信号から得られた圧力プロファイルを、処理された前記第 2 のセンサ信号から得られた圧力プロファイルとマッチングすることによって、

前記基準位置を特定する、処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、カテーテルなどの介入ツールと、生体内画像を生成するための介入ツール上のセンサ装置と、センサ装置に通信結合された処理装置とを備える撮像システムに関する。

【0002】

本発明はさらに、上記のような撮像システムのカテーテルなどの介入ツールの並進速度を決定する方法に関する。

【背景技術】

【0003】

今日では、カテーテルを用いる撮像システムは、肉眼検査が困難又は不可能な可能性がある様々な領域、例えばキャビティ又は排水路の検査に適用されており、特に、そのよう

50

な撮像システムが患者の内部を視覚化して、例えば解剖学的異常を検出するために使用され得る医療用イメージングに適用されている。

【 0 0 0 4 】

特定の用途では、例えば撮像対象が撮像される環境の損傷部分又は他の異常部分である場合、撮像システムの撮像対象のサイズを正確に求められることが重要であり得る。なぜなら、撮像される異常のサイズが、異常が存在するチャンネルに挿入されるべき修復物体のサイズを決定し得るからである。例えば医療用途では、撮像システムは、冠動脈狭窄を撮像するために使用される血管内超音波 ( I V U S ) システムなどの血管内撮像システムであり、この場合、冠動脈狭窄を修復するために冠動脈に挿入されるべき適切なステントを決定するには、冠動脈狭窄の長さを正確に特定する必要がある。

10

【 0 0 0 5 】

例えば、連続して取得される画像間の ( 実質的な ) 重なり の 欠如のため、撮像システムによって取り込まれた画像からそのような異常のサイズを決定することは容易ではない。したがって、典型的には、撮像対象の異常を適切にスケーリングするために、カテーテルの並進、すなわちプルバック速度を知ることが必要である。明確なプルバック速度を得るために、カテーテルのプルバックが電動化され得る。しかし、医療用途のような特定の適用分野では、かかる撮像システムの運用に伴う構成及び取り扱いに関するオーバーヘッドのため、カテーテルの電動式プルバックは好ましくない。これは、例えば、単位時間当たり、例えば 1 日あたりに実行可能な検査の回数を制限し、望ましくない可能性がある。

【 0 0 0 6 】

20

U S 2 0 1 3 / 3 0 3 9 1 4 A 1 は、患者に使用される血管内トランスデューサ送達装置を開示する。送達装置は、狭窄病変前後の圧力降下を測定するように構成された圧力トランスデューサと、狭窄病変に隣接する血管内腔の大きさを測定するように構成された血管内超音波トランスデューサとを備える。各センサは、同じ送達装置を用いて狭窄病変の部位に送達される。このソリューションは、適切な処置 ( 必要であれば ) を決定するために狭窄病変の臨床的影響を決定することを狙いとする。しかし、狭窄病変のサイズの正確な決定を容易にするものではなく、狭窄病変を含む血管領域へのステントの挿入が適切な処置であると決定された場合に、この送達装置によって提供されるセンサ情報からステントの正しいサイズを導き出すことはできない。

【 発明の概要 】

30

【 0 0 0 7 】

本発明は、カテーテルの手動並進 ( プルバック ) を用いた動作モードにおいて、撮像システムによって撮像される異常のサイズの正確な決定を容易にする撮像システムを提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

本発明はさらに、上記のような撮像システムのカテーテルの並進速度を決定する方法を提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

一側面によれば、カテーテル上の第 1 の位置における第 1 の基準物体及び前記カテーテル上の第 2 の位置における第 2 の基準物体を有する前記カテーテルであって、前記第 1 の位置及び前記第 2 の位置は互いに設定距離離れている、カテーテルと、前記カテーテルを用いて画像を生成するための前記カテーテル上の少なくとも 1 つのセンサを含むセンサ装置と、前記センサ装置に通信的に結合された処理装置であって、第 1 の時点において基準位置に位置する前記第 1 の基準物体を示す前記センサ装置からの第 1 のセンサ信号を処理し、第 2 の時点において前記基準位置に位置する前記第 2 の基準物体を示す前記センサ装置からの第 2 のセンサ信号を処理し、前記設定距離、及び前記第 1 の時点と前記第 2 の時点との間の差から前記カテーテルの並進速度を決定する、処理装置とを含む、撮像システムが提供される。

40

【 0 0 1 0 】

互いに設定距離離れた複数の基準物体をカテーテル上に設けることによって、異なる時

50

点において特定の基準位置に位置する異なる基準物体を示す各センサ信号を生成するセンサ装置によるカテーテルの並進速度の決定が容易になり、カテーテル並進速度を、同じ基準位置における異なる基準物体間の時間差、及びこれらの基準物体間の既知の距離から計算することができる。これは、センサ装置によって取得された画像から、例えば異常を写す画像のシーケンスから、異常、例えば解剖学的異常のサイズを決定することを容易にする。

#### 【0011】

したがって、異常のサイズが撮像システムのユーザによって求められ得る。あるいは、処理装置はさらに、決定された前記カテーテルの前記並進速度から、前記センサ装置によって撮像された解剖学的異常のサイズを決定し、決定された前記解剖学的異常の前記サイズを示す出力を生成するよう構成され得る。これは例えば、既知の画像処理アルゴリズムなどを使用して、センサアレイによって提供される画像内の異常の境界特徴を認識し、第1の境界特徴を含む画像の受信と、第1の境界特徴とは反対側の第2の境界特徴を含むさらなる画像の受信との間の時間遅延を、決定されたカテーテルの並進速度を使用して、対向する境界特徴間の距離に変換するように構成された処理装置によって達成されてもよい。

10

#### 【0012】

特に好適な実施形態では、少なくとも1つのセンサは、生体内超音波画像を生成するためのカテーテル上の超音波トランスデューサ装置を含み、これは、患者に対する最小限の健康リスクで生体内撮像を行うことを容易にする。例えば、撮像システムは、IVUS撮像システムであってもよい。

20

#### 【0013】

別の特に好適な実施形態では、前記センサ装置は、前記第1の基準物体としての第1のセンサであって、前記処理装置に前記第1のセンサ信号を提供する、第1のセンサと、前記第2の基準物体としての第2のセンサであって、前記処理装置に第2のセンサ信号を提供する、第2のセンサとを備え、前記処理装置は、処理された前記第1のセンサ信号を処理された前記第2のセンサ信号とマッチングすることによって、前記基準位置を特定する。この実施形態では、カテーテルの並進速度を決定するために、複数の基準センサが互いに設定距離離れてカテーテル沿いに配置される。これらのセンサは、カテーテルの並進速度を決定するための基準データを提供する専用センサであってもよく、又は、例えば基準データに加えて撮像データを提供する二つの目的を有するセンサであってもよい。

30

#### 【0014】

前記第1のセンサは、第1の複数の時間的に離散した第1のセンサ信号を生成し、前記第2のセンサは、第2の複数の時間的に離散した第2のセンサ信号を生成し、前記処理装置は、予め求められた前記カテーテルの並進速度に基づき、前記第1の複数の第1のセンサ信号とのマッチングのための前記第2の複数の第2のセンサ信号を選択してもよい。あるいは、前記処理装置は、予め求められた前記カテーテルの並進速度に基づき、前記第2の複数の第2のセンサ信号とのマッチングのための前記第1の複数の第1のセンサ信号を選択してもよい。複数のセンサ信号（例えば画像）のストリームの中から、下流のセンサから受信された先のセンサ信号とマッチする可能性が最も高いセンサ信号を予測することによって、上流のセンサの全てのセンサ信号を処理する必要がなくなるので、処理装置に要求されるセンサ信号処理の量が低減され得る。

40

#### 【0015】

一実施形態では、前記第1のセンサは第1の超音波トランスデューサアレイを含み、前記第2のセンサは第2の超音波トランスデューサアレイを含み、前記処理装置は、前記第1のセンサ信号から生成される第1の超音波画像を生成し、前記第2のセンサ信号から生成される第2の超音波画像を生成し、前記第1の超音波画像を前記第2の超音波画像とマッチングすることによって、前記基準位置を特定する。例えば、この画像マッチングは、第1の超音波画像及び第2の超音波画像において、同一の明確な画像特徴、例えば同一の解剖学的ランドマークを識別することによって達成され得る。

50

## 【0016】

例えば、基準位置（例えば、明確な画像特徴又は解剖学的ランドマーク）に対する下流センサの向き又は位置が、基準位置に対する上流センサの向き又は位置と比較して変化しているような場合は、異なるセンサからの画像を互いに正確にマッチングすることは不可能である可能性がある。このため、処理装置は、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像との間の相関を計算し、計算された前記相関が閾値を上回る場合に、前記第1の超音波画像が前記第2の超音波画像とマッチすると判定することによって、前記第1の超音波画像を前記第2の超音波画像とマッチングするよう構成され得る。言い換えれば、かかる画像が最も高い（又は十分に高い）類似度を示すと判定された場合、両者はマッチする画像と見なされる。

10

## 【0017】

異なるセンサからの異なる画像間のマッチを発見する可能性を高めるために、前記処理装置はさらに、前記第1の超音波画像を前記第2の超音波画像とマッチングする前に、前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像のうちの少なくとも1つに対して、少なくとも1つの画像調整動作を実行するよう構成され得る。このような画像調整動作は、例えば、画像センタリング、画像強度正規化、画像回転補正などの前処理動作であってもよい。

## 【0018】

あるいは、前記第1のセンサ及び前記第2のセンサはそれぞれ圧力センサであり、前記処理装置は、処理された前記第1のセンサ信号から得られた圧力プロファイルを、処理された前記第2のセンサ信号から得られた圧力プロファイルとマッチングすることによって前記基準位置を特定するよう構成される。これは、例えば、解剖学的異常を有する血管壁が、典型的には異常の特徴を表す圧力プロファイルを示す血管内撮像などの医療用途領域において特に有利である。

20

## 【0019】

異なる実施形態では、前記センサ装置はさらに、前記第1のセンサ信号及び前記第2のセンサ信号を生成する、前記カテーテルの外部のセンサを備え、前記第1の基準物体は、前記カテーテルの外部の前記センサによって検出可能な第1のマーカであり、前記第2の基準物体は、前記カテーテルの外部の前記センサによって検出可能な第2のマーカである。ここで、基準位置は、例えば、カテーテルが挿入される身体（例えば、患者の身体）からのカテーテルの出口の基準点であってもよい。この基準位置における外部センサ信号（例えば、カテーテルの一部の画像シーケンス）を取得することによって、これらの外部センサ信号における異なる時点のそれぞれの基準物体の出現が、体からのカテーテルの並進（プルバック）速度を導出するために使用される。

30

## 【0020】

他の側面によれば、撮像システムのカテーテルの並進速度を求める方法であって、前記カテーテルは、前記カテーテル上の第1の位置における第1の基準物体及び前記カテーテル上の第2の位置における第2の基準物体を有し、前記第1の位置及び前記第2の位置は互いに設定距離離れており、前記撮像システムはさらに、前記カテーテルを用いて画像を生成するための前記カテーテル上の少なくとも1つのセンサを含むセンサ装置を含み、前記方法は、第1の時点において基準位置に位置する前記第1の基準物体を示す前記センサ装置からの第1のセンサ信号を処理するステップと、第2の時点において前記基準位置に位置する前記第2の基準物体を示す前記センサ装置からの第2のセンサ信号を処理するステップと、前記設定距離、及び前記第1の時点と前記第2の時点との間の差から前記カテーテルの前記並進速度を決定するステップとを含む、方法が提供される。

40

## 【0021】

これは、カテーテルが挿入された身体からカテーテルが手動で引き出される（プルバック）場合であっても、カテーテルの並進速度を正確に決定することを可能にする。これは、例えば、カテーテル上のセンサ装置によって撮像された身体の一部内の解剖学的異常といった異常のサイズの計算を容易にする。

50

## 【 0 0 2 2 】

一実施形態では、方法はさらに、ある期間にかけて、前記センサ装置を用いて解剖学的異常のサイズを示す画像のシーケンスを生成するステップと、前記期間、及び求められた前記カテテルの前記並進速度から前記解剖学的異常の前記サイズを計算するステップと、計算された前記解剖学的異常の前記サイズの指標を生成するステップとを含む。このような解剖学的異常のサイズの自動的計算は、撮像システムの特に効率的な動作をもたらし、したがって、解剖学的異常のサイズの決定に要する時間を最小化し、撮像システムの患者スループットを最大化する。

## 【 0 0 2 3 】

一実施形態では、前記第 1 のセンサ信号は第 1 の画像信号であり、前記第 2 のセンサ信号は第 2 の画像信号であり、前記方法はさらに、前記第 1 のセンサ信号から生成される第 1 の画像を生成するステップと、前記第 2 のセンサ信号から生成される第 2 の画像を生成するステップと、前記第 1 の画像を前記第 2 の画像とマッチングするステップ（例えば、両画像内の明確な画像特徴を識別する（そして重ねる）ことによって）とを含む。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 2 4 】

本発明の実施形態が、以下の添付図面を参照して、より詳細に、非限定的な例として記載される。

【図 1】図 1 は、一実施形態に係る撮像システムを概略的に示す。

【図 2】図 2 は、他の実施形態に係る撮像システムを概略的に示す。

【図 3】図 3 は、他の実施形態に係る撮像システムを概略的に示す。

【図 4】図 4 は、一実施形態に係るカテテルのプルバック速度を決定する方法のフローチャートを概略的に示す。

【図 5】図 5 は、一実施形態に係る異常サイズを決定する方法のフローチャートを概略的に示す。

【図 6】図 6 は、撮像システムの例示的な実施形態をより詳細に概略的に示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 2 5 】

図面は単に概略的なものであり、縮尺通りに描かれていないことを理解されたい。また、各図面を通して、同じ又は類似の部分を示すために同じ参照番号が使用されることを理解されたい。

## 【 0 0 2 6 】

本発明の実施形態は、閉じられた空間を調査するためのカテテルを含むあらゆる種類の撮像システムに適用可能である。特に有利な実施形態では、撮像システムは、超音波診断システムなどの医用撮像システムである。このような超音波診断システムの特に有利な例は、血管内超音波（IVUS）撮像システムである。残りの部分では、非限定的な例として IVUS 撮像システムを用いて撮像システムの実施形態を説明するが、説明される撮像システムは、当業者による発明的スキルを要することなく、異なる応用分野に適合され得ることが理解されよう。

## 【 0 0 2 7 】

IVUS イメージング処置は、治療の必要性を判定するために、介入をガイドするために、及び/又はその有効性を評価するために患者の体内の血管（動脈など）を評価するための診断ツールとして、インターベンショナル心臓病学の分野において幅広く利用されている。IVUS 撮像システムは、対象血管の断面画像を形成するために超音波エコーを使用する。典型的には、IVUS 撮像は、超音波信号（波）を放ち、反射された超音波信号を受信するためにカテテル内のトランスデューサを使用する。放射された超音波信号（しばしば超音波パルスと称される）は、ほとんどの組織及び血液を容易に通過するが、組織構造（血管壁の様々な層など）、赤血球、及び他の関心特徴（例えば冠状動脈狭窄）に起因する不連続性によって部分的に反射される。

## 【 0 0 2 8 】



図1は、同軸ケーブルなどのより大きな構造体の一部を形成し得る1つ以上の導電性ワイヤなどの通信構造27を介して患者インターフェースモジュール30に通信的に接続されたカテーテル20を含むIVUS撮像システム10を概略的に示す。カテーテル20は、ソリッドステートカテーテル又は回転カテーテルなど、任意の適切なカテーテルであり得る。ここでは、ソリッドステートカテーテルを含む実施形態を、単なる非限定的な例としてより詳細に説明する。

#### 【0029】

カテーテル20は、ここでは、(例えば、カテーテル20の遠位端付近の)カテーテル20の外層であるシースの周囲に分配されたトランスデューサのアレイ23を含む。ただし、トランスデューサのアレイ23は、任意の適切な位置、例えばカテーテル20の遠位端に配置され得ることを理解されたい。トランスデューサアレイ23は、任意の適切な方法で形成され、例えば、カテーテル20のシースの周囲にアレイ23を配置することを容易にするために、複数のトランスデューサチップがフレキシブルなキャリア上に設けられてもよい。各チップは、1つ以上の超音波トランスデューサを含み得る。例えば、PZTやPVDfなどの圧電材料で形成されたトランスデューサなどの圧電トランスデューサ、又は、キャピティが対向する電極を分離し、底部電極はCMUTセルの基板によって支持され、上部電極はフレキシブルな膜によって支持される、それ自体は公知であるCMUT (capacitive micromachined ultrasound transducer) などの任意の適切なタイプの超音波トランスデューサがこの目的のために使用され得る。CMUT素子は、圧電トランスデューサと比較してコストが低く、良好なインピーダンス特性を有するので、特に好ましい。

#### 【0030】

トランスデューサは、電子マルチプレクサ回路(図示せず)に接続され、電子マルチプレクサ回路は、1つ以上の処理ユニットを含む回路(処理装置ともいう)を通常含む患者インターフェースモジュール30内に配置され得る。マルチプレクサ回路は、処理装置の一部を形成してもよく、又は、患者インターフェースモジュール30内の別個の回路であってもよい。あるいは、マルチプレクサ回路の少なくとも一部は、カテーテル20内に埋め込まれた回路で実現されてもよい。マルチプレクサ回路は、典型的には、超音波信号を送信し、反射された超音波信号を受信するトランスデューサをアレイ23から(順次)選択するように構成される。送受信トランスデューサペアのシーケンスを巡ることにより、ソリッドステートIVUSシステムは、運動部分を用いることなく、機械的走査トランスデューサ素子の効果を作り出すことができる。回転する機械的要素がないので、トランスデューサアレイ23は、血液及び血管組織と直接接触し、血管外傷のリスクは最小限に抑えられる。

#### 【0031】

カテーテル20は、1つ又は複数の内腔を備えていてもよく、当該技術分野で良く知られているように、この内腔を通して追加の構造、例えばガイドワイヤが供給され得る。カテーテルシースは、任意のフレキシブルな材料、例えば、任意の適切なフレキシブルポリマーから形成され得る。このような材料はそれ自体はよく知られているため、簡潔さのためにこれ以上詳述しない。

#### 【0032】

カテーテル20は、トランスデューサアレイ23から一定の距離D離れたトランスデューサのさらなるアレイ21をさらに備える。さらなるトランスデューサアレイ21は、好ましくはトランスデューサアレイ23と同一であり、両トランスデューサアレイは、使用時に実質的に同じ位置、例えば基準点Xに対して実質的に同じ位置に配置されたとき、実質的に同一の画像を生成できる。医用撮像システム10の場合、そのような基準点Xは、例えば、撮像対象の患者の身体部分内の解剖学的ランドマークなどの明確な画像特徴であり得る。このような明確な画像特徴は、例えば、患者インターフェースモジュール30のユーザインターフェース(図示せず)を使用して、例えば、表示装置33に表示される画像内の明確な画像特徴を選択することによって、撮像システム10のユーザによって選択

されてもよい。あるいは、そのような明確な画像特徴は、例えば1つ又は複数の適切な特徴認識アルゴリズムを使用して、処理装置によって自動的に選択されてもよい。

#### 【0033】

さらなるトランスデューサアレイ21は、並進（例えば、撮像システム10によって撮像される患者の身体からのカテーテル20のブルバック）中の時点T1において基準点Xを撮像する第1のセンサとして動作し得る。このような第1のセンサは、下流センサとも称され得る。トランスデューサアレイ23は、カテーテル20の上記のような並進中の時点T2において基準点Xを撮像する第2のセンサとして動作し、アレイ23は、ある時間遅延  $T = T_2 - T_1$  後に、アレイ21と実質的に同一である、基準点Xの画像を生成する。このような第2のセンサは、上流センサとも称され得る。結果として、カテーテル20の並進速度Sは、 $S = D / T$ として計算され得る。

10

#### 【0034】

この目的のために、患者モニタリングユニット30の処理装置は、アレイ23及びさらなるアレイ21に通信結合された信号プロセッサ31を備え、信号プロセッサ31は、各アレイから受信されたエコー信号を処理するように構成される。信号プロセッサ22は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I成分及びQ成分分離、及び、線形及び非線形信号を分離して、組織及びマイクロバブルから戻る非線形（基本周波数の高次高調波）エコー信号の特定を可能にする高調波信号分離など、様々なやり方で受信されたエコー信号を処理し得る。信号プロセッサ31はまた、オプションで、スペckル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号エンハンスメントを実行してもよい。信号プロセッサ31におけるバンドパスフィルタは、エコー信号が受信される深度の上昇に伴い、通過帯域がより高い周波数帯域からより低い周波数帯域にスライドし、それにより、解剖学的情報を有さない深い深度からの高い周波数のノイズを除去するトラッキングフィルタであってもよい。このような信号処理技術はそれ自体はよく知られているため、簡潔さのためにこれ以上詳述しない。さらに、それ自体は当業者によく知られている追加信号処理技術が、信号プロセッサ31によって使用され得ることを理解されたい。

20

#### 【0035】

信号プロセッサ31は、画像プロセッサとしてさらに動作してもよく、又は、処理されたエコー信号を、患者モニタリング装置30の処理装置の一部を形成する別個の画像プロセッサ32に供給してもよい。画像プロセッサ32は、典型的には、第1のセンサ、すなわちさらなるトランスデューサアレイ21のエコー信号から生成された第1の画像が、第2のセンサ、すなわちトランスデューサアレイ23のエコー信号から生成された第2の画像と合致するか否かを決定するように構成される。このために、画像プロセッサ32は、画像相関の最大化に基づくメトリックを利用するアルゴリズムを使用し得る。例えば、相関関数は、以下のように定義され得る画像相関Cを使用し得る。

30

#### 【数1】

$$C = \frac{\sum I_{a,i} I_{b,i}}{\sum I_{a,i}^2 \sum I_{b,i}^2}$$

40

#### 【0036】

この式において、 $I_{a,i}$  及び  $I_{b,i}$  はそれぞれ第1の画像及び第2の画像の強度である。第1の画像と第2の画像との間の相関を計算するために、画像プロセッサ32は、これらの画像間の相関を計算する前に、適切な画像前処理ステップを適用するようにさらに構成されてもよい。例えば、画像プロセッサ32は、相関計算の精度を向上させるために、画像センタリングアルゴリズム及び/又は画像強度正規化アルゴリズムを使用することができる。さらに、画像プロセッサ32は、例えば、並進（例えばブルバック）中のカテーテル20の回転に起因して、第2の画像が第1の画像に対して回転していることを検出し得る。そのような場合、画像プロセッサ32は、かかる画像間回転を補償するように構成されてもよい。例えば、適切な画像回転補償アルゴリズムは、画像半径に沿った積分

50

による  $I(\phi_i)$  の決定、最も可能性が高い角度オフセットを求めるための 1 - D 相関アルゴリズムの使用、画像位置及び角度の反復推定アルゴリズムなどを含む。このような技術はそれ自体はよく知られているため、簡潔さのためにこれ以上詳述しない。さらに、それ自体は当業者によく知られている追加信号処理技術が、画像プロセッサ 32 によって使用され得ることを理解されたい。画像プロセッサ 32 は、第 1 の画像が第 2 の画像と合致するかどうかを判定するために相関閾値を適用し、すなわち、画像相関  $C$  が設定された閾値を超える場合、合致すると決定し得る。画像マッチング処理をさらに改善するために、第 1 の画像が、一連の第 2 の画像、例えば連続して取得された複数の第 2 の画像と比較されてもよく、第 1 の画像との相関が最高（最大）である第 2 の画像が、その画像相関  $C$  が閾値も超える場合、合致する画像として選択される。これは例えば、設定閾値を超える画像相関  $C$  を有するという意味で、複数の第 2 の画像が第 1 の画像と「合致」する可能性が高いシナリオにおいて好適であり、この場合、第 1 の画像と最良の合致、すなわち最大の相関を有する第 2 の画像を選択して、カテーテル 20 の並進速度の決定の精度を高めることができる。

10

#### 【0037】

互いに合致する画像間の時間遅延又は差  $T$  を決定するために、患者インターフェースモジュール 30 の処理装置、例えば信号プロセッサ 31 又は画像プロセッサ 32 は、各生成画像にタイムスタンプを提供するクロックを使用することができる。あるいは、そのために別個のクロックが使用されてもよい。このようなタイムスタンプ技術はそれ自体はよく知られているため、簡潔さのためにこれ以上詳述しない。

20

#### 【0038】

画像プロセッサ 32 は、下流センサによって生成された画像内の基準位置、例えば解剖学的ランドマークが決定された後、上流センサによって生成される各後続画像を評価し、上流センサによって生成されたベストマッチング画像が特定されるまでこれを続けるよう構成され得る。しかし、両トランスデューサアレイが高速で画像を生成する場合、両者の画像をマッチングするために画像プロセッサ 32 が必要とする計算労力を低減することが望ましい可能性がある。一実施形態では、画像プロセッサ 32 は、上流センサ、すなわちトランスデューサアレイ 23 によってのみ生成される画像のサブセットを評価するように構成され、サブセットは、カテーテル 20 の事前に決定された並進速度に基づいて選択される。例えば、画像プロセッサ 32 は、ある時間窓  $W = [T_a, T_b]$  内で上流センサによって生成される画像のみを評価するように適合されてもよく、ここで、 $T_a = S * D * A$  及び  $T_b = S * D * B$  であり、 $A$  及び  $B$  は、 $A < 1$  かつ  $B > 1$  のスケーリング係数であり、例えば、カテーテル 20 の並進速度の増減の最大 50% が評価に組み込まれるよう、 $0.5 < A < 1$  かつ  $1 < B < 1.5$  である。スケーリング係数  $A$  及び  $B$  の他の適切な値は、当業者には自明であろう。同様に、画像プロセッサ 32 は、上流センサによって生成された画像とのベストマッチを見つけるために、特定の時間窓内において下流センサによって生成される画像のサブセットを評価するように構成されてもよいことは明らかであろう。

30

#### 【0039】

一実施形態では、患者インターフェースモジュール 30 の処理装置、例えば画像プロセッサ 32 は、各トランスデューサアレイ 21、23 によって取得された画像の完全なシーケンスからカテーテル 20 の並進速度、例えばプルバック速度を計算するよう構成され、これは、画像の取得中又は取得後に実行され得る。この実施形態では、処理装置は、カルマンフィルタのような正則化技術を画像シーケンスに適用して、カテーテル 20 の並進速度の特に正確な決定を実現するように構成されてもよい。

40

#### 【0040】

トランスデューサアレイ 23 及びさらなるトランスデューサアレイ 21 の両方を使用して診断画像が生成され、例えば、画像の第 1 の部分がトランスデューサアレイ 23 によって生成され、画像の第 2 の部分がさらなるトランスデューサアレイ 21 によって生成される合成画像が生成され得る。本願の文脈において、診断画像は、患者の体内の特定の状態

50

の医学的診断のために使用される画像であってもよいし、又は、前述したような非医療用途の領域における問題を診断する画像であってもよい。あるいは、トランスデューサレイのうちの一方は、もっぱら、カテーテル 20 の並進速度を決定するために使用されてもよい。

#### 【0041】

この点において、カテーテル 20 の並進速度の決定は、カテーテル 20 上のトランスデューサアレイ 23 に対して距離 D だけカテーテル 20 上で変位されたトランスデューサアレイ 21 に限定されないことに留意されたい。明確な画像特徴又は解剖学的ランドマークなどの基準点が認識可能なセンサ信号を生成可能なあらゆる種類のセンサが、この目的のために使用され得る。例えば、図 2 は、カテーテル 20 が、カテーテル 20 の遠位端に超音波トランスデューサアレイ 25 を備える撮像システム 10 の実施形態を概略的に示す。カテーテル 20 はさらに、カテーテル 20 上の第 2 の圧力センサ 23 から設定距離 D 離れた第 1 の圧力センサ 21 を備える。明瞭さのために、図 2 に示されるカテーテル 20 上の第 1 の圧力センサ 21、第 2 の圧力センサ 23、及び超音波トランスデューサアレイ 25 の位置は非限定的な例に過ぎず、任意のセンサの適切な配置が考えられ、例えば、超音波トランスデューサアレイ 25 が、第 1 及び第 2 の圧力センサの間に、又は第 1 及び第 2 の圧力センサの上流に、すなわちカテーテル 20 の近位端の最も近くに配置されてもよい。容量性 MEMS 圧力センサは、CMUT イメージセンサ及び MEMS 圧力センサの両方を同じ製造プロセスで製造することを容易にするので、特に好ましい。しかしながら、他の適切な種類の圧力センサ、例えば（ピエゾ抵抗性）ひずみゲージ又はファブリペロー圧力センサを代わりに配置してもよいことを理解されたい。

#### 【0042】

この実施形態では、第 1 の圧力センサ 21 及び第 2 の圧力センサ 23 のうちの少なくとも 1 つがカテーテル 20 に含まれ、患者インターフェースモジュール 30 の処理装置によって処理されるさらなる診断情報を提供し、例えば、それ自体はよく知られているように、動脈又は静脈などの血管の壁から圧力情報が取得され得る。一実施形態では、第 1 の圧力センサ 21 及び第 2 の圧力センサ 23 の両方がカテーテルに含まれ、このような診断情報を提供するように設計される。このような圧力センサは、典型的には、圧力プロファイル情報を生成し、第 1 の圧力センサ 21 によって生成された第 1 の圧力プロファイルを、時間遅延 T 後に第 2 の圧力センサ 23 によって生成された第 2 の圧力プロファイルとマッチングするために、上記画像比較と同様に、圧力プロファイルが互いに比較され得る。これにより、第 1 の圧力センサ 21 と第 2 の圧力センサ 23 との間の既知の距離 D、及び求められた時間遅延 T から、カテーテル 20 の並進速度、例えばプルバック速度が計算され得る。

#### 【0043】

上記の実施形態では、撮像システム 10 は、解剖学的ランドマークなどのランドマーク、例えば明確な画像特徴又は圧力プロファイルを識別することができるセンサデータを取得するためのセンサのペアをカテーテル 20 上に備える。このようなセンサは、撮像システム 10 の全体的撮像機能の一部を形成してもよく、又は、上記のようにカテーテル 20 の並進速度の決定専用のセンサであってもよい。

#### 【0044】

図 3 は、撮像システム 10 のセンサ装置が、カテーテル 20 上の 1 つ以上のセンサに加えて外部センサ 50 を備える代替的实施形態を概略的に示す。この実施形態では、カテーテルとともに画像を生成するセンサ 25 の隣に、カテーテル 20 は、外部センサ 50 によって検出可能な第 1 のマーカー 41 と、第 1 のマーカー 41 から設定距離 D 離れた、外部センサ 50 によって検出可能な第 2 のマーカー 43 とを備える。例えば、外部センサ 50 は、画像センサであってもよく、カメラなどの撮像装置に組み込まれ得る。この実施形態では、第 1 のマーカー 41 及び第 2 のマーカー 43 は、画像センサによって取り込まれた画像において認識可能な視覚的マーカーであり得る。あるいは、第 1 のマーカー 41 及び第 2 のマーカー 43 は、誘導又は磁気外部センサ 50 によって検出可能な誘導又は磁気マ

ーカーであってもよい。他の適切な検出原理も考えられる。

【0045】

動作中、外部センサ50は、典型的には、カテーテル20のセンサ範囲内に配置される。例えば、外部センサ50が画像センサである場合、画像センサは、典型的には、カテーテル20が体（ここでは、非限定的な例として人間の腕によって象徴される）からプルバックされているときにカテーテル20の画像が画像センサによって取得されるよう配置され、撮像対象の体から出るそのような視覚的マーカーの外観を捕らえることができる。この実施形態では、カテーテル20が体内に挿入される身体開口部（又は該身体開口部の近傍の固定位置）が、カテーテル20の並進速度を決定するために使用される基準位置として使用され得る。画像センサは、典型的には、この基準位置における視覚マーカーのうちの1つの外観が画像センサによって取り込まれる画像のうちの1つに取り込まれるように、基準位置の画像シーケンスを、例えば設定間隔で取り込むように設定される。当業者には容易に理解されるように、同じ動作原理が、異なるタイプの外部センサ50、例えば先に説明したような磁気センサ又は誘導センサに適用され得る。基準位置における第1のマーカー41の外観（左側に示す）と基準位置における第2のマーカー43の外観（右側に示す）との間の時間間隔  $T$  は、外部センサ50によって提供されるセンサ信号内のそれぞれのマーカーの識別によって決定され得る。

10

【0046】

この目的のために、外部センサ50は、患者インターフェースモジュール30の処理装置、例えば信号プロセッサ31及び/又は画像プロセッサ32に通信可能に結合され、処理装置は、例えば、特徴認識アルゴリズムを使用して（該アルゴリズム自体はよく知られており、したがって簡潔さのためにさらに詳細には説明しない）、外部センサ50によって提供されるセンサデータ（例えば、画像センサの場合の画像）を分析するよう構成され、それにより、第1のマーカー41を特定する第1のセンサ信号（例えば画像）と、第2のマーカー43を特定する第2のセンサ信号とが特定される。外部センサ50は、患者インターフェースモジュール30に送信された各センサ信号にタイムスタンプを割り当て、あるいは、処理装置が前述のように外部センサ50から受信される各センサ信号にそのようなタイムスタンプを割り当て得る。その後、時間遅延  $T$  が、基準位置における第1のマーカー41及び第2のマーカー43をそれぞれ含むセンサ信号のタイムスタンプの差から計算され得る。

20

30

【0047】

第1のマーカー41及び第2のマーカー43が視覚的マーカーである場合、第1の視覚的マーカー41及び第2の視覚的マーカー43として、任意の適切な視覚的マーカーを使用することができる。必須ではないが、好ましくは、第1の視覚マーカー41及び第2の視覚マーカー43は同一のマーカーである。画像センサ50によって提供される画像におけるこれらのマーカーの容易な認識を容易にするためである。視覚的マーカーは、カテーテル20の一体的な部分であってもよく、又は、例えば粘着テープなどとしてカテーテル20に取り付けられてもよい。ビジュアルマーカーは、認識を容易にするためにカテーテル20の色と対照的な色を有していてもよく、及び/又は、カテーテル20の外表面、例えばシース上のくぼみ又は隆起のような表面の乱れであってもよい。医用イメージングシステム10の場合、視覚マーカーは、生体適合視覚マーカー、すなわち、患者の健康及び安全に対する不適当なリスクなしに患者の体内に挿入され得る視覚マーカーである。

40

【0048】

図3に示される実施形態の原理は、画像を生成するためのセンサを有する又は有しない、カテーテルのような介入ツールトラッキングのためにも実施され得る。撮像システムのセンサ装置は、第1の位置におけるマーカー41などの第1の基準物体及び第2の位置におけるマーカー43などの第2の基準物体を示すセンサ装置からの第1のセンサ信号を処理することによって、外部センサ50を用いて、体内を移動する介入ツールの並進速度をトラッキングするために使用され得る。

【0049】

50

本発明の原理は、カテーテルだけでなく、より広い種類の介入ツールにも適用可能であることが理解されよう。本発明の一側面では、介入ツールは、前記ツール上の第1の位置における第1の基準物体21、41及び前記ツール上の第2の位置における第2の基準物体23、43であって、前記第1の位置及び前記第2の位置は互いに設定距離D離れている、第1の基準物体及び第2の基準物体と、処理装置31、32と通信的に接続可能なセンサ装置21、23、25、50であって、画像を生成するための前記ツール上の少なくとも1つのセンサを含む、センサ装置とを備え、前記介入ツールがある並進速度で並進されているとき、前記センサ装置は、前記処理装置31、32に、第1の時点において基準位置Xに位置する前記第1の基準物体を示す第1のセンサ信号、及び第2の時点において前記基準位置に位置する前記第2の基準物体を示す第2のセンサ信号を供給する。

10

#### 【0050】

本発明の他の側面は、前記介入ツールの前記センサ装置に通信的に接続可能な処理装置であって、前記第1の時点において基準位置に位置する前記第1の基準物体を示す前記第1のセンサ信号を処理し、前記第2の時点において前記基準位置に位置する前記第2の基準物体を示す前記第2のセンサ信号を処理し、前記設定距離、及び前記第1の時点と前記第2の時点との間の差から前記ツールの前記並進速度を決定する、処理装置に関する。

#### 【0051】

介入ツール20と処理装置31、32との間の通信的に接続の確立手段は、有線ベース及び無線のうちの1つであってもよい。

#### 【0052】

20

本発明の他の側面では、ソフトウェア実装アルゴリズムが提供され、該アルゴリズムは、コンピュータプロセッサが、前記センサ装置からの前記第1のセンサ信号を処理し、前記センサ装置からの前記第2のセンサ信号を処理し、前記設定距離、及び前記第1の時点と前記第2の時点との間の差から前記介入ツール（例えばカテーテル）の前記並進速度を決定するなどの、前記処理装置31、32の機能を実行することを可能にする。

#### 【0053】

図4は、本発明の実施形態に係る撮像システム10を使用してカテーテル20の並進速度を決定する方法を概略的に示す。下記方法は、（カテーテルを医療用途と比較する場合を除き）並進移動可能なツールによる検査対象キャビティの正確な測定が必要とされ得る、キャビティ又は排水路の検査などの非医療用途にも使用できることが理解されるべきである。方法は101において開始し、例えば、カテーテル20が体、例えば患者の体内に挿入され、体の内部の撮像、及びカテーテル20のプルバックの開始が実行される。103では、基準位置にあるカテーテル20上の第1の基準点に関連する第1のセンサデータが取得される。上記したように、これは、カテーテル20上の第1のセンサによって生成されたセンサデータであってもよく、センサデータは、明確な画像特徴、例えば解剖学的ランドマークなどのランドマークを含み、あるいは、体から現れる第1の検出可能なマーカを捕捉する外部センサによって提供されるセンサデータであってもよい。105において、この基準位置を示すセンサデータは、例えば、（解剖学的）ランドマーク又は検出可能なマーカを識別し、センサデータにタイムスタンプを識別又は割り当てるために、撮像システム10の処理装置によって処理される。

30

40

#### 【0054】

107において、基準位置におけるカテーテル20上の第2の基準点に関連する第2のセンサデータ、例えばカテーテル20上の第2のセンサによって生成されたセンサデータが取得される。センサデータはまた、（解剖学的）ランドマークなどの明確な画像特徴を含み、あるいは、体から現れる第2の検出可能なマーカを捕捉する外部センサによって提供されるセンサデータであってもよい。続いて、第2のセンサデータが109で処理され、この処理は、例えば超音波画像に関連する第1及び第2のセンサデータの場合のような前処理ステップを含み、ここで、画像前処理は上記のように、画像間の相関の決定を容易にするために実行され得る。

#### 【0055】

50

1 1 1において、処理されたデータが互いに比較されて、データが合致しているか否か、すなわち、第1のセンサデータと第2のセンサデータとが、両者が所定位置におけるランドマーク又は検出可能マーカなどの（事前）定義された明確な画像特徴を含むという点で、互いに相関するか否かが判定される。1 1 3において、そのような相関が存在しないと判定された場合、第2のセンサデータは第1のセンサデータとマッチせず、方法は、新しい第2のセンサデータが取り込まれる1 0 7に戻る。1 1 3において第1のセンサデータが第2のセンサデータと合致すると判定されるまでこれが繰り返される。その後、1 1 5において、上記のように、第1のセンサ2 1と第2センサ2 3（又は第1の視覚マーカ4 1と第2の視覚マーカ4 3）の間の既知の距離D、及び第1のセンサ信号の取得時間と第2のセンサ信号の取得時間との間の時間差 T とに基づいて、カテーテル2 0の並進速度、例えばプルバック速度が求められる。繰り返しになるが、ステップ1 1 3において、第1のセンサデータを第2のセンサデータとマッチングすることが述べられているが、これは、第1の画像に対して最大の画像相関Cを有する第2の画像を見つけることを含む。2つ以上の第2の画像がそれぞれ、所定の閾値を超える第1の画像との画像相関Cを示す（又はその逆）という意味で、第1の画像とマッチする2つ以上の第2の画像が存在し得るが、その場合、最も高い画像相関Cを有する第2の画像がマッチする画像として選択され得る。

10

#### 【0 0 5 6】

1 1 7において、カテーテル2 0の並進速度の決定が完了したと判定され、方法はステップ1 1 9で終了し、さもなければ、新たな並進速度決定プロセスを行うために方法は1 0 3に戻り得る。

20

#### 【0 0 5 7】

図5は、図4の方法で決定されたカテーテル並進速度を使用して撮像システム1 0によって撮像された異常のサイズを決定する方法のフローチャートである。方法は、撮像対象の体内へのカテーテル2 0の挿入とともに1 2 1で始まり、その後、1 2 3において、体内の画像シーケンスが取得される。画像シーケンスは、撮像される物体又は異常、例えば、撮像システム1 0がIVUSイメージングシステムである場合、冠状動脈狭窄などの解剖学的異常を示す。このような画像シーケンスは、典型的には、既知のキャプチャレート、例えば既知のフレームレートでキャプチャされるが、シーケンス内の隣接する画像が典型的には重なりを有さないため、画像シーケンスから異常のサイズを直接決定することは困難である。例えば、カテーテル2 0の並進方向に垂直な2 Dスライスを取得する場合、カテーテル2 0の並進速度が未知であれば、連続する2 Dスライス間の間隔は知ることができない。したがって、異常のサイズを正確に決定するには、カテーテル2 0の進行速度（例えば、カテーテル2 0のプルバック速度）を決定するには、隣接する画像間の間隔を決定しなければならないが、これは多くの場合、画像間に重なり（すなわち、共有される解剖学的ランドマーク）がないために実現不可能である。

30

#### 【0 0 5 8】

1 2 5において、取得された画像が、例えば患者インターフェースモジュール3 0上で処理され得る。この処理は、1 2 7における時点 $T = T_a$ での第1の異常境界の決定と、1 2 9における時点 $T = T_b$ での第2の異常境界の決定とを含み、以上のサイズは典型的には、第1の異常境界と第2の異常境界との間の距離によって定義される。しかしながら、上述したように、シーケンス内の連続画像間の間隔が未知であることから、この画像シーケンスだけにに基づいて、異常のサイズを決定することは困難である。したがって、本発明の実施形態によれば、異常のサイズは、図4のフローチャートによる方法に従って決定されたカテーテル2 0の並進速度Sに基づいて推定される。具体的には、1 3 1において、異常のサイズSAが、式 $SA = S * (T_b - T_a)$ 、すなわち求められたカテーテルの並進速度Sと、第1の異常境界が捕捉された画像及び第2の異常境界が捕捉された画像の間の時間遅延との乗算によって決定され得る。1 3 1において、異常のサイズSAの指標、例えば、算出された異常サイズを表示するように表示装置3 3を制御するための表示制御信号などが生成されてもよい。

40

50

## 【 0 0 5 9 】

このようにして、カテーテル 20 の良く制御された並進、例えばブルバック、すなわち電動ブルバックを必要とせずに、カテーテル 20 の並進速度を正確に決定することができるので、体内の異常を修復するための修復物体のサイズを直接決定することができる。

## 【 0 0 6 0 】

本発明の原理は、医用撮像システム及び非医用撮像システムを含む任意の適切なタイプの撮像システムにおいて採用され得ることを理解されたい。そのようなシステムはそれ自体はよく知られているので、さらなる説明は必要ではなかろう。しかしながら、そのようなシステムの非限定的な例示的实施形態を概略的に示す図 6 を参照しながら、本発明の実施形態を採用し得る超音波診断撮像システム 10 の例示的な実施形態を詳述する。

10

## 【 0 0 6 1 】

図 6 を参照すると、本発明の例示的な実施形態に係るカテーテル 20 を備えた超音波診断撮像システム 10 がブロック図の形式で示されている。図 6 において、超音波を送信し、エコー情報を受信するためのトランスデューサアレイ 25 がカテーテル 20 に設けられている。トランスデューサアレイ 25 は、2D 平面内で又は 3D 撮像のために 3 次元でスキャンを実行可能な複数のトランスデューサ素子の 1 次元又は 2 次元アレイであってもよい。一部の実施形態では、トランスデューサアレイ 25 は CMUT トランスデューサアレイであるが、他のタイプのトランスデューサアレイも考えられる。トランスデューサアレイ 25 は、アレイセルによる信号の送受信を制御するカテーテル 20 内のマイクロビームフォーマ 22 に結合される。マイクロビームフォーマは、例えば米国特許 US 5, 997, 479 (Savord et al.)、US 6, 013, 032 (Savord)、及び US 6, 623, 432 (Powers et al.) に記載されているように、複数のトランスデューサ素子のグループ又は「パッチ」によって受信された信号の少なくとも部分的なビーム形成を行うことができる。

20

## 【 0 0 6 2 】

マイクロビームフォーマ 22 は、プローブケーブル 27、例えば同軸ワイヤによって、送信 / 受信 (T/R) スイッチ 116 に結合され、送信 / 受信 (T/R) スイッチ 116 は、送信モードと受信モードとを切り替え、また、マイクロビームフォーマが存在しない又はマイクロビームフォーマが使用されてトランスデューサアレイ 25 がメインシステムビームフォーマ 120 によって直接操作される場合に高エネルギー送信信号からメインシステムビームフォーマ 120 を保護する。マイクロビームフォーマ 22 によって制御されるトランスデューサアレイ 25 からの超音波ビームの送信は、T/R スイッチ 116 及びメインシステムビームフォーマ 120 によってマイクロビームフォーマに結合されるトランスデューサコントローラ 118 によって指示され、これは、ユーザのユーザインターフェース及び / 又はコントロールパネル 138 の操作から入力を受け取る。トランスデューサコントローラ 118 によって制御される機能の 1 つは、ビームがステアリング及びフォーカスされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイ 25 から直進する (アレイに対して直交する) よう方向づけられてもよいし、又は、より大きな視野のために異なる角度に方向づけられてもよい。トランスデューサコントローラ 118 は、アレイ 25 の電圧源 145 を制御するように結合され得る。例えば、電圧源 45 は、アレイ 25 のセルに印加される DC 及び AC バイアス電圧を設定する。

30

40

## 【 0 0 6 3 】

マイクロビームフォーマ 12 によって生成された部分的にビーム成形された信号は、メインビームフォーマ 120 に送られ、個々のトランスデューサ素子パッチからの部分的にビーム成形された信号が結合され、完全にビーム成形された信号が生成される。例えば、メインビームフォーマ 120 は 128 個のチャンネルを有し、そのそれぞれが、アレイ 25 の数十又は数百個のトランスデューサセルからなるパッチから部分的にビーム成形された信号を受信する。このようにして、トランスデューサアレイ 25 の数千のトランスデューサ素子によって受信された信号が、単一のビーム成形された信号に効率的に寄与することができる。

50



## 【 0 0 6 4 】

ビーム成形された信号は、信号プロセッサ 3 1 に結合される。信号プロセッサ 3 1 は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I 成分及び Q 成分分離、並びに、線形及び非線形信号を分離して、組織及びマイクロバブルから戻る非線形（基本周波数の高次高調波）エコー信号の特定を可能にする高調波信号分離など、様々なやり方で受信されたエコー信号を処理し得る。

## 【 0 0 6 5 】

信号プロセッサ 3 1 はまた、オプションで、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号エンハンスメントを実行してもよい。信号プロセッサ 3 1 におけるバンドパスフィルタは、エコー信号が受信される深度の上昇に伴い、通過帯域がより高い周波数帯域からより低い周波数帯域にスライドし、それにより、解剖学的情報を有さない深い深度からの高い周波数のノイズを除去するトラッキングフィルタであってもよい。

## 【 0 0 6 6 】

処理された信号は、B モードプロセッサ 1 2 6 に、及びオプションで、ドップラープロセッサ 1 2 8 に結合される。B モードプロセッサ 1 2 6 は、体内の器官及び血管の組織などの体内の構造の撮像のために受信された超音波信号の振幅の検出を用いる。体の構造の B モード画像は、例えば米国特許 US 6, 283, 919 (Roundhill et al.) 及び US 6, 458, 083 (Jago et al.) に記載されるように、高調波画像モード又は基本画像モード、又はこれらの組み合わせで形成され得る。

## 【 0 0 6 7 】

（存在する場合）ドップラープロセッサ 1 2 8 は、画像フィールド内の血球の流れなどの物質の動きの検出のために、組織の動き及び血流からの時間的に異なる信号を処理する。ドップラープロセッサは、典型的には、体内の選択されたタイプの材料から返されたエコーを通過及び/又は拒絶するように設定され得るパラメータを有するウォールフィルタを含む。例えば、ウォールフィルタは、速度の高い材料からの低い振幅の信号を通過させ、一方、低い又はゼロ速度の材料からの強い信号を拒絶する通過帯域特性を有するように設定され得る。

## 【 0 0 6 8 】

この通過帯域特性は、流れている血液からの信号を通過させる一方、心壁などの静止した又は動きの遅い物体からの信号を拒絶する。逆特性は、組織ドップラー撮像と呼ばれるもののために、心臓の動いている組織からの信号を通過させる一方、血流信号を拒絶し、組織の動きを検出及び描写する。ドップラープロセッサは、画像フィールド内の異なる点からの時間的に離散したエコー信号のシーケンスを受信して処理し、特定の点からのエコーのシーケンスはアンサンブルと呼ばれる。比較的短い間隔で高速で連続して受信されたエコーのアンサンブルは、血流のドップラーシフト周波数を推定するために使用され、ドップラー周波数と血流速度を示す速度との対応が用いられる。より長い時間にわたって受信されるエコーのアンサンブルは、より遅く流れる血液又はゆっくりと動く組織の速度を推定するために使用される。B モードプロセッサ（及びドップラープロセッサ）によって生成された構造的及び動き信号は、スキャンコンバータ 1 3 2 及び多断面（multiplanar）リフォーマッタ 1 4 4 に結合される。スキャンコンバータ 1 3 2 は、所望の画像フォーマットで、エコー信号が受信された空間的關係にエコー信号を配置する。例えば、スキャンコンバータは、エコー信号を 2 次元（2D）扇形フォーマット又はピラミッド 3 次元（3D）画像に配置し得る。

## 【 0 0 6 9 】

スキャンコンバータは、画像フィールド内の複数の点における動きに対応する色を有する B モード構造画像を、それらのドップラー推定速度と重ね合わせて、画像フィールド内の組織の動き及び血流を示す有色ドップラー画像を生成し得る。多断面リフォーマッタ 1 4 4 は、例えば米国特許 US 6, 443, 896 (Detmer) に記載されているように、人体の立体領域内の共通平面内の複数の点から受信されたエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリュームレンダラー 1 4 2 は、米国特許 US 6, 530, 885 (

10

20

30

40

50

Entrek inら)に記載されているようにして、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。

【0070】

2D又は3D画像は、スキャンコンバータ132、多断面リフォーマッタ144、及びボリュームレンダラー142から画像プロセッサ32に結合され、画像ディスプレイ40上に表示するために、さらなるエンハンスメント、バッファリング、及び一時的保存が行われる。撮像のために使用されることに加えて、ドップラープロセッサ128によって生成される血流値及びBモードプロセッサ126によって生成される組織構造情報は、定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、血流の流量などの異なる流れ条件の指標、及び臓器の大きさ及び妊娠期間などの構造的指標を生成する。定量化プロセッサは、測定が行われるべき画像の解剖学的構造内のポイントなどの入力をユーザ制御パネル138から受け取り得る。

10

【0071】

定量化プロセッサからの出力データは、グラフィックスプロセッサ36に結合され、測定結果のグラフィックス及び値が画像とともにディスプレイ33上に表示される。また、グラフィックスプロセッサ36は、超音波画像と共に表示されるグラフィックオーバーレイを生成してもよい。グラフィックオーバーレイは、患者の名前、画像の日時、イメージングパラメータなどの標準的な識別情報を含み得る。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、患者の名前などの入力をユーザインターフェース138から受け取る。

【0072】

20

ユーザインターフェースはまた、トランスデューサアレイ25からの超音波信号の生成を制御するために送信コントローラ118に結合され、よって、トランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像を制御する。ユーザインターフェースはまた、MPR画像の画像フィールドにおいて定量化された測定を実行するために使用され得る複数のMPR(multiplanar reformatte d)画像の平面の選択及び制御のために、多断面リフォーマッタ144に結合される。

【0073】

当業者によって理解されるように、超音波診断撮像システムの上記の実施形態は、そのような超音波診断撮像システムの非限定的な例を提供することを意図したものである。当業者は、本発明の教示から逸脱することなく、超音波診断撮像システムの構成にいくつかの変更が加えられ得ることを直ちに認識するであろう。例えば、上記実施形態にも示されているように、マイクロビームフォーマ22及び/又はドップラープロセッサ128は省略されてもよく、また、カテテル20は3D撮像機能を有さなくてもよい。当業者には他の変形例も明らかであろう。

30

【0074】

上記実施形態は本発明を限定するものではなく、当業者は添付の特許請求の範囲から逸脱することなく、多くの代替的实施形態を設計することができることに留意されたい。特許請求の範囲において、括弧間に置かれた参照符号は、請求項を限定するものとして解釈されるべきではない。「含む」という用語は、請求項に列挙された要素又はステップ以外の要素又はステップの存在を排除するものではない。要素に先行する用語「a」又は「an」は、複数のかかる要素の存在を排除するものではない。本発明は、いくつかの異なる要素を含むハードウェアによって実装され得る。いくつかの手段を列挙する装置クレームにおいて、これらの手段のうちのいくつかは、同一のハードウェアアイテムによって具現化されてもよい。複数の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているからといって、これらの手段の組み合わせが好適に使用することができないとは限らない。

40

【図 1】

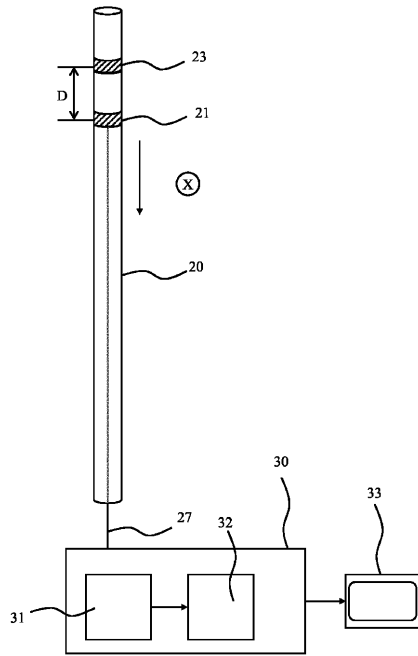


FIG. 1

【図 2】

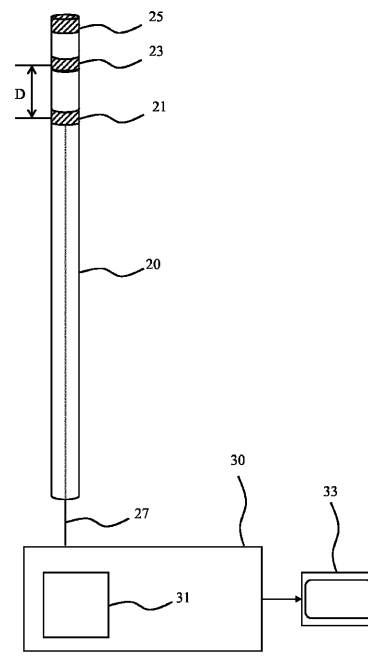


FIG. 2

【図 3】

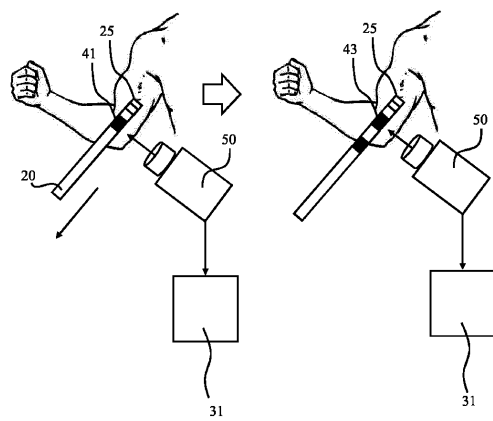


FIG. 3

【図 4】

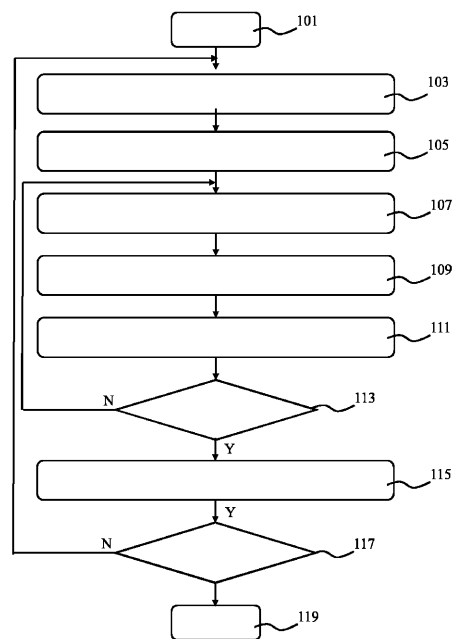
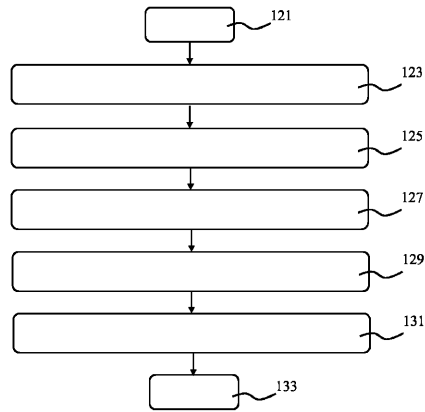


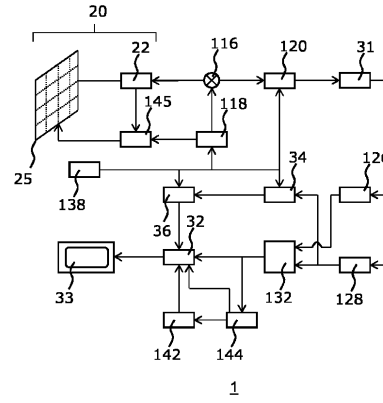
FIG. 4

【 図 5 】



**FIG. 5**

【 図 6 】



**FIG. 6**

---

 フロントページの続き

- (72)発明者 ヘンネケン ヴィンセント アドリアヌス  
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 5
- (72)発明者 ファン レンズ アントニア コルネリア  
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 5
- (72)発明者 バーレンス ローランド ウィルヘルムス マリア  
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 5
- (72)発明者 ファン デル ホルスト アーエン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ワン ケ  
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 5
- (72)発明者 ウェーバー フランク ミカエル  
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 5
- (72)発明者 ワチター ステール イリナ  
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 5

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特表2002 - 509748 ( J P , A )  
特開2009 - 240359 ( J P , A )  
国際公開第2015 / 102573 ( W O , A 1 )  
特開昭59 - 173715 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5  
G 0 1 P 1 / 0 0 - 3 / 8 0