

(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2020-501726  
(P2020-501726A)

(43) 公表日 令和2年1月23日(2020.1.23)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (85) 翻訳文提出日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国・地域又は機関	特願2019-532133 (P2019-532133) 平成29年12月14日 (2017.12.14) 令和1年7月9日 (2019.7.9) PCT/EP2017/082922 W02018/114629 平成30年6月28日 (2018.6.28) 62/435, 945 平成28年12月19日 (2016.12.19) 米国 (US)	(71) 出願人 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 Eindhoven (74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ
---	---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 作動可能な医療ツールの超音波誘導

(57) 【要約】

超音波検知誘導システムは、解剖学的領域に対して医療ツール30を作動させるための超音波モーター40を備える医療ツール30を利用する。超音波検知誘導システムは、超音波トランスデューサ50と超音波検知誘導コントローラ70とを更に利用する。動作中、超音波トランスデューサ50は、超音波モーター40が解剖学的領域に対して医療ツール30を作動させるとき、超音波モーター40によって放出された音響波の、超音波トランスデューサ50による検知を示す音響検知データを生成し、超音波検知誘導コントローラ70は、超音波トランスデューサ50による音響検知データの生成にตอบสนองして、超音波モーター40による医療ツール30の作動を制御する。

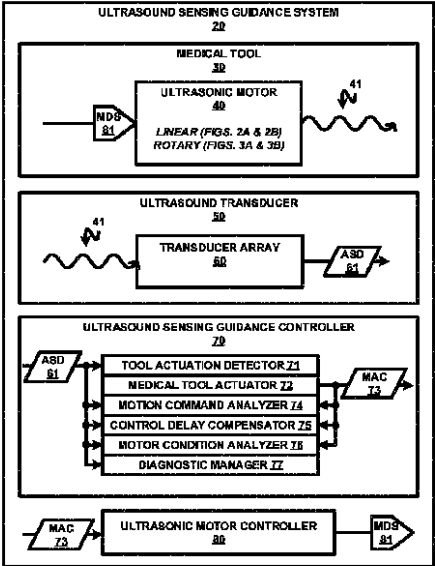


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

解剖学的領域に対して医療ツールを作動させる超音波モーターを備える、当該医療ツールと、

前記超音波モーターが前記解剖学的領域に対して前記医療ツールを作動させるとき、超音波トランスデューサによる前記超音波モーターによって放出された音響波の検知を示す音響検知データを生成する、当該超音波トランスデューサと、

前記超音波トランスデューサによる前記音響検知データの生成に応答して、前記超音波モーターによる前記医療ツールの作動を制御する超音波検知誘導コントローラとを備える、超音波検知誘導システム。

10

**【請求項 2】**

前記超音波検知誘導コントローラが、

音響検知データの前記超音波トランスデューサによる生成に応答して、前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動を検出するツール作動検出器と、

前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの作動位置の前記ツール作動検出器による検出に応答して、前記医療ツールの前記作動を制御する医療ツールアクチュエータとを備える、請求項 1 に記載の超音波検知誘導システム。

**【請求項 3】**

前記ツール作動検出器が、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの作動位置を検出し、

20

前記医療ツールアクチュエータが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの前記作動位置から目標位置への、前記医療ツールの作動を指示する運動作動コマンドを生成し、

前記超音波モーターが、前記医療ツールアクチュエータによる前記運動作動コマンドの生成に応答して、前記作動位置から前記目標位置に前記医療ツールを作動させる、請求項 2 に記載の超音波検知誘導システム。

**【請求項 4】**

前記医療ツールアクチュエータが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの前記作動位置と前記目標位置との間の誤差から前記運動作動コマンドを導出する、請求項 3 に記載の超音波検知誘導システム。

**【請求項 5】**

30

前記超音波検知誘導コントローラが、

運動コマンド分析器による前記音響波の波形分析から導出された、前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、前記超音波検知誘導コントローラによる制御のステータスを確認する、当該運動コマンド分析器を備える、請求項 1 に記載の超音波検知誘導システム。

**【請求項 6】**

前記超音波検知誘導コントローラが、

前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、前記超音波検知誘導コントローラによる制御における時間遅延を検出する制御遅延補償器を備える、請求項 1 に記載の超音波検知誘導システム。

40

**【請求項 7】**

前記超音波検知誘導コントローラが、

前記音響波の予想される波形と前記音響波の実際の受信された波形との間の差分の、運動分析器による分析から導出された、前記超音波モーターの作動状態を決定する、当該運動分析器

を備える、請求項 1 に記載の超音波検知誘導システム。

**【請求項 8】**

前記超音波検知誘導コントローラが、

前記音響波の波形によって示された前記超音波モーターの問題を診断する診断マネージャ

ヤ

50

を更に備える、請求項 1 に記載の超音波検知誘導システム。

【請求項 9】

前記超音波トランスデューサは、更に、前記超音波モーターが、前記解剖学的領域に対する目標作動位置に前記医療ツールを作動させるとき、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの超音波撮像を示す超音波撮像データを生成し、

前記超音波検知誘導コントローラが、更に、前記超音波トランスデューサによる前記超音波撮像データの生成に応答して、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの前記超音波撮像内の目標位置の描画を制御する、

請求項 1 に記載の超音波検知誘導システム。

【請求項 10】

超音波トランスデューサと、超音波モーターを備える医療ツールとのための超音波検知誘導コントローラであって、前記超音波検知誘導コントローラは、

前記超音波モーターが解剖学的領域に対して前記医療ツールを作動させるとき、前記超音波モーターによる音響波の放出の、前記超音波トランスデューサによる検知を示す、音響検知データの前記超音波トランスデューサによる生成に応答して、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの作動を検出するツール作動検出器と、

前記解剖学的領域に対する前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、前記ツール作動検出器による検出に応答して、前記解剖学的領域に対する、前記超音波モーターによる前記医療ツールの作動を制御する医療ツールアクチュエータと

を備える、超音波検知誘導コントローラ。

【請求項 11】

前記ツール作動検出器が、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの作動位置を検出し、

前記医療ツールアクチュエータが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの検知された位置から目標位置への、前記医療ツールの作動を指示する運動作動コマンドを生成する、

請求項 10 に記載の超音波検知誘導コントローラ。

【請求項 12】

運動コマンド分析器による前記音響波の波形分析から導出された、前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、前記医療ツールアクチュエータによる制御のステータスを確認する、当該運動コマンド分析器

を更に備える、請求項 10 に記載の超音波検知誘導コントローラ。

【請求項 13】

前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、前記医療ツールアクチュエータによる制御における時間遅延を検出する制御遅延補償器

を更に備える、請求項 10 に記載の超音波検知誘導コントローラ。

【請求項 14】

前記音響波の予想される波形と前記音響波の実際の受信された波形との間の差分の、運動分析器による分析から導出された、前記超音波モーターの作動状態を決定する、当該運動分析器

を更に備える、請求項 10 に記載の超音波検知誘導コントローラ。

【請求項 15】

前記音響波の波形によって示された前記超音波モーターの問題を診断する診断マネージャ

を更に備える、請求項 10 に記載の超音波検知誘導コントローラ。

【請求項 16】

超音波トランスデューサと、超音波モーターを備える医療ツールとのための超音波検知誘導方法であって、前記超音波検知誘導方法は、

超音波検知誘導コントローラが、解剖学的領域に対する前記超音波モーターによる前記医療ツールの作動を制御するステップと、

10

20

30

40

50

前記超音波トランスデューサが、前記超音波モーターが前記解剖学的領域に対して前記医療ツールを作動させるとき、前記超音波モーターによる音響波の放出の、前記超音波トランスデューサによる検知を示す音響検知データを生成するステップとを有し、

前記超音波検知誘導コントローラが、前記超音波トランスデューサによる前記音響検知データの生成に回答して、前記解剖学的領域に対する前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動を制御する、超音波検知誘導方法。

【請求項 17】

前記超音波検知誘導コントローラが、解剖学的領域に対する前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動を制御するステップは、

10

前記超音波検知誘導コントローラが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの作動位置を検出するステップと、

前記超音波検知誘導コントローラが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの検知された位置から目標位置への、前記医療ツールの作動を指示する運動作動コマンドを生成するステップと、

前記超音波モーターが、前記運動作動コマンドに回答して、前記検知された位置から目標位置に前記医療ツールを作動させるステップとを有する、請求項 16 に記載の超音波検知誘導方法。

【請求項 18】

前記超音波検知誘導コントローラが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの前記作動位置と前記目標位置との間の誤差から前記運動作動コマンドを導出する、請求項 17 に記載の超音波検知誘導方法。

20

【請求項 19】

前記超音波検知誘導コントローラが、前記解剖学的領域に対する前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動を制御するステップは、

前記超音波検知誘導コントローラが、運動コマンド分析器による前記音響波の波形分析から導出された、前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、医療ツールアクチュエータによる制御のステータスを確認するステップと、

前記超音波検知誘導コントローラが、前記超音波モーターによる前記医療ツールの前記作動の、前記医療ツールアクチュエータによる制御における時間遅延を検出するステップと、

30

前記超音波検知誘導コントローラが、前記音響波の予想される波形と音響前記音響波の実際の受信された波形との間の差分の、運動分析器による分析から導出された、前記超音波モーターの作動状態を決定するステップと、

前記超音波検知誘導コントローラが、前記音響波の波形によって示された前記超音波モーターの問題を診断するステップと

のうちの少なくとも 1 つを有する、請求項 16 に記載の超音波検知誘導方法。

【請求項 20】

前記超音波モーターが、前記解剖学的領域に対する目標作動位置に前記医療ツールを作動させるとき、前記超音波トランスデューサが、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの超音波撮像を示す超音波撮像データを生成するステップと、

40

前記超音波検知誘導コントローラが、前記超音波トランスデューサによる前記超音波撮像データの生成に回答して、前記解剖学的領域に対する前記医療ツールの前記超音波撮像内の前記目標位置の描画を制御するステップと

を更に有する、請求項 17 に記載の超音波検知誘導方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示の発明は、一般に、超音波誘導システム（たとえば、Sparq 超音波システム、Epiq 超音波システム、SonixGPS 超音波誘導システム、ACUSON S3

50

000 (商標) 超音波システム、flex Focus 400exp 超音波システムなど) に関する。本開示の発明は、より詳細には、超音波モーターによって作動可能な医療ツールの超音波誘導を与えることによってそのような超音波誘導システムを改善することに関する。

#### 【背景技術】

##### 【0002】

患者の体内の医療ツール(たとえば、介入及び外科ツール/計器)の作動が、多くの介入及び外科タスク、すなわち、ツール整列、穿刺、穿孔などのために必要とされる。今日、作動は、作動機構のサイズにより、開腹手術において主に使用される。このサイズは、作動モーターの寸法によって左右される。旧来の電気モーターは多くの部分(たとえば、永久磁石、コイル、整流子など)からなり、それらは、小型化の可能性を制限する。更に、これらのモーターは、治療デバイス及び医療撮像デバイスに干渉する電磁妨害を引き起こす。

10

##### 【0003】

電磁モーターの代替物は、圧電ベースの超音波モーターである。作動は、超音波モーターを構成する圧電結晶に時間変動電圧を印加し、材料の伸縮を引き起こすことによって達成される。この機械的発振は、旧来の電磁モーターを模倣する回転運動又は直線運動にコンバートされる。圧電ベースの超音波モーターの利点のうちのいくつかは、スケーラビリティ(それらは極めて小さくされ得る)、無制限直線運動(親ねじ依存でない)、ボリューム当たりの高い電力、及びEM障害がないことである。

20

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

##### 【0004】

有利であるが、圧電ベースの超音波モーターの欠点は、それらが、作動可能な構成要素(たとえば、シャフト、ディスクなど)の変位の量及び速度を測定するために追加のセンサーを必要とすることである。これは、不正確な又は開ループ位置制御につながり、これは、医療適用例に対する制限要因である。不正確さは、いくつかの主要原因に由来している。

##### 【0005】

1つの原因は、圧電ベースの超音波モーターの不正確な物理モデルである。特に、圧電ベースの超音波モーターの制御モデルは当技術分野で知られているが、それらは、非線形であり、環境(たとえば、温度、要求されるトルク/負荷)に依存し、したがって、圧電ベースの超音波モーターの以前の制御モデルは、信頼できないと判明した。

30

##### 【0006】

第2の原因は、環境との圧電ベースの超音波モーターの相互作用である。より詳細には、圧電ベースの超音波モーターは、開ループ制御システムによって検出及び補償されない(たとえば、組織からの)抵抗を受ける。

##### 【0007】

最後に、運動を生じることになる圧電結晶の発振に運動信号を変換するための時間又は慣性によって引き起こされる、システムにおける遅延がある。

40

##### 【0008】

これらの問題を緩和するためのいくつかの方法は、ホール効果センサー、抵抗性センサー、又は光エンコーダなど、変位センサーの使用を含む。これらのセンサーは、圧電ベースの超音波モーター自体の近くに、又はそれ自体の上に取り付けられなければならない、それにより、機構のサイズは増加する。また、そのようなセンサーは、環境との圧電ベースの超音波モーターによる作用を検出するのに十分な分解能を有しない。

#### 【課題を解決するための手段】

##### 【0009】

超音波誘導システムを改善するために、本開示は、組み合わせられた、医療ツールの超音波撮像と超音波モーターの音響検知とを使用することによって超音波モーターを有する

50

医療ツールを制御して、それにより医療ツールを解剖学的領域内に正確に配置するための発明を提供する。

【0010】

本開示の発明の一実施形態は、解剖学的領域に対して医療ツールを作動させるための超音波モーターを備える、医療ツールを利用する超音波検知誘導システムである。

【0011】

超音波検知誘導システムは、超音波トランスデューサと超音波検知誘導コントローラとを更に利用する。

【0012】

動作中、超音波トランスデューサは、超音波モーターが解剖学的領域に対して医療ツールを作動させるとき、超音波モーターによって放出された音響波の、超音波トランスデューサによる検知を示す音響検知データを生成し、超音波検知誘導コントローラは、超音波トランスデューサによる音響検知データの生成に応答して、超音波モーターによる医療ツールの作動を制御する。

10

【0013】

本開示の発明の第2の実施形態は、ツール作動検出器と超音波モーターアクチュエータとを利用する超音波検知誘導コントローラである。

【0014】

動作中、ツール作動検出器は、超音波モーターが解剖学的領域内で医療ツールを作動させるとき、超音波モーターによる音響波の放出の、超音波トランスデューサによる検知を示す、音響検知データの超音波トランスデューサによる生成に応答して、解剖学的領域内の超音波モーターによる医療ツールの作動を検出する。

20

【0015】

医療ツールアクチュエータは、解剖学的領域内の超音波モーターによる医療ツールの作動の、ツール作動検出器による検出に応答して、解剖学的領域内の超音波モーターによる医療ツールの作動を制御する。

【0016】

本開示の発明の第3の実施形態は、超音波検知誘導方法である。

【0017】

超音波検知誘導方法は、超音波検知誘導コントローラが、解剖学的領域内の超音波モーターによる医療ツールの作動を制御するステップに関与する。

30

【0018】

超音波検知誘導方法は、超音波モーターが解剖学的領域内で医療ツールを作動させるとき、超音波トランスデューサが、超音波モーターによる音響波の放出の、超音波トランスデューサによる検知を示す音響検知データを生成するステップに更に関与し、超音波検知誘導コントローラは、超音波トランスデューサによる音響検知データの生成に応答して、解剖学的領域内の超音波モーターによる医療ツールの作動を制御する。

【0019】

本開示の発明を説明し、主張する目的で、

(1) 「超音波検知誘導システム」という用語は、組み合わせられた、医療ツールの超音波撮像と超音波モーターの音響検知とを使用することによって超音波モーターを有する医療ツールを制御して、それにより医療ツールを解剖学的領域内に正確に配置するための本開示の発明の原理を組み込んだ、本開示の技術分野で知られており、以下で想到されるような、すべての超音波誘導システムを広く包含する。知られている超音波誘導システムの例としては、限定はしないが、S p a r q 超音波システム、E p i q 超音波システム、S o n i x G P S 超音波誘導システム、A C U S O N S 3 0 0 0 ( 商 標 ) 超音波システム、f l e x F o c u s 4 0 0 e x p 超音波システムがあり、

40

(2) 「超音波検知誘導方法」という用語は、組み合わせられた、医療ツールの超音波撮像と超音波モーターの音響検知とを使用することによって超音波モーターを有する医療ツールを制御して、それにより医療ツールを解剖学的領域内に正確に配置するための本

50

開示の発明の原理を組み込んだ、本開示の技術分野で知られており、以下で想到されるような、すべての超音波誘導方法を広く包含し、

(3) 「医療ツール」という用語は、限定はしないが、診断、治療及び外科処置を含む任意のタイプの医療処置をサポートする1つ又は複数の特定のタスクを実行するための、本開示の技術分野で知られており、以下で想到されるような、任意のタイプ及びすべてのタイプの医療ツールを広く包含し、

(4) 「作動」という用語又はその任意の時制は、並進、回転及び/又は駆動の形態の機械的運動を広く包含し、

(5) 「超音波モーター」という用語は、限定はしないが、(1つ又は複数の)圧電構成要素を備える(1つ又は複数の)構成要素の超音波振動によって電力供給される、本開示の技術分野で知られており、以下で想到されるような、すべての電子モーターを広く包含し、

(6) 「超音波トランスデューサ」という用語は、超音波を生成、放出、及び受信するために好適な、本開示の技術分野で知られており、以下で想到されるような、任意の及びすべての超音波トランスデューサを広く包含する。超音波トランスデューサの例としては、限定はしないが、経食道心エコー検査(TEE: Transesophageal echocardiography)プローブ、心内プローブ(ICE)、鼻腔内プローブ、及び血管内超音波(IVUS)プローブがあり、

(7) 「コントローラ」という用語は、本明細書で後で例示的に説明される本開示の様々な発明の原理の適用例を制御するための、本開示の超音波検知誘導システム内で利用されるか、又はそのシステムにリンクされる、格納される特定用途向けメインボード又は特定用途向け集積回路のすべての構造上の構成を広く包含する。コントローラの構造上の構成は、限定はしないが、(1つ又は複数の)プロセッサ、(1つ又は複数の)コンピュータ使用可能/コンピュータ可読記憶媒体、オペレーティングシステム、(1つ又は複数の)アプリケーションモジュール、(1つ又は複数の)周辺デバイスコントローラ、(1つ又は複数の)インターフェース、(1つ又は複数の)バス、(1つ又は複数の)スロット、及び(1つ又は複数の)ポートを含み、

(8) 「アプリケーションモジュール」という用語は、固有のアプリケーションを実行するための電子回路及び/又は実行可能プログラム(たとえば、(1つ又は複数の)非一時的コンピュータ可読媒体に記憶された実行可能ソフトウェア及び/又はファームウェア)からなるロボットコントローラの構成要素を広く包含し、

(9) 「信号」、「データ」及び「コマンド」という用語は、本明細書で後で説明される本開示の様々な発明の原理を適用することをサポートする情報及び/又は命令を通信するための、本開示の技術分野で理解され、本明細書で例示的に説明されるように、検出可能な物理量又は推進力のすべての形態(たとえば、電圧、電流、又は磁界強度)を広く包含する。本開示の構成要素間の信号/データ/コマンド通信は、限定はしないが、任意のタイプのワイヤード又はワイヤレス媒体/データリンク上の信号/データ/コマンド送信/受信、及びコンピュータ使用可能/コンピュータ可読記憶媒体にアップロードされた信号/データ/コマンドの読取りを含む、本開示の技術分野で知られており、以下で想到されるような通信方法に關与する。

#### 【0020】

本開示の発明の上記の実施形態及び他の実施形態、並びに本開示の発明の様々な特徴及び利点は、添付の図面とともに読み取られる本開示の発明の様々な実施形態の以下の詳細な説明から更に明らかになる。詳細な説明及び図面は、限定的ではなく、本開示の発明の例示にすぎず、本開示の発明の範囲は、添付の特許請求の範囲とその均等物とによって定義される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0021】

【図1】本開示の発明の原理による、超音波検知誘導システムの例示的な実施形態を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 2 A】本開示の発明の原理による、線形超音波モーターを備える医療デバイスの超音波検知の例示的な実施形態を示す図である。

【図 2 B】本開示の発明の原理による、図 2 A の線形超音波モーターを備える医療デバイスの超音波検知の例示的な制御ループを示す図である。

【図 3 A】本開示の発明の原理による、回転超音波モーターを備える医療デバイスの超音波検知の例示的な実施形態を示す図である。

【図 3 B】本開示の発明の原理による、図 3 A の回転超音波モーターを備える医療デバイスの超音波検知の例示的な制御ループを示す図である。

【図 4】当技術分野で知られている操縦可能導入器の例示的な実施形態を示す図である。

【図 5】本開示の発明の原理による、図 1 の超音波検知誘導システムの例示的な実施形態を示す図である。

10

【図 6】本開示の発明の原理による、操縦可能導入器と経食道心エコー (TEE: transesophageal echocardiogram) プローブとの例示的なレジストレーションを示す図である。

【図 7】本開示の発明の原理による、超音波検知誘導方法を表すフローチャートの例示的な実施形態を示す図である。

【図 8】本開示の発明の原理による、図 7 のレジストレーションされた操縦可能導入器と TEE プローブとの例示的な制御ループを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

20

本開示の発明の理解を容易にするために、図 1 の以下の説明は、本開示の発明の原理による、超音波検知誘導システムの基本的な発明の原理を教示する。図 1 のこの説明から、当業者は、本開示の発明の原理による、超音波検知誘導システムの多数の様々な実施形態を実践するために本開示の発明の原理をどのように適用すべきかを了解されよう。

【0023】

実際には、本開示の発明は、頭部領域、頸部領域、胸部領域、腹部領域、骨盤領域、下肢、及び上肢を含む、任意の解剖学的領域に適用可能である。

【0024】

また、実際には、本開示の発明は、限定はしないが、健康又は不健康な、組織及び骨を含む、任意のタイプの解剖学的構造に適用可能である。

30

【0025】

更に、実際には、本開示の発明は、任意のタイプの医療処置、詳細には介入及び外科処置に適用可能である。

【0026】

図 1 を参照すると、本開示の超音波検知誘導システム 20 は、医療ツール 30 と、超音波トランスデューサ 50 と、超音波検知誘導コントローラ 70 と、超音波モーターコントローラ 80 とを利用する。

【0027】

医療ツール 30 は、医療処置中に特定のタスクを実行するための任意のタイプの医療ツール (たとえば、介入ツール、外科ツール、及び治療ツール) である。医療ツール 30 は、医療ツール 30 を作動させること (たとえば、医療ツール 30 の並進運動、回転運動及び枢動運動の作動) のための任意のタイプの超音波モーター 40 を含む。実際には、時間変動モーター駆動信号 81 が、医療ツール 30 の作動を制御するために超音波モーター 40 に印加される。本開示の技術分野で知られているように、時間変動モーター駆動信号 81 が超音波モーター 40 に印加されたとき、超音波モーター 40 は音響波 41 を放出する。

40

【0028】

超音波トランスデューサ 50 は、(1つ又は複数の) 電気信号を (1つ又は複数の) 超音波にコンバートし、(1つ又は複数の) 超音波を (1つ又は複数の) 電気信号にコンバートするための任意のタイプのトランスデューサアレイ 60 を備える。実際には、本開示

50



の技術分野で知られている超音波トランスデューサ５０による解剖学的領域撮像が、解剖学的領域（図１に図示せず）を撮像するためのトランスデューサアレイ６０による超音波の放出及び受信に關与する。更に、実際には、図１に示されているように、本開示の発明の原理による超音波トランスデューサ５０による超音波モーター４０の検知は、医療ツール３０の作動中に超音波モーター４０によって放出された音響波４１のトランスデューサアレイ６０による受信と、解剖学的領域を撮像するためのトランスデューサアレイ６０によって放出及び受信される超音波の波形特性とは弁別的な音響波４１の波形特性（たとえば、周波数、振幅、パルス繰返しなど）の情報を与える音響検知データ６１のトランスデューサアレイ６０による生成とに關与する。

【００２９】

10

一実施形態では、トランスデューサアレイ６０の要素のあるサブセットは、もっぱら解剖学的領域撮像のために指定され、トランスデューサアレイ６０の要素の別のサブセットは、もっぱら超音波モーター検知のために指定される。

【００３０】

別の実施形態では、トランスデューサアレイ６０の全体が、解剖学的領域撮像と超音波モーター検知との間で交替される。

【００３１】

また別の実施形態では、トランスデューサアレイ６０の全体が、超音波モーター検知のために設計され、第２の超音波トランスデューサ又は他の撮像モダリティが、解剖学的領域撮像のために利用される。

20

【００３２】

超音波検知誘導コントローラ７０は、本開示の発明の原理による超音波モーター４０によって医療ツール３０の作動を制御する。実際には、超音波検知誘導コントローラ７０は、限定はしないが、ツール作動検出器７１、医療ツールアクチュエータ７２、運動コマンド分析器７４、制御遅延補償器７５、運動分析器７６、及び診断マネージャ７７を含む、超音波モーター４０によって医療ツール３０の作動を制御するための（１つ又は複数の）アプリケーションモジュールを実行するように構造的に構成される。

【００３３】

ツール作動検出器７１は、本明細書で更に例示的に説明されるように、トランスデューサアレイ６０に対して超音波モーター４０によって達成される医療ツール３０の作動の検出を実施する。実際には、音響検知データ６１によって示される音響波４１のピークの位置は、本開示の技術分野で知られているように、トランスデューサアレイ６０に対する超音波モーター４０の厳密な作動位置を検出するために利用される。

30

【００３４】

医療ツールアクチュエータ７２は、本明細書で更に例示的に説明されるように、ツール作動検出器７１によって検出された作動位置から目標作動位置に医療ツールを作動させるためのモーター作動コマンド７３の生成を実施する。モーター作動コマンド７３は、本開示の技術分野で知られているように、超音波モーター４０のキネマティックモデルを介して超音波モーターコントローラ８０によって処理されて、時間変動モーター駆動信号８１が生成される。

40

【００３５】

運動コマンド分析器７４は、本開示の技術分野で知られているように、医療ツールアクチュエータ７２によるモーター作動コマンド７３の発行と、超音波モーター４０によるモーター駆動信号８１の受信及び／又は実行との間の制御ループのステータスを確認するために音響波４１の波形の分析を実施し、そこで、医療ツールアクチュエータ７２は、モーター作動コマンド７３の生成中に必要に応じて制御ループを調整する。

【００３６】

制御遅延補償器７５は音響波４１のピークの持続時間の検出を実施して、それにより時間遅延を医療ツールアクチュエータ７２に通信し、そこで、医療ツールアクチュエータ７２は、モーター作動コマンド７３の生成中に、本開示の技術において知られている遅延補

50

正方式を実施する。

【0037】

運動分析器76は、モーター作動コマンド73による音響波41の予想される波形と、音響波41の実際の受信された波形との間の、詳細には、音響波41の振幅及びスペクトル成分に関する差分の分析によって超音波モーター40の作動状態の決定を実施する。音響波41の予想される波形と実際の受信された波形との間の著しい差分は、限定はしないが、超音波モーター40の過負荷又は超音波モーター40の動作の劣化を含む、超音波モーター40の作動状態を示す。そのような状態は、医療ツール30が作動させられて目標作動位置に至り、そこで医療ツール30が抵抗に遭遇するときに発生し、これは、超音波モーター40からの発せられた音響波41の変化となって現れる。そのような場合、モーター制御コマンド73は（たとえば、圧電結晶に関する境界条件により）実際のモーター変位を制御せず、その結果、音響波41からの超音波シグネチャがあるべきであったのに、超音波シグネチャが消失する。運動分析器76によるこの決定は、医療ツール30の位置決めにおける必要に応じてオペレータ制御調整を容易にするために解剖学的領域撮像上の描画を介して通信される。

10

【0038】

運動分析器76による作動状態の決定に基づいて、超音波検知誘導コントローラ70は、限定はしないが、アラーム状態をアクティブにすること、超音波検知誘導システム20の停止、及び作動状態に対処するための改善アルゴリズムを呼び出すことを含む、任意の数の改善及び/又はユーザ通知を実施する。

20

【0039】

診断マネージャ77は、音響波30の波形特性、詳細には、音響波30の振幅及び/又はスペクトル成分に基づいて、超音波モーター77の任意の問題のリモート診断を実施する。潜在的問題の一例は、超音波モーター40による音響波41の予想される放射がないことによって示される超音波モーター40の破壊された圧電要素/接続を含む。

【0040】

実際には、超音波検知誘導コントローラ70の1つの構造的実施形態は、1つ又は複数のシステムバスを介して相互接続された、プロセッサと、メモリと、ユーザインターフェースと、ネットワークインターフェースと、ストレージとを含む。

【0041】

プロセッサは、本開示の技術分野で知られているか、又は以下で想到されるように、メモリ又はストレージに記憶された命令を実行すること、或いは場合によってはデータを処理することが可能な任意のハードウェアデバイスである。非限定的な例では、プロセッサは、マイクロプロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、特定用途向け集積回路（ASIC）、又は他の同様のデバイスを含む。

30

【0042】

メモリは、本開示の技術分野で知られているか、又は以下で想到されるように、限定はしないが、L1、L2、又はL3キャッシュ、或いはシステムメモリを含む、様々なメモリを含む。非限定的な例では、メモリは、スタティックランダムアクセスメモリ（SRAM）、ダイナミックRAM（DRAM）、フラッシュメモリ、読取り専用メモリ（ROM）、又は他の同様のメモリデバイスを含む。

40

【0043】

ユーザインターフェースは、本開示の技術分野で知られているか、又は以下で想到されるように、管理者などのユーザとの通信を可能にするための1つ又は複数のデバイスを含む。非限定的な例では、ユーザインターフェースは、ユーザコマンドを受信するためのディスプレイ、マウス、及びキーボードを含む。いくつかの実施形態では、ユーザインターフェースは、ネットワークインターフェースを介してリモート端末に提示される、コマンドラインインターフェース又はグラフィカルユーザインターフェースを含む。

【0044】

ネットワークインターフェースは、本開示の技術分野で知られているか、又は以下で想

50

到されるように、他のハードウェアデバイスとの通信を可能にするための１つ又は複数のデバイスを含む。非限定的な例では、ネットワークインターフェースは、イーサネット（登録商標）プロトコルに従って通信するように構成されたネットワークインターフェースカード（NIC）を含む。更に、ネットワークインターフェースは、TCP/IPプロトコルによる通信のためのTCP/IPスタックを実装する。ネットワークインターフェースのための様々な代替の又は更なるハードウェア又は構成が明らかであろう。

【００４５】

ストレージは、本開示の技術分野で知られているか、又は以下で想到されるように、限定はしないが、読取り専用メモリ（ROM）、ランダムアクセスメモリ（RAM）、磁気ディスクストレージ媒体、光記憶媒体、フラッシュメモリデバイス、又は同様の記憶媒体を含む、１つ又は複数の機械可読記憶媒体を含む。様々な非限定的な実施形態では、ストレージは、プロセッサが実行するための命令、又はプロセッサがそれに対して動作するデータを記憶する。たとえば、ストレージは、ハードウェアの様々な基本動作を制御するためのベースオペレーティングシステムを記憶する。ストレージは、実行可能ソフトウェア／ファームウェアの形態の１つ又は複数のアプリケーションモジュール７１～７７を更に記憶する。

10

【００４６】

また、実際には、コントローラ７０及び８０は、分離されるか、或いは部分的に又は完全に組み込まれる。

【００４７】

20

本開示の発明の更なる理解を容易にするために、図２Ａ～図３Ｂの以下の説明は、本開示の発明の原理による、超音波検知誘導方法の基本的な発明の原理を教示する。図２Ａ～図３Ｂのこの説明から、当業者は、本開示の発明の原理による、超音波検知誘導方法の多数の様々な実施形態を実践するために本開示の発明の原理をどのように適用すべきかを了解されよう。

【００４８】

概して、実際には、本開示の超音波検知誘導方法は、以下に基づく。

１． 解剖学的領域内の又はそれに隣接する医療ツール３０を示す画像（たとえば、超音波トランスデューサ５０（図１）によって生成された超音波画像）内の医療ツール３０の初期の検出された作動位置に基づく、解剖学的領域内の又はそれに隣接する目標作動位置に向かう、超音波検知誘導コントローラ７０（図１）による医療ツール３０（図１）の初期作動、

30

２． 超音波モーター４０（図１）によって放出された音響波４１（図１）の超音波トランスデューサ５０による検知、及び

３． 音響波４１（図１）の超音波トランスデューサ５０による検知に基づく、解剖学的領域内の又はそれに隣接する目標作動位置に向かう、超音波検知誘導コントローラ７０（図１）による医療ツール３０の更なる作動。

【００４９】

１つの線形超音波実施形態では、図２Ａ及び図２Ｂは、解剖学的領域１０内の医療ツール３０（図１）を表すシャフト３１を線形的に並進させるための線形超音波モーター４０aに關与する本開示の超音波検知誘導方法の制御ループを示す。

40

【００５０】

図２Ａ及び図２Ｂを参照すると、制御ループは、超音波トランスデューサ５０aが、解剖学的領域１０内の双方向波によって象徴される超音波の放出及び受信によって超音波画像データ６２aを生成することを含み、そこで、解剖学的領域１０内のシャフト３１の位置決めを示す超音波画像７８aは、解剖学的領域１０内のシャフト３１の遠位端の目標作動位置９０を描画し、解剖学的領域１０内のシャフト３１の遠位端の現在の作動位置９１を検出するために利用される。

【００５１】

図２Ｂに示されているように、制御ループは、本開示の超音波検知誘導コントローラの

50

医療ツールアクチュエータ 7 2 a が、以下の式 [ 1 ] に従って、目標作動位置 9 0 の中心  $c_v$  と検出された作動位置 9 1 の中心  $c_d$  との間のドット差分として位置距離誤差信号  $e_d$  を確認することを更に含む。

$$e_d = ||c_p - c_d|| \quad [1]$$

【 0 0 5 2 】

医療ツールアクチュエータ 7 2 a は、以下の式 [ 2 ] に従って、角度誤差を示す 2 つの平面の法線のドット積として整列誤差信号  $e_a$  を更に確認する。

【 数 1 】

$$e_a = \vec{n}_v \cdot \vec{n}_d \quad [2]$$

10

【 0 0 5 3 】

医療ツールアクチュエータ 7 2 a は、以下の式 [ 3 ] に従って、目標作動位置 9 0 の中心  $c_v$  と、検出された作動位置 9 1 に最も近い解剖学的領域 1 0 内の解剖学的構造のスロットロケーション  $c_s$  との間のドット差分として安全誤差信号  $e_s$  ( 図示せず ) を更に確認する。

$$e_s = ||c_s - c_d|| \quad [3]$$

【 0 0 5 4 】

( 適用可能な場合 ) 位置距離誤差信号と整列誤差信号とから、医療ツールアクチュエータ 7 2 a は、( 適用可能な場合 ) 安全誤差信号のコンテキスト内で ( 1 つ又は複数の ) 誤差信号を 0 に駆動するための運動作動コマンド 7 3 a を生成する。医療ツールアクチュエータ 7 2 a は運動作動コマンド 7 3 a を通信し、そこで、超音波モーターコントローラ 8 0 a は、超音波モーター 4 0 a のための線形駆動信号 8 1 a を確認するために、( 1 つ又は複数の ) 適用可能な誤差信号をシャフト 3 1 の逆キネマティクス算出への入力として処理して、それにより目標位置 9 0 へのシャフト 3 1 の必要な並進を作動させる。

20

【 0 0 5 5 】

超音波モーター 4 0 a が目標位置 9 0 にシャフト 3 1 を並進させるとき、超音波トランスデューサ 5 0 a は、超音波モーター 4 0 a によって放出された音響波の検知の情報を与える音響検知データ 6 1 a を生成し、そこで、超音波検知誘導コントローラの運動作動検出器 7 1 a は、図 2 A に示されているように音響波の波形 9 2 の音響波画像 7 9 a を生成する。音響波の波形 9 2 のピークを検出することによって、モーター作動検出器 7 1 a は、シャフト 3 1 の遠位端の検出された作動位置 9 1 を確認し、そこで、医療ツールアクチュエータ 7 2 a は、シャフト 3 1 の遠位端が目標作動位置 9 0 に達するまで、( 1 つ又は複数の ) 誤差信号を継続的に生成する。

30

【 0 0 5 6 】

実際には、検出された作動位置 9 1 は、超音波画像 7 8 a と音響波画像 7 9 a の両方に基づいて検出され、そこで、それらの画像のうちの一方は、検出された作動位置 9 1 の 1 次ソースとして働き、他方の画像は、検出された作動位置 9 1 を確認するために働く。

【 0 0 5 7 】

また、実際には、アプリケーションモジュール 7 4 ~ 7 7 ( 図 1 ) 又はそれらの均等物は、制御ループのサポートとして組み込まれる。

40

【 0 0 5 8 】

1 つの回転超音波実施形態では、図 3 A 及び図 3 B は、解剖学的領域 1 0 内の医療ツール 3 0 ( 図 1 ) を表すディスク 3 2 の回転作動のための回転超音波モーター 4 0 b 及び 4 0 c のペアに関する本開示の超音波検知誘導方法の制御ループを示す。

【 0 0 5 9 】

図 3 A 及び図 3 B を参照すると、制御ループは、超音波トランスデューサ 5 0 a が、解剖学的領域 1 0 内の双方向波によって象徴される超音波の放出及び受信によって超音波画像データ 6 3 B を生成することを含み、そこで、解剖学的領域 1 0 内のディスク 3 2 の位置決めを示す超音波画像 7 8 b は、解剖学的領域 1 0 内のディスク 3 2 の基準点の目標作

50

動位置 9 4 を描画し、解剖学的領域 1 0 内のディスク 3 2 の基準点の現在の作動位置 9 3 を検出するために利用される。

【 0 0 6 0 】

図 3 B に示されているように、制御ループは、本開示の超音波検知誘導コントローラの医療ツールアクチュエータ 7 2 b が、以下の式 [ 4 ] に従って、基準作動位置に対する目標作動位置 9 4 の角度方位  $a_s$  と基準作動位置に対する検出された作動位置 9 3 の角度方位  $a_d$  との間のドット差分として角度方位誤差信号  $e_a$  を確認することを更に含む。

$$e_{a_o} = || a_s - a_d || \quad [ 4 ]$$

【 0 0 6 1 】

角度方位誤差信号から、医療ツールアクチュエータ 7 2 b は、誤差信号を 0 に駆動するための運動作動コマンド 7 2 b を生成する。医療ツールアクチュエータ 7 2 b は運動作動コマンド 7 2 b を通信し、そこで、超音波モーターコントローラ 8 0 b は、超音波モーター 4 0 b 及び超音波モーター 4 0 c のためのそれぞれの回転駆動信号 8 1 b 及び 8 1 c を確認するために、適用可能な誤差信号をディスク 3 2 の逆キネマティクス算出への入力として処理して、それにより目標位置 9 3 へのディスク 3 2 の必要な回転を作動させる。

【 0 0 6 2 】

超音波モーター 4 0 b と超音波モーター 4 0 c とが目標位置 9 3 にディスク 3 2 を回転させるとき、超音波トランスデューサ 5 0 a は、超音波モーター 4 0 b によって放出された音響波の検知の情報を与える音響検知データ 6 1 a と音響検知データ 6 1 b とを生成し、そこで、本開示の超音波検知誘導コントローラの運動作動検出器 7 1 a は、図 3 A に示されているように超音波モーター 4 0 b によって放出された音響波の波形 9 5 と超音波モーター 4 0 c によって放出された音響波の波形 9 b との音響波画像 7 9 b a を生成する。音響波の波形 9 5 と波形 9 6 とのピークを検出することによって、モーター作動検出器 7 1 b は、ディスク 3 2 の基準点の検出された作動位置 9 e を確認し、そこで、医療ツールアクチュエータ 7 2 b は、ディスク 3 2 の基準点が目標作動位置 9 4 に達するまで、( 1 つ又は複数の ) 誤差信号を継続的に生成する。

【 0 0 6 3 】

実際には、検出された作動位置 9 3 は、超音波画像 7 8 b と音響波画像 7 9 a の両方に基づいて検出され、そこで、それらの画像のうちの一方は、検出された作動位置 9 3 の 1 次ソースとして働き、他方の画像は、検出された作動位置 9 3 を確認するために働く。

【 0 0 6 4 】

また、実際には、アプリケーションモジュール 7 4 ~ 7 7 ( 図 1 ) 又はそれらの均等物は、制御ループのサポートとして組み込まれる。

【 0 0 6 5 】

本開示の様々な発明の更なる理解を容易にするために、図 5 の以下の説明は、図 4 に示されている操縦可能導入器 1 4 0 のコンテキストにおける本開示の発明の原理を教示する。この説明から、当業者は、本開示の超音波検知誘導システムの追加の実施形態を製作及び使用するために本開示の発明の原理をどのように適用すべきかを了解されよう。

【 0 0 6 6 】

図 4 を参照すると、操縦可能導入器 1 4 0 は、シャフト 1 4 1 とエンドエフェクタ 1 4 8 とを利用する。

【 0 0 6 7 】

線形超音波モーター 1 4 3 a 及びモーターコントローラ 1 4 4 a がシャフト 1 4 1 内に格納され、モーター 1 4 3 a は、回転継手 1 4 6 a を介してシャフト 1 4 1 に強く結合される。ロッド 1 4 5 a が、シャフト 1 4 1 から延在し、回転継手 1 4 7 a を介してエンドエフェクタ 1 4 8 に回転可能に結合される。

【 0 0 6 8 】

同様に、線形超音波モーター 1 4 3 b 及びモーターコントローラ 1 4 4 b がシャフト 1 4 1 内に格納され、モーター 1 4 3 b は、回転継手 1 4 6 b を介してシャフト 1 4 1 に強く結合される。ロッド 1 4 5 b が、シャフト 1 4 1 から延在し、回転継手 1 4 7 b を介し

10

20

30

40

50

てエンドエフェクタ 1 4 8 に回転可能に結合される。

【 0 0 6 9 】

本開示の当業者は、ロッド 1 4 5 a 及び 1 4 5 b が、順方向又は逆方向においてそれぞれのモーター 1 4 3 a 及び 4 3 b によって一緒に線形的に作動させられて、それによりシャフト 1 4 1 に対してエンドエフェクタ 1 4 8 を並進させることを了解されよう。

【 0 0 7 0 】

本開示の当業者は、順方向又は逆方向におけるロッド 1 4 5 a の排他的線形作動は、シャフト 1 4 1 に対してエンドエフェクタ 1 4 8 を枢動させることを更に了解されよう。同様に、順方向又は逆方向におけるロッド 1 4 5 b の排他的線形作動は、シャフト 1 4 1 に対してエンドエフェクタ 1 4 8 を逆枢動させる。更に、異なる速度における、順方向又は逆方向におけるロッド 1 4 5 a 及びロッド 1 4 5 b の線形作動は、シャフト 1 4 1 に対してエンドエフェクタ 1 4 8 を枢動させることになる。

【 0 0 7 1 】

本開示の当業者は、逆方向におけるロッド 1 4 5 a の線形作動と、順方向におけるロッド 1 4 5 b の線形作動とは、シャフト 1 4 1 に対して反時計方向においてエンドエフェクタ 1 4 8 を回転させることを更に了解されよう。逆に、順方向におけるロッド 1 4 5 a の線形作動と、逆方向におけるロッド 1 4 5 b の線形作動とは、シャフト 1 4 1 に対して時計回りにエンドエフェクタ 1 4 8 を回転させる。

【 0 0 7 2 】

図 5 を参照すると、本開示の超音波検知誘導システムは、任意のタイプの低侵襲処置中に手術台 O T 上にうつ伏せに横たわっている患者 P の解剖学的対象物内に介入ツールを配備するための、操縦可能導入器 1 4 0 と、超音波モーターコントローラ 1 8 0 と、透視撮像器 1 0 0 (たとえば、図示のようなモバイル c アーム) 及び / 又は超音波トランスデューサ 1 5 0 と、超音波検知誘導ワークステーション 1 1 0 と、制御ネットワーク 1 1 0 とを利用する。

【 0 0 7 3 】

当技術分野で知られているように、透視撮像器 1 0 0 は、概して、X 線生成器 1 0 1 と、画像増強器 1 0 2 と、透視撮像器 1 0 0 を回転させるためのカラー 1 0 3 とを備える。当技術分野で知られているような動作中に、X 線コントローラ 1 0 4 は、患者 P の解剖学的対象物 (たとえば、低侵襲大動脈弁置換術中の患者 P の心臓) の透視画像を示す撮像データ 1 0 5 の、透視撮像器 1 0 0 による生成を制御する。

【 0 0 7 4 】

実際には、X 線コントローラ 1 0 4 は、X 線撮像ワークステーション (図示せず) 内に設置されるか、又は代替的に超音波検知誘導ワークステーション 1 1 0 内に設置される。

【 0 0 7 5 】

超音波トランスデューサ 1 5 0 は、特定の低侵襲処置に好適な任意のタイプのトランスデューサ (たとえば、図示のような低侵襲大動脈弁置換術のための経食道心エコー検査 (T E E) トランスデューサ) である。当技術分野で知られているような動作中に、超音波コントローラ 1 5 1 は、患者 P の解剖学的対象物 (たとえば、低侵襲大動脈弁置換術中の患者 P の心臓) の超音波画像を示す撮像データ 1 5 2 の、超音波トランスデューサ 1 5 0 による生成を制御する。

【 0 0 7 6 】

実際には、超音波コントローラ 1 5 1 は、超音波撮像ワークステーション (図示せず) 内に設置されるか、又は代替的に超音波検知誘導ワークステーション 1 1 0 内に設置される。

【 0 0 7 7 】

ワークステーション 1 1 0 は、モニタ 1 1 1 と、キーボード 1 1 2 と、コンピュータ 1 1 2 とを利用するスタンドアロンコンピューティングシステムの知られている構成においてアセンブルされる。

【 0 0 7 8 】

10

20

30

40

50

制御ネットワーク 110 は、コンピュータ 112 上に設置され、画像プランニングモジュール 122 と画像操縦モジュール 123 とを備えるアプリケーションモジュール 121 を利用する。制御ネットワーク 110 は超音波検知誘導コントローラ 124 を更に備える。

#### 【0079】

超音波検知誘導コントローラ 124 は、概して、モニタ 111 上での画像の図示のために、当技術分野で知られているように画像データを処理する。たとえば、超音波検知誘導コントローラ 124 は、モニタ 111 上での X 線画像の図示のために X 線画像データ 105 を処理し、及び / 又はモニタ 111 上での超音波画像の図示のために超音波画像データ 152 を処理する。

10

#### 【0080】

低侵襲処置のサポートとして、超音波検知誘導コントローラ 124 は、たとえば、図 6 に示されているように、患者 P の心臓の大動脈弁 AV など、患者 P の解剖学的対象物の構造に対する介入ツールの同軸整列及び / 又は同一平面内整列のユーザ描画を容易にするために、画像プランニングモジュール 122 を実行するか、又はそれにアクセスする。この目的で、超音波検知誘導コントローラ 124 は、モニタ 111 上での解剖学的対象物の構造の X 線画像及び / 又は超音波画像の図示を制御するか、或いは、同時に又は代替的に、モニタ 111 上での対象物の構造のレジストレーションされた術前画像（たとえば、コンピュータ断層撮影画像又は磁気共鳴画像）の図示を制御する。ワークステーション 110 のオペレータは、（1つ又は複数の）画像内に、表示された（1つ又は複数の）画像内の患者 P の解剖学的対象物の構造に対する介入ツールの同軸整列及び / 又は同一平面内整列を達成するために、操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの目標作動位置を描画する。

20

#### 【0081】

たとえば、ワークステーション 110 のオペレータは、（1つ又は複数の）画像内に、図 6 に示されているように、疾患のある大動脈弁 AV の弁輪軸と弁輪平面との交点に基づいて操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの目標作動位置を描画する。

#### 【0082】

低侵襲処置中に、超音波検知誘導コントローラ 124 は、（1つ又は複数の）表示された画像内の操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタを識別するために、画像操縦モジュール 123 を実行するか又はそれにアクセスし、そこで、超音波検知誘導コントローラ 124 は、患者 P の解剖学的対象物の構造に対する介入ツールの同軸整列及び / 又は同一平面内整列を達成するために、目標作動位置に達するのに必要な操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの任意の必要な並進、枢動及び / 又は回転を確認する。

30

#### 【0083】

たとえば、超音波検知誘導コントローラ 124 は、（1つ又は複数の）画像内で、図 6 に示されているように、疾患のある大動脈弁 AV の描画された弁輪軸と弁輪平面とに対する操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタを識別し、そこで、超音波検知誘導コントローラ 124 は、疾患のある大動脈弁 AV の弁輪軸との同軸整列と弁輪平面の同一平面内整列とを達成するために、目標作動位置に達するのに必要な操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの任意の必要な並進、枢動及び / 又は回転を確認する。

40

#### 【0084】

実際には、画像操縦モジュール 123 は、操縦可能導入器 140 のキネマティクスを実施するように構築される。操縦可能導入器 140 の当技術分野で知られているキネマティックモデルを実施することによって、超音波検知誘導コントローラ 124 による画像操縦モジュール 123 の実行は、本明細書で更に説明されるように、超音波検知誘導コントローラ 124 が、目標作動位置に達するために操縦可能導入器 140 の（1つ又は複数の）線形アクチュエータについての（1つ又は複数の）直線運動パラメータを確認することを可能にする。超音波検知誘導コントローラ 124 は、（1つ又は複数の）線形アクチュエータについての所望の（1つ又は複数の）直線運動パラメータの情報を与える運動作動コ

50

マンド 136 を生成し、患者 P の解剖学的対象物の構造に対する介入ツールの同軸整列及び / 又は同一平面内整列を達成するために、目標作動位置に達するために操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの (1 つ又は複数の) 線形アクチュエータによる並進、枢動及び / 又は回転を作動させるための運動作動コマンド 136 を超音波モーターコントローラ 180 に通信する。運動作動コマンド 136 の生成は、本明細書で前に説明されたように、操縦可能導入器 140 によって放出された音響波の超音波検知誘導コントローラ 124 による検知に関与する。音響波の検知は、目標作動位置に対する操縦可能導入器 140 の正確な位置決めを容易にする。

【0085】

たとえば、超音波検知誘導コントローラ 124 は、図 6 に示されているように、疾患のある大動脈弁 A V の弁輪軸との同軸整列と弁輪平面の同一平面内整列とを達成するために、目標作動位置に達するのに必要な操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの (1 つ又は複数の) 線形アクチュエータによる並進、枢動及び / 又は回転を作動させるための運動作動コマンド 136 を生成する。運動作動コマンド 136 の生成は、操縦可能導入器 140 によって放出された音響波の超音波検知誘導コントローラ 124 による検知に関し、その検知は、図 6 に示されているように、疾患のある大動脈弁 A V の弁輪軸との同軸整列と弁輪平面の同一平面内整列とを達成するために、目標作動位置に対する操縦可能導入器 140 の正確な位置決めを容易にする。

【0086】

実際には、超音波モーターコントローラ 180 は、スタンドアロンコントローラであるか、又は超音波検知誘導ワークステーション 110 内に設置される。

【0087】

本開示の様々な発明の更なる理解を容易にするために、図 7 の以下の説明は、低侵襲大動脈弁置換術のコンテキストにおける本開示の超音波検知誘導方法に関連する基本的な発明の原理を教示する。この説明から、当業者は、本開示の操縦可能導入器に好適な任意のタイプの低侵襲処置のための本開示の超音波検知誘導方法の追加の実施形態を製作及び使用するために本開示の発明の原理をどのように適用すべきかを了解されよう。

【0088】

図 7 を参照すると、フローチャート 200 の段階 S202 は、患者の胸腔を囲む透視撮像器 100 (図 5) を介した、又は患者の食道中に配置された TEE プロブ 150 (図 5) を介した、外科画像に示されているような患者の心臓中への操縦可能導入器 140 (図 5) のユーザ配置を包含する。

【0089】

段階 S202 の経心尖アプローチは、胸部の下側部分における小切開と、鼓動している心臓の左心室における小穿刺とに関与する。心臓中への操縦可能導入器 140 の配置は、透視撮像器 100 又は TEE プロブ 150 を介した外科画像に示されているような左室内の任意の場所に操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタを位置決めする。

【0090】

たとえば、シナリオ 210 a は、心臓の大動脈弁 A V との、操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの例示的な同軸整列及び同一平面内整列不良である。

【0091】

更なる例によって、シナリオ 211 a は、心臓の大動脈弁 A V との、操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの例示的な同軸整列不良及び同一平面内整列不良である。

【0092】

段階 S202 の経大動脈アプローチは、患者の胸部の上側部分における小切開と、患者の鼓動している心臓の大動脈における小穿刺とに関与する。心臓中への操縦可能導入器 140 の配置は、TEE プロブ 150 又は代替的に透視撮像器 100 を介した外科画像に示されているような大動脈内の任意の場所に操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタを位置 (すなわち、ロケーション及び配向) 決めする。

【0093】

10

20

30

40

50



当業者は、シナリオ 2 1 0 a 及び 2 1 1 a に類似する経大動脈アプローチの例示的な経心尖シナリオを理解されよう。

【 0 0 9 4 】

フローチャート 2 0 0 の段階 S 2 0 4 は、超音波検知誘導コントローラ 1 2 4 ( 図 5 ) が、適用可能な撮像モダリティ、透視撮像器 1 0 0 又は T E E プローブ 1 5 0 に対する操縦可能導入器 1 4 0 のレジストレーションを容易にすることを包含する。

【 0 0 9 5 】

実際には、レジストレーションは、操縦可能導入器 1 4 0 の作動座標系と適用可能な撮像モダリティの画像座標系との間の変換行列を生成するための当技術分野における知られている技法によって実行される。

10

【 0 0 9 6 】

操縦可能導入器 1 4 0 の作動座標系は、詳細には、エンドエフェクタの規定点のロケーション (たとえば、中心点) と、エンドエフェクタの規定点のロケーションの周りのエンドエフェクタの配向とに関して、作動座標系内の操縦可能導入器 1 4 0 のエンドエフェクタの位置を追跡するための基準点を定義する。

【 0 0 9 7 】

適用可能な撮像モダリティの画像座標系は、解剖学的構造の位置と、解剖学的対象物のライブ画像内の操縦可能導入器 1 4 0 の位置とを識別するための基準点を定義する。

【 0 0 9 8 】

また、実際には、操縦可能導入器 1 4 0 の作動座標系は、操縦可能導入器 1 4 0 のシャフトが心筋中に固定されることに鑑みて静的であると仮定される。それと比較して、画像座標系は、適用可能な撮像モダリティの固定された位置決めに鑑みて静的であり、そこで、初期レジストレーションは、フローチャート 2 0 0 の実行にわたって維持される。逆に、画像座標系は、適用可能な撮像モダリティの変化する位置決めに鑑みて動的であり、そこで、初期レジストレーションは、フローチャート 2 0 0 の実行にわたって必要に応じて更新される。

20

【 0 0 9 9 】

フローチャート 2 0 0 の段階 S 2 0 4 は、超音波検知誘導コントローラ 1 2 4 が、解剖学的対象物のライブ画像内の操縦可能導入器 1 4 0 のエンドエフェクタの目標位置の外科医描画又は画像描画を容易にすることを更に包含する。

30

【 0 1 0 0 】

一実施形態では、外科医は、解剖学的物体のライブ画像内に操縦可能導入器 1 4 0 のエンドエフェクタの所望の目標位置の輪郭を描く。

【 0 1 0 1 】

第 2 の実施形態では、超音波検知誘導コントローラ 1 2 4 は、当技術分野で知られているように解剖学的対象物のライブ画像内で目標にされる構造の自動セグメント化を実施し、セグメント化された構造に対する操縦可能導入器 1 4 0 のエンドエフェクタの所望の目標位置を決定する。

【 0 1 0 2 】

実際には、描画される目標位置は、中心と、平面に対して垂直な単位ベクトルとによって定義される平面として説明される。

40

【 0 1 0 3 】

フローチャート 2 0 0 の段階 S 2 0 6 は、心臓のライブ画像 (たとえば、X 線又は超音波) に示されている心臓の大動脈弁 A V との、操縦可能導入器 1 4 0 のエンドエフェクタの同軸整列及び / 又は同一平面内整列を達成するために、そのエンドエフェクタを描画された目標位置に操縦するための、超音波検知誘導コントローラ 1 2 4 による操縦可能導入器 1 4 0 の作動を包含する。

【 0 1 0 4 】

たとえば、シナリオ 2 1 0 b は、エンドエフェクタの例示的な並進運動であり、それにより、心臓の大動脈弁 A V との操縦可能導入器 1 4 0 のエンドエフェクタの同軸整列及び

50

同一平面内整列を達成する。

【0105】

更なる例によって、シナリオ211bは、エンドエフェクタの例示的な並進運動及び縦揺れ運動であり、それにより、心臓の大動脈弁AVとの操縦可能導入器140のエンドエフェクタの同軸整列及び同一平面内整列を達成する。

【0106】

当業者は、経心尖シナリオ210b~152bに類似する経大動脈アプローチの例示的なシナリオを理解されよう。

【0107】

フローチャート200の段階S208は、人工弁を支持するバルーンカテーテルを、操縦可能導入器140及びそのエンドエフェクタに通し、人工弁を支持するバルーンカテーテルの位置決めを誘導することによる、人工弁の配備を包含する。代替的に、バルーンカテーテルは、段階S202及びS204中に操縦可能導入器140のエンドエフェクタに固定的に又は分離可能に接合し、そこで、ライブ画像を介して、超音波検知誘導コントローラ124は、段階S202の操縦可能導入器140の配置中に、及び段階S206中のエンドエフェクタの位置決め中にバルーンカテーテルを識別し、対処する。

10

【0108】

フローチャート200は、人工弁を配備すると終了する。

【0109】

図8は、段階S206(図7)中に実行される制御ループを示す。図8を参照すると、制御ループは、TEEプローブ150が、解剖学的領域10内の双方向波によって象徴される超音波の放出及び受信によって超音波画像データ62cを生成することを含み、そこで、解剖学的領域10内の操縦可能導入器140のエンドエフェクタの位置決めを示す超音波画像は、鼓動している心臓の左心室LV内の操縦可能導入器140のエンドエフェクタの目標作動位置90aを描画し、鼓動している心臓の左心室LV内の操縦可能導入器140のエンドエフェクタの現在の作動位置91aを検出するために利用される。

20

【0110】

図8に示されているように、制御ループは、本開示の超音波検知誘導コントローラの医療ツールアクチュエータ72cが、前に説明された式[1]に従って、目標作動位置90aの中心 $c_v$ と検出された作動位置91aの中心 $c_d$ との間のドット差分として位置距離誤差信号 $e_d$ を確認することを更に含む。

30

【0111】

医療ツールアクチュエータ72cは、前に説明された式[2]に従って、角度誤差を示す2つの平面の法線のドット積として整列誤差信号 $e_a$ を更に確認する。

【0112】

医療ツールアクチュエータ72cは、前に説明された式[3]に従って、目標作動位置90aの中心 $c_v$ と、検出された作動位置91aに最も近い解剖学的領域10内の解剖学的構造のスポットロケーション $c_s$ との間のドット差分として安全誤差信号 $e_s$ (図示せず)を更に確認する。

40

【0113】

(適用可能な場合)位置距離誤差信号と整列誤差信号とから、医療ツールアクチュエータ72cは、誤差信号を最小限に抑える(たとえば、(適用可能な場合)安全誤差信号のコンテキスト内で(1つ又は複数の)誤差信号を0に駆動する)ための運動作動コマンド73cを生成する。医療ツールアクチュエータ72cは運動作動コマンド73cを通信し、そこで、超音波モーターコントローラ80cは、操縦可能導入器140の超音波モーターのための線形駆動信号81dを確認するために、(1つ又は複数の)適用可能な誤差信号を操縦可能導入器140のエンドエフェクタの逆キネマティクス算出への入力として処理して、それにより、目標位置90aへの操縦可能導入器140のエンドエフェクタの必要な並進を作動させる。

【0114】

50

操縦可能導入器 140 の超音波モーターが目標位置 90 a に操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタを並進させるとき、超音波トランスデューサ 50 a は、操縦可能導入器 140 の超音波モーターによって放出された音響波の検知の情報を与える音響検知データ 61 a を生成し、そこで、超音波検知誘導コントローラの運動作動検出器 71 c は、音響波の波形の音響波画像を生成する。音響波の波形のピークを検出することによって、モーター作動検出器 71 c は、操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタの検出された作動位置 91 b を確認し、そこで、医療ツールアクチュエータ 72 c は、操縦可能導入器 140 のエンドエフェクタが目標作動位置 90 a に達するまで、(1 つ又は複数の) 誤差信号を継続的に生成する。

【0115】

実際には、検出された作動位置 91 b は、鼓動している心臓の左心室 L V の超音波画像と音響波画像の両方に基づいて検出され、そこで、画像のうちの一方は、検出された作動位置 91 b の 1 次ソースとして働き、他方の画像は、検出された作動位置を確認するために働く。

【0116】

また、実際には、アプリケーションモジュール 74 ~ 77 (図 1) 又はそれらの均等物は、制御ループのサポートとして組み込まれる。

【0117】

図 1 ~ 図 8 を参照すると、当業者は、限定はしないが、医療ツールの正確な位置決めのための検出可能な音響波を生成するために超音波モーターの新規及び独自の利用による医療ツールの正確な位置決めのための、組み合わせられた超音波撮像及び検知を使用する医療ツールの制御を与えることにおける、本開示の発明による超音波誘導システム及び方法の改善を含む、本開示の多数の利益を了解されよう。

【0118】

更に、本明細書で提供される教示に鑑みて当業者が了解するように、本開示 / 明細書で説明される、及び / 又は図に描写される特徴、要素、構成要素などは、電子的構成要素 / 回路、ハードウェア、実行可能ソフトウェア及び実行可能ファームウェアの様々な組合せで実施され、単一の要素又は複数の要素において組み合わせられる機能を与える。たとえば、図に示され / 例示され / 描写される様々な特徴、要素、構成要素などの機能は、専用ハードウェア、並びに適切なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することが可能なハードウェアの使用によって与えられ得る。プロセッサによって与えられるときに、機能は、単一の専用プロセッサによって、単一の共有プロセッサによって、又はそのうちのいくつかは共有及び / 又は多重化され得る複数の個々のプロセッサによって与えられ得る。その上、「プロセッサ」という用語の明示的使用は、ソフトウェアを実行することが可能なハードウェアを排他的に指すものと解釈されるべきでなく、限定はしないが、デジタル信号プロセッサ(「DSP」)ハードウェア、メモリ(たとえば、ソフトウェアを記憶するための読取り専用メモリ(「ROM」)、ランダムアクセスメモリ(「RAM」)、不揮発性記憶装置など)、並びにプロセスを実行及び / 又は制御することが可能(及び / 又はそのように構成可能)である(ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、回路、それらの組合せなどを含む)ほぼすべての手段及び / 又は機械を暗黙的に含むことができる。

【0119】

その上、本発明の原理、態様及び実施形態、並びにその特定の例を具陳する本明細書のすべての記述は、その構造的均等物と機能的均等物の両方を包含するものとする。更に、そのような均等物は、現在知られている均等物、並びに将来において開発される均等物(たとえば、構造にかかわらず、同じ又は実質的に同様の機能を実行することができる、開発される任意の要素)の両方を含むものとする。したがって、たとえば、本明細書で提供される教示に鑑みて、本明細書で提示されるブロック図が、本発明の原理を具現する例示的なシステム構成要素及び / 又は回路の概念ビューを表すことができることは、当業者によって了解されよう。同様に、当業者は、本明細書で提供される教示に鑑みて、フロー

10

20

30

40

50

チャート、流れ図などが、コンピュータ可読記憶媒体で実質的に表され、コンピュータ、プロセッサ又は処理能力をもつ他のデバイスによって、そのようなコンピュータ又はプロセッサが明示的に示されているか否かにかかわらず、そのように実行され得る様々なプロセスを表すことができることを了解されたい。

【0120】

更に、本開示の例示的な実施形態は、たとえば、コンピュータ又は任意の命令実行システムによって、又はそれとともに使用するためのプログラムコード及び／又は命令を与える、コンピュータ使用可能及び／又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品又はアプリケーションモジュールの形態をとることができる。本開示によれば、コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体は、たとえば、命令実行システム、装置又はデバイスによって、又はそれとともに使用するためのプログラムを含むか、記憶するか、通信するか、伝搬するか又はトランスポートすることができる任意の装置であり得る。そのような例示的な媒体は、たとえば、電子、磁気、光、電磁、赤外又は半導体システム（又は装置又はデバイス）或いは伝搬媒体であり得る。コンピュータ可読媒体の例としては、たとえば、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読取り専用メモリ（ROM）、フラッシュ（ドライブ）、剛性磁気ディスク、及び光ディスクがある。光ディスクの現在の例としては、コンパクトディスク読取り専用メモリ（CD-ROM）、コンパクトディスク読取り／書込み（CD-R/W）及びDVDがある。更に、今後開発される任意の新しいコンピュータ可読媒体も、本開示の例示的な実施形態及び開示に従って使用又は言及されるようなコンピュータ可読媒体と見なされることを理解されたい。

【0121】

新規で発明的な超音波検知誘導システム及び方法の好ましく、例示的な（例示的なものであり、限定するものでない）実施形態について説明したが、修正及び変形が、図を含む、本明細書で提供される教示に照らして当業者によって行われ得ることに留意されたい。したがって、本明細書で開示される実施形態の範囲内にある、本開示の好ましく、例示的な実施形態において／それらに対して変更が行われ得ることを理解されたい。

【0122】

その上、デバイスを組み込む及び／又は実装する、或いは本開示によるデバイス中で使用／実装されるなどの、対応する及び／又は関係するシステムも、本開示の範囲内に入ると企図され、見なされる。更に、本開示によるデバイス及び／又はシステムを製造及び／又は使用するための対応する及び／又は関係する方法も、本開示の範囲内に入ると企図され、見なされる。

【図 1】

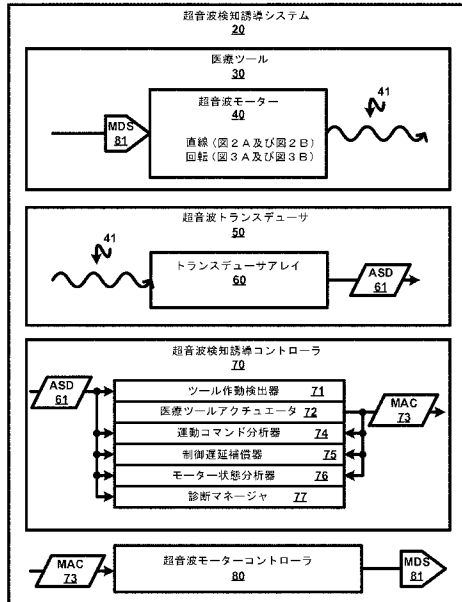


図 1

【図 2 A】

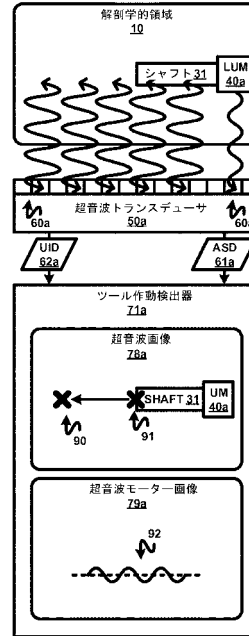


図 2 A

【図 2 B】

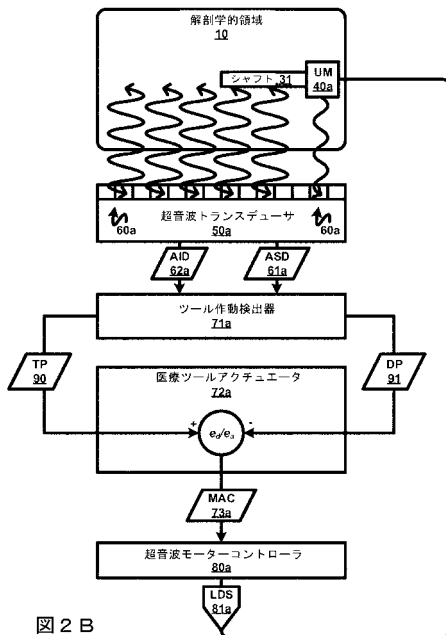


図 2 B

【図 3 A】

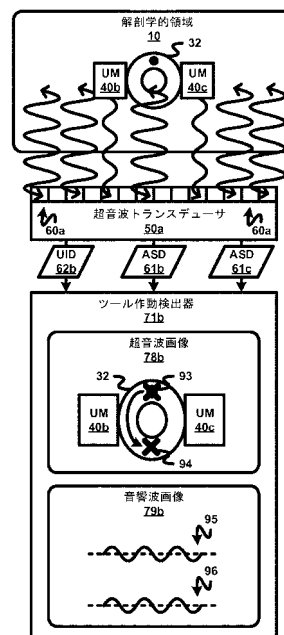
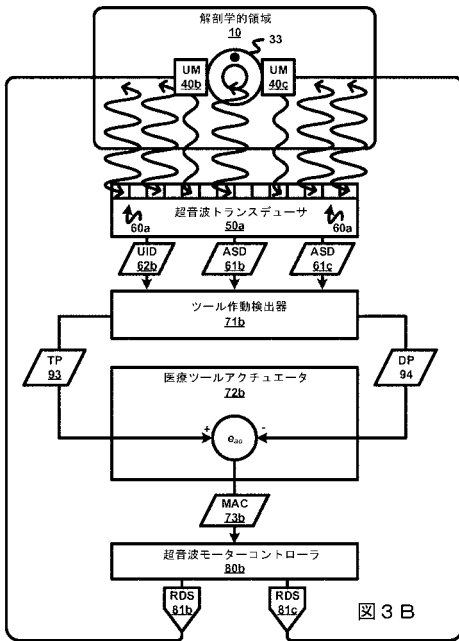


図 3 A

【 図 3 B 】



【 図 4 】

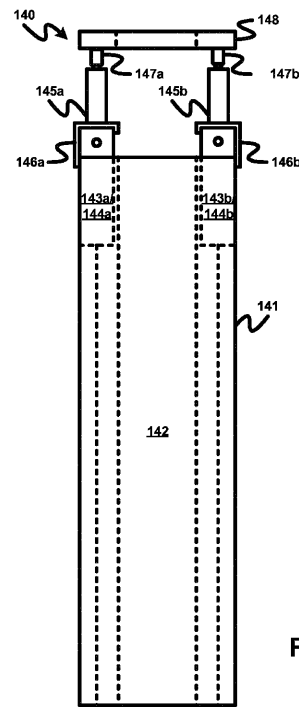
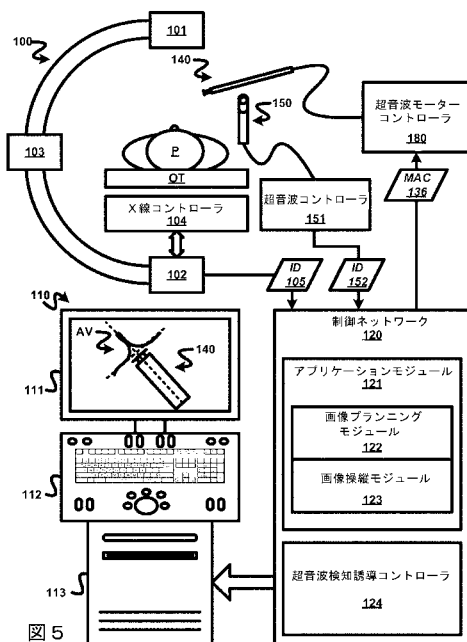
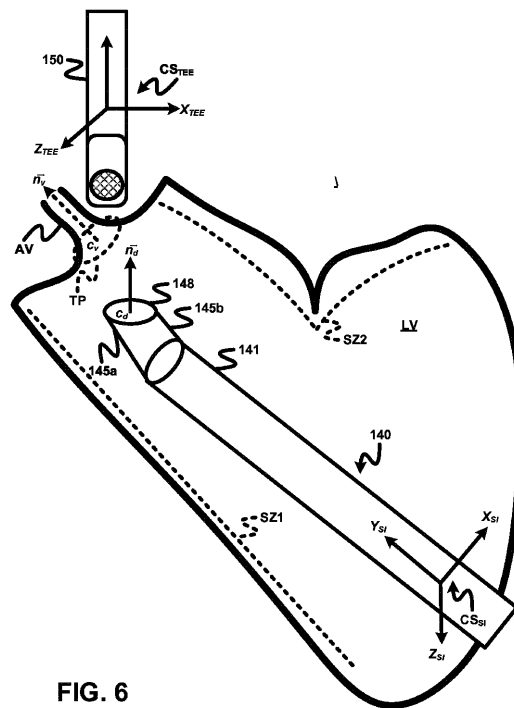


FIG. 4

【 図 5 】

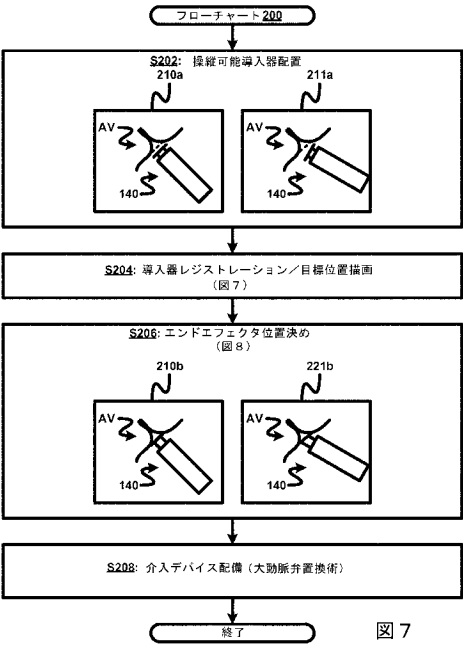


【 図 6 】

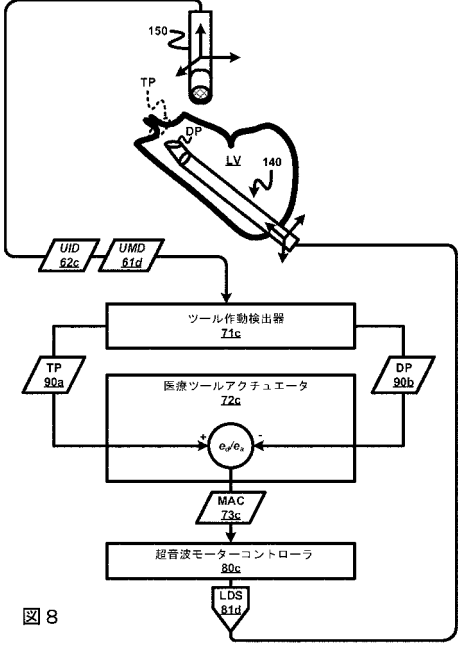


**FIG. 6**

【 図 7 】



【 図 8 】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2017/082922

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00  
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

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 practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2008/294037 A1 (RICHTER JACOB [IL]) 27 November 2008 (2008-11-27) paragraph [0009] paragraph [0010] paragraph [0011] paragraph [0027]; claims; figures paragraph [0012] paragraph [0020] paragraph [0022] paragraph [0024] paragraph [0025] paragraph [0036] - paragraph [0047] -----	1-3,6,7, 9,10,16 4,5,8, 11-15, 17-20
A	WO 2010/057067 A2 (SUNNYBROOK HEALTH SCIENCES CT [CA]; CHOPRA RAJIV [CA]; HYNINEN KULLERV) 20 May 2010 (2010-05-20) the whole document ----- -/-	1-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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 application or patent 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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 March 2018

Date of mailing of the international search report

21/03/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel: (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Mundakapadam, S



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/082922

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP H01 148248 A (OLYMPUS OPTICAL CO) 9 June 1989 (1989-06-09) the whole document	1-20
A	----- US 2014/343406 A1 (DAMJANOVIC DUSAN [US]) 20 November 2014 (2014-11-20) the whole document	1-20
A	----- US 2012/259237 A1 (AXELROD MICHAEL [US]) 11 October 2012 (2012-10-11) the whole document -----	1-20

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/082922

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008294037 A1	27-11-2008	AU 2008291763 A1 CA 2687876 A1 EP 2164401 A2 JP 2010527678 A US 2008294037 A1 US 2012283565 A1 WO 2009027846 A2	05-03-2009 05-03-2009 24-03-2010 19-08-2010 27-11-2008 08-11-2012 05-03-2009
WO 2010057067 A2	20-05-2010	CA 2743158 A1 US 2010125192 A1 WO 2010057067 A2	20-05-2010 20-05-2010 20-05-2010
JP H01148248 A	09-06-1989	NONE	
US 2014343406 A1	20-11-2014	NONE	
US 2012259237 A1	11-10-2012	US 2012259237 A1 WO 2012138668 A1	11-10-2012 11-10-2012

## フロントページの続き

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

(72)発明者 ポポヴィッチ アレクサンドラ

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 サイプ ラルフ

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

Fターム(参考) 4C601 DD15 EE02 EE09 FE01 FF06 GA20 KK24 LL33