

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6636639号
(P6636639)

(45) 発行日 令和2年1月29日(2020.1.29)

(24) 登録日 令和1年12月27日(2019.12.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	8/14	(2006.01)	A 6 1 B	8/14
G 0 1 S	1/80	(2006.01)	G 0 1 S	1/80
G 0 1 S	15/89	(2006.01)	G 0 1 S	15/89
G 0 1 S	15/46	(2006.01)	G 0 1 S	15/46

B

請求項の数 16 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2018-532301 (P2018-532301)
(86) (22) 出願日	平成28年12月13日 (2016.12.13)
(65) 公表番号	特表2019-505270 (P2019-505270A)
(43) 公表日	平成31年2月28日 (2019.2.28)
(86) 國際出願番号	PCT/EP2016/080708
(87) 國際公開番号	W02017/108490
(87) 國際公開日	平成29年6月29日 (2017.6.29)
審査請求日	令和1年5月21日 (2019.5.21)
(31) 優先権主張番号	15201890.9
(32) 優先日	平成27年12月22日 (2015.12.22)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	歐州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(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 アーネー アイン ドーフェン 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】超音波に基づく追跡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療デバイスに取り付けられた超音波検出器の位置を決定するシステムであつて、前記システムは、

少なくとも 3 つの超音波放出器と、

位置三角測量ユニットと

を備え、

前記少なくとも 3 つの超音波放出器が、画像化視野を有する超音波画像化プローブに取り付けられるフレーム上に所定の構成で配列されており、

前記位置三角測量ユニットが、前記少なくとも 3 つの超音波放出器と通信し、それぞれの超音波放出器に超音波信号を放出させ、

前記位置三角測量ユニットが、前記超音波検出器によって検出された超音波信号を示す信号を前記超音波検出器から受け取り、前記位置三角測量ユニットがさらに、前記少なくとも 3 つの超音波放出器に対する前記超音波検出器の空間的位置を、前記少なくとも 3 つの超音波放出器のうちのそれぞれの超音波放出器による超音波信号の放出と前記超音波検出器による前記超音波信号の検出との間の時間遅れの第 1 のセットに基づいて、三角測量により決定する、システムにおいて、

前記フレームが、背景ボリュームと少なくとも 1 つの包含体又は空洞とを備える取外し可能な基準ボリュームを備え、

前記少なくとも 1 つの包含体又は空洞が、前記背景ボリュームの超音波音響インピーダ

10

20

ンスとは異なる超音波音響インピーダンスを有し、そのことによって、前記取外し可能な基準ボリュームが前記フレームに取り付けられ、且つ、前記フレームが前記超音波画像化プロープに取り付けられているときに、前記少なくとも1つの包含体又は空洞が、前記超音波画像化プロープの前記画像化視野内に、対応する少なくとも1つの画像特徴を提供することを特徴とする。

システム。

【請求項2】

前記取外し可能な基準ボリュームが、結合面のところで前記フレームから取外し可能であり、前記結合面が、前記フレームに前記取外し可能な基準ボリュームを所定の向きに取り付けるための少なくとも1つの機械的位置合せ特徴を含む、請求項1に記載のシステム。

10

【請求項3】

前記超音波画像化プロープの前記画像化視野が、深さ軸に沿って、前記超音波画像化プロープから離れる方向に延びている、請求項1又は2に記載のシステム。

【請求項4】

前記少なくとも1つの包含体又は空洞が、細長い形状の形態であり、前記細長い形状が、前記深さ軸に対して横断方向に延びている、請求項3に記載のシステム。

【請求項5】

前記包含体又は空洞が、前記深さ軸に対して横断方向に少なくとも1mmの寸法を有する、請求項3に記載のシステム。

20

【請求項6】

前記少なくとも1つの包含体又は空洞が、深さ軸に沿って軸方向に分離された2つ以上の細長い包含体又は空洞を含み、前記2つ以上の細長い包含体又は空洞がそれぞれ、前記深さ軸に対して横断方向に延びてあり、前記2つ以上の細長い包含体又は空洞が、前記深さ軸に関して互いに回転される、請求項1乃至5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項7】

前記少なくとも1つの包含体又は空洞が、前記背景ボリュームの前記超音波音響インピーダンスとは少なくとも5%異なる超音波音響インピーダンスを有する、請求項1乃至6のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項8】

前記超音波画像化プロープが、2D画像化プロープ、3D画像化プロープ、経食道プロープ、経胸壁プロープ、経鼻プロープ、心臓内プロープ、脈管内プロープからなるグループから選択される、請求項1乃至7のいずれか一項に記載のシステム。

30

【請求項9】

医療デバイス及び超音波検出器をさらに備え、

前記超音波検出器が前記医療デバイスに取り付けられている、

請求項1乃至8のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項10】

第2の超音波検出器をさらに備え、

前記第2の超音波検出器が前記医療デバイスに取り付けられ、

40

前記位置三角測量ユニットがさらに、前記第2の超音波検出器によって検出された超音波信号を示す信号を前記第2の超音波検出器から受け取り、

前記位置三角測量ユニットがさらに、前記少なくとも3つの超音波放出器に対する前記第2の超音波検出器の空間的位置を、前記少なくとも3つの超音波放出器のうちのそれぞれの超音波放出器による超音波信号の放出と前記第2の超音波検出器による前記超音波信号の検出との間の時間遅れの第2のセットに基づいて、三角測量により決定し、

前記位置三角測量ユニットがさらに、前記超音波検出器と前記第2の超音波検出器との間の軌道を、前記超音波検出器の前記空間的位置及び前記第2の超音波検出器の前記空間的位置に基づいて決定する、

請求項9に記載のシステム。

50

【請求項 1 1】

前記医療デバイスが、
 針、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、電極、ロボット、フィルタ・デバイス、バルーン・デバイス、ステント、僧帽弁クリップ、左心耳閉鎖デバイス、大動脈弁、ペースメーカー、静脈内ライン、ドレナージ・ライン、又は組織封止デバイス若しくは組織切開デバイスなどの外科手術ツール
 からなるグループから選択される、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 2】

前記画像化視野内において超音波エネルギーを送信及び受信する超音波画像化プローブと、

10

画像化システムプロセッサと、

画像融合ユニットと

をさらに備え、

前記少なくとも 3 つの超音波放出器が前記超音波画像化プローブに取り付けられ、
 前記画像化システムプロセッサが、前記超音波画像化プローブと動作可能に通信し、
 前記画像化システムプロセッサ、前記位置三角測量ユニット及び前記画像融合ユニット
 が相互に通信し、

前記画像化システムプロセッサが、前記超音波画像化プローブによって送信及び受信さ
 れた前記超音波信号に基づいて、前記画像化視野に対応する超音波画像表現を再構成し、

前記画像融合ユニットが、前記超音波画像表現及び前記超音波検出器の前記空間的位置
 に基づいて、前記超音波画像表現に、前記超音波検出器の前記空間的位置を示した融合さ
 れた画像表現を生成する、

20

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記画像化視野が平面であり、

前記位置三角測量ユニットはさらに、前記超音波検出器が前記超音波画像表現の前記平
 面外にあるときに、前記超音波検出器が前記平面のどちら側に位置するのかを示す指示を
 前記融合された画像中に提供する、

請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

30

請求項 1 2 に記載のシステムとともに使用する較正方法であって、前記較正方法は、

請求項 1 2 に記載のシステムを使用して、超音波画像化プローブの前記画像化視野に対
 応する測定された超音波画像表現を、前記超音波画像化プローブによって送信及び受信さ
 れた超音波信号に基づいて提供するステップであって、前記測定された超音波画像表現が
 、前記少なくとも 1 つの画像特徴の少なくとも一部分を含む、測定された超音波画像表現
 を提供するステップと、

請求項 1 2 に記載のシステムの前記超音波画像化プローブの予測された視野に対応する
 予測された超音波画像表現を、前記少なくとも 3 つの超音波放出器に対する前記少なくとも
 1 つの包含体又は空洞の位置に基づいて提供するステップと、

前記位置三角測量ユニットによって決定された前記超音波検出器の前記空間的位置を、
 前記超音波画像化プローブの前記画像化視野にマッピングするために、前記予測された超
 音波画像表現と前記測定された超音波画像表現との間の変換を決定するステップと
 を有する較正方法。

40

【請求項 1 5】

決定された前記変換を、前記位置三角測量ユニットによって決定された前記超音波検出
 器の空間的位置に適用するステップをさらに含む、請求項 1 4 に記載の較正方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 2 に記載のシステムに、請求項 1 4 又は請求項 1 5 に記載の方法のステップを
 実行させる命令を含む、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波画像化プローブの視野内において医療デバイスの位置を局限する、超音波に基づくシステムに関する。

【背景技術】**【0002】**

針、カテーテル及び介入ツールなどの医療デバイスは、特に好適でない入射角では鏡面反射的性質を有するため、超音波画像中で視覚化することがしばしば難しい。

【0003】

この問題を解決する1つの解決策として、国際特許出願公開WO2015/10194
9号は、超音波プローブ、超音波スキャナ及び介入ツールを使用するツールナビゲーションシステムを開示している。超音波スキャナは、超音波プローブの音響画像平面に対応する超音波画像を生成する。音響画像平面に対する介入ツールの位置を追跡するために、介入ツール及び超音波プローブに取り付けられた超音波送信器及び受信器が使用される。10

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

超音波プローブのトランスデューサとは異なるトランスデューサによって追跡が提供される、知られている位置局限システムの欠点は、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野に対して較正する必要があることである。従来、この較正は、工場ベースの較正ステップで実行されている。20

【0005】

「Time of Flight and FMCW Catheter Localization」という名称の、Mung, j.他、2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings、2009年9月20日、590～593ページは、超音波信号を使用してカテーテルの3D位置を追跡するシステムを開示している。

【0006】

WO98/40760は、3-Dビューリング環境内に2-D超音波画像を表示するシステムを開示している。画像変換器によって生成された画像化平面の位置データを提供するため、従来の2-D超音波画像化ヘッドに、位置変換器を含む取外し可能なハウジングが取り付けられる。30

【課題を解決するための手段】**【0007】**

知られている位置局限システムのこれらの欠点を軽減しようとする中で、医療デバイスに取り付けられた超音波検出器の位置を決定するシステムが提供される。このシステムは、少なくとも3つの超音波放出器と、位置三角測量ユニットとを含む。超音波放出器は、超音波画像化プローブに取り付けられるように適合されたフレーム上に所定の構成で配列されている。超音波画像化プローブは画像化視野を有する。位置三角測量ユニットは、超音波放出器と通信し、それぞれの超音波放出器に超音波信号を放出させるように構成されている。さらに、位置三角測量ユニットは、超音波検出器によって検出された超音波信号を示す信号を超音波検出器から受け取るように適合されており、位置三角測量ユニットはさらに、超音波放出器に対する超音波検出器の空間的位置を、それぞれの超音波放出器による超音波信号の放出と超音波検出器による超音波信号の検出との間の時間遅れの第1のセットに基づいて、三角測量により決定するように構成されている。フレームは、背景ボリュームと少なくとも1つの包含体又は空洞とを備える取外し可能な基準ボリュームを含む。この少なくとも1つの包含体又は空洞は、背景ボリュームの超音波音響インピーダンスとは異なる超音波音響インピーダンスを有する。さらに、この少なくとも1つの包含体又は空洞は、取外し可能な基準ボリュームがフレームに取り付けられ、且つ、フレームが超音波画像化プローブに取り付けられているときに、超音波画像化プローブの視野内に、4050

対応する少なくとも 1 つの画像特徴を提供するように構成されている。

【0008】

その際に、医療デバイスに取り付けられた超音波検出器の位置を追跡する目的に使用することができる付加式フレームが、超音波画像化プローブに対して提供される。この追跡機能は、多くの医療デバイスが超音波下では視認性がよくないという問題を軽減する。取外し可能な基準ボリュームがフレームに取り付けられ、且つ、フレームが超音波画像化プローブに取り付けられているときに、前記画像特徴を使用して、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野に対して較正することができる。これができるのは、前記少なくとも 1 つの包含体又は空洞が前記少なくとも 3 つの放出器に対して所定の位置にあり、超音波画像中の画像特徴を介して包含体又は空洞を見ることができるためである。続いて、取外し可能な基準ボリュームを取り外し、超音波画像化プローブに関して医療デバイスを追跡することができる。10

【0009】

本発明の別の態様によれば、超音波画像化プローブの視野は、深さ軸に沿って、超音波画像化プローブから離れる方向に延びており、前記少なくとも 1 つの包含体又は空洞は、細長い形状の形態を有する。さらに、この細長い形状は、深さ軸に対して横断方向に延びている。この細長い形状は、超音波放出器から深さ軸に沿って所定の距離のところに画像特徴を提供し、その画像特徴を使用して、深さ軸に沿って、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野にマッピングすることができる。さらに、この細長い形状は、深さ軸に対して横断方向に延びているため、超音波画像中に見られる画像特徴の回転を使用して、深さ軸を軸とした回転に関して、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野にマッピングすることができる。20

【0010】

本発明の別の態様によれば、取外し可能な基準ボリュームは、深さ軸に沿って軸方向に分離された 2 つ以上の細長い包含体又は空洞を有する。さらに、これらの細長い包含体又は空洞はそれぞれ、深さ軸に対して横断方向に延びており、深さ軸に関して互いに回転される。これらの複数の包含体又は空洞を使用して、深さ軸を軸とした回転に関して、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野にマッピングすることができる。本発明のこの態様は、超音波プローブの視野が制限されているとき、例えば、平面の形態において、回転誤差が大きいために平面画像中で包含体又は空洞が部分的にしか見えないときに特に有用である。30

【0011】

独立請求項には、較正方法及びコンピュータプログラムを含む本発明の他の態様が定義されている。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】位置局限システム 100 と組み合わされた従来の超音波画像化システムを示す図である。

【図 2】超音波プローブ 201 と、フレーム 210 によって超音波プローブ 201 に取り付けられた 3 つの超音波放出器 207a、b、c と、超音波検出器 209 とを示す図である。40

【図 3 A】平面構成で配列された 3 つの超音波放出器 E₁、E₂、E₃ を示す図である。

【図 3 B】平面構成で配列された 3 つの超音波放出器 E₁、E₂、E₃ 及びこの平面の外にある 1 つの超音波放出器 E₄ を示す図である。

【図 3 C】直線 AX₁ - AX₂ に沿って配列された 3 つの超音波放出器 E₁、E₂、E₃ を示す図である。

【図 4】超音波プローブ 401 と、フレーム 410 によって超音波プローブ 401 に取り付けられた 3 つの超音波放出器 407a、b、c と、取外し可能な基準ボリューム DRV とを示す図であり、取外し可能な基準ボリューム DRV は、背景ボリューム BV と包含体又は空洞 IN とを備え、包含体又は空洞 IN は、超音波画像化プローブ 401 の視野 PL50

U 内にある。

【図5】位置局限システム500と組み合わされた従来の超音波画像化システムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の原理を示すために、さまざまなシステムを説明する。それらのシステムでは、位置三角測量ユニットと2D超音波画像化プローブに取付け可能な3つの超音波放出器とによって、針によって例示される医療デバイスの追跡が提供される。しかしながら、本発明は、他の医療デバイスの追跡、例えばカテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、電極、ロボット、フィルタ・デバイス、バルーン・デバイス、ステント、僧帽弁クリップ、左心耳閉鎖デバイス、大動脈弁、ペースメーカー、静脈内ライン、ドレナージ・ライン、又は組織封止デバイス若しくは組織切開デバイスなどの外科手術ツールの追跡にも適用されることを理解すべきである。本発明は、3D画像化プローブ、経食道プローブ(TEE)、経胸壁プローブ(TTE)、経鼻プローブ(TNE)、心臓内プローブ(ICE)、脈管内プローブ(IVUS)などの他のタイプの超音波画像化プローブにも適用されることを理解すべきである。10

【0014】

図1は、位置局限システム100と組み合わされた従来の超音波画像化システムを示す。図1の従来の超音波画像化システムは、超音波画像化プローブ101、画像化システムプロセッサ103、画像化システム・インターフェース104及びディスプレイ105を含む。画像化システムプロセッサ103、画像化システム・インターフェース104及びディスプレイ105はコンソール102内に位置する。コンソール102を使用して医療手技を監督することができる。超音波画像化プローブ101は、それらをつなぐ矢印によって示されるケーブルによってコンソール102に取り付けられる。超音波画像化プローブ101は、超音波エネルギーを送信し、関心のボリュームVOIから超音波エネルギーを受信する、超音波トランシーバの1次元又は2次元アレイ(図示せず)を含む。コンソール102はさらに、超音波画像化プローブ101によって送信若しくは受信された信号又は超音波検出器109によって受信された信号を増幅、及び/又はその位相を調整するよう構成された電子式ドライバ及びレシーバ回路(図示せず)を含むことができる。この電子式ドライバ及びレシーバ回路を使用して、放出される超音波ビームの方向及び/又は受信される超音波ビームの方向を操作することができる。したがって、前記トランシーバ・アレイを使用して、画像化平面PLUによって示される2D超音波画像、又は3D超音波画像を生成することができる。コンソール102はさらに、プログラム及びアプリケーションを記憶するためのメモリ(図示せず)を含むことができる。このメモリは例えば、超音波画像化プローブ101によって送信及び/又は受信される超音波信号のシーケンスを制御するよう構成された超音波ビーム制御ソフトウェアを記憶する。しかしながら、上では、超音波画像化システムの一部のアイテムがコンソール102内に位置すると記載されているが、その代わりに、例えばPhilips LUMIFY超音波画像化システムの場合のように、それらのアイテムの一部が画像化システムのプローブ内に位置してもよいことに留意すべきである。2030

【0015】

図1にはさらに、フレーム110上に配列された3つの超音波放出器107a、b、cと位置三角測量ユニット106とを備える位置局限システム100が含まれている。位置局限システム100を使用して、超音波検出器109が取り付けられた医療デバイス、例えば医療用針108の位置を決定することができる。

【0016】

図1の超音波検出器109は例えば圧電材料から製作される。超音波検出器は、ポリフッ化ビニリデン材料、すなわちPVDF、又は、PVDF共重合体及びPVDF三元重合体を含むPVDF類の関連材料のうちの1つの材料から製作されることが好ましい。しかしながら、適当な材料は他もある。このような材料は、薄膜の形態で入手可能であり、4050

したがって、WO 2015 / 155645として公開された特許出願 PCT / IB 2015 / 052425に記載されているように、医療デバイスに取り付けるのに特に適している。超音波検出器 109は、接着剤層を使用して医療デバイスに取り付けられるように適合されていることが好ましい。或いは、医療デバイス上の対応するコネクタと嵌合するスナップばめコネクタ又は圧縮ばめコネクタを使用することもできる。

【0017】

図1の3つの超音波放出器 107a、b、cは、超音波画像化プローブ 101に取り付けられるように適合されたフレーム 110上に、所定の離隔構成で配列されている。このフレームは、プレスばめ連結、スナップばめ連結、弾性ストラップ又は接着剤の使用を含むさまざまな手段によって、超音波画像化プローブ 101に取り付けられる。好ましい1つの配置では、超音波放出器 107a、b、cが共通の平面内にあり、フレームによって画像化プローブと一緒に保持されている。或いは、直線に沿って並ぶように放出器を配列してもよい。超音波放出器 107a、b、cは、電気パルスを加えると膨張又は収縮し、それによって超音波信号を放出する圧電材料などの、従来の材料から製作することができる。超音波放出器は全方向放出器であることが好ましい。しかしながら、4ステラジアン未満の円錐角の中へ超音波を放出する指向性放出器又は集束放出器も使用される。

【0018】

位置局限システム 100では、それらを互いにつなぐ矢印によって示されているように、位置三角測量ユニット 106が3つの超音波放出器 107a、b、cと通信する。位置三角測量ユニット 106は、それぞれの超音波放出器に超音波信号を放出させるように構成されている。

【0019】

位置三角測量ユニット 106は、これらの3つの超音波放出器に電線で接続されていることが好ましいが、例えば光学、赤外線又はRF通信リンクを使用した無線通信も企図される。さらに、超音波放出器が放出する超音波信号は、単一のパルス又は多数のパルスを含む。原理上、超音波検出器の位置を三角測量により決定するのに使用する一組の時間遅れを位置三角測量ユニットが決定することを可能にする目的には、単一のパルスの使用で十分である。或いは、検出されるパルスの信号対雑音比を向上させるため、又はパルスの識別を改善するために、多数のパルスを使用することもできる。いずれにせよ、パルスは、放出器によって逐次的に又は同時に放出される。パルスが同時に放出されるときには、それぞれの放出器によって放出されたパルスを超音波検出器 109が区別することを可能にするために、コード化を使用することができる。このようなコード化は、異なるパルス幅、異なるパルス周波数又は異なるパルス・シーケンスの形態をとることができる。さらに、好ましくは、多数のパルスが使用されるときには、それぞれの超音波放出器によって放出されるパルスの周波数は、超音波画像化システムのパルス周波数とは異なっていて、例えば少なくとも2倍又はせいぜい1/2である。これらの3つのそれぞれの超音波放出器によって放出される超音波信号は、1MHz以下の周波数を含むことが好ましい。この周波数は、従来の超音波画像化システムによって放出される約2~10MHzの周波数よりもかなり小さい。超音波放出器が使用する周波数を、超音波画像化システムの超音波トランシーバ・アレイが使用する周波数から分離することによって、これらの2つのシステム間の干渉が低減する。これらの2つのシステム間の干渉を低減させるために、これらの3つの放出器からのパルスの放出を、超音波画像化システムの連続するフレーム間に挟むことも企図される。

【0020】

位置局限システム 100では、超音波検出器 109によって検出された超音波信号を示す信号を超音波検出器 109から受け取るように、位置三角測量ユニット 106が適合されており、さらに、これらの少なくとも3つの超音波放出器 107a、b、cに対する超音波検出器 109の空間的位置を、これらの少なくとも3つの超音波放出器 107a、b、cのうちのそれぞれの超音波放出器による超音波信号の放出と超音波検出器 109によるその超音波信号の検出との間の時間遅れ T_1 、 T_2 、 T_3 の第1のセットに基づ

10

20

30

40

50

いて、三角測量により決定するように、位置三角測量ユニット 106 が構成されている。

【0021】

位置三角測量ユニット 106 は例えば、超音波検出器 109 からこのような信号を受け取るのに適した電気的な入力を有する。この入力は例えば、図 1 のそれらをつなぐ矢印によって示されているような有線入力である。その代わりに、光学、赤外線又は R F 通信リンクによって通信経路が提供される無線入力を使用することも企図される。いずれにせよ、この位置三角測量ユニットはさらに、超音波検出器 109 とインターフェースするためのアナログ - デジタル変換電子部品（図 1 には示されていない）を含むことができる。

【0022】

検出器の位置を三角測量により決定するために位置三角測量ユニット 106 によって使用される時間遅れ T_1 、 T_2 、 T_3 は、例えばタイマを使用して計算する。このタイマは、放出された超音波放出器信号上の 1 つの位置でカウントを開始するようにトリガされ、検出された放出器信号上の対応する位置によってカウントを停止するようにトリガされる。或いは、検出された超音波信号を放出された超音波信号と相關させることによって時間遅れを計算することもできる。整合フィルタリングの使用を含む他の技法もこの目的に適している。これらの技法はいずれも、プロセッサ、例えば位置三角測量ユニット 106 内のプロセッサによって、又は専用電子回路によって実施することができる。

【0023】

位置三角測量ユニット 106 が実行する例示的な三角測量計算を、図 2 を参照して説明する。図 2 は、超音波プローブ 201 と、フレーム 210 によって超音波プローブ 201 に取り付けられた 3 つの超音波放出器 207a、b、c と、超音波検出器 209 とを示している。図 2 には、超音波画像化プローブ 201 の画像化平面 P L U も示されている。図 2 では、3 つの超音波放出器 207a、b、c が、デカルト座標 (x, y, z) 上の位置 ($0, 0, 0$)、($W_1, 0, 0$) 及び ($W_1, W_2, 0$) に位置している。放出器 207a、b、c のそれぞれと超音波検出器 209 との間の超音波伝搬の時間遅れ T_1 、 T_2 、 T_3 は、これらの 3 つの超音波放出器の位置によって画定される平面から延びる頂点まで (vertex) の長さ d_1 、 d_2 、 d_3 に対応する。頂点までの長さ d_1 、 d_2 、 d_3 は、伝搬媒質中の超音波の伝搬速度を使用して計算することができる。続いて、三角測量を使用して、デカルト座標空間における検出器 209 の位置を、下式 1 ~ 3 を使用して決定することができる。ここで、 W_1 及び W_2 は、図 2 に示されているように、放出器の相対位置を表す。

【数 1】

$$S_x = \frac{W_1^2 + d_1^2 - d_3^2}{2W_1} \quad \text{式1}$$

【数 2】

$$S_y = \frac{W_2^2 + d_1^2 - d_2^2}{2W_2} \quad \text{式2}$$

【数 3】

$$S_z = \sqrt{d_1^2 - S_x^2 - S_y^2} \quad \text{式3}$$

【0024】

このように、式 1 ~ 3 を使用することによって、3 つの超音波放出器 207a、b、c に対する検出器 209 の位置を、三角測量により決定することができる。三角測量計算の精度を向上させるため、又は信号経路 d_1 、 d_2 、 d_3 のうちの 1 つの信号経路が覆い隠

10

20

30

40

50

された場合に冗長性を提供するために、図 2 又は図 1 に示されていない、例えば位置 (0 , W 2 , 0) にある追加の放出器を使用することもできる。

【 0 0 2 5 】

位置三角測量ユニット 106 の動作をさらに例示するため、図 3 A は、平面構成で配列された 3 つの超音波放出器 E₁、E₂、E₃ を示し、図 3 B は、平面構成で配列された 3 つの超音波放出器 E₁、E₂、E₃ 及びこの平面の外にある 1 つの超音波放出器 E₄ を示し、図 3 C は、直線 AX₁ - AX₂ に沿って配列された 3 つの超音波放出器 E₁、E₂、E₃ を示す。図 2 に関して上で説明したとおり、所望の三角測量を実行するのに必要な超音波放出器の最低限の数は 3 つである。しかしながら、これらの放出器のさまざまな配列が可能であり、これが図 3 に示されている。放出器を結んでいる図 3 A の陰影がつけられた部分、すなわち放出器平面 PLE によって示されているように、超音波放出器は平面構成で配列されることが好ましい。時間遅れ T₁、T₂、T₃ に基づいて検出器の位置を点 P₁ に局限することができるため、この配列は検出器 D₁ の追跡を改善する。この三角測量計算を同様に満たす点 P₁' は、単純に、放出器平面のどちら側に検出器があるのかを知ることによって除外することができる。企図される医療環境では、超音波画像化プローブの後ろに検出器が置かれる可能性は低いため、点 P₁' を除外することができる。図 1 のシステムで 4 つ以上の超音波放出器を使用することも企図される。追加の検出器からの信号が検出されるとき、このような冗長性は、超音波検出器の空間的位置決め精度を高める。この追加の放出器によって提供される冗長性はさらに、例えば 1 つの放出器からの信号が弱かったり又は妨げられていたりする場合に、残りの 3 つの放出器からの信号が検出されているという条件で、より信頼性の高い動作を促進することができる。図 3 A と比べると、図 3 B の配列は、平面外の放出器 E₄ を含んでいる。この平面外の放出器 E₄ を使用して、前述の冗長性を提供することができる。平面外の放出器 E₄ はさらに、陰影がつけられた平面、すなわち放出器平面 PLE のどちら側に検出器があるのかを示す指示を提供し、それによって図 3 A に示された点 P₁' の解を排除する。図 3 C の配列は、直線 AX₁ - AX₂ に沿った 3 つの放出器の直線配列を使用して、検出器の位置を、軸 AX₁ - AX₂ を中心とする半径 r の円弧 A₁ 上に局限することができることを示している。この配列は、検出器の位置を特定の一点に局限しないが、それでも、検出器の位置を弧に沿った位置に局限することは、検出器の位置の範囲を狭めるのに役立つ。画像化平面を有する超音波画像化プローブとともに使用するときには、放出器が配列された直線が、超音波画像化平面内にないことが好ましい。

【 0 0 2 6 】

図 1 に戻ると、位置三角測量ユニット 106 はコンソール 102 内にあるものとして示されているが、その代わりに、位置三角測量ユニット 106 が超音波放出器 107a、b、c と一緒に位置してもよい。言い換えると、位置局限システム 100 が単一のユニットを構成していてもよい。この場合には、3 つの超音波放出器と位置三角測量ユニット 106 がともに、超音波画像化プローブ 101 に取り付けられるように適合される。これにより、位置局限システム 100 のフォーム・ファクタを縮小させる。

【 0 0 2 7 】

したがって、使用時、超音波検出器 109 が例示的な医療デバイス 108 に取り付けられているときには、位置局限システム 100 を使用して、超音波放出器 107a、b、c の座標系に対する医療デバイス 108 の位置を決定することができる。

【 0 0 2 8 】

位置局限システム 100 の座標系を超音波プローブの視野 PLU にマッピングするため、図 1 の位置局限システム 100 はさらに、図 4 を参照して説明する取外し可能な基準ボリューム DRV を備える。図 4 は、超音波プローブ 401 と、フレーム 410 によって超音波プローブ 401 に取り付けられた 3 つの超音波放出器 407a、b、c と、取外し可能な基準ボリューム DRV とを示しており、取外し可能な基準ボリューム DRV は、背景ボリューム BV と包含体又は空洞 IN とを備え、包含体又は空洞 IN は、超音波画像化プローブ 401 の視野 PLU 内にある。取外し可能な基準ボリューム DRV は、図 4 に示さ

10

20

30

40

50

れた太い破線に沿って、すなわち結合面に沿ってフレーム 410 から取り外すことができ、したがって、取外し可能な基準ボリューム D R V がそれぞれフレーム 110、210、510 から取り外された図 1、図 2 及び図 5 の配置を提供することができる。任意選択で、結合面は、フレーム 110、410、510 に取外し可能な基準ボリューム D R V を所定の向きに取り付けるための少なくとも 1 つの機械的位置合せ特徴を含む。この機械的位置合せ特徴は例えば、フレームの対応する穴と嵌合する、取外し可能な基準ボリュームに取り付けられたダボである。取外し可能な基準ボリュームとフレームとが 1 つの向きでしか結合することができないことを保証するため、このダボ及び穴は例えば、星形などの特定の断面を有する。このようなダボを複数、使用することもできる。その場合、それぞれのダボは例えば円形の断面を有することができる。さらに、この目的に適する機械的位置合せ特徴は他にもあり、これには、隆起部と嵌合する溝又は雌型ソケットと嵌合する雄型プラグが含まれる。例えば磁石又はストラップを結合面のところで使用することにより、結合面での一時的な結合を容易にすることもできる。この所定の向きは、取外し可能な基準ボリューム D R V がフレームに取り付けられ、且つ、フレームが超音波画像化プローブに取り付けられているときに、前記少なくとも 1 つの包含体又は空洞が、超音波画像化プローブの視野 P L U 内に、対応する少なくとも 1 つの画像特徴を提供するように構成されるような向きであることが好ましい。取外し可能な基準ボリューム D R V は例えば容器に含まれている。包含体又は空洞 I N は、背景ボリューム B V の超音波音響インピーダンスとは異なる超音波音響インピーダンスを有する。この少なくとも 1 つの包含体又は空洞 I N は、背景ボリュームの超音波音響インピーダンスとは少なくとも 5 %、又は少なくとも 10 %、又は少なくとも 15 % 異なる超音波音響インピーダンスを有することが好ましい。10
 したがって、取外し可能な基準ボリューム D R V がフレーム 410 に取り付けられ、且つ、フレーム 410 が超音波画像化プローブ 401 に取り付けられているとき、包含体又は空洞は、超音波画像化プローブの視野 P L U 内に、対応する画像特徴を提供するように構成されている。図 4 に、多数の包含体又は空洞を同様に追加して、識別可能なより多くの画像特徴を提供してもよい。続いて、マッピング手順を実行した後に、取外し可能な基準ボリューム D R V を取り外して、超音波画像化プローブ 101 の通常の画像化動作と干渉することを防ぐ。超音波画像化プローブの使用環境を最も厳密に模倣するため、並びに超音波トランスデューサ及び超音波放出器に過剰な超音波反射が戻ることを防ぐために、20
 背景ボリューム B V は、皮膚と同等の音響インピーダンス、すなわち $1.7 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ の音響インピーダンスを有する材料であることが好ましい。背景ボリューム B V 用の適当な 1 つの材料は、C I R S (米ヴァージニア州) によって供給されている、米国特許第 5196343 号に開示された Z e r d i n e である。その代わりに、水、ゼラチン又は超音波に適合するゲルによって背景ボリューム B V を提供することもできる。包含体 I N 用の適当な材料は、ナイロン若しくはウレタン・ゴム、又は他のポリマーなどである。また、空洞が使用されるときには、空気又は窒素などの流体又は気体が空洞に充填される。原理上、位置局限システム 100 の範囲を超音波プローブの視野 P L U の範囲に対して較正するためには単一点で十分であるが、包含体又は空洞 I N は、さまざまな形状の形態であってもよい。30

【 0 0 2 9 】

包含体又は空洞 I N は細長い形狀を有することが好ましい。これは、細長い形狀によってさらに、追跡システムの座標系と超音波プローブの視野 P L U の座標系との間の相対的な回転を決定することができるためである。一実施形態では、超音波画像化プローブ 401 の視野 P L U が、図 4 の深さ軸 S に沿って、超音波画像化プローブ 401 から離れる方向に延びており、包含体又は空洞 I N が、深さ軸 S に対して横断方向に延びる細長い形狀の形態を有する。十字形、星形又は t 字形など、適当な形狀は他にもある。

【 0 0 3 0 】

別の実施形態では、包含体又は空洞が、深さ軸 S に対して横断方向の少なくとも 1 mm の寸法を有する。このことは、超音波画像中でより容易に識別可能な画像特徴を提供する。40

【0031】

別の実施形態では、深さ軸 S に沿った軸方向に分離された 2 つ以上の細長い包含体又は空洞がある。さらに、これらの 2 つ以上の細長い包含体又は空洞はそれぞれ、深さ軸に対して横断方向に延びてあり、深さ軸に関して互いに回転される。これらの 2 つ以上の包含体又は空洞を使用して、深さ軸を軸とした回転に関して、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野に対して較正することができる。本発明のこの態様は、超音波プローブの視野が制限されているとき、例えば、平面の形態において、回転誤差が大きいために平面画像中で包含体又は空洞が部分的にしか見えないときに特に有用である。位置局限システム 100 の座標系と超音波プローブの視野 P L U との間の相対的な回転は例えば、超音波画像化プローブの視野内のそれぞれの包含体又は空洞の相対的な長さを測定することによって決定される。

10

【0032】

図 5 は、位置局限システム 500 と組み合わされた従来の超音波画像化システムを示す。図 1 の対応する要素に加え、図 5 は、画像融合ユニット 511 を含む。図 5 の従来の超音波画像化システムは、超音波画像化プローブ 501、画像化システムプロセッサ 503、画像化システム・インターフェース 504 及びディスプレイ 505 を含む。画像化システムプロセッサ 503、画像化システム・インターフェース 504 及びディスプレイ 505 はコンソール 502 内に位置する。超音波画像化プローブ 501 は、超音波エネルギーを送信し、関心のボリューム V O I から超音波エネルギーを受信する、超音波トランシーバの 1 次元又は 2 次元アレイ（図示せず）を含む。コンソール 502 はさらに、超音波画像化プローブ 501 によって送信若しくは受信された信号又は超音波検出器 509 によって受信された信号を増幅、及び / 又はその位相を調整するように構成された電子式ドライバ及びレシーバ回路（図示せず）を含むことができる。この電子式ドライバ及びレシーバ回路を使用して、放出される超音波ビームの方向及び / 又は受信される超音波ビームの方向を操作することができる。したがって、前記トランシーバ・アレイを使用して、画像化平面 P L U によって示される 2 D 超音波画像、又は 3 D 超音波画像を生成することができる。コンソール 502 はさらに、プログラム及びアプリケーションを記憶するためのメモリ（図示せず）を含むことができる。

20

【0033】

図 5 にはさらに、フレーム 510 上に配列された 3 つの超音波放出器 507 a、b、c と位置三角測量ユニット 506 とを備える位置局限システム 500 が含まれている。位置局限システム 500 を使用して、超音波検出器 509 が取り付けられた医療デバイス、例えば医療用針 508 の位置を決定することができる。

30

【0034】

図 1 と比較すると、図 5 の追加の画像融合ユニット 511 は、画像化システムプロセッサ 503 及び位置三角測量ユニット 506 と通信する。画像融合ユニット 511 は、超音波画像表現及び超音波検出器の空間的位置に基づいて、融合された画像表現を生成するよう構成されている。融合された画像表現を提供する技法は、画像処理分野でよく知られている。画像融合ユニット 511 は、所望の画像融合を実行する 1 つ又は複数のプロセッサを備えることができる。或いは、この画像融合を、画像化システムプロセッサ 503 によって、又は位置三角測量ユニット 506 の機能を実行するプロセッサと同じプロセッサによって実行することもできる。超音波検出器の空間的位置は例えば、十字、円、クロスヘア、矢印、ポインタなどのマーカによって示すことができ、又は超音波画像の色の変化によって示すこともできる。融合された画像を、半透明のマーカの形態で提供してもよい。これによって、超音波画像のマーカの下の部分を見ることができるようになる。検出器が医療デバイスに取り付けられているときには、超音波検出器の空間的位置のこの指示を、医療デバイス上の点の位置に置き換えることができる。

40

【0035】

画像化システムプロセッサ 503 によって生成される画像が 2 D 超音波画像であるときには、超音波画像平面のどちら側に超音波検出器があるのかを、2 D 超音波画像中に示す

50

ことも企図される。このことは、検出器が超音波画像平面の向こう側にあるとき、すなわち検出器が「平面外」にあるときに特に有用である。これは、このことが、検出器を超音波画像平面の手前に戻すため、すなわち「平面内」に戻すために、超音波画像プローブを傾けるよう医師に警告することになるためである。こうすることで、医師は、超音波画像に対する検出器の正確な位置を視覚化することができる。この構成では、図5に示された位置局限システム500内で、画像化システムプロセッサ503が、関心のボリュームVOIと交わる平面PLUの超音波画像表現を再構成するように構成されている。さらに、超音波検出器が超音波画像表現の平面の向こう側にあるときに、超音波検出器がその平面のどちら側に位置するのかを示す指示を、融合された画像中に提供するように、位置三角測量ユニット506が構成されている。図5の構成でこれが可能であるのは、位置局限システム500が、平面内での検出器509の位置の追跡だけに限定されておらず、したがって、平面PLUに対する検出器の実際の位置が容易に決定されるためである。平面のどちら側に超音波検出器が位置するのかを示すこのような指示は、融合された画像中のテキストによる指示、例えば「平面よりも上」若しくは「平面よりも下」といった指示、又は超音波検出器を平面内に戻すためにプローブを傾けなければならない方向を示す矢印、又は超音波検出器と平面との間の距離、好ましくは平面までの最短距離、の形態をとることができる。この指示を、2D超音波画像上の超音波検出器に最も近い点に、円又は十字などのマーカの形態で提供することも企図される。その場合には、マーカのサイズが、超音波検出器までの平面から外れた距離に従って変化する。

【0036】

別の実施形態では、図1又は図5の医療デバイス108、508に、第2の超音波検出器がさらに取り付けられている。この実施形態では、位置三角測量ユニット106、506がさらに、第2の超音波検出器によって検出された超音波信号を示す信号を第2の超音波検出器から受け取るように適合させている。さらに、位置三角測量ユニットは、これらの少なくとも3つの超音波放出器107a、b、c、507a、b、cに対する第2の超音波検出器の空間的位置を、これらの少なくとも3つの超音波放出器のうちのそれぞれの超音波放出器による超音波信号の放出と第2の超音波検出器によるその超音波信号の検出との間の時間遅れT₂₁、T₂₂、T₂₃の第2のセットに基づいて、三角測量により決定するように構成されている。また、位置三角測量ユニット106、506はさらに、超音波検出器109、509と第2の超音波検出器との間の軌道を、超音波検出器の空間的位置及び第2の超音波検出器の空間的位置に基づいて決定するように構成されている。この実施形態では、これらの2つの超音波検出器の相対位置が、軌道を本来的に規定する。したがって、検出器が医療デバイスに取り付けられているとき、この軌道を使用して、医療デバイスの軌道を示すことができる。この実施形態は特に、軸を有し、その軸の軌道を決定することが有益である、針などの医療デバイスに適用される。続いて、この軌道を、画像融合ユニットによって生成された超音波画像中に示すことができる。針を使用する医療手技では、現在の姿勢での針の挿入によって、針の先端が最終的に、関心のボリューム内の所望の位置に到達するかどうかを判定するために、針の軌道を知ることは有益である。

【0037】

別の実施形態では、図1又は図5のシステムとともに使用される較正方法が開示される。この方法は、本明細書に記載された他の実施形態と組み合わせて使用することもできる。この較正方法を使用して、追跡システムの座標系を超音波プローブの視野に対して較正することができる。さらに、このマッピングを使用して、超音波プローブ101、501の視野PLUに対する検出器109、509の位置を決定することができる。一般に、超音波プローブは、座標系によって規定された視野を有し、超音波画像再構成処理によって、この視野又は座標系内に超音波画像特徴がマッピングされる。図1及び図5を参照すると、追跡システムも同様に、追跡システムの超音波放出器107a、b、c、507a、b、cの位置に対して規定された座標系を有する。これらの2つの座標系を整列させる1つの方法は、超音波トランシーバ・アレイに対する超音波放出器の位置が正確であること

10

20

30

40

50

を保証する方法である。しかしながら、一般に、そのような整列を達成することは容易ではなく、本技術分野で既に使用されている超音波プローブにフレームを組み込むときには特に容易ではない。したがって、これにより、位置三角測量ユニットによって決定される検出器の位置には回転誤差又は範囲誤差が生じることがある。この実施形態の較正方法は、このような不整列を考慮したマッピングを提供する。

【0038】

この較正方法は、i) 超音波画像化プローブ501の視野P L Uに対応する測定された超音波画像表現を、超音波画像化プローブ501によって送信及び受信された超音波信号に基づいて提供するステップであり、この測定された超音波画像表現が、少なくとも1つの画像特徴の少なくとも一部分を含む、測定された超音波画像表現を提供するステップと、ii) 超音波画像化プローブ501の予測された視野P L Uに対応する予測された超音波画像表現を、少なくとも3つの超音波放出器107a、b、c、507a、b、cに対する少なくとも1つの包含体又は空洞INの位置に基づいて提供するステップと、iii) 位置三角測量ユニット106、506によって決定された超音波検出器109、509の空間的位置を、超音波画像化プローブ501の視野P L Uにマッピングするために、予測された超音波画像表現と測定された超音波画像表現との間の変換を決定するステップとを含む。

【0039】

予測された超音波画像表現は、包含体又は空洞INに対応する画像特徴の少なくとも一部を含む。予測された超音波画像表現は、超音波画像化プローブの座標系が追跡システムの座標系と整列するように、フレーム、すなわち超音波放出器が、トランシーバ・アレイ、すなわち超音波画像化プローブに対して配置されたときに、超音波画像化システムによって生成されるであろう画像である。言い換えると、予測された超音波画像表現は、これらの座標系が整列しているときの、包含体の一部を含む視野に対応する。

【0040】

画像マッピング分野の知られているさまざまな技法を使用して、予測された超音波画像表現と測定された超音波画像表現との間の所望の変換を提供することができる。このマッピングは、回転、スケーリング、変換及び他のアフィン変換などの操作を含む。

【0041】

測定された画像表現を予測された画像表現にマッピングするのに必要なマッピングを決定した後、追跡システムの座標系における測定された位置を超音波画像化プローブの視野内の測定された位置と整列させるため、そのマッピングを、追跡システムの座標系内のそれぞれの点に適用することができる。

【0042】

別の実施形態では、コンピュータプログラムが開示される。このコンピュータプログラムは、プロセッサ上で実行されたときに、そのプロセッサに、上で説明した較正方法のステップを実行させる命令を含む。このコンピュータプログラムは、専用ハードウェア、及び適当なソフトウェアと関連付けられたソフトウェアを実行することができるハードウェアによって提供することができる。この機能がプロセッサによって提供されるとき、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、又は複数の別々のプロセッサによって提供することができ、複数の別々のプロセッサのうちの一部のプロセッサはプロセッサ共有されることができる。さらに、用語「プロセッサ」又は「制御装置」の明示的な使用を、ソフトウェアを実行することができるハードウェアについて限定的に言及していると解釈すべきではなく、限定はされないが、ディジタル信号プロセッサ「DSP」ハードウェア、ソフトウェアを記憶するためのリード・オンリー・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を言外に含みうる。さらに、本発明の実施形態は、コンピュータ若しくは任意の命令実行システムによって使用されるプログラムコード、又はコンピュータ若しくは任意の命令実行システムとともに使用されるプログラムコードを提供する、コンピュータで使用可能な記憶媒体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の形態をとりうる。この説明の目

10

20

30

40

50

的上、コンピュータで使用可能な記憶媒体又はコンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、装置、若しくはデバイスによって使用されるプログラム、又は命令実行システム、装置、若しくはデバイスとともに使用されるプログラムを含むか、記憶、通信、伝搬、又は運搬する任意の装置でありうる。この媒体は、電子媒体、磁気媒体、光学媒体、電磁気媒体、赤外線媒体、若しくは半導体システム、若しくは装置若しくはデバイス、又は伝搬媒体でありうる。コンピュータ可読媒体の例には、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、取外し可能なコンピュータ・ディスクケット、ランダム・アクセス・メモリ「RAM」、リード・オンリー・メモリ「ROM」、剛性磁気ディスク及び光ディスクなどがある。光ディスクの現時点の例には、コンパクト・ディスク・リード・オンリー・メモリ「CD-ROM」、コンパクト・ディスク・読み出し/書き込み「CD-R/W」、Blu-ray (商標) 及びDVDなどがある。10

【図1】

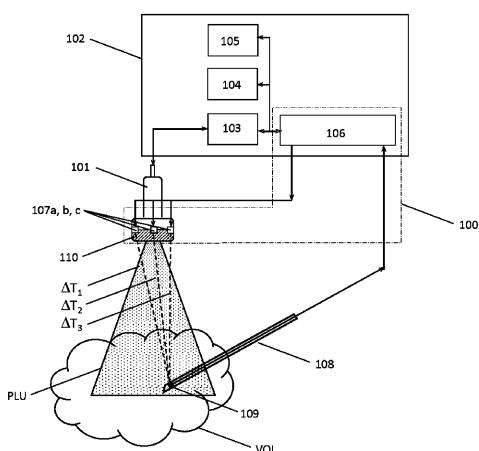


FIG. 1

【図2】

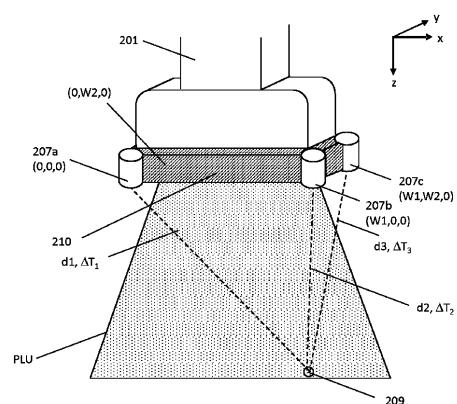


FIG. 2

【図 3 A】

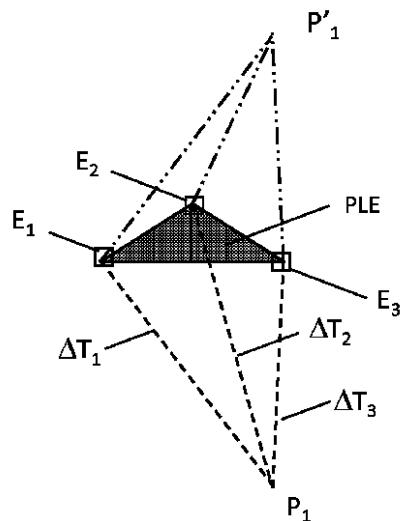


FIG. 3A

【図 3 B】

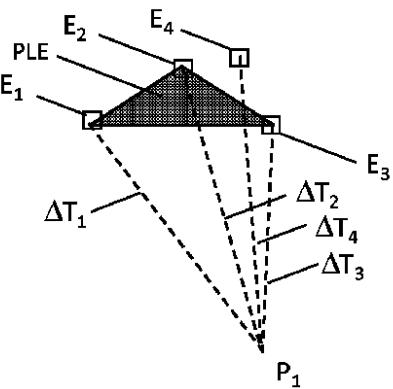


FIG. 3B

【図 3 C】

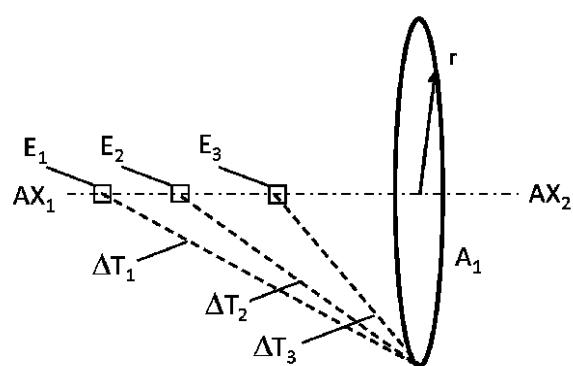


FIG. 3C

【図 4】

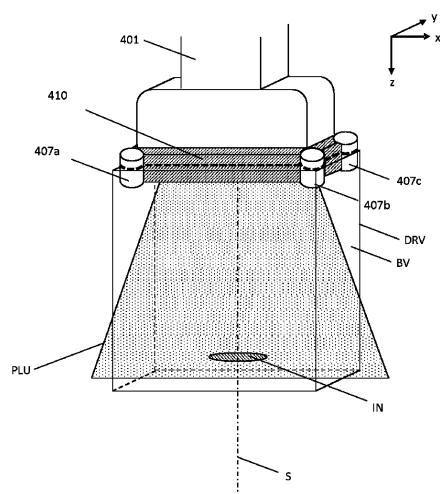


FIG. 4

【図5】

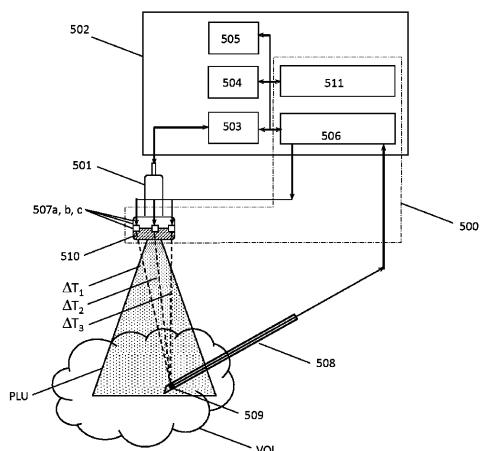


FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者 ファン デ パス ステファン

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 スタペルツ ヘンドリク ルーロフ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 芝沼 隆太

(56)参考文献 国際公開第2014/026185 (WO, A1)

特開2011-182983 (JP, A)

特開2015-198888 (JP, A)

特開2014-124319 (JP, A)

特開2003-225226 (JP, A)

実開昭57-70307 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15

G 01 S 1 / 80

G 01 S 15 / 46

G 01 S 15 / 89