

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6878434号
(P6878434)

(45) 発行日 令和3年5月26日(2021.5.26)

(24) 登録日 令和3年5月6日(2021.5.6)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/14

請求項の数 12 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2018-530879 (P2018-530879)
(86) (22) 出願日	平成28年12月2日 (2016.12.2)
(65) 公表番号	特表2018-537227 (P2018-537227A)
(43) 公表日	平成30年12月20日 (2018.12.20)
(86) 國際出願番号	PCT/EP2016/079522
(87) 國際公開番号	W02017/102369
(87) 國際公開日	平成29年6月22日 (2017.6.22)
審査請求日	令和1年11月29日 (2019.11.29)
(31) 優先権主張番号	16154967.0
(32) 優先日	平成28年2月10日 (2016.2.10)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	歐州特許庁 (EP)
(31) 優先権主張番号	62/267, 948
(32) 優先日	平成27年12月16日 (2015.12.16)
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)

(73) 特許権者	590000248 コーニングクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2
(74) 代理人	110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ
(72) 発明者	スタペルツ ヘンドリク ルーロフ オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイ テック キャンパス 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】介入デバイス認識

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ビーム形成超音波撮像システムの超音波トランステューサアレイによって放射される複数のビームによって画定される超音波場の像平面に対する介入デバイスの位置を決定する装置であって、

前記位置は、前記介入デバイスに取り付けられる超音波検出器によって検出された前記超音波トランステューサアレイによって放射された超音波信号に基づいて決定され、前記装置は、

前記超音波トランステューサアレイによって検出された超音波信号に基づいて、前記像平面に対応する再構成された超音波画像を提供する画像再構成ユニットと、

前記超音波トランステューサアレイによって放射された超音波信号と前記超音波検出器によって検出された超音波信号との相関関係に基づいて、前記像平面に対する前記介入デバイスの前記位置を特定する位置決定ユニットであって、前記位置は、前記超音波検出器と前記像平面との最短距離に対応する面外距離を含む、前記位置決定ユニットと、

複数のトランステューサ - 遠位端長さを有する幾何学的配置提供ユニットであって、各長さは、複数の介入デバイスタイプのそれぞれについて、介入デバイスの遠位端と前記介入デバイスに取り付けられる超音波検出器との所定距離に対応する、前記幾何学的配置提供ユニットと、

前記超音波場内の前記介入デバイスのタイプを示すデータを受信し、

前記タイプに基づいて、前記幾何学的配置提供ユニットから、対応するトランステュ

ーサ - 遠位端長さを選択し、

前記超音波場内の前記介入デバイスについて、前記面外距離及び前記トランスデューサ - 遠位端長さの両方を、前記再構成された超音波画像内に示す画像融合ユニットと、
を含み、

前記面外距離は、前記再構成された超音波画像内に、第 1 の形状のサイズとして示され
、

前記トランスデューサ - 遠位端長さは、前記再構成された超音波画像内に、第 2 の形状
のサイズとして示され、

前記第 1 の形状及び前記第 2 の形状は、共通の中心を共有し、前記共通の中心は、前記
超音波検出器の位置に相当する、装置。 10

【請求項 2】

前記第 1 の形状のサイズは、第 1 の円の半径であり、前記第 2 の形状のサイズは、第 2
の円の半径である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記共通の中心は、前記超音波検出器の前記位置に最も近い前記像平面内の点である、
請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記画像融合ユニットは更に、

前記第 1 の円の外周と前記第 2 の円の外周とが一致する場合、前記第 1 の円及び前記第
2 の円は、共通の円として示され、 20

次の事項：

前記共通の円の外周が、前記第 1 の円の色及び前記第 2 の円の色とは異なる色で示され
る、

前記共通の円の外周が、前記第 1 の円のコントラスト及び前記第 2 の円のコントラスト
とは異なるコントラストで示される、

前記共通の円が、破線の外周で表示される、

前記共通の円の外周が、経時的に波打つ、

のうちの少なくとも 1 つが生じるように構成される、請求項 2 又は請求項 3 に記載の裝
置。 30

【請求項 5】

超音波トランスデューサアレイを更に含む、請求項 1 から請求項 4 までのいずれか一項
に記載の装置。

【請求項 6】

介入デバイスに取り付けられた超音波検出器を有する前記介入デバイスを更に含み、

前記超音波検出器は、前記介入デバイスの遠位端から所定距離において、前記介入デバ
イブに取り付けられる、請求項 1 から請求項 5 までのいずれか一項に記載の装置。 40

【請求項 7】

前記ビーム形成超音波撮像システムは、2 D 超音波撮像プローブ、3 D 超音波撮像プロ
ーブ、経直腸的超音波断層プローブ、血管内超音波プローブ、経食道プローブ、経胸腔プロ
ーブ、経鼻プローブ、心腔内プローブの群から選択される撮像プローブを含む、請求項
1 から請求項 6 までのいずれか一項に記載の装置。 40

【請求項 8】

前記装置は、

ビーム形成超音波撮像システムの超音波トランスデューサアレイによって放射される超
音波信号を検出する超音波検出器と、

データ担体と、

を含む、介入デバイスを更に含み、

前記超音波検出器は、前記介入デバイスの遠位端から所定距離において、前記介入デバ
イブに取り付けられ、

前記データ担体は、前記介入デバイスのタイプを示すデータを含み、前記データは、前 50

記装置の前記画像融合ユニットによって受信されると、前記画像融合ユニットに、

前記装置の前記幾何学的配置提供ユニットから、前記介入デバイスのタイプについて、前記介入デバイスの前記遠位端と前記介入デバイスに取り付けられている前記超音波検出器との前記所定距離に対応するトランスデューサ - 遠位端長さを選択させ、

前記装置の前記画像再構成ユニットによって再構成された超音波画像内に、前記超音波場内の前記介入デバイスの前記トランスデューサ - 遠位端長さを示させる、請求項 1 から請求項 7 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 9】

前記超音波検出器は、ポリフッ化ビニリデン、ポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレンといった P V D F コポリマー、P (V D F - T r F E - C T F E) といった P V D F ターポリマーのような圧電性物質から形成される、請求項 8 に記載の装置。

10

【請求項 10】

前記介入デバイスは、ニードル、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、マイトラクリップ、左心耳閉鎖デバイス、ペースメーカー、静脈ライン、ドレナージライン、組織封止デバイス若しくは組織切断デバイスといった手術道具の群から選択される、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 11】

ビーム形成超音波撮像システムの超音波トランスデューサアレイによって放射される複数のビームによって画定される超音波場の像平面に対する介入デバイスの位置を決定する装置であって、前記位置は、前記介入デバイスに取り付けられる超音波検出器によって検出された前記超音波トランスデューサアレイによって放射された超音波信号に基づいて決定される、前記装置のプロセッサによって実行されると、前記プロセッサに、

20

前記超音波トランスデューサアレイによって検出された超音波信号に基づいて、前記像平面に対する超音波画像を再構成するステップと、

前記超音波トランスデューサアレイによって放射された超音波信号と前記超音波検出器によって検出された超音波信号との相関関係に基づいて、前記像平面に対する前記介入デバイスの前記位置を特定するステップであって、前記位置は、前記超音波検出器と前記像平面との最短距離に対応する面外距離を含む、前記ステップと、

前記超音波場内の前記介入デバイスのタイプを示すデータを受信するステップと、

前記タイプに基づいて、ルックアップテーブルから、前記介入デバイスの遠位端と前記介入デバイスに取り付けられる前記超音波検出器との所定距離に対応するトランスデューサ - 遠位端長さを選択するステップと、

30

前記超音波場内の前記介入デバイスについて、前記面外距離及び前記トランスデューサ - 遠位端長さの両方を、再構成された前記超音波画像内に示すステップと、

を行わせる命令を含み、

前記面外距離は、前記再構成された超音波画像内に、第 1 の形状のサイズとして示され

、前記トランスデューサ - 遠位端長さは、前記再構成された超音波画像内に、第 2 の形状のサイズとして示され、

前記第 1 の形状及び前記第 2 の形状は、共通の中心を共有し、前記共通の中心は、前記超音波検出器の位置に相当する、コンピュータプログラム。

40

【請求項 12】

前記第 1 の形状のサイズは、第 1 の円の半径であり、前記第 2 の形状のサイズは、第 2 の円の半径である、請求項 1 に記載のコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波を使用した介入デバイスの位置特定に関する。より具体的には、本発明は、超音波ベースの位置特定システムに取り付けられた介入デバイスのタイプの認識に関する。

50

【背景技術】**【0002】**

ニードル、カテーテル及び手術道具といった介入デバイスは、しばしば、それらの反射性の鏡面性、特に好ましくない入射角における反射性の鏡面性により、超音波画像内で視覚化することが難しい。

【0003】

上記問題に対する1つの解決策では、米国特許第4249539号は、医療ニードルの先端が、超音波撮像システムが出す超音波信号に反応する超音波トランスデューサを含む装置について説明している。超音波撮像システムからの超音波パルスを検出すると、トランスデューサに接続されている回路が、ニードル先端からの戻り超音波パルスの生成又は飛行時間遅延を使用した当該戻りパルスのシミュレーションを介して、超音波画像内へのニードル位置の挿入をトリガする。

10

【0004】

上記問題に対する別の解決策では、国際特許公開WO2011/138698は、器具に取り付けられた超音波受信器を用いて、超音波場内の当該器具を追跡するシステムについて説明している。超音波場の超音波ビームが超音波受信器の視野をスイープしているときに、超音波受信器によって受信された信号からビーム形成することにより、超音波受信器の3D位置が取得される。次に、超音波受信器の位置は、超音波画像内に表示される。

【0005】

国際特許公開WO2015/101949A1は、超音波プローブ、超音波スキャナ、介入ツール、複数の超音波トランスデューサ、ツールトラッカー及び画像ナビゲータを使用するツールナビゲーションシステムについて開示している。超音波スキャン中、介入ツールは、音波像平面に対して解剖学的領域内をナビゲートされ、超音波トランスデューサは、音波像平面に対する介入ツールの位置のツールトラッカーによる追跡を容易にする。グラフィカルアイコンの1つ以上の外観が、音波像平面に対する介入ツールの追跡された距離に対応して画像ナビゲータによって変調される。

20

【0006】

米国特許出願公開第2011/0282188A1号は、超音波撮像を利用するニードルガイダンスシステムについて開示している。一実施形態において、ガイダンスシステムは、身体内部の標的の画像を生成するためのプローブを含む撮像デバイスを含む。プローブ上の1つ以上のセンサが、ニードル内に含まれている磁石の磁場を検知する。システムは、標的の画像と共にニードルの位置及び/又は向きを表示するディスプレイを含む。

30

【0007】

国際特許公開WO2014/207666A1は、超音波を用いて器具を追跡するシステムについて開示している。システムは、超音波エネルギーを送受信するプローブと、プローブと関連付けられ、使用時にプローブと共に移動するトランスデューサとを含む。医療器具は、プローブから受信される超音波エネルギーに反応するセンサを含む。制御モジュールが、メモリに格納され、プローブ及びセンサから受信される超音波エネルギーを解釈することで医療器具の3次元位置が決定され、トランスデューサからの信号をプローブに注入して画像内のセンサの位置がハイライトされる。

40

【0008】

米国特許出願公開第2010/0298704A1号は、位置マーカを備えた超音波トランスデューサと、位置マーカを備えたニードルとを有する超音波システムについて開示している。位置マーカによって、トランスデューサ及びニードルの位置並びに向きが決定される。ディスプレイが、トランスデューサを介して取得された超音波画像と、超音波画像の平面上へのニードルの長手軸の投射を表すグラフィカル要素とを表示する。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0009】**

上記システムの欠点は、決定され、その後超音波画像内に表示されるのは、超音波検出

50

器の位置であるということから生じる。通常、ユーザは、超音波検出器自体の位置ではなく、ニードルの遠位端といった器具の特定の機能部分の位置に关心を持っている。しかし、このような器具の機械的制約によって、随意に、例えばニードルの先端に超音波検出器を配置することができない。ニードルの先端では、超音波検出器は挿入を妨げる可能性があるからである。既知の位置特定システムの別の欠点は、それらが平面超音波撮像システムと合わせて使用される場合に、より明確に生じる。追跡される超音波検出器と器具上の機能部分との分離により、超音波検出器は、機能部分が面内であるときに、面外である場合があるが、これは、超音波下では良く見えない。したがって、いつニードルの先端といった器具の機能部分が平面内にあるかを示すことが有益である。

【課題を解決するための手段】

10

【0010】

既知の位置特定システムの欠点を軽減するために、ビーム形成超音波撮像システムの超音波トランスデューサアレイによって放射される複数のビームによって画定される超音波場の像平面に対する介入デバイスの位置を決定する装置が提供される。当該位置は、介入デバイスに取り付けられる超音波検出器によって検出された超音波トランスデューサアレイによって放射された超音波信号に基づいて決定される。装置は、画像再構成ユニットと、位置決定ユニットと、幾何学的配置提供ユニットと、画像融合ユニットとを含む。画像再構成ユニットは、超音波トランスデューサアレイによって検出された超音波信号に基づいて、像平面に対応する再構成された超音波画像を提供する。位置決定ユニットは、超音波トランスデューサアレイによって放射された超音波信号と超音波検出器によって検出された超音波信号との相関関係に基づいて、像平面に対する介入デバイスの位置を特定する。更に、介入デバイスの位置は、超音波検出器と像平面との最短距離に対応する面外距離を含む。幾何学的配置提供ユニットは、複数のトランスデューサ - 遠位端長さを有する。各長さは、複数の介入デバイスタイプのそれぞれについて、介入デバイスの遠位端と介入デバイスに取り付けられる超音波検出器との所定距離に対応する。画像融合ユニットは、i) 超音波場内の介入デバイスのタイプを示すデータを受信し、ii) 介入デバイスのタイプに基づいて、幾何学的配置提供ユニットから、対応するトランスデューサ - 遠位端長さを選択し、iii) 超音波場内の介入デバイスについて、面外距離及びトランスデューサ - 遠位端長さの両方を、再構成された超音波画像内に示す。

20

【0011】

30

したがって、超音波場内の介入デバイスの位置を追跡するために使用可能な装置が提供される。追跡される介入デバイスの具体的なタイプに応じて、幾何学的配置提供ユニットは、対応するトランスデューサ - 遠位端長さを選択し、これを、再構成された画像内に、超音波トランスデューサの面外距離と一緒に示す。したがって、装置は、介入デバイスの遠位端の位置の決定を向上させる。更に、トランスデューサ - 遠位端長さ及び面外距離の両方が再構成された画像内に示されるので、像平面との関連での介入デバイスの遠位端の位置がより正確に決定される。

【0012】

本発明の別の態様によれば、画像融合ユニットは更に、i) 面外距離を、再構成された超音波画像内に、第1の円の半径として示し、ii) トランスデューサ - 先端長さを、再構成された超音波画像内に、第2の円の半径として示す。第1の円及び第2の円は、共通の中心を共有し、共通の中心は、超音波検出器の位置に相当する。したがって、介入デバイスの先端が面内にあると、第1の円及び第2の円が一致するので、ビーム形成超音波撮像システムの像平面に対する介入デバイスの遠位端の位置の決定が向上される。

40

【0013】

本発明の別の態様によれば、上記装置との使用に適応された介入デバイスが説明される。介入デバイスは、超音波検出器とデータ担体とを含む。超音波検出器は、ビーム形成超音波撮像システムの超音波トランスデューサアレイによって放射される超音波信号を検出する。更に超音波検出器は、介入デバイスの遠位端から所定距離において、介入デバイスに取り付けられる。データ担体は、介入デバイスのタイプを示すデータを含む。更にこの

50

データは、装置の画像融合ユニットによって受信されると、当該画像融合ユニットに、i) 装置の幾何学的配置提供ユニットから、介入デバイスタイプについて、介入デバイスの遠位端と介入デバイスに取り付けられている超音波検出器との所定距離に対応するトランステューサ - 遠位端長さを選択させ、ii) 請求項1の装置の画像再構成ユニットによって再構成された超音波画像内に、超音波場内の介入デバイスのトランステューサ - 遠位端長さを示させる。

【0014】

したがって、介入デバイスのデータ担体に保存されるデータは、装置によって受信されると、ビーム形成超音波撮像システムの像平面に対する介入デバイスの遠位端の位置の決定を向上させるというメリットをもたらす。

10

【0015】

本発明の別の態様によれば、コンピュータプログラムプロダクトが開示される。コンピュータプログラムプロダクトは、装置と組み合わせて使用される。

【0016】

なお、装置に関連して説明される様々な態様又は実施形態は、介入デバイスの態様又は実施形態並びにコンピュータプログラムプロダクトの態様及び実施形態と組み合わせて又は独立して使用されてもよく、また、その反対も同様である。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、介入デバイス11及び本発明の第1の実施形態10と組み合わせてビーム形成超音波撮像システム15を示す。

20

【図2】図2は、複数の対応する介入デバイスタイプTのそれぞれに対する複数のトランステューサ - 遠位端長さL_{td}eを含む例示的なルックアップテーブル23を示す。

【図3】図3は、関心領域ROIを含み、面外距離D_{op}及びトランステューサ - 遠位端長さL_{td}eの両方がそれぞれ円C_{op}及びC_{de}で示される再構成された超音波画像RUIを示す。

【図4】図4は、本発明の第1の実施形態との使用に適した介入デバイス41を示す。

【図5】図5は、図1の装置10に従って行われる様々な方法ステップ又は命令を示す。

【発明を実施するための形態】

【0018】

30

本発明の原理を説明するために、医療ニードルによって例示される介入デバイスの位置が、2D超音波撮像プローブの線形アレイが出すビームによって画定される超音波場の像平面内で決定される様々なシステムが説明される。

【0019】

しかし、当然ながら、本発明は、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、マイトラクリップ、左心耳閉鎖デバイス、大動脈弁、ペースメーカー、静脈ライン、ドレナージライン、組織封止デバイス又は組織切断デバイスといった手術道具といった他の介入デバイスの位置の決定にも応用される。

【0020】

40

更に、当然ながら、本発明は、3D撮像プローブの2Dアレイ、「TRUS」経直腸的超音波断層プローブ、「IVUS」血管内超音波プローブ、「TEE」経食道プローブ、「TTE」経胸腔プローブ、「TNE」経鼻プローブ、「ICE」心腔内プローブといった平面像を提供するように構成された他のタイプの撮像プローブ及び他のタイプの超音波アレイを有するビーム形成超音波撮像システムにも応用される。

【0021】

図1は、介入デバイス11及び本発明の第1の実施形態10と組み合わせてビーム形成超音波撮像システム15を示す。図1では、ビーム形成超音波撮像システム15は、画像再構成ユニットIRU、撮像システムプロセッサISP、撮像システムインターフェースISI及びディスプレイDISPと通信する2D超音波撮像プローブ18を含む。ユニッ

50

ト I R U、 I S P、 I S I 及び D I S P は、従来では、コンソール内に設置されている。 2 D 超音波撮像プローブ 18 は、当該コンソールと有線を介して通信する。例えば光学、赤外線又は R F 通信リンクを使用するワイヤレス通信が有線リンクに取って代わることも考えられる。ユニット I R U、 I S P、 I S I 及び D I S P のうちの幾つかが、例えば P h i l i p s 社の V I S I Q 超音波撮像システムの場合と同様に、 2 D 超音波撮像プローブ 18 内に設置されることも考えられる。図 1 では、 2 D 撮像プローブ 18 は、関心ボリューム V O I をインターフェトする超音波場内で超音波エネルギーを送受信する線形超音波トランスデューサアレイ 14 を含む。図 1 では、超音波場は扇形であり、像平面 12 を画定する複数の超音波ビーム $B_1 \dots k$ を含む。ビーム形成超音波撮像システム 15 は更に、ビーム $B_1 \dots k$ 内の超音波信号を生成及び検出するために、 2 D 超音波撮像プローブ 18 によって送受信される信号の位相を増幅及び / 又は調整する電子ドライバ及び受信器回路（図示せず）を含む。したがって、電子ドライバ及び受信器回路は、放射及び / 又は受信した超音波ビームの方向をステアリングするために使用される。 10

【 0 0 2 2 】

使用時、ビーム形成超音波撮像システム 15 は、次のやり方で操作される。操作者が、撮像システムインターフェース I S I を用いて超音波検査手順を計画する。操作手順が選択されると、撮像システムインターフェース I S I は、撮像システムプロセッサ I S P をトリガして、 2 D 超音波撮像プローブ 18 に送信される信号を生成し、 2 D 超音波撮像プローブ 18 によって検出される信号を解釈する応用特有のプログラムを実行させる。ビーム形成超音波撮像システム 15 は更に、当該プログラムを記憶するメモリ（図示せず）を含む。メモリは、例えば撮像プローブ 18 によって送信される及び / 又は受信される一連の超音波信号を制御する超音波ビーム制御ソフトウェアを記憶する。撮像システムプロセッサ I S P の一部を形成してもよい画像再構成ユニット I R U は、撮像プローブ 18 から受信したデータを、像平面 12 に対応し、したがって、関心ボリューム V O I をインターフェトする画像に再構成し、次に、この画像を、ディスプレイ D I S P を用いて表示する。再構成された画像は、例えば「 2 D モード」画像とも知られる超音波輝度モード（「 B モード」）画像、「 C モード」画像若しくはドップラーモード画像、又は、実際には任意の超音波平面像であってよい。 20

【 0 0 2 3 】

図 1 には更に、介入デバイス 11 と、ビーム形成超音波撮像システム 15 の像平面 12 に対する介入デバイス 11 の位置を追跡するように使用される本発明の第 1 の実施形態 10 とが示される。本発明の第 1 の実施形態 10 は、画像再構成ユニット I R U、位置決定ユニット P D U、幾何学的配置提供ユニット G P U 及び画像融合ユニット I F U を含み、これらのユニットはそれぞれ、相互接続矢印によって示されるように互いに通信する。追跡される介入デバイス 11 は、介入デバイス 11 の遠位端 17 から所定距離 L t d e に配置される超音波検出器 16 を含む。 30

【 0 0 2 4 】

使用時、介入デバイス 11 の位置、より具体的には、それに取り付けられている超音波検出器 16 の位置は、超音波トランスデューサ 16 によって検出されるビーム $B_1 \dots k$ に対応する超音波信号に基づいて位置決定ユニット P D U によって、像平面 12 に対して追跡される。位置決定ユニット P D U は、超音波トランスデューサアレイによって放射された超音波信号と超音波検出器によって検出された超音波信号との相関関係に基づいて、超音波検出器 16 の位置を特定する。より具体的には、この相関関係は、 i) 各ビーム $B_1 \dots k$ の放射と、超音波検出器 16 によるその検出との間の時間遅延と、 i i) 超音波検出器によって検出された各ビームに対応する超音波信号の振幅とに基づいてよい。より詳細には、相関関係は、基本的に、放射された超音波信号のシーケンスに基づいて、検出された超音波信号に最も厳密に一致した超音波検出器 16 の位置を決定する。これは次の通りに説明される。超音波検出器 16 が像平面 12 の近くにある場合、ビーム $B_1 \dots k$ のうちの最も近いものから検出器への超音波信号が大きい振幅で検出される。一方で、より離れたビームは、比較的小さい振幅で検出される。この振幅は、エミッタと検出器との間 40

のレンジと、検出器 16 と像平面 12 との面外距離 D_{op} とに依存して変化するようにモデル化される。更に、ビームの放射と検出との間の時間遅延は、各放射ビームについてのエミッタと検出器との間のレンジに依存する。レンジは、時間遅延に超音波伝搬速度をかけることによって求められる。超音波トランスデューサによって放射される超音波信号と超音波検出器によって検出される超音波信号との相関関係は、像平面 12 に対する超音波検出器 16 の最適位置を決定する。面外距離は、超音波像平面に対する検出器の位置を三角法で測ることによっても得られる。

【 0 0 2 5 】

第 1 の実施形態の幾何学的配置提供ユニット G P U は、複数のトランスデューサ - 遠位端長さを有する。更に、各長さは、複数の介入デバイスのタイプのそれについて、介入デバイスの遠位端と介入デバイスに取り付けられた超音波検出器との所定距離に対応する。幾何学的配置提供ユニット G P U は、例えばルックアップテーブルによって提供される。図 2 は、複数の対応する介入デバイスタイプ T のそれについての複数のトランスデューサ - 遠位端長さ L_{td} を含む例示的なルックアップテーブル 23 を示す。図 2 のルックアップテーブル 23 は、図 1 の幾何学的配置提供ユニット G P U に使用されてよい。図 1 では、タイプ T_1 は、例えばその遠位端から 5.0 mm のところに配置された超音波トランスデューサを有する血管アクセスニードルに対応し、タイプ T_2 は、例えばカテーテルであり、例示的な介入デバイスタイプ T_3 は、組織封止ツールである。他のタイプの介入デバイスも、同じようにルックアップテーブルに含まれてよい。

【 0 0 2 6 】

第 1 の実施形態の画像融合ユニット I F U は、超音波場内の介入デバイスのタイプ T を示すデータを受信する。更に、画像融合ユニット I F U は、介入デバイスのタイプ T に基づいて、上記幾何学的配置提供ユニット G P U から、対応するトランスデューサ - 遠位端長さ L_{td} を選択し、画像再構成ユニット I R U によって再構成された超音波画像内に、超音波場内の介入デバイスの面外距離 D_{op} 及びトランスデューサ - 遠位端長さ L_{td} の両方を示す。面外距離 D_{op} 及びトランスデューサ - 遠位端長さ L_{td} は共に、画像融合ユニット I F U によって再構成された画像内に示されるので、いつ介入デバイスの遠位端が像平面 12 内にあるのかがすぐに明らかである。更に、幾何学的配置提供ユニット G P U から対応するトランスデューサ - 遠位端長さ L_{td} を自動的に選択する画像融合ユニット I F U は、追跡システムが、様々なタイプの介入デバイスと共に動作し、再構成された超音波画像内にそれらの幾何学的配置を正しく示すことができる。

【 0 0 2 7 】

画像融合ユニット I F U 、幾何学的配置提供ユニット G P U 、位置決定ユニット P D U 及び画像再構成ユニット I R U の各ユニットは、各自の機能を行うための命令を含む 1 つ以上のプロセッサによって提供される。更に、これらのユニットのうちの 1 つ以上は、ビーム形成超音波撮像システム 15 の撮像システムプロセッサ I S P によって提供されてもよい。

【 0 0 2 8 】

一実施態様では、介入デバイスのタイプ T は、介入デバイスに関連付けられたデータ担体からワイヤレスに画像融合ユニット I F U によって受信される。この例では、データ担体は、例えば R F I D チップ、バーコード又は Q R コード（登録商標）である。別の例では、データは、データ担体との有線通信を介して受信される。例えば介入デバイスに関連付けられたメモリから受信される。したがって、データ担体は、例えば R F I D チップ、リニア若しくはマトリクスバーコードといったバーコード若しくは O R コード、メモリ、又は、実際には任意のマシン可読データ担体である。したがって、画像融合ユニットは、バーコードリーダ、R F I D リーダ、又は、メモリを読み出す、データ担体内のデータを読み出すデータリーダといったリーダを含む。或いは、ユーザが当該データを手動で画像融合ユニットに入力してもよい。

【 0 0 2 9 】

面外距離 D_{op} 及びトランスデューサ - 遠位端長さ L_{td} は、再構成された超音波画

10

20

30

40

50

像内に、数値インジケータの形の手段、ダイアル、又は、距離若しくは長さに対応するサイズを有する形状を含む様々な手段によって示される。これは、例えば再構成された画像上にオーバーレイ画像として、即ち、インジケータからのデータを超音波画像と融合することによって提供されてもよい。所望の指示を提供するために、様々な色を使用してもよい。図3に示される好適な一例では、円がインジケータとして使用される。図3は、関心領域ROIを含み、面外距離Dop及びトランスデューサ-遠位端長さL_{td}eの両方がそれぞれ円C_{op}及び円C_{de}として示される再構成された超音波画像RUIを示す。この例では、画像融合ユニットIFUは、面外距離を、再構成された超音波画像内に、第1の円C_{op}の半径として示し、トランスデューサ-先端長さを、再構成された超音波画像内に、第2の円C_{de}の半径として示す。更に、第1の円及び第2の円は、共通の中心を共有し、共通の中心は、超音波検出器の位置に相当する。図3Aでは、介入デバイスの先端は、幾分、面外であり、円C_{op}の半径がC_{de}の半径を超えることによって示されるよう、D_{op} > L_{td}eである。介入デバイスの先端が像平面に向かって前進させられるにつれて、図3Bに示されるように、円C_{op}及び円C_{de}の半径差は減少する。介入デバイスの先端が面内であると、円C_{op}及び円C_{de}の半径は同じで、円の外周が一致する。このように、ユーザは、超音波像平面に対する介入デバイスの先端の位置の決定において支援される。像平面上の介入デバイスの先端の実際の位置に関しては、2つの円の共通の中心が、超音波検出器の位置に最も近い点に置かれる。しかし、介入デバイスの先端の正確な位置は、介入デバイス先端と超音波検出器との間の線の像平面に対する角度に依存する。介入デバイスのビーム形成超音波撮像システムとの従来の使用では、この線は、通常、像平面に対してほぼ垂直であり、したがって、先端は、円の共通の中心に位置する。この垂直構成の確認は、関心領域ROIへの介入デバイスの挿入中にユーザに提供される。というのは、この構成において、共通の中心は、挿入中、像平面に対して固定位置に留まるからである。この線が、垂直位置から外れるにつれて、超音波画像内の先端の位置は、共通の中心から離れるが、常に円C_{de}内である。介入デバイスが関心領域に挿入されると、ビーム形成超音波撮像システムによって提供される介入デバイスの先端の中間画像と、関心領域の一部の変位とが更に、円によって提供される指示を確定する。

【0030】

任意選択的に、画像融合ユニットは更に、第1の円の外周と第2の円の外周とが一致する場合、第1の円及び第2の円は共通円として示され、次の事項：i) 共通円の外周が第1の円の色及び第2の円の色とは異なる色で示される、ii) 共通円の外周が第1の円のコントラスト及び第2の円のコントラストとは異なるコントラストで示される、iii) 共通円が破線外周で表示される、iv) 共通円の外周が経時に波打つ、のうちの少なくとも1つが生じるように構成される。共通円におけるこれらの指示は、介入デバイスの先端が、超音波撮像システムの像平面に対して面内であることをユーザに知らせる。

【0031】

図4は、本発明の第1の実施形態との使用に適した介入デバイス41を示す。介入デバイスは、超音波検出器46と、データ担体49とを含む。超音波検出器は、ビーム形成超音波撮像システムの超音波トランスデューサアレイによって放射される超音波信号を検出する。超音波検出器46は、介入デバイス41の遠位端47から所定距離L_{td}eにおいて、介入デバイス41に取り付けられる。データ担体49は、介入デバイス41のタイプTを示すデータを含む。更に、このデータは、本発明の第1の実施形態の画像融合ユニットIFUによって受信されると、画像融合ユニットIFUに、i) 本発明の第1の実施形態の幾何学的配置提供ユニットGPUから、介入デバイスのタイプTについて、介入デバイス41の遠位端47と、介入デバイス41に取り付けられている超音波検出器46との所定距離に対応するトランスデューサ-遠位端長さL_{td}eを選択させ、ii) 本発明の第1の実施形態の画像再構成ユニットIRUによって再構成された超音波画像RUI内に、超音波場内の介入デバイスのトランスデューサ-遠位端長さL_{td}eを示せる。

【0032】

図4では、データ担体49は、例えば線形若しくはマトリクスバーコードといったバー

10

20

30

40

50

コード若しくはQRコード（登録商標）、RFIDチップ、メモリ、又は、実際には任意のマシン可読データ担体であってよい。データ担体は、接着剤を含む様々な既知の手段によって、介入デバイスに取り付けられても、プリンティング、エッティング等によって塗布されてもよい。更に、介入デバイス41上に配置されているものとして図示されているが、データ担体49は、例えば滅菌の理由から、介入デバイス41のパッケージ上に配置されてもよい。

【0033】

したがって、図4の介入デバイスが本発明の第1の実施形態、即ち、図1におけるアイテム10と共に使用されると、画像融合ユニットIFUによって受信されるデータによって、ビーム形成超音波撮像システムの像平面に対する介入デバイスの位置の決定が向上されるという技術的効果が可能となる。

10

【0034】

任意選択的に、データ担体のデータは、図1の画像融合ユニットIFUによって受信されると、当該画像融合ユニットに更に、トランスデューサー・先端長さを、再構成された超音波画像内に、第2の円、即ち、図3におけるCdeの半径として示させる。

20

【0035】

任意選択的に、データ担体のデータは、図1の画像融合ユニットIFUによって受信されると、当該画像融合ユニットに更に、再構成された超音波画像内に、超音波検出器と像平面との最短距離に対応する面外距離Dopを、本発明の第1の実施形態の位置決定ユニットPDUによって決定された通りに示させる。

20

【0036】

任意選択的に、データ担体のデータは、図1の画像融合ユニットIFUによって受信されると、当該画像融合ユニットに更に、面外距離Dopを、再構成された超音波画像RUI内に、第1の円Copの半径として示させ、第1の円Cop及び第2の円Cdeは、共通の中心を共有し、共通の中心は、超音波検出器の位置に相当する。

30

【0037】

有利なことに、画像融合ユニットIFU内でトリガされるこれらの追加の効果は、ビーム形成超音波撮像システムの像平面に対する介入デバイスの位置の決定の精度を向上させる。

【0038】

図1及び図4に示される例示介入デバイスは、ニードルであるが、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、マイトラクリップ、左心耳閉鎖デバイス、大動脈弁、ペースメーカー、静脈ライン、ドレナージライン、組織封止デバイス若しくは組織切断デバイスといった手術道具などの他のタイプの介入デバイスが、上記超音波検出器を用いて同様に追跡されることも可能である。

30

【0039】

図1及び図4に示される超音波検出器46は、幾つかの圧電性物質によって提供されてよく、硬質及び軟質の圧電性物質が共に適している。好適には、超音波検出器46は、PVDFとも知られるポリフッ化ビニリデンから形成される。PVDFの機械的性質及び製造工程によって、PVDFが、ニードルといった曲面に取り付けられるようになる。別の物質は、ポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレンといったPVDFコポリマー、P(VDF-TrFE-CTFE)といったPVDFターポリマーを含む。好適には、超音波検出器は、軸の周りの約360度の回転の検知を提供するように、介入デバイスの軸の周りに巻き付けられているが、必ずしもそうある必要はない。更に、超音波検出器は、検出した超音波信号を図1の位置決定ユニットPDUに通信するための図4には図示されていない様々な有線又は無線通信モジュールを含んでよい。好適には、介入デバイスには、単一の上記超音波検出器、即ち、上記超音波検出器が1つだけ配置される。有利なことに、これは、介入デバイスのフォームファクタ、存在しうる任意の電気的相互接続部及び任意の検出された超音波信号の処理を単純化する。或いは、2つ以上の超音波検出器を使用して、

40

50

位置冗長性及び／又は介入デバイスの軌道の指示が提供されてもよい。

【0040】

図5は、図1の装置10に従って行われる様々な方法ステップ又は命令を示す。命令は、コンピュータプログラムプロダクトに保存され、1つ以上のプロセッサによって実行される。方法ステップは、i) 超音波トランスデューサアレイによって検出された超音波信号に基づいて、像平面に対応する超音波画像を再構成するステップ(RECON)と、ii) 超音波トランスデューサアレイによって放射された超音波信号と超音波検出器によって検出された超音波信号との相関関係に基づいて、また、任意選択的に、各ビームの放射と超音波検出器によるその検出との間の時間遅延に基づいて、また、任意選択的に、超音波検出器によって検出された各ビームに対応する超音波信号の振幅に基づいて、像平面に対する介入デバイスの位置を特定するステップ(IDEN)であって、介入デバイスの位置は、超音波検出器と像平面との最短距離に対応する面外距離を含む、上記ステップ(IDEN)と、iii) 超音波場内の介入デバイスのタイプを示すデータを受信するステップ(RECD)と、iv) 介入デバイスのタイプに基づいて、ルックアップテーブルから、介入デバイスの遠位端と、介入デバイスに取り付けられている超音波検出器との所定距離に対応するトランスデューサ-遠位端距離を選択するステップ(SEL)と、v) 再構成された超音波画像内に、超音波場内の介入デバイスについて、外面距離及びトランスデューサ-遠位端長さの両方を示すステップ(INDIC)とを含む。命令は更に、図1に関連して、本明細書において説明した1つ以上の追加のステップを含んでもよい。

【0041】

コンピュータプログラムプロダクトは、専用ハードウェア、又は、適切なソフトウェアと関連してソフトウェアを実行可能なハードウェアによって提供される。プロセッサによって提供される場合、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、複数の個別のプロセッサによって提供可能であり、個別のプロセッサのうちの幾つかは共有されてよい。更に、「プロセッサ」又は「コントローラ」との用語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行可能なハードウェアを排他的に指すと解釈されるべきではなく、デジタル信号プロセッサ(DSP)ハードウェア、ソフトウェアを保存する読み出し専用メモリ(ROM)、ランダムアクセスメモリ(RAM)、不揮発性記憶装置等を暗に含むが、これらに限定されない。更に、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る又は当該コンピュータ若しくはシステムに関連して使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能であるコンピュータプログラムプロダクトの形を取ることができる。この説明のために、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、命令実行システム、装置若しくはデバイスによる又は当該システム、装置若しくはデバイスに関連して使用されるプログラムを含む、保存する、通信する、伝搬する又は運搬する任意の装置であってよい。媒体は、電子、磁気、光学、電磁、赤外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)又は伝搬媒体であってよい。コンピュータ可読媒体の例として、半導体若しくは固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能なフロッピー(登録商標)ディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読み出し専用メモリ(ROM)、剛性磁気ディスク及び光学ディスクが挙げられる。光学ディスクの現在の例には、コンパクトディスク-読み出し専用メモリ(CD-ROM)、コンパクトディスク-読み出し/書き込み(CD-R/W)、ブルーレイ(商標)及びDVDが含まれる。

【0042】

図1から図4までに関連して上で説明された第1の好適な実施形態では、介入デバイスのデータ担体は、ニードルのタイプを示すデータを含む。第2の実施形態では、データ担体は、上記に加えて又は代えて、介入デバイスの遠位端と、介入デバイスに取り付けられている超音波検出器との所定距離に対応するトランスデューサ-遠位端長さL_{td}eを示すデータを含む。したがって、この第2の実施形態では、幾何学的配置提供ユニットは、図1から省略されてもよい。更に、図1の画像融合ユニットIFUが代わりに、介入デバイスのトランスデューサ-遠位端長さL_{td}eを示すデータを受信し、再構成された超音

10

20

30

40

50

波画像内に、面外距離 D_{op} 及びトランスデューサ - 遠位端長さ L_{tde} の両方を示してもよい。つまり、この実施形態では、ニードルのタイプは、もはやルックアップテーブル処理に使用されず、データ担体が、介入デバイスの遠位端と、介入デバイスに取り付けられている超音波検出器との距離を保存する。

【0043】

第1又は第2の実施形態と組み合わせて又は代替として使用されてよい本発明の第3の実施形態では、データ担体は、次の事項：超音波トランスデューサと介入デバイスの遠位端との間に延在する軸に沿った超音波検出器の長さ、超音波トランスデューサと介入デバイスの遠位端との間に延在する軸に垂直な超音波検出器の幅、のうちの1つ以上を示すデータフィールドを含む。このようなデータは更に、画像融合ユニットIFUによって、再構成された画像内に示されてよい。各パラメータが、例えば第1の円 C_{op} 又は第2の円 C_{de} の外周の厚さの形で、又は、超音波トランスデューサの規模に対応する半径を有し、第2の円 C_{de} と共に中心を共有する第3の円によって示されてよい。このようにすると、第3の円の外周の厚さ又は規模は、超音波検出器の有限の長さ及び幅から生じる介入デバイスの位置の不確実性を示す。これらのデータフィールドはいずれもデータ担体に保存され、したがって、そこから画像融合ユニットIFUによって受信されるか、又は、介入デバイスのタイプと関連付けられ、図2のルックアップテーブルと同様のルックアップテーブルに保存され、したがって、画像融合ユニットIFUによって、幾何学的配置提供ユニットGPUから受信されてもよい。

10

【図1】

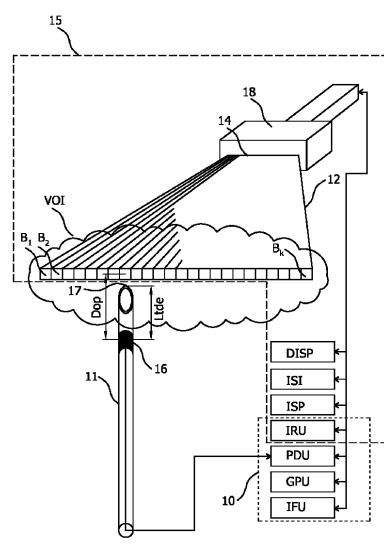


FIG. 1

【図2】

T	L _{tde}
T ₁	5.0 mm
T ₂	3.5 mm
T ₃	10.1 mm

23

FIG. 2

【図3A】

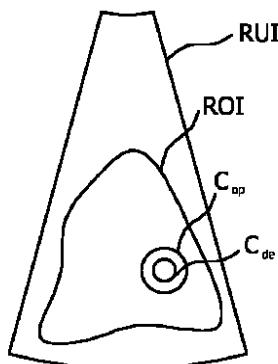


FIG. 3A

【図 3 B】

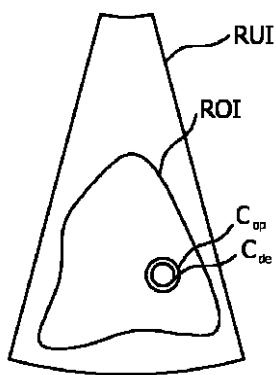


FIG. 3B

【図 3 C】

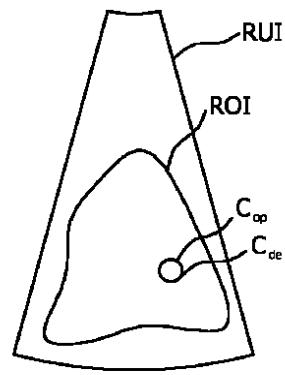


FIG. 3C

【図 4】

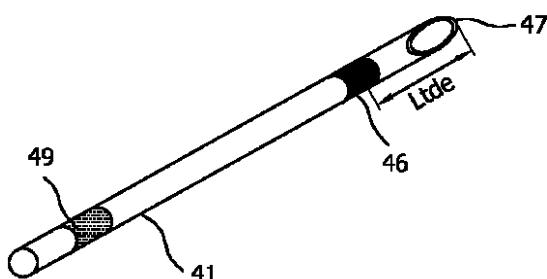


FIG. 4

【図 5】

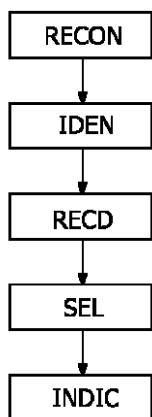


FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者 スナイデル カリナ

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 ジャイン アーミート クマー

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 デ ワイス ウィレム ヤン アレンド

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 佐々木 龍

(56)参考文献 國際公開第2015/101949 (WO, A1)

特表2013-526959 (JP, A)

特開2014-028125 (JP, A)

國際公開第2015/091409 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15