

(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2019-532711

(P2019-532711A)

(43) 公表日 令和1年11月14日(2019.11.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2019-516391 (P2019-516391)
 (86) (22) 出願日 平成29年9月29日 (2017. 9. 29)
 (85) 翻訳文提出日 平成31年3月26日 (2019. 3. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/074905
 (87) 国際公開番号 WO2018/060499
 (87) 国際公開日 平成30年4月5日 (2018. 4. 5)
 (31) 優先権主張番号 16191651.5
 (32) 優先日 平成28年9月30日 (2016. 9. 30)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 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
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 介入装置の機能の追跡

(57) 【要約】

本発明は、ビーム形成超音波イメージングシステム (15) の超音波イメージングプローブ (18) によって規定される画像面 (12) に関して介入装置 (11) の介入装置特徴 (11a) の位置を示すためのシステムであって、介入装置特徴 (11a) の位置は、超音波イメージングプローブ (18) と介入装置特徴 (11a) から所定の距離 (L_p) で介入装置に取り付けられる超音波トランスデューサ (16) との間で送信される超音波信号に基づいて決定される、システムに関する。アイコン提供ユニット (IPU) は、所定の距離 (L_p) に対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコン (Cde) を提供する。第一のアイコン (Cde) は、ビーム形成超音波イメージングシステムからの再構成超音波画像 (RUI) を含む融合画像内に表示される。

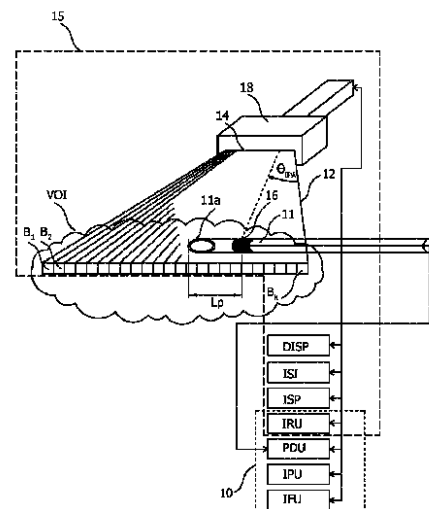


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ビーム形成超音波イメージングシステムの超音波イメージングプローブによって規定される画像面に関して介入装置の介入装置特徴の位置を示すためのシステムであって、前記介入装置特徴の前記位置は、前記超音波イメージングプローブと、前記介入装置特徴から所定の距離で前記介入装置に取り付けられる超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて決定され、前記システムは、

前記超音波イメージングプローブによって規定される画像面に対応する再構成超音波画像を提供するように構成される画像再構成ユニットと、

前記超音波イメージングプローブと前記超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて、前記画像面に関して前記超音波トランスデューサの位置を計算するように構成される位置決定ユニットと、

前記超音波トランスデューサと前記介入装置特徴との間の前記所定の距離に対応する半径を備える円形ゾーンを示す第一のアイコンを提供するように構成されるアイコン提供ユニットと、

前記再構成超音波画像と前記第一のアイコンとを有する融合画像を提供するように構成される画像融合ユニットであって、前記第一のアイコンは、前記画像面上への前記超音波トランスデューサの前記位置の投影に対応する挿入ポイントで、前記再構成超音波画像の中心に置かれる、画像融合ユニットと

を有する、システム。

【請求項 2】

前記第一のアイコンは、前記介入装置特徴の可能な位置の範囲に対応する前記画像面の一部を規定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記位置決定ユニットによって計算される前記位置が、前記超音波トランスデューサと前記画像面との間の距離に対応する面外距離を含み、

前記画像融合ユニットは、前記面外距離に従って変化する半径を備える円形ゾーンを示す第二のアイコンを前記融合画像内に提供するようにさらに構成される、

請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記第一のアイコンと前記第二のアイコンとが共通の中心を共有する、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記画像融合ユニットは、前記面外距離が、前記所定の距離より短い、又は等しいとき、前記第一のアイコン及び前記第二のアイコンのうちの少なくとも一方の外観を変化させるようにさらに構成される、請求項 3 乃至 4 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記第一のアイコン及び前記第二のアイコンはそれぞれ周囲を有し、前記第一のアイコン及び前記第二のアイコンの少なくとも一方の外観は、

前記第一のアイコン又は前記第二のアイコンの前記周囲の色を変更させること、

前記第一のアイコン又は前記第二のアイコンの前記周囲のコントラストを変更させること、

前記第一のアイコン又は前記第二のアイコンの前記周囲をドット又はダッシュで示すこと

前記第一のアイコン又は前記第二のアイコンの前記周囲を時間に渡ってパルスさせること

のうちの少なくとも1つによって変更されるように構成される、

請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記第二のアイコンの前記半径は、前記第一のアイコンの前記半径に等しい最小値を有

10

20

30

40

50

し、前記第二のアイコンの前記半径は、前記面外距離が、前記所定の距離より短い、又は等しいとき、前記最小値に制限される、請求項 3 乃至 6 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 8】

前記介入装置特徴が、
前記介入器具の遠位端、
前記介入装置内のチャンネルの開口部、
前記介入装置の生検サンプリングポイント、
前記介入装置のカッティングエッジ、
前記介入装置のセンサ、
前記介入装置に組み込まれる外科用器具、
前記介入装置のドラッグデリバリーポイント、
前記介入装置のエネルギーデリバリーポイント

10

のうちの 1 つである、請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

前記超音波イメージングプローブは、i) 超音波トランスレーバアレイ、又は ii) 前記超音波イメージングプローブに取り付けられる少なくとも 3 つの超音波エミッタの何れかをさらに有し、前記位置決定ユニットは、前記超音波トランスレーバアレイと前記超音波トランスデューサとの間、又は前記超音波イメージングプローブに取り付けられる前記少なくとも 3 つの超音波エミッタと前記超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて、それぞれ前記画像面に関して前記超音波トランスデューサの前記位置を計算するように構成される、請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載のシステム。

20

【請求項 10】

前記超音波イメージングプローブは、2D 超音波イメージングプローブ、3D 超音波イメージングプローブ、経直腸超音波検査プローブ、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、心臓内プローブのグループから選択される、請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 11】

超音波トランスデューサが取り付けられる介入装置をさらに有する、請求項 1 乃至 10 の何れか一項に記載のシステム。

30

【請求項 12】

前記介入装置が、医用針、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、電極、ロボット、フィルタ装置、バルーン装置、ステント、僧帽弁クリップ、左心耳閉鎖装置、大動脈弁、ペースメーカー、静脈内ライン、ドレーナージライン、外科用器具、切除装置、組織封止装置、組織切断装置、ドラッグデリバリー装置、埋め込み装置のグループから選択される、請求項 1 乃至 11 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 13】

前記介入装置は、介入装置特徴、超音波トランスデューサ及びデータキャリアを有し、超音波トランスデューサは、前記介入装置特徴から所定の距離で前記介入装置に取り付けられ、

40

前記データキャリアは、前記所定の距離を表すデータを有する、
請求項 1 乃至 12 の何れか一項に記載のシステムと共に使用するための介入装置。

【請求項 14】

ビーム形成超音波イメージングシステムの超音波イメージングプローブによって規定される画像面に関して介入装置の介入装置特徴の位置を示す方法であって、前記介入装置特徴の前記位置は、前記超音波イメージングプローブと、前記介入装置特徴から所定の距離で前記介入装置に取り付けられる超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて決定され、前記方法は、

画像再構成ユニットを用いて、前記超音波イメージングプローブによって規定される画像面に対応する再構成超音波画像を提供するステップと、

50

位置決定ユニットを用いて、前記超音波イメージングプローブと前記超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて前記画像面に関して前記超音波トランスデューサの位置を計算するステップと、

アイコン提供ユニットを用いて、前記超音波トランスデューサと前記介入装置特徴との間の前記所定の距離に対応する半径を備える円形ゾーンを示す第一のアイコンを提供するステップと、

画像融合ユニットを用いて、前記再構成超音波画像と前記第一のアイコンとを有する融合画像を提供するステップであって、前記第一のアイコンは、前記画像面上への前記超音波トランスデューサの前記位置の投影に対応する挿入ポイントで前記再構成超音波画像の中心に置かれる、ステップと

10

を有する、方法。

【請求項 15】

ビーム形成超音波イメージングシステムの超音波イメージングプローブによって規定される画像面に関して介入装置の介入装置特徴の位置を示すためのシステムのプロセッサであって、前記介入装置特徴の前記位置は、前記超音波イメージングプローブと、前記介入装置特徴から所定の距離で前記介入装置に取り付けられる超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて決定される、システムのプロセッサにおいて実行されるとき、前記プロセッサに請求項 14 に記載の方法ステップを実行させる命令を有するコンピュータプログラムプロダクト。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、ビーム形成超音波イメージングシステムの超音波フィールド内における介入装置の位置特定に関する。より具体的には、それは、ビーム形成超音波イメージングシステムの画像面に対する介入装置特徴の位置特定に関する。

【背景技術】

【0002】

医用針、カテーテル及び外科用器具などの介入装置は、それらの反射率の鏡面反射性、特に好ましくない入射角のために、超音波画像で視覚化することがしばしば困難である。

【0003】

30

この問題に対する 1 つの解決策において、米国特許 US 4 2 4 9 5 3 9 号は、医用針の先端が超音波イメージングシステムによって発せられた超音波信号に応答する超音波トランスデューサを含む構成を記載している。超音波イメージング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る回路が、針先端からのリターン超音波パルスの発生を通じて、又は飛行時間遅延を使用するそのようなリターンパルスのシミュレーションを通じて、超音波画像への針位置の挿入をトリガする。

【0004】

この問題に対する他の解決策において、特許出願 WO 2 0 1 1 1 3 8 6 9 8、WO 2 0 1 5 1 0 1 9 4 9 及び WO 2 0 1 6 0 0 9 3 5 0 は、器具に取り付けられる超音波受信器を用いて超音波フィールドにおいて器具を追跡するためのシステムを記載している。超音波受信器の位置は、その後、超音波フィールドに対応する超音波画像内に表示される。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のシステムの欠点は、決定され、その後超音波画像内に表示されるのは超音波トランスデューサの位置であるという事実から生じる。通常、ユーザは、超音波トランスデューサ自体の位置ではなく、針の遠位端などの器具の特定の特徴の位置に関心がある。しかしながら、このような器具の機械的な制約は、多くの場合、超音波トランスデューサを任意の位置に、例えば挿入を妨げる可能性がある針の先端に位置決めする能力を妨げる。既知の位置特定システムの別の欠点は、それらがプレーナ超音波イメージングシステムと関

50

連して使用されるときに、より具体的に発生する。追跡される超音波トランスデューサと器具の特徴との間の分離のために、特徴が面内にあるときに超音波トランスデューサは面外にあるが、超音波下では視認性が悪い。したがって、超音波イメージング面に関して、針の先端などの器具の特徴の位置をより適切に示すことが有益であろう。

【課題を解決するための手段】

【0006】

既知の位置特定システムの欠点を軽減することを目的として、システムが、ビーム形成超音波イメージングシステムの超音波イメージングプローブによって規定される画像面に関して介入装置の介入装置特徴の位置を示すように提供され、介入装置特徴の位置は、超音波イメージングプローブと、介入装置特徴から所定の距離で介入装置に取り付けられる超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて決定される。このシステムは、超音波イメージングプローブによって規定される画像面に対応する再構成される超音波画像を提供するように構成される画像再構成ユニットを含む。このシステムは、超音波イメージングプローブと超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて、画像面に関して超音波トランスデューサの位置を計算するように構成される位置決定ユニットを含む。このシステムは、超音波トランスデューサと介入装置特徴との間の所定の距離に対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンを提供するように構成されるアイコン提供ユニットを含む。このシステムは、再構成される超音波画像と第一のアイコンとを有する融合画像を提供するように構成される画像融合ユニットを含む。第一のアイコンは、画像面上への超音波トランスデューサの位置の投影に対応する挿入点で、再構成される超音波画像の中心に置かれる。

10

20

【0007】

そのようにして、画像面に関して介入装置特徴の位置を追跡するために使用することができるシステムが提供される。第一のアイコンの中心は、画像面上に投影されるとき超音波トランスデューサの位置を表す。さらに、第一のアイコンは、以下のシナリオによって示されるように、介入装置特徴の可能な位置の範囲に対応する画像面の一部を規定する。

【0008】

第一のシナリオでは、介入装置特徴と超音波トランスデューサは両方とも画像面内にある。ここで融合画像は、超音波トランスデューサの位置を中心とする第一のアイコンを含む。介入装置特徴は、第一のアイコンで示される円形ゾーンの周囲のどこかにある。これは、円形ゾーンの半径が超音波トランスデューサと介入装置特徴との間の所定の距離に対応することによる。その位置を追跡するために単一の超音波トランスデューサのみが介入装置に取り付けられている場合、介入装置特徴が超音波トランスデューサに関して配置されている融合画像内の正確な半径方向は不確定である。しかしながら、特徴は第一のアイコンによって示される円形ゾーンの周囲のどこかにあることが知られている。後述するように、これ自体がシステムオペレータにとって有用な情報である。

30

【0009】

第二のシナリオでは、介入装置特徴は画像面内にあり、超音波トランスデューサは、その特徴を通る線に沿って、通常は画像面に対して、画像面上又は下にある。ここで、融合画像は、画像面上に投影されるとき、超音波トランスデューサの位置を中心とする第一のアイコンを含む。しかしながら、この場合、介入装置特徴は、第一のアイコンによって示される円形ゾーンの中心にもある。

40

【0010】

中間のシナリオでは、介入装置特徴は画像面にあり、超音波トランスデューサは、超音波トランスデューサを通過する線に沿って、画像面上又は下に、かつ画像面に対して鋭角に配置される。ここで、融合画像は、画像面上に投影されるとき超音波トランスデューサの位置を中心とする第一のアイコンを含む。介入装置特徴は、この場合、第一のアイコンで示される円形ゾーンの中心と円形ゾーンの周囲との間のどこかにある。したがって、介入装置特徴が画像面内にある上記の3つのシナリオでは、第一のアイコンは、介入装

50

置特徴の可能な位置の範囲に対応する画像面の一部を規定する。介入装置特徴は、第一のアイコンによって規定される円形ゾーンの周囲内にあることが知られているので、画像面に関して介入装置特徴の改善される位置決めが提供される。言い換えれば、システムのユーザは、介入装置特徴がこの円形ゾーンの外側にある画像の特徴に影響を与えないという自信を持つ。有利なことに、単一の超音波トランスデューサのみを使用して位置特定を提供することができ、それによって介入装置の製造が簡単になる。

【 0 0 1 1 】

さらに別のシナリオでは、介入装置特徴及び超音波トランスデューサは両方とも画像面の外側にある。ここで融合画像は、画像面上に投影されるとき超音波トランスデューサの位置を中心とする第一のアイコンを含む。この場合、介入装置特徴は、第一のアイコンの周囲を通して画像面の何れかの側に延在する管状ボリューム内にある。このシナリオでは、円形ゾーンは、その後に投影方向に沿って画像面内に移動した場合に介入装置特徴が配置される画像面の領域を示す。ここでも、システムのユーザは、画像面上において介入装置特徴が画像面に接するときそれがどこで終わるかについて自信を持っているため、画像面に関して介入装置特徴の改善される位置決めが提供される。

10

【 0 0 1 2 】

使用中、画像面に関する介入装置特徴の位置の上記の表示は、その位置をより正確に決定するようにシステムユーザの知識によって補足されてもよい。例えば、超音波イメージングシステムの下で通常の方法で超音波反射から断続的に得られる介入装置の軌跡の部分画像は、ユーザが、第一のアイコンによって示される円形ゾーンの周囲において、どこに特徴があるかを正確に識別することを可能にする。さらに、ユーザは、軌跡が概ね面内であるのか、又は概ね画像面に対して垂直であるのかを知っているので、上述の第 1 及び第二のシナリオのどちらがより適用可能であるかを知るであろう。

20

【 0 0 1 3 】

本発明の一態様によれば、位置決定ユニットによって計算される位置は、超音波トランスデューサと画像面との間の距離に対応する面外距離を含む。さらに、画像融合ユニットは、融合画像において、面外距離に従って変化する半径を有する円形ゾーンを示す第二のアイコンを提供するように構成される。第一のアイコンと組み合わせて使用されるとき、第二のアイコンの可変半径は、介入装置特徴の位置特定を改善することができる。第二のアイコンの半径は面外距離に従って変化し、第一のアイコンの半径は超音波トランスデューサと介入装置特徴との間の距離に依存するため、介入装置特徴及び超音波トランスデューサが、通常画像面を通じて通る軌跡に沿って前進するとき、第 1 及び第二のアイコンによって示される円形ゾーンは、介入装置特徴が画像面内にあるときに等しくなる。したがって、第 1 及び第二のアイコンの相対的な大きさは、介入装置特徴が画像面に近いことを示す。本発明のこの態様は、上で概説した第二のシナリオ、すなわち、面外プロシージャにおける特定の用途を見出す。軌跡が画像面に対してほぼ垂直であるとき、例えば画像面の正確に垂直の ± 10 度以内であるとき、実質的に同じ結果が達成される。本発明のこの態様は、上に概説した第一のシナリオ、すなわち介入装置特徴及び超音波トランスデューサが、画像面内にある軌道に沿って前進する面内プロシージャにも適用される。そのようなプロシージャでは、第二のアイコンによって示される円形ゾーンは、超音波トランスデューサが画像面内で前進する間、最小半径を有する。したがって、ユーザは、第二のアイコンによって示される円形ゾーンの半径を最小化することによって画像面を横切って介入装置特徴をガイドすることができ、さらに、ユーザは、介入装置特徴が、第一のアイコンによって示される円形ゾーンの周囲にあることを知る。

30

40

【 0 0 1 4 】

本発明の他の態様によれば、介入装置が開示されている。介入装置は、介入装置特徴と、超音波トランスデューサと、データキャリアとを含む。超音波トランスデューサは、介入装置特徴から所定の距離で介入装置に取り付けられる。データキャリアは、所定の距離を表すデータを含む。このデータは、システムのアイコン提供ユニットによって受信されるとき、アイコン提供ユニットに、超音波トランスデューサと介入装置特徴との間の所定

50

の距離に対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンを提供させる。有利には、ビーム形成超音波イメージングシステムの画像面に関して介入装置の遠位端の位置の改善される決定が達成される。

【0015】

本発明の他の態様によれば、コンピュータプログラムプロダクトが開示されている。コンピュータプログラムプロダクトは、システム及び装置と共に使用されてもよい。

【0016】

システムに関連して説明した様々な態様又は実施形態は、介入装置の態様又は実施形態と組み合わせて又は単独で、及び同様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、又は逆に使用できることに留意されたい。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】介入装置11及び本発明の第一の実施形態10と組み合わせたビーム形成超音波イメージングシステム15を示す。

【図2】再構成超音波画像RUIと第一のアイコンCdeとを含む融合画像FIを示す。

【図3】本発明の実施形態のうちの何れかと関連付けられ得る様々な方法ステップを示す。

【図4】介入装置11及び本発明の第二の実施形態40と組み合わせたビーム形成超音波イメージングシステム15を示す。

【図5】i) 画像面に垂直な方向に投影P1することによって、ii) 最大強度で検出されるビームBmaxのための面内角度 θ_{IPA} で画像面12にエミッタEMと超音波トランスデューサ16との間の範囲Rを投影P2することによって、iii) エミッタEMに対して範囲Rの方向に対して垂直であり、かつ超音波トランスバレイ14に対して垂直である方向に投影P3することによって、面外距離Dopに位置するときの、超音波トランスデューサ16の位置の画像面12上への様々な投影を示す。

20

【図6A】再構成される超音波画像RUI、超音波トランスデューサ16と医用針11の遠位端11aとの間の所定の距離Lpに対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンCde、及び面外距離Dopに従って変化する半径を有する円形ゾーンを示す第二のアイコンCopを含む融合画像FIを示す。

【図6B】再構成される超音波画像RUI、超音波トランスデューサ16と医用針11の遠位端11aとの間の所定の距離Lpに対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンCde、及び面外距離Dopに従って変化する半径を有する円形ゾーンを示す第二のアイコンCopを含む他の融合画像FIを示す。

30

【図6C】再構成される超音波画像RUI、超音波トランスデューサ16と医用針11の遠位端11aとの間の所定の距離Lpに対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンCde、及び面外距離Dopに従って変化する半径を有する円形ゾーンを示す第二のアイコンCopを含む他の融合画像FIを示す。

【図7】本発明の第一の実施形態又は第二の実施形態のいずれかと共に使用するのに適している介入装置71を示す。

【発明を実施するための形態】

40

【0018】

本発明の原理を説明するため、医用針によって例示される介入装置の遠位端によって例示される介入装置特徴の位置が、二次元超音波イメージングプローブのリニアアレイによって規定される画像面に関して示される、様々なシステムが説明される。

【0019】

しかしながら、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、フィルタ装置、バルーン装置、ステント、僧帽弁クリップ、左心耳閉鎖装置、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、外科用器具、組織封止デバイス、又は組織切断デバイスなどの他の介入装置の特徴の位置を決定する際にも用途を見出すことを理解されたい。そのような介入装置の追跡される特徴は、例えば、介入装置の遠

50

位端、介入装置の生検サンプリング点、介入装置のカッティングエッジ、介入装置内のチャンネルの開口部、介入装置の（例えば、介入装置の流れ、圧力、温度などを検出するための）センサ、介入装置に組み込まれた外科用器具（例えばスクレーパー）、介入装置のドラッグデリバリーポイント、又は介入装置のエネルギーデリバリーポイントを含む。

【0020】

さらに、2D超音波イメージングプローブの例示的なリニアアレイは、本発明を使用することができるビーム形成超音波イメージングシステムの超音波トランシーバアレイの一例にすぎないことを理解されたい。本発明は、関連する超音波トランシーバアレイが例示的に3D撮像プローブの2Dアレイ（又はパイプラインビュー）、「TRUS」経直腸超音波検査プローブ、「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」心臓内プローブを含む他のタイプのビーム形成超音波イメージングシステムに用途を見出す。

10

【0021】

図1は、介入装置11及び本発明の第一の実施形態10と組み合わせたビーム形成超音波イメージングシステム15を示す。図1において、ビーム形成超音波イメージングシステム15は、画像再構成ユニットIRU、イメージングシステムプロセッサISP、イメージング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超音波イメージングプローブ18を含む。ユニットIRU、ISP、ISI及びDISPは、2D超音波イメージングプローブ18と有線通信しているコンソール内に従来的に配置されている。例えば、光、赤外線、又はRF通信リンクを使用して無線通信が有線リンクを置換することも可能であると考えられる。例えば、Philips Lumify超音波イメージングシステムのように、ユニットIRU、ISP、ISI、及びDISPのいくつかが2D超音波イメージングプローブ18内に代わりに組み込まれてもよいことも考えられる。図1において、2D超音波イメージングプローブ18は、関心ボリュームVOIを遮断する超音波フィールド内で超音波エネルギーを送受信するリニア超音波トランシーバアレイ14を含む。超音波フィールドは、図1では扇形であり、画像面12を規定する複数の超音波ビーム $B_{1 \dots k}$ を含む。扇形ビームは、説明の目的のためだけに図1に示されており、超音波フィールドの特定の形状に限定されないことに留意されたい。ビーム $B_{1 \dots k}$ において超音波信号を生成し検出するために、ビーム形成超音波イメージングシステム15は、2D超音波イメージングプローブ18によって送信又は受信される信号の位相を増幅及び/又は調整するように構成される電子ドライバ及び受信回路（図示せず）を含み得る。したがって、電子ドライバ及び受信回路は、放出及び/又は受信される超音波ビーム方向をステアリングするために使用され得る。

20

30

【0022】

使用中、ビーム形成超音波イメージングシステム15は次のように動作する。オペレータは、イメージングシステムインターフェースISIを介して超音波プロシーチャを計画することがある。操作プロシーチャが選択されると、イメージングシステムインターフェースISIは、イメージングシステムプロセッサISPをトリガして、2D超音波イメージングプローブ18に送信され、検出される信号を生成し、解釈する特定用途向けプログラムを実行する。ビーム形成超音波イメージングシステム15は、そのようなプログラムを記憶するための（図示せず）メモリも含む。メモリは、例えば、超音波イメージングプローブ18によって送信され、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に構成される超音波ビーム制御ソフトウェアを記憶することができる。代替としてイメージングシステムプロセッサISPの一部を形成することができる画像再構成ユニットIRUは、超音波撮像プローブ18から受信されるデータを画像面12に対応する画像に再構成し、これにより関心ボリュームVOIを遮断し、その後この画像をディスプレイDISPに表示する。再構成画像は、例えば、超音波輝度モード「Bモード」画像、さもなければ「2Dモード」画像、「Cモード」画像、又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画像としても知られる。

40

【0023】

50

図 1 には、例示的な介入装置としての医用針 11、及びビーム形成超音波イメージングシステム 15 の画像面 12 に関して医用針 11 の遠位端 11a の位置、すなわち介入装置特徴を追跡するために使用することができる本発明の第一の実施形態 10 が示されている。本発明の第一の実施形態 10 は、画像再構成ユニット IRU、位置決定ユニット PDU、アイコン提供ユニット IPU、及び画像融合ユニット IFU を含む。これらのユニットは、相互接続する矢印で示すように互いに連絡している。ユニット PDU、IPU、IFU のうちの 1 つ又は複数は、ビーム形成超音波イメージングシステム 15 のメモリ又はプロセッサ内、例えばユニット IRU 及び ISP の機能を提供するメモリ又はプロセッサ内に組み込まれることができることも考えられる。追跡される医用針 11 は、介入装置 11 の遠位端 11a から所定の距離 L_p に配置される超音波トランスデューサ 16 を含む。

10

【0024】

使用中、介入装置 11 の位置、より具体的にはそれに取り付けられる超音波トランスデューサ 16 の位置は、超音波トランシーバアレイ 14 と超音波検出器 16 との間で送信される超音波信号に基づいて位置決定ユニット PDU によって画像面 12 に関して計算される。

【0025】

一構成では、超音波トランスデューサ 16 は、ビーム $B_{1 \dots k}$ に対応する超音波信号を受信する検出器である。位置決定ユニット PDU は、超音波トランシーバアレイによって放出される超音波信号を超音波トランスデューサ 16 によって検出される超音波信号と関連させることによって超音波トランスデューサ 16 の位置を識別する。より具体的には、この関連は、i) 超音波トランスデューサ 16 によって検出される各ビーム $B_{1 \dots k}$ に対応する超音波信号の振幅、及び ii) 各ビーム $B_{1 \dots k}$ の放出と超音波トランスデューサ 16 によるその検出との間の時間遅延、すなわち飛行時間に基づいて、画像面 12 に関して超音波トランスデューサ 16 の最良適合位置を決定する。これは以下のように説明される。超音波トランスデューサ 16 が画像面 12 の近傍にあるとき、トランスデューサに最も近いビーム $B_{1 \dots k}$ からの超音波信号は比較的大きい振幅で検出され、より遠いビームは比較的小さい振幅で検出される。通常、最大振幅で検出されるビームは、超音波検出器 16 に最も近いビームとして識別される。これは、超音波トランシーバアレイ 14 と超音波トランスデューサ 16 との間の面内角度 θ_{IPA} を規定する。トランシーバアレイ 14 及び超音波トランスデューサ 16 における各々のエミッタの間の範囲は、ビーム $B_{1 \dots k}$ の放出とそれに続く検出との間の時間遅延、すなわち飛行時間に依存する。範囲は、時間遅延に超音波伝播速度を掛けることによって決定される。したがって、範囲及び面内角度を使用して、画像面 12 に関して超音波トランスデューサ 16 の最適位置を識別することができる。

20

30

【0026】

別の構成では、超音波トランスデューサ 16 は 1 つ以上の超音波パルスを放出するエミッタである。そのようなパルスは、例えば、超音波イメージングシステム 15 の通常の撮像フレームの間にインターリーブされる追跡フレーム中に放出されてもよい。このような追跡フレームでは、超音波トランシーバアレイ 14 は画像面 12 の近傍から発生する超音波信号を受信する受信専用モードで動作してもよい。したがって、超音波トランシーバアレイ 14 は一方向受信専用ビーム形成器として構成されている。位置決定ユニット PDU は、超音波トランスデューサ 16 によって発せられた超音波信号と超音波トランシーバアレイ 14 によって検出される超音波信号とに基づいて、ビーム $B_{1 \dots k}$ のうちのどのビームからパルスが発生されるかを識別する。上記構成と同様に、位置決定ユニット PDU は、最大振幅及び飛行時間に基づいて、超音波信号が放出された点に最も近いビームとそのエミッタまでの範囲とを識別する相関プロシージャを使用することができる。したがって、超音波トランスデューサ 16 がエミッタであるとき、相関プロシージャを再び使用して、各追跡フレームについて画像面 12 に関して超音波検出器 16 の最適位置を決定することができる。

40

【0027】

50

別の構成では、超音波トランスデューサ 16 は、受信器とエミッタとの両方として作用するように、又は受信器とエミッタとの両方を含むように構成することができる。この構成では、超音波トランスデューサ 16 は、超音波トランシーバアレイ 14 から、随意に超音波イメージングシステム 15 の一つ又はそれより多くのフレーム期間に等しい遅延に後続して超音波信号を受信すると、1つ以上の超音波パルスを放出するようにトリガされてもよい。このようにして、撮像モード中に超音波トランスデューサ 16 によって発せられたパルスは、トリガビーム $B_{1 \dots k}$ に対応する、面内角度位置、すなわち画像ラインにおける再構成超音波におけるエコーの形で超音波トランシーバアレイ 14 によって受信される。したがって、超音波トランスデューサ 16 は、再構成画像において輝点として現れる。位置決定ユニット PDU は、その後、再構成される画像内のこの輝点を識別し、それによって画像面 12 に関して超音波トランスデューサ 16 の位置を計算することができる。

10

【0028】

図 1 に示されていないさらに別の構成では、超音波イメージングプローブ 18 は、超音波イメージングプローブ 18 に取り付けられる少なくとも 3 つの超音波エミッタをさらに含む。少なくとも 3 つの超音波エミッタは位置決定ユニット PDU と通信する。さらに、位置決定ユニット PDU は、超音波イメージングプローブ 18 に取り付けられる少なくとも 3 つの超音波エミッタと超音波トランスデューサ 16 との間で送信される超音波信号に基づいて画像面 12 に関して超音波トランスデューサ 16 の位置を計算するように構成される。この構成において位置決定ユニット PDU は、各エミッタによって放出される超音波信号の飛行時間に基づいて各エミッタと超音波トランスデューサ 16 との間の距離を決定する。超音波トランスデューサ 16 の位置はその後三角測量を用いて決定される。少なくとも 3 つのエミッタが超音波イメージングプローブ 18 に取り付けられているので、これは、超音波イメージングプローブ 18 に関して、より具体的には画像面 12 に関して超音波トランスデューサ 16 の位置を三次元で提供する。エミッタが超音波イメージングプローブ 18 に近接しているとき、広範囲にわたる正確な位置決めに必要な、エミッタへの高出力超音波信号の供給はより簡単であるため、エミッタはこの構成において好ましい。この構成は、介入装置 11 上に高出力エミッタを配置するのとは対照的に好ましい。使用において、介入装置 11、より具体的にはそれに取り付けられる超音波トランスデューサ 16 の位置は、少なくとも 3 つのエミッタと超音波検出器 16 との間で送信される超音波信号に基づいて位置決定ユニット PDU によって画像面 12 に関して計算される。

20

30

【0029】

したがって、図 1 に示される位置決定ユニット PDU は、超音波イメージングプローブ 18 と超音波トランスデューサ 16 との間で送信される超音波信号に基づいて画像面 12 に関して超音波トランスデューサ 16 の位置を計算するために上記の構成のいずれでも使用できる。

【0030】

図 1 は、第一のアイコン Cde を提供するように構成されているアイコン提供ユニット IPU を含む。第一のアイコン Cde は、超音波トランスデューサ 16 と医用針 11 の遠位端 11a との間の所定の距離 L_p に対応する半径を有する円形ゾーンを示す。アイコン提供ユニット IPU は、例えばプロセッサ、メモリ、ルックアップテーブル又は他の形式のデータ記憶装置によって実現されることができる。好ましい実施形態では、第一のアイコン Cde は円である。しかしながら、先端は円形ゾーンを示す半径方向の線又は矢印の円形構成、例えばドット又はダッシュの円形構成を含む円形ゾーンを示すために他の形状が使用されてもよい。したがって、アイコン提供ユニット IPU は、超音波画像を所望のアイコンでレンダリングするのに必要なデータを提供する。随意選択で、アイコン提供ユニット IPU は、介入装置又はタイプ、サイズ、又は寸法などの介入装置特徴又は針の直径又は介入装置に関する介入装置特徴の向きのような特徴に関する追加のデータを記憶することができる。随意選択で、このデータは、第一のアイコンと共に超音波画像内にレンダリングされてもよい。

40

50

【 0 0 3 1 】

図 1 は画像融合ユニット I F U も含む。画像融合ユニット I F U は、第一のアイコン C d e と共に画像再構成ユニット I R U によって提供される再構成超音波画像 R U I を含む融合画像を提供するように構成される。融合画像において、第一のアイコン C d e は、画像面 1 2 上への超音波トランスデューサ 1 6 の位置の投影に対応する挿入点において、再構成される超音波画像 R U I の中心に置かれる。画像融合ユニット I F U は、例えば、プロセッサによって実現され得る。融合は、例えば、第一のアイコンを再構成超音波画像 R U I 上にオーバーレイすることによって、又はアイコンの位置で再構成超音波画像 R U I のコントラスト又は色を変更することによって実施されることができ。

【 0 0 3 2 】

図 1 の各ユニット：画像融合ユニット I F U、アイコン提供ユニット I 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 は、それらのそれぞれの機能を実行するための命令を含む 1 つ又は複数のプロセッサによって提供され得る。さらに、これらのユニットのうちの 1 つ又は複数の、ビーム形成超音波イメージングシステム 1 5 のイメージングシステムプロセッサ I S P によって提供され得る。

【 0 0 3 3 】

図 2 は、再構成超音波画像 R U I と第一のアイコン C d e とを含む融合画像 F I を示す。関心領域 R O I の撮像中に本発明の第一の実施形態 1 0 によって融合画像 F I を生成することができる。図 2 では、第一のアイコン C d e は、図 1 の画像面 1 2 上への超音波トランスデューサ 1 6 の位置の投影に対応する挿入点において、再構成される超音波画像 R U I の中心にある。

【 0 0 3 4 】

そうすることで、超音波トランスデューサ 1 6 の位置は、図 2 において第一のアイコン C d e によって示される円形ゾーンの中心によってシステムのユーザに見えるようにされる。図 1 及び図 2 に示すように、超音波トランスデューサは面内にあり、したがって投影によって決定される挿入点は、画像面 1 2 上の超音波トランスデューサ 1 6 の実際の位置と一致する。しかしながら、上述のように、ユーザは、典型的には、検出器自体の位置よりも医用針 1 1 の遠位端 1 1 a の位置により関心がある。有利には、遠位端 1 1 a の位置は、第一のアイコン C d e によって示される円形ゾーンの周囲によって示される。これは、円形ゾーンの半径が超音波トランスデューサ 1 6 と遠位端 1 1 a との間の所定の距離 L p に対応し、超音波トランスデューサ 1 6 と遠位端 1 1 a との両方が面内、すなわち画像面 1 2 内にあるためである。単一の超音波トランスデューサ 1 6 がその位置を追跡するために医用針 1 1 に取り付けられているとき、介入装置特徴が超音波トランスデューサ 1 6 に関して配置されている融合画像 F I 内の正確な半径方向は決定できない。しかしながら、このシステムは、遠位端 1 1 a が超音波検出器 1 6 から所定の距離 L p だけ離れていること、つまり、第一のアイコンで示される円形ゾーンの周囲のどこかにあることを示している。これは、遠位端 1 1 a の正確な位置を絞り込む際にユーザにとって有益な情報である。結果として、システムは、単一の超音波トランスデューサ 1 6 が医用針に取り付けられるときに医用針 1 1 の遠位端 1 1 a の位置の位置特定を提供する。さらに、ユーザは通常、医用針 1 1 のおよその軌跡を知っているので、それらが図 1 に示す面内シナリオであるかを知ることになる。針の進行及びこのおよその軌跡に基づいて、ユーザは、円形ゾーンの周囲のほぼどの部分に医用針の遠位端が実際に位置しているかもわかる。さらに、ユーザは、医用針 1 1 のシャフトの断続的に再構成される超音波画像からこの軌跡に気付くであろう。したがって、ユーザは、円形ゾーンの周囲のどこに遠位端 11a があるかをより正確に識別するために第一のアイコン C d e によって提供される情報を増やすことができる。

【 0 0 3 5 】

図 3 は、本発明の実施形態のうちの何れかのものに関連付けられ得る様々な方法ステップを示す。これらのステップは、a) 画像再構成ユニット I R U を用いて、超音波イメージングプローブ 1 8 によって規定される画像面 1 2 に対応する再構成超音波画像 R U I

を提供するステップ P R O V I R U と、 b) 位置決定ユニット P D U を用いて、超音波イメージングプローブ 1 8 と超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて画像面 1 2 に関して超音波トランスデューサ 1 6 の位置を計算するステップ C O M P P D U と、 c) アイコン提供ユニット I P U を用いて、超音波トランスデューサ 1 6 と介入装置特徴 1 1 a との間の所定の距離 L_p に対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコン C d e を提供するステップ P R O V I P U と、 d) 画像融合ユニット I F U を用いて、再構成される超音波画像 R U I と第一のアイコン C d e とを含む融合画像を提供するステップ P R O V I F U であって、第一のアイコン C d e は、画像面 1 2 上への超音波トランスデューサ 1 6 の位置の投影に対応する挿入点で再構成超音波画像 R U I の中心にある、ステップとを含む。

10

【 0 0 3 6 】

図 3 に示す方法ステップは、本明細書に記載の他の方法ステップを随意に含み、プロセッサによって実行可能な命令としてコンピュータプログラムプロダクトに記憶することができる。コンピュータプログラムプロダクトは、専用のハードウェア、又は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できるハードウェアによって提供されてもよい。プロセッサによって提供されるとき、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することができる、それらのうちのいくつかは共有することができる。さらに、「プロセッサ」又は「コントローラ」という用語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することができる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、暗黙的にデジタルシグナルプロセッサ「D S P」ハードウェア、ソフトウェアを記憶するための読み出し専用メモリ「ROM」、ランダムアクセスメモリ「RAM」、不揮発性記憶装置などを含み得る。さらに、本発明の実施形態は、コンピュータ又は随意の命令実行システムによって、又はそれらに関連して使用するための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読み取り可能な記憶媒体からアクセス可能な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。この説明の目的のために、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、又はデバイスによって、又はそれらに関連して使用するためのプログラムを含み、記憶し、通信し、伝播し、又は移送することができる随意の装置とすることができる。媒体は、電子的、磁氣的、光学的、電磁氣的、赤外線、又は半導体のシステム、又は装置又はデバイス、又は伝搬媒体とすることができる。コンピュータ可読媒体の例には、半導体又は固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能コンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ「R A M」、読み取り専用メモリ「R O M」、硬質磁気ディスク、及び光ディスクが含まれる。光ディスクの現在の例には、コンパクトディスク - 読み取り専用メモリ「C D - R O M」、コンパクトディスク - 読み取り / 書き込み「C D - R / W」、B l u - R a y (商標) 及び D V D が含まれる。

20

30

【 0 0 3 7 】

図 1 に示す本発明の第一の実施形態は、超音波トランスデューサ 1 6 が画像面 1 2 内にある平面内シナリオに関して説明されているが、システムは、超音波トランスデューサ 1 6 が画像面の外側にあるいわゆる面外平面内にも用途を見出す。

【 0 0 3 8 】

図 4 は、介入装置 1 1 及び本発明の第二の実施形態 4 0 と組み合わせたビーム形成超音波イメージングシステム 1 5 を示す。対照的に記載される場合を除いて、図 1 と同じ参照符号を有する図 4 の特徴は、対応する機能を実行する。図 4 では、超音波トランスデューサ 1 6 は画像面 1 2 から距離 D_{op} に配置されている。したがって、 D_{op} は面外距離である。図 1 のように、図 4 のビーム形成超音波イメージングシステム 1 5 は、2 D 超音波イメージングプローブ 1 8 である。実際には、画像面 1 2 は有限の厚さを有し、通常は面外方向で短い距離の超音波フィールドを生成する。したがって、超音波トランスデューサ 1 6 が検出器であるとき、この検出器が画像面 1 2 からわずかに離れて、すなわち面外であっても、それは、図 1 の面内シナリオに関して上述したのと同じ方法で、ビーム $B_{1 \dots k}$ に対応する超音波信号を検出する。同様に、超音波トランスデューサ 1 6 がエミッタ

40

50

であるとき、更にこのエミッタが画像面 12 からわずかに離れているときでも、超音波トランスducer 14 はこのエミッタからの超音波放出に高感度である。言い換えれば、超音波トランスducer 14 が 2D 超音波イメージングプローブのリニアアレイであっても、画像面 12 に関する超音波検出器 16 の位置は、それがこの平面からの距離 Dop であるとき、位置決定ユニット PDU によって計算され得る。一構成では、位置決定ユニット PDU は、面外距離 Dop による超音波信号強度の予測される変動のモデルに基づいて検出器 16 の面外距離 Dop を決定することができる。モデルは、例えば、ガウス関数として面外距離 Dop に伴う超音波信号強度の変動を記述することができる。したがって、図 4 の位置決定ユニットは、以下のような態様、すなわち、i) 最大強度で検出されるビーム $B_{1 \dots k}$ に基づいて超音波検出器 16 の面内角度 θ_{IPA} を決定し、ii) 最大強度ビームの超音波信号の放出と検出との間の時間遅延、すなわち飛行時間に基づいて、超音波トランスducer 14 及び検出器 16 における、対応するエミッタの間の範囲を決定し、iii) 決定される範囲に対する面外距離 Dop に伴う信号強度の変化のモデルに基づいて面外距離 Dop を計算する態様で動作することができる。超音波トランスducer 16 がエミッタであるとき、同じプロシーダを使用することができる。超音波トランスducer 14 が 2D アレイであるとき、面外距離 Dop は、代わりに、トランスducer アレイ上の 3 つの位置からの飛行時間及び三角測量を使用して決定されてもよい。

【0039】

図 4 に示す本発明の第二の実施形態では、超音波トランスducer 16 が面外にあるとき、第一のアイコン Cde は、画像面 12 上への超音波トランスducer 16 の位置の投影に対応する挿入点において、再構成超音波画像 RUI の中心にある。

【0040】

超音波トランスducer 14 から超音波トランスducer 16 によって検出される超音波信号に基づいて、面外距離 Dop を含む超音波トランスducer 16 の位置を決定する位置決定ユニット PDU に関して、図 4 の第二の実施形態が上で説明されるが、この第二の実施形態は代替的に以下の態様で動作されてもよいことは理解されるであろう。超音波イメージングプローブ 18 は、超音波イメージングプローブ 18 に取り付けられる少なくとも 3 つの超音波エミッタをさらに含むことができる。さらに、位置決定ユニット PDU は、超音波イメージングプローブ 18 に取り付けられる少なくとも 3 つの超音波エミッタと超音波トランスducer 16 との間で送信される超音波信号に基づいて、画像面 12 に関する超音波トランスducer 16 の位置を計算するように構成される。この構成では、位置決定ユニット PDU は、各エミッタによって放出される超音波信号の飛行時間に基づいて各エミッタと超音波トランスducer 16 との間の距離を決定する。超音波トランスducer 16 の位置はその後三角測量を用いて決定される。これにより、超音波トランスducer 16 の位置が、超音波イメージングプローブ 18 に関して 3 次元で、より具体的には画像面 12 に関してより空間的に提供される。したがって、超音波トランスducer 14 の超音波信号から面外距離 Dop を決定するのは対照的に、面外距離 Dop は、超音波トランスducer 16 によって少なくとも 3 つの超音波エミッタから提供される 3D 位置データを使用して決定される。この面外距離 Dop は、例えば、画像面 12 までの最短距離を計算することによって計算されることができる。

【0041】

図 5 は、超音波トランスducer 16 の位置が面外距離 Dop に位置するとき、i) 画像面に垂直な方向に投影することによって (P1)、ii) 最大強度で検出されるビーム B_{max} について面内角度 θ_{IPA} で、エミッタ EM と超音波トランスducer 16 との間の範囲 R を画像面 12 上に投影することによって (P2)、iii) エミッタ EM に対して範囲 R の方向に垂直であり、かつ超音波トランスducer 14 に垂直である方向に投影することによって (P3) なされる、超音波トランスducer 16 の位置の画像面 12 上への様々な投影を示している。P1、P2、P3 のどの投影が使用されるかに応じて、これは再構成される超音波画像内の対応する挿入点 POS1、POS2、POS3 をもたらす。図 5 に示す投影のいずれも、図 4 に示す本発明の第二の実施形態に使用するこ

10

20

30

40

50

とができる。

【0042】

好ましい実施形態では、投影は画像面12に垂直な方向、すなわち図5のP1にある。これは、検出器16の実際のオフセット位置に最も近い点であるPOS1における挿入点を提供する。代替として、投影は、例えば、最大強度で検出されるビーム $B_{1 \dots k}$ の面内角度でエミッタEMと超音波トランスデューサ16との間の範囲Rを画像面上に投影することができ、言い換えれば、最大強度で検出されるビーム B_{max} について面内角度 θ_{IPA} で画像面12上に範囲Rをスイングさせることができる(図5におけるP2)。代替的に、投影は、例えば、エミッタに対する範囲方向に対して、かつリニアアレイに垂直な範囲方向に対して、好ましくは90度であり得る(図5におけるP3)。超音波検出器16が画像面12にあるとき、同じ挿入点が図5の各投影に対して達成されることに留意されたい。

10

【0043】

第二の実施形態では、画像融合ユニットIFUは、融合画像に第二のアイコンCopを提供するために計算される面外距離Dopを使用する。面外距離Dopは画像面12までの最短距離であることが好ましく、すなわち図5の投影P1が使用される。しかしながら、他の投影法、例えばP2、P3が使用される場合、面外距離は、実際の位置と投影位置とを結ぶベクトルの長さに対応する。面外距離Dopが小さい場合、各投影間の差は無視できることに留意されたい。第二のアイコンCopは円形ゾーンを示しており、面外距離Dopに従って変化する半径を有する。そうすることで、再構成される超音波画像RUI、第一のアイコンCde、及び第二のアイコンCopを含む融合画像が第二の実施形態によって提供される。第一のアイコンは固定半径を持ち、第二のアイコンは可変半径を持つ。これは図6に示されている。

20

【0044】

図6A、図6B、図6Cはそれぞれ、再構成される超音波画像RUIと、超音波トランスデューサ16と医用針11の遠位端11aとの間の所定の距離Lpに対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンCdeと、面外距離Dopに従って変化する半径を有する円形ゾーンを示す第二のアイコンCopとを含む融合画像FIを示す。第一のアイコンCdeと第二のアイコンCopは、共通の中心を共有している。関心領域ROIの撮像中に融合画像FIを生成することができる。図6A、図B、図Cの第一のアイコンCdeは、図5の画像面12上への超音波トランスデューサ16の位置の投影に対応する挿入点で再構成超音波画像RUIの中心に置かれる。そうすることによって、超音波トランスデューサ16の位置は、第一のアイコンCdeによって示される円形ゾーンの中心によってシステムユーザに示される。しかしながら、図1に関連して上述したように、ユーザは通常、超音波トランスデューサ16の位置よりも医用針11の遠位端11aの位置により関心がある。図4によって示される面外状況において、超音波トランスデューサ16及び遠位端11aの両方は通常、画像面12を通じて通過する線に沿って存在する。このシナリオでは、第一のアイコンCdeと第二のアイコンCopとが共通の中心を共有しているので、遠位端11aと超音波トランスデューサ16との両方は、CopとCdeの共通の中心に位置している。さらに、CopとCdeの相対サイズは、画像面12への遠位端11aの近接を示す。遠位端11aが画像面12内にあるとき、すなわち画像面12と一致するとき、CopとCdeは同じサイズを有する。これは、ユーザが医用針11の遠位端11aを画像面12内の関心領域ROI内の特徴にガイドするのを助ける。したがって、図6Aでは、遠位端11aはやや面外にあり、Cdeの円の半径を超えるCopの円の半径によって示されるように、 $Dop > Lp$ である。図6Bに示されるように、遠位端11aが画像面12に向かって前進するにつれて、円CopとCdeの半径の間の差は減少する。介入装置の先端が面内にあるとき、図6Cに示されるように、円Cop及びCdeの半径は同じであり、円周長は一致する。

30

40

【0045】

図示されていない別のシナリオでは、医療機器11の遠位端11aは画像面12内にあ

50

り、超音波トランスデューサ 16 は、遠位端 11a を通る線に沿って、画像面に対して鋭角で画像面 12 の上方又は下方に配置される。ここで、融合画像は、画像面 12 上に投影されるとき超音波トランスデューサ 16 の位置を中心とする第一のアイコン Cde を含む。Cde と同心であり、Cde 内に、面外距離 Dop を示す第二のアイコン Cop がある。遠位端 11a は、この場合、第一のアイコン Cde によって示される円形ゾーン内のどこかにある。したがって、第一のアイコンは、介入装置特徴の可能な位置の範囲に対応する画像面の一部を規定する。このシナリオでは、2 つのアイコンの組み合わせは、ユーザが画像面 12 に関して遠位端 11a をガイドするのを助ける。さらに、システムによって提供されるガイドは、遠位端 11a の位置を正確に位置させるシステムユーザの知識によって補足され得る。例えば、超音波イメージングシステムの下で通常の方法で超音波反射から得られた介入装置の軌跡の部分画像は、ユーザが遠位端 11a はどこにあるかをより正確に識別することを可能にし得る。

10

【0046】

第 1 又は第二の実施形態のいずれにおいても、アイコンは様々な形態をとることができる。好ましい実施形態では、各アイコンは再構成超音波画像上に重ねられる円である。超音波画像自体の乱れが最小になるので、円の周囲のみが融合画像に表示されることが好ましい。好ましくは、近隣の関心領域との高いコントラストを提示するために、円の周囲は白又は黒又は着色されている。円周は、実線であってもよく、又は破線もしくは点から形成されてもよい。他の実施形態も適しており、例えば各アイコンは部分的に透明な円形ゾーンの形態をとることができ、代わりに円形ゾーンを示すためにマーカーを使用することができ、例えば矢印又は半径方向の線の円形構成を使用することができる。

20

【0047】

第二の実施形態と共に使用され得る 1 つの例示的な実装形態では、画像融合ユニット IFU は、面外距離 Dop が所定の距離 Lp より小さいか、又は等しいときに、第一のアイコン Cde 及び第二のアイコン Cop の少なくとも一方の外観を変化させるようにさらに構成される。上述のように、ユーザは、いつ医用針 11 の遠位端 11a が画像面内にあるかを決定することに通常関心があるので、この特徴を使用して自動的にユーザにこの状況を知らせることができ、それによってユーザは他のタスクに集中することができる。アイコンの外観は、たとえばその色を変更し、そのコントラストを変更することによって変更できる。一実施形態例では、アイコンは周囲を有し、第一のアイコン Cde 及び第二のアイコン Cop のうちの少なくとも 1 つの外観は、i) 第一のアイコン Cde 又は第二のアイコン Cop の周囲の色を変えるステップ、ii) 第一のアイコン Cde 又は第二のアイコン Cop の周囲のコントラストを変えるステップ、iii) 第一のアイコン Cde 又は第二のアイコン Cop の周囲をダッシュで示すステップ、iv) 第一のアイコン Cde 又は第二のアイコン Cop の周囲をパルスさせるステップ、すなわち、時間の経過とともにコントラスト、色、強度を変えるステップのうちの少なくとも 1 つによって変化するように構成され得る。

30

【0048】

第二の実施形態と共に使用することができる一実施例では、第二のアイコン Cop の半径は、第一のアイコン Cde の半径に等しい最小値を有し、第二のアイコン Cop の半径は、面外距離 Dop が所定距離 Lp 以下である場合、最小値に制限される。

40

【0049】

第二のアイコン Cop は、面外距離 Dop が所定の距離 Lp 以下であるとき、融合画像から完全に除去されることさえあり得る。この特徴は、第二のアイコン Cop の半径を第一のアイコン Cde の半径と正確に等しくするために、ユーザが介入装置位置に対して無意識に連続的な小さな調整を行うことを防止する。そのような調整は、ユーザにとって精神的に面倒であり、したがって、第二のアイコンの最小サイズをそのように制限又は切り捨てることによって、この機能は、ユーザが他のタスクに集中することを可能にする。

【0050】

図 7 は、本発明の第一の実施形態又は第二の実施形態のいずれかと共に使用するのに適

50

している介入装置 71 を示している。介入装置 71 は、介入装置特徴 71a、超音波トランスデューサ 76、及び随意選択のデータキャリア 79 を含む。超音波トランスデューサ 76 は、介入装置特徴 71a から所定の距離 L_p で介入装置 71 に取り付けられる。データキャリア 79 は、所定の距離 L_p を表すデータを含む。超音波トランスデューサ 76 は、送信器又は受信器であり得るか、又は送信器及び受信器を含み得るか、又は超音波信号を送信及び受信することの両方に適合され得る。介入装置 71 は遠位端 71a としての介入装置特徴を有する医用針として例示されているが、介入装置及び特徴は本明細書に開示されるもののいずれでもよい。

【0051】

データは、システム 10、40 のアイコン提供ユニット IPU によって受信されると、アイコン提供ユニット IPU に、超音波トランスデューサ 76 と介入装置特徴 71a との間の所定の距離 L_p に対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコン Cde を提供させる。したがって、データキャリア 79 は、第一のアイコン Cde のサイズを表すデータを搬送する。随意選択で、データ記憶媒体は、介入装置又は針の直径のような特徴のサイズ又は寸法、又は介入装置に関する介入装置特徴の向きを含むことができる。随意選択で、このデータは、第一のアイコンと共に超音波画像内にレンダリングされてもよい。データキャリア自体は、例えば所定の距離 L_p に対応する円形ゾーンの半径を例えばデジタル形式で記憶することによって、第一のアイコンのサイズを表すデータを記憶することができ、又はデータキャリアは介入装置のタイプ (T) を記憶してもよく、所定の距離 L_p に関する実際のデータは、例えばアイコン提供ユニット IPU 内のシステム 10、40 に記憶されているルックアップテーブルから抽出される。一実施形態では、データは、データキャリア 79 からアイコン提供ユニット IPU によって無線で受信される。したがって、データキャリアは、例えば、RFID チップ、又はリニアもしくはマトリックスバーコード、又は QR コードなどとしてすることができる。別の例では、データは、データキャリア 79 とアイコン提供ユニット IPU との間の有線通信を介して受信される。したがって、データキャリアは、例えば、介入装置に関連するメモリであり得る。したがって、データキャリアは、一般に、RFID チップ、又はリニアもしくはマトリックスバーコードなどのバーコードもしくは QR コード、メモリ、又は実際の何れかの機械可読データキャリアであり得る。したがって、アイコン提供ユニット IPU は、一般にバーコードリーダー、RFID リーダー、又はデータリーダーなどの、データキャリア内のデータを読み取るためのリーダーを含み得る。代わりに、ユーザは、画像提供システムインターフェース ISI によってこのデータをシステム 10 に手動で入力してもよく、そこからアイコン提供ユニット IPU によって受信されてもよい。データキャリア 79 は、接着剤を含む様々な既知の手段によって介入装置 71 に取り付けられてもよく、又はプリンティング、エッチングなどによって介入装置 71 に適用されてもよい。また、介入装置 71 上に配置されるように図示されているが、データ媒体 79 は代替的に、例えば無菌性の理由で介入装置 71 のパッケージング上に配置されてもよい。

【0052】

したがって、図 7 の介入装置 71 が本発明の第 1 又は第二の実施形態、すなわち図 1 の項目 10、図 4 の項目 40 のいずれかと共に使用されるとき、アイコン提供ユニット IPU によって受信されるデータはビーム形成超音波イメージングシステムの画像面に関して介入装置の位置の改善される決定の技術的效果を可能にする。

【0053】

図 7 に示し、図 1 及び図 4 の項目 16 として示す超音波トランスデューサ 76 は、様々な圧電材料によって提供することができ、硬質及び軟質の両方の圧電材料が適している。さらに、マイクロマシン電気機械構造、すなわち容量性機械加工超音波トランスデューサ、すなわち CMUT などの MEMS デバイスも適している。超音波トランスデューサが検出器であるとき、好ましくは、それは、その機械的特性及び製造工程が針のような曲面への取り付けに役立つ PVDf としても知られるポリフッ化ビニリデンから形成される。代替材料は、ポリフッ化ビニリデントリフルオロエチレンなどの PVDf コポリマー、P (

VDF-TrFE-CTFE)などのPVDフターポリマーを含む。好ましくは、超音波トランスデューサは、軸を中心とした約360度の回転の検出を提供するために介入装置の軸の周りに巻き付けられるが、必ずしもそうである必要はない。さらに、超音波トランスデューサ76は、検出される超音波信号を図1及び図4の位置決定ユニットPDUと通信するために、図7には示されていない様々なワイヤ又は無線通信モジュールを含むことができる。

【0054】

随意選択で、図7のデータキャリア79は、以下のパラメータ、すなわち、超音波トランスデューサと介入装置の遠位端との間に延びる軸に沿った超音波トランスデューサ76の長さ、超音波トランスデューサと介入装置の遠位端との間に延びる軸に垂直な超音波トランスデューサ76の幅のうちの1つ又は複数を示す1つ又は複数のデータフィールドを含み得る。データフィールドがシステム10、40のアイコン提供ユニットIPUによって受信されると、パラメータは、画像融合ユニットIFUによって生成される融合画像FI内に示され得る。それぞれのパラメータは、例えば、第一の円Copの周囲の厚さ又は第二の円Cdeの周囲の厚さの形で、又は超音波トランスデューサの範囲に対応する半径を有し、第二の円Cdeと共通の中心を共有する第3の円の形で示されてもよい。このように、周囲の厚さ、つまり第三の円の広がり、超音波トランスデューサの有限の長さ、幅から生じる介入装置の位置の不確実性を示している。これらのデータフィールドのいずれも介入装置71のデータキャリア79に記憶され、それからアイコン提供ユニットIPUによってそこから受信される。

10

20

【0055】

要約すると、ビーム形成超音波イメージングシステムの超音波イメージングプローブによって規定される画像面に関して介入装置の介入装置特徴11aの位置を示すためのシステムが記載されており、介入装置特徴の位置は、超音波イメージングプローブと介入装置特徴から所定の距離で介入装置に取り付けられる超音波トランスデューサとの間で送信される超音波信号に基づいて決定される。位置決定ユニットは、画像面に関して超音波トランスデューサの位置を計算する。アイコン提供ユニットは、所定の距離に対応する半径を有する円形ゾーンを示す第一のアイコンを提供する。画像融合ユニットは、第一のアイコンとビーム形成超音波イメージングシステムからの再構成超音波画像とを含む融合画像を提供する。第一のアイコンは、画像面上への超音波トランスデューサの位置の投影に対応する挿入点で、再構成超音波画像の中心に置かれる。

30

【0056】

本発明は、医用針に関して図面及び前述の説明において詳細に例示及び説明されているが、そのような例示及び説明は、例示的又は例証的であり、限定的ではないと見なされるべきである。本発明は開示される実施形態に限定されず、介入装置一般の位置を決定するために使用することができる。さらに、ビーム形成超音波イメージングシステムの画像面に対応する介入装置の介入装置特徴の位置を示すための様々なシステム、装置、及び方法を提供するために、本明細書に示される様々な例及び実施形態を組み合わせることができることを理解されたい。

【 図 1 】

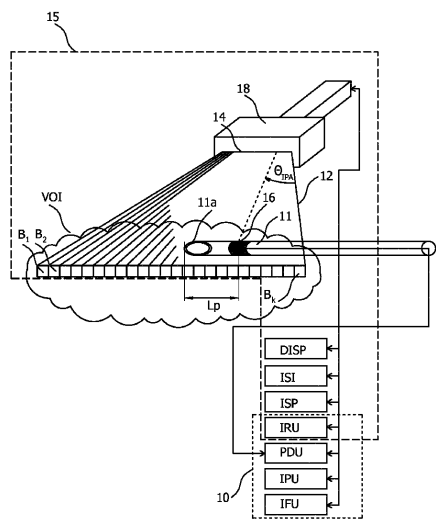


FIG. 1

【 図 2 】

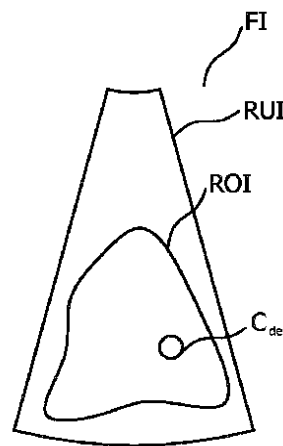


FIG. 2

【 図 3 】

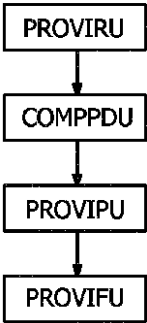


FIG. 3

【 図 4 】

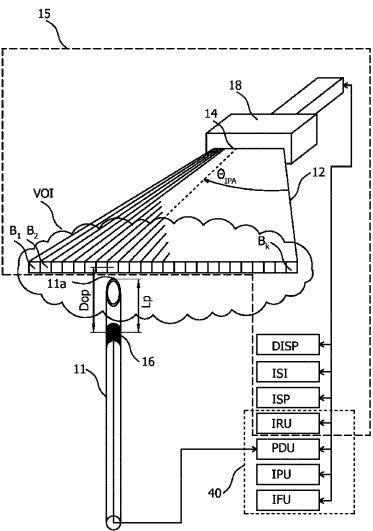


FIG. 4

【 図 5 】

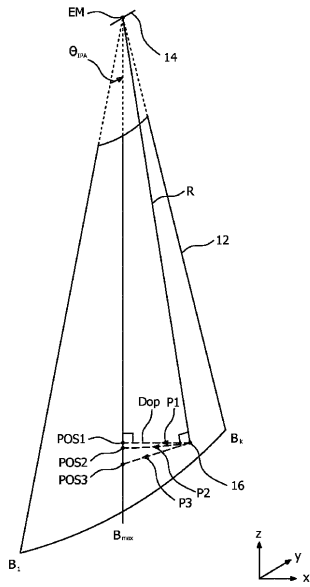


FIG. 5

【 図 6 A 】

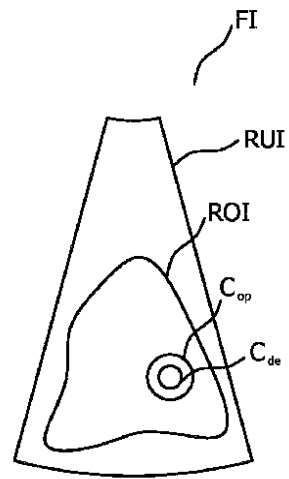


FIG. 6A

【 図 6 B 】

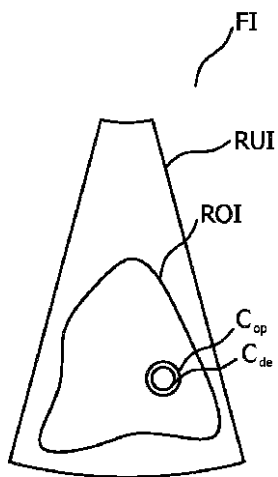


FIG. 6B

【 図 6 C 】

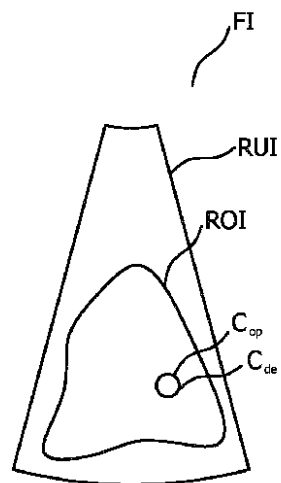


FIG. 6C

【 図 7 】

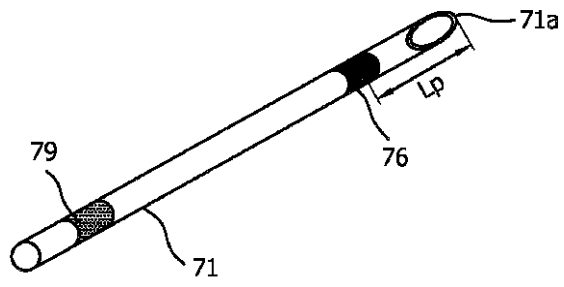


FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/074905

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	US 2014/276003 A1 (WANG HONG [CN] ET AL) 18 September 2014 (2014-09-18) abstract figures 1-9 paragraph [0019] - paragraph [0051] -----	1,2,8, 10-13,15
X	US 2016/242856 A1 (JAIN AMEET KUMAR [US] ET AL) 25 August 2016 (2016-08-25) abstract figures 1-8 paragraph [0021] - paragraph [0058] -----	1,3-9,15
A	WO 2015/101949 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]) 9 July 2015 (2015-07-09) cited in the application abstract figures 1-8 page 4, line 13 - page 12, line 4 ----- -/--	1-13,15

☒ 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

24 October 2017

Date of mailing of the international search report

07/11/2017

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

Moehrs, Sascha

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/074905

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003/060700 A1 (SOLF TORSTEN [DE] ET AL) 27 March 2003 (2003-03-27) abstract figure 1 paragraph [0029] - paragraph [0040] -----	1-13,15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2017/074905**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

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

1. ☒ Claims Nos.: **14**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

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

Remark on Protest

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

International Application No. PCT/ EP2017/ 074905

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 14

Method claim 14 includes the tracking of an interventional device. Therefore, it encompasses the treatment of the human or animal body by surgery (which is apparent from the description and from claim 12). No search and no preliminary examination is therefore been carried out with respect to claim 14 (Rules 39.1(iv), 67.1(iv) PCT).

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/074905

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014276003 A1	18-09-2014	CN 105120762 A EP 2858574 A1 JP 2016512130 A US 2014276003 A1 WO 2014151985 A1	02-12-2015 15-04-2015 25-04-2016 18-09-2014 25-09-2014
US 2016242856 A1	25-08-2016	CN 105578984 A EP 3049013 A1 JP 2016530978 A US 2016242856 A1 WO 2015044831 A1	11-05-2016 03-08-2016 06-10-2016 25-08-2016 02-04-2015
WO 2015101949 A1	09-07-2015	CN 105873521 A EP 3089671 A1 JP 2017500955 A US 2016324501 A1 WO 2015101949 A1	17-08-2016 09-11-2016 12-01-2017 10-11-2016 09-07-2015
US 2003060700 A1	27-03-2003	DE 10115341 A1 EP 1245191 A2 JP 2002306473 A US 2003060700 A1	02-10-2002 02-10-2002 22-10-2002 27-03-2003

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. QRコード

(72)発明者 スタパート ヘンドリック ロエロフ
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
(72)発明者 ゴックグーラー ムスタファ ハカン
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 コルトスミット イェロエン
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 ファン デ パス ステファン
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
Fターム(参考) 4C601 EE09 FE01 FE04 FE07 GA20 GA28 GA40 KK31 LL38

专利名称(译)	跟踪介入设备的功能		
公开(公告)号	JP2019532711A	公开(公告)日	2019-11-14
申请号	JP2019516391	申请日	2017-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
发明人	スタパート ヘンドリック ロエロフ ゴックグーラー ムスタファ ハカン コルトスミット イエロエン ファン デ パス ステファン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/469 A61B8/5246 A61B5/066 A61B8/463 A61B8/483 G06T11/003		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE04 4C601/FE07 4C601/GA20 4C601/GA28 4C601/GA40 4C601/ /KK31 4C601/LL38		
优先权	2016191651 2016-09-30 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种用于指示介入设备 (11) 的介入设备特征 (11a) 相对于由波束形成超声成像系统 (15) 的超声成像探头 (18) 限定的像平面 (12) 的位置的系统。其中,介入设备部件 (11a) 的位置位于超声成像探头 (18) 和与介入设备相距预定距离 (L_p) 的超声换能器 (16) 之间。该系统是根据所传送的超声波信号确定的。图标提供单元 (IPU) 提供第一图标 (Cde), 该第一图标显示具有与预定距离 (L_p) 相对应的半径的圆形区域。在包括来自波束形成超声成像系统的重构超声图像 (RUI) 的融合图像中显示第一图标 (Cde) 。

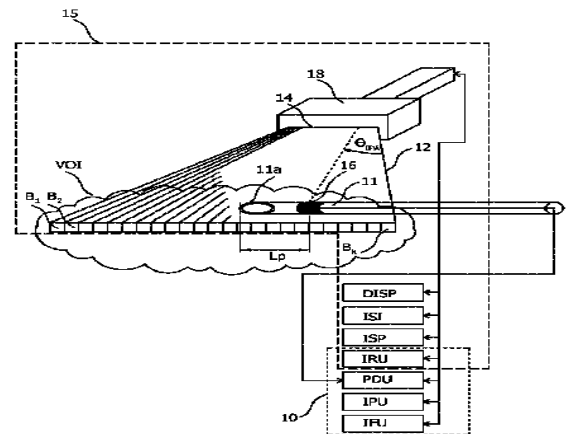


FIG. 1