

(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2018-522646

(P2018-522646A)

(43) 公表日 平成30年8月16日(2018.8.16)

(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 有 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2017-567095 (P2017-567095)
 (86) (22) 出願日 平成28年5月12日 (2016.5.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年2月22日 (2018.2.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2016/032015
 (87) 国際公開番号 W02016/209398
 (87) 国際公開日 平成28年12月29日 (2016.12.29)
 (31) 優先権主張番号 62/184,594
 (32) 優先日 平成27年6月25日 (2015.6.25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 515234185
 リヴァンナ メディカル、エルエルシー、
 アメリカ合衆国、22902 バージニア
 州、シャーロットビル、107 イースト
 ウォーター ストリート
 (74) 代理人 100104411
 弁理士 矢口 太郎
 (72) 発明者 モールディン、フランク ウィリアム
 アメリカ合衆国、22902 バージニア
 州、シャーロットビル、107 イースト
 ウォーター ストリート
 (72) 発明者 オーウェン、ケヴィン
 アメリカ合衆国、22932 バージニア
 州、クロゼット、1304 ストーンゲー
 ト コート

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 解剖学的特徴に対するプローブの超音波誘導

(57) 【要約】

【解決手段】 解剖学的特徴を使った超音波誘導からのフィードバックを使ったプローブ挿入のためのシステムおよび方法。本開示は、解剖学的特徴、例えば骨の超音波画像を生成し、撮像中の対象者体内の解剖学的特徴の超音波画像を可視化するための超音波イメージングを対象としたものである。具体的には、本発明は、プローブ挿入のための、グラフィカルユーザーインターフェースおよび超音波イメージングを使ったリアルタイムフィードバックに関する。プローブ挿入は、精度拡張および失敗率軽減のため、理想的に表示されるか、種々の自由度で物理的に誘導されるかのどちらかである。

【選択図】 図3

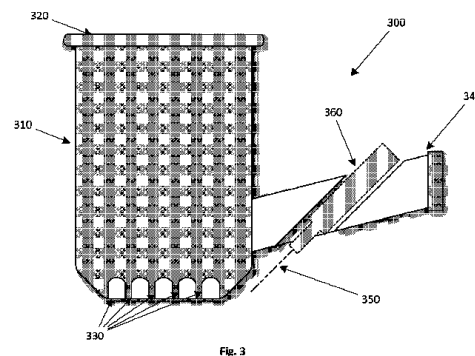


Fig. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波により撮像する方法であって、

プロセッサと、プローブを挿入する特定の経路を有するプローブガイドとを有するプローブ誘導システムにおいて、

前記プローブ誘導システム内の 1 若しくはそれ以上のトランスデューサから、1 若しくはそれ以上の超音波信号を送信する工程と、

対象者の撮像領域からの 1 若しくはそれ以上の超音波信号に少なくとも部分的に基づいて生成された超音波データを取得する工程と、

前記生成された超音波データに少なくとも部分的に基づいて、前記撮像領域に関連付けられた標的生体構造を選択する工程と、

前記超音波データおよび前記選択された標的生体構造を組み合わせることにより、前記対象者の超音波画像を少なくとも部分的に表示する工程と、

前記標的生体構造および前記 1 若しくはそれ以上のトランスデューサに対する前記撮像領域の相対位置を決定する工程と、

前記プローブの予測されるプローブ経路を計算する工程であって、前記予測されるプローブ経路は、前記プローブが前記プローブガイドに挿通されたときに前記プローブが実際に移動する経路を示すものである、前記計算する工程と、

前記予測されるプローブ経路の可視的表現を生成する工程を含む、グラフィックインジケータを生成する工程であって、前記予測されるプローブ経路の前記可視的表現は、前記標的生体構造に対して表示されるものである、前記生成する工程と

を有する方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法において、前記予測されるプローブ経路は、予測される針経路を含むものである方法。

【請求項 3】

請求項 1 記載の方法において、さらに、

前記プローブ誘導システムが前記予測されるプローブ経路および前記標的生体構造が一直線上にないと決定した場合、ループでフィードバックを提供する工程を有する方法。

【請求項 4】

請求項 3 記載の方法において、さらに、

方向に関するインジケータを表示して、前記 1 若しくはそれ以上のトランスデューサを平行移動する方向を示すことにより、前記予測されるプローブ経路を前記標的生体構造と位置合わせする工程を有する方法。

【請求項 5】

請求項 3 記載の方法において、さらに、

回転に関するインジケータを表示して、前記予測されるプローブ経路を前記標的生体構造と位置合わせするために必要な動きを示す工程を有する方法。

【請求項 6】

請求項 1 記載の方法において、さらに、

前記標的生体構造と同軸上に配置される理想的なプローブ経路を計算する工程を有する方法。

【請求項 7】

請求項 6 記載の方法において、さらに、

前記理想的なプローブ経路を、前記プローブガイドの角度を回転させることができる 1 若しくはそれ以上の物理的枢動点を呈する潜在的なプローブ経路に制限する工程を有する方法。

【請求項 8】

請求項 6 記載の方法において、さらに、

10

20

30

40

50

前記理想的なプローブ経路を、前記プローブガイドの角度を回転させることができる 1 若しくはそれ以上の仮想駆動点を呈する潜在的なプローブ経路に制限する工程を有するものである方法。

【請求項 9】

請求項 1 記載の方法において、さらに、

1 若しくはそれ以上の表示される針経路を計算してグラフィカルユーザーインターフェースに表示する工程と、

利用者により、グラフィカルユーザーインターフェースとのインタラクションを通して表示された針経路のうち 1 つを選択および実行する工程と

を有するものである方法。

10

【請求項 10】

プローブ誘導システムであって、

1 若しくはそれ以上の記号インジケータを有するディスプレイを有するユーザーインターフェースと、

超音波イメージングユニットの 1 若しくはそれ以上の超音波トランスデューサであって、標的生体構造に少なくとも部分的に基づいて信号を送受信するように構成されているものである、前記超音波トランスデューサと、

プローブを挿入する特定の経路を有するプローブガイドと、

(a) 前記超音波イメージングシステムに対する前記標的生体構造の相対位置を決定し、(b) 前記 1 若しくはそれ以上のトランスデューサを平行移動または回転させる方向を計算して、(x) 前記プローブが前記プローブガイドに挿通されたときに前記プローブが実際に移動する経路を示す予測されるプローブ経路を (y) 前記標的生体構造に位置合わせするためのプロセッサと

20

を有するプローブ誘導システム。

【請求項 11】

請求項 10 記載のプローブ誘導システムにおいて、表示される記号インジケータは、利用者が前記 1 若しくはそれ以上のトランスデューサを平行移動または回転させる方向を表すものであるプローブ誘導システム。

【請求項 12】

請求項 10 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記プローブガイドは、患者の体表面と相対的な可変回転方向を提供するものであるプローブ誘導システム。

30

【請求項 13】

請求項 13 記載のプローブ誘導システムにおいて、さらに、

一体化されたリアルタイム針検出装置を有するものであるプローブ誘導システム。

【請求項 14】

請求項 13 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記一体化されたリアルタイム針検出装置は、光学的装置であるプローブ誘導システム。

【請求項 15】

請求項 14 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記一体化されたリアルタイム針検出装置は、圧電素子を含むものであるプローブ誘導システム。

40

【請求項 16】

請求項 13 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記プロセッサは、現在のプローブ角度を計算し、前記予測されるプローブ経路を前記標的生体構造と位置合わせするために必要なプローブ角度調整を決定するものであるプローブ誘導システム。

【請求項 17】

請求項 10 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記ディスプレイは、前記標的生体構造を特定するための利用者入力に対応するように構成されたタッチパッドを有するものであるプローブ誘導システム。

【請求項 18】

請求項 10 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記プローブガイドの少なくとも一

50

部は、枢動点を中心として回転自在であるプローブ誘導システム。

【請求項 19】

請求項 18 記載のプローブ誘導システムにおいて、前記プローブガイドは、前記プローブを挿入する特定の経路を画定するガイドスプールを含み、前記枢動点は前記ガイドスプール上にあるものであるプローブ誘導システム。

【請求項 20】

請求項 19 記載のプローブ誘導システムにおいて、さらに、
前記ガイドスプールに接触して、望ましい配向に当該ガイドスプールを保持する圧縮機構を有するものであるプローブ誘導システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本願は、2015年6月25日付で出願された米国仮特許出願第62/184,594号「Ultrasonic Guidance of a Probe with Respect to Anatomical Features」（解剖学的特徴に対するプローブの超音波誘導）に基づく利益および優先権を主張するものであり、前記仮特許出願は、この参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本開示は、超音波イメージング、ならびに超音波画像取得および生成のためのシステムおよび方法を対象としている。本開示の態様は、撮像される骨の超音波画像の生成および/または骨の超音波画像の可視化に関する。具体的には、本発明は、プローブ挿入のための、超音波イメージングを伴うグラフィカルユーザーインターフェースを使った標的生体構造の自動検出およびリアルタイムフィードバックに関する。

20

【0003】

本発明は、少なくとも部分的に、米国立衛生研究所（National Institutes of Health）の米国立生物医学画像・生物工學研究所（National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering）からの助成金番号R44EB015232と、米国立科学財団（National Science Foundation）からの助成金番号1329651とに基づく米国政府の資金援助を受けたものである。そのため、米国政府は本発明に対して特定の権利を有するものである。

30

【背景技術】

【0004】

種々の医療処置では、プローブ、例えば針またはカテーテルを用いた皮膚貫通を行う。例えば、脊椎麻酔または脊椎診断手続きとしては、硬膜外位置への麻酔薬の経皮的送達、または脊髄液の採取などがある。そのような脊椎麻酔または脊椎診断手続きには、一般に、硬膜横の棘突起間の靱帯である黄色靱帯の貫通が含まれる。一般に、硬膜外に針を位置付ける際に望ましい最終的な針の位置は硬膜の横であるが、脊椎穿刺では、脊椎腔から液体を採取するため硬膜を貫通する。

【0005】

40

脊椎穿刺にはいくつか重要な臨床用途があり、これには脳脊髄液（cerebral spinal fluid：CSF）の採取、化学療法剤または他の薬剤の脊椎腔への直接投与、または心臓手術のための脊椎腔内の圧力軽減などがある。CSF採取は、種々の疾患、例えば膜炎を迅速に診断するためにも必要である。他の処置も同様に、プローブ、例えば体性神経の傍脊椎ブロック（paravertebral somatic nerve blockade：PVB）による皮膚の貫通を含む。

【0006】

脊髄幹麻酔によるブロック（例えば、硬膜外麻酔または脊椎麻酔によるブロック）とその関連脊椎麻酔処置は、現在、米国の病院において年間数百万件の処置で行われている。そのような処置の多数の臨床的適応には、妊娠中、慢性痛、人工股関節置換術または人工

50

膝関節置換術の麻酔が含まれる。

【 0 0 0 7 】

プローブの配置に細心の注意が必要なことを考慮すると、プローブ誘導はイメージングを使って改善できる。アプローチの1つでは、X線透視検査を使って、高い成功率で脊椎針配置を誘導することができる。ただし、電離放射線のリスクに加え、X線透視検査の機器がコスト高で持ち運びができないことから、X線透視検査は、一部の頻繁に行われる処置においては好まれない。

【 0 0 0 8 】

X線を利用した他の医用イメージング技術も有効な場合があるが、同様なリスクと欠点がある。例えば、コンピュータ断層撮影法 (c o m p u t e d t o m o g r a p h y : C T) および2次元X線投影は、骨のイメージングモダリティとして使用されることが多い。残念なことに、そのような医用イメージングによる患者および介助者の電離放射線ばく露は、過去数十年で急増している (この数十年で数倍増加したと推定される) 。そのような放射線量が及ぼす累積的な影響は、癌リスクの増大と関連付けられている。

10

【 0 0 0 9 】

医療処置の際、プローブ挿入は医用イメージングを必要とせずに (すなわち、ガイドなしでの挿入技術を使って) 行われる場合もある。医用イメージングなしで行うこの技術は「ブラインド・アプローチ」と呼ばれている。脊椎麻酔用途の場合、触診で脊椎の目印となる位置を決定した後、針が挿入される。ただし、このようなガイドなしでの技術はうまく行かない場合がある。ガイドなしで脊椎麻酔または脊椎診断手続きを行う際の失敗は、通常、高齢者、または重度の若しくは病的な肥満者の場合に起こる。ガイドなしの処置で失敗する理由としては、誤った位置に針を挿入する、または誤った角度で針を穿刺するなどがある。

20

【 0 0 1 0 】

上記の結果、脊椎麻酔または脊椎診断手続きでの失敗により、脊椎腔へのアクセス、または硬膜外麻酔薬を投与するための硬膜横への針またはカテーテルの配置が困難になるおそれがある。ブラインド・アプローチにおける失敗率は、これまで、目印がない、はっきりしない、または変形している患者集団の約半分について言及されている。

【 0 0 1 1 】

これらの特徴を呈する有意かつ増大中の集団セグメントが肥満者であり、肥満者は現在、全米人口の約3分の1を占めるが、それよりも高い率でブラインド・アプローチが失敗している。すなわち、肥満患者におけるガイドなし処置は4分の3もの率で失敗している。そのような失敗は、医療コスト、例えば付加的な治療を要する合併症に起因する医療コストを増大させるおそれがある。

30

【 0 0 1 2 】

重度の若しくは病的な肥満者において、そのような失敗は、解剖学的な目印 (例えば、脊椎) と皮膚との間に脂肪組織の厚い層があり、目印が確実に触診できないことから起こりうる。針穿刺に失敗すると、一般に、非良好な健康上の転帰、例えば脊髄性頭痛または血腫のリスク増大との相関がある針刺しを何回も行うことになる。また、脊髄幹麻酔の失敗により他の深刻な合併症も起こるおそれがあり、これには背痛または血管穿刺のほか、胸膜穿刺、気胸、または麻痺を含むより深刻な合併症が含まれる。そのような合併症としては、脊髄性頭痛、背痛、不全対麻痺、脊髄血腫、神経麻痺、脊髄腫瘍形成、または1若しくはそれ以上の他の合併症がある。

40

【 0 0 1 3 】

一般に、ガイドなしのアプローチが失敗した際の臨床処置としては、X線透視検査または他の誘導処置を使ったプローブ配置の補助などがある。骨のイメージングでは、医療用超音波もX線の代わりに使用できる。ただし、従来の超音波システムは、電離放射線のリスクはないものの用途に制約がある。現在使用されている超音波システムは、一般に大型で、複雑、高価であり、操作するには専門的な研修を必要とする。また、超音波使用時の失敗率はいまだ高く、超音波技術が成功するかは、一般に、利用者の超音波検査法の理解

50

度に強く依存する。さらに、従来の超音波機器は重くかさばるため、患者への適用を困難なものにしている。

【0014】

そのため、非電離超音波イメージングを使ったプローブ挿入のためのユーザーフレンドリーな誘導システムが必要とされている。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0015】

本明細書で説明する実施形態例は革新的な特徴を有するが、そのうちのどれか1つだけが不可欠であるわけでも、それ単独で望ましい属性を担うわけでもない。以下の説明および図面は、本開示の一定の例示的な実施態様を詳しく説明するものであり、それらの実施態様は、本開示の種々の原理を実現できるいくつかの例示的な態様を示している。ただし、それらの具体例は、数多く考えられる本開示の実施形態をすべて網羅しているわけではない。以下では、特許請求の範囲を限定することなく、その有利な特徴の一部を要約する。以下の本開示の詳細な説明には、本開示の他の目的、利点、および新規性のある特徴を記載しており、本発明を限定することなく例示することを目的とした図面と併せて考慮すべきである。

【0016】

本発明の一態様は、超音波により撮像する方法を対象としている。この方法は、プロセッサと、プローブを挿入する特定の経路を有するプローブガイドとを有するプローブ誘導システムにおいて、前記プローブ誘導システム内の1若しくはそれ以上のトランスデューサから、1若しくはそれ以上の超音波信号を送信する工程を含む。当該方法は、対象者の撮像領域からの1若しくはそれ以上の超音波信号に少なくとも部分的に基づいて生成された超音波データを取得する工程も含む。当該方法は、前記生成された超音波データに少なくとも部分的に基づいて、前記撮像領域に関連付けられた標的生体構造を選択する工程も含む。当該方法は、前記超音波データおよび前記選択された標的生体構造を組み合わせることにより、前記対象者の超音波画像を少なくとも部分的に表示する工程も含む。当該方法は、前記標的生体構造および前記1若しくはそれ以上のトランスデューサに対する前記撮像領域の相対位置を決定する工程も含む。当該方法は、前記プローブの予測されるプローブ経路を計算する工程も含み、前記プローブ経路は、前記プローブが前記プローブガイドに挿通されたときに前記プローブが実際に移動する経路を示す。当該方法は前記予測されるプローブ経路の可視的表現を生成する工程を含むグラフィックインジケータを生成する工程も含み、前記予測されるプローブ経路の前記可視的表現は、前記標的生体構造に対して表示される。

【0017】

一部の実施形態において、前記予測されるプローブ経路は、予測される針経路を含む。前記方法は、前記プローブ誘導システムが予測されるプローブ経路および前記標的生体構造が一直線上にないと決定した場合、ループでフィードバックを提供する工程を含むことができる。当該方法は、方向に関するインジケータを表示して、前記1若しくはそれ以上のトランスデューサを平行移動する方向を示すことにより、前記予測されるプローブ経路を前記標的生体構造と位置合わせする工程を含むこともできる。当該方法は、回転に関するインジケータを表示して、前記予測されるプローブ経路を前記標的生体構造と位置合わせするために必要な動きを示す工程を含むこともできる。

【0018】

一部の実施形態において、前記方法は、前記標的生体構造と同軸上に配置される理想的なプローブ経路を計算する工程を含む。当該方法は、前記理想的なプローブ経路を、前記プローブガイドの角度を回転させることができる1若しくはそれ以上の物理的枢動点を呈する潜在的なプローブ経路に制限する工程を含むこともできる。当該方法は、前記理想的なプローブ経路を、前記プローブガイドの角度を回転させることができる1若しくはそれ以上の仮想枢動点を呈する潜在的なプローブ経路に制限する工程を含むこともできる。当

該方法は、１若しくはそれ以上の表示される針経路を計算してグラフィカルユーザーインターフェースに表示する工程と、利用者により、グラフィカルユーザーインターフェースとのインタラクションを通して表示された針経路のうち１つを選択および実行する工程とを含むこともできる。

【００１９】

本発明の別の態様は、プローブ誘導システムを対象としている。このシステムは、１若しくはそれ以上の記号インジケータを有するディスプレイを有するユーザーインターフェースを含む。当該システムは超音波イメージングユニットの１若しくはそれ以上の超音波トランスデューサも含み、この超音波トランスデューサは標的生体構造に少なくとも部分的に基づいて信号を送受信するように構成されている。当該システムは、プローブを挿入する特定の経路を有するプローブガイドも含む。当該システムはプロセッサも含み、このプロセッサは、（a）前記超音波イメージングシステムに対する前記標的生体構造の相対位置を決定し（b）前記１若しくはそれ以上のトランスデューサを平行移動または回転させる方向を計算して、（x）前記プローブが前記プローブガイドに挿通されたときに前記プローブが実際に移動する経路を示す予測されるプローブ経路を（y）前記標的生体構造に位置合わせする。

10

【００２０】

一部の実施形態において、前記表示される記号インジケータは、利用者が前記１若しくはそれ以上のトランスデューサを平行移動または回転させる方向を表す。一部の実施形態において、前記プローブガイドは、患者の体表面と相対的な可変回転方向を提供する。

20

【００２１】

前記システムは、一体化されたリアルタイム針検出装置を含むことができる。一部の実施形態において、前記一体化されたリアルタイム針検出装置は、光学的なものである。一部の実施形態において、前記一体化されたリアルタイム針検出装置は、圧電素子を含む。

【００２２】

一部の実施形態において、前記プロセッサは、実際のプローブ角度を計算し、予測されるプローブ経路を前記標的生体構造と位置合わせするために必要なプローブ角度調整を決定する。前記ディスプレイは、前記標的生体構造を特定するための利用者入力に対応するように構成されたタッチパッドを含むことができる。

30

【００２３】

一部の実施形態において、前記プローブガイドの少なくとも一部は、枢動点を中心として回転自在である。前記プローブガイドは、前記プローブを挿入する特定の経路を画定するガイドスプールを含むことができ、前記枢動点は前記ガイドスプール上にある。前記システムは、前記ガイドスプールに接触して、望ましい配向に当該ガイドスプールを保持する圧縮機構を含むことができる。

【００２４】

この概要は、当該特許出願の主題の概要を提供することを目的としている。本発明の排他的または網羅的な説明を提供することを目的としたものではない。さらに、当業者であれば、従来のアプローチの限界および難点は、そのようなシステムを、本願において図面を参照して以下に記載した本発明の態様の一部と比較することにより、明確に理解されるであろう。

40

【図面の簡単な説明】

【００２５】

本発明の性質および利点をより完全に理解するため、添付の図面を参照して以下の好適な実施形態に関する詳細な説明を参照する。添付の図面は以下のとおりである。

【図１】図１は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、生体構造のイメージングを行うよう構成された少なくとも１つの超音波トランスデューサおよび少なくとも１つのプロセッサを含むことができる例示的な装置のブロック図であり、その出力は装置のディスプレイに提供される。

【図２】図２は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、グラフィカルユ

50

ーザーインターフェースフィードバックおよびプローブガイドとともに撮像領域の少なくとも一部の３Ｄモデルを備えた例示的な携帯型２Ｄ超音波撮像装置を上部から見下ろした図である。

【図３】図３は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、グラフィカルユーザーインターフェースフィードバックおよびプローブガイドとともに撮像領域の少なくとも一部の３Ｄモデルを備えた例示的な携帯型２Ｄ超音波撮像装置の側面図である。

【図４】図４は、本明細書に記載する本開示の代替実施形態に基づき、グラフィカルユーザーインターフェースフィードバックおよびプローブガイドとともに撮像領域の少なくとも一部の３Ｄモデルを備えた例示的な携帯型２Ｄ超音波撮像装置の側面図である。

【図５】図５は、本明細書に記載する本開示のいくつかの実施形態に基づいて回転自由度を備えた例示的なプローブガイドを例示した図である。

10

【図６】図６は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、超音波イメージングに少なくとも部分的に基づいて、所定の解剖学的位置へと固定ガイド内でプローブを方向付ける例示的な工程のフローチャートである。

【図７】図７は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、超音波イメージングに少なくとも部分的に基づいて、利用者が特定した解剖学的位置へと固定ガイド内でプローブを方向付ける例示的な工程のフローチャートである。

【図８】図８は、例示的なグラフィカルユーザーインターフェースを示した図であり、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、プローブの方向に関する位置フィードバックとそれに重ね合わされた標的生体構造の超音波画像とを示している。

20

【図９】図９は、例示的なグラフィカルユーザーインターフェースを示した図であり、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、プローブの回転に関する配置および方向に関するフィードバックとそれに重ね合わされた標的生体構造の超音波画像とを示している。

【図１０】図１０は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、グラフィカルユーザーインターフェースフィードバックを備えた携帯型２Ｄ超音波撮像装置を上部から見下ろした図であり、例示的なプローブ挿入とその誘導を示している。

【図１１】図１１は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、生成された超音波画像に少なくとも部分的に基づいて利用者が特定した解剖学的位置へ、固定されたガイドなしでプローブを方向付ける例示的な工程のフローチャートである。

30

【図１２】図１２は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、装置支援プローブ誘導で使用する画像平面内の固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの等角投影図である。

【図１３】図１３は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、装置支援プローブ誘導で使用する画像平面内の固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面図である。

【図１４】図１４は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、装置支援プローブ誘導で使用する画像平面内の固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドを上部から見下ろした図である。

【図１５】図１５は、固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面の概略図であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

40

【図１６】図１６は、固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面の概略図であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

【図１７】図１７は、固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面の概略図であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力と並列する画像平面内にあり、仮

50

想状態および配置を伴う。

【図 18】図 18 は、固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面の概略図であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

【図 19】図 19 は、固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面の概略図であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

【図 20】図 20 は、固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想プローブガイドの側面の概略図であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

【図 21】図 21 は、本明細書に記載する一部の実施形態に基づき、グラフィカルユーザーインターフェースのフィードバックおよび固定されていないプローブガイドとともに、撮像領域の少なくとも一部の 3D モデルを備えた例示的な手持ち式 2D 超音波撮像装置を示した図である。

【図 22】図 22 は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、データ通信を通じて外部計算ユニットに結合された例示的な携帯型 2D 超音波撮像装置を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下の説明および図面は、本開示の一定の例示的な実施態様を詳しく説明するものであり、それらの実施態様は、本開示の種々の原理を実現できるいくつかの例示的な態様を示している。ただし、それらの具体例は、数多く考えられる本開示の実施形態をすべて網羅しているわけではない。本開示の他の目的、利点、および新規性のある特徴は、該当する場合、図面の各図に記載されている。

【0027】

提案された装置の実施形態は、プローブに対する骨の深度または位置の情報を利用者に提供することにより、より正確な穿刺またはプローブ挿入の手続きを可能にする。本発明の態様は、解剖学的特徴の超音波イメージングに基づくプローブの誘導および挿入を対象としたものである。本願発明者らは、ガイドなしでの医用針挿入が、特に拡大するデモグラフィックにおいて著しい失敗率を呈していることを認識した。解剖学的特徴は、すべての患者で正確に触診できるわけではない。処置を行う位置を囲む対象者領域をイメージングし、組織のターゲット領域の自動特定を伴う超音波画像を拡張すると、プローブの挿入成功率と使いやすさが大幅に改善される。

【0028】

また、本願発明者らは、超音波画像は、撮像中の構造の解剖学的モデルを参照しながら（例えば、利用者に）提示されるほうが解釈しやすいことも認識した。一例では、前記撮像中の構造として、骨、あるいは骨構造内、骨構造付近、または骨構造間の組織などがある。そのため、いくつかの実施形態は、3次元（3D）構造モデルに対応する部分を含んだ2次元（2D）超音波画像の可視化表現を生成することにより超音波データを可視化することに関する。一定の応用において、関心構造は骨構造、例えば脊椎構造である。3Dモデルの対応する部分（例えば、2D断面）は、2D超音波画像を3Dモデルに登録する登録技術を使うと、少なくとも部分的に特定できる。登録の結果を使用すると、2D超音波画像における1若しくはそれ以上の解剖学的目印の位置を特定でき、前記画像から生成された可視化表現は、前記特定された位置のうち1若しくはそれ以上を示すことができる。

【0029】

本発明の態様では、グラフィカルユーザーインターフェース（graphical u

10

20

30

40

50

ser interface : GUI) を使ったリアルタイムフィードバックを目的とした、針を穿刺する生体構造の超音波画像の生成および / または対象者体内の超音波画像の可視化、ならびにプローブ挿入を目的とした超音波イメージングについて開示する。応用の 1 つでは、骨構造、例えば脊椎その他の骨構造のほか、そのような骨構造間の組織に対して標的生体構造が定義される。ただし、これは本概念を適用する方法のほんの 1 つであり、本概念は他の標的領域にも同等に適用できる。また、本願発明者らは、針を誘導する他の用途、例えば関節内注射および関節吸引、血管アクセス、ならびに生検における同様なニーズも認識している。そのような場合、医用イメージングを使用すると、標的生体構造へ針またはプローブを誘導することができる。標的生体構造のリアルタイム誘導フィードバックを自動化すると、医用イメージング誘導を使いやすくすることができる。

10

【0030】

本願発明者らは、携帯型装置が一般に入手できる B モードイメージング機器より廉価であることも認識した。また、ディスプレイを内蔵した手持ち式装置 (ハンドヘルドデバイス) も製造でき、解釈しづらい B モードソノグラムと比べて、標的生体構造の位置または深度を直感的に若しくはわかりやすく示すことができる。手持ち式装置解剖学的位置への誘導式プローブ挿入に使用してプローブ挿入時の失敗または合併症の発生率を低減できるため、手持ち式装置を使うと医療コストも削減できる。また、前記装置は広範囲にわたる超音波検査研修を行わなくとも操作できる。

【0031】

そのような手持ち式装置は、一般に入手可能な超音波イメージング機器よりも単純に操作できる。例えば、手持ち式装置により提供される情報は、一般に入手可能な B モード超音波イメージング機器と対照的に、リソース消費が少なく、解釈も単純にできる。本開示では、グラフィカルユーザーインターフェース (GUI) を備えた新規性のある携帯型装置の製造を企図しており、当該携帯型装置は、プローブの挿入、深度、配置、位置、および配向に関するフィードバックだけでなく、その応用に関する実践的な方法、ならびにこれらの問題および / またはそれに伴う問題等の改善方法も利用者に提供する。

20

【0032】

本明細書で説明する技術の態様については脊椎麻酔誘導の文脈で説明するが、本明細書で説明する技術は他の多くの環境にも役立ち、適用できることを理解すべきである。例えば、本明細書で説明する技術は、超音波を使って針またはプローブを標的生体構造へと誘導する、整形外科用関節内注射、血管アクセス、および生検誘導を含む他の臨床応用に使用できるが、これに限定されるものではない。

30

【0033】

一部の実施形態では、グラフィカルユーザーインターフェース (GUI) により超音波イメージングを行う方法が提供される。この方法は、既知のモデルおよび / または所定の患者モデル、例えば先験的 MRI または CAT スキャンから少なくとも一部導出されるものを参照して、患者の解剖学的特徴に基づく 3 D モデルを構築する工程を有することができる。本願発明者らは、単純かつわかりやすい態様で一特に、包括的で世界的に認識可能なグラフィカルシンボルと視覚的刺激で、プローブ誘導式装置に対して前記モデルを表示することの有効性も認識している。本願発明者らは、解剖学的標的の検出は、当業者に知られた種々の形状検出アルゴリズム、例えば形状モデルまたはハフ変換を含むモデルフィッティング以外の他の方法でも行えることを認識している。

40

【0034】

一部の実施形態において、前記方法は、少なくとも 1 つの 2 D 超音波画像を、骨を有する領域の 3 D モデルに登録する工程と、前記骨を有する領域の 2 D および / または 3 D 可視化表現を生成する工程とを有し、前記可視化表現は、少なくとも部分的に、前記少なくとも 1 つの 2 D 超音波画像の、前記脊椎 3 D モデルへの登録から導出される。登録は、患者の脊椎の要部を超音波で測量し、既存のライブラリにアクセスしてその内容を前記患者のソノグラムとのパターンマッチングにより分析し、および / または予め行われた前記患者のスキャン (例えば、MRI など) から 3 D モデルをロードすることにより行える。

50

【 0 0 3 5 】

以下、上述した態様および実施形態のほか、付加的な態様および実施形態について説明する。これらの態様および／または実施形態は、個別に、すべてまとめて、または2若しくはそれ以上の任意の組み合わせで使用でき、本明細書で説明する技術はこの点で限定されない。

【 0 0 3 6 】

図1は、超音波画像を生成および／または表示するために使用される装置100の一例を例示したものである。図示するように、装置100は、少なくとも1つのプロセッサ制御回路104と、少なくとも1つの超音波トランスデューサ106と、少なくとも1つの超音波信号調整回路112と、少なくとも1つのモーションセンサー（加速度計）114と、少なくとも1つのメモリ回路116と、グラフィカルユーザーインターフェースまたはディスプレイ118とを有する。前記1若しくはそれ以上の超音波トランスデューサ106は、撮像中の対象者体内の標的組織構造110へ向けられる超音波エネルギー108を生成するよう構成できる（例えば、前記超音波トランスデューサ106は、対象者体内の1若しくはそれ以上の関心領域に超音波を照射するよう構成できる）。

【 0 0 3 7 】

前記超音波エネルギー108の一部は前記標的組織構造110により反射され120、前記反射された超音波エネルギーの少なくとも一部は、前記超音波トランスデューサ106により受信される。一部の実施形態において、前記少なくとも1つの超音波トランスデューサ106は、超音波トランスデューサアレイの一部を形成し、その超音波トランスデューサアレイは、撮像中の対象者の表面（例えば、皮膚）に接触するよう配置できる。一部の実施形態において、撮像中の対象者により反射された超音波エネルギー120は、超音波トランスデューサ106により、および／または1若しくはそれ以上の他の超音波トランスデューサ、例えばトランスデューサアレイの一部である1若しくはそれ以上の超音波トランスデューサにより受信される。前記反射された超音波エネルギーを受信する前記超音波トランスデューサは、任意の適切な態様で幾何学的に構成でき（例えば、環状アレイ、ピストンアレイ、リニアアレイ、2次元アレイとして）、または本明細書に記載する本開示の態様はこの点で限定されないことから、他の任意の適切な態様で構成できる。

【 0 0 3 8 】

図1に例示したように、超音波トランスデューサ106は前記超音波信号調整回路112に結合でき、その超音波信号調整回路112は、装置100の回路に結合された状態で示されている。前記超音波信号調整回路112は、超音波イメージングに関連して使用する種々のタイプの回路、例えばビーム形成回路を含むことができる。他の例として、前記超音波信号調整回路は、受信された超音波情報（例えば、エコー情報）、例えば前記プロセッサ回路104に提供される信号を増幅し、移相させ、時間ゲートをかけ、フィルターをかけ、および／または調整するよう構成された回路を有することができる。

【 0 0 3 9 】

一部の実施形態において、トランスデューサアレイ、例えば第1の超音波トランスデューサ106を含むアレイの一部である各トランスデューサ素子からの受信経路は、低ノイズ増幅器、主段増幅器、バンドパスフィルター、ローパスフィルター、およびアナログデジタルコンバータのうち1若しくはそれ以上を含むことができる。一部の実施形態では、1若しくはそれ以上の信号調整工程をデジタル処理で、例えば前記プロセッサコントローラ回路104を使って、行うことができる。

【 0 0 4 0 】

一部の実施形態において、前記装置100は、超音波トランスデューサアレイの表面に垂直な1若しくはそれ以上の平面に対応する超音波エコー情報を取得するよう構成できる（例えば、「Bモード」イメージング情報を提供するため）。例えば、前記装置100は、超音波トランスデューサアレイの表面に平行な1若しくはそれ以上の平面に対応する超音波エコー情報を取得するよう構成できる（例えば、前記トランスデューサアレイの表面に平行で、対象者組織内の指定された深度にある平面内の位置の「Cモード」イメージン

10

20

30

40

50

グ情報を提供するため)。1より多くの平面が収集される例では、超音波エコー情報の3次元セットを収集することができる。

【0041】

一部の実施形態において、前記プロセッサコントローラ回路104は、1若しくはそれ以上の非一時的コンピュータ可読メディア、例えば前記メモリ回路116、ディスク、または1若しくはそれ以上の他のメモリ技術または記憶装置に結合できる。一部の実施形態では、前記第1の超音波トランスデューサ106、前記信号調整回路112、前記プロセッサコントローラ回路104、前記メモリ回路116、およびグラフィカルユーザーインターフェース(ディスプレイ)118のうち1若しくはそれ以上の組み合わせを、超音波イメージング装置の一部として含めることができる。当該超音波イメージング装置は、エコー源性の標的組織構造110からの超音波エネルギーの反射により深度情報を取得するよう構成された1若しくはそれ以上の超音波トランスデューサ106を含むことができ、前記エコー源性の標的組織構造110は、骨標的、血管、病変部、または他の解剖学的標的である。

10

【0042】

一例において、前記プロセッサコントローラ回路104(または1若しくはそれ以上の他のプロセッサ回路)は、1若しくはそれ以上の利用者入力装置、例えばグラフィカルユーザーインターフェース118に通信可能に結合できる。他の実施形態において、前記利用者入力装置としては、キーパッド、キーボード(例えば、超音波スキャニングアセンブリの近く若しくはその一部に設置され、または超音波イメージング情報を提示または操作するよう構成されたワークステーションの一部として含まれる)、マウス、回転つまみ(例えば、ノブまたはロータリエンコーダ)、ディスプレイの一部に位置合わせされたソフトキータッチスクリーン、および/または1若しくはそれ以上の他の適切な任意タイプの制御部のうち1若しくはそれ以上などがある。

20

【0043】

一部の実施形態において、前記プロセッサコントローラ回路104は、モデル登録に基づくイメージングを行い、1つまたは複数の構成された画像を前記GUI118で利用者に提示するよう構成できる。例えば、前記GUI118により、同時に2Dまたは3D表示を利用者に提示することができる。

30

【0044】

一部の実施形態では、前記装置100が対象者の表面(例えば、皮膚)上の位置範囲にわたりスイープまたは移動されるに伴い、標的組織110から反射されてきた超音波エネルギー120を、前記超音波信号調整回路112での信号調整後に取得またはサンプリングすることができる。合成情報は、例えばモーションセンサー114により提供される、少なくとも前記装置100の前記トランスデューサ106(または当該装置全体)の位置に関する情報など、ならびに例えば前記超音波トランスデューサ106で取得される、反射されてきた超音波エネルギーに関する情報を使って構築できる。

【0045】

モーションセンサーまたは加速度計114は、撮像中の対象者の動きに関する情報(例えば、位置情報、速度情報、加速度情報、姿勢情報など)を取得するよう構成された適切なタイプの任意のセンサーであってよい。例えば、前記モーションセンサー114は、1若しくはそれ以上の軸に沿った加速度を感知するよう構成された1若しくはそれ以上の加速度計を有することができる。別の例として、前記モーションセンサー114は、1若しくはそれ以上の光センサーを有することができる。前記モーションセンサー114は、1若しくはそれ以上の他の技術を使って、例えば電磁、磁気、光、または音響技術、あるいはジャイロスコープを使って、例えば前記受信された超音波イメージング情報とは独立に(例えば、受信された超音波情報により決定される撮像対象の位置に基づく動作追跡を必要とせずに)、前記装置100の相対運動および/または絶対位置を感知するよう構成できる。

40

【0046】

50

前記モーションセンサー 114 からの情報と、前記超音波トランスデューサ 104 により取得された超音波エネルギーとは、前記プロセッサコントローラ回路 104 に送信できる。当該プロセッサコントローラ回路 104 は、以下、さらに別の例で説明する工程を使って、少なくとも前記装置 100 の前記トランスデューサの動きまたは位置情報を決定できるよう構成できる。前記動きまたは位置情報を使用すると、モデル登録に基づくイメージングまたはフリーハンド 3D イメージングを行うことができる。

【0047】

他の技術としては、機械的にスキャン可能で、例えば 2 次元アレイが提供する情報と同様なイメージング情報を提供するが、医療処置中に利用者が手作業で前記装置 100 を再位置決めする必要はない、1 若しくはそれ以上のトランスデューサを使用するものなどがある。前記装置 100 は、利用者（例えば、医師または看護師）が医療施設内で容易に持ち運べるよう小型で携帯可能なものにでき、または従来のカート載置式の超音波装置にもできる。

【0048】

一部の実施形態において、装置 100 は、非電離エネルギーを使ったイメージングを提供でき、安全で携帯可能な低コストのものにでき、また望ましい標的深度または解剖学的位置に達するようプローブの位置または挿入角度を位置合わせする装置または技術を提供することができる。後述するモデル登録ベースの工程の例は、脊椎麻酔の臨床処置に重点を置いており、その場合、医療関係者は脊椎構造内またはその周囲にプローブを挿入して麻酔剤を送達する。

【0049】

この場合、前記モデル登録ベースの工程では、脊椎構造の 3D モデルを使用する。ただし、本明細書で説明する装置および方法は、脊椎イメージングへの使用に限定されるものではなく、いかなる適切な標的生体構造、例えば骨関節、血管、神経束、結節、嚢胞、または病変部を撮像する上でも使用できる。また、装置 100 は、臨床診断または介入処置、例えば整形外科用関節内注射、腰椎穿刺、骨折診断、および / または整形外科手術の誘導に使用することもできる。

【0050】

図 1 を参照して説明した装置 100 は、本明細書に記載する本開示の実施形態に基づいて超音波イメージングを行うよう構成された装置の例示的で非限定的な例であることを理解すべきである。装置 100 には多数の変形形態が可能である。例えば、一部の実施形態において、超音波イメージング装置は、超音波エネルギーを生成する 1 若しくはそれ以上のトランスデューサと、撮像中の標的から反射されてくるエネルギーを受け取って処理し、対象者の 1 若しくはそれ以上の超音波画像を生成する回路とを有することができるが、それらの画像を表示するディスプレイを有さない場合もある。その代わり、一部の実施形態では、1 若しくはそれ以上の超音波画像を生成するよう超音波イメージング装置を構成でき、1 若しくはそれ以上の外部ディスプレイに接続して、前記生成された超音波画像を 1 若しくはそれ以上の利用者に提示することができる。

【0051】

図 2 は、グラフィカルユーザーインターフェース・フィードバック 270 およびプローブガイド 210 を備えた例示的な携帯型 2D 超音波システム 200 を上部から見下ろした図である。一態様において、当該システムは自動化された生体構造検出器を含み、その生体構造検出器は、種々の（複数の）イメージングモダリティの生体構造イメージングを使用することができる。別の態様において、このシステムは、撮像される標的領域 250 の少なくとも一部のモデルと併せて使用され、そのモデルは 3 次元（3D）モデルまたは他の適切なモデルとすることができるが、これは本システムの操作には不要である。一実施形態において、超音波システム 200 は、標的生体構造 250 の特定を自動化し、標的中線および深度の指標 260 を提供して、標的生体構造を望ましいプローブ経路と位置合わせする上で必要なトランスデューサの動きの指標を提供する。当業者であれば、本概念が全般的に自動生体構造検出に適用でき、1 若しくはそれ以上のイメージングモダリティ

10

20

30

40

50

を使用できることが理解されるであろう。

【0052】

タッチスクリーン240から利用者が入力支援を行い、または他の方法により標的生体構造250を特定すると、標的の中線および深度260の指標が得られたのち、前記プローブ220の経路に標的を位置合わせするための前記トランスデューサの移動方法が示される。超音波システム200は、新たな各フレームで標的を継続的に追跡し、プローブ220の経路に対する位置に関するフィードバックを継続して提供する。1若しくはそれ以上の実施形態において、前記プローブは針である。他の実施形態において、前記プローブはカテーテルまたは他の類似装置であり、これらは本発明の範囲を超えるものではない。

【0053】

標的生体構造250の自動特定は、種々の方法により達成できる。一実施形態において、標的生体構造250は、利用者が前記タッチスクリーン240の画像特徴とインタラクトして検出できる。利用者により標的生体構造250が特定されると、前記超音波システム200は、前記標的生体構造250に対する前記トランスデューサの位置が変わり、前記特徴の位置または配向が変わっても、当該特徴を追跡できる。

【0054】

標的生体構造250の特徴の追跡は、当業者に知られた種々の方法により達成できる。そのような方法としては、テンプレートマッチング技術—例えば、正規化相互相関、差の絶対値和などがある。他の方法には、モデルフィッティング、例えば適応形状モデルの使用などがある。前記形状モデルは、標的生体構造に関する先験的知見から形成でき、または利用者により示される画像領域から適応的に形成できる。

【0055】

一実施形態では、モデルベースの技術を使って標的生体構造を自動的に検出することができる。このアプローチでは、望ましい標的生体構造250の先験的知見に基づいてモデルが形成される。標的生体構造を検出するモデルベースの技術の一例において、このアプローチに利用者入力は不要である。ただし、利用者入力を使うと探索工程の誘導に役立つ場合もある。例えば、任意選択的にユーザーインターフェースを使って利用者が画像の特定位置を示すと、アルゴリズムが探索結果にその位置への重み付けをする。

【0056】

別の実施形態では、血流の検出または他の機能的測定を使って標的を特定できる。例えば、標的生体構造が血管である場合は、標的位置を血流画像から計算できる。具体的には、血流の存在が検出された全画像位置から、血流のセントロイド（重心）位置を計算することができる。血流の存在を伴う画像位置は、標準的な方法、例えばカラードップラー、Bフロー、パルス波ドップラー、またはパワードップラーを使って測定できる。

【0057】

他の実施形態では、ハフ変換、形状モデル、またはテンプレートマッチングで方式により、画像中で代表的な形状または空間的に強度変化を呈する位置を特定できる。種々の位置のセントロイドを計算できる。利用者には潜在的な複数の標的を提示して、グラフィカルユーザーインターフェース、例えばタッチスクリーンへの入力を通じて選択可能にできる。

【0058】

図2に例示した本実施形態において、当該装置は、当該装置200全体が手持ち式になるよう、ハンドル230上またはその内部に設けられた固定経路を伴う針ガイド210を有する。この装置200は電池式にでき、医師のポケット、トラベルポーチ、ケース、または同様なハウジング（収納容器）に入れて便利に携帯できる。使用時は、患者の体表面、例えば患者の脊椎領域上の皮膚へと臨床従事者が当該装置を作動させることができる（医療従事者の視点で上から見て）。前記ガイド210は経路を提供し、続いて剛構造またはプローブ220が前記ガイドに挿通されて、それを標的生体構造250の超音波画像に重ね合わせて表示画面に表示（260）できる。当業者であれば、本概念は患者身体への針挿入に適用でき、患者の生体構造、例えば骨構造を参照して他の細長いプローブ、カテ

10

20

30

40

50

ーテルなどを患者に挿入する際にも適用できることが理解されるであろう。

【0059】

超音波画像は、任意モードの超音波イメージングであっても、2Dまたは3Dであってもよい。一部の実施形態において、前記超音波システムはBスキャンソノグラムを表示する。カラーソノグラムは、意図された手続きを補助するよう処理後の拡張画像を含むことができ、当業者が本開示を参照することで理解されるであろう態様でも使用できる。Cスキャンソノグラムも本発明の範囲内である。超音波イメージングアレイおよびトランスデューサは、いかなる適切な設計および構成のものを使用してもよい。本開示は、いかなる所与の幾何学構造、サイズ、または周波数範囲のトランスデューサまたはトランスデューサアレイに限定されるものでもない。しかし、一部の実施形態では、高キロヘルツから低

10

【0060】

上述のように、本実施例の超音波針誘導およびイメージングシステム200は示したように手持ち式にできる。ただし、小型でカートベースのシステムも容易に実装でき、これは本開示で後述する。

【0061】

図3は、例示的な携帯型超音波イメージングおよびプローブ誘導システム300の側面図であり、当該システム300は、手持ち式であってもよい本体310と、グラフィカルユーザーインターフェース320と、針アセンブリ360を誘導用に挿通できるプローブガイド340とを含む。超音波システム本体310は、患者の身体の関心領域の近位に接触する当該超音波システム本体310の下端において、1若しくはそれ以上の超音波イメージングトランスデューサ330を有し、例えば、前記トランスデューサ330は、患者の皮膚に配置して（超音波結合用ゼリーを使って結合される）前記プローブ下の解剖学的構造を撮像できる。プローブガイド340は、非直交挿入用に針350と角度を成して設けられる。ただし、プローブガイド340の角度、したがって本体310に対する針アセンブリ360の角度を固定する必要はない。

20

【0062】

図4は、本明細書に記載する本開示の代替実施形態に基づいて、表示画面およびプローブガイド430とともに撮像領域の少なくとも一部のモデルを含むグラフィカルユーザーインターフェース440を備えた例示的な携帯型超音波撮像装置400の側面図である。本実施形態では、1若しくはそれ以上のトランスデューサ450が前記プローブガイド430の対向する両側の近位に設けられる。本構成の一実施形態では、針420およびプローブガイド430と一直線上に方向付けられたトランスデューサ450を示している。

30

【0063】

他の実施形態において、前記ユーザーインターフェース440は、フレームに收容されて当該装置の前記本体410に機械的に連結される、例えば蝶着または枢着される、視覚的表示画面（例えば、LCD、タッチディスプレイ、または同様な表示画面）を含むことができる。前記本体410と前記ユーザーインターフェース440の電気接続は、リボンコネクタ、ピン接続、または同様な手段442により行われる。そのため、前記表示画面またはインターフェース440の角度は、本装置の利用者による使用および目視に適すよう、前記本体410に対して種々の角度で傾けられる。

40

【0064】

図5は、本明細書に記載する本開示のいくつかの実施形態に基づいて回転自由度を備えた例示的なプローブイメージングおよび誘導機構500を例示したものである。図5は、全体としてプローブガイド530と関連装置、例えば図1～4の例または本開示で説明する他の実施形態に含まれるものの例を示している。

【0065】

1若しくはそれ以上の実施形態では、交換可能または着脱可能な挿入部材、例えばシール550を前記プローブガイド560の一部に沿って若しくはその内部に配置できる。これは、プローブアセンブリ510の滅菌部分、例えば針またはカテーテルの先端570を

50

、その周囲のアセンブリ非滅菌部分から隔絶する役割を果たす。前記シールは、接着剤でコーティングし、あるいは例えばクランプ、または締めりばめを使って、または前記プローブガイド 530 の一部として含まれる 1 若しくはそれ以上のデントを使って保持できる。

【0066】

一例では、前記プローブガイド 530 の角度を、利用者により手動で若しくは自動的に、望ましい若しくは指定されたプローブ挿入角度を提供するよう調整または位置決めできる。例えば、固定ねじ 540 またはバネ部 520 のうち 1 若しくはそれ以上を使って、前記プローブガイドの経路を駆動させることができ、例えばプローブガイド 560 内のピン 580 の周りで駆動させ、または当該プローブガイド 560 の別のヒンジまたは類似部分の周りで駆動させることができる。一例において、前記固定ねじ 540 は、ネジ式ブロック 530 により保持でき、例えば手動で調整し、あるいは機械式アクチュエータで駆動して、前記ピン 580 を中心とした前記プローブガイド 560 の自動または半自動の回転を実現できる。

10

【0067】

1 若しくはそれ以上の停止部材、例えば停止部材 545 は、プローブガイド 560 の角運動を望ましい可動角度位置の範囲内に制限できる。一例では、ボール・アンド・スプリング装置およびデントを使って、利用者が手動で前記プローブガイド 560 を望ましい角度位置に位置付けられるようにでき、前記デントが前記プローブガイド 560 を指定された角度にインデキシングし、例えば指定された角度増分で互いにオフセットする。

20

【0068】

一部の実施形態では、圧電素子、例えば開口部付近（例えば、前記プローブガイド 560 の出口ポート付近）に位置するものを使って、前記プローブガイド 560 の角度を自動的に測定し、または自動プローブガイド角度制御に関するフィードバックを提供することができる。圧電素子の中心と前記プローブガイドの前記開口部との初期距離を再位置決め前に測定すると、基準系または基準値（ベースライン）が得られ、その基準系または基準値からの逸脱により前記開口部の位置が追跡可能になる。

【0069】

プローブ（例えば、針）の挿入角度は、手動で、または処理回路（例えば、コンピュータ）により、例えば圧電素子を通じて得られる情報に基づき決定できる。このように、前記ガイド 560 内での前記プローブアセンブリ 510 の深度に依存して、当該プローブガイド 560 の角度を制御し、例えば望ましい前記針 570 の最終深度をもたらすことができる。

30

【0070】

例えば、針 570 またはカテーテル先端の位置は、例えば角度位置の測定とは別個の圧電技術を使って追跡できる。前記プローブアセンブリ 510 の位置、または針 570 の位置を追跡する他の技術としては、光、磁気技術、またはひずみゲージの使用などがある。例えば、前記ガイド 560 の内部または入口ポートで見える 1 若しくはそれ以上の基準マーキングを前記プローブアセンブリ 510 の一部に設けることができる（例えば、定規（ruler）またはscale）を、例えば挿入中、利用者に見えるように、前記プローブアセンブリ 510 に刻み込む）。別の実施形態では、前記針 570 を前記プローブガイド 560 に挿通する力を圧力センサーまたはひずみゲージで感知し、または歯車機構で歯車を回転させることができる。これらのアプローチを使用すると、前記プローブガイド 560 内を通過する前記針 570 の移動距離の推定値が得られるため、前記針先端の推定位置も得られる。

40

【0071】

一例では、圧電型アクチュエータを前記針 570、または前記プローブアセンブリ 510 の別の部分に結合できる。前記プローブが対象者の組織内に挿入される際には、1 若しくはそれ以上の技術を使って、例えば前記アクチュエータを使って既知の周波数または既知の周波数範囲で当該プローブを励起し、例えばカラードップラー超音波技術で当該プロ

50

ープの先端位置を決定することにより、当該プローブの先端位置を追跡することができる。これにより、対象者体内における前記針 570 の位置に関する情報を他の解剖学的情報に重ね合わせ、またはそれと併せて表示して、例えば利用者が前記プローブ先端を望ましい位置に配置する上で役立てることができる。別の実施形態では、前記プローブを磁化し、磁気追跡を使って前記プローブの位置を決定することができる。

【0072】

以上に述べた例等では、マーキングまたは締め付け装置を前記プローブアセンブリ 510 に加え、またはそれに代えて使って、例えば前記プローブガイド 560 により提供された経路を使って、例えば挿入部位で組織を挟持し（例えば、退色させ）またはマーキングすることができる。このようなマーキングまたは退色は、医療従事者が後で使って穿刺処置中に前記プローブを挿入または誘導する上で役立てることができる。一例では、例えば以上の例の手持ち式超音波装置を使って、または 1 若しくはそれ以上の他の例の装置または技術を使って、骨または他の解剖学的特徴の位置を確認した後で、テンプレートまたはパッチを対象者の部位に、例えば望ましいプローブ挿入位置またはその付近に付着または接着させることができる。

【0073】

一態様において、前記回転式誘導装置 500 の 1 若しくはそれ以上の部分は、図 1 ~ 4 の手持ち式超音波アセンブリとは別個にでき、または他の例で示して説明したようにできる。そのような例においても、前記プローブ先端の位置は、前記手持ち式装置を使って、例えば前記圧電その他の技術を使って追跡できる。一例では、前記手持ち式装置を使って前記プローブの挿入部位をマーキングまたは特定でき、別個のプローブガイド装置、例えば図 4 に示したものを使って、望ましい若しくは指定された角度で前記プローブを挿入することができる。

【0074】

図 6 は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、超音波イメージングに少なくとも部分的に基づいて、所定の解剖学的位置へと固定ガイド内でプローブを方向付ける例示的な工程のフローチャート 600 である。本実施形態において説明する工程では、前述の自動的に生体構造を特定する方法の 1 つを利用する。

【0075】

本工程は、前記イメージング装置と相対的に予測される標的生体構造の位置を検出する（620）ことから始まる（610）。標的生体構造の表示インジケータが GUI または同様なインターフェースに示される（630）。次に、理想的な針経路の抽象的表現が前記 GUI のディスプレイに表示される（640）。一実施形態において、前記針経路は所定の固定された針経路であり、例えば位置および角度が固定された針ガイドにより決定される。次に、アービター（arbitrator）または類似装置により、標的生体構造が前記針の経路の中央に位置合わせされているかが決定される（650）。

【0076】

前記位置合わせがなされている場合は、前記針経路と標的生体構造との位置合わせインジケータが前記 GUI のディスプレイに表示される（660）。位置合わせがなされていないと決定された場合は、方向に関するインジケータが表示されて前記超音波装置を標的生体構造の中央に位置合わせするために必要な動きが図示され（670）、これについてはその応用において以下詳述する。リアルタイムの最新イメージングに基づき、次のフレーム（680）が前記工程をループして精度を保証する。

【0077】

図 7 は、本明細書に記載する本開示のいくつかの実施形態に係る超音波イメージングに少なくとも部分的に基づいて、利用者が特定した解剖学的位置へと固定ガイド内のプローブを方向付ける例示的な工程のフローチャート 700 である。ここで、本工程は、GUI または他の入力装置により、標的生体構造および処置を行う位置を特定することから始まる（705）。超音波装置は、標的位置とその周辺領域のテンプレートを生成する（790）。前記標的位置のテンプレートは、利用者により特定された位置（705）周囲のグ

リッド点における画像強度をサンプリングしたものであっても、または局所的な画像領域の何らかのパラメータ化バージョンであってもよい。例えば、前記テンプレートは、エッジ抽出ルーチン、例えば当業者に公知の画像処理—すなわちL o Gフィルタ、を実行した後の解剖学的特徴のエッジ位置を有することができる。

【 0 0 7 8 】

次に、超音波装置が現在の画像内における前記テンプレート位置を検出する(7 2 0)。現在の画像内におけるテンプレート位置の検出は、種々の方法、例えば上述したもの—例えば、正規化相互相関、形状モデル、またはハフ変換により行える。標的生体構造の表示インジケータがG U Iなどに示される(7 3 0)。次に、理想的な針経路の抽象的表現が前記G U Iのディスプレイに表示される(7 4 0)。次に、アービターまたは類似装置により、標的生体構造が前記針の経路の中央に位置合わせされているかが決定される(7 5 0)。

10

【 0 0 7 9 】

前記位置合わせがなされている場合は、前記針経路と標的生体構造との位置合わせインジケータが前記G U Iのディスプレイに表示される(7 6 0)。位置合わせがなされていないと決定された場合は、方向に関するインジケータが表示されて前記超音波装置を標的生体構造の中央に位置合わせするために必要な動きが図示され(7 7 0)、これについてはその応用において以下詳述する。リアルタイムの最新イメージングに基づき、次のフレーム(7 8 0)が前記工程をループして精度を保証する。

【 0 0 8 0 】

20

図 8 は、例示的なグラフィカルユーザーインターフェース(G U I) 8 0 0 を示した図であり、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、プローブの方向に関する位置フィードバックとそれに重ね合わされた標的生体構造 8 2 0 の超音波画像とを示している。前記ユーザーインターフェースは、大部分、視覚的畫面および入出力アクチュエータ、センサー、および同様な要素を使って実施される。その下位にあるハードウェア、ソフトウェア、およびファームウェアシステムは、オペレーティングシステム(例えば、L i n u x (登録商標)または埋め込みソフトウェアシステム)を実行するプロセッサを含め、前記G U Iの動作をサポートする上で使用できる。前記G U I 8 0 0 の表示画面には、インジケータ記号 8 3 0、8 5 0 が提供され、予測される針経路 8 1 0 に標的生体構造が位置合わせされるよう、前記超音波トランスデューサが移動する必要がある方向を示すことができる。

30

【 0 0 8 1 】

G U I インジケータは、前記超音波トランスデューサの動きを示すことができ、この動きは平行移動(図示したもの)、圧縮(c o m p r e s s i o n)、または回転を含む。1 若しくはそれ以上の実施形態において、中線インジケータ 8 4 0、8 6 0 は、標的生体構造 8 2 0 を示すロードされたテンプレートに対する前記超音波装置の相対位置を示す。すなわち、当該装置が患者の生体構造上を探索する間、G U I 画像は(前記テンプレートの空間内で)略静的な状態で保たれるが、一方、前記中線インジケータ 8 4 0、8 6 0 は、前記超音波装置の物理的変位に応答して、表示されている標的生体構造 8 2 0 に対して相対的に移動する。一態様において、医療従事者は前記装置のイメージングヘッドを患者の皮膚上、例えば、患者の脊椎上で動かしながら、当該装置の前記表示画面のグラフィック出力を観察して背骨、脊椎、および他の解剖学的構造の位置を決定し、当該背骨および脊椎に針またはプローブを挿入する位置を決定する。1 若しくはそれ以上の実施形態では、前記中線インジケータを標的生体構造の深度の指標と組み合わせてもよく、そのような深度は前記中線インジケータの横に自動的に表示される。

40

【 0 0 8 2 】

図 9 は、例示的なグラフィカルユーザーインターフェース(G U I) 9 0 0 を示した図であり、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、プローブの回転位置および方向に関するフィードバックとそれに重ね合わされた標的生体構造 9 2 0 の超音波画像とを示している。前記G U I 9 0 0 の表示画面には、インジケータ記号 9 3 0、9 5 0

50

、 9 7 0 が提供される。

【 0 0 8 3 】

インジケータ記号 9 3 0 は、予測される針経路 9 1 0 に標的生体構造が位置合わせされるよう、前記超音波トランスデューサが移動する必要のある方向を示す。上述のように、G U I インジケータは、前記超音波トランスデューサの必要な動きを示すことができ、この動きは平行移動（図示したもの）、圧縮（c o m p r e s s i o n）、または回転を有する。インジケータ 9 5 0 は、平行移動が不要であることと、前記予想される針経路 9 1 0 が標的生体構造 9 2 0 に位置合わせされたことを示す。

【 0 0 8 4 】

インジケータ記号 9 7 0 は、予測される針経路 9 1 0 に標的生体構造が位置合わせされるよう、前記超音波トランスデューサが移動する必要のある回転方向を示す。一部の実施形態では、インジケータ記号（例えば、9 3 0、9 5 0）が大きさおよび方向の双方を示す。例えば、必要な平行移動がより大きい場合、その平行移動は、より長い矢印またはインジケータで示される。本実施形態において、中線インジケータ 9 4 0、9 6 0 は、標的生体構造 9 2 0 を示すロードされた前記テンプレートに対する前記超音波装置の相対配置を示す。

10

【 0 0 8 5 】

図 1 0 は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、ディスプレイまたはグラフィカルユーザーインターフェース 1 0 1 0 のフィードバックを備えた携帯型の超音波撮像装置 1 0 0 0 を上部から見下ろした図であり、例示的なプローブ挿入とその誘導を示している。本実施形態において、超音波システムは以上で示したものと同様に動作する。ここでは、固定された針経路が想定される代わりに、針経路は固定されていない。当該システムは、標的生体構造を検出し、理想的な針経路も示唆する。

20

【 0 0 8 6 】

前記システムは、さらに画像内で実際の針を検出し、実際の針経路を示唆された針経路に位置合わせする上で必要な位置変化を示す。一実施形態では、光検出システム 1 0 4 0、例えば光学カメラ、レーザー位置決め装置などにより針検出が行われる。ただし、他の実施形態では、針検出は、動きを感知する付属の超音波アレイでの位相処理または他の任意の適切な方法で行うことができる。

【 0 0 8 7 】

ハンドル 1 0 2 0 は、当該超音波イメージング装置 1 0 0 0 を操作する便利な態様を提供する。ハンドルは、テンプレートおよび標的生体構造の選択へのアクセスを提供するボタン 1 0 3 0 を有するが、これは利用者の他方の手がおそらく針挿入操作で占有されるためである。あるいは、利用者はタッチスクリーンインターフェースとのインタラクションにより標的生体構造を選択できる。延出部 1 0 5 0 は、ディスプレイ 1 0 1 0 に表示すべき領域を画定する。

30

【 0 0 8 8 】

図 1 1 は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、生成された超音波画像に少なくとも部分的に基づいて検出された解剖学的特徴へ、固定角度プローブガイドなしでプローブを方向付ける例示的な工程のフローチャート 1 1 0 0 である。本実施形態において説明する工程では、前述の自動的も生体構造を特定する方法または利用者インタラクションに基づく検出の 1 つを利用する。

40

【 0 0 8 9 】

本工程は、前記超音波トランスデューサと相対的に予測される標的生体構造の位置を検出する（1 1 1 0）ことから始まる（1 1 0 5）。標的生体構造の表示インジケータが G U I などに示される（1 1 1 5）。理想的な針経路が計算され、その抽象的表現が前記 G U I のディスプレイに表示される（1 1 2 0）。次に、アービターまたは類似装置により、標的生体構造が前記表示領域の中央に位置合わせされているかが決定される（1 1 2 5）。

【 0 0 9 0 】

50

好適な一実施形態では理想的な針経路が計算され、標的生体構造の位置に最も近接して交差する画像平面を通る経路が見出される。計算された前記理想的な針経路は、針の角度を回転させることができる１若しくはそれ以上の仮想または物理的枢動点を呈する針経路だけに制限できる。この方法は、画像平面を通過する可能な針経路を、超音波システムが前記計算中に選択できるものだけに限定する。あるいは、前記示唆される針経路は１より多くの仮想枢動点に制限されるが、それらの仮想枢動点は特定の領域または容積内に制限される。例えば、前記仮想枢動点は、皮膚の表面および前記超音波トランスデューサに隣接した領域だけに制限される。この制限は、皮下または前記超音波システムの内部に実際の枢動点が存在しえないために使用される可能性がある。

【００９１】

10

次に、アービターまたは類似装置により、標的生体構造が前記表示領域の中央に位置合わせされているかが決定される（１１２５）。

【００９２】

前記位置合わせがなされている場合は、標的生体構造および画像中心の位置合わせインジケータが前記ＧＵＩのディスプレイに表示される（１１３０）。位置合わせがなされていないと決定された場合は、方向に関するインジケータが表示されて前記超音波装置を標的生体構造の中央に位置合わせするために必要な動きが図示される（１１３５）。リアルタイムの最新イメージングに基づき、次のフレームが前記工程をループして精度を保証する（１１４０）。

【００９３】

20

あるいは１１２０の後で、画像が十分に中央に位置合わせされている場合は、計算された予想される針経路が図示される（１１４５）。次に、アービターまたは類似装置により、前記計算された針の軌道が前記理想的な針の経路の中央に位置合わせされているかが決定される（１１５５）。

【００９４】

前記位置合わせがなされている場合は、針の位置合わせインジケータが前記ＧＵＩのディスプレイに表示される（１１５０）。位置合わせがなされていないと決定された場合は、方向または回転に関するインジケータが表示されて前記針を標的生体構造の中央に位置合わせするために必要な動きが図示される（１１６０）。リアルタイムの最新イメージングに基づき、次のフレーム（１１４０）が前記工程をループして精度を保証する。

30

【００９５】

別の実施形態において、前記理想的な針経路１１２０の計算および表示は、それに代えて利用者が選択できる。この実施形態では、グラフィカルユーザーインターフェースを通じて複数の可能な針経路が利用者に表示され、利用者は、どの針経路が望ましいかを、例えばタッチスクリーンインターフェースの利用者入力選択肢から選択できる。本願発明者らは、この実施形態が、特に標的生体構造が望ましい針配置に厳密に対応しない場合に有益であることを認識している。例えば、神経ブロック注射では、標的生体構造は認識しやすい血管であると見なされる可能性がある。しかし、望ましい針の配置位置は、その血管に隣接する神経束である。利用者が針経路を選択できる実施形態では、利用者が標的生体構造である血管ではなく、前記神経束の予測位置と交差する針経路を選択できる。

40

【００９６】

図１２～１４は本システムの実施例の代表的な図である。上記を受けて、これらの説明には共通の識別番号が使用される。

【００９７】

図１２は、装置支援プローブ誘導で使用される画像平面内の固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想軸プローブガイド１２００の等角投影図である。

【００９８】

図１３は、装置支援プローブ誘導で使用される画像平面内の固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想軸プローブガイド１３００の側面図である。

【００９９】

50

図 1 4 は、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に係る、装置支援プローブ誘導で使用される画像平面内の固定された枢軸の周りで回転する例示的な仮想軸プローブガイド 1 4 0 0 を上部から見下ろした図である。

【 0 1 0 0 】

面内、ただし画像平面内に針経路を制限する針ガイドは、前記画像平面内の種々の領域にアクセスするため枢軸周りの回転を可能にする。プローブガイド本体 1 2 0 0、1 3 0 0、1 4 0 0 は、ガイドスプール 1 2 2 0 を固定する 4 つの側面およびブラケット 1 2 1 0 を有する。本実施形態には 4 つの側面が指定されているが、前記ガイドスプール 1 2 2 0 が超音波システムのトランスデューサ付近で適切に固定される限り、任意数の側面が可能である。本実施形態において、ガイドスプール 1 2 2 0 は、画像平面外の前記プローブの動きを制限するが枢動点を中心とした前記針回転は可能にするよう円筒形または円形である。他の形状、例えば楕円形は本発明の範囲を逸脱するものではない。

10

【 0 1 0 1 】

前記プローブガイド本体 1 2 0 0、1 3 0 0、および 1 4 0 0 は、強制的に前記プローブ 1 2 2 0 をスプールユニット 1 2 2 0 の最小直径 1 3 1 0 に物理的に接触させることにより枢動点を保持する機構を有する。この圧縮機構 1 2 3 0 は、物理的なバネまたは摩擦力機構であってよく、前記スピンドルユニット（スプールガイド 1 2 2 0）から磁力をかけるものでもよい。前記摩擦力機構は、前記針に物理的に干渉する材料であってよいが、前記針の角度が調整される際に柔軟（コンプライアント）であるよう低デュロメータ（硬度または剛性）値を有する。

20

【 0 1 0 2 】

物理的な枢動点は調整できる。調整は、ラッチ、モーター、または他の同様な機構により行える。その物理的な枢動は、最適な針アプローチに合わせて枢動が調整されるよう、当該超音波システムにより適宜調整できる。この場合、前記物理的な枢動は当該超音波システムに電気接続され、電子モーター機構により、標的位置および理想的な針経路の計算に基づいて前記枢動を調整できる。

【 0 1 0 3 】

図 1 5 は、例示的なプローブガイド 1 4 0 0 の簡略側面図 1 5 0 0 である。当該ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力 1 5 3 0 と並列する画像平面内に枢軸 1 5 2 0 を有し、仮想状態および配置を伴う。なお、前記 GUI 1 5 3 0 の並列は、前記画像平面とそれに対応するグラフィック表示の配置を実証するものである。

30

【 0 1 0 4 】

1 若しくはそれ以上の実施形態において、プローブガイド 1 4 0 0 は、スリーブとして超音波トランスデューサアレイ 1 5 1 0 上に設けられる。本願発明者らは、前記針ガイドを物理的装置ハウジングに一体化でき、または別個の部品としてスリーブ状に前記超音波トランスデューサアレイ上に設けられることも認識している。さらに、本願発明者らは、前記針が前記枢動点と前記超音波装置との間、または前記枢動点および前記超音波装置の双方の外部に配置されるよう、前記針ガイドを構成できることを認識している。

【 0 1 0 5 】

40

実施時、標的は、前記針ガイドを通じて前記針がアクセス可能な位置に画像内で位置合わせされる。理想的な針角度は、GUI 1 5 3 0 に示される。図 1 5 に示す相対構成では、理想的な針経路との平行移動に関するミスアライメントを例示しており、これはインジケータ記号 1 5 4 0 により示されている。

【 0 1 0 6 】

図 1 6 は、例示的なプローブガイド 1 4 0 0 の枢軸の側面の概略図 1 6 0 0 である。当該ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力 1 6 3 0 と並列する画像平面内に枢軸 1 6 2 0 を有し、仮想状態および配置を伴う。なお、前記 GUI 1 6 3 0 の並列は、前記画像平面とそれに対応するグラフィック表示の配置を実証するものである。

50

【0107】

説明したように、標的は、前記針ガイドを通じて前記針がアクセス可能な位置に画像平面内で位置合わせされる。標的生体構造は、上記の方法を使って特定され、前記GUI 1630においてインジケータ1660とともに示される。さらに、理想的な針角度が上記の方法を使って前記超音波システムにより計算され、GUI 1630に示される。前記理想的な針角度は、前記プローブガイドの仮想枢動点1620が、前記標的生体構造のインジケータ1660との交点に最も近い経路を達成すると仮定して、実現可能なものに制限される。図16に示す相対構成では、針経路によりアクセス不可能な標的生体構造を例示しており、すなわち針経路インジケータが前記標的生体構造のインジケータ1660と交差していない。平行移動のインジケータ1640は、前記プローブガイド1620の仮想枢動により制限された前記プローブからアクセス可能になるべき当該画像平面内で、標的生体構造のインジケータ1660とより適切に位置合わせするために前記超音波トランスデューサが平行移動すべき方向を示している。

10

【0108】

図17は、例示的なプローブガイド1400の固定された枢軸に関する側面の概略図1700である。当該ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力1730と並列する画像平面内に枢軸1720を有し、仮想状態および配置を伴う。なお、前記GUI 1730の並列は、前記画像平面とそれに対応するグラフィック表示の配置を実証するものである。

【0109】

20

説明したように、標的は、前記針ガイドを通じて前記針がアクセス可能な位置に画像平面内で位置合わせされる。理想的な針角度は、GUI 1730に示される。図17に示す相対構成では、理想的な針経路との平行移動に関するアライメントを例示しており、これはインジケータ記号1740により示されている。

【0110】

図18は、例示的な仮想プローブガイド1400の固定された枢軸に関する側面の概略図1800である。当該ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力1830と並列する画像平面内に枢軸1820を有し、仮想状態および配置を伴う。

【0111】

30

説明したように、標的は、前記針ガイドを通じて前記針がアクセス可能な位置に画像平面内で位置合わせされる。実施時、針1860の角度は、理想的な針経路と相関して同軸的に交差し、標的に達するように計算されるまで調整される。適切な平行移動が達成され、前記針ガイド1820を通じて前記針1860がアクセスできる画像平面の一部に標的生体構造インジケータが表示されると、インジケータ記号1840が表示され、理想的な針経路が決定される。実際の針角度は、前記超音波システムにより計算される。上述したように、前記針がここで前記理想的な針経路のインジケータと一致するには、回転が必要である。そのため、針回転のインジケータ1870が表示されて、前記針を前記理想的な針経路上に配置する上で必要な針角度の調整方向を利用者に示す。

【0112】

40

針1860の経路は、ここでは針ガイド1820に制限されて、自由度は針1860の前進および回転角度の2つしかない。理想的な針角度は、GUI 1830に示される。図18に示す相対構成では、理想的な針経路との回転に関するミスアライメントを例示しており、これは反時計方向のインジケータ記号1870により示されている。

【0113】

図19は、固定された枢軸1920の周りで回転する例示的な仮想プローブガイド1400の側面の概略図1800であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力1930と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

【0114】

50

説明したように、標的は、前記針ガイドを通じて前記針がアクセス可能な位置に画像平面内で位置合わせされる。実施時、針 1 9 6 0 の角度は、理想的な針経路と相関して同軸的に交差し、標的に達するよう計算されるまで調整される。適切な平行移動が達成され、前記針ガイド 1 9 2 0 を通じて前記針 1 9 6 0 がアクセスできる画像平面の一部に標的生体構造インジケータが表示されると、インジケータ記号 1 9 4 0 が表示され、理想的な針経路が決定される。実際の針角度は、前記超音波システムにより計算される。上述したように、前記針がここで前記理想的な針経路のインジケータと一致するには、回転が必要である。そのため、針回転のインジケータ 1 8 7 0 が表示されて、前記針を前記理想的な針経路上に配置する上で必要な針角度の調整方向を利用者に示す。

【 0 1 1 5 】

10

針 1 9 6 0 の経路は、ここでは針ガイド 1 8 2 0 に制限されて、自由度は針 1 9 6 0 の前進および回転角度の 2 つしかない。理想的な針角度は、GUI 1 9 3 0 に示される。図 1 9 に示す相対構成では、理想的な針経路との回転に関するミスアライメントを例示しており、これは時計方向のインジケータ記号 1 9 7 0 により示されている。

【 0 1 1 6 】

図 2 0 は、固定された枢軸 2 0 2 0 の周りで回転する例示的な仮想プローブガイド 1 4 0 0 の側面の概略図 2 0 0 0 であり、前記ガイドは、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、対応するグラフィカルユーザーインターフェース出力 2 0 3 0 と並列する画像平面内にあり、仮想状態および配置を伴う。

【 0 1 1 7 】

20

説明したように、標的は、前記針ガイドを通じて前記針がアクセス可能な位置に画像平面内で位置合わせされる。実施時、針 2 0 6 0 の角度は、理想的な針経路と相関して同軸的に交差し、標的に達するよう計算されるまで調整される。適切な平行移動が達成され、前記針ガイド 2 0 2 0 を通じて前記針 2 0 6 0 がアクセスできる画像平面の一部に標的生体構造インジケータが表示されると、インジケータ記号 2 0 4 0 が表示され、理想的な針経路が決定される。実際の針角度は、前記超音波システムにより計算される。上述したように、前記針は前記理想的な針経路のインジケータと一致している。これを受けて位置合わせインジケータ 2 0 7 0 が表示され、前記針が前記理想的な針経路に沿っていることを利用者に伝えている。

【 0 1 1 8 】

30

針 2 0 6 0 の経路は、ここでは針ガイド 2 0 2 0 に制限されて、自由度は針 2 0 6 0 の前進および回転角度の 2 つしかない。理想的な針角度は、GUI 2 0 3 0 に示される。図 2 0 に示す相対構成では、理想的な針経路との回転に関するアライメントを例示しており、これは十字形のインジケータ記号 2 0 7 0 により示されている。

【 0 1 1 9 】

図 2 1 では、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、グラフィカルユーザーインターフェース 2 1 3 0 のフィードバックおよび固定されていないプローブガイドとともに、標的生体構造の自動検出と撮像領域の少なくとも一部の理想的な針経路とを備えた例示的な手持ち式超音波撮像装置 2 1 0 0 を例示した。図 2 1 は、仮想軸プローブガイド 1 4 0 0 を備えたこの手持ち式装置を実証するもので、この手持ち式装置は、トランスデューサアレイ 2 1 1 0 に結合され、GUI 2 1 3 0 および自動ガイドを伴う。説明したように、ディスプレイは、前記トランスデューサ把持部領域内に、ケーブル取り付け部なしで直接一体化されている。本願発明者らにより認められている点として、この構成では、表示画面がその下方のプローブ標的である生体構造と直列的に位置しているため、利用者にとって、より直感的であるという利点がある。

【 0 1 2 0 】

40

図 2 2 では、本明細書に記載する本開示の一部の実施形態に基づき、データ通信 2 2 3 0 を通じて外部計算ユニット 2 2 1 0 に結合され、固定されていないプローブガイドと併せて標的生体構造の自動検出と撮像領域の少なくとも一部の理想的な針経路とを備えた、例示的な携帯型 2 D 超音波撮像装置 2 2 0 0 を例示した。図 2 2 は、仮想軸プローブガイ

50

ド 1 4 0 0 を備えたこの能力型携帯型装置 2 2 0 0 を実証するもので、この携帯型装置は、計算ユニット 2 2 1 0 を備えたトランスデューサアレイ 2 1 1 0 に結合されている。

【 0 1 2 1 】

以上、本願の技術の態様および実施形態についていくつか説明したが、当業者であれば、種々の修正形態、変更形態、および改良形態が容易に考案できることが理解されるであろう。このような修正形態、変更形態、および改良形態は、本願で説明した技術の要旨と範囲内に含まれるよう意図されている。例えば、当業者であれば、機能を実施し、および／または本明細書で説明する結果および／または利点のうち 1 若しくはそれ以上を達成する種々の他の手段および／または構造を容易に考案できるであろうが、そのような変形形態および／または変更形態の各々は、本明細書で説明した実施形態の範囲内であると見なされる。

10

【 0 1 2 2 】

当業者は、通常範囲を超えない試行を通じて、本明細書で説明する具体的な実施形態に対応する多数の実施形態を理解し、また確認できるであろう。したがって、以上の実施形態は、単なる例として示すものであることと、添付の請求項とその等価物の範囲内で、具体的に説明した形態以外でも進歩性のある実施形態を実施できることを理解すべきである。また、本明細書で説明する特徴、システム、品目、材料、キット、および／または方法のうちのいかなる 2 若しくはそれ以上の組み合わせも、そのような特徴、システム、品目、材料、キット、および／または方法が相互に矛盾しない場合は、本開示の範囲内に含まれる。

20

【 0 1 2 3 】

上述した実施形態は、任意の多数の方法で実装できる。本願の 1 若しくはそれ以上の態様および実施形態のうち工程または方法の実施を伴うものは、装置（例えば、コンピュータ、プロセッサ、または他の装置）により実行可能なプログラム命令を利用して、前記工程または方法を実行し、またはその実行を制御することができる。

【 0 1 2 4 】

この場合、進歩性のある種々の概念は、コンピュータ可読記憶媒体（または複数のコンピュータ可読記憶媒体）（例えば、コンピュータメモリ、1 若しくはそれ以上のフロッピーディスク、コンパクトディスク、光ディスク、磁気テープ、フラッシュメモリ、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイまたは他の半導体装置における回路構成、または他の有形コンピュータ記憶媒体）を 1 若しくはそれ以上のプログラムでエンコードしたものと実施でき、前記 1 若しくはそれ以上のプログラムは、1 若しくはそれ以上のコンピュータまたは他のプロセッサで実行された場合、上述した種々の実施形態のうち 1 若しくはそれ以上を実施する方法を実行する。

30

【 0 1 2 5 】

1 つまたは複数の前記コンピュータ可読媒体は、それに格納された 1 つまたは複数の前記プログラムを 1 若しくはそれ以上の異なるコンピュータまたは他のプロセッサにロードして上述した態様のうちの種々の 1 つを実施できるよう移送可能である。一部の実施形態において、コンピュータ可読媒体は非一時的な媒体の場合がある。

【 0 1 2 6 】

40

本明細書に記載した本開示の実施形態のいずれかに関連して使用できるコンピュータシステム 2 2 1 0 の例示的な実施態様。前記コンピュータシステム 2 2 1 0 は、非一時的なコンピュータ可読記憶媒体を有する 1 若しくはそれ以上のプロセッサ 1 0 4 および 1 若しくはそれ以上の製造品（例えば、メモリ 1 1 6 および 1 若しくはそれ以上の不揮発性記憶媒体）を含むことができる。前記プロセッサ 1 0 4 は、前記メモリ 1 1 6 よび任意の適切な態様の前記不揮発性記憶装置へのデータ書き込みと、そこからのデータ読み出しを制御できるが、これは本明細書に記載する本開示の態様がこの点で限定されないためである。本明細書で説明した機能のいずれかを実行するため、前記プロセッサ 1 0 4 は、1 若しくはそれ以上の非一時的なコンピュータ可読記憶媒体（例えば、前記メモリ 1 1 6 ）に格納されたプロセッサで実行可能な 1 若しくはそれ以上の命令を実行でき、前記 1 若しくはそ

50

れ以上の非一時的なコンピュータ可読記憶媒体は、プロセッサ 104 で実行するためのプロセッサで実行可能な命令を格納する非一時的なコンピュータ可読記憶媒体として機能する。

【0127】

用語「プログラム」または「ソフトウェア」は、コンピュータまたは他のプロセッサをプログラムして上述した種々の態様を実施するために使用する任意タイプのコンピュータコードまたはコンピュータで実行可能な命令のセットを指して総称的に本明細書で使用されている。また、一態様によれば、実行されると本願の方法を実施する 1 若しくはそれ以上のコンピュータプログラムは、単一のコンピュータまたはプロセッサに常駐する必要はなく、本願の種々の態様を実施するために、一定数の異なるコンピュータまたはプロセッサにわたりモジュール式態様で分散させてよいことを理解すべきである。

10

【0128】

コンピュータで実行可能な命令は多数の形態が可能であり、例えば 1 若しくはそれ以上のコンピュータまたは他の装置により実行されるプログラムモジュールであってよい。一般に、プログラムモジュールには、特定のタスクを実行し、または特定の抽象データ型を導入する、ルーチン、プログラム、オブジェクト、構成要素（コンポーネント）、データ構造などが含まれる。通常、プログラムモジュールの機能は、種々の実施形態において、必要に応じて組み合わせ、または分散させることができる。

【0129】

また、データ構造は、任意の適切な形態でコンピュータ可読媒体に格納できる。例示簡略化のため、データ構造は、データ構造内での位置により関連し合うフィールドを有するものとして示している。そのような関係は、同様に、フィールド間の関係を伝えるコンピュータ可読媒体内での位置により、フィールドの格納を割り当てることで実現できる。ただし、データ要素間の関係を定めるポインタ、タグ、または他の機構を使用することを含めて、いかなる適切な機構を使用しても、データ構造のフィールドに含まれる情報間の関係は確立できる。

20

【0130】

ソフトウェアに実装されたソフトウェアコードは、任意の適切なプロセッサ上またはプロセッサの集合上で、単一のコンピュータに設けられているか、複数のコンピュータにわたり分散されているかにかかわらず、実行可能である。

30

【0131】

さらに、コンピュータは、例えば非限定的な例として、ラックマウントコンピュータ、デスクトップコンピュータ、ラップトップコンピュータ、またはタブレットコンピュータなど、任意数の形態で実装できることを理解すべきである。また、コンピュータは、一般にコンピュータと見なされないが適切な処理能力を備えた装置に埋め込み可能であり、その装置としては携帯情報端末（Personal Digital Assistant：PDA）、スマートフォン、または他の任意の適切な携帯型または固定型電子装置などがある。

【0132】

また、コンピュータは 1 若しくはそれ以上の入出力装置を有することができる。これらの装置は、ユーザーインターフェースを提示するためなどに使用できる。ユーザーインターフェースを提供する上で使用できる出力装置の例としては、出力を視覚的に提示するためのプリンタまたは表示画面および出力を聴覚的に提示するためのスピーカーまたは他の音声発生装置などがある。ユーザーインターフェースに使用できる入力装置の例としては、キーボード、およびポインティングデバイス、例えばマウス、タッチパッド、およびデジタル化タブレットなどがある。別の例として、コンピュータは、音声認識または他の聴覚的フォーマットを介して入力情報を受信することができる。

40

【0133】

そのようなコンピュータは、1 若しくはそれ以上のネットワークにより、ローカルエリアネットワークまたは広域ネットワーク、例えば企業ネットワーク、およびインテリジェ

50

ントネットワーク (i n t e l l i g e n t n e t w o r k : I N)、またはインターネットを含む任意の適切な形態で相互接続できる。そのようなネットワークは、任意の適切な技術に基づくものであってよく、任意の適切なプロトコルに基づいて動作でき、無線ネットワークまたは有線ネットワークを含むことができる。

【 0 1 3 4 】

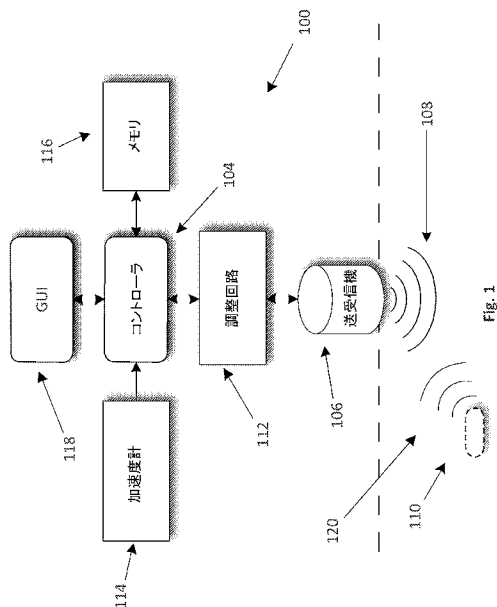
また、説明したように、一部の態様は 1 若しくはそれ以上の方法として実装できる。その方法の一部として実施される行為は任意の適切な順序で行える。そのため、例示的な実施形態で逐次的な行為として示した一部の行為を同時に行うことも含めて、例示とは異なる順序で行為が行われる実施形態も構築できる。

【 0 1 3 5 】

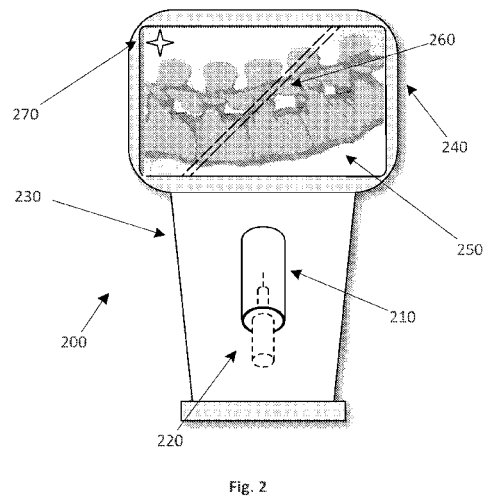
したがって、本発明は、上述した特定の実施形態に限定されると見なすべきではない。本発明を応用できる種々の変更形態、等価工程、ならびに多数の構成は、本発明の対象分野の当業者であれば、本開示を読むことにより容易かつ明確に理解されるであろう。

10

【 図 1 】



【 図 2 】



【図 3】

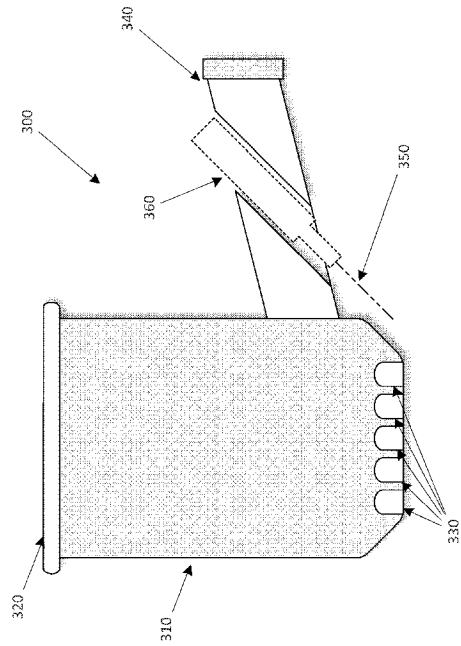


Fig. 3

【図 4】

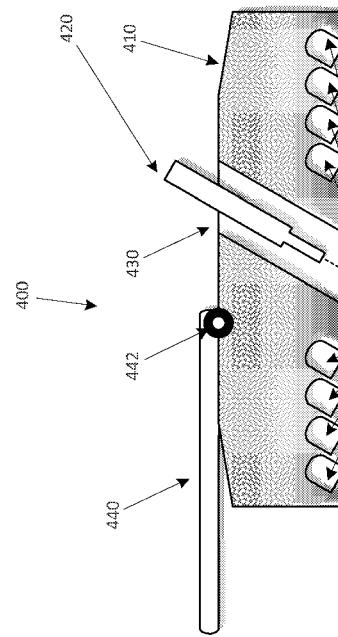


Fig. 4

【図 5】

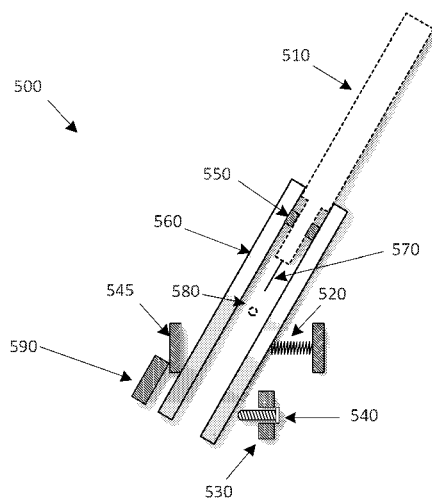


Fig. 5

【図 6】

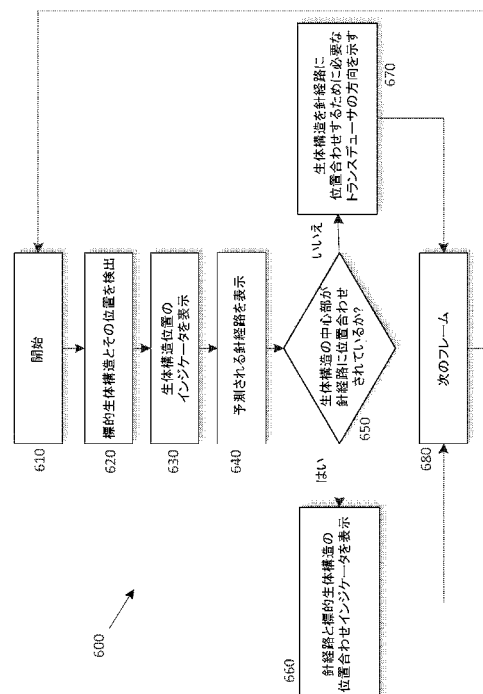
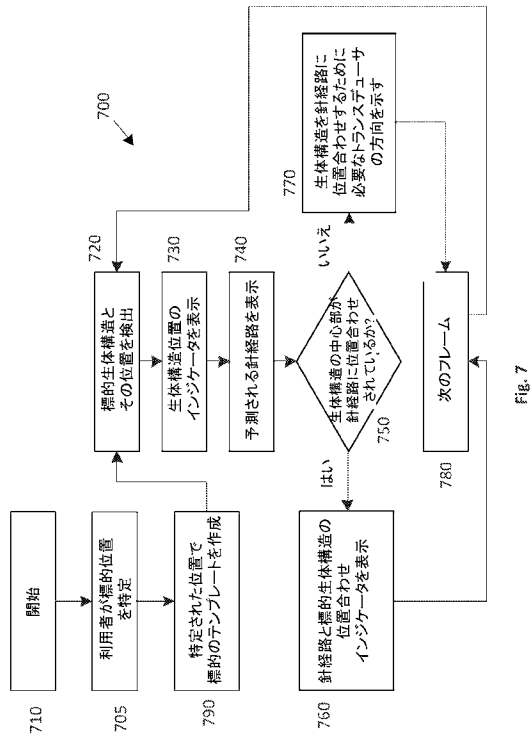
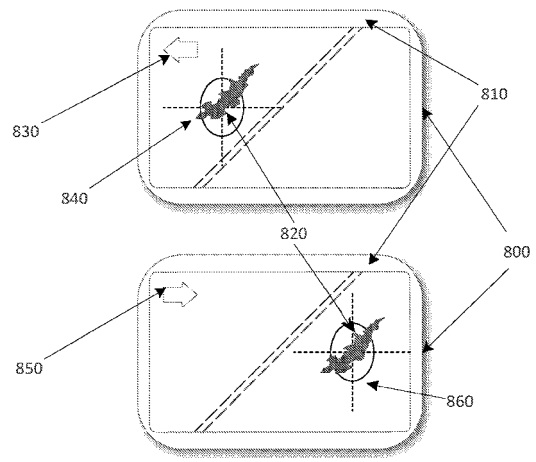


Fig. 6

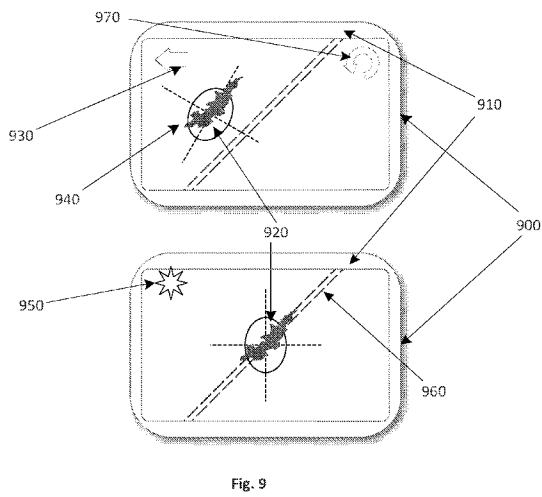
【図 7】



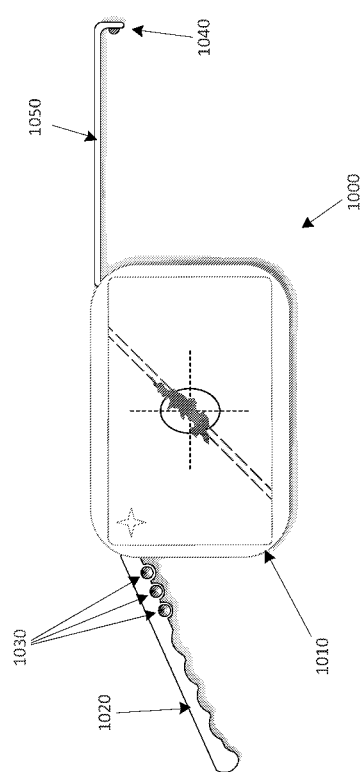
【図 8】



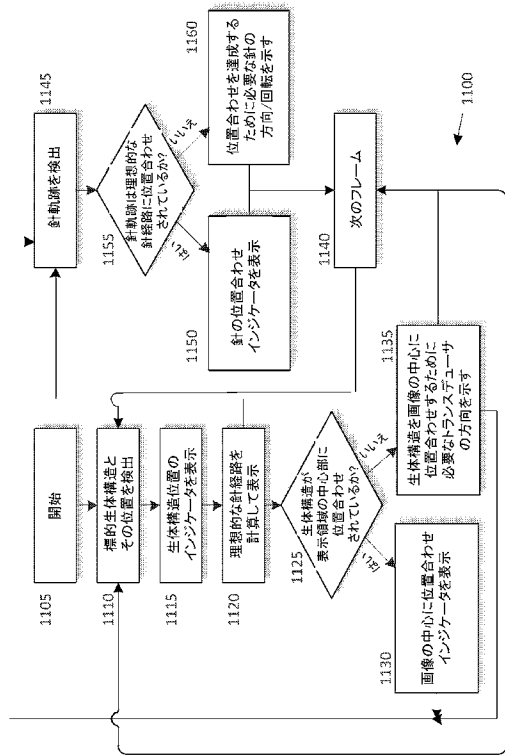
【図 9】



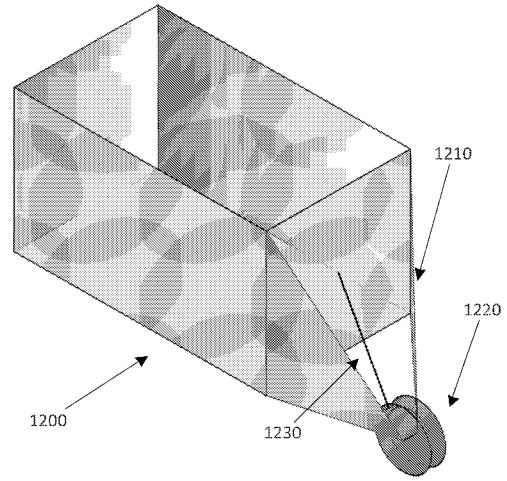
【図 10】



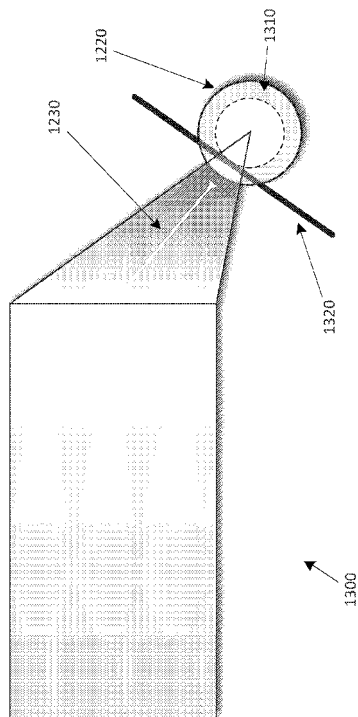
【図 1 1】



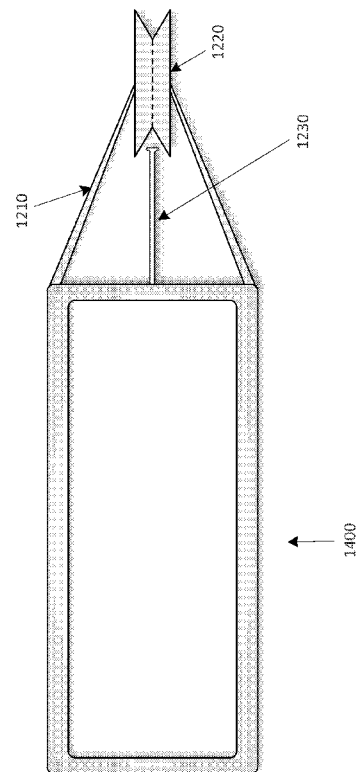
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】

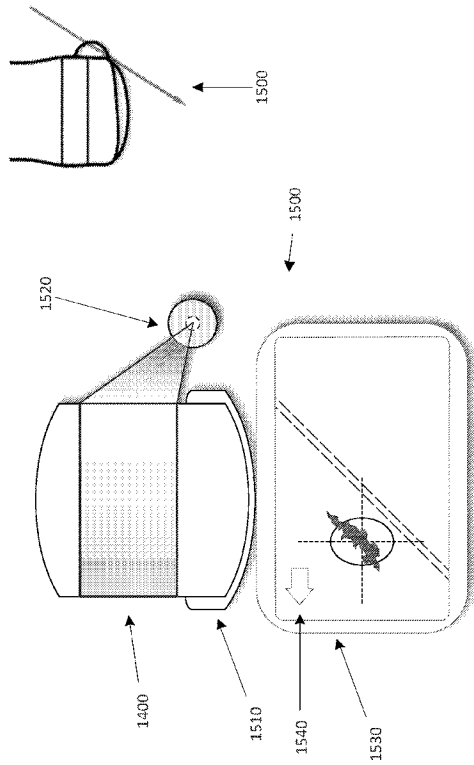


Fig. 15

【図 16】

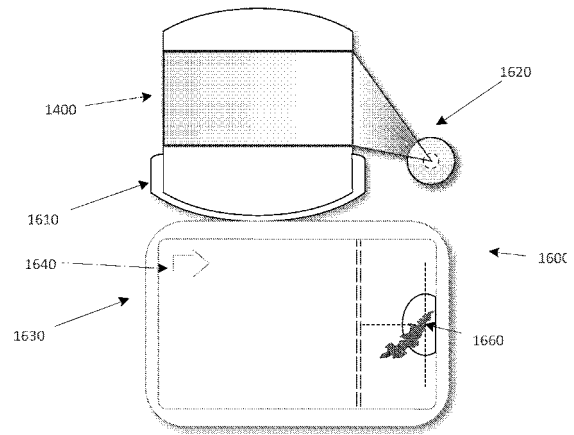


Fig. 16

【図 17】

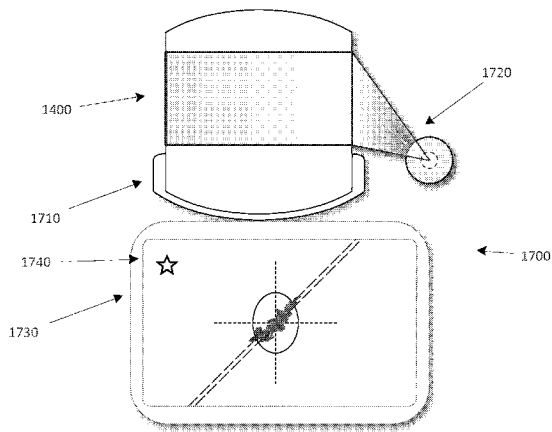


Fig. 17

【図 18】

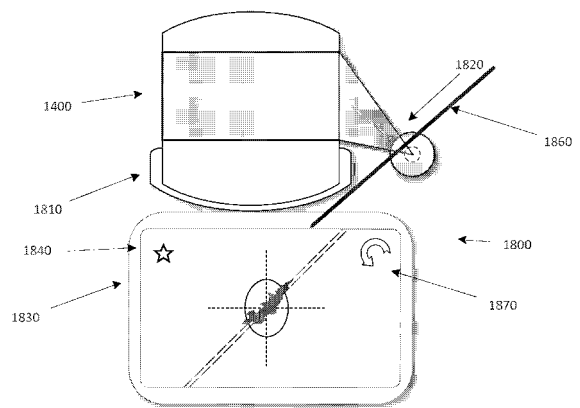


Fig. 18

【図 19】

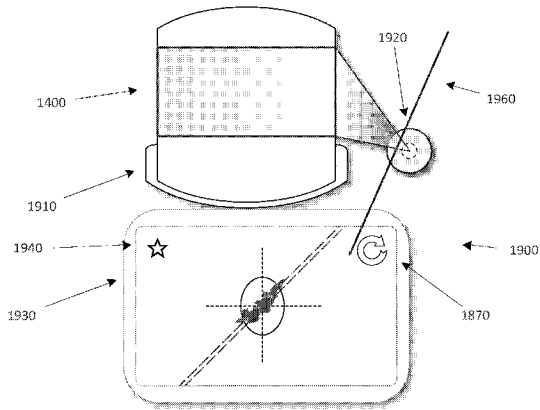


Fig. 19

【図 20】

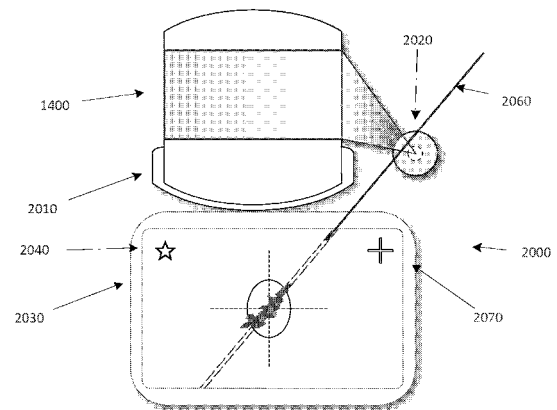


Fig. 20

【図 21】

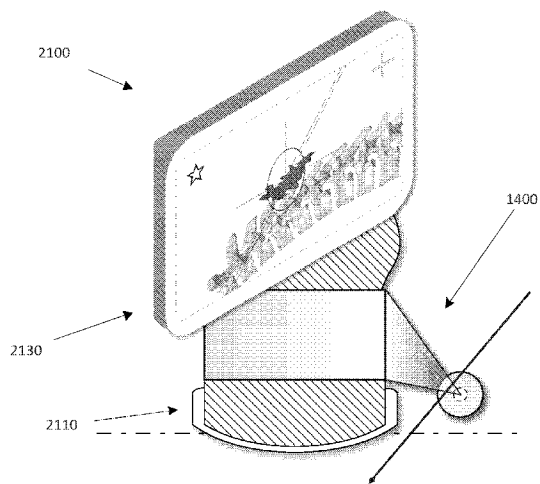


Fig. 21

【図 22】

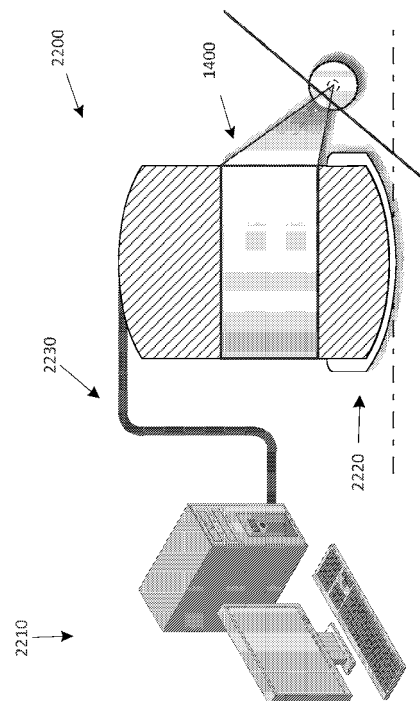


Fig. 22

【手続補正書】

【提出日】平成30年3月9日(2018.3.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

そのため、非電離超音波イメージングを使ったプローブ挿入のためのユーザーフレンドリーな誘導システムが必要とされている。

この出願の発明に関連する先行技術文献情報としては、以下のものがある（国際出願日以降国際段階で引用された文献及び他国に国内移行した際に引用された文献を含む）。

（先行技術文献）

（特許文献）

（特許文献1）	米国特許出願公開第2014/0350390号明細書
（特許文献2）	米国特許出願公開第2012/0157834号明細書
（特許文献3）	米国特許出願公開第2006/0064010号明細書
（特許文献4）	米国特許出願公開第2006/0264745号明細書
（特許文献5）	米国特許出願公開第2013/0172743号明細書
（特許文献6）	国際公開第2015/025183号
（特許文献7）	米国特許第6,106,464号明細書
（特許文献8）	米国特許第6,641,537号明細書
（特許文献9）	米国特許第7,806,823号明細書
（特許文献10）	米国特許第6,964,639号明細書
（特許文献11）	米国特許第5,876,342号明細書
（特許文献12）	米国特許第5,957,844号明細書
（特許文献13）	米国特許第6,203,498号明細書
（特許文献14）	米国特許第6,656,136号明細書
（特許文献15）	米国特許出願公開第2010/0016726号明細書
（特許文献16）	米国特許出願公開第2006/0189869号明細書
（特許文献17）	米国特許出願公開第2007/0156126号明細書
（特許文献18）	米国特許出願公開第2009/0043205号明細書
（特許文献19）	米国特許出願公開第2009/0264757号明細書
（特許文献20）	米国特許出願公開第2010/0298704号明細書
（特許文献21）	米国特許出願公開第2010/0312120号明細書
（特許文献22）	米国特許出願公開第2011/0166451号明細書
（特許文献23）	米国特許出願公開第2005/0228281号明細書
（特許文献24）	米国特許出願公開第2005/154302号明細書
（特許文献25）	米国特許出願公開第2011/0137175号明細書
（特許文献26）	米国特許出願公開第2012/0029356号明細書
（特許文献27）	米国特許出願公開第2007/0238998号明細書
（特許文献28）	米国特許出願公開第2004/0127790号明細書
（特許文献29）	米国特許出願公開第2007/0073155号明細書
（特許文献30）	米国特許出願公開第2009/0143674号明細書
（特許文献31）	米国特許出願公開第2005/0154303号明細書
（特許文献32）	米国特許出願公開第2006/0241430号明細書
（特許文献33）	米国特許出願公開第2009/0024034号明細書
（特許文献34）	米国特許出願公開第2011/0125022号明細書
（特許文献35）	米国特許出願公開第2010/0010348号明細書
（特許文献36）	米国特許出願公開第2007/0213616号明細書

- (特許文献 37) 米国特許出願公開第 2011/0313288 号明細書
- (特許文献 38) 中国特許出願公開第 102008318 号明細書
- (特許文献 39) 欧州特許出願公開第 0891743 号明細書
- (特許文献 40) 欧州特許出願公開第 2113192 号明細書
- (特許文献 41) 国際公開第 2003/075769 号
- (特許文献 42) 国際公開第 2007/027511 号
- (特許文献 43) 国際公開第 2011/094585 号
- (特許文献 44) 国際公開第 2003/057000 号
- (特許文献 45) 独国特許出願公開第 102010047155 号明細書
- (特許文献 46) 国際公開第 2002/16963 号
- (特許文献 47) 国際公開第 2008/071454 号
- (特許文献 48) 特開 2007-313114 号公報
- (特許文献 49) 国際公開第 2009/020617 号
- (特許文献 50) 中国特許出願公開第 1042778 号明細書
- (特許文献 51) 中国特許出願公開第 1968655 号明細書
- (特許文献 52) 中国特許出願公開第 102068275 号明細書
- (特許文献 53) 米国特許第 5,685,308 号明細書
- (特許文献 54) 米国特許第 5,782,766 号明細書
- (特許文献 55) 米国特許第 6,733,458 号明細書
- (特許文献 56) 米国特許出願公開第 2013/0310688 号明細書
- (非特許文献)
- (非特許文献 1) J. CHEN ET AL., "Determination of Scan-Plane Motion Using Speckle Decorrelation: Theoretical Considerations and Initial Test", 1996, p. 38-44, vol. 8, John Wiley & Sons, Inc.
- (非特許文献 2) T.F. COOTES ET AL., "The Use of Active Shape Models For Locating Structures in Medical Images", Image and Vision Computing, July 1994. p. 355-366, vol. 12. no. 6.
- (非特許文献 3) T.F. COOTES ET AL., "Active Shape Models - Their Training and Application", Computer Vision and Image Understanding, Jan. 1995, p. 38-59, vol. 61, no. 1, Academic Press Inc.
- (非特許文献 4) T. HEIMANN ET AL., "Statistical shape models for 3D medical image segmentation: A review", Medical Image Analysis, 2009, p. 543-563, no. 13, Elsevier B.V.
- (非特許文献 5) J.A. HOSSACK ET AL., "Quantitative 3-D Diagnostic Ultrasound Imaging Using a Modified Transducer Array and an Automated Image Tracking Technique", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, August 2002, p. 1029-1038, vol. 49, no. 8, IEEE.
- (非特許文献 6) K.P. MURPHY ET AL., "Loopy Belief Propagation for Approximate Inference: An Empirical Study", University of Cali

f o r n i a .

(非特許文献 7) W . P E R E I R A E T A L . , " P e r f o r m a n c e
o f U l t r a s o u n d E c h o D e c o m p o s i t i o n U s i n g
S i n g u l a r S p e c t r u m A n a l y s i s " , U l t r a s o u n d i
n M e d . & B i o l . , 2 0 0 1 , p . 1 2 3 1 - 1 2 3 8 , v o l . 2 7 , n o
. 9 , E l s e v i e r .

(非特許文献 8) D . F . L E O T T A E T A L . , " T h r e e - D i m e
n s i o n a l U l t r a s o u n d I m a g i n g U s i n g M u l t i p l
e M a g n e t i c T r a c k i n g S y s t e m s a n d M i n i a t u r
e M a g n e t i c S e n s o r s " , I E E E U l t r a s o n i c s S y m
p o s i u m , 1 9 9 5 , p . 1 4 1 5 - 1 4 1 8 , I E E E

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US16/32015																																				
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B5/06, 8/08, 17/34 (2016.01) CPC - A61B5/06, 8/0833, 8/0841, 17/3403, 34/20, 2017/3413 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) IPC(8) Classifications: A61B5/06, 6/12, 8/08, 17/34; A61N 7/00 (2016.01) CPC Classifications: A61B5/06, 8/0833, 8/0841, 17/3403, 34/20, 2017/3413 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) PatSeer (US, EP, WO, JP, DE, GB, CN, FR, KR, ES, AU, IN, CA, Other Countries (INPADOC), RU, AT, CH, TH, BR, PH), Public Patent Application Information Retrieval (PAIR); EBSCO; Google/Google Scholar; Pubmed/Medline: ultrasound, ultrasonic, transducer, project, probe, path, ideal, optimal, pivot, needle guide, rotate, spool, spindle, axle, target, location, anatomy, graphic, visual, visible																																						
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2014/0350390 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV) 27 November 2014; figures 1, 4; paragraphs [0014], [0016], [0018]-[0019], [0022]</td> <td>1-2, 9-10, 17</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td></td> <td>3-5, 11-16, 18-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>6-8</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2012/0157834 A1 (LAZEBNIK, R) 21 June 2012; figures 2; paragraphs [0045], [0047], [0061]</td> <td>3-5, 11</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>6-8</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2006/0064010 A1 (CANNON, JR, C et al.) 23 March 2006; figures 1, 3; paragraphs [0046], [0073]-[0074]; claim 5</td> <td>12, 18-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>6-8</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2006/0284745 A1 (DA SILVA, LB) 23 November 2006; paragraphs [0025], [0047], [0050]</td> <td>13-16</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2013/0172743 A1 (BREWER, KD et al.) 4 July 2013; paragraphs [0081]-[0083], [0090]</td> <td>16</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td></td> <td>6-8</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2015/025183 A1 (ULTRASONIX MEDICAL CORPORATION) 26 February 2015; abstract</td> <td>6-8</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 2014/0350390 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV) 27 November 2014; figures 1, 4; paragraphs [0014], [0016], [0018]-[0019], [0022]	1-2, 9-10, 17	Y		3-5, 11-16, 18-20	A		6-8	Y	US 2012/0157834 A1 (LAZEBNIK, R) 21 June 2012; figures 2; paragraphs [0045], [0047], [0061]	3-5, 11	A		6-8	Y	US 2006/0064010 A1 (CANNON, JR, C et al.) 23 March 2006; figures 1, 3; paragraphs [0046], [0073]-[0074]; claim 5	12, 18-20	A		6-8	Y	US 2006/0284745 A1 (DA SILVA, LB) 23 November 2006; paragraphs [0025], [0047], [0050]	13-16	Y	US 2013/0172743 A1 (BREWER, KD et al.) 4 July 2013; paragraphs [0081]-[0083], [0090]	16	A		6-8	A	WO 2015/025183 A1 (ULTRASONIX MEDICAL CORPORATION) 26 February 2015; abstract	6-8
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																																				
X	US 2014/0350390 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV) 27 November 2014; figures 1, 4; paragraphs [0014], [0016], [0018]-[0019], [0022]	1-2, 9-10, 17																																				
Y		3-5, 11-16, 18-20																																				
A		6-8																																				
Y	US 2012/0157834 A1 (LAZEBNIK, R) 21 June 2012; figures 2; paragraphs [0045], [0047], [0061]	3-5, 11																																				
A		6-8																																				
Y	US 2006/0064010 A1 (CANNON, JR, C et al.) 23 March 2006; figures 1, 3; paragraphs [0046], [0073]-[0074]; claim 5	12, 18-20																																				
A		6-8																																				
Y	US 2006/0284745 A1 (DA SILVA, LB) 23 November 2006; paragraphs [0025], [0047], [0050]	13-16																																				
Y	US 2013/0172743 A1 (BREWER, KD et al.) 4 July 2013; paragraphs [0081]-[0083], [0090]	16																																				
A		6-8																																				
A	WO 2015/025183 A1 (ULTRASONIX MEDICAL CORPORATION) 26 February 2015; abstract	6-8																																				
☐ 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 19 July 2016 (19.07.2016)		Date of mailing of the international search report 16 AUG 2016																																				
Name and mailing address of the ISA/ Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300		Authorized officer Shane Thomas PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774																																				

フロントページの続き

(81)指定国 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ディクソン、アダム

アメリカ合衆国、 2 2 9 0 2 バージニア州、シャーロットビル、 ノースイースト、 5 0 6 ビーフス ストリート

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE01 EE09 EE11 EE20 FF03 FF05 FF06 GA18
GA24 GB03 JC08 JC16 JC37 KK02 KK12 KK15 KK21 KK31
KK45 KK47 LL26 LL33

专利名称(译)	探头超声引导解剖学特征		
公开(公告)号	JP2018522646A	公开(公告)日	2018-08-16
申请号	JP2017567095	申请日	2016-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	リヴァンナメディカルエルエルシー		
申请(专利权)人(译)	Rivan'na医疗, LLC.		
[标]发明人	モールドインフランクウィリアム オーウェンケヴィン ディクソンアダム		
发明人	モールドイン、フランク ウィリアム オーウェン、ケヴィン ディクソン、アダム		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/0875 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4405 A61B8/4444 A61B8/4472 A61B8/4477 A61B8/462 A61B8/465 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5223 A61B2017/3413		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA18 4C601/GA24 4C601/GB03 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/KK45 4C601/KK47 4C601/LL26 4C601/LL33		
代理人(译)	矢口太郎		
优先权	62/184594 2015-06-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于利用来自超声引导的反馈的探针插入的系统和方法，所述超声引导使用解剖学特征。本公开针对超声成像，其用于产生诸如骨骼的解剖特征的超声图像，并且在成像期间可视化对象体内的解剖特征的超声图像。具体地，本发明涉及使用图形用户界面和超声成像的探针插入的实时反馈。探头插入可以理想地显示，也可以以各种自由度进行物理引导，以提高准确性并降低故障率。[选择图]图3

