

(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2018-531717

(P2018-531717A)

(43) 公表日 **平成30年11月1日(2018.11.1)**

(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 16 頁)

(21) 出願番号 特願2018-521094 (P2018-521094)
 (86) (22) 出願日 平成28年9月15日 (2016. 9. 15)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年4月23日 (2018. 4. 23)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2016/051890
 (87) 国際公開番号 W02017/074597
 (87) 国際公開日 平成29年5月4日 (2017. 5. 4)
 (31) 優先権主張番号 62/247, 917
 (32) 優先日 平成27年10月29日 (2015. 10. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 514300557
 アヴェント インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国ジョージア州30004・
 アルファレッタ・ウィンドワード パーク
 ウェイ 5405
 (74) 代理人 110001379
 特許業務法人 大島特許事務所
 (72) 発明者 シュー、ケニス・シー
 アメリカ合衆国ジョージア州30004・
 アルファレッタ・ウィンドワード パーク
 ウェイ 5405
 (72) 発明者 コーカー、ジャスティン・ジェフリー
 アメリカ合衆国ジョージア州30004・
 アルファレッタ・ウィンドワード パーク
 ウェイ 5405

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 神経ブロックで使用するための3次元超音波撮像システム

(57) 【要約】

本開示は、3D画像を生成するための超音波撮像システムに関する。このシステムは、変換器ハウジングと変換器トランスミッタとを有する超音波プローブを含む。前記変換器ハウジングは、長手方向軸に沿って近位端から遠位端まで延びる本体を有する。前記遠位端は、少なくとも、前記変換器ハウジングの横軸に沿って第1の側部から第2の側部まで延びる内部キャビティを含む。前記変換器トランスミッタは、前記内部キャビティ内の第1の側部及び第2の側部に取り付けられ、超音波ビームの走査のために横軸方向の軸を中心に回転するように構成される。したがって、動作中、前記変換器トランスミッタは、2次元(2D)画像を連続的に走査するように、前記横軸方向の軸を中心に時計回り方向及び反時計回り方向に自由に回転する。このシステムは、リアルタイムで前記2D画像を受信して構成し、前記2D画像に基づいて3D画像を生成するように構成されたコントローラも備え得る。

【選択図】 図5

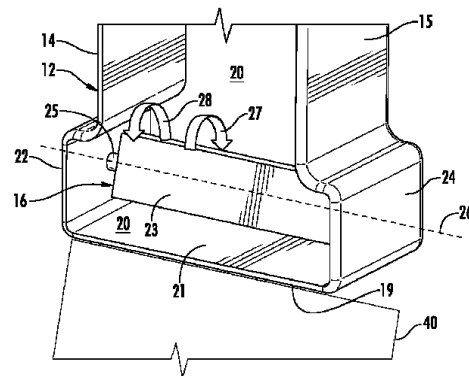


FIG. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブを含む超音波撮像システムであって、
前記超音波プローブが、
長手方向軸に沿って近位端から遠位端まで延びる本体を含む変換器ハウジングであって、
前記遠位端は、少なくとも、前記変換器ハウジングの横軸に沿って第 1 の側部から第 2 の側部まで延びる内部キャビティを含む、該変換器ハウジングと、
前記内部キャビティ内の第 1 の側部及び第 2 の側部に取り付けられた変換器トランスミッタであって、前記変換器トランスミッタは、超音波ビームの走査のために横軸方向の軸を中心に回転可能であり、2次元(2D)画像を連続的に走査するように、前記横軸方向の軸を中心に時計回り方向及び反時計回り方向に自由に回転可能である、該変換器トランスミッタと、
リアルタイムで前記 2D 画像を受信して構成し、前記 2D 画像に基づいて 3次元(3D)画像を生成するように構成されたコントローラとを含むことを特徴とする超音波撮像システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像システムであって、
前記 3D 画像を表示するように構成されたユーザインタフェースを更に備え、
前記ユーザインタフェースは、ユーザが 1 種以上のユーザ選好に基づいて前記 3D 画像を操作可能となるように構成されていることを特徴とする超音波撮像システム。

20

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波撮像システムであって、
前記変換器トランスミッタは、超音波ビームを放射し、かつ受信するように構成されることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波撮像システムであって、
前記変換器トランスミッタは、ジンバル構造体を含むことを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像システムであって、
前記変換器トランスミッタは、前記横軸方向の軸を中心に回転可能なシャフトに取り付けられた少なくとも 1 つのプレート部を備え、前記シャフトは第 1 の端部及び第 2 の端部を有し、前記第 1 の端部は前記変換器ハウジングの前記内部キャビティの前記第 1 の側部に取り付けられ、前記第 2 の端部は前記内部キャビティの前記第 2 の側部に取り付けられることを特徴とする超音波撮像システム。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波撮像システムであって、
前記プレート部の少なくとも 1 つが圧電材料で作製されていることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 7】

請求項 5 または 6 に記載の超音波撮像システムであって、
前記変換器トランスミッタの前記プレート部の少なくとも 1 つは、実質的に矩形を有することを特徴とする超音波撮像システム。

40

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波撮像システムであって、
前記変換器トランスミッタは、前記変換器ハウジングの前記本体のなかに構成されたモータによって回転可能であることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波撮像システムであって、
前記変換器ハウジングの前記本体の前記遠位端の前記内部キャビティは、前記本体の近

50

位端を通過して延在することを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波撮像システムであって、

前記変換器ハウジングの前記本体の前記遠位端は、直線形状を有するレンズを備え、前記変換器トランスミッタは、前記レンズに隣接して構成されることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波撮像システムであって、

前記変換器ハウジングの前記本体の前記遠位端は、前記近位端より幅広であることを特徴とする超音波撮像システム。

10

【請求項 12】

撮像用超音波プローブであって、

長手方向軸に沿って近位端から遠位端まで延びる本体を含む変換器ハウジングであって、前記遠位端は、少なくとも、前記変換器ハウジングの横軸に沿って第 1 の側部から第 2 の側部まで延びる内部キャビティを含む、該変換器ハウジングと、

前記内部キャビティ内の第 1 の側部及び第 2 の側部に取り付けられた変換器トランスミッタであって、前記変換器トランスミッタは、超音波ビームを放射し、かつ受信するように構成され、超音波ビームの走査のために横軸方向の軸を中心に回転可能であり、2 次元 (2D) 画像を連続的に走査するように、前記横軸方向の軸を中心に時計回り方向及び反時計回り方向に自由に回転可能であり、前記 2D 画像は、3 次元 (3D) 画像を生成するために使用することができる、該変換器トランスミッタとを備えることを特徴とする超音波撮像システム。

20

【請求項 13】

請求項 12 に記載の撮像用超音波プローブであって、

前記変換器トランスミッタは、ジンバル構造体を含むことを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 14】

請求項 12 または 13 に記載の撮像用超音波プローブであって、

前記変換器トランスミッタは、前記横軸方向の軸を中心に回転可能なシャフトに取り付けられた少なくとも 1 つのプレート部を備え、前記シャフトは第 1 の端部及び第 2 の端部を有し、前記第 1 の端部は前記変換器ハウジングの前記内部キャビティの前記第 1 の側部に取り付けられ、前記第 2 の端部は前記内部キャビティの前記第 2 の側部に取り付けられることを特徴とする超音波撮像システム。

30

【請求項 15】

請求項 14 に記載の撮像用超音波プローブであって、

前記プレート部の少なくとも 1 つが圧電材料で作製されていることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 16】

請求項 14 または 15 に記載の撮像用超音波プローブであって、

前記変換器トランスミッタの前記プレート部の少なくとも 1 つは、実質的に矩形を有することを特徴とする超音波撮像システム。

40

【請求項 17】

請求項 12 ~ 16 のいずれか一項に記載の撮像用超音波プローブであって、

前記変換器トランスミッタは、前記変換器ハウジングの前記本体のなかに構成されたモータによって回転可能であることを特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 18】

3 次元超音波画像を生成する方法であって、

患者の標的部位に超音波プローブを整列させるステップであって、前記超音波プローブは変換器ハウジングを有し、前記変換器ハウジングは、内部に変換器トランスミッタを含み、前記変換器トランスミッタは、前記変換器ハウジングの横軸に実質的に平行なシャフ

50

トに、該シャフトを中心に回転可能となるように取り付けられた少なくとも1つのプレート部を備える、該ステップと、

前記変換器トランスミッタを時計回り方向または反時計回り方向の少なくとも1つの方向にシャフトを中心に回転させることによって、前記変換器トランスミッタを介して前記標的部位の2次元(2D)画像を連続的に走査するステップと、

コントローラを介してリアルタイムで前記2D画像を受信し構成するステップと、

前記コントローラを介して、前記2D画像に基づく3次元(3D)画像を生成するステップと、

ユーザインタフェースを介して前記3D画像をユーザに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

10

【請求項19】

請求項18に記載の方法であって、

前記ユーザインタフェースを介して、前記ユーザに、1種以上のユーザ選好に基づいて前記3D画像を操作させるステップを更に含むことを特徴とする方法。

【請求項20】

請求項18または19に記載の方法であって、

前記変換器ハウジング内に構成されたモータによって前記変換器トランスミッタの前記プレート部を回転させるステップを更に含むことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

(関連出願との相互参照)

本出願は、2015年10月29日に提出された米国仮特許出願第62/247917号を基礎とする優先権及び利益を主張し、当該出願の内容は参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本発明は、一般的に、3次元(3D)超音波撮像システムに関し、より詳細には、神経ブロック用途のための3D医療用超音波撮像システムに関する。

【背景技術】

【0003】

30

従来の2次元(2D)超音波撮像では、集束された超音波エネルギービームが検査対象の身体組織に伝達され、返されたエコーが検出されてプロットされて画像が形成される。より具体的には、いくつかの現代の超音波システムは、パルス超音波ビームをビーム軸に対して2つの側方方向に走査する3次元(3D)情報処理能力を有する。飛行時間変換が、ビーム方向(範囲)に沿って画像解像度をもたらし、一方、ビーム方向に対して横方向の画像解像度は、集束ビームの側方走査によって得られる。このような3D撮像により、ユーザは、物体からボリューム超音波データを収集し、コンピュータ処理によって物体の任意の断面を視覚化することができる。これにより、診断のための最良の2次元(2D)画像面の選択が可能になる。それでもなお、そのような3Dシステムは、依然として2Dビューに限定されている。

40

【0004】

そのようなシステムは、解剖学的構造及びデバイスを3D空間内に配置することが望ましい場合が多いので、神経ブロック及び/または様々な他の医療処置において問題となり得る。そのような制限に対処するための更に別の3Dシステムは、多くの超音波トランスミッタ(送信機)及びレシーバ(受信機)を含むアレイ型トランスデューサ(アレイ型変換器)を含み得る。しかし、このような変換器は、高価でかさばることがある。

【0005】

したがって、この技術分野では、新規な改善された2Dまたは3D超音波プローブを求められ続けている。具体的には、麻酔医が構造体及び/または装置をより良く配置可能にすることによって、神経ブロック処置の有効性を高める低コストで単純化された3D超音

50

波プローブが望まれている。更に、バルク配列された変換器ではなく現在の変換器のプロファイルを維持する3D超音波プローブは、当技術分野で歓迎されるであろう。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の態様及び利点は、一部が以下の説明に例示されているが、その他に明細書の記載から自明であるか、または本発明の実施を通して認識することができる。

【0007】

一態様では、本開示は超音波撮像システムに関する。この超音波撮像システムは、変換器ハウジングと変換器トランスミッタとを有する超音波プローブを含む。前記変換器ハウジングは、長手方向軸に沿って近位端から遠位端まで延びる本体を有する。前記遠位端は、少なくとも、前記変換器ハウジングの横軸に沿って第1の側部から第2の側部まで延びる内部キャビティを含む。したがって、前記変換器トランスミッタは、前記内部キャビティ内の第1の側部及び第2の側部に取り付けられる。更に、前記変換器トランスミッタは、超音波ビームの走査のために横軸方向の軸を中心に回転するように構成される。したがって、動作中、前記変換器トランスミッタは、2次元(2D)画像を連続的に走査するように、前記横軸方向の軸を中心に時計回り方向及び反時計回り方向に自由に回転する。この超音波撮像システムは、リアルタイムで前記2D画像を受信して構成し、前記2D画像に基づいて3次元(3D)画像を生成するように構成されたコントローラも備え得る。

10

【0008】

一実施形態では、超音波撮像システムはまた、3D画像を表示するように構成されたユーザインタフェースを含み得る。より具体的には、特定の実施形態において、ユーザインタフェースは、ユーザが1種以上のユーザ選好に基づいて前記3D画像を操作可能となるように構成される。

20

【0009】

別の実施形態では、前記変換器トランスミッタは、超音波ビームを放射(すなわち送信)及び/または受信するように構成される。より具体的には、特定の実施形態では、前記変換器トランスミッタは、ジンバル構造体を含み得る。例えば、特定の実施形態では、前記変換器トランスミッタは、前記横軸方向の軸を中心に回転可能なシャフトに取り付けられた少なくとも1つのプレート部を備え得る。更に、前記シャフトは第1の端部及び第2の端部を有することができ、この場合、前記第1の端部は前記変換器ハウジングの前記内部キャビティの前記第1の側部に取り付けられ、前記第2の端部は前記内部キャビティの前記第2の側部に取り付けられる。更に、特定の実施形態では、プレート部は圧電材料で作製され得る。更に別の実施形態では、プレート部は、実質的に矩形すなわち長方形または正方形の形状を有するが、これに限定されず、任意の適切な形状を有することができる。

30

【0010】

更なる実施形態では、前記変換器トランスミッタは、前記変換器ハウジングの前記本体のなかに構成されたモータによって回転可能であり得る。

【0011】

更に別の実施形態では、前記変換器ハウジングの前記本体の前記遠位端は、直線形状を有するレンズを備え得る。

40

【0012】

更に別の実施形態では、前記変換器ハウジングの前記本体の前記遠位端の前記内部キャビティは、前記本体の近位端を通して延在し得る。更に別の実施形態では、前記変換器ハウジングの前記本体の前記遠位端は、前記近位端より幅広であるか、またはその逆であり得る。更に別の実施形態では、前記変換器ハウジングの前記本体の前記近位端及び前記遠位端は、実質的に同じ幅を有することができる。

【0013】

別の態様では、本開示は撮像用超音波プローブに関する。このプローブは、内部に変換

50

器トランスミッタが構成された変換器ハウジングを含む。前記変換器ハウジングは、長手方向軸に沿って近位端から遠位端まで延びる本体を含む。前記遠位端は、少なくとも、前記変換器ハウジングの横軸に沿って第1の側部から第2の側部まで延びる内部キャビティを含む。前記変換器トランスミッタは、前記内部キャビティ内の第1の側部及び第2の側部に取り付けられる。更に、前記変換器トランスミッタは、超音波ビームを走査するために前記横軸方向の軸を中心に回転するように構成される。したがって、動作中、前記変換器トランスミッタは、2次元(2D)画像を連続的に走査するように、前記横軸方向の軸を中心に時計回り方向及び反時計回り方向に自由に回転可能であり、前記2D画像は、3次元(3D)画像を生成するために使用することができる。前記超音波プローブは、本明細書で説明される追加の特徴のいずれかを用いて更に別の形態に構成され得ることは理解されよう。

10

【0014】

更に別の態様では、本開示は、3次元(3D)超音波画像を生成する方法に関する。この方法は、患者の標的部位に超音波プローブを整列することを含む。上述したように、前記超音波プローブは、内部に変換器トランスミッタが取り付けられた変換器ハウジングを含む。更に、前記変換器トランスミッタは、前記変換器ハウジングの横軸方向の軸を中心に回転するように構成される。この方法はまた、変換器トランスミッタを時計回り方向及び/または反時計回り方向に横軸方向の軸を中心に回転させることによって、前記変換器トランスミッタを介して、前記標的部位の2次元(2D)画像を連続的に走査することを含む。更に、この方法は、コントローラを介してリアルタイムで前記2D画像を受信し構成

20

【0015】

一実施形態では、この方法はまた、ユーザインタフェースを介して前記3D画像をユーザに表示することを含み得る。より具体的には、特定の実施形態では、この方法は、前記ユーザインタフェースを介して、前記ユーザに、1種以上のユーザ選好に基づいて前記3D画像を操作させることを含むことができる。

【0016】

更に別の実施形態では、前記変換器トランスミッタは、前記横軸方向の軸を中心に回転可能なシャフトに取り付けられた少なくとも1つのプレート部を備え得る。したがって、特定の実施形態では、この方法は、前記シャフトが前記横軸に実質的に平行になるように、前記変換器ハウジングの前記変換器キャビティ内に前記シャフトを取り付けることを含むことができる。別の実施形態では、この方法は、前記プレート部を圧電材料から作ることを含む。

30

【0017】

更に別の実施形態では、この方法は、前記変換器ハウジング内に構成されたモータによって前記変換器トランスミッタの前記プレート部を回転させることを含むことができる。

【0018】

本発明のこれら及び他の特徴、態様及び利点は、以下の説明及び特許請求の範囲の記載を参照することにより、よりよく理解されるであろう。添付の図面は、本願の一部を構成し、本発明の実施形態を示し、発明の詳細な説明とともに本発明の原理を説明する役割を果たす。

40

【0019】

当業者に対し完全な理解と実施可能性を提供する、本発明の好ましい実施形態を含む本発明の内容は、添付の図面とともに本願に開示されている。

【図面の簡単な説明】**【0020】**

【図1】 図1は、本開示による超音波撮像システムの一実施形態の概略図を示す。

【図2】 図2は、本開示による超音波撮像システムのコントローラに含まれ得る適切な構成要素の一実施形態のブロック図を示す。

50

【図3】図3は、本開示による超音波撮像システムの超音波プローブの一実施形態の正面斜視図である。

【図4】図4は、図3の超音波プローブの側面図を示す。

【図5】図5は、図3の超音波プローブの遠位端の内部詳細図である。

【図6】図6は、図3の超音波プローブの遠位端の別の内部詳細図であり、特に、神経ブロック処置のためにプローブによって生成される超音波ビームを示している。

【図7】図7は、図5の超音波プローブの遠位端の内部正面図を示す。

【図8】図8は、図3の超音波プローブの別の側面図であり、特に、神経ブロック処置のためにプローブによって生成される超音波ビームを示している。

【図9】図9は、本開示による3次元(3D)超音波画像を生成する方法の一実施形態の流れ図を示す。

10

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、実施形態を参照して本発明の詳細を説明するが、本願のこれらの図面には1つ以上の実施形態が示されている。各実施形態は、本発明の説明のために提示されたものであり、本発明を限定しない。実際、本発明の範囲または精神から逸脱することなく、本発明は様々な変更及び変形した実施形態が可能であることは、当業者には明らかであろう。例えば、一実施形態の一部として図示または説明された特徴を、他の実施形態で使用して、更に別の実施形態を生み出すこともできる。したがって、本発明は、特許請求の範囲の請求項に記載の技術範囲及びその均等物に入るそのような改変実施形態及び変形実施形態を

20

【0022】

一般的に、本開示は、改良された超音波プローブを有する超音波撮像システムに関する。例えば、超音波プローブは、内部に変換器トランスミッタが搭載された変換器ハウジングを有する。より具体的には、変換器ハウジングは、その長手方向軸に沿って近位端から遠位端まで延びる本体を有する。遠位端は、変換器ハウジングの長手軸に直交する横軸に沿って少なくとも第1の側部から第2の側部に延びる内部キャビティを含む。変換器トランスミッタは、内部キャビティ内の第1及び第2の側部に取り付けられ、超音波ビームの走査のために横軸方向の軸を中心に回転するように構成される。したがって、動作中、変換器トランスミッタは、2次元(2D)画像を連続的に走査するように、横軸方向の軸

30

【0023】

ここで図面を参照すると、図1は、本開示による超音波撮像システム10の一実施形態の概略図を示す。図示のように、超音波撮像システム10は、超音波プローブ12を含む。より具体的には、図5及び図6に示すように、超音波プローブ12は、変換器ハウジング14と、その内部に取り付けられた変換器トランスミッタ16とを有する。また、図3~図8に示すように、変換器ハウジング14は、一般的に、その長手方向軸18に沿って近位端17から遠位端19まで延びる本体15を有する。加えて、特に図3、図5及び図6に示すように、遠位端19は、変換器ハウジング14の横軸26に沿って少なくとも第1の側部22から第2の側部24まで延びる内部キャビティ20を含む。図3に示すように、長手方向軸18は、横軸26に対して概ね垂直である。

40

【0024】

別の実施形態では、図5及び図6を参照すると、変換器ハウジング14の本体15の遠位端19にある内部キャビティ20は、本体15の近位端17を通過して延びることができ

50

る。つまり、図5～図7に示すように、内部キャビティ20は実質的に変換器ハウジング14の全体を取り囲むことができる。更に、全体的に図面に示されるように、変換器ハウジングの本体の遠位端は、近位端よりも幅広であり得、これによりユーザが本体15の近位端17を把持しやすくなる。あるいは、変換器ハウジング14の本体15の遠位端19は、本体15の近位端17よりも狭い幅を有してもよい。更に別の実施形態では、変換器ハウジング14の本体15の近位端17及び遠位端19が、長手方向軸18に沿って実質的に同一幅を有する。

【0025】

また、図5及び図6に示すように、変換器ハウジング14の本体15の遠位端19はまた、任意の適切な構成を有するレンズ21を含むことができる。したがって、レンズ21は、超音波ビーム42が通過可能となるように構成される。例えば、図示されているように、レンズ21は直線形状を有し得る。更に別の実施形態では、レンズ21は凸形状を有し得る。したがって、図示のように、変換器トランスミッタ16は、レンズ21に隣接するように構成することができる。

10

【0026】

一般に理解されるように、変換器トランスミッタ16は、超音波ビームを放射及び/または受信するように構成される。例えば図5及び図6に示すように、変換器トランスミッタ16は、内部キャビティ20の第1の側部22及び第2の側部24に取り付けられ、変換器トランスミッタ16は、超音波ビームを走査するために横軸26を中心に回転するように構成される。より具体的には、特定の実施形態では、変換器トランスミッタ16は、ジンバル構造体を有することができる。本明細書で使用される「ジンバル構造体」は、一般的に、単一の軸が中心の物体の回転を可能にする枢動支持体を指す。したがって、図5及び図6に示すように、変換器トランスミッタ16は、横軸26を中心に回転可能なシャフト25に取り付けられた少なくとも1つのプレート部23を含み得る。また、図7に示すように、シャフト25は、第1の端部29及び第2の端部31を含み得る。より具体的には、図示のように、シャフト25の第1の端部29は、変換器ハウジング14の内部キャビティ20の第1の側部22に取り付けられ、第2の端部31は、内部キャビティ20の第1の側部に対向する第2の側部24に取り付けられ得る。したがって、プレート部23は、シャフト25の長さ38の任意の部分に沿って取り付けることができる。例えば、図示のように、プレート部23は、シャフト25の長さ38に沿って実質的に延在している。更に、図示されているように、プレート部23は、(図示の)一個固体形態を有していても、またはセグメント化された形態を有していてもよい。

20

30

【0027】

プレート部23は、超音波ビームを走査するように構成された任意の適切な材料で作製され得ることを理解されたい。例えば、特定の実施形態では、プレート部23を圧電材料で作ることができる。更に別の実施形態では、プレート部23は、任意の適切な形状を有し得る。例えば、図示のように、プレート部23は、ほぼ長方形の形状を有する。別の実施形態では、プレート部23は正方形の形状を有し得る。

【0028】

したがって、動作中には、超音波プローブ12を患者の標的部位に配置して初期位置に維持させることができ、変換器トランスミッタ16のプレート部23が、横軸26に沿ったシャフト25を中心に時計方向(図5の矢印の方向27で示す)及び/または反時計方向(図5の矢印の方向28で示す)に自由に回転して、例えば、複数の超音波ビーム42(図6及び図8)を生成することにより超音波平面40内の2次元(2D)画像を連続的に走査する。より具体的には、特定の実施形態では、変換器トランスミッタ16は、変換器ハウジング14の本体15内に構成されたモータによって回転させることができる。したがって、プレート部23は神経または神経束の位置に対応する所定の深さ44に特に有用な画像を生成するように構成されているので、超音波プローブ12は、神経ブロック用途に特に有利であり得る。また、図8に示すように、画像の幅46は様々な設計要因に基づいて調節することができる。例えば、画像の幅46は、プレート部23の寸法(例えば

40

50

、長さ、幅、高さなど)、シャフト25の回転速度、シャフト25によって回転するプレート部23の角度、その他のパラメータを変えることによって変更することができる。

【0029】

図1及び図2を再度参照すると、超音波撮像システム10は、変換器トランスミッタ16によって生成された2D画像を受信、編成し、2D画像に基づいて3次元(3D)画像を生成するように構成されたコントローラ30も含むことができる。特に図2を参照すると、本発明の一態様によるコントローラ30内に含まれ得る適切な構成要素の一実施形態のブロック図が示されている。図示のように、コントローラ30は、様々なコンピュータ実装機能(例えば、本明細書に記載されているような方法、ステップなどを実行し、関連データを格納する等)を実施するように構成された1つ以上のプロセッサ32及び関連するメモリデバイス33を含むことができる。更に、コントローラ30は、コントローラ30と超音波撮像システム10の様々な構成要素との間の通信を容易にする通信モジュール34を含むこともできる。更に、通信モジュール34は、超音波プローブ12から送信された信号がプロセッサ32によって理解され処理される信号に変換されることを可能にするセンサインタフェース35(例えば、1つ以上のA/D変換器)を含むことができる。更に、図示されているように、超音波撮像システム10は、3D画像を表示するように構成されたユーザインタフェース36(図1)も含むことができる。より具体的には、特定の実施形態では、ユーザインタフェース36は、ユーザが1つ以上のユーザ選好にしたがって3D画像を操作可能となるように構成され得る。

10

【0030】

図9を参照すると、3次元(3D)超音波画像を生成する方法100の一実施形態の流れ図が示されている。符合102に示すように、その方法100は、患者の標的部位に超音波プローブ12を位置合わせすることを含む。例えば、超音波プローブ12は、神経ブロック処置が実施されるべき神経または神経束に対応する位置に整列され得る。上述したように、超音波プローブ12は、変換器トランスミッタ16が内部に取り付けられた変換器ハウジング14を含む。更に、変換器トランスミッタ16は、変換器ハウジング14の横軸26を中心に回転するように構成される。したがって、前記方法100は、符合104に示すように、変換器トランスミッタ16を、横軸26を中心に時計回りの方向27及び/または反時計回りの方向28に回転させることによって、標的部位の(例えば、超音波ビーム42によって示されるような)2次元(2D)画像を、変換器トランスミッタ16を介して連続的に走査することを含む。符合106に示すように、前記方法100は、コントローラを介してリアルタイムで2D画像を受信し構成することを含む。符合108に示すように、前記方法100は、コントローラを介して、2D画像に基づく3次元(3D)画像を生成することを含む。

20

30

【0031】

更に、一実施形態では、前記方法100は、ユーザインタフェース36を介して3D画像をユーザに表示することを含み得る。より具体的には、特定の実施形態では、前記方法100は、ユーザインタフェース36を介して、ユーザに1つ以上のユーザ選好にしたがって3D画像を操作させることを含み得る。

【0032】

更なる実施形態では、図4を参照して述べたように、変換器トランスミッタ16は、横軸26を中心に回転可能なシャフト25に取り付けられた、少なくとも1つのプレート部23を含むことができる。したがって、特定の実施形態では、前記方法100は、シャフト25が横軸26に実質的に平行になるように、変換器ハウジング14の内部キャビティ20内にシャフト25を取り付けることを含み得る。更なる実施形態では、前記方法100は、変換器ハウジング14(図示せず)内に構成されたモータによって変換器トランスミッタ16を回転させることを含むことができる。したがって、超音波プローブ12が患者の標的部位に位置するとき、変換器トランスミッタ16は、深さ44で物体の3D画像を生成するように連続的に回転するように構成される。更に、超音波撮像システム10は、本明細書で説明された別の特徴のうちの任意のものを含み得ることを理解されたい。

40

50

【0033】

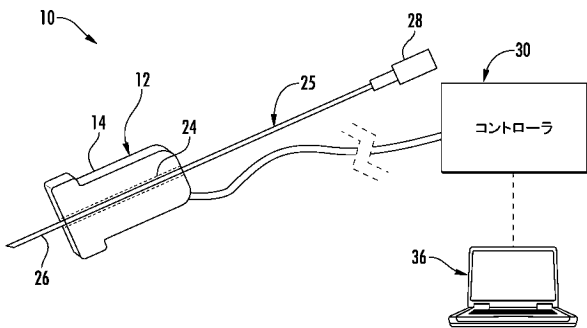
上述したように、一実施形態では、ニードルアセンブリは、近位端から遠位端まで延び、近位端にはハブが形成されたニードルを含むことができる。したがって、ニードルアセンブリを変換器ハウジング14の通路を通して患者の標的部位に向けて挿入するステップは、ニードルアセンブリのニードルを変換器ハウジング14の中心位置に挿入するステップを含み得る。

【0034】

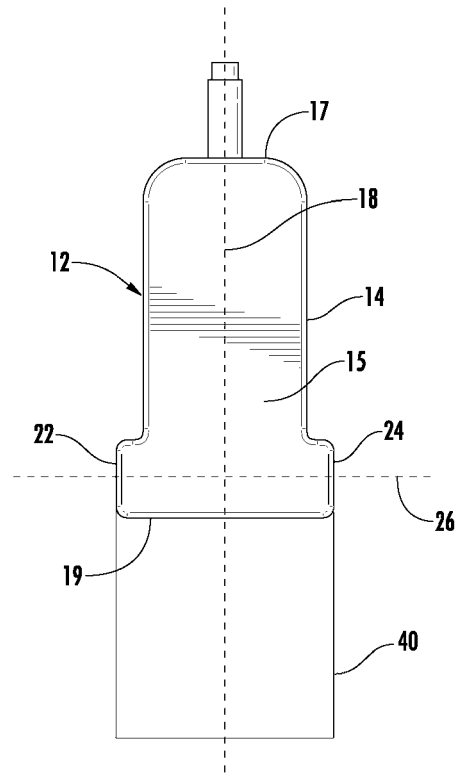
特許文献が参照により本明細書に組み込まれている場合で、組み込まれた文献の内容と明細書の記載内容との間に矛盾があるときには、明細書の記載内容が優先するものとする。更に、本発明は、その特定の実施形態に関して明細書で詳細に説明されているが、本発明は、その精神及び範囲から逸脱することなく、様々な改変、一部変更及び他の変更を加えて実施できることは、当業者には明らかであろう。したがって、特許請求の範囲の請求項によって規定される本発明の範囲が、そのような改変、一部変更及び他の変更の全てを包含する。

10

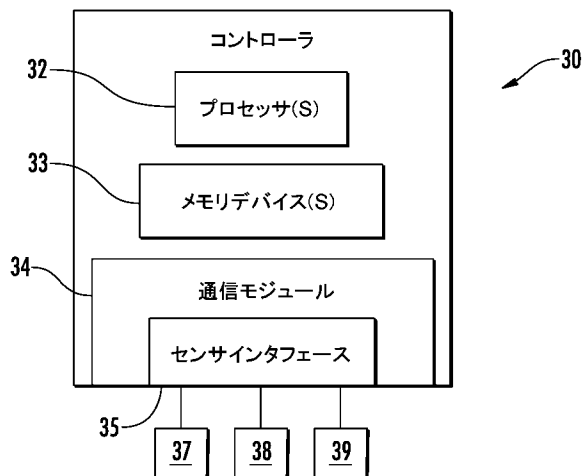
【図1】



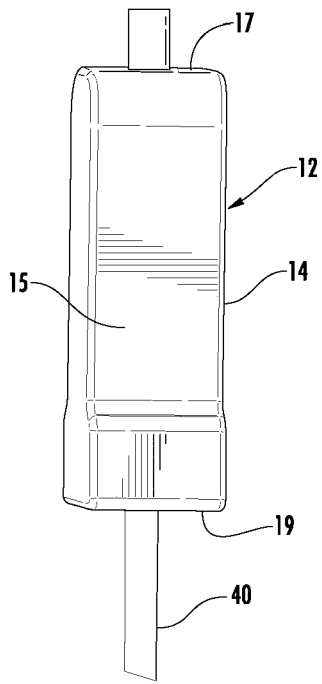
【図3】



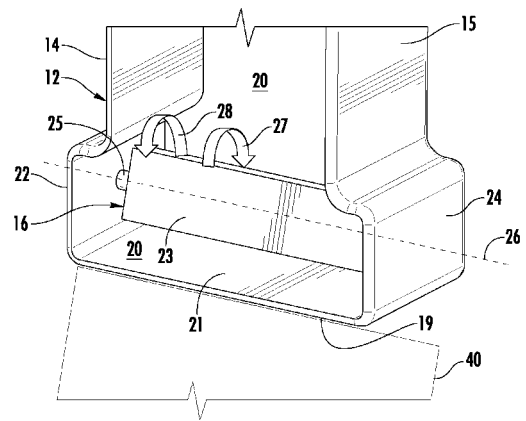
【図2】



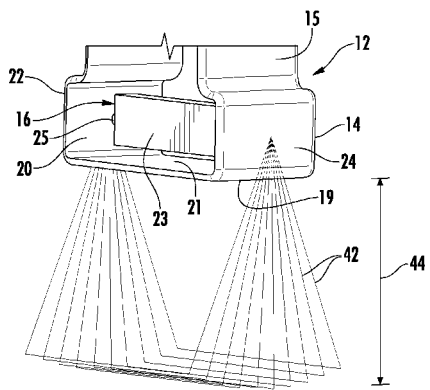
【 図 4 】



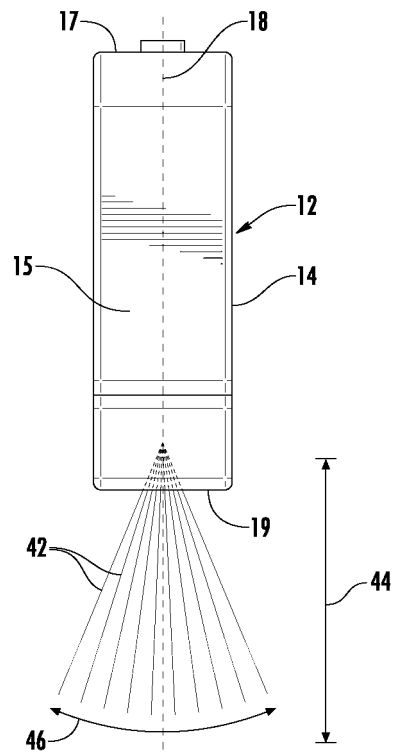
【 図 5 】



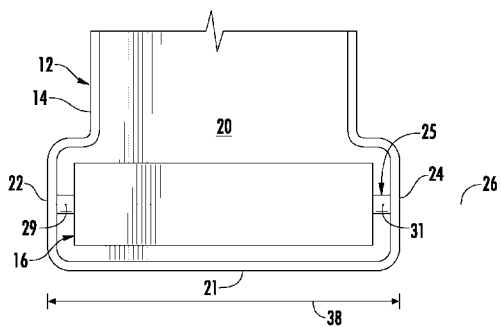
【 図 6 】



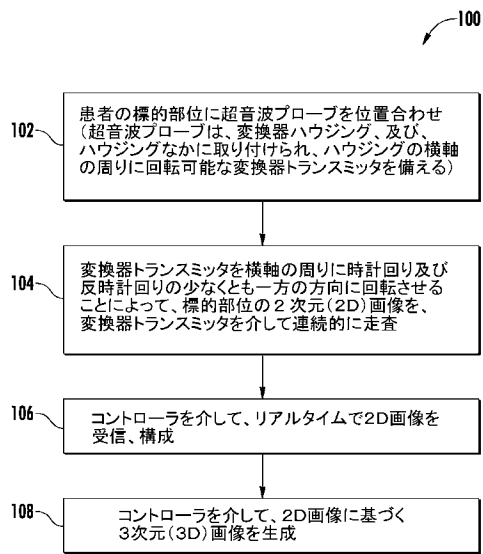
【 図 8 】



【 図 7 】



【 図 9 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2016/051890

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/00 A61B8/08 G10K11/35 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 G10K		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/180120 A1 (HOSSACK NORMAN H [US]) 26 June 2014 (2014-06-26) abstract paragraph [0027] - paragraph [0058] figures 1-3,4A,7,8 -----	1-7,9, 12-16, 18,19
X	WO 2015/146588 A1 (NIHON DEMPA KOGYO CO [JP]) 1 October 2015 (2015-10-01)	12-15,17
Y	abstract figures 1,2,9 ----- -/--	1-6, 8-11, 18-20
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 14 November 2016		Date of mailing of the international search report 25/11/2016
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 Artikis, T

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2016/051890

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2015/223777 A1 (RASOULIAN ABTIN [CA] ET AL) 13 August 2015 (2015-08-13) abstract paragraph [0025] - paragraph [0027] paragraph [0041] - paragraph [0050] paragraph [0057] - paragraph [0059] paragraph [0064] figures 1-6	1-6, 8-11, 18-20
A	----- EP 0 432 771 A1 (ALOKA CO LTD [JP]) 19 June 1991 (1991-06-19) the whole document	1-20
A	----- EP 2 921 876 A1 (SAMSUNG MEDISON CO LTD [KR]) 23 September 2015 (2015-09-23) abstract paragraph [0029] - paragraph [0041] figures 1-3	1-20
A	----- EP 0 390 311 A2 (TOSHIBA KK [JP]) 3 October 1990 (1990-10-03) the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2016/051890

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014180120	A1	26-06-2014	NONE

WO 2015146588	A1	01-10-2015	CN 105873522 A 17-08-2016
			WO 2015146588 A1 01-10-2015

US 2015223777	A1	13-08-2015	NONE

EP 0432771	A1	19-06-1991	CA 2032204 C 14-03-1995
			DE 69027284 D1 11-07-1996
			DE 69027284 T2 05-12-1996
			EP 0432771 A1 19-06-1991
			US 5152294 A 06-10-1992

EP 2921876	A1	23-09-2015	CN 104921754 A 23-09-2015
			EP 2921876 A1 23-09-2015
			KR 20150109115 A 01-10-2015
			US 2015265244 A1 24-09-2015

EP 0390311	A2	03-10-1990	DE 69015400 D1 09-02-1995
			DE 69015400 T2 24-05-1995
			EP 0390311 A2 03-10-1990
			US 5088495 A 18-02-1992

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, 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, TZ, UA, UG

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 EE12 EE14 FF03 GB04 GB32

专利名称(译)	用于神经阻滞的三维超声成像系统		
公开(公告)号	JP2018531717A	公开(公告)日	2018-11-01
申请号	JP2018521094	申请日	2016-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	阿文特公司		
申请(专利权)人(译)	Avento公司		
[标]发明人	シューケニスシー コーカージャスティンジェフリー		
发明人	シュー、ケニスシー コーカー、ジャスティンジェフリー		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5246 G10K11/34 G10K11/355 A61B8/145 A61B8/4494 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FF03 4C601/GB04 4C601/GB32		
优先权	62/247917 2015-10-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开涉及用于生成3D图像的超声成像系统。该系统包括具有探头外壳和探头发射器的超声探头。换能器壳体具有沿纵轴从近端延伸至远端的主体。远端包括至少一个内部腔，该内部腔沿着换能器壳体的横向轴线从第一侧延伸到第二侧。换能器发射器安装在腔内的第一侧和第二侧上，并且配置为围绕横轴旋转以扫描超声波束。因此，在操作中，换能器发射器可绕横轴自由地沿顺时针和逆时针方向旋转，从而连续扫描二维(2D)图像。该系统还可包括被配置为实时接收和配置2D图像并基于2D图像生成3D图像的控制单元。[选择图]图5

