

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-168142

(P2016-168142A)

(43) 公開日 平成28年9月23日(2016.9.23)

(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 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-48953 (P2015-48953)  
 (22) 出願日 平成27年3月12日(2015.3.12)  
 (11) 特許番号 特許第5939601号(P5939601)  
 (45) 特許公報発行日 平成28年6月22日(2016.6.22)

(71) 出願人 899000068  
 学校法人早稲田大学  
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地  
 (71) 出願人 591117413  
 株式会社菊池製作所  
 東京都八王子市美山町2161-21  
 (71) 出願人 504145342  
 国立大学法人九州大学  
 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号  
 (74) 代理人 100114524  
 弁理士 榎本 英俊  
 (72) 発明者 藤江 正克  
 東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学  
 校法人早稲田大学内

最終頁に続く

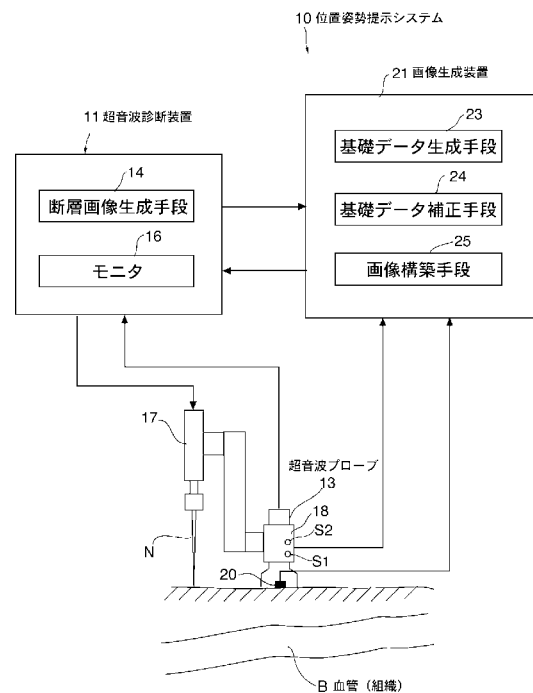
(54) 【発明の名称】 超音波プローブの位置姿勢提示システム、画像生成装置及びそのプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波プローブの手振れや組織の移動や変形があった場合に、超音波プローブの最適状態に対する現在のずれ具合を提示できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 位置姿勢提示システム10は、超音波プローブ13の位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出装置20と、当該位置及び姿勢に基づいてプローブ状態表示画像を生成する画像生成装置21とを備えている。画像生成装置21は、組織周辺の複数の超音波画像の各画像情報に、位置姿勢検出装置20で検出された情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段23と、組織の状態変化に対応して基礎データを補正する基礎データ補正手段24と、基礎データ補正手段24を経た基礎データに基づいて、最適画像が得られる超音波プローブ13の最適状態に対する現在の超音波プローブ13のずれ具合を所定のマークで表示するようにプローブ状態表示画像を構築する画像構築手段25とを備えている。

【選択図】 図1



B 血管(組織)

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

操作者が患者の体表部分に超音波プローブを接触させることにより、当該患者の体内組織の超音波画像を取得する超音波診断装置に付設され、前記超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状態を表示するプローブ状態表示画像を前記操作者に提示する超音波プローブの位置姿勢提示システムにおいて、

前記超音波プローブの位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出装置と、当該位置姿勢検出装置によって検出された前記超音波プローブの位置及び姿勢に基づいて、前記プローブ状態表示画像を生成する画像生成装置とを備え、

前記画像生成装置は、ターゲットとする組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に前記位置姿勢検出装置で検出された情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段とを備えたことを特徴とする超音波プローブの位置姿勢提示システム。

**【請求項 2】**

前記基礎データでは、前記最適画像の画像面領域と、現在の前記超音波画像である現在画像に近似する近似画像の画像面領域とが特定され、

前記画像構築手段では、前記最適画像と前記近似画像との各画像面領域における位置及び姿勢の差に対応させて、前記超音波プローブのずれ具合を表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

**【請求項 3】**

前記画像構築手段では、前記マークとして、前記現在画像が得られる前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応して表示される現状マークと、前記最適画像が得られる前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応して表示される目標マークとが生成されることを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

**【請求項 4】**

前記基礎データ補正手段では、前記現在画像の画像面領域に平行に前記基礎データを所定間隔で切り出すことによって得られた各比較画像のうち、前記現在画像の画像情報に最も近似する画像を前記近似画像とし、当該近似画像の画像面領域が、前記現在画像の画像面領域の位置及び姿勢に一致するように、前記基礎データ全体を移動変換及び / 又は回転変換することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

**【請求項 5】**

前記基礎データ補正手段では、前記現在画像の画像面領域に平行に前記基礎データを所定間隔で切り出すことによって得られた各比較画像のうち、前記現在画像の画像情報に最も近似する画像情報を有する近似画像が特定され、当該近似画像の画像情報が、前記現在画像の画像情報に一致するように、前記基礎データを補正することを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

**【請求項 6】**

前記基礎データ補正手段は、前記現在画像の画像情報と、そのときの前記位置姿勢検出装置で検出された情報とを現データとして取得する現データ取得部と、当該現データを前記基礎データと対比するデータ対比部と、当該対比の結果から前記組織の状態変化の有無を判定し、当該状態変化の種類に応じて前記基礎データを補正する補正部とを備えたことを特徴とする請求項 2 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

**【請求項 7】**

前記データ対比部は、前記現在画像の画像面領域に平行に前記基礎データを所定間隔で切り出すことによって比較画像を生成する比較画像生成部と、当該各比較画像それぞれを前記現在画像と対比して、当該現在画像に画像情報が最も近似する比較画像を前記近似画

10

20

30

40

50

像として抽出する近似画像抽出部と、抽出された前記近似画像の画像面領域の位置及び姿勢を特定する近似画像状態特定部とを備えたことを特徴とする請求項 6 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

【請求項 8】

前記補正部は、前記現在画像及び前記近似画像それぞれについて、前記各画像面領域の位置及び姿勢の差である位置姿勢差を求める画像位置姿勢差算出部と、前記現在画像及び前記近似画像のそれぞれに現れる前記組織の領域を特定する組織特定部と、当該組織特定部で特定された前記組織内の所定部位の距離を求める組織内距離検出部と、前記現在画像及び前記近似画像における前記距離の差である距離差を求める画像間距離差算出部と、前記位置姿勢差及び前記距離差に基づき、前記基礎データを生成したときの初期設定時に対する前記組織の状態変化について判定し、当該状態変化に応じて前記基礎データを加工する判定処理部とを備えたことを特徴とする請求項 7 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

10

【請求項 9】

前記判定処理部では、前記位置姿勢差が予め設定された許容誤差以上で、前記距離差が予め設定された許容誤差未満となる第 1 の場合に、前記組織が移動したと判定され、前記現在画像及び前記近似画像のそれぞれの画像面領域の位置及び姿勢が合致するように、前記基礎データ全体について移動変換及び / 又は回転変換する処理がなされ、

前記位置姿勢差が前記許容誤差未満で、前記距離差が前記許容誤差以上となる第 2 の場合に、前記組織が変形したと判定され、前記現在画像及び前記近似画像のそれぞれの画像情報が合致するように、前記基礎データ全体を変形する処理がなされ、

20

前記位置姿勢差が前記許容誤差以上で、前記距離差が前記許容誤差以上となる第 3 の場合に、前記組織の移動及び変形の双方が生じたと判定され、前記第 1 及び第 2 の場合の双方の処理を行うことを特徴とする請求項 8 記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

【請求項 10】

超音波画像を取得する超音波診断装置の超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状態を表示するプローブ状態表示画像を生成する画像生成装置において、

ターゲットとする組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に、前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応する情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段とを備えたことを特徴とする画像生成装置。

30

【請求項 11】

超音波画像を取得する超音波診断装置の超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状態を表示するプローブ状態表示画像を生成する画像生成装置のコンピュータを機能させるためのプログラムにおいて、

ターゲットとする組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に、前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応する情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段として、前記コンピュータを機能させることを特徴とする画像生成装置のプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、超音波ガイド下で血管等の組織に穿刺を行う際に、超音波プローブの操作をガイドするための超音波プローブの位置姿勢提示システム、画像生成装置及びそのプログラムに関する。更に詳しくは、穿刺の最適部位が現れる超音波画像が得られた後、超音波プローブを操作する医師等の操作者の手振れ、患者の動作、拍動や呼吸動による組織の変形等が生じることにより、超音波画像内から最適部位が外れた場合に、当該最適部位が現れる超音波画像をスムーズに再取得するための超音波プローブの位置姿勢提示システム、画像生成装置及びそのプログラムに関する。

#### 【背景技術】

##### 【0002】

患者の体内組織への穿刺は、医療の様々な場面に用いられており、一例として、輸液を行うために中心静脈にカテーテルを体表から経皮的に挿入するための中心静脈カテーテル挿入 (Central Venous Catheterization、以下、「CVC」と称する) がある。このCVCは、患者の体外から中心静脈内にカテーテルを挿入するまで、医師が超音波画像で観察しながら行われる。ここで、カテーテルが挿入される中心静脈は、体表から約10mm程度離れた深い位置にあるため、穿刺針の進入経路が中心静脈から外れ易い。また、中心静脈は、血圧が低いために穿刺中に血管が潰れて針先端が静脈を突き抜け易い。このように、穿刺経路のずれや針の突き抜けが生じると、動脈や肺への誤穿刺による大量出血や気胸などの合併症を発生させる虞がある。

##### 【0003】

そこで、CVC等の手技における精確な穿刺を支援するために、穿刺針の先端を血管内のターゲットに確実に到達させるように穿刺針を自動的に動作させるマニピュレータを備えた穿刺支援システムが研究されている (特許文献1参照)。この穿刺支援システムでは、操作者が超音波プローブを手で把持して患者の皮膚上を走査し、その際に得られる超音波画像を操作者が見ながら穿刺を行う血管の最適部位を探索する。そして、当該最適部位が発見されたら、そのときの超音波プローブの位置及び姿勢を操作者が維持しながら、スイッチを押すことで、マニピュレータの動作により、超音波プローブの撮像面に沿って穿刺針が移動する。CVCにおいては、血管軸に平行となる向きで超音波プローブを設置して、その際に得られる長軸断面の超音波画像を取得することが必要であり、その中でも、血管軸を含む長軸断面の断層画像は、当該画像中で血管の上壁と下壁間の距離が最大となるため、穿刺を行う際の血管の最適部位が現れる超音波画像となる。従って、CVCにお

##### 【0004】

ここで、操作者は、血管の最適部位が現れる超音波画像が得られてからマニピュレータで穿刺を行うまでの間、そのときの超音波プローブの位置及び姿勢を維持する必要がある。しかしながら、この間に操作者の手振れが生じた場合に、血管の最適部位から外れた超音波画像が得られ、そのままでは精確な穿刺を行えないため、操作者が血管の最適部位を再探索する必要が生じる。また、血管の最適部位が現れる超音波画像が得られた後で、超音波プローブの位置及び姿勢を一定の状態に維持していても、患者の動作、血管の拍動、呼吸動、或いは、患者への超音波プローブによる押圧力の変化に起因する体内組織の変形等が生じた場合、ターゲットとする血管の移動や変形等の状態変化が生じることになり、この場合にも、操作者が血管の最適部位を再探索する必要が生じる。これらの場合、操作者は、血管の最適部位が現れる超音波画像が得られるように、超音波プローブの最適な位置及び姿勢を再度手探りで発見しなければならず、作業が面倒であり、穿刺までの準備時間が掛かることになる。そこで、これらの場合のように、血管の最適部位が超音波画像から外れたとしても、一旦発見した血管の最適部位が現れる超音波画像を再取得する上で、どの程度、超音波プローブを移動、回転させれば良いかを直感的に操作者に提示可能なツールがあると、血管の最適部位の再探索をスムーズに行うことができる。

##### 【0005】

ところで、特許文献2には、超音波プローブの位置、姿勢に応じて、超音波プローブに

よる超音波ビームの方向を表す映像指示子が画面に提示される超音波システムが開示されている。この超音波システムでは、初期化ボタンの操作により、そのときの超音波プローブの位置、姿勢が、基準位置、基準姿勢として設定された上で、当該基準位置、基準姿勢に対する現在の超音波プローブの位置、姿勢に応じて映像指示子を画面上で移動させるようになっている。従って、この超音波システムにあっては、血管の最適部位が得られる超音波プローブの最適な位置及び姿勢のときに、前記初期化ボタンを操作し、その後、手振れ等によって超音波プローブの位置や姿勢が変わった場合でも、操作者は、最適となる超音波ビームの方向に対する現在のずれ状態を画面上で認識することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第5531239号公報

【特許文献2】特開2012-176239号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、前記特許文献2の超音波システムにあっては、治療中の患者の動き等に起因する血管の体内移動が生じた場合や、血管の拍動、患者の呼吸動、或いは超音波プローブの押圧力の変化等に起因する体内組織の変形が生じた場合に、超音波プローブの位置ずれ、姿勢ずれの状態を画面に正確に表示できないという不都合がある。すなわち、これらの場合では、操作者が超音波プローブの位置や姿勢を維持していても、ターゲットとする血管が体内で移動、変形してしまっているため、得られる超音波画像は、血管の最適部位から外れた画像になってしまう。ところが、前記超音波システムの画面上では、超音波プローブの位置や姿勢が空間内で維持されていることから、前記基準位置及び基準姿勢のときの超音波ビームの方向から映像指示子が動かない。このため、血管の移動や変形が生じた場合には、実際取得した超音波画像の状態と映像指示子の状態とが合致せず、映像指示子を超音波プローブの操作上の目安として利用することができない。

【0008】

本発明は、このような不都合に着目して案出されたものであり、その目的は、操作者による超音波プローブの手振れや、ターゲットとなる組織の移動や変形があった場合に、所望とする超音波画像が得られる超音波プローブの位置や姿勢に対する現在のずれ具合を正確に提示することのできる超音波プローブの位置姿勢提示システム、画像生成装置及びそのプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、主として、操作者が患者の体表部分に超音波プローブを接触させることにより、当該患者の体内組織の超音波画像を取得する超音波診断装置に付設され、前記超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状態を表示するプローブ状態表示画像を前記操作者に提示する超音波プローブの位置姿勢提示システムにおいて、前記超音波プローブの位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出装置と、当該位置姿勢検出装置によって検出された前記超音波プローブの位置及び姿勢に基づいて、前記プローブ状態表示画像を生成する画像生成装置とを備え、前記画像生成装置は、ターゲットとする組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に前記位置姿勢検出装置で検出された情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段とを備える、という構成を採っている。

【発明の効果】

【0010】

10

20

30

40

50

本発明によれば、所望とする超音波画像が得られる超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を表すプローブ状態表示画像が生成され、操作者に提示されるため、超音波プローブの手振れが生じた場合でも、操作者は、プローブ状態表示画像を見ながら血管の最適部位の再探索をスムーズに行うことができる。しかも、プローブ状態表示画像は、組織の状態変化に対応して補正された基礎データに基づいて生成されるため、ターゲットとなる組織の移動や変形があった場合でも、超音波プローブの最適状態に対する現在のずれ具合を正確に提示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本実施形態に係る超音波プローブの位置姿勢提示システムの概略構成図。

10

【図2】基礎データの生成に際する座標系を説明するための概念図。

【図3】プローブ状態表示画像のモニタへの表示例を示す図。

【図4】プローブ状態表示画像の一例を示す図。

【図5】画像生成装置の構成を示すブロック図。

【図6】(A)は、基礎データの作成時の処理を説明するための概念図であり、(B)は、基礎データの変換時の処理を説明するための概念図である。

【図7】プローブ状態表示画像のモニタへの他の表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

20

【0013】

図1には、本実施形態に係る超音波プローブの位置姿勢提示システムの概略構成図が示されている。この図において、前記位置姿勢提示システム10は、人体の体表から超音波を当てて体内の断層画像を取得する公知の超音波診断装置11に付設されるシステムである。

【0014】

ここで、超音波診断装置11は、患者の体表部分に接触して超音波パルスの送波及びエコーの受波を行う超音波プローブ13（超音波探触子）と、超音波プローブ13からの信号によって、超音波プローブ13が接触する体表部分の下の体内組織の断層画像である超音波画像（Bモード画像）を生成する断層画像生成手段14と、超音波画像等を表示するモニタ16とを備えている。

30

【0015】

ここで、超音波診断装置11は、公知の構造のものが採用されており、本発明の本質部分ではないため、ここでは、構成等の詳細な説明を省略する。

【0016】

前記超音波プローブ13には、超音波診断装置11で取得した超音波画像に基づき、穿刺針Nを動作させて組織としての血管B内のターゲットに穿刺を行う穿刺支援マニピュレータ17を支持可能なアタッチメント18が取り付けられている。穿刺支援マニピュレータ17は、医師等の操作者によるスイッチ操作により、所望の位置で穿刺針Nを体内のターゲットに向かって移動させる公知の構造となっている。この穿刺支援マニピュレータ17の動作に際して、操作者は、モニタ16の超音波画像を見ながら、アタッチメント18の部分を手で持って超音波プローブ13を患者の皮膚表面に沿って動かし、穿刺に最適となる血管Bの最適部位を探索する。そして、当該最適部位が発見されたら、このときの超音波画像に基づいて穿刺支援マニピュレータ17の動作時の穿刺針Nの進路が決定され、操作者のスイッチ操作により、前記進路に沿って穿刺針Nが移動してターゲットへの穿刺がなされる。従って、穿刺支援マニピュレータ17を用いて血管Bのターゲットに穿刺を行う際には、当該血管Bの最適部位の超音波画像が得られる超音波プローブ13の位置及び姿勢となる最適状態を操作者の手で保持する必要がある。

40

【0017】

なお、特に限定されるものではないが、本実施形態においては、穿刺支援マニピュレー

50

タ 17 が中心静脈カテーテル挿入 (CVC) による穿刺に適用されるようになっており、この場合の血管 B における最適部位は、血管軸に平行となる血管 B の長軸方向における長軸断面の断層画像のうち、血管 B の上壁及び下壁の間の距離が最大となる断層画像、すなわち、図 2 に示されるように、血管軸 A を通る長軸断面の断層画像に表れる血管部位となる。換言すると、CVC において、穿刺時に所望とする超音波画像である最適画像 V b は、血管軸 A を通る長軸断面の断層画像となる。ここで、最適画像 V b は、血管軸 A に沿う長軸方向 (図 2 中 X 軸方向) に垂直となる短軸方向 (同図中 Z 軸方向) に、操作者の手で超音波プローブ 13 を走査することで発見される。

#### 【0018】

前記位置姿勢提示システム 10 は、最適画像 V b が得られるときの超音波プローブ 13 の位置及び姿勢のときの最適状態に対する現在の超音波プローブ 13 の変化状態を画像で表したプローブ状態表示画像を生成し、当該プローブ状態表示画像をモニタ 16 に表示するシステムである。ここで、特に限定されるものではないが、図 3 に示されるように、モニタ 16 には、超音波プローブ 13 で取得された超音波画像の表示領域 16 A と、プローブ状態表示画像 P の表示領域 16 B とが設けられている。ここで、図 4 に示されるように、プローブ状態表示画像 P には、最適画像 V b が得られるときの超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に対応して擬似的に設けられた目標マーク M 1 と、現在の超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に対応して擬似的に設けられた現状マーク M 2 とが配置される。このプローブ状態表示画像 P においては、超音波プローブ 13 の動きに合わせて現状マーク M 2 が、目標マーク M 1 に対して画面内を動くことで、最適画像 V b が得られる超音波プローブ 13 の最適状態に対する現在の超音波プローブ 13 の位置及び姿勢のずれ具合を表示可能となっている。

10

20

#### 【0019】

この位置姿勢提示システム 10 は、図 1 に示されるように、超音波プローブ 13 の位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出装置 20 と、位置姿勢検出装置 20 によって検出された超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に基づいて、プローブ状態表示画像 P を生成する画像生成装置 21 とを備えている。

#### 【0020】

前記位置姿勢検出装置 20 は、超音波プローブ 13 に取り付けられて、実空間内の所定位置を原点とする直交 3 軸のグローバル座標系 (図 2 参照) における超音波プローブ 13 の 3 次元の位置及び姿勢を検出可能な公知のセンサからなる。このセンサとしては、当該 3 次元の位置及び姿勢を検出できる限りにおいて、磁気式や光学式等の種々の非接触タイプのものを用いることができる。また、位置姿勢検出装置 20 では、検出した超音波プローブ 13 の位置及び姿勢により、このときの超音波プローブ 13 の撮像面における画像面領域 (図 2 中破線領域) のグローバル座標系における位置及び姿勢が求められる。

30

#### 【0021】

前記画像生成装置 21 は、CPU 等の演算処理装置及びメモリやハードディスク等の記憶装置等からなるコンピュータによって構成され、当該コンピュータを以下の各手段として機能させるようになっている。

#### 【0022】

この画像生成装置 21 は、ターゲットとする血管 B の周辺の各位置で予め取得された複数の超音波画像の各画像情報に位置姿勢検出装置 20 で検出された情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段 23 と、体内の血管 B の状態変化に対応して基礎データを補正する基礎データ補正手段 24 と、基礎データ補正手段 24 を経た基礎データに基づいてプローブ状態表示画像 P を構築する画像構築手段 25 とを備えて構成されている。

40

#### 【0023】

前記基礎データ生成手段 23 は、図 5 に示されるように、超音波診断装置 11 の断層画像生成手段 14 で生成された超音波画像の画像情報を取得する画像情報取得部 27 と、位置姿勢検出装置 20 で検出された超音波プローブ 13 の位置姿勢情報を取得する位置姿勢情報取得部 28 と、画像情報取得部 27 で取得した画像情報と位置姿勢情報取得部 28 で

50

取得した位置姿勢情報とにより基礎データを構築する基礎データ構築部 29 と、基礎データを記憶する記憶部 30 とを備えて構成されている。

【0024】

前記画像情報取得部 27 では、操作者が超音波プローブ 13 のアタッチメント 18 に設けられたスキャンスイッチ S1 (図 1 参照) を押したときに、予め設定されたスキャン時間において、予め設定された一定の時間間隔で断層画像生成手段 17 によりそれぞれ生成された超音波画像の画像情報が取得される。

【0025】

前記位置姿勢情報取得部 28 では、各超音波画像が得られたときの超音波プローブ 13 の位置姿勢情報が取得される。

10

【0026】

操作者は、患者に穿刺を行う前の初期設定として、スキャンスイッチ S1 を押した後、前記スキャン時間内において、モニタ 16 に表示される超音波画像を見ながら、ターゲットとなる血管の周囲の皮膚面に沿って超音波プローブ 13 を移動させることにより、一定時間間隔で、超音波プローブ 13 の位置及び姿勢が相違した状態で撮像した超音波画像がそれぞれ取得されることになる。そこで、画像情報取得部 27 では、当該初期設定時に撮像された各超音波画像の画像情報が取り込まれ、位置姿勢情報取得部 28 では、当該各超音波画像が得られたときの超音波プローブ 13 の位置姿勢情報が取り込まれる。また、初期設定時において、操作者が、穿刺に最適となる超音波画像である最適画像 Vb を発見したときに、アタッチメント 18 に設けられた最適状態登録スイッチ S2 を押すと、そのときの画像情報が最適画像 Vb の画像情報として画像情報取得部 27 に登録される。併せて、位置姿勢情報取得部 28 では、最適画像 Vb が得られたときの超音波プローブ 13 の位置姿勢情報が登録される。

20

【0027】

前記基礎データ構築部 29 では、画像情報取得部 27 で取り込まれた初期設定時の各超音波画像の画像情報に、当該超音波画像が得られたときの超音波プローブ 13 の位置姿勢情報を対応させた上で、次の座標変換により、前記基礎データが構築される。

【0028】

すなわち、まず、最適画像 Vb が得られたときの超音波プローブ 13 の所定位置を原点 O とする直交 3 軸の局所座標系 (図 2 参照) が設定される。この局所座標系は、最適画像 Vb が得られるときの超音波プローブ 13 の下面中央部分、すなわち、位置姿勢検出装置 20 の設置部分を原点として、超音波画像の撮像面である画像面領域における横方向 (幅方向) を X 軸、当該画像面領域における縦方向 (深さ方向) を Y 軸、当該画像面領域における法線方向を Z 軸とするように設定される。そして、位置姿勢情報取得部 28 で取得したグローバル座標系における各超音波画像の各ピクセル位置が、局所座標系に変換され、当該座標変換後の各ピクセル位置に、当該各ピクセルの画像情報 (輝度情報) が対応して記憶された連側断層画像群からなるボクセルデータが基礎データ (図 6 (A) 参照) として生成される。その後、当該基礎データが記憶部 30 に記憶される。なお、本実施形態では、超音波画像として B モードを対象としているが、本発明はこれに限定されず、例えば、カラードプラ等の他のモードの超音波画像を対象とすることもでき、この場合、RGB 情報が前記画像情報とされる。

30

40

【0029】

前記基礎データ補正手段 24 は、図 5 に示されるように、位置姿勢検出装置 20 で検出された現在の超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に基づき、このときの超音波プローブ 13 で得られた超音波画像に前記位置姿勢情報を付加した現データを取得する現データ取得部 32 と、当該現データを基礎データと対比するデータ対比部 33 と、当該対比の結果から、穿刺対象となる血管 B の状態変化の有無を判定し、当該状態変化の種類に応じて基礎データを補正する補正部 34 とを備えて構成されている。

【0030】

前記現データ取得部 32 では、現在撮像されている超音波画像である現在画像の画像情

50

報とともに、このときに位置姿勢検出装置 20 で検出した位置姿勢情報が取り込まれ、現在画像の各ピクセルの画像情報に、当該現在画像の各ピクセル位置を付加することで、現データを取得するようになっている。ここでの各ピクセルの位置は、位置姿勢検出装置 20 で検出された現在画像の画像面領域のグローバル座標系における位置及び姿勢に基づき、グローバル座標系での位置として求められる。

【0031】

前記データ対比部 33 は、記憶部 30 に記憶された基礎データについて、現在画像の画像面領域に平行に所定間隔で切り出すことにより、2次元輝度分布データである比較画像を多数生成する比較画像生成部 36 と、これら各比較画像それぞれを現在画像と対比して、現在画像に画像情報が最も近似する比較画像を近似画像として抽出する近似画像抽出部 37 と、抽出された近似画像の画像面領域の位置及び姿勢を特定する近似画像状態特定部 38 とからなる。

10

【0032】

前記比較画像生成部 36 では、図 6 (B) に示されるように、現在画像  $V_n$  における画像面領域の位置を中心として予め設定された一定間隔毎に、当該画像面領域の法線方向 (同図中 1 点鎖線の延出方向) に沿って、現在画像  $V_n$  の画像面領域から平行移動しながら、基礎データが多数の画像面領域として切り出され、当該画像面領域が同図中破線で表される比較画像  $V_c$  とされる。

【0033】

前記近似画像抽出部 37 では、テンプレートマッチング等の公知の画像処理手法により、各比較画像  $V_c$  と現在画像  $V_n$  とが比較されて、各比較画像  $V_c$  について、現在画像  $V_n$  との相関係数が算出される。そして、算出された相関係数のうち、所定の閾値以上で、且つ、相関係数が最大となる比較画像  $V_c$  が近似画像  $V_e$  として特定される。

20

【0034】

前記近似画像状態特定部 38 では、局所座標系における近似画像  $V_e$  の各ピクセルの位置から、当該近似画像  $V_e$  の画像面領域のグローバル座標系における位置及び姿勢が求められる。

【0035】

前記補正部 34 は、図 5 に示されるように、現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  それぞれについて、各画像面領域の位置及び姿勢の差である位置姿勢差を求める画像位置姿勢差算出部 42 と、現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  のそれぞれに現れる血管 B の領域を特定する組織特定部 43 と、組織特定部 43 で特定された血管 B の領域の所定部分の距離を求める組織内距離検出部 44 と、現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  における当該距離の差である距離差を求める画像間距離差算出部 45 と、前記位置姿勢差及び前記距離差に基づき、基礎データを生成したときの初期設定時に対する血管 B の状態変化について判定し、当該状態変化に応じて基礎データを加工する判定処理部 46 とからなる。

30

【0036】

前記組織特定部 43 では、超音波診断装置 11 で得られた超音波画像の画像情報に基づく画像処理によって、当該画像内に現れる血管壁部分を特定する公知の処理手法が用いられており、当該処理手法については、発明の本質部分ではないため、ここでは詳細な説明を省略する。

40

【0037】

前記組織内距離検出部 44 では、現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  のそれぞれについて、組織特定部 43 で特定された血管 B の上壁と下壁の間の距離が求められる。ここで、当該距離は、血管 B の脈動によって周期的に変動するため、超音波プローブ 13 の状態を維持する際に数秒間の測定によって得られたそれぞれの値の平均値が採用される。

【0038】

なお、組織特定部 43、組織内距離検出部 44 及び画像間距離差算出部 45 は、本実施形態において位置姿勢提示システム 10 側に設けられているが、この態様に限定されず、それら一部若しくは全部の機能を超音波診断装置 11 側に設け、前記距離の決定値若しく

50

は前記距離差が位置姿勢提示システム 10 側に送られる態様とすることもできる。

【0039】

前記判定処理部 46 では、画像位置姿勢差算出部 42 で求めた現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  の画像面領域の位置姿勢差について、予め設定された許容誤差を閾値として、当該閾値以上か否かが判定されるとともに、画像間距離差算出部 45 で求めた現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  における血管 B の上壁及び下壁の距離差について、予め設定された許容誤差を閾値として、当該閾値以上か否かが判定され、これらの判定結果に応じ、次のようにして基礎データが補正される。

【0040】

第 1 の場合として、前記位置姿勢差が前記許容誤差以上で、前記距離差が前記許容誤差未満のときには、基礎データを取得した初期設定時と穿刺を行おうとする現時点との間で、患者自身が動いた等、超音波プローブ 13 に対して血管 B が移動したと判定され、次の処理が行われる。すなわち、この場合には、基礎データが、グローバル座標系に変換された上で、図 6 (B) 中矢印により概念的に示したように、現在画像  $V_n$  及び近似画像  $V_e$  のそれぞれ画像面領域の位置及び姿勢が合致するように、基礎データ全体について移動変換及び / 又は回転変換がなされ、基礎データの各位置がシフトされることになる。

10

【0041】

第 2 の場合として、前記第 1 の場合の逆に、前記位置姿勢差が前記許容誤差未満で、前記距離差が前記許容誤差以上のときには、基礎データを取得した初期設定時と穿刺を行おうとする現時点との間で、血管 B の拍動、患者の呼吸動、超音波プローブ 13 の押圧力の変化等によって、体内組織に変形が生じたと判定され、次の処理が行われる。すなわち、この場合には、予め記憶された有限要素モデル等に基づく変位計算式を用い、求めた前記距離差から、血管 B を含めたその周囲の組織の変形状態 (変位分布) が推定され、当該推定に基づく基礎データの各位置における変位量が、当該各位置の座標に加算され、その結果、基礎データ全体が歪み変形されることになる。

20

【0042】

第 3 の場合として、前記位置姿勢差と前記距離差が何れも前記許容誤差以上のときには、前記第 1 及び第 2 の場合の双方の事象が発生していると判定され、これら各場合における前述の各処理の双方が行われる。

【0043】

第 4 の場合として、前記位置姿勢差と前記距離差が何れも前記許容誤差未満のときには、基礎データを取得した初期設定時と穿刺を行おうとする現時点との間で、血管 B の移動や変形が殆ど生じていないと判定され、初期設定時に生成された基礎データの加工処理は行われない。

30

【0044】

前記第 1、第 2 及び第 3 の場合において、前述の補正後の基礎データは、基礎データ生成手段 23 で生成された当初の基礎データに対し、グローバル座標系において、初期設定時に設定した最適画像  $V_b$  における画像面領域の位置及び姿勢がシフトしているため、当該位置及び姿勢が改めて特定されて、次のプローブ状態表示画像 P の生成に用いられる。一方、前記第 4 の場合においては、初期設定時の最適画像  $V_b$  における画像面領域のグローバル座標系での位置及び姿勢がプローブ状態表示画像 P の生成に用いられる。

40

【0045】

前記画像構築手段 25 では、基礎データ補正手段 24 での処理を経た最適画像  $V_b$  の画像面領域における位置及び姿勢と、位置姿勢検出装置 20 で検出された超音波プローブ 13 の現在位置での画像面領域における位置及び姿勢とから、プローブ状態表示画像 P が生成される。なお、これら位置及び姿勢は、グローバル座標系における値が用いられる。

【0046】

プローブ状態表示画像 P としては、例えば、図 4 に示されるように、最適画像  $V_b$  が得られる超音波プローブ 13 の位置及び姿勢の状態を表す前記目標マーク M1 と、現在の超音波プローブ 13 の位置及び姿勢の状態を表す前記現状マーク M2 とが、立体的に表現さ

50

れたものが挙げられる。ここでは、血管軸 A に沿う方向を X 軸、体表からの深さ方向を Y 軸、血管軸 A に垂直となる方向を Z 軸とした直交 3 軸の表示画像用座標系が設定される。

【 0 0 4 7 】

前記目標マーク M 1 は、超音波プローブ 1 3 を立方体形状として表現したものであり、その中心部が表示画像用座標系の原点 O に一致し、且つ、所定の姿勢となるように、プローブ状態表示画像 P 内に配置される。

【 0 0 4 8 】

前記現状マーク M 2 は、目標マーク M 1 と同一サイズの立方体形状とされ、特に限定されるものではないが、目標マーク M 1 に対して異なる色彩等が付されて視覚的に区別可能なデザインに設けられている。

【 0 0 4 9 】

プローブ状態表示画像 P は、次のようにして生成される。すなわち、まず、基礎データ補正手段 2 4 での処理を経た最適画像 V b の画像面領域における位置及び姿勢と、現在の超音波プローブ 1 3 により取得される現在画像 V n の画像面領域における位置及び姿勢とから、目標に対する現在の超音波プローブ 1 3 の位置及び姿勢の差が求められる。そして、これらの差が、表示画像用座標系における目標マーク M 1 に対する現状マーク M 2 の位置及び姿勢の差として変換され、これらマーク M 1 , M 2 が、当該変換後の差に対応した位置及び姿勢となるように、プローブ状態表示画像 P 内に配置される。

【 0 0 5 0 】

なお、本実施形態では、これらマーク M 1 , M 2 を立方体形状としたが、超音波プローブ 1 3 の形状に模した立体形状にする等、マーク M 1 , M 2 の形状、色彩、模様等の形態を変更することも可能である。

【 0 0 5 1 】

また、前記プローブ状態表示画像 P としては、基礎データ補正手段 2 4 での処理を経た基礎データを血管軸 A に垂直となる短軸方向に切り出し、図 7 に示されるように、前記目標マーク M 1 として、最適画像 V b の画像面領域の位置及び姿勢を示す直線をし、現状マーク M 2 として、現在画像 V n の画像面領域の位置及び姿勢を示す直線とすることも可能である。要するに、プローブ状態表示画像 P としては、最適画像 V b が得られる超音波プローブ 1 3 の状態に対し、現在の超音波プローブ 1 3 の状態を視覚的に比較して提示可能な限りにおいて、様々の表現態様を採用することができる。

【 0 0 5 2 】

次に、前記画像生成装置 2 1 におけるプローブ状態表示画像 P の生成手順につき説明する。

【 0 0 5 3 】

まず、穿刺支援マニピュレータ 1 7 による穿刺を行う前に、対象となる血管 B の部位を探索するために、操作者は、自身の手で患者の皮膚に沿って超音波プローブ 1 3 を動かしながら、各位置での超音波画像を視認する作業を行う。そして、この作業が行われているときに、プローブ状態表示画像 P を生成するための初期設定が行われる。すなわち、操作者がスキャンスイッチ S 1 を押した後、予め設定されたスキャン時間内において、ターゲットとなる血管 B の周囲の皮膚上を超音波プローブ 1 3 で走査する。この際、操作者が、血管軸 A を通る長軸断面の断層画像を発見したときに、穿刺の最適位置として、最適状態登録スイッチ S 2 が押され、そのときの超音波画像が最適画像 V b として登録される。

【 0 0 5 4 】

そして、基礎データ生成手段 2 3 では、前記スキャン時間において所定時間毎に取得した各超音波画像の断層画像群の各ピクセルにおける画像情報に、各超音波画像が得られるときの超音波プローブ 1 3 の位置及び姿勢に基づく各ピクセルの位置を対応させた最適画像 V b の領域を含む基礎データが生成される。

【 0 0 5 5 】

次に、基礎データ補正手段 2 4 において、現在の超音波プローブ 1 3 の位置及び姿勢で得られた現在画像 V n に位置姿勢情報を付加した現データが取得される。そして、現在画

10

20

30

40

50

像  $V_n$  と、現在画像  $V_n$  と平行に切り出された基礎データにおける各比較画像  $V_c$  との対比により、最も近似する比較画像  $V_c$  が近似画像  $V_e$  として決定され、現在画像  $V_n$  と近似画像  $V_e$  の差異に応じて、穿刺対象となる血管  $B$  の状態変化が推定され、当該状態変化に応じて基礎データ全体の移動及び変形等の補正がなされる。

【0056】

その後、画像構築手段 25 では、基礎データ補正手段 24 での処理を経た最適画像  $V_b$  の画像面領域における位置及び姿勢と、現在の超音波プローブ 13 の位置及び姿勢により得られる現在画像  $V_n$  の画像面領域における位置及び姿勢とに基づいて、目標マーク  $M_1$  及び現状マーク  $M_2$  とが表されたプローブ状態表示画像  $P$  が生成され、モニタ 16 に表示される。

10

【0057】

操作者は、穿刺に最適となる超音波プローブ 13 の位置及び姿勢である最適状態を維持し、超音波画像を見ながら穿刺支援マニピュレータ 17 を動作して穿刺を行うが、この際、操作者の手振れ、穿刺対象の血管  $B$  の移動や変形等によって、超音波プローブ 13 が最適状態に対する位置ずれや姿勢ずれが生じる場合がある。ここで、操作者の手振れが生じた場合には、血管  $B$  の移動及び変形が生じていないため、基礎データが補正されず、初期設定された状態の最適画像  $V_b$  が用いられる。一方、血管  $B$  の移動や変形が生じた場合には、前述のように補正された基礎データを用い、初期設定された状態から位置及び姿勢を変更した最適画像  $V_b$  が用いられる。そして、操作者は、最適画像  $V_b$  が得られる超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に対応する目標マーク  $M_1$  と、現在画像  $V_n$  が得られる超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に対応する現状マーク  $M_2$  とが表示されたプローブ状態表示画像  $P$  を見ながら、最適状態に対する超音波プローブ 13 の現在の位置及び姿勢のずれ状態を直感的に把握することができる。

20

【0058】

従って、このような実施形態によれば、超音波プローブ 13 の操作のガイドツールとして有用であり、一旦発見した最適画像  $V_b$  を得るための超音波プローブ 13 の位置及び姿勢に素早く戻すことが可能になるという効果を得る。

【0059】

なお、前記実施形態での位置姿勢提示システム 10 は、穿刺時における血管  $B$  の最適位置の探索用として、操作者に超音波プローブ 13 のずれ具合を提示するシステムとなっているが、本発明はこれに限定されるものではなく、同様の処理により、他の臓器等の体内組織における目標位置の探索用として、操作者に超音波プローブ 13 のずれ具合を提示可能なシステムとすることもできる。

30

【0060】

また、本発明における処理アルゴリズムは、超音波プローブ 13 を操作者の手によって移動させる手持ち型の穿刺支援マニピュレータ 17 への適用のための画像表示目的に限定されるものではなく、超音波プローブ 13 を自動的に動作させるロボットにおける超音波プローブ 13 の位置合わせのアルゴリズムとしても、利用可能である。

【0061】

その他、本発明における装置各部の構成は図示構成例に限定されるものではなく、実質的に同様の作用を奏する限りにおいて、種々の変更が可能である。

40

【符号の説明】

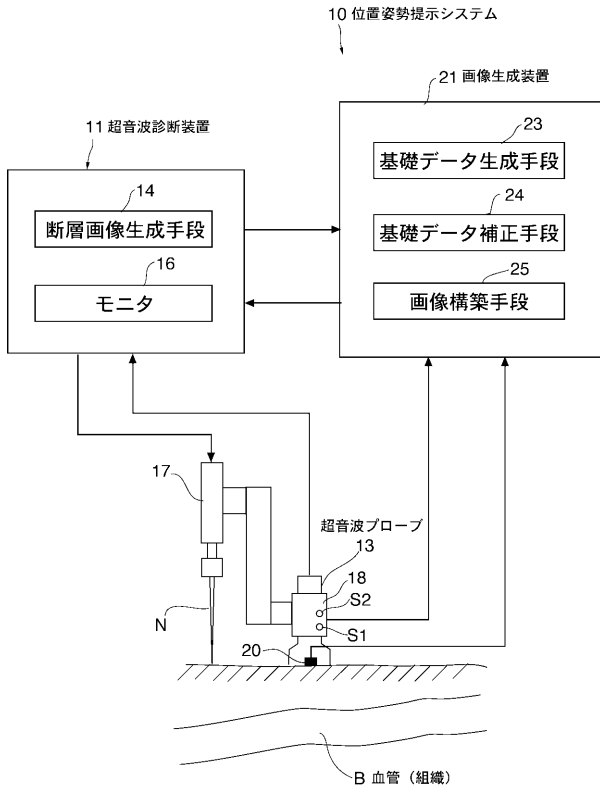
【0062】

- 10 位置情報提示システム
- 11 超音波診断装置
- 13 超音波プローブ
- 20 位置姿勢検出装置
- 21 画像生成装置
- 32 現データ取得部
- 33 データ対比部

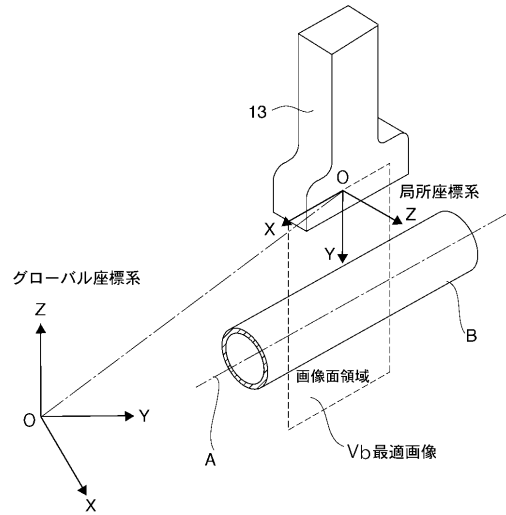
50

- 3 4 補正部
- 3 6 比較画像生成部
- 3 7 近似画像抽出部
- 3 8 近似画像状態特定部
- 4 2 画像位置姿勢差算出部
- 4 3 組織特定部
- 4 4 組織内距離検出部
- 4 5 画像間距離差算出部
- 4 6 判定処理部
- B 血管（組織）
- M 1 目標マーク
- M 2 現状マーク
- P プローブ状態表示画像
- V b 最適画像
- V c 比較画像
- V e 近似画像
- V n 現在画像

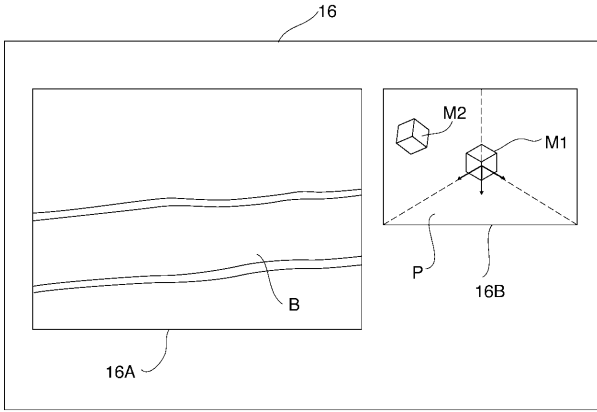
【 図 1 】



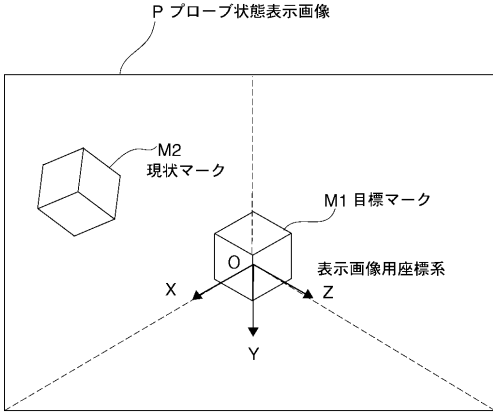
【 図 2 】



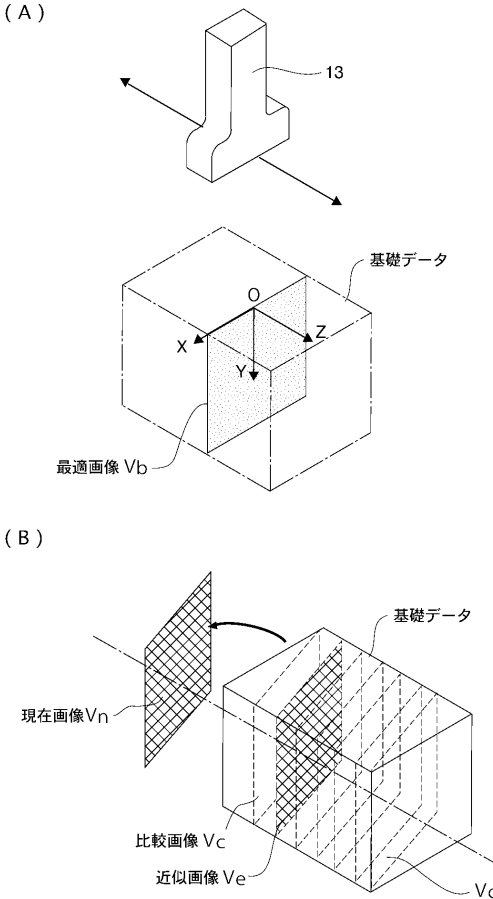
【 図 3 】



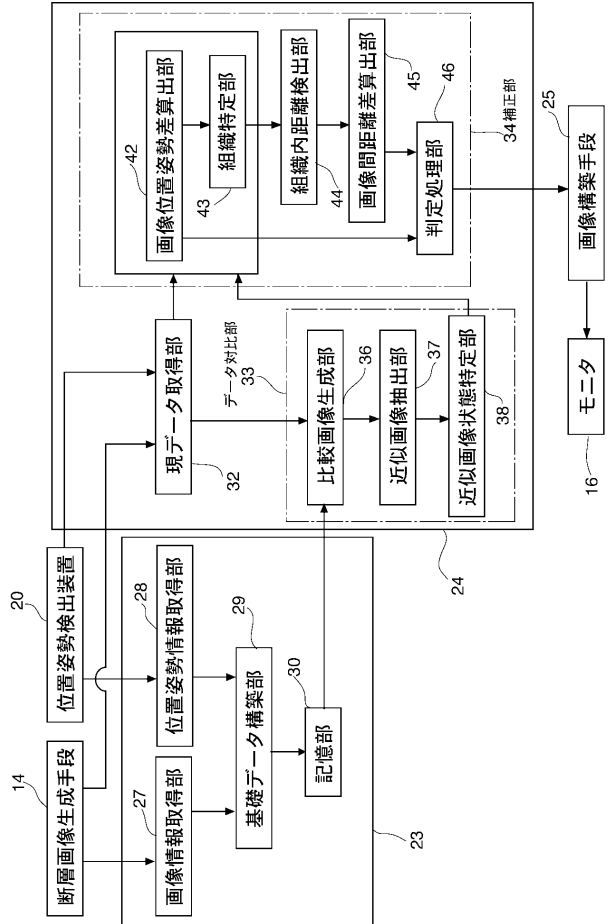
【 図 4 】



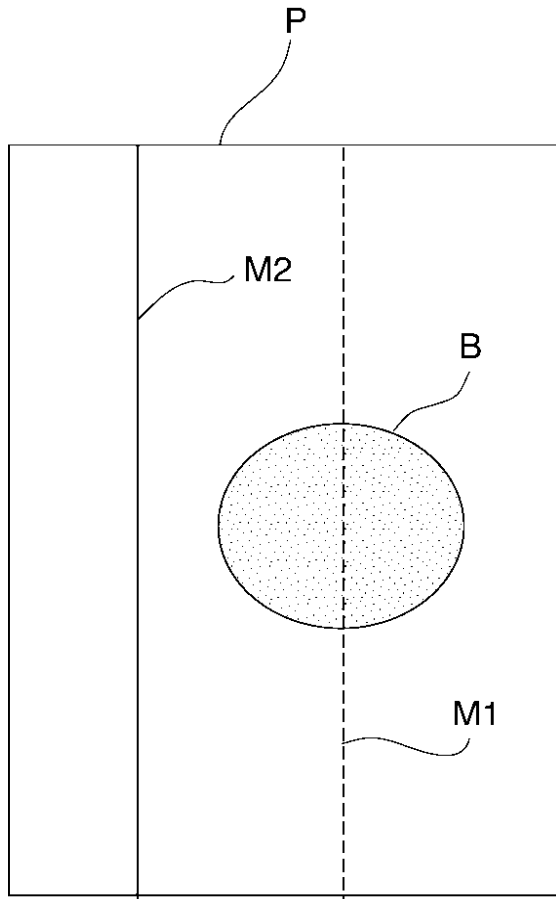
【 図 6 】



【 図 5 】



【 図 7 】



## 【手続補正書】

【提出日】平成28年2月20日(2016.2.20)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

操作者が患者の体表部分に超音波プローブを接触させることにより、当該患者の体内組織の超音波画像を取得する超音波診断装置に付設され、前記超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状態を表示するプローブ状態表示画像を前記操作者に提示する超音波プローブの位置姿勢提示システムにおいて、

前記超音波プローブの位置及び姿勢を検出する位置姿勢検出装置と、当該位置姿勢検出装置によって検出された前記超音波プローブの位置及び姿勢に基づいて、前記プローブ状態表示画像を生成する画像生成装置とを備え、

前記画像生成装置は、ターゲットとする体内組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に前記位置姿勢検出装置で検出された情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記体内組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段とを備え、

前記基礎データ補正手段は、現在の前記超音波画像である現在画像の画像情報と、そのときの前記位置姿勢検出装置で検出された情報とを現データとして取得する現データ取得部と、当該現データを前記基礎データと対比するデータ対比部と、当該対比の結果から前記体内組織の状態変化の有無を判定し、当該状態変化の種類に応じて前記基礎データを補正する補正部とを備えたことを特徴とする超音波プローブの位置姿勢提示システム。

## 【請求項2】

前記基礎データ補正手段での処理を経た前記基礎データでは、前記最適画像の画像面領域と、前記現在画像の画像情報との対比により前記現在画像に近似する近似画像の画像面領域とが特定され、

前記画像構築手段では、前記最適画像と前記近似画像との各画像面領域における位置及び姿勢の差に対応させて、前記超音波プローブのずれ具合を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

## 【請求項3】

前記画像構築手段では、前記マークとして、前記現在画像が得られる前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応して表示される現状マークと、前記最適画像が得られる前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応して表示される目標マークとが生成されることを特徴とする請求項2記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

## 【請求項4】

前記データ対比部では、前記現在画像の画像面領域に平行に前記基礎データを所定間隔で切り出すことによって得られた各比較画像のうち、前記現在画像の画像情報に最も近似する画像を前記近似画像とし、

前記補正部では、前記近似画像の画像面領域が、前記現在画像の画像面領域の位置及び姿勢に一致するように、前記基礎データ全体を移動変換及び/又は回転変換することを特徴とする請求項2記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

## 【請求項5】

前記データ対比部では、前記現在画像の画像面領域に平行に前記基礎データを所定間隔で切り出すことによって得られた各比較画像のうち、前記現在画像の画像情報に最も近似

する画像情報を有する近似画像が特定され、

前記補正部では、前記近似画像の画像情報が、前記現在画像の画像情報に一致するように、前記基礎データを補正することを特徴とする請求項2記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

【請求項6】

前記データ対比部は、前記現在画像の画像面領域に平行に前記基礎データを所定間隔で切り出すことによって比較画像を生成する比較画像生成部と、当該各比較画像それぞれを前記現在画像と対比して、当該現在画像に画像情報が最も近似する比較画像を前記近似画像として抽出する近似画像抽出部と、抽出された前記近似画像の画像面領域の位置及び姿勢を特定する近似画像状態特定部とを備えたことを特徴とする請求項2記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

【請求項7】

前記補正部は、前記現在画像及び前記近似画像それぞれについて、前記各画像面領域の位置及び姿勢の差である位置姿勢差を求める画像位置姿勢差算出部と、前記現在画像及び前記近似画像のそれぞれに現れる前記体内組織の領域を特定する組織特定部と、当該組織特定部で特定された前記体内組織内の所定部位の距離を求める組織内距離検出部と、前記現在画像及び前記近似画像における前記距離の差である距離差を求める画像間距離差算出部と、前記位置姿勢差及び前記距離差に基づき、前記基礎データを生成したときの初期設定時に対する前記体内組織の状態変化について判定し、当該状態変化に応じて前記基礎データを加工する判定処理部とを備えたことを特徴とする請求項6記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

【請求項8】

前記判定処理部では、前記位置姿勢差が予め設定された許容誤差以上で、前記距離差が予め設定された許容誤差未満となる第1の場合に、前記体内組織が移動したと判定され、前記現在画像及び前記近似画像のそれぞれの画像面領域の位置及び姿勢が合致するように、前記基礎データ全体について移動変換及び/又は回転変換する処理がなされ、

前記位置姿勢差が前記許容誤差未満で、前記距離差が前記許容誤差以上となる第2の場合に、前記体内組織が変形したと判定され、前記現在画像及び前記近似画像のそれぞれの画像情報が合致するように、前記基礎データ全体を変形する処理がなされ、

前記位置姿勢差が前記許容誤差以上で、前記距離差が前記許容誤差以上となる第3の場合に、前記体内組織の移動及び変形の双方が生じたと判定され、前記第1及び第2の場合の双方の処理を行うことを特徴とする請求項7記載の超音波プローブの位置姿勢提示システム。

【請求項9】

超音波画像を取得する超音波診断装置の超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状態を表示するプローブ状態表示画像を生成する画像生成装置において、

ターゲットとする体内組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に、前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応する情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記体内組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段とを備え、

前記基礎データ補正手段は、現在の前記超音波画像である現在画像の画像情報に、そのときの前記超音波プローブの位置姿勢情報を付加した現データを取得する現データ取得部と、当該現データを前記基礎データと対比するデータ対比部と、当該対比の結果から前記体内組織の状態変化の有無を判定し、当該状態変化の種類に応じて前記基礎データを補正する補正部とを備えたことを特徴とする画像生成装置。

【請求項10】

超音波画像を取得する超音波診断装置の超音波プローブの位置及び姿勢に基づく配置状

態を表示するプローブ状態表示画像を生成する画像生成装置のコンピュータを機能させるためのプログラムにおいて、

ターゲットとする体内組織周辺で予め取得された複数の前記超音波画像の各画像情報に、前記超音波プローブの位置及び姿勢に対応する情報を加えた基礎データを生成する基礎データ生成手段と、前記体内組織の状態変化に対応して前記基礎データを補正する基礎データ補正手段と、当該基礎データ補正手段を経た前記基礎データに基づいて、所望とする前記超音波画像である最適画像が得られる前記超音波プローブの最適状態に対する現在の前記超音波プローブのずれ具合を所定のマークで表示するように、前記プローブ状態表示画像を構築する画像構築手段として、前記コンピュータを機能させ、

前記基礎データ補正手段は、現在の前記超音波画像である現在画像の画像情報に、そのときの前記超音波プローブの位置姿勢情報を付加した現データを取得する現データ取得部と、当該現データを前記基礎データと対比するデータ対比部と、当該対比の結果から前記体内組織の状態変化の有無を判定し、当該状態変化の種類に応じて前記基礎データを補正する補正部とを備えることを特徴とする画像生成装置のプログラム。

## フロントページの続き

- (72)発明者 小林 洋  
東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学校法人早稲田大学内
- (72)発明者 築根 まり子  
東京都新宿区戸塚町1丁目104番地 学校法人早稲田大学内
- (72)発明者 一柳 健  
東京都八王子市美山町2161-21 株式会社菊池製作所内
- (72)発明者 小笠原 伸浩  
東京都八王子市美山町2161-21 株式会社菊池製作所内
- (72)発明者 張 博  
東京都八王子市美山町2161-21 株式会社菊池製作所内
- (72)発明者 橋爪 誠  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
- (72)発明者 池田 哲夫  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
- (72)発明者 中楯 龍  
福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内
- Fターム(参考) 4C601 EE11 FF03 GA21 GA25 KK47

专利名称(译)	用于超声波探头的位置/姿势呈现系统，图像生成装置及其程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016168142A</a>	公开(公告)日	2016-09-23
申请号	JP2015048953	申请日	2015-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人早稻田大学 菊池生产厂有限公司 国立大学法人九州大学		
申请(专利权)人(译)	学校法人早稻田大学 菊池有限公司制作所 国立大学法人九州大学		
[标]发明人	藤江正克 小林洋 築根まり子 一柳健 小笠原伸浩 張博 橋爪誠 池田哲夫 中楯龍		
发明人	藤江 正克 小林 洋 築根 まり子 一柳 健 小笠原 伸浩 張 博 橋爪 誠 池田 哲夫 中楯 龍		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/KK47		
其他公开文献	JP5939601B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在超声探头摇动或组织移动或变形时呈现相对于超声探头的最佳状态的当前偏离度。位置姿势提示系统10包括：位置姿势检测装置20，其检测超声波探头13的位置和姿势；以及图像生成装置21，其基于该位置姿势来生成探头状态显示图像。是图像生成装置21，组织周围的多个超声波图像的各图像信息，通过将由位置姿势检测装置20检测出的信息附加到组织的状态变化而生成基本数据的基本数据生成单元23。基于用于相应地校正基本数据的基本数据校正装置24以及通过基本数据校正装置24的基本数据，当前超声探头13与获得最佳图像的超声探头13的最佳状态的偏离程度。以及图像构造装置25，用于构造探针状态显示图像以使其以预定标记显示。[选型图]图1

