

(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2015-134132

(P2015-134132A)

(43) 公開日 平成27年7月27日(2015.7.27)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-7426 (P2014-7426)  
 (22) 出願日 平成26年1月20日 (2014.1.20)

(71) 出願人 390029791  
 日立アロカメディカル株式会社  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
 (74) 代理人 110001210  
 特許業務法人YK I 国際特許事務所  
 (72) 発明者 佐光 暁史  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立  
 アロカメディカル株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB13 BB21 DD03 DD14 DD15  
 DE04 EE10 JB46 KK20 KK24  
 KK31

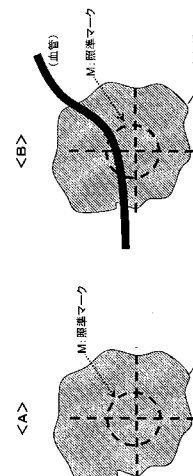
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】挿入器具の挿入において好適な超音波画像を形成する装置を提供する。

【解決手段】穿刺針の先端または先端近傍を視点として対象組織Tを映し出した超音波前方画像が形成される。対象組織Tが抽出された抽出ボリュームデータを利用することにより、対象組織Tのみを明示した又は対象組織Tを強調した超音波前方画像を形成することができる。また、対象組織Tに加えて血管も抽出しておくことにより、対象組織Tの手前（穿刺針側）にある血管を示した超音波前方画像を形成することができる。これにより、対象組織Tの手前にある血管の位置を視覚的に確認しつつ、対象組織Tに向けて穿刺針を挿入することが可能になる。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、

プローブを制御することにより対象組織を含む領域から複数のエコーデータを得る送受信部と、

複数のエコーデータに基づいて構成されるボリュームデータ内において、対象組織を抽出することにより抽出ボリュームデータを得る抽出処理部と、

対象組織に向けて挿入される挿入器具の位置情報と前記抽出ボリュームデータに基づいて、挿入器具側からの視線により、挿入方向の前方にある対象組織を示した超音波前方画像を形成する画像形成部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記画像形成部は、前記位置情報に基づいて、前記超音波前方画像内に、挿入器具が到達する予定位置を示す照準マークを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記画像形成部は、挿入器具の先端が到達する予定位置と当該先端が予定位置からずれる予想範囲を示した前記照準マークを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

挿入器具の挿入状態を検知するセンサからの信号に基づいて、挿入器具の先端の位置情報を得る位置情報取得部をさらに有し、

前記画像形成部は、前記位置情報に基づいて、挿入器具の先端の移動に追従するように視点を移動させつつ、当該視点からの視線により前記超音波前方画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記抽出処理部は、前記ボリュームデータ内において、対象組織と血管を抽出することにより前記抽出ボリュームデータを生成し、

前記画像形成部は、挿入器具側からの視線により、挿入方向の前方において対象組織の手前にある血管を含んだ前記超音波前方画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記画像形成部は、挿入器具と対象組織を含む断面から得られる複数のエコーデータに基づいて超音波断層画像を形成し、当該超音波断層画像と前記超音波前方画像に基づいて表示画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

複数のエコーデータに基づいて形成される画像内において、挿入器具の先端に対応した画像位置を追跡する先端画像追跡部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 8】**

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記挿入器具は穿刺針であり、前記プローブに取り付けられた穿刺支援具により穿刺針

10

20

30

40

50

が対象組織に向けて挿入され、

前記穿刺支援具による穿刺針の挿入状態を検知するセンサからの信号に基づいて、前記位置情報として穿刺針の先端の座標情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記挿入器具は穿刺針であり、ユーザが把持する穿刺装置により穿刺針が対象組織に向けて挿入され、

前記穿刺装置による穿刺針の挿入状態を検知するセンサからの信号に基づいて、前記位置情報として穿刺針の先端の座標情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記挿入器具は穿刺針であり、アーム機構により駆動される穿刺装置により穿刺針が対象組織に向けて挿入され、

前記アーム機構の駆動状態を示す信号に基づいて、穿刺針の挿入状態を確認し、前記位置情報として穿刺針の先端の座標情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、穿刺針などの挿入器具の挿入において利用される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を利用した診断において、穿刺針により腫瘍などの異常組織から組織片を採取し、その組織片を分析して病変等を診断する手法が知られている。また、腫瘍などの異常組織に穿刺針を刺し、穿刺針からラジオ波を照射して異常組織を焼灼して治療するラジオ波焼灼治療（RFA：Radio Frequency Ablation）なども知られている。

【0003】

穿刺針を利用した診断や治療において、超音波診断装置を利用することにより、被検者の体内に挿入される穿刺針を視覚的に確認することができる。例えば、超音波診断装置により被検者の体内の B モード画像を表示し、リアルタイムの B モード画像内に映し出される対象組織と穿刺針の画像を見ながら、医師等のユーザが目標位置に向けて穿刺を行う。医師等のユーザは、B モード画像内に穿刺針が映し出されるように、超音波プローブと穿刺針の位置や姿勢を調整しつつ、必要に応じて穿刺針の抜き差しを行うなどして、対象組織への穿刺を行う。しかし、B モード画像のみでは穿刺針の位置等を三次元的に把握することが難しい。

【0004】

特許文献 1 には、穿刺針の先端に内蔵された位置センサにより穿刺針の先端の位置を確認し、三次元空間内における穿刺針の先端の位置を視覚的に把握できるように、三次元空間内に多数の断層画像を配置して表示する技術が開示されている。しかし、多数の断層画像から直観的に穿刺針の先端の位置を三次元的に把握するのは容易ではない。

【0005】

ちなみに、特許文献 2 には、超音波診断装置を利用して得られる超音波画像と内視鏡を利用して得られる内視画像に基づいて、広い領域に亘る超音波画像上に局所領域を表現した内視画像を合成した画像を表示する画期的な技術が開示されている。穿刺針などの挿入器具を利用した診断や治療においても、医師等のユーザにとって好適な超音波画像の登場が望まれている。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

## 【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2013-118998号公報

【特許文献2】特開2011-104079号公報

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、穿刺針などの挿入器具の挿入において参照される超音波画像の改良について研究開発を重ねてきた。

【0008】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、挿入器具の挿入において好適な超音波画像を形成する装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより対象組織を含む領域から複数のエコーデータを得る送受信部と、複数のエコーデータに基づいて構成されるボリュームデータ内において、対象組織を抽出することにより抽出ボリュームデータを得る抽出処理部と、対象組織に向けて挿入される挿入器具の位置情報と前記抽出ボリュームデータに基づいて、挿入器具側からの視線により、挿入方向の前方にある対象組織を示した超音波前方画像を形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

【0010】

上記超音波診断装置は、挿入器具側からの視線により、挿入方向の前方にある対象組織を示した超音波前方画像を形成する。例えば、穿刺針などの挿入器具の先端またはその近傍を視点として、対象組織を立体的に表現した超音波前方画像が形成される。ボリュームデータ内において対象組織が抽出されているため、例えば、対象組織のみを明示した又は対象組織を強調した超音波前方画像を形成することができる。なお、対象組織の手前（挿入器具側）にある血管等を表示するようにしてもよい。

【0011】

上記超音波診断装置によれば、例えば、医師等のユーザは、超音波前方画像により、穿刺針等の挿入器具側から対象組織を視覚的に確認し、挿入器具と対象組織との間の位置関係を直観的に把握することができる。

【0012】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、前記位置情報に基づいて、前記超音波前方画像内に、挿入器具が到達する予定位置を示す照準マークを形成する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、挿入器具の先端が到達する予定位置と当該先端が予定位置からずれる予想範囲を示した前記照準マークを形成する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、挿入器具の挿入状態を検知するセンサからの信号に基づいて挿入器具の先端の位置情報を得る位置情報取得部をさらに有し、前記画像形成部は、前記位置情報に基づいて、挿入器具の先端の移動に追従するように視点を移動させつつ、当該視点からの視線により前記超音波前方画像を形成する、ことを特徴とする。

【0015】

望ましい具体例において、前記抽出処理部は、前記ボリュームデータ内において対象組織と血管を抽出することにより前記抽出ボリュームデータを生成し、前記画像形成部は、挿入器具側からの視線により、挿入方向の前方において対象組織の手前にある血管を含ん

10

20

30

40

50

だ前記超音波前方画像を形成する、ことを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、挿入器具と対象組織を含む断面から得られる複数のエコーデータに基づいて超音波断層画像を形成し、当該超音波断層画像と前記超音波前方画像に基づいて表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、複数のエコーデータに基づいて形成される画像内において、挿入器具の先端に対応した画像位置を追跡する先端画像追跡部をさらに有する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記挿入器具は穿刺針であり、前記プローブに取り付けられた穿刺支援具により穿刺針が対象組織に向けて挿入され、前記穿刺支援具による穿刺針の挿入状態を検知するセンサからの信号に基づいて、前記位置情報として穿刺針の先端の座標情報を得る、ことを特徴とする。

10

【0019】

望ましい具体例において、前記挿入器具は穿刺針であり、ユーザが把持する穿刺装置により穿刺針が対象組織に向けて挿入され、前記穿刺装置による穿刺針の挿入状態を検知するセンサからの信号に基づいて、前記位置情報として穿刺針の先端の座標情報を得る、ことを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記挿入器具は穿刺針であり、アーム機構により駆動される穿刺装置により穿刺針が対象組織に向けて挿入され、前記アーム機構の駆動状態を示す信号に基づいて、穿刺針の挿入状態を確認し、前記位置情報として穿刺針の先端の座標情報を得る、ことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0021】

本発明は、挿入器具の挿入において好適な超音波画像を形成する装置を提供する。例えば、本発明の好適な態様によれば、医師等のユーザは、超音波前方画像により、穿刺針等の挿入器具側から対象組織を視覚的に確認し、挿入器具と対象組織との間の位置関係を直観的に把握することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】超音波前方画像の視点と視線を説明するための図である。

【図3】超音波前方画像の具体例を示す図である。

【図4】挿入状態に応じて変化する超音波前方画像の具体例を示す図である。

【図5】表示画像の具体例を示す図である。

【図6】穿刺針の挿入に利用されるハンドガンを示す図である。

【図7】アーム機構を備えた穿刺システムの具体例を示す図である。

【図8】穿刺針の先端のずれを説明するための図である。

40

【図9】穿刺針の調整を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、対象組織Tを含む三次元の診断領域内において超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ10は、各々が超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部12によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断領域から反射された超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部12へ出力され、送受信部12が受信ビームを形成する。

【0024】

50

プローブ10は、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を立体的に走査して三次元の診断領域内からエコーデータを収集する3Dプローブである。例えば、一次元的に配列された複数の振動素子（1Dアレイ振動子）によって電子的に形成される走査面を機械的に動かすことにより超音波ビームが三次元的に走査される。また、二次元的に配列された複数の振動素子（2Dアレイ振動子）を電子的に制御して超音波ビームが立体的に走査されてもよい。

【0025】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を供給することにより、超音波の送信ビームが立体的に走査されるようにプローブ10を送信制御する。つまり、送受信部12は、送信ビームフォーマの機能を備えている。

10

【0026】

また、送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより、立体的に走査される送信ビームに追従するように受信ビームを形成して、受信ビームに沿って複数のエコーデータを得る。つまり、送受信部12は、受信ビームフォーマの機能を備えている。

【0027】

送受信部12により得られた各エコーデータは、そのエコーデータが得られた各位置（各座標）に対応付けられてメモリに記憶される。そして、三次元の診断領域内における各位置に対応付けられた複数のエコーデータによりボリュームデータが構成される。

【0028】

図1の超音波診断装置は、挿入器具の具体例である穿刺針Cを生体に挿入する診断や治療に利用することができる。プローブ10にはセンサSが設けられている。センサSは、三次元空間内におけるプローブ10の位置と方向を検知するデバイスである。センサSの具体例は磁気センサであるが、他の公知のデバイスが利用されてもよい。

20

【0029】

また、プローブ10には、穿刺針Cの挿入を支援するガイドブラケットGが取り付けられている。ガイドブラケットGには、穿刺針Cを通す貫通孔または溝が設けられており、その貫通孔または溝に沿って穿刺針Cが挿入される。つまり、ガイドブラケットGにより穿刺針Cの挿入方向が定められる。穿刺針Cは、例えば、生体内に挿入され、組織片の採取や組織の治療などに利用される。なお、穿刺針Cの挿入は、例えば医師等の専門家により慎重に行われるべきことは言うまでもない。

30

【0030】

ガイドブラケットGには、穿刺針Cの挿入状態を検知するセンサS1、S2が設けられている。センサS1は、例えば穿刺針Cを通す貫通孔または溝の出口近傍に配置され、ガイドブラケットGから突き出る穿刺針Cの先端の初期位置を検出する。センサS1の具体例は磁気式の位置センサであるが、他の公知のデバイスが利用されてもよい。一方、センサS2は、例えば穿刺針Cを通す貫通孔または溝の入口近傍に配置され、穿刺針Cの挿入量（挿入方向の移動量）を検出する。センサS2の具体例は、機械式センサ、光学式センサまたは磁気式センサであるが、他の公知のデバイスが利用されてもよい。

40

【0031】

位置情報取得部20は、例えば、センサS1によって検知される穿刺針Cの先端の初期位置と、ガイドブラケットGによる穿刺針Cの挿入方向と、センサS2によって検知される穿刺針Cの挿入量（挿入方向の移動量）に基づいて、挿入によって移動する穿刺針Cの先端の位置情報を得る。例えば、プローブ10に対するガイドブラケットGの取り付け位置と穿刺針Cの挿入方向が既知であれば、センサS1、S2から得られる検知結果に基づいて、プローブ10を基準とする座標系において、穿刺針Cの先端の位置情報を得ることができる。つまり、プローブ10を利用して得られるボリュームデータ内における穿刺針Cの先端の位置情報を得ることができる。

【0032】

なお、位置情報取得部20は、センサS1、S2による検知結果に加え、例えば、セン

50

サSによって検知されるプローブ10の位置と方向に基づいて、ボリュームデータ内における穿刺針Cの先端の位置情報を得るようにしてもよい。

【0033】

抽出処理部30は、複数のエコーデータに基づいて構成されるボリュームデータ内において、対象組織Tを抽出することにより抽出ボリュームデータを得る。また、抽出処理部30は、ボリュームデータ内において、対象組織Tに加えて血管も抽出することが望ましい。対象組織Tと血管の抽出にあたっては、各種の画像処理を利用することができる。

【0034】

抽出処理部30は、例えば、三次元コントラストエコー法や三次元組織弾性イメージング法などを利用して得られるデータに基づいて、対象組織Tに対応したエコーデータを特定する。また、抽出処理部20は、例えば、ドブラ法または血管造影法などを利用して得られるデータに基づいて、血管に対応したエコーデータを特定する。なお、ボリュームデータを構成する各エコーデータの大きさに基づいて、例えば閾値等を利用した識別処理により、対象組織Tに対応したエコーデータと血管に対応したエコーデータが特定されてもよい。また、医師等のユーザにより、対象組織Tと血管に対応した画像部分が指定され、その指定に基づいて、抽出処理部30がボリュームデータ内で、対象組織Tに対応したエコーデータと血管に対応したエコーデータを特定してもよい。

10

【0035】

画像形成部40は、抽出処理部30から得られる抽出ボリュームデータと、位置情報取得部20から得られる穿刺針Cの先端の位置情報に基づいて、穿刺針C側からの視線により、挿入方向の前方にある対象組織Tを示した超音波前方画像を形成する。また、画像形成部40は、穿刺針Cと対象組織Tを含む断面から得られる複数のエコーデータに基づいて超音波断層画像を形成する。そして、画像形成部40は、超音波前方画像と超音波断層画像に基づいて表示画像を形成し、その表示画像が表示部42に表示される。

20

【0036】

先端画像追跡部50は、複数のエコーデータに基づいて形成される画像内において、穿刺針Cの先端に対応した画像位置を追跡する。穿刺針Cの先端は、比較的高輝度な超音波反射体であるため、先端画像追跡部50は、例えばエコーデータの大きさ(輝度値)に基づいて、穿刺針Cの先端に対応したエコーデータを特定する。先端画像追跡部50は、三次元のボリュームデータ内において穿刺針Cの先端に対応したエコーデータを追跡してもよいし、穿刺針Cと対象組織Tを含む断面内において穿刺針Cの先端に対応したエコーデータを追跡してもよい。

30

【0037】

制御部60は、図1に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。図1に示す各構成(各機能ブロック)のうち、送受信部12, 位置情報取得部20, 抽出処理部30, 画像形成部40, 先端画像追跡部50は、それぞれ、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、表示部42の好適な具体例は液晶ディスプレイ等である。そして、制御部60は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現することができる。

40

【0038】

図1の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図1の超音波診断装置による実現される機能等について詳述する。なお、図1に示した構成(機能ブロック)については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0039】

図2は、超音波前方画像の視点と視線を説明するための図である。図2には、対象組織Tに向けて挿入される穿刺針Cが図示されている。画像形成部40は、対象組織Tが抽出された抽出ボリュームデータと、穿刺針Cの先端の位置情報に基づいて、穿刺針C側からの視線により、穿刺針Cの挿入方向の前方にある対象組織Tを示した超音波前方画像を形

50

成する。例えば、穿刺針Cの先端または先端近傍を視点としたボリュームレンダリング処理により超音波前方画像が形成される。これにより、遠近感のある超音波前方画像を形成することができる。もちろん、ボリュームレンダリング処理とは異なる他の画像形成処理により超音波前方画像が形成されてもよい。

【0040】

図3は、超音波前方画像の具体例を示す図である。図3<A>には、穿刺針の先端または先端近傍を視点として対象組織Tを映し出した超音波前方画像が図示されている。画像形成部40は、対象組織Tが抽出された抽出ボリュームデータを利用しているため、例えば、対象組織Tのみを明示した又は対象組織Tを強調した超音波前方画像を形成することができる。

10

【0041】

なお、抽出処理部30において対象組織Tに加えて血管も抽出しておくことにより、図3<B>に示すように、対象組織Tの手前（穿刺針側）にある血管を示した超音波前方画像を形成することができる。これにより、対象組織Tの手前にある血管の位置を視覚的に確認しつつ、対象組織Tに向けて穿刺針を挿入することが可能になる。

【0042】

また、画像形成部40は、位置情報取得部20から得られる穿刺針の先端の位置情報に基づいて、超音波前方画像内に、穿刺針の先端が到達する予定位置を示す照準マークMを形成してもよい。例えば、図3に示すように、プラス（+）形状の破線マークの交点により、穿刺針の先端が到達する予定位置を示し、穿刺針の先端が予定位置からずれる予想範囲を円形の破線マークで示した照準マークMが形成される。これにより、いわゆるガンサイト（GUN SIGHT）と呼ばれる視点による超音波画像が実現できる。なお、図3に示す照準マークMの表示態様はあくまでも一つの具体例に過ぎず、他の表示態様が利用されてもよい。

20

【0043】

図4は、穿刺針の挿入状態に応じて変化する超音波前方画像の具体例を示す図である。穿刺針が挿入されている最中に、画像形成部40は、位置情報取得部20から得られる位置情報に基づいて、穿刺針の先端の移動に追従するように視点を移動させつつ、その視点からの視線により超音波前方画像を形成する。これにより、例えば、図4に示すように、穿刺針の先端が対象組織Tに接近するに従って対象組織Tが徐々に大きく表示され、対象組織Tと穿刺針の位置関係を直観的に把握することができるようになる。

30

【0044】

また、画像形成部40は、穿刺針の先端から対象組織Tまでの距離に基づいて、穿刺針の先端が到達する予想範囲を決定して照準マークMを形成することが望ましい。これにより、例えば、穿刺針の先端が対象組織Tに接近するに従って、円形の破線マークで示される予想範囲が徐々に小さくなる照準マークMが形成され、これにより、穿刺の予定位置に加えて穿刺の精度に係る情報を視覚的に把握することが可能になる。

【0045】

図5は、表示画像44の具体例を示す図である。画像形成部40は、超音波前方画像に加え、穿刺針Cと対象組織Tを含む断面から得られる複数のエコーデータに基づいて超音波断層画像を形成することが望ましい。そして、画像形成部40は、超音波前方画像と超音波断層画像に基づいて、例えば図5に示す表示画像44を形成する。

40

【0046】

図5の表示画像44を表示することにより、例えば、超音波断層画像により穿刺針Cから対象組織Tまでの距離を視覚的に確認しつつ、超音波前方画像により穿刺の予定位置や穿刺の精度に係る情報を視覚的に把握することが可能になる。また、腫瘍表面、或いは腫瘍内部のターゲットとなる位置と穿刺針先端間の距離を演算して表示することもできる。また、プログレスバーのようなインジケータを表示して、ターゲットまでの距離を視覚的に理解しやすいようにすることもできる。

【0047】

50

なお、超音波前方画像として、血管を表示せずに対象組織 T を表示した超音波前方画像 A と、対象組織 T の手前（穿刺針側）にある血管も示した超音波前方画像 B を形成し、図 5 に示すように、超音波前方画像 A と超音波前方画像 B を並べて表示した表示画像 4 4 が形成されてもよいし、超音波前方画像 A と超音波前方画像 B のいずれか一方を選択的に表示する表示画像 4 4 が形成されてもよい。

【 0 0 4 8 】

図 1 には、ガイドブラケット G を利用して穿刺針 C を挿入する具体例を示したが、ガイドブラケット G に代えて、他の機器または装置を利用して穿刺針 C が挿入されてもよい。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、穿刺針 C の挿入に利用されるハンドガン H を示す図である。ハンドガン H は、医師等のユーザが把持して利用する装置であり、例えば、ハンドガン H が備えるトリガをユーザが前後に操作することにより、穿刺針 C が挿入され、穿刺針 C が抜き出される。例えば、トリガを動かす量に応じた速度で穿刺針の挿入と抜き出しが行われる。

10

【 0 0 5 0 】

また、例えばハンドガン H の先端に設けられたセンサにより、ハンドガン H の位置と方向が検知され、穿刺針 C の先端の初期位置や挿入方向が確認される。さらに、ハンドガン H による穿刺針の抜き差しを、例えばマイクロステッピングモータなどを利用して行う構成とすることにより、当該モータの駆動量により穿刺針 C の挿入量（挿入方向の移動量）を確認することができる。

【 0 0 5 1 】

20

位置情報取得部 2 0 は、ハンドガン H から得られる穿刺針 C の先端の初期位置と穿刺針 C の挿入方向と穿刺針 C の挿入量に基づいて、挿入によって移動する穿刺針 C の先端の位置情報を得る。なお、ハンドガン H を利用する場合には、例えば、センサ S（図 1）から得られるプローブ 1 0 の位置と方向に基づいてプローブ 1 0 を基準とする座標系が特定され、ハンドガン H を基準とする座標系との間において、座標系を一致させる処理（座標変換処理）を行うことにより、プローブ 1 0 を基準としたボリュームデータ内における穿刺針 C の先端の位置情報を得ることができる。

【 0 0 5 2 】

ハンドガン H を利用することにより、例えば、医師等のユーザが、一方の手でハンドガン H を操作し、他方の手でプローブ 1 0 を操作できるため、一人の作業で穿刺針 C の挿入を実現することができる。これにより、プローブにセットされたガイドブラケットを用いずに穿刺することができ、最適なエコー画像を描出しながら、最も穿刺しやすい位置からの穿刺が可能となる。

30

【 0 0 5 3 】

図 7 は、アーム機構 A を備えた穿刺システム的具体例を示す図である。図 7 に示す穿刺システムにおいては、ハンドガン H（例えば図 6 のハンドガン H）がアーム機構 A により駆動され、ハンドガン H により穿刺針の抜き差しが行われる。そして、例えば、アーム機構 A のアームジョイントにおける回転や角度を検出するエンコーダから得られる情報に基づいて、ハンドガン H の位置と方向、つまり穿刺針の先端の初期位置や挿入方向が確認される。さらに、ハンドガン H による穿刺針の抜き差しを、例えばマイクロステッピングモータなどを利用して行う構成とすることにより、当該モータの駆動量により穿刺針 C の挿入量（挿入方向の移動量）を確認することができる。

40

【 0 0 5 4 】

位置情報取得部 2 0 は、アーム機構 A から得られる穿刺針 C の先端の初期位置と穿刺針 C の挿入方向と、ハンドガン H から得られる穿刺針 C の挿入量に基づいて、挿入によって移動する穿刺針 C の先端の位置情報を得る。なお、図 7 に示す穿刺システムにおいても、例えば、センサ S（図 1）から得られるプローブ 1 0 の位置と方向に基づいてプローブ 1 0 を基準とする座標系が特定され、ハンドガン H を基準とする座標系との間において、座標系を一致させる処理（座標変換処理）を行うことにより、プローブ 1 0 を基準としたボリュームデータ内における穿刺針 C の先端の位置情報を得ることができる。

50

## 【 0 0 5 5 】

位置情報取得部 20 は、センサ S1, S2, S (図 1) から得られる信号、ハンドガン H (図 6, 図 7) から得られる信号、アーム機構 A (図 7) から得られる信号を利用し、穿刺針が直線的に挿入されることを前提に、穿刺針の先端の位置情報を導出している。そのため、挿入において穿刺針が生体内で曲ってしまった場合には、位置情報取得部 20 において得られる位置情報が、実際の穿刺針の先端の位置からずれてしまう場合がある。

## 【 0 0 5 6 】

図 8 は、穿刺針 C の先端のずれを説明するための図である。図 8 において、実線で示す穿刺針 C は、対象組織 T に向けて挿入された実際の穿刺針 C であり、挿入において穿刺針 C が生体内で曲ってしまった具体例を示している。一方、破線で示す予想進路は、位置情報取得部 20 から得られる穿刺針 C の先端の位置情報に基づく進路であり、直線となっている。このように、位置情報取得部 20 において得られる位置情報が、実際の穿刺針 C の先端の位置からずれてしまう場合がある。

10

## 【 0 0 5 7 】

そこで、先端画像追跡部 50 (図 1) により、穿刺針 C の先端に対応した画像位置が追跡される。これにより、実際の穿刺針 C の先端の位置情報を確認することができる。例えば、実際の穿刺針 C の先端の位置情報に基づいて、生体内における穿刺針 C の撓み量を算出し、その撓み量に基づいて、位置情報取得部 20 における位置情報を修正するようにしてもよい。なお、穿刺針 C の先端に例えば超音波センサを組み込んで、その超音波センサからの情報に基づいて、実際の穿刺針 C の先端の位置を確認するようにしてもよい。さら

20

## 【 0 0 5 8 】

図 9 は、穿刺針 C の調整を説明するための図である。例えば、穿刺針 C の撓み量が比較的大きく、穿刺針 C が比較的大きく曲がっていると判断される場合に、穿刺針 C を回転させるなどして、穿刺針 C の曲がりを調整するようにしてもよい。例えば、ガイドブラケット G (図 1) やハンドガン H (図 6, 図 7) に、穿刺針 C を回転させる機構を設けてもよい。さらに、穿刺針 C の撓み量に応じて、穿刺針 C を回転させる機構を制御し、穿刺針 C が直線的に進むように調整されてもよい。

## 【 0 0 5 9 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

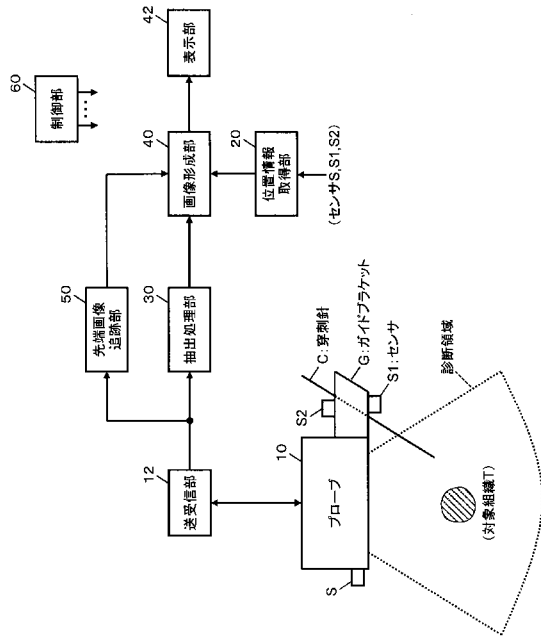
30

## 【 符号の説明 】

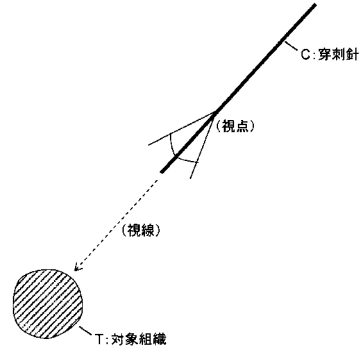
## 【 0 0 6 0 】

10 プローブ、 12 送受信部、 20 位置情報取得部、 30 抽出処理部、 40 画像形成部、 50 先端画像追跡部、 60 制御部。

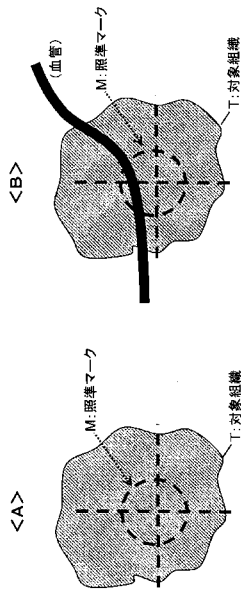
【 図 1 】



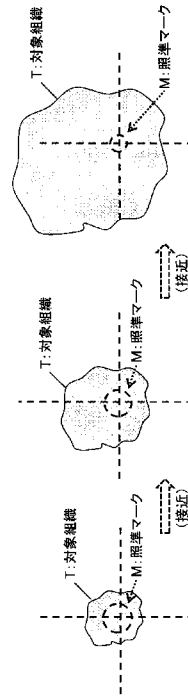
【 図 2 】



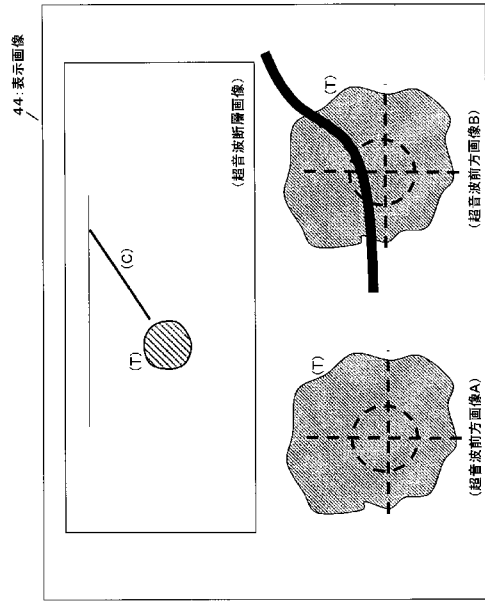
【 図 3 】



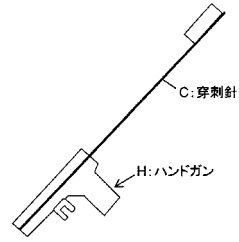
【 図 4 】



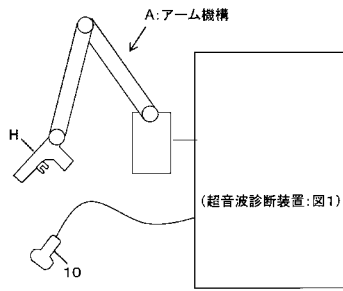
【 図 5 】



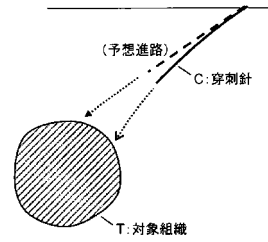
【 図 6 】



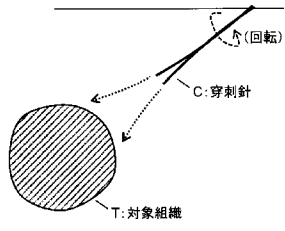
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015134132A</a>	公开(公告)日	2015-07-27
申请号	JP2014007426	申请日	2014-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	佐光 晓史		
发明人	佐光 晓史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB13 4C601/BB21 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/JB46 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK31		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

<b>摘要(译)</b> 要解决的问题：提供一种用于形成适于插入插入仪器的超声图像的设备。 解决方案：形成超声波正面图像，其中以穿刺针的尖端或尖端附近作为视点显示目标组织T.通过使用从中提取目标组织T的提取的体数据，可以形成其中仅指定目标组织T或者强调目标组织T的超声前向图像。此外，通过除了目标组织T之外还提取血管，可以形成指示目标组织T的前侧（穿刺针侧）上的血管的超声波前方图像。这使得可以在目视确认目标组织T前面的血管位置的同时将穿刺针朝向目标组织T插入。 点域	(21) 出願番号	特願2014-7426 (P2014-7426)	(71) 出願人 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所 (72) 発明者 佐光 晓史 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 Fターム(参考) 4C601 BB13 BB21 DD03 DD14 DD15 DE04 EE10 JB46 KK20 KK24 KK31
	(22) 出願日	平成26年1月20日 (2014.1.20)	