

(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2017-169786

(P2017-169786A)

(43) 公開日 平成29年9月28日(2017.9.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34 5 1 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-58890 (P2016-58890)
(22) 出願日 平成28年3月23日 (2016. 3. 23)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6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 荒井 修
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
アロカメディカル株式会社内

Fターム(参考) 4C160 FF52 MM32
4C601 EE09 EE11 FF04 GA18 GA25
KK31

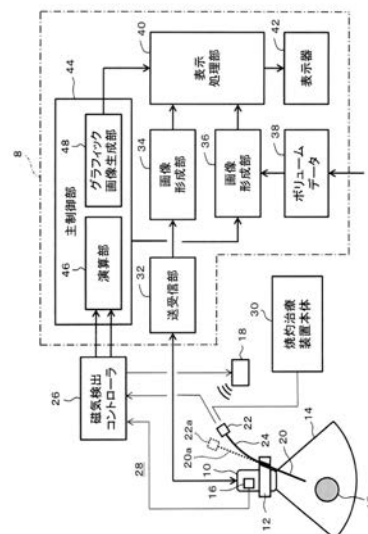
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム

(57) 【要約】

【課題】超音波診断システムにおいて穿刺針先端位置を正しく演算できるようにする。

【解決手段】プローブ１０には位置センサ１６が設けられ、また穿刺アダプタ１２が設けられている。穿刺アダプタ１２によって穿刺針２０が保持される。穿刺針２０の後端部分に位置センサ２２が設けられている。位置センサ２２と穿刺アダプタ１２との間が可撓部分である。２つの位置センサ１６、２２が検出した２つの位置情報に基づいて、穿刺針２０の先端位置が規定穿刺経路上の位置として演算される。超音波画像上には先端位置を示す先端位置マークが表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームの電子走査によりビーム走査面を形成するための複数の振動素子と、前記ビーム走査面に含まれる規定穿刺経路に沿って穿刺針を案内する穿刺アダプタと、を有するプローブと、

前記プローブに設けられ、前記プローブについての第 1 の位置情報を検出する第 1 の位置センサと、

前記穿刺針における後端部分に設けられ、前記穿刺針についての第 2 の位置情報を検出する第 2 の位置センサと、

前記第 1 の位置情報及び前記第 2 の位置情報に基づいて、前記規定穿刺経路上の予測位置として前記穿刺針の先端位置を推定する演算手段と、

前記ビーム走査面を表す断層画像上に前記推定された先端位置を表す先端位置マークを表示する表示処理手段と、

を含み、

前記演算手段は、

前記第 1 の位置情報及び前記第 2 の位置情報に基づいて、前記穿刺アダプタに前記穿刺針が保持された状態で当該穿刺アダプタから伸びている可撓部分の長さを可撓部分長として演算し、

前記穿刺針についての計算上の全長及び前記可撓部分長に基づいて、前記規定穿刺経路上における前記先端位置を演算する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記演算手段は、前記第 1 の位置情報に基づいて特定される穿刺アダプタ基準位置から前記第 2 の位置センサの検出位置までの経路長又はそれに相当する近似長を前記可撓部分長として演算する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 3】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記演算手段は、前記計算上の全長から前記可撓部分長を減算することにより、前記穿刺アダプタ基準位置から前記規定穿刺経路に沿った前方への直進長を演算し、当該直進長に基づいて前記先端位置を演算する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 4】

請求項 2 記載のシステムにおいて、

前記演算手段は、前記穿刺アダプタ基準位置と前記第 2 の位置センサの検出位置とを結ぶ直線距離を前記可撓部分長として演算する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 5】

請求項 2 記載のシステムにおいて、

前記演算手段は、前記規定穿刺経路の延長線と前記穿刺針の後端部分における軸線との交点を求め、前記穿刺アダプタ基準位置と前記交点との間の第 1 距離及び前記第 2 の位置センサの検出位置と前記交点との間の第 2 距離に基づいて前記可撓部分長を演算する、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 6】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記穿刺針は高周波治療用の針であり、前記穿刺針の後端からケーブルが引き出されている、

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 7】

超音波診断システムにおける演算方法において、

前記超音波診断システムは、

超音波ビームの電子走査によりビーム走査面を形成するための複数の振動素子と、前記ビーム走査面に含まれる規定穿刺経路に沿って穿刺針を案内する穿刺アダプタと、を有するプローブと、

前記プローブに設けられ、前記プローブについての第1の位置情報を検出する第1の位置センサと、

前記穿刺針における後端部分に設けられ、前記穿刺針についての第2の位置情報を検出する第2の位置センサと、

を含み、

当該演算方法は、

前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づいて、前記穿刺アダプタに前記穿刺針が保持された状態で当該穿刺アダプタから伸びている可撓部分の長さを可撓部分長として演算する工程と、

前記演算手段が、前記穿刺針についての計算上の全長及び前記可動部分長に基づいて、前記規定穿刺経路上における前記先端位置を演算する工程と、

を含む、ことを特徴とする演算方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は超音波診断システムに関し、特に穿刺を支援する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において超音波診断システムが広く利用されている。超音波診断システムは、超音波診断装置により構成され、あるいは、超音波診断装置及び他の1又は複数の装置により構成される。超音波診断装置は、生体への超音波の送波及び受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波の送波及び受波はプローブによってなされる。プローブは、具体的には、プローブヘッド、ケーブル及びコネクタからなる。プローブは超音波診断装置本体に対して着脱自在に装着される。

30

【0003】

組織採取、薬剤注入、組織治療等のために穿刺術が利用される。それは穿刺針を生体内へ挿入し、穿刺針の先端をターゲット組織内又はその付近まで導くものである。そのような穿刺をより安全に行うために、超音波診断下での穿刺術が普及している。

【0004】

これについて具体的に説明する。上記穿刺術においては、まず、プローブに穿刺アダプタが装着され、あるいは、穿刺アダプタ付きのプローブが利用される。次に、プローブを生体表面に当接し、断層画像によってターゲット組織をリアルタイムで観察しながら、穿刺アダプタに対して穿刺針がセットされる。あるいは、事前に穿刺針が穿刺アダプタにセットされる。そして、断層画像観察下において、穿刺アダプタにより方向付けされた穿刺針が生体内へ刺し込まれる。なお、穿刺アダプタによる穿刺角度や穿刺方向は既知であり、つまりプローブから見て穿刺経路（規定穿刺経路）は一意に定まる。規定穿刺経路は、通常、ビーム走査面内に属するように、つまり穿刺針が画像化されるように設定される。

40

【0005】

近時、リアルタイム断層画像と共に、過去に取得されたボリュームデータに基づく別の画像（同一断面画像、直交断面画像、三次元画像、等）を表示する技術が普及しつつある。それはRVS（Real time Virtual Sonography）とも称されている。その技術で利用されるボリュームデータは、超音波診断装置、X線CT装置、MRI装置等によって、同じ被検者から過去において取得されたものである。その技術では、プローブに磁気センサ等の位置センサが取り付けられ、それによってプローブの位置及び姿勢が位置情報としてリ

50

アルタイムに検出される。その位置情報に基づいて、ビーム走査面の位置や姿勢が特定される。これにより、例えば、ボリュームデータから、ビーム走査面に相当する面データが取得され、それに基づいて同一断面画像が生成され、それがリアルタイム断層画像と共に表示される。

【0006】

上記RVSを穿刺術と組み合わせることも可能である。例えば、特許文献1に開示されたRVS技術では、プローブに第1の位置センサが設けられ、穿刺針の先端に第2の位置センサが設けられている。第2の位置センサによって穿刺針先端の位置が特定され、その先端位置が断層画像上に点として表示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2011-251165号公報

【特許文献2】特開2013-116263号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

穿刺針の先端に位置センサを埋設するのには實際上困難が伴う。そこで、穿刺針の後端部分に位置センサを取り付けることが考えられる。しかしながら、そのような構成を採用した場合、穿刺針において、穿刺アダプタから非生体側へ具体的には斜め上方へ伸びている部分が湾曲すると、位置センサの位置及び姿勢が変化してしまう結果、位置センサで取得される位置情報が穿刺針の方向やその先端の位置を正確に示さなくなる。そのような湾曲を生じ得る部分は、穿刺アダプタによって片持ち方式で保持されている部分であり、それを可撓部分(flexible portion)と称することも可能である。但し、可撓部分の長さは穿刺深さによって変化する。

【0009】

焼灼治療用の穿刺針においてはその後端からケーブルや冷媒用の配管が引き出されており、それを原因として上記可撓部分の湾曲度合いが大きくなる。仮に、そのような湾曲を考慮せずに、断層画像上において穿刺針先端をマークによって表示するならば、実際の針先の位置とは異なる位置にマークが表示されてしまい、術者に正しい情報を提供できなくなる。

【0010】

なお、特許文献2の図7には、穿刺針先端の移動軌跡を実測し、実測された移動軌跡を外挿あるいは延長することによって、穿刺経路を予測することが開示されている。その特許文献2には位置センサの配置箇所について具体的な記載が認められないが、その記載内容から見て、穿刺針先端内に位置センサが設けられているものと推認される。

【0011】

本発明の目的は、穿刺針における後端部分に位置センサが設けられている場合において、その位置センサよりも前の穿刺針途中部分(可撓部分)が湾曲することに起因して生じる問題を防止又は軽減することにある。あるいは、穿刺針先端の位置の推定精度を高めることにある。あるいは、複雑な演算を要することなく穿刺針先端の位置を簡便に推定できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの電子走査によりビーム走査面を形成するための複数の振動素子と、前記ビーム走査面に含まれる規定穿刺経路に沿って穿刺針を案内する穿刺アダプタと、を有するプローブと、前記プローブに設けられ、前記プローブについての第1の位置情報を検出する第1の位置センサと、前記穿刺針における後端部分に設けられ、前記穿刺針についての第2の位置情報を検出する第2の位置センサと、前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づいて、前記規定穿刺経路上の予測位置とし

10

20

30

40

50

て前記穿刺針の先端位置を推定する演算手段と、前記ビーム走査面を表す断層画像上に前記推定された先端位置を表す先端位置マークを表示する表示処理手段と、を含み、前記演算手段は、前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づいて、前記穿刺アダプタに前記穿刺針が保持された状態で当該穿刺アダプタから非生体側へ伸びている可撓部分の長さを可撓部分長として演算し、前記穿刺針についての計算上の全長及び前記可撓部分長に基づいて、前記規定穿刺経路上における前記先端位置を演算する、ことを特徴とするものである。

【0013】

上記構成において、プローブには穿刺アダプタ及び第1の位置センサが設けられている。第1の位置センサによって、プローブについての第1の位置情報が検出される。プローブと穿刺アダプタとの位置関係が既知であれば、第1の位置情報から穿刺針アダプタの位置（例えば穿刺アダプタ基準位置）が既知となる。一方、穿刺針の後端部分には第2の位置センサが設けられている。後端部分は、穿刺針の後端に比較的に近い部分であり、それは第2の位置センサが設けられている部分である。穿刺アダプタによって穿刺針が保持された状態において、その穿刺針における可撓部分が第2の位置センサの荷重やケーブルの荷重等によって湾曲すると、それに伴って第2の位置センサの位置及び姿勢が変化する。

【0014】

上記構成によれば、第1の位置情報及び第2の位置情報、つまり、可撓部分の前側で検出された位置情報と、可撓部分の後側で検出された位置情報と、を利用して、可撓部分長が演算される。換言すれば、第1の位置情報及び第2の位置情報は、それら併せて、穿刺アダプタと第2の位置センサとの間の空間的関係を示すものであるから、それらの情報に基づいて可撓部分長が演算される。そして、計算上の全長及び可撓部分長に基づいて、穿刺針の先端位置が推定される。

【0015】

なお、可撓部分長は、穿刺針の前進に伴って変化し、具体的には徐々に短くなる。可撓部分の湾曲度は、通常、穿刺針の前進に伴って徐々に小さくなる。1つの計算式（あるいは1回の演算）で先端位置が特定されてもよい。その場合においても、その1つの計算式（あるいは1回の演算）内においては可撓部分長が考慮されている筈であり、つまり、事実上、可撓部分長が計算されている筈である。先端位置の推定に際しては、望ましくは、穿刺角度あるいは規定穿刺経路が考慮される。

【0016】

望ましくは、前記演算部は、前記第1の位置情報に基づいて特定される穿刺アダプタ基準位置から前記第2の位置センサの検出位置までの経路長又はそれに相当する近似長を前記可撓部分長として演算する。可撓部分における実際の経路長を演算すれば先端位置の推定精度を高められる。近似長を演算すればある程度の推定精度を得つつも演算量を削減できる。逆に言えば、演算負担が大きくなるように、可撓部分長を演算する方式を選択するのが望ましい。

【0017】

望ましくは、前記演算部は、前記計算上の全長から前記可撓部分長を減算することにより、前記穿刺アダプタ基準位置から前記規定穿刺経路に沿った前方への直進長を演算し、当該直進長に基づいて前記先端位置を演算する。これは生体内において穿刺針が直進することを前提とするものである。生体組織構造等の影響を受けて穿刺針の進路が曲がることもある。そのような場合でも、第2の位置情報のみに基づいて先端位置を計算する場合に生じる、予測位置としての先端位置の大きなずれという問題は回避される。

【0018】

望ましくは、前記演算部は、前記穿刺アダプタ基準位置と前記第2の位置センサの検出位置とを結ぶ直線距離を前記可撓部分長として演算する。このような構成によれば、2点間の直線距離を演算するだけでよいので、非常に簡便に可撓部分長を演算できる。この構成を採用する場合、直線距離の演算のために、第2の位置情報として、各軸周りの回転角度を検出する必要がなくなる。もっとも、そのような情報を検出した上で、必要に応じて

、他の目的から利用してもよい。

【0019】

望ましくは、前記演算部は、前記規定穿刺経路の延長線と前記穿刺針の後端部分における軸線との交点を求め、前記穿刺アダプタ基準位置と前記交点との間の第1距離及び前記第2の位置センサの検出位置と前記交点との間の第2距離に基づいて前記可撓部分長を演算する。この構成によれば、交点を求めるので、つまり湾曲形態を代表する点を演算し、その点によって2つの区間を定義できるので、直線距離を求める場合よりも、先端位置推定精度を高められる。しかも、湾曲経路それ自体の長さを演算する場合よりも、演算量を少なくできる。

【0020】

望ましくは、前記穿刺針は高周波治療用の針であり、前記穿刺針の後端からケーブルが引き出されている。そのような穿刺針の場合、穿刺アダプタによって可撓部分を片持ちした場合に、湾曲度が大きくなり、上記構成を採用する必要性が大きくなる。

【0021】

本発明に係る演算方法は、前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づいて、前記穿刺アダプタに前記穿刺針が保持された状態で当該穿刺アダプタから伸びている可撓部分の長さを可撓部分長として演算する工程と、前記演算手段が、前記穿刺針についての計算上の全長及び前記可動部分長に基づいて、前記規定穿刺経路上における前記先端位置を演算する工程と、を含む。この方法はプログラムの機能として実現することが可能である。そのプログラムは記憶媒体を介して又はネットワークを介して超音波診断システム又は超音波診断装置にインストールされ得る。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、穿刺針における後端部分に位置センサが設けられている場合において、その位置センサよりも前の穿刺針途中部分（可撓部分）が湾曲することに起因して生じる推定誤差の問題を回避又は軽減できる。あるいは、穿刺針先端の位置を簡便に推定できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明に係る超音波診断システムの好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】穿刺時の画像例を示す図である。

【図3】座標系を説明するための図である。

【図4】演算部の構成例を示す図である。

【図5】第1の演算方式を実行する演算器の構成例を示す図である。

【図6】第2の演算方式を説明するための図である。

【図7】第2の演算方式を実行する演算器の構成例を示す図である。

【図8】2つのマークの表示例を示す図である。

【図9】演算部の他の構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0025】

図1には、本発明に係る超音波診断システムの好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断システムは、典型的には、医療機関に設置され、超音波診断下において組織焼灼治療を行うためのシステムである。この超音波診断システムはRVS機能を有している。

【0026】

超音波診断システムは、超音波診断装置、焼灼治療装置、及び、測位装置を含む。超音波診断装置は、装置本体8と、それに接続されたプローブ10と、からなる。焼灼治療装置は、焼灼治療装置本体30と、穿刺針20と、からなる。測位装置28は、後述するよ

10

20

30

40

50

うに、磁場発生器 18、第 1 の位置センサ 16、第 2 の位置センサ 22 及び磁気検出コントローラを含む。以下に具体的に説明する。

【0027】

プローブ（正確にはプローブヘッド）10は、超音波の送受波を行うアレイ振動子を内蔵している。アレイ振動子の前面側には音響レンズが設けられ、その表面が被検者の表面上に当接される。アレイ振動子は電子走査方向に並んだ複数の振動素子によって構成される。電子走査方式として、電子リニア走査方式、電子セクタ走査方式等が知られている。電子リニア走査方式の一態様として電子コンベックス走査方式がある。プローブ10は、装置本体8に対してケーブルを介して着脱可能に接続される可搬型の送受波器である。

【0028】

アレイ振動子によって超音波ビームが形成される。その超音波ビームを電子走査することにより二次元データ取込領域である走査面14が形成される。図1においては、走査面14上にターゲット組織15が現れている。

【0029】

プローブ10には位置センサ（第1の位置センサ）16が固定的に又は取り外し可能に取り付けられている。位置センサ16は、磁場発生器18が発生した三次元磁場を検出する磁気センサである。位置センサ16は、三次元空間内におけるプローブ10の位置及び姿勢を検出する。具体的には、例えば、磁場発生器18によって定義される磁場空間内における直交3軸上の位置及び各軸周りの回転角度（つまり6次元情報）が検出される。位置センサ16として、光学的なセンサ、その他のセンサを利用することも可能である。プローブ10の座標情報が特定されると、プローブ10と穿刺アダプタ12との位置関係から、以下に説明する溝の座標情報が特定される。

【0030】

プローブ10には穿刺アダプタ12が取り付けられている。穿刺アダプタ12がプローブ10と一体化されてもよい。穿刺アダプタ12は、穿刺アタッチメントあるいは穿刺ガイドであり、それは溝を有する。その溝は穿刺針20を収容、保持し且つその進路を規定するものである。本実施形態の穿刺針は、高周波加熱治療用の穿刺針であり、穿刺針の先端部分には、電圧が印加される一対の電極が設けられている。他の穿刺針として、組織採取用の穿刺針、薬剤注入用の穿刺針、等が知られている。

【0031】

本実施形態においては、穿刺アダプタ12における溝の位置及び角度が固定されている。但し、溝の位置や角度を特定できる限りにおいて、溝の位置や角度を可変できるものを採用してもよい。溝によって穿刺針20が進行する方向つまり規定穿刺経路が定義される。例外的に生体内で穿刺針20が湾曲してしまうこともあり、その場合には穿刺針20の実際の進行経路は規定穿刺経路から外れる。以下において演算される先端位置は実際の先端位置ではなく予測位置である。

【0032】

穿刺針20の後端部分には位置センサ（第2の位置センサ）22が設けられている。位置センサ22は、上記位置センサ16と同様に、磁場発生器18が発生した三次元磁場を検出するものであり、その検出によって穿刺針20の後端部分（検出位置）での3軸上の位置及び各軸周りの回転角度を特定することが可能である。位置センサ22は本実施形態において位置センサ16と同様に磁気センサで構成されている。位置センサ16として、他の方式のセンサを利用することも可能である。

【0033】

図1に示す状態では、穿刺針20は、便宜上、溝に収容された部分、溝よりも生体側に存在する部分（挿入部分）、溝から斜め上方に引き出された部分24、とからなる。斜め上方に引き出された部分24は片持ち式で保持されており、そこにおいて湾曲が生じ易い。穿刺針20の全体が可撓性を有するが、本実施形態において湾曲が問題となるのは溝から斜め上方へ引き出された部分24であり、以下においては、その部分を可撓性部分と呼ぶことにする。

10

20

30

40

50

【0034】

図1において、可撓性部分24に着目すると、末端である後端が下方へ垂れ下がっており、可撓性部分24が弓形に湾曲している。穿刺針20の後端部分には位置センサ22が取り付けられており、また、穿刺針20の後端には信号ケーブルや冷媒を流通させる配管が接続されているので、穿刺針20が一定の剛性を有していても、片持ち部分である可撓部分24は多くの場合に湾曲してしまう。他の穿刺針においても、大なり小なり同様の傾向が認められる。なお、図1における符号20aは湾曲が生じていない穿刺針を示している。符号22aは湾曲が生じていない場合における位置センサを示している。

【0035】

上述のように、位置センサ22、ケーブル、配管及び穿刺針の自重によって、可撓部分24に湾曲が生じ得る。その場合に、位置センサ22で検出された位置情報だけから穿刺針の先端位置を推定すると、その推定結果の信頼性が大きく低下する。そこで、本実施形態では、第1の位置情報及び第2の位置情報の両情報を利用して、先端位置の推定精度を高めるようにしている。本実施形態によれば、後述のように、規定穿刺経路を表す穿刺ガイドライン上に沿って先端位置マークが運動する。つまり、湾曲によって位置センサ22の位置や姿勢が変化しても、穿刺ガイドラインから外れた位置に先端位置マークが表示されることはない。

【0036】

磁気検出コントローラ26は、磁場発生器18の動作を制御し、また、位置センサ16、22からの検出信号に対して必要な信号処理を施すものである。位置センサ16、22によって取得された2つの位置情報は主制御部44へ送られる。上記のように、磁気検出コントローラ26、磁場発生器18、位置センサ16、22が測位装置28を構成する。なお、後述する直線距離演算方式を採用する場合、位置センサ22において、各軸周りの回転角度までを検出しなくてもよい。もっとも、それらの情報を更に利用するようにしてもよい。

【0037】

通常、プローブ10の当接位置及び当接姿勢を適宜調整して、断層画像上に表示された穿刺ガイドライン上に又はその近傍に、ターゲット組織の断面が現れるようにする。そのような調整作業はユーザーによって行われる。その際、後述するように、超音波断層画像の他、過去に取得されたボリュームデータに基づいて生成される1又は複数の参照画像を画面上に表示してもよい。

【0038】

焼灼治療装置本体30は、穿刺針20に対して焼灼治療（凝固治療を含む）用の高周波電流を供給する。穿刺針20はバイポーラ型の穿刺針である。但し、モノポーラ型の穿刺針を利用してもよい。複数の穿刺針の穿刺状態においてマルチポーラ方式によって焼灼治療が行われてもよい。焼灼治療装置本体30は、冷却用の冷媒を穿刺針20の先端部分へ送り込み、その先端部分から還流して来た冷媒を冷却する機能も備えている。

【0039】

送受信部32は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する電子回路あるいはプロセッサである。送信時において、送受信部32はアレイ振動子に対して複数の送信振動を並列的に供給する。これによりアレイ振動子によって送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子で受波されると、アレイ振動子から複数の受信信号が並列的に送受信部32へ出力される。送受信部32においては複数の受信信号に対して整相加算処理を適用し、これによって受信ビームに相当するビームデータを生成する。ちなみに、1つの走査面が1つの受信フレームデータに対応している。1つの受信フレームデータは電子走査方向に並んだ複数のビームデータからなる。各ビームデータは深さ方向に並んだ複数のエコーデータからなる。送受信部32の後段に設けられているビームデータ処理回路等は図示省略されている。

【0040】

画像形成部34は、本実施形態において、受信フレームデータに基づいて表示フレーム

10

20

30

40

50

データを生成する電子回路あるいはプロセッサである。それは具体的には座標変換機能等を有するデジタルスキャンコンバータである。画像形成部 34 によって超音波画像としての断層画像つまり B モード画像が形成される。その画像データが表示処理部 40 へ送られている。他の超音波画像が形成されてもよい。

【0041】

一方、メモリ 38 には、現在、診断対象かつ治療対象となっている被検者から過去に取得されて保存されていたボリュームデータが格納されている。それは生体内の三次元空間から取得されたボクセルデータ集合であり、上記 RVS を実現するためのデータである。ボリュームデータは超音波データ、X 線 CT データ、MRI データ等である。例えば、画像形成部 36 は、ボリュームデータから、走査面 14 に対応する面データを取得し、その面データに基づいて同一断面画像を形成する。また、画像形成部 36 は、ボリュームデータから、規定穿刺経路に直交する面に対応する面データを取得し、その面データに基づいて直交断面画像を形成する。更に、画像形成部 36 は、ボリュームデータに基づいて三次元画像を形成する。それらの画像は、参照画像あるいはナビゲーション画像として機能する。それらの画像を形成するために必要となる座標情報等が主制御部 44 から画像形成部 36 へ与えられている。画像形成部 36 で生成された画像のデータが表示処理部 40 へ送られている。

【0042】

表示処理部 40 は、画像合成機能、カラー処理機能等を有する電子回路あるいはプロセッサである。断層画像にオーバーレイされるグラフィック画像は、本実施形態において、主制御部 44 において生成されている。そのグラフィック画像には、予定穿刺経路を表す穿刺ガイドライン、穿刺針先端の位置を示す先端マーク等の複数のグラフィック要素が含まれる。表示器 42 は例えば液晶表示器、有機 EL 表示器である。その画面上には、断層画像とグラフィック画像とからなる合成画像が表示される。また、必要に応じて、同一断面画像、直交断面画像、三次元画像等が表示される。それらの参照画像上にも必要に応じてグラフィック画像が合成される。

【0043】

主制御部 44 は CPU 及び動作プログラムにより構成される。主制御部 44 は、図 1 に示されている各構成の動作制御を行う。また、主制御部 44 は、断層画像上において穿刺針先端の位置を表現するための機能として、演算機能及びグラフィック画像生成機能を有している。それらの機能が図 1 においては演算部 46 及びグラフィック画像生成部 48 として表現されている。

【0044】

演算部 46 は、位置センサ 16 が検出した座標情報及び位置センサ 22 が検出した座標情報に基づいて、穿刺針の先端位置を推定するものである。先端位置は規定穿刺経路上の位置として演算される。本実施形態では、生体内での穿刺針の曲がりについては考慮されていないが、それを考慮するようにしてもよい。

【0045】

演算部 46 は、可撓部分 24 の湾曲の有無あるいは程度によらずに、規定穿刺経路を表す穿刺ガイドライン上に先端位置マークが表示されるように、先端位置を演算する。より詳しくは、可撓部分 24 が湾曲すると、位置センサ 22 によって検出された方向（軸方向）は穿刺針全体の軸方向ではなく、後端部分の軸方向あるいは後端部分の接線方向となる。よって、その方向をそのまま穿刺針方向として採用してしまうと、湾曲に起因して先端位置マークが穿刺ガイドラインからかなり外れた位置に表示されてしまう。本実施形態においては、そのような湾曲の有無にかかわらず、先端マークが穿刺ガイドライン上を運動する。それを実現するために、可撓部分長等が演算されている。これについて以下に詳述する。

【0046】

図 2 には、表示器の画面 50 が示されている。そこには超音波画像としての断層画像 52 が表されている。断層画像 52 はターゲット組織の断面 54 を有している。断層画像 5

10

20

30

40

50

2 上には、従来装置と同様に、規定穿刺経路を示す穿刺ガイドライン 5 6 が表示されている。断層画像 5 2 には針像 5 8 も含まれている。そのような針像 5 8 は条件次第で視認可能であり、それを明確に認識困難な場合も多い。本実施形態では、穿刺針の先端位置を示す先端位置マーク 6 0 が表示されている。図示された先端位置マーク 6 0 は円として描かれているが、その形態は例示である。先端位置マーク 6 0 は、演算部によって演算された先端位置を表す円（先端位置を中心とした円）であり、針像 5 8 を視認できない場合においても、先端位置マーク 6 0 の位置から先端位置（予想位置）を直ちに認識できる。先端位置マーク 6 0 は、穿刺進行に際して、穿刺ガイドライン 5 6 上を運動する。

【0047】

なお、符号 6 0 は穿刺針における可撓部分を模式的に示している。符号 6 2 は穿刺針の基端部分に設けられた位置センサを模式的に示している。符号 6 4 は湾曲していないつまり原形のままの穿刺針を模式的に示している。そのような原形を前提として、位置センサ 6 2 によって検出された位置情報だけに基づいて先端位置を計算すると、その先端位置は穿刺ガイドライン 5 6 から大きく外れたものとなる。例えば、図 2 に示すように、断層画像 5 2 から外れたところに先端位置マーク 6 6 が表示されてしまう。

【0048】

図 3 には、先端位置を計算するための座標系が模式的に示されている。磁場発生器 1 8 は、座標系を定義するものであり、座標系原点が点 M で表されている。その座標系は便宜上、絶対座標系と観念できる。これに対して、個々の位置センサ 1 6, 2 2 により、個別的に相対座標系が定義される。具体的には、プローブ 1 0 には位置センサ 1 6 が設けられ、その検出原点が点 P で表されている。プローブ 1 0 には穿刺アダプタ 1 2 が取り付けられており、それは穿刺針を挿通する溝 7 4 を有する。溝 7 4 における例えば上側開口又はその付近が穿刺アダプタ基準位置であり、それが点 F で表されている。点 F を片持ち点あるいは屈曲端（固定点）と理解することも可能である。

【0049】

穿刺針の後端部分には位置センサ 2 2 が設けられており、その検出原点が点 S で表されている。更に、穿刺針の先端位置が点 T によって表されている。プローブ中心軸に対する溝 7 4 の傾斜角度が θ であり、それは既知である。点 P と点 F との空間的關係も既知である。計算上の全長、つまり、穿刺針が直線的な状態にある場合における点 S と点 T との間の距離も既知である。その距離は、必要な時点で数値として入力してもよいし、画像上での先端位置の入力によって特定してもよいし、プリセットしておいてもよい。符号 7 0 は可撓部分を示しており、それは湾曲している。符号 6 8 は湾曲前の穿刺針状態を示している。

【0050】

以上を前提として、2つの位置センサで検出された、つまり湾曲した可撓部分の前後で検出された、2つの位置情報に基づいて、点 S と点 F との間の長さが可撓部分長として演算される。その場合、可撓部分 7 0 の経路長（湾曲経路の長さ）が演算されるのが望ましいが、演算量を削減するために、点 S と点 F との間の直線長（距離）等の近似長が演算されてもよい。これについては後述する。計算上の全長（S T 長）から可撓部分長（S F 長）を減算すると、点 F から点 T までの直進長（F T 長）が求まる。点 F から角度 θ の方向へ直進長だけ隔たった位置として、点 T の座標が推定される。なお、可撓部分 7 0 が図 3 の紙面に直交する方向に曲がったとしても基本的に上記計算がそのまま成り立つ。

【0051】

図 4 には、図 1 に示した演算部 4 6 の第 1 構成例が示されている。図 4 に示された各ブロックは演算器を示しており、それはモジュール又は演算回路に相当する。

【0052】

演算器 7 6 は、プローブの位置及び姿勢を示す第 1 の位置情報に基づいて、点 P の絶対座標を演算する。絶対座標は、上記のように三次元磁場で定義される座標空間内における座標である。演算器 7 8 は、穿刺針の後端部分の位置及び姿勢を示す第 2 の位置情報に基づいて、点 S の絶対座標を演算する。演算器 8 0 は、点 P の絶対座標と、点 P から点 F へ

10

20

30

40

50

のオフセット情報（既知の情報）と、に基づいて、点Fの絶対座標を演算する。演算器82は、点Fの絶対座標と点Sの絶対座標と、に基づいて、可撓部分長（SF長）を演算する。その場合には、上記のように、直線距離等の近似長が演算され、あるいは、実際の湾曲経路長が演算される。後者の場合には、必要に応じて、第1の位置情報に基づく規定穿刺経路方向（規定穿刺経路の延長線）や第2の位置情報に基づく接線方向（後端部分の軸線）等が基礎とされる。演算器84は、全長であるST長（既知の情報）からSF長を減算することにより、点Fからの直進長であるFT長を演算する。演算器86は、点Fの絶対座標を起点とし、穿刺角度 θ の方向へ、FT長だけ離れた位置として、点Tの絶対座標を演算する。更に、演算器88は、点Tの絶対座標に相当する位置として、走査面上つまり表示画面上の座標を演算する。その座標がグラフィック画像生成部へ渡される。グラフィック画像生成部は、点Tの位置に先端位置マークが表示されるように、グラフィック画像を生成する。グラフィック画像には、先端位置マークの他、穿刺ガイドライン、後述する補助マーク等が含まれる。

10

【0053】

図5には、図4に示した演算器82の第1構成例（第1方式）が示されている。図5において、可撓部分長（SF長）演算器82Aは、SF間直線距離を演算する演算器90によって構成されている。つまり、点Sと点Fとを単純に直前で結んだ場合の距離を求めるものである。そのような方式によれば演算量を大幅に削減できる。もっとも、可撓部分の湾曲度が大きくなると、演算誤差が増大するので、そのような誤差が問題とならないような条件下で、その第1方式を採用するのが望ましい。なお、この方式を採用した場合には可撓部分の全長を変えずにその湾曲度だけを周期的に変化させると、穿刺ガイドラインに沿って先端位置マークが周期的に運動する。この現象は、程度の違いがあるものの、以下に説明する第2方式においても認められる。

20

【0054】

図6及び図7を用いてSF長の他の計算例（第2方式）について説明する。図6において、SF経路長の両端が点S及び点Fである。点Sについては後端部分の軸線又はその接線202を定義でき、同じく、点Fについても軸線又はその接線200を定義できる（それは規定穿刺経路の延長線とも言える）。接線202と接線200は通常、交点Cで交わる。点Sと交点Cとの間の長さがSC長であり、点Fと交点Cとの間の長さがFC長である。SC長とFC長を加算した長さは、SF経路長とは異なるが、それにかなり近いものであり、近似長として観念できる。よって、可撓部分長としてその加算長を代用するのが第2方式である。

30

【0055】

図7には、図4に示した演算器82の第2構成例（第2方式）が示されている。演算器82Bにおいて、演算器92は、点Sの絶対座標及び点Fの絶対座標から、あるいは、第1の位置情報及び第2の位置情報から、交点Cの絶対座標を演算する。演算器94は、交点Cの絶対座標と点Fの絶対座標とからFC長を演算する。演算器96は、点Sの絶対座標と交点Cの絶対座標とからSC長を演算する。加算器である演算器98はFC長とSC長とを加算し、近似長としてのSF長を求める。この第2方式によれば、第1方式よりも推定精度を高められる。しかも厳密な経路長演算を行う場合よりも演算量が少なくなる。

40

【0056】

図8には補助マークを有するグラフィック画像が示されている。画面100内には断層画像102が表示されており、そこにはターゲット組織の断面110及び針像108が現れている。断層画像102にオーバーレイされたグラフィック画像は、穿刺ガイドライン104、先端位置マーク106の他、補助マーク114を有している。補助マーク114は、先端位置から距離Dだけ穿刺アダプタ側（後側）へ戻った位置に表示されるものである。距離Dはユーザー指定することが可能である。図示の例では組織間境界112上に補助マーク114が表示されている。

【0057】

例えば、ターゲット組織から境界までの距離Dが既知であれば最初からDを設定してお

50

く。先端位置マーク１０６の前進と共にそこから距離Ｄ離れて補助マーク１１４が前進する。補助マーク１１４が境界１１２上に到達したことをもって、穿刺針先端がターゲット組織に到達したことを間接的に認識できる。これはターゲット組織像が非常に不鮮明な場合に有効である。先に先端位置マーク１０６をターゲット組織に対して位置決めた上で、補助マーク１１４の表示位置を定めてもよい。例えば、組織の詳細観察その他の理由から、先端位置マーク１０６を事後的に消去した場合において、補助マーク１１４を表示しておけば、穿刺針の抜け等を補助マーク１１４の動きとして認識することができる。いずれにしても、補助マーク１１４は、先端位置マーク１０６に対して一定の位置的関係を維持しながら、先端位置マーク１０６と共に規定穿刺経路に沿って運動する。可撓部分の湾曲に伴って穿刺ガイドライン１０４から外れた位置に補助マーク１１４が表示されてしまうことはない。

【００５８】

図９には図４に示した演算部４６の第２構成例が示されている。なお、図４に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【００５９】

図９において、演算器１１６は、第１の位置情報及び第２の位置情報に基づいて、可撓部分の湾曲度を演算する。近似長を演算する場合、上記の第１方式及び第２方式のいずれにおいても、湾曲の高まりに応じて誤差が増大するためである。判定器１２０は、湾曲度が一定値（アラーム判定値）まで高まった場合にアラーム信号を出力する。その信号に基づいて、画面上に所定のアラーム表示が登場する。あるいは、アラーム音を生じさせてもよい。湾曲度を数値あるいはグラフとして表示するようにしてもよい。更に、湾曲度に基づいてＳＦ長を事後的に補正するようにしてもよい。その場合には演算器８２に対して湾曲度を示す数値が与えられる。その場合、近似長としてのＳＦ長を湾曲度に応じて変化させる関数又はテーブルを利用してもよい。湾曲後あるいは推定誤差に応じて、先端位置マークその他の表示態様、例えば、大きさや色を変化させてもよい。例えば、誤差の大小に応じて先端位置マークの直径の大きさを可変してもよい。

【００６０】

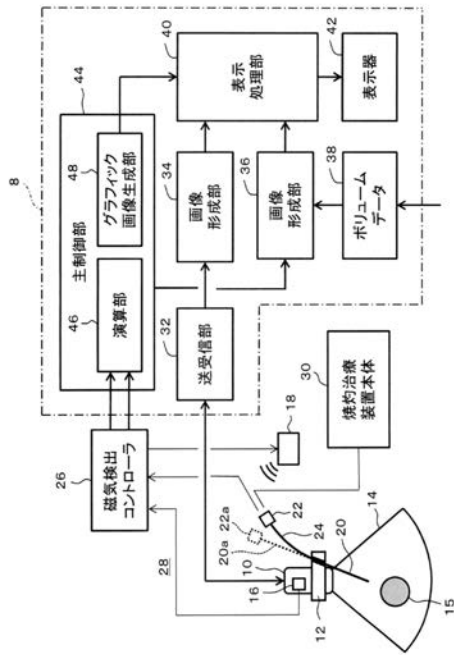
上記実施形態においては、組織焼灼治療用の穿刺針が利用されていたが、他の穿刺針を使用する場合においても上記構成を適用可能である。可撓部分長の演算方法としては上記であげたものの他、多様な方法がある。先端位置マークとして、円以外の形態、円の中に中心を明示した形態、等を採用してもよい。

【符号の説明】

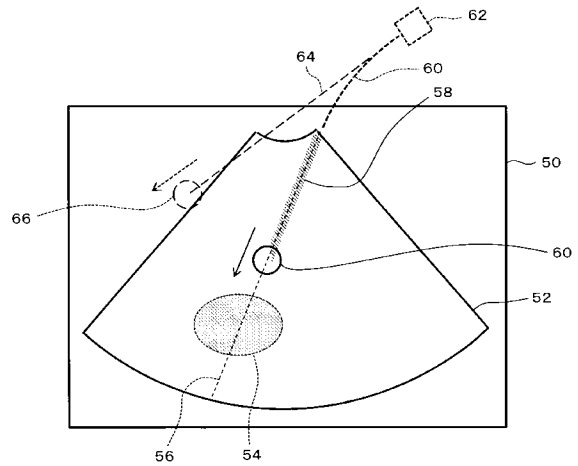
【００６１】

１０ プローブ、１２ 穿刺アダプタ、１６ 位置センサ（第１の位置センサ）、１８ 磁場発生器、２０ 穿刺針、２２ 位置センサ（第２の位置センサ）、２４ 可撓部分、２８ 測位装置、３０ 焼灼治療装置本体、４６ 演算部、４８ グラフィック画像生成部、５６ 穿刺ガイドライン、６０ 先端位置マーク。

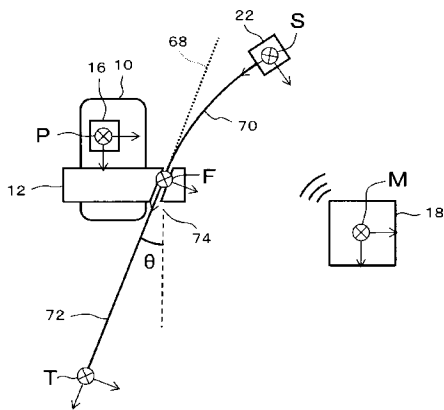
【図 1】



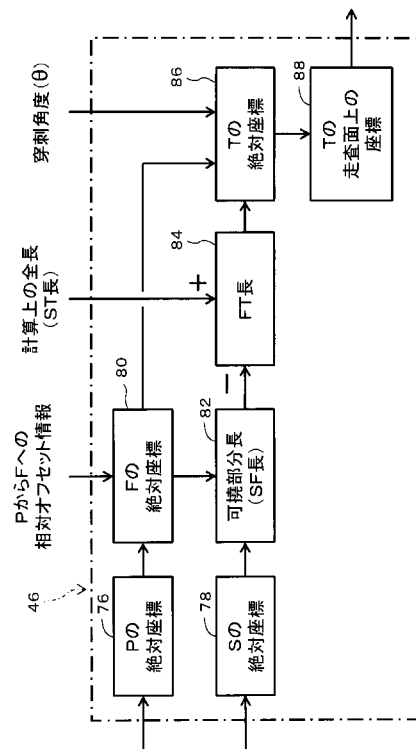
【図 2】



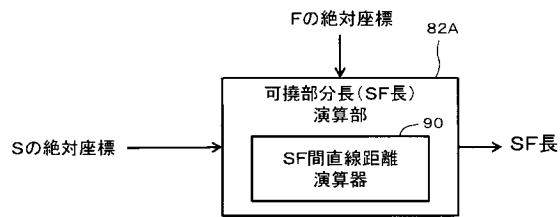
【図 3】



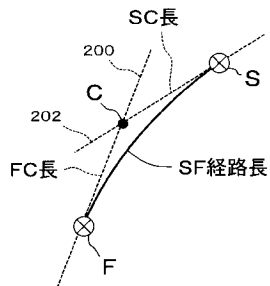
【図 4】



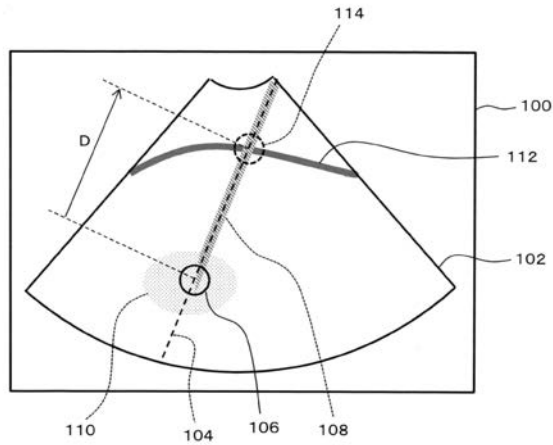
【図 5】



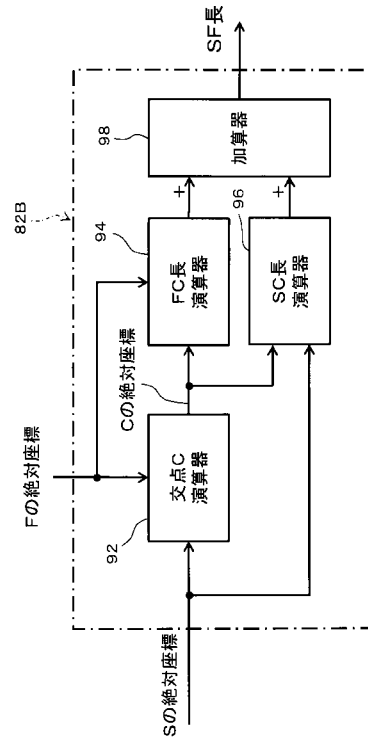
【図 6】



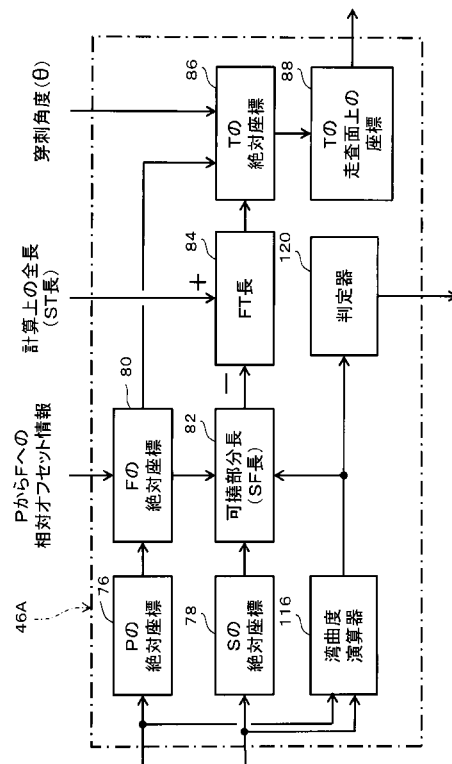
【図 8】



【図 7】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2017169786A	公开(公告)日	2017-09-28
申请号	JP2016058890	申请日	2016-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	荒井修		
发明人	荒井 修		
IPC分类号	A61B8/00 A61B17/34		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/34.510		
F-TERM分类号	4C160/FF52 4C160/MM32 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF04 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/KK31		
其他公开文献	JP6578232B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确计算超声诊断系统中穿刺针尖端的位置。解决方案：探头10设置有位置传感器16，并提供穿刺适配器12。穿刺针20由穿刺适配器12保持。位置传感器22设置在穿刺针20的后端部。位置传感器22和穿刺适配器12之间的空间是柔性部分。基于由两个位置传感器16和22检测到的两个位置信息，计算穿刺针20的尖端位置作为在规定的穿刺路线上的位置。在超声波图像上显示表示尖端位置的尖端位置标记。点域1

