

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5830576号
(P5830576)

(45) 発行日 平成27年12月9日(2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日(2015. 10. 30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-115453 (P2014-115453)
(22) 出願日 平成26年6月4日(2014. 6. 4)
審査請求日 平成27年5月11日(2015. 5. 11)

(73) 特許権者 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Y K 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2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 村山 直之
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

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の三次元空間に挿入される複数の穿刺針を順番に案内する穿刺アダプタを有し、
超音波の送受波により受信信号を出力するプローブと、

前記プローブについて取得された位置情報に基づいて、予定穿刺経路を演算する演算部
と、

穿刺完了時点での穿刺針についての位置情報及び前記予定穿刺経路の少なくとも一方に
基づいて、実績穿刺経路を登録する登録手段と、

前記受信信号に基づいて超音波画像としてビーム走査面を表す二次元断層画像を生成す
る手段であって、前記二次元断層画像上に前記予定穿刺経路を表す予定穿刺経路シンボル
を表示すると共に、前記ビーム走査面の近傍空間に前記穿刺完了後の穿刺針が属する場
合に、前記二次元断層画像上に当該穿刺針の実績穿刺経路に基づく実績穿刺経路シンボル
を表示する超音波画像生成手段と、

前記三次元空間から取得されたボリュームデータに基づいて三次元参照画像を形成する
手段であって、穿刺完了後の穿刺針についての実績穿刺経路を表す三次元実績穿刺経路シ
ンボル及びこれから穿刺を行う穿刺針についての予定穿刺経路を表す三次元予定穿刺経路
シンボルを含む三次元参照画像を生成する三次元参照画像生成手段と、

を含み、

前記二次元断層画像上においては前記予定穿刺経路シンボルが不動のシンボルであり、
前記三次元参照画像内においては前記三次元実績穿刺経路シンボルが不動のシンボルで

10

20

ある、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

先の穿刺の完了後且つ次の穿刺の開始前の調整過程において、前記プローブの位置及び姿勢が変更された場合に、前記三次元画像内において前記三次元実績穿刺経路シンボルの位置及び姿勢が維持されつつ前記三次元予定穿刺経路シンボルの位置及び姿勢が変化し、前記プローブの位置及び姿勢の調整の完了後に前記アダプタを利用した次の穿刺が実行される、

ことを特徴とする医療システム。

10

【請求項 3】

請求項 2 記載のシステムにおいて、

前記プローブは前記三次元空間を横切るビーム走査面を形成し、

前記三次元参照画像は、更に、前記ビーム走査面を表す走査面シンボルを含み、

前記三次元参照画像において前記予定穿刺経路シンボルが前記走査面シンボルの中に表示される、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 4】

請求項 3 記載のシステムにおいて、

前記三次元参照画像は、更に、ターゲット像に相当する又はターゲット像を包含するターゲットシンボルを含む、

ことを特徴とする医療システム。

20

【請求項 5】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記ボリュームデータに基づいて、前記予定穿刺経路に直交する断面を表す参照画像として直交断面画像を生成する直交断面画像生成手段を含み、

前記直交断面画像には前記実績穿刺経路の位置を示す位置マーク及び前記予定穿刺経路の位置を示す位置マークが含まれる、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 6】

請求項 5 記載のシステムにおいて、

これから穿刺を行う穿刺針について少なくとも挿入量を特定可能な情報を検出するセンサを含み、

前記センサにより検出された情報に基づいて前記予定穿刺経路上における前記直交する断面の位置が変更される、

ことを特徴とする医療システム。

30

【請求項 7】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記実績穿刺経路の登録後、前記実績穿刺経路が前記予定穿刺経路から離れた時点で、前記二次元断層画像上において次の予定穿刺経路を表す予定穿刺経路シンボルの表示が開始され、且つ、前記三次元参照画像内において次の予定穿刺経路を示す三次元予定穿刺経路シンボルの表示が開始される、

40

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 8】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記登録手段は、前記超音波画像上の穿刺針像を参照したユーザーにより入力された情報に基づいて前記実績穿刺経路を登録する、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 9】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

50

前記登録手段は、前記各穿刺針に設けられたセンサからの信号に基づいて前記実績穿刺経路を登録する、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 10】

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記各穿刺針は高周波治療器具であり、

前記三次元空間内に挿入された前記複数の穿刺針によって構成される電極アレイに対して高周波信号が供給される、

ことを特徴とする医療システム。

【請求項 11】

請求項 10 記載のシステムにおいて、

前記三次元画像の中に前記複数の穿刺針による治療範囲を示す治療範囲シンボルを表示する手段を含む、

ことを特徴とする医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療システムに関し、特に、複数の穿刺針の穿刺を支援する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療システムとしての超音波診断システムは医療の分野において広く用いられている。超音波診断システムは、手術や治療においても利用され得る。例えば、組織の採取、薬剤の注入、治療、等の目的のために穿刺針が生体内に挿入される場合に、超音波診断システムが利用される。具体的には、プローブに穿刺アダプタが取り付けられ、その穿刺アダプタに対して穿刺針がセットされる。超音波画像を観察しながら、穿刺アダプタによって保持案内された穿刺針が生体内へ差し込まれる。穿刺アダプタは、一般に、ビーム走査面内に穿刺経路が含まれるように、穿刺針を案内するものである。超音波画像上において、ターゲット（例えば腫瘍）及び穿刺針像を観察しながら、穿刺針の挿入操作が行われる。例えば、ターゲットの中心に穿刺針の先端や電極部が位置した時点で穿刺針の挿入が停止され、その状態で所定の処置が実施される。

【0003】

近時、複数の穿刺針を用いた高周波治療が実用化されつつある。例えば、ターゲットの周囲又はターゲットの周辺部に複数の穿刺針が有する複数の先端部が配置され、それらの先端部が有する複数の電極部に高周波信号が供給される。これによりターゲットの焼灼治療が行われる。そのような治療用の穿刺針として、一対の電極を備えたバイポーラ型の治療器具も知られている。複数本の穿刺針を例えば平行な位置関係をもって、しかもそれぞれの先端部を揃えて、生体内に配置することは容易ではなく、そのような手技を支援するシステムの実現が強く要望されている。

【0004】

なお、ナビゲーション技術あるいは診断支援技術として、超音波画像（一般には二次元断層画像）と共に、1又は複数の参照画像を表示する技術が知られている（例えば特許文献1）。かかる技術では、X線CT装置、MRI装置、三次元超音波診断装置等によって取得されたボリュームデータが利用される。そのボリュームデータに基づいて、ビーム走査面を含む三次元空間を表した三次元画像、ビーム走査面と同一の断面を示す二次元参照画像、等が生成され、それらが表示される。その場合、プローブを動かすと、そのプローブの位置及び姿勢に応じて、超音波画像の内容が変化し、また二次元参照画像の内容が変化する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】WO 2004/098414号公報
【特許文献2】特開2007-236767号公報
【特許文献3】特開2011-50625号公報
【特許文献4】特開2008-61858号公報
【特許文献5】特開2013-240369号公報
【特許文献6】米国公開2013/0197357号公報
【特許文献7】特開2006-326128号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

複数の穿刺針を挿入する手技、特に、複数の穿刺針の相互関係を正確に定めながら、それらを挿入する手技、を支援するシステムの実現が要望されている。特許文献2、3、4、5には、穿刺を支援するシステムが開示されているが、それらのシステムは複数本の穿刺を支援するものではない。

【0007】

特許文献6には、複数の穿刺器具の挿入を支援するシステムが開示されている。このシステムは、現実空間内の状況を三次元画像として仮想的に再現するものである。例えば、その図14Bに示された三次元画像は、ターゲットの中心及び形態を示す図形、最初に挿入された穿刺器具を表す仮想的な像、二番目に挿入された（挿入途中の）穿刺器具を表す仮想的な像、超音波断面を示す像、等を含んでいる。そのような三次元画像を形成するために、プローブ及び個々の穿刺器具についての位置情報が検出されている。

20

【0008】

しかしながら、特許文献6に開示されたシステムでは、個々の穿刺器具と、超音波プローブと、が完全に別体化されている。よって、ターゲットに対してそれらを個別的に位置決めが必要がある。具体的には、例えば、ターゲットに対してプローブを正確に位置決めた上で、ターゲットに対し個々の穿刺器具を個別的に正確に位置決めが必要がある。

【0009】

特許文献6に開示された三次元画像中には、二番目に挿入される穿刺器具についての軌道を示すインジケータが含まれている。どの段階においてそのインジケータが三次元画像上に登場するのかは定かではないが、穿刺器具を実際に生体内に挿入するか、体外において穿刺器具を挿入姿勢にしない限り、三次元画像上に軌道を示すインジケータは表示されないと解される。よって、最初の治療器具の挿入後、二番目の治療器具を取り上げる前に、プローブの操作だけで、最初の穿刺経路（実績穿刺経路）に対して二番目の穿刺経路（予定穿刺経路）を空間的に定めることはできない。

30

【0010】

なお、特許文献7には穿刺器具による治療範囲を画像上に表示する医療システムが開示されている。このシステムは複数本の穿刺に対応していないものである。

【0011】

本発明の目的は、複数の穿刺針の挿入を支援することにある。あるいは、穿刺済みの穿刺針に対して、これから穿刺を行う穿刺針についての穿刺経路を適切かつ容易に設定できるようにすることにある。あるいは、穿刺アダプタへの穿刺針のセットを要することなく、既に穿刺が完了している穿刺経路との関係で、これから穿刺を行う穿刺針についての穿刺経路を設定できるようにすることにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る医療システムは、生体内の三次元空間に挿入される複数の穿刺針を順番に案内する穿刺アダプタを有し、超音波の送受波により受信信号を出力するプローブと、前記プローブについて取得された位置情報に基づいて、予定穿刺経路を演算する演算部と、前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、穿刺完了時点での穿刺針についての位置情報及び前記予定穿刺経路の少なくとも一方に基づいて、実績穿刺

50

経路を登録する登録手段と、前記三次元空間から取得されたポリウムデータに基づいて三次元参照画像を形成する手段であって、穿刺完了後の穿刺針についての実績穿刺経路を表す三次元実績穿刺経路シンボル及びこれから穿刺を行う穿刺針についての予定穿刺経路を表す三次元予定穿刺経路シンボルを含む三次元参照画像を生成する三次元参照画像生成手段と、を含む。

【 0 0 1 3 】

上記構成によれば、三次元参照画像内に実績穿刺経路シンボル及び予定穿刺経路シンボルが表示される。プローブの位置及び姿勢を変更すると、三次元参照画像内において、予定穿刺経路シンボルの位置及び姿勢が変化する。よって、三次元参照画像内において、実績穿刺経路シンボルに対して、予定穿刺経路シンボルが適正な空間的關係になるように、ユーザーにより、プローブの位置及び姿勢が定められる。2本目以降の穿刺針の予定穿刺経路を定める際に、穿刺アダプタに対して当該穿刺針をセットしなくても、上記のようにプローブの位置及び姿勢を調整するだけで、当該穿刺針についての将来の穿刺経路を適正化することが可能である。その際、先に穿刺済みの穿刺針についてはその穿刺経路が実績穿刺経路シンボルとして表示されているので、それを参照しながら予定穿刺経路シンボルを参照することにより穿刺シミュレーションを行える。穿刺開始後においては、一般に、穿刺針先端の向き（実際の穿刺方向）を自由に操作することは困難である。よって、三次元参照画像の参照により、実際に穿刺を行う前に予定穿刺経路を適正化できれば、安全な穿刺を行える。

【 0 0 1 4 】

穿刺針は、望ましくは、治療用穿刺器具であるが、一般的な穿刺針等であってもよい。望ましくは、1本目の穿刺が完了した時点で、穿刺アダプタから1本目の穿刺針が解放され、その状態で、プローブの位置及び調整が調整される。プローブについての位置情報は、例えば、プローブに設けられたセンサによって取得される。穿刺アダプタ又は穿刺針にセンサが設けられてもよい。プローブに設けられたセンサと穿刺針に設けられたセンサとを併用してもよい。プローブと穿刺アダプタとの位置関係は通常、固定されており、既知である。その位置関係が可変可能な場合には両者の位置関係を検出するセンサ等を設けるのが望ましい。予定穿刺経路は、例えば、三次元空間内又は走査面上の座標情報として演算される。登録手段は、穿刺完了時点で、実績穿刺経路を登録するものであり、例えば、穿刺完了時点での予定穿刺経路が実績穿刺経路となる。その場合、挿入量や先端位置等が既知であれば、実際に挿入されている範囲の情報を含めて、実績穿刺経路が登録されるのが望ましい。穿刺完了のタイミングはユーザーからの何らかの入力によって判定することもできるし、例えば一定深さへの到達をもって自動的に判定することもできる。ポリウムデータは、内部メモリ上、外部記憶媒体あるいはネットワーク上に存在するものである。できるだけ最新のポリウムデータを利用するのが望ましい。個々のシンボルは、グラフィック、インジケータ、表示要素、図形、等である。単に方向だけを示すものであってもよいし、方向及び深さ到達点を示すものであってもよいし、更に電極配列等を示すものであってもよい。個々のシンボルが互いに区別可能なように、色相、輝度、形状、線種等を異ならせて、それぞれを識別表示するのが望ましい。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、先の穿刺の完了後且つ次の穿刺の開始前の調整過程において、前記プローブの位置及び姿勢が変更された場合に、前記三次元参照画像内において前記実績穿刺経路シンボルの位置及び姿勢が維持されつつ前記予定穿刺経路シンボルの位置及び姿勢が変化し、前記プローブの位置及び姿勢の調整の完了後に前記穿刺アダプタを利用した次の穿刺が実行される。

【 0 0 1 6 】

すなわち、調整過程において、三次元画像内の実績穿刺経路シンボル及び予定穿刺経路シンボルが参照される。三次元画像内では、視点変更等がない限り、実績穿刺経路シンボルは動かない。これに対して、予定経路シンボルの位置及び姿勢は、プローブの位置及び姿勢の調整により変動する。例えば、ターゲットに応じて、実績穿刺経路シンボルに対し

10

20

30

40

50

て、予定穿刺経路シンボルが適切な間隔となるように、しかも両者が平行になるように、プローブの位置及び姿勢が調整される。

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記プローブは前記三次元空間を横切るビーム走査面を形成し、前記三次元参照画像は、更に、前記ビーム走査面を表す走査面シンボルを含み、前記三次元参照画像において前記予定穿刺経路シンボルが前記走査面シンボルの中に表示される。

【 0 0 1 8 】

上記構成によれば、三次元画像内に走査面シンボルが表示されるので、それを参照してプローブの位置及び姿勢を調整すること可能である。望ましくは、走査面シンボルがターゲットを通過し、且つ、予定穿刺経路がターゲット及び実績穿刺経路に対して適切な位置関係となるように、プローブの位置及び姿勢が調整される。いったんプローブの位置及び調整が完了したならば、その状態を保持しつつ、引き続いて穿刺を行えばよい。つまり、プローブの位置及び姿勢の調整が完了したならば、基本的に、その後に穿刺針の位置及び姿勢をあらためて調整することは不要である。

【 0 0 1 9 】

望ましくは、前記三次元参照画像は、更に、ターゲット像に相当する又はターゲット像を包含するターゲットシンボルを含む。例えば、ターゲットとなる組織が三次元画像上において明瞭に表示されていない場合、ターゲットシンボルを表示すれば、穿刺目標を明確に認識できる。また、ターゲットの周囲に穿刺を行いたい場合には、ターゲットよりも適度に大きなサイズをもったターゲットシンボルを表示するのが望ましい。それを目安として、個々の穿刺経路を設定することが容易となる。

【 0 0 2 0 】

望ましくは、前記ボリュームデータに基づいて、前記予定穿刺経路に直交する断面を表す参照画像として直交断面画像を生成する直交断面画像生成手段を含み、前記直交断面画像には前記実績穿刺経路の位置を示す位置マーク及び前記予定穿刺経路の位置を示す位置マークが含まれる。この構成によれば、穿刺方向を視線方向とした画像を得られるので、複数の穿刺経路間の間隔やそれらの配列を容易に認識できる。直交断面画像は断面画像であってもよいし、投影画像等であってもよい。その画像上にターゲット又はそのシンボルが表示されるようにしてもよい。

【 0 0 2 1 】

望ましくは、これから穿刺を行う穿刺針について少なくとも挿入量を特定可能な情報を検出するセンサを含み、前記センサにより検出された情報に基づいて前記予定穿刺経路上における前記直交する断面の位置が変更される。この構成によれば、穿刺針の動きに伴って直交断面画像の内容が変化することになる。上記センサとして位置情報を取得可能なセンサを利用してもよい。

【 0 0 2 2 】

望ましくは、前記超音波画像は前記プローブが形成するビーム走査面を表す二次元断層画像であり、前記二次元断層画像上には前記予定穿刺経路を表す予定穿刺経路シンボルが表示され、前記ビーム走査面の近傍空間に前記穿刺完了後の穿刺針が属する場合に、前記二次元断層画像上に、前記予定穿刺経路シンボルに加えて、当該穿刺針の実績穿刺経路に基づく実績穿刺経路シンボルが表示される。近傍空間は、例えば、ビーム走査面を中心としてその厚み方向に広がる空間である。近傍空間の厚みを超音波ビーム幅相当として定めるようにしてもよい。

【 0 0 2 3 】

望ましくは、超音波画像として、少なくとも予定穿刺経路シンボルを含む二次元断層画像が表示される。更に、そこに実績穿刺経路シンボルその他が表示されるのが望ましい。望ましくは、前記登録手段は、前記超音波画像上の穿刺針像を参照したユーザーにより入力された情報に基づいて前記実績穿刺経路を登録する。望ましくは、前記登録手段は、前記各穿刺針に設けられたセンサからの信号に基づいて前記実績穿刺経路を登録する。望ましくは、前記各穿刺針は高周波治療器具であり、前記三次元空間内に挿入された前記複数

10

20

30

40

50

の穿刺針によって構成される電極アレイに対して高周波信号が供給される。望ましくは、前記三次元画像の中に前記複数の穿刺針による治療範囲を示す治療範囲シンボルを表示する手段を含む。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、複数の穿刺針の挿入を支援できる。あるいは、穿刺済みの穿刺針に対してこれから穿刺する穿刺針を適正な位置関係をもって配置することが容易となる。あるいは、穿刺アダプタへの穿刺針のセットを要することなく、既に穿刺が完了している穿刺経路との関係で、これからの穿刺経路を適正なものにできる。

【図面の簡単な説明】

10

【0025】

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

【図2】治療用穿刺針の一例を示す図である。

【図3】複数本の穿刺が行われた状態を示す図である。

【図4】三次元参照画像の一例を示す図である。

【図5】ターゲットシンボルとしてのガイド球を示す図である。

【図6】1本目の穿刺を行う前の表示内容の一例を示す図である。

【図7】1本目の穿刺が完了した時点での表示内容の一例を示す図である。

【図8】実績穿刺経路の第1登録例を示す図である。

【図9】実績穿刺経路の第2登録例を示す図である。

20

【図10】実績穿刺経路の第3登録例を示す図である。

【図11】絶縁体位置に対応する直交断面参照画像の例を示す図である。

【図12】2本目の穿刺が行われる前の表示内容の一例を示す図である。

【図13】2本目の穿刺が完了した後の表示内容の一例を示す図である。

【図14】第1実施形態の動作を説明するためのフローチャートである。

【図15】第2実施形態に係る超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【図16】第2実施形態に係る治療用穿刺針の一例を示す図である。

【図17】第2実施形態に係る表示例を示す図である。

【図18】直交断面参照画像上での距離表示の一例を示す図である。

【図19】穿刺針配列を模擬する図形の表示例を示す図である。

30

【図20】三次元画像内における治療範囲の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

図1には、本発明に係る医療システムとしての超音波診断システムの第1実施形態がブロック図として示されている。この超音波診断システムは複数の穿刺針の穿刺を支援する機能を備えている。個々の穿刺針は例えば治療用の穿刺器具である。

【0027】

図1において、プローブ10は、本実施形態において、生体の表面上に当接して用いられる超音波送受波器である。プローブ10は、図示されていないプローブケーブルを介して超音波診断システム本体に接続されている。プローブ10は、複数の振動素子からなる1Dアレイ振動子を有している。もちろん、2Dアレイ振動子を設けることも可能である。アレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームを電子走査することにより、走査面12が形成される。走査面12は、二次元データ取込領域である。

40

【0028】

図1において、 r は深さ方向すなわちビーム方向を表しており、 θ は電子走査方向を表している。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。

【0029】

走査面12上にはターゲットの断面14が現れている。プローブ10は、ユーザー（医師、検査技師等）によって保持されるプローブ本体10Aを有し、それには穿刺アダプタ

50

１６が着脱自在に取り付けられている。穿刺アダプタ１６は、プローブ本体１０Ａに対して、一定の距離且つ角度をもって、穿刺針１８を案内する金具である。図１においては、穿刺方向すなわち穿刺経路が符号２０で示されている。図１においては、ターゲットの断面１４を穿刺経路２０が通過している。実際の穿刺経路が走査面１２内に含まれるように、つまり、穿刺針が走査面内を前進運動するように、穿刺アダプタ１６によって穿刺針１８が保持される。穿刺アダプタ１６に挿入量を検出するセンサを設けるようにしてもよい。穿刺アダプタに、穿刺角度及び穿刺針保持位置を可変できる機構を設けてもよい。そのような場合には、穿刺角度や穿刺位置がセンサ等によって検出される。すなわち、プローブ１０との相対的な関係において、穿刺経路２０が特定される必要がある。もっとも、後に説明するように、穿刺針１８自体にその位置情報を検出するためのセンサを設けるようにしてもよい。

10

【００３０】

プローブ１０は磁気センサ２２を備えている。この磁気センサ２２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ものである。三次元空間内に配置された磁場発生器２４は、３軸磁場を発生する機能を有し、磁気センサ２２はその磁場を検出することにより、各軸方向の位置及び各軸回りの回転を検出するものである。具体的には、位置演算部２６が、磁気センサ２２の出力信号に基づいて、プローブ１０の位置及び姿勢を示す位置情報を演算している。位置演算部２６は磁場発生器２４のコントローラとしても機能している。磁気センサ２２、磁場発生器２４及び位置演算部２６によって、側位システム２８が構成されている。測位方式として、磁気方式の他、光学的方式、電磁波方式、その他があげられる。

20

【００３１】

送信部３０は送信ビームフォーマーである。送信部３０からアレイ振動子に対して複数の送信信号が並列的に供給されている。これによりアレイ振動子上におい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にて受波される。これにより、複数の振動素子から複数の受信信号が受信部３２へ送られる。受信部３２は受信ビームフォーマーである。それは複数の受信信号に対する整相加算処理により、受信ビームに相当するビームデータを生成する。そのビームデータは、図示されていない信号処理モジュールを経由して断層画像形成部３４へ送られている。

30

【００３２】

断層画像形成部３４には、複数の受信フレームデータが順次入力される。１つの受信フレームデータは電子走査方向に並ぶ複数のビームデータにより構成される。各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。

【００３３】

断層画像形成部３４は、受信フレームデータに基づいて、Ｂモード画像としてのリアルタイム断層画像を形成するモジュールである。断層画像形成部３４はデジタルスキャンコンバータを備えている。また、本実施形態においては、断層画像形成部３４はグラフィック画像を断層画像に合成する機能も備えている。そのような断層画像の画像データが表示処理部３６へ送られている。グラフィック画像の生成及び合成が表示処理部３６において実行されてもよいし、また制御部４８において実行されてもよい。

40

【００３４】

メモリ３８にはボリュームデータが格納されている。ボリュームデータは、例えばＸ線ＣＴ装置、ＭＲＩ装置、超音波診断装置等により、生体内三次元空間から取得されたものである。本実施形態においては、内部のメモリ３８上にボリュームデータが格納されている。これに代えて、ボリュームデータが外部の記憶媒体上に格納されていてもよく、またボリュームデータがネットワーク上におけるファイルサーバー等に格納されていてもよい。

【００３５】

走査面１２は、ボリュームデータに対応する三次元空間内の断面に相当する。換言すれば、走査面１２の運動範囲をカバーするボリュームデータがメモリ３８上に格納されてい

50

る。

【 0 0 3 6 】

三次元参照画像形成部 4 0 は、ポリウムデータに基づいて、生体内を表す三次元参照画像の形成するモジュールである。三次元参照画像には、ポリウムレンダリング画像あるいはサーフェイスレンダリング画像等が含まれる。本実施形態の三次元参照画像には、三次元グラフィックイメージも含まれる。グラフィックの合成が表示処理部 3 6 等において実行されてもよい。三次元参照画像が含むグラフィックは、プローブ 1 0 の位置情報に基づいてリアルタイムで更新される。例えば、三次元参照画像形成部 4 0 は、穿刺経路を表すシンボルを含んでおり、そのシンボルの位置及び姿勢がプローブ 1 0 の動きに伴ってリアルタイムで更新される。三次元参照画像の画像データは表示処理部 3 6 へ送られている。

10

【 0 0 3 7 】

二次元参照画像形成部 4 2 は、ポリウムデータに基づいて第 1 の二次元参照画像として同一断面画像を形成するモジュールである。すなわち、ポリウムデータから、走査面 1 2 に対応する断面データが抽出され、それに基づいて断層画像が形成される。その断層画像が同一断面画像である。二次元参照画像形成部 4 2 はその画像に対してグラフィック画像を合成する機能も有している。その機能が表示処理部 3 6 等で実行されてもよい。

【 0 0 3 8 】

二次元参照画像形成部 4 4 は、第 2 の参照画像として直交断面画像を形成する機能を有している。すなわち、ポリウムデータ 3 8 から、穿刺経路における所定の深さ地点を横切る断面に相当する断面データが取り出され、それが断層画像として構成される。その断層画像が直交断面画像である。二次元参照画像形成部 4 4 は、その直交断面画像に対してグラフィック画像を合成する機能を有している。その機能が表示処理部 3 6 等によって実行されてもよい。直交断面画像の画像データが表示処理部 3 6 へ送られている。図 1 に示す参照画像形成部以外の他の参照画像形成部が設けられてもよい。プローブ 1 0 が 3 D プローブであり、それによってポリウムデータが取得される場合、そのポリウムデータに基づいて各参照画像が形成されてもよい。

20

【 0 0 3 9 】

表示処理部 3 6 は、入力される複数の画像データを合成し、これにより表示画面データを生成する機能を有している。表示画面データは表示器 4 6 に送られる。表示器 4 6 の画面上には、本実施形態において、リアルタイム断層画像、三次元参照画像、同一断面画像、及び、直交断面画像が表示される。リアルタイム断層画像以外は参照画像であり、それらもリアルタイムでその内容が更新される。但し、ポリウムデータは同一被検者についての過去のデータであるため、現在のターゲットをそのまま表示しているのはリアルタイム断層画像だけである。実際に穿刺針像が表示されるのもリアルタイム断層画像だけである。

30

【 0 0 4 0 】

高周波治療装置本体 5 8 は、本実施形態において、複数の穿刺針型治療器に対して高周波信号を供給する装置である。高周波治療装置本体 5 8 は、複数の穿刺針型治療器が有する複数の電極の中から使用する電極セットを選択する機能、複数の穿刺針型治療器を冷却する機能、等も備えている。

40

【 0 0 4 1 】

なお、図 1 に示される各構成（各ブロック）は、プローブや穿刺針等の一部を除いて、基本的に、1 又は複数のプロセッサ、チップ、電気回路等により構成されている。1 つのチップ、プロセッサ、電気回路が複数の構成に相当してもよい。それぞれの構成はソフトウェアの機能により実現されてもよい。そのようなソフトウェアは CPU において実行されてもよい。1 つのプロセッサにより全てのソフトウェア機能が実現されてもよいし、複数のプロセッサにより複数のソフトウェア機能が実現されてもよい。

【 0 0 4 2 】

制御部 4 8 は、CPU 及びプログラムによって構成されるものである。制御部 4 8 は、

50

図 1 に示される各構成（各ブロック）の制御をしている。制御部 48 は、穿刺履歴登録部 50、穿刺履歴記憶部 52、及び、予定穿刺経路演算部 54 を有している。穿刺履歴登録部 50 は、複数本の穿刺を行う過程において、個々の穿刺が完了した時点において、その時点での穿刺針の穿刺経路あるいは位置情報を穿刺実績（穿刺履歴）としてメモリ上に登録するユニットである。例えば、ある穿刺針についても穿刺が完了したことが判定された場合、その時点における予定穿刺経路が実績穿刺経路として登録されることになる。個々の穿刺針毎に実績穿刺経路が登録される。穿刺履歴記憶部 52 は、穿刺履歴登録部 50 によって登録される情報を格納する記憶領域である。登録タイミングはマニュアルで指定することができ、あるいは自動的に指定することが可能である。すべての治療が完了した後において、穿刺履歴記憶部 52 の記憶内容が消去される。そのような情報が別途保存されてもよい。穿刺履歴記憶部 52 上に、実績穿刺経路の座標情報が登録されてもよいし、それを表すプローブの位置情報が登録されてもよい。穿刺履歴記憶部 52 上に、挿入量すなわち穿刺深さが登録されてもよい。そのような情報が登録されれば、実績穿刺経路シンボルを表示する場合に、実際の深さをシンボルの長さとして表現することが可能である。

10

【0043】

予定穿刺経路演算部 54 は、位置演算部 26 から出力される位置情報に基づいて、穿刺アダプタ 16 によって案内される穿刺針 18 の穿刺経路 20 すなわち予定穿刺経路を演算するモジュールである。例えば、走査面上の予定穿刺経路の座標情報及び三次元空間内の予定穿刺経路の座標情報の両方又は一方が演算される。いずれにしても、直接的に又は間接的に三次元空間において予定穿刺経路を特定するための情報が演算される。演算された情報は必要に応じて、三次元参照画像形成部 40、二次元参照画像形成部 42 及び二次元参照画像形成部 44 へ送られる。それらの参照画像形成部 40、42、44 には穿刺履歴記憶部 52 に登録された情報も与えられている。

20

【0044】

入力部 56 は、例えば、操作パネルにより構成される。それはスイッチ、トラックボール等の入力デバイスを有している。なお、本実施形態においては、磁場方式によって位置情報が計測されていたが、上記のとおり、光学的な計測、電波を利用した計測等の手法が用いられてもよい。また、加速度センサ等のデバイスを利用することも可能である。

【0045】

以下において、上述した各構成及びその動作を更に詳しく説明する。

30

【0046】

図 2 には、穿刺針の一例が示されている。図示されている穿刺針 18 は、高周波治療を行う器具である。図 2 にはその先端部が拡大図として示されている。穿刺針 18 はパイプ型の高周波治療器具である。すなわち、絶縁体 66 を間において 2 つの電極 62、64 を有している。符号 60 は軸体を示している。符号 68 は尖塔形を有する先端チップを示している。もちろん、他の構成をもった治療器具を利用することも可能である。本実施形態では、以下に説明するように、二本又は三本の穿刺針が同時に使用され、それらによってターゲット（治療対象組織）に対する高周波焼灼治療が実行される。

【0047】

図 3 には、穿刺針配列が示されている。具体的には、三本の穿刺針（治療器具）18A、18B、18C を用いてターゲット 70 の治療を行う場合の様子が示されている。図示の例においては、ターゲット 70 が三本の穿刺針 18A、18B、18C の先端部によって囲まれるように、すなわち、ターゲット 70 の外側にそれらが配置されるように、三本の穿刺針が配列されている。そのような状態において、全電極中の全部又は一部が選択され、それらに高周波信号が供給される。これによってターゲット 70 に対する焼灼治療が実行される。

40

【0048】

上記のような配列を実現する場合、基本的には、三本の穿刺針 18A、18B、18C が平行になるようにそれらが挿入され、且つ、それらの先端が互いに揃うように（同じ挿入量となるように）、それらが配置される。しかも、三本の穿刺針 18A、18B、18

50

Cは、図示の例において、均等間隔をもって配置されている。すなわち、穿刺方向から見て正三角形が構成されている。ターゲット70の形状等に応じて様々な配列が選択される。

【0049】

なお、二本の穿刺針によって治療が行われてもよい。以下の説明では、二本の穿刺針によってターゲットの治療を行う場合を前提としている。

【0050】

図4には、三次元参照画像72が示されている。三次元参照画像72がボディマークと称されることもある。三次元参照画像72は、生体内における三次元空間を三次元画像として表現したものである。その表現方式として、ボリュームレンダリング法、サーフェスレンダリング法、その他が利用される。三次元参照画像72は、腫瘍等であるターゲット(ターゲット像)74を有している。また、三次元参照画像72は、第1実績ライン(第1実績穿刺経路シンボル)76、第2予定ライン(第2予定穿刺経路シンボル)78及び走査面マーク(走査面シンボル)77を有している。第1実績ライン76は、1本目の穿刺が完了した時点で登録された実績穿刺経路に基づいて生成される。第2予定ライン78は、走査面マーク77の面内に属するラインであり、それはこれから穿刺を行う穿刺針の穿刺経路を表すものである。このように、第1実績ライン76の参照によって1本目の穿刺経路を認識しながら、2本目の穿刺を行う前に、第2予定ライン78の参照により、二本目の穿刺経路を認識することが可能である。体表上におけるプローブの位置及び姿勢を変更すると、それに伴って走査面マーク77及び第2予定ライン78が運動する。第1実績ライン76に対して第2予定ライン78が適正な位置関係となるように、プローブの位置及び姿勢がユーザーによって定められる。この場合において、第2予定ライン78と共に走査面マーク77が表示されるため、プローブの向き等を直感的に容易に認識することが可能である。

【0051】

なお、三次元参照画像72内に、ターゲット74に加えて他の組織を表示させてもよく、その場合においては、安全性の確保の観点から、血管像が表示されてもよい。その場合、三次元空間内において取得されたドプラ情報を利用して血管の表示を行うようにしてもよい。また、走査面マーク77を中心としてその厚み方向に厚さをもった近傍空間を定義し、その近傍空間内に第1実績ライン76が属した場合、その第1実績ライン76のハイライト表示等を行うようにしてもよい。これによれば、同じ走査面上に、先の穿刺経路と今後の穿刺経路とを共に属させることが容易となる。

【0052】

三次元参照画像72の構築に際しては、様々な方位にレンダリング原点すなわち視点を定めることが可能である。その例が符号80A, 80B, 80Cで示されている。例えば、符号80Bで示すように、穿刺経路に沿って視線方向を定めることも可能である。

【0053】

図5には、図4に示した三次元参照画像72が再び示されている。図5において、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。このことは以下に説明する各図においても同様である。

【0054】

図5において、三次元参照画像72はターゲットガイドとしてのガイド球82を有している。ガイド球82はターゲット像74と同じサイズをもった球体あるいはターゲット像74の外側に設定された球体である。その実体はグラフィックである。例えば、ターゲット像74が三次元参照画像72上において不鮮明な場合、その境界あるいは形態を明確に表示するためにターゲットと同じサイズをもったガイド球82を表示するのが望ましい。あるいは、ターゲット像74の外側周囲に複数の穿刺針の配置を行わなければならない場合、それらの相互の位置関係の認識をより容易化するために、ターゲット74よりも大きなガイド球82を両者の中心を一致させつつ表示するようにしてもよい。これによれば、図示されるように、ガイド球82を各穿刺経路が通過していることを三次元的に直感的に

認識できる。よって、それらの位置関係を容易に把握できる。ガイド球 8 2 のサイズあるいはターゲット像に対する比率をユーザーによって任意に変更できるように構成してもよい。また中心を同一にした多重のガイド球を表示してもよい。

【 0 0 5 5 】

なお、ポリウムデータにおいて、ターゲットを自動的に抽出し、それに基づいてターゲットを強調表示してもよいし、またそれに基づいてガイド球を生成するようにしてもよい。断層画像上又は三次元参照画像上で、ユーザーによりターゲットを特定させ、それに従ってターゲット自動抽出処理を実行させてもよい。

【 0 0 5 6 】

図 6 には、1 本目の穿刺を行う前の表示内容が例示されている。画面 8 4 上には、図示の例において、断層画像（超音波断層画像）8 6、第 1 の二次元参照画像としての同一断面画像 8 8、第 2 の二次元参照画像としての直交断面画像 9 0、及び、三次元参照画像 9 2 が表示されている。ただし、直交断面画像 9 0 については、直交断面がまだ決まっていないために、その画像表示は開始されていない。

【 0 0 5 7 】

断層画像 8 6 は、超音波の送受波により生成されるリアルタイム画像である。断層画像 8 6 上には、穿刺経路が第 1 予定ライン 9 8 として示されている。それはグラフィックである。上述したようにプローブ本体と穿刺アダプタとの位置関係は既知であるため、プローブの位置情報から第 1 予定ライン 9 8 を特定することが可能である。図 6 においては、第 1 予定ライン 9 8 がターゲット 9 4 の一方側周辺部分を通過している。符号 9 6 はガイド円を示している。ガイド円 9 6 は、ガイド球の断面を表すものである。もちろん、そのような表示は必要に応じて行えばよいものである。従来同様の断層画像 8 6 を表示するだけでもよい。

【 0 0 5 8 】

同一断面画像 8 8 は、ポリウムデータから走査面に対応するデータを取り出すことにより生成される。ポリウムデータは例えば CT 装置によって取得されたデータであり、その場合、同一断面画像 8 8 は CT 断層画像となる。同一断面画像 8 8 上には、ターゲット 1 0 0 が現れている。またグラフィックあるいはシンボルとしての第 1 予定ライン 1 0 4 が表示されている。符号 1 0 5 は、第 1 予定ライン 1 0 4 に直交する面の位置を表したラインであり、そのライン 1 0 5 は原点位置にある。ライン 1 0 5 に対応する画像が直交断面画像である。ただし図示の段階では挿入量が未知であるため、直交断面画像の表示は行われていない。

【 0 0 5 9 】

三次元参照画像 9 2 は、1 本目の穿刺経路を表す第 1 予定ライン 7 6 と、それを含んでいる走査面マーク 7 7 と、有している。また、三次元球体としてのガイド球 8 2 を含んでいる。ガイド球 8 2 はターゲットを内包するものである。この例では、ターゲットそれ自体に対してではなく、ガイド球 8 2 に対して穿刺経路が定められている。その結果として、ターゲットに対して穿刺経路が定められる。

【 0 0 6 0 】

図 6 に示された各画像を参照しながら、特に、三次元参照画像 9 2 を参照しながら、ターゲットあるいはガイド球 8 2 に対して、穿刺経路が適正な位置及び姿勢になるように、ユーザーによって、プローブの位置及び姿勢が調整される。より詳しくは、三次元参照画像 9 2 内において、第 1 穿刺ライン 7 6 がガイド球 8 2 に対して適正な位置及び角度をもって通過等するように、プローブの位置及び姿勢が調整される。プローブ調整過程においては、断層画像 8 6 及び同一断面画像 8 8 の内容がリアルタイムで更新される。ただし、それらの画像 8 6、8 8 上において第 1 予定ライン 9 8、1 0 4 の位置は不変である。

【 0 0 6 1 】

図 7 には、1 本目の穿刺が完了した後の表示内容が例示されている。すなわち、1 本目の穿刺について穿刺履歴登録が完了した状態が示されている。

【 0 0 6 2 】

断層画像 8 6 上には第 1 針像 1 0 6 が現れている。穿刺針は一般に硬質部材で構成され、そこからのエコーは強く、断層画像 8 6 上においては、挿入された針の像が現れる。符号 9 8 A は、第 1 実績ラインを示している。すなわち、1 本目の穿刺についての穿刺履歴登録の完了時点で、第 1 予定ラインが第 1 実績ライン 9 8 A に置き換わる。それと同時に、第 2 予定ラインが表示されるが、その生成時点では、それは第 1 実績ライン 9 8 A と同じ位置に表示される（このため図 7 においては第 2 予定ラインが表示されていない）。但し、その時点で両者が識別表示されてもよい。両者が分離状態となるまで、第 2 予定ラインの表示を繰り延べるようにしてもよい。第 1 実績ライン 9 8 A は、三次元空間内において固定された穿刺経路を表すラインであり、三次元空間との関係でプローブの位置及び姿勢が変化すると、断層画像 8 6 上において、第 1 実績ラインの位置及び姿勢が変化し、あるいは、消失する。一方、第 2 予定ラインは、三次元空間内においてプローブと一体的に運動するラインであり、断層画像 8 6 上においては、既に説明した第 1 予定ラインと同様に、不動である。つまり、常に同じ位置に表示されるものである。ちなみに、登録時点で、第 1 予定ラインが第 2 予定ラインに置き換わり、それとは別に第 1 実績ラインが新しく生成されると理解することも可能である。いずれにしても、本実施形態では、登録時点で、第 1 予定ラインから、第 1 実績ラインと第 2 予定ラインとが生成される（ライン分離処理）。

10

【 0 0 6 3 】

同一断面画像 8 8 上においても、1 本目の穿刺についての穿刺履歴登録の完了時点で、第 1 予定ラインが第 1 実績ライン 1 0 4 A に置き換わり、同時に、それと同じ位置に第 2 予定ラインが生成される（それは図示されていない）。同一断面画像 8 8 上においては、第 1 実績ライン 1 0 4 A 上にマーク 1 0 8 が表示されている。マーク 1 0 8 は、穿刺針の先端、絶縁体、又は、電極中心等を示すものである。この例においては穿刺針の先端の位置がマーク 1 0 8 によって表されている。このマーク 1 0 8 は、プローブの位置及び姿勢の変更に伴って、第 1 実績ライン 1 0 4 A と共に移動し、あるいは、消失する。符号 1 1 0 は穿刺経路に対する直交ラインを示しており、それによって特定される直交断面を表した断層画像が直交断面画像 9 0 である。図示の例においては、ターゲット 1 1 2 を取り囲むようにガイド円 1 1 4 がグラフィックとして表示されている。符号 1 1 6 は第 1 実績ラインの位置を表すマークである。

20

【 0 0 6 4 】

三次元参照画像 9 2 においては、1 本目の穿刺についての穿刺履歴登録の完了時点で、第 1 予定ラインが第 1 実績ライン 1 1 8 に置き換わり、同時に、それと同じ位置に第 2 予定ラインが生成される（それは図示されていない）。第 1 実績ライン 1 1 8 は、三次元空間内において固定されたラインであり、視点等を変更しない限り、基本的にそれは動かない。一方、第 2 予定ラインは、プローブと一緒に、走査面マーク 7 7 と一緒に動くラインである。図示の例では、三次元参照画像 9 2 において、ガイド球 8 2 に対して第 1 実績ライン 1 1 8 の一部が入り込んでいる。すなわち、第 1 実績ライン 1 1 8 は、三次元空間の入射位置から三次元空間内の穿刺針先端までの範囲を示すラインであり、それは、ガイド球 8 2 内の部分 1 1 8 b と、それ以外の部分 1 1 8 a と、からなる。このように、各ラインは三次元表現されている。三次元参照画像 9 2 においても、第 1 実績ライン 1 1 8 と、第 2 予定ラインとを同時に表示し、それらを識別表示するようにしてもよい。あるいは、第 2 予定ラインについては、それが第 1 実績ライン 1 1 8 から離れた時点で、その表示を開始するようにしてもよい。そのような表示条件をユーザーによって任意にカスタマイズできるように構成してもよい。

30

40

【 0 0 6 5 】

図 8 には、穿刺履歴の第 1 登録例が示されている。断層画像 8 6 上にはガイド円 9 6 及び第 1 予定ライン 9 8 が表されている。また、断層画像 8 6 上には第 1 針像 1 0 6 が現れている。第 1 登録例においては、ユーザーによる座標指定が行われる。具体的には、先端の位置 1 2 2 と断層画像 8 6（つまり走査面）への入射位置 1 2 0 とがユーザーによって指定される。もっとも、穿刺経路は既知であるため、先端の位置 1 2 2 のみを指定するよ

50

うにしてもよい。なお、上記のように、この登録により、第1予定ライン98から、第1実績ライン及び第2予定ラインが生成される。

【0066】

図9には穿刺履歴の第2登録例が示されている。断層画像86上において、ユーザーにより例えば距離計測が実行され、第1針像106における長さ124がユーザーによって指定される。これにより第1予定ライン98上において針先端の位置が特定される。

【0067】

図10には、穿刺履歴の第3登録例が示されている。第3登録例においては、画像処理が利用される。具体的には、左側の断層画像86に対して二値化処理、セグメント処理等が適用され、それらの画像処理によって断層画像86Aが生成される。それには、画像処理によって抽出された第1針像106Aが含まれる。第1針像106Aにおける先端の位置（左下端の座標）が符号126で示されるように自動的に検出される。あるいは、その地点（絶縁体等の位置）が符号128で示されるように自動的に特定されてもよい。

【0068】

以上のような登録手法により、穿刺経路上において実際に穿刺が行われた長さに関する情報が穿刺履歴記憶部に登録される。そのような情報により各参照画像上に及び断層画像上にグラフィックイメージとして実績ラインを生成することが可能となる。

【0069】

ちなみに、図11に示されるように、直交断面画像として、絶縁体位置を横切る断面に相当する画像を生成、表示するようにしてもよい。すなわち、同一断面画像88において、第2実績ライン104A上に、先端位置を示すマーク108が表示されている。それを基準として絶縁体位置が特定され、それを横切るものが符号110Aで示すラインである。そのラインに相当する直交断面を断層画像として表したものが直交断面画像90である。その画像上において、ガイド円114内には、第1実績ラインに相当する穿刺済み穿刺経路の断面の位置を示す位置マーク116が表示されている。

【0070】

図12には、1本目の穿刺が完了し且つ2本目の穿刺が開始される前に表示される画像の内容が例示されている。断層画像86上には、この例では、第1実績ライン98Aとともに、第2予定ライン130が表示されている。それらのライン98A、130は平行関係にある。この例においては、走査面上に（正確にはその近傍空間内に）第1穿刺針が存在しており、このため断層画像86上に第1針像106が現れており、また、第1実績ライン98Aが表示されている。例えば、第1針像106の表示状態が維持されるように、あるいは、第1実績ライン98Aが継続的に表示されるように、プローブの姿勢を維持したままプローブの位置が走査面方向へシフトされ、その結果、第2予定ライン130が第1実績ライン98Aの右側に登場している。2つのライン98A、130の同時表示を維持すれば、それらの平行関係を確認しつつ、またそれらの距離を確認しつつ、2つ目の穿刺経路を適切に事前設定することが可能である。もちろん、これは一例に過ぎないものであり、ターゲットの位置や形状に応じて第2予定ライン130が適宜定められる。

【0071】

本実施形態においては、断層画像86上に第1実績ライン98を表示させるようにしたが、そのような表示を必ずしも行わなくてもよい。従来同様のBモード断層画像を表示するようにしてもよい。複数の参照画像（特に三次元参照画像92）によって今後の穿刺経路の設定を的確に行える。

【0072】

同一断面画像88上においても、第1実績ライン104Aと第2予定ライン132とが表示されている。第1実績ライン104A上には、穿刺針の先端位置を示すマーク108が表示されている。ちなみに、符号134は、直交断面の初期位置を示すラインである。図示の例においては、2本目の穿刺針についての先端位置が未だ特定されていないため、直交断面画像90は表示されていない。もちろん、ライン134に対応する直交断面画像を表示するようにしてもよい。その場合には直交断面を含む前方空間を表す投影画像を表

示するのが望ましい。

【0073】

三次元参照画像92においては、ガイド球82と共に、第1実績ライン118Aが表示されており、それは上述したようにガイド球に含まれる部分118bとそれ以外の部分118aとからなる。それとともに、走査面マーク77の面上に存在する第2予定ライン136が表示されている。第2予定ライン136は、ガイド球82に含まれる部分136bと、それよりも手前側の部分136aと、ガイド球82よりも奥側の部分136cと、により構成される。このような三次元表現によれば組織とラインとの空間的な関係を直感的に認識し易い。但し、そのような表示方法は例示に過ぎないものである。

【0074】

図12に示した状態において、プローブの位置及び姿勢を変化させると、それに伴って、第1実績ライン98A、104A、及び、第2予定ライン136等が変化する（第1実績ライン118Aは不変である）。よって、ユーザーは表示内容を参照しながら、第1実績ライン98、104、118と第2予定ライン130、132、136とが三次元空間内で適正な間隔をもってほぼ平行になるように、プローブの位置及び姿勢を定める。その場合、例えば、ガイド球82の一方側周辺部分に第1実績ライン118が通過し、ガイド球82の他方側周辺部分に第2予定ライン136が通過するように、プローブの位置及び姿勢が調整されてもよい。ターゲットとの関係で、経路設定を行いやすいように、ガイド球としてのターゲットモデルの大きさや形状等を定めておくのが望ましい。ターゲットモデルとして必要な焼灼範囲を示す形態を採用するようにしてもよい。

【0075】

図13には、二本目の穿刺が完了した時点の表示内容が例示されている。断層画像86上においては、図示の例において、実三次元空間内において走査面（その近傍範囲）内に二本の穿刺針が存在しており、このため、第1実績ライン98A及び第2実績ライン130Aが断層画像上において平行な関係をもって表示されている。それと共にそれらのライン上に第1針像106及び第2針像138が現れている。それらの先端部はターゲット像94を挟み込む両側位置に表示されている。もっとも、走査面から第1穿刺針が外れた場合には、第1実績ライン98Aは表示されず、また第1針像106も表示されなくなる。演算量を軽減するため、断層画像86への第1実績ライン98Aの表示を省略するようにしてもよい。

【0076】

同一断面画像88上にも第1実績ライン104A及び第2実績ライン140Aが表示されている。またそれらのライン上には第1穿刺針及び第2穿刺針の先端の位置を示す2つのマークが表示されている。それらのマークを横切るライン142は直交断面の位置を示しており、その直交断面を画像化したものが直交断面画像90である。そこには2つの実績ラインの断面に相当する位置に表された2つの位置マーク116、144が表示されている。

【0077】

三次元参照画像92においては、ガイド球82に先端部分が差し込まれたような表現形態をもって、2つの実績ライン118A、146が表示されている。新しく表示された第2実績ライン146は、ガイド球82内に属する部分146bとその手前側の部分146aとからなるものである。ガイド球82の透過度を可変設定できるように構成するのが望ましい。

【0078】

上記第1実施形態においては、走査面を基準として三次元空間内に走査面を含む近傍空間が定義され、その近傍空間内に実績穿刺経路が属した場合にのみ、各画面上に実績ラインが表示されている。上記第1実施形態においては、二本の穿刺針による穿刺が示されていたが、三本以上の穿刺針が表示される場合においても、上記同様の処理が実行される。以上説明した構成はいずれも例示であり、治療目的、治療条件、ユーザーのニーズ等に応じて適宜変更することが可能である。

【 0 0 7 9 】

次に、図 1 4 を用いて第 1 実施形態の動作について説明する。

【 0 0 8 0 】

S 1 0 においては、断層画像（B モード画像）上に第 1 予定ラインが表示され、これとともに、三次元参照画像（3 D 画像上）に第 1 予定ラインが表示される。S 1 2 においては、以上のように第 1 予定ラインが表示された状態において、ターゲットと第 1 予定ラインとが適正な関係になるように、プローブの位置及び姿勢がマニュアルで調整される。

【 0 0 8 1 】

S 1 4 においては、本実施形態において、三次元参照画像、断層画像、又は、同一断面画像上において、ユーザーあるいは自動的にターゲット組織が自動的に特定され、それに従い、ターゲットマーカーとしてのガイド球又はガイド円が表示される。例えば、二本の穿刺針による穿刺を行う場合において、2 つの穿刺針の空間的な距離が予め定まっているのであれば、その距離にガイド球の直径を合わせるようにしてもよい。あるいは、ガイド球をそれよりも大きく形成し、最終的に 2 つの穿刺経路がガイド球の両端部を通過するようにしてもよい。

10

【 0 0 8 2 】

プローブの位置及び姿勢が定まった場合、S 1 6 において、プローブの位置及び姿勢を維持しながら、穿刺アダプタを利用して第 1 穿刺針による穿刺が実行される。この場合においては、断層画像、三次元参照画像等が参照され、ターゲット組織あるいはガイド球に対して穿刺針先端が適切な位置となるまで穿刺が実施される。S 1 8 においては、穿刺の完了が確認された時点で、ユーザーにより、あるいは自動的に穿刺履歴の登録が行われる。すなわち現状の座標情報が登録されることになる。プローブの位置及び調整の過程で、穿刺アダプタに穿刺針をセットしてもよいが（但し穿刺前状態でのセット）、そのようなセットをプローブの位置及び姿勢の調整後に行う方がプローブの機動性を高められる。

20

【 0 0 8 3 】

S 2 0 においては、穿刺履歴の登録を受けて、断層画像上においてライン分離処理が実行され、すなわち、その断層画像上に第 1 実績ライン及び第 2 予定ラインが表示される。初期状態において両者は重複して表示された状態となる。よって、見栄えの観点から一方の表示開始をプローブ移動後まで遅らせてもよい。これと同様に、三次元参照画像上においても第 1 実績ライン及び第 2 予定ラインが表示される。そこにおいても初期状態においては 2 つのラインが合体した状態となる。更に、直交参照画像の表示が開始される。その上で、S 2 2 において、穿刺アダプタから第 1 穿刺針がリリース（解放）される。これにより、次の第 2 穿刺針による穿刺の準備が行われる。

30

【 0 0 8 4 】

S 2 4 においては、再び、断層画像、三次元参照画像等を参照しながら、ターゲットあるいはガイド球等との位置関係を考慮しつつ、プローブの位置及び姿勢がマニュアルで調整される。この場合においては、例えば第 1 実績ラインに対して第 2 予定ラインが一定間隔をもって平行になるように、プローブの位置及び姿勢が調整される。

【 0 0 8 5 】

プローブの位置及び姿勢の調整が完了した場合、S 2 6 において、プローブの位置及び姿勢を維持しつつ、穿刺アダプタを利用して第 2 穿刺針による穿刺が再び実行される。

40

【 0 0 8 6 】

穿刺が完了した場合、S 2 7 において穿刺履歴の登録処理が実行される。

【 0 0 8 7 】

その登録処理により、S 2 8 において断層画像上に第 2 実績ラインが表示される。この場合において、走査面上に第 1 穿刺針が存在していれば、断層画像上において第 1 実績ラインも表示される。三次元参照画像上に第 1 実績ライン及び第 2 実績ラインが表示される。更に、直交参照画像の内容が更新される。それらのグラフィックを含む画像を参照することにより、高周波治療にあたって、ターゲットに対して適切な位置関係をもって 2 つの穿刺針が配置されたことを確認することが可能である。

50

【 0 0 8 8 】

この段階において、S 3 0 で示されるように、また後の第 2 実施形態を用いて説明するように、三次元参照画像内に治療範囲を表示するようにしてもよい。S 3 2 においては、必要に応じて穿刺アダプタから第 2 穿刺針がリリースされる。次に、S 3 4 において、高周波治療が実行される。S 3 6 では、断層画像等によって治療後の状態が確認される。S 3 8 においては 2 つの穿刺針が生体内から抜かれる。図 1 4 の動作内容（あるいは手技手順）は例示である。

【 0 0 8 9 】

次に、図 1 5 乃至図 2 0 を用いて第 2 実施形態について説明する。各図において、第 1 実施形態と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

10

【 0 0 9 0 】

図 1 5 に示す例では、2 つの穿刺針 1 5 0 及び 1 4 8 が示されている。ここにおいて、符号 1 4 8 は穿刺実行済の第 1 穿刺針を示している。符号 1 5 0 はこれから穿刺を行おうとしている第 2 穿刺針を示している

。それぞれの穿刺針 1 4 8 , 1 5 0 にはこの例ではセンサ 1 5 2 , 1 5 4 が設けられている。センサ 1 5 2 , 1 5 4 は上述した磁気センサ 2 2 と同様の磁気センサであり、それぞれの穿刺針 1 4 8 , 1 5 0 ごとに位置情報が取得されている。具体的には、それらのセンサ 1 5 2 , 1 5 4 からの信号が位置演算部 1 5 6 に送られており、位置演算部 1 5 6 において、各穿刺針の位置情報（三次元空間内における位置及び姿勢）が演算されている。

【 0 0 9 1 】

20

これにより、穿刺針を生体内に穿刺していく過程において、深さ情報を随時取得することが可能であり、すなわち直交断面画像をリアルタイムで更新することが可能である。また、穿刺完了時点での所定のユーザー入力が行われたときの挿入量をもって先端の位置を特定することが可能である。位置情報に基づいて穿刺履歴登録部 5 0 が穿刺履歴記憶部 5 2 上に必要な情報の登録を実行する。

【 0 0 9 2 】

針情報記憶部 1 5 7 には、個々の穿刺針についてのサイズ、電極長、電極配列、等が登録され、また使用する穿刺針の本数が登録される。そのような針情報を参照することにより、また後述するドジメトリテーブル 1 5 8 を参照することにより治療範囲を自動的に演算することが可能である。高周波治療装置本体 5 8 は、個々の穿刺針に対して高周波信号を供給するものであり、それは冷却機構も備えている。ドジメトリテーブル 1 5 8 内には、穿刺針の本数、配列、使用電極等の情報から特定される治療範囲の情報が格納されている。よって、現状の針配列及び針情報を基礎として、ドジメトリテーブル 1 5 8 を参照することにより、三次元空間内における治療範囲を特定でき、それをグラフィックとして三次元参照画像内に表示することが可能となる。

30

【 0 0 9 3 】

図 1 6 には、第 2 実施形態に係る穿刺針の例が示されている。穿刺針 1 4 8 は治療器具であり、それは挿入部 1 6 0 と体外部 1 6 2 とからなる。挿入部 1 6 0 は先端部 1 6 6 を有し、そこには一対の電極 1 6 8 , 1 7 0 が設けられ、それらの間は絶縁体 1 7 2 である。符号 1 7 4 は先端チップを示している。体外部（操作部）1 6 2 内には磁気センサ 1 5 2 が設けられており、そこから信号 1 7 6 が出力されている。その信号 1 7 6 は図 1 5 に示した位置演算部 1 5 6 へ出力されるものである。また高周波治療装置本体から符号 1 7 8 で示されるように個々の電極に対し高周波信号が与えられている。また符号 1 8 0 で示されるように冷却用の媒体を輸送する配管が設けられており、先端部 1 6 6 が冷却媒体によって冷却されている。行き冷却管と戻り冷却管の 2 本が存在しているが、図 1 6 においては、その内の 1 本が符号 1 8 0 で示されている。

40

【 0 0 9 4 】

図 1 7 には、第 2 実施形態に係る表示例が示されている。それは 2 本目の穿刺の途中の状況を示したものである。断層画像 8 6 上には、第 1 実績ライン 9 8 A と第 2 予定ライン 1 3 0 とが表示されている。第 1 実績ライン 9 8 A 上には第 1 針像 1 0 6 が現れており、

50

第2 予定ライン 1 3 0 上には、途中まで挿入された第2 穿刺針の第2 針像 1 3 8 が現れている。図示の例においては、第1 穿刺針の穿刺履歴の登録情報に従い、第2 予定ライン 1 3 0 における目標到達点が演算されており、それがマーク 1 8 2 によって表されている。その場合、例えば、2 本の穿刺針の先端が揃うように、目標到達点が定められる。ユーザーはマーク 1 8 2 に第2 針像 1 3 8 の先端が到達するまで穿刺を継続すればよい。符号 1 8 4 は穿刺針の先端から目標到達点までの距離を示している。符号 1 8 6 で示すように、2 つの穿刺針の空間的な関係を示す座標情報を演算し、それを画面上に表示するようにしてもよい。例えば各軸上における2 つの穿刺針の間隔を数値で表示してもよい。また、上述した距離 1 8 4 を例えば符号 1 8 8 で示すように画面上に数値として表示するようにしてもよい。

10

【0095】

同一断面画像 8 8 上においては、第1 実績ライン 1 0 4 A と第2 予定ライン 1 4 0 とが表示されており、また第1 穿刺針の先端位置を示すマーク 1 0 8 と、第2 予定ライン 1 4 0 上の目標到達位置を示すマーク 1 0 9 とが表示されている。ちなみに、符号 1 0 0 はターゲット像を示しており、符号 1 0 2 はガイド球の断面を示すガイド円を示している。符号 1 8 6 は直交断面の位置を表すラインを示している。

【0096】

直交断面画像 9 0 上には、第1 実績ラインの断面位置を示すマーク 1 8 8 と、第1 予定ラインの断面の位置を示すマーク 1 9 0 とが表示されている。ここにおいて、投影像が表示されてもよく、そのような構成によればターゲット像 1 1 2 を同画像上に表すことができる。またガイド球に対応するガイド円 1 1 4 を表示させてもよい。

20

【0097】

三次元参照画像 9 2 においては、第1 実績ライン 2 0 0 が表示されており、また第2 予定ライン 2 0 2 が表示されている。この例においては、穿刺針の先端位置が線種の変更によって表現されている。第2 実施形態においても、穿刺アダプタによる穿刺針の案内を前提として、先に穿刺された第1 穿刺針を表す第1 実績ラインを参照しながら、これから穿刺を行う第2 穿刺針に対応した第2 予定ラインの位置を最適化することにより、すなわちそのような2 つのラインの位置関係が適正になるようにプローブの位置及び姿勢を定めることにより、第2 穿刺針について適正な穿刺準備を行える。その上で、プローブの位置及び姿勢を維持したまま、第2 穿刺針の穿刺を行えば、安全且つ容易に第1 穿刺針に対して適正な位置関係をもって第2 穿刺針を配置することが可能となる。もちろん、第2 穿刺針の穿刺途中において、その軌道を断層画像及び三次元参照画像上において確認できるので、穿刺開始後においても安全性を確保可能である。

30

【0098】

図 1 8 には、直交断面画像 9 0 の例が示されている。ここにおいて、符号 1 8 8 は第1 実績ラインの断面の位置を示すマークを示しており、符号 1 9 0 は第2 予定ラインの断面の位置を示すマークを示している。このような直交断面画像上においては、ターゲットから第2 穿刺針先端までの距離を直感的に理解するのは困難であるため、符号 1 9 2 a , 1 9 2 b で示すように、穿刺針の先端からターゲットの中心までの距離に応じてサイズが変化する矩形のボックスを表示させるようにしてもよい。すなわち距離が短くなればなるほどボックスのサイズを小さくすることにより、距離感を直感的に認識できるようにするのである。もちろん、この図形表示は距離表示の一例に過ぎないものである。

40

【0099】

図 1 9 には、三次元参照画像上における穿刺針アレイの表示例が示されている。この例においては3 つの針像 1 8 A , 1 8 B , 1 8 C が含まれている。このような3 つの針像の位置関係を斜め方向から直感的に認識できるようにするため、3 つの針の中心軸を結ぶ例えば符号 1 9 4 で示すような三角形の図形を表示するようにしてもよい。この例においては各穿刺針の絶縁体中心が直線で結ばれ、その結果、三角形の図形 1 9 4 が構成されている。そのような図形 1 9 4 は三次元参照画像上にグラフィックとして表示される。その図形 1 9 4 の代わりに、あるいはそれと共に、3 つの先端を結ぶ図形 1 9 6 を表示してもよ

50

い。それぞれの電極を結ぶ図形 200, 198 を併せて表示するようにしてもよい。このような図形表示によれば、空間的な位置関係を直感的に容易に認識することが可能である。

【0100】

図 20 には、三次元参照画像 72 内における治療領域の表示例が示されている。例えば 2 つの針像 202, 204 に表示した上で、それらを取り囲むような図形として治療領域 206 がグラフィックあるいは図形として表示されるようにしてもよい。この場合においては上述したドジメトリテーブルが参照され、それにしたがって治療範囲が演算、表示されることになる。

【0101】

上述した実施形態においては、穿刺針として治療器具が取り上げられていたが、他の穿刺針を複数本挿入する場合においても、上記同様の構成を採用することが可能である。なお、穿刺ガイドとして複数本の穿刺針をガイドできるものを利用してもよい。

【符号の説明】

【0102】

10 プローブ、12 走査面、22 磁気センサ、24 磁場発生器、34 断層画像形成部、38 メモリ、40 三次元参照画像形成部、42, 44 二次元参照画像形成部、50 穿刺履歴登録部、52 穿刺履歴記憶部、54 予定穿刺経路演算部。

【要約】 (修正有)

【課題】複数の穿刺針の穿刺を支援可能な超音波診断装置を提供する。

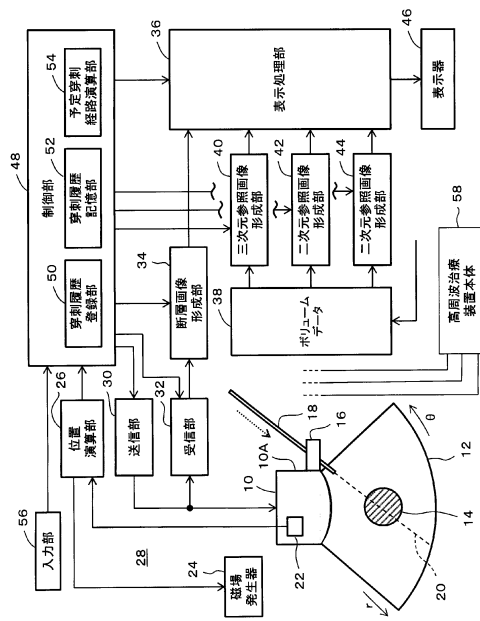
【解決手段】超音波画像(断層画像)と共に三次元参照画像 72 が表示される。三次元参照画像 72 は、一本目の穿刺針を表す第 1 実績ライン 76、及び、二本目の穿刺針の穿刺予定経路を示す第 2 予定ライン 78 を有する。三次元参照画像 72 を参照しながら、第 2 予定ライン 78 が第 1 実績ライン 76 と適正な位置関係となるように、ユーザーによりプローブの位置及び姿勢が調整される。プローブの位置及び姿勢が調整された後に、第 2 穿刺針がプローブに設けられた穿刺ガイドを利用して生体内に挿入される。挿入完了時点で第 2 実績ラインが三次元参照画像 72 内に表示される。

【選択図】図 4

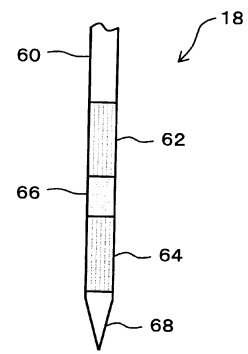
10

20

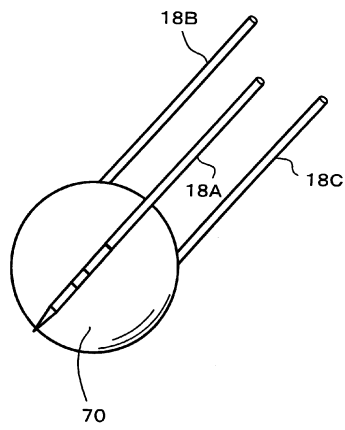
【図 1】



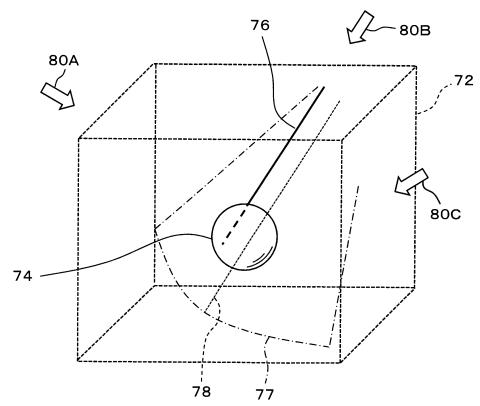
【図 2】



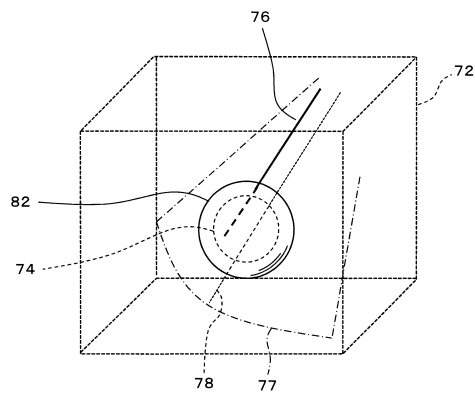
【図 3】



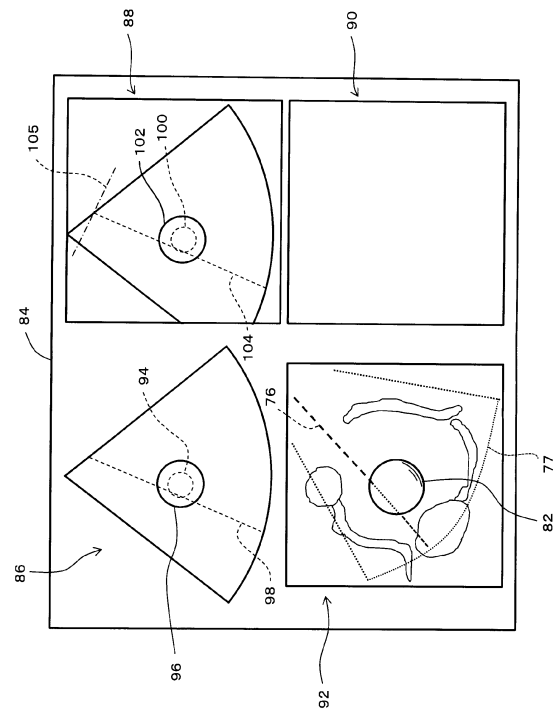
【図 4】



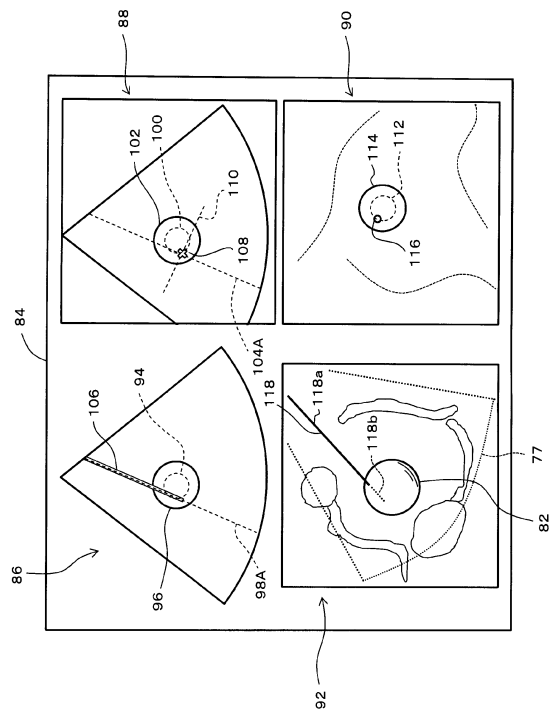
【図 5】



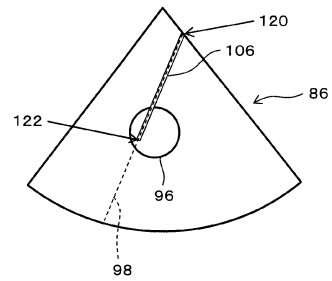
【図 6】



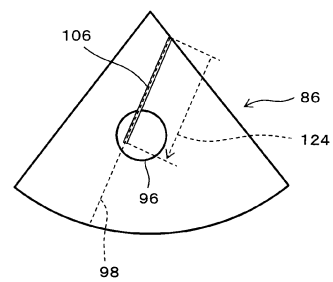
【図 7】



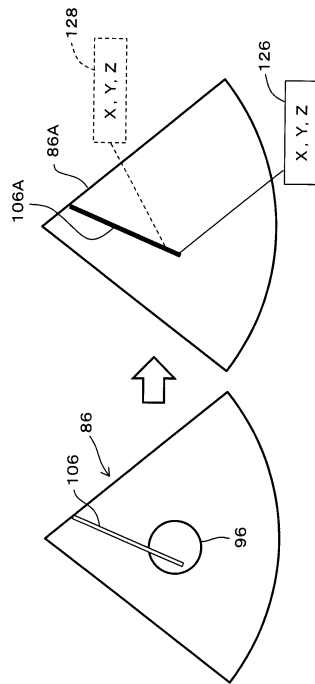
【図 8】



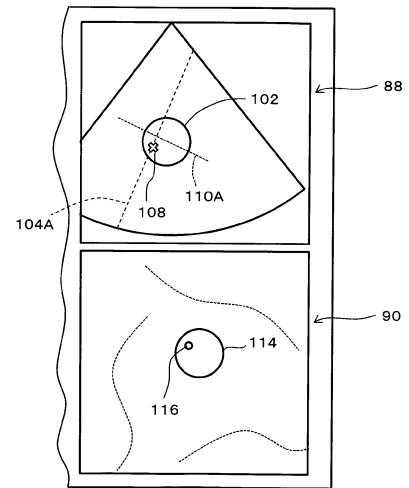
【図 9】



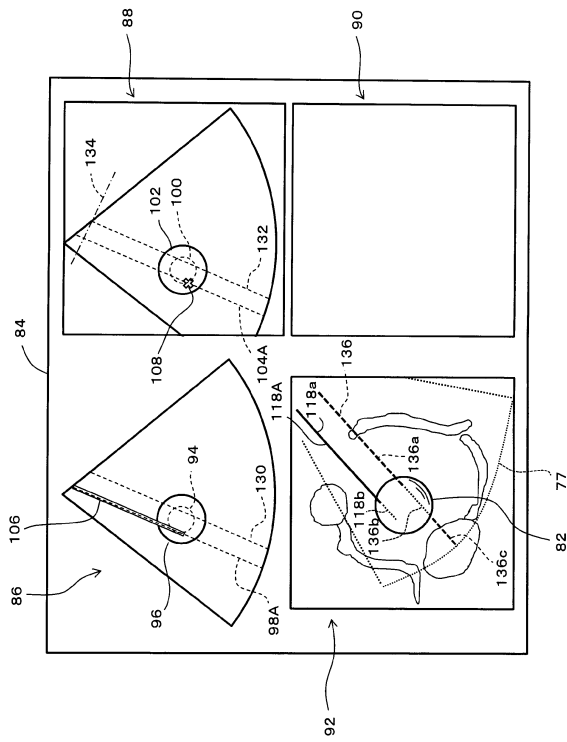
【図 10】



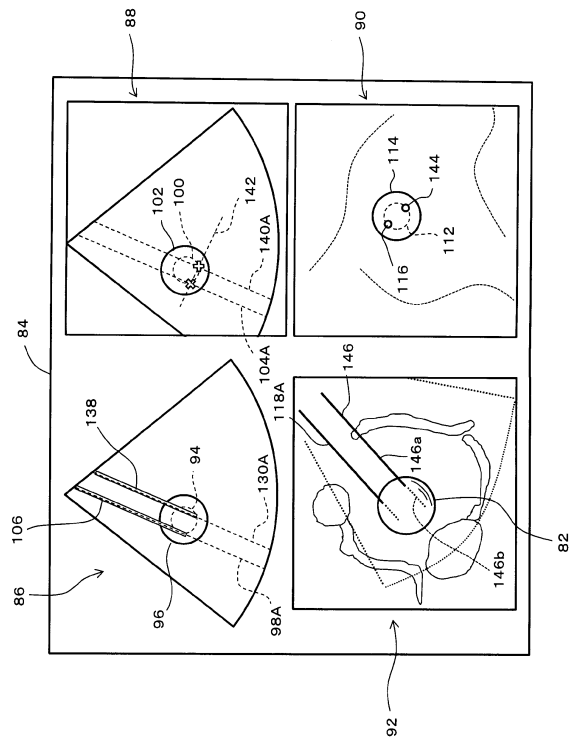
【図 11】



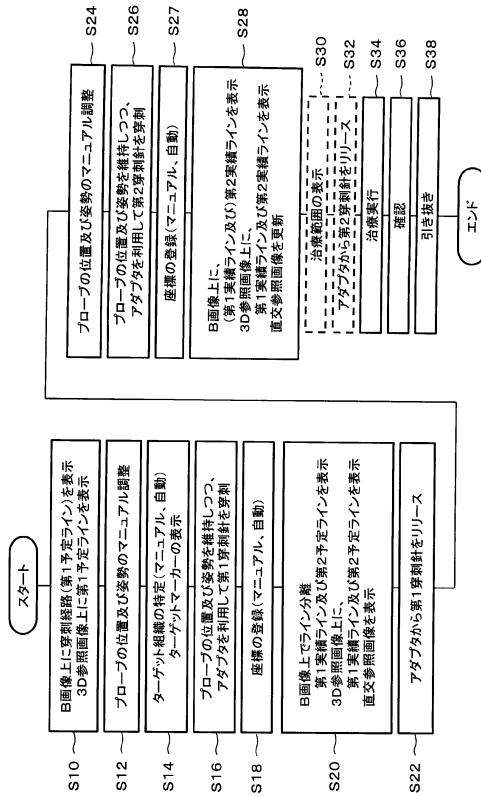
【図 12】



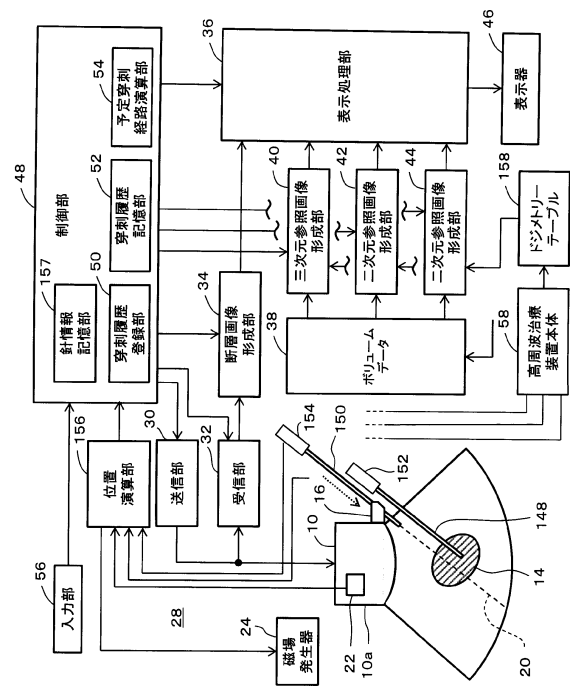
【図 13】



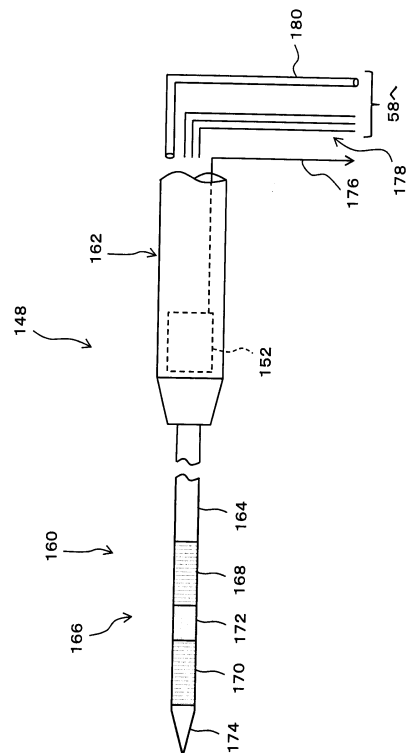
【図 14】



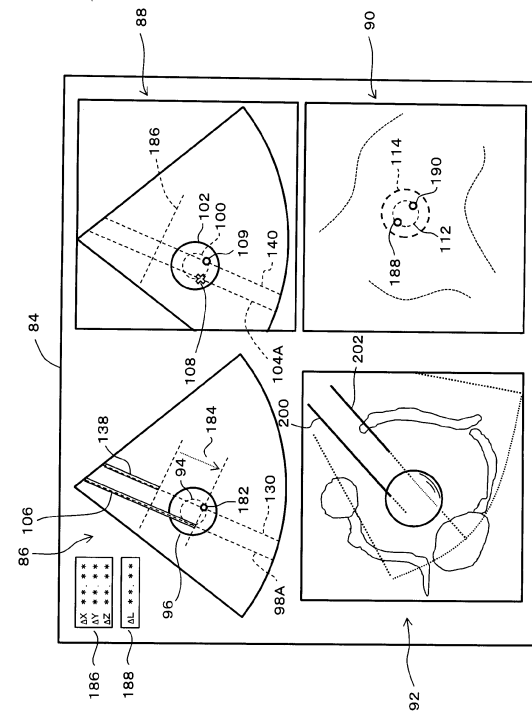
【図 15】



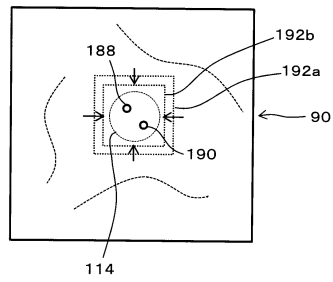
【図 16】



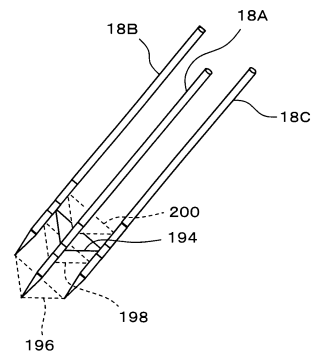
【図 17】



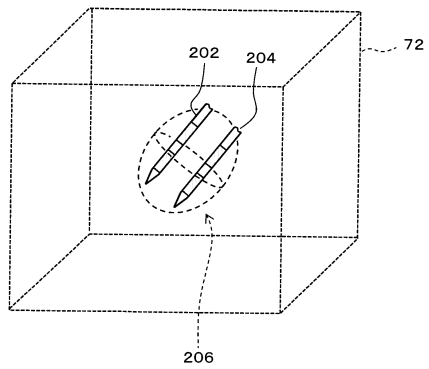
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平5-176922 (J P , A)
特開平11-197155 (J P , A)
特表2000-500031 (J P , A)
特開2005-319173 (J P , A)
特開2005-323669 (J P , A)
特表2005-503191 (J P , A)
特開2006-320590 (J P , A)
特開2012-135394 (J P , A)
米国特許出願公開第2013/0197357 (U S , A 1)
国際公開第2013/175021 (W O , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	医疗系统		
公开(公告)号	JP5830576B1	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2014115453	申请日	2014-06-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	荒井修 村山直之		
发明人	荒井 修 村山 直之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/466 A61B18/1477 A61B2018/00595		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2015228934A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够支持多个穿刺针的穿刺。三维参考图像72与超声图像（断层图像）一起显示。三维参考图像72具有示出第一穿刺针的第一记录线76和示出第二穿刺针的计划穿刺路径的第二预定线78。在参考三维参考图像72时，用户调整探针的位置和方向，以使第二计划线78与第一实际结果线76具有适当的位置关系。在调整了探针的位置和姿势之后，通过使用探针上设置的穿刺引导器将第二穿刺针插入生物体内。当插入完成时，第二性能线显示在三维参考图像72中。[选择图]图4

(21) 出願番号	特願2014-115453 (P2014-115453)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成26年6月4日 (2014. 6. 4)		日立アロカメディカル株式会社
審査請求日	平成27年5月11日 (2015. 5. 11)		東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
		(74) 代理人	110001210 特許業務法人YKK 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
		(72) 発明者	村山 直之 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
		審査官	右▲高▼ 幸幸
最終頁に続く			