

(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2017-74221

(P2017-74221A)

(43) 公開日 平成29年4月20日(2017.4.20)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2015-203447 (P2015-203447)  
 (22) 出願日 平成27年10月15日(2015.10.15)  
 (11) 特許番号 特許第6078134号 (P6078134)  
 (45) 特許公報発行日 平成29年2月8日(2017.2.8)

(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  
 (71) 出願人 504147254  
 国立大学法人愛媛大学  
 愛媛県松山市道後樋又10番13号  
 (71) 出願人 000231729  
 日本赤十字社  
 東京都港区芝大門1丁目1番3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

最終頁に続く

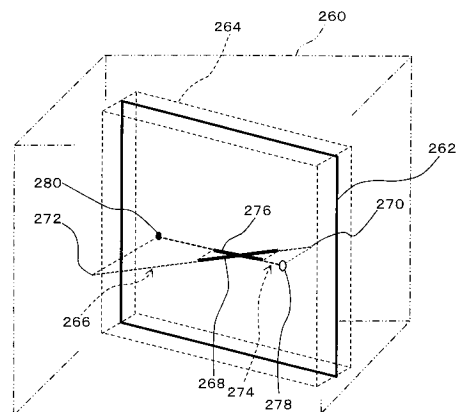
(54) 【発明の名称】 医療システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ターゲット組織に対して複数の穿刺経路を正しく設定できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】観察面262は、例えば超音波ビーム走査面であり、それを基準として観察ゾーン264が定義される。観察面262を表す断面画像を表示する場合、その断面画像上に予定穿刺経路シンボルと共に既存穿刺経路シンボルが表示される。既存穿刺経路シンボルは、投影像274、交差像276、基端マーカー278及び先端マーカー280を含む。プローブの位置及び姿勢を変化させると、予定穿刺経路シンボルに対して既存穿刺経路シンボルの表示位置が変化し、また既存穿刺経路シンボルの表示態様が変化する。それらを観察しながら既存穿刺経路に対して予定穿刺経路が正しく設定された上で、穿刺が実行される。

【選択図】 図10



**【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ための穿刺アダプタを有する超音波プローブと、

前記超音波プローブによりリアルタイムで取得されたデータに基づいて、又は、前記三次元空間から過去に取得されたデータに基づいて、前記三次元空間内に設定された観察面を表す断面画像を形成する画像形成手段と、

これから穿刺を行う穿刺針についての予定穿刺経路を示す予定穿刺経路シンボルと、穿刺完了後の穿刺針についての既存穿刺経路を示す既存穿刺経路シンボルと、を生成するシンボル生成手段と、

前記断面画像、前記予定穿刺経路シンボル、及び、前記既存穿刺経路シンボルを含むナビゲーション画像を表示する表示器と、

を含み、

前記シンボル生成手段は、前記観察面に対して仮想的な厚みを与えることにより観察ゾーンを定義し、

前記既存穿刺経路シンボルは、前記既存穿刺経路を前記観察面に投影することにより生成される投影像であり、

前記投影像には、前記既存穿刺経路の中で前記観察ゾーンと交差している交差部分を表す交差像が含まれる、

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、

前記投影像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して非直交関係にある場合に投影ラインとして表現され、

前記交差像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して交差関係且つ非直交関係にある場合に、前記投影ライン上の交差ラインとして表現される、

ことを特徴とする医療システム。

**【請求項 3】**

請求項 2 記載のシステムにおいて、

前記交差ラインは、前記投影ラインの長さ以下の長さを有し、前記投影ラインの両端間に表示される、

ことを特徴とする医療システム。

**【請求項 4】**

請求項 2 記載のシステムにおいて、

前記シンボル生成手段は、前記既存穿刺経路が前記観察面の後側から前側へ貫いているのか前記既存穿刺経路が前記観察面の前側から後側へ貫いているのかを識別し、その識別結果に従って前記投影ラインの表示形態を変化させる、

ことを特徴とする医療システム。

**【請求項 5】**

請求項 4 記載のシステムにおいて、

前記投影ラインは、前記既存穿刺経路の中で前記観察面の前側に存在する部分を表す前側インジケータと、前記既存穿刺経路の中で前記観察面の後側に存在する部分を表す後側インジケータと、を含むことを特徴とする医療システム。

**【請求項 6】**

請求項 2 記載のシステムにおいて、

前記既存穿刺経路シンボルは、前記既存穿刺経路の基端を示す基端マーカート、前記既存穿刺経路の先端を示す先端マーカート、を含むことを特徴とする医療システム。

**【請求項 7】**

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記投影像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して直交関係にある場合に投影点を

10

20

30

40

50

表す形態で表現され、

前記交差像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して交差関係にあり且つ直交関係にある場合に交差点を表す形態で表現される、

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、

前記観察面は前記三次元空間内において前記超音波プローブによって形成されるビーム走査面に対応し、

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、前記ナビゲーション画像内において前記予定穿刺経路シンボルの表示態様が維持されつつ前記既存穿刺経路シンボルの表示態様が変化する、

ことを特徴とする医療システム。

10

【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、診断のみならず、手術や治療においても利用される。例えば、組織の採取、薬剤の注入、組織の治療等において、穿刺針を生体内に安全に挿入するために、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（アタッチメント器具）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、穿刺針を案内する器具である。超音波画像上において、ターゲット像（例えば腫瘍像）及び穿刺針像を観察しながら、穿刺針を挿入する操作が行われる。例えば、ターゲットの中心に穿刺針の先端又は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。

20

30

【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、ターゲットの周辺又は内部に、複数の穿刺針における複数の先端部が配置された上で、それら複数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に対する焼灼治療が実施される。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が知られている。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、リアルタイム画像としての超音波画像（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。その過去に取得された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、それらの画像が表示される。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、同時に、三次元参照画像及び二次元参照画像の内容が変化する。

40

【0005】

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、それらを順次挿入する手技、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

50

、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。

【0006】

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個別的に検出されている。

【0007】

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が必要があり、また、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。

【0008】

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わからないが、穿刺器具を実際に生体内に挿入するか、あるいは、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、二番目の治療器具の使用を開始する前に、プローブの操作だけで、最初の穿刺経路（既存穿刺経路）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。

【0009】

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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】国際公開第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】米国特許出願公開第2013/0197357号明細書

【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】

【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正しく設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、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ための穿刺アダプタを有する超音波プローブと、前記超音波プローブによりリアルタイムで取得されたデータに基づいて、又は、前記三次元空間から過去に取得されたデータに基づいて、前記三次元空間内に設定された観察面を表す断面画像を形成する画像

10

20

30

40

50

形成手段と、これから穿刺を行う穿刺針についての予定穿刺経路を示す予定穿刺経路シンボルと、穿刺完了後の穿刺針についての既存穿刺経路を示す既存穿刺経路シンボルと、を生成するシンボル生成手段と、前記断面画像、前記予定穿刺経路シンボル、及び、前記既存穿刺経路シンボルを含むナビゲーション画像を表示する表示器と、を含み、前記シンボル生成手段は、前記観察面に対して仮想的な厚みを与えることにより観察ゾーンを定義し、前記既存穿刺経路シンボルは、前記既存穿刺経路を前記観察面に投影することにより生成される投影像であり、前記投影像には、前記既存穿刺経路の中で前記観察ゾーンと交差している交差部分を表す交差像が含まれる、ことを特徴とするものである。

#### 【0013】

1回目の穿刺（1本目の穿刺針の挿入）が完了し、2回目の穿刺（2本目の穿刺針の挿入）を行う前に、ナビゲーション画像を参照することにより、既存穿刺経路と予定穿刺経路の空間的関係を認識できる。つまり、ナビゲーション画像上において、既存穿刺経路シンボルと予定穿刺経路シンボルとが適切な位置関係となるように、例えば、以下に説明する交差像が投影像の全体にわたって表示されるように、プローブの位置及び姿勢が調整される。その調整完了後に実際に穿刺が実行される。3回目以降の穿刺（3本目以降の穿刺針の挿入）においても同様である。上記構成によれば、ナビゲーション画像の参照により、複数の穿刺針をターゲット組織に対して正しくしかも安全に位置決めすることができる。

#### 【0014】

観察面が走査面（超音波ビーム走査面）に相当する場合、断面画像は、超音波プローブによってリアルタイムで取得された走査面データに基づいて生成され、あるいは、超音波診断装置、X線CT装置、MRI装置等によって三次元空間から過去に取得されたボリュームデータ（そこから切り出された走査面相当のデータ）に基づいて生成される。プローブの位置情報を取得すれば、その位置情報から三次元空間内における走査面の位置が特定される。プローブを動かすと、生体中の三次元空間内において走査面の位置及び姿勢が変化する。走査面は通常、予定穿刺経路を含む面である（穿刺アダプタは通常、そのような条件が満たされるように穿刺針を保持、案内する）。断面画像上に既存穿刺経路シンボル及び予定穿刺経路シンボルを表示する場合、プローブを動かすと、予定穿刺経路シンボルは動かずに、既存穿刺経路シンボルの表示位置や表示態様が変化することになる。

#### 【0015】

既存穿刺経路シンボルは既存穿刺経路（実績穿刺経路）を表す表示要素又はグラフィックオブジェクトであり、予定穿刺経路シンボルは予定穿刺経路を表す表示要素又はグラフィックオブジェクトである。それぞれの経路は基本的に直線であるから、それぞれのシンボルの形態は基本的には直線状である。既存穿刺経路シンボルは、望ましくは、穿刺針ごとにその穿刺が完了した時点以降に表示される。より望ましくは、穿刺完了時点で又はそれ以降に、予定穿刺経路シンボルが既存穿刺経路シンボルに変化する。

#### 【0016】

既存穿刺経路シンボルは、観察面上への既存穿刺経路の投影像として構成される。観察面上における投影像の位置、方向及びサイズから、観察面と既存穿刺経路の空間的関係を直感的に認識できる。しかも、既存穿刺経路が観察面と交差している場合（つまり既存穿刺経路が観察面のいずれかの箇所を貫通し又はそれに属する場合）、投影像には交差像が含まれるので、交差像の有無、交差像の位置、交差像のサイズから、観察面と既存穿刺経路との間の具体的な関係、つまり交差の有無、交差角度、交差位置等を認識できる。このように、既存穿刺経路シンボルとして、投影像及び交差像を表示することにより、既存穿刺経路と予定穿刺経路の空間的な関係をより正確に、より具体的に、認識することが可能である。交差像が投影像の全体に及ぶ場合、観察ゾーン内に既存穿刺経路が属していると判断できる。その判断精度を高めるために、観察ゾーンの厚みを徐々に小さくするようにしてもよい。

#### 【0017】

望ましくは、前記投影像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して非直交関係にある場合に投影ラインとして表現され、前記交差像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対し

10

20

30

40

50

て交差関係且つ非直交関係にある場合に、前記投影ライン上の交差ラインとして表現される。望ましくは、前記交差ラインは、前記投影ラインの長さ以下の長さを有し、前記投影ラインの両端間に表示される。投影ライン上に交差ラインを重畳表示するようにしてもよいし、交差ラインに相当する部分が欠落した投影ラインを表示するようにしてもよい。観察面内に既存穿刺経路が完全に属する場合、交差ラインが投影ラインの全体に及ぶことになる。その場合、投影ラインを非表示としてもよい。

【0018】

望ましくは、前記シンボル生成手段は、前記既存穿刺経路が前記観察面の後側から前側へ貫いているのか前記既存穿刺経路が前記観察面の前側から後側へ貫いているのかを識別し、その識別結果に従って前記投影ラインの表示形態を変化させる。この構成によれば、観察面との関係で、既存穿刺経路の向き（穿刺針進行方向）を正しく認識できる。観察面を基準として見て、後側は一方側であり、前側はそれとは反対側であり、つまり他方側である。

10

【0019】

望ましくは、前記投影ラインは、前記既存穿刺経路の中で前記観察面の前側に存在する部分を表す前側インジケータと、前記既存穿刺経路の中で前記観察面の後側に存在する部分を表す後側インジケータと、を含む。この構成によれば2つのインジケータの対比観察により既存穿刺経路の向きをより正確に認識できる。

【0020】

望ましくは、前記既存穿刺経路シンボルは、前記既存穿刺経路の基端を示す基端マーカと、前記既存穿刺経路の先端を示す先端マーカと、を含む。基端マーカは、穿刺針の実際の基端、穿刺針における体表相当の位置、あるいは、穿刺針における基端側の所定の位置を表すマーカであってもよい。先端マーカは、穿刺針における先端あるいは電極位置を示すマーカであってもよい。

20

【0021】

望ましくは、前記投影像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して直交関係にある場合に投影点を表す形態で表現され、前記交差像は、前記既存穿刺経路が前記観察面に対して交差関係にあり且つ直交関係にある場合に交差点を表す形態で表現される。それらの形態として、点、円、その他の図形をあげることができる。

【0022】

望ましくは、前記観察面は前記三次元空間内において前記超音波プローブによって形成されるビーム走査面に対応し、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、前記ナビゲーション画像内において前記予定穿刺経路シンボルの表示態様が維持されつつ前記既存穿刺経路シンボルの表示態様が変化する。

30

【発明の効果】

【0023】

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。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正しく設定できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明に係る超音波診断システムの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。

50

【図 8】 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 9】 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 10】 観察面を含む観察ゾーンを示す図である。

【図 11】 観察ゾーンと既存穿刺経路との関係を示す図である。

【図 12】 既存穿刺経路シンボル（投影像）の第 1 表示例を示す図である。

【図 13】 既存穿刺経路シンボルの第 2 表示例を示す図である。

【図 14】 既存穿刺経路シンボルの第 3 表示例を示す図である。

【図 15】 既存穿刺経路シンボルの第 4 表示例を示す図である。

【図 16】 既存穿刺経路シンボルの他の形態を示す図である。

【図 17】 インジケータ要素ピッチの計算方法を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【0026】

図 1 には、医療システムとしての超音波診断システム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り、観察面とも言える。

20

【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、 $\theta$  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 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 12 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するための機構を設けてもよい。そのような場合には、穿刺角度及び穿刺針保持位置がセンサ等によって検出される。図示の例においては、プローブ 10 と穿刺経路 20 との位置関係は常に一定である。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。

30

40

【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、X 軸磁場、Y 軸磁場及び Z 軸磁場を発生する機能を有し、磁気センサ 22 はそれら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角度を検出する。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

50

コントローラとしても機能する。磁気センサ 2 2、磁場発生器 2 4 及び位置演算部 2 6 によって、側位システム 2 8 が構成されている。測位方式として、上記磁気方式の他、光学的方式、電磁波方式、その他があげられる。

#### 【 0 0 3 1 】

送信部 3 0 は送信ビームフォーマーである。送信部 3 0 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 3 2 へ送られる。受信部 3 2 は受信ビームフォーマーである。受信部 3 2 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 3 4 へ送られている。

10

#### 【 0 0 3 2 】

断層画像形成部 3 4 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。

#### 【 0 0 3 3 】

断層画像形成部 3 4 は、受信フレームデータに基づいて、Bモード画像（二次元超音波画像）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。その断層画像は、走査面（断面）上の組織構造を表した画像である。断層画像形成部 3 4 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 3 4 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（合成画像）の画像データが表示処理部 3 6 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 3 6 において実行されてもよいし、また制御部 4 8 において実行されてもよい。

20

#### 【 0 0 3 4 】

メモリ 3 8 には過去に取得された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データである。本実施形態においては、内部のメモリ 3 8 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。

30

#### 【 0 0 3 5 】

走査面 1 2 は、ボリュームデータに対応する三次元空間内の断面（観察面）に相当する。走査面 1 2 は基本的には三次元空間内を運動する。

#### 【 0 0 3 6 】

三次元参照画像形成部 4 0 は、ボリュームデータに基づいて、生体内を表す三次元参照画像を形成するモジュールである。三次元参照画像には、三次元超音波画像としてのボリュームレンダリング画像、サーフェ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。三次元参照画像に含まれているグラフィックイメージは、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、後述するように、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。

40

#### 【 0 0 3 7 】

二次元参照画像形成部 4 2 は、ボリュー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、ボリュームデータから、走査面 1 2 に対応する断面データが抽出され、こ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 】

50

二次元参照画像形成部 44 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、ボリュームデータから、穿刺経路における所定の深さ地点を横切る直交断面に相当する断面データが取り出され、それに基づいて断層画像が構成される。その断層画像が直交断面画像である。本実施形態では、後に説明するように、ターゲット組織の横断面を表す直交断面画像が生成されている。二次元参照画像形成部 44 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 36 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 36 へ送られている。図 1 に示す参照画像形成部 40, 42, 44 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 10 として 3D プローブを利用し、それによってボリュームデータが取得される場合、そのボリュームデータに基づいて各参照画像が形成されてもよい。

10

#### 【0039】

後に説明するように、Bモード断層画像、第 1 の二次元参照画像（同一断面画像）、及び、第 2 の二次元参照画像（直交断面画像）の上には、それぞれ、既存穿刺経路を表す既存穿刺経路シンボル、及び、予定穿刺経路を表す予定穿刺経路シンボル、が表示される。それらのシンボルを含む各画像はそれぞれナビゲーション画像として機能する。本実施形態では、Bモード断層画像及び第 1 の二次元参照画像に対しては、それぞれ、既存穿刺経路シンボルとして、既存穿刺経路を観察面（つまり走査面）上へ投影することにより生成される投影像が合成される。その投影像と共に交差像も表示される。三次元超音波画像にも、既存穿刺経路を表す既存穿刺経路シンボル、及び、予定穿刺経路を表す予定穿刺経路シンボル、が合成表示される。そのような三次元超音波画像もナビゲーション画像とい

20

#### 【0040】

表示処理部 36 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 46 に送られる。表示器 46 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、同一断面画像、直交断面画像、及び、三次元参照画像、が表示される。リアルタイム断層画像以外の各画像は参照画像であり、それらもリアルタイムでその内容が更新される。但し、ボリュームデータは同一被検者についての過去のデータであるから、現在のターゲット組織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。実際に穿刺針像が登場するのもリアルタイム断層画像だけである。

30

#### 【0041】

高周波治療装置本体 58 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 58 は、複数の穿刺針型治療器が有する複数の電極の中から実際に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。

#### 【0042】

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。それぞれの構成が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。

40

#### 【0043】

制御部 48 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 48 は、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既存穿刺経路として登録されることになる。個々の

50

穿刺針毎に既存穿刺経路が登録される。穿刺履歴記憶部 5 2 は、穿刺履歴登録部 5 0 によって登録される情報を格納する記憶領域である。登録タイミングをマニュアルで指定することができ、あるいは登録タイミングを自動的に判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 5 2 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 5 2 上に、既存穿刺経路の座標情報が登録されてもよいし、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 5 2 上に、挿入量すなわち穿刺の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、既存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。

#### 【 0 0 4 4 】

予定穿刺経路演算部 5 4 は、位置演算部 2 6 から出力される位置情報に基づいて、穿刺アダプタ 1 6 によってこれから案内される穿刺針 1 8 の穿刺経路 2 0 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が演算される。いずれにしても、三次元空間において予定穿刺経路を直接的に又は間接的に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 4 0、二次元参照画像形成部 4 2、及び、二次元参照画像形成部 4 4 へ送られる。それらの参照画像形成部 4 0, 4 2, 4 4 には、穿刺履歴記憶部 5 2 に登録された情報も与えられている。

#### 【 0 0 4 5 】

入力部 5 6 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、等の手法を用いて位置情報を計測するようにしてもよい。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。

#### 【 0 0 4 6 】

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。

#### 【 0 0 4 7 】

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 1 8 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 1 8 はパイプ型の高周波治療器具である。すなわち、絶縁体 6 6 を間においてその両側に 2 つの電極 6 2, 6 4 が設けられている。符号 6 0 は軸体を示している。符号 6 8 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、治療時に、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。

#### 【 0 0 4 8 】

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）1 8 A, 1 8 B, 1 8 C を用いてターゲット 7 0 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 7 0 が三本の穿刺針 1 8 A, 1 8 B, 1 8 C の先端部によって囲まれるように、すなわち、ターゲット 7 0 の周囲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 7 0 に対する焼灼治療が実行される。

#### 【 0 0 4 9 】

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 1 8 A, 1 8 B, 1 8 C 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。三本の穿刺針 1 8 A, 1 8 B, 1 8 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 7 0 の形状等に応じて様々な配列が選択される。

#### 【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

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。

【0051】

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、ポリウムレンダリング法、サーフェスレンダリング法、その他があげられる。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既存穿刺経路シンボル(第1既存ライン)76、第2予定穿刺経路シンボル(第2予定ライン)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既存穿刺経路シンボル76は、1本目の穿刺が完了した時点で登録される既存穿刺経路に基づいて生成される。第2予定穿刺経路シンボル78は、走査面マーク77の面内に属するように三次元表現されている。第2予定穿刺経路シンボル78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。2本目の穿刺を行う前に、第1既存穿刺経路シンボル76の参照によって1本目の穿刺経路を認識しながら、第2予定穿刺経路シンボル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予定穿刺経路シンボル78が運動する。第1既存穿刺経路シンボル76に対して第2予定穿刺経路シンボル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予定穿刺経路シンボル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。

10

20

【0052】

なお、三次元参照画像72内に、ターゲット像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ブ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一定の厚さをもった近傍空間(観察ゾーン)を定義し、その近傍空間内に第1既存穿刺経路が属した場合、第1既存穿刺経路シンボル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の両方を共に属させることが容易となる。

【0053】

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。

30

【0054】

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。

【0055】

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イメージである。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、ターゲット像74よりも大きなガイド球82をそれらの中心を一致させつつ表示するのが望ましい。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82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セットを表示してもよい。

40

50

## 【 0 0 5 6 】

なお、ボリュームデータにおいて、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 7 】

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。個々の穿刺操作においては、図 6 に示されるような複数のナビゲーション画像を含む穿刺支援画像が表示される。具体的には、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 A、及び、三次元参照画像 9 2 が表示されている。

10

## 【 0 0 5 8 】

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。それは、観察面つまり走査面の現在の様子を表す画像である。断層画像 8 6 上には、穿刺経路が第 1 予定穿刺経路シンボル 9 8 として示されている。それはグラフィック図形である。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（固定）であるため、プローブの位置情報から、三次元空間内における第 1 予定穿刺経路を特定することが可能である。図 6 においては、第 1 予定穿刺経路シンボル 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。

20

## 【 0 0 5 9 】

同一断面画像 8 8 は、過去に取得されたボリュームデータから、走査面に対応する面データを取り出すことにより生成される。ボリュームデータは例えば 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。それを取り囲むようにガイド球の断面を示すガイド円 1 0 2 が表示されている。同一断面画像 8 8 上においても、穿刺経路を表すグラフィック要素として第 1 予定穿刺経路シンボル 1 0 4 が表示されている。同一断面画像上において、その位置は不変である。プローブを動かすと、第 1 予定穿刺経路シンボル 1 0 4 は動かず、ターゲット 1 0 0 及びガイド円 1 0 2 の位置が変化する。ターゲット 1 0 0 の中心 2 0 0 はガイド球又はガイド円の生成段階においてユーザーにより指定され、あるいは、自動的に検出される。そのような動作により、三次元空間内におけるターゲットの中心の座標が特定される。

30

## 【 0 0 6 0 】

本実施形態では、中心 2 0 0 を通り、且つ、第 1 予定穿刺経路に直交する面として、直交断面が定義される。同一断面画像 8 8 上には、直交断面を示す断面シンボル（断面ライン）1 0 5 が表示されている。直交断面は C 面とも称される。

## 【 0 0 6 1 】

直交断面画像 9 0 A は、断面シンボルに対応する直交断面を表す画像である。すなわち、ボリュームデータから直交断面に相当する面データが切り出され、それに基づいて直交断面画像 9 0 A が生成される。プローブの動きに従って直交断面が生体内で運動すると、直交断面画像の内容が変化する。符号 2 0 4 はターゲットを示しており、符号 2 0 6 はターゲットの中心を示しており、符号 2 0 2 はガイド球の断面としてのガイド円を示している。符号 2 1 0 は、走査面を示す断面シンボル（断面ライン）を示している。断面ライン 2 1 0 は中心 2 0 6 を通過している。直交断面画像 9 0 A 上には、第 1 予定穿刺経路シンボルとしてのマーカー 2 0 8 が表示されている。そのマーカー 2 0 8 は、具体的には、特定の座標を示す形態を有し、それは断面ライン 2 1 0 上にあり、図示の例では、ガイド円 2 0 2 の内側近傍にある。それは、これから挿入される穿刺針の通過位置を示している。符号 2 1 2 及び符号 2 1 4 で示すように、直交断面として表示するエリアを上下左右方向にシフトできるように構成してもよい。なお、走査面つまり同一断面がターゲット中心を

40

50

通過しない場合、直交断面画像 90A において、断面ライン 210 は中心 206 からシフトした位置に表示される。

【0062】

三次元参照画像 92 は、図 4 及び図 5 に示した三次元参照画像である。それは、1 本目の穿刺経路を表す第 1 既存穿刺経路シンボル 76 と、それを含んでいる走査面マーク 77 と、有している。また、三次元球体としてのガイド球 82 を含んでいる。ガイド球 82 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 82 に対して穿刺経路が定められている。

【0063】

図 6 に示された各画像をナビゲーション画像として参照しながら、ターゲットあるいはガイド球（ガイド円）に対して、穿刺経路が適正な位置及び姿勢となるように、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。プローブ調整過程においては、それぞれの画像がリアルタイムで更新される。但し、ポリウムデータは過去に取得されたデータであるので、そこから生成された参照画像は過去データを表す画像である。

10

【0064】

以上のような複数のナビゲーション画像の参照により第 1 予定穿刺経路が正しく設定されると、プローブの位置及び姿勢を維持したまま、穿刺アダプタの案内によって、穿刺針が生体内へ挿入される。穿刺針の挿入量は、断層画像上において目視により特定可能である。挿入量をセンサによって自動的に検出するようにしてもよい。

【0065】

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。これは、1 本目の穿刺についての穿刺履歴登録により表示されるものである。穿刺履歴登録では、例えば、穿刺針先端の三次元座標が登録され、あるいは、穿刺針の挿入量に基づいて計算される穿刺経路の全体を示す三次元座標情報が登録される。

20

【0066】

断層画像 86 上には第 1 針像 224 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 86 上においては、挿入された針の像が現れる。断層画像 86 上には、第 1 既存穿刺経路シンボル 216 が表示されている。具体的には、第 1 既存穿刺経路シンボル 216 は B モード断層画像上に重畳（合成）表示されている。第 1 既存穿刺経路シンボル 216 は、およそ線状のグラフィック像として構成されており、具体的には、それは、投影ライン 218（この例では後述する交差ラインと一致）、基端マーカ-220、及び、先端マーカ-222 を含む。投影ライン 218 は、ガイド円 96 の端部に進入しており、その先端がターゲット 94 の近傍を通過している。断層画像 86 上においては、ガイド円 96 上に先端マーカ-222 が表示されている。基端マーカ-220 は、穿刺針の基端側の所定箇所を示すマーカ-である。所定箇所は、穿刺針の尾端、穿刺針における体表上の位置、穿刺針における走査面進入位置、等として定められる。先端側と基端側とを区別できれば足り、基端の厳密な位置をユーザーに認識させることまでは不要である。先端マーカ-222 は、穿刺針の先端の位置、先端部における電極部中心の位置、等を表すものである。それが示す位置は治療を行う上で重要である。それらのマーカ-220、222 の態様は互いに相違しており、図示の例では、基端マーカ-が白い円 40 で表現されており、先端マーカ-が黒い円 40 で表現されている。これらは例示である。両者のサイズ等を異ならせてもよい。

30

40

【0067】

図 7 は、1 本目の穿刺について登録を行った直後の状態を示しており、第 1 既存穿刺経路と第 2 予定穿刺経路とが一致しているために、第 1 既存穿刺経路シンボル 216 だけが表示されており、第 2 予定穿刺経路シンボルはまだ表示されていない。プローブを動かせば、第 1 既存穿刺経路シンボルの表示位置及び表示態様が変化し（穿刺針像も同じように変化する）、それに連動するように、第 2 予定穿刺経路シンボルが画面上に現れる（その登場位置は図 7 において第 1 既存穿刺経路シンボルが表示されている位置と同じである）。このことは、図 7 に示されている他の画像 88、90A においても同様である。後に説

50

明する図 8 にはその状態が示されている。なお、上記のようにプローブを動かすと、三次元参照画像 9 2 においては、第 1 既存穿刺経路シンボル 7 6 A は動かず、走査面マーク 7 7 が運動し、プローブ運動開始後に第 2 予定穿刺経路シンボルが登場する。後に説明する図 8 にはその状態も示されている。

【 0 0 6 8 】

図 7 において、同一断面画像 8 8 上にも、第 1 既存穿刺経路シンボル 2 2 6 が表示されている。第 1 既存穿刺経路シンボル 2 2 6 は、既に説明した第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 と同様に、投影ライン 2 2 8 (上記同様に、後述する交差ラインと一致)、基端マーカ- 2 3 0、及び、先端マーカ- 2 3 2 を含む。同一断面画像 8 8 には、既に説明した直交断面ライン 1 0 5 及びガイド円 1 0 2 が表示されている。同一断面画像 8 8 上において

10

【 0 0 6 9 】

直交断面画像 9 0 A には、マーカ-としての第 1 既存穿刺経路シンボル 2 3 4 が表示されている。それは、ターゲットの中心を通る直交断面への既存穿刺経路の投影点であり、同時に、直交断面と第 1 既存穿刺経路の交差点でもある。三次元参照画像 9 2 にも第 1 既存穿刺経路を表す第 1 既存穿刺経路シンボル 7 6 A が表示されている。

【 0 0 7 0 】

上記説明では、穿刺完了後の穿刺履歴登録の時点で、第 1 予定穿刺経路シンボルが第 1 既存穿刺経路シンボルに置換され、その後、プローブが動かされた時点で、第 2 予定穿刺経路シンボルが後から表示されるようにしていたが、穿刺履歴登録の時点で、第 1 既存穿刺経路シンボルと一緒に第 2 予定穿刺経路シンボルが表示されるようにしてもよい。本実施形態によれば、2 つのシンボルが同じ位置に重合表示されて両者の識別が困難になる事態を回避できる。本実施形態において、例えば、第 1 既存穿刺経路と第 2 予定穿刺経路との間の距離が所定値を超えた場合に、第 2 予定穿刺経路シンボルの表示を開始させてもよい。

20

【 0 0 7 1 】

以上のように、1 本目の穿刺針が正しく挿入されると、できるだけプローブの位置及び姿勢を保持したまま、穿刺アダプタから 1 本目の穿刺針が解放される。その後、体表面上において、第 2 穿刺経路を設定するために、体表面上におけるプローブの位置及び姿勢が再び調整される。その場合、望ましくは、プローブを、その姿勢を保ったまま、体表上において平行移動させる操作が実行される。

30

【 0 0 7 2 】

図 8 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 8 6 上には、第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 とともに、第 2 予定穿刺経路シンボル 2 3 6 が表示されている。図 8 に示す第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 の位置は、図 7 に示した第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 の位置とは異なる。具体的には、この例では、前者は後者を平行移動させたものに相当する。走査面上には (正確にはその近傍空間内には) 第 1 穿刺針が存在しており、このため断層画像 8 6 上に第 1 針像 2 2 4 が現れている。例えば、断層画像 8 6 上において、第 1 針像 2 2 4 の表示状態が維持されるように、あるいは、第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 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に沿う方向へシフトされる。その結果、第 2 予定穿刺経路シンボル 2 3 6 が第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 の右側に登場している。2 つのシンボル 2 1 6 , 2 3 6 の同時表示の実現により、それらの平行関係を確認しつつ、またそれらの間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 予定穿刺経路が適宜定められる。

40

【 0 0 7 3 】

なお、本実施形態においては、断層画像 8 6 上に第 1 既存穿刺経路シンボル 2 1 6 を表示させるようにしたが、そのような表示を行わなくてもよい。従来同様の B モード断層画像だけを表示するようにしてもよい。その場合でも、他の複数の参照画像によって今後の

50

穿刺経路の設定を的確に行える。複数のシンボルが合成表示され得る断層画像だけをナビゲーション画像として表示してもよい。

【0074】

図8において、同一断面画像88上においても、第1既存穿刺経路シンボル226と第2予定穿刺経路シンボル238とが表示されている。第1既存穿刺経路シンボル226は、上記のように、投影ライン(交差ライン)、先端マーク及び基端マークを含むものである。本実施形態では、第1既存穿刺経路の登録時点で、直交断面を規定する対象が、第1予定穿刺経路から第2予定穿刺経路へ引き継がれる。つまり、ターゲット中心を通過し且つ第2予定穿刺経路に直交する断面として直交断面が再定義される。

【0075】

直交断面画像90Aは、上記のように直交断面を表した画像である。直交断面画像90A上には、第1既存穿刺経路シンボル234と、第2予定穿刺経路シンボル240と、がそれぞれマーカとして表示されている。第1既存穿刺経路シンボル234は、直交断面上における第1既存穿刺経路の投影点又は交差点を示すものである。投影点かつ交差点(通過点)の場合と、投影点かつ非交差点(非通過点)の場合とで、第1既存穿刺経路シンボル234の表示態様を異ならせるのが望ましい。また、第1既存穿刺経路シンボル234の表示態様と、第2予定穿刺経路シンボル240の表示態様と、を異ならせるのが望ましい。三次元参照画像92内には、三次元表現された第1既存穿刺経路シンボル76A及び第2予定穿刺経路シンボル241が表示されている。

【0076】

以上のように、複数のナビゲーション画像上において、第1既存穿刺経路シンボルと第2予定穿刺経路シンボルとを表示することにより、第1既存穿刺経路に対して第2予定穿刺経路を適切に設定した上で、実際に2回目の穿刺を実行することが可能である。特に、第1既存経路シンボルの表示に際して、投影ライン(交差ライン)、基端マーク及び先端マークを表示するようにしたので、観察面である走査面から第1既存穿刺経路がずれた場合であっても、第1既存穿刺経路の空間的位置を正確に認識し易いという利点を得られる。三次元参照画像が表示されない場合であっても、そのような利点を得られる。

【0077】

図9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上には、第1既存穿刺経路シンボル216と第2既存穿刺経路シンボル242とが表示されている。すなわち、三次元空間内には、ターゲットを挟むように2本の穿刺針が平行に挿入されている。両者の挿入量はほぼ同一である。第1既存穿刺経路シンボル216は、投影ライン(交差ライン)、先端マーク及び基端マークを含む。そこには、第1針像224も表示されている。同じく、第2既存穿刺経路シンボル242は、投影ライン(交差ライン)244、先端マーク248及び基端マーク246を含む。そこには、第2針像250も表示されている。

【0078】

同一断面画像88上にも第1既存穿刺経路シンボル226及び第2既存穿刺経路シンボル252が表示されている。第2既存穿刺経路シンボル252は、第1既存穿刺経路シンボルと同様に、投影ライン(交差ライン)253、先端マーク256及び基端マーク254を含んでいる。

【0079】

直交断面画像90A上には、ガイド円202上に、第1既存穿刺経路シンボル234及び第2既存穿刺経路シンボル258が表示されている。三次元参照画像92には、第1既存穿刺経路シンボル76Aと第2実績穿刺経路シンボル259とが含まれる。

【0080】

ターゲットに対して2つの穿刺針が正しく位置決められた後、2本目の穿刺針が穿刺アダプタから解放される。その後、ターゲットに対する焼灼治療が実行される。その後、超音波診断によってターゲットの状態を観察するようにしてもよい。焼灼治療の実行後、2つの穿刺針が生体から引き抜かれる。

10

20

30

40

50

## 【0081】

上記実施形態においては、二本の穿刺針の挿入が示されていたが、三本以上の穿刺針が挿入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。

## 【0082】

本実施形態の超音波診断システムは、上述した既存穿刺経路シンボルの表示態様（投影像としての投影ライン、交差像としての交差ライン等）を特徴事項とするものである。以下、図10乃至図17を用いて、その表示について詳しく説明する。

## 【0083】

観察面が走査面である場合、観察面上には常に予定穿刺経路が属することになる。そのような条件が満たされるように、穿刺アダプタが穿刺経路を規定するからである。よって、断層画像上及び同一断面画像上には、基本的に、常に、予定穿刺経路シンボルの全部が表示されることになる。一方、既存穿刺経路の全部が観察面（走査面）に属するのはプローブの位置及び姿勢がある特定の条件に合致した場合だけである。よって、特別な工夫なく、既存穿刺経路を断層画像上及び同一断面画像上にそのまま表示しようとした場合、既存穿刺経路が走査面に交差していなければ既存穿刺経路はまったく表示されないことになり、又は、既存穿刺経路が走査面に交差していれば既存穿刺経路は単なる交差点として表示されることになる。そのような表示態様では既存穿刺経路と走査面との空間的関係を認識することが困難となる。そこで、本実施形態では、既存穿刺経路の表示に際しては、観察面へのその投影像を表示するようにしている。観察面が走査面でない場合、予定穿刺経路を投影像として表示するようにしてもよい。

## 【0084】

図10には三次元空間が示されている。それには走査面としての観察面262が含まれる。観察面262に対して仮想的な厚みが与えられており、その厚みによって板状の観察ゾーン264が定義される。厚さ方向の中心は観察面262である。観察面262の前後にそれぞれ半ゾーンが存在している。厚みの大きさはユーザーによって設定され、あるいは、何等かのパラメータに従って自動的に設定される。治療状況や治療条件に応じて厚みを可変するのが望ましい。

## 【0085】

三次元空間260内には穿刺経路（具体的には既存穿刺経路）266が存在している。図示の例では、穿刺経路266が観察面262を貫通している。穿刺経路は基端270と先端272の間の直線経路である。穿刺経路266を観察面262上に投影することによって投影像274が定義される。投影像は、線状のグラフィック図形である投影ラインとして表示される。基端270から観察面262上に垂線を降ろし、観察面262と垂線とが交わった点が投影像274の基端である。その基端は基端マーカ-278によって表現される。先端272から観察面262上に垂線を降ろし、観察面262と垂線とが交わった点が投影像274の先端である。その先端は先端マーカ-280によって表現される。基端マーカ-278と先端マーカ-280は互いに異なる表示態様で表示される。図示の例では、基端マーカ-278は白色の円であり、先端マーカ-280は黒色の円である。もちろん、それらの表示態様は一例である。

## 【0086】

穿刺経路266内において、観察ゾーン264に交差している（含まれる）部分が線分268である。図10においては線分268が太いラインとして表現されている。穿刺経路266と観察面262との位置関係が不変であっても、厚みの大きさによって、線分268のサイズは変化する。線分268を上記同様の手法によって観察面262上に投影したものが交差像276である。それは交差ラインとして表示される。図10においては交差像276が太いラインとして表現されている。交差像276は、それ自身、投影像でもあり、先に説明した投影像274上に存在するものである。交差像276が表示されるのは、穿刺経路266が観察ゾーン264に交差している場合だけである。交差が生じてい

10

20

30

40

50

ない場合、投影像 274 は表示されても、交差像 276 は表示されない。より詳しくは、交差が生じている場合、交差像 276 は、投影像 274 の両端間に表示され、交差像 276 は投影像 274 の長さ以下の長さを有する。観察面 262 に対して穿刺経路 266 の位置が変化すると、それに従って、投影像 274 の位置及び長さが変化し、また交差像 276 の位置及び長さが変化することになる。交差像 276 の変化の中には交差像 276 の消失が含まれる。

#### 【0087】

本実施形態では、図 7 乃至図 9 に示した既存穿刺経路シンボルとして、上記のような投影像 274 が投影ラインとして表示される。具体的には、既存穿刺経路シンボルには、投影像 274 の他、基端マーカー 278 及び先端マーカー 280 が含まれ、更に交差が生じている場合には交差ラインとしての交差像 276 が含まれる。加えて、後述するように、観察面 262 に対する交差（貫通）向きを表現する場合には、既存穿刺経路シンボルに、所定のインジケータ群も含まれる。このような既存穿刺経路シンボルの表示によれば、穿刺経路が観察面に対して 1 点で交差していても、あるいは、交差それ自体が生じていなくても、観察面と穿刺経路との空間的な関係をおよそ認識できる。

10

#### 【0088】

図 11 には観察ゾーン 264 の断面が示されている。その断面は穿刺経路 266 中の線分が属している面である。観察面の法線に対して穿刺経路 266 が角度  $\theta$  で交わっている。観察ゾーン 264 の厚み  $d$  に対して、交差像の長さ  $L$  は、例えば、 $L = d \cdot \tan \theta$  で計算される。 $d$  の大きさを変化させれば、 $L$  の大きさも変化する。スライス厚、位置決め精度、位置決め容易性等を考慮して、 $d$  の大きさを可変設定するのが望ましい。

20

#### 【0089】

図 12 には既存穿刺経路シンボルの第 1 表示例が示されている。同一断面画像 330 上には、破線状の予定穿刺経路シンボル 292 と共に、既存穿刺経路シンボル 332 が表示されている。既存穿刺経路シンボル 332 は、破線状の投影ライン 274、白い円形の基端マーカー 278、黒い円形の先端マーカー 280、及び、太い実線状の交差ライン 276、により構成されている。交差ライン 276 は投影ライン 274 上に重畳表示されている。投影ライン 274 における交差ライン 276 に相当する部分を非表示としてもよい。つまり、実際に視認できる部分だけを投影ライン 274 として生成するようにしてもよい。この例では、基端マーカー 278 が同一断面画像内に属している。ガイド円については図示省略されている。上記のような既存穿刺経路シンボルが更に断層画像上及び直交断面画像上にも表示されるのが望ましい。既存穿刺経路が観察面と直交した場合、投影像は例えば円及び点の一方となり、既存穿刺経路が観察面と直交かつ交差した場合、交差像は例えば円及び点の他方となる。直交断面画像上に既存穿刺経路シンボルを表示する場合、直交断面が観察面とされ、直交断面を基準として投影像及び交差像が計算される。

30

#### 【0090】

2 本目の穿刺に先立って、プローブの位置及び姿勢を変化させると、同一断面画像上において、予定穿刺経路シンボルの表示態様は変わらず、既存穿刺経路シンボルの表示態様が動的に変化することになる。例えば、既存穿刺経路に対して予定穿刺経路を平行に設定したい場合、同一断面画像上において、予定穿刺経路シンボルに対して既存穿刺経路シンボルが所定の間隔をもって平行になるように、具体的には、既存穿刺経路シンボルにおいて交差ラインが投影ラインに一致するように、プローブの位置及び姿勢が調整される。なお、穿刺アダプタ側から見た予定穿刺経路と既存穿刺経路の位置関係は、通常、直交断面画像上において容易に認識することが可能である。直交断面画像上において、既存穿刺経路が線状ではなく点又は円の像として表示されれば、直交断面に対して既存穿刺経路が正しく直交したことになる。3 本目以降の穿刺においても同様である。3 本目以降の穿刺においては、複数の穿刺経路を同時に観察する際に、直交断面画像及び三次元画像が有用である。

40

#### 【0091】

図 13 には既存穿刺経路シンボルの第 2 表示例が示されている。同一断面画像 330 上

50

には、予定穿刺経路シンボル 292 と共に、既存穿刺経路シンボル 332 が表示されている。既存穿刺経路シンボル 332 においては、投影ラインと交差ラインとが一致している（符号 276 参照）。このため、基端マーカ-278 と先端マーカ-280 との間の全部が太いラインとして表示されている。これは既存穿刺経路が観察ゾーン（走査面を基準とする一定の厚み範囲）に属していることを意味している。基端マーカ-278 は、この例では、同一断面画像（走査面）の縁上に存在している。

#### 【0092】

図 14 には既存穿刺経路シンボルの第 3 表示例が示されている。同一断面画像 330 上には、予定穿刺経路シンボル 292 と共に、既存穿刺経路シンボル 332 が表示されている。既存穿刺経路シンボル 332 においては、投影ラインの表示座標と交差ラインの表示座標とが一致しており、例えば、投影ラインが円で表現されており、交差像が点で表示されている。図 14 に示す表示態様では基端マーカ-及び先端マーカ-は表示されていない。上記の円及び点がそれらのマーカ-であると理解することも可能である。観察ゾーンに対して既存穿刺経路が交差していない場合、交差像は表示されない。つまり、図 14 に示す態様は、観察面に対して既存穿刺経路が完全に直交していることを表している。

10

#### 【0093】

図 15 には既存穿刺経路シンボルの第 4 表示例が示されている。同一断面画像 330 上には、予定穿刺経路シンボル 296 と共に、既存穿刺経路シンボル 298 が表示されている。既存穿刺経路シンボル 298 は、破線状の投影ライン 300、太い実線状の交差ライン 306、大きな白い円で表現された基端マーカ-302、及び、小さな黒い円で表現された先端マーカ-304 を含む。この例では、基端マーカ-が同一断面画像（走査面）の外部に表示されている。予定穿刺経路シンボル 296 はその両端が同一断面画像（走査面）からはみ出ている。

20

#### 【0094】

図 7 乃至図 9 に示した断層画像、同一断面画像及び直交断面画像の表示に際しては、以上のような既存穿刺経路シンボルを表示するのが望ましい。

#### 【0095】

図 16 には既存穿刺経路シンボルについての他の表示形態が示されている。既存穿刺経路シンボル 308 は、投影像 310、交差像 316、基端マーカ-318 及び先端マーカ-320 を含む。投影像 310 は、図示の例において、ライン状の 2 つのインジケータ 312, 314 を含む。例えば、各インジケータ 312, 314 は複数の三角形要素により構成されている。個々の要素の向き（尖塔形が向く方向）は穿刺方向を示している。インジケータ 312 の表示態様（例えば色）は、基端から交差部分までの区間が観察ゾーンの奥側（裏側、一方側）にあるか手前側（表側、他方側）にあるかを示している。同じく、インジケータ 314 の表示態様（例えば色）は、基端から交差部分までの区間が観察ゾーンの手前側（表側、他方側）にあるか奥側（裏側、一方側）にあるかを示している。例えば第 1 色（例えばグレー）が奥側を示し、第 2 色（例えば白）が手前側を示す。交差が生じている場合、基本的には、2 つのインジケータ 312, 314 の内の一方が第 1 色で奥側インジケータとして表現され、他方が第 2 色で前側インジケータとして表現される。前後を定めるのに際しては図 4 に示した視点を基準としてもよい。方向の識別は例えば図 1 に示した制御部によってなされる。但し交差像が基端又は先端に到達している場合、いずれかのインジケータが表示されないこともある。

30

40

#### 【0096】

観察面への既存穿刺経路の交差角度の大小に応じて、2 つのインジケータ 312, 314 の表示態様を変化させてもよい。例えば、図 17 に示されるような条件に従って、要素間ピッチを変化させてもよい。観察ゾーン 264 は観察面に対して一定の厚みを与えることにより定義される。観察面に対する直交方向として法線 334 が定義される。角度は法線 334 に対して穿刺経路 266 がなす角度である。採用する要素間ピッチを  $D$  とし、その初期値を  $C$  とした場合、例えば、 $R = C * \sin$  により、要素間ピッチ  $D$  を定めるようにしてもよい。個々の 2 つのインジケータ 312, 314 を構成する要素数を、投影ラ

50

インにおける交差ラインの両側に存在する2つの区間の大きさと、上記のように計算された要素間ピッチDと、から決定してもよい。

【0097】

以上のように、投影像の一部としてインジケータを含めることにより、あるいは、投影像にインジケータを付加することにより、穿刺経路が観察面の奥側から手前側へ突き抜けているのか手前側から奥側へ突き抜けているのかを直感的に容易に認識することが可能である。上記の説明において登場した個々の計算式は例示である。

【0098】

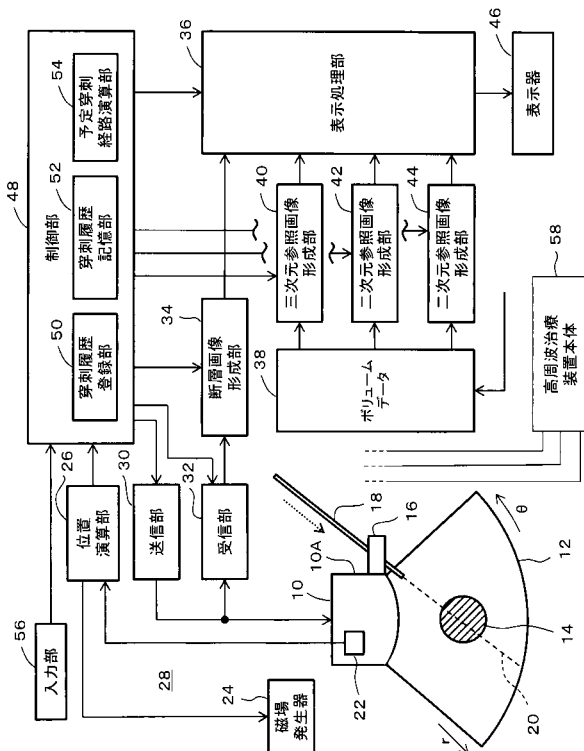
なお、直交断面画像等の表示に際して、個々の穿刺経路についての座標情報を表示してもよく、また、穿刺経路間の距離情報を表示してもよい。

【符号の説明】

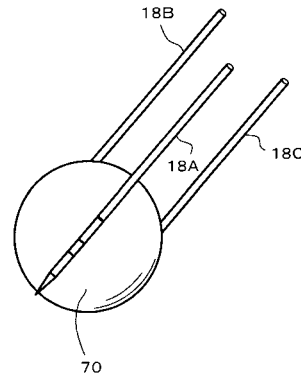
【0099】

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、262 観察面(走査面)、266 穿刺経路、274 投影像、276 交差像、278 基端マーカー、280 先端マーカー。

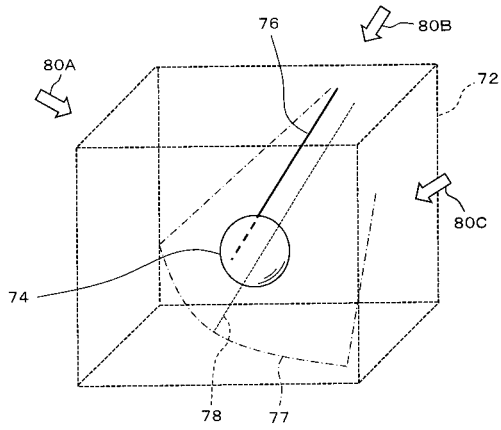
【図1】



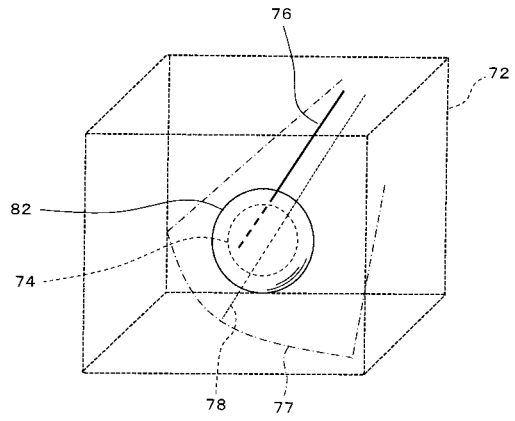
【図3】



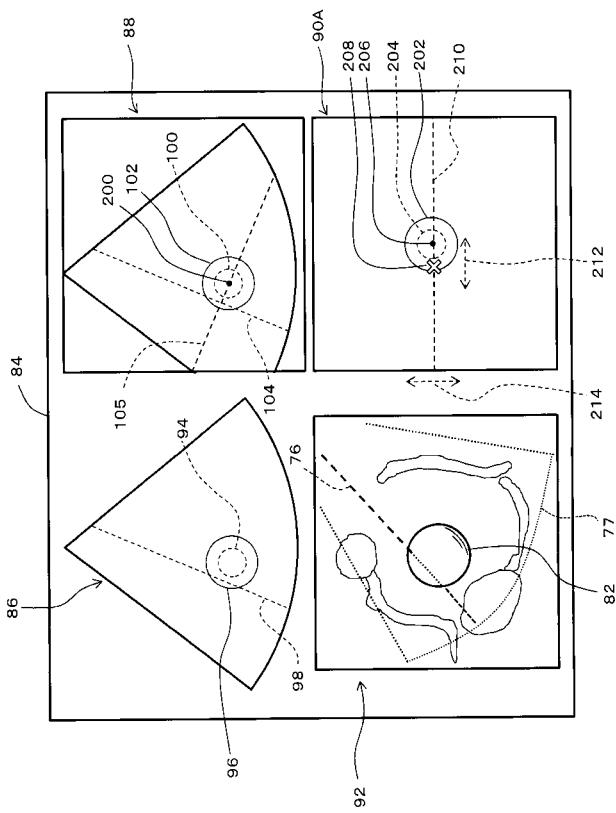
【 図 4 】



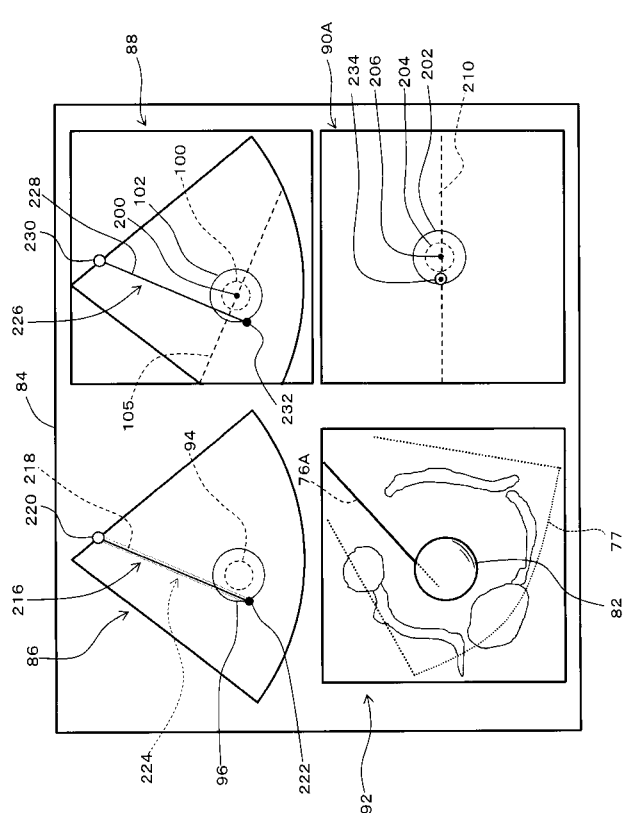
【 図 5 】



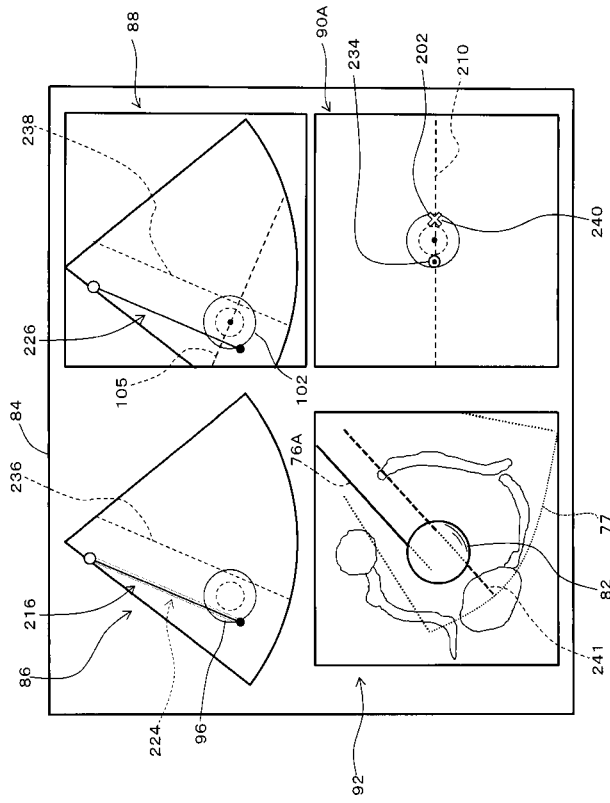
【 図 6 】



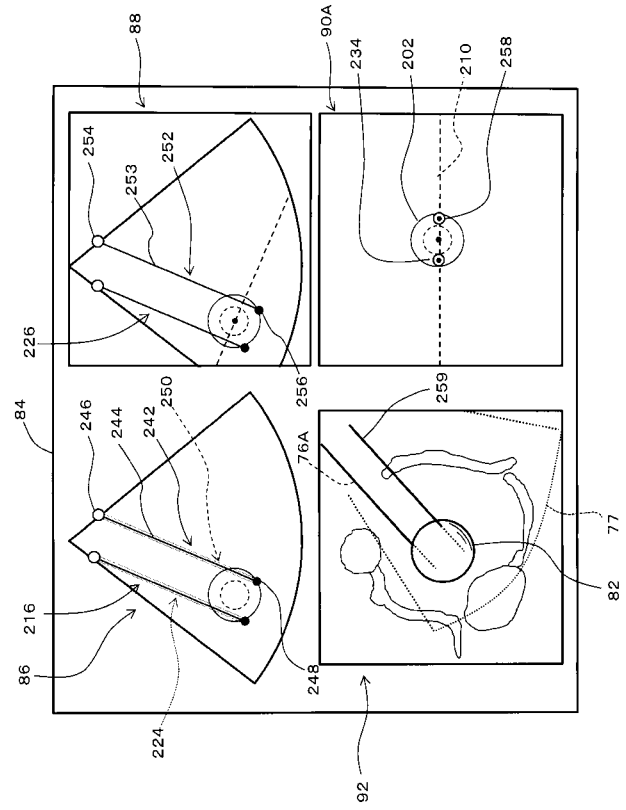
【 図 7 】



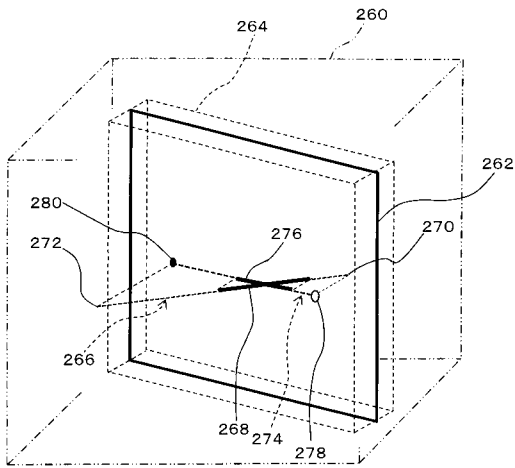
【 図 8 】



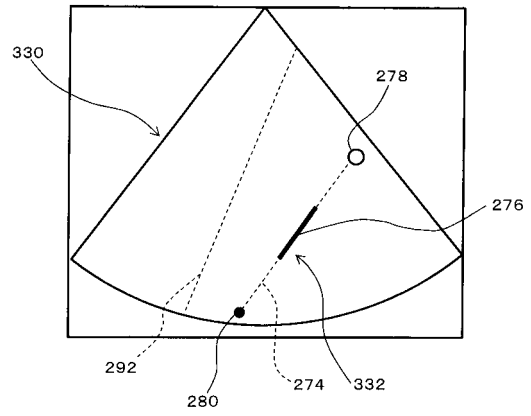
【 図 9 】



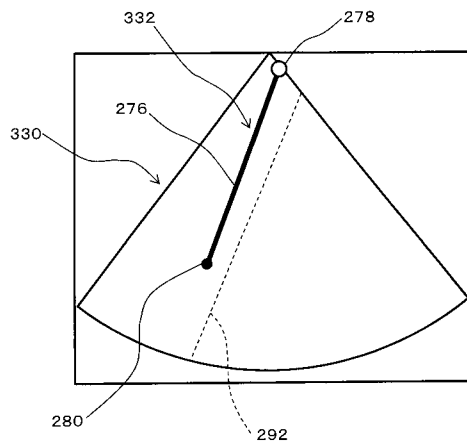
【 図 10 】



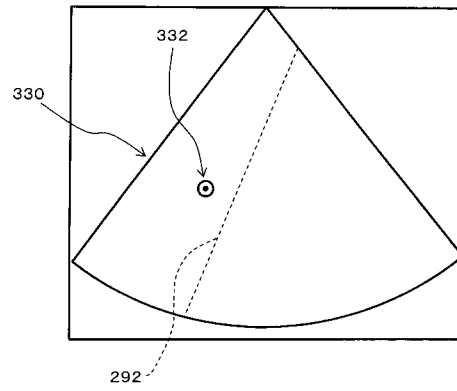
【 図 12 】



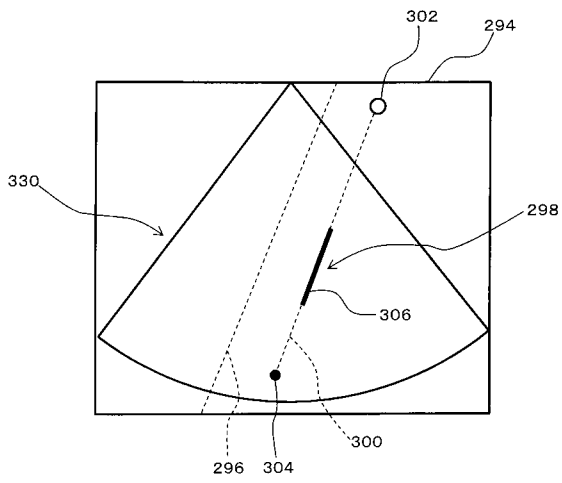
【 図 1 3 】



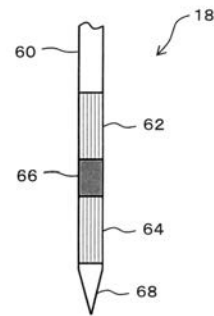
【 図 1 4 】



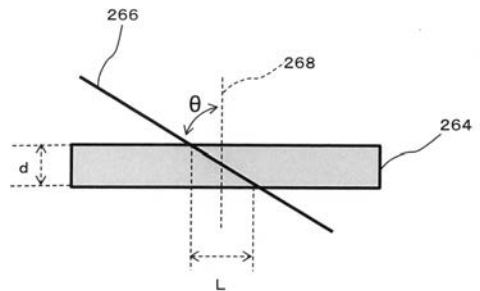
【 図 1 5 】



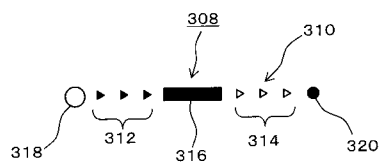
【 図 2 】



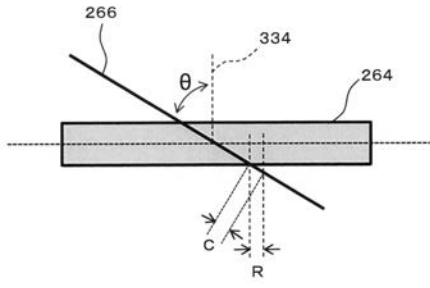
【 図 1 1 】



【 図 1 6 】



【 図 17 】



---

フロントページの続き

- (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
- (72)発明者 初田 亜哉  
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 廣岡 昌史  
愛媛県東温市志津川 国立大学法人愛媛大学附属病院内
- (72)発明者 日浅 陽一  
愛媛県東温市志津川 国立大学法人愛媛大学大学院医学系研究科内
- (72)発明者 大 崎 往夫  
大阪府大阪市天王寺区筆ヶ崎町5番30号 日本赤十字社大阪赤十字病院消化器内科内
- Fターム(参考) 4C601 FF03 KK31

专利名称(译)	医疗系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017074221A</a>	公开(公告)日	2017-04-20
申请号	JP2015203447	申请日	2015-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 国立大学法人爱媛大学 日本红十字会		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所 国立大学法人爱媛大学 日本红十字会		
[标]发明人	荒井修 村山直之 廣岡昌史 日浅陽一		
发明人	荒井 修 村山 直之 初田 亜哉 廣岡 昌史 日浅 陽一 大▲崎▼ 往夫		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/FF03 4C601/KK31		
其他公开文献	JP6078134B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够正确地设定到目标组织的多个穿刺路径的超声波诊断装置。观察表面262例如是超声波束扫描表面，并且参考超声波束扫描表面限定观察区域264。当显示表示观察表面262的横截面图像时，现有的穿刺路线符号与预定的穿刺路线符号一起显示在横截面图像上。现有的穿刺路线符号包括投影图像274，交叉图像276，近侧标记278和远侧标记280。当探头的位置和姿势改变时，现有穿刺路线符号的显示位置相对于预定穿刺路线符号改变，并且现有穿刺路线符号的显示模式改变。在为现有穿刺路线正确设定预定穿刺路线的同时观察它们之后执行穿刺。

