

(11)特許出願公開番号

特開2011-224266

(P2011-224266A)

(43) 公開日 平成23年11月10日(2011.11.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-99212 (P2010-99212)

(22) 出願日 平成22年4月22日 (2010. 4. 22)

(71) 出願人 504132881

国立大学法人東京農工大学

東京都府中市晴見町3-8-1

(74) 代理人 110000925

特許業務法人信友国際特許事務所

(72) 発明者 梶田 晃司

東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学
法人東京農工大学内

(72) 發明者 吉永 崇

東京都府中市晴見町3-8-1 国立大学
法人東京農工大学内

(72) 発明者 加藤 俊和

東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学
法人東京農工大学内

[最終頁に続く](#)

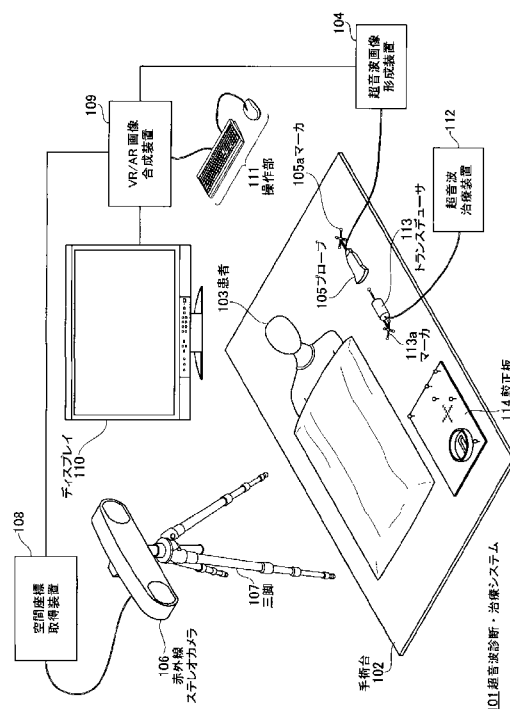
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム及び超音波診断・治療システム

(57) 【要約】

【課題】既存の超音波画像形成装置を活用して臓器等の立体画像を形成し、また治療用超音波を照射対象へ容易に合わせ込むことができる、したがって非侵襲でありながら正確な診断と治療ができる、超音波診断システム及び超音波診断・治療システムを提供する。

【解決手段】超音波画像形成装置が出力する超音波断層画像から輪郭を抽出した後、プローブの三次元座標情報に基づいて輪郭データを仮想三次元空間内に配置する。輪郭データを複数取得して補間演算を実施すると、仮想三次元空間内に臓器の三次元画像を形成できる。また、トランスデューサと超音波照射対象との配置状態を仮想三次元空間で表示するだけでなく、トランスデューサの焦点と超音波照射対象との距離を測距画像で視覚的に示すことで、合焦作業が極めて簡易になり、医師の治療行為を大幅に助けることができるのみならず、治療の精度を大幅に改善する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

計測対象に超音波を照射して反射音の情報を得るプローブと、
前記プローブが接続されて前記計測対象の内部の断層画像を得る超音波画像形成装置と、
、
前記プローブに固定される第一のマーカと、
前記第一のマーカの空間座標情報を取得する空間座標取得装置と、
前記断層画像から輪郭を抽出した輪郭画像を作成し、前記第一のマーカの前記空間座標情報に基づいて前記輪郭画像を仮想三次元空間内に配置し、複数の前記輪郭画像を補間演算して立体画像を前記仮想三次元空間内に配置する画像合成装置と、
前記画像合成装置が形成した前記仮想三次元空間を表示する表示部と
を備える超音波診断システム。

10

【請求項 2】

更に、
前記プローブを据え付けて初期状態の位置を定めるための較正板と、
前記較正板に固定される第二のマーカと
を備え、
前記空間座標取得装置は、前記第二のマーカの空間座標情報を取得でき、
前記画像合成装置は、前記較正板の寸法に関するデータを保持しており、空間座標取得装置から前記較正板の空間座標情報を取得して前記較正板の正確な座標情報を算出する、
請求項 1 記載の超音波診断システム。

20

【請求項 3】

計測対象に超音波を照射して反射音の情報を得るプローブと、
前記プローブが接続されて前記計測対象の内部の断層画像を得る超音波画像形成装置と、
、
前記プローブに固定される第一のマーカと、
所定の超音波照射対象へ超音波を照射する、超音波の焦点を有するトランスデューサと
、
前記トランスデューサに接続されて前記トランスデューサに超音波を発生させる超音波治療装置と、
前記トランスデューサに固定される第二のマーカと、
前記プローブ及び前記トランスデューサを据え付けて初期状態の位置を定めるための較正板と、
前記較正板に固定される第三のマーカと、
前記第一のマーカ、前記第二のマーカ及び前記第三のマーカの空間座標情報を取得する空間座標取得装置と、
前記断層画像から輪郭を抽出した輪郭画像を作成し、前記第一のマーカの前記空間座標情報に基づいて前記輪郭画像を仮想三次元空間内に配置し、複数の前記輪郭画像を補間演算して立体画像を前記仮想三次元空間内に配置し、所定の指示に応じて前記トランスデューサが超音波を照射する超音波照射対象を前記仮想三次元空間内に配置し、前記トランスデューサの前記焦点と前記超音波照射対象との距離を示す測距画像を前記仮想三次元空間と共に描画する画像合成装置と、
前記画像合成装置が形成した前記仮想三次元空間及び前記測距画像を表示する表示部と
を備える超音波診断・治療システム。

30

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システム及び超音波診断・治療システムに関する。
より詳細には、超音波を用いて非侵襲で患者を診断し、超音波を用いて非侵襲で患者に対する治療行為を行う、超音波診断・治療システムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

近年の医療技術の進歩は著しく、人体の体内の状態を詳細に検査できる技術が発達している。中でも、超音波を用いる超音波検査装置は、X線等と比較すると人体に対する負荷が極めて低いので、妊婦に胎児の映像を見せる等の用途に用いられている。

なお、本発明に類似すると思われる技術内容を、非特許文献1に示す。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】高橋修一、内山明彦、鈴木直樹：「術野内外の3次元構造と位置関係が観察可能な肝切除支援システム」、電子情報通信学会論文誌、Vol. J83-D-II, No.6, pp. 1548-1555, 2000

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

現在、医療現場で用いられている、超音波画像形成装置ともいえる超音波検査装置は、人体の局所的な二次元の断層像を得るに留まっている。このため、患部や臓器を立体的に視認する用途には適していない。

【0005】

また、近年では高い濃度の医薬をマイクロカプセルやマイクロバブルなどの薬物担体（以下、薬物担体）に収納し、血管内に放流して、薬物担体が患部に到達したら超音波を照射してカプセルを破壊し、医薬を患部に適用する、という「ドラッグデリバリーシステム」という技術の研究が進んでいる。更に、薬物担体を破壊する程度の比較的弱い（安全な）超音波よりも強力な、単独で生体組織そのものにダメージを与えて治療を行う、高密度焦点式超音波（HIFU, High-Intensity Focused Ultrasound）を用いた治療の研究も進められている。これ以降、本明細書ではドラッグデリバリーシステムに用いる超音波と、HIFUを総じて「治療用超音波」と定義する。

20

このような治療用超音波を患者に適用するために超音波検査装置を用いる場合、二次元の断層像だけでは治療用超音波を照射するための照準を合わせることが非常に困難である。

30

超音波画像形成装置を用いて、CTスキャンのような立体画像をリアルタイムに得ることができれば、このような用途に適うであろう。

【0006】

本発明に係る課題を解決し、既存の超音波画像形成装置を活用して臓器等の立体画像を形成し、また治療用超音波を照射対象へ容易に合わせ込むことができる、したがって非侵襲でありながら正確な診断と治療ができる、超音波診断システム及び超音波診断・治療システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断システムは、計測対象に超音波を照射して反射音の情報を得るプローブと、プローブが接続されて計測対象の内部の断層画像を得る超音波画像形成装置と、プローブに固定される第一のマーカと、第一のマーカの空間座標情報を取得する空間座標取得装置と、断層画像から輪郭を抽出した輪郭画像を作成し、第一のマーカの空間座標情報に基づいて輪郭画像を仮想三次元空間内に配置し、複数の輪郭画像を補間演算して立体画像を仮想三次元空間内に配置する画像合成装置と、画像合成装置が形成した仮想三次元空間を表示する表示部とを備える。

40

【0008】

超音波画像形成装置が出力する超音波断層画像から輪郭を抽出した後、プローブの三次元座標情報に基づいて輪郭データを仮想三次元空間内に配置する。輪郭データを複数取得して補間演算を実施すると、仮想三次元空間内に臓器の三次元画像を形成できる。

50

【発明の効果】

【0009】

本発明により、既存の超音波画像形成装置を活用して臓器等の立体画像を形成し、また治療用超音波を照射対象へ容易に合わせ込むことができる、したがって非侵襲でありながら正確な診断と治療ができる、超音波診断システム及び超音波診断・治療システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態である、超音波診断・治療システムの外観図である。

【図2】プローブの全体図である。

【図3】トランスデューサの全体図である。

【図4】較正板の外観斜視図である。

【図5】較正板の上面図である。

【図6】VR／AR画像合成装置の機能ブロック図である。

【図7】本実施形態の超音波診断・治療システムで行われる、診断及び治療の全体的な作業の流れを示すフローチャートである。

【図8】初期較正処理の流れを示すフローチャートである。

【図9】プローブの筐体を含む平面と観察平面との間の誤差を示す概略図である。

【図10】観察平面の較正作業を示す概略図である。

【図11】臓器三次元画像形成処理の流れを示すフローチャートである。

【図12】臓器三次元画像形成処理の流れを示す概略図である。

【図13】表示部に表示される仮想三次元空間の図である。

【図14】VR／AR画像合成装置によって表示部に表示される、トランスデューサの超音波照射対象に対する位置決めの表示画面を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本実施形態の概略を説明する。

本実施形態の超音波診断・治療システムは、患者（被験者）に対して非侵襲的な診断と治療を実現する。

「エコー検査」として周知の超音波画像形成装置のプローブに、光学式三次元計測装置が認識できるマーカを固定させる。VR／AR画像合成装置は、超音波画像形成装置が出力する、二次元の超音波断層画像から輪郭を抽出し、光学式三次元計測装置が検出したプローブの三次元位置及び姿勢に基づいて、輪郭画像を仮想三次元空間内に配置する。VR／AR画像合成装置は複数の輪郭を補完合成して、仮想三次元空間内に臓器の立体画像を形成する。

更に、治療用超音波を発する超音波治療装置のトランスデューサにも、光学式三次元計測装置が認識できるマーカを固定させる。そして、VR／AR画像合成装置が検出した患部或は標的の三次元画像に対して、トランスデューサの超音波射出方向及び射出距離を算出して、仮想三次元空間内に再現する。

【0012】

〔システム外観〕

図1は、本発明の実施形態である、超音波診断・治療システムの外観図である。但し、一部の機器については詳細な図示を省略し、概略的にブロックで図示している。

手術台102には被験者ともいえる患者103が横たわっている。この患者103に対し、図示しない医師は、周知の超音波画像形成装置104のプローブ105を、映像化したい臓器のある体表面に押し当てて撮影する。こうして、超音波画像形成装置104は超音波断層画像を得る。

一方、手術台102の側には赤外線ステレオカメラ106が三脚107によって固定されている。赤外線ステレオカメラ106は、手術台102の上の患者103の撮影対象となる臓器の周囲を認識できるように配置されている。赤外線ステレオカメラ106には空

10

20

30

40

50

間座標取得装置 108 が接続されている。

プローブ 105 には、空間座標取得装置 108 が三次元空間内の位置及び姿勢を認識できるためのマーカ 105a が取り付けられており、空間座標取得装置 108 はプローブ 105 の三次元空間内の位置及び姿勢のデータを出力する。

【0013】

赤外線ステレオカメラ 106 と空間座標取得装置 108 は、「Polaris（登録商標） Vicra」（<http://www.ndigital.com/medical/polarisfamily.php>）という既存の製品である。空間座標取得装置 108 は、赤外線ステレオカメラ 106 が認識可能な空間内にマーカの存在を認識すると、マーカの空間内における位置情報を、並進行列と回転行列の形式で出力する。また、空間座標取得装置 108 はマーカを最大六個まで認識可能である。

10

【0014】

VR/AR 画像合成装置 109 は、空間座標取得装置 108 が出力する、プローブ 105 の三次元空間内の位置及び姿勢のデータを受けて、仮想三次元空間内にプローブ 105 の三次元画像を描画し、ディスプレイ 110 に表示する。更に、超音波画像形成装置 104 が出力する超音波断層画像を受けて、超音波断層画像から撮影された臓器の輪郭を抽出し、仮想三次元空間内に配置する。仮想三次元空間内に臓器の輪郭を複数配置したら、VR/AR 画像合成装置 109 は各々の輪郭同士を補間演算して、臓器の三次元画像をディスプレイ 110 に表示する。

なお、VR/AR 画像合成装置 109 の「VR」は「Virtual Reality（仮想現実）」を、「AR」は「Argument Reality（拡張現実）」を指す。

20

【0015】

医師は、VR/AR 画像合成装置 109 が患者 103 の臓器の画像をディスプレイ 110 に表示した状態で、操作部 111 を操作して、ディスプレイ 110 に表示されている立体画像から、患部或は治療薬入りマイクロカプセル等の、超音波を照射する対象（照射対象）を選択して決定する。次に、医師は照射対象をプローブ 105 で捕捉した状態を維持しながら、超音波治療装置 112 のトランスデューサ 113 を操作して、トランスデューサ 113 が照射する超音波が照射対象を貫通するように、トランスデューサ 113 の位置決めを行う。

30

トランスデューサ 113 にもプローブ 105 と同様のマーカ 113a が取り付けられており、空間座標取得装置 108 はトランスデューサ 113 の三次元空間内の位置及び姿勢のデータを出力する。更に、VR/AR 画像合成装置 109 にはトランスデューサ 113 が照射する超音波の音圧分布データが予め記憶されているので、トランスデューサ 113 の焦点位置は判明している。医師は、この焦点位置に照射対象が合致するようにトランスデューサ 113 を操作して、患者 103 の照射対象近傍の適切な位置に、最適な方向及び角度でトランスデューサ 113 を位置決めする。

そして、医師は超音波治療装置 112 を稼働させて、トランスデューサ 113 から治療用超音波を発し、照射対象に照射する。

【0016】

40

VR/AR 画像合成装置 109 は、VR/AR 画像合成装置 109 自身が作成した仮想三次元空間内にプローブ 105 とトランスデューサ 113 を正しく配置させるために、VR/AR 画像合成装置 109 自身が動作を開始した初期状態において、プローブ 105 とトランスデューサ 113 の基準位置を決定する必要がある。手術台 102 の片隅に配置されている較正板 114 は、VR/AR 画像合成装置 109 の初期状態にプローブ 105 とトランスデューサ 113 が置かれて、プローブ 105 とトランスデューサ 113 の基準位置を決定するために存在する。

【0017】

図 2 はプローブ 105 の全体図である。プローブ 105 は先端の探触子本体 201 と把持部 202 と、把持部 202 に取り付けられたマーカ 105a よりなる。

50

探触子本体 201 はその内部に多数の超音波振動子と超音波センサを内蔵する。把持部 202 は操作者である医師がプローブ 105 を持つための握り部分であるが、その内部には A/D 変換器を含む電子回路を内蔵する。

【0018】

把持部 202 にはマーカ 105a がケーブルタイ 203 で括りつけられている。勿論、マーカ 105a の固定手段は接着やネジ止め等の種々の手法が利用できる。マーカ 105a は固定棒と四つの赤外線反射球体 205 よりなる。赤外線反射球体 205 は、直径が約 5mm 乃至 2cm 程度の大きさのプラスチックの球体であり、表面に赤外線反射塗料が塗布されている。四つの赤外線反射球体 205 は、一平面上に、平行な辺を持たない四角形を構成するように配置されている。四つの赤外線反射球体 205 が平行な辺を持たない四角形を構成する理由は、空間座標取得装置 108 が計測対象物の姿勢を把握するために必要だからである。四角形に並行な辺の組が存在すると、その四角形の表と裏の認識が極めて困難になるからである。

【0019】

図 3 はトランスデューサ 113 の全体図である。トランスデューサ 113 は振動子本体 301 と、振動子本体 301 に取り付けられたマーカ 113a よりなる。

振動子本体 301 はその内部に超音波振動子を内蔵する。振動子本体 301 は操作者である医師がトランスデューサ 113 を持つための握り部分でもある。

振動子本体 301 にはプローブ 105 に取り付けられたものと同様のマーカ 113a がケーブルタイ 203 で括りつけられている。マーカ 113a の固定手段も前述と同様である。

【0020】

図 4 は較正板 114 の外観斜視図である。

図 5 は較正板 114 の上面図である。

較正板 114 には赤外線ステレオカメラ 106 が位置を検出できるように、六つの赤外線反射球体 205 が設けられている。

較正板 114 の内側には、トランスデューサ 113 を配置するための指標 401 が描かれている。指標 401 に付されている目盛りは、直径が異なるトランスデューサ 113 の種類に対応するために設けられている。

指標 401 の横には、プローブ 105 の探触子本体 201 が装着できる凹部 501 が設けられている。凹部 501 の上には、プローブ 105 の把持部 202 を固定するガイド棒 402 が筒 403 に固定されている。

【0021】

〔機能と動作〕

図 6 は VR/AR 画像合成装置 109 の機能ブロック図である。

VR/AR 画像合成装置 109 の実体は周知のパソコンである。パソコンに所定の OS とアプリケーションプログラムを稼働させ、VR/AR 画像合成装置 109 として機能させる。

VR/AR 画像合成装置 109 は、空間座標取得装置 108 から図示しない USB インターフェースを通じて三次元座標情報をリアルタイムで取得する。また、超音波画像形成装置 104 が出力する超音波断層画像信号が図示しないビデオキャプチャカードによって変換されたデジタルの超音波断層画像データを取得して、処理を行う。

【0022】

三次元座標情報は、座標データ選択部 601 に入力される。座標データ選択部 601 は制御部 602 によって制御され、初期状態記憶部 603、プローブ位置形成部 604、トランスデューサ位置形成部 605 のいずれかに選択的に三次元座標情報を供給する。

初期状態記憶部 603 は、プローブ 105 とトランスデューサ 113 が較正板 114 に配置されている時の三次元座標情報を算出して記憶する。初期状態記憶部 603 は、プローブ 105 とトランスデューサ 113 の三次元座標情報を算出する際、予め較正板 114 の寸法情報である較正板データ 613 を参照して、較正板 114 の位置を把握する。

プローブ位置形成部 604 は、プローブ 105 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢を、初期状態記憶部 603 に記憶されている三次元座標情報を基準に現在の三次元座標情報から算出する。

トランスデューサ位置形成部 605 は、トランスデューサ 113 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報を、初期状態記憶部 603 に記憶されている三次元座標情報を基準に現在の三次元座標情報から算出する。

【0023】

プローブ画像データ 606 は、仮想三次元空間内にプローブ 105 を描写するための三次元ベクトルデータである。

トランスデューサ画像データ 607 は、仮想三次元空間内にトランスデューサ 113 を描写するための三次元ベクトルデータである。

トランスデューサ焦点データ 608 は、トランスデューサ 113 が治療用超音波を発生した際の、超音波の焦点位置を描写するための三次元ベクトルデータである。

【0024】

プローブ位置形成部 604 が出力する、プローブ 105 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報は、画像選択合成部 609 に入力される。画像選択合成部 609 は、プローブ画像データ 606 を、プローブ 105 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報に基づいて仮想三次元空間内に配置する描画を実行する。

【0025】

一方、臓器画像形成部 610 には、超音波画像形成装置 104 から図示しないビデオキャプチャカードを通じて得られる超音波断層画像データが入力される。臓器画像形成部 610 は、超音波断層画像データに写っている臓器の画像から臓器の輪郭を抽出して、輪郭データを作成し、画像選択合成部 609 に供給する。

画像選択合成部 609 は、輪郭データと、プローブ 105 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報に基づいて、仮想三次元空間内に輪郭を配置する描画を行う。

【0026】

画像選択合成部 609 が形成する、仮想三次元空間内の輪郭データは、三次元画像形成部 611 に供給される。三次元画像形成部 611 は、仮想三次元空間内に存在する複数の輪郭データ同士を補間演算して、仮想三次元空間内に臓器の立体画像を形成し、この臓器の立体画像データを画像選択合成部 609 に供給する。

【0027】

画像選択合成部 609 は、仮想三次元空間内にプローブ 105 の三次元画像とトランスデューサ 113 の三次元画像を描画すると共に、臓器の輪郭又は臓器の三次元画像を選択的に描画する。こうして画像選択合成部 609 によって作成された仮想三次元空間の映像情報は、ディスプレイ 110 である表示部 612 に表示される。

【0028】

図 7 は本実施形態の超音波診断・治療システム 101 で行われる、診断及び治療の全体的な作業の流れを示すフローチャートである。

処理を開始すると (S701)、医師は最初に VR/AR 画像合成装置 109 がプローブ 105 及びトランスデューサ 113 の仮想三次元空間における位置及び姿勢を正確に描写するための初期校正処理を行う (S702)。初期校正処理が終わると、VR/AR 画像合成装置 109 は表示部 612 に表示する仮想三次元空間内にプローブ 105 及びトランスデューサ 113 をリアルタイムに描写することができる (S703)。

【0029】

次に、医師はプローブ 105 を撮影したい患者 103 の臓器の近傍に配置して、超音波画像形成装置 104 を操作して、臓器の三次元画像を得られる程度迄、超音波断層画像データを繰り返し取得する。そして、VR/AR 画像合成装置 109 は臓器の三次元画像を形成する (S704)。

【0030】

10

20

30

40

50

こうして臓器の三次元画像が得られると、医師は自身の所見に基づいて、臓器の三次元画像の何処が治療用超音波を照射する対象であるのかを決定することができる（S705）。

医師は、超音波を照射する対象（照射対象）を決定したら、VR／AR画像合成装置109を操作して、表示部612に位置決め状態の表示を行わせる（S706）。医師はプローブ105が撮影する超音波断層画像に照射対象が含まれるように、表示部612に表示される画像を見ながらプローブ105を位置決めしつつ、トランスデューサ113の焦点位置が照射対象に合致するように、トランスデューサ113を位置決めする。

位置決めが終了したら、医師は超音波治療装置112を稼働させて、トランスデューサ113から治療用超音波を発し、照射対象に照射して（S707）、処理を終了する（S708）。

10

【0031】

図8は初期校正処理の流れを示すフローチャートである。図7のステップS702の詳細である。

処理を開始すると（S801）、VR／AR画像合成装置109の初期状態記憶部603は、最初に空間座標取得装置108から校正板114の識別情報を受信し、校正板データ613を参照して、校正板114の座標と姿勢の情報を算出して取得する（S802）。この、校正板114の座標と姿勢の情報は、仮想三次元空間の基準となる。

【0032】

次に、初期状態記憶部603は空間座標取得装置108から校正板114に配置されているプローブ105の識別情報を受信し、プローブ105の座標と姿勢の情報を算出して取得する（S803）。この時点の、プローブ105の座標と姿勢の情報は、仮想三次元空間におけるプローブ105の基準となる。

20

【0033】

次に、初期状態記憶部603は空間座標取得装置108から校正板114に配置されているトランスデューサ113の識別情報を受信し、トランスデューサ113の座標と姿勢の情報を算出して取得する（S804）。この時点の、トランスデューサ113の座標と姿勢の情報は、仮想三次元空間におけるトランスデューサ113の基準となる。

【0034】

次に、VR／AR画像合成装置109は空間座標取得装置108からプローブ105の座標と姿勢を連続的に取得しつつ、超音波画像形成装置104から超音波断層画像データを取得して、プローブ105が形成する観察平面の校正処理を行い（S805）、一連の処理を終了する。

30

【0035】

以下に、プローブ105の観察平面と、ステップS805における観察平面の校正処理の詳細について説明する。

図9は、プローブ105の筐体を含む平面（以下「プローブ平面」）と観察平面との間の誤差を示す概略図である。

プローブ105が撮影する超音波画像に基づく輪郭の画像が仮想三次元空間内で正確に配置されるためには、三次元空間内のプローブ105自身の座標と姿勢を正確に検出するだけでなく、プローブ105が撮影する超音波画像が形成する二次元の平面が、プローブ105に対してどのように配置されるのかも正確に把握できていなければならない。この、プローブ105が撮影する超音波画像が形成する二次元の平面を、本明細書では観察平面P902と呼ぶ。

40

【0036】

プローブ105が形成する観察平面P902は、必ずしもプローブ105の筐体（プローブ平面P901）と一致或は並行であるとは限らない。プローブ105の探触子本体201は手作りであるので、プローブ平面P901と観察平面P902との間には、若干の誤差を含む。誤差は、二方向のねじれ角と距離の、三要素である。

したがって、VR／AR画像合成装置109は、プローブ105の筐体の姿勢に対する

50

観察平面 P 9 0 2 との位置関係を正確に把握できていなければならない。

【0037】

そこで、プローブ 1 0 5 の筐体の姿勢に対する観察平面 P 9 0 2 との位置関係を検出することで、観察平面 P 9 0 2 の較正を行う。

図 1 0 は、観察平面 P 9 0 2 の較正作業を示す概略図である。これは「C r o s s W i r e」と呼ばれる周知の較正方法である。

中空の箱 1 0 0 1 には釣り糸 1 0 0 2 が縦と横とで二本、張られている。箱 1 0 0 1 の内壁には吸音材 1 0 0 3 が敷き詰められている。プローブ 1 0 5 がこの釣り糸 1 0 0 2 の交点を異なる角度で数十回程度、超音波画像の撮影を行う。そうして得たプローブ 1 0 5 の位置及び姿勢のデータを集計して所定の演算を行うと、プローブ 1 0 5 の形状に対する観察平面 P 9 0 2 を算出することができる。

10

【0038】

図 1 1 は、臓器三次元画像形成処理の流れを示すフローチャートである。図 7 のステップ S 7 0 4 の詳細である。

処理を開始すると (S 1 1 0 1)、V R / A R 画像合成装置 1 0 9 は医師が操作部 1 1 1 又はプローブ 1 0 5 を操作することによって生じるトリガ信号の入力を待つ (S 1 1 0 2)。

【0039】

これ以降はループ処理である。

トリガ信号の指示内容が三次元合成画像を作成する指示でない、画像の輪郭を取得する命令であれば (S 1 1 0 3 の N O)、V R / A R 画像合成装置 1 0 9 の制御部 6 0 2 は臓器画像形成部 6 1 0 を制御する。すると、臓器画像形成部 6 1 0 は超音波画像形成装置 1 0 4 からビデオキャプチャカードを通じて超音波画像データを取得する (S 1 1 0 4)。

20

【0040】

次に、臓器画像形成部 6 1 0 は超音波画像データから輪郭を抽出して (S 1 1 0 5)、画像選択合成部 6 0 9 に輪郭データを出力する。画像選択合成部 6 0 9 は、プローブ位置形成部 6 0 4 から得たプローブ 1 0 5 の三次元位置及び姿勢の情報と、初期状態記憶部 6 0 3 に格納されている観察平面 P 9 0 2 の情報に基づいて、仮想三次元空間内に輪郭を配置する (S 1 1 0 6)。表示部 6 1 2 は、輪郭が描画された仮想三次元空間を表示する (S 1 1 0 7)。

30

【0041】

ステップ S 1 1 0 7 の後は、再びステップ S 1 1 0 2 に戻り、トリガ信号の指示内容が三次元合成画像を作成する指示でない限り、ステップ S 1 1 0 4 乃至ステップ S 1 1 0 7 の処理が繰り返される。

【0042】

ステップ S 1 1 0 3 で、トリガ信号の指示内容が三次元合成画像を作成する指示であれば (S 1 1 0 3 の Y E S)、V R / A R 画像合成装置 1 0 9 の制御部 6 0 2 は三次元画像形成部 6 1 1 と画像選択合成部 6 0 9 を制御して、三次元画像形成部 6 1 1 に既に取得済みの三次元輪郭画像から三次元の補完合成処理を行わせ (S 1 1 0 8)、画像選択合成部 6 0 9 に臓器の三次元合成画像を仮想三次元空間内に配置して表示させて (S 1 1 0 9)、一連の処理を終了する (S 1 1 1 0)。

40

【0043】

図 1 2 (a)、(b)、(c) 及び (d) は、臓器三次元画像形成処理の流れを示す概略図である。

図 1 2 (a) は、プローブ 1 0 5 から超音波画像形成装置 1 0 4 によって得られる超音波画像である。図 1 1 のステップ S 1 1 0 4 の状態である。

図 1 2 (b) は、超音波画像から抽出した輪郭の画像データを模式的に示す図である。図 1 1 のステップ S 1 1 0 5 の状態である。

図 1 2 (c) は、仮想三次元空間内に輪郭を複数個配置した状態を模式的に示す図である。図 1 1 のステップ S 1 1 0 6 及び S 1 1 0 7 の状態である。

50

図 1 2 (d) は、仮想三次元空間内に複数個配置された輪郭同士を三次元補完合成した状態を模式的に示す図である。図 1 1 のステップ S 1 1 0 8 及び S 1 1 0 9 の状態である。

【0044】

超音波画像形成装置のプロープは C T スキャンと異なり、患者の皮膚に密着させる必要があるため、C T スキャンのように取得した超音波断層画像を並列に並べて三次元画像を形成することが不可能である。そこで、発明者はプロープの三次元座標情報を取得して、これに基づいて超音波断層画像を三次元に展開することを考えた。超音波断層画像はそれ自身が多量のデータであり、そのまま三次元に展開することが困難である。そこで、超音波断層画像から輪郭を抽出して輪郭データを得る処理を加えることで、扱うデータ量を低減し、更に仮想三次元空間内に展開することを容易にした。また、近接する輪郭同士を補間演算することで、元の立体、つまり臓器の立体画像を得ることができた。

【0045】

図 1 3 は、表示部 6 1 2 に表示される仮想三次元空間の図である。

V R / A R 画像合成装置 1 0 9 が表示部 6 1 2 に表示する仮想三次元空間には、プロープ 1 0 5、プロープ 1 0 5 から発生する観察平面 P 9 0 2、トランスデューサ 1 1 3、そして三次元補完合成によって描画された臓器 1 3 0 2 と超音波照射対象 1 3 0 3 が配置され、描かれている。

【0046】

プロープ 1 0 5 の三次元画像は、図 6 のプロープ画像データ 6 0 6 を基に、プロープ位置形成部 6 0 4 が出力するプロープ 1 0 5 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報をを用いて、画像選択合成部 6 0 9 が仮想三次元空間内に配置して描画する。

【0047】

プロープ 1 0 5 に付随する観察平面 P 9 0 2 の三次元画像は、初期状態記憶部 6 0 3 に記憶されている観察平面 P 9 0 2 の情報を基に、プロープ位置形成部 6 0 4 が出力するプロープ 1 0 5 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報をを用いて、画像選択合成部 6 0 9 が仮想三次元空間内に配置して描画する。

【0048】

トランスデューサ 1 1 3 の三次元画像と、トランスデューサ 1 1 3 に付随する焦点 1 3 0 4 の三次元画像は、図 6 のトランスデューサ画像データ 6 0 7 を基に、トランスデューサ位置形成部 6 0 5 が出力するトランスデューサ 1 1 3 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報をを用いて、画像選択合成部 6 0 9 が仮想三次元空間内に配置して描画する。

【0049】

臓器 1 3 0 2 の三次元画像は、図 6 の臓器画像形成部 6 1 0 が出力する輪郭の画像データを、プロープ位置形成部 6 0 4 が出力するプロープ 1 0 5 の現在の仮想三次元空間内における三次元位置及び姿勢の情報と初期状態記憶部 6 0 3 に記憶されている観察平面 P 9 0 2 の情報をを用いて、画像選択合成部 6 0 9 が仮想三次元空間内に配置し、更に三次元画像形成部 6 1 1 が三次元補完合成して、仮想三次元空間内に描画する。

【0050】

超音波照射対象 1 3 0 3 の画像は、医師がトランスデューサ 1 1 3 を操作して、トランスデューサ 1 1 3 の先端に設けられる焦点 1 3 0 4 を医師が自身の所見に基づいて所望の場所に配置した上で、トランスデューサ 1 1 3 或は V R / A R 画像合成装置 1 0 9 の操作部 1 1 1 を操作することによって、画像選択合成部 6 0 9 が仮想三次元空間内に固定の球形の画像を形成する。

【0051】

図 1 4 (a)、(b)、(c)、(d)、(e) 及び (f) は、V R / A R 画像合成装置 1 0 9 によって表示部 6 1 2 に表示される、トランスデューサ 1 1 3 の超音波照射対象 1 3 0 3 に対する位置決めの表示画面を示す図である。これらの図は図 7 のステップ S 7

10

20

30

40

50

07の動作状態を説明する図である。

【0052】

図14(a)は、仮想三次元空間内にプローブ105と観察平面P902とトランスデューサ113が描画されている状態の、表示部612の表示画面である。図14(a)では、観察平面P902上の超音波照射対象1303に対し、トランスデューサ113の焦点位置が遠くに離れている。

図14(b)は、図14(a)の状態、超音波照射対象1303からトランスデューサ113の焦点位置との距離を半径とする円を描いた状態の、表示部612の表示画面である。この表示画面は、測距画像ともいえる。更に、トランスデューサ113の方向ベクトルと超音波照射対象1303との間のずれも、超音波照射対象1303から延びる線で表している。

10

【0053】

図14(c)は、仮想三次元空間内にプローブ105と観察平面P902とトランスデューサ113が描画されている状態の、表示部612の表示画面である。図14(c)では、観察平面P902上の超音波照射対象1303に対し、トランスデューサ113の焦点位置がほぼ合致している。

図14(d)は、図14(c)の状態、超音波照射対象1303からトランスデューサ113の焦点位置との距離を半径とする円を描いた状態の、表示部612の表示画面である。更に、トランスデューサ113の方向ベクトルと超音波照射対象1303との間のずれも、超音波照射対象1303から延びる線で表している。図14(b)と比べると、円は明らかに小さくなっており、また超音波照射対象1303から延びる線の長さも明らかに短くなっていることから、この状態でトランスデューサ113から超音波を発生させると、超音波照射対象1303に的確に治療用超音波を照射できることが判る。

20

【0054】

図14(e)は、仮想三次元空間内にプローブ105と観察平面P902とトランスデューサ113が描画されている状態の、表示部612の表示画面である。図14(e)では、観察平面P902上の超音波照射対象1303に対し、トランスデューサ113が近すぎているため、却って焦点位置が離れてしまっている。

図14(f)は、図14(e)の状態、超音波照射対象1303からトランスデューサ113の焦点位置との距離を半径とする円を描いた状態の、表示部612の表示画面である。更に、トランスデューサ113の方向ベクトルと超音波照射対象1303との間のずれも、超音波照射対象1303から延びる線で表している。

30

【0055】

以上、図14(a)乃至(f)に示したように、表示部に仮想三次元空間を表示するだけでなく、焦点と超音波照射対象との距離を円の半径として表示することで、トランスデューサの焦点を容易に超音波照射対象へ合焦させることができる。

【0056】

本実施形態は以下のような応用例が可能である。

(1) 本実施形態では、プローブ105及びトランスデューサ113の三次元上の位置及び姿勢をリアルタイムに取得するために、赤外線を用いた光学式三次元計測装置を採用した。位置と姿勢を取得する手段は、この赤外線の光学式三次元計測装置に限らず、可視光を用いる装置や磁気式の装置であってもよい。

40

なお、三次元計測装置の動作方式が異なれば、これに対応するマーカの形状等も変わることとなる。したがって、マーカも図1、図2、図3、図4、図5及び図9に示す、赤外線反射球体205を用いる形態に限られない。

【0057】

(2) 超音波画像形成装置104と、空間座標取得装置108と、VR/AR画像合成装置109は、周知の電子計算機で構成されている。したがって、データ処理能力の高い電子計算機を用いれば、これらの装置を一体化することも可能である。本システムが実用化されれば、超音波治療装置112も含めて、全ての機能を凝縮した装置として提供する

50

ことも可能である。

【0058】

本実施形態では、超音波診断・治療システムを開示した。

超音波画像形成装置が出力する超音波断層画像から輪郭を抽出した後、プローブの三次元座標情報に基づいて輪郭データを仮想三次元空間内に配置する。輪郭データを複数取得して補間演算を実施すると、仮想三次元空間内に臓器の三次元画像を形成できる。

これまで、プローブを肌に密着させなければ超音波断層画像を撮影できなかったが、プローブの三次元座標情報を取得することと、輪郭を抽出することで、超音波を用いた三次元立体画像を形成することができる。

【0059】

また、トランスデューサと超音波照射対象との配置状態を仮想三次元空間で表示するだけでなく、トランスデューサの焦点と超音波照射対象との距離を測距画像で視覚的に示すことで、合焦作業が極めて簡易になり、医師の治療行為を大幅に助けることができるのみならず、治療の精度を大幅に改善する。

【0060】

以上、本発明の実施形態例について説明したが、本発明は上記実施形態例に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した本発明の要旨を逸脱しない限りにおいて、他の変形例、応用例を含む。

【符号の説明】

【0061】

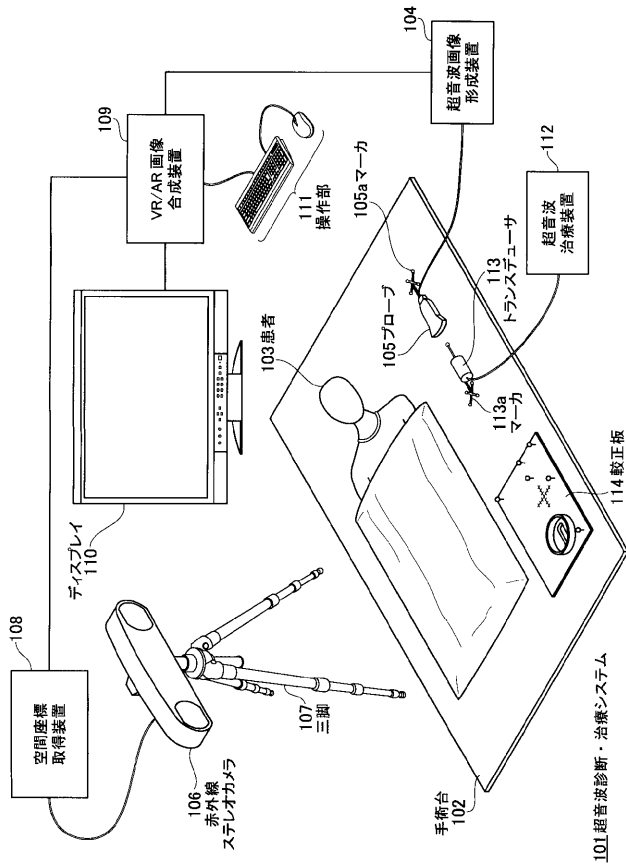
101…超音波診断・治療システム、102…手術台、103…患者、104…超音波画像形成装置、105…プローブ、105a…マーカ、106…赤外線ステレオカメラ、107…三脚、108…空間座標取得装置、109…VR／AR画像合成装置、110…ディスプレイ、111…操作部、112…超音波治療装置、113…トランスデューサ、113a…マーカ、114…較正板、201…探触子本体、202…把持部、203…ケーブルタイ、205…赤外線反射球体、301…振動子本体、401…指標、402…ガイド棒、403…筒、501…凹部、601…座標データ選択部、602…制御部、603…初期状態記憶部、604…プローブ位置形成部、605…トランスデューサ位置形成部、606…プローブ画像データ、607…トランスデューサ画像データ、608…トランスデューサ焦点データ、609…画像選択合成部、610…臓器画像形成部、611…三次元画像形成部、612…表示部、613…較正板データ、1001…箱、1002…釣り糸、1003…吸音材、1302…臓器、1303…超音波照射対象、1304…焦点、P901…プローブ平面、P902…観察平面

10

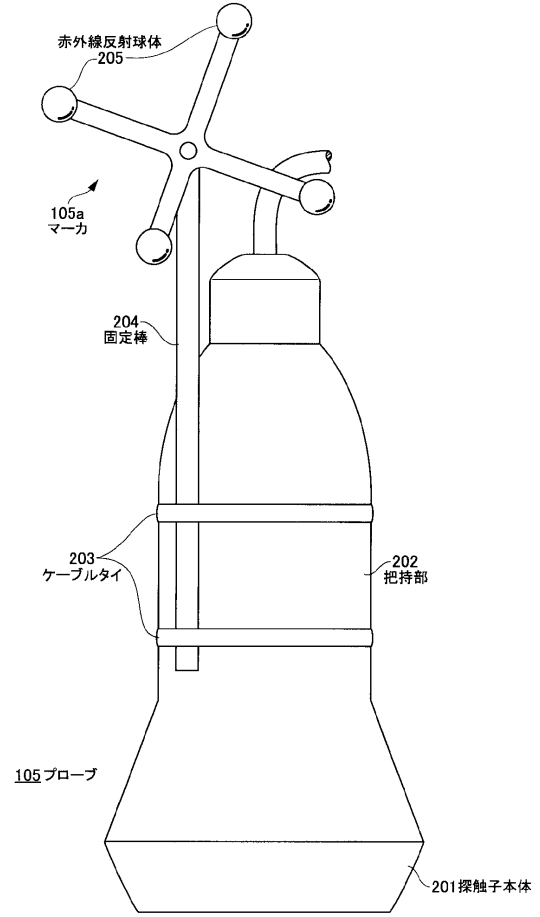
20

30

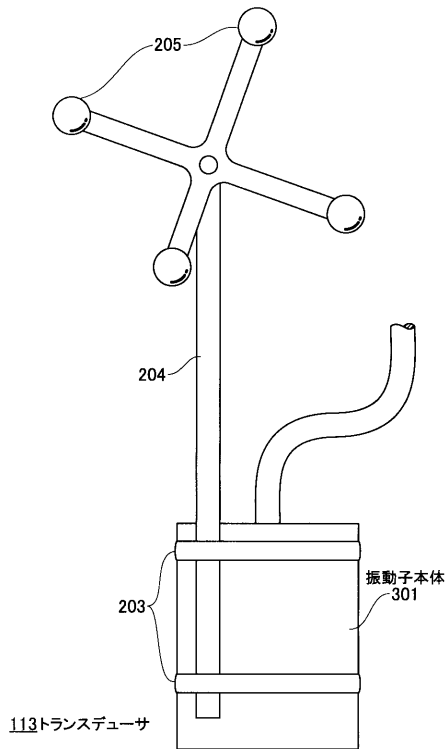
【図 1】



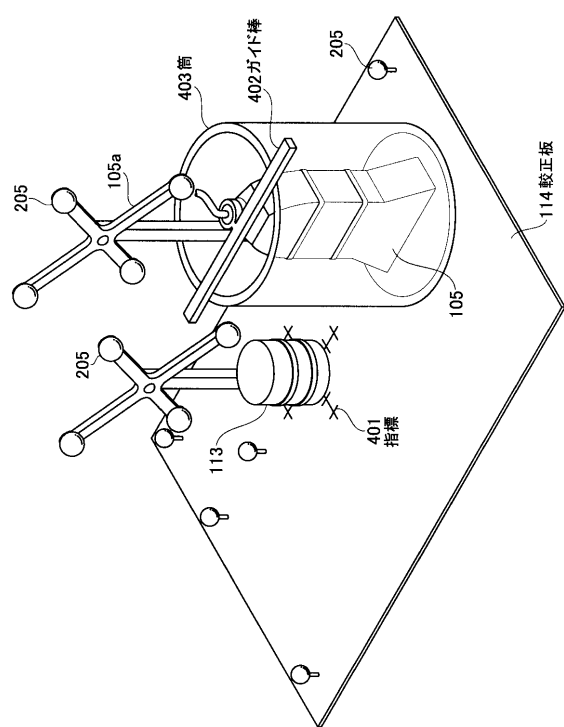
【図 2】



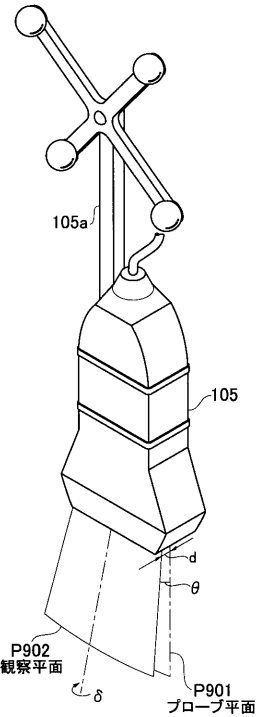
【図 3】



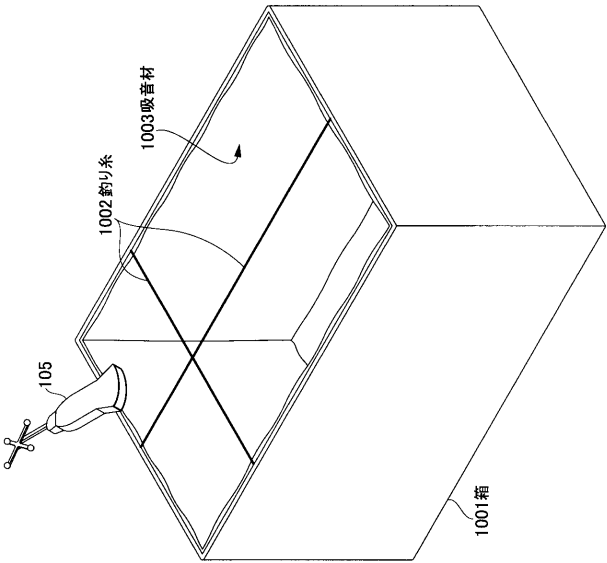
【図 4】



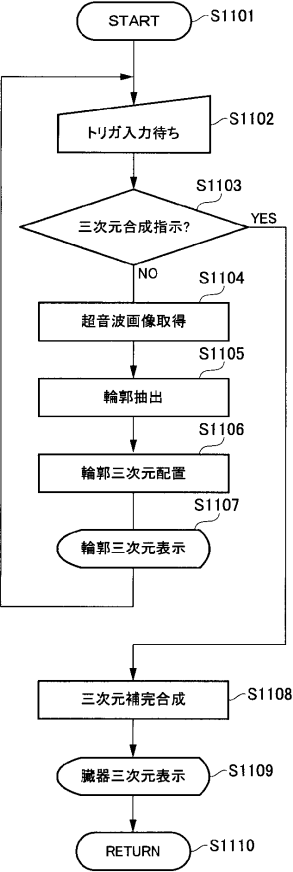
【図 9】



【図 10】

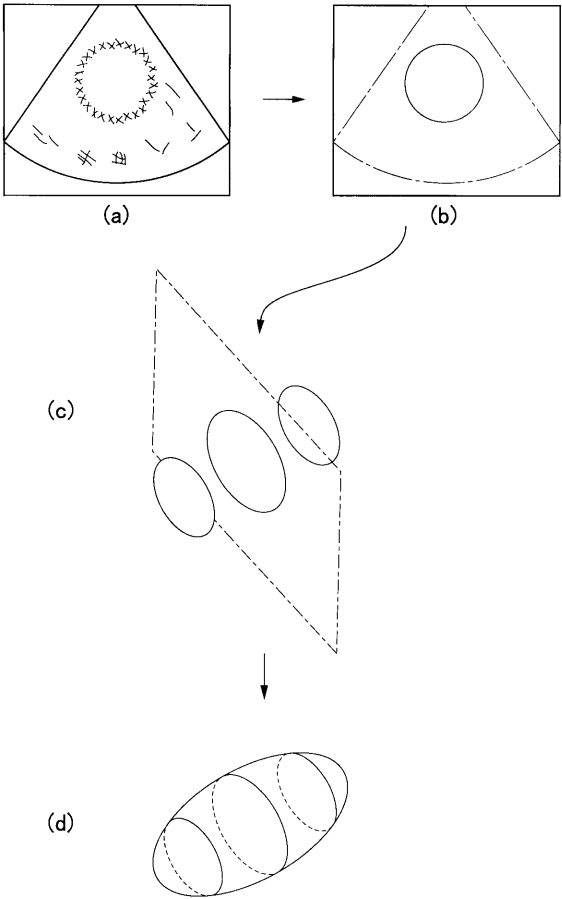


【図 11】

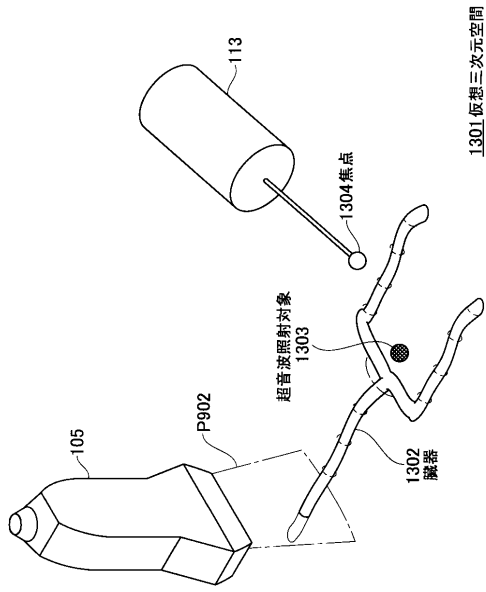


臓器三次元画像形成処理 (S704)

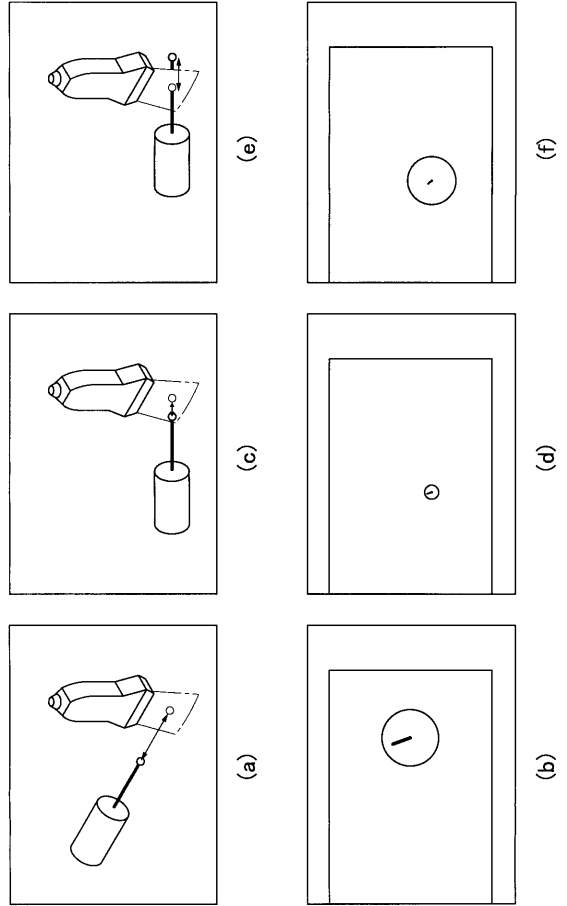
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(72)発明者 田口 侑人

東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学法人東京農工大学内

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE11 FF15 GA06 GA18 GA21 JC09 JC25 KK21

专利名称(译)	超声诊断系统和超声诊断和治疗系统		
公开(公告)号	JP2011224266A	公开(公告)日	2011-11-10
申请号	JP2010099212	申请日	2010-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京农工大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京农工大学		
[标]发明人	梶田晃司 吉永崇 加藤俊和 田口侑人		
发明人	梶田 晃司 吉永 崇 加藤 俊和 田口 侑人		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF15 4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/KK21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统和超声波诊断和治疗系统，其通过使用现有的超声波图像形成装置形成器官等的立体图像，便于治疗超声波和照射对象的对准，以及进行无创，准确的诊断和治疗。

ŽSOLUTION：从超声波图像形成装置输出的超声波断层图像中提取轮廓，并且基于探头的三维坐标信息将轮廓数据布置在虚拟三维空间内。通过获取多个轮廓数据并执行插值计算，在虚拟三维空间内形成器官的三维图像。另外，通过在虚拟三维空间中显示换能器和超声波照射对象的布置状态，并且还通过在距离测量图像中可视地显示换能器的焦点与超声波照射对象之间的距离，便于聚焦操作。利用这样的配置，可以极大地辅助医生的治疗动作的治疗动作并且提高治疗精度。Ž

