

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4625281号  
(P4625281)

(45) 発行日 平成23年2月2日(2011.2.2)

(24) 登録日 平成22年11月12日(2010.11.12)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00  
**G 0 1 T 1/161 (2006.01)** G 0 1 T 1/161 E

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-206895 (P2004-206895)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成16年7月14日(2004.7.14)	(73) 特許権者	504271478 千田 道雄 兵庫県神戸市中央区二宮町4-23-9-901
(65) 公開番号	特開2006-25958 (P2006-25958A)	(73) 特許権者	596146108 山本 誠一 兵庫県神戸市東灘区向洋町中5丁目11番地 501号棟2406号室
(43) 公開日	平成18年2月2日(2006.2.2)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
審査請求日	平成19年7月5日(2007.7.5)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射性物質を含有した薬剤が投与された生体における三次元空間から放射線を検出し、三次元のボリュームデータを取得する放射線計測手段と、

前記ボリュームデータが格納される記憶手段と、

前記三次元空間内にビーム走査面を形成して受信信号を取得する超音波計測手段と、

前記受信信号に基づいて、前記ビーム走査面に対応した超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、

前記三次元空間に対する前記ビーム走査面の座標情報に基づいて、前記記憶手段に格納されたボリュームデータから面データを抽出する手段であって、前記座標情報に基づいて前記三次元空間において前記ビーム走査面と同一の位置にある切断面を特定する切断面特定手段と、前記ボリュームデータから前記切断面上のデータを前記面データとして切り出す面データ切り出し手段と、を有する抽出手段と、

前記面データに基づいて、核医学画像を形成する核医学画像形成手段と、

前記核医学画像と前記超音波画像とを合成して表示する表示処理手段と、

を含み、

放射線計測における第1の座標系と超音波計測における第2の座標系との間の空間的關係を求めることにより、前記三次元空間に対する前記切断面の座標情報についてキャリブレーションを行うキャリブレーション装置が設けられ、当該キャリブレーション装置は、前記放射線計測において前記生体と前記第1の座標系との間の第1の空間的關係を特定し

10

20

、且つ、前記超音波計測において前記生体と前記第2座標系との間の第2の空間的關係を特定する手段を含み、前記生体を基準として前記第1の座標系と前記第2の座標系とが空間的に關係付けられ、

前記第1及び第2の空間的關係を特定する手段は、前記生体における少なくとも1つの部位に設けられた少なくとも1つの位置マーカート、前記放射線計測及び前記超音波計測の際に前記位置マーカートの座標を検出するマーカース座標検出器と、を含む、ことを特徴とする医療診断システム。

【請求項2】

請求項1記載のシステムにおいて、  
前記切断面特定手段は、前記ビーム走査面の座標情報をリアルタイムで認識して前記切断面を動的に特定し、

前記面データ切り出し手段は、前記動的に特定される切断面について前記面データをリアルタイムで切り出し、

前記超音波画像はリアルタイム画像であることを特徴とする医療診断システム。

【請求項3】

請求項1記載のシステムにおいて、  
前記表示処理手段は、前記核医学画像と前記超音波画像とを重合して合成画像を形成することを特徴とする医療診断システム。

【請求項4】

請求項1記載のシステムにおいて、  
前記表示処理手段は、前記核医学画像と前記超音波画像とを並べて合成画像を形成することを特徴とする医療診断システム。

【請求項5】

請求項3又は4記載のシステムにおいて、  
前記核医学画像は組織機能を表したカラーの二次元断層画像であり、前記超音波画像は組織形態を表した白黒の二次元断層画像であることを特徴とする医療診断システム。

【請求項6】

請求項1記載のシステムにおいて、  
前記ビーム走査面を形成するプローブを位置決めして保持するロボットが設けられたことを特徴とする医療診断システム。

【請求項7】

請求項1記載のシステムにおいて、  
前記キャリブレーション装置は、前記放射線計測における前記位置マーカートの座標と前記超音波計測における前記位置マーカートの座標とに基づいて、前記ビーム走査面と前記切断面とを空間的に一致させるための座標補正処理を実行する補正手段を含むことを特徴とする医療診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療診断システムに関し、特に核医学診断装置と超音波診断装置とを組み合わせたシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

核医学診断では、生体に対して、放射性元素としてのトレーサーが含有された薬剤が投入され、生体内からの放射線が検出される。これにより、生体における代謝機能、循環機能、悪性腫瘍の有無などを診断できる。そのための核医学診断装置として、カメラ、SPECT (single photon emission computed tomography) 装置、PET (positron emission tomography) 装置などが知られている。SPECT装置はCT演算によって断層画像を形成する装置であり、複数の面状検出器を有するもの、リング状のアレイ検出器を有するものなどが知られている。PET装置はポジトロン核種から放出された陽電子が自由

10

20

30

40

50

電子と結合する時に生じる消滅線（互いに反対方向に出る一对の511keVの線）を検出することによって断層画像などを形成する装置である。PET装置においてはリング状のアレイ検出器を有し、断層像が形成される。

【0003】

上記の核医学診断装置によって形成される画像は生体の活動を反映した「機能画像」であり、X線CT画像、MRI画像、超音波画像のように、生体の形態を表す「形態画像」ではない。形態画像によれば組織構造を把握できるが、その組織の性状、例えば腫瘍が悪性が良かまでを画像上で特定、識別することは困難であり、あるいは、そのために熟練を要する。一方、機能画像の場合には、薬剤の活性によって生体内の活動の様子を画像化できるが、その機能画像だけから活性部位を認識するのは困難であり、あるいは、そのために熟練を要する。なお、機能画像は一般にリアルタイム性のない画像であり、リアルタイム観測には不向きである。

10

【0004】

下記特許文献1には、エミッション画像とMRI画像とを解剖学的な位置関係において正確に対応させた技術が記載されているが、超音波診断あるいは超音波画像の利用については何ら記載されていない。

【0005】

【特許文献1】特開2002-214347号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0006】

以上のように、機能画像と形態画像とは補間的な関係にあり、それらの両画像を形成して診断に役立てることが望まれる。ここで、形態画像としては、必要以上の放射線被ばくの回避、リアルタイム計測、システムコストなどの観点から、超音波画像を利用することが望まれる。

【0007】

本発明の目的は、核医学診断と超音波診断とを利用して、機能面及び形態面の両面から総合的に組織を診断できるようにすることにある。特に、生体内の組織形態との関係において活性部位の位置や分布などを正確に認識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】

30

【0008】

(1) 後述する実施形態に係る医療診断システムは、放射性物質を含有した薬剤が投与された生体における三次元空間から放射線を検出し、三次元のボリュームデータを取得する放射線計測手段と、前記ボリュームデータが格納される記憶手段と、前記三次元空間内にビーム走査面を形成して受信信号を取得する超音波計測手段と、前記受信信号に基づいて、前記ビーム走査面に対応した超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、前記三次元空間に対する前記ビーム走査面の座標情報に基づいて、前記記憶手段に格納されたボリュームデータから面データを抽出する抽出手段と、前記面データに基づいて、核医学画像を形成する核医学画像形成手段と、前記核医学画像と前記超音波画像とを合成して表示する表示処理手段と、を含む。

40

【0009】

上記構成によれば、放射線の計測によって三次元のボリュームデータが取得され、そのボリュームデータが記憶手段に格納される。一方、三次元空間に対してビーム走査面が形成され、そのビーム走査面上におけるエコーデータに基づいて超音波画像が形成される。ビーム走査面の座標情報に基づいて、ボリュームデータから面データが切り出され、その面データに基づいて核医学画像が形成される。面データが切り出される切断面の位置はビーム走査面の位置と空間的に同一であるのが特に望ましいが、変形例としてはビーム走査面に対して直交する切断面などを設定することも可能である。核医学画像と超音波画像とが同時表示される場合において、超音波画像と核医学画像とが空間的な対応関係にあるので、組織機能と組織形態とを併せて考慮して、組織の総合的な診断が可能となる。例えば

50

、超音波画像上では腫瘍の存在が認識できてもそれが悪性であるか良性であるかまでを認識することは困難であるが、機能画像である核医学画像を併せて考慮することによって、その腫瘍の性質を認識できる。また、核医学画像それ自体から活性部位が認識できたとしても、その活性部位がどの臓器のどこの部位に相当するものであるのかまでは認識困難であるが、形態画像としての超音波画像を併せて考慮することによって、活性部位の形態を認識できる。核医学画像と超音波画像が重合して表示されれば例えば組織形態を背景として活性部位の位置や広がり直感的に且つ正確に認識できる。核医学画像と超音波画像が並んで表示されれば、一方の画像内容によって他方の画像内容が隠れてしまってその部分の観察に支障が生じることを回避できる。それらの2つの表示タイプをユーザーによってあるいは自動的に選択できるように構成するのが望ましい。

10

## 【0010】

超音波画像はリアルタイム画像として形成されるのが望ましく、その場合、超音波の送受波を行うプローブを生体表面上で移動させると、それに伴って、超音波画像の内容が変化し、同時に、ポリウムデータから切り出される面データの位置も変化して核医学画像の内容も変化する。これにより、生体内の三次元空間において目的組織を形態面及び機能面からサーチし、その上でプローブの位置を固定して目的組織について総合診断を行える。

## 【0011】

上記の放射線計測手段は核医学診断装置として構成されるのが望ましい。その場合、核医学診断装置としてはPET装置を用いるのが望ましいが、SPECT装置などを用いることも可能である。いずれにしても三次元のポリウムデータを取得できる装置が用いられる。一般に、生体上の各走査位置においてスライスデータ(核医学診断画像としての断層画像に相当)が取得され、それらのスライスデータの集合としてポリウムデータが構成される。上記の記憶手段は、核医学診断装置あるいは超音波診断装置の内部に設けるようにしてもよいし、それらの外部に設けるようにしてもよい。ネットワーク上に核医学診断装置、超音波診断装置、画像データサーバーなどを接続して、相互間でデータの授受を行わせてもよい。超音波計測手段は望ましくは上記プローブを含むものであり、望ましくは、その超音波計測手段と超音波画像形成手段とにより超音波診断装置が構成される。表示処理手段は超音波診断装置内に設けるようにしてもよい。あるいは、表示処理プログラム及びそれを実行するプロセッサ(CPU)を備えたコンピュータとして表示処理手段を構成してもよい。

20

30

## 【0012】

なお、核医学診断によるポリウムデータの取得後に生体(患者)を移動させることなく、そのままの状態超音波診断を行うようにしてもよいし、核医学診断によるポリウムデータの取得後に、生体を別の場所へ移動させて超音波診断を行うようにしてもよい。核医学診断における座標系と超音波診断における座標系との相互の空間的な関係が既知あるいは固定であるのが望ましく、必要に応じて、後述するキャリブレーション装置が設けられあるいはキャリブレーション処理が実行される。

## 【0013】

(2)上記構成において、望ましくは、前記抽出手段は、前記座標情報に基づいて前記三次元空間において前記ビーム走査面と同一の位置にある切断面を特定する切断面特定手段と、前記ポリウムデータから前記切断面上のデータを前記面データとして切り出す面データ切り出し手段と、を含む。上記の切断面はビーム走査面に相当する面であり、ポリウムデータから切り出される面データは1画素の厚みをもったデータであってもよいし、複数画素分の厚みをもったデータであってもよい。必要に応じて面データに対して補間処理が適用される。

40

## 【0014】

望ましくは、前記切断面特定手段は、前記ビーム走査面の座標情報をリアルタイムで認識して前記切断面を動的に特定し、前記面データ切り出し手段は、前記動的に特定される切断面について前記面データをリアルタイムで切り出し、前記超音波画像はリアルタイム

50

画像である。この構成によれば、超音波画像がリアルタイム表示され、その超音波画像に空間的に対応する核医学画像が表示されるので、目的組織のサーチや三次元空間全体のサーチなどを容易に行える。

【0015】

望ましくは、前記表示処理手段は、前記核医学画像と前記超音波画像とを重合して合成画像を形成する。この構成によれば組織機能と組織形態とを直接的に関連づけて評価を行える。望ましくは、前記表示処理手段は、前記核医学画像と前記超音波画像とを並べて合成画像を形成する。この構成によれば各画像内容の全体が隠れることなく、明瞭に認識できる。

【0016】

望ましくは、前記核医学画像は組織機能を表したカラーの二次元断層画像であり、前記超音波画像は組織形態を表した白黒の二次元断層画像である。

【0017】

望ましくは、前記ビーム走査面を形成するプローブを位置決めして保持するロボットが設けられる。ロボットにおいて各関節部にエンコーダなどの位置センサを設け、これによりプローブ（あるいはビーム走査面）の位置及び姿勢を検出するように構成するのが望ましい。ロボットによらずに、ユーザーによって可搬型のプローブを把持して、そのユーザーによってプローブの移動や位置決めを行うようにしてもよい。その場合には、磁気センサなどを利用してプローブの位置及び姿勢を検出するのが望ましい。

【0018】

望ましくは、放射線計測における第1の座標系と超音波計測における第2の座標系との間の空間的関係を求めることにより、前記三次元空間に対する前記切断面の座標情報についてキャリブレーションを行うキャリブレーション装置が設けられる。この構成によれば、第1の座標系と第2の座標系との間の位置的關係が認識できるので、ビーム走査面に対応した切断面を正確に特定できる。キャリブレーションに当たっては、一方の座標系に他方の座標系を合わせてもよいし、切断面の座標を演算する際に座標補正を行うようにしてもよい。

【0019】

望ましくは、前記キャリブレーション装置は、前記放射線計測において前記生体と前記第1の座標系との間の第1の空間的関係を特定し、且つ、前記超音波計測において前記生体と前記第2座標系との間の空間的関係を特定する手段を含み、前記生体を基準として前記第1の座標系と前記第2の座標系とが空間的に関係付けられる。この構成によれば、生体を基準として各座標系が定義あるいは校正されるので、核医学診断と超音波診断とが異なる場所で行われていても、つまり核医学診断装置と超音波診断装置との位置的關係が不明であっても、切断面の座標を正確に演算することが可能となる。つまり、超音波画像に対して核医学画像を正確に位置決めできる。

【0020】

望ましくは、前記空間的関係を特定する手段は、前記生体における少なくとも1つの部位に設けられた少なくとも1つの位置マーカーと、前記放射線計測及び前記超音波計測の際に前記位置マーカーの座標を検出するマーカー座標検出器と、を含む。この構成によれば、位置マーカーの座標を基準として座標系を定義できる。位置マーカーの位置の他にその姿勢あるいは向きを検出できない場合、生体に対して複数の位置マーカーを設けて、それらの位置関係から生体の基準座標系を認識できる。この場合、3つ以上の位置マーカーによって直交三軸が定義されるのが望ましいが、生体が水平に横たわっている等の条件が満たされる場合には1つ又は2つの位置マーカーを設けることもできる。また、生体の各部位の位置を検出するためにより多くの位置マーカーを設けるようにしてもよい。位置マーカーの座標は磁氣的検出、電氣的検出、機械的検出などの手法によって特定される。なお、核医学診断時における複数の位置マーカーの座標パターンと超音波診断時における複数の位置マーカーの座標パターンとの相互比較から、生体の姿勢の異同などを判定するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

望ましくは、前記キャリブレーション装置は、前記放射線計測における前記位置マーカの座標と前記超音波計測における前記位置マーカの座標とに基づいて、前記ビーム走査面と前記切断面とを空間的に一致させるための座標補正処理を実行する補正手段を含む。

## 【 0 0 2 2 】

( 3 ) 後述する実施形態に係る医療診断システムは、放射性物質を含有した薬剤が投与された生体を機能面及び形態面から総合診断するための核医学診断装置及び超音波診断装置を含む医療診断システムであって、前記核医学診断装置は、前記生体における三次元空間から放射線を検出し、三次元のボリュームデータを取得する放射線計測手段を含み、前記超音波診断装置は、前記三次元空間内にビーム走査面を形成して受信信号を取得する超音波計測手段と、前記受信信号に基づいて、組織形態を表現した形態画像としての超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、を含み、当該医療診断システムは、更に、前記ボリュームデータから前記ビーム走査面と同じ位置にある切断面の面データを抽出する抽出手段と、前記面データに基づいて、組織機能表現した機能画像としての核医学画像を形成する核医学画像形成手段と、前記核医学画像と前記超音波画像とを合成して合成画像を表示する表示処理手段と、を含み、前記生体に対して前記ビーム走査面を移動させると、前記超音波画像の内容が変化し、それに伴って、前記核医学画像の内容が変化する。

10

## 【 0 0 2 3 】

( 4 ) 後述する実施形態に係る画像処理装置は、放射性物質を含有した薬剤が投与された生体における三次元空間から放射線を検出し、三次元のボリュームデータを取得する核医学診断装置と、前記三次元空間内にビーム走査面を形成して、そのビーム走査面に対応した超音波画像を形成する超音波診断装置と、を含む医療診断システムで用いられる画像処理装置であって、前記ビーム走査面の座標情報に基づいて、前記ボリュームデータから面データを抽出する抽出手段と、前記面データに基づいて形成される核医学画像と前記超音波画像とを合成して合成画像を表示する表示処理手段と、を含む。

20

## 【 0 0 2 4 】

上記したように、表示処理手段は、核医学診断装置又は超音波診断装置の中に組み込まれ、あるいは、コンピュータなどの独立した画像処理装置として構成される。

30

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 5 】

以上説明したように、本発明によれば、核医学診断と超音波診断とを利用して、機能面及び形態面の両面から総合的に組織を診断できる。特に、生体内の組織形態との関係において活性部位の位置や分布などを正確に認識できる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 6 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

## 【 0 0 2 7 】

図 1 には、本発明に係る医療診断システムの好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示す斜視図である。この医療診断システムは、PET 装置として構成される核医学診断装置 10、超音波診断装置 12、及び、プローブ位置決め機構としてのロボット 90 を有している。

40

## 【 0 0 2 8 】

核医学診断装置 10 は、図において x 方向に移動走査されるベッド 35 を有している。このベッド 35 には、放射性物質を有する薬剤が投与された患者としての生体が載置される。その放射性物質はポジトロンを放出する放射性同位元素である。周知のように、ポジトロンは周囲の電子と結合して一対の消滅線 ( 5 1 1 k e V ) を生成する。その一対の消滅線は 1 8 0 度の角度をもって互いに反対方向に出るものである。

## 【 0 0 2 9 】

50

ガントリ 37 は、リング状の放射線検出部を有しており、生体を x 方向に順次移動させながら各位置において放射線検出部によって放射線の検出を行うことにより各位置ごとに核医学画像データとしての断層画像情報を取得することができる。詳しくは、ベッド 35 はガントリ 37 における空洞部 37A 内に差し込まれ、リング状の放射線検出部の各検出器から放射線の入射位置を得、核医学画像の取得が行われる。

#### 【0030】

超音波診断装置 12 は、本体 14 及びプローブ 16 を有している。プローブ 16 はプローブケーブルによって本体 14 に接続されており、後述するロボット 90 によりプローブ 16 が保持されている。本体 12 には表示部 18 及び入力部 20 が設けられている。入力部 20 は操作パネルによって構成されている。

10

#### 【0031】

ロボット 90 は上述したようにプローブ位置決め機構として機能し、支柱 24 に連結された複数のアーム 26, 27, 28 を有している。またアーム 30 の先端にはプローブホルダ 29 が設けられ、そのプローブホルダ 29 によってプローブ 16 が保持されている。図 1 において例示されるように各アームは所望の方向へ移動させることができ、これによって生体上においてプローブ 16 を任意の位置及び姿勢で当接することができる。ロボット 90 としては各種の機構を採用することができるが、ユーザーによってプローブ 16 を把持して生体へ当接し、そのプローブの位置及び姿勢を磁場発生器及び磁気センサなどを利用して検出するようにしてもよい。

#### 【0032】

図 1 においては、核医学診断装置 10 と超音波診断装置 12 とが互いに近づけて配置されているが、それぞれの装置を別室に設けるようにしてもよい。すなわち、核医学診断を実行した後に、患者を別の場所へ移動させ、その場所において患者の超音波診断を行うようにしてもよい。

20

#### 【0033】

図 2 には、本実施形態の医療診断システムにおける各構成がブロック図として示されている。

#### 【0034】

核医学診断装置 10 において、リング状の検出部 34 によって、符号 38A, 38B で示されるように生体 36 から放出された一対の消滅線が検出される。検出部 34 の各センサの配置から入射した線の位置に関するデータを得る。得られたデータ群を再構成して以下に説明するように核医学画像データを生成することができる。このため、信号処理部 50 において、タイミング処理あるいは信号増幅等の処理がなされ、画像形成部 52 においては信号処理部 50 から出力される信号に基づいて核医学画像としての断層画像が構成される。その断面に相当するデータは制御部 54 に送られる。制御部 54 は各位置において取得された断層画像データ(スライスデータ)を並べて集合させ、これによって三次元のボリュームデータを構築する。そのボリュームデータは制御部 54 からネットワーク 30 を介してデータ記憶装置 31 へ転送される。

30

#### 【0035】

ベッド駆動機構 42 は、上述したベッドを移動させるための機構であり、生体を順次搬送しつつ上述したようにスライスデータが取得され、各位置におけるスライスデータを集合させることによって上記のボリュームデータが構成される。制御部 54 はガントリ駆動機構 40 に対して制御信号 48 を与えており、またベッド駆動機構 42 に対して制御信号 44 を与えている。またベッド駆動機構 42 から制御部 40 へ座標情報 46 が出力されている。これは各スライスデータの位置を特定するための情報である。

40

#### 【0036】

ネットワーク 30 には、核医学診断装置 10、超音波診断装置 12、データ記憶装置 31 及びキャリブレーション装置 32 が接続されている。もちろん、そのようなネットワーク 30 を介すことなく相互の装置間で必要な信号の授受を行うようにしてもよい。データ記憶装置 31 はボリュームデータを蓄積する画像データサーバとして機能する。データ記

50

憶装置 31 は、ボリュームデータを記憶した記憶媒体 82 とデータ管理部 80 とを有している。データ管理部 80 は記憶媒体 82 上に格納されたボリュームデータを管理する。

【0037】

超音波診断装置 12 は、送受波器として機能するプローブ 16 を有する。このプローブ 16 によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームを電子的に走査することによって走査面が形成される。もちろん、このプローブ 16 が 2D アレイ振動子を有し、三次元データ取込空間を形成するものであってもよい。

【0038】

送受信部 56 は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。送信部 56 からプローブ 16 内に設けられたアレイ振動子に対して複数の送信信号が供給される。また、そのアレイ振動子から出力される複数の受信信号は送受信部 56 において整相加算処理され、これによって整相加算後の受信信号が画像形成部 58 へ出力される。画像形成部 58 は、デジタルスキャンコンバータ(DSC)などによって構成され、エコーデータに基づいて二次元断層画像としての B モード画像を形成する。その画像データが表示処理部 60 へ出力される。

【0039】

制御部 62 は超音波診断装置 12 における各構成の動作制御を行っている。またロボット 90 から出力される座標情報 70 に基づきプローブあるいは走査面の位置及び姿勢を認識している。制御部 62 は本実施形態において面データ取得部 64 を有している。この面データ取得部 64 は現在の走査面の位置に対応する三次元空間における切断面を特定し、その切断面に相当する面データをボリュームデータから切り出して取得するものである。したがって、制御部 62 からデータ記憶装置 31 へ面データのアドレスを指定する情報が送られ、データ管理部 80 はその情報に基づいてボリュームデータから面データを切り出してそれを超音波診断装置 12 側へ送信する。取得された面データは面データ取得部 64 を経由して表示処理部 60 へ出力される。

【0040】

本実施形態においてはロボット 90 はマニュアルによって駆動されている。すなわちユーザーによってプローブの位置及び姿勢が自在に設定されている。一方、ロボット 90 の各関節部にアクチュエータあるいはモータなどを設け、制御部 62 の制御によってロボット 90 の動きをコントロールするようにしてもよい。その場合の制御信号が符号 72 で示されている。グラフィック画像形成部 66 は、制御部 62 から渡される情報に基づいて、超音波画像あるいは核医学診断画像に合成されるグラフィック画像を生成し、そのデータを表示処理部 60 へ出力する。入力部 20 は上記のように操作パネルなどによって構成され、ユーザーによって入力された情報が制御部 62 に渡される。表示処理部 60 は、本実施形態において、面データ取得部 64 によって取得された面データに基づいてカラーの核医学画像を形成する機能、画像形成部 58 によって形成された白黒の超音波画像と上記のカラーの核医学画像とを合成して合成画像を形成する機能、などを有している。合成画像の画像データは表示部 18 に送られ、表示部 18 においては合成画像が表示される。合成画像には必要に応じてグラフィック画像が含まれる。

【0041】

キャリブレーション装置 32 は、核医学診断すなわち放射線計測における第 1 の座標系と、超音波診断すなわち超音波計測における第 2 の座標系との間における空間的関係を特定して、2つの座標系を結び付け、これにより走査面に対応する切断面を正確に演算するために機能する。後に説明するように、生体を基準として第 1 の座標系及び第 2 の座標系が定義あるいは校正されるようになっており、これによって核医学診断と超音波診断との間で生体の移動や姿勢変化があったとしても走査面に対応して正確な面データの抽出を行えるようになっている。

【0042】

図 3 には、図 1 に示したロボット 90 についてより具体的な構成例が示されている。以下に図 3 に示されるロボット 90A について説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 3 】

ロボット 9 0 A は既に説明したように複数のアーム 1 0 0 , 1 0 2 , 1 0 4 などを持っている。また各アーム 1 0 0 , 1 0 2 , 1 0 4 間及びアーム 1 0 4 とプローブホルダ 9 8 との間には関節部 1 0 6 , 1 0 8 , 1 1 0 が設けられている。各関節部 1 0 6 , 1 0 8 , 1 1 0 にはエンコーダ 1 1 4 , 1 1 6 , 1 1 8 , 1 2 0 が設けられ、更にプローブホルダ 9 8 においてもプローブ 9 6 を回転駆動する関節部 1 1 2 に対して 2 つの軸の回転角度を検出するエンコーダ 1 2 2 , 1 2 4 が設けられている。このように、ロボット 9 0 A における各可動部分ごとにエンコーダを設けることにより、結果としてプローブ 9 6 の空間的な位置や姿勢を検出することが可能であり、すなわち走査面の位置及び姿勢を特定することが可能となる。図 3 に示される構成はもちろん一例であって、他の構成を採用するよう

10

## 【 0 0 4 4 】

図 4 には、表示処理部 6 0 の処理内容が概念的に示されている。核医学画像を取得した際の座標情報及び超音波診断時におけるプローブの座標情報並びにそれらの空間的關係については管理されており、そのような情報に基づいて符号 2 0 1 で示されるようにボリュームデータ 2 0 0 における切り出し面すなわち切断面 2 0 2 を演算することができる。この場合においては後に説明するようにキャリブレーション情報が考慮される。ボリュームデータ 2 0 0 において切り出し面が特定されると、すなわち走査面に合致する位置の切断面 2 0 2 が特定されると、その切断面 2 0 2 上のデータが面データ 2 0 4 として表示処理部 6 0 へ送られる。表示処理部 6 0 では、面データ 2 0 4 に対して加工処理 2 0 6 を実行し、これによって機能画像 2 0 8 を形成する。加工処理 2 0 6 としては例えばカラー変換などをあげることができ、その場合においてはカラー変換テーブル 2 1 0 が参照される。生体組織の機能が色相に対応付けられ、これによってカラーの核医学画像として機能画像 2 0 8 が構成される。

20

## 【 0 0 4 5 】

その一方、超音波診断により二次元断層画像として形態画像 2 1 2 が生成される。機能画像 2 0 8 と形態画像 2 1 2 とを並べて合成することによって合成画像 2 1 4 が構成される。その一方において機能画像 2 0 8 と形態画像 2 1 2 とを重ねて合成することによって合成画像 2 1 6 が構成される。この場合において合成画像 2 1 4 , 2 1 6 には更にグラフィック画像 2 1 8 を合成するよう

30

## 【 0 0 4 6 】

図 5 には白黒の形態画像 2 2 2 に対してカラーの機能画像 2 2 4 を重合合成して構成された合成画像 2 2 0 が示されている。プローブを移動させると、生体における走査面の位置が変化するため、形態画像 2 2 2 の内容も変化する。また、これに追従して、走査面に対応する切断面がリアルタイムで更新され、その切断面に対応する面データ 2 0 4 がリアルタイムで取得されることになり、その結果、形態画像 2 2 2 に合成される機能画像 2 2 4 の内容も変化するようになる。したがってある走査面上における組織の活性をその形態と共に評価することが可能となる。符号 2 2 6 はガイダンス表示を表しており、それは三次元空間と切断面との位置関係を模式的に表したものである。プローブを移動させると切断面も変動し、ガイダンス表示の内容も変化する。

40

## 【 0 0 4 7 】

図 6 には、機能画像 2 3 0 と形態画像 2 3 2 とを並べてなる合成画像 2 2 8 が示されている。図 5 に示したような合成画像 2 2 0 の場合、背景として存在する形態画像の内容が必ずしも明確に認識できないような場合であっても、図 6 に示すように並列表示することにより、組織機能と組織形態とを両者それぞれ正確に認識することができる。ただし、図 5 に示す実施形態によれば形態を背景として組織機能を直接認識することができるので、その意味において図 6 に示した表示内容よりもより正確に対応関係を認識できる。

## 【 0 0 4 8 】

以下に、図 7 を用いて、参考までに、三次元空間における走査面位置（切断面位置に相当）の特定の仕方について説明する。以下に示す手法は例示であり、それ以外の各種の手

50

法を用いることができる。

【0049】

図7の(A)において、原点 $P_0$ は、 $x y z$ 空間の原点であって、複数のアームからなるアーム列の始点に相当する。 $x y z$ 空間内で、原点 $P_0$ から長さ $L_1$ の第1アームを介して特定されるのが点 $P_1$ である。また、その点 $P_1$ から長さ $L_2$ の長さをもった第2アームを介して特定されるのが点 $P_2$ である。実際にはより多くのアームが存在しているが、ここでの計算においては2つのアームを対象とする。ちなみに、原点 $P_0$ と点 $P_1$ を両端とする第1アームは、 $z$ 軸を中心として回転可能である。その回転角度を $\theta_1$ と定義する。点 $P_1$ と点 $P_2$ を両端とする第2アームについては、 $\theta_1 = 0$ の場合に $x z$ 平面上で回転する。その回転角度を $\theta_2$ とする。

10

【0050】

点 $P_1$ の座標は上記条件から次の通りである。

【0051】

$$P_1(x_1, y_1, z_1) = P_1(0, 0, L_1) \quad \dots (1)$$

【0052】

次に、 $P_2$ の座標である $P_2(x_2, y_2, z_2)$ を求める。 $x z$ 平面への長さ $L_2$ の写像を $L_2'$ とすると、 $x_2, z_2$ の値は以下のように導かれる。

【0053】

$$x_2 = x_1 + L_2' \sin \theta_2 \quad \dots (2)$$

【0054】

$$z_2 = z_1 + L_2' \cos \theta_2 \quad \dots (3)$$

【0055】

ここで、

$$L_2' = L_2 \cos \theta_1 \quad \dots (4)$$

であるので、 $x_1 = 0, z_1 = L_1$ より、以下となる。

【0056】

$$x_2 = L_2 \cos \theta_1 \sin \theta_2 \quad \dots (5)$$

【0057】

$$z_2 = L_1 + L_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 \quad \dots (6)$$

【0058】

$x y$ 平面への $L_2$ の写像を $L_2''$ とすると、 $y_2$ は以下のように導かれる。

【0059】

$$y_2 = y_1 + L_2'' \sin \theta_1 \quad \dots (7)$$

【0060】

ここで、

$$L_2'' = L_2 \sin \theta_2 \quad \dots (8)$$

であるので、 $y_1 = 0$ より、以下のようになる。

【0061】

$$y_2 = L_2 \sin \theta_1 \sin \theta_2 \quad \dots (9)$$

【0062】

以上をまとめると、 $P_2$ の座標は次の通りである。

【0063】

$$P_2(x_2, y_2, z_2) = P_2(L_2 \cos \theta_1 \sin \theta_2, L_2 \sin \theta_1 \sin \theta_2, L_1 + L_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2) \quad \dots (10)$$

【0064】

よって、各アームについてアーム長さと角度を順次利用して、各アームの端点(原点から遠い方の端点)の座標を演算できる。これにより、3つ以上のアームが連結されていても、最後のアームの端点 $P_n$ の座標を容易に求めることができる。その端点 $P_n$ は、プロー

50

プあるいは走査面を定義する際の原点あるいは基準点となる。

【0065】

さて、図7の(B)において、直交する2つの軸234, 236はx軸、y軸及びz軸の中で2つ軸に相当する。それらの軸234, 236の交差点が上記のプローブ原点 $P_n$ である。ここで、軸234周りのプローブの回転角度を $\theta$ とする。軸236'は、軸236が $\theta$ だけ回転したものである。その軸236'周りのプローブの回転角度を $\phi$ とする。上記 $\theta$ によって定義される点を $P_a$ とし、上記 $\phi$ によって定義される点を $P_d$ とする。

【0066】

各点は、以下のように各軸上の成分を有する。

【0067】

$$P_n(x_n, y_n, z_n)$$

$$P_a(x_a, y_a, z_a)$$

$$P_d(x_d, y_d, z_d)$$

【0068】

走査面は上記の三点を通過する平面として定義できるので、以下のように置き換えが可能である。

【0069】

$$a x_n \times b y_n \times c z_n + D = 0 \quad \dots (11)$$

【0070】

$$a x_a \times b y_a \times c z_a + D = 0 \quad \dots (12)$$

【0071】

$$a x_d \times b y_d \times c z_d + D = 0 \quad \dots (13)$$

【0072】

$P_n, P_a, P_d$ が与えられると、未知数 $a, b, c, D$ に対して、数式が3つであるので、未知数 $a, b, c$ はそれぞれ $D$ を用いて以下のように表すことができる。

【0073】

$$a = t_1 D \quad \dots (14)$$

【0074】

$$b = t_2 D \quad \dots (15)$$

【0075】

$$c = t_3 D \quad \dots (16)$$

【0076】

上記を用いて、走査面を定義する式は以下の通りとなる。

【0077】

$$t_1 x + t_2 y + t_3 z + 1 = 0 \quad \dots (17)$$

【0078】

以上のように、プローブ原点と走査面の定義に基づいて、三次元空間内において、走査面の座標、つまりポリウムデータに対する切断面の座標を演算することが可能である。

【0079】

図8には三次元のポリウムデータ200が示されている。そのポリウムデータはデータ記憶空間に相当する。ポリウムデータは図示の例では生体36の全体あるいは主要部をカバーしているが、生体の一部分についてポリウムデータを取得してもよい。上記のように、切断面の座標が演算されると、図9に示されるように、上記の3点で特定される平面として切断面が特定され、その切断面上のデータ(面データ)を読み出すことによって核医学画像を形成できる。すなわち、任意断層画像を構成できる。なお、切断面の座標演算手法については上記に限られずに各種の手法を用いることができる。

【0080】

次に、キャリブレーションについて説明する。

【0081】

核医学診断時における生体の位置及び姿勢がそのまま維持されて超音波診断が行われる

10

20

30

40

50

場合（「生体不変の場合」）であっても、核医学診断における第1座標系と超音波診断における第2座標系との関係が既知あるいは固定でなければ、ポリウムデータに対する切断面の座標を正確に特定することはできなくなる。そこで、図10に示すように、核医学診断装置10とロボット90とを連結機構240によって連結し、両者が所定の位置関係となるようにしてもよい。ここでは、連結機構240は核医学診断装置10側に設けられた係合部240Aと、ロボット90側に設けられた係合部240Bとで構成されている。また図11に示すように、核医学診断装置10とロボット90とを共通ベース242上に搭載し、両者が物理的に一体化されてもよい。この構成によれば、2つの座標系あるいは原点を空間的に関連付けあるいは常に一致させることができる。

#### 【0082】

一方、生体位置等が変動する場合（「生体変動の場合」）においては、例えば、核医学診断と超音波診断とを別室でそれぞれ遂行するような場合、あるいは、核医学診断の後に患者がベッドから一旦離れてから再びベッドに横たわって超音波診断するような場合においては、生体自体の位置及び姿勢が維持されていないので、切断面の座標を特定できず、あるいは、本来表示すべき部位の核医学画像とは別の部位の核医学画像が表示されてしまうという問題がある。

#### 【0083】

そこで、図12に示すようなキャリブレーション装置32を用いれば上記の問題に対処できる。図12において、生体36としての患者はベッド246上に載置されている。ベッド246は、ここでは超音波診断時に用いられるものを示したが、核医学診断時において用いられるベッド35にも同様の機構が搭載される。ベッド246には、水平面上に二次元配列された複数の検出要素250aからなる検出部250が設けられている。一方、患者においては、1又は複数の所定箇所に位置マーカ-252a~252dが取り付けられている。例えば、頭頂部、手首、大腿部、足首などに位置マーカ-が設けられる。この場合、核医学診断及び超音波診断において支障が生じないような位置に位置マーカ-を取り付けるのが望ましい。例えば、腹部診断の場合には頸部と足首などに設け、頸部を診断する場合には腹部と足首などに設けるのが望ましい。

#### 【0084】

各位置マーカ-252a~252dは、コイル及びコンデンサからなる共振回路を有する。各位置マーカ-ごとに共振周波数を異ならせて、それぞれを識別できるように構成するのが望ましい。一方、各検出要素250aは、交流磁界を生成するコイルを含む。検出部250には、切替器256を介して発振回路254及び整流回路258が接続され、検出要素250が1つつつ選択されて、その選択された検出要素250aに発振信号が供給され、またそこからの出力信号が整流回路258へ送られる。整流された信号は信号処理回路262へ入力される。その信号処理回路は、各検出要素250aごとの検出値の大きさを比較して、もっとも大きな検出値を得た特定の検出要素の座標に基づいて、探索対象となった特定の共振周波数を有する位置マーカ-の水平座標を特定する。制御回路260は、切替器256の動作及び発振周波数の制御を行っており、また外部装置との間で通信を行う。更に、核医学診断時における患者位置と超音波診断時における患者位置とが不一致であることを判定して座標補正量（キャリブレーションデータ）の演算を行う。もちろん、患者を基準として第1座標系及び第2座標系をそれぞれ個別的にキャリブレーションするようにしてもよい。

#### 【0085】

図12に示す構成の動作を説明すると、ある周波数をもった発振信号が複数の検出要素250aに順次供給され、各検出要素250aごとに検出値が求められる。具体的には、発振信号が供給された検出要素において交流磁界が発生し、位置マーカ-における共振回路中に誘導エネルギーが誘起されて電磁エネルギーが蓄積される。そして、共振回路を流れる共振電流によって発生する磁界によって、検出要素のコイルに誘起した誘起電圧が整流回路にて整流され、信号処理回路へ送られる。信号処理回路262により、各検出要素の検出値の大きさから、当該周波数を共振周波数としている位置マーカ-の水平座標が特

10

20

30

40

50

定される。この過程が周波数を切り換えつつ繰り返し実行されると、最終的に、各位置マーカーの水平座標を特定できる。つまり、患者の位置を特定でき、また患者の姿勢に関する情報を取得できる。

【 0 0 8 6 】

制御回路 260 は、核医学診断時における位置マーカーの座標情報と、超音波診断時における位置マーカーの座標情報とをつき合わせて、切断面の位置が走査面の位置に位置的に合致するためのキャリブレーションデータの演算を行う。そのキャリブレーションデータは切断面の座標演算に用いられるものである。例えば、キャリブレーションデータが水平方向のオフセット量を表す場合、それを補正值として用いて切断面の正確な位置が特定される。また、制御回路 260 は、核医学診断時における生体の姿勢と超音波診断時における生体の姿勢との不一致を判定してアラームを出力する機能を有する。つまり、姿勢が許容できない程度変化している場合、キャリブレーションデータの信頼性が低下してしまうおそれがあるため、そのような場合にユーザーに警告を発生させるものである。そのようなアラームを契機として、患者の姿勢を核医学診断時と同様のものに修正することを促すことができる。

10

【 0 0 8 7 】

上記で説明した構成においては、核医学診断時におけるベッド高さや超音波診断時におけるベッド高さなどが同一である前提条件の下で、生体についての水平方向の座標が特定されていたが、更に垂直方向についても生体についての座標を得るようにしてもよい。

【 0 0 8 8 】

図 13 には、キャリブレーションの方法が概念的に示されている。符号 270 は生体に基づく基準座標系を表している。すなわち、この基準座標系は生体自体によって定義されるものであり、生体が移動しても不変である。その一方において、放射線計測時における第 1 の座標系 272 と超音波計測時における第 2 の座標系 274 とが存在する。そのような第 1 の座標系 272 と第 2 の座標系 274 とが完全に一致しているのであれば切断面の特定 284 は正確となるが、それらの座標系 272, 274 が独立して構成されている場合にはキャリブレーションが必要となる。すなわち、第 2 の座標系 274 上において定義される走査面の位置 282 から符号 284 で示されるように切断面を特定する場合においてその切断面をより正確に特定するためには C3 あるいは C4 で示されるようなキャリブレーションを行うのが望ましい。ちなみに符号 280 は第 1 の座標系 272 において取得されたボリュームデータを表しており、そのボリュームデータ 280 上における切断面の特定 284 によって面データが取得される。一方、走査面に関してはその走査面上のエコーデータが取得される。

20

30

【 0 0 8 9 】

図 12 に示したようなキャリブレーション装置を用いれば、生体を基準としてその生体と第 1 の座標系との間における第 1 の空間的な関係 276 を特定することができる。そして、そのような第 1 の空間的な関係 276 を用いて C1 で示されるように第 1 の座標系 272 を補正するようにしてもよいし、C3 で示されるように切断面の特定 284 に当たってのリファレンスデータとしてもよい。これは第 2 の座標系 274 についても同様であり、生体を基準として生体と第 2 の座標系 274 と間における第 2 の空間的な関係 278 を特定し、それを C2 で示されるように第 2 の座標系 274 の補正データとし、あるいは C4 で示されるように切断面の特定 284 にあたって利用するようにしてもよい。

40

【 0 0 9 0 】

図 13 に示すような手法によれば、患者が移動した場合などにおいてもその患者自身を基準として各座標系が定義されるため、走査面の実際の位置に完全に一致した切断面を演算して正確な面データを取得できるという利点がある。なお図 4 に示した画像合成処理についてはネットワーク上に存在するコンピュータなどに行わせるようにしてもよい。図 2 に示したデータ記憶装置 31 は核医学診断装置 10 内に設けるようにしてもよいし、超音波診断装置 12 内に設けるようにしてもよい。いずれにしても超音波画像を表示した場合においてその超音波画像と共にあるいはその上に同一位置関係にある核医学画像が表示さ

50

れるように構成するのが望ましい。

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】本発明に係る医療診断システムの全体構成を示す斜視図である。

【図2】本発明に係る医療診断システムの全体構成を示すブロック図である。

【図3】ロボットの機構を説明するための斜視図である。

【図4】表示処理内容について説明するための図である。

【図5】機能画像と形態画像とを重合させた表示を説明するための図である。

【図6】機能画像と形態画像とを並べて表示した場合を示す図である。

【図7】走査面の位置を演算するための座標系を示す図である。

【図8】ボリュームデータを示す図である。

【図9】ボリュームデータ上に設定される切断面を示す図である。

【図10】連結機構による装置間接続を説明する図である。

【図11】各装置を共通ベース上に設置した場合を示す図である。

【図12】キャリブレーション装置の構成例を概念的に示す図である。

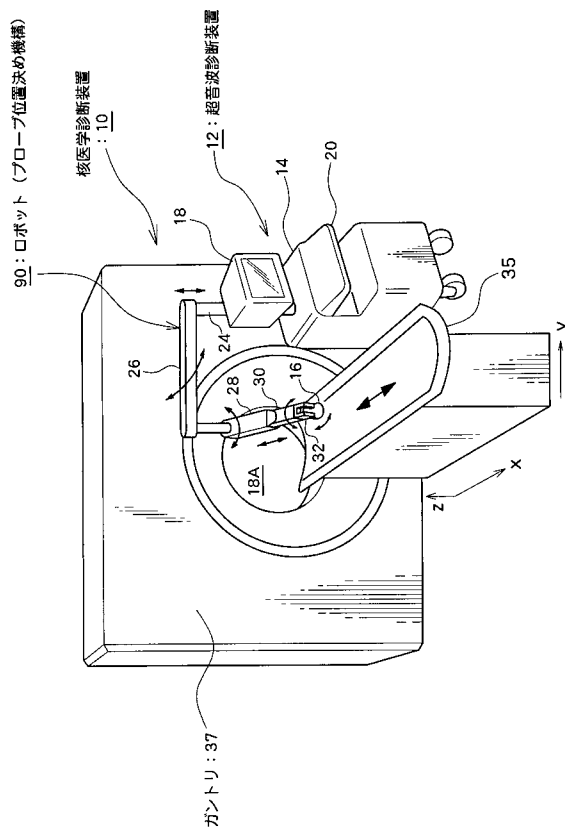
【図13】キャリブレーション処理の内容を概念的に示す図である。

【符号の説明】

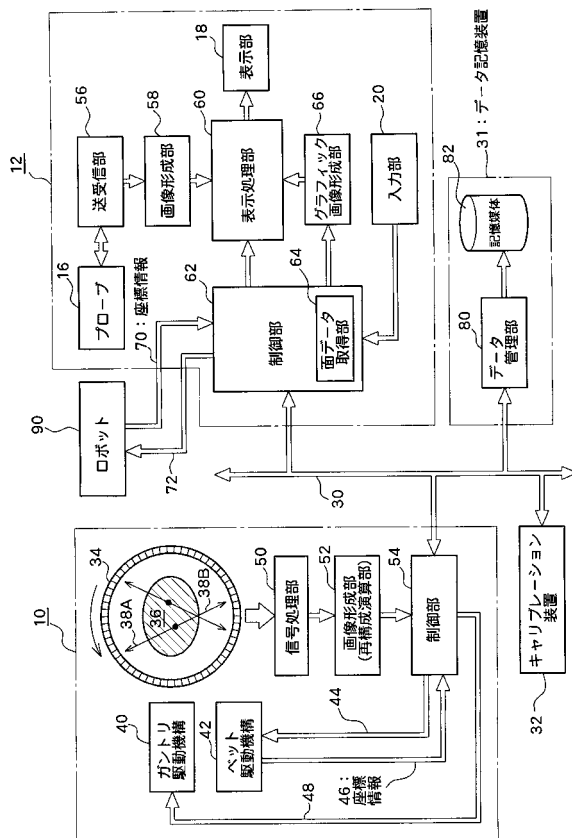
【0092】

10 核医学診断装置、12 超音波診断装置、31 データ記憶装置、32 キャリブレーション装置、60 表示処理部、64 面データ取得部、90 ロボット(プローブ位置決め機構)。

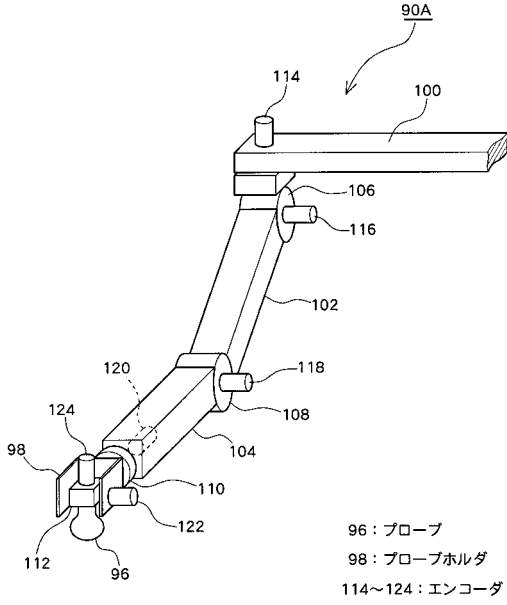
【図1】



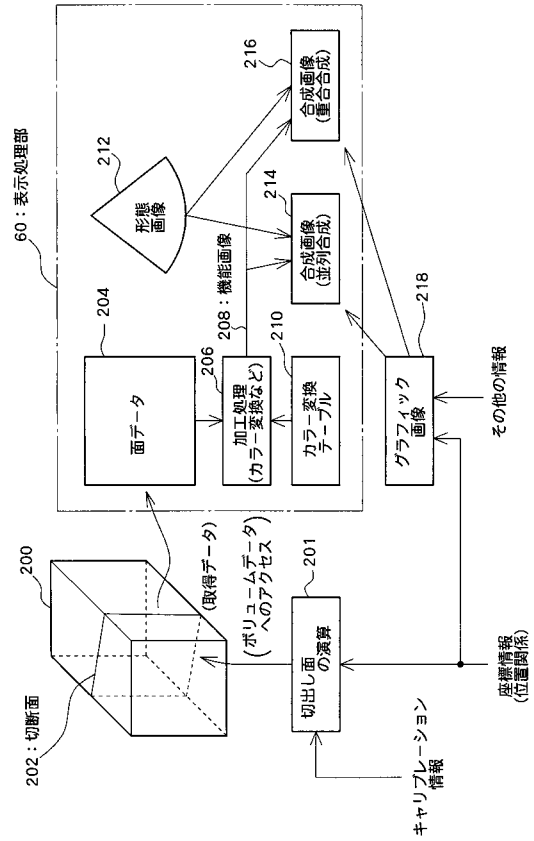
【図2】



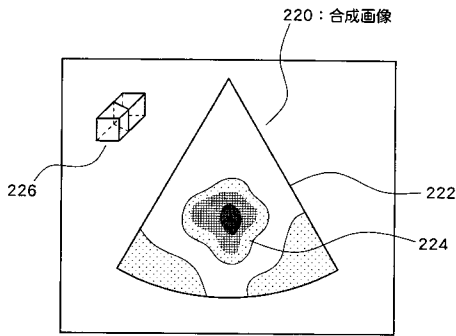
【図3】



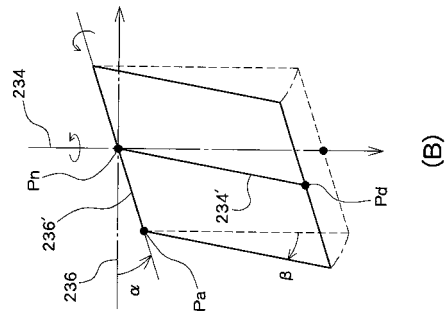
【図4】



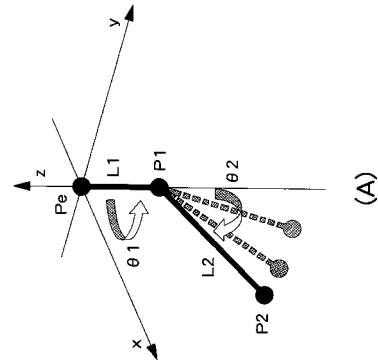
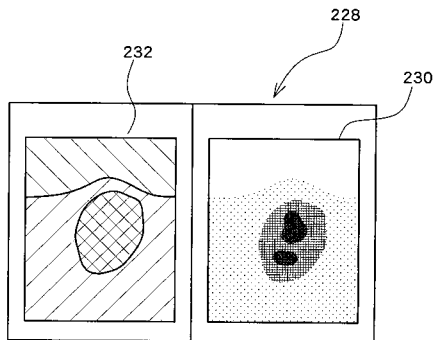
【図5】



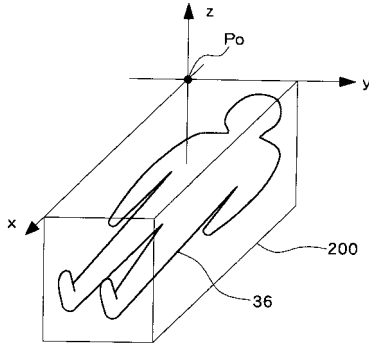
【図7】



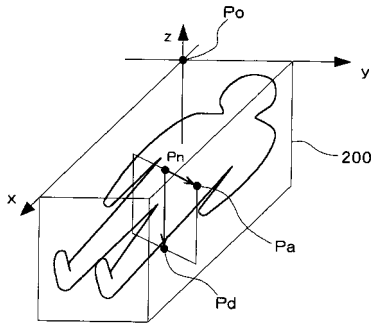
【図6】



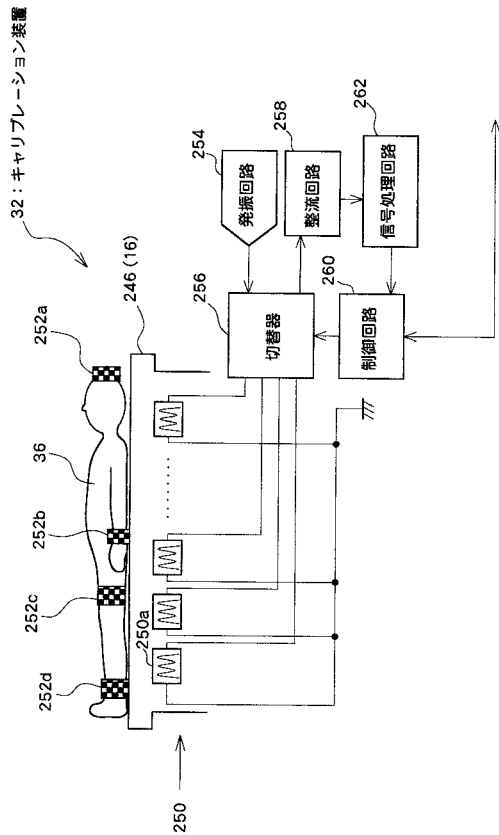
【図8】



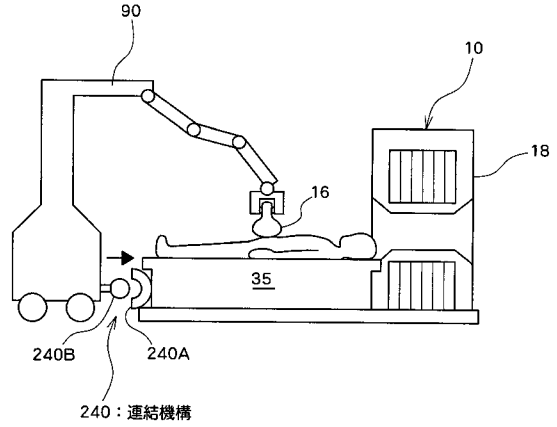
【図9】



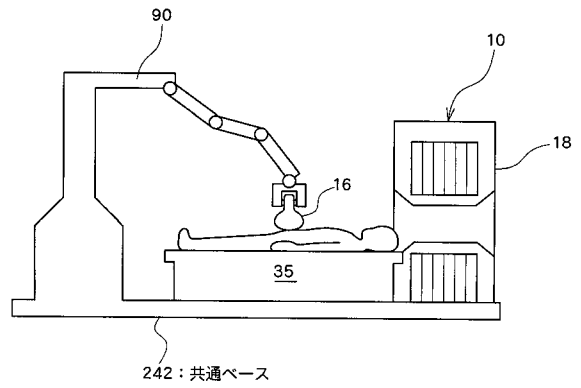
【図12】



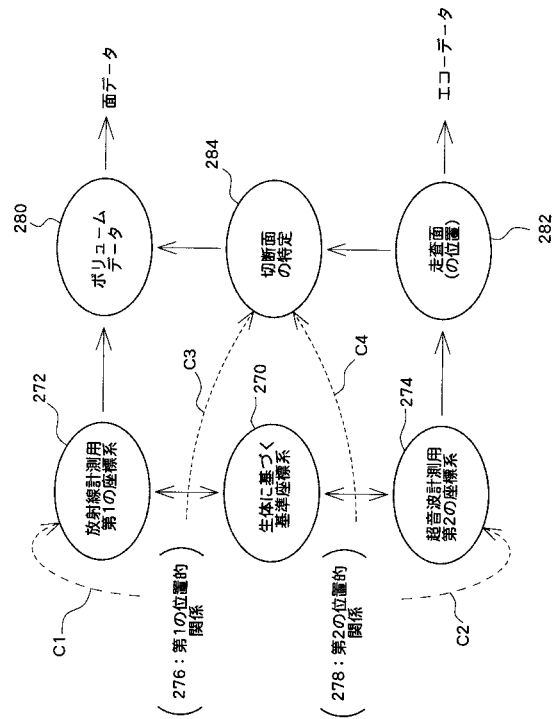
【図10】



【図11】



【図13】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 千田 道雄  
兵庫県神戸市中央区二宮町4 - 23 - 9 - 901
- (72)発明者 山本 誠一  
兵庫県神戸市東灘区向洋町中5 - 11 - 501 - 2406
- (72)発明者 押切 恵介  
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平10 - 151131 (JP, A)  
特開2004 - 174241 (JP, A)  
特開平09 - 133771 (JP, A)  
特開平09 - 024048 (JP, A)  
特開2004 - 000454 (JP, A)  
特開2004 - 049819 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- A61B 8/00 - 8/15  
G01T 1/161  
A61B 5/055  
A61B 6/00 - 6/14

专利名称(译)	医疗诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4625281B2</a>	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	JP2004206895	申请日	2004-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社 森达道夫 山本 诚一		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 森达道夫 山本精一		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 森达道夫 山本精一		
[标]发明人	千田道雄 山本誠一 押切惠介		
发明人	千田 道雄 山本 誠一 押切 惠介		
IPC分类号	A61B8/00 G01T1/161		
FI分类号	A61B8/00 G01T1/161.E A61B8/14		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF04 2G088/FF07 2G088/FF20 2G088/JJ01 2G088/JJ02 2G088/JJ22 2G088/JJ23 2G088/JJ24 2G088/KK32 2G088/KK33 2G088/KK35 2G088/LL13 2G088/LL26 2G088/MM04 2G088/MM06 4C188/EE02 4C188/FF04 4C188/FF07 4C188/FF20 4C188/JJ01 4C188/JJ02 4C188/JJ22 4C188/JJ23 4C188/JJ24 4C188/KK32 4C188/KK33 4C188/KK35 4C188/LL13 4C188/LL26 4C188/MM04 4C188/MM06 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/GA11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA27 4C601/JC20 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL14 4C601/LL33		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006025958A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

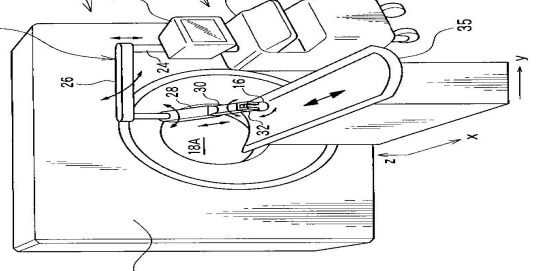
#### 摘要(译)

要解决的问题：通过利用核医学诊断和超声诊断从功能观点和形态学角度诊断组织。解决方案：主题医学诊断系统包括核医学诊断设备10和超声诊断设备12。探测器16由机器人90保持。基于由探测器形成的扫描面上的回波数据组织超声图像。存储由核医学诊断设备10获得的体数据，并且从体数据中读取与扫描面对应的面部数据以形成核医学图像。超声图像和核医学图像显示为彼此并置或叠加。Z

90: ロボット (アーム位置決め機構)

物医学診装置  
: 10

12: 超音波探査装置



ロボット: 37