

(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2006-25960
(P2006-25960A)

(43) 公開日 平成18年2月2日(2006.2.2)

| | | |
|-------------------------|-----------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01) | A 6 1 B 8/00 | 2 G 0 8 8 |
| G 0 1 T 1/161 (2006.01) | G 0 1 T 1/161 E | 4 C 6 0 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2004-206898 (P2004-206898) | (71) 出願人 | 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) | (71) 出願人 | 504271478 千田 道雄 兵庫県神戸市中央区二宮町4-23-9-901 |
| | | (71) 出願人 | 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 |
| | | (74) 代理人 | 100075258 弁理士 吉田 研二 |
| | | (74) 代理人 | 100096976 弁理士 石田 純 |

最終頁に続く

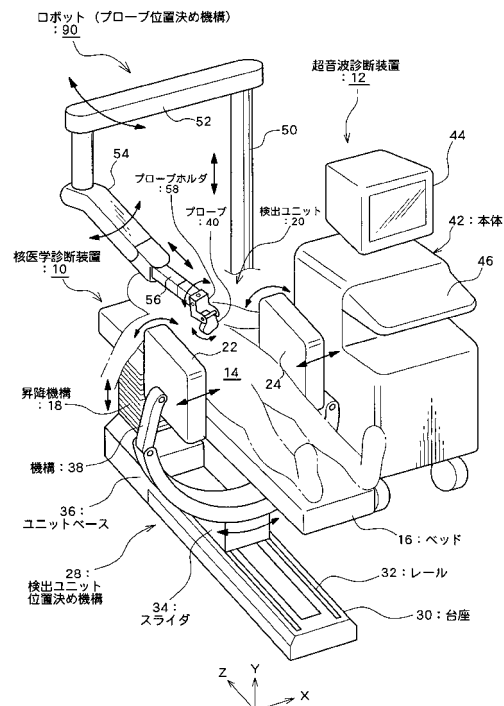
(54) 【発明の名称】 医療診断システム

(57) 【要約】

【課題】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。特に、生体内の組織形態を認識しつつ活性部位の位置や分布などを認識できるようにする。

【解決手段】医療診断システムは核医学診断装置10と超音波診断装置12とロボット90とを有する。検出ユニット20は対向する一対の検出部22, 24を有する。その検出ユニット20による一対の消滅線の検出により投影画像としての機能画像が形成される。その一方、超音波診断装置12においてはプローブ40によって超音波が送受波され、これによって形態画像としての超音波画像が形成される。機能画像と形態画像は並列に表示され、あるいは重合して合成表示される。両画像の位置の関係を表す情報も併せて表示される。

【選択図】 図1



【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、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学診断装置と、
前記三次元空間内に位置決めされる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、
前記核医学画像と前記超音波画像との位置関係を表す位置関係情報を表示しつつ、前記核医学画像と前記超音波画像とを同時表示する表示処理手段と、
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、
前記位置関係情報は前記核医学画像上に表示されたプレーンマーカを含み、
前記プレーンマーカは前記ビーム走査面の空間的な位置を表すことを特徴とする医療診断システム。

【請求項 3】

請求項 2 記載のシステムにおいて、
前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが直交する直交モードにおいては、前記プレーンマーカとして断面ラインが表示され、且つ、前記断面ラインを含む核医学画像と前記超音波画像とが並んで表示されることを特徴とする医療診断システム。

【請求項 4】

請求項 3 記載のシステムにおいて、
前記核医学画像及び前記超音波画像に加えて、前記断面ライン上の画素値分布が表示されることを特徴とする医療診断システム。

【請求項 5】

請求項 1 記載のシステムにおいて、
前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが平行となる平行モードにおいては、前記核医学画像と前記超音波画像とが並んで表示され、あるいは、前記核医学画像と前記超音波画像とが重合して表示され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、
前記核医学診断装置は、
前記生体を間において対向配置された一对の検出部と、
前記一对の検出部の検出結果に基づいて、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学画像形成部と、
を含み、
前記超音波診断装置は、
超音波ビームの走査により前記ビーム走査面を形成するプローブと、
前記プローブからの受信信号に基づいて前記超音波画像を形成する超音波画像形成部と

、
を含むことを特徴とする医療診断システム。

【請求項 7】

請求項 6 記載のシステムにおいて、
前記生体に当接され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 8】

請求項 6 記載のシステムにおいて、
前記位置関係情報として、前記一对の検出部と前記プローブあるいは前記ビーム走査面との間の位置関係を空間的に表現したガイダンスイメージが表示されることを特徴とする医療診断システム。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

請求項 1 記載のシステムにおいて、

前記核医学画像は検出開始からの時間経過に従って画像内容が成長するカラー画像であり、

前記超音波画像はリアルタイム白黒画像であることを特徴とする医療診断システム。

【請求項 1 0】

ポジトロンを放出する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、前記ポジトロンに起因する消滅線を検出する対向配置された一对の検出部と、 10

前記一对の検出部による検出結果に基づいて、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学画像形成部と、

を含み、

前記超音波診断装置は、

前記三次元空間内に位置決めされるビーム走査面を形成するプローブと、

前記プローブからの受信信号に基づいて、超音波画像を形成する超音波診断装置と、

を含み、

当該医療診断システムは、更に、前記核医学画像と前記超音波画像とを含む合成画像を表示する表示処理手段を含むことを特徴とする医療診断システム。 20

【請求項 1 1】

請求項 1 0 記載のシステムにおいて、

前記一对の検出部について第 1 の座標情報を検出する手段と、

前記プローブ又は前記ビーム走査面について第 2 の座標情報を検出する手段と、

少なくとも前記第 1 及び第 2 の座標情報に基づいて位置関係情報を求める手段と、

前記位置関係情報を前記合成画像に反映させる手段と、

を含むことを特徴とする医療診断システム。

【請求項 1 2】

請求項 1 0 記載のシステムにおいて、

前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが直交する直交モード、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが平行になる平行モード、及び、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが傾斜関係になる傾斜モードで、当該システムを選択的に動作させることを特徴とする医療診断システム。 30

【請求項 1 3】

請求項 1 2 記載のシステムにおいて、

前記選択されたモードに応じて表示態様が切り換えられることを特徴とする医療診断システム。

【請求項 1 4】

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、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学診断装置と、 40

前記三次元空間内に位置決めされる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において用いられる画像処理装置であって、

前記核医学画像と前記超音波画像との位置関係を表す位置関係情報を表示しつつ、前記核医学画像と前記超音波画像とを同時表示する表示処理手段を含むことを特徴とする、医療診断システムにおいて用いられる画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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 50

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対の511keVの線) を検出することによって断層画像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、断層画像が形成される。また、対向配置された一対の面状検出器を有する対向型ポジトロン二次元検出装置においては消滅線を検出することによって投影画像 (積算投影画像) が形成される。

10

【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、例えば腫瘍が悪性か良性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。

20

【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

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【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、生体内の組織形態を認識しつつ活性部位の位置や分布などを認識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】

【0008】

(1) 本発明は、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、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学診断装置と、前記三次元空間内に位置決めされる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、前記核医学画像と前記超音波画像との位置関係を表す位置関係情報を表示しつつ、前記核医学画像と前記超音波画像とを同時表示する表示処理手段と、を含むことを特徴とする。

【0009】

50

上記構成によれば、核医学診断装置により機能画像としての核医学画像（投影画像）が形成され、超音波診断装置により形態画像としての超音波画像が形成される。そして、それらの画像が同時表示される。核医学画像によれば生体組織を機能面から診断でき、超音波画像によれば生体組織を形態面から診断でき、それらによって組織を総合診断できる。特に、核医学画像それ単独では、活性が生じている部位について投影上における位置や大きさを認識できるが、当該部位について奥行き方向における位置等については認識できない。これに関して、超音波画像を用いて、その奥行き方向において生体組織の構造を観察すれば、活性が生じていると思われる部位について奥行き方向の位置や形態を容易に認識できる。また、2つの画像の同時表示の際に位置関係情報が表示されるので、そのような情報を利用して核医学画像と超音波画像の位置関係を誤り無く認識でき、これにより、機能面及び形態面での診断を的確に行える。 10

【0010】

上記の表示処理手段は、超音波診断装置内に設けるのが望ましいが、外部のコンピュータ（例えばネットワークを介して両装置に接続されたホスト装置）などにその機能を担わせてもよいし、核医学診断装置内に設けることもできる。核医学診断装置は、特に望ましくは、生体を介して対向する離間配置された一对の検出器を有する対向型ポジトロン二次元検出装置であるが、それ以外の核医学診断装置に本発明を適用することも可能である。超音波診断装置は、超音波ビームの走査によってビーム走査面を形成し、それにより得られた受信信号から二次元断層画像（Bモード画像）を形成する装置であるのが特に望ましいが、ビーム走査面を更に走査して三次元データ取込空間を形成する三次元超音波診断装置を利用することもできる。超音波の送受波を行うプローブはロボットなどの位置決め機構に保持されるのが望ましいが、プローブをユーザーが把持して超音波診断を行うことも可能である。好適な態様では、プローブ又はビーム走査面の空間的な位置及び姿勢（座標情報）が検出され、一方、必要に応じて、上記の一对の検出器の位置及び姿勢（座標情報）も検出され、更に必要ならば他の座標情報（例えば患者座標情報）が検出され、それらの座標情報に基づいて上記の位置関係情報が求められる。プローブについての座標情報はプローブを保持する位置決め機構に位置センサを設けることにより、あるいは、座標検出用の磁場を発生させつつプローブ自体に磁気センサなどを設けることにより検出できる。なお、核医学診断装置の座標原点に対するプローブの空間的な座標が特定できる場合（つまりプローブの空間的な座標が核医学検出装置に対する相対的座標として特定されている場合）、核医学診断装置側における座標検出を不要にすることもできる。 20 30

【0011】

現時点で処理形成された核医学画像とリアルタイム超音波画像とを同時表示するのが特に望ましいが、記憶装置上に記憶された核医学画像を読み出して、リアルタイム超音波画像あるいは記憶装置上に記憶された超音波画像と一緒に表示することも可能である。その場合には両者の位置関係を定義する情報を対応づけて各画像と一緒に記憶しておくのが望ましい。

【0012】

位置関係情報は、いずれかの画像上に重畳表示されるマーカーとして表示されてもよいし、両画像（あるいは検出ユニットとプローブ）の空間的な位置関係を模式的に表すグラフィック画像として別途表示されてもよい。 40

【0013】

(2) 上記の構成において、望ましくは、前記位置関係情報は前記核医学画像上に表示されたプレーンマーカーを含み、前記プレーンマーカーは前記ビーム走査面の空間的な位置を表す。望ましくは、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが直交する直交モードにおいては、前記プレーンマーカーとして断面ラインが表示され、且つ、前記断面ラインを含む核医学画像と前記超音波画像とが並んで表示される。

【0014】

上記構成によれば、核医学画像上に表示された断面ラインとしてのプレーンマーカーから、ビーム走査面の空間的な位置を把握できる。直交関係を維持しながら、ビーム走査面 50

を平行移動させれば、核医学画像上における活性部位や活性分布との関係において、三次元空間内における組織構造の全体を認識でき、また、ターゲット組織の奥行き方向の位置や形態を特定することも可能である。つまり、投影画像の観察に当たって、ユーザーに対して超音波画像により奥行き情報を補完的に提供できる。

【0015】

望ましくは、前記核医学画像及び前記超音波画像に加えて、前記断面ライン上の画素値分布が表示される。この構成を採用する場合、望ましくは、投影画像から断面ライン上の画素値（投影値）の一次元分布を抽出する手段と、その一次元分布をヒストグラムのような分布イメージとして表現する手段と、が設けられる。核医学画像における各部位の輝度値や色相から、断面ライン上の輝度値（あるいは投影値）の分布を客観的あるいは定量的に視覚認識することが困難であっても、画素値分布が同時表示されれば、分布位置、分布幅、分布形状などからビーム走査面上における活性部位の位置、大きさ、広がり度合いなどを予測することができ、ビーム走査面を平行移動させて活性部位をサーチする場合に大変参考となる。

10

【0016】

望ましくは、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが平行となる平行モードにおいては、前記核医学画像と前記超音波画像とが並んで表示され、あるいは、前記核医学画像と前記超音波画像とが重合して表示される。両画像を並べて表示すれば各画像内容を正確に把握でき、重合して表示させれば機能及び形態の両者を直接関連付けて正確に診断できる。このような重合した合成表示を採用する場合、一方画像を白黒画像（あるいは大凡一色の濃淡画像）として形成し、他方画像とカラー画像として形成するのが望ましい。通常は、超音波画像がエコー値を輝度値に対応付けた画像として形成され、核医学画像が投影値を色相に対応付けたカラー画像として形成される。

20

【0017】

望ましくは、前記核医学診断装置は、前記生体を間において対向配置された一对の検出部と、前記一对の検出部の検出結果に基づいて、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学画像形成部と、を含み、前記超音波診断装置は、超音波ビームの走査により前記ビーム走査面を形成するプローブと、前記プローブからの受信信号に基づいて前記超音波画像を形成する超音波画像形成部と、を含む。

【0018】

核医学診断装置として、対向型的一对の検出部を有する対向型ポジトロン二次元検出装置が用いられる場合、一对の検出部の間の三次元空間におけるいずれかの側面（一对の検出部が存在しない開放面で通常は被検者の上方）からプローブを進入させて生体へ当接するように構成するのが望ましく、かかる構成によれば物理的な干渉を回避できる。

30

【0019】

望ましくは、前記生体に当接され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。ロボットは多関節型のスキャナとして構成されるのが望ましく、各関節ごとに位置センサを設けるのが望ましい。

【0020】

望ましくは、前記位置関係情報として、前記一对の検出部と前記プローブあるいは前記ビーム走査面との間の位置関係を空間的に表現したガイダンスイメージが表示される。そのガイダンスイメージは、望ましくは、立体的表現をもったグラフィックイメージとして構成され、一对の検出部を模擬した一对のシンボルと、プローブ又はビーム走査面を模擬したシンボルと、を含んで構成される。また、生体を模擬したシンボルを追加してもよい。いずれにしても、一对の検出部あるいはプローブの絶対位置あるいは相対位置を変更させた場合に、それがガイダンスイメージに速やかに反映されるように構成するのが望ましい。

40

【0021】

望ましくは、前記核医学画像は検出開始からの時間経過に従って画像内容が成長するカラー画像であり、前記超音波画像はリアルタイム白黒画像である。超音波画像がリアルタ

50

イムで表示されれば、核医学画像及び超音波画像を観察しながら、プローブを移動させて目的組織（例えば患部）をサーチして目的組織の奥行き位置を特定したり、ビーム走査面を適切な位置に位置決めしたりすることができる。

【0022】

(3) また本発明は、ポジトロンを放出する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、前記ポジトロンに起因する消滅線を検出する対向配置された一对の検出部と、前記一对の検出部による検出結果に基づいて、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学画像形成部と、を含み、前記超音波診断装置は、前記三次元空間内に位置決めされるビーム走査面を形成するプローブと、前記プローブからの受信信号に基づいて、超音波画像を形成する超音波診断装置と、を含み、当該医療診断システムは、更に、前記核医学画像と前記超音波画像とを含む合成画像を表示する表示処理手段を含むことを特徴とする。

10

【0023】

望ましくは、前記一对の検出部について第1の座標情報を検出する手段と、前記プローブ又は前記ビーム走査面について第2の座標情報を検出する手段と、少なくとも前記第1及び第2の座標情報に基づいて位置関係情報を求める手段と、前記位置関係情報を前記合成画像に反映させる手段と、を含む。

【0024】

望ましくは、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが直交する直交モード、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが並行になる並行モード、及び、前記三次元空間の投影方向と前記ビーム走査面の向きとが傾斜関係になる傾斜モードで、当該システムを選択的に動作させる。

20

【0025】

上記構成において、直交モードにおいては、直交関係が常に維持されるようにプローブの姿勢を機械的に拘束し、その状態でプローブの自由な平行移動のみを許容するように構成してもよい。このことは平行モードでも同様であり、当該平行モードでは、平行関係が常に維持されるようにプローブの姿勢を機械的に拘束し、その状態でプローブの自由な平行移動のみを許容するように構成してもよい。あるいは、直交関係及び平行関係の成立を明示する表示を行ってユーザーの操作を支援するようにしてもよい。更に、プローブを自動的に搬送して位置決めするロボットが利用される場合、その駆動条件として直交関係あるいは平行関係の維持を与えてもよい。

30

【0026】

望ましくは、前記選択されたモードに応じて表示態様が切り換えられる。並べて表示する表示タイプと重合して表示する表示タイプが切り換えられるようにしてもよいし、2つの画像と共に表示される他の表示要素を切り換えるようにしてもよい。

【0027】

(4) また本発明は、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、前記三次元空間を投影した核医学画像を形成する核医学診断装置と、前記三次元空間内に位置決めされる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において用いられる画像処理装置であって、前記核医学画像と前記超音波画像との位置関係を表す位置関係情報を表示しつつ、前記核医学画像と前記超音波画像とを同時表示する表示処理手段を含むことを特徴とする。

40

【0028】

上記の画像処理装置は、望ましくは超音波診断装置内に組み込まれるが、核医学診断装置内に組み込むことも可能であり、また、核医学診断装置及び超音波診断装置から情報を取得して画像処理を実行する情報処理装置（コンピュータ）として構成することもできる。画像処理装置は、望ましくは、上記の表示処理を実行する画像処理プログラム及びそれを実行するプロセッサ（CPU）を含む。

【発明の効果】

50

【0029】

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、生体内の組織形態を認識しつつ活性部位の位置や分布などを認識できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

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。

【0031】

図1には、本発明に係る医療診断システムの全体構成が斜視図として示されている。この医療診断システムは、核医学診断装置10、超音波診断装置12及び位置決め機構としてのロボット90を有している。被検者としての生体14にはあらかじめ放射性物質を含有した薬剤が投与されている。その放射性物質(ポジトロン核種)として、例えば¹⁸Fや¹⁵Oなどをあげることができる。それらのポジトロン核種は崩壊によってポジトロンを放出し、そのポジトロンは近傍に存在する電子と反応して180度の方向に一对の消滅線(511keV)を放出して消滅する。

10

【0032】

上記の核医学診断装置10は消滅線を検出する装置であり、またその検出結果に基づいて後に説明するような投影画像としての核医学画像を形成する装置である。この核医学装置10の構成について説明すると、ベッド16上には生体14が図1に示す例において仰向けの状態で載せられている。ベッド16は昇降機構18によって上下方向すなわち図20においてY方向に昇降可能である。検出ユニット20は、一对の検出部22, 24によって構成され、その検出ユニット20は検出ユニット位置決め機構28によって支持され、また各検出部22, 24の位置や姿勢がその検出ユニット位置決め機構28によって決定されている。

20

【0033】

検出ユニット20は、上述した一对の消滅線を生体14の両側において検出する手段である。各検出部22, 24は、線を検出する二次元検出器として構成されており、それらの検出面は互いに平行である。検出ユニット位置決め機構28は、台座30上を図1においてZ方向にスライド運動するスライダ34、スライダ34によって保持されたユニットベース36及び各検出部22, 24の位置や姿勢を調整する姿勢可変機構38などを有している。台座30には複数のレール32が形成され、それらのレール32によってスライダ34がZ方向にスライド運動する。このような機構により各検出部22, 24の位置や姿勢を自在に調整することが可能であり、図1においては各可動部分についての運動方向が参考として矢印で表されている。もちろん図1に示されるような機構は一例であって、これ以外にも一对の検出部22, 24の位置や姿勢を可変する機構としては各種の構成を採用することができる。なお図1においてY方向は上述したように上下方向を表しており、X方向及びZ方向は2つの水平方向を表している。

30

【0034】

超音波診断装置12は、プローブ40及び本体42によって構成されている。プローブ40は超音波を送受波する送受波器として機能し、そのプローブ40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り走査面が形成される。その電子走査方式としては電子セクタ走査、電子リニア走査などをあげることができる。プローブ40と本体42は図示されていないプローブケーブルによって電氣的に接続されている。

40

【0035】

本体42には超音波画像を表示する表示部44が設けられており、本実施形態においては、本体42内に超音波画像と核医学画像とを合成する表示処理部が設けられ、表示部44にそのような合成処理によって形成された合成画像を表示させることができる。本体42には操作パネルによって構成される入力部46が設けられている。超音波診断装置12と核医学診断装置10は信号の伝送を行うケーブルによって接続されている。もちろんネ

50

ットワークを介して核医学診断装置 10 と超音波診断装置 12 とが接続されるように構成してもよく、またそのネットワーク上に核医学画像と超音波画像の合成処理を実行するホストコンピュータなどを接続するようにしてもよい。

【0036】

ロボット 90 はプローブ 40 を位置決めして保持する機能を有する。ロボット 90 は図 1 に示す例において支柱 50 から連結された複数のアーム 52, 54, 56 を有し、アーム 56 の先端部にはプローブホルダ 58 が設けられている。そのプローブホルダ 58 によってプローブ 40 が保持され、ロボット 90 の全体としてプローブ 40 の位置及び姿勢を自在に可変することができる。図 1 においては各関節部における運動方向が参考までに矢印で表されている。もちろん図 1 に示されるロボット 90 は一例であって、各種の構成をもった位置決め機構を採用することができる。このロボット 90 には各関節部における動きあるいは位置を検出するための複数のセンサが設けられており、これについては後に示す図 3 を用いて説明する。

10

【0037】

ちなみに、図 1 に示す例ではメカニカルなスキャナとしてのロボット 90 によってプローブ 40 が保持され、これによってプローブ 40 が安定的に位置決めされていたが、プローブ 40 をユーザーが把持して、生体 14 に対するプローブ 40 の当接状態を維持し、あるいは生体 14 に対する当接位置や姿勢を調整するようにしてもよい。この場合にはプローブ 40 に磁気センサなどを設け、それによって磁場発生器にて生成された磁場を検出し、これによりプローブ 40 (あるいは走査面) の空間的な位置や姿勢を検出するようにしてもよい。そのような構成は複数のセンサが設けられていないロボットを用いる場合においても適用することができる。また、ロボット 90 に各関節を駆動する駆動部を設け、それらの駆動部を電氣的に制御することによってプローブの位置や姿勢を調整することもできる。いずれにしても、プローブ 40 の位置や姿勢を自在に調整可能し、また生体 14 に対するプローブ 40 の当接圧力が適正に維持されるように構成するのが望ましい。

20

【0038】

次に、図 2 を用いて図 1 に示した医療診断システムにおける各構成の機能について詳述する。

【0039】

上述したように核医学診断装置 10 は一对の検出部 22, 24 を有している。それらは互いに同一の構成を有するため、ここでは検出部 22 についてその構造を説明する。

30

【0040】

検出部 22 は、シンチレータ部 60 と、光電子変換部 62 と、増幅部 64 とを有している。シンチレータ部 60 は二次元的に配列された複数のシンチレータ要素 60a で構成されている。光電子変換部 62 は複数の位置有感型 PMT (光電子増倍管) 62a によって構成され、個々のシンチレータ要素 60a にて生じた光がいずれかの位置有感型 PMT 62a によって電気信号に変換され、発光が生じた位置に対応した出力位置に電気信号が現れる。増幅部 64 は各シンチレータ要素 60a に対応して設けられた複数のアンプ 64a によって構成され、入力される増幅信号が各アンプ 64a によって増幅される。ここで、シンチレータ要素としては BGO、GSO、LSO などの固体シンチレータによって構成される。したがって、検出部 22 においては、消滅線 65 が入射すると、その入射位置に応じたアンプから電気信号が出力されることになる。これは検出部 24 においても同様であり、消滅線 67 が入射すると、その入射位置に応じたアンプから電気信号が出力されることになる。ちなみに、図 2 においては 180 度の関係をもって放出される一对の消滅線 65, 67 が表されている。タイミング処理部 66 は、両検出部 22, 24 で同時に検出信号が得られた場合にのみそれを有効な信号として処理する回路であり、このような同時検出を判別するタイミング処理によって有効信号の入射位置を特定することが可能となる。そのような有効信号のみを画像形成部 68 へ出力する。

40

【0041】

画像形成部 68 は、入力される有効信号に基づいて検出面 (投影面) における検出値を

50

マッピングし、これによって投影画像を形成する。その投影画像を構成する各画素の画素値は検出値を積算した積算値に相当する。すなわち、核医学画像は、検出開始からの経過時間に応じて各画素の画素値が成長する画像である。後述する超音波画像と核医学画像との合成表示にあたっては、成長が完了した核医学画像を用いることもできるし、成長途中にある核医学画像を用いることもできる。

【0042】

画像形成部68によって形成された核医学画像の画像データは超音波診断装置12における表示処理部82へ出力されている。検出ユニット位置決め機構28及び昇降機構18は制御部70によって制御されている。その制御信号が符号200, 202で表されている。制御部70には昇降機構18から出力される位置信号203及び検出ユニット位置決め機構28から出力される位置信号201が入力されており、制御部70は核医学画像についての座標情報を認識している。その座標情報は上記の核医学画像のデータ204と共に表示処理部82へ出力されており、図2において符号206で示される。制御部70は超音波診断装置12側に設けられたシステムコントローラ78との間で制御情報208の伝送を行っている。

10

【0043】

次に超音波診断装置12の構成について説明する。

【0044】

送受信部72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。すなわち送受信部72からプローブ40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。これによってプローブ40から超音波が生体14へ放射される。

20

【0045】

一方、生体14からの反射波はプローブ40にて受波され、これによってアレイ振動子から複数の受信信号が出力される。その複数の受信信号は送受信部72に入力され、その複数の受信信号に対して整相加算処理が実行される。これによって整相加算後の受信信号(エコーデータ)が画像形成部74へ出力される。画像形成部74は例えばデジタルスキャンコンバータ(DSC)として構成され、エコーデータを二次元断層画像(Bモード画像)としてマッピングする。ちなみに、図2においては検波器、対数変換器などの信号処理回路については図示省略されている。形成された二次元断層画像すなわち超音波画像の画像データ214は表示処理部82へ出力されている。

30

【0046】

制御部76は超音波診断装置12内に設けられた各構成の動作制御を行っている。また図2に示される超音波診断装置12内にはシステムコントローラ78が設けられている。このシステムコントローラ78は図2に示される医療診断システムの全体を制御しており、特に制御部76及び制御部70に対して必要な制御情報を与えている。ちなみにこのシステムコントローラ78が制御部76と一体化されていてもよい。各制御部70, 76及びシステムコントローラ78は、例えばプログラム動作するCPUなどによって構成される。システムコントローラ78にはグラフィック画像生成部80が接続されており、そのグラフィック画像生成部80によって核医学画像及び超音波画像に合成するグラフィック画像が生成されている。もちろん、そのグラフィック画像生成部80が制御部76あるいはシステムコントローラ78の機能として実現されてもよい。グラフィック画像生成部80によって生成されたグラフィック画像の画像データ216は表示処理部82へ出力されている。

40

【0047】

表示処理部82は、入力される各画像データに基づいて表示部44に表示する画像を構成している。この表示処理部82の作用については後に図1を用いて詳述するが、表示処理部82は、核医学画像と超音波画像を並べて合成表示する機能、超音波画像と核医学画像とを重合して合成表示する機能、更にはそれらの合成画像にグラフィック画像を合成する機能などを有している。表示処理部82には外部記憶装置84が接続されており、合成処理結果としての表示画像を外部記憶装置84上に格納することもできる。またそのよう

50

な外部記憶装置あるいは記憶部は核医学診断装置 10 に設けることもできる。例えば、既に形成された核医学画像を外部記憶装置上に格納しておいて、そこから核医学画像を読み出して超音波診断装置 12 へ伝送し、これによって核医学画像と超音波画像の合成処理を行うようにしてもよい。システムコントローラ 78 には入力部 46 が接続されている。この入力部 46 は上述したように操作パネルなどによって構成されるものである。

【0048】

ちなみに、核医学診断装置 10 及び超音波診断装置 12 とは別に、コンピュータなどによってホストコントローラを構成し、そのホストコントローラにシステム制御や画像合成処理を行わせるようにしてもよい。例えば符号 86 で示されるような構成がホストコントローラの機能としてあげられる。入力部 46 を用いて後述する動作モードあるいは表示タイプなどの選択、指定をユーザーによって行うことができる。

10

【0049】

ロボット 90 に設けられた複数のセンサからの信号は座標情報 212 として制御部 76 及び表示処理部 82 に与えられている。この座標情報 212 及び核医学診断装置 10 から出力される座標情報 206 を用いて、核医学診断が行われる三次元空間と超音波の送受波が行われる走査面との位置関係、すなわち核医学画像と超音波画像との位置関係を認識することができる。例えばシステムコントローラ 78 において、核医学診断装置 10 から出力された座標情報 206 と、ロボット 14 から出力される座標情報 212 とからプローブの相対的位置及び座標を演算し、その相対的な座標情報を用いて後述する画像合成処理を行うようにしてもよい。いずれにしても、核医学画像と超音波画像との相対的な位置関係が求められれば、後述するように適切な位置関係をもって表示画像を構成することが可能となる。ロボット 90 に複数の関節部が設けられ、各関節部に駆動部を設ける場合には、システムコントローラ 78 によって各駆動部の動作が制御される。例えば、入力部 40 を用いて、プローブ 40 の生体 14 への当接状態を維持しつつ所望の位置に走査面を設定することが可能となる。また後に説明する直交モードあるいは平行モードの際に、直交関係や平行関係を維持しつつ走査面を平行移動させることが可能となる。

20

【0050】

図 3 には、図 1 及び図 2 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 90 A について説明する。

【0051】

ロボット 90 A は既に説明したように複数のアーム 100, 102, 104 などを有している。また各アーム 100, 102, 104 間及びアーム 104 とプローブホルダ 98 との間には関節部 106, 108, 110 が設けられている。各関節部 106, 108, 110 にはエンコーダ 114, 116, 118, 120 が設けられ、更にプローブホルダ 98 においてもプローブ 96 を回転駆動する関節部 112 に対して 2 つの軸の回転角度を検出するエンコーダ 122, 124 が設けられている。このように、ロボット 90 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 96 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にしてもよい。

30

40

【0052】

次に、図 4 乃至図 10 を用いて本実施形態に係る医療診断システムが有する各動作モードについて説明する。この医療診断システムにおいては、大別して、直交モード、平行モード及び斜めモード（任意モード）を有している。

【0053】

図 4 には、直交モード時の状態が示されており、すなわち一对の検出部 22, 24 と走査面 S との位置関係が示されている。図 4 において X 方向が投影方向であり、この投影方向に対して走査面 S の向き（すなわち走査面 S に直交する法線方向）は直交している。この結果、投影処理によって構築される核医学画像と走査面 S を画像化した二次元断層画像は直交関係になり、投影画像上において走査面 S は 1 つのラインとして認識される。ちな

50

みに、図4に示す例においては走査面Sの中心軸がY方向に一致し、走査面Sのその中心軸周りの回転角度が90度として表されている。この状態において走査面SをZ方向に平行移動させることもできるし、また図示されるような例えば 方向に回転させても直交関係を維持させることができる。

【0054】

図5には、平行モード時の位置関係が示されている。この平行モード時においては、検出面に対して走査面Sが平行とされる。すなわち、投影方向と走査面Sの向き方向とが共にX方向となる。図5に示す例においては、走査面Sの中心軸がY方向と一致しており、そのような位置関係において走査面Sの中心軸周りの回転角度が0度となっている。そのような状態において、平行関係を維持しつつ走査面SをX方向に平行移動させることができ、また図において例えば 方向に走査面Sを回転させても平行関係を維持できる。

10

【0055】

次に、各モード時における表示例について図6乃至図10を用いて説明する。

【0056】

図6には、直交モード時における表示例が示されている。直交モード時においては、図6に示されるように、核医学画像としての機能画像130と超音波画像(二次元断層画像)としての形態画像132とが並んで同時表示される。ここで、機能画像130は、図6に示す例において、核医学画像全体の中から切り出された部分画像に相当している。すなわち、図7に示されるように、機能画像144の全体において、切り出しエリア146が設定され、その切り出しエリア146の画像部分を切り出したものが図6に示した機能画像130である。切り出しエリア146は図7に示す例において抽出ライン148を含むあるいは抽出ライン148に基づいて定義されたエリアであり、抽出ライン148は図7に示す例において走査面に相当している。したがって、切り出しエリア146のY方向のサイズY1は抽出ライン148の両端A、Bによって定義されており、一方において、Z方向の切り出しエリア146のサイズZ1は所定のサイズとされている。

20

【0057】

抽出ライン148は上述したように走査面に対応しており、本実施形態においてはその抽出ライン148上において機能画像144から画素値すなわち放射線強度の値が抽出される。その抽出された画素値列を各画素ごとにあるいは所定の区分ごとにまとめて表示したイメージが図6に示されるヒストグラム(強度分布)140である。

30

【0058】

機能画像130上には、プレーンマーカー134が表示されており、図6に示す例では直交モード時において走査面の側面に相当するライン状のプレーンマーカー134が表示される。そのプレーンマーカー134は本実施形態において図7に示した抽出ライン148に相当しており、機能画像130の隣にはA点からB点までの輝度値の分布を表す上記のヒストグラム140が表示されている。このヒストグラム140を観察することによって、プレーンマーカー134上における放射線強度の分布を客観的にあるいは定量的に把握することが可能となる。

【0059】

機能画像130は各画素の画素値を色相に対応付けたカラー画像であり、形態画像132は白黒断層画像である。ただし、形態画像132に単色あるいは複数の色からなる色相を対応付けてもよい。いずれにしても、組織の構造が輝度値によって表現される画像として形態画像132を構成するのが望ましい。図6に示す表示例によれば、プローブの位置及び姿勢すなわち走査面の位置及び姿勢を変化させると、それに伴ってプレーンマーカー134の位置あるいは角度が変化し、また形態画像132の内容も変化する。したがって、プレーンマーカー134を参照しながら例えば機能画像130上における活性部分133Aに対してそれを横切るようにプレーンマーカー134を設定すれば、すなわちそのような位置にプレーンマーカー134が位置決めされるようにプローブの位置及び姿勢を調節すれば、活性部分133Aに相当する目的組織の断面133Bを含む形態画像132を画像表示させることができる。

40

50

【0060】

以上のように、プレーンマーカー134の表示によれば、形態画像132の位置を機能画像130との関係において直感的に認識できるので、注目する部位のサーチなどを速やかに行うことができる。機能画像130は投影画像であって、奥行き情報を有していないが、その奥行き方向における断面の構造については形態画像132を通じて容易に認識できるため、注目する組織を機能面及び形態面から総合的に観察することが可能となる。特に、活性部位について奥行き座標やその大きさを容易に認識できるという利点がある。またプレーンマーカー134と共にヒストグラム140も表示されているため、そのヒストグラム140も参照することによって走査面の位置決めや組織の総合的診断をよりの確に行える。

10

【0061】

本実施形態においては、図7を用いて説明したように、走査面の両端によって切り出しエリア146の一方辺の長さが定義されており、図6に示す表示例において、Y軸のスケールが機能画像130と形態画像132との間で一致している。したがって、このようなスケールの一致関係に基づいて、活性部分133Aの大きさとその形態とを直接的に対比観察し、組織の状態をより正確に評価することができる。ちなみに図6においてY軸方向のスケール表示が符号142によって表されている。なお、両画像130, 132におけるスケールの一致は上記のプレーンマーカー134を表示しない場合及び抽出ライン148を設定しない場合においても採用することが可能である。

【0062】

図6に示す表示例においては、ガイダンスイメージ136が表示されている。このガイダンスイメージは、一对の検出部とそれらの間に設定される走査面とを模式的にかつ立体的に表したイメージである。ガイダンスイメージ136は、一对の検出部を表すシンボル136B, 136Cと走査面を表すシンボル136Dとを有している。更に座標系を直感的に認識するために座標系を表すシンボル136Aも表示されている。走査面の位置あるいは姿勢を変動させると、このガイダンスイメージ136におけるシンボル136Dの位置や姿勢も変化することになる。したがって、ユーザーはこのようなガイダンスイメージ136を通じて機能画像130と形態画像132との両者の位置関係を直感的に認識することができる。なお、図6に示す表示例においては、形態画像132に相当する走査面のZ方向位置(ここでは走査面の中心部位置)Zcの座標情報137が数値により表示されている。このような座標情報を数値によって表示することにより、三次元空間内における走査面の位置をより正確に認識することができる。

20

30

【0063】

上記のガイダンスイメージ136やヒストグラム140などの情報は必要に応じて画面表示させればよい。またそれらの表示位置についても各種の場所を選択でき、例えばヒストグラム140に関しては表示画面における右側の隅に形態画像132と並べて表示するようにしてもよいし、これはガイダンスイメージ136についても同様であり、表示画面内における任意の位置に表示させることができる。また、本実施形態においては機能画像130が機能画像144の全体から切り出された部分画像であったが、機能画像144の全体を画面上に表示することもできる。また、機能画像130上において複数のラインを設定して、各ラインごとにヒストグラムを表示させることもできるし、形態画像132として、上記の二次元断層画像に加えてMモード画像などを表示するようにしてもよい。更に、血流との関係が問題となるような疾患に対しては、形態画像132としてBモード断層画像に対してカラードプラ画像が合成されたカラーフローマッピング画像を表示するようにしてもよい。また、二次元断層画像については表面と裏面の区別があるため、その表裏の関係を表示する所定のマーカーなどを表示するようにしてもよい。

40

【0064】

次に図8を用いて平行モード時の表示例(その1)について説明する。この図8に示す例では、図6に示した表示例と同様に機能画像150と形態画像152とが並べて同時表示されている。図5に示したように平行モード時には検出面(投影面)と走査面と

50

が完全に平行の関係となるため、機能画像 150 上においては走査面の外形を表すプレーンマーカ－134A が例えば赤色などのラインによって表示される。このプレーンマーカ－134A を表示することにより、機能画像 150 と形態画像 152 との位置関係を直感的に認識することが可能となる。この例では電子セクタ走査によって扇状の走査面が形成されているため、プレーンマーカ－134A の形態も扇状である。この図 8 に示す表示例でもガイダンスイメージ 156A が表示されており、更に走査面の X 方向の位置を表す座標情報 153 も表示されている。この表示例（その 1）によれば 2 つの画像 150, 152 を対比観察することによって、それぞれの画像の内容を正確に認識して組織の診断を総合的に行えるという利点がある。

【0065】

図 9 には、平行モード時における表示例（その 2）が示されている。この表示例においては白黒画像としての形態画像 154A 上にカラー画像としての機能画像 154B が重合されている。すなわちこれによって両画像が重合合成された合成画像 154 が生成されている。このような合成画像 154 によれば形態を背景として各組織部分の活性などをカラーによって認識できるので、機能と形態との位置的な関係が一目瞭然となり、正確な診断を行えるという利点がある。この表示例においてもガイダンスイメージ 156B が含まれている。更に、走査面の X 方向の位置を表す座標情報 153 も含まれている。

【0066】

図 10 には任意モード時の表示例が示されている。すなわち直交モード及び平行モード以外においては検出面と走査面とが直交あるいは平行にならないため、その場合においては図 10 に示されるような表示例となる。この表示例においても機能画像 157 と形態画像 158 とが並んで同時表示されているが、この場合においては機能画像 157 を通して見た走査面の形態が斜め方向から観察した形状となるため、その形状を反映したプレーンマーカ－134B が表示される。またこの表示例においてもガイダンスイメージ 136C が表示されている。このような任意モード時においても、図 6 に示したようなヒストグラム 140 を併せて表示することも可能ではあるが、走査面を真横から見たヒストグラムとはならずにある幅をもって存在する画素値を反映したヒストグラムとなるため、あくまでも参考程度としてそのような分布表示を行うのが望ましい。その場合においては図 6 においてヒストグラム 140 を表示する場合のようにカラー表現するのではなく、ハーフトーンあるいはグレー表示として現在が任意モード時を実行しているものであることを視覚的に表現するようにしてもよい。

【0067】

以上のように、単に機能画像を表示する場合には三次元空間における奥行き方向の情報を得られないが、三次元空間内に設定される走査面に対応した形態画像を合わせて表示することにより、機能画像のみからは得られない奥行き情報を取得することができ、あるいは機能画像においては形態自体を明確に認識することができないが、それについては形態画像を補間的に参照して注目組織の形態を同時に認識することが可能となる。また機能画像と形態画像とを合成表示する場合において、上記のようなプレーンマーカ－及びガイダンスイメージを合わせて表示することにより、三次元空間と走査面との位置的な関係、つまり核医学診断画像と超音波画像の位置的な関係を直感的に認識することができるので、ユーザーによる診断の便宜を図って、診断の精度を高めることが可能となる。

【0068】

次に、図 11 には、図 2 に示した表示処理部 82 の処理内容が概念的に示されている。機能画像 160 は上記のように核医学診断画像としての投影画像であり、それに対しては必要に応じて切出し処理及びカラー変換処理 164 が実行され、これによって合成表示すべき機能画像が生成される。その一方において、直交モード時などにおいて、機能画像 160 上に抽出ラインが設定されると、符号 166 で示されるように機能画像 160 上から抽出ライン上の画素値列が読み出され、それに基づいて符号 170 で示されるようにヒストグラムが形成される。この場合においてヒストグラムは各画素の画素値をそのまま振幅値として表したヒストグラムとしてもよいし、抽出ライン上における一定区間ごとの平均

10

20

30

40

50

輝度値あるいは積算輝度置を振幅として表したヒストグラムを構成してもよい。ちなみに、画素値列の抽出(166)にあたっては座標情報168が位置関係情報として参酌されることになる。すなわち上述したように画素値列の抽出にあたっては走査面の相対的な位置が特定される。

【0069】

グラフィック画像178は、上記のように必要に応じて生成されたヒストグラムと、プレーンマーカー172と、ガイダンスイメージ174と、その他のイメージ176とを含むものである。プレーンマーカー172は座標情報168に基づいて生成され、またガイダンスイメージ174も座標情報168に基づいて生成される。このグラフィック画像178の生成は図2においてグラフィック画像生成部80がその役割を担っている。

10

【0070】

ちなみに、図2に示した表示処理部82はカラー変換テーブル165を有しており、機能画像160における各画素の輝度値がカラーに変換される。その場合のカラー変換テーブル165としては各種の関数を用意しておくのが望ましく、いずれにしても各輝度値が所定の色相に対応付けられるようにテーブルを構成しておくのが望ましい。

【0071】

以上のように機能画像が構成され、Bモード断層画像としての形態画像162が取得されると、それらの画像に対して更にグラフィック画像178を合成して合成画像180が形成される。この合成画像180は上述のように機能画像と形態画像とを並列合成したものであり、あるいはそれらの画像を重合合成したものである。その合成画像180は表示部上においてリアルタイムで表示されることになる。すなわち画像表示と共に超音波の送受波がリアルタイムで実行され、それによって取得された受信信号に基づいて超音波画像としての形態画像162の内容がリアルタイムで更新される。その一方において機能画像に関しては消滅線の検出が進行している段階においてはその機能画像が成長し、その一方において消滅線の検出が完了した場合には最終段階における積算値を表した機能画像が表示される続けることになる。もちろん、上述したように記憶装置上に格納された機能画像を読み出して利用するようにしてもよい。

20

【0072】

次に、図12を用いて図1に示した医療診断システムの各モードにおける動作を説明する。S10においては、マニュアル操作あるいは自動的に一对の検出部によって構成される検出ユニットが所望の位置及び姿勢に位置決めされる。この場合において2つの検出部は互いに平行関係が確立されるようにその位置決めを行う必要がある。そして、その位置決め完了後に消滅線の検出が開始される。

30

【0073】

S12においては、計測モードが判定される。計測モードについてはユーザーによって任意に選択することもできるし、走査面の位置から自動的に計測モードを認識するようにしてもよい。ちなみに、直交モード及び平行モードが選択された場合には、プローブすなわち走査面の位置及び姿勢の可変にあたっては、直交関係あるいは平行関係が常に維持されるように機械的な拘束を行うのが望ましい。あるいは、直交関係や平行関係が成立した場合には、表示画面上にその旨を何らかの表示形態によって表示し、そのような表示が維持されるようにユーザーによってプローブを操作するようにしてもよい。

40

【0074】

直交モード時においては、S14において、図6に示したように機能画像と形態画像とが並列表示される。その一方において、平行モードが選択された場合には、2つの表示タイプを選択することが可能であり(S16)、並列表示のタイプが選択された場合にはS18において機能画像と形態画像が並列表示されることになる。これは図8に示した通りである。その一方において、S16において重合の表示タイプが選択された場合には、図9に示したように機能画像と形態画像とが重合表示されることになる。また、S12において任意モードが選択された場合にはS22において図10に示したように機能画像と形態画像とが並列表示されることになる。

50

【0075】

ここで、S24で示されるように、そのような合成表示を行っている段階においてユーザー操作によりあるいは何らかの自動的な可変機構を用いてプローブの位置及び姿勢を順次可変させて目的とする組織をリアルタイムでサーチすることができ、そのようなプローブの移動に応じて形態画像の画像内容が刻々と変化することになる。S26では、上記の処理を終了するか否かが判断され、終了させない場合には上記S12からの各工程が繰り返し実行される。もちろん、図2に示した動作例は一例であって、本発明に係る各種機能を実現できる限りにおいて各種のシステム動作例を採用することができる。

【0076】

次に、平行モードに基づいて取得される奥行き座標を用いた応用例について説明する。図13に示されるように、(A)において一对の検出部22, 24の間の所定の座標に線源T1が存在している場合、(B)に示されるように一定の広がりをもって各検出部22, 24において消滅線が観測されることになる。(B)には、検出部22で観測される強度分布182Aと検出部24で観測される強度分布182Bとが示されている。線源T1が仮に点線源であったとしても強度分布182A, 182Bはある程度広がりをもったものとしてしか観測することはできない。すなわち同時検出の手法を用いた場合には一对の消滅線が観測された2点間を結ぶライン上に線源が存在することは特定できてもそのライン上におけるどの奥行き座標に線源が存在するのかまでは特定することはできない。

【0077】

そこで、上記の直交モードあるいは平行モードを利用して線源の位置を形態面から特定すれば、その奥行き方向の座標Xfを特定し、その座標上に焦点面が存在する条件を与えることにより、その焦点面に線源があることを前提条件として演算されたよりシャープな強度分布184A, 184Bを補正演算することが可能となる。すなわち、直交モード時においては断層画像上においてターゲット組織の奥行き座標を認識してそれをシステム上に入力することにより、あるいは平行モード時においてはターゲット組織を含んだ走査面Sの奥行き座標を直接取り込むことにより、上記の焦点面の座標を特定してより鮮明な核医学診断画像を構成することが可能となる。

【0078】

ただし、この手法による場合、焦点面以外に、図においてT2で示すような他の線源が存在すると、それが外乱要因となって機能画像の内容をむしろ悪化させてしまう恐れがある。したがって、そのような問題が生じない限りにおいて奥行き座標を画像構成時におけるパラメータあるいは条件として利用するのが望ましい。

【0079】

上記の実施形態においては核医学診断装置として一对の検出部を有する対向型ポジトロン検出装置があげられていたが、投影画像を形成する放射線診断装置であれば本発明を適用することが可能である。ただし、本発明は上記のような対向型ポジトロン検出装置を含むシステムにおいて実現されるのが特に望ましい。なお、形態画像の取得装置として超音波診断装置を利用したため、生体に対して必要以上の放射線被曝を与えないという利点を得られ、またリアルタイムで画像を観察できるという利点を得られる。またMRI装置などの極めて大規模かつ効果な装置を用いることなく形態画像を得られるため、簡便であり、またシステムコストを低減できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【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】ロボットの一例を示す斜視図である。

【図4】直交モード時の位置関係を説明するための図である。

【図5】平行モード時の位置関係を説明するための図である。

【図6】直交モード時の表示例を示す図である。

【図7】機能画像の全体から一部の画像を切り出す処理を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 8】 平行モード時の表示例（その 1）を示す図である。

【図 9】 平行モード時の表示例（その 2）を示す図である。

【図 10】 任意モード時の表示例を示す図である。

【図 11】 図 1 に示した表示処理部などの処理内容を説明するための概念図である。

【図 12】 本発明に係る医療診断システムにおける各モードに応じた動作内容を説明するためのフローチャートである。

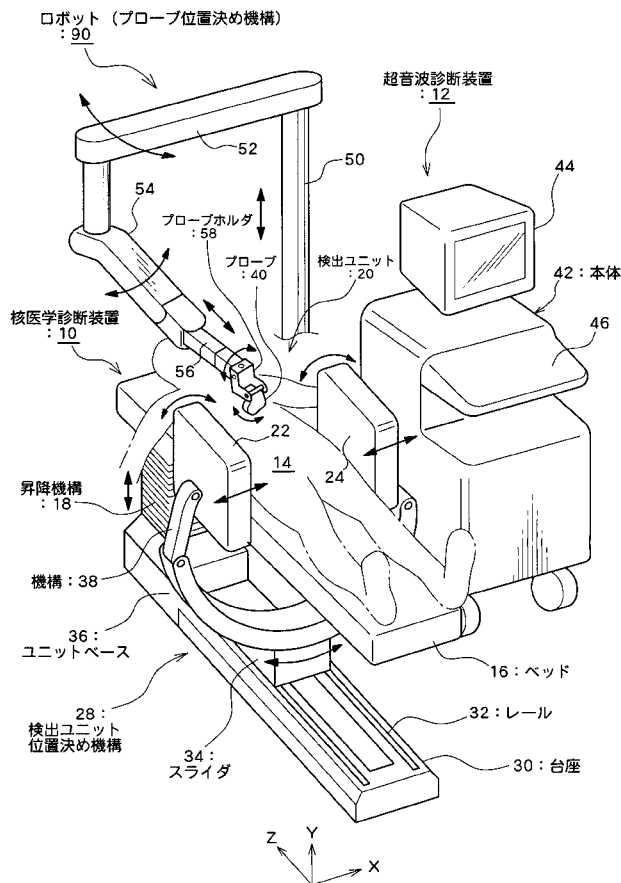
【図 13】 直交モード及び平行モードの利用によって特定された奥行き座標を利用した応用例を説明するための図である。

【符号の説明】

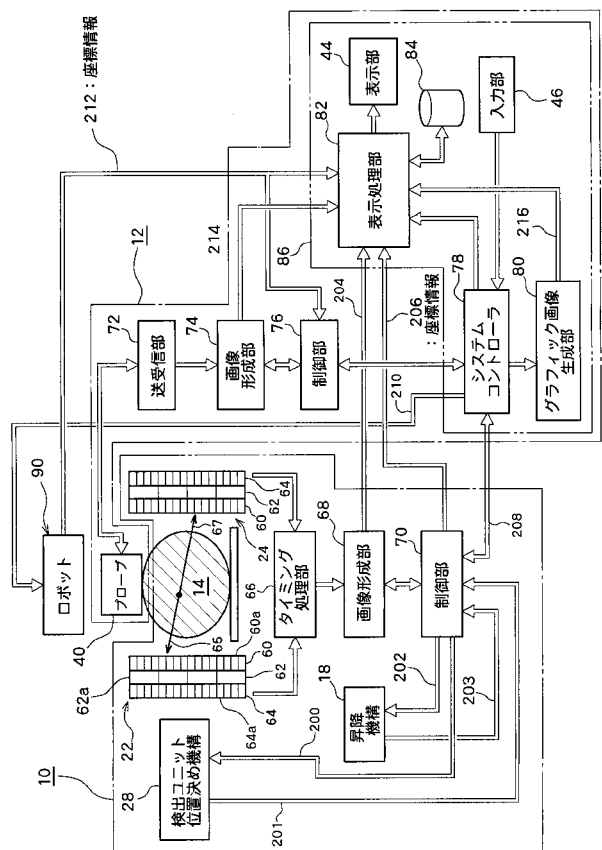
【0081】

10 核医学診断装置、12 超音波診断装置、20 検出ユニット、22, 24 検出部、28 検出ユニット位置決め機構、40 プローブ、42 本体、90 ロボット（プローブ位置決め機構）。

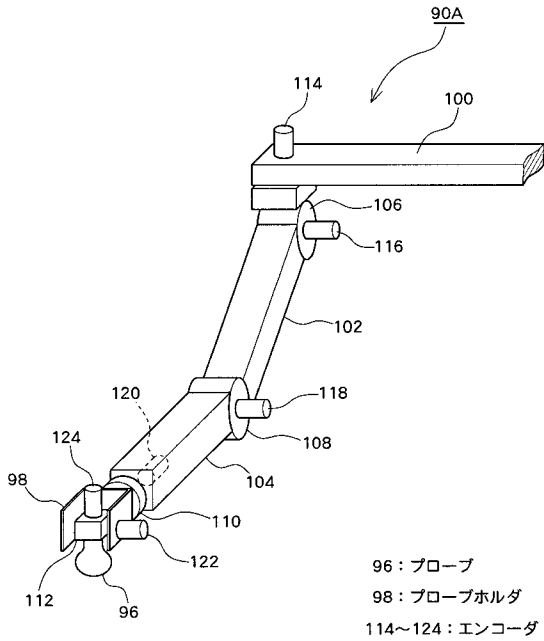
【図 1】



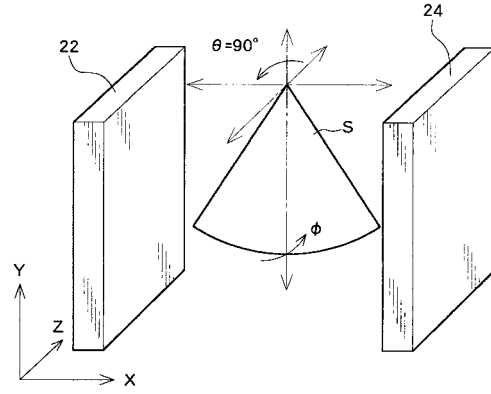
【図 2】



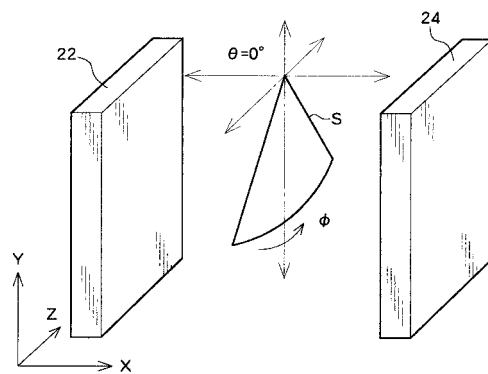
【 図 3 】



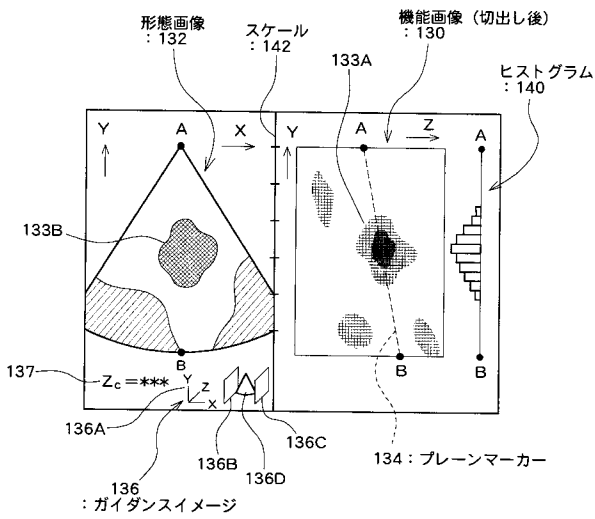
【 図 4 】



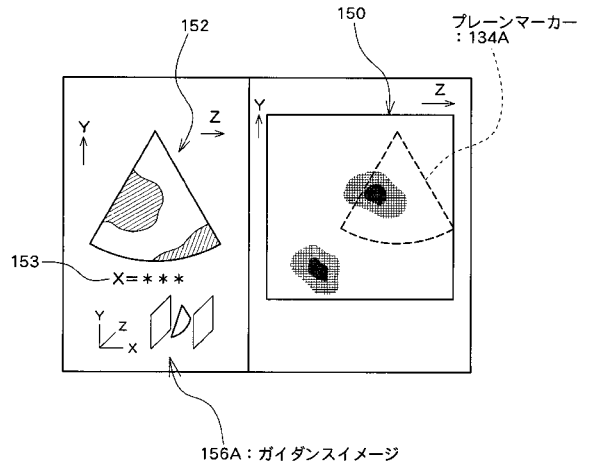
【 図 5 】



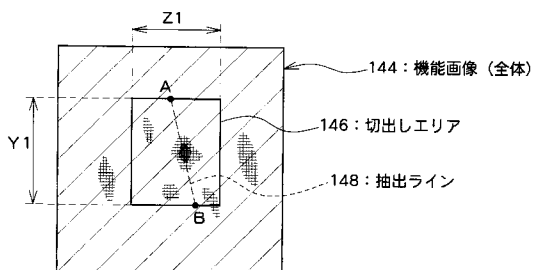
【 図 6 】



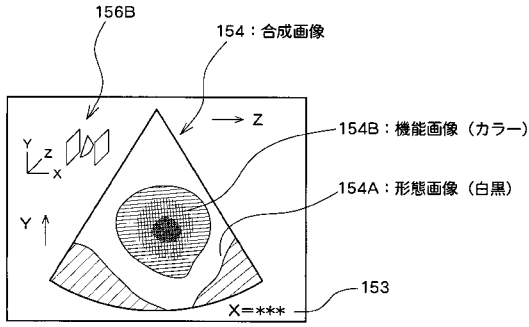
【 図 8 】



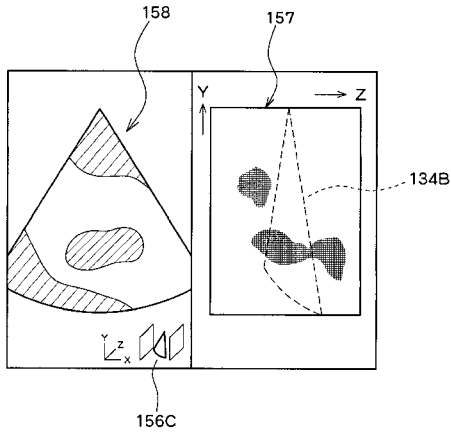
【 図 7 】



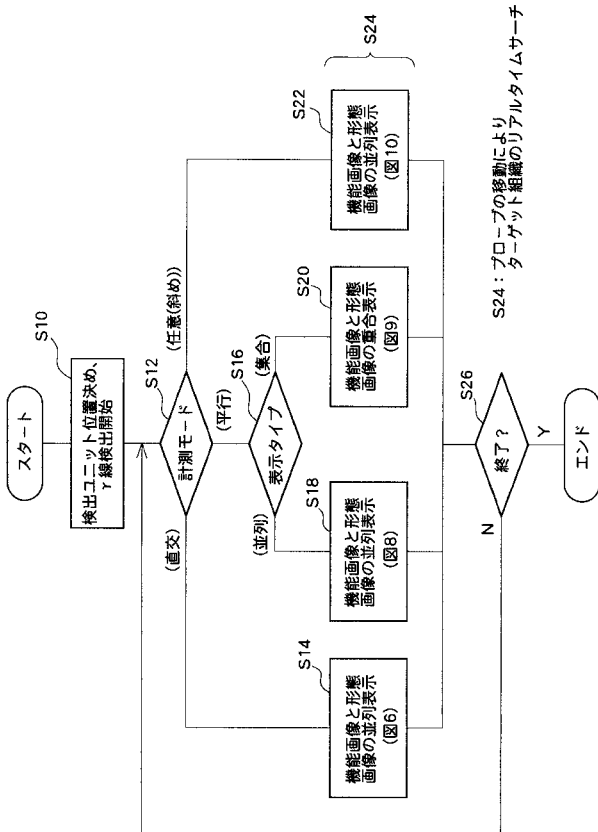
【 図 9 】



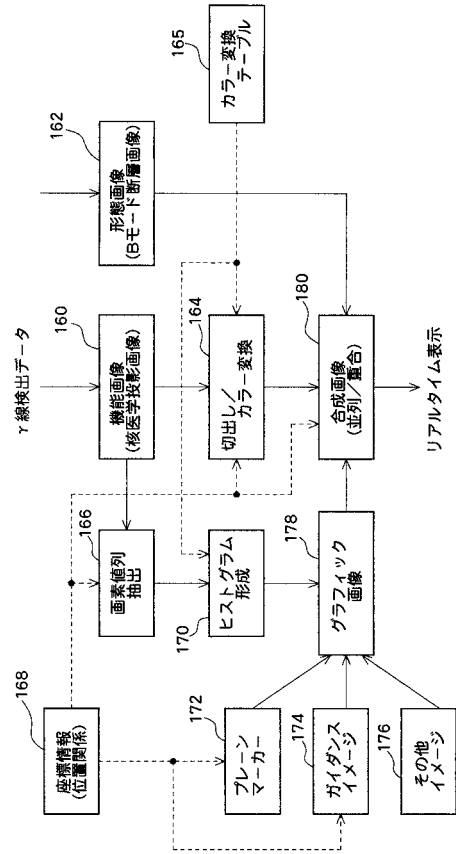
【 図 10 】



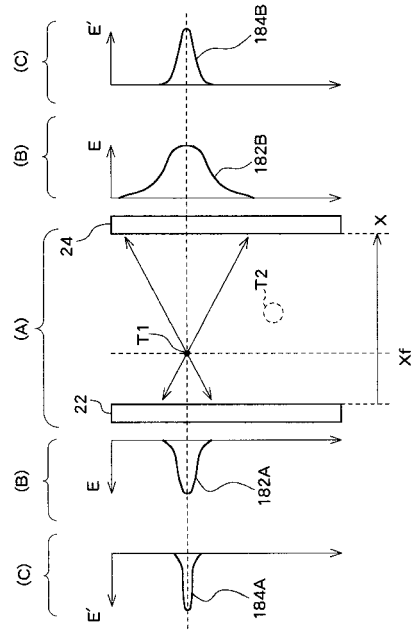
【 図 12 】



【 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2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF04 FF07 FF20 JJ01 JJ05 JJ22 JJ23 JJ24 KK32
KK33 KK35 LL13 MM04 MM06
4C601 BB03 BB06 BB16 EE11 GA11 GA18 GA22 GA25 JC20 JC31
JC33 KK07 KK12 KK24 KK25 LL14 LL33

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 医疗诊断系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006025960A | 公开(公告)日 | 2006-02-02 |
| 申请号 | JP2004206898 | 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 | | |
| [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/JJ05 2G088/JJ22 2G088/JJ23 2G088/JJ24 2G088/KK32 2G088/KK33 2G088/KK35 2G088/LL13 2G088/MM04 2G088/MM06 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/GA11 4C601/GA18 4C601/GA22 4C601/GA25 4C601/JC20 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL14 4C601/LL33 4C188/EE02 4C188/FF04 4C188/FF07 4C188/FF20 4C188/JJ01 4C188/JJ05 4C188/JJ22 4C188/JJ23 4C188/JJ24 4C188/KK32 4C188/KK33 4C188/KK35 4C188/LL13 4C188/MM04 4C188/MM06 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 其他公开文献 | JP4592346B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：从功能观点和形态学观点整体诊断组织，特别是识别活动区域的位置和分布，同时识别活体内组织的形式。解决方案：主题医学诊断系统包括核医学诊断设备10，超声诊断设备12和机器人90。检测单元20具有彼此面对的一对检测部分22和24。通过检测单元20检测一对湮灭伽马射线形成作为投影图像的功能图像。另一方面，超声波诊断装置12中的探头40发送/接收超声波，由此产生超声波图像。随着形态形象的形成。功能图像和形态图像并置或叠加为要显示的合成图像。另外，还显示表示两个图像之间的位置关系的信息。Z

