

(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2006-68102  
(P2006-68102A)

(43) 公開日 平成18年3月16日(2006.3.16)

|                                       |                     |             |
|---------------------------------------|---------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                          | F I                 | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 18/00 (2006.01)               | A 6 1 B 17/36 3 3 0 | 2 G 0 8 8   |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01)                | A 6 1 B 6/03 3 7 7  | 4 C 0 6 0   |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01)                | A 6 1 B 8/00        | 4 C 0 9 3   |
| A 6 1 F 7/00 (2006.01)                | A 6 1 F 7/00 3 2 2  | 4 C 0 9 6   |
| G O 1 T 1/161 (2006.01)               | G O 1 T 1/161 E     | 4 C 0 9 9   |
| 審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 23 頁) 最終頁に続く |                     |             |

|           |                              |          |                                                   |
|-----------|------------------------------|----------|---------------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2004-252675 (P2004-252675) | (71) 出願人 | 000003078<br>株式会社東芝<br>東京都港区芝浦一丁目1番1号             |
| (22) 出願日  | 平成16年8月31日 (2004.8.31)       | (71) 出願人 | 594164542<br>東芝メディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地 |
|           |                              | (74) 代理人 | 100081411<br>弁理士 三澤 正義                            |
|           |                              | (72) 発明者 | 原頭 基司<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社本社内 |
|           |                              | (72) 発明者 | 石橋 義治<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社本社内 |
|           |                              | 最終頁に続く   |                                                   |

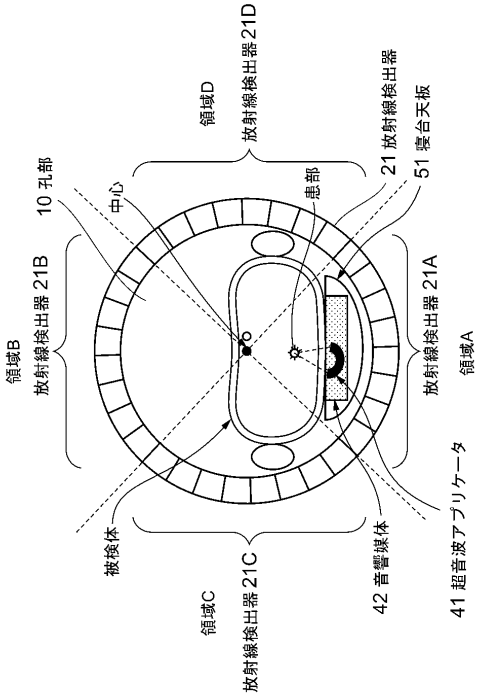
(54) 【発明の名称】 超音波治療装置

(57) 【要約】

【課題】 核医学診断装置とX線CT装置等とを組み合わせ、機能画像と形態画像とを作成し、患部（腫瘍）の状態をその場で判断することが可能な超音波治療装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 被検体から放出されたγ線は、放射線検出器21B～21Dによって検出される。超音波治療装置4によって遮蔽された領域Aには配置されている放射線検出器21Aは音響媒体42によってγ線が減衰されるため、γ線を検出しない。核医学診断装置2がPET装置の場合、放射線検出器21B～21Dによって検出されたγ線の検出信号は、同時計数法によって処理された後、再構成処理される。核医学診断装置2がSPECT装置の場合、同時計数法なしにそのまま再構成処理される。これらの信号を再構成することによって機能画像データを生成し、X線CT装置によって生成された形態画像と合成して表示する。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対して X 線若しくは超音波を照射し、又は傾斜磁場と高周波磁場とを印加することによって第 1 の断層像を生成する撮像装置と、

前記被検体を取り囲んで複数の放射線検出器が設置され、前記被検体に投与された放射線薬剤から放射される放射線を前記複数の放射線検出器で検出することで前記被検体の第 2 の断層像を生成する核医学診断装置と、

前記第 1 の断層像と前記第 2 の断層像とを合成した合成断層像を表示する表示装置と、  
前記複数の放射線検出器によって取り囲まれた領域内に設置され、前記被検体との間に音響媒体を有し、前記被検体の患部に集束超音波を照射する超音波アプリケーションと、  
を有することを特徴とする超音波治療装置。

10

## 【請求項 2】

前記放射線検出器は、前記超音波アプリケーションを取り囲むように全周にわたって配置され、前記超音波アプリケーションで遮蔽された領域以外の領域に配置された検出器によって放射線を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療装置。

## 【請求項 3】

前記超音波アプリケーションは前記放射線検出器によって取り囲まれた領域から出し入れ自由に設置され、

前記核医学診断装置の放射線検出器によって放射線を検出する際には、前記超音波アプリケーションは前記放射線検出装置によって取り囲まれた領域の外側に移動させられることを

20

## 【請求項 4】

溝部が形成された、被検体を乗せる寝台を更に有し、

前記放射線検出器は前記寝台を取り囲んで設置され、

前記音響媒体は前記溝部に充填され、前記超音波アプリケーションは前記音響媒体内に設置されていることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波治療装置。

## 【請求項 5】

前記寝台に形成された溝部に設置され、前記音響媒体を前記溝部の外側に排出する音響媒体排出手段と、

前記超音波アプリケーションを前記溝部に沿って前記放射線検出器によって取り囲まれた領域の外側に移動させる移動手段と、

30

を更に有することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波治療装置。

## 【請求項 6】

前記表示装置に表示された第 2 の断層像を横切るように所定の長さの線分からなる関心領域を設定するための第 1 の関心領域設定手段と、

前記第 1 の関心領域設定手段によって設定された線分上の前記第 2 の断層像の画素値を逐次算出する第 1 の画素値算出手段と、を更に有し、

前記表示装置は、前記第 1 の画素値算出手段によって算出された画素値を表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波治療装置。

## 【請求項 7】

40

前記表示装置に表示された第 2 の断層像を含むように所定の面積を有する関心領域を設定するための第 2 の関心領域設定手段と、

前記第 2 の関心領域設定手段によって設定された前記関心領域内の前記第 2 の断層像の平均画素値又は合計画素値を逐次算出し、前記平均画素値又は前記合計画素値の単位時間あたりの変化量を算出し、前記単位時間あたりの変化量と予め設定された値とを比較する第 2 の画素値算出手段と、

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波治療装置。

## 【請求項 8】

集束超音波を照射すべく位置を示すマーカを設定するためのマーカ設定手段を更に有し

50

、  
前記表示装置は、前記第1の断層像と前記第2の断層像とを合成した合成断層像を表示するとともに、前記設定されたマーカを表示することを特徴とする請求項1乃至請求項7のいずれかに記載の超音波治療装置。

【請求項9】

前記超音波アプリケーションの位置を検出する位置検出手段を更に有し、

前記表示装置は、前記第1の断層像と前記第2の断層像とを合成した合成断層像を表示するとともに、前記位置検出手段によって検出した位置に基づいて前記合成断層像上に前記超音波アプリケーションの像及び前記超音波アプリケーションから照射される集束超音波の伝播経路を表示することを特徴とする請求項1乃至請求項8のいずれかに記載の超音波治療装置。

10

【請求項10】

前記撮像装置は、前記被検体を挟んでX線源とX線検出器が設置され、前記X線源から照射されて前記被検体を透過するX線を前記X線検出器によって検出することで前記被検体の第1の断層像を生成するX線CT装置、

前記被検体に対して複数の傾斜磁場を印加し、その結果得られた核磁気共鳴信号の投影データに基づいて核磁気共鳴画像からなる第1の断層像を生成するMRI装置、

又は、前記超音波アプリケーションに設置された超音波プローブによって前記被検体に対して超音波を照射し、前記被検体からの反射波を受信することによって超音波診断像からなる第1の断層像を生成する超音波診断装置のいずれかであることを特徴とする請求項1乃至請求項9のいずれかに記載の超音波治療装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に対して集束強力超音波を照射することによって治療を行う超音波治療装置に関する。特に、陽電子放出型CT装置又は単光子放出型CT装置と呼ばれる、被検体の機能画像の生成が可能な核医学診断装置と、X線CT装置、MRI装置、又は超音波診断装置と呼ばれる、被検体の形態画像の生成が可能な撮像装置とを備えた超音波治療装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

一般に、臨床診断には形態的診断と機能的診断とがある。臨床診断において重要なことは、疾病によってその組織や臓器が正常に機能しているか否かである。多くの疾病では、機能の異常が進行していくと組織の解剖学的な形態変化が生じる。X線診断装置やX線CT装置はこの形態的診断の機器である。

【0003】

これに対して、放射性同位体（以下、RIと省略する）、又はその標識化合物が生体内の特定の組織や臓器に選択的に取り込まれる性質を利用し、そのRIから放射されるγ線を体外から測定し、RIの線量分布を画像化して診断する方法があり、核医学診断法と呼ばれている。

40

【0004】

核医学診断法は、特定の組織や臓器に標識物質が集積されるという原理そのものが、組織や臓器の生理学的な機能及び生化学的物質代謝機能と結び付いているため、形態学的診断のみならず、病変の初期段階の機能診断が可能である。この核医学診断装置には、陽電子放出型CT装置（Positron Emission Computed Tomography：以下、PET装置と称する）、又は、単光子放出型CT装置（Single Photon Emission Computed Tomography：以下、SPECT装置と称する）がある。

【0005】

50

X線CT装置、PET装置、及びSPECT装置等の放射線を利用した装置は、人体から放出された放射線の積分値（飛翔方向）の物理量を計測し、その積分値を逆投影することにより人体内の各ボクセルの物理量を計算し、画像化するものである。

#### 【0006】

X線CT装置は、被検体を通過したX線強度を測定し、X線ビームの体内通過率から被検体の形態情報を画像化する装置である。X線源からX線ビームを被検体に照射し、体内を通過したX線強度を被検体の反対側に配置したX線検出器により測定し、被検体の積分吸収係数を算出する。X線源及びX線検出器を、被検体の周囲を巡回させて透過したX線ビームを測定し、体内における積分級数係数の分布を求める。この積分吸収係数からフィルタードバックプロジェクション法（Filtered Back Projection Method）等を用いて各ボクセルの吸収係数を求め、その値をCT値に変換する。

#### 【0007】

PET装置は、陽電子放出核種（ $^{15}\text{O}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{11}\text{C}$ 、 $^{18}\text{F}$ 等）、及び体内の特定の細胞に集まる性質を有する物質を含む放射性薬剤を被検体に投与し、その分布を計測して画像化する装置である。放射性薬剤には、フルオロデオキシグルコース（2-[ $^{18}\text{F}$ ] fluoro-2-deoxy-D-glucose、 $^{18}\text{F}$  FDG）等があり、これは糖代謝により腫瘍組織に高集積することを利用し、腫瘍部位の特定に使用される。体内に取り込まれた放射線核種が崩壊し、ポジトロン（ $\beta^+$ ）を放出する。放出したポジトロンは電子と結合し、消滅する際に511keVのエネルギーを持つ一対の消滅 $\gamma$ 線（ポジトロン消滅線）を放出する。この $\gamma$ 線対は、互いにほぼ正反対の方向（ $180^\circ \pm 0.6^\circ$ ）に放射されるので、この一対の消滅 $\gamma$ 線を放射線検出器で検知すれば、どの2つの放射線検出器の間でポジトロンが放出されたかがわかる。このように、被検体の周りを取り囲むように配置した放射線検出器で消滅 $\gamma$ 線対を同時検出し、その放射方向データを蓄積して投影データを得ることができる。例えば、 $^{18}\text{F}$  FDGは糖代謝の激しい癌細胞に集まるため、PET装置により癌病巣を発見することができる。同時計測された検出器の位置関係とその信号強度情報とから放射位置（放射線核種の集積位置）を同定し、画像化することが可能となる。

#### 【0008】

SPECT装置は、単光子放出核種を含む放射線薬剤を被検体に投与し、核種から放出される $\gamma$ 線を放射線検出器で検出し、その分布を計測して画像化する装置である。SPECT装置による検査時に用いられる単光子放出核種から放出される $\gamma$ 線のエネルギーは数100keVである。この $\gamma$ 線は単一 $\gamma$ 線であるため、その飛翔方向を同定することができない。そこで、SPECT装置では、放射線検出器の前面に鉛等からなるコリメータを挿入し、特定の方向からの $\gamma$ 線のみを検出することにより投影データを得ている。SPECT装置は、特定の腫瘍や分子に集積する性質を有する物質、及び単光子放出核種（ $^{99}\text{Tc}$ 、 $^{67}\text{Ga}$ 、 $^{201}\text{Tl}$ 等）を含む放射性薬剤を被検体に投与し、その放射性薬剤から発生する $\gamma$ 線を検知して放射性薬剤が分布する場所（例えば、癌細胞が存在する場所）を特定するものである。PET装置同様、フィルタードバックプロジェクション法等を利用して投影データを逆投影して画像データを得る。PET装置との違いは、コリメータを利用して単一 $\gamma$ 線の発生位置を特定できることで、同時計数法が不要という点にある。

#### 【0009】

PET装置及びSPECT装置は、体内代謝を利用して機能画像を得るために、放射性薬剤が集積した部位をコントラスト良く抽出できるが、周辺臓器との位置関係を把握できない問題がある。そこで、近年、X線CT装置によって得られた断層像である形態画像と、PET装置又はSPECT装置によって得られた断層像である機能画像とを合成してより高度な診断を行う技術が注目され、利用され始めている。

#### 【0010】

形態画像と機能画像とが合成された画像（合成断層像と称する）は、腫瘍が正常か否かという判別情報と3次元的な位置情報とを含んでいるため、確定診断に近い情報がその場

10

20

30

40

50

で得られる特徴がある。

【0011】

一方、集束強力超音波（High Intensity Focused Ultrasound: HIFU）を生体組織に照射すると、超音波エネルギー密度が高くなった部分が発熱して熱凝固する。この現象を利用して腫瘍組織を焼灼し、壊死させることで癌治療を行う超音波治療装置の開発もされている。

【0012】

従来から提案されてきた超音波治療装置の構成は患部をモニタリングする装置によって以下の2つに大別され、それ以外の診断装置との組み合わせは存在しなかった。

【0013】

1つ目の組み合わせとして、超音波診断装置と超音波治療装置との組み合わせが存在する。超音波診断装置用のプローブを超音波治療装置用の超音波アプリータの内部に取り付け、主に、Bモードで診断する。集束強力超音波を生体組織に照射すると生体組織が発熱し、焼灼が進むと患部が沸騰状態に近くなるため、キャビテーション（微小気泡）が発生し、いわゆる「ハイエコー」として検出される。このハイエコーを確認することで焼灼が完了したと推定していた。

【0014】

また、2つ目の組み合わせとして、磁気共鳴画像診断装置（MRI装置）と超音波治療装置との組み合わせが存在する。MRI装置を用いた場合、MRI信号の縦緩和時間等が温度で変化することから、その画像値が変化することを利用してモニタリングする方法や、MRI画像の位相が温度の影響を受けて変化することを利用してモニタリングする方法等が提案されている。MRI装置によってタンパク質変性が発生する70℃以上を観測し、70℃以上で全ての細胞が熱変性壊死したと仮定することで、70℃以上を観測した段階で焼灼できたと推定していた。

【0015】

装置の可搬性も考慮すると、診断装置が小型である必要があるため、集束強力超音波の強度が異なるが、同じ超音波を利用することから超音波診断装置と組み合わせる構成が考え出された。しかしながら、超音波画像では「温度計測」（温度によって生体組織内の音速が変化することを応用した測定方法）が実用化に至らなかったという経験から、患部の焼灼による温度の上昇の測定に適していないという考え方もある。

【0016】

一方、MRI装置では、MRI画像の各画素における位相情報の温度依存性が生体組織の組成にほとんど依存しないという事実を応用して正確な温度計測が可能であることから、MRI装置と組み合わせる構成が考え出された。

【0017】

また、超音波治療装置用の超音波アプリータに2個以上の放射線検出器（ガンマプローブ）を組み合わせた超音波治療装置が知られている（特許文献1）。この超音波治療装置は、<sup>18</sup>F FDG等が集積した腫瘍の位置をガンマプローブによる検出手掛かりにして特定し、集束強力超音波で焼灼するものである。

【0018】

【特許文献1】特開2003-235863（段落[0013]、第3図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

超音波診断装置もMRI装置も患部の組織を反映した画像を生成することが可能である。しかしながら、生理機能（ほとんどの場合、腫瘍は代謝機能の亢進があり、<sup>18</sup>F FDGが集積する）を反映していないため、腫瘍が悪性か良性かの判断をその場で簡単に識別することができなかった。通常、超音波診断装置やMRI装置による診断の直後に焼灼治療を行うためには、別の診断手法、具体的には確定診断（バイオプシーと組織検査等）によって確認しておく必要があった。

10

20

30

40

50

## 【0020】

PET装置とX線CT装置とを組み合わせた装置（以下、PET/CT装置と称する）、やSPECT装置とX線CT装置とを組み合わせた装置（以下、SPECT/CT装置と称する）によって得られる結合断層像は、機能画像と形態画像（腫瘍とトランスデュースの位置関係の情報を含む）とを含むため、確定診断に近い判断をその場で行うことが可能であるが、超音波治療装置と組み合わせた装置は提案されてこなかった。

## 【0021】

超音波治療装置用の超音波アプリータは、圧電セラミックス（超音波振動子）、電極、及び生体組織に超音波エネルギーを伝播させるための音響媒体（ほとんどの場合、脱気された滅菌水、生理食塩水等）で構成されている。PET/CT装置やSPECT/CT装置に超音波治療装置を組み合わせる場合、患部と放射線検出器との間にこの超音波アプリータを配置する必要がある。そのため、超音波アプリータの音響媒体によってγ線が大きく減衰され、PET装置で行われる「同時計数法」ができない死角が一部の撮影領域で発生するという問題が生じる。このような問題があるため、従来においては、PET/CT装置又はSPECT装置/CT装置と超音波治療装置とを組み合わせた装置の提案がなされていなかった。

10

## 【0022】

また、特許文献1に記載の超音波治療装置においては、腫瘍の形状が球に近い単純な場合には有効な装置であるが、複雑な形状の場合は腫瘍の全体像を把握できないため、焼灼すべき部位の確認が困難になるという問題がある。

20

## 【0023】

この発明は上記の問題を解決するものであり、PET装置又はSPECT装置からなる核医学診断装置とX線CT装置等からなる撮像装置とを組み合わせ、機能画像及び形態画像を生成することにより、腫瘍が悪性か良性かの判断をその場で簡単に識別することが可能な超音波治療装置を提供することを目的とする。

## 【0024】

また、超音波治療装置に備えられている超音波アプリータの位置を考慮して放射線を検出することにより、超音波治療装置と核医学診断装置とを組み合わせても機能画像の生成が可能な超音波治療装置を提供することを目的とする。

## 【0025】

さらに、核医学診断装置によって生成された機能画像の画素値（輝度や濃淡度等）から判断して焼灼完了の判断が容易な超音波治療装置を提供することを目的とする。

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0026】

請求項1に記載の発明は、被検体に対してX線若しくは超音波を照射し、又は傾斜磁場と高周波磁場とを印加することによって第1の断層像を生成する撮像装置と、前記被検体を取り囲んで複数の放射線検出器が設置され、前記被検体に投与された放射線薬剤から放射される放射線を前記複数の放射線検出器で検出することで前記被検体の第2の断層像を生成する核医学診断装置と、前記第1の断層像と前記第2の断層像とを合成した合成断層像を表示する表示装置と、前記複数の放射線検出器によって取り囲まれた領域内に設置され、前記被検体との間に音響媒体を有し、前記被検体の患部に集束超音波を照射する超音波アプリータと、を有することを特徴とする超音波治療装置である。

40

## 【0027】

この発明において、撮像装置は例えば、X線CT装置、MRI装置、又は超音波診断装置のいずれかに相当する。X線CT装置は、被検体を挟んでX線源とX線検出器とを有し、X線源から照射されて被検体を透過するX線をX線検出器によって検出することで被検体のX線CT像（第1の断層像）を生成するものである。MRI装置は、被検体に対して複数の傾斜磁場と高周波磁場とを印加し、その結果得られた核磁気共鳴信号の投影データに基づいて核磁気共鳴画像（第1の断層像）を生成するものである。超音波診断装置は、超音波アプリータに設置された超音波プローブによって被検体に対して超音波を照射し

50

、被検体からの反射波を受信することによって超音波診断像（第１の断層像）を生成するものである。撮像装置で生成された第１の断層像は被検体の形態画像に相当する。

【００２８】

また、核医学診断装置は、陽電子放出型ＣＴ装置であるＰＥＴ装置又は単光子放出型ＣＴ装置であるＳＰＥＣＴ装置に相当し、核医学診断装置で生成された第２の断層像は被検体の機能画像に相当する。

【００２９】

この発明のように、形態画像に相当する第１の断層像と機能画像に相当する第２の断層像とを合成して表示することで、超音波アプリケーションによって集束超音波を照射すべき患部（腫瘍）の状態をその場で判断することが可能となる。

10

【００３０】

請求項２に記載の発明は、請求項１に記載の超音波治療装置であって、前記放射線検出器は、前記超音波アプリケーションを取り囲むように全周にわたって配置され、前記超音波アプリケーションで遮蔽された領域以外の領域に配置された検出器によって放射線を検出することを特徴とするものである。

【００３１】

音響媒体によって放射線が減衰させられるため、音響媒体に遮蔽されている部分に設置されている放射線検出器は、放射線を検出することはない。従って、それ以外の部分に配置された放射線検出器によって放射線を検出し、機能画像を生成する。例えば、超音波アプリケーションと線源との位置関係によって検出されなかった放射線は発生しなかったものと見なし、それ以外の放射線を検出する。ＰＥＴ装置の場合は、同時計数法で位置を計測し、ＳＰＥＣＴ装置の場合は、コリメータで位置を計測する。このように放射線を検出することによって、超音波アプリケーションを核医学診断装置の撮影領域内に設置した場合であっても、多少の死角（放射線が検出されない領域）が生じる可能性はあるが、患部（腫瘍）の画像化が可能となる。これを応用することによって、核医学診断装置で撮影しながら超音波アプリケーションで超音波を照射して焼灼治療を行うことが可能となるため、焼灼の状況を核医学診断装置で観察しながら焼灼治療を行うことが可能となる。ＳＰＥＣＴ装置はＰＥＴ装置よりも死角が減るというメリットがある。

20

【００３２】

請求項３に記載の発明は、請求項１又は請求項２のいずれかに記載の超音波治療装置であって、前記超音波アプリケーションは前記放射線検出器によって取り囲まれた領域から出し入れ自由に設置され、前記核医学診断装置の放射線検出器によって放射線を検出する際には、前記超音波アプリケーションは前記放射線検出装置によって取り囲まれた領域の外側に移動させられることを特徴とするものである。

30

【００３３】

請求項４に記載の発明は、請求項１又は請求項２のいずれかに記載の超音波治療装置であって、溝部が形成された、被検体を乗せる寝台を更に有し、前記放射線検出器は前記寝台を取り囲んで設置され、前記音響媒体は前記溝部に充填され、前記超音波アプリケーションは前記音響媒体内に設置されていることを特徴とするものである。

【００３４】

請求項５に記載の発明は、請求項４に記載の超音波治療装置であって、前記寝台に形成された溝部に設置され、前記音響媒体を前記溝部の外側に排出する音響媒体排出手段と、前記超音波アプリケーションを前記溝部に沿って前記放射線検出器によって取り囲まれた領域の外側に移動させる移動手段と、を更に有することを特徴とするものである。

40

【００３５】

請求項６に記載の発明は、請求項１乃至請求項５のいずれかに記載の超音波治療装置であって、前記表示装置に表示された第２の断層像を横切るように所定の長さの線分からなる関心領域を設定するための第１の関心領域設定手段と、前記第１の関心領域設定手段によって設定された線分上の前記第２の断層像の画素値を逐次算出する第１の画素値算出手段と、を更に有し、前記表示装置は、前記第１の画素値算出手段によって算出された画素

50

値を表示することを特徴とするものである。

【0036】

請求項7に記載の発明は、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の超音波治療装置であって、前記表示装置に表示された第2の断層像を含むように所定の面積を有する関心領域を設定するための第2の関心領域設定手段と、前記第2の関心領域設定手段によって設定された前記関心領域内の前記第2の断層像の平均画素値又は合計画素値を逐次算出し、前記平均画素値又は前記合計画素値の単位時間あたりの変化量を算出し、前記単位時間あたりの変化量と予め設定された値とを比較する第2の画素値算出手段と、を更に有することを特徴とするものである。

【0037】

請求項8に記載の発明は、請求項1乃至請求項7のいずれかに記載の超音波治療装置であって、集束超音波を照射すべく位置を示すマーカを設定するためのマーカ設定手段を更に有し、前記表示装置は、前記第1の断層像と前記第2の断層像とを合成した合成断層像を表示するとともに、前記設定されたマーカを表示することを特徴とするものである。

【0038】

請求項9に記載の発明は、請求項1乃至請求項8のいずれかに記載の超音波治療装置であって、前記超音波アプリケーションの位置を検出する位置検出手段を更に有し、前記表示装置は、前記第1の断層像と前記第2の断層像とを合成した合成断層像を表示するとともに、前記位置検出手段によって検出した位置に基づいて前記合成断層像上に前記超音波アプリケーションの像及び前記超音波アプリケーションから照射される集束超音波の伝播経路を表示することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0039】

請求項1に記載の発明によると、例えばX線等によって被検体の形態画像を生成するとともに、核医学診断装置を用いて機能画像を生成することが可能となるため、集束強力超音波を照射して治療すべき患部（腫瘍）の状態（悪性又は良性）をその場で判断することが可能となる。そのことにより、別途、確定診断（バイオプシー等）を行う必要がなくなり、画像収集直後に焼灼治療を行うことが可能となる。

【0040】

請求項2に記載の発明によると、一部の放射線検出器によって放射線を同時計数法で検出し、更に、超音波アプリケーションで遮蔽された部分以外の放射線検出器で放射線を検出することで、核医学診断装置の撮影領域内に超音波アプリケーションが設置されている場合であっても、患部（腫瘍）の機能画像を得ることが可能となる。そのことにより、核医学診断装置で患部（腫瘍）の状態を観察しながら焼灼治療を行うことが可能となる。

【0041】

請求項3及び請求項5に記載の発明によると、核医学診断装置で患部（腫瘍）を撮影する際に超音波アプリケーションを核医学診断装置の撮影領域の外側に移動させることができるため、超音波アプリケーションによって放射線検出器が遮蔽されずに済み、そのことによって、全ての放射線検出器で放射線を検出することが可能となる。

【0042】

請求項6に記載の発明によると、核医学診断装置によって生成された第2の断層像を横切るように線分からなる関心領域を設定し、その線分上の画素値を逐次算出して表示装置にその画素値を表示して画素値の変化を観測することで、焼灼の進行状況の確認が容易になる。また、請求項7に記載の発明によると、第2の断層像の平均画素値又は合計画素値を逐次算出し、単位時間あたりの変化量と予め設定された値（閾値）とを比較することによって、焼灼の進行状況の確認が容易になる。

【0043】

請求項8に記載の発明によると、合成画像上に超音波の照射位置を示すマーカを設定して表示することで、操作者は照射すべき患部（腫瘍）の位置を容易に見分けることが可能となる。また、請求項9に記載の発明によると、超音波アプリケーションの像及び超音波の伝

10

20

30

40

50



播経路を合成画像上に表示することで、照射位置の確認が容易となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0044】

以下、この発明の実施形態に係る超音波治療装置について、図1乃至図10を参照しつつ説明する。

【0045】

[第1の実施の形態]

この発明の第1の実施形態に係る超音波治療装置について、図1乃至図6を参照しつつ説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。図2は、第1の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示すブロック図である。図3は、図1に示す線分A-A'における断面図である。

10

【0046】

(構成)

まず、この発明の第1の実施形態に係る超音波治療装置の構成について説明する。超音波治療装置1は、主に、核医学診断装置2と、X線CT装置3と、超音波治療部4と、寝台装置5と、制御部6と、操作部7と、画像合成部8と、表示装置9とを備えて構成されている。核医学診断装置2とX線CT装置3とは、それぞれ回転中心が共通になるように配置されている。

【0047】

核医学診断装置2は、複数の放射線検出器21と、その前面に置かれた回転機構付きコリメータ56 (SPECT装置の場合は必須の構成であるが、PET装置の場合では不要である) と、パルス発生器22と、計数装置23と、記憶装置24と、画像再構成部25とを備えて構成されている。核医学診断装置2は、被検体が検査のために挿入される孔部10を有しており、複数の放射線検出器21は、その孔部10の周りに環状に配置されている。この複数の放射線検出器21は、例えば、 $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$  (BGO) 等からなるシンチレーション結晶と光電増倍管 (PMT) とを備えたガンマ線検出器からなる。また、放射線検出器21として半導体放射線検出器を用いても構わない。放射線検出器21は、被検体から放出された $\gamma$ 線を検出し、この $\gamma$ 線の検出信号 (以下、 $\gamma$ 線検出信号と称する) を出力する。

20

【0048】

パルス発生器22は、放射線検出器21により出力された $\gamma$ 線検出信号を受けて、 $\gamma$ 線のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。計数装置23は、パルス発生器22により出力されたパルス信号を用いて $\gamma$ 線検出信号に対する計数値を求め、計数値のデータを記憶装置24に記憶する。さらに、PET装置の場合は、計数装置23は、パルス発生器22により出力されたパルス信号を受けて $\gamma$ 線対ごとに同時計数を行って計数値を求めるとともに、検出点を $\gamma$ 線検出の位置情報としてデータ化し、そのデータを記憶装置24に記憶する。SPECT装置の場合は、コリメータにより位置を確定できるので、そのときの計数値と位置のデータを記憶装置24に記憶する。画像再構成部25は、計数値に基づいて機能画像データを再構成し、その機能画像データを画像合成部8及び記憶装置24に出力する。

30

40

【0049】

X線CT装置3は、公知のX線CT装置と同じ構成を有しており、X線発生源31と、複数のX線検出器32と、X線発生源31及びX線検出器32を支持する回転支持部 (図示しない) と、その回転支持部を回転中心の回りに回転させる回転機構部 (図示しない) とを備えて構成されている。さらに、データ収集部35と、収集データ記憶装置36と、画像再構成部37とを備えて構成されている。

【0050】

X線CT装置3は、被検体が検査のために挿入される観測領域である孔部10を有しており、X線発生源31と複数のX線検出器32とは、孔部10を挟んでほぼ180°反対方向に配置されている。X線発生源31と複数のX線検出器32とは、回転機構部によっ

50

て孔部 10 の周囲を旋回可能となっている。

【0051】

この X 線 CT 装置 3 は、例えば、X 線発生源 31 から被検体の回りに回転させながら X 線ビームを曝射させるとともに、被検体を体軸方向に移動させて、被検体を螺旋状にスキャン（ヘリカルスキャン）するものである。

【0052】

制御部 6 は、X 線発生を制御する X 線発生制御信号を X 線制御装置 34 に出力するとともに、X 線ビームの検出のタイミングを示す検出制御信号とデータ収集のためのデータ収集制御信号をデータ収集部 35 に出力する。

【0053】

X 線制御装置 34 は、制御部 6 により出力された X 線発生制御信号に基づき、高電圧発生装置 33 による高電圧発生のタイミングを制御する。高電圧発生装置 33 は、X 線ビームを曝射させるための高電圧を X 線制御部 34 からの制御信号に従って X 線発生源 31 に供給する。

【0054】

X 線発生源 31 は、高電圧発生装置 33 から供給された高電圧によってスライス方向に厚みを持った扇状の X 線ビームを被検体に向けて多方向から曝射する。X 線検出器 32 は、X 線発生源 31 から曝射され、被検体を透過した X 線ビームを検出する。

【0055】

データ収集部 35 は、制御部 6 により出力されたデータ収集制御信号に基づき、X 線検出器 32 からの出力電流を増幅した後、デジタルデータに変換することにより X 線パス毎の X 線透過率に反映した投影データを収集し出力する。収集データ記憶装置 36 は、データ収集部 35 によって収集された断面の投影データを記憶する。

【0056】

画像再構成部 37 は、断面の投影データに基づいて被検体の断層画像を再構成する。再構成された断層画像データは、画像合成部 8 及び収集データ記憶装置 36 に出力される。

【0057】

寝台装置 5 は、被検体を載置する寝台天板 51 と、その基底部が床に固定された寝台天板上下動機構部 52 と、寝台天板移動部 53 と、寝台制御部 54 とを備えて構成されている。寝台天板 51 は、核医学診断装置 2 の孔部 10 と X 線 CT 装置 3 の孔部 10 に挿入され、長手方向に移動可能となっている。寝台天板 51 には溝部 55 が形成され、その溝部 55 内に超音波治療部 4 が配置されている。

【0058】

寝台制御部 54 は、制御部 6 により出力された寝台制御信号に基づき、寝台移動信号を寝台天板移動部 53 及び寝台天板上下動機構部 52 に出力する。寝台天板移動部 53 はその寝台移動信号に基づいて寝台天板 51 を長手方向に水平に移動させ、寝台天板上下動機構部 52 は寝台天板 51 を上下に移動させる。

【0059】

超音波治療部 4 は、超音波アプリケーション 41 と、音響媒体 42 と、超音波アプリケーション 41 を長手方向に移動可能に保持する保持部材 43 と、位相制御回路部 44 と、駆動回路部 45 と、アプリケーション位置検出装置 46 とを備えて構成されている。

【0060】

超音波アプリケーション 41 は、治療用強力超音波を照射する円形平板の超音波振動子を備えている。音響媒体 42 は、例えば、脱気された滅菌水や生理食塩水等が用いられる。寝台天板 51 に形成された溝部 55 内に超音波アプリケーション 41 が設置され、超音波アプリケーション 41 の周りに滅菌水等からなる音響媒体 42 が充填されている。超音波アプリケーション 41 は、保持部材 43 によって音響媒体 42 内を長手方向に移動可能となっている。図 2 には図示しないが、保持部材 43 は制御部 6 に接続され、操作部 7 からの指示に従って超音波アプリケーション 41 を移動させる。なお保持部材 43 がこの発明の「移動手段」に相当する。

10

20

30

40

50

## 【0061】

本実施形態の超音波アプリケーション４１には、フェーズドアレイ超音波アプリケーションを用いている。駆動回路部４５の駆動タイミングを位相制御回路部４４によって制御することにより、超音波アプリケーション４１を移動させずに焦点位置や音場、加温・加熱領域を操作することができる。駆動回路部４５は分割された超音波振動子の個数のチャンネルに分かれており、制御部６からの信号により位相制御回路部４４で遅延を与えられた独立のタイミング信号により駆動される。

## 【0062】

アプリケーション位置検出装置４６は、例えば、寝台天板５１に対する超音波アプリケーション４１の相対位置を検出し、その信号を制御部６に出力する。

10

## 【0063】

さらに、リアルタイムで被検体の患部をモニタリングすることが可能な超音波診断装置４７を備えて構成されていても良い。具体的には、特許文献１に記載の超音波アプリケーションのように、超音波アプリケーション４１の超音波振動子の中央に超音波診断像撮像用の超音波プローブを設ける。超音波診断撮像用の超音波プローブを設けた場合は、まず、超音波プローブによって被検体の患部の大雑把な位置を確認し、その後、核医学診断装置２及びＸ線ＣＴ装置３によって断層像を撮影して患部の詳細な位置を確認する。このように、超音波診断撮像用の超音波プローブで患部の大雑把な位置を確認することによって、比較的容易に患部を見つけることが可能となり、超音波治療装置の利便性を向上させることが可能となる。

20

## 【0064】

操作部７は、操作者からの各種指示情報を超音波治療装置１に入力するためのものである。操作部７には、トラックボールやキーボードといった様々な入力機器が設置されている。この操作部７を介して、走査条件の設定やマーカの設定、その他、様々な設定条件が入力される。また、後述する関心領域やマーカ等を設定するためにこの操作部７が用いられる。

## 【0065】

次に、核医学診断装置２がＰＥＴ装置の場合における放射線検出器２１及び超音波治療部４における超音波アプリケーション４１の配列について、図３を参照しつつ詳しく説明する。核医学診断装置２は、環状保持部材（図示しない）の内側に環状に設置された多数の放射線検出器２１を有している。多数の放射線検出器２１の内側に、寝台天板５１が挿入される観測領域である貫通した孔部１０が形成されている。環状保持部材は支持部材（図示しない）上に設置され、その支持部材は検査室の床に据付けられている。核医学診断装置２がＳＰＥＣＴ装置の場合には、図１１の回転機構付きコリメータ５６が放射線検出器２１の前に付加される。

30

## 【0066】

本実施形態においては、図３に示す核医学診断装置２の断面は、核医学診断装置２の中心点Ｏを通る２本の仮想線（図３に示す破線）によって、領域Ａ～Ｄの４つの領域に分けられている。これら２本の仮想線は中心点Ｏを通るとともに、超音波治療装置４の寝台天板５１の端部を通るように設定されている。

40

## 【0067】

領域Ａ～Ｄに配置された放射線検出器２１のうち、領域Ａに配置された放射線検出器２１Ａはγ線を検出することはない。この領域Ａに配置された放射線検出器２１Ａと被検体の患部との間には超音波治療部４が配置されており、患部から放出されたγ線は超音波治療部４を構成する音響媒体４２によって減衰させられるからである。

## 【0068】

従って、超音波治療部４によって遮蔽された領域Ａ以外の部分に配置された放射線検出器２１によってγ線を検出する。予め、超音波治療部４の配置位置が分かっているため、例えば、核医学診断装置２の中心点Ｏを対称軸として、超音波治療部４によって遮蔽された領域Ａに配置された放射線検出器２１Ａに対して点対称の位置（領域Ｂ）に配置された

50

放射線検出器 2 1 B によって  $\gamma$  線を検出する。さらに、放射線検出器 2 1 B の両側の領域 C 及び領域 D に配置された放射線検出器 2 1 C、2 1 D によっても  $\gamma$  線を検出する。

#### 【0069】

核医学診断装置 2 が PET 装置の場合、放射線検出器 2 1 A ~ 2 1 D はパルス発生器 2 2 に接続され、全ての  $\gamma$  線検出信号は計数装置 2 3 に出力される。領域 B に配置された放射線検出器 2 1 B、領域 C に配置された放射線検出器 2 1 C、及び領域 D に配置された放射線検出器 2 1 D により出力された  $\gamma$  線検出信号は、計数装置 2 3 で同時計数法によって処理されるが、領域 B に配置された放射線検出器 2 1 B により出力された  $\gamma$  線検出信号は、 $\gamma$  線の発生がなかったとみなし、同時計数法によって処理されることはない。核医学診断装置 2 が SPECT 装置の場合には、コリメータで位置が特定されることから、同時計数法が行われず処理される。

10

#### 【0070】

なお、本実施形態においては、寝台天板 5 1 の端部を通るように 2 本の仮想線を設定して領域 A ~ D を設定したが、寝台天板 5 1 に  $\gamma$  線を減衰させない材料を用いた場合は、音響媒体 4 2 の端部を通るように仮想線を設定して領域 A ~ D を設定しても良い。その場合、放射線検出器 2 1 C 及び 2 1 D の検出領域が広がり、同時計数法によって処理される領域が広がるため、患部（腫瘍）の位置情報が増え、位置の特定が更に容易になる。

#### 【0071】

（動作）

次に、第 1 の実施形態に係る超音波治療装置の動作について説明する。まず、被検体の関心領域の組織又は臓器に選択的に取り込まれる放射線薬剤を被検体に投与する。具体的には陽電子放出核種（ $^{15}\text{O}$ 、 $^{13}\text{N}$ 、 $^{11}\text{C}$ 、 $^{18}\text{F}$  等）を含む  $^{18}\text{F}$  FDG 等の放射線薬剤を被検体に投与する。次に、被検体を寝台天板 5 1 の上にうつ伏せ状に寝かせ、例えば、寝台天板 5 1 を図 1 の右方向に水平に移動させ、X 線 CT 装置 3 から核医学診断装置 2 へ移動させる。なお、被検体を寝台天板 5 1 の上に寝かせるときは、被検体の患部が超音波治療部 4 の上に位置するようにする。

20

#### 【0072】

被検体を載置した寝台天板 5 1 が X 線 CT 装置 3 を通過する際に、例えばヘリカルスキャンによって連続的な X 線投影データが収集される。このときの寝台天板 5 1 の移動速度は、所望の X 線断層像のスライスピッチが得られるように回転機構部 3 4 の回転速度と同調する速度となるように制御される。

30

#### 【0073】

画像再構成部 3 7 は、収集データ記憶装置 3 6 に記憶されている投影データと再構成パラメータとから被検体の X 線断層像データを再構成し、X 線断層像データを画像合成部 8 に出力する。また、再構成された X 線断層像データを収集データ記憶部 3 6 に記憶する。なお、「再構成パラメータ」としては、再構成方式（関数）、スライス厚、スライス数、再構成間隔といったものがある。再構成する際には、これらのパラメータが指定されて、複数の 2 次元画像（断層像）が作成される。

#### 【0074】

被検体を載置した寝台天板 5 1 が核医学診断装置 2 に達すると停止し、核医学診断装置 2 により投影データの収集が行われる。被検体の患部からは放射線薬剤に起因した 511 keV の  $\gamma$  線が放出されている。複数の放射線検出器 2 1 は、被検体から放出された  $\gamma$  線を検出し、 $\gamma$  線検出信号を出力する。この放射線薬剤に起因して被検体の体内で発生した多数の  $\gamma$  線は、特定の方向に放出されるのではなく、あらゆる方向に放出される。これらの  $\gamma$  線は、上述したように、対となってほぼ正反対の方向（ $180^\circ \pm 0.6^\circ$ ）に放出され、複数の放射線検出器 2 1 のうちいずれかの検出器によって検出される。

40

#### 【0075】

本実施形態においては、超音波治療部 4 によって遮蔽された領域 A に配置されている放射線検出器 2 1 A によって  $\gamma$  線は検出されない。上述のように、音響媒体 4 2 によって  $\gamma$  線が減衰されてしまうからである。被検体から放出された  $\gamma$  線は、放射線検出器 2 1 B ~

50

2 1 Dによって検出される。そのうち、核医学診断装置 2 が P E T 装置の場合には、放射線検出器 2 1 によって検出された  $\gamma$  線の検出信号は、同時計数法によって処理される。さらに、核医学診断装置 2 が S P E C T 装置の場合には、同時計数法なしで処理される。

#### 【0076】

放射線検出器 2 1 C 及び 2 1 D から出力された  $\gamma$  線検出信号を受けたパルス発生器 2 2 は  $\gamma$  線のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。計数装置 2 3 は、パルス発生器 2 2 から出力されたパルス信号を用いて  $\gamma$  線対ごとに同時計数を行い、 $\gamma$  線検出信号に対する計数値を求める。さらに、計数装置 2 3 は、 $\gamma$  線対に対する一对のパルス信号によりその  $\gamma$  線対の各  $\gamma$  線を検出した 2 つの検出点（核医学診断装置 2 の中心点 O に対してほぼ 1 8 0 ° 方向が異なっている一对の放射線検出器 2 1 の位置）を  $\gamma$  線検出の位置情報としてデータ化する。計数値及び検出点の位置情報を示す信号は計数装置 2 3 から再構成処理部 2 5 に出力される。

10

#### 【0077】

また、放射線検出器 2 1 B によって検出された  $\gamma$  線の検出信号は、パルス発生器 2 2 に出力され、 $\gamma$  線のエネルギーを有するパルス信号を発生する。計数装置 2 3 は、パルス発生器 2 2 から出力されたパルス信号を用いて  $\gamma$  線検出信号に対する計数値を求める。この  $\gamma$  線検出信号は、同時計数法によって処理されない。計数値を示す信号は再構成処理部 2 5 に出力される。

#### 【0078】

再構成処理部 2 5 は、核医学診断装置 2 が P E T 装置の場合には、同時計数法によって得られた計数値及び検出点の位置情報に基づいて、機能画像データを再構成する。また、核医学診断装置 2 が S P E C T 装置の場合には、同時計数法なしで得られた計数値及び検出点の位置情報に基づいて、機能画像データを再構成する。再構成された機能画像データは、再構成処理部 2 5 から画像合成部 8 に出力される。また、再構成された機能画像データを記憶装置 2 4 に記憶する。

20

#### 【0079】

X 線 C T 像データと機能画像データとは画像合成部 8 によって合成され、両データの合成断層像データが生成され、表示装置 9 のモニタ上に合成断層像が表示される。表示装置 9 のモニタ上に表示される合成断層像を図 4 に示す。図 4 は第 1 の実施形態に係る超音波治療装置によって得られた合成画像を示す図である。表示装置 9 のモニタ 9 a 上には、X 線 C T 装置 3 によって得られた断層像と核医学診断装置 2 によって得られた断層像が合成断層像 1 1 として表示される。X 線 C T 装置 3 によって得られた断層像は被検体の形態画像となって表され、核医学診断装置 2 によって得られた断層像は患部（腫瘍）の機能（生理）画像となって表される。また、像 1 1 a は X 線 C T 装置 3 によって得られた形態画像であり、像 1 1 b は核医学診断装置 2 によって得られた機能画像である。

30

#### 【0080】

また、図 4（a）に示すように、表示装置 9 のモニタ 9 a 上に患部（腫瘍）の位置を示すマーカ 1 2 を表示しても良い。このマーカ 1 2 を表示するために、制御部 6 及び表示装置 9 に接続されるマーカ設定回路 1 5 を設ける。操作者が操作部 7 のトラックボール等を操作すると、制御部 6 を介してマーカ設定回路 1 5 はその操作の信号に応じて表示装置 9 のモニタ上のポインタを動かす。そして、そのポインタで所定の領域を囲むマーカを指定すると、マーカ設定回路 1 5 は操作部 7 からの指示を受けて、表示装置 9 のモニタ 9 a 上にマーカ 1 2 を表示する。このマーカ 1 2 は操作部 7 からの操作により表示装置 9 のモニタ 9 a 上にて移動及び回転させることが可能であり、さらに、その形状や大きさも変えることができる。マーカ設定回路 1 5 は、操作部 7 からの信号を受けて、マーカ 1 2 の形状、大きさ、及びモニタ上における位置を変える。

40

#### 【0081】

また、図 4（b）に示すように、表示装置 9 のモニタ 9 a 上に集束強力超音波の伝播経路 1 3 b を模式的に表示しても良い。超音波治療部 4 に設置されているアプリケータ位置検出装置 4 6 によって寝台天板 5 1 に対する超音波アプリケータ 4 1 の相対位置を検出し

50

、表示装置 9 のモニター 9 a 上に超音波アプリケーション 4 1 の像 1 3 a を表示する。この超音波アプリケーション 4 1 の像 1 3 a 及び伝播経路 1 3 b を記憶装置に予め記憶しておく。なお、アプリケーション位置検出装置 4 6 がこの発明の「位置検出手段」に相当する。

#### 【0082】

超音波アプリケーション 4 1 から照射される超音波のおおよその伝播経路は予め判明しているため、超音波アプリケーション 4 1 の像 1 3 a を基点にしてその伝播経路 1 3 b を表示装置 9 のモニター 9 a 上に描画する。この描画は、例えば、上述したマーカ設定回路 1 5 が行う。マーカ設定回路 1 5 は制御部 6 を介して、アプリケーション位置検出装置 4 6 から出力された位置情報を示す信号を受けて、超音波アプリケーション 4 1 の像 1 3 a を表示装置 9 のモニター 9 a 上に表示する。さらに、マーカ設定回路 1 5 は超音波アプリケーション 4 1 の像 1 3 a を基点にして超音波のおおよその伝播経路を描画する。このように超音波の伝播経路を表示することによって、超音波の照射位置と腫瘍の位置との関係が明確になるため、腫瘍に超音波が照射されているか否かの判断が容易になる。

10

#### 【0083】

X 線 CT 装置 3 及び核医学診断装置 2 による投影データの収集が終了すると、超音波治療部 4 の超音波アプリケーション 4 1 によって被検体の患部に対して集束強力超音波を照射して焼灼治療を開始する。

#### 【0084】

以上のように、超音波治療部 4 が設置されている部分における放射線検出器 2 1 A 以外の放射線検出器 2 1 B ~ 2 1 D によって  $\gamma$  線を検出して機能画像を生成することにより、超音波治療部 4 が設置されていても機能画像を生成することが可能となる。そのことにより、診断が終了した後、直ちに焼灼治療を行うことが可能となるとともに、集束強力超音波を照射して焼灼治療を行いながら核医学診断装置 2 による機能画像の収集が可能となる。

20

#### 【0085】

また、本実施形態に係る超音波治療装置 1 では、モニタリングしている画像が機能画像であるということを利用して、腫瘍組織の焼灼が完了したか否かの確認を行うことが可能である。この動作について、図 5 及び図 6 を参照しつつ説明する。図 5 及び図 6 は、合成画像と患部にける画素値のスペクトルとを示す図である。

#### 【0086】

超音波治療装置 1 に更に画素値算出部 1 6 と、制御部 6 及び表示装置 9 に接続される関心領域設定部 1 7 とを設ける。操作部 7 からの操作によって注目すべき領域が指定されると、制御部 6 を介して関心領域設定部 1 7 は図 5 (a) に示すように表示装置 9 のモニター 9 a 上に関心領域 (ROI) を表示する。操作者が操作部 7 を操作することによって、関心領域設定部 1 7 は腫瘍及び核医学診断装置 2 によって得られた像 1 1 a を横切る線分 XY で表される関心領域 (ROI) 1 4 を設定し、モニター 9 a 上に表示する。

30

#### 【0087】

関心領域設定部 1 7 によって線分 XY 1 4 が設定されると、線分 XY 1 4 の座標が画素値算出部 1 6 に出力され、その座標に基づいて画素値算出部 1 6 は制御部 6 を介して記憶装置 2 4 から線分 XY 1 4 上の座標に位置する機能画像データを読み出す。そして、画素値算出部 2 4 は、線分 XY 1 4 上の各座標における機能画像データの画素値 (輝度や濃淡度等) を逐次算出し、図 5 (b) ~ (d) に示す横軸が位置で、縦軸が画素値 (輝度や濃淡度) で表されるグラフを作成する。そして、制御部 6 を介してこれらのグラフを表示装置 9 のモニター 9 a 上に表示する。操作者はこれらのグラフから焼灼の進行状況を確認することができ、焼灼の完了を判断することが可能となる。

40

#### 【0088】

図 5 (b) は、集束強力超音波を照射する前の機能画像データの画素値のプロファイルである。超音波照射前のプロファイルは「やま」が 1 つの形をなしている。この状態の腫瘍に集束強力超音波を照射すると、図 5 (c) に示すように、画素値のプロファイルは「やま」が 2 つの形をなし、画素値のピーク値は図 5 (b) に比べて低くなり、その領域が

50

X Y方向に広がる。さらに照射を継続すると、図5 (d) に示すように、画素値のピーク値が更に低下し、その領域がX Y方向に更に広がる。このように、図5 (b) ~ (d) は、時系列に沿ったグラフである。これらのプロファイルを得るため、所定時間ごとに画素値算出部16は機能画像データの画素値を逐次算出してグラフを作成する。

#### 【0089】

超音波アプリケーションで生体組織を焼灼し、その焼灼の状態を電子顕微鏡で観察すると、細胞核や細胞壁は原形を保っているが、細胞液が細胞の外へ流出した状態が観測される。従って、 $^{18}\text{F}$  FDG等の放射線薬剤は細胞に取り込まれた後、細胞液内に貯留され、集束強力超音波を照射した後は $^{18}\text{F}$  FDGを含んだ細胞液が細胞の辺縁の外に浸出することになる。

10

#### 【0090】

この観察による事実と図5 (b) ~ (d) のプロファイルとによって焼灼が完了したか否かの判断が可能となる。つまり、図5 (b) に示すプロファイルによって、放射線薬剤が細胞内に取り込まれたままで細胞の外に流出していないと判断できる。また、図5 (c) に示すプロファイルは図5 (b) に示すプロファイルよりも画素値のピーク値が低くなり、X Y方向に広がっているため、放射線薬剤を含んだ細胞液が細胞の外に流出していると判断できる。さらに、図5 (d) に示すプロファイルは図5 (c) に示すプロファイルよりも画素値のピーク値が更に低下し、X Y方向に広がっているため、更に細胞液が細胞の外に流出していると判断できる。従って、これらのプロファイルを得ることによって、 $^{18}\text{F}$  FDG濃度の減衰の進行状態を観察することが可能となる。

20

#### 【0091】

このように、腫瘍と機能画像とを横切るように線分で表される関心領域を設定し、その線分における機能画像の画素値の変化をグラフにして表示装置9のモニタ9a上に表示することで、焼灼の進行状態を確認し、焼灼が完了したか否かの判断が可能となる。また、本実施形態においては、上述したように焼灼しながら機能画像の収集が可能であるため、焼灼の進行状態をモニタ9a上のグラフで確認しながら焼灼が可能となる。

#### 【0092】

例えば、図5 (b) ~ (d) に示すプロファイルを、図6に示すように、合成断層像11とともに表示装置9のモニタ9a上に表示する。このように、合成断層像11とプロファイルとを同時に表示することで、合成断層像11の機能画像の変化を観測して焼灼の状態を判断するとともに、プロファイルの変化を観測して焼灼の状態を判断することが可能となるため、焼灼状態を判断するための情報が増え、焼灼状態の判断が更に容易になる。

30

#### 【0093】

また、関心領域設定部17によって焼灼しようとしている腫瘍の辺縁を囲むように関心領域を設定し、画素値算出部16によって関心領域内の平均画素値を算出し、焼灼によるその平均画素値の変化を観測することで焼灼の状態を判断しても良い。

#### 【0094】

具体的には、まず、画素値算出部16は焼灼前における腫瘍の辺縁を囲む関心領域内の平均画素値を算出する。次に、画素値算出部16は、集束強力超音波を腫瘍に照射するとともに関心領域内の平均画素値を逐次算出する。焼灼によって $^{18}\text{F}$  FDGを含む細胞液が細胞の外へ流出し、速やかに散逸するため、散逸した後は平均画素値の減衰時定数が大きくなると考えられる。ここで、平均画素値とは、関心領域内に含まれる全ての座標における機能画像データの画素値（輝度や濃淡度等）を平均したものである。また、平均画素値の減衰時定数とは、平均画素値が一定の値、減少するまでの時間である。画素値算出部16は、平均画素値を求めるとともに平均画素値の減衰時定数、つまり、平均画素値が一定の値だけ減少するまでの時間を算出する。換言すると、画素値算出部16は、単位時間あたりの平均画素値の変化量（＝平均画素値の変化率）を算出する。

40

#### 【0095】

集束強力超音波を照射した直後においては、細胞の外に流出する細胞液の量が多いため、平均画素値の変化量も多く、一定の値だけ減少するまでの時間（減衰時定数）は短くな

50

る。焼灼を続けると、徐々に流出する細胞液の量が減少するため、平均画素値の変化量も小さくなる。その結果、一定の量だけ減少するまでの時間（減衰時定数）は長くなる。つまり、減衰時定数が大きくなれば焼灼が進んで、完了したと判断することができる。

#### 【0096】

換言すると、照射直後においては、単位時間あたりの平均画素値の変化量（＝平均画素値の変化率）は大きい、時間が経つにつれて単位時間あたりの平均画素値の変化量（＝平均画素値の変化率）は小さくなる。つまり、平均画素値の変化率が小さくなれば焼灼が進んで、完了したと判断できる。

#### 【0097】

従って、予め閾値を設定しておき、単位時間あたりの平均画素値の変化量（＝平均画素値の変化率）がその閾値以下になった場合に、焼灼が完了したと判断することが可能となる。この予め設定された閾値は、経験的に求められているものであり、焼灼の完了を示す平均画素値の変化率である。この予め設定された閾値と平均画素値の変化率との比較は、画素値算出部16が行う。さらに画素値算出部16は、平均画素値の変化率と閾値とを比較して、その比較結果から焼灼が完了したか否かの判断を行う。画素値算出部16は、平均画素値の変化率が閾値以下の場合、焼灼が完了したと判断する。

#### 【0098】

また、平均画素値の減衰時定数を算出して、予め設定された閾値と比較しても良い。減衰時定数が閾値以上に長くなった場合、焼灼が完了したと判断できる。このとき設定される閾値は、焼灼の完了を示す平均画素値の減衰時定数である。

#### 【0099】

画素値算出部16が平均画素値の変化率又は減衰時定数と閾値とを比較して焼灼完了と判断した場合、表示装置9によって焼灼の完了を示す画像を表示する。その表示によって操作者は焼灼の完了を認知することができ、集束強力超音波の照射終了のタイミングの判断が可能となる。さらに、画素値算出部16が焼灼完了と判断した場合、自動的に集束強力超音波の照射を停止させても良い。画素値算出部16から焼灼完了を示す信号が制御部6に出力され、制御部6が超音波治療部4の位相制御回路部44への信号の出力を停止することによって、超音波アプリケーション41の照射を停止する。自動的に照射を停止させることで、焼灼完了の判断が更に容易になり、操作者の負担を軽減することが可能となる。

#### 【0100】

また、平均画素値の代わりに、合計画素値を用いて焼灼の判断を行っても良い。ここで合計画素値とは、関心領域内に含まれる全ての座標における機能画像データの画像値（輝度や濃淡度等）を合計したものである。

#### 【0101】

なお、画素値算出部16がこの発明の「第1の画素値算出手段」及び「第2の画素値算出手段」に相当し、関心領域設定部17がこの発明の「第1の関心領域設定手段」及び「第2の関心領域設定手段」に相当する。

#### 【0102】

また、本実施形態においては、X線CT装置3を用いて被検体の形態画像を収集したが、その代わりに、公知のMRI装置を用いても構わない。MRI装置を用いる場合は、被検体に対して複数の傾斜磁場を印加し、核磁気共鳴信号の投影データを得る。そして、その投影データに基づいて核磁気共鳴画像を生成し、形態画像として核医学診断装置2によって得られた機能画像と合成して表示装置9のモニタ9a上に表示する。

#### 【0103】

##### [第2の実施の形態]

次に、この発明の第2の実施形態に係る超音波治療装置について、図7を参照しつつ説明する。図7は、第2の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。

#### 【0104】

第2の実施形態に係る超音波治療装置は、第1の実施形態に係る超音波治療装置1とほぼ同じ構成を有しているが、核医学診断装置2による撮影時には、寝台天板51の溝部5

10

20

30

40

50



5に充填されている音響媒体42が排水される構成となっている。

#### 【0105】

第1の実施形態に係る超音波治療装置1においては、寝台天板51の溝部55に音響媒体42は充填されたままとなっており、核医学診断装置2による撮影時においても、そのままの状態を保っている。従って、上述したように、音響媒体42によって遮蔽されている領域に配置された放射線検出器21Aは、 $\gamma$ 線を検出することはない。これを改良したものが、この第2の実施形態に係る超音波治療装置に相当する。

#### 【0106】

寝台天板51の溝部55の底に孔（図示しない）を形成し、その孔に配水管（図示しない）を設置して溝部55に充填された音響媒体42を排水する。そして、核医学診断装置2によって撮影するときには、配水管によって音響媒体42を排水するとともに、保持部材42によって超音波アプリケータ41を核医学診断装置2の外部に移動させる。なお、溝部55に形成された孔及び配水管がこの発明の「音響媒体排出手段」に相当する。

#### 【0107】

一方、超音波治療部4によって患部に集束強力超音波を照射して治療を行うときには、配水管を通して音響媒体42を溝部53に供給し、集束強力超音波の照射を行う。このように、核医学診断装置2による撮影タイミングに応じて音響媒体2を排水又は充填することによって、 $\gamma$ 線を減衰させることなく核医学診断装置2によって撮影することが可能となる。そのことにより、全ての放射線検出器21を用いて $\gamma$ 線を検出することが可能となり、全ての方向において同時計数法によって $\gamma$ 線を検出することが可能となる。この場合、核医学診断装置2はPET装置として機能する。なお、本実施形態においては、機能画像の収集と超音波治療部4による焼灼とは同時に行えないが、患部のモニタリングと焼灼とを1つの装置によって行うことが可能となる。

#### 【0108】

また、放射線検出器21にコリメータを設置して核医学診断装置2をSPECT装置として用いても良い。この場合、特定の腫瘍や分子に集積する性質を有する物質、及び単光子放出核種（ $^{99}\text{Tc}$ 、 $^{67}\text{Ga}$ 、 $^{201}\text{Ti}$ 等）を含む放射性薬剤を被検体に投与し、その放射性薬剤から発生する $\gamma$ 線を全ての放射線検出器21によって検知して放射性薬剤が分布している位置を特定し、SPECT画像を生成する。このような装置構成であっても、患部のモニタリングと焼灼とを1つの装置によって行うことが可能となる。

#### 【0109】

##### 〔第3の実施の形態〕

次に、この発明の第3の実施形態に係る超音波治療装置について、図8及び図9を参照しつつ説明する。図8は、第3の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。図9は、図8における線分B-B'における断面図である。

#### 【0110】

第3の実施形態に係る超音波治療装置は、第1の実施形態に係る超音波治療装置1とほぼ同じ構成を有しているが、超音波アプリケータ41を備えた超音波治療部4の構成及び配置位置が異なる。核医学診断装置2及びX線CT装置3の構成は第1の実施形態に係る超音波治療装置1と同じである。第1の実施形態に係る超音波治療装置1においては、超音波治療部4は寝台天板51に形成された溝部55内に設置されていたが、第3の実施形態に係る超音波治療装置においては、超音波アプリケータ41は核医学診断装置2の側面から延びるアーム49によって保持され、水平及び垂直方向に移動可能となっている。

#### 【0111】

超音波アプリケータ41には、超音波振動子の他、音響媒体42を保持するための水袋48が設置され、その水袋48の中に音響媒体42が格納されている。さらに、第1の実施形態のように、超音波診断撮像用の超音波プローブを設けても良い。また、被検体と超音波アプリケータとの接触圧力を水袋48に設けられた圧力センサーで検知し、音響媒体の出し入れを調整して適切な圧力になるように制御するものであっても良い。

#### 【0112】

超音波アプリータ４１を保持するアーム４９は、関節部材４９ｄ、４９ｅ、及び４９ｆによってアーム部材４９ａ、４９ｂ、及び４９ｃが回転可能に連結されており、アーム部材４９ｃの一端が関節部材４９ｆを介して核医学診断装置２の側面に設置されている。アーム部材４９ａは関節部材４９ｄを軸にして上下方向に回転可能となっており、アーム部材４９ｂは関節部材４９ｅを軸にして上下方向に回転可能になっている。さらに、アーム部材４９ｃは関節部材４９ｆを軸にして上下及び左右の方向に回転可能となっている。アーム部材４９ａの先端には超音波アプリータ４１が設置されている。このようにアーム４９によって保持されることにより、超音波アプリータ４１は上下、左右、及び前後の方向に移動することができる。

#### 【０１１３】

このアーム４９はアーム制御部（図示しない）に接続され、操作者が操作部７を操作することによって、制御部６を介してアーム４９の先端に設置されている超音波アプリータ４１を移動させることができる。

#### 【０１１４】

次に、核医学診断装置２における放射線検出器２１の配列について図９を参照しつつ説明する。第１の実施形態と同様に、図９に示す核医学診断装置２の断面は、核医学診断装置２の中心点Ｏを通る２本の仮想線（図９に示す破線）によって、領域Ａ～Ｄの４つに分けられている。これらの２本の仮想線は中心点Ｏを通るとともに、超音波アプリータ４１に設置されている水袋４８に接して通るように設定されている。

#### 【０１１５】

領域Ａ～Ｄに配置された放射線検出器２１のうち、領域Ａに配置された放射線検出器２１Ａはγ線を検出することはない。この領域Ａに配置された放射線検出器２１Ａと被検体の患部との間には水袋４８内に充填された音響媒体４２を備えた超音波アプリータ４１が配置されており、患部から放出されたγ線は音響媒体４２によって減衰させられるからである。

#### 【０１１６】

従って、第１の実施形態と同様に、予め、超音波アプリータの配置位置が分かっているため、領域Ａ以外の領域に配置された放射線検出器２１Ｂ～２１Ｄによってγ線を検出する。核医学診断装置２がＰＥＴ装置の場合には、検出されたγ線の検出信号は、計数装置２３で同時計数法によって処理され、計数値及び検出点の位置情報が再構成処理部２５に出力される。再構成処理部２５は、これらの信号に基づいて機能画像データを生成する。このように、超音波アプリータ４１の位置と中心点Ｏの位置との関係から、γ線を検出する放射線検出器２１を選定して機能画像データを生成する。

#### 【０１１７】

第３の実施形態に係る超音波治療装置の動作は、第１の実施形態に係る超音波治療装置１と同じであり、寝台天板５１を右方向に水平に移動させることによって、Ｘ線ＣＴ装置３から核医学診断装置２に移動させ、Ｘ線ＣＴ像データと機能画像データとを合成して合成断層像データを生成し、表示装置９のモニター９ａ上に合成断層像を表示する。そして、超音波アプリータ４１によって被検体の患部に対して集束強力超音波を照射する。

#### 【０１１８】

##### 〔第４の実施の形態〕

次に、この発明の第４の実施形態に係る超音波治療装置について、図１０を参照しつつ説明する。図１０は、第４の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。

#### 【０１１９】

第４の実施形態に係る超音波治療装置は、第３の実施形態に係る超音波治療装置と同じ構成を有しているが、その動作が異なる。第３の実施形態に係る超音波治療装置においては、核医学診断装置２による撮影時においても超音波アプリータ４１は核医学診断装置２の孔部１０に挿入されていたが、本実施形態に係る超音波治療装置においては、核医学診断装置２による撮影時には超音波アプリータ４１を核医学診断装置２の孔部１０の外

10

20

30

40

50

部に移動させる。操作者が操作部 7 を操作することによってアーム 49 を駆動して超音波アプリケーション 41 を核医学診断装置 2 の外部に待機させる。また、治療を行うときには、アーム 49 を駆動して超音波アプリケーション 41 を患部の上部に移動させ、集束強力超音波を照射する。

【0120】

このように、核医学診断装置 2 の撮影タイミングに応じて超音波アプリケーション 41 を核医学診断装置 2 の外部又は内部に移動させることによって、第 2 の実施形態と同様に、 $\gamma$ 線を減衰させることなく核医学診断装置 2 によって撮影することが可能となる。そのことにより、全ての放射線検出器 21 を用いて  $\gamma$ 線を検出することが可能となり、全ての方向において同時計数法によって  $\gamma$ 線を検出することが可能となる。なお、本実施形態においては、機能画像の収集と超音波治療部 4 による焼灼とを同時に行えないが、患部のモニタリングと焼灼とを 1 つの装置によって行うことが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0121】

【図 1】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。

【図 2】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 に示す線分 A - A' における断面図である。

【図 4】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波治療装置によって得られた合成画像を示す図である。

20

【図 5】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波治療装置によって得られた合成画像と患部における画素値のスペクトルとを示す図である。

【図 6】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波治療装置によって得られた合成画像と患部における画素値のスペクトルとを示す図である。

【図 7】この発明の第 2 の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。

【図 8】この発明の第 3 の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。

【図 9】図 8 に示す線分 B - B' における断面図である。

30

【図 10】この発明の第 4 の実施形態に係る超音波治療装置の概略構成を示す側面図である。

【図 11】SPECT 装置を組み合わせた超音波治療装置において、回転機構付きコリメータを示す断面図である。

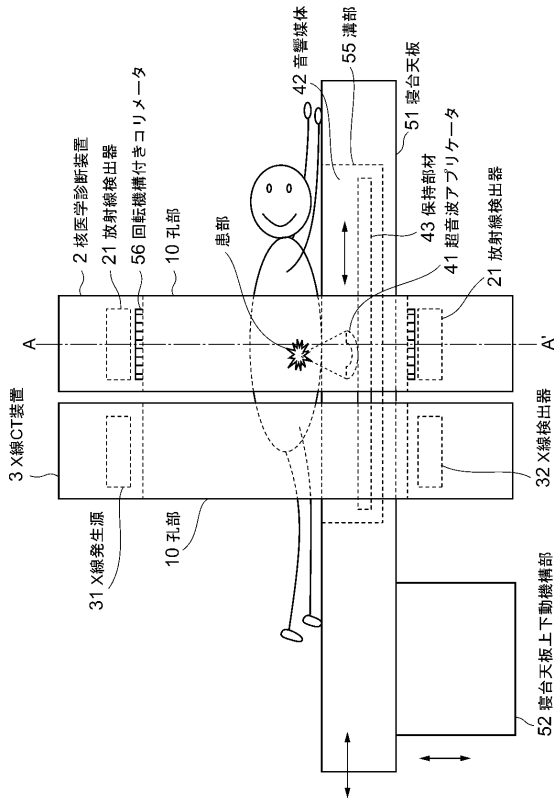
【符号の説明】

【0122】

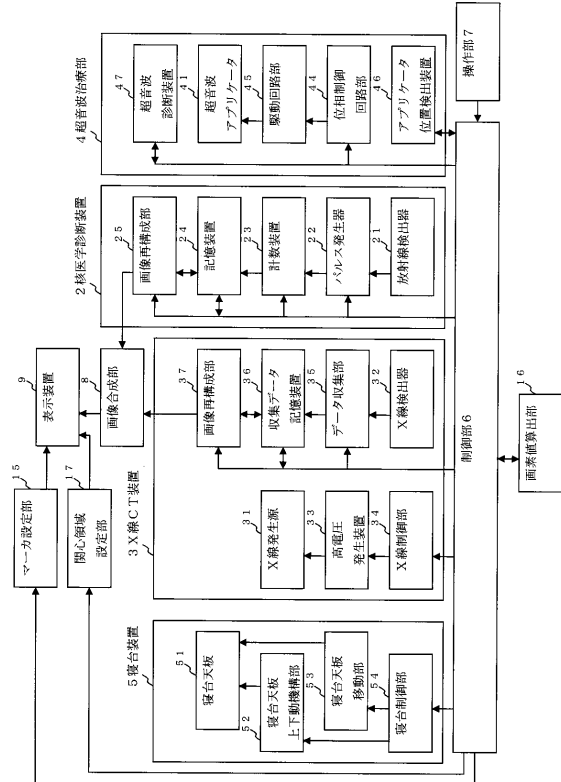
- 1 超音波治療装置
- 2 核医学診断装置
- 3 X線CT装置
- 4 超音波治療部
- 5 寝台装置
- 6 制御部
- 7 操作部
- 8 画像合成部
- 9 表示装置

40

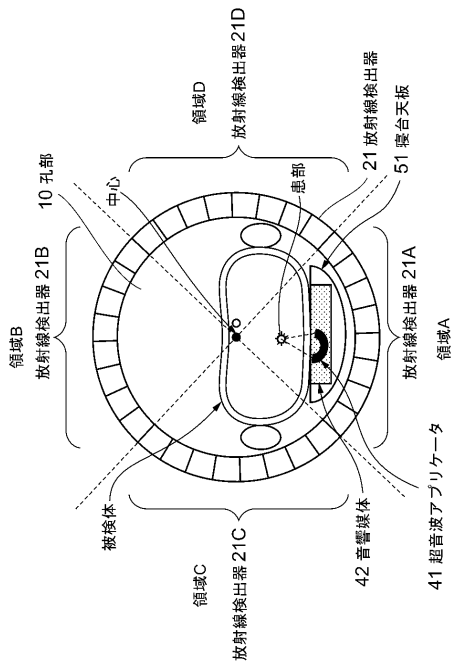
【図 1】



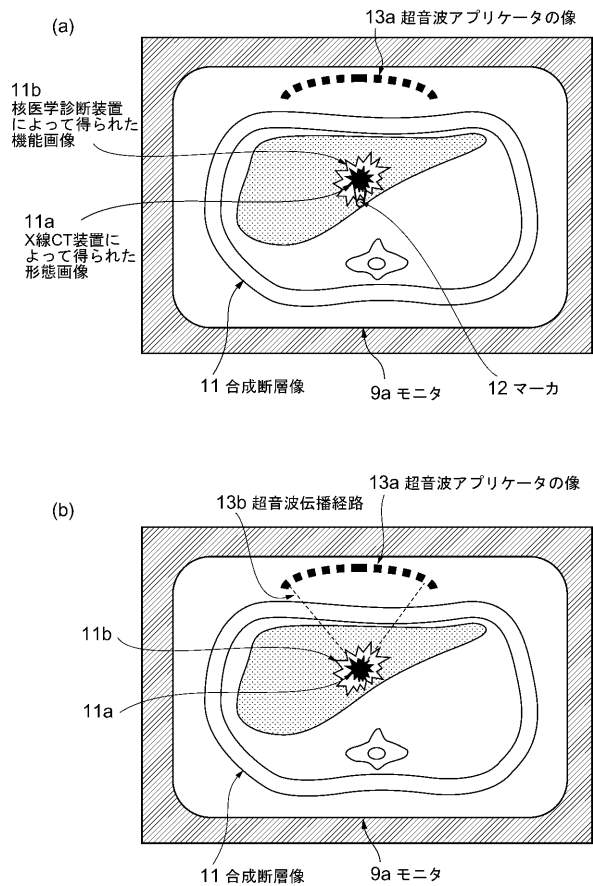
【図 2】



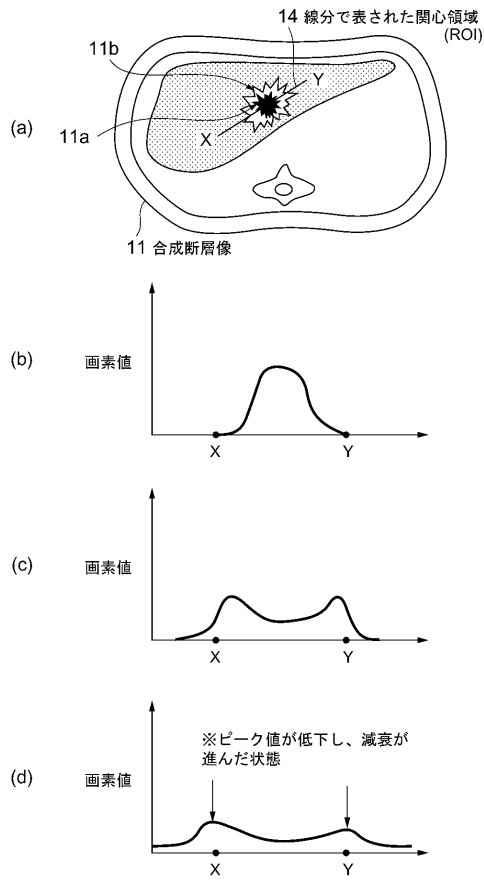
【図 3】



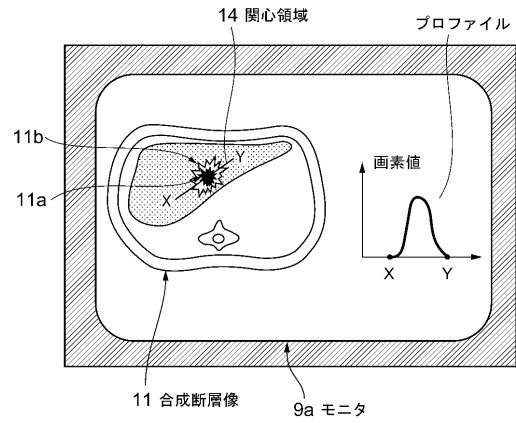
【図 4】



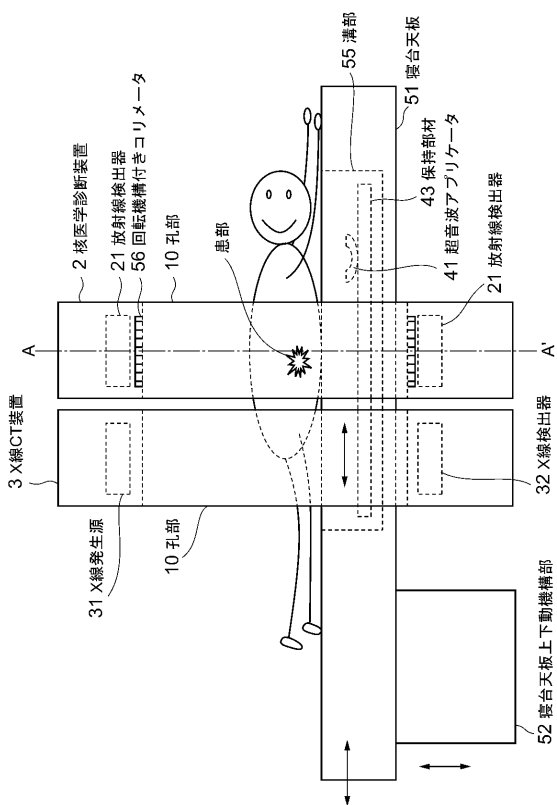
【図 5】



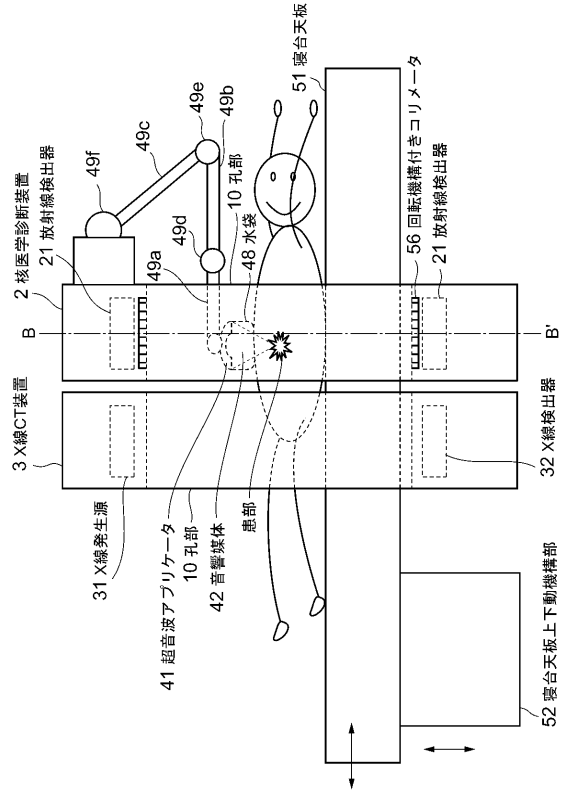
【図 6】



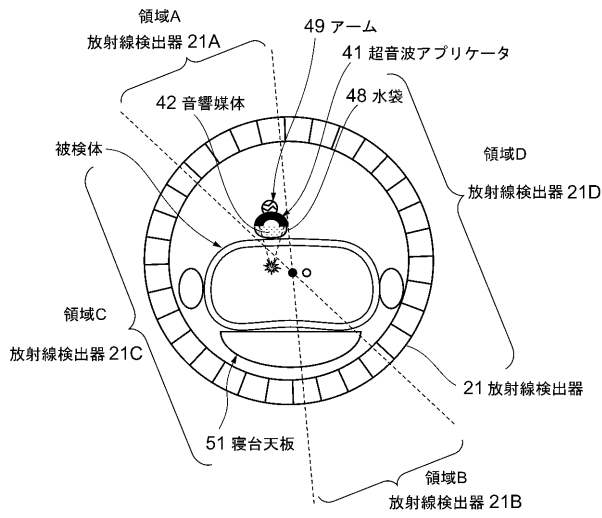
【図 7】



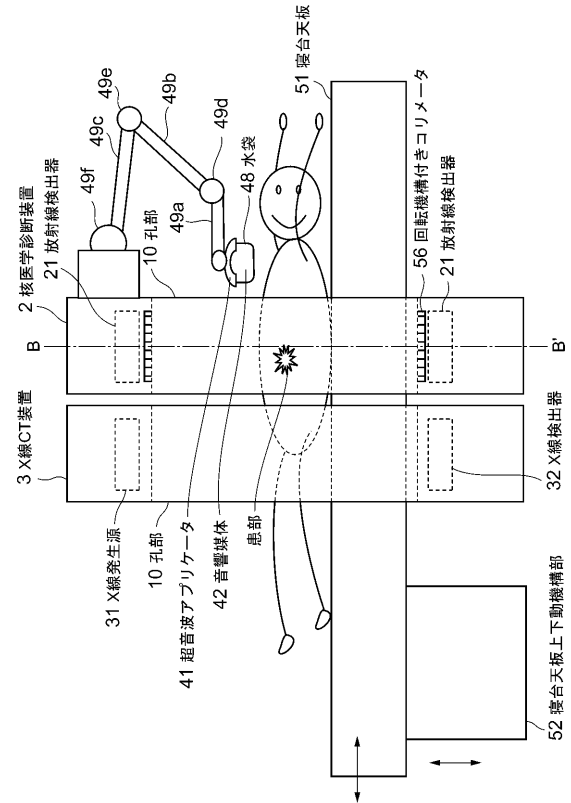
【図 8】



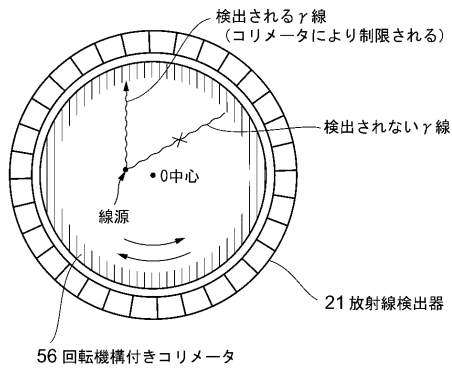
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

|                                |                    |             |
|--------------------------------|--------------------|-------------|
| (51)Int.Cl.                    | F I                | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b> | A 6 1 B 5/05 3 9 0 | 4 C 6 0 1   |

(72)発明者 橋本 敬介

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 FF20 JJ01 JJ02 JJ05 JJ06 JJ21  
MM06

4C060 JJ25 JJ27 MM24

4C093 AA22 AA25 CA21 FF28 FF35 FG13 FG14

4C096 AA18 AB41 AD14 AD15 DC28 DC33 DD13

4C099 AA01 CA01 JA13 PA10

4C601 BB02 EE09 EE10 FF13 FF15 FF16 JB48 JC04 JC07 JC21

JC37 KK31 LL33

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波治疗装置                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2006068102A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 公开(公告)日 | 2006-03-16 |
| 申请号            | JP2004252675                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 申请日     | 2004-08-31 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |         |            |
| [标]发明人         | 原頭基司<br>石橋義治<br>橋本敬介                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 发明人            | 原頭 基司<br>石橋 義治<br>橋本 敬介                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61B18/00 A61B6/03 A61B8/00 A61F7/00 G01T1/161 A61B5/055                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| FI分类号          | A61B17/36.330 A61B6/03.377 A61B8/00 A61F7/00.322 G01T1/161.E A61B5/05.390 A61B5/055.390 A61B8/14 A61N7/00                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |
| F-TERM分类号      | 2G088/EE02 2G088/FF02 2G088/FF04 2G088/FF07 2G088/FF20 2G088/JJ01 2G088/JJ02 2G088/JJ05 2G088/JJ06 2G088/JJ21 2G088/MM06 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/CA21 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FG13 4C093/FG14 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DD13 4C099/AA01 4C099/CA01 4C099/JA13 4C099/PA10 4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC07 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK31 4C601/LL33 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C188/EE02 4C188/FF02 4C188/FF04 4C188/FF07 4C188/FF20 4C188/JJ01 4C188/JJ02 4C188/JJ05 4C188/JJ06 4C188/JJ21 4C188/MM06 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声治疗装置，其能够通过组合核医学诊断装置和X射线CT装置等并当场判断患部（肿瘤）的状态来创建功能图像和形态图像。目的是要做。从被摄体发射的伽马射线由放射线检测器21B至21D检测。布置在被超声治疗装置4遮蔽的区域A中的放射线检测器21A不检测 $\gamma$ 射线，因为 $\gamma$ 射线被声介质42衰减。当核医学诊断设备2是PET设备时，由放射线检测器21B至21D检测到的 $\gamma$ 射线的检测信号通过同时计数方法进行处理，然后进行重构。在核医学诊断装置2是SPECT装置的情况下，无需重合计数方法而直接进行重构处理。通过重建这些信号来生成功能图像数据，并将其与由X射线CT装置生成并显示的形态图像进行组合。[选择图]图3

