

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4784649号
(P4784649)

(45) 発行日 平成23年10月5日(2011.10.5)

(24) 登録日 平成23年7月22日(2011.7.22)

(51) Int.Cl. F I
GO 1 T 1/161 (2006.01) GO 1 T 1/161 A
 GO 1 T 1/161 C

請求項の数 11 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-549175 (P2008-549175) (86) (22) 出願日 平成18年12月15日(2006.12.15) (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/325064 (87) 国際公開番号 W02008/072343 (87) 国際公開日 平成20年6月19日(2008.6.19) 審査請求日 平成21年2月20日(2009.2.20)</p>	<p>(73) 特許権者 000001993 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 (74) 代理人 100093056 弁理士 杉谷 勉 (72) 発明者 大井 淳一 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 審査官 松谷 洋平 (56) 参考文献 特開平10-323347 (JP, A) 特開平10-502169 (JP, A) 特開2000-75035 (JP, A) 米国特許第5451789 (US, A) 最終頁に続く</p>
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 ポジトロンCT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体から放出されたガンマ線を検出するポジトロンCT装置において、
 被検体の第1関心部位の周囲においてガンマ線を検出する第1検出手段と、
 前記第1関心部位の一部とともに前記第1検出手段の撮像領域から外れた位置にある第2関心部位を挟んで分離配置され、ガンマ線を検出する第2検出手段と、
 前記第1検出手段から得られるコインシデンスデータからRI分布像を生成する第1画像処理手段と、
 前記第2検出手段から得られるコインシデンスデータに基づいて、所定の投影方向に放出されたガンマ線に応じた実プラナー像を生成する第2画像処理手段と、
 生成された前記RI分布像に基づいて、前記第1検出手段の撮像領域が前記投影方向と同じ方向に投影されたときの計算プラナー像を算出する計算プラナー像算出手段と、
 前記実プラナー像から前記計算プラナー像を減じる補正手段と、
 を備えていることを特徴とするポジトロンCT装置。

【請求項2】

請求項1に記載のポジトロンCT装置において、
 前記第1関心部位は乳房であり、前記第2関心部位は乳房のセンチネルリンパ節であることを特徴とするポジトロンCT装置。

【請求項3】

請求項1または請求項2に記載のポジトロンCT装置において、

前記第 2 検出手段の撮像領域は、前記第 1 検出手段の撮像領域を斜め方向に横切ること
を特徴とするポジトロン CT 装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載のポジトロン CT 装置において、
前記第 2 検出手段は対向配置されていることを特徴とするポジトロン CT 装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載のポジトロン CT 装置において、
前記第 1 検出手段は分離配置される前記第 2 検出手段の一方側を兼ね、
前記第 2 画像処理手段は、前記第 2 検出手段および前記第 1 検出手段から得られた各コ
インシデンスデータに基づいて実プラナー像を生成することを特徴とするポジトロン CT
装置。 10

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載のポジトロン CT 装置において、
前記第 2 検出手段は、前記第 1 検出手段の両側にそれぞれ設けられていることを特徴と
するポジトロン CT 装置。

【請求項 7】

請求項 1 または請求項 6 のいずれかに記載のポジトロン CT 装置において、
前記第 1 検出手段はリング状または多角型に配列されていることを特徴とするポジト
ロン CT 装置。

【請求項 8】 20

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載のポジトロン CT 装置において、
前記 RI 分布像は 3 次元画像であることを特徴とするポジトロン CT 装置。

【請求項 9】

被検体から放出されたガンマ線を検出するポジトロン CT 装置において、
リング形状を呈し、ガンマ線を検出するリング検出手段を、角度をつけて 2 つ連結して
構成される連結検出手段と、
前記連結検出手段から得られるコインシデンスデータに基づいて、前記リング検出手段
ごとに RI 分布像を生成する画像処理手段と、
を備えたことを特徴とするポジトロン CT 装置。

【請求項 10】 30

請求項 9 に記載のポジトロン CT 装置において、
前記連結検出手段は、それぞれ左右一对の乳房および各乳房のセンチネルリンパ節を同
時に囲むことを特徴とするポジトロン CT 装置。

【請求項 11】

請求項 9 または請求項 10 に記載のポジトロン CT 装置において、
前記 2 つのリング検出手段は、それぞれ互いにリング検出手段の撮像領域の障害となる
ことなく、交差していることを特徴とするポジトロン CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】 40

この発明は、被検体内に分布するポジトロン放射性同位元素（ラジオアイソトープ、R
I : Radio Isotope）から放出されるガンマ線を検出するポジトロン CT 装置に係り、特
に、2 つの関心部位を同時に診断する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来のガンマ線を検出するポジトロン CT 装置（以下、単に PET（Positron Emissio
n Tomography）装置という）を例にとって説明する。PET 装置は、ガンマ線を検出する
ガンマ線検出器をリング状に配列した検出部と、検出部の検出結果から得られるコインシ
デンスデータに基づいて断層像または 3 次元画像といった RI 分布像を生成する画像処理
部とを備えている。各ガンマ線検出器は、ガンマ線の入射により発光するシンチレータチ 50

ップを2次元に配列して構成されるシンチレータと、シンチレータの発光を電気信号に変換する光電子増倍管等から構成される。そして、検出部の中空部に載置した被検体にポジトロン放射性同位元素（ラジオアイソトープ、R I : Radio Isotope）で標識した放射性薬剤を投与する。体内に分布したポジトロン放射性同位元素は180度反対方向に2本のガンマ線を放出する。各ガンマ線検出器は被検体の外に放出されたガンマ線を検出して電気信号を出力する。画像処理部は、電気信号が異なる位置（シンチレータチップ）で同時に検出（同時計数）されたときのデータ（以下、適宜コインシデンスデータと呼ぶ）から、被検体のR I分布像を生成する。

【0003】

このように構成される全身用PET装置から得られるR I分布像は、主に腫瘍の有無、位置、悪性度等の診断に好適である。ただし、検出部の中空部が直径約65cmから90cmであることからR I分布像の解像度は低く、通常10mm以下の腫瘍を判別することは困難である。

【0004】

これに対して、たとえば、専ら乳房の診断に用いられるマンモPET装置のように、被検体の特定の関心部位のみを診断対象としたPET装置がある。図11(a)は従来例に係るマンモPET装置の検出部の正面図であり、図11(b)はその垂直断面図であり、図11(c)はその水平断面図である。図示するように、リング状を呈する検出部51の内径をより小径（たとえば18cm）とし、検出部51内に配列したガンマ線検出器（図示省略）を関心部位K1である乳房（以下、適宜「乳房K1」と記載する）に近接させることで、全身用PETに比べてより小さな腫瘍に対しても発見、判別可能に構成されている（例えば、特許文献1、2参照）。

【特許文献1】米国特許第5451789号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2004/0183022号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、このような構成を有する従来例の場合には、次のような問題がある。

すなわち、悪性の腫瘍である癌はリンパ節に転移することが多いため、乳房K1における腫瘍の有無と同時に、その近くにあるリンパ節においても腫瘍の有無を診断する必要があり、乳房K1とともにリンパ節も関心部位となる。特に、癌のリンパ節転移が最初に起こるセンチネルリンパ節が乳房K1の診断時に第2の関心部位K2となる場合が多い。乳癌の場合であれば、通常、腋窩(腋の下)リンパ節（以下、適宜「腋窩リンパ節K2」と記載する）がセンチネルリンパ節となる。しかし、図11に示すように、腋窩リンパ節K2は乳房K1から少し離れて脇のあたりに位置しているため、図11に示すような検出部51では近傍にある腕や肋骨B（図11(b)参照）によってガンマ線の検出が妨げられ、十分に腋窩リンパ節を診断することができない。

【0006】

したがって、マンモPET装置による診断とは別にシングルフォトンを検出する専用のガンマカメラによって腋窩リンパ節を診断するか、別途センチネルリンパ節K2の生検を行う必要がある。このように、従来のマンモPET装置であっても、乳房K1およびそのセンチネルリンパ節K2といった2つの関心部位について同時に診断できないという不都合がある。また、これにより被検体Mへの負担が大きいという不都合がある。

【0007】

さらに、乳房の場合、左右の乳房K1についてそれぞれ別個に診断を行う必要があるため、上述したそれぞれの不都合が助長されてしまう。

【0008】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、異なる2つの関心部位について同時に診断することができるポジトロンCT装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、本発明のポジトロンCT装置は、被検体から放出されたガンマ線を検出するポジトロンCT装置において、被検体の第1関心部位の周囲においてガンマ線を検出する第1検出手段と、前記第1関心部位の一部とともに前記第1検出手段の撮像領域から外れた位置にある第2関心部位を挟んで分離配置され、ガンマ線を検出する第2検出手段と、前記第1検出手段から得られるコインシデンスデータからRI分布像を生成する第1画像処理手段と、前記第2検出手段から得られるコインシデンスデータに基づいて、所定の投影方向に放出されたガンマ線に応じた実プラナー像を生成する第2画像処理手段と、生成された前記RI分布像に基づいて、前記第1検出手段の撮像領域が前記投影方向と同じ方向に投影されたときの計算プラナー像を算出する計算プラナー像算出手段と、前記実プラナー像から前記計算プラナー像を減じる補正手段と、を備えていることを特徴とするものである。

10

【 0 0 1 0 】

本発明のポジトロンCT装置によれば、第1検出手段と第2検出手段を備えることによって、第1関心部位を第1検出部の撮像領域の位置に、第2関心部位を第2検出手段の撮像領域であって第1検出手段の撮像領域から外れた位置に配置させることができる。このように配置された第1、第2検出手段は、それぞれ同時にガンマ線を検出する。そして、第1画像処理手段を備えることで、第1検出手段の撮像領域に応じたRI分布像を生成することができる。このRI分布像によれば、第1関心部位の診断を好適に行うことができる。

20

【 0 0 1 1 】

また、第2画像処理手段と計算プラナー像算出手段と補正手段とを備えて、第2検出手段の撮像領域に応じた実プラナー像を生成するとともに、第1検出手段の撮像領域のみが投影される計算プラナー像を算出して、実プラナー像から計算プラナー像を減じることで、第2検出手段の撮像領域であって第1検出手段の撮像領域から外れた領域に対応したプラナー像を得ることができる。この補正されたプラナー像によれば、第2関心部位の診断も行うことができる。このように、一度の診断で同時に異なる2つの第1、第2関心部位についてRI分布像および補正プラナー像を取得することができるため、被検体の負担も軽減することができる。

30

【 0 0 1 2 】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記第1関心部位は乳房であり、前記第2関心部位は乳房のセンチネルリンパ節であることが好ましい。乳房およびセンチネルリンパ節の位置において腫瘍の有無等を診断することができる。

【 0 0 1 3 】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記第2検出手段の撮像領域は、前記第1検出手段の撮像領域を斜め方向に横切ることことが好ましい。乳房およびセンチネルリンパ節のような位置関係においては、いずれの関心部位に対しても近接させることができる。

【 0 0 1 4 】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記第2検出手段は対向配置されていることが好ましい。第2検出手段の撮像領域全体について実プラナー像を生成することができる。

40

【 0 0 1 5 】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記第1検出手段は分離配置される前記第2検出手段の一方側を兼ね、前記第2画像処理手段は、前記第2検出手段および前記第1検出手段から得られた各コインシデンスデータに基づいて実プラナー像を生成することが好ましい。第2検出部の撮像領域を効率よく大きくすることができる。

【 0 0 1 6 】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記第2検出手段は、前記第1検出手段の両側にそれぞれ設けられていることが好ましい。第2検出手段の撮像領域を好適に形成することができる。

50

【0017】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記第1検出手段はリング状または多角型に配列されていることが好ましい。第1関心部位の周囲から放出されるガンマ線を好適に検出することができる。

【0018】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記RI分布像は3次元画像であることが好ましい。第1関心部位の診断を好適に行うことができる。

【0019】

また、この発明のポジトロンCT装置は、被検体から放出されたガンマ線を検出するポジトロンCT装置において、リング形状を呈し、ガンマ線を検出するリング検出手段を、角度をつけて2つ連結して構成される連結検出手段と、前記連結検出手段から得られるコインシデンスデータに基づいて、前記リング検出手段ごとにRI分布像を生成する画像処理手段と、を備えたことを特徴とするものである。

10

【0020】

本発明のポジトロンCT装置によれば、乳房など2つ1組の関心部位と、それらとは異なる別個の関心部位とについて、同時に腫瘍の有無等に関する診断を行うことができる。

【0021】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記連結検出手段は、それぞれ左右一对の乳房および各乳房のセンチネルリンパ節を同時に囲むことが好ましい。乳房およびセンチネルリンパ節の位置において腫瘍の有無等を好適に診断することができる。

20

【0022】

また、本発明のポジトロンCT装置は、前記2つのリング検出手段は、それぞれ互いにリング検出手段の撮像領域の障害となることなく、交差していることが好ましい。リング検出手段ごとのRI分布像を好適に得ることができる。

【0023】

なお、本明細書は、次のようなポジトロンCT装置に係る発明も開示している。

【0024】

(1)請求項1から請求項6のいずれかに記載のポジトロンCT装置において、前記第1検出手段は第1関心部位を挟むように分離配置されており、前記装置はさらに、前記第1検出手段を第1関心部位の周囲で移動させる駆動機構を備えていることを特徴とするポジトロンCT装置。

30

【0025】

前記(1)に記載の発明によれば、駆動機構によって第1検出手段を移動させることで、第1検出手段は第1関心部位の周囲においてガンマ線を検出することができる。

【発明の効果】

【0026】

本発明に係るポジトロンCT装置によれば、第1検出手段と第2検出手段を備えることによって、第1関心部位を第1検出部の撮像領域の位置に、第2関心部位を第2検出手段の撮像領域であって第1検出手段の撮像領域から外れた位置に配置させることができる。このように配置された第1、第2検出手段は、それぞれ同時にガンマ線を検出する。そして、第1画像処理手段を備えることで、第1検出手段の撮像領域に応じた3次元画像を生成することができる。この3次元画像によれば、第1関心部位の診断を好適に行うことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】実施例1に係るPET装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図2(a)は第1、第2検出部の平面図であり、図2(b)は図2(a)に示したA-A矢視の垂直断面図である。

【図3】図3はガンマ線検出器の斜視図である。

【図4】第1関心部位の3次元画像と第2関心部位の補正プラナー像とを生成する流れを

50

模式的に示す図である。

【図5】実施例2に係るPET装置の全体構成を示すブロック図である。

【図6】図6(a)は第1、第2検出部の平面図であり、図6(b)は図6(a)に示したA-A矢視の垂直断面図である。

【図7】第1関心部位の3次元画像と第2関心部位の補正プラナー像とを生成する流れを模式的に示す図である。

【図8】実施例3に係るPET装置の全体構成を示すブロック図である。

【図9】実施例3に係るPET装置の検出部の断面図である。

【図10】変形実施例にかかるPET装置の第1、第2検出部の平面図であり、図10(b)は図10(a)に示したA-A矢視の垂直断面図である。

10

【図11】図11(a)は従来例に係るマンモPET装置の検出部の正面図であり、図11(b)はその垂直断面図であり、図11(c)はその水平断面図である。

【符号の説明】

【0028】

- 1、2 ... 第1検出部
- 3 ... 第2検出部
- 5 ... 連結検出部
- 6、7 ... リング検出ユニット
- 16 ... 画像処理部
- 21 ... 第1画像処理部
- 23 ... 第2画像処理部
- 25 ... 計算プラナー像算出部
- 27 ... 補正部
- M ... 被検体
- K1 ... 第1関心部位
- K2 ... 第2関心部位
- A1 ... 第1撮像領域
- A2 ... 第2撮像領域

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

30

被検体から放出されたガンマ線を検出するポジトロンCT装置において、被検体の第1関心部位の周囲においてガンマ線を検出する第1検出手段と、前記第1関心部位の一部とともに前記第1検出手段の撮像領域から外れた位置にある第2関心部位を挟んで分離配置され、ガンマ線を検出する第2検出手段と、前記第1検出手段から得られるコインシデンスデータからRI分布像を生成する第1画像処理手段と、前記第2検出手段から得られるコインシデンスデータに基づいて、所定の投影方向に放出されたガンマ線に応じた実プラナー像を生成する第2画像処理手段と、生成された前記RI分布像に基づいて、前記第1検出手段の撮像領域が前記投影方向と同じ方向に投影されたときの計算プラナー像を算出する計算プラナー像算出手段と、前記実プラナー像から前記計算プラナー像を減じる補正手段と、を備えていることで、異なる2つの関心部位について同時に診断することができるという目的を実現した。

40

【実施例1】

【0030】

以下、図面を参照してこの発明の実施例1を説明する。

図1は、実施例1に係るPET(Positron Emission Tomography)装置の全体構成を示すブロック図であり、図2(a)は第1、第2検出部の平面図であり、図2(b)は図2(a)に示したA-A矢視の垂直断面図であり、図3はガンマ線検出器の斜視図である。なお、本実施例では、ポジトロンCT装置として、被検体(人体)Mの乳房を第1関心部位K1、乳房のセンチネルリンパ節である腋窩リンパ節を第2関心部位K2として診断するPET装置を例に採って説明する。

50

【0031】

本実施例に係るPET装置は、第1検出部1と第2検出部3と第1収集部11と第2収集部13と画像処理部15とモニタ17とを備えている。画像処理部15は、第1、第2画像処理部21、23と計算プランナー像算出部25と補正部27とを備えている。

【0032】

第1検出部1は、リング状であり、第1関心部位K1の周囲においてガンマ線を検出する。第1検出部1の中空部の内径としては、例えば180mm程度である。図2に示すように、第1検出部1は、円環状(リング状)に配列されている複数のガンマ線検出器31と、各ガンマ線検出器31を收容保持する筐体33とを有している。本明細書では、各ガンマ線検出器31の検出面によって囲まれる第1検出部1の撮像領域を第1撮像領域A1と呼ぶ。第1撮像領域A1は、図2(b)において2本の一点鎖線L1で囲まれる範囲であり、第1検出部1の中空部に相当する。

10

【0033】

図3に示すように、各ガンマ線検出器31は、ガンマ線を光に変換するシンチレータ35と、光を後段のフォトマルチプライア-39に導くライトガイド37と、光を電気信号に変換するフォトマルチプライア-39等で構成されている。シンチレータ35は、シンチレータチップ36の集合体であり、図示するように行列状(たとえば8行×8列)に配列したものを複数段(たとえば2段)積層したアレイで構成される。なお、例示したシンチレータ35の場合、第1検出部1はシンチレータチップ36がリング状に8層並んだ多層リングとなる。

20

【0034】

第2検出部3は、第1検出部1の両側に分離して設置され、ガンマ線を検出する検出器ブロック41a、41bを有する。各検出器ブロック41a、41bの位置は、それらの検出面によって囲まれる第2検出部3の撮像領域(以下、単に第2撮像領域と呼ぶ。なお、図2では2本の一点鎖線L2で囲まれる範囲に相当する)A2が上述した第1撮像領域A1の一部を横断するとともに、第1撮像領域A1から外れた領域も含むように位置決めされている。本実施例では、第1検出部1の中空部の中心付近の点に関して対称な位置に検出器ブロック41a、41bを配置している。そして、第2撮像領域A2は第1撮像領域A1を斜め方向に横切るように形成されている。さらに、本実施例では、各検出器ブロック41a、41bの検出面が平行で、かつ、互いに対向するように配置されている。これら検出器ブロック41a、41bも上述したガンマ線検出器31によって構成されている。

30

【0035】

第1、第2収集部11、13は、それぞれ第1、第2検出部1、3から出力される電気信号からコインシデンスデータを取得する。

【0036】

次に、画像処理部15の各処理部について説明する。第1画像処理部21は、第1収集部11が得たコインシデンスデータに基づいて再構成処理を行い、3次元画像を生成する。

【0037】

第2画像処理部23は、第2収集部13によって取得されたコインシデンスデータに基づいてプランナー像を生成する。ここで、プランナー像とは、任意の方向に放出されたガンマ線を検出して得られたコインシデンスデータのうち、所定の投影方向と平行に放出されたガンマ線に応じたコインシデンスデータのみに基づいて生成される平面画像である。言い換えれば、ポジトロン放射性同位元素を所定の投影方向に投影した平面画像である。ここで、投影方向は適宜に設定または選択変更されるものである。本実施例では、投影方向を検出器ブロック41a、41bの各検出面と直交する方向に設定している。この場合、投影方向は、図2(b)に示す一点鎖線L2と同じ方向となり、第2撮像領域A2全体についてプランナー像を生成することができる。言い換えれば、第2撮像領域A2全体が有効な撮像領域となる。なお、以下では、第2画像処理部23が生成したプランナー像を実プラン

40

50

一像と呼び、後述する計算プラナー像と区別する。

【0038】

計算プラナー像算出部25は、第1画像処理部21で生成した3次元画像に基づいて、第1撮像領域A1のみが投影方向と同じ方向に投影されたときの計算プラナー像を算出する。より詳しくは、第2画像処理部23が第1撮像領域A1に分布するポジトロン放射性同位元素のみについてプラナー画像を生成したならば得られたであろう計算プラナー像を計算により推定する。

【0039】

ここで、3次元画像は第1検出部1の検出結果に基づくものであり、推定する実プラナー像は第2検出部3の検出結果に基づくものである。3次元画像に基づいて計算プラナー像を算出する際には第1、第2検出部1、3の感度比を考慮する。この感度比は、実測結果に基づいた値が予め設定されている。具体的には、強度がわかっているガンマ線の線源を第1、第2撮像領域A1、A2が重なっている位置に配置して、第1、第2検出部1、3によって実測し、第1、第2検出部1、3に応じた各コインシデンスデータ(収集カウント)の比を感度比として設定している。

10

【0040】

補正部27は、第2画像処理部23で生成された実プラナー像から、計算プラナー像算出部25で計算された計算プラナー像を減じて、補正プラナー像を取得する処理を行う。

【0041】

生成された3次元画像および補正プラナー像は、適宜、モニタ17に出力される。

20

【0042】

上述した第1、第2収集部11、13および画像処理部15は、所定のプログラムを読み出して実行する中央演算処理装置(CPU)や、各種情報を記憶するRAM(Random Access Memory)や固定ディスク等の記憶媒体等で実現される。

【0043】

次に、実施例1に係るPET装置の動作について図4を参照しつつ説明する。図4は、第1関心部位の3次元画像と第2関心部位の補正プラナー像とを生成する流れを模式的に示す図である。

【0044】

図4に示すように、第1撮像領域A1内に第1関心部位(乳房)K1を位置させるとともに、第2撮像領域A2内であって第1撮像領域A1から外れた領域に第2関心部位(腋窩リンパ節)K2が挟まれるように第1、第2検出部1、3を位置決めする。

30

【0045】

次に、被検体Mにポジトロン放射性同位元素で標識された放射性薬剤を投与する。ポジトロン放射性同位元素は被検体M内で2本のガンマ線を互いに180度反対方向に放出する。第1、第2検出部1、3はそれぞれ、被検体Mの外へ放出されて検出面に到達したガンマ線を検出し、電気信号を出力する。

【0046】

図4には、ポジトロン放射性同位元素P、Qが集積した位置を例示する。ポジトロン放射性同位元素Pは第1関心部位K1に集積しており、その位置は第1、第2撮像領域A1、A2が重複している領域内とする。ポジトロン放射性同位元素Qは第2関心部位K2に集積しており、その位置は第2撮像領域A2内であって第1撮像領域A1から外れた領域となる。この場合、ポジトロン放射性同位元素Pから放出されるガンマ線は第1、2検出部1、3によって検出され得る。また、ポジトロン放射性同位元素Qから放出されるガンマ線は第2検出部3のみによって検出され得る。

40

【0047】

第1、第2収集部11、13は、それぞれ第1、第2検出部1、3の検出結果からコインシデンスデータを得る。具体的には、第1、第2検出部1、3から出力される各電気信号を一旦その位置情報や時間情報とともに逐次メモリに記録しておき、一定のタイミングでメモリからデータを読み出して同時計数である事象を判定し、この事象をカウントして

50

コインシデンスデータを得る。

【0048】

第1画像処理部21は、第1検出部1に応じたコインシデンスデータに基づいて再構成処理を行い、3次元画像を生成する。再構成処理としては、フィルタ逆投影法(filtered back projection)や逐次近似法(iterative approximation method)や3Dフーリエ変換法、3D-FBP法、リビニング法(rebinning)、3D再投影法、FORE法(Fourier rebinning)など、既存の手法が適宜に採用される。

【0049】

図4には、第1画像処理部21で生成された3次元画像の模式図を示している。3次元画像は第1撮像領域A1に相当するデータを有しており、ポジトロン放射性同位元素Pに応じたコインシデンスデータ(収集カウント)、および、その3次元的な位置情報を含んでいる。なお、図4に示す3次元画像には、ポジトロン放射性同位元素Pに対応する位置を符号「P1」を付して模式的に示す。

10

【0050】

第2画像処理部23は、第2検出部3の検出結果から取得されたコインシデンスデータのうち、所定の投影方向に放出されたガンマ線に応じたコインシデンスデータのみを有効なデータとして抽出する。そして、抽出されたコインシデンスデータに基づいて投影方向に応じた実プラナー像を生成する。

【0051】

図4には、第2画像処理部23で生成された実プラナー像の模式図を示している。実プラナー像は第2撮像領域A2に相当するデータを有しており、ポジトロン放射性同位元素P、Qに応じたコインシデンスデータ(収集カウント)と、その2次元的な位置情報を含んでいる。図4に示す実プラナー像には、ポジトロン放射性同位元素P、Qに対応する位置を符号「P2」、「Q2」を付して模式的に示す。

20

【0052】

計算プラナー像算出部25は、以下のように計算プラナー像を算出する。まず、第1、第2検出部1、3の相対的な位置関係を考慮して、3次元画像において第1、第2撮像領域A1、A2が重複する領域に相当するデータ範囲を特定する。次に、特定したデータ範囲に相当する3次元画像を、実プラナー像の投影方向と同じ方向に圧縮して2次元画像に変換する。さらに、第1、第2検出部1、3の感度比を考慮して、2次元画像上に分布する放射性同位元素のコインシデンスデータ(収集カウント)を修正し、計算プラナー像を得る。

30

【0053】

図4には、計算プラナー像算出部25で算出された計算プラナー像の模式図を示している。計算プラナー像は第1、第2撮像領域A1、A2の重複した領域に相当するデータを有しており、ポジトロン放射性同位元素Pに応じたコインシデンスデータ(収集カウント)と、その2次元的な位置情報を含んでいる。なお、上述したように、コインシデンスデータは、第1検出部1の検出結果に対して第1、第2検出部1、3の感度比を考慮したものである。図4に示す計算プラナー像には、点P1に対応する位置を符号「P3」を付して模式的に示す。

40

【0054】

補正部27は、実プラナー像から計算プラナー像を減じて、第1撮像領域A1に分布するポジトロン放射性同位元素に対応したコインシデンスデータをキャンセルする。この結果、補正プラナー像には、第2撮像領域A2から第1撮像領域A1を除いた領域に分布するポジトロン放射性同位元素のみが投影される。

【0055】

図4には、補正部27で得られる補正プラナー像の模式図を示している。補正プラナー像は第2撮像領域A2から第1撮像領域A1を除いた領域に相当するデータを有しており、ポジトロン放射性同位元素Qに応じたコインシデンスデータ(収集カウント)と、その2次元的な位置情報を含んでいる。ポジトロン放射性同位元素Qに対応する位置を符号「

50

Q 4」を付して模式的に示す。

【0056】

生成された3次元画像および補正プラナー像は、適宜、モニタ17に出力される。

【0057】

このように、実施例1に係るPET装置によれば、第1撮像領域A1を有する第1検出部1と、第1撮像領域A1の一部を横断するとともに、第1撮像領域A1から外れた領域も含むような第2撮像領域A2を有する第2検出部3を備えている。このため、第1関心部位(乳房)K1を第1撮像領域A1に、第2関心部位(腋窩リンパ節)K2を第2撮像領域A2であって第1撮像領域A1から外れた位置となるように、第1、第2検出部1、3を設置することができる。よって、第1、第2検出部1、3はそれぞれ、同時にガンマ線を検出することができる。そして、第1検出部1に応じた3次元画像を生成する第1画像処理部21を備えることで、第1撮像領域A1におけるポジトロン放射性同位元素の有無、位置(3次元的な位置)、悪性度等を的確に診断することができる。また、第2検出部3に応じた実プラナー像を生成する第2画像処理部23と、第1検出部1に応じた3次元画像から計算プラナー像を算出する計算プラナー像算出部25と、第2検出部3に応じた実プラナー像を上記計算プラナー像で減算して補正プラナー像を得る補正部27とを備えることで、第2撮像領域A2であって第1撮像領域A1から外れた領域におけるポジトロン放射性同位元素の有無、位置(2次元的な位置)、悪性度等についても的確に診断することができる。このように、各構成を備える本実施例に係るPET装置によれば、異なる2つの第1関心部位(乳房)K1、第2関心部位(腋窩リンパ節)K2について同時に診断することができる。これにより、被検体Mの負担も軽減することができる。

【0058】

また、第2撮像領域A2は第1撮像領域A1を斜め方向に横切るように形成されているので、第2関心部位K2である腋窩リンパ節が第2撮像領域A2であって第1撮像領域A1から外れた位置となるように、第1、第2検出部1、3を好適に配置することができる。

【0059】

また、第2検出部3を対向させている、すなわち、各検出器ブロック41a、41bを、その検出面が平行で、かつ、互いに対向するように配置しているため、第2撮像領域A2全体を有効な撮像領域とすることができる。

【実施例2】

【0060】

次に、図面を参照してこの発明の実施例2を説明する。

図5は、実施例2に係るPET(Positron Emission Tomography)装置の全体構成を示すブロック図であり、図6(a)は第1、第2検出部の平面図であり、図6(b)は図6(a)に示したA-A矢視の垂直断面図である。なお、本実施例2でも、ポジトロンCT装置として、被検体(人体)Mの乳房を第1関心部位K1、乳房のセンチネルリンパ節である腋窩リンパ節を第2関心部位K2として診断するPET装置を例に採って説明する。また、実施例1と同じ構成については同符号を付すことで詳細な説明を省略する。

【0061】

図6を参照する。実施例2にかかる第2検出部3は、第1検出部1の両側に分離して設置されている検出器ブロック41a、41bと、各検出器ブロック41a、42bと対向する第1検出部1とによって構成されている。なお、各検出器ブロック41a、42bと、これらと対向する第1検出部1との関係は、ほぼ180度反対方向に放出されるガンマ線を同時計数してコインシデンスデータを取得できれば足り、それぞれの検出面が平行であっても平行でなくてもよい。図6(b)では、平行でない場合を示している。そして、図6に示すような配置にあつては、第1検出部1の全部、すなわち、リング状に配列される全てのガンマ線検出器31は、検出器ブロック41a、41bと対向する関係にあり、検出器ブロック41a、41bとともにガンマ線を同時計数し得る。このように、実施例2では、第1検出部1は、分離配置される第2検出部3の一方側としても機能するように

、第2検出部3の一部を兼ねている。

【0062】

以下では、説明の便宜上、ガンマ線検出器31aと検出器ブロック41a、および、ガンマ線検出器31bと検出器ブロック41bの各対によって第2検出部3を構成するものとして説明する。この場合、第2検出部3の第2撮像領域A2は、検出器ブロック41a、41bとガンマ線検出器31a、31bとの検出面によって囲まれる領域であり、図6(b)に示す2本の一点鎖線L2によって囲まれる範囲に相当する。ここで、図6(b)に示すように、第2画像処理部23に設定される投影方向が一点鎖線L2と平行ではない場合は、第2検出部3の有効な撮像領域は、第2撮像領域A2と投影方向によって規定される、コインシデンスデータを取得可能な範囲、すなわち、2本の一点鎖線L3で囲まれる範囲となる。

10

【0063】

図5を参照する。第1収集部11は第1検出部1から出力される電気信号からコインシデンスデータを取得する。第2収集部13はそれぞれ、第2検出部3を兼ねる第1検出部1の一部(ガンマ線検出器31a、31b)、および、検出器ブロック41a、41bから出力される電気信号からコインシデンスデータを取得する。

【0064】

第2画像処理部23は、第2収集部13によって取得されたコインシデンスデータに基づいて実プラナー像を生成する。ここで、所定の投影方向と平行に放出されたガンマ線に応じたコインシデンスデータを、適宜に選択、設定される平面上に射影することによって実プラナー像が生成される。適宜に選択、設定される平面とは、たとえば、投影方向と直交する平面、または、検出器ブロック41a、41bまたはガンマ線検出器31a、31bの検出面と平行な平面等が例示される。ただし、射影する平面はこれに限らない。

20

【0065】

次に、実施例2に係るPET装置の動作について図7を参照しつつ説明する。図7は、第1関心部位の3次元画像と第2関心部位の補正プラナー像とを生成する流れを模式的に示す図である。

【0066】

図7に示すように、第1撮像領域A1内に第1関心部位(乳房)K1を位置させるとともに、第2検出部3の有効な撮像領域内であって第1撮像領域A1から外れた領域に第2関心部位(腋窩リンパ節)K2が挟まれるように、第1検出部1と検出器ブロック41a、41bを位置決めする。

30

【0067】

次に、被検体Mに放射性薬剤を投与する。第1、第2検出部1、3はそれぞれガンマ線を検出し、電気信号を出力する。

【0068】

図7には、ポジトロン放射性同位元素P、Qが集積した位置を例示する。ポジトロン放射性同位元素Pは第1関心部位K1に集積しており、その位置は第1撮像領域A1と第2検出部3の有効な撮像領域とが重複している領域内とする。ポジトロン放射性同位元素Qは第2関心部位K2に集積しており、その位置は第2検出部3の有効な撮像領域内であって第1撮像領域A1から外れた領域となる。この場合、ポジトロン放射性同位元素Pから放出されるガンマ線は第1検出部1と検出器ブロック41a、41bによって検出される。また、ポジトロン放射性同位元素Qから放出されるガンマ線は第2検出部3(ガンマ線検出器31a、31bと検出器ブロック41a、41b)のみによって検出され得る。

40

【0069】

第1収集部11は、第1検出部1の検出結果からコインシデンスデータを得る。第2収集部13は、第2検出部3の検出結果からコインシデンスデータを得る。

【0070】

第1画像処理部21は、第1検出部1に応じたコインシデンスデータに基づいて再構成処理を行い、3次元画像を生成する。図7には、第1画像処理部21で生成された3次元

50

画像の模式図を示している。

【 0 0 7 1 】

第 2 画像処理部 2 3 は、第 2 検出部 3 の検出結果から取得されたコインシデンスデータに基づいて実プラナー像を生成する。

【 0 0 7 2 】

図 7 には、第 2 画像処理部 2 3 で生成された実プラナー像の模式図を示している。実プラナー像は、検出器ブロック 4 1 a とガンマ線検出器 3 1 a の対、および、検出器ブロック 4 1 b とガンマ線検出器 3 1 b の対からそれぞれ得られるプラナー像を結合したものである。図 7 では、結合部分を 2 点鎖線で模式的に示す。また、図 7 では、実プラナー像において、ポジトロン放射性同位元素 P、Q に対応する位置 P 2、Q 2 が重なっていることを模式的に示している。

10

【 0 0 7 3 】

計算プラナー像算出部 2 5 は、以下のように計算プラナー像を算出する。まず、3 次元画像を投影方向に圧縮して平面画像に変換する。次に、第 1、第 2 検出部 1、3 の感度比を考慮して、平面画像上に分布する放射性同位元素のコインシデンスデータ（収集カウント）を修正して、計算プラナー像を得る。図 7 には、計算プラナー像算出部 2 5 で算出された計算プラナー像の模式図を示している。

【 0 0 7 4 】

補正部 2 7 は、第 1、第 2 検出部 1、3 の相対的な位置関係を考慮して、実プラナー像と計算プラナー像との位置合わせを行う。そして、実プラナー像から計算プラナー像を減じて、第 1 撮像領域 A 1 に分布するポジトロン放射性同位元素に対応したコインシデンスデータをキャンセルする。この結果、補正プラナー像には、第 2 検出部 3 の有効な撮像領域から第 1 撮像領域 A 1 を除いた領域に分布するポジトロン放射性同位元素のみが投影される。なお、実プラナー像において、第 1 撮像領域 A 1 から外れた領域、および、第 1 撮像領域 A 1 内に分布するポジトロン放射性同位元素が重なる場合であっても、第 1 撮像領域 A 1 に分布するポジトロン放射性同位元素に対応したコインシデンスデータを適切にキャンセルすることができる。図 7 には、補正部 2 7 で得られる補正プラナー像の模式図を示している。

20

【 0 0 7 5 】

このように、実施例 2 に係る PET 装置によれば、第 1 撮像領域 A 1 を有する第 1 検出部 1 と、第 1 撮像領域 A 1 の一部を横断するとともに、第 1 撮像領域 A 1 から外れた領域を有効な撮像領域として含む第 2 検出部 3 を備えている。このため、異なる 2 つの第 1、第 2 関心部位 K 1、K 2 を同時に診断することができる。すなわち、第 1 関心部位（乳房）K 1 を第 1 撮像領域 A 1 に、第 2 関心部位（腋窩リンパ節）K 2 を第 2 検出部 3 の有効な撮像領域であって第 1 撮像領域 A 1 から外れた位置となるように、第 1、第 2 検出部 1、3 を設置できる。よって、第 1、第 2 検出部 1、3 はそれぞれ、同時にガンマ線を検出することができる。そして、第 1 検出部 1 に応じた 3 次元画像を生成する第 1 画像処理部 2 1 を備えることで、第 1 撮像領域 A 1 におけるポジトロン放射性同位元素の有無、位置（3 次元的位置）、悪性度等を的確に診断することができる。また、第 2 検出部 3 に応じた実プラナー像を生成する第 2 画像処理部 2 3 と、第 1 検出部 1 に応じた 3 次元画像から計算プラナー像を算出する計算プラナー像算出部 2 5 と、第 2 検出部 3 に応じた実プラナー像を上記計算プラナー像で減算して補正プラナー像を得る補正部 2 7 とを備えることで、第 2 撮像領域 A 2 であって第 1 撮像領域 A 1 から外れた領域におけるポジトロン放射性同位元素の有無、位置（2 次元的位置）、悪性度等についても的確に診断することができる。このように、各構成を備える本実施例に係る PET 装置によれば、異なる 2 つの第 1 関心部位（乳房）K 1、第 2 関心部位（腋窩リンパ節）K 2 について同時に診断することができる。

30

40

【 0 0 7 6 】

また、第 2 検出部 3 の一部を、第 1 検出部 1 が兼ねているので、第 2 検出部 3 の第 2 撮像領域 A 2 を効率よく大きくすることができる。

50

【実施例 3】

【0077】

次に、図面を参照してこの発明の実施例 3 を説明する。

図 8 は、実施例 3 に係る P E T 装置の全体構成を示すブロック図であり、図 9 は実施例 3 に係る検出部の断面図である。なお、本実施例 3 では、ポジトロン C T 装置として、被検体（人体）M の左右一对の乳房を第 1 関心部位 K 1、被検体 M の左右一对の腋窩リンパ節を第 2 関心部位 K 2 としてこれら全てを同時に診断する P E T 装置を例に採って説明する。また、実施例 1 と同じ構成については同符号を付すことで詳細な説明を省略する。

【0078】

本実施例に係る P E T 装置は、連結検出部 5 と収集部 1 4 と画像処理部 1 6 とモニタ 1 7 とを備えている。

10

【0079】

実施例 3 に係る連結検出部 5 は、同形状のリング状を呈して、ガンマ線を検出する 2 個のリング検出ユニット 6、7 を有する。リング検出ユニット 6、7 は、各スライス面が角度をなすように連結されており、それぞれ互いにリング検出ユニット 6、7 の撮像領域の障害とならないように、2 箇所で交差している。各リング検出ユニット 6、7 の中空部の内径は、例えば 1 8 0 m m 程度である。各リング検出ユニット 6、7 には、ガンマ線検出器 3 1（図 8 において図示省略）が配列されており、リング検出ユニット 6、7 の各内周面 6 S、7 S にはシンチレータチップ 3 6（図 8 において図示省略）が多層に並んだ検出面が形成されている。なお、リング検出ユニット 6、7 が交差する位置に配列される各

20

ガンマ線検出器 3 1 は、リング検出ユニット 6、7 の共用となる。なお、リング検出ユニット 6、7 は、この発明におけるリング検出手段に相当する。

【0080】

収集部 1 4 は各リング検出ユニット 6、7 から出力される電気信号からそれぞれコインシデンスデータを取得する。

【0081】

画像処理部 1 6 は、収集部 1 4 が得たコインシデンスデータに基づいて、再構成処理を行う。この処理により、リング検出ユニット 6、7 ごとに 3 次元画像が生成される。

【0082】

生成された 3 次元画像は、適宜、モニタ 1 7 に出力される。

30

【0083】

上述した収集部 1 4 および画像処理部 1 6 は、所定のプログラムを読み出して実行する中央演算処理装置（C P U）や、各種情報を記憶する R A M（Random-Access Memory）や固定ディスク等の記憶媒体等で実現される。

【0084】

次に、実施例 3 に係る P E T 装置の動作について図 9 を参照しつつ説明する。

【0085】

図示するように、一方の第 1 関心部位（乳房）K 1 および第 2 関心部位（腋窩リンパ節）K 2 と、他方の第 1 関心部位（乳房）K 1 および第 2 関心部位（腋窩リンパ節）K 2 をそれぞれリング検出ユニット 6、7 によって同時に囲むように連結検出部 5 を配置する。

40

【0086】

次に、被検体 M に放射性薬剤を投与する。リング検出ユニット 6、7 はそれぞれガンマ線を検出し、電気信号を出力する。

【0087】

収集部 1 4 は、リング検出ユニット 6、7 の検出結果からそれぞれコインシデンスデータを得る。

【0088】

画像処理部 1 6 は、リング検出ユニット 6、7 に応じた各コインシデンスデータに基づいて再構成処理を行い、リング検出ユニット 6、7 ごとに 3 次元画像を生成する。得られた各 3 次元画像は、それぞれリング検出ユニット 6、7 の各内周面によって囲まれる領域

50

に相当するデータを有しており、第1、第2関心部位K1、K2に分布するポジトロン放射性同位元素に応じたコインシデンスデータ(収集カウント)、および、その3次元的位置情報を含んでいる。

【0089】

生成された2つの3次元画像は、適宜モニタ17に出力される。

【0090】

このように、実施例3に係るPET装置によれば、連結検出部5は、リング検出ユニット6、7を、角度をつけて2つ連結して構成されているので、左右1対の乳房と各乳房に応じた2つの腋窩リンパ節を全て囲むことができる。そして、リング検出ユニット6、7は、それぞれ同時にガンマ線を検出し、画像処理部16はリング検出ユニット6、7に応じた2つの3次元画像を生成することができる。よって、左右1対の第1関心部位K1(乳房)、および、それらに応じた2つの第2関心部位K2(腋窩リンパ節)に分布するポジトロン放射性同位元素の有無、位置(3次元的位置)、悪性度等を的確に診断することができる。このため、被検体Mへの負担をさらに軽減することができる。

10

【0091】

この発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

【0092】

(1) 上述した実施例1、2では、いずれも第1検出部1は円環形状を呈するものであったが、これに限られない。図10を参照する。図10(a)は、変形実施例にかかるPET装置の第1、第2検出部の平面図であり、図10(b)は図10(a)に示したA-A矢視の垂直断面図である。図示するように、第1検出部2は、4角形の各辺に沿って配列されているガンマ線検出器31と、各ガンマ線検出器31を収容保持する筐体34とを有している。なお、各ガンマ線検出器31によって囲まれる範囲は中空である。このように、第1検出部2を、いわゆる多角型と変更しても、第1関心部位K1の周囲を適切に囲むことができる。なお、多角型は4角形に限らず、n角形(nは3以上の整数)に適宜に変更することができる。

20

【0093】

あるいは、第1関心部位K1の周囲で第1検出部1を移動させる駆動機構を新たに備えるように変形してもよい。このような駆動機構を備える場合にあっては、第1検出部1は、必ずしも静止した状態で第1関心部位K1の周囲を囲む形状とすることを要しない。たとえば、第1検出部を、第1関心部位K1の両側に対向配置される1組の検出部として構成し、駆動機構がこの1組の検出部を第1関心部位K1の周囲で移動させることで、第1検出部は第1関心部位K1の周囲から放出されるガンマ線を検出することができる。

30

【0094】

(2) 上述した実施例2では、第1検出部1の両側に配置された検出器ブロック41a、41bと、第1検出部1のガンマ線検出器31a、31bとによって構成したが、これに限られない。再び、図10を参照する。図示するように、第1検出部1の一方側のみに配置された検出器ブロック41aと、これと向かいあうガンマ線検出部31aとによって構成してもよい。このように構成することで、第2検出部3の構成をより簡略化することができる。

40

【0095】

(3) 上述した第1実施例1では、計算プラナー像算出部25は、第1、第2検出部1、3の相対的な位置関係を考慮して、3次元画像において第1、第2撮像領域A1、A2が重複する領域に相当するデータ範囲を特定し、この特定したデータ範囲から計算プラナー像を算出するように説明した。また、上述した実施例2では、計算プラナー像算出部25は3次元画像全体を使って計算プラナー像を算出し、補正部27が、第1、第2検出部1、3の相対的な位置関係を考慮して、実プラナー像と計算プラナー像との位置合わせを行うように説明した。このように、画像処理部15の手順は、適宜に選択、変更することができる。

50

【 0 0 9 6 】

(4) 上述した各実施例において、第 1 検出部 1 および連結検出部 5 は、いずれもシンチレータチップ 3 6 が多層に並ぶ多層リングであったが、これに限られることなく、シンチレータチップ 3 6 が 1 層のみ並ぶように変更してもよい。また、第 1 画像処理部 2 1 および画像処理部 1 6 は、いずれも 3 次元画像を生成するものであったが、これに限られることなく、断層像を生成するように変更してもよい。なお、3 次元画像および断層像は、いずれもこの発明における R I 分布像に相当する。

【 0 0 9 7 】

(5) 上述した各実施例において、ガンマ検出器 3 1 は、シンチレータ 3 5 とライトガイド 3 7 とフォトマルチプライアー 3 9 とを備える構成であったが、適宜に選択変更することができる。たとえば、シンチレータ 3 5 を構成するシンチレータチップ 3 6 の配列数や積層数を適宜に変更してもよい。また、フォトマルチプライアー 3 9 は、発光位置の弁別が可能な位置検出型 P M T (position sensitive PMT:PS-PMT) に変更してもよい。さらには、検出素子が半導体であるテルル化カドミウム (CdTe) 等で構成され、ガンマ線の入射によって生成される電荷を検出する半導体カメラに変更してもよい。この場合、第 1 検出部 1 と第 2 検出部 3 と同じガンマ線検出器で構成してもよいし、異なるガンマ線検出器で構成してもよい。

10

【 0 0 9 8 】

(6) 上述した各実施例では、乳房を第 1 関心部位 K 1 とし、また、腋窩リンパ節を第 2 関心部位 K 2 としたが、これに限られるものではない。第 1、第 2 関心部位 K 1、K 2 の少なくとも 1 つをその他の部位に適宜に置換することができる。また、被検体 M は人体としたが、これに限られることなく、人体以外の小動物等に適宜に変更することができる。

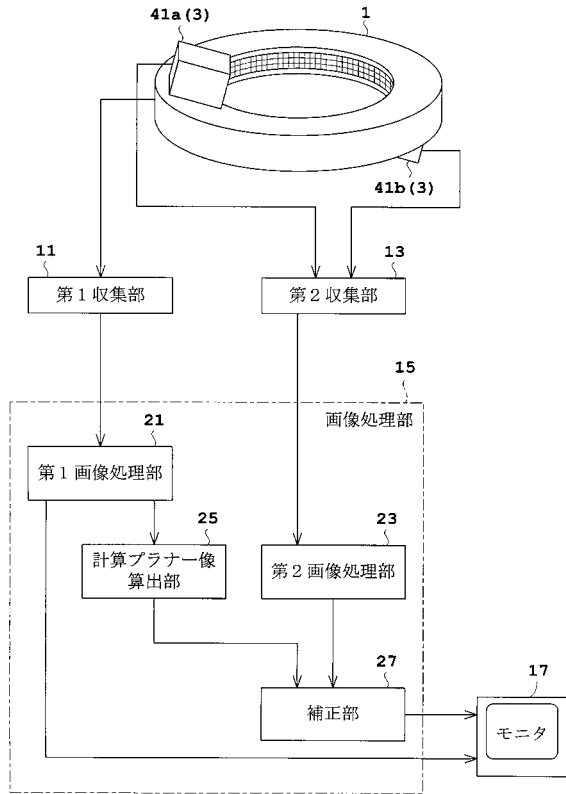
20

【 産業上の利用可能性 】

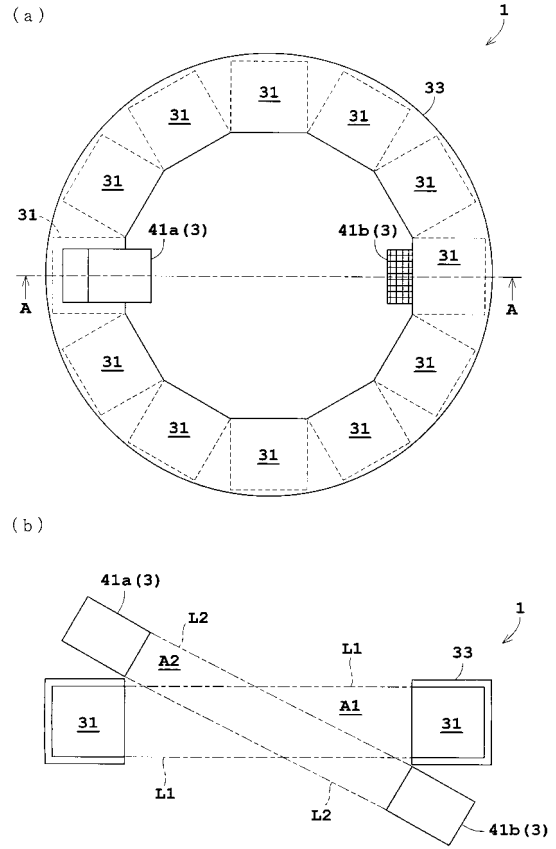
【 0 0 9 9 】

以上のように、本発明は、異なる 2 つの関心部位、たとえば乳房とそのセンチネルリンパ節について同時に診断することに適している。

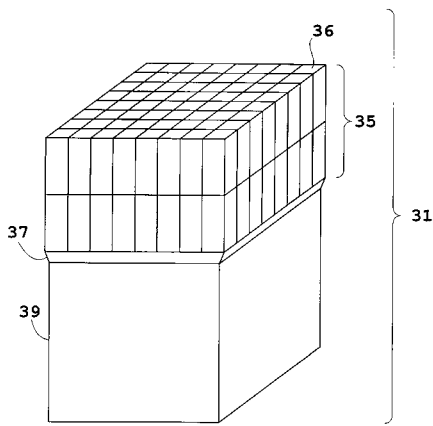
【図1】



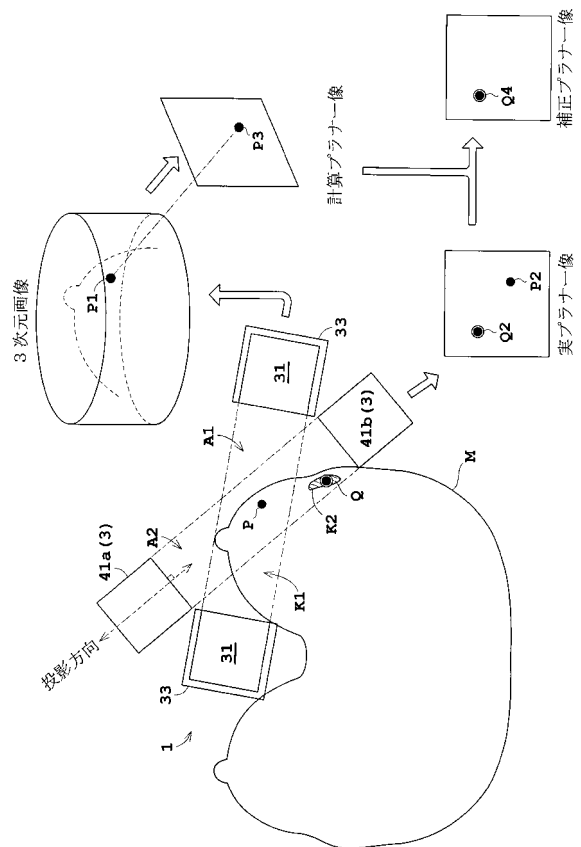
【図2】



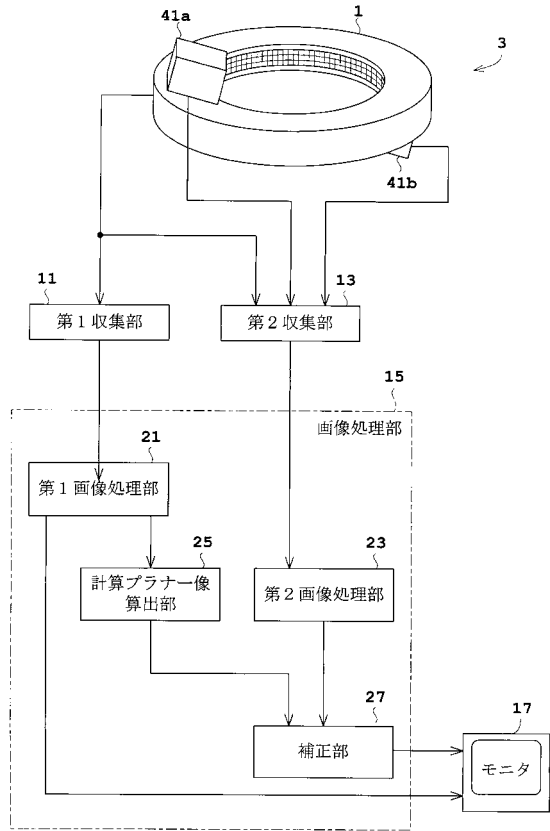
【図3】



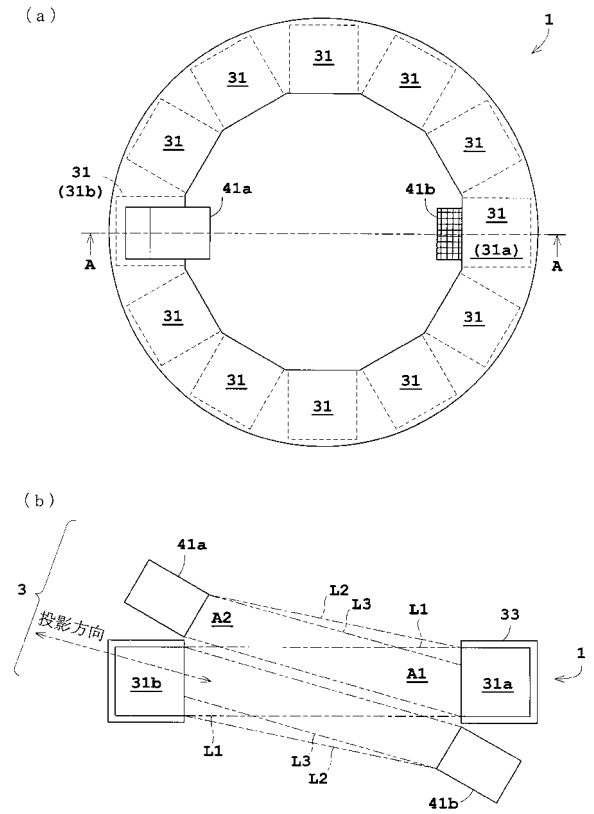
【図4】



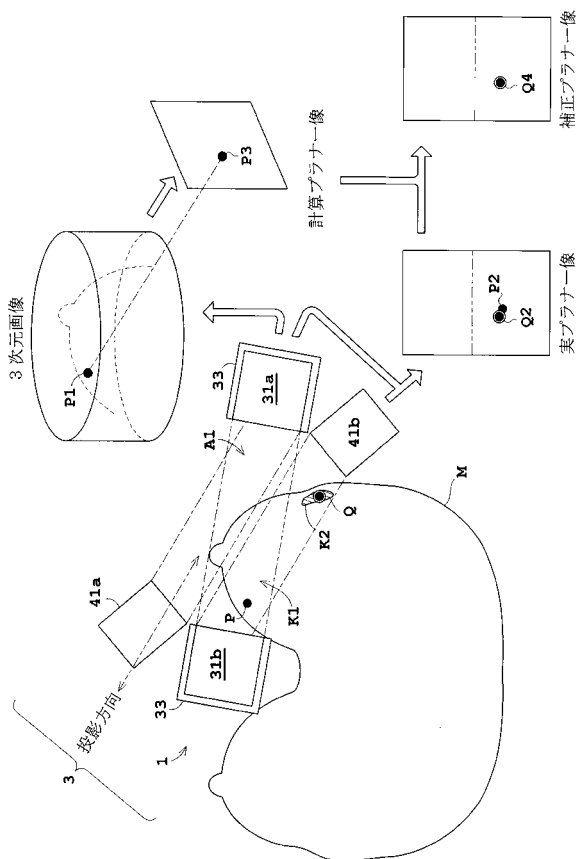
【図5】



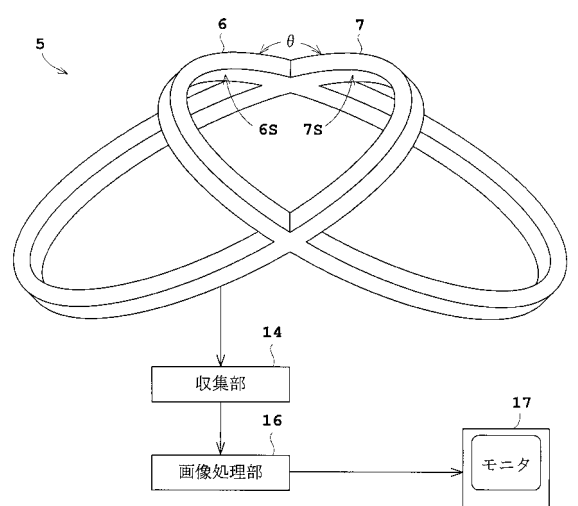
【図6】



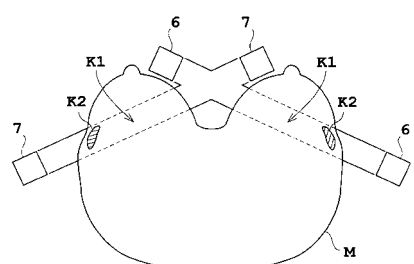
【図7】




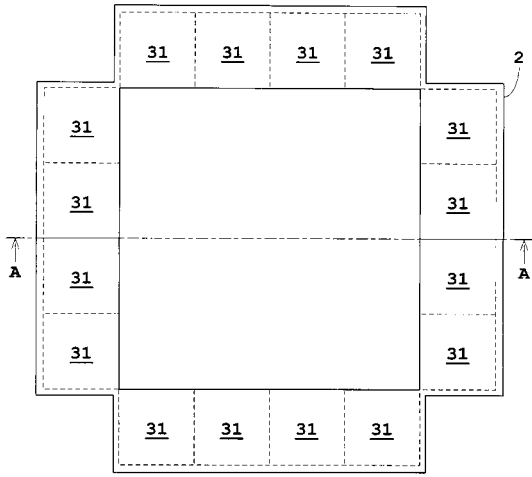
【図8】



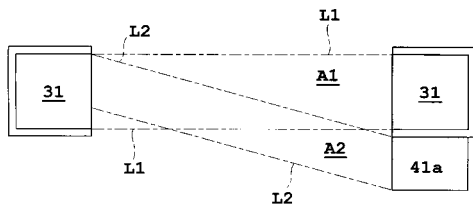
【図9】




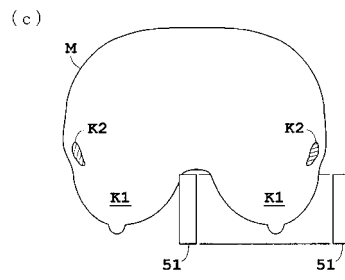
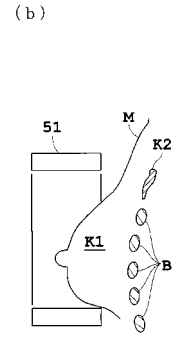
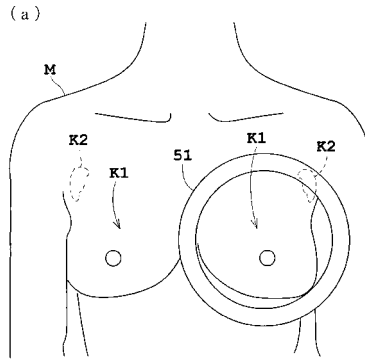
【 10】



(b)



【 11】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

G01T 1/161

A61B 6/00