

(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2007-271452

(P2007-271452A)

(43) 公開日 平成19年10月18日(2007.10.18)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/161 A	2GO88
GO 1 T 1/164 (2006.01)	GO 1 T 1/164 A	
GO 1 T 1/20 (2006.01)	GO 1 T 1/161 C	
	GO 1 T 1/20 G	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-97320 (P2006-97320)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成18年3月31日 (2006.3.31)	(71) 出願人	301032942 独立行政法人放射線医学総合研究所 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
		(74) 代理人	100093056 弁理士 杉谷 勉
		(72) 発明者	北村 圭司 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
		(72) 発明者	吉澤 昌由加 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

最終頁に続く

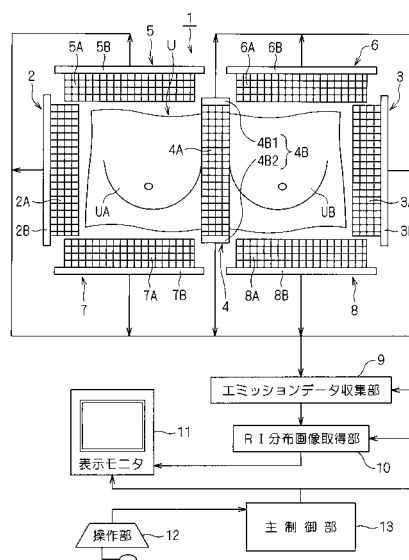
(54) 【発明の名称】 マンモグラフィ装置

(57) 【要約】

【課題】 両乳房の R I 分布画像を十分な感度で乳房に無理をかけず一度に撮影する。

【解決手段】 この発明のマンモグラフィ装置は、両乳房 U A , U B の周りが同時に 線検出機構 1 で囲まれた状態で R I 分布画像の撮影が行われるので、両乳房 U A , U B の R I 分布画像を一度に十分な感度で撮影できる。加えて、両乳房 U A , U B の間では配置される中間線検出器 4 の光電変換デバイス 4 B がシンチレータユニット 4 A の 線入射面以外の面と向き合う位置に配設されていて、両乳房 U A , U B の間では 線検出機構 1 の幅がシンチレータユニット 4 A の幅または光電変換デバイス 4 B の幅のどちらか一方の幅だけであるので、線検出機構 1 によって乳房 U A , U B が強く圧迫されることはなく、乳房に無理がかかる心配はない。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(A) 被検体に投与されて乳房に到来した放射性同位元素によって生じる 線を光に変換するシンチレータユニットと、このシンチレータユニットから放出される光を検出し光入射面における光の入射位置と強度に応じた電気信号を 線検出信号として出力する光電変換デバイスとを有し、少なくとも被検体の両乳房の間と各乳房の脇側に並置されると共に、両乳房の間では光電変換デバイスがシンチレータユニットの 線入射面以外の面と向き合う位置に配設されている 線検出手段と、(B) 線検出手段から出力される 線検出信号にしたがって R I 分布画像取得用のエミッションデータを収集するエミッションデータ収集手段と、(C) エミッションデータ収集手段により収集されたエミッションデータに基づいて被検体の両乳房の R I 分布画像を取得する R I 分布画像取得手段とを備えていることを特徴とするマンモグラフィ装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置において、 線検出手段が、被検体の両乳房の間と両乳房の周囲とに配設されているマンモグラフィ装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のマンモグラフィ装置において、 線検出手段が、被検体の両乳房の間と各乳房の脇側および両乳房の上側と下側に並置されているマンモグラフィ装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置において、 線検出手段のシンチレータユニットが、少なくとも両乳房の間では、 線を変換するシンチレータセルが M 行 N 列 (但し、M, N は 2 以上の整数) に 2 次元配列されてなるシンチレータアレイを K 層 (但し、K は 2 以上の整数) 含み、これら K 層のシンチレータアレイが光電変換デバイスの光入射面に積層されていて、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光の間でも光電変換デバイスの光入射面において入射位置が異なる 3 次元 線位置検出構造であるマンモグラフィ装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載のマンモグラフィ装置において、K 層のシンチレータアレイのうちの第 k 層のシンチレータアレイにおいて第 m 行第 n 列に配置されたシンチレータセル $C_{k,m,n}$ (但し $1 \leq k \leq K, 1 \leq m \leq M, 1 \leq n \leq N$) と表わしたときに、前記 K 層のシンチレータアレイのうちの第 k-1 層に含まれるシンチレータセル $C_{k-1,m,n}$ と、第 k+1 層に含まれるシンチレータセル $C_{k+1,m,n}$ とで、少なくとも 1 つの同一側面の光学条件が互いに異なる (但し、ここでは、 $1 < m < M, 1 < n < N$) マンモグラフィ装置。

30

【請求項 6】

請求項 4 に記載のマンモグラフィ装置において、K 層のシンチレータアレイは、それぞれの発光パルスの減衰時間が異なるマンモグラフィ装置

【請求項 7】

請求項 4 から 6 のいずれかに記載のマンモグラフィ装置において、両乳房の間ではシンチレータユニットを挟んで二つの光電変換デバイスが対向設置されているマンモグラフィ装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれかに記載のマンモグラフィ装置において、放射性同位元素がポジトロン型の放射性同位元素であって、エミッションデータ収集手段が、反対方向に進む消滅 線が 線検出手段によって同時に検出された時の 線検出信号だけにしたがってエミッションデータを収集するマンモグラフィ装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のマンモグラフィ装置において、 線検出手段によって消滅 線が同時に検出されたことを一つの同時計数手段により検知するマンモグラフィ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

この発明は、被検体の乳房の R I 分布画像を撮るマンモグラフィ装置に係り、特に被検体の両乳房を一度に撮影するための技術に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

従来、病院等の医療機関で用いられている乳ガン検診用の X 線撮影方式のマンモグラフィ装置の場合、被検体の乳房の解剖学的情報をもたらす X 線写真等の X 線透過画像を撮って乳ガンの有無をチェックする。ただ X 線透過画像を調べただけで、十分な乳ガン検診が行えるとは限らない。

【 0 0 0 3 】

そこで、被検体に投与された放射性同位元素（ラジオアイソトープ = R I ）の体内分布に相応する R I 分布画像が撮影できる P E T （ポジトロン・エミッション・トモグラフィ）技術を使って被検体の乳房の R I 分布画像を撮影して乳ガン検診を行うことが提案されている（非特許文献 1 を参照。）。

R I 分布画像は、解剖学的情報をもたらす X 線透過画像とは違って生体機能的情報をもたらすので、X 線透過画像では見落とされてしまう乳ガンを発見できる可能性があるからである。

【 0 0 0 4 】

提案されている P E T 式のマンモグラフィ装置は、図 1 8 に示すように、被検体 U の二つの乳房 U A , U B のうち任意の一方の乳房の上側と下側に並置される上側 線検出器 6 2 と下側 線検出器 6 3 とからなる 線検出機構 6 1 を備えている。各 線検出器 6 2 , 6 3 は、被検体 U に投与されて乳房 U A , U B に到来した放射性同位元素によって生じる 線を光に変換するシンチレータユニット 6 2 A , 6 3 A とシンチレータユニット 6 2 A , 6 3 A から放出される光を検出して電気信号に変換して 線検出信号として出力する光電変換デバイス 6 2 B , 6 3 B とを有する。

【 0 0 0 5 】

提案されている別の P E T 式のマンモグラフィ装置は、図 1 9 に示すように、被検体 U の二つの乳房 U A , U B のうち任意の一方の乳房の上側および下側に加えて右側および左側に並置される上側 線検出器 6 5 と下側 線検出器 6 6 と右側 線検出器 6 7 と左側 線検出器 6 8 とからなる 線検出機構 6 4 を備えている。各 線検出器 6 5 ~ 6 8 は、被検体 U に投与されて乳房 U A , U B に到来した放射性同位元素によって生じる 線を光に変換するシンチレータユニット 6 5 A ~ 6 8 A とシンチレータユニット 6 5 A ~ 6 8 A から放出される光を検出して電気信号に変換して 線検出信号として出力する光電変換デバイス 6 5 B ~ 6 8 B とを有する。

【 0 0 0 6 】

一方、 線検出機構 6 1 あるいは 線検出機構 6 4 の後段では 線検出機構 6 1 , 6 4 から出力される 線検出信号にしたがって R I 分布画像取得用のエミッションデータが収集されると共に、収集されたエミッションデータに基づいて片一方の乳房 U A の R I 分布画像が取得される。

片方の乳房 U A の R I 分布画像の撮影が済むと、もう片一方の乳房 U B の側へ 線検出機構 6 1 あるいは 線検出機構 6 4 を移してから、もう片一方の乳房 U B の R I 分布画像を同様にして撮影する。

【 0 0 0 7 】

【 非特許文献 1 】 Nuclear Instrument and Methods in Physics Research Section A Volume 497, Issue 1, p.82-89

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、上記の各 P E T 式のマンモグラフィ装置は、いずれも、被検体の乳房の R I 分布画像を撮影するのに時間がかかるという問題がある。一方の乳房 U A の R I 分布

10

20

30

40

50

画像を撮影した後、線検出機構 6 1 あるいは線検出機構 6 4 をもう片一方の乳房 U B の側へ移してから、もう片一方の乳房 U B の R I 分布画像を撮影しなければならない、両乳房 U A , U B を一度に撮影できないからである。

加えて、先の P E T 式のマンモグラフィ装置の場合、乳房の右側と左側には線検出器がないので感度が十分でないという問題もある。また後の P E T 式のマンモグラフィ装置の場合、両乳房の間に入る右側線検出器 6 7 あるいは左側線検出器 6 8 が隣の乳房を強く圧迫するので、乳房に無理がかかるという問題がある。

【 0 0 0 9 】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、被検体の両乳房の R I 分布画像を十分な感度で乳房に無理をかけずに一度に撮影することができるマンモグラフィ装置を提供することを目的とする。 10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

この発明は、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、請求項 1 に記載の発明に係るマンモグラフィ装置は、(A) 被検体に投与されて乳房に到来した放射性同位元素によって生じる線を光に変換するシンチレータユニットと、このシンチレータユニットから放出される光を検出し光入射面における光の入射位置と強度に応じた電気信号を線検出信号として出力する光電変換デバイスとを有し、少なくとも被検体の両乳房の間と各乳房の脇側に並置されると共に、両乳房の間では光電変換デバイスがシンチレータユニットの線入射面以外の面と向き合う位置に配設されている線検出手段と、(B) 線検出手段から出力される線検出信号にしたがって R I 分布画像取得用のエミッションデータを収集するエミッションデータ収集手段と、(C) エミッションデータ収集手段により収集されたエミッションデータに基づいて被検体の両乳房の R I 分布画像を取得する R I 分布画像取得手段とを備えていることを特徴とするものである。 20

【 0 0 1 1 】

[作用・効果] 請求項 1 の発明のマンモグラフィ装置により被検体の乳房の R I 分布画像を撮影する時は、被検体に投与されて乳房に到来した放射性同位元素によって生じる線を光に変換するシンチレータユニットと、このシンチレータユニットから放出される光を検出し光入射面における光の入射位置と強度に応じた電気信号を線検出信号として出力する光電変換デバイスとを有する線検出手段が少なくとも被検体の両乳房の間と各乳房の脇側に並置される。そして、エミッションデータ収集手段が線検出手段から出力される線検出信号にしたがって R I 分布画像取得用のエミッションデータを収集すると共に、R I 分布画像取得手段がエミッションデータ収集手段で収集されたエミッションデータに基づいて被検体の両乳房の R I 分布画像を取得する。 30

【 0 0 1 2 】

すなわち、請求項 1 の発明のマンモグラフィ装置の場合、少なくとも被検体の両乳房の間と各乳房の脇側に並置される線検出手段によって、両乳房の R I 分布画像の撮影が十分な感度で同時に行われる。

【 0 0 1 3 】

また、両乳房の間では光電変換デバイスがシンチレータユニットの線入射面以外の面と向き合う位置に配設されていて、光電変換デバイスが乳房とシンチレータユニットの間に介在せず、両乳房の間では線検出手段の幅がシンチレータユニットの幅と光電変換デバイスの幅との合計幅ではなくて、シンチレータユニットの幅または光電変換デバイスの幅のどちらか一方の幅だけであるので、線検出手段によって乳房が強く圧迫されることはなく、乳房に無理がかからない。 40

よって、請求項 1 の発明のマンモグラフィ装置によれば、被検体の両乳房の R I 分布画像を十分な感度で乳房に無理をかけずに一度に撮影できる。

【 0 0 1 4 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載のマンモグラフィ装置において、線検出手 50

段が、被検体の両乳房の間と両乳房の周囲とに配設されているものである。

【0015】

〔作用・効果〕請求項2の発明の装置の場合、線検出手段が、被検体の両乳房の間と両乳房の周囲とに配設されているので、両乳房の周囲からそれぞれエミッションデータを収集することができ、もって両乳房の3次元RI分布画像を取得することができる。

【0016】

請求項3に記載の発明は、請求項1に記載のマンモグラフィ装置において、線検出手段が、被検体の両乳房の間と各乳房の脇側および両乳房の上側と下側に並置されているものである。

【0017】

〔作用・効果〕請求項3の発明の装置の場合、線検出手段が、被検体の両乳房の間と各乳房の脇側および両乳房の上側と下側に並置されているので、両乳房の周囲からそれぞれエミッションデータを収集することができ、もって両乳房の3次元RI分布画像を取得することができる。

【0018】

請求項4に記載の発明は、請求項1に記載のマンモグラフィ装置において、線検出手段のシンチレータユニットが、少なくとも両乳房の間では、線を光に変えるシンチレータセルがM行N列（但し、M, Nは2以上の整数）に2次元配列されてなるシンチレータアレイをK層（但し、Kは2以上の整数）含み、これらK層のシンチレータアレイが光電変換デバイスの光入射面に積層されていて、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光の間でも光電変換デバイスの光入射面において入射位置が異なる3次元線位置検出構造であるものである。

【0019】

〔作用・効果〕請求項4の発明の装置の場合、少なくとも両乳房の間では線検出手段が3次元線位置検出構造であって、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの異なる配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光は、光電変換デバイスの光入射面においてシンチレータアレイの2次元配列に対応した位置に別れて入射するのに加えて、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光の間でも光電変換デバイスの光入射面における入射位置が異なる。したがって、各シンチレータセルのそれぞれで発生した光の入射位置は光電変換デバイスの光入射面において全て異なることになり、光電変換デバイスの光入射面における光入射位置を検出することにより光が発生したシンチレータセルが特定できる結果、検出精度の高い3次元線位置検出が行える。

【0020】

請求項5に記載の発明は、請求項4に記載のマンモグラフィ装置において、K層のシンチレータアレイのうちの第k層のシンチレータアレイにおいて第m行第n列に配置されたシンチレータセル $C_{k,m,n}$ （但し $1 \leq k \leq K$, $1 \leq m \leq M$, $1 \leq n \leq N$ ）と表わしたときに、前記K層のシンチレータアレイのうちの第k-1層に含まれるシンチレータセル $C_{k-1,m,n}$ と、第k-2層に含まれるシンチレータセル $C_{k-2,m,n}$ とで、少なくとも1つの同一側面の光学条件が互いに異なる（但し、ここでは、 $1 < m < M$, $1 < n < N$ ）ものである。

【0021】

〔作用・効果〕請求項5の発明の装置の場合、シンチレータユニットから光電変換デバイスの光入射面へ入る光の入射位置は、シンチレータユニットにおける光の発生位置に対応したものとなるが、第k-1層に含まれるシンチレータセル $C_{k-1,m,n}$ と、第k-2層に含まれるシンチレータセル $C_{k-2,m,n}$ とで、少なくとも1つの同一側面の光学条件（例えば、反射率、透過率、粗度など）が互いに異なることにより、線を光に変換したシンチレータセルの位置が光電変換デバイスの光入射面から遠くても、光電変換デバイスの光入射面へ入る光の強度分布の幅は十分に狭いものとなり、光電変換デバイスの光入射面における光の入射位置がより明確となる。またシンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチ

10

20

30

40

50

レータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光は、光電変換デバイスの光入射面において重心位置が十分に離れたものとなり、光電変換デバイスの光入射面における入射位置の違いが顕著となる。したがって、シンチレータアレイの積層数を増やすことが可能であり、また 線をより高精度で検出することができる。

【0022】

請求項6に記載の発明は、請求項4に記載のマンモグラフィ装置において、K層のシンチレータアレイは、それぞれの発光パルスの減衰時間が異なるものである。

【0023】

[作用・効果] 請求項6の発明の装置の場合、積層された各シンチレータアレイの発光パルスの減衰時間が異なるので、その発光パルスの減衰時間の違いを識別することにより、いずれのシンチレータアレイで発光したかを検出することができる。したがって、両乳房の間に置かれて、光電変換デバイスがシンチレータユニットの線入射面以外の面と向き合う位置に配設されている線検出手段においても、線の入射位置を高精度に検出することができる。

10

【0024】

請求項7に記載の発明は、請求項4から6のいずれかに記載のマンモグラフィ装置において、両乳房の間ではシンチレータユニットを挟んで二つの光電変換デバイスが対向設置されているものである。

【0025】

[作用・効果] 請求項7の発明の装置の場合、対向設置されている二つの光電変換デバイスの間のシンチレータセルで生じた光を該シンチレータセルに近い方の光電変換デバイスで光電変換された電気信号を線検出信号とする構成にすることにより、光電変換デバイスから遠い位置のシンチレータセルで生じた光を十分な感度で検出できる。

20

【0026】

請求項8に記載の発明は、請求項1から7のいずれかに記載のマンモグラフィ装置において、放射性同位元素がポジトロン型の放射性同位元素であって、エミッションデータ収集手段が、反対方向に進む消滅線が線検出手段によって同時に検出された時の線検出信号だけにしたがってエミッションデータを収集するものである。

【0027】

[作用・効果] 請求項8の発明の装置の場合、エミッションデータ収集手段が被検体に投与された放射性同位元素から放出されるポジトロンの消滅に伴って生じて反対方向に進む消滅線が線検出手段により同時に検出された時の線検出信号だけにしたがってエミッションデータを収集するので、被検体に投与されているポジトロン型の放射性同位元素についてのRI分布画像を撮影できる。

30

【0028】

請求項9に記載の発明は、請求項8に記載のマンモグラフィ装置において、線検出手段によって消滅線が同時に検出されたことを一つの同時計数手段により検知するものである。

[作用・効果] 請求項9の発明の装置の場合、線検出手段によって消滅線が同時に検出されたことが一つの同時計数手段によって検知されるので、消滅線の飛来方向の特定処理と偶発同時計数の差分処理が容易となる。

40

【発明の効果】

【0029】

この発明のマンモグラフィ装置の場合、少なくとも被検体の両乳房の間と各乳房の脇側に並置される線検出手段によって、両乳房のRI分布画像の撮影が同時に行われるので、両乳房のRI分布画像を一度に十分な感度で撮影することができる。

また、両乳房の間では光電変換デバイスがシンチレータユニットの線入射面以外の面と向き合う位置に配設されていて、光電変換デバイスが乳房とシンチレータユニットの間に介在せず、両乳房の間では線検出手段の幅がシンチレータユニットの幅と光電変換デバイスの幅との合計幅ではなくて、シンチレータユニットの幅または光電変換デバイスの

50

幅のどちらか一方の幅だけであるので、線検出手段によって乳房が強く圧迫されることはなく、乳房に無理がかからない。

よって、この発明のマンモグラフィ装置によれば、被検体の両乳房の R I 分布画像を十分な感度で乳房に無理をかけずに一度に撮影することができる。

【実施例】

【0030】

この発明のマンモグラフィ装置の実施例を図面を参照しながら説明する。図1は実施例に係る PET (ポジトロン・エミッション・トモグラフィ)方式のマンモグラフィ装置の全体構成を示すブロック図である。

【0031】

実施例のマンモグラフィ装置は、図1に示すように、被検体 U の両乳房 U A , U B の間と、両乳房 U A , U B の周囲とに配設された線検出機構 1 を備えている。具体的には、

線検出機構 1 は、被検体 U の両乳房 U A , U B の間と各乳房 U A , U B の脇側および両乳房 U A , U B の上側と下側に並置される右脇側線検出器 2 と左脇側線検出器 3 と中間線検出器 4 と上右側線検出器 5 と上左側線検出器 6 と下右側線検出器 7 と下左側線検出器 8 とから構成されている。各線検出器 2 ~ 8 は被検体 U に投与されて乳房 U A , U B に到来した放射性同位元素 (R I) によって生じる線を光に変換するシンチレータユニット 2 A ~ 8 A とシンチレータユニット 2 A ~ 8 A から放出される光を検出し光入射面における光の入射位置と強度に応じた電気信号を線検出信号として出力する光電変換デバイス 2 B ~ 8 B をそれぞれ有している。なお、本実施例では、両乳房 U A , U B の周囲に、平板状の線検出器 2 , 3 , 5 , 6 , 7 , 8 を矩形状に配置したが、両乳房 U A , U B の周囲に線検出器を円弧状に配設してもよい。

【0032】

加えて、両乳房の間では配置される中間線検出器 4 の光電変換デバイス 4 B がシンチレータユニット 4 A の線入射面以外の面と向き合う位置に配設されている。すなわち、中間線検出器 4 の場合、両乳房 U A , U B に真向かう両横面が線入射面となっている。その結果、他の線検出器 2 , 3 , 5 , 6 , 7 , 8 の場合、光電変換デバイス 2 B , 3 B , 5 B , 6 B , 7 B , 8 B は線入射面と対向する面 (反対側の面) に設置されているが、中間線検出器 4 の場合、その光電変換デバイス 4 B は、図2および図3にも示すように、線入射面と直交する面、例えばシンチレータユニット 4 A の上面および下面に分かれて設置されている。

【0033】

さらに、各線検出器 2 ~ 8 のシンチレータユニット 2 A ~ 8 A は線を光に変えるシンチレータセルが M 行 N 列 (但し、M , N は 2 以上の整数) に 2 次元配列されてなるシンチレータアレイを K 層 (但し、K は 2 以上の整数) 含み、これら K 層のシンチレータアレイが光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面に積層されていて、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光の間でも光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面において入射位置が異なる 3 次元線位置検出構造である。なお、本明細書において、シンチレータアレイの積層方向は、光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面に対して直交する方向を意味する。その結果、本実施例において、両乳房 U A , U B の周囲に配設される線検出器 2 , 3 , 5 , 6 , 7 , 8 は、シンチレータアレイの層数が同じになっているが、両乳房 U A , U B の間に配置される線検出器 4 は、シンチレータアレイの層数が他の線検出器とは異なっている。

【0034】

3次元線位置検出構造の各線検出器 2 ~ 8 の場合、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの異なる配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光は、光電変換デバイスの光入射面においてシンチレータアレイの 2 次元配列に対応した位置に別れて入射するのに加えて、シンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光の間

10

20

30

40

50

でも光電変換デバイスの光入射面における入射位置が異なる。したがって、各シンチレータセルのそれぞれで発生した光の入射位置は光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面において全て異なることになるので、光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面における光入射位置を検出することにより光が発生したシンチレータセルが特定できる結果、検出精度の高い 3 次元 線位置検出が行える。

【 0 0 3 5 】

また両乳房の間に配置される中間 線検出器 4 の場合、光電変換デバイス 4 B がシンチレータユニット 4 A の上面と下面に分かれて設置されている光電変換デバイス 4 B 1 と光電変換デバイス 4 B 2 とからなり、シンチレータユニット 4 A を挟んで二つの光電変換デバイス 4 B 1 , 4 B 2 が対向設置された構成となっている。その結果、二つの光電変換デバイス 4 B 1 , 4 B 2 の間のシンチレータユニット 4 A のシンチレータセルで生じた光を該シンチレータセルに近い方の光電変換デバイスで光電変換された電気信号を 線検出信号とする構成にすることにより、光電変換デバイス 4 B 1 , 4 B 2 から遠い位置のシンチレータセルで生じた光も十分な感度で検出することができる。

10

【 0 0 3 6 】

なお、 線検出機構 1 の場合、被検体 U の乳房 U A , U B の大きさに相当な個人差があるので、右脇側 線検出器 2 と左脇側 線検出器 3 の配置位置が左右に調節可能となっているのに加えて、上右側 線検出器 5 ~ 下左側 線検出器 8 の配置位置も上下に調節可能となっている構成であることが好ましい。

【 0 0 3 7 】

また、実施例の装置は、図 1 に示すように、 線検出機構 1 の後段に、 線検出機構 1 から出力される 線検出信号にしたがって R I 分布画像取得用のエミッションデータを収集するエミッションデータ収集部 9 と、エミッションデータ収集部 9 により収集されたエミッションデータに基づいて被検体 U の両乳房 U A , U B の R I 分布画像を取得する R I 分布画像取得部 1 0 が配備されている他、 R I 分布画像や装置の操作メニューなどを表示する表示モニタ 1 1 や、装置の稼働に必要なデータや指令などを入力する操作部 1 2 などが配備されている。

20

【 0 0 3 8 】

エミッションデータ収集部 9 は、各 線検出器 2 ~ 8 から出力される 線検出信号にしたがって R I 分布画像取得用のエミッションデータを収集する。加えて、エミッションデータ収集部 9 の場合、放射性同位元素から放出されるポジトロンの消滅に伴って生じて反対方向に進む消滅 線が 線検出機構 1 により同時に検出された時の 線検出信号だけにしたがってエミッションデータを収集する。つまり、実施例の装置は P E T 方式のマンモグラフィ装置である。

30

【 0 0 3 9 】

具体的には、各 線検出器 2 ~ 8 から出力される 線検出信号は、図 4 に示すように、全て一つの同時計数部 9 A に送り込まれ、 線検出機構 1 によって消滅 線が同時に検出されたことが同時計数部 9 A によって検知された時にエミッションデータが収集される。被検体 U に投与されるポジトロン型の R I としては、 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F などが挙げられる。

40

【 0 0 4 0 】

なお、 線検出機構 1 では、図 5 に実線で示すように、1 個のポジトロンの消滅に伴って生じて反対方向に進む同一の消滅 線が同時に検出される以外に、図 5 に点線で示すように、同一でない消滅 線が同時に検出される(いわゆる)偶発同時計数現象が起こるが、エミッションデータ収集部 9 は通常の偶発同時計数の差分処理により偶発同時計数現象による誤差を解消する構成とされている。

実施例の装置のように、 線検出機構 1 によって消滅 線が同時に検出されたことが一つの同時計数部 9 A によって検知される構成である場合、消滅 線の飛来方向の特定処理と偶発同時計数の差分処理が容易である。

【 0 0 4 1 】

50

R I 分布画像取得部 10 は、エミッションデータ収集部 9 により収集されたエミッションデータに基づいて再構成処理を行い、被検体 U の両乳房 U A , U B について断層像タイプや平面像タイプの R I 分布画像を取得する。表示モニタ 11 は画面に R I 分布画像取得部 10 で取得された R I 分布画像を映し出す。本実施例では、両乳房の間と両乳房の周囲とに 線検出器を配設して両乳房の周りからエミッションデータを収集しているため、両乳房の 3 次元 R I 分布画像を得ることができる。3 次元 R I 分布画像の再構成手法は周知であるので詳述しないが、 線検出器を固定した場合のリストモード再構成手法を用いることができる（例えば、次の文献参照：R.H.Huesman et al.: List-Mode Maximum-Likelihood Reconstruction Applied to Positron Emission Mammography (PEM) with Irregular Sampling, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 19, NO. 5, pp.532-537, 2000）。

【0042】

主制御部 13 は、コンピュータとその動作プログラムを中心に構成されており、操作部 12 から入力される指令や撮影の進行状況に応じて、各部に命令やデータを送出して装置を正常に稼働させる役割を果たす。

【0043】

加えて、実施例の装置の場合、各 線検出器 2 ~ 8 のシンチレータユニット 2 A ~ 8 A では、K 層のシンチレータアレイのうちの第 k 層のシンチレータアレイにおいて第 m 行第 n 列に配置されたシンチレータセル $C_{k,m,n}$ （但し $1 \leq k \leq K, 1 \leq m \leq M, 1 \leq n \leq N$ ）と表わしたときに、前記 K 層のシンチレータアレイのうちの第 k 1 層に含まれるシンチレータセル $C_{k1,m,n}$ と、第 k 2 層に含まれるシンチレータセル $C_{k2,m,n}$ とで、少なくとも 1 つの同一側面の光学条件が互いに異なる（但し、ここでは、 $1 < m < M, 1 < n < N$ ）構成とされている。

【0044】

そして、シンチレータユニット 2 A ~ 8 A から光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面へ入る光の入射位置は、シンチレータユニット 2 A ~ 8 A における光の発生位置に対応したものとなるが、第 k 1 層に含まれるシンチレータセル $C_{k1,m,n}$ と、第 k 2 層に含まれるシンチレータセル $C_{k2,m,n}$ とで、少なくとも 1 つの同一側面の光学条件（例えば、反射率、透過率、粗度など）が互いに異なることにより、 線を光に変換したシンチレータセルの位置が光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面から遠くても、光電変換デバイスの光入射面へ入る光の強度分布の幅が十分に狭いものとなり、光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面における光の入射位置がより明確となる。またシンチレータアレイの積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるシンチレータセルそれぞれで発生した光は、光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面において重心位置が十分に離れたものとなり、光電変換デバイス 2 B ~ 8 B の光入射面における入射位置の違いが顕著となる。したがって、シンチレータアレイの積層数を増やすことが可能であり、また 線をより高精度で検出することができる。

【0045】

上述の通り、各 線検出器 2 ~ 8 のシンチレータユニット 2 A ~ 8 A は高精度の 3 次元線位置検出に適するので、図 6 に示すように、シンチレータユニット 14 においてシンチレータセル（以下、適宜「セル」と略記）が 8 行 8 列に 2 次元配列されてなる 4 層のシンチレータアレイ 15 ~ 18 が光電変換デバイス 19 の光入射面に積層されている場合を例にとって、以下に具体的に説明する。なお、以下の説明は本願出願人の先願に係る特開 2004 - 279057 号公報においても詳細に開示されている。

【0046】

先ず図 6 の中に図示した x y z 直交座標系の x y 平面は光入射面に平行に設定されている。またシンチレータアレイ 15 ~ 18 のうち光電変換デバイス 19 の側から数えて第 k 層目のシンチレータアレイ k において第 m 行第 n 列に配置されたシンチレータセルを $C_{k,m,n}$ とする。図 6 以下では全 256 個のセルのうち幾つかについてのみ符号 $C_{k,m,n}$ が具体的に付されている。

【 0 0 4 7 】

また、図 7 は第 1 行 ($m = 1$) のシンチレータユニット 1 4 の $y z$ 断面図、図 8 は第 1 列 ($n = 1$) のシンチレータユニット 1 4 の $x z$ 断面図、図 9 は第 1 層 ($k = 1$) のシンチレータアレイ 1 5 の $x y$ 断面図、図 1 0 は第 2 層 ($k = 2$) のシンチレータアレイ 1 6 の $x y$ 断面図、図 1 1 は第 3 層 ($k = 3$) のシンチレータアレイ 1 7 の $x y$ 断面図、図 1 2 は第 4 層 ($k = 4$) のシンチレータアレイ 1 8 の $x y$ 断面図である。

【 0 0 4 8 】

図 7 ~ 図 1 2 に示すように、各セル間およびセルの外面には、セルで生じた光に対して高反射率である反射材 R とセルで生じた光に対して高透過率である透過材 T が配されている (反射材 R と透過材 T とはハッチングの線の向きが逆であることによって区別される) 。そして、反射材 R と透過材 T を各セル間およびセルの外面に図 7 ~ 図 1 2 に示す通りに配されることで、K 層のシンチレータアレイのうちの第 k 1 層に含まれるシンチレータセル $C_{k1,m,n}$ と、第 k 2 層に含まれるシンチレータセル $C_{k2,m,n}$ とで、少なくとも 1 つの同一側面の光学条件が互いに異なる状態となっている。つまり或る層のシンチレータアレイに含まれるシンチレータセル $C_{k1,m,n}$ と他の層のシンチレータアレイに含まれるシンチレータセル $C_{k2,m,n}$ とで、少なくとも 1 つの同一側面の光学条件が互いに異なる状態となっているのである。

【 0 0 4 9 】

その結果、シンチレータアレイ 1 5 ~ 1 8 の積層方向から見た時に各シンチレータアレイの同一配列位置にあるセルそれぞれで発生した光は、光電変換デバイス 1 9 の光入射面において重心位置が十分に離れたものとなり、光電変換デバイス 1 9 の光入射面における入射位置の違いは顕著となる。すなわち、図 1 3 は各セルそれぞれで発生した光についての光電変換デバイス 1 9 の光入射面での入射位置を示す模式図であり、印が第 1 層のシンチレータアレイ 1 5 に含まれるセル $C_{1,m,n}$ で発生した光の入射位置 $P_{1,m,n}$ を示す。

印は第 2 層のシンチレータアレイ 1 6 に含まれるセル $C_{2,m,n}$ で発生した光の入射位置 $P_{2,m,n}$ を示す。 は第 3 層のシンチレータアレイ 1 7 に含まれるセル $C_{3,m,n}$ で発生した光の入射位置 $P_{3,m,n}$ を示す。 は第 4 層のシンチレータアレイ 1 8 に含まれるセル $C_{4,m,n}$ で発生した光の入射位置 $P_{4,m,n}$ を示す。図 1 3 に示すように、2 5 6 個の各セルで発生した光は光電変換デバイス 1 9 の光入射面において明瞭に異なる位置にそれぞれ入射するのである。

【 0 0 5 0 】

なお、図 6 の中の光電変換デバイス 1 9 としては、マルチアノード型の位置検出型光電子増倍管が好適なものとして配置されている。もちろん光電変換デバイス 1 9 はマルチアノード型の位置検出型光電子増倍管に限定されるものではない。マルチアノード型の位置検出型光電子増倍管の場合、2 次元配列された複数のアノードと、各アノードに対応したアノード端子を備え、各アノード端子と 4 つの出力端子 1 9 A ~ 1 9 D とが抵抗器を介して接続されていて、各アノードからの電気信号を最終的に 4 つの出力端子 1 9 A ~ 1 9 D から出力する。これら 4 つの出力端子 1 9 A ~ 1 9 D から出力される電気信号の比は、光電変換デバイス 1 9 の光入射面への光の入射位置に応じたものとなる。

【 0 0 5 1 】

具体的には、光電変換デバイス 1 9 における光の入射位置の座標 (x, y) が次の式 (1) および (2) で求められる。

$$x = \{ - (I_a + I_c) + (I_b + I_d) \} / (I_a + I_b + I_c + I_d) \cdots (1)$$

$$y = \{ - (I_a + I_b) + (I_c + I_d) \} / (I_a + I_b + I_c + I_d) \cdots (2)$$

但し、 I_a は出力端子 1 9 A から出力される電気信号、 I_b は出力端子 1 9 B から出力される電気信号、 I_c は出力端子 1 9 C から出力される電気信号、 I_d は出力端子 1 9 D から出力される電気信号 D である。

また、4 つの出力端子 1 9 A ~ 1 9 D から出力される電気信号の和 ($I_a + I_b + I_c + I_d$) は、光強度に応じたものとなる。

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

50

以上に詳述した通り、実施例のマンモグラフィ装置の場合、被検体Uの両乳房UA, UBの間と各乳房UA, UBの脇側および両乳房UA, UBの上側と下側に並置される線検出機構1の各線検出器2~8によって、両乳房UA, UBの周りが同時に線検出機構1で囲まれた状態でRI分布画像の撮影が行われるので、両乳房UA, UBのRI分布画像を一度に十分な感度で撮影することができる。

【0053】

加えて、実施例のマンモグラフィ装置の場合、両乳房UA, UBの間では配置される中間線検出器4の光電変換デバイス4Bがシンチレータユニット4Aの線入射面以外の面と向き合う位置に配設されていて、光電変換デバイス4Bが乳房UA, UBとシンチレータユニット4Aの間に介在せず、両乳房UA, UBの間では線検出機構1の幅がシンチレータユニット4Aの幅と光電変換デバイス4Bの幅との合計幅ではなくて、シンチレータユニット4Aの幅または光電変換デバイス4Bの幅のどちらか一方の幅だけであるので、線検出機構1によって乳房UA, UBが強く圧迫されることはなく、乳房に無理がかからない。

10

よって、実施例のマンモグラフィ装置によれば、被検体Uの両乳房UA, UBのRI分布画像を十分な感度で乳房に無理をかけずに一度に撮影することができる。

【0054】

この発明は、上記の実施例に限られるものではなく、以下のように変形実施することも可能である。

(1) 実施例の装置は、PET方式のマンモグラフィ装置であったが、この発明はSPECT方式などPET以外の方式にも適用できる。

20

【0055】

(2) 実施例の装置の場合、また両乳房UA, UBの間に配置される中間線検出器4の光電変換デバイス4Bがシンチレータユニット4Aの上面と下面に分かれて設置されている構成であったが、図14および図15に示すように光電変換デバイス4Bがシンチレータユニット4Aの上面だけに設置されている他は、実施例と同一の構成である装置が、変形例としてあげられる。

【0056】

また、図16および図17に示すように光電変換デバイス4Bがシンチレータユニット4Aの前面に設置されている他は、実施例と同一の構成である装置も、他の変形例としてあげられる。

30

あるいは、光電変換デバイス4Bはシンチレータユニット4Aの下面や後面に設置されていてもよいし、さらには上下面と前後面に分かれて設置されていたり、上下面と前後面の4面全てに設置されている構成であってもよい。

【0057】

(3) 実施例の装置において、上右側線検出器5と上左側線検出器6が1個の検出器に纏められた形態であったり、下右側線検出器7と下左側線検出器8も1個の検出器に纏められた形態であったりする他は実施例と同一の構成である装置も、変形例としてあげられる。

【0058】

(4) 実施例の装置では、被検体Uの両乳房UA, UBの間と、両乳房UA, UBの周囲(具体的には、各乳房UA, UBの脇側および両乳房UA, UBの上側と下側)に線検出器を配置したが、両乳房の平面像を得るだけでよい場合には、被検体Uの両乳房UA, UBの間と、各乳房UA, UBの脇側とに線検出器を配置するようにしてもよい。

40

【0059】

(5) 実施例の装置では、或る層のシンチレータアレイに含まれるシンチレータセルCk1,m,nと他の層のシンチレータアレイに含まれるシンチレータセルCk2,m,nとで、少なくとも1つの同一側面の光学条件が互いに異なる状態とすることにより、線の入射位置(発光位置)を3次元的に検出できるようにした。但し、線の入射位置(発光位置)を3次元的に検出する手法はこれに限らず、積層された各シンチレータアレイの発光パルスの

50

減衰時間が異なるようにしてもよい（例えば、特許文献：特開平6-337289号参照）。このように構成すれば、発光パルスの減衰時間の違いを識別することにより、いずれのシンチレータアレイで発光したかを検出することができる。発光パルスの減衰時間が異なるシンチレータの組み合わせとしては、例えば、BGOと Gd_2SiO_5 （GSO）の組み合わせや、NaI、 BaF_2 、CsFの組み合わせがある。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】実施例に係るPET方式のマンモグラフィ装置の構成を示すブロック図である。
 【図2】実施例の装置の中間線検出器を示す側面図である。
 【図3】実施例の装置の中間線検出器を示す正面図である。
 【図4】実施例の装置の同時計数処理状況を示すブロックである。
 【図5】実施例の装置の線検出機構における同時計数状況を示す模式図である。
 【図6】実施例の装置で用いる線検出器におけるシンチレータユニットの具体的構成を示す斜視図である。
 【図7】線検出器におけるシンチレータユニットの縦断面図である。
 【図8】線検出器におけるシンチレータユニットの他の縦断面図である。
 【図9】シンチレータユニットの第1層のシンチレータアレイの横断面図である。
 【図10】シンチレータユニットの第2層のシンチレータアレイの横断面図である。
 【図11】シンチレータユニットの第3層のシンチレータアレイの横断面図である。
 【図12】シンチレータユニットの第4層のシンチレータアレイの横断面図である。
 【図13】線検出器の各セルそれぞれで発生した光についての光電変換デバイスの光入射面での入射位置を示す模式図である。
 【図14】変形例の装置の中間線検出器を示す側面図である。
 【図15】変形例の装置の中間線検出器を示す正面図である。
 【図16】別の変形例の装置の中間線検出器を示す側面図である。
 【図17】別の変形例の装置の中間線検出器を示す正面図である。
 【図18】従来のマンモグラフィ装置の線検出機構まわりの構成を示す正面図である。
 【図19】従来の別のマンモグラフィ装置の線検出機構まわりの構成を示す正面図である。

10

20

30

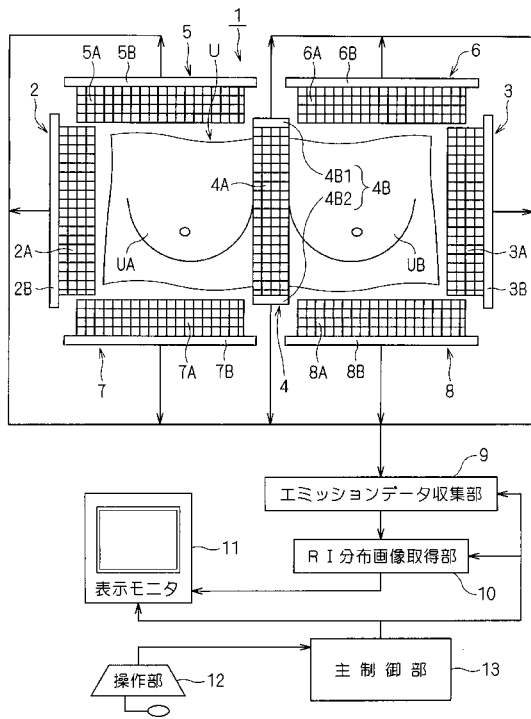
【符号の説明】

【0061】

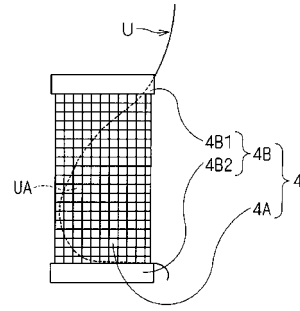
- 1 ... 線検出機構（線検出手段）
- 2 ... 右脇側線検出器
- 3 ... 左脇側線検出器
- 4 ... 中間線検出器
- 5 ... 上右側線検出器
- 6 ... 上左側線検出器
- 7 ... 下右側線検出器
- 8 ... 下左側線検出器
- 2A ~ 8A ... シンチレータユニット
- 2B ~ 8B ... 光電変換デバイス
- 9 ... エミッションデータ収集部（エミッションデータ収集手段）
- 9A ... 同時計数部（同時計数手段）
- 10 ... RI分布画像取得部（RI分布画像取得手段）
- 14 ... シンチレータユニット
- 15 ~ 18 ... シンチレータアレイ
- 19 ... 光電変換デバイス
- U ... 被検体
- UA, UB ... 乳房

40

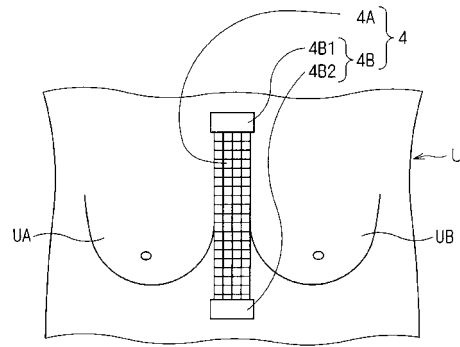
【 図 1 】



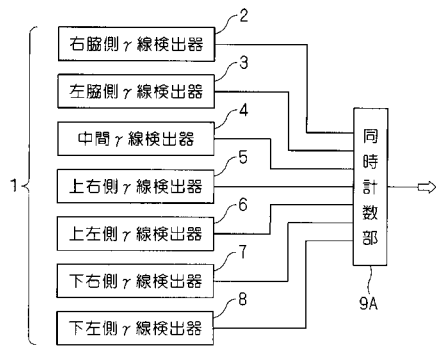
【 図 2 】



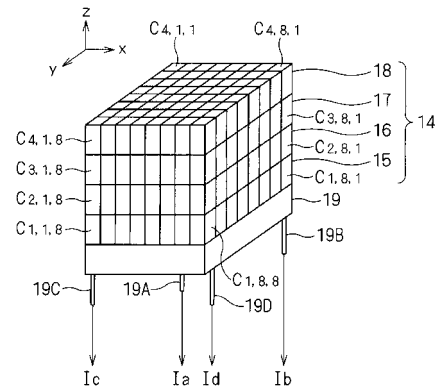
【 図 3 】



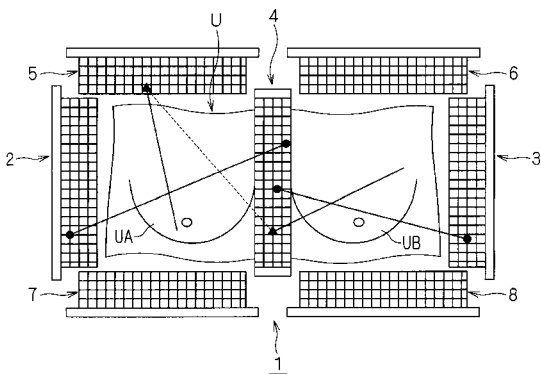
【 図 4 】



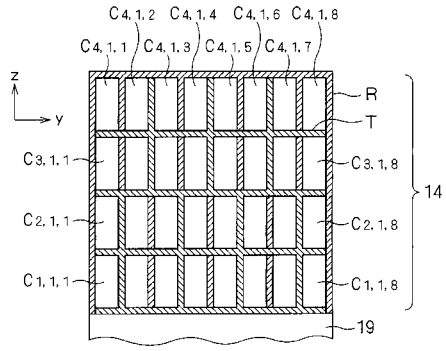
【 図 6 】



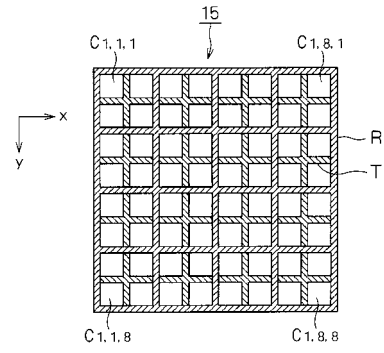
【 図 5 】



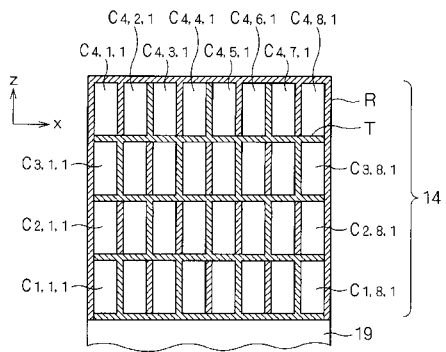
【 図 7 】



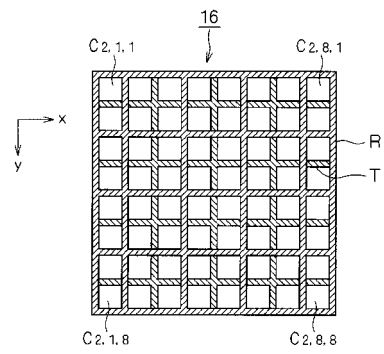
【 図 9 】



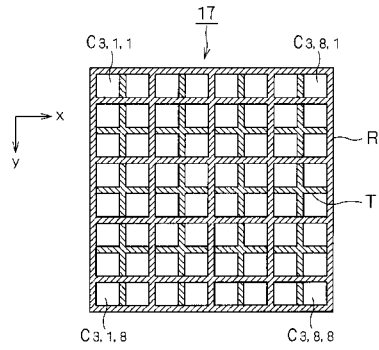
【 図 8 】



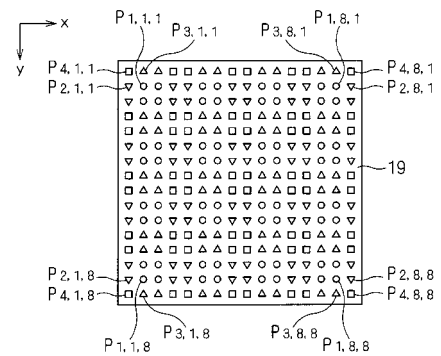
【 図 10 】



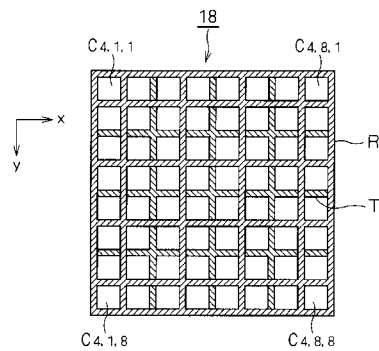
【 図 11 】



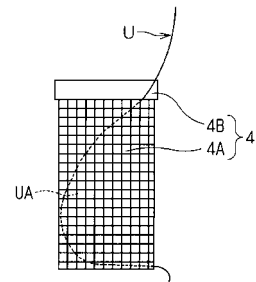
【 図 13 】



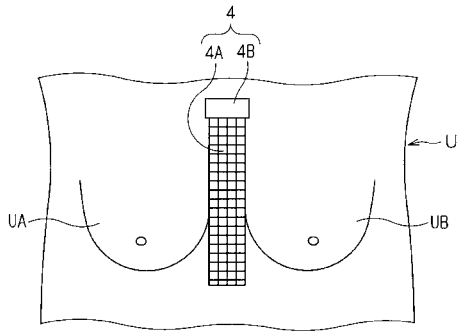
【 図 12 】



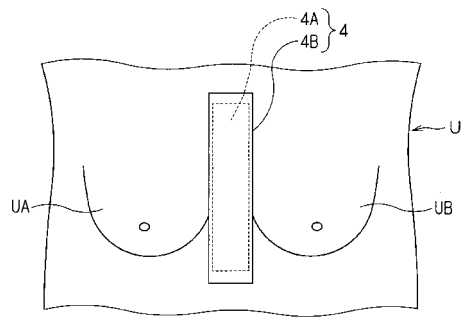
【 図 14 】



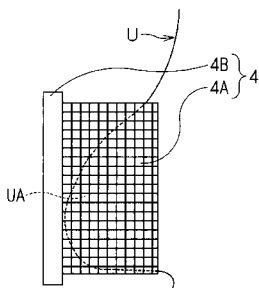
【 図 1 5 】



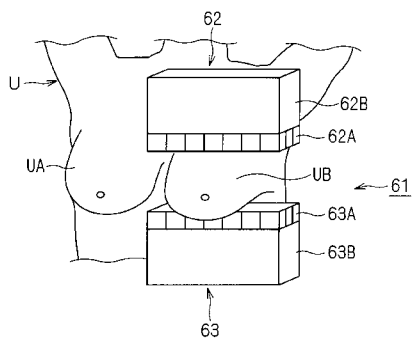
【 図 1 7 】



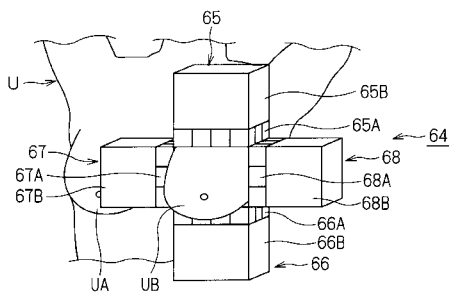
【 図 1 6 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 稲玉 直子

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内

(72)発明者 村山 秀雄

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内

Fターム(参考) 2G088 EE01 FF07 GG16 GG19 JJ05 JJ06 JJ09 KK15 KK35