

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6047347号
(P6047347)

(45) 発行日 平成28年12月21日(2016.12.21)

(24) 登録日 平成28年11月25日(2016.11.25)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 9 0 A
A 6 1 B 6/04 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
	A 6 1 B 6/04 3 3 1 Z

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2012-199331 (P2012-199331)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成24年9月11日(2012.9.11)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2014-54301 (P2014-54301A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成26年3月27日(2014.3.27)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成27年8月5日(2015.8.5)		特許業務法人Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	宮本 高敬
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	細部 孝
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		審査官	伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用X線測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の一方側に設けられ、立体的なX線ビームを発生するX線ビーム発生部と、
前記被検体の他方側に設けられ、前記立体的なX線ビームを受ける二次元検出面を有する検出部と、

前記三次元ビーム空間内に前記被検体と共に配置されるユニットであって、少なくとも1つの基準物質を有する基準物質ユニットと、

前記三次元ビーム空間内に前記基準物質ユニットが傾斜状態で配置されるようにする支持機構と、

を含むことを特徴とする医療用X線測定装置。

10

【請求項2】

請求項1記載の装置において、

前記支持機構は、前記基準物質ユニットの中心軸がX線発生原点を向くように前記基準物質ユニットを支持する、

ことを特徴とする医療用X線測定装置。

【請求項3】

請求項2記載の装置において、

前記支持機構は、前記X線発生原点の位置変化に応じて前記中心軸の傾斜角度を可変するための角度可変機構を有する、

ことを特徴とする医療用X線測定装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、
前記基準物質ユニットは前記中心軸に沿って形成された貫通孔を有する、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の装置において、
前記被検体を載せる載置台を含み、
前記 X 線ビーム発生部は前記 X 線発生原点から出る光ビームを生じさせる光照準器を含み、
前記光ビームが前記貫通孔を通過して前記載置台上に光スポットを生じさせる、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

10

【請求項 6】

請求項 2 記載の装置において、
前記基準物質ユニットは、当該基準物質ユニットの傾斜角度を判定するための前記基準物質とは異なるマーカ一部材を有する、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の装置において、
前記基準物質ユニットに対応するユニット投影像を有する二次元投影画像を形成する画像形成手段と、
前記ユニット投影像における前記マーカ一部材に対応するマーカ像の位置に応じて前記基準物質ユニットの傾斜角度を判定する画像解析手段と、
を含むことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

20

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、
前記基準物質ユニットは、前記 X 線発生原点に対して近い側の上面から遠い側の下面にかけて未広がりの形態を有し、
前記上面の中心と前記下面の中心を前記中心軸が通過し、
前記上面において前記中心軸を間において前記マーカ一部材として第 1 及び第 2 の線状部材が設けられ、
前記第 1 の線状部材は、前記傾斜状態にある前記上面における下辺に相当し、前記第 2 の線状部材は、前記傾斜状態にある前記上面における上辺に相当する、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

30

【請求項 9】

請求項 8 記載の装置において、
前記基準物質ユニットは前記中心軸を含む直交 2 断面がいずれも台形をなす四角錐形状を有する、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の装置において、
前記支持機構は、前記三次元ビーム空間内の設置位置から前記三次元ビーム空間外の退避位置へ前記基準物質ユニットを移動させるための退避機構を有する、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

40

【請求項 11】

請求項 1 記載の装置において、
前記支持機構は、前記検出部に連結され、
前記検出部のスライド運動に伴って前記基準物質ユニットがスライド運動する、
ことを特徴とする医療用 X 線測定装置。

【請求項 12】

請求項 1 記載の装置において、

50

前記支持機構は、
前記検出部に連結された第1端部と、第2端部とを有する第1アームと、
前記第1アームの第2端部に対して第1回転軸を介して連結された第3端部と、第4端部とを有する第2アームと、
を含み、
前記第2アームの第4端部に対して第2回転軸を介して前記基準物質ユニットが連結され、
前記第1回転軸回りにおいて前記第2アームが旋回運動を行い、前記第2回転軸回りにおいて前記基準物質ユニットが旋回運動を行う、
ことを特徴とする医療用X線測定装置。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は医療用X線測定装置に関し、特に、キャリブレーションや比較演算のための基準物質を備える医療用X線測定装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療の分野において、X線を利用して被検体を測定する装置として、X線撮影装置（レントゲン撮影装置）、骨塩量測定装置、等が知られている。骨塩量測定装置は、一般に、二重エネルギーX線吸収撮像法（DEXA法）に基づいて骨塩量（骨密度）を測定する装置である。かかる装置では、高エネルギーX線及び低エネルギーX線が交互に生成され、それらが被検者に交互に照射される。その際、通常、一次元のペンシルビームの二次元走査、二次元のファンビームの一次元走査又は二次元走査が実行される。

20

【0003】

X線撮影装置は、被検体の二次元X線透過像を形成するものである。一般に、立体的なビームとしてのコーンビームが形成され、一度のX線の照射で1枚の二次元透過像が形成される。具体的には、二次元感光フィルムにより二次元透過像が検出され、あるいは、二次元X線センサにより二次元透過像が検出される。可搬型の二次元検出パネルが利用されることもある。それは電氣的又は光学的に二次元透過像を読み出すことが可能なものである。

30

【0004】

X線撮影装置は、上記の骨密度測定装置とは異なり、通常、2種類のエネルギーをもったX線を交互に照射する機能を備えていない。すなわち、X線撮影装置では、一般に、広いエネルギー範囲をもったX線、あるいは、一重エネルギーX線が照射される。このような構成では、上記DEXA法に基づいて骨塩量を測定することはできないが、公知のMD法（DIP法）によれば、そのような構成でも骨塩量を推定することが可能である。MD法は、被検体の透過像と同時に特別な形状をもった基準物質の透過像を撮影して、後者を基準として被検体中の骨部における各位置の骨塩量を推定するものである。なお、基準物質として、例えば、連続的に又は段階的に変化する厚みをもったアルミニウムブロックが利用される。なお、MD法では軟部組織の厚みが無視されており、逆に言えば、軟部組織を無視できる程度に軟部組織の厚みが小さい部位が骨塩量測定部位とされる。

40

【0005】

骨粗鬆症等の診断に当たっては腰椎や大腿骨が骨塩量測定対象となる。そのような部位においては、軟部組織は無視できない程度の厚みをもっている。よって、DEXA法を利用して骨塩量を測定するのが望ましい。その場合、検査時間を短縮化するためにはX線ビームを走査せずに二次元領域にわたって一度の照射で透過像（低エネルギーX線透過像又は高エネルギーX線透過像）を取得することが望ましい。そのためにはコーンビームつまり立体的なビームの形成が求められる。

【0006】

なお、特許文献1には骨密度側測定と一般X線撮影とを行えるX線撮影装置が開示され

50

ている。特許文献2には骨密度測定と体脂肪測定とを行える骨密度測定装置が開示されている。特許文献3には、上記のMD法に基づく骨塩量測定を行う装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平10-314154号公報

【特許文献2】特開2004-147863号公報

【特許文献3】特開2010-167159号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、骨塩量を正確に求めるためには、二次元透過像の取得に際して各種の補正(校正)を行っておく必要がある。例えば、X線のエネルギー特性、検出器の感度特性等に起因して、骨密度の実測値と実際の骨密度との間に非線形関係が認められるので、それについての補正を行う必要がある。そのために直線性を補正するファントム(基準物質)が利用される。そのファントムは、通常、高骨密度を模擬した部材、中骨密度を模擬した部材、低骨密度を模擬した部材を含むものである。被検体に代えてそのようなファントムに対して撮像を行って各部材の透過像を得て、それぞれの部材について演算された骨塩量と既知の骨塩量との相違から、骨密度の補正関数が生成される。また、体厚(軟部組織の厚み)によっても骨塩量の演算結果が異なるので、体厚によって骨塩量を補正する必要がある。そのために、複数の軟部組織の厚み(高さ)を模擬するファントムが利用される。また、軟部組織を筋肉と脂肪に分けるためにもファントムが利用される(特許文献3)。それ以外にも、キャリブレーション、補正、校正、比較演算等の目的から、各種のファントム(基準物質)が利用される。

【0009】

以上のようなファントムの撮影は、被検体の測定前に実施されるのが通常である。一日の測定開始前にファントム測定が行われることもあるし、被検者の個別測定前にファントム測定が行われることもある。しかし、発生するX線は時間的に変動し易いものであり、被検体測定時のX線状態とファントム測定時のX線状態とが同じであるとは限られない。また、ファントムをその都度、被検体載置台上に手で持ち上げて設置し、また手で持ち上げて搬出するのは面倒である。なお、二次元の透過像を一度の照射で測定できるような装置においては二次元照射エリア内に被検体周辺にマージン領域が存在しているのが一般的である。しかし、従来、その部分の画像は有効活用されていない。

【0010】

本発明の目的は、被検体透過像と基準物質透過像とを同時に取得できるX線測定装置を提供することにある。あるいは、基準物質の設置に伴う作業負荷を解消又は軽減できるX線測定装置を提供することにある。あるいは、X線照射原点の位置が変化してもX線ビームに対して基準物質を適正に設置できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る医療用X線測定装置は、被検体の一方側に設けられ、立体的なX線ビームを発生するX線ビーム発生部と、前記被検体の他方側に設けられ、前記立体的なX線ビームを受ける二次元検出面を有する検出部と、前記三次元ビーム空間内に前記被検体と共に配置されるユニットであって、少なくとも1つの基準物質を有する基準物質ユニットと、前記三次元ビーム空間内に前記基準物質ユニットが傾斜状態で配置されるようにする支持機構と、を含む。

【0012】

上記構成によれば、X線ビームの照射により、被検体の透過像と共に基準物質の透過像を同時取得可能である。よって、基準物質の透過像を得るためだけにX線の照射を行う必要がなくなる。もっとも、被検体の測定に先立って、傾斜角度の調整その他の目的から被

10

20

30

40

50

検体を配置しないで基準物質だけの透過像を先行取得するようにしてもよい。望ましくは、三次元ビーム空間の中央部分に被検体が配置され、三次元ビーム空間におけるそれ以外の空き領域に（例えば被検体の右側又は左側に）、基準物質ユニットが設けられる。ここではX線照射方向が傾斜しているから、その傾斜角度に合わせて基準物質ユニットを傾斜姿勢で配置するために支持機構が利用される。基準物質ユニットが板状の形態を有する場合、上面と下面がX線照射方向（X線透過方向）に直交するように、換言すれば、上面の中心と下面の中心とをX線照射方向が通過するように、基準物質ユニットが傾斜状態で設置される。例えば、X線ビーム発生器の高さが変化した場合、基準物質ユニット設置位置でのX線照射方向の角度も変化することになるから、それに応じて基準物質ユニットの傾斜角度を適応的に変化させるのが望ましい。その場合、支持機構に所望の傾斜角度を手動

10

【0013】

望ましくは、前記支持機構は、前記基準物質ユニットの中心軸がX線発生原点を向くように前記基準物質ユニットを支持する。中心軸は、望ましくは、基準物質ユニットの中央を上下に貫く軸である。基準物質ユニットは、その中心軸がX線照射方向に一致した場合に限り、基準物質についての適正な投影像（つまり基準値）を取得できるように構成されているものである。X線発生原点は、X線ビーム空間の頂点であり、そこに中心軸を向けるということは、X線照射角度に基準物質の姿勢を正しく合わせることを意味する。望ま

20

【0014】

望ましくは、前記基準物質ユニットは前記中心軸に沿って形成された貫通孔を有する。貫通孔が形成されていれば、そこに光又はX線が透過した場合に、貫通孔とビームの角度関係によって投影像が変化するため、投影像の形態を参照すれば、基準物質ユニットの傾斜角度が正しいのか否かを容易に判定できる。

【0015】

望ましくは、前記被検体を載せる載置台を含み、前記X線ビーム発生部は前記X線発生原点から出る光ビームを生じさせる光照準器を含み、前記光ビームが前記貫通孔を通過して前記載置台上に光スポットを生じさせる。この構成によれば、光照準器が生成する光ビームを利用してX線照射前に光スポットを形成してその有無や形態から基準物質ユニットの傾斜角度が適正であるか否かを容易に判断できる。

30

【0016】

望ましくは、前記基準物質ユニットは、当該基準物質ユニットの傾斜角度を判定するための前記基準物質とは異なるマーカ一部分を有する。望ましくは、前記基準物質ユニットに対応するユニット投影像を有する二次元投影画像を形成する画像形成手段と、前記ユニット投影像における前記マーカ一部分に対応するマーカ像の位置に応じて前記基準物質ユニットの傾斜角度を判定する画像解析手段と、を含む。この構成によれば、基準物質ユニットとX線照射方向との角度関係に応じて、ユニット投影像におけるマーカ造影像の位置が変化することになるから、それを利用して両者の角度関係が適正か否かを判定可能である。画像解析によって判定するのが望ましいが、表示画面上に表示された投影像を目視して傾斜角度の適否をユーザーが判断するようにしてもよい。

40

【0017】

望ましくは、前記基準物質ユニットは、前記X線発生原点に対して近い側の上面から遠い側の下面にかけて未広がり形態を有し、前記上面の中心と前記下面の中心を前記中心軸が通過し、前記上面において前記中心軸を間において前記マーカ一部分として第1及び第2の線状部材が設けられ、前記第1の線状部材は、前記傾斜状態にある前記上面における下辺に相当し、前記第2の線状部材は、前記傾斜状態にある前記上面における上辺に相当する。この構成によれば、2つの線状部材について2つの線状投影像を取得でき、それ

50

らとユニット投影像との位置関係から、基準物質ユニットの傾斜角度の適否を判定可能である。

【0018】

望ましくは、前記基準物質ユニットは前記中心軸を含む直交2断面がいずれも台形をなす四角錐形状を有する。コーンビームが形成される場合、直交2断面の両方においてビームが未広がりになるから、それに応じて基準物質ユニットの形状を定めるものである。

【0019】

望ましくは、前記支持機構は、前記三次元ビーム空間内の設置位置から前記三次元ビーム空間外の退避位置へ前記基準物質ユニットを移動させるための退避機構を有する。この構成によれば、被検者が乗り降りする場合や基準物質ユニットを利用する必要がない場合において基準物質ユニットを退避させることができるからそれが邪魔になることはない。

10

【0020】

望ましくは、前記支持機構は、前記検出部に連結され、前記検出部のスライド運動に伴って前記基準物質ユニットがスライド運動する。検出部がX線ビーム発生器と共にスライド運動してもよい。三次元ビーム空間の移動と共に基準物質ユニットを移動させればX線照射方向に対して基準物質ユニットの姿勢を適正に維持できる。基準物質ユニットは、スライド方向における中央に設置されるのが望ましい。

【0021】

望ましくは、前記支持機構は、前記検出部に連結された第1端部と、第2端部とを有する第1アームと、前記第1アームの第2端部に対して第1回転軸を介して連結された第3端部と、第4端部とを有する第2アームと、を含み、前記第2アームの第4端部に対して第2回転軸を介して前記基準物質ユニットが連結され、前記第1回転軸回りにおいて前記第2アームが旋回運動を行い、前記第2回転軸回りにおいて前記基準物質ユニットが旋回運動を行う。

20

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、被検体透過像と基準物質透過像とを同時に取得できる。あるいは、基準物質の設置に伴う作業負荷を解消又は軽減できる。あるいは、X線照射原点の位置が変化してもX線ビームに対して基準物質を適正に設置できる。

【図面の簡単な説明】

30

【0023】

【図1】本発明に係る医療用X線測定装置を示す図である。

【図2】撮影台上に被検者が載せられた状態を示す斜視図である。

【図3】ファントムが跳ね上げられた退避状態を示す図である。

【図4】上記退避状態を示す斜視図である。

【図5】ファントムが傾斜していない比較例を示す図である。

【図6】ファントムが傾斜している第1の傾斜姿勢を示す図である。

【図7】ファントムが傾斜している第2の傾斜姿勢を示す図である。

【図8】ファントムの斜視図である。

【図9】ファントムに形成された貫通孔の作用を説明するための図である。

40

【図10】ファントムの傾斜角度が適正である場合におけるファントム像と2つのライン像との関係を示す図である。

【図11】ファントムの傾斜角度が過少である場合におけるファントム像と2つのライン像との関係を示す図である。

【図12】ファントムの傾斜角度が過大である場合におけるファントム像と2つのライン像との関係を示す図である。

【図13】減衰量を表す1次元波形を示す図である。

【図14】装置構成を示す第1のブロック図である。

【図15】装置構成を示す第2のブロック図である。

【図16】立位状態にある被検者を測定する装置におけるファントム設置例を示す図であ

50

る。

【図 1 7】図 1 6 に示したファントムを退避させた状態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0025】

図 1 には、本発明に係る医療用 X 線測定装置の好適な実施形態が示されている。この X 線測定装置は、例えば一般的なレントゲン撮影を行う X 線撮影装置、骨密度測定装置、その他の装置として構成されるものである。

【0026】

フロア面上には撮影台 10 が設けられている。この撮影台 10 は被検者 14 を載置する載置面 12 を有している。載置面 12 はフロア面に対して平行な水平面を構成している。撮影台 10 がいわゆるブッキータブルであってもよい。載置面 12 上において、被検者 14 は図 1 に示す例において仰向け姿勢にある。左腕が測定の邪魔にならないように胸部上方に折り曲げられているが、そのような姿勢は一例に過ぎない。なお、図において X 方向が左右方向としての第 1 の水平方向であり、紙面貫通方向が第 2 の水平方向としての体軸方向つまり Y 方向である。Z 方向は垂直方向である。

【0027】

被検者 14 の上方に、すなわち載置面 12 から所定距離を隔てた上方に、X 線発生器 16 が設けられている。この X 線発生器 16 は X 線発生管を有し、未広がり of 立体的なコーンビームを形成する。すなわちコーンビームは円錐形状あるいは角錐形状を有するものである。X 線発生器 16 には、X 線発生原点が設けられ、それが X 線ビーム 18 の頂点に相当する。X 線発生器 16 は後に説明するように投光照準器を有している。本実施形態においては X 線ビーム 18 と同じ形状をもった光ビームが形成されている。

【0028】

X 線発生器 16 はアーム機構 19 によって支持されている。X 線発生器 16 の Z 方向の位置、すなわち高さを符号 20 で示すように可変することが可能である。そのような高さ変更により、X 線ビーム空間の大きさが変化することになる。

【0029】

図 1 に示す構成例において、撮影台 10 における載置面 12 の下側には X Y 方向に広がった X 線検出器 22 が設けられている。X 線検出器 22 は、例えば、2 次元配列された複数の X 線センサからなるものである。そのようなセンサ群に代えて、X 線フィルムを設けるようにしてもよい。その場合においてはフィルムに対する読み取りによりデジタルデータとしてのイメージデータが取得される。電気信号あるいは光信号として 2 次元透過像を蓄積するパネルを X 線検出器として配置するようにしてもよい。図 1 に示す例において、被検者 14 の上側に X 線発生器 16 が設けられ、一方、被検者 14 の下側に X 線検出器 22 が配置されていたが、両者の位置関係を逆にしてもよい。

【0030】

本実施形態においては、X 線検出器 22 に対してファントム機構 24 が連結されている。X 線検出器 22 は、図示されていないスライド機構により、Y 方向にスライド運動するものであり、X 線検出器 22 に搭載されたファントム機構 24 も、X 線検出器 22 と共にスライド運動する。X 線検出器 22 と共に X 線発生器 16 が Y 方向にスライド運動してもよい。ファントム機構 24 は、ファントム 26 と支持機構 28 とからなるものである。

【0031】

具体的には、ファントム 26 は、本実施形態において基準物質で構成されており、それは例えばキャリブレーション、補正、比較演算等において参照される物質により構成されるものである。図示例ではファントム 26 が基準物質ユニットであり、複数の基準物質を組み合わせる基準物質ユニットを構成してもよい。例えば第 1 物質で構成されたファントムの中に第 2 物質で構成された別のファントムつまり基準物質を埋め込むようにしてもよい。また複数のプレート状のファントムを積層させて、そのような積層体を基準物質ユニ

10

20

30

40

50

ットとして設けるようにしてもよい。いずれにしても、本実施形態においては、X線ビーム18が形成する3次元のビーム空間内に被検者14における被検部位と共にファントム26が配置されており、1回の照射で被検部位のX線透過像と共にファントム透過像を取得することが可能である。

【0032】

ファントム26については後に詳述するが、本実施形態において、ファントム26は支持機構28によって角度可変可能に支持されている。3次元のビーム空間内において、例えばX方向に着目した場合、その中央部に被検体14が配置されると、その右側あるいは左側に空き領域が生じることになる。そのような空き領域内にファントム16が傾斜状態をもって配置される。本実施形態においては、3次元のビーム空間内において、被検者14の本人から見て左側に空き領域が生じており、その部分にファントム26が設置されている。支持機構28は、ファントム26の傾斜角度を任意に定めることが可能な角度可変機構を備えている。また、後に説明するように、支持機構28は複数の関節及び複数のアームを有しており、支持機構28は、ファントム26をビーム空間内に設置して、その姿勢を維持する機能の他、ファントム26を跳ね上げて退避位置に維持する機能も有している。

10

【0033】

図2には、被検者14を載せた撮影台10の斜視図が示されている。上述したように、被検者14の本人から見て左側にはファントム機構24が設けられ、そのファントム機構24は板状あるいは台形状のファントム26と、それを支持してその傾斜角度を維持する支持機構28と、で構成されている。支持機構28について更に詳述すると、当該支持機構28は、X線検出器のケースに連結された水平方向に伸長する水平部28aと、水平部28aのX方向の端部から垂直に立ち上がっている垂直部28bと、垂直部28bの上辺に設けられた第1回転軸30を介して取り付けられた可動アーム28cと、を有している。可動アーム28cの被検者側の端部はホルダ28dを構成している。ホルダ28dは二股状の形態を有し、ファントム26におけるY方向の両端を回転可能に支持している。符号32はそのための第2回転軸を示している。回転角度を設定及び維持する機構については図示省略されている。ファントム26が被検体に当接されるように構成し、それが被検体の位置決め作用を発揮するようにしてもよい。

20

【0034】

図3には、ファントム26の退避状態すなわち跳ね上げ状態が示されている。第1回転軸30周りにおいて可動アーム28cが上方へ回転運動をしておりそれは起立状態となっている。第2回転軸32を中心としてファントム26が図3において時計回り方向に回転しており、それが開いた姿勢となっている。このような退避状態すなわち退避姿勢によれば被検者に対してファントムが当たることはなくなる。撮影台上に被検者が載る場合やそこから下りる場合にこのような退避状態が形成されるのが望ましく、また、ファントムを利用しない測定を行う場合にもこのような退避状態とするのが望ましい。図4には、退避状態にあるファントム機構24の斜視図が示されている。次に、図5乃至図7を用いてファントムの傾斜の必要性について説明する。

30

【0035】

図5には比較例が示されている。符号22はX線検出器を模式的に表したものである。そのX方向における中心の上方に原点34が設定されており、それはX線発生原点である。そこからの垂線が中心線40である。原点34の高さがH1で表されている。立体的なビーム空間における隅部分にファントム26が設けられ、それは起立状態となっている。すなわちファントム26は傾斜姿勢とはなっていない。この場合において、原点34から立体的に広がるX線ビームが形成される。XY平面上において、ファントム26を通過するX線ビーム領域の外側が外側ライン36として表されており、その内側が内側ライン38として表されている。それらの間に挟まれる領域が有効領域42である。すなわち有効領域42はファントム26を通過したX線が到達する領域であり、その幅はW1である。しかしながら、有効領域42内のX線検出位置に応じてファントム26中を通過するX線

40

50

の透過距離が異なることになり、このような構成ではファントムを利用したキャリブレーション等を適正に行うことはできない。

【0036】

そこで、本実施形態においては、図6に示すように、ファントム26が傾斜姿勢になるように構成されている。具体的には、原点34が高さH2の位置に設定されている場合において、すなわち最低の高さに設定されている場合において、ファントム26における中心軸46が原点34を向くように、ファントム26の傾斜角度 θ_1 が定められている。ここで傾斜角度 θ_1 はファントム26の中心軸46と垂直線44とが成す角度である。符号50は回転軸中心を示しているが、そのような回転軸中心50を図示される位置以外に設定することも可能である。ファントム26は上面から下面にかけて末広りの台形状の形態を有しており、上面の2つのエッジを通過するライン36, 38に着目した場合、その2つのライン36, 38の範囲内においてはファントム26の厚み全部にわたってX線ビームが通過する。したがって有効領域42において適正な基準値を取得することが可能である。すなわち、ファントム26の厚みに対応した減衰量を取得することが可能である。有効領域42の幅はW2で示されている。ちなみに、符号48はX方向の中心からX線検出器の端までの距離を表している。本実施形態においては、原点34の高さがもっとも低くなった場合においても、すなわち図6に示すような状態が生じた場合においても、ファントム26の上面を通過したX線の全てがファントム中を通過するようにファントム26の形状が設定されており、すなわち十分な末広り形状が採用されている。

【0037】

図7には、原点34の高さがH3とされた場合の状態が示されている。すなわち最高の高さに設定された場合が示されている。この場合において、ファントム26は垂直線44に対して θ_2 の傾斜角度をもって傾斜している。この場合において、ファントム26の上面における上辺及び下辺を通過する2つのライン36, 38によって挟まれる領域において適正に基準値を取得することが可能であり、それが検出器面上の有効領域42である。それはW3の幅を有している。このように、X線発生原点34の高さに応じて、垂直線44に対するファントム26の中心軸46の傾き角度を変換することにより、ファントム26の厚み全体を使った適正な減衰量検出を行うことが可能である。複数の基準物質すなわち複数のファントムが組み合わせて利用される場合、各ファントム毎に適正な減衰量を得られるようにその形状を定めるのが望ましい。例えば球体を利用すれば、それがどのような位置においてどのような姿勢であっても、その中心を通る軸上においては規定の厚みに対応する減衰量値を取得することが可能である。本実施形態においては、ファントム26の測定にあたっては、被検者の測定値には影響が及ばないので、一度の測定で被検者についての測定値とファントムの測定値とを取得することが可能である。

【0038】

図8には、本実施形態において使用されたファントム26の斜視図が示されている。図8においてはファントム26のより具体的な構成が示されている。ファントム26は上面52と下面54とを有し、上面52から下面54にかけて水平断面積が徐々に増大しており、これにより台形状が構成されている。すなわち第1垂直面及び第2垂直面の両方において台形状の形態となっている。上面52におけるx方向の幅がx1であり、下面54におけるx方向の幅がx2である。上面52におけるy方向の幅がy1であり、下面54におけるy方向の幅がy2である。図示されるように、 $x_1 < x_2$ であり、 $y_1 < y_2$ である。

【0039】

ファントム26は、上面52と下面54の他、4つの側面を有しており、すなわち第1側面56、第2側面58、第3側面60及び第4側面62を有している。それぞれの側面56~62は台形状の面である。本実施形態においては、X線検出器におけるY方向の中心と、ファントム26における中心軸のy方向の位置とが一致しており、すなわちファントム26は、Y方向に着目した場合、中央に設置されている。これにより、コーンビームにおけるY方向のセンターとファントムにおけるY方向のセンターとを一致させることが

10

20

30

40

50

可能であり、つまりY方向において対称の形態を採用することが可能である。仮に、Y方向について見た場合、X線ビーム空間の中心とファントム26の中心とがずれている場合、そのずれ量に応じて変形した台形を採用すればよい。

【0040】

ファントム26には中心軸に沿って貫通孔64が形成されている。すなわちその貫通孔64はz方向に伸長した穴であり、そこにはファントム26を構成する物質は含まれていない。また、ファントム26における上面52における2つの長辺には線状減衰体66, 68が設けられている。すなわち、ファントム26が傾斜状態にある場合、例えば、上面52における下辺が線状減衰体68に対応し、上辺が線状減衰体66に対応することになる。以上説明した貫通孔64及び線状減衰体66, 68の作用について以下に説明する。

10

【0041】

図9には、上述した貫通孔の作用が説明されている。2次元検出器のX方向の全幅が符号70で示されている。その中心線40上の所定高さに原点34が設定されている。ファントム26はその中心軸が原点34を向くように傾斜状態で配置されている。この場合においてファントム26の上面における2つの辺、つまり2つの線状減衰部材60, 68を通過する2つのラインが破線で示されており、それらによって挟まれる有効領域が符号72で示されている。当該有効領域72の幅はW4である。上述したように、本実施形態におけるX線発生器はX線ビームと同一形状をもった光ビームを生成する投光照準器を備えており、そのような投光照準器において光ビームを生成した場合、原点34からコーンビーム上の光ビームが形成され、それが貫通孔64を通過して載置面上に光スポットを生じさせる。

20

【0042】

その場合、ファントム26の傾斜角度が適正であれば、光スポットとして円形の高輝度領域が生じる。検査者においてその状態を確認することにより、ファントム26の傾斜角度が適正であることを目視確認することができる。仮に、ファントム26の傾斜角度が不適切であるならば、光スポットがそれ自体形成されないか、偏平した光スポットが形成されるので、そのような状態を確認することによりファントム26の傾斜角度を修正することが可能である。すなわち光スポットの現われ方を見ながらファントム26の傾斜角度を修正することにより最終的にファントム26を適正な傾斜角度に設定することが可能である。

30

【0043】

ファントム26の傾斜角度の適否を投影画像上において判定するためには、上述した2つの線状減衰体に対応する2つのライン像が利用される。図10及び図12を用いてそれについて説明する。

【0044】

図10において、符号74は撮影された投影画像を表しており、それは全体画像である。ファントムを通過したイメージとしてファントム像76が形成されている。また2つの線状減衰体を通ることにより生成された2つのライン像78, 80が生じている。図10に示す例においてはファントム像76のX方向の両端の内側に2つのライン像78, 80が生じている。図10はファントムの角度が適正な場合を表しており、ファントム像76の中央部に形成される貫通孔に相当する低減衰領域82のX方向の幅86及びY方向の幅84とも直径に相当しており、円形の像が得られている。ちなみに、符号100は撮影画像の端を示しており、符号86はファントム像76における被検体側エッジを表しており、符号88はそれとは反対側のエッジを表している。符号90はX方向におけるライン像78の中心位置を表しており、同じく符号92はライン像80における中心位置を表している。それらが内側の立ち上がり点あるいは外側の立ち上がり点を示すものであってもよい。

40

【0045】

以上のように、ファントムの角度が適正である場合、ファントム像76の中に2つのライン像78, 80が収まることになり、そのような位置関係をもってファントムの角度の

50

適正さを判断することが可能である。

【 0 0 4 6 】

一方、図 1 1 に示すように、撮影画像 7 4 A に含まれるファントム像 7 6 A において、2つのライン像の位置がX方向右側に大きくシフトしている場合、より具体的には、ファントム像 7 6 A における被検体側のエッジ 8 6 から一方のライン像の中心位置 9 0 までの距離が離れ、しかも他方のライン像の中心位置 9 2 がファントム像 7 6 A のエッジに達しているかそれを越えている場合、ファントムの傾斜角度が不足であることを判定可能である。この場合において、上述した、低減衰領域の形状を参照し、そのX方向の幅 8 6 A とY方向の幅 8 4 A とを参照することにより、両者の対比から傾斜角度不足を判定するようにしてもよい。

10

【 0 0 4 7 】

図 1 2 においては、撮影画像 7 4 B に含まれるファントム像 7 6 B において、一方のライン像の中心位置 8 6 がファントム像 7 6 の被検体側エッジに到達しており、また他方のライン像の中心位置 9 2 がファントム像 7 6 の外側エッジ 8 8 よりも大きく内側にシフトしている。また低減衰領域におけるX方向の幅 8 6 B がY方向の幅 8 4 B よりかなり小さくなっている。このような位置関係あるいはサイズの違いを利用して、ファントムの傾斜角度が過大であることを判定することが可能である。そのような判定は表示画面上における目視によりあるいは画像の自動解析により行うことが可能である。

【 0 0 4 8 】

図 1 3 には画像解析により自動的に判定を行う場合の処理の一例が示されている。横軸はX方向を表しており、縦軸は減衰量を表している。符号 1 0 2 はX線ビームが及ぶ領域あるいは検出領域を示している。ファントムにおける貫通孔に相当する範囲 1 0 4 においては減衰量が小さく、その両側においてはファントムが存在しているために一定の減衰量が生じており、更に上面の左右辺には線状減衰体が設けられているためその部分において大きな減衰量が生じている。更にその外側においてはファントムが台形状を有しているために、減衰量がなだらかに減少している。

20

【 0 0 4 9 】

例えば閾値 k 1 を設定して、2つの線状減衰体に相当する波形部分を特定することが可能であり、例えばセンターからサーチした場合における立ち上がり点を特定することにより位置 1 0 6 , 1 0 8 を特定することができる。ファントムの傾斜角度が適正であれば、それらの2つの位置 1 0 6 , 1 0 8 の間が有効領域に対応することになる。一方、ファントムのX方向における両端を特定するために閾値 k 2 が設定され、波形におけるファントムの両側における立ち上がり点の位置が特定される。そして、位置 1 0 6 , 1 0 8 と両端エッジまでの範囲 1 1 0 , 1 1 2 が特定され、その範囲(すなわち距離)の大小を判断することにより、ファントムの傾斜角度が過小であるのか過大であるのかあるいは適正であるのかを判定することができる。これについては図 1 0 乃至図 1 2 に示した通りである。すなわち、例えばファントムにおけるY方向の中央を通過するX方向ラインにおいて1次元減衰量波形を取得し、その波形解析をもってファントムの傾斜角度の適否を判断することが可能である。もちろん1次元波形解析ではなく2次元画像を解析対象とすることも可能である。

30

40

【 0 0 5 0 】

なお、上述した線状減衰部材は鉄、鉛等の金属により構成されるのが望ましい。少なくともファントムそれ自体を構成する物質とは異なる物質によって構成する必要がある。

【 0 0 5 1 】

図 1 4 には図 1 に示したX線測定装置がブロック図として示されている。制御部 1 1 4 には、X線発生器 1 6、投光照準器 1 1 6 及び二次元検出器 2 2 が接続されている。また制御部 1 1 4 にはX線発生器 1 6 を昇降させる昇降機構 1 1 8 及びX線検出器をスライド運動させるスライド機構 1 2 0 が接続されている。制御部 1 1 4 はそれらの構成の動作制御を行っている。また、制御部 1 1 4 には入力部 1 3 4 が接続され、また表示部 1 3 6 が接続されている。制御部 1 1 4 は通信部 1 3 8 を介して外部の情報処理装置と通信を行う

50

ことも可能である。

【 0 0 5 2 】

制御部 1 1 4 は骨密度画像形成部 1 2 2 を有しており、それは例えば二重エネルギー X 線吸収法に基づいて骨密度演算を行い、それを表す 2 次元画像を形成するモジュールである。体脂肪画像形成部 1 2 4 は体脂肪量を表す 2 次元画像を生成するものであり、そのような場合においては体脂肪を演算するために所定のファントムが利用され、それは図 1 等に示したファントムである。もちろん、ファントムとしては、キャリブレーション、補正、比較演算のための各種のファントムを設置することが可能である。X 線撮影画像形成部 1 2 6 は、検出された 2 次元データに基づいて X 線投影像を形成するモジュールである。この場合においては、所定のエネルギーをもった X 線が生成される。キャリブレーション部 1 3 0 は、ファントムを透過した X 線を検出することにより得られたデータに基づいて各種のキャリブレーションを実行するモジュールである。例えばそのようなキャリブレーションとして、均一性ファントムを用いた補正、体厚補正ファントムを用いた補正、直線性ファントムを用いた補正等を挙げることができる。キャリブレーション部 1 3 0 は判定部 1 3 2 を備えている。判定部 1 3 2 は、画像解析によりファントムの傾斜角度が適正であるか否かを判定するモジュールである。制御部 1 1 4 において各モジュールは必要に応じて設けられるものである。少なくともファントムの検出値が何らかの形において利用される限りにおいて図 1 に示したファントム機構が利用され得る。

10

【 0 0 5 3 】

図 1 5 には他の構成例が示されている。図 1 4 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。図 1 5 に示す例においては、演算部 1 1 4 A に画像読み取り器 1 4 0 が接続されている。画像読み取り器 1 4 0 は、例えばフィルムから X 線透過像をデジタル信号として読み取るものであり、あるいはデジタル信号として投影像を格納したパネルから信号を読み取るものである。モータ 1 4 2 は、ファントム機構に設けられ、ファントムの傾斜角度を可変するための駆動源である。キャリブレーション部 1 3 0 A 内には傾斜制御部 1 4 4 が設けられ、また角度テーブル 1 4 6 が設けられている。角度テーブル 1 4 6 は、X 線発生器の高さとファントムの傾斜角度との対応関係を格納したテーブルであり、傾斜制御部 1 4 4 はそのような角度テーブル 1 4 6 の内容を参照することにより X 線発生器の高さに適合したファントムの傾斜角度を自動的に設定可能である。

20

【 0 0 5 4 】

図 1 6 には、立位の状態にある被検体に対する X 線測定が示されている。被検者 1 5 2 の背中側には図示されていない X 線発生器が設けられ、被検者 1 5 2 の前面側に X 線検出器 1 5 0 が設けられている。X 線検出器 1 5 0 にはファントム機構 1 5 4 が設けられており、そのファントム機構 1 5 4 はファントム 1 5 6 と支持機構 1 5 8 とにより構成されている。支持機構 1 5 8 は第 1 回転軸 1 6 0 及び第 2 回転軸 1 6 2 を有している。第 2 回転軸 1 6 2 によりファントム 1 5 6 の傾斜角度を自在に設定することができ、特にその中心軸が X 線発生原点に向くようにファントム 1 5 6 の傾斜角度が定められる。このことは図 1 に示した実施形態と同様である。

30

【 0 0 5 5 】

図 1 7 には、図 1 6 に示したファントム機構 1 5 4 における退避状態が示されている。すなわちファントム 1 5 6 は第 1 回転軸 1 6 0 及び第 2 回転軸 1 6 2 の作用により外側に開かれており、退避状態に置かれている。そのような状態において被検者 1 5 2 が検出器 1 5 0 に対し位置決められる。あるいはファントム 1 5 6 の同時照射を行わない場合にもこのような状態が設定される。

40

【 0 0 5 6 】

以上の通りであり、本願の実施形態によれば、被検体とともにファントムに対して X 線を照射して、被検体透過像と共にファントム透過像を取得することが可能である。したがってキャリブレーション等を行いながら、被検体画像の補正や修正を行うことが可能である。また本実施形態においてはファントムの傾斜角度を可変でき、すなわちその中心軸を発生原点に向けることが可能であるから、X 線発生器の高さが変化した場合であっ

50

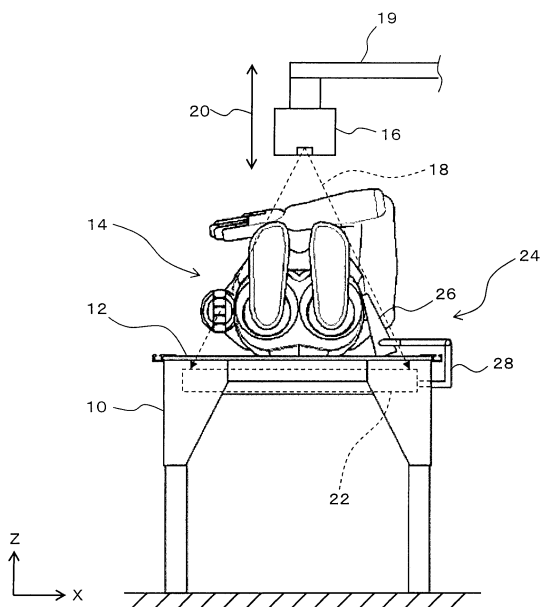
ても、ファントムの姿勢を適正に設定することが可能である。しかもファントムは立体的なビーム空間において被検体が存在しない空き領域に設定されているから、そのような空き領域すなわち空いている検出チャンネルを利用してファントムの測定値を取得できるという利点が得られる。ファントムの傾斜角度の調整は上述したように人為的に行うことができ、また信号解析や画像解析を利用して自動的に行うことが可能である。

【符号の説明】

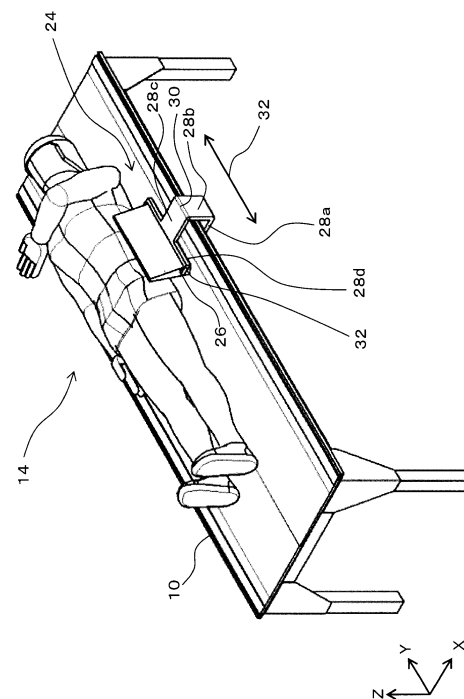
【 0 0 5 7 】

10 撮影台、14 被検者、16 X線発生器、22 X線検出器、24 ファントム機構、26 ファントム（基準物質ユニット）、28 支持機構。

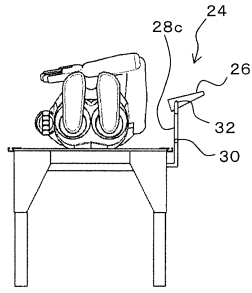
【 図 1 】



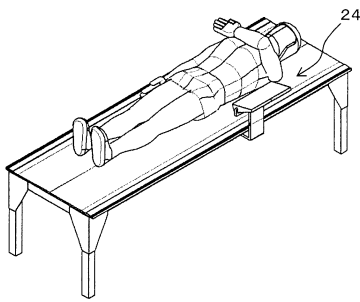
【 図 2 】



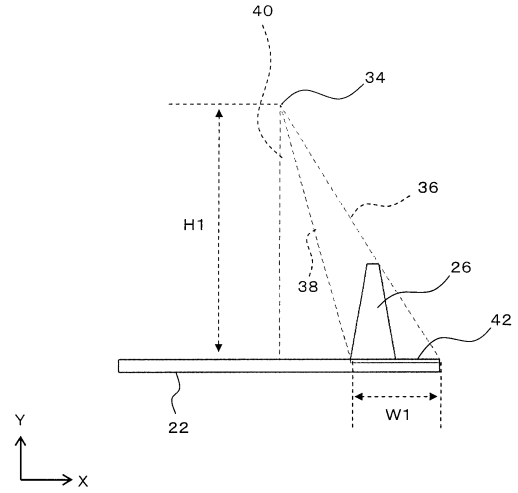
【図3】



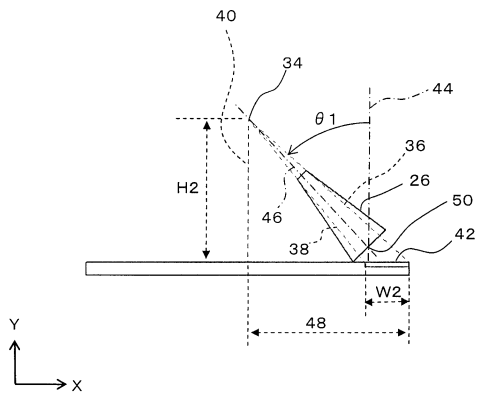
【図4】



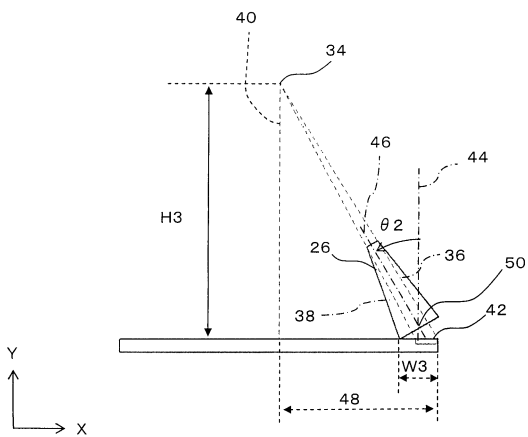
【図5】



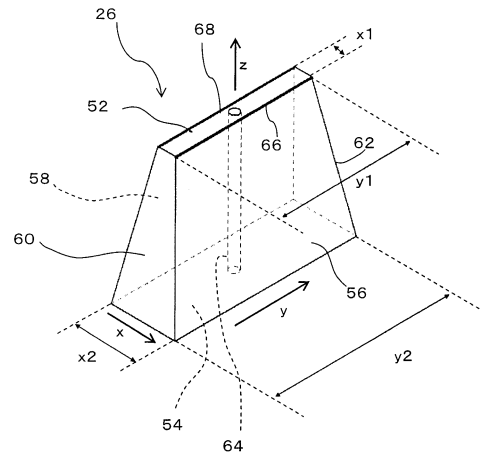
【図6】



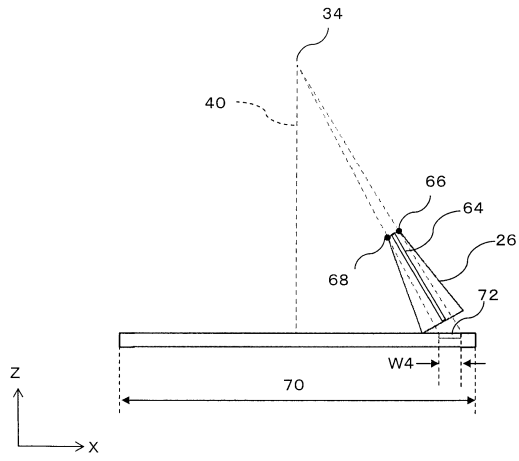
【図7】



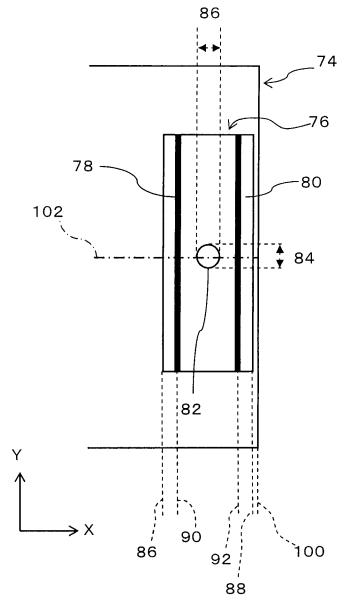
【図8】



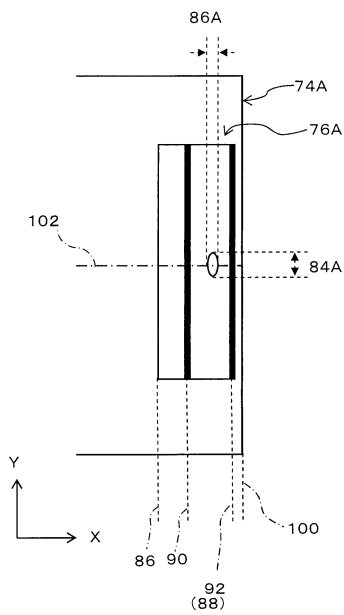
【図 9】



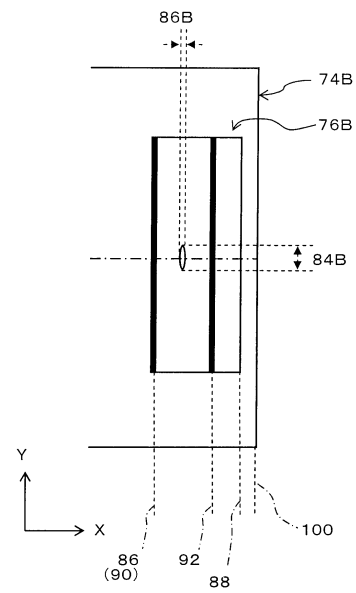
【図 10】



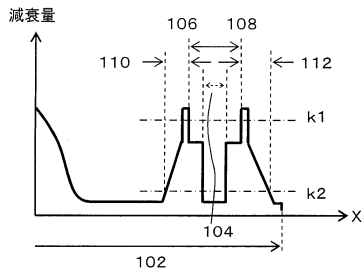
【図 11】



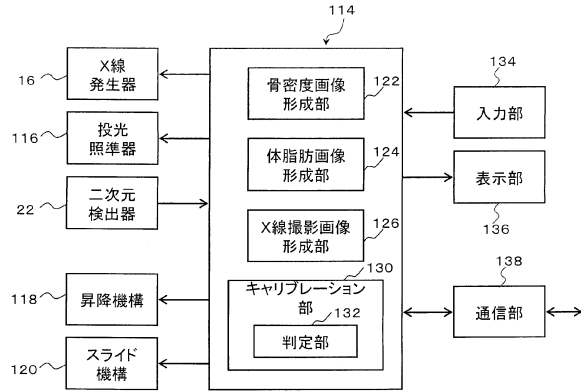
【図 12】



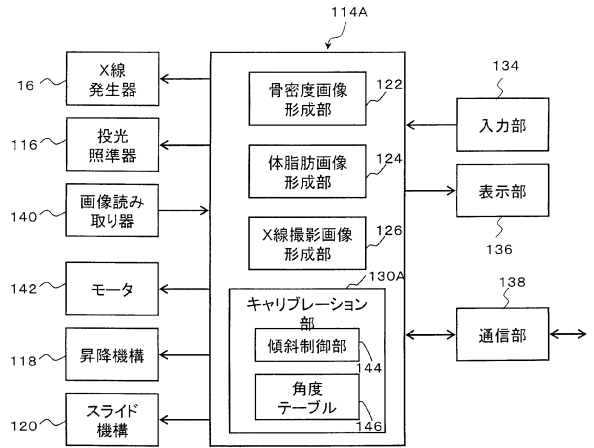
【図13】



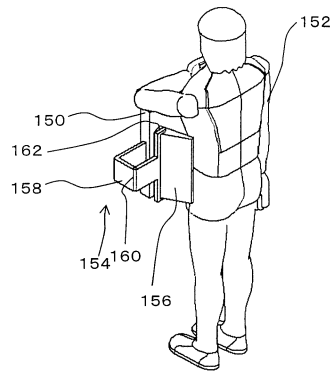
【図14】



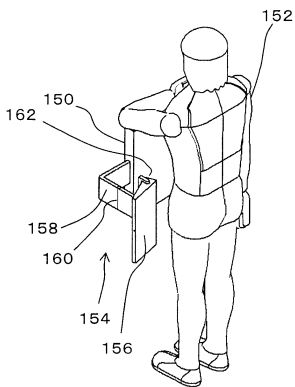
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-308313(JP,A)
米国特許第05493601(US,A)
特開2010-233880(JP,A)
国際公開第2008/044439(WO,A1)
特開平04-300525(JP,A)
米国特許第05187731(US,A)
米国特許第06377653(US,B1)
特開2000-201917(JP,A)
特開平10-262959(JP,A)
実開昭61-077004(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14