

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4231414号
(P4231414)

(45) 発行日 平成21年2月25日(2009.2.25)

(24) 登録日 平成20年12月12日(2008.12.12)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 0 0 S
G 0 1 T	1/24	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 2 0 M
G 0 1 T	7/00	(2006.01)	G 0 1 T	1/24	
H 0 4 N	5/32	(2006.01)	G 0 1 T	7/00	A
			H 0 4 N	5/32	

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-578962 (P2003-578962)
 (86) (22) 出願日 平成14年3月27日(2002.3.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2002/002962
 (87) 国際公開番号 W02003/081282
 (87) 国際公開日 平成15年10月2日(2003.10.2)
 審査請求日 平成16年11月1日(2004.11.1)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100064414
 弁理士 磯野 道造
 (72) 発明者 北口 博司
 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
 株式会社日立製作所
 電力・電機開発研究所内
 (72) 発明者 横井 一磨
 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
 株式会社日立製作所
 電力・電機開発研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮像装置および放射線撮像システムならびに放射線を用いた撮像支援方法および放射線検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像対象を透過した放射線および/または前記撮像対象から放出された放射線を検出する検出器と、前記検出器から出力される電気信号に基づいて画像処理を行う処理装置と、画像処理により得られた像を出力する出力手段とを含む放射線撮像装置であって、

前記検出器は、前記放射線の入射により電荷を発生させる検出素子を含む検出モジュールを前記撮像対象に合わせて配列可能に形成されると共に、前記検出モジュールの配列を保持するための保持具を備え、

前記撮像対象の撮像部位を撮像パラメータとして入力する入力装置を設け、前記処理装置は、前記撮像パラメータと前記検出モジュールの配列についてのデータベースを備え、前記撮像パラメータに基づいて前記検出モジュールの配列を選定するように構成したことを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項2】

前記検出素子が、CdTe、CZT、GaAsのうちのいずれかの化合物半導体、あるいは、Si半導体を用いて構成されていることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

【請求項3】

隣り合う前記検出モジュールの前記検出素子は、その間隔が2mm以下となるように配列されることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

【請求項4】

複数の前記検出モジュールを収納するモジュールトレイと、前記撮像パラメータに基づいて選定された配列に応じて前記検出モジュールを前記保持具まで搬送するハンドリング機構を備えた請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の放射線撮像装置と、前記放射線の線源として X 線発生装置を備え、前記 X 線発生装置は、前記処理装置からの出力信号により制御されることを特徴とする放射線撮像システム。

【請求項 6】

前記撮像対象の大きさに基づいて前記検出器を形成する前記検出モジュールの数を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

10

【請求項 7】

前記放射線のエネルギーの大きさに応じて、検出面の厚さが異なる前記検出モジュールを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】

前記検出モジュールは、隣り合う他の前記検出モジュールと係合するための凸部と、他の前記検出モジュールの凸部に係合可能な凹部とを有する請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】

撮像対象の像を生成するために前記撮像対象を透過した放射線および/または前記撮像対象から放出された放射線を検出する放射線撮像に用いられる検出器であって、

20

前記放射線の入射により電荷を発生させる検出素子を含む検出モジュールと、前記検出モジュールを複数配列させて保持する保持具を有し、前記保持具は前記検出モジュールに当接するプレートと、前記検出モジュールを前記プレートに沿ってスライドさせることで位置決めを行うための長穴とを備え、前記長穴は、前記プレートに前記検出モジュールの配列方向に沿って形成されていることを特徴とする放射線検出器。

【請求項 10】

撮像対象を透過した放射線および/または前記撮像対象から放出された放射線を検出する検出器と、前記検出器から出力される電気信号に基づいて画像処理を行う処理装置と、画像処理により得られた像を出力する出力手段とを含み、

前記検出器は、前記放射線の入射により電荷を発生させる検出素子を含む検出モジュールを前記撮像対象に合わせて配列可能に形成されると共に、前記検出モジュールの配列を保持するための保持具を備える放射線撮像装置における撮像支援方法であって、

30

前記放射線撮像装置は、撮像パラメータである撮像対象と、前記検出モジュールの二次元配列と、を対応付けたデータベースを備え、

前記放射線撮像装置は、入力装置を介して、撮像対象が撮像パラメータとして入力されると、

入力された撮像パラメータを検索キーとして前記データベースを検索して、撮像対象に対応する検出モジュールの二次元配列を決定し、表示装置に表示させることを特徴とする撮像支援方法。

【発明の詳細な説明】

40

技術分野

本発明は、放射線を撮像する放射線撮像装置、および、放射発生装置を含む放射線撮像システム、放射線を用いた撮像方法、ならびに、その放射線検出器に関する。

背景技術

従来の放射線を利用した放射線撮像装置としては、フィルム法やイメージングプレート (IP) 法 (参考文献: RADIOISOTOPES: 44, 433 (1995)) などがあげられる。これらの方法に用いられるセンサである検出器は、いずれも放射線の有感部厚が数 10 μm から数 100 μm 程度であり、撮像後に現像処理やレーザによるイメージ情報の読み取り処理が必要な間接撮像である。また、このような間接撮像方法を利用した放射線撮像装置は、その放射線の有感部厚が薄く、放射線の検出感度が小さいので、撮像に

50

は多くの放射線量が必要となる。これは、人体に悪影響を及ぼすものではないが、患者の放射線の被曝量を最小限に止めたいという要望があった。

そこで、近年では数100 μ m厚の蛍光体とTFT(Thin Film Transistor)を備えるフラットパネルセンサを検出器として用いる撮像法(参考文献:電気学会研究会資料;原子力研究会、NE-01-25, P21(2001))が注目を集めている。この撮像法は、リアルタイムの映像を得ることができ、前記の間接撮像と対比して直接撮像と呼ばれる。このため、直接撮像が可能な放射線撮像装置は集団検診や医療診断の重要な機器として、広く活用されつつある。

また、従来の放射線撮像装置の主たる使用目的は患者のX線撮像であり、放射線の対象エネルギーが100keV程度(実効平均エネルギーは50keV程度)であった。一方、最近の核医学の放射線撮像技術では、患者に放射性物質(RI:Radio Isotope)を投与して撮像する診断が極めて多くなっている。このような撮像ではガンマカメラ用のTc-99m(141keV)やPET(Positron Emission Tomography)用のO-15やF-18(511keV)が主なRIとなる。

しかしながら、前記したRIは、X線撮像に用いるX線のエネルギーに比べ、高エネルギーの線源である。このため、このような線源に対して従来の放射線撮像装置で撮像を行う場合には、さらに検出器の感度が不足するので撮像時間が長くなり、患者の被曝が問題となる可能性がある。また、放射線源の種類によっては、十分な検出感度を確保できず、必要な像が得られない可能性もある。このような観点から、用いる放射線源に対して適切な感度となる検出器を備えた放射線撮像装置の開発が要望されている。

さらに、X線・核医学の撮像対象には、最も大面積の胸部全体から小面積の胆嚢、腎臓まで大きさの異なる多くの対象が存在しており、従来の放射線撮像装置の検出器は最も面積の大きい胸部の大きさに合わせて製造されている。しかしながら、そのような大きい検出器は取り扱いに不便であった。また、腎臓など小さい部位を撮像対象とする場合には、他の不要な部分も撮像されてしまうため、必要な部位のみを撮像したいという要望があった。このような要望は術中に行われる局所的な撮像においては、顕著に表れる。そして、このような要望に応えるためには放射線源の種類、撮像対象の面積に合った検出器や、そのような検出器を備える放射線撮像装置を全て揃える必要があるが、例えば、線源のエネルギーを3種、撮像部位(撮像臓器など)を30種、幼児、子供、大人の体形を3種とすると、270種類の放射線撮像装置をあらかじめ所有しなければならないことになり、保管スペースや、管理費用の観点からは望ましくない。

したがって、本発明は、放射線を用いて行われる撮像において、撮像条件に柔軟に対応し、必要な像を速やかに得られるようにすることを目的とする。また、撮像条件に柔軟に対応することで被撮像者の被曝量を最低限に止めることを目的とする。

発明の開示

前記の課題を解決するための手段としては、方形の検出素子を撮像対象に合わせて配列させることで放射線の検出器を構成した放射線撮像装置があげられる。検出素子は検出モジュールとして保持具に装着されることが望ましい。検出モジュールの配列は放射線の線源の種類、撮像対象の体形、撮像部位などの撮像パラメータに基づいて行くと、必要な像を確実に得ることが可能になる。また、検出素子としては、CdTe、CZT、GaAs等の化合物半導体、あるいは、Si等の半導体のいずれかを用いることができる。さらに、放射線撮像装置は、検出モジュールを配列するための保持具を備えることが望ましい。このような保持具としては、検出モジュールをスライドさせながら位置決めするプレートおよび長穴を備えた構成があげられる。そして、保持具に検出モジュールを配列した際の検出素子間の隙間は2mm以下とすると、配列時の隙間を最小限に止め、必要な像を確実に得ることができる。なお、配列を補助するための凹部や凸部を検出モジュールに設けると配列作業が容易になる。ここで、検出モジュールの配列作業は人手で行っても構わないが、ハンドリング機構を設け、検出モジュールの保管位置から保持具まで自動で搬送し、組み立てると、検出器のセットアップを速やかに行うことが可能になる。

発明を実施するための最良の形態

(第一実施形態)

本発明の第一実施形態について図面を参照しながら詳細に説明する。

図1は本実施形態における放射線撮像システムの構成を示す図である。図2は放射線撮像装置をX線撮像装置として用いた場合の概念図である。

図1に示すように放射線撮像システム1は、放射線としてのX線を出射するX線発生装置2と、患者の特定部位(撮像対象)を透過したX線を検出し、その像を出力させるための放射線撮像装置3と含んで構成されている。また、図2に示すように、被撮像者が横たわるベッド4や、X線発生装置2などを保持する図示しない保持手段を含んで構成しても良い。保持手段はC字形のアームなどから構成され、アームの両端にはX線発生装置2と、その検出器6とが対向して固定される。このようなアームを患者の撮像対象Wに対して進退させたり、X方向・Y方向に回転させることで放射線撮像を行うことが可能になる。なお、患者にRI(放射性物質)を投与するガンマカメラやSPECT(Single Photon Emission CT)撮像のために用いる放射線撮像装置3においては、撮像対象そのものから放射線が放出されるため、X線発生装置2は不要となる。

図1に示す放射線撮像装置3は、撮像対象からの放射線を検出する検出器6と、検出器6からの出力である撮像データを収集するためのインターフェイスとして機能するデータ収集装置7と、撮像イメージの作成などを行うコンピュータである処理装置8と、作成した撮像イメージを表示する出力手段である表示装置9とを含み、各部の操作や、撮像時のパラメータの入力を行うオペレータコンソール10を備えている。さらに、検出器6は、一つまたは複数の集合体で撮像対象を撮像する検出モジュールであるモジュール検出部11と、モジュール検出部11を保持する保持具12とを含んで構成されている。

モジュール検出部11の構成について、図3および図4を用いて説明する。なお、図3はモジュール検出部の構成図であり、図4は図3のA-A矢視図である。

図3に示すように、検出器6を構成するモジュール検出部11は、放射線の入射により電荷(電子-正孔対)を発生する板状で方形の検出面となる検出素子21と、検出素子21から電荷を読み出すための読み出し回路22と、検出素子21からの膨大な二次元情報をスムーズにデータ転送するためのインターフェイスとして機能する情報コントローラ23とを有し、これらが図3には図示しないハウジング(図2参照)に收容されており、ケーブル24によりデータ収集装置7(図1参照)に連結される。

図4に示すように、検出素子21は、幅W、長さL、厚さtを有し、放射線を吸収して電荷を発生する検出部である半導体21aと、半導体21aを挟むように配置され、電荷を取り出すために半導体21aに電界をかけるカソード電極21bおよびアノード電極21cを備えている。半導体21aは、例えば、CdTe(テルル化カドミウム)、CZT(亜鉛テルル化カドミウム)、GaAs(ガリウムヒ素)などの化合物半導体あるいはSiなどの半導体を用いられる。カソード電極21bは、金や白金の膜を用い、半導体21aの全面に設けられている。アノード電極21cは、各メッシュに分けられた領域(ピクセル)ごとの信号を取り出せるように独立に形成してある。例えば、この半導体膜21aの面積を40×40mmとし、0.2mmメッシュとなるようにアノード電極21cを形成すると、ノード数が40000となる。半導体21aに放射線が入射した際に発生する電荷は、この各ノードから取り出され、検出信号としてリアルタイムで読み取られ、二次元の放射線イメージの情報(前記した撮像データ)となるので、このモジュール検出部11を用いて作成される像の総ピクセル数は40000ピクセルとなる。なお、半導体素子21aに電界を作るための印可電圧は、図3に示す高電圧供給配線21dを介して、データ収集装置7から供給される。

図3に示す読み出し回路22は、ASIC(特定用途向けIC)やLSIから構成されている。詳細な二次元情報を個別に収集するために、読み出し回路22とアノード電極21cとの接続にはパンプ(微細ボール状はんだ)25を用いている。読み出し回路22および情報コントローラ23は、モジュール検出部11を組み合わせて用いる場合の不感部分(像が得られない部分)をできるだけ少なくするために検出素子21からはみ出さない大きさである。

10

20

30

40

50

図2に示すハウジング26は、前記した高電圧供給配線21dを含む検出素子21、データ読み出し回路22、および、情報コントローラ23を一体的に收容し、保持するためのものであり、0.5mmから1mm程度の板厚を有している。また、モジュール検出部11の背面の取り出し部27から延設されるケーブル24は情報コントローラ23からの信号をデータ収集装置7に伝達したり、データ収集装置7から検出素子21などへの電圧の供給に用いられる。このケーブル24はコネクタなどを備え、ハウジング26の取り出し部27から着脱自在であることが望ましい。

ここで、本実施形態では、モジュール検出部11を任意に組み合わせて、最適、かつ、最小限の検出器6を構成させることで、取り扱いが容易で、術中撮像などに好適な小型の検出器6を実現している。このことについて、図5の模式図を例にして説明する。

放射線撮像装置3の撮像対象には、その部位(臓器や骨)によっては寸法が大きく異なる。例えば、図5(a)には、撮像対象として、胸部、つまり、肺W1の撮像を行った結果が図示されている。また、この図にはモジュール検出部11の組み合わせについても図示されており、四角いマスの一つ一つがモジュール検出部11の検出素子21に相当している。すなわち、肺W1は撮像対象として最も大きいので、縦横に四個ずつの計十六個のモジュール検出部11を保持具12に組み合わせて装着し、略正方形の撮像領域を形成して撮像を行っている。なお、格子状の領域29はモジュール検出部11のハウジング26により像が得られない不感部分であるので実際の像を得ることはできないが、微小面積であるため、処理装置8に展開・起動させる画像処理ソフトウエアの処理で、十分に補うことが可能である。この領域29を最小限に止めるために、各モジュール検出部11は隣り合うモジュール検出部11が互いに接触するように配列されることが望ましい。この際、最も領域29を小さくできるのは、検出素子21の外周にハウジング26がない場合であり、領域29の幅は「0mm」となる。一方、検出素子21の外周をハウジング26で覆い、不感部分を画像処理により補う場合には、領域29の幅は「2mm」以内であることが望ましい。これは、実像が得られないことによる病巣の見落としを防止するためである。同様に、図5(b)には胃W2を撮像対象としてモジュール検出部11を八個用いて撮像した結果が示されている。この場合のモジュール検出部11は胃W2の下部から上部にかけて四個、三個、一個の三列の計八個を、各列の端部を揃えるようにして組み合わせている。また、撮像対象が図5(c)に示す肝臓W3であれば、三個ずつ二列にモジュール検出部11を組み合わせて撮像している。そして、撮像対象が、腎臓W4(図5(d))、すい臓W5(図5(e))、手W6(図5(f))ではモジュール検出部11を、それぞれ、二個一列、二個二列、二個二列に組み合わせて撮像している。ここで、すい臓W5を撮像する場合には、形状が細長いので、一列目の二個のモジュール検出部11と、二列目の二個のモジュール検出部11とを、モジュール検出部一個部だけずらして組み合わせている。一方、手W6を撮像する場合には、手W6の外形が方形に近いので、二個ずつの二列が並列になるようにモジュール検出部11を組み合わせている。

さらに、患者の被爆量を最小限に止めたり、より鮮明な像を得るためには、検出素子21の感度を最適化する必要があるが、これについて放射線源のエネルギー(図6)と、検出素子21の厚さと放射線の吸収量の関係(図7)などを参照しながら説明する。なお、図4に示すカソード電極21b、アノード電極21cの厚さは半導体素子21aに比べて十分に薄いため、検出素子21の厚さは検出用の半導体素子21aの厚さと同義として説明する。

核医学に用いられる主な医療用の放射線源を示した図6から明らかなように、放射性物質(RI)の線源のエネルギーは大きく80keV、150keV、500keVの3領域に分けることができる。また、X線源を用いる場合にはそのエネルギーは75keVから140keV程度となる。X線源の発生エネルギーは最大エネルギーを示しているため、実効的なエネルギー(平均エネルギー)は最大エネルギーの約1/2以下程度となる。すなわち、X線源の実効エネルギーは40から70keVとなる。エネルギーの大きさによって、検出素子21の単位厚さあたりの吸収量が異なるので、これらのエネルギー領域に対して最適な検出素子厚を用いること、すなわち、エネルギー領域に応じて検出面の厚さを選択することが望まし

10

20

30

40

50

い。

一般に、各入射放射線のエネルギーに対し、十分な撮像感度を得るためには、最低でも10%以上の吸収量が必要とされている。ここで、検出素子21の厚さ(t)が厚くなると、放射線の入射で発生する電荷の収集電圧(V)を高くする必要がある。この関係は半導体素子21aを構成する材料によっても若干異なるが、ほぼ、 $t \propto V$ の関係になる。また、放射線検出のS/Nは漏洩電流I_dに左右されるが、I_dとVの関係は $I_d \propto V (= t)$ となる。したがって、放射線検出のS/Nは $1/t$ で悪くなる傾向にある。つまり、これらの関係から、撮像に用いる放射線のエネルギーに応じて最適な検出素子厚さを有するモジュール検出部11を選定する必要があることが分かる。

なお、半導体素子21aとしてCdTeを用いる場合は、図7に示すような検出素子21の厚さと放射線の吸収量との関係が得られる。放射線の吸収量を10%以上確保するとして、500keVに対して5mm厚、150keVに対して2mm厚、80keV以下に対して1mm以下の検出素子が最適と選定できる。このように検出素子厚さを放射線のエネルギーごとに選定することでS/Nを最適化すると、撮像時間を短縮できるので、撮像患者の被曝量を大幅に低減できるという効果を発揮する。本実施形態では、放射線のエネルギーに対応させて小面積のモジュール検出部11を用意し、そのようなモジュール検出部11の組み合わせを変えることによって放射線源、撮像面積、被検者の体形などに適合した最適な撮像装置を容易に実現している。

図1に示した保持具12は、撮像に用いるモジュール検出部11を配列させ、かつ、配列状態を維持させるために用いられる。このような保持具12の一例として図8(a)、(b)を用いて説明する。なお、図8(a)は保持具の側面図であり、図8(b)は保持具の正面図である。

図8(a)、(b)に示すように保持具12には、モジュール検出部11の背面および側面の少なくとも一面に当接する筐体31を有している。筐体31は、底面32、側面33、背面34、および、上面35を有している。側面33に対向する面には側面を設けないことが望ましいが、側面を有しても良い。側面33に対向する面には側面を設けないのは、保持具12へのモジュール検出部11の取り付けを容易にするためである。

背面34は、検出素子21を同一平面状に並べるために各モジュール検出部11の背面が当接するプレートであり、モジュール検出部11のケーブル24を取り出したり、モジュール検出部11の位置決めに使われたりする長穴36が配設されている。長穴36はモジュール検出部11の配列方向に合わせて形成されており、例えば、四個のモジュール検出部11を四列配置できる保持具12であれば、四個四列の長穴36が配列される。なお、この長穴36は必ずしも背面34を貫通する必要はない。また、図8においては横方向に細長形状を有しているが、上下方向に細長形状を有しても良い。

図8に示す保持具12においてモジュール検出部11を配列する場合には、図中に破線で示すように隣り合うモジュール検出部11と隙間を持たせた状態で、長穴36にケーブル24の取り出し部27を挿入し、その後にモジュール検出部11を長穴36に沿って矢印方向にスライドさせる。取り出し部27が長穴36の一端に当接するとモジュール検出部11が位置決めされ、隣り合うモジュール検出部11が当接し、かつ、上下に連続するモジュール検出部11が並ぶ。モジュール検出部11をスライドさせるのは、装着時に検出素子21を触ることなく容易に装着できるからである。背面34には位置決めされたモジュール検出部11の移動を防止するために取り出し部27を把持する手段や、取り出し部27との嵌合部を設けても良い。なお、モジュール検出部11のケーブル24は着脱自在に構成され、保持具12に対するモジュール検出部11の位置決めが終了した後に取り出し部27に装着されることが望ましい。

この保持具12は図5(a)の肺W1を撮像対象とすることができる保持具であるが、術中撮像を目的とする検出器6や、肺W1を撮像する必要のない検出器6などの場合には、任意の形状の保持具12とすることが可能である。このような保持具12の例としては、モジュール検出部11を最大で三個二列に配列できる保持具や、最大で四個三列に配列できる保持具があげられる。

10

20

30

40

50

図1に示す処理装置8は、データ処理を行うためのCPU(Central Processing Unit)やRAM(Random Access Memory)、所定の電気・電子回路と、データやプログラムを記憶するためのROM(Read Only Memory)やハードディスクなどの記憶装置を備えており、これにデータの読み取りや書き込みを行う各種ドライブ装置を含んでも良い。記憶装置には、後に説明する撮像パラメータの入力を受けて撮像条件を選択する際に用いるデータベースが記録されている。このデータベースは撮像パラメータと撮像条件とを対応づけて構築したテーブルであり、一組の撮像パラメータをキーワードとしてデータベース検索を行うと、一組の撮像条件を得ることができる。

ここで、撮像パラメータとしては、「X線撮影とRI撮影の選択」、「使用する放射線の種類」、「RI撮影の場合に患者への投与量・投与時刻」、「撮像対象」、「患者の体形」があげられる。このうち、「使用する放射線の種類」は、最適な検出素子厚さを有するモジュール検出部11の選定に用いられる。「RI撮影の場合に患者への投与量・投与時刻」は、撮像時間の決定に用いられる。医療用のRIは、図6に示すように半減期が短いものを用いるので、投与した時刻から撮像までに経過した時間によりRIから放出される放射線量、すなわち、撮像対象から放出される放射線量が変化する。このため、投与時刻を取得することで、内部タイマの現在時刻とから投与から撮像までの経過時間を演算し、最適な撮像時間の決定を行うことにしている。「撮像対象」は、前記したように部位に合わせてモジュール検出部11の数や、組み合わせを決定するために用いる。「患者の体形」は、患者の身長や、体重、年齢、性別などであり、患者が子供であるか、大人であるか、あるいは、女性であるかなどにより、測定位置や、必要なモジュール検出部11の数や組み合わせに修正を加えるために用いられる。

撮影条件としては、放射線のエネルギーと撮像時間、モジュール検出部11の配置(数と組み合わせ)、線源がX線源である場合の絞り、RIを用いる場合のモジュール検出部11に配置されるコリメータの設置条件があげられる。コリメータの設置条件は、撮像対象の位置や、放射線のエネルギーなどにより開口径とその向きを決定するものである。

次に、放射線撮像装置3を用いた放射線撮像システム1における撮像処理について、主に図9のフローチャートを用いて説明する。

まず、ステップS1として、放射線撮像装置3は撮像パラメータを取得する。この処理は、医師あるいはX線撮像技師がオペレータコンソール10(図1参照)から各種の撮像パラメータを入力することにより行われる。

ステップS2では、ステップS1で入力された各種の撮像パラメータに基づいて処理装置8が撮像条件を自動的に決定し、表示装置9に表示させる。すなわち、処理装置8は、撮像パラメータでデータベース検索を行い、撮像対象の大きさに基づいてモジュール検出部11の数を決定すると共に、撮像対象の形状(種類)に応じてモジュール検出部11の二次元配列を決定する。また、前記したように撮像時間を決定したり、必要に応じて検出素子厚(検出面の厚さ)の異なるモジュール検出部11を決定する。

ステップS3では、処理装置8が、提示した撮像条件の認否の入力待ちを行う。すなわち、医師あるいはX線撮像技師が画面表示された撮像条件を確認し、修正の必要があると判断(ステップS3でNO)したらステップS4に進む。一方、修正の必要がないと判断(ステップS3でYES)したら撮影条件を承認し、ステップS5に進む。この際の確認は、オペレータコンソール10から入力される。

ステップS4の撮像条件のマニュアル修正は、画面表示される撮像条件について、撮像時間などの各項目ごとに行うことが可能であり、オペレータコンソール10を操作して、修正したい項目にカーソルを合わせ、必要な数字を入力したり、表示される選択肢の中から選択することにより行われる。例えば、モジュール検出部11の配置は、図5(c)に示す配列に対して90度回転させた配列などが候補として表示される。マニュアル修正を行った後は、再びステップS3に戻り、撮像条件の認否の入力待ちを行う。

ステップS5では、認証された撮像条件に基づいて、撮像準備を行う。処理装置8は、モジュール検出部11の保持具12を対象部位に臨む測定位置に移動させる制御信号を出力

10

20

30

40

50

したり、撮像の開始を告知するランプを点灯させる。なお、モジュール検出部 11 は、保持具 12 を移動させる前に装着されることが望ましい。

続くステップ S6 で、撮像を実施する。撮像時間は、X線発生装置 2 を用いる場合には、X線の出射からカウントし、RIの場合は、モジュール検出部 11 が測定位置に配置された時点からカウントする。撮像を実施すると、モジュール検出部 11 の検出素子 21 が放射線の入射に応じて電荷を発生する。この電荷は、ケーブル 24 を介してモジュール検出部 11 ごとに処理装置 8 に送信され、処理装置 8 は画像データを処理して撮像部位の像を表示装置 9 に表示させる。

さらに、ステップ S7 では、撮像の終了処理を行う。撮影時間が終了したら、X線発生装置 2 の出力停止や、モジュール検出部 11 の測定位置からの離脱、処理装置 8 の画像データの収集停止などの必要な処理を行う。この際に、撮影した像は、一時的に処理装置 8 に保持され、必要に応じて記憶装置や、外部記録媒体に記憶したり、印刷装置に出力したりする。

このような放射線の検出器 6、あるいは、検出器 6 を備えた放射線撮像装置 3、または、X線発生装置 2 を含む放射線撮像システム 1 は、患者の体形や、撮像部位などの多種多様な条件に対しても、撮像条件を容易に設定することができ、より実用的な撮像を効率良く行うことが可能になる。なお、前記において撮像パラメータの取得と、モジュール検出部 11 の数および配列の決定と、必要に応じて行われる検出素子厚の選択と、保持具 12 へのモジュール検出部 11 の配列とを含む工程が、検出器 6 の組立工程である。

(第二実施形態)

本発明の第二実施形態について図面を参照して詳細に説明する。なお、前記第一実施形態と同じ構成要素については同一の符号を付してその詳細な説明を省略する。

図 10 は本実施形態における放射線撮像装置の全体構成を模式的に示した図である。図 10 に示すように放射線撮像装置 51 は、撮像対象を撮像するモジュール検出部 11a, 11b, 11c およびその保持具 12 を含む検出器 6 と、検出器 6 に接続されるデータ収集装置 7 と、撮像イメージの作成などを行う処理装置 8 と、作成した撮像イメージを表示する表示装置 9 と、各モジュール検出部 11a ~ 11c を保管するためのモジュールトレイ 52a, 52b, 52c と、モジュールトレイ 52a, 52b, 53c から必要なモジュール検出部 11a ~ 11c を取り出して保持具 12 に装着するためのハンドリング機構 53 を含み、各部の操作や、撮像時のパラメータの入力を行うオペレータコンソール 10 を備えている。

本実施形態におけるモジュール検出部は、図 3 に示す検出素子 21 の半導体素子 21a の厚さ、つまり、検出面の厚さが異なる三種類のモジュール検出部 11a, 11b, 11c が用意されている。この三種類のモジュール検出部 11a, 11b, 11c は、それぞれ図 7 に示す三種類のエネルギー (80 keV、150 keV、500 keV) に対して良好な感度が得られるように 1 mm 厚、2 mm 厚、5 mm 厚である。また、このように膜厚の異なる三種類のモジュール検出部 11a, 11b, 11c をそれぞれ区別して保管するために、モジュールトレイ 52a, 52b, 52c も三つ配設されている。

ハンドリング機構 53 は、モジュールトレイ 52a, 52b, 52c と保持具 12 との間でモジュール検出部 11a, 11b, 11c を搬送するグリップ式のハンド 54 を備えるマニピュレータ 55 を含んで構成されている。このようなハンドリング機構 53 の具体例としては、モジュールトレイ 52a, 52b, 52c から保持具 12 に至るまで敷設されたレールと、レール上を移動可能な走行台車に載置されたマニピュレータ 55 としての多間接口ポットと、走行台車および多間接口ポットの各関節を駆動させる各種のモータなどがあげられる。ハンド 54 の位置は処理装置 8 から出力される制御信号により制御される。このため、処理装置 8 には、保持具 12 の位置や、各モジュールトレイ 52a, 52b, 52c の位置、各モジュールトレイ 52a, 52b, 52c に保管されているモジュール検出部 11a, 11b, 11c の種類などがあらかじめ登録されている。なお、多間接口ポットの代わりに直角座標口ポットや、その他の数値制御でハンド 54 を水平方向、垂直方向に移動させる公知の手段を採用することが可能である。マニピュレータ 55 をスラ

10

20

30

40

50

イド移動させるレールと走行台車を備えずに、マニピレータ55を回転させることでモジュール検出部11a~11cを搬送する構成としても良い。

モジュールトレイ52a, 52b, 52cは、保持具12に装着可能なモジュール検出部11a, 11b, 11cの最大数を収容し、保管できる収容穴56を備えている。つまり、最大撮像面積が40×40cmでモジュール検出部11a, 11b, 11cの一個の撮像面積が4×4cmとすれば一種類のモジュールトレイ52a, 52b, 52cにそれぞれ百個の収容穴56を備え、百個のモジュール検出部11a, 11b, 11cをそれぞれ保管することになる。収容穴56の向きや配列は任意の形態を採用することができるが、収容穴56の深さは、収容されるモジュール検出部11a, 11b, 11cの前面の少なくとも一部が露出するような深さであることが望ましい。これは、ハンドリング機構53

10

によるモジュール検出部11a, 11b, 11cの搬送時に、グリップ54がハウジング26の側面を把持するためである。

ここで、この放射線撮像装置51における処理について、検出器6の自動組立を中心に説明する。

まず、放射線撮像装置51は、医師あるいはX線撮像技師がオペレータコンソール10から入力した撮像パラメータを取得し(図9のステップS1)、撮像パラメータに基づいて、モジュール検出部11a, 11b, 11cの種類、数、および、配列などの撮像条件を自動的に決定し、表示装置9に表示させる(ステップS2)。必要に応じて撮像条件のマニュアル修正(ステップS4)が行われるなどした後に、撮像条件が医師あるいはX線撮像技師に承認されたら(ステップS3でYES)、処理装置8から制御信号が出力され撮影準備が開始される(ステップS5)

20

撮像準備においては、前記した検出器6の移動や、ランプの点灯に先駆けて、ハンドリング機構53による検出器6の自動セットアップが行われる。すなわち、処理装置8はステップS3で承認された撮像条件から得られるモジュール検出部11の種類および保持具12への配列と、あらかじめ登録されているモジュール検出部11a, 11b, 11cの位置とからハンドリング機構53に制御信号を出力する。制御信号を受け取ったハンドリング機構53は、ハンド54を該当するモジュール検出部11a, 11b, 11cを把持し、モジュールトレイ52a, 52b, 52cから保持具12の所定位置まで搬送する。例えば、モジュール検出部11aを保持具12に装着する場合は、走行台車やマニピレータ55をモジュールトレイ52aに収容されているモジュール検出部11aの位置に移動させる。この状態で、ハンド54を開いた状態でマニピレータ55をモジュールトレイ52aに向けて前進させる。そして、ハンド54を閉じてモジュール検出部11aのハウジング26(図2参照)の側面を把持したら、マニピレータ55をモジュールトレイ52aから後退させた後に、保持具12に向かってスライド移動する。その後、マニピレータ55で高さ調整などを行った後に、モジュール検出部11aを保持具12の所定位置に装着する。装着が終了したら、ハンド54を再びモジュールトレイ52aまで戻し、必要なモジュール検出部11aの全てを保持具12に装着するまで、前記の処理を繰り返す。

30

検出器6の自動セットアップ、ならびに、その他の撮像準備が終了したら、撮像を実施する(ステップS6)。モジュール検出部11の検出素子21が放射線の入射に応じて発生させた電荷は、処理装置8において処理され、撮像部位の像として表示装置9に表示される。必要な像が得られたら撮像を終了する(ステップS7)。なお、検出器6の組立工程は、撮像パラメータの入力を受けて、検出器モジュール11a, 11b, 11cの種類、数および配列を決定し、ハンドリング機構53により自動的に検出器モジュール11a, 11b, 11cを保持具12に配列することを含む工程である。

40

このような放射線撮像装置51は、モジュールトレイ52a, 52b, 52cとハンドリング機構53を設けることによって、撮像条件に基づく最適な検出器6を自動的に組み上げることができるようになる。これにより、患者の撮像部位に最適な撮像装置を速やかに、かつ、容易にセットすることが可能になる。さらに、撮像を行う医師や撮像技師の負担を大幅に軽減し、撮像の効率を大幅に向上できることになる。また、この放射線撮像装置

50

5 1 に図 1 に示す X 線発生装置などを付加して放射線撮像システムを構築すると、X 線撮像を効率的に行うことが可能になる。

(第三実施形態)

本発明の第三実施形態について図面を参照して詳細に説明する。なお、前記第一、第二実施形態と同じ構成要素については同一の符号を付してその詳細な説明を省略する。

本実施形態は、二次元配列が容易なモジュール検出部に関するものである。

図 1 1 に斜視図を、図 1 2 に配列状態をそれぞれ示すモジュール検出部 6 1 は、図 3 に示すような検出素子 2 1 と、読み出し回路 2 2 と、情報コントローラ 2 3 とが、ハウジング 6 6 に収容された構成を有している。このハウジング 6 6 は、他のモジュール検出部 6 1 と嵌め合い状態を形成するためのクランプ凸部 7 1 と、その対向面に同形のクランプ凸部 7 1 に係合可能なクランプ凹部 7 2 を有している。また、クランプ凸部 7 1 およびクランプ凹部 7 2 に対して位相が 9 0 度異なる位置にも、それぞれクランプ凸部 7 1 およびクランプ凹部 7 2 を有している。クランプ凸部 7 1 は、軸部 7 3 よりも大径のフランジ部 7 4 を有している。また、クランプ凹部 7 2 は、ケーブル 2 4 の取り出し側に貫通する溝から形成されている。この溝はその内部において、クランプ凸部 7 1 のフランジ部 7 4 の径とほぼ等しい幅を有している。

クランプ凸部 7 1 およびクランプ凹部 7 2 を備えるモジュール検出部 6 1 の二次元配列は、例えば、図 1 2 の左列の中間に位置するモジュール検出部 6 1 a のクランプ凸部 7 1 は、隣り合う上側のモジュール検出部 6 1 b のクランプ凹部 7 2 と嵌合し、モジュール検出部 6 1 a のクランプ凹部 7 2 は、隣り合う横側のモジュール検出部 6 1 c、および下側のモジュール検出部 6 1 d のそれぞれのクランプ凸部 7 1 と嵌合している。各々のモジュール検出部 6 1 が嵌合により連結されることで、モジュール検出部 6 1 の配列が容易になり、かつ、モジュール検出部 6 1 の相対的な位置ずれを防止できる。なお、任意の形状に組み合わせられたモジュール検出部 6 1 の集合体であるモジュール検出部群 6 2 をさらに強固に固定するために、モジュール検出部群 6 2 の外周にバンド 6 3 を巻いても良い。このバンド 6 3 は面ファスナなどを有し、長さの調節や、着脱が容易な構成を有することが望ましい。

このようにして組み合わせられたモジュール検出部 6 1 は、図 1 に示すように処理装置 8 からの電圧供給を受けて、放射線の入射位置ごとに電気信号を発生する。この電気信号を収集した処理装置 8 が画像処理した結果は表示装置 9 に出力される。また、モジュール検出部 6 1 の数および配列である組み合わせを、オペレーションコンソール 1 0 から入力される撮像パラメータにより決定したり、モジュール検出部 6 1 の組み合わせを図 1 0 に示すハンドリング機構 5 3 で自動的に行うように構成したりしても良い。

なお、本発明は、前記の各実施形態に限定されずに広く応用することができる。

例えば、各実施形態では、半導体素子 2 1 a を利用したモジュール検出部 1 1 , 6 1 として説明しているが、半導体素子 2 1 a の代わりに電離箱を用いるなど、他の検出方式であっても同様の目的と効果を同様に発揮できるものである。

また、第一実施形態においても複数種類の検出素子厚のモジュール検出部 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c を備え、複数のモジュールトレイ 5 2 a , 5 2 b , 5 2 c に収容し、保管しても良い。放射線のエネルギーに応じた最適な検出器 6 を形成することができるので、患者の被爆量を最小限に止め、より鮮明な像を得ることが可能になる。また、第三実施形態のモジュール検出部 6 1 を第一、第二実施形態に用いることも可能である。

さらに、モジュールトレイ 5 2 a , 5 2 b , 5 2 c に一つずつ表示ランプなどの点灯手段を設け、撮像条件が提示するモジュール検出部 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c を目視で確認できるようにすると、手作業時に確実に検出器 6 を組み立てることが可能になる。同様に、撮像条件で決定されたモジュール検出部 1 1 の配置を目視で確認できる点灯手段を保持具 1 2 におけるモジュール検出部 1 1 の配列位置ごとに設けると、手作業時に確実に検出器 6 を組み立てることが可能になる。

以上の説明のように、本発明によれば撮像対象者 (患者、被検者) の体形、撮像部位、対象となる放射線源、R I 投与からの時刻に対応する最適な放射線撮像が可能になり、患者

10

20

30

40

50

の被曝低減を図ったその自動撮像システムも容易に実現可能となる。

【図面の簡単な説明】

第1図は、本発明の実施形態における放射線撮像システムの構成を示す図である。

第2図は、放射線撮像装置をX線撮像装置として用いた場合の概念図である。

第3図は、モジュール検出部の構成図である。

第4図は、図3のA-A線矢視図である。

第5図は、撮像対象の像とモジュール検出部の配置を説明する模式図である。

第6図は、核医学に用いられる主な医療用の放射線源を示した図である。

第7図は、検出素子の厚さと放射線の吸収量との関係を示す図である。

第8図は、保持具の構成を示す、(a)側面図、(b)正面図である。

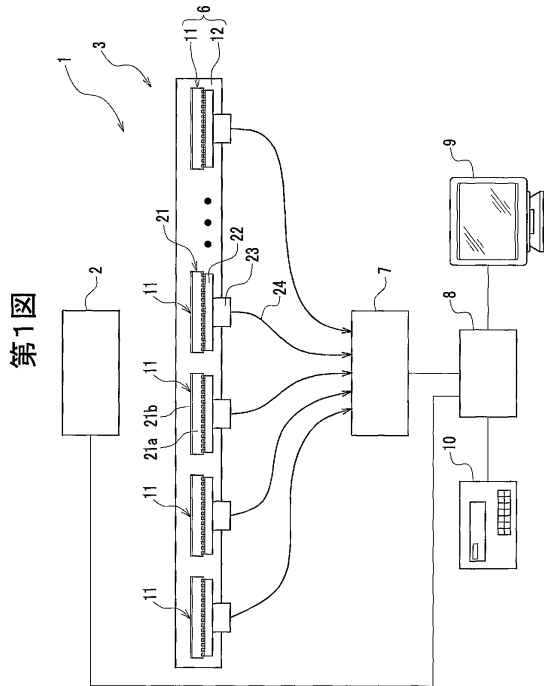
第9図は、放射線撮像システムにおける撮像処理のフローチャートである。

第10図は、本発明の実施形態における放射線撮像装置の構成を示す図である。

第11図は、モジュール検出部の斜視図である。

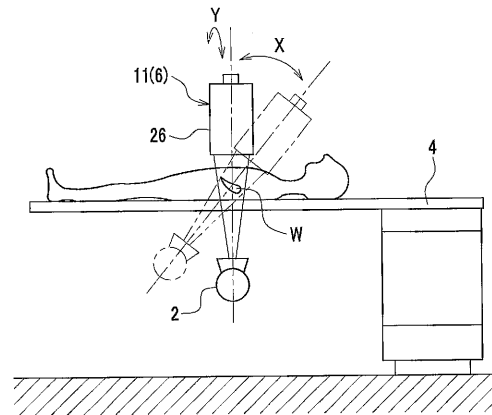
第12図は、図11に示すモジュール検出部の配列状態を示す図である。

【図1】



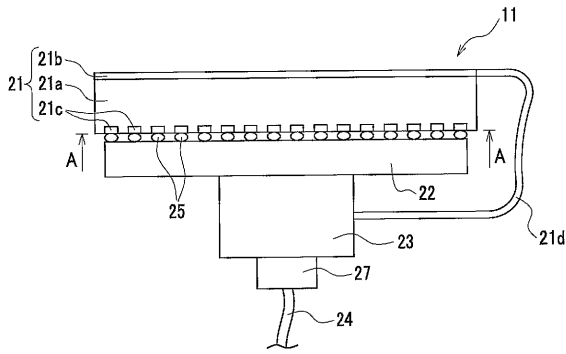
【図2】

第2図



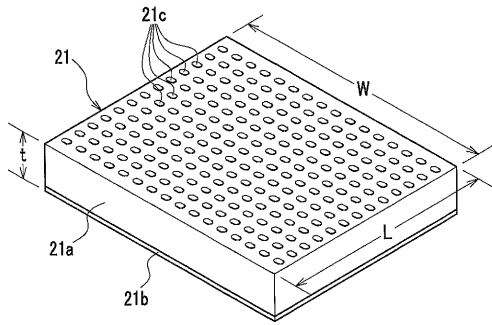
【 図 3 】

第3図



【 図 4 】

第4図



【 図 6 】

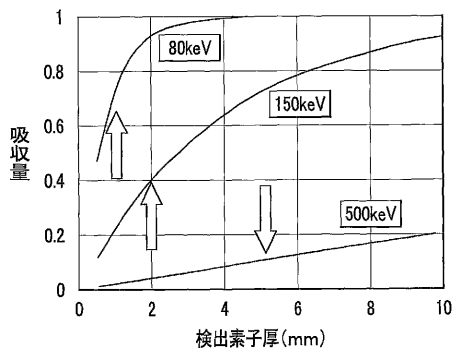
第6図

医療用RI	半減期	エネルギー
Xe-133	5.2day	81keV
Kr-81m	13sec	190keV
Tc-99m	6hr	141keV
I-123	13hr	159keV
O-15	2min	511keV
F-18	110min	511keV

X線発生装置
 75keV ~ 140keV
 [実効エネルギー: 40keV ~ 70keV]

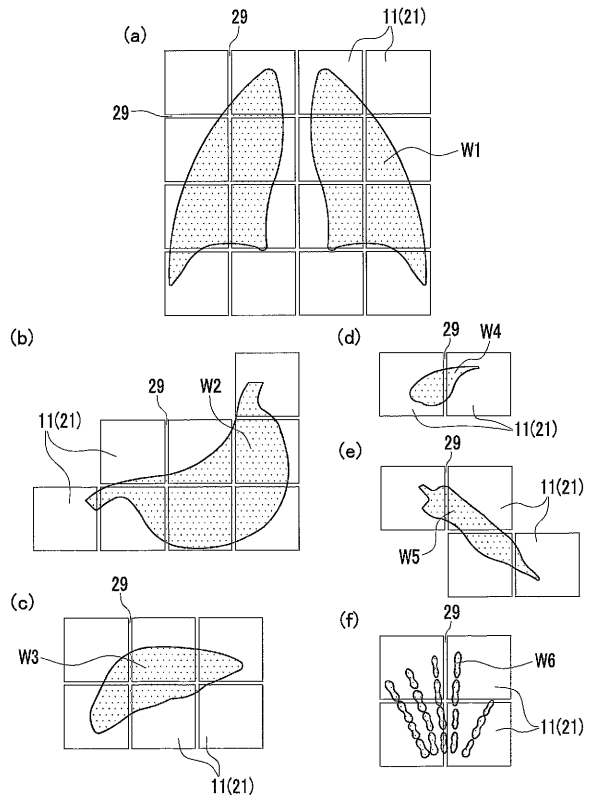
【 図 7 】

第7図



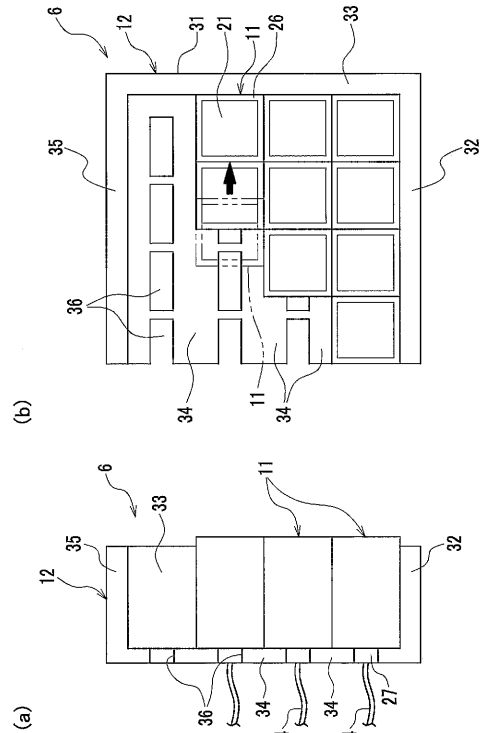
【 図 5 】

第5図



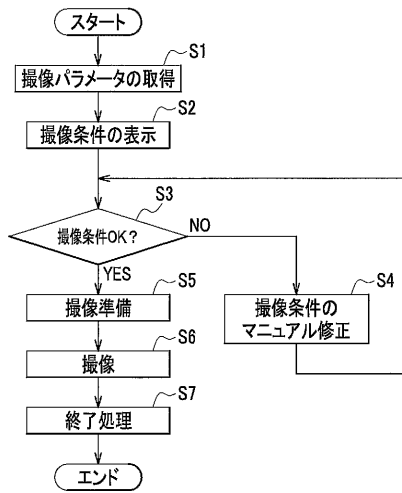
【 図 8 】

第8図



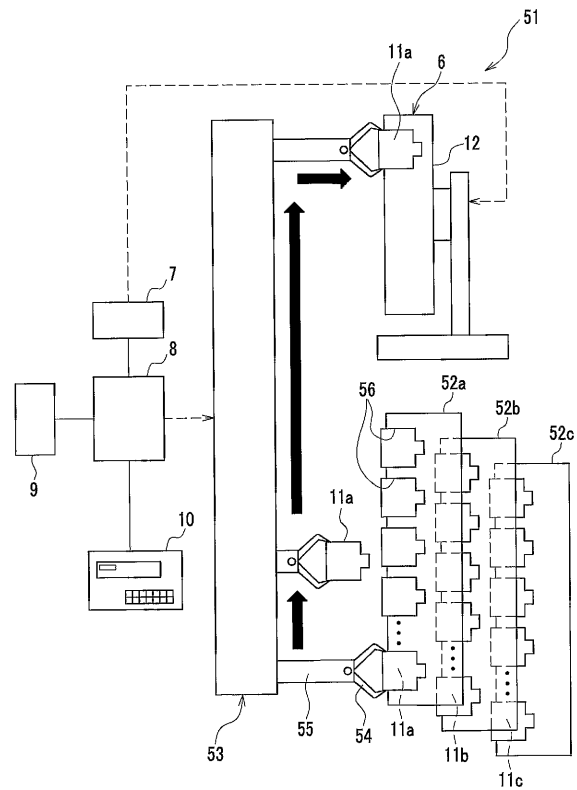
【図9】

第9図



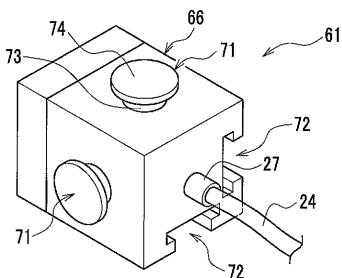
【図10】

第10図



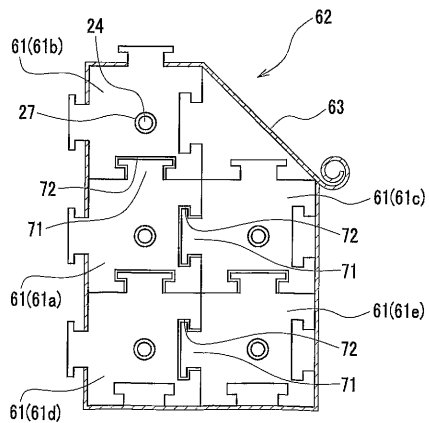
【図11】

第11図



【図12】

第12図



フロントページの続き

- (72)発明者 雨宮 健介
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 上野 雄一郎
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 柳田 憲史
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 小嶋 進一
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 梅垣 菊男
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
開発研究所内 株式会社日立製作所 電力・電機

審査官 森 竜介

- (56)参考文献 特表平10-513550(JP,A)
特開平10-135479(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00~7/12

A61B 6/00~6/14