

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3618753号  
(P3618753)

(45) 発行日 平成17年2月9日(2005.2.9)

(24) 登録日 平成16年11月19日(2004.11.19)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

F I

A 6 1 B 6/00

A 6 1 B 6/00 3 0 3 E

A 6 1 B 6/06

A 6 1 B 6/06 3 0 0

請求項の数 7 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平7-515202                  (86) (22) 出願日 平成6年11月22日(1994.11.22)                  (65) 公表番号 特表平9-505498                  (43) 公表日 平成9年6月3日(1997.6.3)                  (86) 国際出願番号 PCT/US1994/013505                  (87) 国際公開番号 W01995/015072                  (87) 国際公開日 平成7年6月1日(1995.6.1)                  審査請求日 平成13年11月16日(2001.11.16)                  (31) 優先権主張番号 157,992                  (32) 優先日 平成5年11月26日(1993.11.26)                  (33) 優先権主張国 米国(US)</p>	<p>(73) 特許権者                  フィッシャー イメージング コーポレイ                  ション                  アメリカ合衆国 80241 コロラド州                  デンバー ノース グラント ストリー                  ト 12300                  (74) 代理人                  弁理士 恩田 博宣                  (72) 発明者                  サイチェック、バーナード                  アメリカ合衆国 80303 コロラド州                  ボールダー チヌック ウェー 125                  2</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタル走査式胸部X線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の胸部内において前記患者の胸壁とほぼ平行でかつ前記患者の身長方向と直交する方向における幅を有する関心領域の画像形成に使用するための装置であって、  
 前記患者の胸部内の前記関心領域を通過する放射線信号を送信するための供給源手段と、  
 前記患者の胸部を前記供給源手段と受信手段の間に位置決めした状態で前記供給源手段と対向して配置され、前記送信された放射線信号を受信するための受信手段と、その受信手段は前記受信した放射線信号を示す電荷を蓄積するための検出素子の能動アレイを備え、  
 前記検出素子の能動アレイは複数の検出素子列によって規定される幅を有し、能動アレイの幅は前記患者の胸壁とほぼ平行でかつ前記患者の身長方向と直交する方向において前記患者の胸部内の関心領域の幅よりも小さいことと、  
 前記放射線信号が前記患者の胸部を通過して送信される露出期間中に、前記患者の胸壁とほぼ平行でかつ前記患者の身長方向と直交する方向において前記患者の胸部内の関心領域の幅を横切るように前記検出素子の能動アレイを移動させて前記受信手段を走査するための走査手段と、  
 前記患者の胸部内の関心領域を横切る走査に関連する前記受信手段の位置情報をエンコードするためのエンコード手段と、  
 前記エンコード手段と作動的に協同し、前記露出期間中における前記受信手段の走査に関連して、前記能動アレイの幅を横切るように前記電荷をシフトするシフト手段と、  
 前記露出期間中に前記患者の胸部内の関心領域を横切る受信手段の走査に関連して前記検

10

20

出素子の能動アレイから前記電荷を順次読み出して画像データを獲得し、前記画像データに基づいて前記患者の胸部内の関心領域の合成画像を提供するための処理手段とを備えた装置。

【請求項 2】

請求項 1 の装置において、前記供給源手段は、前記患者の胸部に送信される放射線信号をコリメートして狭いほぼ扇形状の放射線ビームにするためのコリメータ手段を備え、前記扇形状のビームは前記患者の胸壁に対して相対的に狭い幅を備え、更にその装置は前記患者の胸部内の関心領域を横切って前記ビームを走査するための手段を備える。

【請求項 3】

前記患者の胸部に送信される放射線信号は、前記患者の胸壁とほぼ垂直な方向における長さが、前記患者の胸壁とほぼ垂直な方向における前記患者の胸部の長さと少なくともほぼ同じ長さの放射線である請求項 1 の装置。

10

【請求項 4】

前記供給源手段及び前記受信手段の少なくとも一方は回動可能な振り子上に支持され、前記走査手段は前記振り子を回動するための手段を備える請求項 1 の装置

【請求項 5】

前記検出素子の能動アレイは、前記受信手段に受信されたときの前記放射線信号の断面形状にほぼ対応した形状を有する請求項 1 の装置。

【請求項 6】

前記処理手段は複数の走査位置に関する前記電荷に基づいて前記画像形成情報を記憶するため、及び、その記憶された画像形成情報を、前記患者の胸部内の関心領域の合成画像の形成に使用するために動作する請求項 1 の装置。

20

【請求項 7】

患者の身体を選択された領域の画像形成に使用する装置であって、  
前記患者の身体を選択された領域に放射線信号を送信するための供給源手段と、  
前記患者の身体を選択された領域を前記供給源手段と受信手段の間に位置決めした状態で前記供給源に対向して配置され、前記患者の身体を選択領域を通過して送信された放射線信号を受信する受信手段と、前記受信手段は受信した放射線信号を示す電荷を蓄積して画像形成情報を得るように適合された検出素子の能動アレイを備え、前記検出素子の能動アレイは複数の検出素子列によって規定される幅を有し、能動アレイの幅は前記患者の前記  
選択された領域の幅よりも小さいことと、  
前記患者の身体を選択された領域の幅を横切るように前記検出素子の能動アレイを移動させて前記患者の身体を選択された領域に関連して前記受信手段を走査するための走査手段と、  
前記患者の身体を選択された領域を横切る前記受信手段の走査に関連して走査運動を示すエンコーダ信号を生成するためのエンコード手段と、  
前記エンコーダ信号を用いて、前記受信手段の走査に関連して前記能動アレイの幅を横切るように前記電荷をシフトするシフト手段と、  
前記エンコーダ信号を使用して、前記検出素子の能動アレイから前記電荷を読み出して読み出し信号を提供するための読み出し手段と、  
前記読み出し信号を使用して、前記患者の身体を選択された領域の画像を提供するための処理手段と、前記処理手段は前記患者の身体を選択された領域の合成画像を得るために前記エンコーダ信号を使用することにより、前記受信手段の走査を通じて得られる画像形成情報を集積することと  
を備えた装置。

30

40

【発明の詳細な説明】

発明の分野

本発明はデジタル式胸部 X 線撮影に関し、詳細には選択した患者の患部に画像形成信号を走査させて同患部の画像を形成するとともに、この走査に基づいて患部の合成画像を構成するための改良された装置に関するものである。本発明は胸部 X 線撮影の分野において特

50

に有効である。

#### 発明の背景

医学的な画像形成処理において、胸部の画像形成は最も需要が多いと考えられる。空間解像度 (spatial resolution) に関し、胸部画像形成の専門家達は約50 $\mu$ m又はそれより小さい画像形成孔 (imaging aperture) を必要とする病巣 (lesions)、即ち塊 (masses) の画像形成に関心を示している。また、透視される病巣、即ち塊は時には周囲の組織と類似したX線吸収特性を有するところから、画像のコントラストに関する要求も高い。この意味において、形成された画像において黒色と白色間における判別可能な4000の暗度に対応する12ビットのコントラスト解像度がしばしば要求される。

胸部X線撮影は、現在において最も感度の高い医学的胸部画像形成であり、胸部における触診不能な小患部の状態の検出及び診断に広く採用されている。現在、胸部の画像形成にはフィルム式システムとデジタルシステムの両者が使用されている。フィルム式システムにおいて、X線は患者の胸部を通過して蛍光 (リン光) スクリーンに達する。リン光スクリーンがX線を吸収した結果、同リン光スクリーンから照射される光は感光性フィルムによって検知される。そして、フィルムは現像されて患者の胸部の画像が生成され、これがライトボックス上において視認される。システムにおいては、放射線レシーバがフィルムに代えて使用される。このレシーバは電子信号を生成し、この電子信号がデジタル処理されることにより高解像度のモニタ装置にて視角化される。現在において、例えば5cmX5cmの可視範囲を有する観察システムのような、限られた可視範囲を備えた観察システムのみが、胸部X線撮影においてフィルム式システムに近い効果を発揮する。

これまでに、フィルム式システムは後部画像形成にあたっては最も一般的に使用され、フィルム式X線画像形成方法は長年に亘る改良により、画像形成能力を向上させ、かつ放射線量を減少させた。ところが、フィルム式システムはある種の制限を受ける。例えば、フィルム粒度及びフィルムスクリーンのノイズは画像の空間解像度の向上を制限する。更には、より高い解像度の画像を形成するためのフィルムは、より多量の放射線を必要とする。加えて、フィルム式システムにおいては、形成された画像のコントラストは散乱する放射線により著しい影響を受ける。アンチスキヤッタグリッド (antiscatter grid) を使用することにより、散乱する放射線の影響を減少させることはできるが、グリッドが多量の放射線量を必要とする。更には、フィルムを現像するのに時間を必要とするため、目的によってはフィルム式システムは望ましくない。

近年になって、研究者の間でデジタル式画像処理システムがフィルム式システムより潜在的に優れたものであることが確認された。特に、画像システムはフィルム粒度及びフィルムスクリーンのノイズに関する問題を回避し、優れた画像解像度を提供することが技術的に可能である。加えて、画像システムにおいては、一旦レシーバ画像処理データが記憶されると、種々の処理用パラメータ及び表示用パラメータが操作されて、表示される画像が最も優れたものにされる。システムは、懸案であるほぼリアルタイムの画像形成を可能にする。記憶された画像処理データはコンピュータネットワーク内の通信のためにダウンロードされ、離れた所にあるワークステーションにて引き出されることにより、情報の格納、診察及びコンピュータによる画像の分析を促進する。

ところが、現在使用或いは提案されている後部X線撮影用の画像処理システムは産業界の要請に対して完全に対応するものではない。画像形成システムは、ニードルバイオプシー処理のために胸部患部の走触的局部限定を行う意味において効果的に使用されてきた。しかしながら、このようなシステムは胸部全体の画像形成を意図するものではなく、通常は、例えば5cmX5cmの領域に患部が存在するといった比較的小さな範囲の画像を形成するためにのみ使用される。この画像処理システムを胸部全域に拡大するにあたり、単一照射 (single exposure) による胸部画像形成は、小さく触診不能な胸部患部の画像形成に要求される高空間解像度を必要とするため複雑にして高価である。さらに、このように全域に拡大すると、単一照射による胸部画像形成システムは散乱する放射線の影響を受ける。即ち、このようなシステムのレシーバは患者の胸部から所望の画像形成X線信号に加えて相当量の散乱放射線を受承する。その上、グリッドを使用して散乱する放射線の影響を減

10

20

30

40

50

少ししようとすると、多量の放射線量を必要とする。この結果、たとえ処理を行い、表示機能を強化しても、微妙な胸部障害がぼけたり、確認が困難になったりする。

#### 発明の概要

本発明は高解像度及び胸部全域の画像形成を可能とするデジタル式胸部X線撮影装置を提供する。加えて、本発明は線量減効グリッド(dose - inefficient grid)を使用する必要性を排除して散乱放射線の影響を低下させる。本発明はレシーバが関心領域を横切って走査されるとき、画像情報を得るとともに、得た情報を結合して関心領域の忠実な合成画像を生成するための新規なメカニズムを提供する。更に、本発明は形成される画像を充実させるための特殊な画像形成条件に基づき、放射線フィルターを自動的に選択することを可能とする。更には、本発明は異なる作用特性を有する異なるフィルターの使用を可能にし、関心領域の単一画像を得る間にフィルターの作用特性が関心領域の各部分毎に最適化される。

10

本発明の一実施形態によると、患者の胸部内における関心領域は放射ビームを患者の胸部を通して伝送し、関心領域を横切ってレシーバを走査して、レシーバが走査経路全域にわたって光線を受承するようにし、その結果として得た情報を処理して関心領域の合成画像を形成する。関心領域とは患者の胸部の一部、又は胸部全体と定義される。走査を行うために、ビームとレシーバは関心領域を横切って同期移動される。原則として、様々な形状のビームが使用される。しかし、幅狭で長さが少なくとも患者の胸壁から乳首の長さと同じのビーム(例えば、扇形ビーム)を使用すれば、迅速に画像が形成され画像処理工程が簡潔となるという効果を奏する。

20

レシーバは、患者の胸壁を貫く方向(患者の胸の基部から外方に向かう方向)よりも患者の胸を横切る方向(患者の胸部の一方の側部から他方の側部に向かう方向)に移動されることが好ましい。このようにレシーバを移動させれば、走査が胸壁により中断されることがなく、胸部全体を横切る円滑な走査が促進されて形成される画像が向上される。レシーバの出力は、タイムディレイインテグレーション(time delay integration;以下TDIという)画像形成を行うために処理される。これにより、ノイズに対する割合が向上された信号により画像を生成することができる。

上記した走査/TDI技術は単一照射による画像形成(single exposure imaging)と比較して多くの利点がある。例えば、本発明においては、全領域アレイ即ち単一の素子よりなるライン検出器(line detector)とは異なり、ビームの断面にほぼ対応する複数の放射線感知素子、即ち画素群のアレイが使用され、レシーバの設計が簡単にされている。加えて、散乱する放射線は一般的に放射線ビームの外に進むため、検出されることがなく、放射線が散乱する問題の低減が図られている。これにより、信号に対するノイズの割合が小さくなる。

30

加えて、各時間単位において胸部の一部のみが放射線に晒されることになるため、散乱放射線の影響を少なくしても患者に照射される放射線量を多くする必要はない。更に、本発明は異なる肉体サイズ的女性及び患者に応じて選択されるX線の範囲、ディテクタの移動範囲及び装置の形状にも基づく基本的性質を容易に適応可能である。

本発明の別の実施形態によれば、忠実度の高い合成画像を生成すべく、レシーバの移動位置は走査動作と同期して読み出すことを可能とする位置信号発生装置が開示されている。レシーバは、患者の胸部を長さ方向に切断した状態で得られる1つのスライスに対応する放射線感知素子群、即ち画素群よりなる列を少なくとも1つ備えていることが好ましい。

40

放射線感知素子群が、例えばX線等の画像形成信号を直接に検出するようにしてもよい。これに代えて、画像形成信号にて励起されて光を照射するリン光スクリーン等の二次放射装置を画像形成信号源とディテクタアレイとの間に配置してもよい。二次照射装置が使用される場合には、同装置はレンズ、光ファイバ又は他の適切は光学部材に対して工学的に連結され得る。患者の胸を横切ってレシーバが走査される時、ディテクタアレイに蓄積された電荷が迅速に読み出され、患者の胸部の長さ方向における個々のスライスの連続体に対応する画像形成情報を得ることができる。この情報が、患者の胸部内における関心領域

50

の合成画像を形成すべく、プロセッサにて使用される。

本発明の一実施形態によれば、レシーバは放射線感知素子群からなる二次元アレイを備え、アレイの幅は複数の素子の列によって規定される。上記したように、レシーバは患者の胸部内の関心領域を横切って走査されるため、各画素に蓄積された電荷、即ち電荷パケットは列から列への同期して移動され、各電荷パケットは関心領域の特別な胸部情報を追跡したものとなる。画像形成信号の断面に対応して1個のアレイを選択することにより、電荷は特別な箇所を横切る画像形成信号の通過に対応する時間にわたって集積される。これにより、信号に対するノイズの割合が小さくなり、結果として特別な放射線量に対する画像形成情報が最大になる。電荷パケット群よりなる列がアレイの側部に達すると、パケット群は隣接する光遮蔽された画素群アレイに移動され、その後に従来の方法、例えば連番レジスターを通して読み出される。

10

走査画像形成データに基づいて正確な合成画像を形成するために、画像形成データを走査動作に、更には患者の胸部の位置と関連させることは重要である。本発明によれば、このことはディテクタアレイを位置エンコーダ (positional encoder) 上に配置することによって行われている。エンコーダは、例えばディテクタアレイの動作を示すために機能する電氣的連続パルス信号を生成する。エンコーダとしては例えば、直線移動式エンコーダ又は回転式エンコーダが使用される。これらのパルス信号は、電荷パケットの移動のためのトリガとして監視され、患者の胸部の走査に関する正確な位置を決定して合成画像が形成される。電荷パケットの移動はエンコーダから出力される情報に基づいて行われるため、駆動速度の変動やその他ディテクタアレイの動作における不規則な変化が発生しても同期が維持される。

20

本発明の更なる実施形態によれば、特定の画像形成状態に適合すべく、適切な放射線フィルタの選択が可能な画像形成システムが開示されている。例えば、特殊なフィルタの選択は、画像表示されるべき胸部の組織の性質 (例えば、組織の密度及び厚み)、放射線源の操作パラメータ (例えば、電圧、電流、アノードの材料、焦点の大きさ) 又はその他の要素に基づいて行われる。この画像形成システムは以下の要件を備えている。即ち、画像形成信号供給源、同画像形成信号供給源に対して胸部を介して対峙するように配置された画像形成信号レシーバ、画像形成信号供給源と患者の胸部との間に配置され、作動特性が異なる2個以上のフィルタを支持するための支持構造、選択されたフィルタを画像形成信号の通過路内に位置決めする選択装置を画像形成システムは有する。フィルタは使用者によって直接に選択されるか、特別な画像形成状態に関して入力された信号、即ちフィードバック信号に基づいて制御装置によって選択される。上記した走査システムにおいては、前記フィードバック信号は、走査中に放射線供給源の操作パラメータを変化させる目的でも使用され、例えば粒状組織の画質を良好にすべく光子束を変化させることができる。

30

本発明の更に別の実施形態によれば、単一の画像を生成中に、患者の身体内の1つの関心領域における異なる部分に対応して異なるフィルタリング特性を備えた複数の異なるフィルタを使用することが可能な画像形成システムを開示している。このシステムは以下の要件を備える。即ち、関心領域を挟んで互いに対向する画像形成信号供給源及び画像形成信号レシーバ、関心領域の第一の位置に対応するように画像形成信号供給源の第一の位置において少なくとも第1のフィルタを支持し、かつ関心領域の第2の位置に対応するように画像形成信号供給源の第2の位置において第1のフィルタとは異なる第2のフィルタを支持するフィルタ支持構造とをシステムは備えている。この方法により、単一の画像を得るために領域毎において、フィルタリング特性は最適な状態に向上される。例えば、胸部画像形成に伴う診察上の問題は、反腺質領域 (retroglandular)、即ち胸部の後方部分は通常は脂肪の多い組織からなり、前方部分は繊維質及び腺質である。本発明は適切な対のフィルタを選択することにより上記の問題に対応するものである。

40

本明細書において本発明を胸部画像形成に具体化して述べるが、身体の他の部分の画像形成に関する種々の実施形態に応用可能である。

【図面の簡単な説明】

50

本発明の更なる実施形態及び特徴並びにそれに対応する利点は図面に関連して以下の詳細な説明を考慮すれば理解されるであろう。

図1は本発明に基づいて構成された画像形成システムの概略図、

図2は図1のシステムに組み込まれ、かつ本発明に従って構成された画像形成装置の底部を示す側断面図、

図3は図2の画像形成装置の頂部を示す側断面図、

図4は図2の画像形成装置の正面図、

図5は図2の装置に組み込まれたフィルタ選択アセンブリを示す正断面図、

図6は図2の装置に組み込まれたスチールベルト駆動機構を示す正面図、

図7は本発明に基づいて構成されたフィルタ支持構造を示す平面図、

図8は検出アレイを読み出すための制御システムを示す概略図である。

10

#### 詳細な説明

図1に示すように、本発明に基づいて構成された画像形成システムは、参照番号10にて表されている。一般的に、そのシステム10は、デジタル走査画像形成装置12と、使用者がシステム10を操作することを可能とするためのコンピュータキーボードを含むユーザインターフェイス14と、画像形成装置12を操作するためであり、かつ患者の胸部の合成画像を形成すべく画像情報を処理するための、例えばコンピュータのようなコントローラ16と、合成画像を表示するためのモニター20とからなる。

画像形成装置12の詳細は図2～図8に示されている。画像形成装置12は、X線管のような画像形成信号供給源28と、デジタルカメラのような画像形成信号レシーバ30と、患者の胸部を圧迫及び固定するための圧迫アセンブリ32と、患者の胸部18を通過する画像形成信号を走査するための走査アセンブリ34と、受け台36に支持された関連部材とからなる。

20

図に示す実施形態において、患者の胸部18の画像を形成すべく異なるアプローチ角を許容するために、信号供給源28、レシーバ30、圧迫アセンブリ32の一部及び走査アセンブリ34は、軸38及びベアリング40を介して受け台36上に回転可能に設けられている。即ち、画像形成走査のための所要の初期位置又は参照位置を得るべく、これらの部材は患者の胸壁に対して一般的に平行な方向において、患者の胸部に対して回転可能となっている。一旦そのような所要の位置が得られると、これらの部材はブレーキ42によりロックされる。例えば、ブレーキ42は、その位置に軸38をロックするために、軸38上に形成された対応するギア歯に網目状に噛み合う回転不能なギア部44からなる。ギア部44はソレノイド式アクチュエータを含む電気機械式クラッチを介して、任意に噛み合ったり離れたりする。

30

圧迫アセンブリ32は患者の胸部18をより均一な厚さに圧迫すると同時に、得られる画像を向上させるために患者の胸部を固定する。図に示すように、これは固定されたハウジング48の上面46と、レール52に沿って移動可能な圧迫パドル50との間に、患者の胸部18を圧迫しながら挟み込むことにより達成させる。パドル50及び上面46は、X線透過材料から形成されることが認識されるであろう。パドル50は人手により移動可能であったり、モータ駆動式であったりしてもよい。図に示すように、パドル50は、軸56を含む適切なリンク機構を介して圧迫モータ54、例えば電気機械式サーボモータにより駆動される。後述の記載から理解されるように、この軸56は走査アセンブリ23との干渉を避けるように位置している。従来の開放機構(図示しない)は、緊急時において患者の胸部18を圧迫から即座に開放するために備えられる。

40

患者の胸部18を通過する画像形成信号を走査するとともに、走査中の画像情報を得るためのレシーバ30を用いることにより患者の胸部は画像化される。図に示される画像形成信号58は、発生源28により送信され、X線吸収性のコリメータ板60(図5に示す)を通過する狭い扇型をなすX線ビームを含む。コリメータ板60の隙間は、信号58の幅を制御するために螺子62により調節可能となっている。加えて、信号58の幅は患者の胸部18に対して上流及び下流に配置されたリードスロットを備えることにより制御可能である。画像形成のために様々な幅の信号が使用されるが、狭く平行なビームはX線量と散乱放射線の影響とを減少させる。加えて、図示される信号58は、少なくとも患者の胸部18の胸壁から乳首までの長さと同じ長さDを有する。長さがより小さい信号は使用され得るが、図示される信号

50

58は単一の通過、全フィールドの走査を許容し、これにより画像形成速度を向上するとともに、処理を簡素化する。

レシーバ30は画像形成信号58を受信するとともに、一般的に図1の矢印にて示されるように受信した信号58に基づきコントローラ16へ情報を送信する。レシーバ30は種々のデジタルカメラのうち任意のカメラを含む。この実施形態において、レシーバ30は直接的にX線信号を検出するためのX線に対して感度の強いレシーバ、又はX線放射により励起して光を発するリン光体スクリーンを含む。リン光体スクリーンが用いられる場合、画像形成カメラの焦点面上に発せられた光の焦点を合わせるために、光学上のレンズ又は光ファイバが使用される。

図示されるレシーバ30は、信号58の断面に整合するように配置された一列のリン光体スクリーン64からなるカメラを含む。そのスクリーン64はテーパ状の光ファイバ減少部66を介して画素アレイ132へ接続されている。ここで、各画素は対応するスクリーン位置へ写像される。従って、患者の胸部の画像を形成すべく処理される得る電子信号を生成するために、画素は後述するように読み出される。カメラは、後述する走査中、信号58と同期して移動される。

走査アセンブリ34は、供給源28の回動動作とレシーバ30を同期走査動作とを同時に駆動するために、走査モータ68、例えば電気機械式サーボモータを含む。図示した実施形態において、これは振り子70上に供給源28及びレシーバ30を設けることにより達成されている。その振り子70は、供給源28の焦点102と連動する軸72に順に回転可能に連結されている。

動力は出力軸78上に装着された出力プーリ76と、軸72に対して同軸をなすトランスアクスル82上に装着された右トランスアクスルプーリ80とにより連結された駆動ベルト74を介して、モータ68から供給される。また、トランスアクスル82上には駆動ベルト86を連結するための左トランスアクスルプーリ84が装着されている。駆動ベルト86は、その下端部において、エンコーダ軸90に装着されたエンコーダ軸プーリ88により連結されている。

又、スチールベルトプーリ92は軸92上に装着され、図6に示すようにその周囲にはスチールベルト94が巻かれている。スチールベルト94は、順に弧状カム100の左端96及び右端98に接続されている。このように、エンコーダシャフト90が回転することにより、スチールベルトプーリ92はスチールベルト94を巻き上げたり繰り出しする。このため、スチールベルトプーリ92は振り子状にカム100に沿って移動する。スチールベルトプーリ92は振り子70に固定されているため、このように振り子のように移動する結果、発生源28の回動動作とレシーバ30の走査動作とは同期する。図示されるスチールベルトの駆動は始動時の加速に伴うバックラッシュを減少又は取り除くとともに、滑らかな走査動作を提供し、これにより形成される画像を向上させる。

走査に基づき患者の胸部18の合成画像を完全にかつ正確に形成するために、画像形成データを頻りに読み出す必要がある。これにより、関心のある全面積に係る情報は得られ、画像形成データを対応するレシーバ/ビームの位置と相関させる。レシーバ30(供給源28及びレシーバ30の動きが同期する時、レシーバ30は信号58の位置を反映する。)に関する位置的な情報を直接的に相関させるとともに、この情報を画像形成データの取得及び読みだしのトリガーとして用いることにより本発明に基づき達成される。図示した実施形態において、軸からデジタルへ変換するようなエンコーダ104はエンコーダ軸90に装着されている。エンコーダ104は電子信号を出力し、一般的に矢印106(図1)により示され、エンコーダ軸90の回転に基づきレシーバの位置を表す。レシーバ30の走査動作を行う機能として連続した電子パルスを含む信号106は、後述するようにレシーバ30を作動させる。

図示するレシーバ30は画素アレイ132(図8)からなり、その画素は後述するように光ファイバ減少部66を介してリン光体スクリーンに接続されている。これにより、各画素は対応するスクリーン位置へ写像される。画素アレイ132は長さ「M」画素、幅「N」画素である。ここで、「M,N」はスクリーン64の全面積及びスクリーン64の空間解像度に基づき選択される。このように、扇形状をなす画像形成信号58の断面とほぼ整合させるべくスクリーンの面積は選択される。空間解像度は、サイズが約50 $\mu$ m以下である画像形成孔を要する対象物の画像形成を許容するのに十分なものであることが好ましい。

10

20

30

40

50

患者の胸部18を走査する間、電荷パケットは画素アレイ132の幅を横切って同期しながらシフトする。このため、画素アレイ132内の特定の電荷パケットの位置は、患者の胸部18内の対応する位置に移動する。このように、関連するリン光体スクリーン位置における画像形成信号を大きくする機能としての電荷パケットが画素アレイ132を横切って移動するにつれて、電荷は集積される。電荷パケットが画素アレイ132の側部に到達する時、線状のCCDアレイを含むアレイ132を読み出すために、電荷パケットは例えば移送ゲートを介して移送される。その後、電荷パケットとそれに含まれる画像形成情報とは、従来からのシフトレジスタ方法において、コントローラ116により処理するために読み出されたアレイ134からクロック動作される。コントローラ116は結果として読み出された信号を受信するとともに、患者の胸部18の画像を表すデジタル信号を生成し、その後、画像は高解像度モ  
ニタ20上に表示される。

10

前述のように蓄積された電荷を収容し、患者の胸部の復元性の高い画像を形成するには、画素アレイ132を横切って通る電荷が患者の胸部18に関する受信走査動作と正確に同期していることが重要である。図示されているシステム10において、正確な同期はこのような移動をエンコーダ104の出力が示すレシーバ運動として直接参考にすることで達成される。前述のように、エンコーダ104はレシーバ運動の機能として、一連の電気パルス等の信号を作り出す。このエンコーダの出力は、図8に概略的に示されているシフト制御回路に送られる。シフト制御回路は、例えば、従来からCCDクロッキングネットワークに採用されている三相回路から構成され得る。しかしながら、シフトサイクルをクロックパルスに同期させるのではなく、本発明の相シフト回路はシフトサイクルを受信されたエンコーダ  
出力に同期させる。このように、アレイ132の移動は、走査運動が駆動速度の変化やその他の不規則要因により乱されてもレシーバ30の走査運動と同期されている。

20

画像形成装置12はフィルター選択アセンブリ106をも含む(図6)。画像形成装置12のその他の運転パラメータと組み合わせられるフィルターの種類、例えば、アルミ、モリブデン、ロジウム、銀等は、形成される画像を最適化するために特定の画像形成条件に基づいて選択することができる。特に、各状況により生じる胸部の厚さ及び形成や密度の違いに応じて、異なったフィルターの使用が望ましい。従って、フィルター選択アセンブリ106は特定の画像形成条件に基づいた自動フィルター選択を可能にする。

本実施形態において、フィルター選択アセンブリ106はコリメータ板60とともに使用される。アセンブリ106は複数のフィルター110が載置された台108を備える。原則として、フィルター110の数量は限られていない。本実施形態は、広い範囲の用途に応じて適切な濾過柔軟性を許容すると考えられる3つのフィルター110(あるいは後述するフィルターの組み合わせ)を採用している。台108は対称的に配置されたリーフスプリング112によりコリメータ板60に取り付けられる。リーフスプリング112は信号58に応じて台108の移動を許容し、何れかのフィルター110が信号の進路内に配置されることを可能とする。

30

台108の位置決めは一对のソレノイド114により行われる。各ソレノイド114のプランジャー116はアーム120を介してレバー片118に連結されている。回動可能にピン112に取り付けられた各レバー片118は、その内側端に近接した位置にペグ124を備える。ペグ124は台108の下側に形成されたスロット126に収容される。一方のソレノイド114が励磁されると、そのプランジャー116及びそれに連結されたアーム120は引っ張られ、レバー片118が回動される。これにより、台108が移動され、信号58の進路に異なったフィルター110が配置される。左側のソレノイドが励磁された場合、右側のソレノイドが励磁された場合、何れのソレノイドも励磁されない場合の各条件に対応した台の位置は、異なった3つのフィルター110の選択を可能とする。

40

各ソレノイド114は図1の矢印128で示すようにコントローラ116からの信号により駆動される。これにより、使用者はユーザインターフェース14に図1の矢印130で示す適切な指令、例えば「フィルター1選択」をコントローラ16に入力することにより所望のフィルターを直接選択することができる。或いは、コントローラ16は、胸部の厚さ及び組成や密度を示すフィードバックに基づいて適切なフィルター110を直接選択することができる。本実施例において、図1の矢印132で示すようにコントローラ16は圧迫アセンブリ32から  
50

のフィードバックを受ける。このフィードバックは、可動圧迫パドル50の位置を示す圧迫アセンブリー32の駆動機構に内蔵されたエンコーダ、ポテンシオメータ等をからの電気信号を介して供給され得る。加えて、胸部の厚さ及び組成や密度を示すために、圧迫圧力に関するフィードバックは圧迫パドル50に対応する圧力センサー、ひずみゲージ等を介して供給され得る。

他に胸部の厚さ及び組成や密度を示すために照射試験を行うことができる。具体的にこのような照射試験は次のように実施することができる。患者が配置されて圧迫された後、レシーバ30は画像形成領域の中心に位置決めされ、標準フィルター及び標準運転パラメータを使用して大変短い照射（例えば0.1秒）が行われる。このモードで得られた、例えば放射線強度のヒストグラムのデータは、前述のように得られた圧迫アセンブリーのフィードバックとともにコントローラ16により分析され、その間にレシーバ30は走査を開始するため胸部の側方に移動される（この分析は約1秒以内で完了する）。診断している胸部の厚さ及び組成や密度を推測するため、照射及び圧迫アセンブリーのフィードバック132に関連して、多種の厚さやビーム硬化特質を有する試験材料を基にして作られ、コントローラ16に記憶された強度の照合表を利用することができる。結果として、コントローラがこの情報を利用することにより、適切なフィルター110を直接選択することができる。

また、フィードバック情報は画像形成信号源の運転パラメータを直ぐに最適化するために使用することができる。例えば、放射線透過密度の高い胸部の組織は、最適の画像形成を行うため、より高いレベルの照射を必要とすることはよく知られている。このようなより高いレベルの照射は、適切な信号電流を維持しながら、信号源の出力電圧を増加させることにより、例えばより大きな光子束を走査中に付与させることにより達成できる。運転中、腺組織の領域のように放射線透過密度の高い胸部領域は、レシーバ30に減少された強度として計測される。走査中にこのような強度監視を行うとともに、前述のように信号源運転パラメータを変更するようにコントローラ16を使用することにより、走査中の運転パラメータを継続的に最適化することができる。

図7は、フィルター選択アセンブリー106の平面図である。前述のように、特定の条件に応じて異なったフィルター110を画像形成信号の進路に配置させることができるよう、台108は移動可能である。また、本発明によれば、画像形成信号の進路に、1つ以上のフィルター或いは2つの異なった材料から成る1つのフィルターを配置させることにより、一回の走査中に異なった検査箇所に応じてフィルター特性をそれぞれ別々に最適化することができる。これに関し、非腺質領域（胸部の後部）は通常脂肪組織から構成されるのに対し、前部は繊維質で腺質である傾向がある。従って、本発明によれば、画像形成信号の前部及び後部の信号に異なったフィルターを配置させることにより、画質を向上させることができる。図に示すように、アセンブリー106の台108は、対となったフィルター110a及び110bを支持する。この支持箇所はそれぞれのフィルター対110a及び110bのインターフェースが信号源焦点102とほぼ一致する位置である。

要約すると、本発明によれば、デジタル走査画像形成方法は、患者を配置させ、圧迫アセンブリー32を患者の胸部に合わせることにより開始される。使用者は画像形成方法に適切なフィルター110を選択する指示をコントローラ16に対して行う。或いは、コントローラ16が照射及び/または圧迫アセンブリーのフィードバック132に応じて適切なフィルター110を直接選択する。その後患者の胸部18を横切る走査が行われる。走査が完了すると、コントローラ16は患者の胸部18の合成画像を形成するため、断面的な方法で得られるとともに各断面に対応する従来レシーバの位置から得られた画像形成情報59を利用する。この合成画像は矢印134で示すようにモニター20に送信される。

本発明に基づく数々の実施形態を詳細にわたって説明したが、当業者にとって、これらの実施形態を修正すること、および実施形態を適合させることが可能な点は自明であろう。しかし、これらの修正及び適合は本発明の精神および範囲を逸脱するものではない。

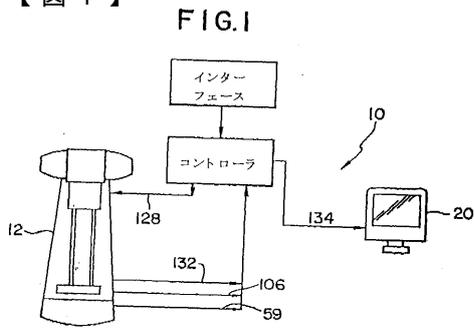
10

20

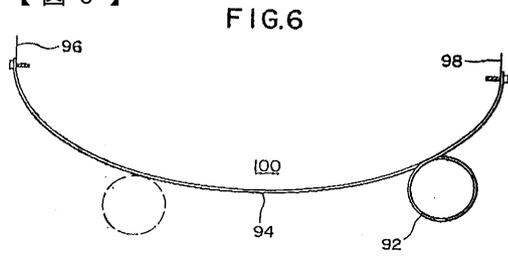
30

40

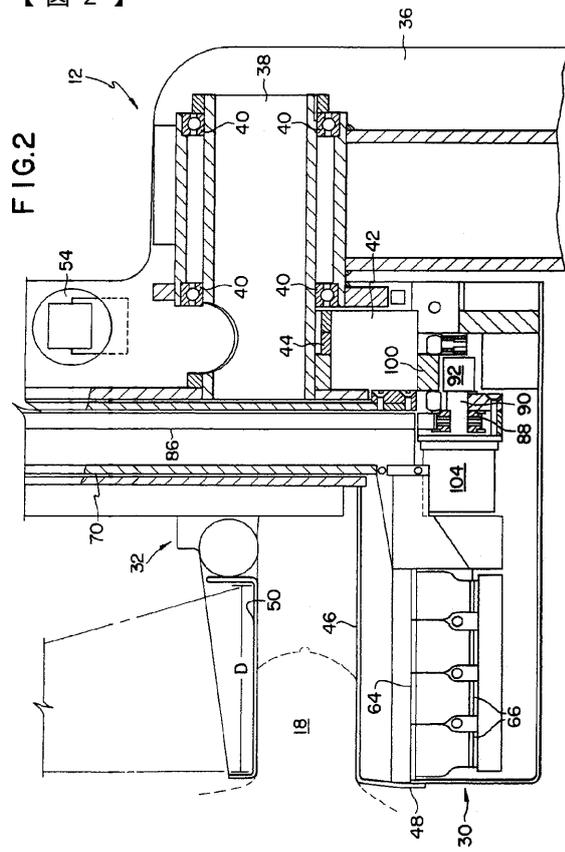
【 図 1 】



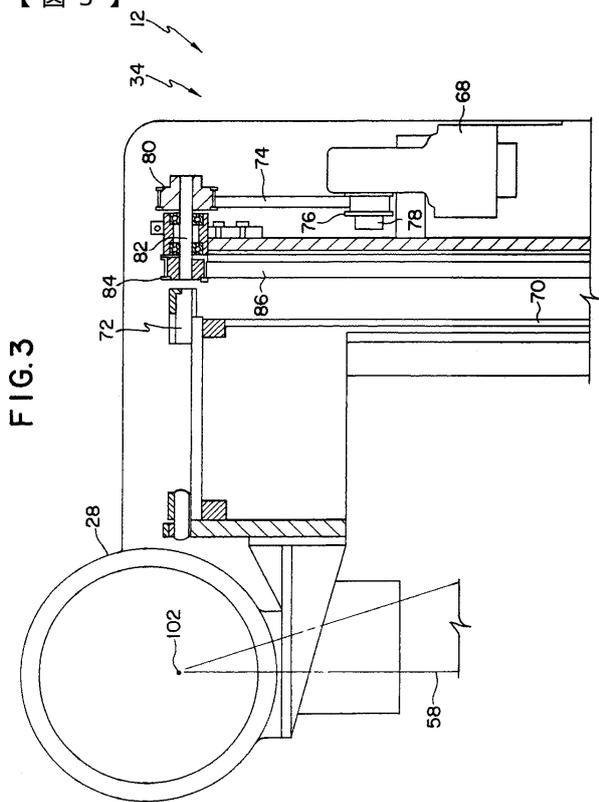
【 図 6 】



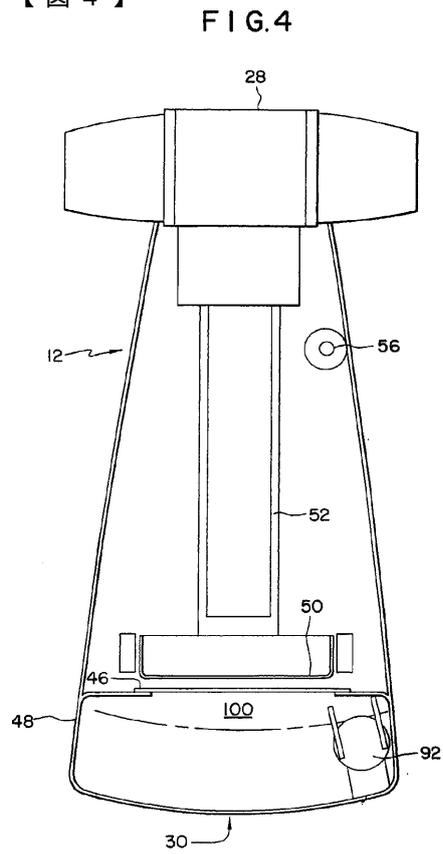
【 図 2 】



【 図 3 】

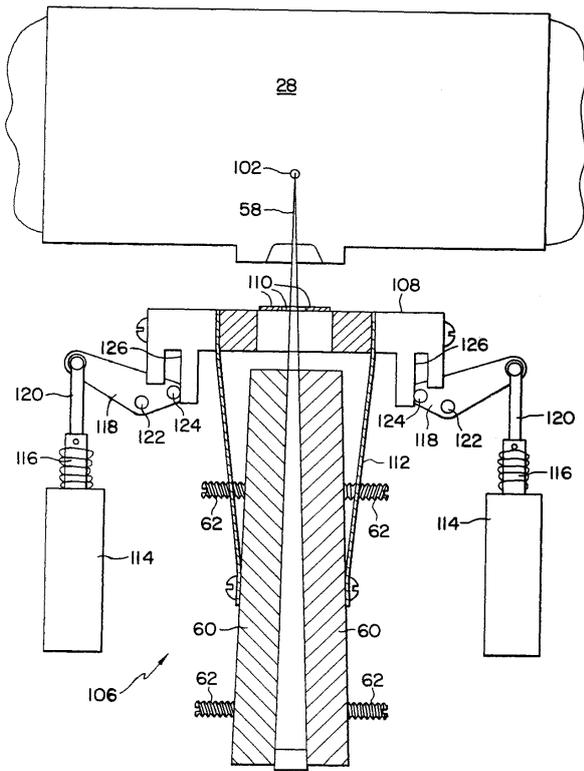


【 図 4 】



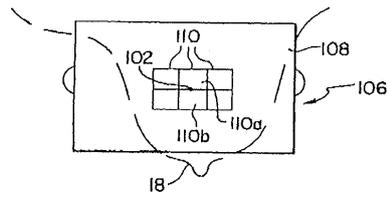
【 図 5 】

FIG.5



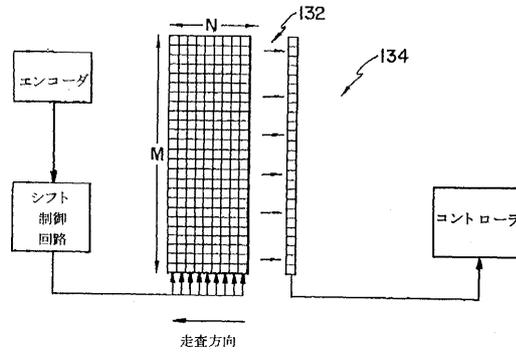
【 図 7 】

FIG.7



【 図 8 】

FIG.8



---

フロントページの続き

(72)発明者 トーカー、エムリ

アメリカ合衆国 85719 アリゾナ州 トゥーソン ナンバー 124 127イースト ブ  
ロードウェー 1830

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平01-309578(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)

A61B 6/00 - 6/14