

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5480117号
(P5480117)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)
G 0 1 T 7/00 (2006. 01)
G 0 1 T 1/20 (2006. 01)
G 0 1 T 1/202 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 3 0 0 X
 A 6 1 B 6/00 3 0 0 W
 A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
 G 0 1 T 7/00 A
 G 0 1 T 1/20 E

請求項の数 19 (全 51 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-270129 (P2010-270129)
 (22) 出願日 平成22年12月3日 (2010. 12. 3)
 (65) 公開番号 特開2011-224340 (P2011-224340A)
 (43) 公開日 平成23年11月10日 (2011. 11. 10)
 審査請求日 平成25年6月7日 (2013. 6. 7)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-76235 (P2010-76235)
 (32) 優先日 平成22年3月29日 (2010. 3. 29)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100077665
 弁理士 千葉 剛宏
 (74) 代理人 100116676
 弁理士 宮寺 利幸
 (74) 代理人 100149261
 弁理士 大内 秀治
 (72) 発明者 中津川 晴康
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 西納 直行
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を放射線画像に変換可能な放射線変換パネル及び該放射線変換パネルを収容するパネル収容部を備える複数の放射線検出ユニットと、前記各放射線検出ユニットを連結する連結部とを有する放射線画像撮影装置において、

前記各パネル収容部には、前記放射線を透過可能な表面と、該表面に対向する裏面とがそれぞれ設けられ、

前記各パネル収容部の表面は、被写体を透過した前記放射線が照射される照射面であると共に、該照射面における前記放射線の照射領域は、前記放射線画像に変換可能な撮影領域であり、

前記各パネル収容部は、第1の照射面を有する第1のパネル収容部と、第2の照射面を有する第2のパネル収容部とであり、

前記各放射線変換パネルの一部が重なり合うと共に、前記第1の照射面と前記第2の照射面との順に交互に繰り返されるように、前記各パネル収容部を前記連結部により連結することで、前記各撮影領域を含み構成される前記放射線画像撮影装置の撮影面を略平面状に維持することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記各パネル収容部の表面の外周部と裏面の外周部との間には、該各パネル収容部の側面がそれぞれ設けられ、

前記連結部は、前記各パネル収容部の側面に形成された段差部であり、
前記各段差部が嵌合することにより、前記各パネル収容部が連結されることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
前記各パネル収容部は、略矩形状の筐体であり、
前記各筐体の側部の一部分は、前記筐体から取り外し自在なブロックとしてそれぞれ構成され、
前記筐体から前記ブロックを取り外すことにより、前記段差部がそれぞれ形成されることを特徴とする放射線画像撮影装置。

10

【請求項 4】

請求項 2 記載の装置において、
前記各パネル収容部は、略矩形状の筐体であり、
前記各筐体の側部の一部分は、前記筐体に対して回動可能なブロックとしてそれぞれ構成され、
前記ブロックが前記筐体に対して回動することにより、前記段差部がそれぞれ形成されることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 5】

請求項 2 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の装置において、
前記第 1 のパネル収容部の段差部及び前記第 2 のパネル収容部の段差部のうち、一方の段差部には凸部が設けられ、他方の段差部には前記凸部に嵌合する凹部が設けられていることを特徴とする放射線画像撮影装置。

20

【請求項 6】

請求項 2 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の装置において、
前記第 1 のパネル収容部では、該第 1 のパネル収容部の段差部に近接する面が裏面であると共に、該裏面に対向し且つ前記段差部から離間した面が前記第 1 の照射面であり、
前記第 2 のパネル収容部では、該第 2 のパネル収容部の段差部に近接する面が前記第 2 の照射面であると共に、該第 2 の照射面に対向し且つ前記段差部から離間した面が裏面であることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の装置において、
前記連結部により連結された前記各パネル収容部の連結順番を検知し、検知結果を連結順番情報として生成する連結順番情報生成部をさらに有することを特徴とする放射線画像撮影装置。

30

【請求項 8】

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の装置において、
前記各放射線検出ユニットは、前記放射線変換パネルを制御する制御部をさらに有することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の装置において、
前記各パネル収容部の内部には、前記表面から前記裏面に向かって、前記放射線変換パネル、前記放射線の透過を阻止する放射線遮蔽部材、及び、前記制御部が順に配置されていることを特徴とする放射線画像撮影装置。

40

【請求項 10】

請求項 9 記載の装置において、
前記制御部は、平面視で、前記放射線変換パネルよりも小さいことを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 11】

請求項 8 記載の装置において、
前記各放射線検出ユニットは、前記パネル収容部に対して前記制御部を回動可能な回動

50

機構をそれぞれ有し、

前記各制御部は、前記回動機構により前記パネル収容部に対して回動することで、前記放射線の照射時には、前記各パネル収容部と重ならないようにそれぞれ配置されることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 記載の装置において、

前記各制御部の厚みは、前記回動機構によって該制御部が前記各パネル収容部と重ならないようにそれぞれ配置された際に、前記撮影面と略面一になるような厚みであることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 1 3】

請求項 8 記載の装置において、

前記各制御部は、前記表面における前記撮影領域以外の箇所に配置されることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 ～ 1 3 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記連結部によって連結された前記各パネル収容部間を接続する接続部をさらに有することを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 ～ 1 4 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記各放射線変換パネルは、前記放射線を可視光に変換するシンチレータと、前記可視光を前記放射線画像を示す電気信号に変換する固体検出素子と、前記固体検出素子から前記電気信号を読み出すスイッチング素子と、前記固体検出素子及び前記スイッチング素子が形成される基板とをそれぞれ有し、

少なくとも前記放射線の照射側に配置された放射線変換パネルにおいて、前記基板は、可撓性を有するプラスチック製の基板であり、前記固体検出素子は、有機光導電体からなり、前記スイッチング素子は、有機半導体材料からなることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 記載の装置において、

前記放射線の照射方向に沿って、前記基板、前記スイッチング素子、前記固体検出素子、及び、C s I からなる前記シンチレータの順に配置されることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項 1 7】

放射線を放射線画像に変換可能な放射線変換パネル及び該放射線変換パネルを収容するパネル収容部を備える複数の放射線検出ユニットと、前記各放射線検出ユニットを連結する連結部とを有する放射線画像撮影装置と、

前記放射線画像撮影装置を制御する制御装置と、

を備える放射線画像撮影システムにおいて、

前記各パネル収容部には、前記放射線を透過可能な表面と、該表面に対向する裏面とがそれぞれ設けられ、

前記各パネル収容部の表面は、被写体を透過した前記放射線が照射される照射面であると共に、該照射面における前記放射線の照射領域は、前記放射線画像に変換可能な撮影領域であり、

前記各パネル収容部は、第 1 の照射面を有する第 1 のパネル収容部と、第 2 の照射面を有する第 2 のパネル収容部とであり、

前記各放射線変換パネルの一部が重なり合うと共に、前記第 1 の照射面と前記第 2 の照射面との順に交互に繰り返されるように、前記各パネル収容部を前記連結部により連結することで、前記各撮影領域を含み構成される前記放射線画像撮影装置の撮影面を略平面状に維持することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 1 8】

請求項 17 記載のシステムにおいて、

前記放射線画像撮影装置は、前記連結部により連結された前記各パネル収容部の連結順番を検知し、検知結果を連結順番情報として生成する連結順番情報生成部をさらに有することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 19】

請求項 18 記載のシステムにおいて、

前記制御装置は、前記各放射線変換パネルで得られた放射線画像に基づいて前記被写体の画像を生成する画像処理部を有し、

前記画像処理部は、前記連結順番情報生成部が生成した前記連結順番情報に基づいて、前記各放射線画像を補正した後に、補正後の各放射線画像を合成して前記被写体の画像を生成することを特徴とする放射線画像撮影システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線を放射線画像に変換する放射線変換パネル及び該放射線変換パネルを収容するパネル収容部を備えた複数の放射線検出ユニットを連結部で連結して構成される放射線画像撮影装置と、前記放射線画像撮影装置及び該放射線画像撮影装置を制御する制御装置を有する放射線画像撮影システムとに関する。

【背景技術】

【0002】

20

医療分野において、被写体に放射線を照射し、該被写体を透過した前記放射線を放射線変換パネルに導いて放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置が広汎に使用されている。前記放射線変換パネルとしては、前記放射線画像が露光記録される従来からの放射線フィルムや、蛍光体に前記放射線画像としての放射線エネルギーを蓄積し、励起光を照射することで前記放射線画像を輝尽発光光として取り出すことのできる蓄積性蛍光体パネルが知られている。これらの放射線変換パネルは、前記放射線画像が記録された放射線フィルムを現像装置に供給して現像処理を行い、あるいは、前記蓄積性蛍光体パネルを読取装置に供給して読取処理を行うことで、可視画像を得ることができる。

【0003】

一方、手術室等においては、患者に対して迅速且つ的確な処置を施すため、撮影後の放射線変換パネルから直ちに放射線画像を読み出して表示することが必要である。このような要求に対応可能な放射線変換パネルとして、放射線を電気信号に直接変換する固体検出素子を用いた直接変換型の放射線変換パネル、あるいは、放射線を可視光に一旦変換するシンチレータと、前記可視光を電気信号に変換する固体検出素子とを用いた間接変換型の放射線変換パネルが開発されている。

30

【0004】

そして、上述した直接変換型又は間接変換型の放射線変換パネルをパネル収容部に収容することにより、電子カセットと呼称される放射線検出ユニットが構成される。前記電子カセットは、放射線フィルム又は蓄積性蛍光体パネルをパネル収容部に収容して構成される放射線検出ユニットと比較して高価ではあるが、高画質の放射線画像が得られると共に、該放射線画像の画像表示を速やかに行うことができるので、近年普及しつつある。

40

【0005】

ところで、被写体に対する撮影としては、該被写体の所定の撮影部位を透過した放射線を 1 つの放射線検出ユニットを用いて放射線画像に変換する通常の撮影と、1 枚の画像に収まりきらない長尺な撮影部位（例えば、前記被写体の体全体）の放射線画像を得るための長尺撮影とがある（特許文献 1～3 参照）。

【0006】

特許文献 1 には、複数の蓄積性蛍光体シートを部分的に重ね合わせて筐体内に収容した状態で長尺撮影を行うことが提案されている。特許文献 2 には、間接変換型の複数の放射線変換パネルを部分的に重ね合わせた状態で長尺撮影を行うことが提案されている。特許

50

文献 1 及び 2 の場合には、各放射線変換パネルで得られた放射線画像を画像合成することにより、長尺な被写体の画像を得ることができる。特許文献 3 には、電子カセットが他の放射線検出ユニットよりも高価で且つ厚みがあることに鑑みて、1 つの電子カセットを被写体の撮影部位に対して相対的に移動させ、移動した各位置で撮影を行った後に、各放射線画像を合成して 1 枚の長尺な放射線画像を得ることが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2002-85392 号公報

【特許文献 2】特開 2000-292546 号公報

10

【特許文献 3】特開 2008-17965 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献 1 の技術では、蓄積性蛍光体シートの厚みが比較的薄いので、複数の蓄積性蛍光体シートを部分的に重ね合わせても、重ね合わせた箇所（連結箇所）の段差が大きくなり、従って、筐体の厚みが大きくなるおそれはない。しかしながら、長尺な被写体の画像を速やかに表示するためには、電子カセットによる長尺撮影が望ましい。

【0009】

ところが、特許文献 2 の技術では、厚みのある電子カセットの一部を重ね合わせるので、連結箇所での段差が大きくなり、この結果、複数の電子カセットを収容する筐体の厚みが大きくなって、システム全体が大型化するおそれがある。一方、連結後の複数の電子カセットを筐体に収容しない状態で長尺撮影に使用した場合、被写体は、撮影時に、段差の存在に違和感を感じるおそれがある。

20

【0010】

また、特許文献 3 の技術では、電子カセットが移動した各位置で被写体に対する放射線の照射（撮影）を行うので、上述した段差の問題は発生しないが、撮影開始から撮影終了までの長時間にわたり、前記被写体は、同じ姿勢を維持しなければならない。また、撮影中、前記被写体の体動が発生すれば、撮影後の画像合成に破綻が生じるおそれもある。

【0011】

30

本発明は、上記の課題を解消するためになされたものであり、連結箇所での段差を発生させることなく、複数の放射線検出ユニットを連結して長尺撮影を行うことが可能となる放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システム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】

【0012】

本発明は、放射線を放射線画像に変換可能な放射線変換パネル及び該放射線変換パネルを収容するパネル収容部を備える複数の放射線検出ユニットと、前記各放射線検出ユニットを連結する連結部とを有する放射線画像撮影装置であって、

前記各パネル収容部には、前記放射線を透過可能な表面と、該表面に対向する裏面とがそれぞれ設けられ、

40

前記各パネル収容部の表面は、被写体を透過した前記放射線が照射される照射面であると共に、該照射面における前記放射線の照射領域は、前記放射線画像に変換可能な撮影領域であり、

前記各パネル収容部は、第 1 の照射面を有する第 1 のパネル収容部と、第 2 の照射面を有する第 2 のパネル収容部とであり、

前記各放射線変換パネルの一部が重なり合うと共に、前記第 1 の照射面と前記第 2 の照射面との順に交互に繰り返されるように、前記各パネル収容部を前記連結部により連結することで、前記各撮影領域を含み構成される前記放射線画像撮影装置の撮影面を略平面状に維持することを特徴としている。

【0013】

50

また、本発明は、放射線を放射線画像に変換可能な放射線変換パネル及び該放射線変換パネルを収容するパネル収容部を備える複数の放射線検出ユニットと、前記各放射線検出ユニットを連結する連結部とを有する放射線画像撮影装置と、

前記放射線画像撮影装置を制御する制御装置と、

を備える放射線画像撮影システムであって、

前記各パネル収容部には、前記放射線を透過可能な表面と、該表面に対向する裏面とがそれぞれ設けられ、

前記各パネル収容部の表面は、被写体を透過した前記放射線が照射される照射面であると共に、該照射面における前記放射線の照射領域は、前記放射線画像に変換可能な撮影領域であり、

10

前記各パネル収容部は、第1の照射面を有する第1のパネル収容部と、第2の照射面を有する第2のパネル収容部とであり、

前記各放射線変換パネルの一部が重なり合うと共に、前記第1の照射面と前記第2の照射面との順に交互に繰り返されるように、前記各パネル収容部を前記連結部により連結することで、前記各撮影領域を含み構成される前記放射線画像撮影装置の撮影面を略平面状に維持することを特徴としている。

【0014】

これらの発明によれば、2種類の複数の放射線検出ユニットを連結部により交互に繰り返し連結して1台の放射線画像撮影装置を構成し、該放射線画像撮影装置により被写体に対する長尺撮影を行う場合に、下記のようにして前記各放射線検出ユニットを前記連結部により連結する。

20

【0015】

すなわち、各放射線変換パネルの一部が重なり合うと共に、いずれも表面である第1の照射面と第2の照射面との順に交互に繰り返されるように、各パネル収容部を前記連結部を用いて連結することにより、連結箇所での段差を発生させることなく、各撮影領域を含み構成される前記放射線画像撮影装置の撮影面を略平面状に維持する。

【0016】

つまり、本発明では、前記撮影面を構成する各照射面が第1の照射面→第2の照射面→第1の照射面→第2の照射面→…の順（あるいは、第2の照射面→第1の照射面→第2の照射面→第1の照射面→…の順）に交互に繰り返す状態で、2種類の前記各放射線検出ユニットを前記連結部により順次連結することで、前記放射線画像撮影装置の全体的な厚みを、前記各放射線検出ユニットの厚みに抑えつつ、連結箇所での段差を発生させないようにしている。

30

【0017】

従って、本発明によれば、連結箇所での段差を発生させることなく複数の放射線検出ユニットを連結して長尺撮影を行うことが可能となる。すなわち、本発明では、前記各放射線検出ユニットを順次連結しても、該放射線画像撮影装置の大型化を回避できると共に、前記撮影面を確実に平面状にすることができる。

【0018】

しかも、前記連結部によって前記各パネル収容部を連結して前記放射線画像撮影装置を構成するので、前記被写体に対する1回の放射線の照射で長尺撮影を行うことが可能となり、撮影時間の短縮化も実現することができる。

40

【0019】

また、本発明では、連結箇所での段差が発生しないように、前記各放射線検出ユニットを順次連結するので、特許文献2のように各電子カセットの連結箇所に段差が発生する場合と比較して、該各電子カセットの連結が外れたときに、連結箇所の段差に起因した衝撃（例えば、落下による衝撃）によって電子カセットが故障するという問題を回避することができる。

【0020】

また、本発明では、例えば、前記第1のパネル収容部と前記第2のパネル収容部とを前

50

記連結部により連結する場合に、前記第1のパネル収容部に収容された放射線変換パネルにおける前記第2のパネル収容部側の一部と、前記第2のパネル収容部に収容された放射線変換パネルにおける前記第1のパネル収容部側の一部とが重なり合うように、前記第1のパネル収容部と前記第2のパネル収容部とを連結させれば、前記各放射線変換パネルでそれぞれ得られた各放射線画像を画像合成して、1枚の長尺な被写体の放射線画像を得る際に、前記各放射線画像の連結箇所における画像が欠落することを防止することも可能となる。

【0021】

従って、本発明によれば、2種類の放射線検出ユニットを交互に連結し、連結箇所での段差を発生させることなく、前記放射線画像撮影装置の全体的な厚みを前記各放射線検出ユニットの厚みに抑制して前記撮影面を確実に平面状に維持することにより、撮影時での前記被写体の違和感を解消することができると共に、従来技術と比較して、該放射線画像撮影装置の薄型化も実現することも可能となる。また、前記放射線画像撮影装置は、2種類の前記各放射線検出ユニットを連結部で連結することにより構成されるので、撮影時間の短縮化も可能となる。

10

【0022】

なお、上述した各放射線検出ユニットは、それぞれが単独でも通常撮影を行うことが可能な電子カセットであり、本発明では、このような複数の電子カセットを前記連結部で連結することにより上述した各効果が得られる。

【0023】

20

また、前記各パネル収容部の表面の外周部と裏面の外周部との間には、該各パネル収容部の側面がそれぞれ設けられ、前記連結部は、前記各パネル収容部の側面に形成された段差部であり、前記各段差部が嵌合することにより、前記各パネル収容部が連結されることが望ましい。

【0024】

これにより、前記各パネル収容部をより簡単に連結することができる。

【0025】

この場合、前記各パネル収容部は、略矩形状の筐体であり、前記各筐体の側部の一部分は、前記筐体から取り外し自在なブロックとしてそれぞれ構成され、前記筐体から前記ブロックを取り外すことにより、前記段差部がそれぞれ形成されてもよい。あるいは、前記各パネル収容部は、略矩形状の筐体であり、前記各筐体の側部の一部分は、前記筐体に対して回動可能なブロックとしてそれぞれ構成され、前記ブロックが前記筐体に対して回動することにより、前記段差部がそれぞれ形成されてもよい。

30

【0026】

このように、前記ブロックを取り外すか、あるいは、回動させることにより、前記段差部が容易に形成されるので、前記各パネル収容部の連結を効率よく行うことが可能となる。また、前記ブロックを回動させて前記段差部を形成する場合には、当該ブロックが前記筐体から離間することがないので、前記ブロックの紛失等を防止することができる。

【0027】

さらに、前記第1のパネル収容部の段差部及び前記第2のパネル収容部の段差部のうち、一方の段差部に凸部を設け、他方の段差部に前記凸部に嵌合する凹部を設けると、前記各パネル収容部を連結する際に、該各パネル収容部を確実に且つ容易に連結することができる。

40

【0028】

なお、前記第1のパネル収容部においては、該第1のパネル収容部の段差部に近接する面を裏面とし、一方で、該裏面に対向し且つ前記段差部から離間した面を前記第1の照射面（表面）とすればよい。また、前記第2のパネル収容部においては、該第2のパネル収容部の段差部に近接する面を前記第2の照射面（表面）とし、一方で、該第2の照射面に対向し且つ前記段差部から離間した面を裏面とすればよい。このように表面（照射面）及び裏面を予め決めておくことで、各パネル収容部の連結を効率よく行うことができる。

50

【0029】

前記放射線画像撮影装置は、前記連結部により連結された前記各パネル収容部の連結順番を検知し、検知結果を連結順番情報として生成する連結順番情報生成部をさらに有してもよい。

【0030】

前述したように、前記撮影面を構成する各照射面が、第1の照射面→第2の照射面→第1の照射面→第2の照射面→…の順（あるいは、第2の照射面→第1の照射面→第2の照射面→第1の照射面→…の順）になるように、前記各パネル収容部が順次連結されているので、前記各放射線画像を画像合成して1枚の長尺な被写体の画像を形成する際、前記連結順番情報を参照することにより、得られた放射線画像が、第1の照射面における画像であるのか、あるいは、第2の照射面における画像であるのかを特定することができる。この結果、前記1枚の長尺な画像の形成を効率よく行うことができる。

10

【0031】

また、前記制御装置は、前記各放射線変換パネルで得られた放射線画像に基づいて前記被写体の画像を生成する画像処理部を有し、前記画像処理部は、前記連結順番情報生成部が生成した前記連結順番情報に基づいて、前記各放射線画像を補正した後に、補正後の各放射線画像を合成して前記被写体の画像を生成する。

【0032】

これにより、画質の均一な前記被写体の画像（長尺な画像）を得ることができる。

【0033】

20

ここで、前記各放射線検出ユニットは、前記放射線変換パネルを制御する制御部をさらに有してもよい。

【0034】

この場合、前記各パネル収容部の内部には、前記表面から前記裏面に向かって、前記放射線変換パネル、前記放射線の透過を阻止する放射線遮蔽部材、及び、前記制御部が順に配置されてもよい。

【0035】

このように、前記放射線遮蔽部材を介して前記放射線変換パネルの背後に前記制御部を配置することにより、前記制御部に前記放射線が照射されるおそれを回避することができる。

30

【0036】

また、前記制御部が平面視で前記放射線変換パネルよりも小さければ、該制御部に前記放射線が照射されるおそれを確実に阻止することができる。

【0037】

あるいは、前記各放射線検出ユニットは、前記パネル収容部に対して前記制御部を回動可能な回動機構をそれぞれ有し、前記各制御部は、前記回動機構により前記パネル収容部に対して回動することで、前記放射線の照射時には、前記各パネル収容部と重ならないようにそれぞれ配置されてもよい。

【0038】

これにより、前記各制御部に対する前記放射線の照射を確実に回避することができる。

40

【0039】

この場合、前記各制御部の厚みは、前記回動機構によって該制御部が前記各パネル収容部と重ならないようにそれぞれ配置された際に、前記撮影面と略面一になるような厚みであれば、撮影時に、前記被写体が前記制御部に接触しても、違和感を感じることはない。

【0040】

また、前記各制御部は、前記表面における前記撮影領域以外の箇所に配置されてもよい。この場合でも、該各制御部に対する前記放射線の照射を回避することができる。

【0041】

すなわち、前記制御部が前記各撮影領域又は前記撮影面に配置された状態で前記放射線の照射が行われると、前記制御部が前記放射線で劣化したり、あるいは、前記制御部が前

50

記放射線画像に写り込むという不都合がある。従って、上述した本発明の各構成により、前記各制御部に対する前記放射線の照射を回避して、これらの不都合の発生を防止することができる。

【0042】

また、前記放射線画像撮影装置は、前記連結部によって連結された前記各パネル収容部間を接続する接続部をさらに有してもよい。

【0043】

この場合、前記接続部による接続は、機械的接続、電気的接続、光学的接続（光結合）、又は、磁気結合を含むものである。前記各パネル収容部間が機械的に接続されていれば、前記各パネル収容部の間を確実に連結することができる。また、電気的接続、光学的接続又は磁気結合であれば、前記各パネル収容部間での信号の送受信が可能になる。

10

【0044】

なお、上述した放射線画像撮影装置において、前記各放射線変換パネルは、前記放射線を可視光に変換するシンチレータと、前記可視光を前記放射線画像を示す電気信号に変換する固体検出素子と、前記固体検出素子から前記電気信号を読み出すスイッチング素子と、前記固体検出素子及び前記スイッチング素子が形成される基板とをそれぞれ有し、少なくとも前記放射線の照射側に配置された放射線変換パネルにおいて、前記基板は、可撓性を有するプラスチック製の基板であり、前記固体検出素子は、有機光導電体からなり、前記スイッチング素子は、有機半導体材料からなることが望ましい。

【0045】

20

これにより、少なくとも前記放射線の照射側に配置される放射線変換パネルにおいては、前記基板に前記固体検出素子及び前記スイッチング素子を低温成膜することが可能になると共に、該放射線変換パネル、及び、前記放射線変換パネルを収容するパネル収容部の薄型化や軽量化も可能となる。この結果、複数のパネル収容部を接続した際の接続箇所での段差を小さくすることができる。また、プラスチック及び有機系の材料は、前記放射線をほとんど吸収しないので、前記放射線の照射方向に沿った遠位側の放射線変換パネルに、少しでも多くの線量の放射線を到達させることができる。

【0046】

なお、全ての放射線変換パネルが共に上述のプラスチック及び有機系の材料を用いていれば、いずれの放射線検出ユニットも薄くなるので、接続箇所での段差が生じにくくなることは勿論である。

30

【0047】

この場合、前記放射線の照射方向に沿って、前記基板、前記スイッチング素子、前記固体検出素子、及び、CsIからなる前記シンチレータの順に配置すれば、高画質の放射線画像及び1枚の長尺な画像を得ることが可能になる。また、高価な電子カセット（放射線検出ユニット）を単体で使用情况での使い勝手もよくなる。

【発明の効果】

【0048】

本発明によれば、連結箇所での段差を発生させることなく複数の放射線検出ユニットを連結して長尺撮影を行うことが可能となる。すなわち、前記各放射線検出ユニットを順次連結しても、放射線画像撮影装置の大型化を回避できると共に、撮影面を確実に平面状にすることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】第1実施形態に係る放射線画像撮影システムの構成図である。

【図2】図1の放射線画像撮影装置の斜視図である。

【図3】図1の放射線画像撮影装置の平面図である。

【図4】図1の放射線画像撮影装置を模式的に示す側面図である。

【図5】図5Aは、1つの放射線検出ユニットの斜視図であり、図5Bは、図5Aの放射線検出ユニットとは異なる他の1つの放射線検出ユニットの斜視図である。

50

【図 6】図 6 A は、図 5 A の放射線検出ユニットから 2 つのブロックを離間させた状態を示す斜視図であり、図 6 B は、図 5 B の放射線検出ユニットから 2 つのブロックを離間させた状態を示す斜視図である。

【図 7】図 7 A は、図 6 A の放射線検出ユニットと図 6 B の放射線検出ユニットとを連結させた状態を示す斜視図であり、図 7 B は、2 つの放射線検出ユニットの連結箇所の状態を示す断面図である。

【図 8】図 1 の放射線検出ユニットの一部を破断して図示した平面図である。

【図 9】図 8 の I X - I X 線に沿った断面図である。

【図 10】図 8 の X - X 線に沿った断面図である。

【図 11】図 6 B の放射線検出ユニットの内部を示す断面図である。

10

【図 12】図 6 B の放射線検出ユニットの内部を示す断面図である。

【図 13】放射線変換パネルにおける画素の配列と、画素とカセット制御部との間の電気的接続とを模式的に示す説明図である。

【図 14】パネル収容部のブロック図である。

【図 15】制御部のブロック図である。

【図 16】図 1 の放射線画像撮影システムの詳細なブロック図である。

【図 17】図 1 の放射線画像撮影装置を用いた長尺撮影を説明するためのフローチャートである。

【図 18】図 17 のステップ S 2 の処理の詳細を説明するためのフローチャートである。

【図 19】図 19 A 及び図 19 B は、放射線検出ユニット間の他の接続を示す説明図である。

20

【図 20】2 つのパネル収容部間の他の連結方法を示す断面図である。

【図 21】図 1 の放射線検出ユニットに対する充電処理の状態を示す斜視図である。

【図 22】図 22 A 及び図 22 B は、1 枚のシンチレータを筐体内に収容した状態を示す断面図である。

【図 23】図 23 A 及び図 23 B は、2 枚のシンチレータを筐体内に収容した状態を示す断面図である。

【図 24】第 2 及び第 3 実施形態に係る放射線画像撮影システムの構成図である。

【図 25】図 25 A は、1 つの放射線検出ユニットの斜視図であり、図 25 B は、図 25 A の放射線検出ユニットとは異なる他の 1 つの放射線検出ユニットの斜視図である。

30

【図 26】図 26 A は、図 25 A の放射線検出ユニットに対して 2 つのブロックを回動させた状態を示す斜視図であり、図 26 B は、図 25 B の放射線検出ユニットに対して 2 つのブロックを回動させた状態を示す斜視図である。

【図 27】図 24 の放射線画像撮影装置の斜視図である。

【図 28】図 28 A 及び図 28 B は、第 3 実施形態に係る放射線画像撮影システムに用いられる 1 つの放射線検出ユニットの斜視図である。

【図 29】図 29 A は、1 つの放射線検出ユニットに対して 4 つのブロックを回動させた状態を示す斜視図であり、図 29 B は、図 29 A の放射線検出ユニットとは異なる他の 1 つの放射線検出ユニットに対して 4 つのブロックを回動させた状態を示す斜視図である。

【図 30】他の放射線画像撮影装置の斜視図である。

40

【図 31】他の放射線画像撮影装置を模式的に示す側面図である。

【図 32】変形例に係る放射線検出器の 3 画素分の構成を概略的に示す図である。

【図 33】図 32 に示す T F T 及び電荷蓄積部の概略構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0050】

本発明に係る放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システムの好適な実施形態について、図 1 ～図 33 を参照しながら以下詳細に説明する。

【0051】

まず、第 1 実施形態に係る放射線画像撮影システム 10 A について、図 1 ～図 23 B を参照しながら説明する。

50

【0052】

図1に示すように、放射線画像撮影システム10Aは、ベッド等の撮影台12に横臥した患者等の被写体14に対して、撮影条件に従った線量からなる放射線16を照射する放射線照射装置18と、被写体14を透過した放射線16を検出して放射線画像に変換する放射線画像撮影装置20Aと、放射線照射装置18及び放射線画像撮影装置20Aを制御するコンソール（制御装置）22と、放射線画像を表示する表示装置24とを備える。

【0053】

コンソール22と、放射線照射装置18、放射線画像撮影装置20A及び表示装置24との間は、例えば、UWB（Ultra Wide Band）、IEEE802.11.a/g/n等の無線LAN（Local Area Network）又はミリ波等を用いた無線通信により信号の送受信が行われる。なお、ケーブルを用いた有線通信により信号の送受信を行ってもよいことは勿論である。

10

【0054】

また、コンソール22には、病院内の放射線科において取り扱われる放射線画像やその他の情報を統括的に管理する放射線科情報システム（RIS）26が接続され、また、RIS26には、病院内の医事情報を統括的に管理する医事情報システム（HIS）28が接続される。

【0055】

放射線画像撮影装置20Aは、撮影台12と被写体14との間に配置され、3つの放射線検出ユニット30a～30cと、該放射線検出ユニット30a～30c間を電氣的に且つ機械的に接続する2つのコネクタ（接続部）32とを有する。

20

【0056】

放射線検出ユニット30a～30cは、図1～図7Aに示すように、同一形状且つ同じ厚みの2つの放射線検出ユニット30a、30cと、該放射線検出ユニット30a、30cとは異なる形状を有し且つ同じ厚みの1つの放射線検出ユニット30bとの2種類の電子カセットを備え、種類の異なる電子カセットを一行に沿って交互に連結すると共に、2つのコネクタ32によって電氣的に且つ機械的に接続することにより1台の放射線画像撮影装置20Aを構成する。

【0057】

ここで、各放射線検出ユニット30a～30cについて、より詳しく説明する。

30

【0058】

放射線検出ユニット30a～30cは、略矩形状の筐体（パネル収容部）34a～34cをそれぞれ有する（図5A及び図5B参照）。筐体34a～34cは、放射線16を透過可能であると共に、該放射線16を放射線画像に変換可能な放射線変換パネル172a～172cを収容する（図4参照）。そして、筐体34a～34c内部における後述の制御部196a～196c（図9～図11参照）以外の構成要素によって、パネル部198a～198cが構成される。

【0059】

筐体34a～34cの表面36a～36cには、被写体14の撮影位置を示すガイド線38a～38cがそれぞれ形成されている。ガイド線38a～38cの外枠が、表面36a～36cにおける放射線16の照射野（照射範囲）を示す撮影領域40a～40cになる。また、ガイド線38a～38cの中心位置（十字状に交差する2本のガイド線38a～38cの交点）は、該撮影領域40a～40cの中心位置となる。

40

【0060】

なお、これらの放射線検出ユニット30a～30cにおいて、表面36a～36cに対向する裏面42a～42cには、ガイド線や撮影領域を設けない。すなわち、放射線検出ユニット30a～30cは、外部から表面36a～36cに対してのみ放射線16が照射されて、該放射線16を放射線画像に変換可能な電子カセットである。

【0061】

また、図2及び図3に示すように、放射線検出ユニット30a～30cを連結しても、

50

各ガイド線 3 8 a ~ 3 8 c は重ならない一方で、筐体 3 4 a ~ 3 4 c に収容された放射線変換パネル 1 7 2 a ~ 1 7 2 c は、その一部が重なり合う（図 4 参照）。

【0062】

さらに、表面 3 6 a ~ 3 6 c は、互いに略同じ面積であり、放射線 1 6 の照射野も本来は略同じ大きさである。しかしながら、筐体 3 4 a、3 4 c の側部の裏面 4 2 a、4 2 c 側がブロック 5 8 a、5 8 c、6 0 a、6 0 c として筐体 3 4 a、3 4 c からそれぞれ分離して、段差部 1 2 0 a、1 2 0 c、1 2 2 a、1 2 2 c を形成することが可能である（図 6 A 参照）と共に、筐体 3 4 b の側部の表面 3 6 b 側がブロック 5 8 b、6 0 b として筐体 3 4 b から分離して、段差部 1 2 0 b、1 2 2 b を形成することが可能であるため（図 6 B 参照）、撮影時には、表面 3 6 b（第 2 の照射面）の面積は、表面 3 6 a、3 6 c（第 1 の照射面）の面積と比較して小さくなる。従って、表面 3 6 b 中、筐体 3 4 b から分離しない領域にのみガイド線 3 8 b 及び撮影領域 4 0 b がそれぞれ表示されている。

10

【0063】

すなわち、各筐体 3 4 a、3 4 c（第 1 のパネル収容部）においては、段差部 1 2 0 a、1 2 0 c、1 2 2 a、1 2 2 c に近接（接続）する面を裏面 4 2 a、4 2 c とし、一方で、裏面 4 2 a、4 2 c に対向し且つ段差部 1 2 0 a、1 2 0 c、1 2 2 a、1 2 2 c から離間した面を表面 3 6 a、3 6 c（照射面 1 4 8 a、1 4 8 c）としている。一方、筐体 3 4 b（第 2 のパネル収容部）においては、段差部 1 2 0 b、1 2 2 b に近接（接続）する面を表面 3 6 b（照射面 1 4 8 b）とし、一方で、表面 3 6 b に対向し且つ段差部 1 2 0 b、1 2 2 b から離間した面を裏面 4 2 b としている。

20

【0064】

さらにまた、筐体 3 4 a ~ 3 4 c において、表面 3 6 a ~ 3 6 c の外周部と、裏面 4 2 a ~ 4 2 c の外周部とは、4 つの側面 5 0 a ~ 5 0 c、5 2 a ~ 5 2 c、5 4 a ~ 5 4 c、5 6 a ~ 5 6 c によってそれぞれ連結されている。この場合、筐体 3 4 a ~ 3 4 c の側面 5 4 a ~ 5 4 c 側には、該筐体 3 4 a ~ 3 4 c から分離可能なブロック 5 8 a ~ 5 8 c がそれぞれ設けられると共に、側面 5 4 a ~ 5 4 c に対向する側面 5 6 a ~ 5 6 c 側には、筐体 3 4 a ~ 3 4 c から分離可能なブロック 6 0 a ~ 6 0 c がそれぞれ設けられる。なお、これらのブロック 5 8 a ~ 5 8 c、6 0 a ~ 6 0 c の全長は、側面 5 0 a ~ 5 0 c と、該側面 5 0 a ~ 5 0 c に対向する側面 5 2 a ~ 5 2 c との間の距離に設定されている。

【0065】

30

ブロック 5 8 a ~ 5 8 c の側面 5 0 a ~ 5 0 c 側には、凹部 7 0 a ~ 7 0 c がそれぞれ設けられ、該凹部 7 0 a ~ 7 0 c に手動操作部 7 2 a ~ 7 2 c が配置されている。また、ブロック 5 8 a ~ 5 8 c の側面 5 2 a ~ 5 2 c 側には、凹部 7 0 a ~ 7 0 b と同一形状の凹部 7 4 a ~ 7 4 c がそれぞれ設けられ、該凹部 7 4 a ~ 7 4 c に手動操作部 7 6 a ~ 7 6 c が配置されている。一方、ブロック 6 0 a ~ 6 0 c においても、凹部 7 0 a ~ 7 0 c、7 4 a ~ 7 4 c に対向するように凹部 7 8 a ~ 7 8 c、8 2 a ~ 8 2 c がそれぞれ設けられ、該凹部 7 8 a ~ 7 8 c、8 2 a ~ 8 2 c に手動操作部 8 0 a ~ 8 0 c、8 4 a ~ 8 4 c が配置されている。

【0066】

ブロック 5 8 a ~ 5 8 c の筐体 3 4 a ~ 3 4 c 側には、手動操作部 7 2 a ~ 7 2 c に連結される爪部材 9 0 a ~ 9 0 c が、孔部 9 2 a ~ 9 2 c を貫通してそれぞれ配設され、筐体 3 4 a ~ 3 4 c における孔部 9 2 a ~ 9 2 c に対向する箇所には、爪部材 9 0 a ~ 9 0 c と係合可能な孔部 9 4 a ~ 9 4 c が形成されている（図 6 A 及び図 6 B 参照）。また、ブロック 5 8 a ~ 5 8 c の筐体 3 4 a ~ 3 4 c 側には、前述した爪部材 9 0 a ~ 9 0 c と同様に、手動操作部 7 6 a ~ 7 6 c に連結される爪部材 9 6 a ~ 9 6 c が孔部 9 8 a ~ 9 8 c を貫通してそれぞれ配設され、筐体 3 4 a ~ 3 4 c における孔部 9 8 a ~ 9 8 c に対向する箇所には、爪部材 9 6 a ~ 9 6 c と係合可能な孔部 1 0 0 a ~ 1 0 0 c が形成されている。

40

【0067】

ブロック 6 0 a ~ 6 0 c の筐体 3 4 a ~ 3 4 c 側においても、上述の爪部材 9 0 a ~ 9

50

0 cと同様に、手動操作部 8 0 a～8 0 cに連結される爪部材 1 0 2 a～1 0 2 cが孔部 1 0 4 a～1 0 4 cを貫通してそれぞれ配設され、筐体 3 4 a～3 4 cにおける孔部 1 0 4 a～1 0 4 cに対向する箇所には、爪部材 1 0 2 a～1 0 2 cと係合可能な孔部 1 0 6 a～1 0 6 cが形成されている。また、ブロック 6 0 a～6 0 cの筐体 3 4 a～3 4 c側には、前述した爪部材 9 6 a～9 6 cと同様に、手動操作部 8 4 a～8 4 cに連結される爪部材 1 0 8 a～1 0 8 cが孔部 1 1 0 a～1 1 0 cを貫通してそれぞれ配設され、筐体 3 4 a～3 4 cにおける孔部 1 1 0 a～1 1 0 cに対向する箇所には、爪部材 1 0 8 a～1 0 8 cと係合可能な孔部 1 1 2 a～1 1 2 cが形成されている。

【0068】

従って、図 5 A及び図 5 Bに示す状態で医師又は技師が手動操作部 7 2 a～7 2 c、7 6 a～7 6 cを互いに近接する方向に変位させると、該手動操作部 7 2 a～7 2 c、7 6 a～7 6 cに連動する爪部材 9 0 a～9 0 c、9 6 a～9 6 cが移動し、この結果、爪部材 9 0 a～9 0 c、9 6 a～9 6 cと孔部 9 4 a～9 4 c、1 0 0 a～1 0 0 cとの係合状態が解除されて、筐体 3 4 a～3 4 cからブロック 5 8 a～5 8 cを分離することができる（図 6 A及び図 6 B参照）。また、医師又は技師が手動操作部 8 0 a～8 0 c、8 4 a～8 4 cを互いに近接する方向に変位させると、該手動操作部 8 0 a～8 0 c、8 4 a～8 4 cに連動する爪部材 1 0 2 a～1 0 2 c、1 0 8 a～1 0 8 cが移動し、この結果、爪部材 1 0 2 a～1 0 2 c、1 0 8 a～1 0 8 cと孔部 1 0 6 a～1 0 6 c、1 1 2 a～1 1 2 cとの係合状態が解除されて、筐体 3 4 a～3 4 cからブロック 6 0 a～6 0 cを分離することができる。

【0069】

筐体 3 4 a～3 4 cからブロック 5 8 a～5 8 c、6 0 a～6 0 cが分離されることにより、該筐体 3 4 a～3 4 cの側面 5 4 a～5 4 c、5 6 a～5 6 c側には、段差部（連結部）1 2 0 a～1 2 0 c、1 2 2 a～1 2 2 cがそれぞれ形成されると共に、筐体 3 4 bの表面 3 6 bには、筐体 3 4 a、3 4 cの照射面 1 4 8 a、1 4 8 c（の撮影領域 4 0 a、4 0 c）よりも面積の小さな照射面 1 4 8 b（の撮影領域 4 0 b）が形成される。

【0070】

段差部 1 2 0 a、1 2 0 cには、ブロック 5 8 a、5 8 cの長手方向に沿って凹部 3 7 0 a、3 7 0 cがそれぞれ形成され、ブロック 5 8 a、5 8 cには、凹部 3 7 0 a、3 7 0 cに嵌合可能な凸部 3 7 2 a、3 7 2 cがそれぞれ形成されている。一方、段差部 1 2 2 a、1 2 2 cにも、ブロック 6 0 a、6 0 cの長手方向に沿って、凹部 3 7 0 a、3 7 0 cと同一形状の凹部 3 7 4 a、3 7 4 cがそれぞれ形成され、ブロック 6 0 a、6 0 cには、凹部 3 7 4 a、3 7 4 cに嵌合可能な凸部 3 7 6 a、3 7 6 cがそれぞれ形成されている。

【0071】

さらに、段差部 1 2 0 bには、ブロック 5 8 bの長手方向に沿って、凸部 3 7 6 a、3 7 6 cと同一形状の凸部 3 7 8 bが形成され、ブロック 5 8 bには、凸部 3 7 8 bに嵌合可能な凹部 3 8 0 bが形成されている。一方、段差部 1 2 2 bにも、ブロック 6 0 bの長手方向に沿って、凸部 3 7 6 a、3 7 6 cと同一形状の凸部 3 8 2 bが形成され、ブロック 6 0 bには、凸部 3 8 2 bに嵌合可能な凹部 3 8 4 cが形成されている。

【0072】

側面 5 0 a～5 0 cにおける段差部 1 2 0 a～1 2 0 c側の箇所には、コネクタ 3 2 に嵌合可能な接続端子 1 2 4 a～1 2 4 cがそれぞれ配設される。また、該側面 5 0 a～5 0 cにおける段差部 1 2 2 a～1 2 2 c側の箇所にも、接続端子 1 2 4 a～1 2 4 cと同一形状の接続端子 1 2 6 a～1 2 6 cがそれぞれ配設される。

【0073】

さらに、側面 5 0 a～5 0 cの中央部分には、凹部 1 3 0 a～1 3 0 cがそれぞれ形成され、該凹部 1 3 0 a～1 3 0 cには取手部 1 3 2 a～1 3 2 cが配設される。取手部 1 3 2 a～1 3 2 cの一端部には筐体 3 4 a～3 4 c内に進入する軸部 1 3 4 a～1 3 4 cが設けられると共に、他端部にも該軸部 1 3 4 a～1 3 4 cと同軸の軸部 1 3 6 a～1 3

10

20

30

40

50

6 cが筐体3 4 a～3 4 c内に進入した状態で設けられている（図5 A参照）。従って、医師又は技師が軸部1 3 4 a～1 3 4 c、1 3 6 a～1 3 6 cを中心に取手部1 3 2 a～1 3 2 cを回動させることにより、該取手部1 3 2 a～1 3 2 cを把持することが可能となる。

【0074】

また、側面5 2 a～5 2 cの中央部分にも、前述した凹部1 3 0 a～1 3 0 c及び取手部1 3 2 a～1 3 2 cと同一形状の凹部1 4 0 a～1 4 0 c及び取手部1 4 2 a～1 4 2 cがそれぞれ設けられ、該取手部1 4 2 a～1 4 2 cの一端部には筐体3 4 a～3 4 c内に進入する軸部1 4 4 a～1 4 4 cが設けられると共に、他端部にも該軸部1 4 4 a～1 4 4 cと同軸の軸部1 4 6 a～1 4 6 cが筐体3 4 a～3 4 c内に進入した状態で設けら

10

【0075】

従って、医師又は技師は、軸部1 4 4 a～1 4 4 c、1 4 6 a～1 4 6 cを中心に取手部1 4 2 a～1 4 2 cを回動させることにより、該取手部1 4 2 a～1 4 2 cを把持することが可能となる。従って、医師又は技師は、取手部1 3 2 a～1 3 2 c、1 4 2 a～1 4 2 cを把持して放射線検出ユニット3 0 a～3 0 cを運搬することも可能となる。

【0076】

ここで、3つの放射線検出ユニット3 0 a～3 0 cを連結して1台の放射線画像撮影装置2 0 Aを構成する場合、医師又は技師は、下記のようにして放射線画像撮影装置2 0 Aの組立作業を行う。

20

【0077】

先ず、筐体3 4 a～3 4 cからブロック5 8 a～5 8 c、6 0 a～6 0 cをそれぞれ分離して段差部1 2 0 a～1 2 0 c、1 2 2 a～1 2 2 cを形成する（図6 A及び図6 B参照）。この状態で、医師又は技師は、筐体3 4 aの段差部1 2 2 aと筐体3 4 bの段差部1 2 0 bとを嵌合させると共に、筐体3 4 bの段差部1 2 2 bと筐体3 4 cの段差部1 2 0 cとを嵌合させる（図7 A及び図7 B参照）。

【0078】

この場合、筐体3 4 a側の凹部3 7 4 aと筐体3 4 b側の凸部3 7 8 bとを嵌合させることにより、段差部1 2 2 a及び段差部1 2 0 bは、互いに位置決めされた状態で隙間なく且つ確実に嵌合される。また、筐体3 4 b側の凸部3 8 2 bと筐体3 4 c側の凹部3 7 0 cとを嵌合させることにより、段差部1 2 2 b及び段差部1 2 0 cは、互いに位置決めされた状態で隙間なく且つ確実に嵌合される。

30

【0079】

次に、医師又は技師は、段差部1 2 2 a、1 2 0 b側の接続端子1 2 6 a、1 2 4 bに略U字状のコネクタ3 2を嵌合させると共に、段差部1 2 2 b、1 2 0 c側の接続端子1 2 6 b、1 2 4 cにも他のコネクタ3 2を嵌合させる。

【0080】

このように組み立てることで、放射線画像撮影装置2 0 Aでは、図1～図4の左側から右側に向かって、放射線検出ユニット3 0 a→放射線検出ユニット3 0 b→放射線検出ユニット3 0 cの順に、種類の異なる電子カセットが交互に連結される。そのため、放射線画像撮影装置2 0 Aの上面は、表面3 6 a（第1の照射面）→表面3 6 b（第2の照射面）→表面3 6 c（第1の照射面）の順となり、面積の異なる照射面が一方向に沿って交互に連結されることになる。

40

【0081】

また、前述したように、各筐体3 4 a～3 4 cは、同じ厚みであるため、各放射線検出ユニット3 0 a～3 0 cを連結して放射線画像撮影装置2 0 Aを構成すると、各筐体3 4 a～3 4 cの連結箇所（放射線画像撮影装置2 0 Aの上面における各段差部1 2 2 a、1 2 0 bの嵌合箇所、及び、各段差部1 2 2 b、1 2 0 cの嵌合箇所）での段差を発生させることなく、該放射線画像撮影装置2 0 Aの厚みを、各放射線検出ユニット3 0 a～3 0 cと同じ厚みにすることができると共に、放射線画像撮影装置2 0 Aの上面を略平面状と

50

することができる（図1～図4参照）。

【0082】

さらに、被写体14が横臥する放射線画像撮影装置20Aの上面に放射線16が照射される場合（図1及び図2参照）、表面36a～36cは、放射線16が照射される照射面148a～148cになると共に、放射線16の照射範囲（撮影領域40a～40cを含む照射野）が放射線画像撮影装置20Aの撮影面（撮影領域）156として構成される。

【0083】

図4に示すように、筐体34a～34cの内部における、段差部120a～120c、122a～122cが形成されていない幅広の部分に、シンチレータ150a～150c及び光電変換層152a～152cを有し、且つ、放射線16を放射線画像に変換する放射線変換パネル172a～172cがそれぞれ収容されている。この場合、各筐体34a、34bにおいては、放射線変換パネル172aにおける放射線変換パネル172b側の一部と、放射線変換パネル172bにおける放射線変換パネル172a側の一部とが（平面視で）重なり合うように、段差部122aと段差部120bとが嵌合すると共に、凹部374aと凸部378bとが嵌合している。また、各筐体34b、34cにおいても、放射線変換パネル172bにおける放射線変換パネル172c側の一部と、放射線変換パネル172cにおける放射線変換パネル172b側の一部とが（平面視で）重なり合うように、段差部122bと段差部120cとが嵌合すると共に、凹部370cと凸部382bとが嵌合している。

【0084】

さらに、各放射線検出ユニット30a～30cは、1つの電子カセットとして単独で使用する場合には、撮影領域40a～40cに放射線16が照射される。これに対して、各放射線検出ユニット30a～30cを順次連結することで構成される放射線画像撮影装置20Aでは、前述したように、これらの撮影領域40a～40cを含む撮影面156に放射線16が照射される。なお、撮影領域40a、40cは、図8に示すように、平面視で、シンチレータ150a、150c（及び光電変換層152a、152c）と略一致する。

【0085】

図2、図5A及び図6A～図7Aに示すように、側面50a～50cには、外部の電源から放射線検出ユニット30a～30cに対して充電を行なうためのACアダプタの入力端子160a～160cと、外部機器との間で情報の送受信が可能なインターフェース手段としてのUSB（Universal Serial Bus）端子162a～162cと、PCカード等のメモ리카ード164を装填するためのカードスロット166a～166cと、放射線検出ユニット30a～30cを起動させるための電源スイッチ168a～168cとがそれぞれ設けられている。

【0086】

図8～図10に示すように、放射線検出ユニット30a、30cにおいて、筐体34a、34c内における幅狭の裏面42a、42c側に、放射線検出ユニット30a、30c内の各部に電力を供給するバッテリー等の電源部190a、190cと、放射線変換パネル172a、172cを制御するカセット制御部192a、192cと、コンソール22との間で無線による信号の送受信が可能であると共に、コネクタ32を介して他の放射線検出ユニットとの間での信号の送受信も可能な通信部194a、194cとが配置されている。電源部190a～190cと、カセット制御部192a～192cと、通信部194a～194cとによって制御部196a、196cが構成される。

【0087】

また、制御部196a、196cの上方には、放射線16の透過を阻止する鉛板等の放射線遮蔽部材400a、400cが放射線変換パネル172a、172cと接触した状態で配置されている。放射線遮蔽部材400a、400cから表面36a、36cに向かって、放射線変換パネル172a、172c及び衝撃吸収部材174a、174cが順に積層されている。なお、前述した制御部196a、196cは、（平面視で）放射線遮蔽部

材 400a、400c よりも小さい。

【0088】

衝撃吸収部材 174a、174c は、被写体 14 から表面 36a、36c に荷重が付与されたときに、該荷重に起因した衝撃を吸収（緩和）する。

【0089】

放射線変換パネル 172a～172c は、放射線遮蔽部材 400a、400c から衝撃吸収部材 174a、174c の方向に向かって、ガラス基板等の光透過性及び放射線透過性の基板 178a、178c、透明電極等が形成された光透過性の TFT 層 176a、176c、光電変換層 152a、152c、シンチレータ 150a、150c の順に積層することにより構成される。

10

【0090】

シンチレータ 150a、150c は、表面 36a、36c から衝撃吸収部材 174a、174c を介して照射された放射線 16 を可視光に一旦変換する。

【0091】

なお、シンチレータ 150a、150c は、例えば、ヨウ化セシウム（CsI）又はガドリニウム・オキサイド・サルファ（GOS）から構成される。また、放射線画像撮影装置 20A を用いて被写体 14 に対する長尺撮影を行う場合に、長尺な撮影部位（被写体 14 の体全体）のうち、注目したい特定部位を撮影する放射線検出ユニットのシンチレータ 150a、150c を CsI で構成し、他の放射線検出ユニットのシンチレータ 150a、150c を GOS で構成してもよい。

20

【0092】

光電変換層 152a、152c は、アモルファスシリコン（a-Si）等の物質からなる固体検出素子（以下、画素という。）200a、200c（図 13 参照）を用いて前記可視光を信号電荷である電気信号に変換する。

【0093】

TFT 層 176a、176c は、一方の信号電極に信号線 204a、204c 又は信号線 206a、206c（図 14 参照）が接続されると共に、ゲート電極にゲート線 202a、202c が接続される薄膜トランジスタ（TFT）210a、210c を行列状に配列して構成されており、放射線 16 及び前記可視光を透過可能である。

【0094】

また、図 11 及び図 12 に示すように、放射線検出ユニット 30b において、筐体 34b 内における幅広の裏面 42b 側に、放射線検出ユニット 30b 内の各部に電力を供給する 배터리等の電源部 190b と、放射線変換パネル 172b を制御するカセット制御部 192b と、コンソール 22 との間で無線による信号の送受信が可能であると共に、コネクタ 32 を介して他の放射線検出ユニットとの間での信号の送受信も可能な通信部 194b とが配置されている。この場合でも、電源部 190b、カセット制御部 192b 及び通信部 194b によって制御部 196b が構成される。

30

【0095】

また、制御部 196b の上方には、放射線 16 の透過を阻止する鉛板等の放射線遮蔽部材 400b が放射線変換パネル 172b に接触した状態で配置されている。放射線遮蔽部材 400b から表面 36b に向かって、放射線変換パネル 172b 及び衝撃吸収部材 174b が順に積層されている。なお、前述した制御部 196b は、（平面視で）放射線遮蔽部材 400b よりも小さい。

40

【0096】

衝撃吸収部材 174b は、筐体 34b 内部における幅狭の表面 36b 側の部分に配置された肉厚の部材であり、被写体 14 から表面 36b に荷重が付与されたときに、該荷重に起因した衝撃を吸収（緩和）する。

【0097】

放射線変換パネル 172b は、放射線遮蔽部材 400b から衝撃吸収部材 174b の方向に向かって、ガラス基板等の光透過性及び放射線透過性の基板 178b、透明電極等が

50

形成された光透過性のTFT層176b、光電変換層152b、シンチレータ150bの順に積層することにより構成される。

【0098】

シンチレータ150bは、シンチレータ150a、150cと同様の機能を有する。従って、シンチレータ150bについても、CsI又はGOSで構成してもよい。また、注目したい特定部位を撮影するのであれば、シンチレータ150bをCsIで構成すればよい。光電変換層152bは、光電変換層152a、152cと同様の機能を有し、TFT層176bは、TFT層176a、176cと同様の機能を有する。

【0099】

上述のように、被写体14を透過した放射線16をシンチレータにより可視光に一旦変換し、変換した前記可視光を固体検出素子（画素）により電気信号に変換する間接変換型の放射線変換パネル（放射線検出器）には、表面読取方式の放射線検出器と裏面読取方式の放射線検出器とがある。このうち、表面読取方式であるISS（Irradiation Side Sampling）方式の放射線検出器は、放射線16の照射方向に沿って、固体検出素子及びシンチレータが順に配置された構成を有する。また、裏面読取方式であるPSS（Penetration Side Sampling）方式の放射線検出器は、放射線16の照射方向に沿って、シンチレータ及び固体検出素子が順に配置された構成を有する。

【0100】

図8～図12に示す間接変換型の放射線変換パネル172a～172cは、表面36a～36bに対して、シンチレータ150a～150cと、画素200a～200cを用いた光電変換層152a～152cとを順に配置したPSS方式の放射線検出器として構成されている。

【0101】

なお、図8～図12では、間接変換型の放射線変換パネル172a～172cを図示しているが、放射線16の線量をアモルファスセレン（a-Se）等の物質からなる固体検出素子により電気信号に直接変換する直接変換型の放射線変換パネルを採用することも可能である。

【0102】

基板178a～178cは、（平面視で、）放射線変換パネル172a～172cを構成する他の部材よりも大きく（図8～図12参照）、基板178a～178cの側面50a～50c側には、放射線変換パネル172a～172cを駆動するための駆動回路部182a～182cが配置され、基板178a～178cの側面54a～54c側には、放射線変換パネル172a～172cから電気信号を読み出すための読出回路部184a～184cが配置され、基板178a～178cの側面56a～56c側には、電気信号を読み出すための読出回路部186a～186cが配置されている。そして、放射線変換パネル172a～172c、駆動回路部182a～182c及び読出回路部184a～184c、186a～186cにより、放射線16を放射線画像に変換して出力するパネル部198a～198cが構成される。

【0103】

なお、前述したカセット制御部192a～192cは、駆動回路部182a～182c及び読出回路部184a～184c、186a～186cを介して放射線変換パネル172a～172cを制御する。また、前述したように、制御部196a～196cは、放射線遮蔽部材400a～400cによって放射線16の透過が阻止されることにより、放射線16が照射されるパネル部198a～198c以外の領域に配置されることになる。

【0104】

図13に模式的に示すように、各放射線検出ユニット30a～30c内において、放射線変換パネル172a～172cでは、前述のように、多数の画素200a～200cがTFT層176a～176c（図9～図12参照）を介して基板178a～178c上に配列され、さらに、これらの画素200a～200cに対して駆動回路部182a～18

10

20

30

40

50

2 c から制御信号を供給する多数のゲート線 2 0 2 a ~ 2 0 2 c と、多数の画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c から出力される電気信号（信号電荷）を読み出して読出回路部 1 8 4 a ~ 1 8 4 c に出力する多数の信号線 2 0 4 a ~ 2 0 4 c と、多数の画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c から出力される電気信号を読み出して読出回路部 1 8 6 a ~ 1 8 6 c に出力する多数の信号線 2 0 6 a ~ 2 0 6 c とが配列されている。

【0105】

なお、図 1 3 の上方から下方に向かって、奇数行の画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c の電気信号は、信号線 2 0 4 a ~ 2 0 4 c を介して読出回路部 1 8 4 a ~ 1 8 4 c に出力され、一方で、偶数行の画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c の電気信号は、信号線 2 0 6 a ~ 2 0 6 c を介して読出回路部 1 8 6 a ~ 1 8 6 c に出力される。

10

【0106】

次に、放射線画像撮影装置 2 0 A の回路構成及びブロック図に関し、図 1 4 及び図 1 5 を参照しながら詳細に説明する。

【0107】

放射線変換パネル 1 7 2 a ~ 1 7 2 c は、可視光を電気信号に変換する a - S i 等の物質からなる各画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 b が形成された光電変換層 1 5 2 a ~ 1 5 2 c（図 9 ~ 図 1 2 参照）を、行列状の T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c のアレイの上に配置した構造を有する。この場合、駆動回路部 1 8 2 a ~ 1 8 2 c を構成するバイアス回路 2 1 4 からバイアス電圧が供給される各画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c では、可視光を電気信号（アナログ信号）に変換することにより発生した電荷が蓄積され、各列毎に T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c を

20

【0108】

各画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c に接続される T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c のうち、図 1 4 の上方から下方に向かって、奇数行に配列された T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c は、列方向と平行に延びるゲート線 2 0 2 a ~ 2 0 2 c と、行方向と平行に延びる信号線 2 0 4 a ~ 2 0 4 c とに接続される。また、偶数行に配列された T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c は、ゲート線 2 0 2 a ~ 2 0 2 c と、行方向と平行に延びる信号線 2 0 6 a ~ 2 0 6 c とに接続される。

【0109】

この場合、各ゲート線 2 0 2 a ~ 2 0 2 c は、ゲート駆動回路 2 1 2 に接続され、ゲート線 2 0 2 a ~ 2 0 2 c には、列方向に配列された T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c をオンオフ制御する制御信号がゲート駆動回路 2 1 2 から供給される。この場合、ゲート駆動回路 2 1 2 には、カセット制御部 1 9 2 a ~ 1 9 2 c からアドレス信号が供給される。

30

【0110】

信号線 2 0 4 a ~ 2 0 4 c、2 0 6 a ~ 2 0 6 c には、行方向に配列された T F T 2 1 0 a ~ 2 1 0 c を介して各画素 2 0 0 a ~ 2 0 0 c に保持されている電荷がそれぞれ流出する。該電荷は、増幅器 2 2 0 a ~ 2 2 0 c、2 3 0 a ~ 2 3 0 c によってそれぞれ増幅される。増幅器 2 2 0 a ~ 2 2 0 c、2 3 0 a ~ 2 3 0 c には、サンプルホールド回路 2 2 2 a ~ 2 2 2 c、2 3 2 a ~ 2 3 2 c を介してマルチプレクサ 2 2 3 a ~ 2 2 3 c、2 3 3 a ~ 2 3 3 c がそれぞれ接続される。マルチプレクサ 2 2 3 a ~ 2 2 3 c、2 3 3 a ~ 2 3 3 c は、信号線 2 0 4 a ~ 2 0 4 c、2 0 6 a ~ 2 0 6 c を切り替える F E T（電界効果トランジスタ）スイッチ 2 2 4 a ~ 2 2 4 c、2 3 4 a ~ 2 3 4 c と、1 つの F E T スイッチ 2 2 4 a ~ 2 2 4 c、2 3 4 a ~ 2 3 4 c をオンにする選択信号を出力するマルチプレクサ駆動回路 2 2 6 a ~ 2 2 6 c、2 3 6 a ~ 2 3 6 c とをそれぞれ備える。マルチプレクサ駆動回路 2 2 6 a ~ 2 2 6 c、2 3 6 a ~ 2 3 6 c には、カセット制御部 1 9 2 a ~ 1 9 2 c（図 1 1 及び図 1 3 参照）からアドレス信号が供給される。F E T スイッチ 2 2 4 a ~ 2 2 4 c、2 3 4 a ~ 2 3 4 c には、A / D 変換器 2 2 8 a ~ 2 2 8 c、2 3 8 a ~ 2 3 8 c が接続され、A / D 変換器 2 2 8 a ~ 2 2 8 c、2 3 8 a ~ 2 3 8 c によってデジタル信号に変換された放射線画像がカセット制御部 1 9 2 a ~ 1 9 2 c に供給される。

40

【0111】

50

なお、スイッチング素子として機能するTFT210a~210cは、CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等、他の撮像素子と組み合わせ実現してもよい。さらにまた、TFTで言うところのゲート信号に相当するシフトパルスにより電荷をシフトしながら転送するCCD(Charge-Coupled Device)イメージセンサに置き換えることも可能である。

【0112】

カセット制御部192a~192cは、図15に示すように、画像メモリ240a~240cと、アドレス信号発生部242a~242cと、カセットIDメモリ244a~244cと、同期制御部248a~248cと、連結順番情報生成部250a~250cとを備える。

10

【0113】

画像メモリ240a~240cは、放射線変換パネル172a~172cによって検出された放射線画像を記憶する。

【0114】

アドレス信号発生部242a~242cは、ゲート駆動回路212及びマルチプレクサ駆動回路226a~226c、236a~236cに対してアドレス信号を供給する。カセットIDメモリ244a~244cは、放射線検出ユニット30a~30cを特定するためのカセットID情報を記憶する。

【0115】

20

同期制御部248a~248cは、通信部194a~194c及びコネクタ32を介して他の放射線検出ユニットとの間で、同期制御信号の送受信を行うことにより、撮影時における各放射線検出ユニット30a~30cの同期を取る。具体的には、同期制御信号の示すタイミングで放射線照射装置18から被写体14を介して撮影面156に放射線16が照射される場合に、同期制御部248a~248cは、前記タイミングの前に放射線変換パネル172a~172cの各画素200a~200cにおいて電荷蓄積が可能な状態となるように、放射線変換パネル172a~172cを制御する。

【0116】

連結順番情報生成部250a~250cは、通信部194a~194c及びコネクタ32を介して、隣接する放射線検出ユニットとの間でカセットID情報を送受信することにより、放射線画像撮影装置20Aにおける各放射線検出ユニット30a~30cの連結順を特定(検知)し、特定した連結順と、該連結順での各放射線検出ユニットのカセットID情報とを示す連結順番情報を生成する。

30

【0117】

コンソール22は、図16に示すように、通信部280、制御部282、撮影条件設定部284、IDメモリ286、画像処理部288、画像メモリ290、同期処理部292、連結順番情報管理部294、SID(線源受像画間距離)管理部296及び操作部298を有する。なお、図16では、放射線画像撮影装置20Aを模式的に図示する。

【0118】

通信部280は、放射線画像撮影装置20A、表示装置24、RIS26及びHIS28との間で信号の送受信を行う。制御部282は、コンソール22を全体的に制御する。

40

【0119】

この場合、制御部282は、RIS26から取得した撮影のオーダ情報を撮影条件設定部284に記憶する。また、制御部282は、RIS26から取得し、あるいは、医師又は技師がキーボードやマウス等の操作部298を操作して設定した被写体14に対する長尺撮影の撮影条件を撮影条件設定部284に記憶する。

【0120】

なお、オーダ情報は、RIS26を用いて医師により作成されるものであり、被写体14の氏名、年齢、性別等、被写体14を特定するための被写体情報に加えて、撮影に使用する撮影装置、撮影部位、撮影条件が含まれる。また、撮影条件とは、例えば、放射線照

50

射装置 18 を構成する放射線源 264 の管電圧、管電流、放射線 16 の照射時間等、被写体 14 に照射される放射線量を決定するための条件である。

【0121】

IDメモリ 286 には、各放射線検出ユニット 30a～30c のカセット ID 情報が記憶される。同期処理部 292 は、同期制御信号を生成して通信部 280 を介し放射線照射装置 18 及び放射線画像撮影装置 20A に送信する。連結順番情報管理部 294 は、放射線画像撮影装置 20A から通信部 280 を介して受信した連結順番情報を記憶（管理）する。SID 管理部 296 は、前記撮影条件に基づく、撮影時における放射線源 264 と放射線画像撮影装置 20A（の各放射線変換パネル 172a～172c）との間の距離（SID）を記憶（管理）する。

10

【0122】

画像処理部 288 は、放射線画像撮影装置 20A から通信部 280 を介して受信された各放射線検出ユニット 30a～30c の放射線画像を画像合成し、画像合成後の被写体 14 の長尺な撮影部位に応じた画像（長尺撮影画像）と、画像合成に用いた各放射線画像とを画像メモリ 290 に記憶する。

【0123】

前述したように、放射線源 264 に対する各放射線変換パネル 172a～172c の距離は、互いに異なると共に、隣接する放射線変換パネル間は、その一部が互いに重なり合っている。そのため、単純に、放射線検出ユニット 30a～30c の連結順番に従って前記各放射線画像を順次連結する画像合成を行っても、得られる合成画像は、画質が均一化

20

【0124】

そこで、画像処理部 288 は、先ず、連結順番情報管理部 294 に記憶された連結順番情報と、IDメモリ 286 に記憶されたカセット ID 情報とを参照して、各放射線検出ユニット 30a～30c の連結順番を把握すると共に、SID 管理部 296 を参照して、放射線源 264 と各放射線変換パネル 172a～172c との間の SID を特定する。

【0125】

次に、画像処理部 288 は、SID に応じて放射線 16 の減弱率が異なることに鑑みて、前記各放射線画像に対して放射線 16 の減弱率を考慮した画像補正処理を行った後に、前記連結順番情報に従い前記各放射線画像を順次連結する画像合成を行う。前述のように、隣接する筐体のガイド線同士は重ならない一方で、隣接する放射線変換パネル間の一部が互いに重なり合っているので、前記放射線画像を連結すると、画像の一部が重なり合うことになるが、上記の画像補正処理を予め行うことで、画質が均一化された合成画像（長尺撮影に応じた被写体 14 の長尺撮影画像）を得ることができる。

30

【0126】

このようにして得られた長尺撮影画像と、画像合成に使用された各放射線画像とは、共に画像メモリ 290 に記憶される。

【0127】

制御部 282 は、画像メモリ 290 に記憶された長尺撮影画像を通信部 280 を介して表示装置 24 に送信し、該表示装置 24 は、受信した前記長尺撮影画像を表示する。

40

【0128】

一方、放射線照射装置 18 は、通信部 260 と、制御部 262 と、放射線源 264 と、コリメータ 266 と、照射野ランプ 268 と、ミラー 270 と、SID 検出部 276 とを有する。

【0129】

通信部 260 は、通信部 280 との間で信号の送受信を行う。制御部 262 は、コンソール 22 からの指示に従って放射線照射装置 18 の各部を制御する。放射線源 264 は、コンソール 22 から通信部 280、260 を介して制御部 262 に同期制御信号が送信されたときに、前記同期制御信号の示すタイミングにて放射線 16 を出力する。コリメータ 266 は、制御部 262 からの制御に従って絞りを調整することで、放射線 16 の照射範

50

囲を制御する。

【0130】

照射野ランプ268は、放射線源264から放射線16が出力される前に図示しない照射光を出力する。前記照射光は、ミラー270でコリメータ266側に反射して該コリメータ266を通過し、撮影面156に投光される。

【0131】

この場合、放射線源264と各放射線変換パネル172a～172cとの間の距離がSIDに調整されていれば、放射線画像撮影装置20Aの上面における前記照射光の投光範囲（放射線16の照射野）と、撮影面156の範囲（撮影領域40a～40c）とが略一致する。従って、医師又は技師は、前記距離がSIDに一致するように、放射線画像撮影装置20Aと放射線照射装置18との位置関係を調整する。

10

【0132】

SID検出部276は、超音波又は赤外線を利用した測距センサを含み、送信波272を放射線画像撮影装置20Aに送信してから、その反射波274が受信されるまでの時間に基づいて、放射線源264と放射線画像撮影装置20Aとの間の距離を検出する。この場合、コンソール22の制御部282は、通信部280、260を介して放射線照射装置18の制御部262に、SID管理部296に記憶されているSIDを送信する。従って、SID検出部276は、前記SIDに応じた放射線源264と放射線画像撮影装置20Aとの間の距離と、該SID検出部276で検出した距離とを比較し、両者が一致したときに、放射線源264と各放射線変換パネル172a～172cとの間の距離がSIDに設定されたことを示す結果を制御部262に通知する。これにより、制御部262は、照射野ランプ268からの照射光の出力を停止させる。

20

【0133】

第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aは、基本的には以上のように構成されるものであり、次にその動作について、図17及び図18のフローチャートを参照しながら説明する。

【0134】

ステップS1において、コンソール22の通信部280（図16参照）は、RIS26からオーダ情報を取得する。取得したオーダ情報は、撮影条件設定部284に記憶される。医師又は技師は、コンソール22の操作部298を操作して、撮影条件設定部284に記憶されたオーダ情報を表示装置24に表示させ、医師又は技師は、表示装置24に表示されたオーダ情報を見ながら操作部298を操作して、放射線検出ユニット30a～30cのカセットID情報を入力すると共に、長尺撮影に対応する撮影条件を選択する。これにより、選択された撮影条件が撮影条件設定部284に設定されると共に、入力されたカセットID情報がIDメモリ286に記憶される。また、選択された撮影条件に応じたSIDもSID管理部296に記憶される。

30

【0135】

次のステップS2において、医師又は技師は、被写体14の長尺な撮影部位（例えば、被写体14の体全体）の放射線画像を撮影するための撮影準備を行う。

【0136】

先ず、ステップS2のステップS21において、医師又は技師は、各放射線検出ユニット30a～30cについて、手動操作部72a～72c、76a～76cを互いに近接する方向に変位させて爪部材90a～90c、96a～96cを移動させることにより、該爪部材90a～90c、96a～96cと孔部94a～94c、100a～100cとの係合状態を解除させて、筐体34a～34cからブロック58a～58cを分離させる（図5A～図6B参照）。

40

【0137】

また、医師又は技師は、手動操作部80a～80c、84a～84cを互いに近接する方向に変位させて爪部材102a～102c、108a～108cを移動させることにより、該爪部材102a～102c、108a～108cと孔部106a～106c、11

50

2 a～1 1 2 cとの係合状態を解除させて、筐体 3 4 a～3 4 cからブロック 6 0 a～6 0 cを分離させる。

【0 1 3 8】

ステップ S 2 2 において、医師又は技師は、筐体 3 4 a側の凹部 3 7 4 aと筐体 3 4 b側の凸部 3 7 8 bとが嵌合するように、筐体 3 4 aの段差部 1 2 2 aと筐体 3 4 bの段差部 1 2 0 bとを嵌合させると共に、筐体 3 4 b側の凸部 3 8 2 bと筐体 3 4 c側の凹部 3 7 0 cとが嵌合するように、筐体 3 4 bの段差部 1 2 2 bと筐体 3 4 cの段差部 1 2 0 cとを嵌合させる（図 7 A及び図 7 B参照）。これにより、段差部 1 2 2 a及び段差部 1 2 0 bは、位置決めされた状態で隙間なく連結されると共に、段差部 1 2 2 b及び段差部 1 2 0 cも、位置決めされた状態で隙間なく連結される。

10

【0 1 3 9】

次に、医師又は技師は、段差部 1 2 2 a、1 2 0 b側の接続端子 1 2 6 a、1 2 4 bにコネクタ 3 2を嵌合させると共に、段差部 1 2 2 b、1 2 0 c側の接続端子 1 2 6 b、1 2 4 cにも他のコネクタ 3 2を嵌合させる。

【0 1 4 0】

このように、凹部 3 7 4 aと凸部 3 7 8 b、及び、凸部 3 8 2 bと凹部 3 7 0 cがそれぞれ嵌合するように、段差部 1 2 2 aと段差部 1 2 0 b、及び、段差部 1 2 2 bと段差部 1 2 0 cをそれぞれ嵌合させて、各放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 cを順次連結した後に、コネクタ 3 2を接続端子 1 2 4 b、1 2 4 c、1 2 6 a、1 2 6 bにさらに嵌合させることにより、各筐体 3 4 a～3 4 cの連結箇所での段差を発生させることなく、撮影面 1 5 6が略平面状である 1 台の放射線画像撮影装置 2 0 Aを構成することができる（図 1～図 4参照）。

20

【0 1 4 1】

ステップ S 2 3 において、医師又は技師は、撮影面 1 5 6に被写体 1 4を横臥させた後に、電源スイッチ 1 6 8 a～1 6 8 cを投入する。これにより、電源部 1 9 0 a～1 9 0 cから放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 cの各部に対する電力供給が開始される。

【0 1 4 2】

ステップ S 2 4 において、連結順番情報生成部 2 5 0 a～2 5 0 cは、通信部 1 9 4 a～1 9 4 c及びコネクタ 3 2を介して、隣接する放射線検出ユニットとの間でカセット I Dメモリ 2 4 4 a～2 4 4 cに記憶されたカセット I D情報の送受信を行うことにより、隣接する放射線検出ユニットを特定する。これにより、放射線画像撮影装置 2 0 Aを構成する各放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 cの連結順番を特定することができる。

30

【0 1 4 3】

ステップ S 2 5 において、連結順番情報生成部 2 5 0 a～2 5 0 cは、特定した連結順と、該連結順での各放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 cのカセット I D情報とを示す連結順番情報を生成し、次に、生成した連結順番情報を通信部 1 9 4 a～1 9 4 cを介してコンソール 2 2に送信する（ステップ S 2 6）。コンソール 2 2の連結順番情報管理部 2 9 4（図 1 6参照）は、通信部 2 8 0及び制御部 2 8 2を介して受信された連結順番情報を記憶する。なお、連結順番情報は、放射線画像撮影装置 2 0 Aにおける放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 cの連結順番等を示す情報であるため、3つの放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 cのうち、1つの放射線検出ユニットの通信部 1 9 4 a～1 9 4 cからコンソール 2 2に対して送信すればよい。

40

【0 1 4 4】

ステップ S 2 7 において、制御部 2 8 2は、連結順番情報管理部 2 9 4に連結順番情報が記憶されたことを確認した後に、通信部 2 8 0を介して放射線照射装置 1 8に対し、S I D管理部 2 9 6に記憶されたS I Dと、照射野の設定を指示する指示信号とを送信する。

【0 1 4 5】

放射線照射装置 1 8の制御部 2 6 2は、通信部 2 6 0を介して前記指示信号及び前記 S I Dを受信すると、コリメータ 2 6 6の絞りを調整して照射野を制御すると共に、照射野

50

ランプ 268 を駆動させる。これにより、照射野ランプ 268 は、照射光の出力を開始し、該照射光は、ミラー 270 でコリメータ 266 側に反射した後、該コリメータ 266 を通過して撮影面 156 に投光される。

【0146】

医師又は技師は、放射線 16 の照射野に応じた照射光の照射範囲と、撮影面 156 とが一致するように、撮影面 156 に対する放射線照射装置 18 の位置を調整する。

【0147】

また、制御部 262 は、前記 S I D を S I D 検出部 276 に出力して該 S I D 検出部 276 を駆動させる。

【0148】

S I D 検出部 276 は、撮影面 156 に対して送信波 272 を送信してから、その反射波 274 が受信されるまでの時間に基づいて、放射線源 264 と放射線画像撮影装置 20A との間の距離を検出すると共に、検出した前記距離が前記 S I D に応じた距離に一致するか否かを判定する。そして、照射光の投光範囲と撮影面 156 とが一致することにより、S I D 検出部 276 が検出した距離と、前記 S I D に応じた距離とが一致した場合、S I D 検出部 276 は、両者が一致したことを制御部 262 に通知する。

【0149】

制御部 262 は、S I D 検出部 276 からの通知を受けて、照射野ランプ 268 の駆動を停止させる。これにより、放射線照射装置 18 からの照射光の出力が停止されるので、医師又は技師は、放射線源 264 と放射線変換パネル 172 a ~ 172 c との間の距離が S I D に設定されたことを直ちに把握することができる。さらに、制御部 262 は、前記距離が S I D に設定されたことを通信部 260 を介してコンソール 22 にも通知する。

【0150】

このようにして撮影準備が完了した後の図 17 のステップ S 3 において、医師又は技師は、操作部 298 (図 16 参照) に備わる図示しない曝射スイッチを投入する。

【0151】

これにより、同期処理部 292 は、放射線源 264 からの放射線 16 の出力のタイミングを示す同期制御信号を、通信部 280 を介して放射線照射装置 18 及び放射線画像撮影装置 20A に送信する。

【0152】

各放射線検出ユニット 30 a ~ 30 c の同期制御部 248 a ~ 248 c (図 15 参照) は、通信部 194 a ~ 194 c を介して前記同期制御信号を受信すると、駆動回路部 182 a ~ 182 c (図 13 及び図 14 参照) のバイアス回路 214 から各画素 200 a ~ 200 c へのバイアス電圧の供給を開始させる。これにより、各画素 200 a ~ 200 c は、放射線 16 の照射前に、電荷蓄積が可能な状態に至る。

【0153】

一方、放射線照射装置 18 の制御部 262 は、通信部 260 を介して同期制御信号を受信すると、コンソール 22 に対して撮影条件の送信を要求し、該コンソール 22 は、制御部 262 からの送信要求に応じて、前記撮影条件を通信部 280 を介して放射線照射装置 18 に送信する。

【0154】

制御部 262 が通信部 260 を介して前記撮影条件を受信すると、放射線源 264 は、前記同期制御信号の示すタイミングにて、前記撮影条件に従って、所定の線量からなる放射線 16 を所定の曝射時間だけ被写体 14 に照射する。放射線源 264 から出力された放射線 16 は、コリメータ 266 を通過して被写体 14 に照射され、該被写体 14 を透過して放射線検出ユニット 30 a ~ 30 c 内の放射線変換パネル 172 a ~ 172 c (図 4 及び図 7 B ~ 図 14 参照) に至る。

【0155】

ステップ S 4 において、各放射線検出ユニット 30 a ~ 30 c 内では、放射線変換パネル 172 a ~ 172 c を構成するシンチレータ 150 a ~ 150 c が、放射線 16 の強度

10

20

30

40

50

に応じた強度の可視光を発光し、光電変換層152a～152cを構成する各画素200a～200cは、可視光を電気信号に変換し、電荷として蓄積する。次いで、各画素200a～200cに保持された被写体14の放射線画像である電荷情報は、カセット制御部192a～192cを構成するアドレス信号発生部242a～242cからゲート駆動回路212及びマルチプレクサ駆動回路226a～226c、236a～236cに供給されるアドレス信号に従って読み出される。

【0156】

この場合、パネル部198a～198cでは、奇数行の各画素200a～200cの電荷情報を読み出回路部184a～184cにより読み出すと同時に、偶数行の各画素200a～200cの電荷情報を読み出回路部186a～186cにより読み出し、制御部196

10

【0157】

先ず、奇数行の各画素200a～200cからの電荷情報の読み出しについて説明する。

【0158】

ゲート駆動回路212は、アドレス信号発生部242a～242cから供給されるアドレス信号に対応するゲート線202a～202cに接続されたTFET210a～210cのゲートに制御信号を供給する。一方、マルチプレクサ駆動回路226a～226cは、アドレス信号発生部242a～242cから供給されるアドレス信号に従って、選択信号を出力してFETスイッチ224a～224cを順次切り替え（順次オンオフして）、ゲート駆動回路212によって選択されたゲート線202a～202cに接続される奇数行の各画素200a～200cに保持された電荷情報としての放射線画像を信号線204a～204cを介して順次読み出す。

20

【0159】

選択されたゲート線202a～202cに接続された各画素200a～200cから読み出された放射線画像は、各増幅器220a～220cによって増幅された後、各サンプルホールド回路222a～222cによってサンプリングされ、FETスイッチ224a～224cを介してA/D変換器228a～228cに供給され、デジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された放射線画像は、カセット制御部192a～192cの画像メモリ240a～240cに一旦記憶される（ステップS5）。

30

【0160】

同様にして、ゲート駆動回路212は、アドレス信号発生部242a～242cから供給されるアドレス信号に従って、制御信号を出力するゲート線202a～202cを順次切り替え、各ゲート線202a～202cに接続されている奇数行の各画素200a～200cに保持された電荷情報である放射線画像を信号線204a～204cを介して読み出し、FETスイッチ224a～224c及びA/D変換器228a～228cを介してカセット制御部192a～192cの画像メモリ240a～240cに記憶させる（ステップS5）。

【0161】

以上が、奇数行の各画素200a～200cからの電荷情報の読み出しについての説明である。

40

【0162】

次に、偶数行の各画素200a～200cからの電荷情報の読み出しについて説明する。

【0163】

偶数行の各画素200a～200cからの電荷情報の読み出しにおいては、基本的には、前述した奇数行の各画素200a～200cからの電荷情報の読み出しと同様の方法で読み出される。すなわち、読出回路部184a～184cと読出回路部186a～186cとは同じ回路構成であるため、上記の奇数行の各画素200a～200cに関する説明において、信号線204a～204c及び読出回路部184a～184c内の各構成要素

50

の文言を、信号線 206a～206c 及び読出回路部 186a～186c 内の各構成要素の文言にそれぞれ置き換えるだけで、偶数行の各画素 200a～200c からの電荷情報の読み出し方法の説明となる。従って、ここでは、その詳細な説明を省略する。

【0164】

上述のようにして各画像メモリ 240a～240c に記憶された放射線画像は、カセット ID メモリ 244a～244c に記憶されたカセット ID 情報と共に、通信部 194a～194c を介して無線通信によりコンソール 22 に送信される。

【0165】

なお、ステップ S4、S5 の説明では、奇数行の各画素 200a～200c の電荷情報と、偶数行の各画素 200a～200c の電荷情報とを同時に読み出して画像メモリ 240a～240c に記憶する場合について説明した。この読出処理は、放射線 16 の照射のような、リアルタイムでの同期制御処理が要求されていないので、上述の読出処理に代えて、奇数行の各画素 200a～200c → 偶数行の各画素 200a～200c の順に、あるいは、偶数行の各画素 200a～200c → 奇数行の各画素 200a～200c の順に、読出処理を行ってもよい。

【0166】

ステップ S6 において、コンソール 22 の画像処理部 288 は、通信部 280 及び制御部 282 を介して各放射線画像及びカセット ID 情報を受信すると、連結順番情報管理部 294 に記憶された連結順番情報と、ID メモリ 286 に記憶されたカセット ID 情報及び受信したカセット ID 情報とを参照して、各放射線検出ユニット 30a～30c の連結順番を把握すると共に、SID 管理部 296 を参照して、放射線源 264 と各放射線変換パネル 172a～172c との間の SID を特定する。次に、画像処理部 288 は、前記 SID に応じた放射線 16 の減弱率に基づいて前記各放射線画像に対する画像補正処理を行った後に、前記連結順番に従って前記各放射線画像を順次連結することにより、画像の一部が重なり合うような合成画像を生成する。そして、画像処理部 288 は、生成した合成画像（長尺撮影画像）と、画像合成に使用した各放射線画像とを画像メモリ 290 に記憶する。

【0167】

ステップ S7 において、制御部 282 は、画像メモリ 290 に記憶された長尺撮影画像を通信部 280 を介して表示装置 24 に送信し、表示装置 24 は、受信した前記長尺撮影画像を表示する。

【0168】

医師又は技師は、表示装置 24 に表示された放射線画像を視認して、適切な被写体 14 の長尺撮影画像が得られたことを確認する。被写体 14 に対する長尺撮影が完了した後のステップ S8 において、医師又は技師は、放射線検出ユニット 30a～30c の電源スイッチ 168a～168c（図 1、図 2、図 5A、図 6A～図 7A 及び図 15 参照）をオフにする。これにより、電源部 190a～190c は、放射線検出ユニット 30a～30c の各部への電力供給を停止する。

【0169】

次に、医師又は技師は、接続端子 124b、124c、126a、126b から各コネクタ 32 を取り外すと共に、各放射線検出ユニット 30a～30c を離間させて連結状態を解除させる。その後、凸部 372a、372c と凹部 370a、370c、凸部 376a、376c と凹部 374a、374c、凸部 378b と凹部 380b、及び、凸部 382b と凹部 384b がそれぞれ嵌合するように、筐体 34a～34c の段差部 120a～120c、122a～122c に対して、ブロック 58a～58c、60a～60c をそれぞれ取り付けることで、図 5A 及び図 5B に示す状態に戻す。

【0170】

以上説明したように、第 1 実施形態に係る放射線画像撮影システム 10A 及び放射線画像撮影装置 20A によれば、2 種類の放射線検出ユニット 30a～30c を段差部 120a～120c、122a～122c により交互に繰り返し連結して 1 台の放射線画像撮影

10

20

30

40

50

装置 20A を構成し、該放射線画像撮影装置 20A により被写体 14 に対する長尺撮影を行う。

【0171】

具体的に、各放射線変換パネル 172a～172c の一部が重なり合うと共に、面積が互いに異なる照射面 148a、148c（第 1 の照射面）と照射面 148b（第 2 の照射面）とを、順に交互に繰り返されるように、各筐体 34a～34c を段差部 120a～120c、122a～122c を用いて連結することにより、各放射線検出ユニット 30a～30c（の筐体 34a～34c）の連結箇所での段差を発生させることなく、各撮影領域 40a～40c を含み構成される放射線画像撮影装置 20A の撮影面 156 を略平面状に維持する。

10

【0172】

すなわち、第 1 実施形態では、撮影面 156 を構成するために、第 1 の照射面（照射面 148a）→第 2 の照射面（照射面 148b）→第 1 の照射面（照射面 148c）の順に交互に繰り返すように、段差部 120a～120c、122a～122c により 2 種類の放射線検出ユニット 30a～30c を順次連結することで、放射線画像撮影装置 20A の全体的な厚みを、各放射線検出ユニット 30a～30c の厚みに抑えつつ、前記連結箇所での段差を発生させないようにしている。

【0173】

従って、第 1 実施形態によれば、前記連結箇所での段差を発生させることなく複数の放射線検出ユニット 30a～30c を連結して長尺撮影を行うことが可能となる。すなわち、第 1 実施形態では、各放射線検出ユニット 30a～30c を順次連結しても、該放射線画像撮影装置 20A の大型化を回避できると共に、撮影面 156 を確実に平面状にすることができる。

20

【0174】

しかも、段差部 120a～120c、122a～122c によって各筐体 34a～34c を連結して放射線画像撮影装置 20A を構成するので、被写体 14 に対する 1 回の放射線 16 の照射で長尺撮影を行うことが可能となり、撮影時間の短縮化も実現することができる。

【0175】

また、第 1 実施形態では、前記連結箇所での段差が発生しないように、各放射線検出ユニット 30a～30c を順次連結するので、特許文献 2 のように各電子カセットの連結箇所に段差が発生する場合と比較して、該各電子カセットの連結が外れたときに、連結箇所の段差に起因した衝撃（例えば、落下による衝撃）によって電子カセットが故障するという問題を回避することができる。

30

【0176】

また、第 1 実施形態では、例えば、一方の筐体と他方の筐体とを段差部 120a～120c、122a～122c により連結する場合に、一方の筐体に収容された放射線変換パネルにおける他方の筐体側の一部と、他方の筐体に収容された放射線変換パネルにおける一方の筐体側の一部とが重なり合うように、一方の筐体と他方の筐体とを連結させれば（図 1～図 4 参照）、各放射線変換パネル 172a～172c でそれぞれ得られた各放射線画像を画像合成して、1 枚の長尺な被写体 14 の放射線画像を得る際に、各放射線画像の連結箇所における画像が欠落することを防止することも可能となる。

40

【0177】

従って、第 1 実施形態によれば、2 種類の放射線検出ユニット 30a～30c を交互に連結し、連結箇所での段差を発生させることなく、放射線画像撮影装置 20A の全体的な厚みを各放射線検出ユニット 30a～30c の厚みに抑制して撮影面 156 を確実に平面状に維持することにより、撮影時での被写体 14 の違和感を解消することができると共に、従来技術と比較して、該放射線画像撮影装置 20A の薄型化も実現することも可能となる。また、放射線画像撮影装置 20A は、2 種類の各放射線検出ユニット 30a～30c を段差部 120a～120c、122a～122c で連結することにより構成されるので

50

、撮影時間の短縮化も可能となる。

【0178】

なお、上述した各放射線検出ユニット30a～30cは、それぞれが単独でも通常撮影を行うことが可能な電子カセットであり、第1実施形態では、このような複数の電子カセットを段差部120a～120c、122a～122cで連結することにより上述した各効果が得られる。

【0179】

また、筐体34a～34cからブロック58a～58c、60a～60cを取り外すことにより、段差部120a～120c、122a～122cが容易に形成されるので、各筐体34a～34cの連結を効率よく行うことが可能となる。

10

【0180】

さらに、段差部120a、120cに凹部370a、370c、374a、374cを設け、段差部120a、120cに嵌合する段差部120b、122bに凸部378b、382bを設け、凹部370a、370c、374a、374cと凸部378b、382bとが嵌合するように、段差部120a～120c、122a～122cを嵌合させると、該段差部120a～120c、122a～122cは、位置決めされた状態で隙間なく嵌合される。従って、凸部378b、382b及び凹部370a、370c、374a、374cを設けることにより、筐体34a～34cを確実に且つ容易に連結することができる。

【0181】

20

さらに、段差部120a～120c、122a～122cが形成されていない側面50a～50c、52a～52cに取手部132a～132c、142a～142cをそれぞれ設けることにより、放射線検出ユニット30a～30cを容易に運搬することも可能となる。

【0182】

なお、筐体34a、34cにおいては、該筐体34a、34cの段差部120a、120c、122a、122cに近接する面を裏面42a、42cとし、一方で、該裏面42a、42cに対向し且つ段差部120a、120c、122a、122cから離間した面を表面36a、36c（照射面148a、148c）としている。また、筐体34bにおいては、該筐体34bの段差部120b、122bに近接する面を表面36b（照射面148b）とし、一方で、該照射面148bに対向し且つ段差部120b、122bから離間した面を裏面42bとしている。このように、表面36a～36c（照射面148a～148c）及び裏面42a～42cを予め決めておくことで、各筐体34a～34cの連結を効率よく行うことができる。

30

【0183】

さらに、連結順番情報生成部250a～250cは、各筐体34a～34cの連結順番を連結順番情報として生成する。これにより、各放射線画像を画像合成して1枚の長尺な被写体14の画像を形成する際、連結順番情報を参照することにより、各放射線画像がどの放射線変換パネル172a～172cにより得られた放射線画像であるのかを特定することができる。この結果、1枚の長尺な画像の形成を効率よく行うことができる。

40

【0184】

また、コンソール22の画像処理部288は、連結順番情報に基づいて各放射線画像を補正し、補正後の各放射線画像を合成して長尺撮影画像を生成するので、画質の均一な長尺撮影画像を得ることができる。

【0185】

また、放射線遮蔽部材400a～400cを介して放射線変換パネル172a～172cの背後（裏面42a～42c側）に制御部196a～196cを配置することにより、制御部196a～196cに放射線16が照射されるおそれを回避することができる。

【0186】

また、制御部196a～196cが平面視で放射線変換パネル172a～172c及び

50

放射線遮蔽部材 400a～400c よりも小さければ、該制御部 196a～196c に放射線 16 が照射されるおそれを確実に阻止することができる。

【0187】

すなわち、制御部 196a～196c が各撮影領域 40a～40c 又は撮影面 156 に配置された状態で放射線 16 の照射が行われると、制御部 196a～196c が放射線 16 で劣化したり、あるいは、制御部 196a～196c が放射線画像に写り込むという不都合がある。従って、第 1 実施形態では、上記のように、各制御部 196a～196c に対する放射線 16 の照射を回避することで、これらの不都合の発生を防止することができる。

【0188】

また、各筐体 34a～34c 間は、コネクタ 32 により電氣的に且つ機械的に接続されているので、各筐体 34a～34c 間での信号の送受信が可能になると共に、各筐体 34a～34c 間が確実に連結されることになる。

【0189】

なお、上記の説明では、コンソール 22 から放射線画像撮影装置 20A に同期制御信号が送信される場合について説明したが、各放射線検出ユニット 30a～30c の同期制御部 248a～248c で同期制御信号を生成し、該各同期制御信号をコンソール 22 に送信してもよい。この場合、前記各同期制御信号の間では、放射線 16 の照射のタイミングが互いに異なる可能性があるため、コンソール 22 の同期処理部 292 は、例えば、前記各同期制御信号の示すタイミングのうち、最も遅いタイミングの同期制御信号を放射線照射装置 18 に送信する。これにより、各放射線変換パネル 172a～172c での電荷蓄積が可能になった後に、放射線照射装置 18 から放射線 16 が照射されることになるので、放射線検出ユニット 30a～30c と放射線照射装置 18 との同期を確実に取ることができる。

【0190】

また、注目したい特定部位がある場合には、その特定部位を放射線検出ユニット 30b により撮影することを決定すると共に、該放射線検出ユニット 30b のシンチレータ 150b を CsI で構成し、該放射線検出ユニット 30b を中心とする連結順番の連結順番情報を予め連結順番情報管理部 294 に登録してもよい。この場合、制御部 282 は、放射線画像撮影装置 20A から送信される連結順番情報と、連結順番情報管理部 294 に予め登録されている連結順番情報とを比較して、両者が一致していれば撮影を許可し（同期制御信号を送信し）、異なっていれば、表示装置 24 を介して、放射線検出ユニット 30a～30c が間違っ

【0191】

て連結されていることを医師又は技師に通知することも可能となる。この結果、特定部位の画像を含む所望の長尺撮影画像を確実に得ることができる。また、上述のように、各放射線検出ユニット 30a～30c の連結順が予め分かっているならば、事前に連結順番情報を連結順番情報管理部 294 に登録しておくことで、実際の連結状態が所望の連結状態になっているか否かをコンソール 22 側で検査することが可能となり、所望の連結状態での長尺撮影を確実に遂行することができる。

【0192】

さらに、上記の説明では、放射線画像撮影装置 20A からコンソール 22 に対して連結順番情報の送信した後に、放射線画像を送信する場合について説明したが、連結順番情報と放射線画像とを同時に送信することも可能である。これにより、コンソール 22 では、受信した放射線画像が前記連結順番情報に関わる画像であることを容易に把握することができる。

【0193】

また、上記の説明では、表面 36a（第 1 の照射面）→表面 36b（第 2 の照射面）→表面 36c（第 1 の照射面）の順になるように、3 つの放射線検出ユニット 30a～30c を順次連結することにより 1 台の放射線画像撮影装置 20A を構成する場合について説明したが、第 1 実施形態は、この説明に限定されることはなく、撮影面 156 が第 1 の照

10

20

30

40

50

射面→第2の照射面→第1の照射面→第2の照射面→…の順、あるいは、第2の照射面→第1の照射面→第2の照射面→第1の照射面→…の順になるように複数の放射線検出ユニットを順次連結できればよい。

【0194】

また、上記の説明では、一方向に沿って3つの放射線検出ユニット30a～30cを順次連結した場合について説明したが、側面50a～50c、52a～52cにも、段差部120a～120c、122a～122cと同様の段差部を形成し、平面方向（二方向）に沿って複数の放射線検出ユニットを順次連結することにより1台の放射線画像撮影装置20Aを構成してもよいことは勿論である。

【0195】

第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A及び放射線画像撮影装置20Aは、上述した説明に限定されることはなく、図19A～図23Bに示す実施形態も実現可能である。

【0196】

図19Aは、接続端子126a、124b間を光ファイバケーブル300で光学的に接続し、光通信により信号の送受信を行う場合を図示したものである。この場合、接続端子126a、124bには、光コネクタ302、304がそれぞれ嵌合する。図19Bは、接続端子126aをコイル306に代替すると共に、接続端子124bをコイル308に代替し、コイル306、308に電流を流して磁束310を発生させることにより、該磁束310に起因したコイル306、308間での磁気結合により信号の送受信を行う場合を図示したものである。図19Aの光学的な結合であっても、あるいは、図19Bの磁気的な結合であっても、各放射線検出ユニット30a～30c間で信号の送受信を行うことが可能である。

【0197】

図20は、筐体34aの段差部122aに凸部375aを設けると共に、筐体34bの段差部120bに凹部379bを設け、凸部375aと凹部379bとが嵌合するように段差部122a、120bを嵌合させた場合を図示している。この場合でも、凸部375aと凹部379bとを嵌合させることにより、段差部122a、120bを隙間なく確実に嵌合させて筐体34a、34bを連結することができる。

【0198】

図21は、医療機関内の必要な箇所に配置されたクレードル320による電源部190a、190c（図9参照）の充電処理を示す斜視図である。

【0199】

この場合、例えば、放射線検出ユニット30a、30cとクレードル320との間をコネクタ324、326を有するUSBケーブル322で電氣的に接続する。

【0200】

クレードル320は、電源部190a、190cの充電だけでなく、クレードル320の無線通信機能又は有線通信機能を用いて、医療機関内のコンソール22やRIS26との間で必要な情報の送受信を行うようにしてもよい。送受信する情報には、放射線検出ユニット30a、30cの画像メモリ240a、240cに記録された放射線画像を含めることができる。

【0201】

また、クレードル320に表示部328を配設し、この表示部328に対して、放射線検出ユニット30a、30cの充電状態や、放射線検出ユニット30a、30cから取得した放射線画像を含む必要な情報を表示させるようにしてもよい。

【0202】

さらに、複数の放射線検出ユニット30a、30cをネットワークに接続し、各クレードル320に接続されている放射線検出ユニット30a、30cの充電状態をネットワークを介して収集し、使用可能な充電状態にある放射線検出ユニット30a、30cの所在を確認できるように構成することもできる。

【0203】

さらにまた、上記の説明では、図4及び図9～図12のように、1枚のシンチレータ150a～150cを配置した構成とされているが、この構成に代えて、図22A及び図22Bに示すように、1枚の他のシンチレータ154a～154cを筐体34a～34c内に配置してもよい。この場合、シンチレータ154a～154cは、表面36a～36cから衝撃吸収部材174a～174c、光電変換層152a～152c、TF T層176a～176c及び基板178a～178cを介して照射された放射線16を可視光に一旦変換する。従って、この場合でも、光電変換層152a～152cは、前記可視光を放射線画像に変換することができる。

【0204】

なお、図22A及び図22Bの場合、表面36a～36cに対して光電変換層152a～152c及びシンチレータ154a～154cの順に配置されているため、放射線変換パネル172a～172cは、I S S方式の放射線検出器として構成されている。

【0205】

また、図23A及び図23Bに示すように、2つのシンチレータ150a～150c、154a～154cで光電変換層152a～152cを挟み込むような構成としてもよい。この場合、各シンチレータ150a～150c、154a～154cで放射線16が可視光に変換されることにより、放射線画像の感度及び鮮鋭度を向上させることができ、この結果、長尺撮影における被写体14の放射線16の被曝量を低減することができる。

【0206】

さらに、図23A及び図23Bの場合、表面36a～36cに対して、シンチレータ150a～150c、光電変換層152a～152c及びシンチレータ154a～154cの順に配置されているため、放射線変換パネル172a～172cのうち、シンチレータ150a～150c及び光電変換層152a～152cの配置関係は、P S S方式となる一方で、光電変換層152a～152c及びシンチレータ154a～154cの配置関係は、I S S方式となる。従って、図23A及び図23Bに示す放射線変換パネル172a～172cは、I S S方式及びP S S方式の双方を含む放射線検出器として構成されている。

【0207】

なお、図23A及び図23Bの場合、シンチレータ150a～150c、154a～154cは、同じ材料で構成してもよいし、あるいは、異なる材料で構成してもよい。異なる材料で構成する場合、一方のシンチレータをC s Iで構成し、他方のシンチレータをG O Sで構成すればよい。長尺撮影を行う場合、長尺な撮影部位のうち、注目したい特定部位を撮影する放射線検出ユニットのシンチレータ150a～150c、154a～154cをC s Iで構成し、他の放射線検出ユニットのシンチレータ150a～150c、154a～154cをG O Sで構成してもよいことは勿論である。

【0208】

さらに、第1実施形態は、光読出方式の放射線変換パネルを利用して放射線画像を取得する場合にも適用することが可能である。この光読出方式の放射線変換パネルでは、各固体検出素子に放射線が入射すると、その線量に応じた静電潜像が固体検出素子に蓄積記録される。静電潜像を読み取る際には、放射線変換パネルに読取光を照射し、発生した電流の値を放射線画像として取得する。なお、放射線変換パネルは、消去光を放射線変換パネルに照射することで、残存する静電潜像である放射線画像を消去して再使用することができる（特開2000-105297号公報参照）。

【0209】

さらにまた、放射線画像撮影装置20Aでは、血液やその他の雑菌が付着するおそれを防止するために、例えば、装置全体を防水性、密閉性を有する構造とし、必要に応じて殺菌洗浄することにより、1台の放射線画像撮影装置20Aを繰り返し続けて使用することができる。

【0210】

また、第1実施形態は、医療機関内での放射線画像の撮影に限らず、災害現場、在宅看護の現場、さらには、検診車に搭載して、健康診断における被写体の撮影にも適用することが可能である。さらに、第1実施形態は、このような医療関連の放射線画像の撮影に限定されるものではなく、例えば、各種の非破壊検査における放射線画像の撮影にも適用可能であることは勿論である。

【0211】

次に、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bについて、図24～図26Bを参照しながら説明する。

【0212】

なお、放射線画像撮影システム10Bにおいて、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A（図1～図23B参照）と同じ構成要素については、同じ参照符号を付けて、その詳細な説明を省略し、以下同様とする。

10

【0213】

第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bは、図25A～図26Bに示すように、側面54a～54cに筐体34a～34cとブロック58a～58cとを連結するヒンジ340がそれぞれ設けられると共に、側面56a～56cに筐体34a～34cとブロック60a～60cとを連結するヒンジ342がそれぞれ設けられている点で、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aとは異なる。

【0214】

この場合、爪部材90a～90c、96a～96cと孔部94a～94c、100a～100cとの係合状態が解除された状態で、ヒンジ340を中心としてブロック58a～58cを筐体34a～34cに対し回動させることで、段差部120a～120cが形成される。また、爪部材102a～102c、108a～108cと孔部106a～106c、112a～112cとの係合状態が解除された状態で、ヒンジ342を中心としてブロック60a～60cを筐体34a～34cに対し回動させることで、段差部122a～122cが形成される。

20

【0215】

このように、ブロック58a～58c、60a～60cを回動させることにより、段差部120a～120c、122a～122cが容易に形成されるので、各筐体34a～34cの連結を効率よく行うことが可能となる。また、ブロック58a～58c、60a～60cが筐体34a～34cから離間することがないので、該ブロック58a～58c、60a～60cの紛失等を防止することができる。

30

【0216】

また、第2実施形態の場合には、第1実施形態とは異なり、段差部120b、122bに凹部380b、384bをそれぞれ形成する一方で、ブロック58b、60bに凸部378b、382bをそれぞれ形成する。

【0217】

これにより、筐体34aの段差部122aと筐体34bの段差部120bとを嵌合させる際には、凹部374aと凸部378bとが嵌合すると共に、凸部376aと凹部380bとが嵌合するので、段差部122aと段差部120bとを精度よく位置決めさせた状態で嵌合（連結）させることができる。

40

【0218】

また、筐体34bの段差部122bと筐体34cの段差部120cとを嵌合させる際にも、凹部384bと凸部372cとが嵌合すると共に、凸部382bと凹部370cとが嵌合するので、段差部122bと段差部120cとを精度よく位置決めさせた状態で嵌合（連結）させることができる。

【0219】

なお、第2実施形態は、第1実施形態と比較して、段差部120a～120c、122a～122cを嵌合させたときに、接続端子124a～124c、126a～126c間の距離が長くなり、コネクタ32による接続が困難となる。そこで、例えば、図24に示

50

すように、光ファイバケーブル300の光コネクタ302、304を接続端子124a～124c、126a～126cに嵌合させることにより、接続端子124a～124c、126a～126c間を光学的に結合させればよい。

【0220】

次に、第3実施形態に係る放射線画像撮影システム10Cについて、図24及び図27～図29Bを参照しながら説明する。

【0221】

第3実施形態に係る放射線画像撮影システム10Cは、ブロック状の制御部196a～196cと、ブロック状のパネル部198a～198cとを、ヒンジ（回動機構）348を介して連結することにより各放射線検出ユニット30a～30cがそれぞれ構成される点で、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bとは異なる。従って、第3実施形態では、パネル部198a～198cが放射線変換パネル172a～172cを収容する筐体（パネル収容部）として機能する。

10

【0222】

この場合、ブロック58a～58cは、制御部196a～196c側のブロック350と、パネル部198a～198c側のブロック352とによって構成され、一方で、ブロック60a～60cは、制御部196a～196c側のブロック354と、パネル部198a～198c側のブロック356とによって構成されている。

【0223】

従って、各ブロック350と各制御部196a～196cとは、ヒンジ340（図25A～図26B参照）の一部としてのヒンジ340dを介して連結され、各ブロック354と各制御部196a～196cとは、ヒンジ342の一部としてのヒンジ342dを介して連結されている。また、各ブロック352と各パネル部198a～198cとは、ヒンジ340の一部としてのヒンジ340eを介して連結され、各ブロック356と各パネル部198a～198cとは、ヒンジ342の一部としてのヒンジ342eを介して連結されている。

20

【0224】

さらに、パネル部198a～198cにおけるヒンジ348側の側面には凹部360が設けられ、該凹部360には取手部362が配設されている。なお、医師又は技師は、取手部362を把持した状態で放射線検出ユニット30a～30cを運搬することができる。

30

【0225】

ここで、各放射線検出ユニット30a～30cを連結させて、図24及び図27に示す1台の放射線画像撮影装置20Cを構成する場合、医師又は技師は、先ず、ヒンジ348を中心としてパネル部198a～198cに対して制御部196a～196cを回動させる。この場合、制御部196a～196cの厚みを、パネル部198a～198bと同じ厚みにすれば、各放射線検出ユニット30a～30cの上面を略平面状にすることができる。

【0226】

次に、医師又は技師は、図29A及び図29Bに示すように、ヒンジ340dを中心としてブロック350を制御部196a～196cに対し回動させると共に、ヒンジ340eを中心としてブロック352をパネル部198a～198cに対し回動させることにより、段差部120a～120cを形成させる。同様にして、医師又は技師は、ヒンジ342dを中心としてブロック354を制御部196a～196cに対し回動させると共に、ヒンジ342eを中心としてブロック356をパネル部198a～198cに対し回動させることにより、段差部122a～122cを形成させる。

40

【0227】

そして、図24及び図27に示す順番に、放射線検出ユニット30a～30cの各段差部120a～120c、122a～122cを嵌合させると共に、接続端子124b、124c、126a、126bに、光ファイバケーブル300の光コネクタ302、304

50

をそれぞれ嵌合させることで、1台の放射線画像撮影装置20Cを構成する。

【0228】

この場合でも、第2実施形態と同様の効果が得られる。また、ヒンジ348を中心として制御部196a～196cがパネル部198a～198cに対し回転するので、撮影時に、制御部196a～196cが放射線16に照射されることを確実に回避することができる。さらに、各制御部196a～196cの厚みは、各パネル部198a～198cの厚みと略同一であるため、連結箇所で段差が発生することはない、撮影時には、撮影面156と制御部196a～196cの上面とが略面一となり、この結果、被写体14が制御部196a～196cに接触しても、違和感を感じることはない。

【0229】

また、放射線画像撮影装置20Cを各放射線検出ユニット30a～30cに分解する場合には、上述した組立作業とは逆の順序で分解作業を行えばよい。また、図27～図29Bでは、手動操作部72a～72c、76a～76c等を配設していないが、該手動操作部72a～72c、76a～76c等を配設してもよいことは勿論である。

【0230】

さらに、第3実施形態では、図30に示すように、パネル部198a～198c上に制御部196a～196cをそれぞれ配置してもよい。この場合、制御部196a～196cは、パネル部198a～198cにおいて、放射線16が照射されない箇所に固着されている。この場合、制御部196a～196cをヒンジ348等により回転させることはできないが、該制御部196a～196cに対する放射線16の照射を確実に回避することができる。

【0231】

なお、図30の場合、制御部196a～196cがパネル部198a～198cに配置されて、該パネル部198a～198cの実質的な厚みが大きくなる。しかしながら、ヒンジ348等の複雑な機構が存在しないので、装置全体の構成を簡単化することができるという効果が得られる。

【0232】

また、上記の説明では、段差部120a～120c、122a～122cに対して近接した面であるか、あるいは、離間した面であるかによって、表面36a～36cとするか、又は、裏面42a～42cとするかを決定していた。

【0233】

第1～第3実施形態では、このような定義付けに限定されることなく、側面54a～54c、56a～56cに段差部120a～120c、122a～122cが形成されている場合に、側面50a～50c、52a～52c、54a～54c、56a～56cに接続し且つ互いに対向する二面のうち、一方の面が表面36a～36cとなり、他方の面が裏面42a～42cとなればよい。

【0234】

従って、図31で模式的に示すように、放射線画像撮影装置20Dにおいて、放射線検出ユニット30a、30cの側面54a、54c、56a、56cの中間部分に水平方向に突出する突起を設けることにより、表面36a、36c側及び裏面42a、42c側に段差部120a、120c、122a、122cをそれぞれ形成し、一方で、放射線検出ユニット30bの側面54b、56bの中間部分に前記突起に嵌合可能な溝を設けることにより、段差部120b、122bを形成する構成も可能となる。

【0235】

この場合でも、前記突起と前記溝とを嵌合させることにより、段差部122aと段差部120b、及び、段差部122bと段差部120cがそれぞれ嵌合されるので、上述した第1～第3実施形態での説明と同様に、筐体34a～34cの連結箇所での段差が発生することなく、放射線画像撮影装置20Dの厚みを、各放射線検出ユニット30a～30cと同じ厚みにできると共に、該放射線画像撮影装置20Dの上面を略平面状とすることができる。従って、前記連結箇所での段差が発生しないことによる各効果を容

10

20

30

40

50

易に得ることができる。

【0236】

なお、本発明は、上述の実施の形態に限らず、本発明の要旨を逸脱することなく、種々の構成を採り得ることは勿論である。

【0237】

例えば、放射線変換パネル172a～172cは、図32及び図33に示す変形例に係る放射線検出器600であってもよい。なお、図32は、変形例に係る放射線検出器600の3つの画素部分の構成を概略的に示した断面模式図である。

【0238】

放射線検出器600は、絶縁性の基板602上に、スイッチング素子を含むTFT層176a～176c（図7B、図9～図12及び図22A～図23B参照）に対応する信号出力部604、固体検出素子を含む光電変換層152a～152cに対応するセンサ部606、及び、シンチレータ150a～150c、154a～154cに対応するシンチレータ608が順次積層して形成されており、信号出力部604及びセンサ部606により画素部が構成されている。画素部は、基板602上に行列状に配列されており、各画素部における信号出力部604とセンサ部606とが重なりを有するように構成されている。

【0239】

シンチレータ608は、センサ部606上に透明絶縁膜610を介して形成され、放射線16を光に変換して発光する蛍光体を成膜したものである。なお、図32において、例えば、上方（基板602が位置する側とは反対側）を表面36a～36c（図2～図12、図20～図23B及び図25A～図26B参照）側とし、下方を裏面42a～42c側とした場合、上方から放射線16が入射してくれば、放射線検出器600は、PSS方式の放射線検出器として機能し、シンチレータ608の蛍光体は、入射した放射線16を光に変換して発光する。

【0240】

シンチレータ608が発する光の波長域は、可視光域（波長360nm～830nm）であることが好ましく、この放射線検出器600によってモノクロ撮像を可能とするためには、緑色の波長域を含んでいることがより好ましい。

【0241】

シンチレータ608に用いる蛍光体としては、具体的には、放射線16としてX線を用いて撮像する場合、CsIを含むものが好ましく、X線照射時の発光スペクトルが420nm～600nmにあるCsI（Tl）（タリウムが添加されたヨウ化セシウム）を用いることが特に好ましい。なお、CsI（Tl）の可視光域における発光ピーク波長は565nmである。

【0242】

シンチレータ608は、例えば、蒸着基体に柱状結晶構造のCsI（Tl）を蒸着して形成してもよい。このように蒸着によってシンチレータ608を形成する場合、蒸着基体は、X線の透過率、コストの面からAlがよく使用されるがこれに限定されるものではない。なお、シンチレータ608としてGOSを用いる場合、樹脂ベースにGOSを塗布し、その後、TFTアクティブマトリクス基板の表面に貼り合わせるとよい。これにより、万が一、GOSの塗布が失敗してもTFTアクティブマトリクス基板を温存することができる。

【0243】

センサ部606は、上部電極612、下部電極614、及び、該上部電極612と該下部電極614の間に配置された光電変換膜616を有している。

【0244】

上部電極612は、シンチレータ608により生じた光を光電変換膜616に入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ608の発光波長に対して透明な導電性材料で構成することが好ましく、具体的には、可視光に対する透過率が高く、抵抗値が小さい透明導電性酸化物（TCO：Transparent Conducting Oxid

10

20

30

40

50

e)を用いることが好ましい。なお、上部電極612としてAu等の金属薄膜を用いることもできるが、透過率を90%以上得ようとする抵抗値が増大し易いため、TCOの方が好ましい。例えば、ITO(Indium Tin Oxide)、IZO、AZO、FTO、SnO₂、TiO₂、ZnO₂等を好ましく用いることができ、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点からはITOが最も好ましい。なお、上部電極612は、全画素部で共通の一枚構成としてもよく、画素部毎に分割してもよい。

【0245】

光電変換膜616は、有機光導電体(OPC:Organic Photo Conductors)を含み、シンチレータ608から発せられた光を吸収し、吸収した光に応じた電荷を発生する。有機光導電体(有機光電変換材料)を含む光電変換膜616であれば、可視光域にシャープな吸収スペクトルを持ち、シンチレータ608による発光以外の電磁波が光電変換膜616によって吸収されることが殆どなく、放射線16が光電変換膜616で吸収されることによって発生するノイズを効果的に抑制することができる。なお、光電変換膜616は、有機光導電体に代えてa-Siを含むように構成してもよい。この場合、幅広い吸収スペクトルを持ち、シンチレータ608による発光を効率的に吸収することができる。

10

【0246】

光電変換膜616を構成する有機光導電体は、シンチレータ608で発光した光を最も効率よく吸収するために、そのピーク波長が、シンチレータ608の発光ピーク波長と近いほど好ましい。有機光導電体の吸収ピーク波長とシンチレータ608の発光ピーク波長とが一致することが理想的であるが、双方の差が小さければシンチレータ608から発せられた光を十分に吸収することが可能である。具体的には、有機光導電体の吸収ピーク波長と、シンチレータ608の放射線16に対する発光ピーク波長との差が、10nm以内であることが好ましく、5nm以内であることがより好ましい。

20

【0247】

このような条件を満たすことが可能な有機光導電体としては、例えば、キナクリドン系有機化合物及びフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。例えば、キナクリドンの可視域における吸収ピーク波長は560nmであるため、有機光導電体としてキナクリドンを用い、シンチレータ608の材料としてCsI(Tl)を用いれば、上記ピーク波長の差を5nm以内にする事が可能となり、光電変換膜616で発生する電荷量を略最大にすることができる。

30

【0248】

センサ部606は、電磁波を吸収する部位、光電変換部位、電子輸送部位、正孔輸送部位、電子ブロッキング部位、正孔ブロッキング部位、結晶化防止部位、電極、及び、層間接触改良部位等の積み重ね若しくは混合により形成される有機層を含んで構成される。前記有機層は、有機p型化合物(有機p型半導体)又は有機n型化合物(有機n型半導体)を含有することが好ましい。

【0249】

有機p型半導体は、主に正孔輸送性有機化合物に代表されるドナー性有機半導体(化合物)であり、電子を供与しやすい性質がある有機化合物をいう。さらに詳しくは、2つの有機材料を接触させて用いたときにイオン化ポテンシャルの小さい方の有機化合物をいう。従って、ドナー性有機化合物としては、電子供与性のある有機化合物であれば、いずれの有機化合物も使用可能である。

40

【0250】

有機n型半導体は、主に電子輸送性有機化合物に代表されるアクセプター性有機半導体(化合物)であり、電子を受容しやすい性質がある有機化合物をいう。さらに詳しくは、2つの有機化合物を接触させて用いたときに、電子親和力の大きい方の有機化合物をいう。従って、アクセプター性有機化合物は、電子受容性のある有機化合物であれば、いずれの有機化合物も使用可能である。

【0251】

50

この有機p型半導体及び有機n型半導体として適用可能な材料、及び、光電変換膜616の構成については、特開2009-32854号公報において詳細に記載されているため説明を省略する。なお、光電変換膜616は、さらに、フラーレン若しくはカーボンナノチューブを含有させて形成してもよい。

【0252】

光電変換膜616の厚みは、シンチレータ608からの光を吸収する点では膜厚は大きいほど好ましいが、ある程度以上厚くなると、光電変換膜616の両端から印加されるバイアス電圧により光電変換膜616に発生する電界の強度が低下して電荷が収集できなくなるため、30nm以上300nm以下が好ましく、より好ましくは、50nm以上250nm以下、特に好ましくは80nm以上200nm以下にするのがよい。

10

【0253】

光電変換膜616は、全画素部で共通の一枚構成であるが、画素部毎に分割してもよい。下部電極614は、画素部毎に分割された薄膜とする。但し、下部電極614は、全画素部で共通の一枚構成であってもよい。下部電極614は、透明又は不透明の導電性材料で構成することができ、Al、銀等を好適に用いることができる。なお、下部電極614の厚みは、例えば、30nm以上300nm以下とすることができる。

【0254】

センサ部606では、上部電極612と下部電極614との間に所定のバイアス電圧を印加することで、光電変換膜616で発生した電荷（正孔、電子）のうちの一方を上部電極612に移動させ、他方を下部電極614に移動させることができる。本変形例に係る放射線検出器600では、上部電極612に配線が接続され、この配線を介してバイアス電圧が上部電極612に印加されるものとする。また、バイアス電圧は、光電変換膜616で発生した電子が上部電極612に移動し、正孔が下部電極614に移動するように極性が決められているものとするが、この極性は逆であっても良い。

20

【0255】

各画素部を構成するセンサ部606は、少なくとも下部電極614、光電変換膜616、及び、上部電極612を含んでいればよいが、暗電流の増加を抑制するため、電子ブロッキング膜618及び正孔ブロッキング膜620の少なくともいずれかを設けることが好ましく、両方を設けることがより好ましい。

【0256】

30

電子ブロッキング膜618は、下部電極614と光電変換膜616との間に設けることができ、下部電極614と上部電極612との間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極614から光電変換膜616に電子が注入されて暗電流が増加してしまうのを抑制することができる。

【0257】

電子ブロッキング膜618には、電子供与性有機材料を用いることができる。実際に電子ブロッキング膜618に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜616の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数(Wf)より1.3eV以上電子親和力(Ea)が大きく、且つ、隣接する光電変換膜616の材料のイオン化ポテンシャル(Ip)と同等のIp若しくはそれより小さいIpを持つものが好ましい。この電子供与性有機材料として適用可能な材料については、特開2009-32854号公報に詳細に記載されているため説明を省略する。

40

【0258】

電子ブロッキング膜618の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、センサ部606の光電変換効率の低下を防ぐため、10nm以上200nm以下が好ましく、さらに好ましくは30nm以上150nm以下、特に好ましくは50nm以上100nm以下にするのがよい。

【0259】

正孔ブロッキング膜620は、光電変換膜616と上部電極612との間に設けることができ、下部電極614と上部電極612との間にバイアス電圧を印加したときに、上部

50

電極 612 から光電変換膜 616 に正孔が注入されて暗電流が増加してしまうのを抑制することができる。

【0260】

正孔ブロッキング膜 620 には、電子受容性有機材料を用いることができる。正孔ブロッキング膜 620 の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、センサ部 606 の光電変換効率の低下を防ぐため、10nm 以上 200nm 以下が好ましく、さらに好ましくは 30nm 以上 150nm 以下、特に好ましくは 50nm 以上 100nm 以下にするのがよい。

【0261】

実際に正孔ブロッキング膜 620 に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜 616 の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数 (W_f) より 1.3eV 以上イオン化ポテンシャル (I_p) が大きく、且つ、隣接する光電変換膜 616 の材料の電子親和力 (E_a) と同等の E_a 若しくはそれより大きい E_a を持つものが好ましい。この電子受容性有機材料として適用可能な材料については、特開 2009-32854 号公報に詳細に記載されているため説明を省略する。

【0262】

なお、光電変換膜 616 で発生した電荷のうち、正孔が上部電極 612 に移動し、電子が下部電極 614 に移動するようにバイアス電圧を設定する場合には、電子ブロッキング膜 618 と正孔ブロッキング膜 620 との位置を逆にすれば良い。また、電子ブロッキング膜 618 と正孔ブロッキング膜 620 とは両方設けなくてもよく、いずれかを設けてお

【0263】

図 33 に示すように、信号出力部 604 は、各画素部の下部電極 614 に対応して基板 602 の表面に設けられており、下部電極 614 に移動した電荷を蓄積する蓄積容量 622 と、前記蓄積容量 622 に蓄積された電荷を電気信号に変換して出力する TFT 624 とを有している。蓄積容量 622 及び TFT 624 の形成された領域は、平面視において、下部電極 614 と重なる部分を有しており、このような構成とすることで、各画素部における信号出力部 604 とセンサ部 606 とが厚さ方向で重なりを有することとなる。蓄積容量 622 及び TFT 624 を下部電極 614 によって完全に覆うように信号出力部 604 を形成すれば、放射線検出器 600 (画素部) の平面積を最小にすることができる。

【0264】

蓄積容量 622 は、基板 602 と下部電極 614 との間に設けられた絶縁膜 626 を貫通して形成された導電性材料の配線を介して対応する下部電極 614 と電気的に接続されている。これにより、下部電極 614 で捕集された電荷を蓄積容量 622 に移動させることができる。

【0265】

TFT 624 は、ゲート電極 628、ゲート絶縁膜 630、及び、活性層 (チャネル層) 632 が積層され、さらに、活性層 632 上にソース電極 634 とドレイン電極 636 とが所定の間隔を開けて形成されている。活性層 632 は、例えば、a-Si や非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブ等により形成することができる。なお、活性層 632 を構成する材料は、これらに限定されるものではない。

【0266】

活性層 632 を構成可能な非晶質酸化物としては、In、Ga 及び Zn のうちの少なくとも 1 つを含む酸化物 (例えば In-O 系) が好ましく、In、Ga 及び Zn のうちの少なくとも 2 つを含む酸化物 (例えば In-Zn-O 系、In-Ga-O 系、Ga-Zn-O 系) がより好ましく、In、Ga 及び Zn を含む酸化物が特に好ましい。In-Ga-Zn-O 系非晶質酸化物としては、結晶状態における組成が $\text{InGaO}_3(\text{ZnO})_m$ (m は 6 未満の自然数) で表される非晶質酸化物が好ましく、特に、 InGaZnO_4 がより好ましい。なお、活性層 632 を構成可能な非晶質酸化物は、これらに限定されるものではない。

10

20

30

40

50

【0267】

活性層632を構成可能な有機半導体材料としては、フタロシアニン化合物や、ペンタセン、バナジルフタロシアニン等を挙げることができるが、これらに限定されるものではない。なお、フタロシアニン化合物の構成については、特開2009-212389号公報に詳細に記載されているため説明を省略する。

【0268】

TFT624の活性層632を非晶質酸化物や有機半導体材料、カーボンナノチューブで形成したものとすれば、X線等の放射線16を吸収せず、あるいは、吸収したとしても極めて微量に留まるため、信号出力部604におけるノイズの発生を効果的に抑制することができる。

10

【0269】

また、活性層632をカーボンナノチューブで形成した場合、TFT624のスイッチング速度を高速化することができ、また、可視光域での光の吸収度合の低いTFT624を形成できる。なお、カーボンナノチューブで活性層632を形成する場合、活性層632に極微量の金属性不純物の混入するだけで、TFT624の性能は著しく低下するため、遠心分離等により極めて高純度のカーボンナノチューブを分離・抽出して形成する必要がある。

【0270】

ここで、上述した非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブや、有機光導電体は、いずれも低温での成膜が可能である。従って、基板602としては、半導体基板、石英基板、及び、ガラス基板等の耐熱性の高い基板に限定されず、プラスチック等の可撓性基板、アラミド、バイオナノファイバを用いることもできる。具体的には、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルスルホン、ポリアリレート、ポリイミド、ポリシクロオレフィン、ノルボルネン樹脂、ポリクロロトリフルオロエチレン等の可撓性基板を用いることができる。このようなプラスチック製の可撓性基板を用いれば、軽量化を図ることもでき、例えば持ち運び等に有利となる。

20

【0271】

また、有機光導電体から光電変換膜616を形成し、有機半導体材料からTFT624を形成することにより、プラスチック製の可撓性基板（基板602）に対して光電変換膜616及びTFT624を低温成膜することが可能となると共に、放射線検出器600全体の薄型化及び軽量化を図ることができる。これにより、放射線検出器600を収容する放射線検出ユニット30a～30c（図1～図14、図16及び図19B～図31参照）の薄型化及び軽量化も可能となり、該放射線検出ユニット30a～30cの連結が一層容易なものになると共に、連結箇所での段差も生じにくくなる。

30

【0272】

この場合、少なくとも放射線16の照射側の放射線変換パネル172a、172c（放射線検出器600）において、基板602をプラスチック製の可撓性基板から構成し、該可撓性基板に、有機光導電体からなる光電変換膜616と、有機半導体材料からなるTFT624とをそれぞれ形成すれば、プラスチック及び有機系の材料は、放射線16をほとんど吸収しないので、ISS方式又はPSS方式の別に関わりなく、放射線検出ユニット30bの放射線変換パネル172bに少しでも多くの線量の放射線16を到達させることができる。また、前述のように、プラスチック及び有機系の材料を用いれば、少なくとも放射線変換パネル172a、172cを薄型化することができるので、放射線検出ユニット30a～30cの連結箇所での段差を小さくすることができる。

40

【0273】

上述の各効果についてさらに付言すると、本実施形態では、繋ぎ目の箇所（連結箇所）での画像欠落のない1枚の長尺な画像を得るために、放射線変換パネル172a～172cの一部が重なり合うように、2種類の電子カセット（放射線検出ユニット30a～30c）を交互に連結し、撮影面156を平坦にしている。この結果、放射線変換パネル17

50

2 a～1 7 2 c 間で段差が発生して、拡大倍率（放射線源 2 6 4 と放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c との距離）が異なったり、放射線 1 6 の照射方向に対して遠位の放射線変換パネル 1 7 2 b における放射線変換パネル 1 7 2 a、1 7 2 c との重なり部分での感度不足により、放射線画像の濃度（放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c の感度）が異なってくる事が懸念される。この場合、画像処理部 2 8 8 は、前記拡大倍率及び前記濃度に応じた画像補正処理を行った後に、各放射線画像を連結して 1 枚の長尺な画像を得る必要がある。

【0 2 7 4】

このような場合、上述のように、少なくとも放射線 1 6 の照射側の放射線変換パネル 1 7 2 a、1 7 2 c がプラスチック及び有機系の材料から構成されることにより、放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c 間での段差や放射線変換パネル 1 7 2 b での感度不足を低減することができ、前記画像補正処理の軽減化又は不要化を実現することができる。

【0 2 7 5】

また、少なくとも 1 種類の放射線変換パネル（放射線変換パネル 1 7 2 a、1 7 2 c 又は放射線変換パネル 1 7 2 b のいずれかの種類）が、プラスチック及び有機系の材料から構成され、且つ、放射線 1 6 の照射方向に沿って、基板 6 0 2、T F T 6 2 4、光電変換膜 6 1 6、及び、C s I のシンチレータ 6 0 8 の順に配置された I S S 方式のパネルであれば、高画質の放射線画像及び 1 枚の長尺な画像が容易に得られる。勿論、全ての放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c がプラスチック及び有機系の材料から構成され、且つ、C s I のシンチレータ 1 5 0 a～1 5 0 c を採用した I S S 方式のパネルであれば、各放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c において高画質の放射線画像が得られる。

【0 2 7 6】

さらに、放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 c は、放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c を備えた高価な電子カセットであるため、互いに連結して使用する場合には限らず、単体で使用する場合もあり得る。上述のように、プラスチック及び有機系の材料と C s I のシンチレータとを用いた I S S 方式の放射線変換パネル 1 7 2 a～1 7 2 c であれば高画質の放射線画像が容易に得られるので、放射線検出ユニット 3 0 a～3 0 c（電子カセット）単体で使用了した場合での使い勝手もよくなる。

【0 2 7 7】

なお、基板 6 0 2 には、絶縁性を確保するための絶縁層、水分や酸素の透過を防止するためのガスバリア層、平坦性あるいは電極等との密着性を向上するためのアンダーコート層等を設けてもよい。

【0 2 7 8】

また、アラミドは、2 0 0℃以上の高温プロセスを適用できるために、透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、ハンダのリフロー工程を含むドライバ I C の自動実装にも対応できる。また、アラミドは、I T O やガラス基板と熱膨張係数が近いこと、製造後の反りが少なく、割れにくい。また、アラミドは、ガラス基板等と比べて薄く基板を形成できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドを積層して基板 6 0 2 を形成してもよい。

【0 2 7 9】

バイオナノファイバは、バクテリア（酢酸菌、Acetobacter Xylinum）が産出するセルロースマイクロフィブリル束（バクテリアセルロース）と透明樹脂との複合したものである。セルロースマイクロフィブリル束は、幅 5 0 nm と可視光波長に対して 1/10 のサイズで、且つ、高強度、高弾性、低熱膨である。バクテリアセルロースにアクリル樹脂、エポキシ樹脂等の透明樹脂を含浸・硬化させることで、繊維を 6 0 %～7 0 % も含有しながら、波長 5 0 0 nm で約 9 0 % の光透過率を示すバイオナノファイバが得られる。バイオナノファイバは、シリコン結晶に匹敵する低い熱膨張係数（3 ppm～7 ppm）を有し、鋼鉄並の強度（4 6 0 MPa）、高弾性（3 0 GPa）で、且つ、フレキシブルであることから、ガラス基板等と比べて基板 6 0 2 を薄く形成できる。

【0 2 8 0】

本変形例では、基板602上に、信号出力部604、センサ部606及び透明絶縁膜610を順に形成し、当該基板602上に光吸収性の低い接着樹脂等を用いてシンチレータ608を貼り付けることにより放射線検出器600を形成している。

【0281】

上述した変形例に係る放射線検出器600では、光電変換膜616を有機光導電体により構成すると共に、TF T 6 2 4の活性層632を有機半導体材料で構成しているので、該光電変換膜616及び信号出力部604で放射線16が吸収されることは殆どない。これにより、放射線16（図1、図2、図4及び図16参照）に対する感度の低下を抑えることができる。

【0282】

TF T 6 2 4の活性層632を構成する有機半導体材料や光電変換膜616を構成する有機光導電体は、いずれも低温での成膜が可能である。このため、基板602を放射線16の吸収が少ないプラスチック樹脂、アラミド、バイオナノファイバで形成することができる。これにより、放射線16に対する感度の低下を一層抑えることができる。

【0283】

また、例えば、放射線検出器600を筐体34a～34c（図5A～図7A、図8～図12、図20～図23B及び図25A～図26B参照）内に配置し、基板602を剛性の高いプラスチック樹脂やアラミド、バイオナノファイバで形成した場合、放射線検出器600自体の剛性を高くすることができるため、筐体34a～34cを薄く形成することができる。また、基板602を剛性の高いプラスチック樹脂やアラミド、バイオナノファイバで形成した場合、放射線検出器600自体が可撓性を有するため、筐体34a～34cに衝撃が加わった場合でも放射線検出器600が破損しづらい。

【0284】

なお、図32では、前述のように、一例として、シンチレータ608から発光された光を放射線照射装置18（図1及び図16参照）が位置する側とは反対側に位置するセンサ部606（光電変換膜616）で電荷に変換して放射線画像を読み取る、PSS方式の放射線検出器600を図示している。

【0285】

放射線検出器600は、この構成に限定されることはなく、ISS方式の放射線検出器として構成してもよい。この場合、放射線16の照射方向に沿って、基板602、信号出力部604、センサ部606及びシンチレータ608がこの順に積層され、シンチレータ608から発光された光を放射線照射装置18が位置する側のセンサ部606で電荷に変換して放射線画像を読み取る。そして、通常、シンチレータ608は、放射線16の照射面側が背面側よりも強く発光するため、ISS方式で構成した放射線検出器600では、PSS方式で構成された放射線検出器600と比較して、シンチレータ608で発光された光が光電変換膜616に到達するまでの距離を短縮させることができる。これにより、該光の拡散・減衰を抑えることができるので、放射線画像の分解能を高めることができる。

【0286】

また、本実施形態では、2つの放射線変換パネル172a、172cと、1つの放射線変換パネル172bとが同じ種類のパネルではなく、例えば、（1）プラスチック及び有機系の材料を用いた薄型のパネルと通常の厚みのパネルとの組み合わせ、（2）GOSのシンチレータを用いたパネルとCsIのシンチレータを用いたパネルとの組み合わせ、あるいは、（3）ISS方式のパネルとPSS方式のパネルとの組み合わせ等、パネルの種類が混在する場合もあり得る。そのため、パネルの種類により、拡大倍率（放射線源264とパネルとの距離）が異なったり、放射線画像の濃度（パネルの感度）が異なる場合があり得る。このような場合、各放射線変換パネル172a～172cで得られた放射線画像に対して、パネルの種類に応じた画像補正処理を行った後に、これらの放射線画像を連結して1枚の長尺な画像を得ることが必要である。

【0287】

そこで、連結順番情報生成部 250 は、放射線変換パネル 172 a～172 c の種類（シンチレータ 150 a～150 c、608 の材料、光電変換層 152 a～152 c 又は光電変換膜 616 の材料、TFT 210 a～210 c、624 の材料、基板 178 a～178 c、602 の材料、ISS 方式又は PSS 方式の種類）に関する情報を連結順番情報に含め、該連結順番情報をコンソール 22 に送信してもよい。これにより、コンソール 22 の画像処理部 288 は、放射線変換パネル 172 a～172 c の種類に関する情報も含まれた連結順番情報に基づいて、放射線変換パネル 172 a～172 c で得られた放射線画像に対する画像補正処理を行った後に、画像補正処理後の 3 つの放射線画像を連結して 1 枚の長尺な画像を生成することができる。

【0288】

10

また、柱状結晶構造の CsI (Tl) からなるシンチレータを使用する場合、放射線変換パネル 172 b のシンチレータ 150 b として使用することが望ましい。これは、放射線源 264 がある程度の広がりをもつ放射線 16 を被写体 14 に照射するので、放射線 16 の中心軸から離れた箇所（例えば、放射線変換パネル 172 a 又は 172 c の箇所）で柱状結晶構造のシンチレータを使用すれば、柱状部分に対して放射線 16 が斜め入射となり、この結果、該シンチレータ内では、各柱間にまたがって発光してしまい、クロストークの原因となるおそれがあるためである。

【符号の説明】

【0289】

10A～10C…放射線画像撮影システム

20

14…被写体

16…放射線

20A～20D…放射線画像撮影装置

22…コンソール

30a～30c…放射線検出ユニット

32…コネクタ

34a～34c…筐体

36a～36c…表面

40a～40c…撮影領域

50a～50c、52a～52c、54a～54c、56a～56c…側面

30

58a～58c、60a～60c、350～356…ブロック

120a～120c、122a～122c…段差部

124a～124c、126a～126c…接続端子

148a～148c…照射面

156…撮影面

172a～172c…放射線変換パネル

192a～192c…カセット制御部

196a～196c…制御部

198a～198c…パネル部

250a～250c…連結順番情報生成部

40

288…画像処理部

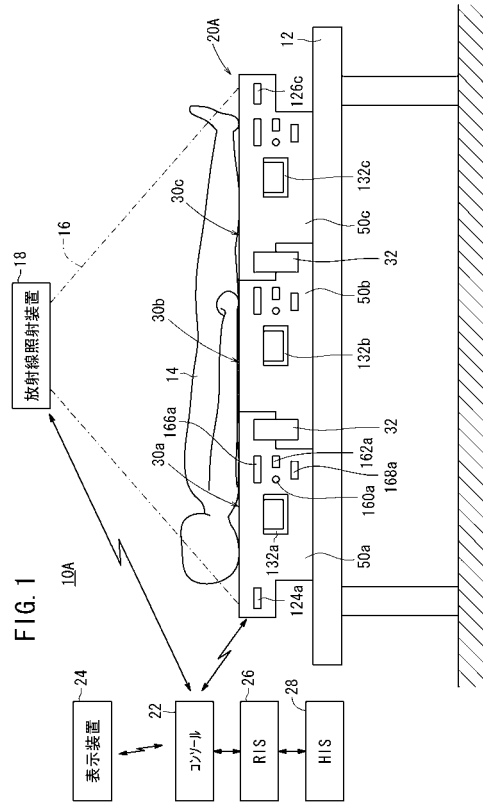
340、340d、340e、342、342d、342e、348…ヒンジ

370a～370c、374a～374c、379b…凹部

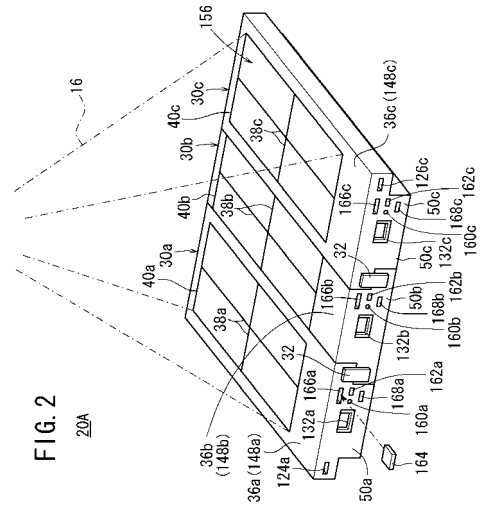
372a～372c、375a、376a～376c…凸部

400a～400c…放射線遮蔽部材

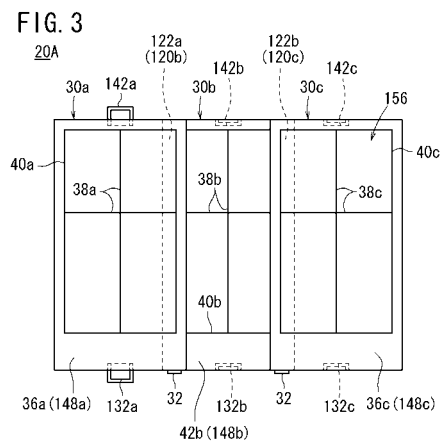
【図 1】



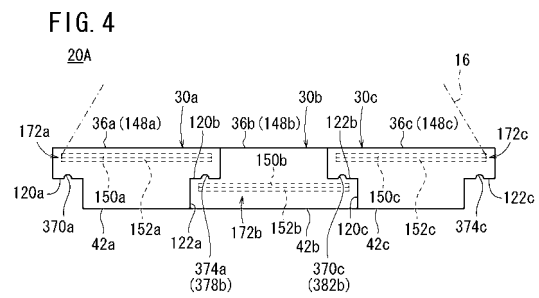
【図 2】



【図 3】

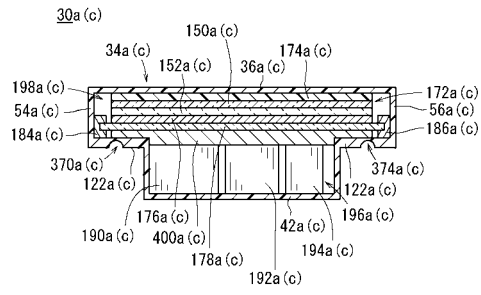


【図 4】



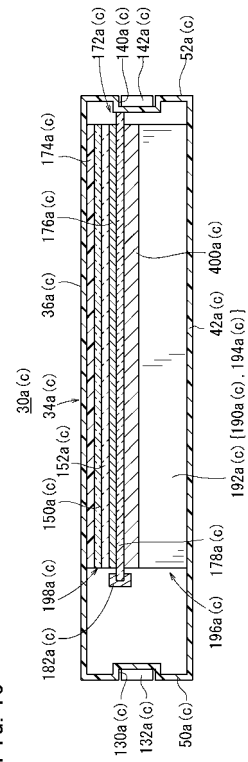
【図 9】

FIG. 9



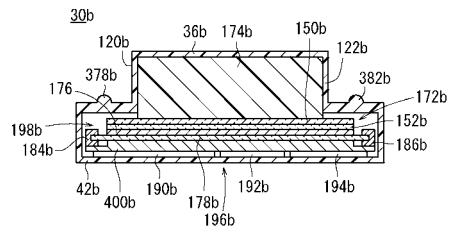
【図 10】

FIG. 10



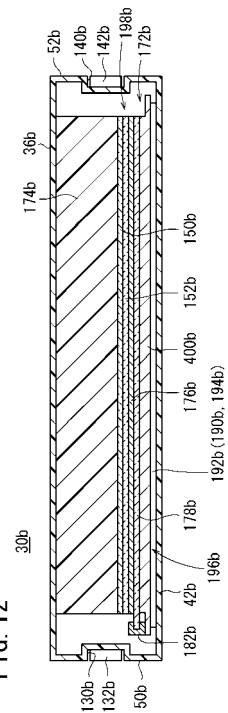
【図 11】

FIG. 11



【図 12】

FIG. 12



【図 1 7】

【図 1 8】

FIG. 17

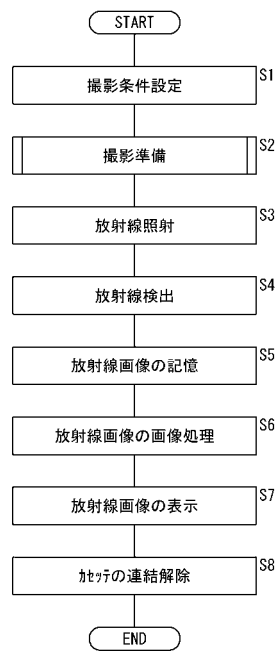
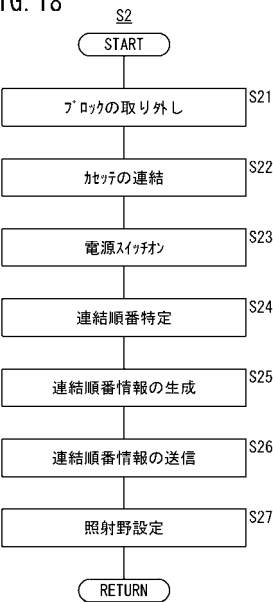


FIG. 18



【図 1 9】

【図 2 0】

FIG. 19A

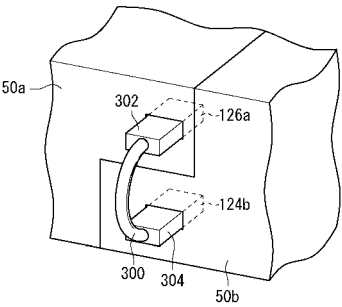


FIG. 20

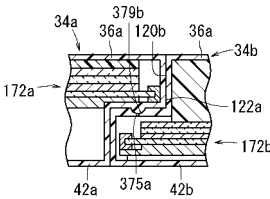
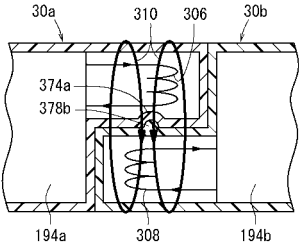
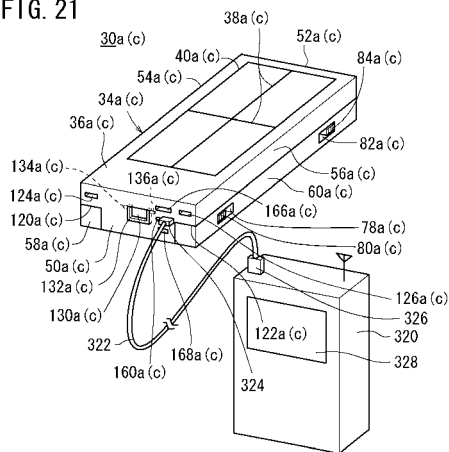


FIG. 19B



【図 2 1】

FIG. 21



【図 2 2】

FIG. 22A

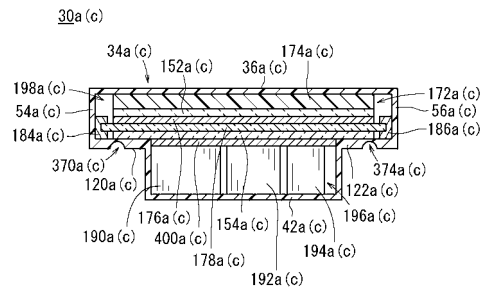
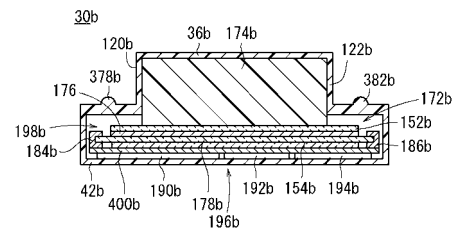


FIG. 22B



【図 2 3】

FIG. 23A

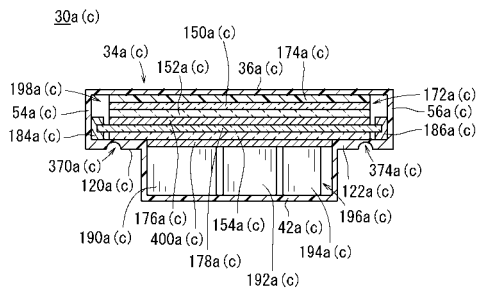
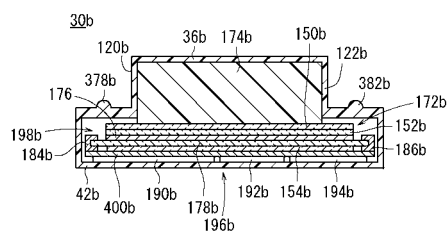
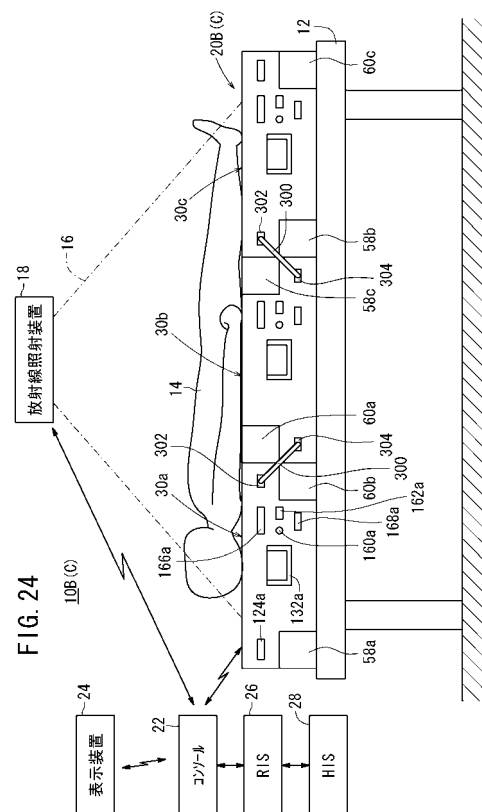


FIG. 23B



【図 2 4】



【図 29】

【図 3 0】

FIG. 29A

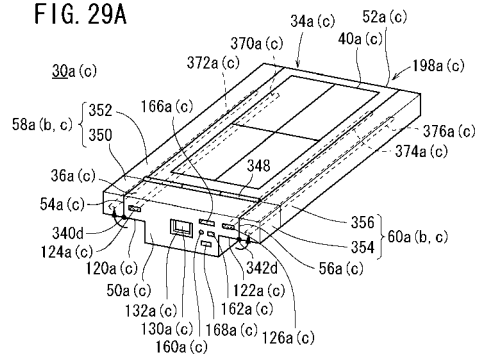


FIG. 29B

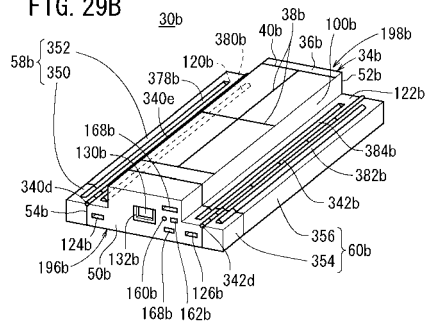
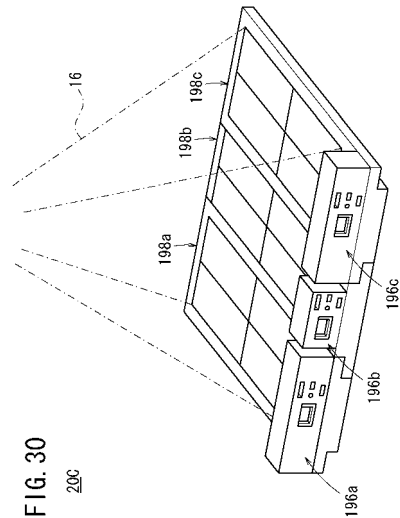
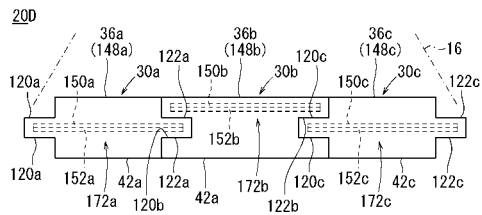


FIG. 30



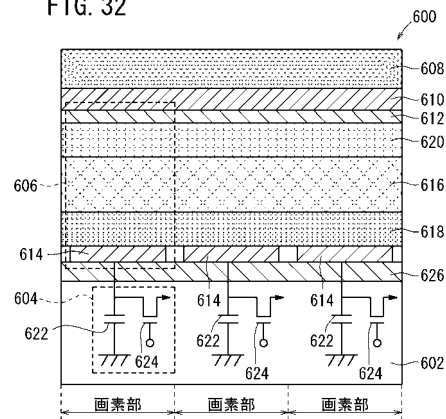
【図 3 1】

FIG. 31



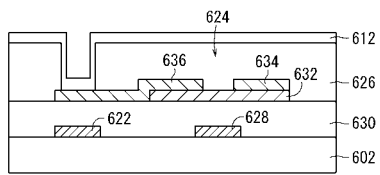
【图 3 2】

FIG. 32



【図 33】

FIG. 33



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 T 1/20 G
G 0 1 T 1/20 L
G 0 1 T 1/202
G 0 1 T 7/00 C

(72)発明者 大田 恭義
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 2 5 0 1 5 3 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 2 6 0 7 1 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 5 8 8 6 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 8 0 5 7 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6 / 0 0
G 0 1 T 1 / 2 0
G 0 1 T 1 / 2 0 2
G 0 1 T 7 / 0 0