

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012年2月2日(02.02.2012)



PCT



(10) 国際公開番号
WO 2012/014738 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/066405
- (22) 国際出願日: 2011年7月20日(20.07.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-167257 2010年7月26日(26.07.2010) JP
特願 2010-167255 2010年7月26日(26.07.2010) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM Corporation) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 大田 恭義 (OHTA Yasunori) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 西納 直行 (NISHINO Naoyuki) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 千葉剛宏, 外(CHIBA Yoshihiro et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木2丁目1番1号 新宿マインズタワー 16階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア

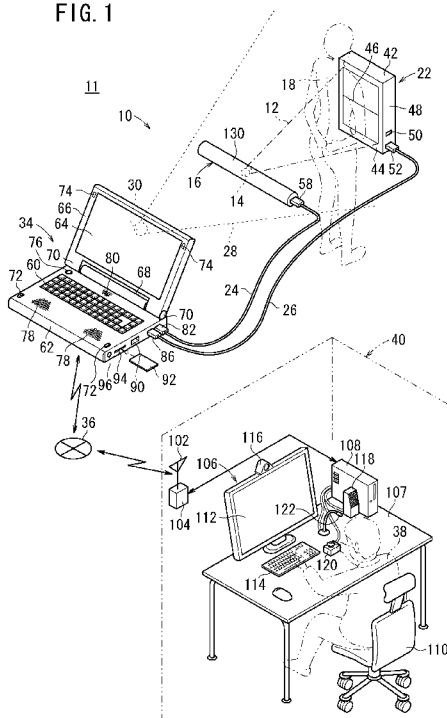
[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHIC IMAGING DEVICE, RADIOGRAPHIC IMAGING SYSTEM, AND RADIOGRAPHIC IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 放射線画像撮影装置、放射線画像撮影システム及び放射線画像撮影方法

【図1】

FIG. 1



(57) Abstract: The radiographic imaging device (10, 10A-10M) that configures the disclosed radiographic imaging system (11, 11A-11M) has at least a camera (30) that images a main cassette body (22). Said camera (30) is integrally configured to a radiation source (14) and a control device (34) that controls the main cassette body (22) or is integrally configured to a main radiation source body (16) that houses the radiation source (14).

(57) 要約: 放射線画像撮影システム(11、11A~11M)を構成する放射線画像撮影装置(10、10A~10M)は、少なくともカセット本体部(22)を撮影するカメラ(30)を有する。該カメラ(30)は、放射線源(14)及びカセット本体部(22)を制御する制御装置(34)と一体的に構成されているか、又は、放射線源(14)を収容する放射線源本体部(16)と一体的に構成されている。



(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

放射線画像撮影装置、放射線画像撮影システム及び放射線画像撮影方法 技術分野

[0001] 本発明は、放射線源から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検出器により検出して放射線画像に変換する放射線画像撮影装置、放射線画像撮影システム及び放射線画像撮影方法に関する。

背景技術

[0002] 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（放射線検出器）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、前記放射線画像としての放射線エネルギーを蛍光体に蓄積し、該蛍光体に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、撮影後の放射線検出器から直ちに放射線画像を読み出して表示でき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検出器として、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検出器、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検出器が開発されている。

[0004] なお、上述した放射線検出器は、放射線を透過可能な放射線検出力セッテ（カセット本体部）内に收容されている。

[0005] このように、従来の放射線画像撮影装置は、特開２００３－０９３３５４号公報にも開示されているように、病院内の患者に対する撮影を前提として開発されている。

[0006] 一方、病院外での撮影に対する要求は潜在的に存在し、例えば、検診車による健康診断を目的とした車載型の放射線画像撮影装置が提案されている（特開２００８－２０６７４０号公報）。しかしながら、このような放射線画像撮影装置は、前記検診車に搭載される程度の比較的大きなサイズとなる。そのため、例えば、自然災害等の災害現場や在宅看護の現場において、被写体に対する撮影を行おうとすれば、次のような問題が発生する。災害現場の場合には、前記検診車を該災害現場にまで移動させることができない。また、在宅看護の現場の場合には、該在宅看護の現場となる被写体（在宅者）の自宅にまで前記検診車を移動させることはできても、撮影時には前記在宅者を前記検診車内にまで案内する必要があるので、前記撮影に関わる前記在宅者の負担が大きくなる。従って、前記災害現場や前記在宅看護の現場においては、超小型で且つ可搬型の放射線画像撮影装置が求められている。

[0007] そこで、近年、特開平１１－１０４１１７号公報に開示されているように、システム全体をコンパクトに収容できるようにした可搬型の放射線画像撮影装置が開発されている。

発明の概要

[0008] [本発明が解決しようとする課題]

放射線画像撮影装置が全体的に小型化及び軽量化されると、該放射線画像撮影装置の移動が容易となる。この場合、災害現場や在宅看護の現場に放射線画像撮影装置を搬送し、搬送先の現場において、放射線画像撮影装置を組み立てた後に被写体に対する撮影を行う。

[0009] ところで、放射線撮影は、通常、国家資格等で権限を付与された医師又はそれに準じる者しか行うことができない。例えば、日本国では、人体に対する放射線の照射（被写体に対する放射線画像の撮影）を業務として行うことができる者は、医師及び歯科医師（以下、単に、医師ともいう。）と診療放

放射線技師（以下、単に、放射線技師ともいう。）とに限定されることが診療放射線技師法により定められている。そのため、何らかの事情で、被写体に対する放射線の照射の権限を有する前記医師又は前記放射線技師が災害現場や在宅看護の現場に出向くことができない場合に、前記医師又は前記放射線技師以外の者、すなわち、前記診療放射線技師法で定めた診療放射線技師の資格を有しない者（以下、操作者ともいう。）が、放射線画像撮影装置を現場に持ち込んでも、放射線検出器を収容したカセット本体部に対する被写体の撮影部位の位置合わせ等の撮影準備を行うことは可能であるが、前記被写体に対する撮影を行うことはできない。従って、現状では、災害現場や在宅看護の現場での撮影を遂行するために、前記医師又は前記放射線技師の資格保有者も現場に同行する必要がある。

[0010] このような不都合を解消するためには、特開 2003-093354 号公報及び特開 2008-206740 号公報に開示された技術を適用し、被写体を直視することができない待機場所（例えば、医療機関又は検診車）に待機する医師又は放射線技師からの指示に従って被写体に対する撮影を遂行することが想定される。

[0011] しかしながら、特開 2003-093354 号公報に開示されている技術は、医療機関に運び込まれた緊急患者（被写体）の患部画像（放射線画像）を該医療機関を不在にしている医師の携帯端末に送信することにより、前記緊急患者に対する次の撮影についての指示を前記医師から仰ぐというものである。従って、この技術をそのまま適用すると、前記次の撮影に対する指示を仰ぐために現場から前記携帯端末に送信される前記患部画像は、前記医師の承認を得ることなく撮影された放射線画像となるおそれがある。また、前記患部画像を前記携帯端末に送信して前記次の撮影の指示を仰ぐ必要があるため、前記医師から現場に対してリアルタイムで撮影を指示することができない。

[0012] 一方、特開 2008-206740 号公報に開示されている技術は、被写体の体動を撮影した光学画像に基づいて放射線の曝射を中止するというもの

である。そのため、この技術をそのまま適用しても、医師から現場に対してリアルタイムで撮影を指示することができない。

[0013] [本発明の目的]

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、医師又は放射線技師が災害現場や在宅看護の現場に直接出向かなくても、被写体に対する撮影を遂行することが可能となる放射線画像撮影装置、放射線画像撮影システム及び放射線画像撮影方法を提供することを目的とする。

[0014] [本発明の構成]

上記の目的を達成するために、本発明に係る放射線画像撮影装置は、
放射線を出力する放射線源と、
前記放射線源が被写体に前記放射線を照射した際に、前記被写体を透過した前記放射線を検出して放射線画像に変換する放射線検出器と、
前記放射線を透過し、且つ、前記放射線検出器を収容するカセット本体部と、
少なくとも前記カセット本体部を撮影するカメラと、
前記被写体に対する前記放射線の照射の権限を有する医師又は放射線技師が待機し、且つ、前記医師又は前記放射線技師が前記被写体を直視できない待機場所に設けられた待機場所通信部に、前記カメラが撮影した前記カセット本体部の画像を送信するカメラ画像通信部と、
を有し、
前記カメラは、前記放射線源及び前記カセット本体部を制御する制御装置と一体的に構成されているか、又は、前記放射線源を収容する放射線源本体部と一体的に構成されていることを特徴としている。

[0015] また、上記の目的を達成するために、本発明に係る放射線画像撮影システムは、

放射線を出力する放射線源、前記放射線源が被写体に前記放射線を照射した際に前記被写体を透過した前記放射線を検出して放射線画像に変換する放射線検出器、前記放射線を透過し且つ前記放射線検出器を収容するカセット

本体部、少なくとも前記カセット本体部を撮影するカメラ、及び、前記カメラが撮影した前記カセット本体部の画像を外部に送信するカメラ画像通信部を有する放射線画像撮影装置と、

前記被写体に対する前記放射線の照射の権限を有する医師又は放射線技師が待機し、且つ、前記医師又は前記放射線技師が前記被写体を直視できない待機場所に設けられ、前記カメラ画像通信部からの前記カセット本体部の画像を受信する待機場所通信部、及び、該待機場所通信部に電氣的に接続され、前記待機場所通信部から前記カセット本体部の画像が入力されるコンソールと、

を備え、

前記カメラは、前記放射線源及び前記カセット本体部を制御する前記放射線画像撮影装置の制御装置と一体的に構成されているか、又は、前記放射線源を収容する放射線源本体部と一体的に構成されていることを特徴としている。

[0016] さらに、上記の目的を達成するために、本発明に係る放射線画像撮影方法は、

放射線検出器を収容するカセット本体部及び放射線源を制御する制御装置と、カメラとを一体的に構成するか、又は、前記放射線源を収容する放射線源本体部と前記カメラとを一体的に構成し、

少なくとも前記カセット本体部を前記カメラで撮影し、

前記カメラが撮影した前記カセット本体部の画像を、被写体に対する放射線の照射の権限を有する医師又は放射線技師が待機し、且つ、前記医師又は前記放射線技師が前記被写体を直視できない待機場所に設けられた待機場所通信部に送信し、

前記待機場所通信部に送信された前記カセット本体部の画像に前記被写体の撮影部位が写り込んでいる場合に、前記待機場所通信部から前記放射線源に対して前記放射線の出力を指示することにより、前記放射線源から前記放射線を出力させて前記被写体に前記放射線を照射し、

前記被写体及び前記カセット本体部を透過した前記放射線を前記放射線検出器により検出して放射線画像に変換することを特徴としている。

[0017] [本発明の効果]

本発明によれば、災害現場や在宅看護の現場において、制御装置又は放射線源本体部と一体的に構成されたカメラは、少なくともカセット本体部を撮影する。カメラ画像通信部は、前記カメラが撮影した前記カセット本体部の画像を、待機場所に設けられた待機場所通信部に送信する。これにより、被写体を直視することのできない前記待機場所に待機している医師又は放射線技師は、前記待機場所通信部が受信した前記カセット本体部の画像に基づき、前記災害現場や前記在宅看護の現場にいる放射線画像撮影装置の操作者に対して、リアルタイムで前記被写体の撮影を指示することができる。従って、前記災害現場や前記在宅看護の現場に前記医師又は前記放射線技師が直接出向かなくても前記被写体に対する撮影を遂行することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]本実施形態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斜視図である。

[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及び図2の放射線画像撮影装置の側面図である。

[図4]図1及び図2の放射線画像撮影装置の側面図である。

[図5]図1及び図2の放射線画像撮影装置の搬送状態を示す斜視図である。

[図6]図1の放射線源本体部の内部を示す説明図である。

[図7]図1及び図2のカセット本体部の平面図である。

[図8]放射線検出器における画素の配列を模式的に示す説明図である。

[図9]カセット本体部の回路図である。

[図10]図1の放射線画像撮影装置のブロック図である。

[図11]図1の医療機関のブロック図である。

[図12]図1の放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システムによる撮影を説明するためのフローチャートである。

[図13]図12のステップS5の撮影準備を詳細に説明するためのフローチャートである。

[図14]図14A～図14Cは、携帯情報端末及び／又はコンソールの画面表示の一例を示す説明図である。

[図15]図15A～図15Cは、携帯情報端末及び／又はコンソールの画面表示の一例を示す説明図である。

[図16]医療機関における携帯情報端末、放射線源本体部及びカセット本体部に対する充電処理の状態を示す斜視図である。

[図17]第1変形例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斜視図である。

[図18]第2変形例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斜視図である。

[図19]第3変形例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斜視図である。

[図20]第4変形例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斜視図である。

[図21]第5変形例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斜視図である。

[図22]第6変形例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斜視図である。

[図23]第7変形例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斜視図である。

[図24]第8変形例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斜視図である。

[図25]第9変形例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構成図である。

[図26]図26A及び図26Bは、第10変形例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一部構成図である。

[図27]図27A及び図27Bは、第10変形例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一部構成図である。

[図28]図28A及び図28Bは、第10変形例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一部構成図である。

[図29]図29A及び図29Bは、第10変形例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一部構成図である。

[図30]図30A及び図30Bは、第10変形例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一部構成図である。

[図31]図31Aは、放射線画像撮影装置の一部構成図であり、図31Bは、図31Aの状態における携帯情報端末及び／又はコンソールの画面表示の一例を示す説明図である。

[図32]図32Aは、放射線画像撮影装置の一部構成図であり、図32Bは、図32Aの状態における携帯情報端末及び／又はコンソールの画面表示の一例を示す説明図である。

[図33]図33Aは、図31Aの状態で撮影が行われた後の携帯情報端末及び／又はコンソールの画面表示の一例を示す説明図であり、図33Bは、図32Aの状態で撮影が行われた後の携帯情報端末及び／又はコンソールの画面表示の一例を示す説明図である。

[図34]第11変形例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一部構成図である。

[図35]図34の放射線源本体部の斜視図である。

[図36]図36A及び図36Bは、放射線画像撮影装置の一部構成図である。

[図37]図37A及び図37Bは、図35の放射線源本体部の他の構成を示す斜視図である。

[図38]第12変形例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一部構成図である。

[図39]図38の放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システムの他の構成を示す説明図である。

[図40]第13変形例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一部構成図である。

[図41]図41Aは、第14変形例におけるカセット本体部の内部構成を模式的に示す概略説明図であり、図41Bは、図41Aのシンチレータの一例を模式的に示す概略説明図である。

発明を実施するための形態

[0019] 本発明に係る放射線画像撮影装置及び該放射線画像撮影装置を有する放射線画像撮影システムの好適な実施形態について、放射線画像撮影方法との関連で、図1～図41Bを参照しながら以下詳細に説明する。

[0020] [本実施形態の構成]

図1及び図2に示すように、本実施形態に係る放射線画像撮影システム11は、放射線画像撮影装置10を有する。放射線画像撮影装置10は、放射線源本体部16、カセット本体部22及び携帯情報端末（制御装置、PC）34を有する。

[0021] 放射線源本体部16は、放射線12を出力する放射線源14を収容し、且つ、該放射線12を透過可能な材料からなる。カセット本体部22は、被写体18を透過した放射線12を放射線画像に変換する放射線検出器20（図3及び図4参照）を収容し、且つ、該放射線12を透過可能な材料からなる。携帯情報端末（制御装置、PC）34は、USBケーブル24を介して放射線源本体部16と電氣的に接続されると共に、USBケーブル26を介してカセット本体部22と電氣的に接続されている。また、携帯情報端末34は、所定の撮影領域28を撮影するウェブカメラ30を内蔵し、放射線画像撮影装置10の操作者32（図5参照）が操作可能な携帯型の端末である。この場合、携帯情報端末34は、公衆回線等を利用したネットワーク36を介して無線通信により医師（又は放射線技師）38が所属する医療機関40（待機場所）との間で信号の送受信が可能である。

[0022] ところで、放射線撮影は、通常、国家資格等で権限を付与された医師又はそれに準じる者しか行うことができない。そのため、操作者32とは、例え

ば、日本国においては、診療放射線技師法により定められた診療放射線技師の資格を有しない者をいう。すなわち、操作者 32 とは、被写体 18 に対する放射線 12 の照射の権限を有する医師又は歯科医師（以下、単に、医師という。）及び診療放射線技師（以下、単に、放射線技師という。）以外の者をいう。

[0023] また、本実施形態において、被写体 18 は、災害現場や在宅看護の現場にいる。一方、医師（又は放射線技師）38 は、被写体 18 を直視することができない（遠隔地の）医療機関 40 にいる（待機している）。本実施形態において、医師 38 は、何らかの事情で、災害現場や在宅看護の現場に直接出向くことができない。そのため、操作者 32 は、医師 38 に代わって、前記災害現場や前記在宅看護の現場に出向く。なお、以下の説明において、参照数字 38 は、医師として説明する。

[0024] 図 1 ～図 4 及び図 7 に示すように、カセット本体部 22 を構成する略矩形状の筐体 42 は、放射線 12 を透過可能な材料からなる。この場合、該筐体 42 における放射線源本体部 16 側の表面は、放射線 12 が照射される照射面 44 とされている。この照射面 44 における放射線 12 の照射部分（照射野）には、撮影領域及び撮影位置の基準となるガイド線 46 が形成されている。ガイド線 46 の外枠部分（放射線 12 の照射野）は、図 7 に示すように、平面視で、放射線検出器 20 に略対応している。また、筐体 42 の一つの側面 48 には、カセット本体部 22 を起動させるためのスイッチ 50 が配置されると共に、USB ケーブル 26 のコネクタ 52 が接続されている。

[0025] 図 3 及び図 6 に示すように、放射線源本体部 16 を構成する略円筒状の筐体 130 は、放射線 12 を透過可能な材料からなる。この場合、筐体 130 内には、放射線源 14 に加え、照射光 54 を投光する照射野ランプ 56 も収容されている。照射野ランプ 56 は、放射線源 14 から放射線 12 が出力される前に照射光 54 を照射面 44 に投光することにより、放射線 12 の照射野を照射面 44 に表示する。

[0026] なお、後述する放射線源 14 の焦点 160 とガイド線 46（図 1、図 2 及

び図7参照)の中心位置(十字状に交差するガイド線46の交点)とを結ぶ直線が照射面44に略直交しているときの焦点160と放射線検出器20との間の距離(撮影間距離)が、線源受像面間距離(SID)に設定されている場合には、照射光54の投光により照射面44に表示された放射線12の照射野とガイド線46の外枠とが略一致する。また、筐体130における照射光54が通過する箇所は、例えば、該照射光54が透過可能な材質で構成されていることが望ましい。さらに、図1、図2及び図6に示すように、筐体130の側面には、USBケーブル24のコネクタ58が接続されている。

[0027] 図1～図4及び図16に示すように、携帯情報端末34は、ノート型のパーソナル・コンピュータ(PC)である。従って、携帯情報端末34では、キーボード等の操作部60が本体部62の上面(蓋部66側)に配設されると共に、ディスプレイ等の表示部64が蓋部66の底面(操作部60側)に配設されている。なお、本実施形態では、ノート型の携帯情報端末34について説明するが、該携帯情報端末34は、操作部60及び表示部64等の各種機能を具備する携帯端末であればよく、例えば、携帯電話機やPDA(個人情報端末)でもよいことは勿論である。

[0028] 携帯情報端末34は、非使用時には、本体部62の一側面に設けられた軸部68と、該軸部68の両端部に連結された2つのヒンジ部70との作用によって、図16に示すように、本体部62と蓋部66とが折り畳まれた状態となる。なお、本体部62の上面には、2つの突起72が形成され、一方で、蓋部66の底面には、各突起72に対応して2つの凹部74が形成されている。そのため、前記非使用時に本体部62の上面と蓋部66の底面とを接触させると、突起72と凹部74とが嵌合して、本体部62と蓋部66とを折り畳んだ状態に保持することができる。

[0029] また、携帯情報端末34は、使用時には、ヒンジ部70の作用下に、軸部68を中心に本体部62に対して蓋部66を回転させることにより、図16に示す折り畳んだ状態から、図1～図4に示す状態に展開することができる。

。

[0030] 本体部 62 の上面における操作部 60 の周囲には、携帯情報端末 34 を起動させるための電源スイッチ 76、音声を出力可能なスピーカ（音声出力部）78、及び、被写体 18 や操作者 32 の音声を入力可能なマイクロフォン 80 がさらに配設されている。

[0031] また、本体部 62 の側面には、USB 端子 84、88、90 と、カードスロット 94 と、AC アダプタの入力端子 96 とが設けられている。USB 端子 84 には、USB ケーブル 24 のコネクタ 82 が嵌合している。USB 端子 88 には、USB ケーブル 26 のコネクタ 86 が嵌合している。USB 端子 90 は、図示しない USB ケーブルのコネクタと嵌合することにより、該 USB ケーブルを介して外部機器との間で情報の送受信が可能である。カードスロット 94 には、メモリカード 92 が装填可能である。

[0032] 一方、蓋部 66 の上面側には、光学カメラとしてのウェブカメラ（Web カメラ）30 が配設されている。従って、ウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 とは一体的に構成されている。

[0033] なお、ウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 との一体的な構成とは、ウェブカメラ 30 が携帯情報端末 34 に内蔵される図 1 ～図 4 の構成に限定されることはなく、少なくとも放射線画像撮影装置 10 の使用時には、ウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 とが一体的に連結（接続）されている構成も含まれる。

[0034] 従って、下記（１）～（３）の構成も、ウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 との一体的な構成に包含される。（１）放射線画像撮影装置 10 に備え付けのケーブルを介してウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 とが接続される構成。（２）操作者 32 が別途用意したケーブルを介してウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 とが接続される構成。（３）使用時には、携帯情報端末 34 とウェブカメラ 30 とが連結される一方で、メンテナンス時や非使用時には、携帯情報端末 34 からウェブカメラ 30 を離間可能（分離可能）な構成。

[0035] ここで、メンテナンス時や非使用時に携帯情報端末 34 からウェブカメラ 30 を離間可能とするためには、例えば、クリップ等の連結手段によってウェブカメラ 30 を携帯情報端末 34 に連結すればよい。これにより、使用時にのみ、ウェブカメラ 30 が連結手段を介して携帯情報端末 34 と連結されることになる。また、連結手段にボールジョイントを具備させて、携帯情報端末 34 に連結されたウェブカメラ 30 の向きを変更自在にしてもよい。なお、連結手段により連結する場合には、ウェブカメラ 30 と携帯情報端末 34 との間を有線（例えば、USB ケーブル）又は無線により接続する必要があることは勿論である。

[0036] また、携帯情報端末 34 とウェブカメラ 30 とをケーブルで接続した構成は、該ケーブルの長さの範囲内であれば、ウェブカメラ 30 を所望の位置に自立した状態で配置することが可能であるため、携帯情報端末 34 にウェブカメラ 30 を内蔵させた構成と比較して、ウェブカメラ 30 のポジショニングの自由度が高い。

[0037] ウェブカメラ 30 は、本体部 62 に対して蓋部 66 が回転することにより、該蓋部 66 の上面がカセット本体部 22、放射線源本体部 16 及び被写体 18 に向けられ、且つ、操作者 32 の操作により電源スイッチ 76 が投入されて、携帯情報端末 34 が起動している状態において、少なくとも放射線 12 の照射野（ガイド線 46 の範囲）を撮影領域 28 として撮影する。ウェブカメラ 30 は、より好ましくは、図 1～図 4 に示すように、放射線源本体部 16 とカセット本体部 22 との間に被写体 18 がいる状態で、放射線源本体部 16、被写体 18 及びカセット本体部 22 を含む所定領域を撮影領域 28 として撮影する。

[0038] この場合、ウェブカメラ 30 は、撮影領域 28 を連続的に撮影し、連続的に撮影したカメラ画像（動画像）を出力する。また、ウェブカメラ 30 は、撮影領域 28 を所定時間間隔で（間欠的に）撮影し、間欠的に撮影したカメラ画像（静止画像）を出力するか、あるいは、所定時刻に撮影したカメラ画像（静止画像）を出力することも可能である。

[0039] 図5は、操作者32が放射線画像撮影装置10を搬送する際の該放射線画像撮影装置10の状態を示している。

[0040] この場合、放射線源本体部16、カセット本体部22及び折り畳まれた状態の携帯情報端末34は、コネクタ52、58、82、86（図1及び図2参照）が取り外され、USBケーブル24、26による電氣的な接続が解除された状態で、アタッシュケース98の内部に収容されている。そのため、操作者32は、取手100を把持した状態で、医療機関40から所望の場所、例えば、災害現場や在宅看護の現場にアタッシュケース98を搬送することができる。従って、操作者32は、搬送先の現場において、アタッシュケース98から放射線源本体部16、カセット本体部22及び折り畳まれた状態の携帯情報端末34を取り出し、図1～図4に示す状態にまで組み立てることができる。この結果、操作者32は、災害現場の被災者に対して放射線画像の撮影前に行われる撮影準備、あるいは、在宅看護が必要とされる在宅者に対して放射線画像の撮影前に行われる撮影準備を遂行することができる。

[0041] このように、本実施形態に係る放射線画像撮影装置10は、ウェブカメラ30と携帯情報端末34とが一体的に構成された可搬型の放射線画像撮影装置である。なお、以下の説明では、放射線画像の撮影対象となる前記被災者又は前記在宅者を被写体18ともいう。

[0042] 図1に戻り、医療機関40には、ネットワーク36を介して携帯情報端末34との間で無線通信による信号の送受信を行うためのアンテナ102を備えた通信部（待機場所通信部、無線通信部）104が配設されている。通信部104には、コンソール106が電氣的に接続されている。

[0043] コンソール106は、医療機関40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、図示しない放射線科情報システム（RIS）に接続され、該RISは、医療機関内の医事情報を統括的に管理する医事情報システム（HIS）に接続されている。

[0044] この場合、コンソール106は、医療機関40内の医師38がいる部屋の

机 1 0 7 に配置されている。

- [0045] コンソール 1 0 6 は、各種処理を実行する本体部 1 0 8 と、表示部 1 1 2 と、操作部 1 1 4 と、ウェブカメラ 1 1 6 と、音声を出力するスピーカ 1 1 8 と、曝射スイッチ 1 2 0 と、医師 3 8 の音声を入力可能なマイクロフォン 1 2 2 とを有する。
- [0046] 表示部 1 1 2 は、椅子 1 1 0 に着座した医師 3 8 に対して所定の表示内容を表示するディスプレイ等である。操作部 1 1 4 は、医師 3 8 が操作するキーボード等である。ウェブカメラ 1 1 6 は、表示部 1 1 2 の上部に取り付けられており、医師 3 8 を撮影する。曝射スイッチ 1 2 0 は、放射線源 1 4 からの放射線 1 2 の出力の開始を医師 3 8 が指示するためのスイッチである。
- [0047] 前述したように、携帯情報端末 3 4 と通信部 1 0 4 との間は、ネットワーク 3 6 を介した無線通信による信号の送受信が行われている。
- [0048] そのため、携帯情報端末 3 4 は、ウェブカメラ 3 0 から出力されたカメラ画像、カセット本体部 2 2（放射線検出器 2 0）から USB ケーブル 2 6 を介して送信された放射線画像、及び、マイクロフォン 8 0 に入力された操作者 3 2 又は被写体 1 8 の音声に応じた音声信号を、ネットワーク 3 6 を介した無線通信により医療機関 4 0 のアンテナ 1 0 2 及び通信部 1 0 4 に送信することが可能である。
- [0049] 一方、通信部 1 0 4 は、ウェブカメラ 1 1 6 が撮影した医師 3 8 のカメラ画像（動画像、間欠的に撮影された静止画像又は所定時刻に撮影された静止画像）、医師 3 8 による曝射スイッチ 1 2 0 の投入に基づいて本体部 1 0 8 内で生成された曝射制御信号、及び、マイクロフォン 1 2 2 に入力された医師 3 8 の音声に応じた音声信号を、アンテナ 1 0 2 及びネットワーク 3 6 を介した無線通信により携帯情報端末 3 4 に送信することが可能である。
- [0050] 従って、携帯情報端末 3 4 の表示部 6 4 は、ウェブカメラ 3 0 が撮影した撮影領域 2 8 内のカメラ画像、放射線検出器 2 0 からの放射線画像、及び／又は、ウェブカメラ 1 1 6 が撮影した医師 3 8 のカメラ画像を表示することが可能である。また、表示部 6 4 は、上記の各音声信号や曝射制御信号に対

応する表示内容（文字情報）を表示することも可能である。さらに、スピーカ 78 は、医師 38 の音声や曝射制御信号に応じた音声（放射線源 14 からの放射線 12 の出力開始を告げる警告音）を出力することも可能である。

[0051] また、携帯情報端末 34 は、前記曝射制御信号に基づき生成した同期制御信号を USB ケーブル 24、26 を介して放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 にそれぞれ送信することにより、放射線源 14 からの放射線 12 の出力（の開始）と、放射線検出器 20 における放射線 12 の検出及び放射線画像への変換との同期を取ることができる。

[0052] 一方、コンソール 106 の表示部 112 は、表示部 64 と同様に、ウェブカメラ 30 が撮影した撮影領域 28 内のカメラ画像、放射線検出器 20 からの放射線画像、及び／又は、ウェブカメラ 116 が撮影した医師 38 のカメラ画像を表示することが可能である。また、表示部 112 は、上記の各音声信号や曝射制御信号に対応する表示内容（文字情報）も表示することが可能である。さらに、スピーカ 118 は、操作者 32 又は被写体 18 の音声や曝射制御信号に応じた音声出力することも可能である。

[0053] 次に、放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 の内部構成について、図 6～図 9 を参照しながら、より具体的に説明する。

[0054] 放射線源本体部 16 の内部には、図 6 に示すように、放射線源 14 と、照射野ランプ 56 と、USB ケーブル 24 のコネクタ 58 と嵌合する USB 端子 132 と、バッテリー 134 と、通信部（放射線源通信部）136 と、放射線源 14 を制御する線源制御部 138 と、放射線 12 を透過する材質からなるミラー 144 と、放射線 12 に対して非透過で且つ照射光 54 を透過する材質からなるコリメータ 146 とが配置されている。なお、バッテリー 134 は、外部（例えば、携帯情報端末 34）から USB ケーブル 24、コネクタ 58 及び USB 端子 132 を介して充電可能であり、且つ、放射線源本体部 16 内の各部に電力を供給する。

[0055] 放射線源 14 は、電界電子放出型の放射線源である。

[0056] 具体的に、放射線源 14 において、回転機構 148 により回転する回転シ

ャフト 150 には、円盤状の回転陽極 152 が取り付けられている。回転陽極 152 の表面には、Mo 等の金属元素を主成分とする環状のターゲット層 154 が形成されている。また、放射線源 14 には、回転陽極 152 に対向して陰極 156 が配置されている。陰極 156 には、ターゲット層 154 と対向するように電界電子放出型電子源 158 が配設されている。

[0057] 線源制御部 138 は、携帯情報端末 34（図 1～図 5 参照）から USB ケーブル 24、コネクタ 58、USB 端子 132 及び通信部 136 を介して受信された、曝射制御信号に基づく同期制御信号に従って、放射線 12 を出力させるように放射線源 14 を制御する。

[0058] すなわち、線源制御部 138 からの制御に従って、放射線源 14 は、下記のように放射線 12 を出力する。回転機構 148 は、回転シャフト 150 を回転させることにより回転陽極 152 を回転させる。電源部 142 は、バッテリー 134 からの電力供給に基づいて電界電子放出型電子源 158 に電圧（負電圧）を印加する。電源部 140 は、バッテリー 134 からの電力供給に基づいて、回転陽極 152 と陰極 156 との間に電圧を印加する（回転陽極 152 に正電圧を印加し、陰極 156 に負電圧を印加する）。

[0059] これにより、電界電子放出型電子源 158 から電子が放出され、放出された電子は、回転陽極 152 と陰極 156 との間に印加された電圧により加速されてターゲット層 154 に衝突する。ターゲット層 154 における電子の衝突面（焦点 160）からは、該衝突した電子に応じた放射線 12 が出力される。放射線 12 は、ミラー 144 を通過して、コリメータ 146 により照射範囲が絞られた状態で放射線源本体部 16 から外部に出力される。

[0060] なお、線源制御部 138 は、携帯情報端末 34 から前記同期制御信号が供給されるまでは、照射光 54 を出力させるように照射野ランプ 56 を制御する。これにより、照射野ランプ 56 から出力された照射光 54 は、ミラー 144 でコリメータ 146 側に反射されて外部に出力される。

[0061] カセット本体部 22 の内部には、図 3、図 4 及び図 7 に示すように、放射線源 14 から被写体 18 に放射線 12 を照射した際の該被写体 18 による放

放射線 1 2 の散乱線を除去するグリッド 1 6 2、放射線検出器 2 0、及び、放射線 1 2 のバック散乱線を吸収する鉛板 1 6 4 が、被写体 1 8 側の照射面 4 4 に対して順に配設されている。なお、照射面 4 4 をグリッド 1 6 2 として構成してもよい。

[0062] この場合、放射線検出器 2 0 としては、例えば、被写体 1 8 を透過した放射線 1 2 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、画素ともいう。）により電気信号に変換する間接変換型の放射線検出器や、放射線 1 2 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検出器を採用することができる。

[0063] また、カセット本体部 2 2 の側面 4 8 には、前述したスイッチ 5 0 と、USB ケーブル 2 6 のコネクタ 5 2 と嵌合する USB 端子 1 7 2 とが配設されている。

[0064] さらに、カセット本体部 2 2 の内部には、バッテリー 1 6 6 と、カセット制御部 1 6 8 と、通信部 1 7 0 とが収容されている。

[0065] バッテリー 1 6 6 は、外部（例えば、携帯情報端末 3 4）から USB ケーブル 2 6、コネクタ 5 2 及び USB 端子 1 7 2 を介して充電可能であり、且つ、カセット本体部 2 2 の各部（放射線検出器 2 0、カセット制御部 1 6 8 及び通信部 1 7 0）に電力を供給する。カセット制御部 1 6 8 は、バッテリー 1 6 6 から供給される電力により放射線検出器 2 0 を駆動制御する。通信部 1 7 0 は、放射線検出器 2 0 により検出された放射線 1 2 の情報を含む信号を、USB 端子 1 7 2、コネクタ 5 2 及び USB ケーブル 2 6 を介して携帯情報端末 3 4 との間で送受信する。

[0066] なお、カセット制御部 1 6 8 及び通信部 1 7 0 には、放射線 1 2 が照射されることによる損傷を回避するため、カセット制御部 1 6 8 及び通信部 1 7 0 の照射面 4 4 側に鉛板等を配設しておくことが好ましい。

[0067] 図 8 において模式的に示すように、放射線検出器 2 0 においては、多数の

画素 180 が図示しない基板上に配列されている。また、放射線検出器 20 では、これらの画素 180 に対して制御信号を供給する多数のゲート線 182 と、多数の画素 180 から出力される電気信号を読み出す多数の信号線 184 とが配列されている。

[0068] 次に、一例として、間接変換型の放射線検出器 20 を採用したカセット本体部 22 の回路構成について、図 9 を参照しながら詳細に説明する。

[0069] 放射線検出器 20 は、可視光を電気信号に変換する $a-Si$ 等の物質からなる各画素 180 が形成された光電変換層 186 を、行列状の TFT 188 のアレイの上に配置した構造を有する。この場合、バッテリー 166 からバイアス電圧 V_b が供給される各画素 180 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、各行毎に TFT 188 を順次オンにすることにより前記電荷を画像信号として読み出すことができる。

[0070] 各画素 180 に接続される TFT 188 には、行方向と平行に延びるゲート線 182 と、列方向と平行に延びる信号線 184 とが接続される。各ゲート線 182 は、ライン走査駆動部 190 に接続され、各信号線 184 は、マルチプレクサ 192 に接続される。ゲート線 182 には、行方向に配列された TFT 188 をオンオフ制御する制御信号 V_{on} 、 V_{off} がライン走査駆動部 190 から供給される。この場合、ライン走査駆動部 190 は、ゲート線 182 を切り替える複数のスイッチ SW1 と、スイッチ SW1 の 1 つを選択する選択信号を出力するアドレスデコーダ 194 とを備える。アドレスデコーダ 194 には、カセット制御部 168 からアドレス信号が供給される。

[0071] また、信号線 184 には、列方向に配列された TFT 188 を介して各画素 180 に保持されている電荷が流出する。この電荷は、増幅器 196 によって増幅される。増幅器 196 には、サンプルホールド回路 198 を介してマルチプレクサ 192 が接続される。マルチプレクサ 192 は、信号線 184 を切り替える複数のスイッチ SW2 と、スイッチ SW2 の 1 つを選択する

選択信号を出力するアドレスデコーダ200とを備える。アドレスデコーダ200には、カセット制御部168からアドレス信号が供給される。マルチプレクサ192には、A/D変換器202が接続され、A/D変換器202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168に供給される。

[0072] なお、スイッチング素子として機能するTFT188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て実現してもよい。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。

[0073] 図10は、放射線画像撮影装置10のブロック図であり、図11は、医療機関40のブロック図である。

[0074] なお、図10及び図11の説明では、図1～図9において説明しなかった構成要素について説明すると共に、図1～図9で説明した構成要素の一部について、より具体的に説明する。

[0075] カセット本体部22のカセット制御部168は、画像メモリ210と、アドレス信号発生部212と、カセットIDメモリ214とを備える。

[0076] アドレス信号発生部212は、ライン走査駆動部190のアドレスデコーダ194及びマルチプレクサ192のアドレスデコーダ200に対してアドレス信号を供給する。画像メモリ210は、放射線検出器20によって検出された放射線画像を記憶する。カセットIDメモリ214は、放射線画像撮影装置10（のカセット本体部22）を特定するためのカセットID情報を記憶する。

[0077] この場合、カセット制御部168は、通信部170からUSB端子172及びUSBケーブル26を介して、カセットIDメモリ214に記憶されたカセットID情報と、画像メモリ210に記憶された放射線画像とを携帯情報端末34に送信する。

- [0078] 携帯情報端末 34 は、通信部（制御装置通信部、カメラ画像通信部）218 と、携帯情報端末 34 の各部に電力を供給するバッテリー 220 と、各種の制御処理を行う制御処理部 222 と、カメラ画像や放射線画像等を記憶するメモリ 224 とをさらに有する。
- [0079] 通信部 218 は、アンテナ 216 を介した無線通信による外部との間での信号の送受信や、USB 端子 84、88、90 を介した有線通信による外部との間での信号の送受信や、カードスロット 94 に挿入されたメモリカード 92 との間での信号の送受信が可能である。
- [0080] バッテリー 220 は、操作者 32 による電源スイッチ 76 の投入に起因して、ウェブカメラ 30、スピーカ 78、マイクロフォン 80、通信部 218 及び制御処理部 222 に電力を供給する。また、バッテリー 220 は、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 とが USB ケーブル 24、26 を介してそれぞれ電氣的に接続されている状態において、該 USB ケーブル 24、26 を介してバッテリー 134、166 をそれぞれ充電することが可能である。さらに、バッテリー 220 は、外部から入力端子 96 を介して充電を受けることも可能である。
- [0081] すなわち、上述のように、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 との間を USB ケーブル 24 で電氣的に接続することにより、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 との間で、有線による電力供給と信号の送受信（信号の伝送）とが可能になる。また、携帯情報端末 34 とカセット本体部 22 との間を USB ケーブル 26 で電氣的に接続することにより、携帯情報端末 34 とカセット本体部 22 との間で、有線による電力供給と信号の送受信（信号の伝送）とが可能になる。
- [0082] 制御処理部 222 は、携帯情報端末 34 の CPU により構成され、メモリ 224 に記憶されたプログラムを読み出して実行することにより各種の制御処理を行う。
- [0083] 具体的に、制御処理部 222 は、ウェブカメラ 30 が撮影したカメラ画像や、カセット本体部 22 から USB ケーブル 26 及び通信部 218 を介して

受信した放射線画像及びカセットＩＤ情報をメモリ２２４に記憶すると共に、前記カメラ画像及び／又は前記放射線画像を表示部６４に表示させる。また、制御処理部２２２は、通信部２１８、アンテナ２１６及びネットワーク３６を介して無線通信により医療機関４０に、前記カメラ画像、及び／又は、前記放射線画像と前記カセットＩＤ情報とを送信する。さらに、制御処理部２２２は、マイクロフォン８０に入力された操作者３２又は被写体１８の音声を音声信号として、通信部２１８、アンテナ２１６及びネットワーク３６を介して無線通信により医療機関４０に送信する。

[0084] また、制御処理部２２２は、医療機関４０からネットワーク３６、アンテナ２１６及び通信部２１８を介して受信した、ウェブカメラ１１６の（医師３８の）カメラ画像を表示部６４に表示させ、一方で、医療機関４０から受信した音声信号を医師３８の音声としてスピーカ７８から出力する。さらに、制御処理部２２２は、医療機関４０から曝射制御信号を受信した場合に、該曝射制御信号に応じた同期制御信号を生成し、生成した同期制御信号をＵＳＢケーブル２４、２６を介して放射線源本体部１６及びカセット本体部２２に送信する。これにより、放射線源１４からの放射線１２の出力と、放射線検出器２０における放射線１２の検出及び放射線画像への変換との同期を取ることができる。

[0085] コンソール１０６は、メモリ２２８と、各種の制御処理を行う制御処理部２２６とをさらに有する。

[0086] 制御処理部２２６は、本体部１０８のＣＰＵにより構成され、メモリ２２８に記憶されたプログラムを読み出して実行することにより各種の制御処理を行う。

[0087] 具体的に、制御処理部２２６は、ウェブカメラ１１６が撮影したカメラ画像をメモリ２２８に記憶すると共に、表示部１１２に表示させる。また、制御処理部２２６は、通信部１０４、アンテナ１０２及びネットワーク３６を介して無線通信により携帯情報端末３４に、ウェブカメラ１１６が撮影したカメラ画像を送信する。さらに、制御処理部２２６は、マイクロフォン１２

2に入力された医師38の音声を音声信号として、通信部104、アンテナ102及びネットワーク36を介して無線通信により携帯情報端末34に送信する。

[0088] また、制御処理部226は、携帯情報端末34から無線通信を介して送信されてきたカメラ画像、及び／又は、放射線画像とカセットID情報とをメモリ228に記憶すると共に、前記カメラ画像及び／又は前記放射線画像を表示部112に表示させる。さらに、制御処理部226は、携帯情報端末34から無線通信を介して送信されてきた音声信号を操作者32又は被写体18の音声としてスピーカ118から出力する。

[0089] また、放射線源14からの放射線12の出力前（撮影準備段階）において、表示部112に表示されたウェブカメラ30のカメラ画像中、ガイド線46の外枠内に被写体18の撮影部位が写りこんでいる場合（図14A及び図14B参照）、医師38は、この状態で放射線12を被写体18に照射すれば、適切な前記撮影部位の放射線画像が得られるものと判断して、曝射スイッチ120を投入する。制御処理部226は、曝射スイッチ120の投入に基づいて、放射線源14からの放射線12の出力を開始させるための曝射制御信号を生成し、生成した曝射制御信号を通信部104、アンテナ102及びネットワーク36を介して無線通信により携帯情報端末34に送信する。

[0090] 一方、放射線源14からの放射線12の出力前において、表示部112に表示されたウェブカメラ30のカメラ画像中、ガイド線46の外枠内に前記撮影部位が写りこんでいないか、あるいは、前記撮影部位の一部しか写り込んでいない場合（図14C参照）、医師38は、この状態で放射線12を被写体18に照射すれば、適切な前記撮影部位の放射線画像が得られないものと判断する。次に、医師38は、曝射スイッチ120の投入を行わず、ガイド線46の外枠内に前記撮影部位が写り込むように被写体18の位置や姿勢を変える指示内容をマイクロフォン122を介して音声により指示する。従って、制御処理部226は、マイクロフォン122から前記音声に応じた音声信号（指示信号）が入力される場合には、曝射制御信号の生成を行わない

。

[0091] [本実施形態の動作]

本実施形態に係る放射線画像撮影装置 10 及び放射線画像撮影システム 11 は、基本的には以上のように構成されるものである。次に、その動作（放射線画像撮影方法）について、図 12 及び図 13 のフローチャートを参照しながら説明する。この動作説明では、必要に応じて、図 1 ～図 11 も参照しながら説明する。

[0092] 図 12 のステップ S1 において、操作者 32（図 5 参照）は、被写体 18（図 1 ～図 4 及び図 10 参照）に対する放射線 12 の照射の権限を有する医師 38 の指示に従って、該被写体 18 を直視することができない医療機関 40 から災害現場や在宅看護の現場にアタッシュケース 98 を搬送する。

[0093] 次のステップ S2 において、操作者 32 は、災害現場や在宅看護の現場に到着すると、先ず、アタッシュケース 98 から放射線源本体部 16、カセット本体部 22、携帯情報端末 34 及び USB ケーブル 24、26 を取り出す。次に、操作者 32 は、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 とを USB ケーブル 24 で連結すると共に、携帯情報端末 34 とカセット本体部 22 とを USB ケーブル 26 で連結する。これにより、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 とが USB ケーブル 24 を介して電氣的に接続されると共に、携帯情報端末 34 とカセット本体部 22 とが USB ケーブル 26 を介して電氣的に接続される。なお、ステップ S2 において、操作者 32 は、図 1 ～図 4 に示す位置関係となるように、携帯情報端末 34、放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 を配置する。

[0094] 次のステップ S3 において、操作者 32 は、ヒンジ部 70 の作用下に、携帯情報端末 34 の軸部 68 を中心として、本体部 62 に対して蓋部 66 を回転させる。これにより、携帯情報端末 34 は、図 5 及び図 16 に示す折り畳まれた状態から、図 1 ～図 4 に示す操作部 60 及び表示部 64 が外部から視認できる状態となる。その後、操作者 32 は、電源スイッチ 76 を投入して携帯情報端末 34 を起動させる。

[0095] これにより、バッテリー２２０は、電源スイッチ７６の投入に起因して、ウェブカメラ３０、表示部６４、マイクロフォン８０、通信部２１８及び制御処理部２２２への電力供給を開始する。また、バッテリー２２０は、ＵＳＢ端子８４、８８からＵＳＢケーブル２４、２６を介して放射線源本体部１６のバッテリー１３４及びカセット本体部２２のバッテリー１６６への充電も開始する。この結果、ウェブカメラ３０は、バッテリー２２０からの電力供給により起動して撮影領域２８の撮影を開始し、撮影したカメラ画像を制御処理部２２２に出力する（ステップＳ４）。

[0096] 一方、制御処理部２２２は、バッテリー２２０からの電力供給に起因して、メモリ２２４からプログラムを読み出して実行する。これにより、制御処理部２２２は、ウェブカメラ３０から入力されたカメラ画像をメモリ２２４に記憶すると共に、表示部６４に表示させる。また、制御処理部２２２は、通信部２１８からアンテナ２１６を介して無線通信により前記カメラ画像を外部に送信する。

[0097] ウェブカメラ３０のカメラ画像は、ネットワーク３６を介して無線通信により医療機関４０に送信される。医療機関４０の通信部１０４は、アンテナ１０２を介して受信した前記カメラ画像を制御処理部２２６に出力する。制御処理部２２６は、メモリ２２８に記憶されたプログラムを読み出して実行することにより、入力されたウェブカメラ３０のカメラ画像をメモリ２２８に記憶すると共に、表示部１１２に表示させる。医師３８は、表示部１１２の表示内容を視認することにより、災害現場又は在宅看護の現場における放射線源本体部１６、被写体１８及びカセット本体部２２の位置関係を明確に把握することができる。

[0098] 次のステップＳ５において、操作者３２は、被写体１８の撮影部位（例えば、被写体１８の胸部）の放射線画像を撮影するための撮影準備を行う。

[0099] 図１３は、ステップＳ５の撮影準備の詳細を説明するフローチャートである。図１４Ａ～図１４Ｃは、前記撮影準備中に携帯情報端末３４の表示部６４やコンソール１０６の表示部１１２に表示される表示内容の一例を図示し

たものである。

[0100] 図13のステップS51において、操作者32は、携帯情報端末34の操作部60（図1及び図10参照）を操作することにより、撮影対象である被写体18に関わる被写体情報等の撮影条件（例えば、放射線源14の管電圧や管電流、放射線12の曝射時間）を登録する。この場合、撮影部位や撮影方法が予め決まっている場合に、操作者32は、これらの撮影条件も予め登録しておく。制御処理部222は、入力された撮影条件をメモリ224に記憶（登録）する。

[0101] なお、搬送先の現場に出向く前に、撮影対象の被写体18が予め分かっている場合に、操作者32は、自己が所属する医療機関40で携帯情報端末34の操作部60を操作して前記撮影条件を登録することも可能である。

[0102] また、前述のように、携帯情報端末34と医療機関40との間は、ネットワーク36を介した無線通信による信号の送受信が可能であるため、例えば、医師38がコンソール106の操作部114を操作して上記の撮影条件を入力し、入力した撮影条件をネットワーク36を介して無線通信により携帯情報端末34に送信してもよい。あるいは、メモリ224に登録すべき撮影条件を医療機関40（医師38）からネットワーク36を介して無線通信により指示し、操作者32は、操作部60を操作することにより、無線通信により指示された撮影条件を登録することも可能である。

[0103] 次のステップS52において、操作者32がカセット本体部22のスイッチ50を投入すると、バッテリー166は、放射線検出器20、カセット制御部168及び通信部170に電力を供給して、カセット本体部22全体を起動させる。これにより、カセット制御部168は、カセット本体部22が起動したことを通知するための起動通知信号を通信部170、USB端子172及びUSBケーブル26を介して携帯情報端末34に送信する。

[0104] 制御処理部222は、USBケーブル26、USB端子88及び通信部218を介して受信した前記起動通知信号に基づいて、撮影準備を指示するための撮影準備指示信号と、メモリ224に登録されている撮影条件とを通信

部 2 1 8、U S B 端子 8 4、8 8 及び U S B ケーブル 2 4、2 6 を介して放射線源本体部 1 6 及びカセット本体部 2 2 に送信する。

[0105] 放射線源本体部 1 6 のバッテリー 1 3 4 は、通信部 1 3 6 及び線源制御部 1 3 8 に対する電力供給を常時行っている。そのため、線源制御部 1 3 8 は、U S B ケーブル 2 4、U S B 端子 1 3 2 及び通信部 1 3 6 を介して前記撮影準備指示信号及び前記撮影条件を受信すると、当該撮影条件を登録する一方で、照射野ランプ 5 6 に電力供給を行うようにバッテリー 1 3 4 を制御する。これにより、照射野ランプ 5 6 は、バッテリー 1 3 4 からの電力供給に起因して照射光 5 4（図 3、図 4 及び図 6 参照）を出力する。照射光 5 4 は、ミラー 1 4 4 でコリメータ 1 4 6 側に反射して外部に出力され、カセット本体部 2 2 の照射面 4 4 に投光される（ステップ S 5 3）。

[0106] ここで、撮影間距離が S I D に調整されていれば、照射光 5 4 の投光により照射面 4 4 に表示された放射線 1 2 の照射野と、ガイド線 4 6 の外枠とが略一致する。従って、放射線 1 2 の照射野（照射光 5 4 の照射範囲）の位置とガイド線 4 6 の外枠の位置とが一致しない場合や、放射線 1 2 の照射野の大きさとガイド線 4 6 の外枠の大きさとが一致しない場合には、操作者 3 2 は、撮影間距離が S I D に一致するように、放射線源本体部 1 6 とカセット本体部 2 2 との位置関係を調整する。

[0107] なお、カセット本体部 2 2 にも撮影準備指示信号及び撮影条件が送信されることにより、カセット制御部 1 6 8 は、放射線画像撮影装置 1 0 が撮影準備段階に入ったことを把握すると共に、カセット I D メモリ 2 1 4 に前記撮影条件を登録する。また、上記の説明では、スイッチ 5 0 の投入に起因して放射線検出器 2 0 が起動する場合について説明したが、これに代えて、カセット制御部 1 6 8 での撮影準備指示信号の受信に起因して、バッテリー 1 6 6 から放射線検出器 2 0 に電力（バイアス電圧 V b）を供給することにより、該放射線検出器 2 0 を起動させてもよい。

[0108] 上記のように撮影間距離を S I D に調整して、放射線 1 2 の照射野とガイド線 4 6 の外枠とを一致させた後のステップ S 5 4 において、操作者 3 2 は

、カセット本体部 22 の照射面 44 側に被写体 18 を配置させて、被写体 18 の撮影部位がガイド線 46 の外枠の内側に位置するように、該被写体 18 の位置決め（ポジショニング）を行う。

[0109] この場合、ウェブカメラ 30 は、被写体 18 の撮影部位、放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 の照射面 44 側を含む撮影領域 28（図 1～図 4 参照）を撮影し、携帯情報端末 34 の表示部 64 は、ウェブカメラ 30 が撮影したカメラ画像を表示する。従って、操作者 32 は、表示部 64 に表示されたカメラ画像を見ながら（モニタしながら）、被写体 18 に指示を出すことにより、前記カメラ画像中、ガイド線 46 の外枠内に前記撮影部位が写り込むように被写体 18 を位置決めすることが可能である。

[0110] また、ウェブカメラ 30 が撮影したカメラ画像は、制御処理部 222 から通信部 218、アンテナ 216 及びネットワーク 36 を介して医療機関 40 にも送信（配信）される。医療機関 40 の通信部 104 は、アンテナ 102 を介して受信した前記カメラ画像をコンソール 106 に出力する。コンソール 106 の制御処理部 226 は、前記カメラ画像をメモリ 228 に記憶すると共に、表示部 112 に表示させる。

[0111] そして、図 12 のステップ S6 において、医療機関 40（図 1 及び図 11 参照）の医師 38 は、表示部 112 に表示されたウェブカメラ 30（図 1～図 4 及び図 10 参照）のカメラ画像を視認して、被写体 18 の撮影準備が完了したか、すなわち、前記カメラ画像中、ガイド線 46 の外枠内に被写体 18 の撮影部位が写り込んでいるか否かを判断する。

[0112] 例えば、表示部 64、112 に表示されたカメラ画像が、図 14A に示すように、被写体 18 の撮影部位（胸部）がガイド線 46 の外枠内に写り込んでいるような画像である場合に、医師 38 は、表示部 64、112 の画面上に現在表示されている前記撮影部位とガイド線 46 との位置関係で撮影を行えば、適切な被写体 18 の放射線画像が得られるものと判断する（ステップ S6：YES）。次に、医師 38 は、マイクロフォン 122 を用いて音声により、あるいは、操作部 114 を操作することにより、撮影準備が完了した

ことを現場の操作者 3 2 に伝達する。

[0113] これにより、コンソール 1 0 6 の制御処理部 2 2 6 は、マイクロフォン 1 2 2 に入力された音声、あるいは、操作部 1 1 4 の操作内容に応じた信号を、通信部 1 0 4、アンテナ 1 0 2 及びネットワーク 3 6 を介して無線通信により携帯情報端末 3 4 に送信する。携帯情報端末 3 4 の制御処理部 2 2 2 は、アンテナ 2 1 6 及び通信部 2 1 8 を介して受信した前記信号に基づいて、図 1 4 A に示すように、撮影準備が完了したことを示す「OKです」の表示内容を表示部 6 4 に表示させ、あるいは、スピーカ 7 8 から音声により出力する。従って、操作者 3 2 は、表示部 6 4 の表示内容を視認することにより、あるいは、スピーカ 7 8 からの音声を聞くことにより、撮影準備が完了したことを把握することができる。

[0114] また、コンソール 1 0 6 のウェブカメラ 1 1 6 は、医師 3 8 を撮影し、制御処理部 2 2 6 は、ウェブカメラ 1 1 6 のカメラ画像も通信部 1 0 4、アンテナ 1 0 2 及びネットワーク 3 6 を介して携帯情報端末 3 4 に送信している。そのため、制御処理部 2 2 2 は、図 1 4 B に示すように、表示部 6 4 の画面上にウェブカメラ 3 0 のカメラ画像（被写体 1 8 のポジショニングを示す画像）とウェブカメラ 1 1 6 のカメラ画像（医師 3 8 の画像）との双方を並べて表示させてもよい。その際、制御処理部 2 2 2 は、表示部 6 4 の画面上において、ウェブカメラ 1 1 6 のカメラ画像に「OKです」の表示内容を併せて表示させてもよい。

[0115] このように、表示部 6 4 の画面上に医師 3 8 の画像を表示させることにより、操作者 3 2 は、表示部 6 4 の表示内容を視認することで、医師 3 8 がウェブカメラ 3 0 のカメラ画像を確認して、現在の被写体 1 8 の位置における撮影を承認してくれた（撮影準備の完了を指示してくれた）ものと、直ちに理解することができる。

[0116] また、図 1 4 A 又は図 1 4 B の画面表示に併せて、医師 3 8 がマイクロフォン 1 2 2 に入力した音声をスピーカ 7 8 から出力させてもよい。さらに、表示部 1 1 2 に表示部 6 4 と同様の画面表示（図 1 4 A 又は図 1 4 B 参照）

を行わせてもよい。

[0117] 一方、ステップS 6において、表示部1 1 2に表示されたウェブカメラ3 0のカメラ画像中、ガイド線4 6の外枠内に被写体1 8の撮影部位が写り込んでいないか（図1 4 C参照）、あるいは、撮影部位の一部しか写り込んでいない場合、医師3 8は、表示部6 4、1 1 2の画面上に現在表示されている前記撮影部位とガイド線4 6との位置関係で撮影を行っても、所望の被写体1 8の放射線画像が得られないと判断する（ステップS 6：N O）。次に、医師3 8は、マイクロフォン1 2 2を用いて音声により、あるいは、操作部1 1 4を操作することにより、前記撮影部位とガイド線4 6との位置関係が不適切であるので、撮影準備を再度行うことを現場の操作者3 2に伝達する。

[0118] これにより、コンソール1 0 6の制御処理部2 2 6は、マイクロフォン1 2 2に入力された音声、あるいは、操作部1 1 4の操作内容に応じた信号（指示信号）を通信部1 0 4、アンテナ1 0 2及びネットワーク3 6を介して無線通信により携帯情報端末3 4に送信する。携帯情報端末3 4の制御処理部2 2 2は、アンテナ2 1 6及び通信部2 1 8を介して受信した前記信号に基づいて、図1 4 Cに示すように、撮影準備を再度行うことを指示する「患者様をカセットに移動させて下さい」等の表示内容を表示部6 4に表示させ、あるいは、スピーカ7 8から音声により出力させる。従って、操作者3 2は、表示部6 4の表示内容を視認することにより、あるいは、スピーカ7 8からの音声を聞くことにより、撮影準備を再度行う指示を受けたことを直ちに理解すると共に、指示内容に従って被写体1 8の位置決めを再度行う。

[0119] なお、ステップS 5の撮影準備を再度行う場合、ステップS 5 1～S 5 3（図1 3参照）の処理は既に行われているので、操作者3 2は、ステップS 5 4の被写体1 8の位置決めのみ再度行う。

[0120] そして、ステップS 7において、医師3 8は、撮影準備が完了（ステップS 6：Y E S）したことを前提に、曝射スイッチ1 2 0を投入する。これにより、制御処理部2 2 6は、放射線源1 4からの放射線1 2の出力を開始さ

せるための曝射制御信号を生成し、通信部 104、アンテナ 102 及びネットワーク 36 を介して携帯情報端末 34 に送信する。

[0121] 制御処理部 222 は、アンテナ 216 及び通信部 218 を介して前記曝射制御信号を受信すると、放射線源 14 からの放射線 12 の出力の開始と、放射線検出器 20 における放射線 12 の検出及び放射線画像への変換との同期を取ることににより、被写体 18 に対する放射線画像の撮影を実行するための同期制御信号を生成する。生成された同期制御信号は、通信部 218、USB 端子 84、88 及び USB ケーブル 24、26 を介して放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 に送信される。

[0122] ステップ S8 において、線源制御部 138（図 6 及び図 10 参照）は、USB 端子 132 及び通信部 136 を介して前記同期制御信号を受信すると、バッテリー 134 から照射野ランプ 56 への電力供給を停止させることにより、該照射野ランプ 56 による照射光 54 の投光を停止させると共に、線源制御部 138 に登録された撮影条件に従って、所定の線量からなる放射線 12 を被写体 18 に照射するように放射線源 14 を制御する。

[0123] これにより、放射線源 14 内では、線源制御部 138 からの制御に従って、回転機構 148 が回転シャフト 150 及び回転陽極 152 を回転させる。また、電源部 142 は、バッテリー 134 からの電力供給に基づいて電界電子放出型電子源 158 に負電圧を印加する。さらに、電源部 140 は、バッテリー 134 からの電力供給に基づいて回転陽極 152 と陰極 156 との間に電圧を印加する。この結果、電界電子放出型電子源 158 から放出された電子は、回転陽極 152 と陰極 156 との間に印加された電圧により加速されてターゲット層 154 に衝突する。従って、ターゲット層 154 の電子の衝突面（焦点 160）からは、該衝突した電子に応じた放射線 12 が出力される。

[0124] 放射線 12 は、ミラー 144 を通過してコリメータ 146 により照射範囲が絞られた状態で放射線源本体部 16 から外部に出力され、被写体 18 に照射される。この場合、撮影条件に基づく所定の曝射時間だけ被写体 18 に放

射線 12 が照射されると、該放射線 12 は、被写体 18 を透過してカセット本体部 22 内の放射線検出器 20 に至る。

[0125] ステップ S9 において、放射線検出器 20（図 3、図 4 及び図 7～図 10 参照）が間接変換型の放射線検出器である場合に、該放射線検出器 20 を構成するシンチレータは、放射線 12 の強度に応じた強度の可視光を発光し、光電変換層 186 を構成する各画素 180 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 180 に保持された被写体 18 の放射線画像である電荷情報は、カセット制御部 168 を構成するアドレス信号発生部 212 からライン走査駆動部 190 及びマルチプレクサ 192 に供給されるアドレス信号に従って読み出される。

[0126] すなわち、ライン走査駆動部 190 のアドレスデコーダ 194 は、アドレス信号発生部 212 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スイッチ SW1 の 1 つを選択し、対応するゲート線 182 に接続された TFT 188 のゲートに制御信号 Von を供給する。一方、マルチプレクサ 192 のアドレスデコーダ 200 は、アドレス信号発生部 212 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スイッチ SW2 を順次切り替え、ライン走査駆動部 190 によって選択されたゲート線 182 に接続された各画素 180 に保持された電荷情報である放射線画像を信号線 184 を介して順次読み出す。

[0127] 選択されたゲート線 182 に接続された各画素 180 から読み出された放射線画像は、各増幅器 196 によって増幅された後、各サンプルホールド回路 198 によってサンプリングされ、マルチプレクサ 192 を介して A/D 変換器 202 に供給されて、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 168 の画像メモリ 210 に一旦記憶される（ステップ S10）。

[0128] 同様にして、ライン走査駆動部 190 のアドレスデコーダ 194 は、アドレス信号発生部 212 から供給されるアドレス信号に従ってスイッチ SW1 を順次切り替え、各ゲート線 182 に接続されている各画素 180 に保持さ

れた電荷情報である放射線画像を信号線 184 を介して読み出し、マルチプレクサ 192 及び A/D 変換器 202 を介してカセット制御部 168 の画像メモリ 210 に記憶させる（ステップ S10）。

[0129] 画像メモリ 210 に記憶された放射線画像は、カセット I D メモリ 214 に記憶されたカセット I D 情報と共に、通信部 170、USB 端子 172 及び USB ケーブル 26 を介して有線通信により携帯情報端末 34 に送信される。携帯情報端末 34 の制御処理部 222 は、USB 端子 88 及び通信部 218 を介して受信した放射線画像及びカセット I D 情報をメモリ 224 に記憶すると共に、前記放射線画像を表示部 64 に表示させる（ステップ S11 及び図 15A 参照）。

[0130] また、制御処理部 222 は、放射線画像及びカセット I D 情報を通信部 218、アンテナ 216 及びネットワーク 36 を介して無線通信により医療機関 40 に送信する。これにより、医療機関 40 において、通信部 104 は、アンテナ 102 を介して受信した放射線画像及びカセット I D 情報を制御処理部 226 に出力し、制御処理部 226 は、放射線画像及びカセット I D 情報をメモリ 228 に記憶すると共に、前記放射線画像を表示部 112 に表示させる（図 15A 参照）。

[0131] ステップ S12 において、医師 38 は、表示部 112 に表示された放射線画像を視認して、適切な被写体 18 の放射線画像が得られたか否かを判断する。

[0132] 例えば、表示部 64、112 に表示された放射線画像が、図 15A に示すように、被写体 18 の撮影部位（胸部）が含まれる画像である場合に、医師 38 は、当該撮影部位に対する放射線画像の撮影が完了したものと判断する（ステップ S12：YES）。次に、医師 38 は、マイクロフォン 122 を用いて音声により、あるいは、操作部 114 を操作することにより、撮影が完了したことを現場の操作者 32 に伝達する。

[0133] これにより、コンソール 106 の制御処理部 226 は、マイクロフォン 122 に入力された音声、あるいは、操作部 114 の操作内容に応じた信号を

通信部１０４、アンテナ１０２及びネットワーク３６を介して無線通信により携帯情報端末３４に送信する。携帯情報端末３４の制御処理部２２２は、アンテナ２１６及び通信部２１８を介して受信した前記信号に基づいて、図１５Ａに示すように、撮影が完了したことを示す「撮影完了しました」の表示内容を表示部６４に表示させ、あるいは、スピーカ７８から音声により出力する。従って、操作者３２は、表示部６４の表示内容を視認することにより、あるいは、スピーカ７８からの音声を聞くことにより、撮影が完了したことを把握することができる。

[0134] また、制御処理部２２２は、図１４Ｂの場合と同様に、図１５Ｂに示すように、表示部６４の画面上に放射線画像とウェブカメラ１１６のカメラ画像（医師３８の画像）との双方を並べて表示させ、ウェブカメラ１１６のカメラ画像に「撮影完了しました」の表示内容を併せて表示させてもよい。

[0135] 表示部６４の画面上に医師３８の画像を併せて表示させることにより、操作者３２は、医師３８が撮影の完了を指示してくれたことを直ちに理解することができる。

[0136] また、図１５Ａ又は図１５Ｂの画面表示に併せて、医師３８がマイクロフォン１２２に入力した音声をスピーカ７８から出力させてもよいし、あるいは、表示部１１２に表示部６４と同様の画面表示（図１５Ａ又は図１５Ｂ参照）を行わせてもよいことは勿論である。

[0137] 一方、ステップＳ１２において、表示部１１２に表示された放射線画像中、撮影部位が写り込んでいないか、あるいは、撮影部位の一部しか写り込んでいない（図１５Ｃ参照）場合、医師３８は、適切な放射線画像が得られなかったので、再撮影が必要と判断し（ステップＳ１２：ＮＯ）、マイクロフォン１２２を用いて音声により、あるいは、操作部１１４を操作することにより、再撮影の実行を現場の操作者３２に伝達する。

[0138] これにより、コンソール１０６の制御処理部２２６は、マイクロフォン１２２に入力された音声、あるいは、操作部１１４の操作内容に応じた信号を通信部１０４、アンテナ１０２及びネットワーク３６を介して無線通信によ

り携帯情報端末 34 に送信し、携帯情報端末 34 の制御処理部 222 は、アンテナ 216 及び通信部 218 を介して受信した前記信号に基づいて、図 15C に示すように、再撮影を指示する「撮影 NG です 再撮影して下さい」等の表示内容を表示部 64 に表示させ、あるいは、スピーカ 78 から音声により出力させる。従って、操作者 32 は、表示部 64 の表示内容を視認することにより、あるいは、スピーカ 78 からの音声を聞くことにより、撮影を再度実行すべきことを把握し、ステップ S5 に戻って指示内容に従い撮影準備を再度行う。

[0139] 撮影完了後のステップ S13 において、操作者 32 は、操作部 60 を操作するか、あるいは、電源スイッチ 76 を押すことにより、携帯情報端末 34 を停止させる。これにより、バッテリー 220 から携帯情報端末 34 内の各部への電力供給が停止すると共に、該バッテリー 220 から USB ケーブル 24、26 を介したバッテリー 134、166 への充電も停止に至る。線源制御部 138 は、バッテリー 134 に対する充電の停止を検出して、バッテリー 134 から放射線源本体部 16 内の各部への電力供給を停止させる。さらに、操作者 32 は、スイッチ 50 を押すことにより、カセット本体部 22 を停止させる。これにより、バッテリー 166 からカセット本体部 22 内の各部への電力供給が停止する。

[0140] 次に、操作者 32 は、ヒンジ部 70 の作用下に、携帯情報端末 34 の軸部 68 を中心として、蓋部 66 を本体部 62 側に回転させることにより、突起 72 と凹部 74 とを嵌合させて、携帯情報端末 34 を折り畳んだ状態にする。

[0141] 次に、操作者 32 は、放射線源本体部 16、カセット本体部 22 及び携帯情報端末 34 から USB ケーブル 24、26 を取り外す。これにより、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 との電氣的な接続状態と、携帯情報端末 34 とカセット本体部 22 との電氣的な接続状態とが解除される。

[0142] その後、操作者 32 は、放射線源本体部 16、カセット本体部 22、携帯情報端末 34 及び USB ケーブル 24、26 をアタッシュケース 98 に収容

する（ステップS 1 4）。そして、操作者3 2は、自己が所属する医療機関4 0にアタッシュケース9 8を持ち帰る。

[0143] 医療機関4 0では、操作者3 2が持ち帰った放射線画像撮影装置1 0のメモリ2 2 4内に記憶された放射線画像を、通信部2 1 8及びアンテナ2 1 6を介した無線通信により、あるいは、USB端子8 4、8 8、9 0を介した有線通信により院内ネットワークのR I Sやコンソール1 0 6に送信するか、あるいは、メモリカード9 2に前記放射線画像を保存し、保存後のメモリカード9 2をカードスロット9 4から取り出してR I Sやコンソール1 0 6に提供する。これにより、医療機関4 0において、放射線画像に対する詳細な読影診断を実施することが可能となる。

[0144] なお、前述したように、災害現場や在宅看護の現場に放射線画像撮影装置1 0が配置されている状態で、携帯情報端末3 4からネットワーク3 6を介して医療機関4 0に放射線画像等が送信されるので、医療機関4 0では、現場から送信された放射線画像を用いて詳細な読影診断を実施してもよい。

[0145] [本実施形態の効果]

以上説明したように、本実施形態に係る放射線画像撮影装置1 0、放射線画像撮影システム1 1及び放射線画像撮影方法によれば、災害現場や在宅看護の現場において、携帯情報端末3 4と一体的に構成された（携帯情報端末3 4に内蔵された）ウェブカメラ3 0は、少なくともカセット本体部2 2（に収容された放射線検出器2 0に対応するガイド線4 6）を撮影し、通信部2 1 8は、ウェブカメラ3 0が撮影したカメラ画像を、ネットワーク3 6を介して医療機関4 0に設けられた通信部1 0 4に送信する。

[0146] これにより、被写体1 8を直視することができない（遠隔地の）医療機関4 0に待機している医師（又は放射線技師）3 8は、通信部1 0 4が受信したカメラ画像に基づき、災害現場や在宅看護の現場にいる放射線画像撮影装置1 0の操作者3 2に対して、リアルタイムで被写体1 8の撮影を指示することができる。従って、災害現場や在宅看護の現場に医師3 8が直接出向かなくても、すなわち、診療放射線技師の資格保有者ではない（被写体1 8に

対する放射線 1 2 の照射の権限を有しない) 操作者 3 2 に同行しなくても、被写体 1 8 に対する撮影を遂行することが可能となる。

[0147] この場合、ガイド線 4 6 の外枠は、撮影間距離が S I D に設定されたときの放射線 1 2 の照射野に対応し、ウェブカメラ 3 0 は、このガイド線 4 6 の外枠を撮影する。従って、医師 3 8 は、ウェブカメラ 3 0 のカメラ画像を見て、被写体 1 8 の撮影部位がガイド線 4 6 の外枠の内側に納まっていれば (ガイド線 4 6 の内側に写り込んでいれば)、被写体 1 8 に対して放射線 1 2 を照射することにより、適切な放射線画像が得られると判断することができる。一方、被写体 1 8 の撮影部位がガイド線 4 6 から外れている場合や、撮影部位の一部しかガイド線 4 6 の内側に入っていない場合、医師 3 8 は、この状態で、被写体 1 8 に対して放射線 1 2 を照射すれば、所望の放射線画像が得られないと判断することができる。

[0148] このように、ウェブカメラ 3 0 がガイド線 4 6 を撮影し、医師 3 8 は、ウェブカメラ 3 0 のカメラ画像を見ながら (モニタしながら)、ガイド線 4 6 の外枠内に被写体 1 8 の撮影部位が納まっているか否かを判断することにより、適切な放射線画像が得られるか否かを判断することができる。この結果、医師 3 8 は、被写体 1 8 及び操作者 3 2 を直視することができない状態であっても、現場に出向いている操作者 3 2 に対して適切な撮影準備の指示を与えることが可能となる。

[0149] また、ウェブカメラ 3 0 は、前述のように、携帯情報端末 3 4 の蓋部 6 6 の上面側に内蔵されて、携帯情報端末 3 4 と一体的に構成されている。この場合、ウェブカメラ 3 0 は、図 1 ~ 図 4 に示す状態で、放射線源本体部 1 6 と、被写体 1 8 と、ガイド線 4 6 を含めたカセット本体部 2 2 とを撮影するので、ガイド線 4 6 を含むカメラ画像を確実に得ることができる。

[0150] また、操作者 3 2 が携帯情報端末 3 4 を操作しながら被写体 1 8 に指示を出して、ガイド線 4 6 に対する被写体 1 8 の位置決めを行うことにより、操作者 3 2 による携帯情報端末 3 4 の操作中に、放射線源 1 4 から被写体 1 8 に放射線 1 2 が照射されても、該操作者 3 2 の被曝を確実に回避することが

可能となる。

[0151] さらに、ウェブカメラ 30 を内蔵する携帯情報端末 34 の通信部 218 は、アンテナ 216 及びネットワーク 36 を介して医療機関 40 にカメラ画像を送信するので、該カメラ画像を確実に医療機関 40 に送信することができる。

[0152] この場合、携帯情報端末 34 の制御処理部 222 は、放射線源 14 からの放射線 12 の出力と、放射線検出器 20 における放射線 12 から放射線画像への変換との同期を取るための同期制御信号を生成し、通信部 218 は、放射線源本体部 16 の通信部 136 及びカセット本体部 22 の通信部 170 に前記同期制御信号を送信するので、放射線画像の撮影時における放射線源 14 と放射線検出器 20 との時刻同期を確実に取ることができる。

[0153] また、携帯情報端末 34 と放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 との間は、USB ケーブル 24、26 を介して電氣的に接続されているので、携帯情報端末 34 のバッテリー 220 から放射線源本体部 16 のバッテリー 134 やカセット本体部 22 のバッテリー 166 を確実に充電することができると共に、信号の送受信も確実に行うことができる。すなわち、携帯情報端末 34 から放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 への同期制御信号や撮影条件の送信や、カセット本体部 22 から携帯情報端末 34 への放射線画像の送信を確実に行うことができる。

[0154] さらに、携帯情報端末 34 からネットワーク 36 を介して無線通信により医療機関 40 に前述したウェブカメラ 30 のカメラ画像や放射線画像が送信されるので、医療機関 40 にいる医師 38 は、コンソール 106 の表示部 112 に表示されたカメラ画像や放射線画像を視認することにより、現場にいる操作者 32 や被写体 18 に対して適切な指示を出すことが可能となる。

[0155] また、コンソール 106 には、放射線源 14 からの放射線 12 の出力を開始させるための曝射スイッチ 120 が設けられている。この場合、表示部 112 に表示されたカメラ画像に基づいて、医師 38 が曝射スイッチ 120 を投入すると、コンソール 106 の制御処理部 226 は、放射線源 14 からの

放射線 1 2 の出力を開始させるための曝射制御信号を生成し、通信部 1 0 4 からネットワーク 3 6 を介して携帯情報端末 3 4 に送信する。これにより、携帯情報端末 3 4 の制御処理部 2 2 2 は、通信部 2 1 8 で受信した曝射制御信号に基づいて同期制御信号を生成し、放射線源本体部 1 6 及びカセット本体部 2 2 に送信する。

[0156] 従って、医師 3 8 は、災害現場や在宅看護の現場に出向かなくても、被写体 1 8 を直視することができない医療機関 4 0 において、該被写体 1 8 をモニタしながら、リアルタイムで撮影行為を行うことができる。

[0157] 具体的に、撮影準備が完了した段階で、医師 3 8 は、ウェブカメラ 3 0 のカメラ画像中、被写体 1 8 の撮影部位がガイド線 4 6 の外枠内に写り込んでいれば、曝射スイッチ 1 2 0 を投入して被写体 1 8 に対する放射線画像の撮影を開始させる。一方、前記カメラ画像中、被写体 1 8 の撮影部位がガイド線 4 6 の外枠内に写り込んでいないか、あるいは、前記撮影部位の一部しか前記外枠内に写り込んでいない場合、医師 3 8 は、曝射スイッチ 1 2 0 を投入せず、撮影準備のやり直しを操作者 3 2 に指示する。

[0158] これにより、医療機関 4 0 からの遠隔操作による撮影行為を、簡単に且つ確実に行うことが可能となる。

[0159] しかも、医師 3 8 から現場の操作者 3 2 に対する指示を表示部 6 4 の画面表示や、スピーカ 7 8 からの音声出力で行うことにより、現場の操作者 3 2 に対する指示を的確に且つ効率よく伝達することができる。

[0160] さらに、ウェブカメラ 3 0 から出力されるカメラ画像が、動画像や所定時間間隔で間欠的に撮影された静止画像であれば、医師 3 8 は、現場の操作者 3 2 に対してタイムリーに指示を出すことができる。勿論、撮影準備段階の所定時刻に撮影した静止画像のカメラ画像であっても、医師 3 8 は、撮影可能な状態にあるか否かを判断することができる。

[0161] また、ウェブカメラ 3 0 が光学カメラであることにより、医師 3 8 に対して、視認しやすいカメラ画像を表示することが可能となる。

[0162] なお、上記の説明では、表示部 6 4 による画面表示と、スピーカ 7 8 から

の音声出力との双方により、医師 38 からの指示内容を操作者 32 に伝達する場合について説明したが、表示部 64 による画面表示のみ、あるいは、スピーカ 78 からの音声出力のみにより前記指示内容を伝達することも可能である。

[0163] また、上記の説明では、医師 38 から操作者 32 に対して指示内容を伝達し、操作者 32 が前記指示内容に従って被写体 18 の位置決めを行うようにしている。この場合、スピーカ 78 から出力される音声を被写体 18 も聞いているので、医師 38 から被写体 18 に指示内容を直接伝達して、該被写体 18 の位置決めを行わせるようにしてもよい。あるいは、被写体 18 は、位置決めの前に表示部 64 に表示される指示内容を自ら確認し、その後、前記指示内容に従って、ガイド線 46 に対する位置決めを行ってもよい。

[0164] さらに、上記の説明では、携帯情報端末 34 から USB ケーブル 24、26 を介して放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 に同期制御信号を送信する場合について説明したが、これに代えて、コンソール 106 の制御処理部 226 で同期制御信号を生成し、ネットワーク 36、携帯情報端末 34、USB ケーブル 24、26 を介して放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 に同期制御信号を送信してもよい。

[0165] さらにまた、スイッチ 50 の投入によりカセット本体部 22 が起動する構成に代えて、操作者 32 による操作部 60 の操作や医師 38 による操作部 114 の操作に起因して、カセット本体部 22 を起動させてもよい。

[0166] さらに、上記の説明では、携帯情報端末 34 が USB ケーブル 24、26 を介して放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 と電氣的に接続されている状態で、バッテリー 220 がバッテリー 134、166 を充電する場合について説明したが、これに代えて、少なくとも被写体 18 の撮影枚数に応じた充電量だけバッテリー 134、166 を充電してもよい。これにより、撮影時に、前記撮影枚数分の撮影を確実に行うことができる。

[0167] あるいは、図 12 のステップ S3～S7 の時間帯にのみバッテリー 134、166 を充電してもよい。これにより、撮影時、及び、撮影後の放射線画像

の送信時にバッテリー 134、166 が充電されることはないので、撮影中、充電に起因したノイズが電荷信号（アナログ信号）に重畳したり、又は、放射線画像の送信中に前記ノイズが当該放射線画像に重畳することを回避することができる。

[0168] また、上記の説明では、曝射スイッチ 120 の投入によって撮影が開始されるが、医師 38 の指示に従って撮影が開始されればよいので、例えば、タッチパネル式の表示部 112 の画面上に曝射ボタン（曝射スイッチ）を表示させ、医師 38 が前記曝射ボタンを押すことにより、撮影が開始されてもよいし、あるいは、操作部 114 の 1 つのボタンを曝射スイッチ専用とし、このボタンの投入によって撮影を開始してもよい。

[0169] さらに、カセット本体部 22 は、筐体の形状を有しているが、放射線検出器 20 等の箇所については、可撓性を有するシート状の形状としてもよい。シート状とすることでロール状に巻取可能となるので、カセット本体部 22 を含めた放射線画像撮影装置 10 全体のさらなる小型化及び軽量化を実現することができる。

[0170] また、撮影時の放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 は、図示しない保持部材によって所定位置に固定されるが、少なくとも撮影中、操作者 32 が放射線源本体部 16 を手で持つようにしてもよい。

[0171] さらに、上記の説明では、バッテリー 220 からバッテリー 134、166 を充電する場合について説明したが、3 つのバッテリーのうち、1 つのバッテリーを放射線画像撮影装置 10 全体の電源とみなし、この 1 つのバッテリーから残り 2 つのバッテリーを充電してもよい。

[0172] さらにまた、上記の説明では、ウェブカメラ 30 が撮影したカメラ画像を携帯情報端末 34 の通信部 218 からネットワーク 36 を介して医療機関 40 の通信部 104 に送信する場合について説明したが、本実施形態は、これに限定されるものではない。

[0173] 例えば、放射線源本体部 16 の通信部 136 やカセット本体部 22 の通信部 170 に、ネットワーク 36 を介して通信部 104 と通信可能な機能を持

たせて、これらの通信部 136、170 からカメラ画像を送信させてもよい。

[0174] このような通信機能を通信部 136、170 に持たせることにより、通信部 170 からネットワーク 36 を介して通信部 104 に放射線画像を直接送信することや、通信部 170 から通信部 136 及びネットワーク 36 を介して通信部 104 に放射線画像を送信することも可能となる。

[0175] また、放射線画像撮影装置 10 と医療機関 40 との間での全ての信号の送受信を、通信部 136 と通信部 104 との間で行ったり、又は、通信部 170 と通信部 104 との間で行うことも可能となる。

[0176] さらに、上記の説明において、放射線画像撮影装置 10 と医療機関 40 との間では、ネットワーク 36 を介して無線通信により信号の送受信が行われているが、本実施形態は、これに限定されるものではなく、他の通信形態により信号の送受信を行ってもよいことは勿論である。

[0177] すなわち、放射線画像撮影装置 10 と医療機関 40 との間では、ネットワーク 36 を介して有線通信により信号の送受信を行ってもよい。

[0178] あるいは、ネットワーク 36 を介して有線通信及び無線通信により、信号の送受信を行ってもよい。具体的に、ネットワーク 36 中に中継器（中継装置）が存在すれば、前記中継器までは有線通信（又は無線通信）により信号の送受信を行い、前記中継器から先は、無線通信（又は有線通信）により信号の送受信を行う。

[0179] また、携帯情報端末 34 に携帯電話機等の他の携帯端末を電氣的に接続し、該他の携帯端末の通信機能を利用して、医療機関 40 との間や、放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 との間で信号の送受信を行ってもよい。この場合、前記他の携帯端末の通信部が通信部 218 として機能する。

[0180] さらに、本実施形態は、光読出方式の放射線検出器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検出器では、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、放射線検

出器に読取光を照射し、発生した電流の値を放射線画像として取得する。なお、放射線検出器は、消去光を放射線検出器に照射することで、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）。

[0181] さらにまた、放射線画像撮影装置 10 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つの放射線画像撮影装置 10 を繰り返し続けて使用することができる。

[0182] さらに、本実施形態では、医療機関 40 内の必要な箇所に、図 16 に示すように、各バッテリー 134、166、220（図 10 参照）の充電を行うクレードル 230 を配置すると好適である。

[0183] この場合、携帯情報端末 34 とクレードル 230 との間をコネクタ 236、238 を有する USB ケーブル 234 で電氣的に接続する。また、放射線源本体部 16 とクレードル 230 との間を USB ケーブル 24 で電氣的に接続する。さらに、カセット本体部 22 とクレードル 230 との間を USB ケーブル 26 で電氣的に接続する。

[0184] クレードル 230 は、バッテリー 134、166、220 の充電だけでなく、クレードル 230 の無線通信機能又は有線通信機能を用いて、医療機関 40 内のコンソール 106 や RIS との間で必要な情報の送受信を行ってもよい。送受信する情報には、放射線画像撮影装置 10 に記録された放射線画像を含めることができる。

[0185] また、クレードル 230 に表示部 232 を配設し、この表示部 232 に対して、放射線画像撮影装置 10 の充電状態や、放射線画像撮影装置 10 から取得した放射線画像を含む必要な情報を表示させてもよい。

[0186] さらに、複数のクレードル 230 をネットワークに接続し、各クレードル 230 に接続されている放射線画像撮影装置 10 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画像撮影装置 10 の所在を確認できるように構成することもできる。

[0187] なお、上記の説明では、災害現場や在宅看護の現場における放射線画像の撮影について説明したが、本実施形態は、これらの現場における撮影に限定されることはない。例えば、検診車に搭載して、健康診断における被写体の撮影に適用することや、医療機関40内での回診時における患者の撮影に適用することも可能である。あるいは、本実施形態は、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。

[0188] [本実施形態の変形例]

次に、本実施形態の変形例（第1～第14変形例）を図17～図41Bを参照しながら説明する。

[0189] なお、これらの変形例において、図1～図16と同じ構成要素については、同じ参照数字を付けて説明し、詳細な説明を省略する。また、図17～図41Bでは、ネットワーク36及び医療機関40の図示を省略する。

[0190] [第1変形例]

第1変形例に係る放射線画像撮影装置10A及び放射線画像撮影システム11Aは、図17に示すように、携帯情報端末34と放射線源本体部16及びカセット本体部22との間の信号の送受信を、無線通信により行う点で、図1～図16の実施形態とは異なる。

[0191] この場合、同一のリンク（通信リンク）内に携帯情報端末34と放射線源本体部16とカセット本体部22とが無線を介して接続されているので、信号を送受信するためのUSBケーブルが不要となる。そのため、操作者32の作業に支障を来すおそれがない。従って、操作者32は、自己の作業を効率よく行うことが可能となる。また、USBケーブルを不要としたことにより、放射線画像撮影装置10Aの部品点数が削減されて、現場における組立作業が容易になる。

[0192] 前述のように、同一のリンク内に携帯情報端末34、放射線源本体部16及びカセット本体部22が存在しているので、医療機関40の通信部104（図1及び図11参照）との間でのカメラ画像、放射線画像等の信号の送受

信は、通信部 136、170、218（図 10 参照）のうち、いずれか 1 つの通信部を介して行えばよい。

[0193] このように、第 1 変形例は、携帯情報端末 34、放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 間での信号の送受信が無線通信である点以外は、図 1 ～図 16 の実施形態と同様であるため、前記信号の送受信以外の図 1 ～図 16 の各効果が容易に得られることは勿論である。なお、第 1 変形例では、無線通信に代えて、赤外線等を用いた光無線通信で信号の送受信を行ってもよい。

[0194] [第 2 変形例]

第 2 変形例に係る放射線画像撮影装置 10B 及び放射線画像撮影システム 11B は、図 18 に示すように、ウェブカメラ 30 が放射線源本体部 16 に收容され、該ウェブカメラ 30 は、ガイド線 46 を撮影領域 28 として撮影する点で、図 1 ～図 17 の実施形態とは異なる。

[0195] 従って、第 2 変形例では、ウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 とが一体的に構成されている。この場合、ウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 との一体的な構成とは、ウェブカメラ 30 が放射線源本体部 16 に内蔵される図 18 の構成に限定されず、少なくとも放射線画像撮影装置 10B の使用時には、ウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 とが一体的に連結（接続）されている構成も含まれる。

[0196] すなわち、下記（１）～（３）の構成も、ウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 との一体的な構成に包含される。（１）放射線画像撮影装置 10B に備え付けのケーブルを介してウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 とが電氣的に接続される構成。（２）操作者 32 が別途用意したケーブルを介してウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 とが接続される構成。（３）使用時には、放射線源本体部 16 とウェブカメラ 30 とが連結される一方で、メンテナンス時や非使用時に、放射線源本体部 16 からウェブカメラ 30 を離間可能（分離可能）な構成。

[0197] （３）の場合でも、メンテナンス時や非使用時に放射線源本体部 16 から

ウェブカメラ３０を離間可能とするためには、例えば、クリップ等の連結手段によってウェブカメラ３０を放射線源本体部１６に連結すればよい。これにより、使用時にのみ、ウェブカメラ３０が連結手段を介して放射線源本体部１６と連結されることになる。また、連結手段にボールジョイントを具備させて、放射線源本体部１６に連結されたウェブカメラ３０の向きを変更自在にしてもよい。なお、連結手段により連結する場合には、ウェブカメラ３０と放射線源本体部１６との間を有線（例えば、ＵＳＢケーブル）又は無線により接続する必要があることは勿論である。

[0198] さらに、放射線源本体部１６とウェブカメラ３０とをケーブルで接続した構成は、該ケーブルの長さの範囲内であれば、ウェブカメラ３０を所望の位置に自立した状態で配置することが可能であるため、放射線源本体部１６にウェブカメラ３０を内蔵させた構成と比較して、ウェブカメラ３０のポジショニングの自由度が高い。

[0199] また、第２変形例において、ウェブカメラ３０のカメラ画像には、ガイド線４６の箇所しか表示されないので、ウェブカメラ３０からＵＳＢケーブル２４を介して携帯情報端末３４に前記カメラ画像が送信され、携帯情報端末３４の表示部６４に前記カメラ画像が表示された場合、医師３８は、被写体１８の撮影部位がガイド線４６の外枠内に納まっているか否かを容易に判断することができる。

[0200] このように、第２変形例は、ウェブカメラ３０が放射線源本体部１６に内蔵されている点以外は、図１～図１６の実施形態と同様であるため、放射線源本体部１６にウェブカメラ３０が内蔵されている点以外の図１～図１６の各効果が容易に得られることは勿論である。

[0201] [第３変形例]

第３変形例に係る放射線画像撮影装置１０Ｃ及び放射線画像撮影システム１１Ｃは、図１９に示すように、別体のウェブカメラ３０と携帯情報端末３４とをコネクタ２４２、２４４を有するＵＳＢケーブル２４０により電氣的に接続して一体的に連結した点で、図１～図１８の実施形態とは異なる。

[0202] この場合、ウェブカメラ30は、バッテリー220からUSBケーブル240を介して電力供給され、一方で、USBケーブル240を介してカメラ画像を携帯情報端末34に送信する。従って、別体のウェブカメラ30と携帯情報端末34とを一体的に構成することで、放射線画像撮影装置10Cの部品点数は増加するが、図1～図16の各効果を容易に得ることができる。また、USBケーブル240の長さの範囲内であれば、ウェブカメラ30を所望の位置に自立した状態で配置することが可能であるため、携帯情報端末34にウェブカメラ30を内蔵させた構成と比較して、ウェブカメラ30のポジショニングの自由度を高めることができる。なお、図19において、ウェブカメラ30には、通信部260が搭載されている。この場合、通信部260は、ネットワーク36（図1及び図10参照）を介して医療機関40の通信部104との間で、放射線画像やカメラ画像等の信号の送受信を直接行ってもよい。

[0203] [第4変形例]

第4変形例に係る放射線画像撮影装置10D及び放射線画像撮影システム11Dは、図20に示すように、携帯情報端末34の操作時における操作者32を撮影するウェブカメラ246が蓋部66にさらに設けられている点で、図1～図16の実施形態とは異なる。

[0204] この場合、携帯情報端末34は、ネットワーク36を介して無線通信によりウェブカメラ246のカメラ画像（操作者32の画像）を医療機関40（図1及び図11参照）に送信する。そのため、操作者32は、表示部64に表示される医師38の画像を見ながら撮影に関わる指示を仰ぐ一方で、医師38は、表示部112に表示される操作者32の画像を見ながら操作者32に対する指示を出すことができる。従って、操作者32は、遠隔地の医療機関40にいる医師38を身近に感じることができる一方で、医師38は、現地にいる操作者32を身近に感じることができるので、操作者32及び医師38は、安心して撮影準備等を遂行することができる。

[0205] また、第4変形例は、ウェブカメラ246が設けられている点以外は、図

1～図16の実施形態と同様であるため、図1～図16の各効果も容易に得られることは勿論である。

[0206] [第5変形例]

第5変形例に係る放射線画像撮影装置10E及び放射線画像撮影システム11Eは、図21に示すように、放射線源本体部16が蓋部66に連結して一体化されている点で、図1～図20の実施形態とは異なる。

[0207] この場合、USBケーブル24が不要になるので、現場における放射線画像撮影装置10Eの組み立て及び収容が一層容易なものとなる。また、放射線源本体部16と携帯情報端末34とが一体的に構成されているので、バッテリー134、通信部136及び線源制御部138が不要となる。すなわち、バッテリー220を放射線源本体部16のバッテリーとして共用化し、制御処理部222を放射線源本体部16の線源制御部として共用化し、さらに、通信部218を放射線源本体部16の通信部として共用化することにより、放射線源本体部16を簡素化して、放射線画像撮影装置10Eを全体的に小型化することが可能となる。

[0208] また、放射線源本体部16と携帯情報端末34とが一体化されているので、操作者32は、表示部64を見ながら、あるいは、操作部60の操作中に、携帯情報端末34の位置及び向きを変えることで、カセット本体部22及び被写体18に対する放射線源本体部16の位置及び方向も同時に調整することができる。従って、第5変形例では、カセット本体部22及び被写体18に対する放射線源本体部16の位置及び方向の調整が一層容易なものとなる。

[0209] なお、図21では、ウェブカメラ30は、蓋部66に内蔵されているが、放射線源本体部16に内蔵してもよいことは勿論である。また、第5変形例は、放射線源本体部16と携帯情報端末34とが一体化されている点以外は、図1～図20の実施形態と同様であるため、放射線源本体部16及び携帯情報端末34の一体化以外の図1～図20の各効果も容易に得られることは勿論である。

[0210] [第6変形例]

第6変形例に係る放射線画像撮影装置10F及び放射線画像撮影システム11Fは、図22に示すように、放射線源14が従来の熱電子放出型の放射線源であり、放射線源14のフィラメントに通電するための高電圧電源252をさらに備える点で、図1～図21の実施形態とは異なる。

[0211] この場合、放射線源14及び通信部136は、脚部248の上端部に装着された筐体250内に收容され、該筐体250と高電圧電源252との間は、USBケーブル24により電氣的に接続されている。また、高電圧電源252と携帯情報端末34との間は、コネクタ256、258を有するUSBケーブル254により電氣的に接続されている。従って、携帯情報端末34は、高電圧電源252を制御することにより、放射線源14から放射線12を出力させることが可能となる。

[0212] また、第6変形例では、従来の熱電子放出型の放射線源14を用いているので、装置全体が大型化すると共に、部品点数も増えるが、この場合でも、熱電子放出型の放射線源14である点以外の図1～図16の各効果が得られることは勿論である。

[0213] なお、図22に示すように、高電圧電源252には、通信部262が搭載されている。この場合、通信部262は、ネットワーク36（図1及び図10参照）を介して医療機関40の通信部104との間で、放射線画像やカメラ画像等の信号の送受信を行ってもよい。

[0214] [第7変形例]

第7変形例に係る放射線画像撮影装置10G及び放射線画像撮影システム11Gは、図23に示すように、携帯情報端末34が存在せず、別体のウェブカメラ30、放射線源本体部16及びカセット本体部22により放射線画像撮影装置10Gが構成され、これらの間では無線通信により信号の送受信が行われる点で、図1～図22の実施形態とは異なる。

[0215] この場合、同一のリンク内に放射線源本体部16とカセット本体部22とウェブカメラ30とが無線を介して接続されているので、医療機関40の通

信部 104（図 1 及び図 11 参照）との間でのカメラ画像、放射線画像等の信号の送受信は、通信部 136、170（図 10 参照）及びウェブカメラ 30 の通信部 260 のうち、いずれか 1 つの通信部を介して行えばよい。例えば、ウェブカメラ 30 は、通信部 260 からネットワーク 36（図 1 及び図 10 参照）を介して医療機関 40 にカメラ画像を直接送信するか、あるいは、通信部 260 から放射線源本体部 16 の通信部 136 又はカセット本体部 22 の通信部 170 を介して医療機関 40 にカメラ画像を間接的に送信すればよい。

[0216] また、ウェブカメラ 30 が自立した状態で配置されているので、ウェブカメラ 30 を所望の位置に配置することが可能であり、従って、ウェブカメラ 30 のポジショニングの自由度をさらに高めることができる。

[0217] さらに、第 7 変形例において、同期制御信号は、放射線源本体部 16 の線源制御部 138 又はカセット本体部 22 のカセット制御部 168 で生成されるか、あるいは、コンソール 106 から通信部 104、アンテナ 102 及びネットワーク 36 を介して供給される。

[0218] この場合でも、医師 38 は、ウェブカメラ 30 のカメラ画像を見ることが可能である。なお、ウェブカメラ 30、放射線源本体部 16 又はカセット本体部 22 にスピーカ 78 及びマイクロフォン 80 を設けることにより、操作者 32 が医師 38 に対して撮影に関わる指示を仰ぐ一方で、医師 38 から操作者 32 に対して指示を出すことが可能になる。すなわち、第 7 変形例では、表示部 64 が設けられていないので、操作者 32 は、スピーカ 78 からの音声を聞くことにより、医師 38 からの指示に従って撮影準備作業等を行うことになる。

[0219] なお、第 7 変形例は、携帯情報端末 34 がなく、ウェブカメラ 30、放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 間で無線通信により信号の送受信が行われる点以外は、図 1 ～図 16 の実施形態と同様であるため、携帯情報端末 34 がなく、前記無線通信による信号の送受信が行われる点以外の図 1 ～図 16 の各効果も得ることが可能である。

[0220] [第8変形例]

第8変形例に係る放射線画像撮影装置10H及び放射線画像撮影システム11Hは、図24に示すように、ウェブカメラ30を放射線源本体部16に内蔵させた点で、図23の第7変形例とは異なる。

[0221] この場合、図18の第2変形例と同様に、ウェブカメラ30は、ガイド線46を撮影領域28として撮影する。

[0222] また、第8変形例では、同一のリンク内に放射線源本体部16とカセット本体部22とが無線を介して接続されているので、医療機関40の通信部104（図1及び図11参照）との間でのカメラ画像、放射線画像等の信号の送受信は、通信部136、170（図10参照）のうち、いずれか1つの通信部を介して行えばよい。例えば、ウェブカメラ30は、通信部136からネットワーク36を介して医療機関40にカメラ画像を直接送信するか、あるいは、通信部136からカセット本体部22の通信部170を介して医療機関40にカメラ画像を間接的に送信すればよい。

[0223] さらに、第8変形例では、ウェブカメラ30を放射線源本体部16に内蔵させることで、部品点数をさらに削減することができる。なお、第8変形例は、ウェブカメラ30を放射線源本体部16に内蔵させた点以外は、図23の第7変形例と同様であるため、ウェブカメラ30と放射線源本体部16とを一体的に構成させた点以外の図23の効果を得ることが可能である。

[0224] [第9変形例]

第9変形例に係る放射線画像撮影装置10I及び放射線画像撮影システム11Iは、図25に示すように、医師38が待機する検診車300（待機場所）内にコンソール106と、放射線画像撮影装置10Iが収容された複数のアタッシュケース98とが搭載され、操作者32（図5参照）は、検診車300から少なくとも1つのアタッシュケース98を持ち出して現場まで搬送する点で、図1～図24の場合とは異なる。従って、医師38が待機する検診車300の内部は、被写体18を直視することができない待機場所である。

[0225] この場合でも、現場まで搬送された放射線画像撮影装置 101 と、検診車 300 内の通信部 104 との間での無線による信号の送受信、例えば、放射線画像撮影装置 101 から通信部 104 への無線によるカメラ画像や放射線画像の送信が可能であるため、図 1 ～図 24 と同様の効果が得られる。なお、図 25 では、放射線画像撮影装置 101 と通信部 104 との間で無線による信号の送受信を直接行っている場合を図示しているが、ネットワーク 36（図 1 及び図 10 参照）を介した無線通信であっても同様の効果が得られることは勿論である。

[0226] [第 10 変形例]

第 10 変形例に係る放射線画像撮影装置 10J 及び放射線画像撮影システム 11J は、図 26A ～図 30B に模式的に示すように、放射線源本体部 16 から被写体 18 を介してカセット本体部 22 に、放射線 12（図 1 参照）よりも照射範囲の狭い放射線 12a ～ 12c を、同時に又は順次照射する点で、図 1 ～図 25 の場合とは異なる。

[0227] 第 10 変形例は、災害現場や在宅看護の現場での放射線に対する安全対策（不用意な曝射による被曝の防止）上、放射線強度を弱く設定し、且つ、放射線源本体部 16 をカセット本体部 22 に近接させて SID を短くした状態で、放射線 12 よりも狭い照射範囲の放射線 12a ～ 12c により被写体 18 の撮影を行う場合に効果的である。

[0228] 先ず、図 26A 及び図 26B の場合、放射線源本体部 16 内に複数の放射線源 14a ～ 14c が所定間隔で收容され、照射野ランプ 56 が照射光 54 を出力して照射面 44（図 1、図 7 及び図 16 参照）に投光した後に、各放射線源 14a ～ 14c から放射線 12a ～ 12c が同時にカセット本体部 22（の照射面 44）に照射される。この場合、放射線 12a の照射領域の一部と放射線 12b の照射領域の一部、及び、放射線 12b の照射領域の一部と放射線 12c の照射領域の一部が重なりあうように、各放射線源 14a ～ 14c から放射線 12a ～ 12c が一斉に出力される。これにより、ガイド線 46 の外枠内の全領域に対して確実に且つ隙間なく各放射線 12a ～ 12

cを照射させることができる。この結果、放射線強度を弱く設定しても、被写体18に対する撮影を確実に遂行することが可能となる。

[0229] 図27A～図28Bの場合、放射線源本体部16内に該放射線源本体部16の長手方向に沿ってレール302が配設され、放射線源14は、レール302に沿って移動可能に構成されている。この場合、照射野ランプ56が照射光54を出力して照射面44（図1、図7及び図16参照）に投光した後に、放射線源14は、レール302に沿った移動と、移動後の所定位置での放射線12a～12cの照射とを繰り返し行う。その際、放射線源14は、放射線12aの照射領域の一部と放射線12bの照射領域の一部、及び、放射線12bの照射領域の一部と放射線12cの照射領域の一部が重なり合うように、図27B、図28A及び図28Bに示す位置に移動して、放射線12a～12cを出力する。この場合でも、ガイド線46の外枠内の全領域に対して確実に且つ隙間なく各放射線12a～12cが照射されるので、放射線強度を弱く設定しても、被写体18に対する撮影を確実に遂行することができる。

[0230] 図29A～図30Bの場合、照射野ランプ56が照射光54を出力して照射面44（図1、図7及び図16参照）に投光した後に、放射線源14は、図示しない回動機構による回動と、回動後の所定角度での放射線12a～12cの照射とを繰り返し行う。その際、放射線源14は、放射線12aの照射領域の一部と放射線12bの照射領域の一部、及び、放射線12bの照射領域の一部と放射線12cの照射領域の一部が重なりあうように、図29B、図30A及び図30Bに示す角度に回動して、放射線12a～12cを出力する。この場合でも、ガイド線46の外枠内の全領域に対して確実に且つ隙間なく各放射線12a～12cが照射されるので、放射線強度を弱く設定しても、被写体18に対する撮影を確実に遂行することができる。

[0231] なお、第10変形例において、放射線12a～12cの照射により得られた放射線画像中、放射線12aと放射線12bとが重畳する箇所、及び、放射線12bと放射線12cとが重畳する箇所については、シェーディング補

正等の公知の補正処理を施せばよい。

[0232] また、図 27 A～図 30 B の例では、ガイド線 46 の外枠内の全領域に対して確実に且つ隙間なく各放射線 12 a～12 c が照射されればよいので、放射線源 14 a～14 c は少なくとも 2 つあればよい。一方、放射線源 14 を移動又は回動させる順序、移動後の位置、回動後の角度については、図 27 B～図 28 B 及び図 29 B～図 30 B の順番、位置、角度に限定されることはなく、適宜設定してもよい。

[0233] さらに、第 10 変形例は、放射線 12 a～12 c を同時に又は順次照射する点以外は図 1～図 25 の実施形態と同様であるため、放射線 12 a～12 c を照射する点以外の図 1～図 25 の各効果が容易に得られることは勿論である。

[0234] 図 31 A～図 33 B は、第 2 変形例又は第 8 変形例において、放射線源本体部 16 に内蔵されたウェブカメラ 30 を用いて被写体 18 の位置決めを行う場合と、ウェブカメラ 30 が撮影したカメラ画像に基づいて放射線源本体部 16 の位置ずれを検知する場合とを図示したものである。

[0235] 図 31 A に示すように、ウェブカメラ 30 の中心を通る水平軸 304 と、ガイド線 46 の中心位置とが略直交する場合、図 31 B に示すように、携帯情報端末 34 の表示部 64 (図 1 及び図 10 参照) やコンソール 106 の表示部 112 (図 1 及び図 11 参照) に表示されるカメラ画像の中央には、被写体 18 の撮影部位及びカセット本体部 22 が表示される。また、図 31 B において、カメラ画像における十字線は、該カメラ画像の中心位置を示しており、水平軸 304 とガイド線 46 の中心位置とが略直交すれば、前記十字線とガイド線 46 の中心位置とが略一致する。

[0236] 従って、操作者 32 は、撮影準備の際、カメラ画像を見ながら、前記十字線とガイド線 46 の中心位置とが略一致するように、被写体 18 に指示し、あるいは、放射線源本体部 16 の位置を調整することで、被写体 18 を直接視認しなくても、被写体 18 の位置決めを容易に行うことができる。なお、図 31 B では、図 14 A 及び図 14 B の場合と同様に、前記十字線とガイド

線 4 6 の中心位置とが略一致したことにより、撮影準備が完了したことを示す「OKです」の表示内容が表示されている。

[0237] そして、図 3 1 A 及び図 3 1 B の状態で撮影を行うと、図 3 3 A に示すように、所望の撮影部位の放射線画像を確実に得ることができる。図 3 3 A は、撮影後の表示部 6 4、1 1 2 の表示内容であり、被写体 1 8 の撮影部位の放射線画像が大きく表示されると共に、撮影後の被写体 1 8 及びカセット本体部 2 2 のカメラ画像と、図 1 5 A 及び図 1 5 B の場合と同様に、撮影が完了したことを示す「撮影完了しました」の表示内容とが小さく表示されている。なお、撮影後、医師 3 8 による被写体 1 8 の放射線画像の読影診断が速やかに行われることが望ましいので、他の表示内容よりも放射線画像を大きく表示させることで、該読影診断を迅速に且つ効率よく行うことが可能となる。

[0238] これに対して、図 3 2 A のように、水平軸 3 0 4 と、ガイド線 4 6 の中心位置とが直交せず、大きく外れている場合には、図 3 2 B に示すように、カメラ画像における十字線と、ガイド線 4 6 の中心位置とが一致しない。そのため、操作者 3 2 は、カセット本体部 2 2 に対して放射線源本体部 1 6 の位置ずれが発生していることを容易に把握することができる。

[0239] 従って、操作者 3 2 は、撮影準備の際、カメラ画像を見ながら、前記十字線とガイド線 4 6 の中心位置とが略一致するように（図 3 1 B の表示内容となるように）、放射線源本体部 1 6 の位置を調整することができる。また、カセット本体部 2 2 に対する放射線源本体部 1 6 の位置ずれを操作者 3 2 に確実に報知することができる。なお、図 3 2 B では、図 1 4 C の場合と同様に、カセット本体部 2 2 に対して放射線源本体部 1 6 の位置ずれが発生しているときに、撮影準備を再度行うことを指示する「線源をカセットの中心に合わせて下さい」の表示内容が表示されている。

[0240] ところで、図 3 2 B の表示内容にも関わらず撮影が実行された場合、あるいは、撮影時に放射線源本体部 1 6 の位置ずれが発生した場合には、図 3 3 B に示すように、表示部 6 4、1 1 2 には、撮影が失敗した放射線画像と、

撮影後の被写体 1 8 及びカセット本体部 2 2 のカメラ画像と、図 1 5 C の場合と同様に、再撮影を指示する「撮影 NG です 再撮影して下さい」の表示内容とがそれぞれ表示されている。従って、操作者 3 2 は、これらの表示内容を視認することで、撮影が失敗したので、再撮影が必要であることを容易に理解することができる。

[0241] このように、図 3 1 A ～図 3 3 B の場合には、放射線源本体部 1 6 に内蔵されたウェブカメラ 3 0 を用いて被写体 1 8 の位置決めを行うと共に、該ウェブカメラ 3 0 が撮影したカメラ画像に基づいて放射線源本体部 1 6 の位置ずれを検知する。これにより、撮影準備の際に、操作者 3 2 に対して該位置ずれを確実に報知することが可能となり、撮影準備を効率よく行うことができると共に、所望の放射線画像を確実に取得することが可能となる。また、万が一、撮影が失敗した場合であっても、再撮影の指示が確実に報知されるので、再撮影を速やかに遂行することも可能となる。

[0242] [第 1 1 変形例]

第 1 1 変形例に係る放射線画像撮影装置 1 0 K 及び放射線画像撮影システム 1 1 K は、図 3 4 ～図 3 7 B に示すように、放射線源本体部 1 6 における放射線 1 2 の出力箇所とは反対側の箇所に、操作者 3 2 が把持する取手 3 1 0 を設けた点で、図 1 ～図 3 3 B の実施形態とは異なる。

[0243] この場合、操作者 3 2 は、一方の手で取手 3 1 0 を把持しながら、ウェブカメラ 3 0 が内蔵された放射線源本体部 1 6 を被写体 1 8 及びカセット本体部 2 2 に向けると共に、表示部 6 4 を見ながら他方の手で携帯情報端末 3 4 を操作する。その際、ウェブカメラ 3 0 が撮影したカメラ画像は、表示部 6 4 に表示されるので、操作者 3 2 は、このカメラ画像を見ながら、放射線源本体部 1 6 を所望の位置に移動させつつ、被写体 1 8 のポジショニングを行うことができる。また、操作者 3 2 が取手 3 1 0 を把持している最中に放射線 1 2 が出力された場合でも、操作者 3 2 への放射線 1 2 の照射（操作者 3 2 の被曝）を確実に回避することができる。

[0244] 特に、周囲に障害物が多く存在する災害現場では、第 1 1 変形例の適用は

効果的である。すなわち、災害現場では、障害物が多数存在し、さらには、負傷等により被写体 18 の移動が困難であるため、所定の場所に放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 を固定して、放射線源本体部 16 とカセット本体部 22 との間に被写体 18 を案内することは現実的に難しい。従って、被写体 18 に合わせて放射線源本体部 16 及びカセット本体部 22 を配置せざるを得ない場合が多い。そのため、操作者 32 は、放射線源本体部 16 を被写体 18 に向けることは可能であっても、障害物の存在により被写体 18 を直視することが困難であり、従って、被写体 18 のポジショニングを行うことは容易ではない。

[0245] そこで、第 11 変形例では、災害現場において、操作者 32 が一方の手で取手 310 を把持しながら放射線源本体部 16 を被写体 18 及びカセット本体部 22 に向けると、ウェブカメラ 30 は、被写体 18 及びカセット本体部 22 を撮影し、そのカメラ画像は、表示部 64 に表示される。従って、操作者 32 は、表示部 64 に表示された当該カメラ画像を見ながら他方の手で携帯情報端末 34 を操作したり、あるいは、放射線源本体部 16 の位置調整及び被写体 18 のポジショニングを容易に行うことができる。

[0246] なお、取手 310 には、静電容量式又は抵抗膜式のタッチセンサ（把持状態検出センサ）312 が設けられている（図 35～図 36B 参照）。操作者 32 が取手 310 を把持すると、タッチセンサ 312 を構成する図示しない電極に操作者 32 の手が接触し、該タッチセンサ 312 は、前記手と前記電極との接触に基づく検出信号を線源制御部 138 及び制御処理部 222（図 10 参照）に出力する。線源制御部 138 又は制御処理部 222 は、前記検出信号に基づいて、放射線源本体部 16 を起動し、あるいは、カセット本体部 22 を動作させてもよい。

[0247] また、図 37A 及び図 37B に示すように、放射線源本体部 16 における放射線 12 の出力箇所とは反対側の箇所に凹部 324 を形成し、この凹部 324 に収納式の手 320 を配設してもよい。前述のタッチセンサ 312 と同様の機能を有するタッチセンサ 322 を取手 320 に設けてもよい。ここ

で、操作者 3 2 が放射線源本体部 1 6 を持たない状態では、取手 3 2 0 は、図 3 7 A に示すように凹部 3 2 4 に収納されている。一方、操作者 3 2 が取手 3 2 0 の基端部側を中心として該取手 3 2 0 を回動させると、取手 3 2 0 が凹部 3 2 4 から引き出された状態となるので、操作者 3 2 は、取手 3 2 0 を把持することが可能となる。この場合でも、前述した取手 3 1 0 及びタッチセンサ 3 1 2 による効果と同様の効果を得ることができる。

[0248] また、取手 3 2 0 の収納時（例えば、図 5 及び図 3 7 A のような状態で放射線源本体部 1 6 を移動させるとき）には、タッチセンサ 3 2 2 の電極と操作者 3 2 の手とが接触することがないので、放射線源本体部 1 6 が起動した状態で、放射線源 1 4 から放射線 1 2 が誤って出力されることを回避することができる。

[0249] なお、第 1 1 変形例は、放射線源本体部 1 6 に取手 3 1 0、3 2 0 を設けた点以外は図 1 ～図 3 3 B の実施形態と同様であるため、取手 3 1 0、3 2 0 を設けた点以外の図 1 ～図 3 3 B の効果が容易に得られることは勿論である。

[0250] [第 1 2 変形例]

第 1 2 変形例に係る放射線画像撮影装置 1 0 L 及び放射線画像撮影システム 1 1 L は、図 3 8 に示すように、携帯情報端末 3 4 にウェブカメラ 3 0 を内蔵させて、携帯情報端末 3 4 とウェブカメラ 3 0 とを一体的に構成した点で、第 1 1 変形例（図 3 4 ～図 3 7 B 参照）とは異なる。

[0251] この場合、ウェブカメラ 3 0 は、放射線源本体部 1 6、被写体 1 8 及びカセット本体部 2 2 を撮影し、携帯情報端末 3 4 は、撮影したカメラ画像を表示部 6 4 に表示させる。従って、この第 1 2 変形例においても、第 1 1 変形例と同様の効果を得ることができる。

[0252] また、第 1 2 変形例では、図 3 9 に示すように、別体のウェブカメラ 3 0 と携帯情報端末 3 4 とを USB ケーブル 2 4 0 を介して電氣的に接続し、ウェブカメラ 3 0 と携帯情報端末 3 4 と一体的に連結してもよい。この場合でも、ウェブカメラ 3 0 は、放射線源本体部 1 6、被写体 1 8 及びカセット本

体部 22 を撮影して、そのカメラ画像を USB ケーブル 240 を介して携帯情報端末 34 に送信するので、図 38 と同様の効果を得ることができる。また、第 3 変形例（図 19 参照）の場合と同様に、USB ケーブル 240 の長さの範囲内であれば、ウェブカメラ 30 を所望の位置に自立した状態で配置することが可能であるため、この場合でも、ウェブカメラ 30 のポジショニングの自由度を高めることができる。

[0253] [第 13 変形例]

第 13 変形例に係る放射線画像撮影装置 10M 及び放射線画像撮影システム 11M は、図 40 に示すように、別体のウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 とを USB ケーブル 240 を介して電氣的に接続し、ウェブカメラ 30 と放射線源本体部 16 とを一体的に連結した点で、第 11 変形例（図 34 ～図 37 B 参照）及び第 12 変形例（図 38 及び図 39 参照）とは異なる。

[0254] この場合、ウェブカメラ 30 は、放射線源本体部 16、被写体 18 及びカセット本体部 22 を撮影し、そのカメラ画像を USB ケーブル 240 を介して放射線源本体部 16 に送信し、放射線源本体部 16 は、前記カメラ画像を無線通信により携帯情報端末 34 に転送する。従って、携帯情報端末 34 は、転送された前記カメラ画像を表示部 64 に表示する。従って、この第 13 変形例においても、第 11 変形例及び第 12 変形例と同様の効果を得ることができる。また、第 3 変形例（図 19 参照）及び第 12 変形例（図 39 参照）の場合と同様に、USB ケーブル 240 の長さの範囲内であれば、ウェブカメラ 30 を所望の位置に自立した状態で配置することが可能であるため、この場合でも、ウェブカメラ 30 のポジショニングの自由度を高めることができる。

[0255] なお、第 13 変形例では、ウェブカメラ 30 から無線通信を介して携帯情報端末 34 にカメラ画像を直接送信してもよいことは勿論である。

[0256] [第 14 変形例]

また、上述した放射線画像撮影装置 10、10A ～ 10M（放射線画像撮影システム 11、11A ～ 11M）に関し、放射線検出器 20 は、図 41 A

及び図4 1 Bのように構成してもよい（第1 4 変形例）。第1 4 変形例では、CsIからなるシンチレータを用いた放射線検出器2 0の具体的な構成について、詳細に説明する。

[0257] 図4 1 A及び図4 1 Bの第1 4 変形例において、放射線検出器2 0は、被写体1 8（図1～図4、図1 0、図1 7～図3 1 A、図3 2 A、図3 4、図3 6 A、図3 6 B及び図3 8～図4 0参照）を透過した放射線1 2を可視光に変換する（放射線1 2を吸収して可視光を放出する）シンチレータ5 0 0と、該シンチレータ5 0 0で変換された可視光を放射線画像に応じた電気信号（電荷）に変換する放射線検出部5 0 2とから構成される。また、図4 1 A及び図4 1 Bでは、グリッド1 6 2及び鉛板1 6 4（図3、図4、図7、図3 1 A、図3 2 A、図3 6 A及び図3 6 B参照）の図示は省略している。

[0258] なお、放射線検出器2 0としては、図4 1 A及び図4 1 Bに示すように、放射線1 2が照射される照射面4 4に対して放射線検出部5 0 2とシンチレータ5 0 0との順に配置された表面読取方式（ISS方式、ISS: Irradiation Side Sampling）と、照射面4 4に対してシンチレータ5 0 0と放射線検出部5 0 2との順に配置された裏面読取方式（PSS方式、PSS: Penetration Side Sampling）とがある。

[0259] シンチレータ5 0 0は、放射線1 2が入射される照射面4 4側がより強く発光する。ISS方式では、シンチレータ5 0 0での発光位置が放射線検出部5 0 2に近接した状態となる。従って、ISS方式は、PSS方式と比較して、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高く、且つ、放射線検出部5 0 2での可視光の受光量も増大する。そのため、ISS方式は、PSS方式よりも、放射線検出器2 0（カセット本体部2 2）の感度を向上させることができる。

[0260] また、シンチレータ5 0 0は、例えば、CsI: Tl（タリウムを添加したヨウ化セシウム）、CsI: Na（ナトリウム賦活ヨウ化セシウム）、GOS（Gd₂O₂S: Tb）等の材料を用いることができる。

[0261] 図41Bは、一例として、蒸着基板504に、CsIを含む材料を蒸着させることにより、柱状結晶領域を含むシンチレータ500を形成した場合を図示している。

[0262] 具体的に、図41Bのシンチレータ500では、放射線12が入射される照射面44側（放射線検出部502側）に柱状結晶500aからなる柱状結晶領域が形成され、該照射面44側の反対側に非柱状結晶500bからなる非柱状結晶領域が形成された構成となっている。なお、蒸着基板504としては、耐熱性の高い材料が望ましく、例えば、低コストという観点からアルミニウム（Al）が好適である。また、シンチレータ500は、柱状結晶500aの平均径が該柱状結晶500aの長手方向に沿っておよそ均一とされている。

[0263] 上記のように、シンチレータ500は、柱状結晶領域（柱状結晶500a）及び非柱状結晶領域（非柱状結晶500b）で形成された構成であると共に、高効率の発光が得られる柱状結晶500aからなる柱状結晶領域が放射線検出部502側に配置されている。そのため、シンチレータ500で発生された可視光は、柱状結晶500a内を進行して放射線検出部502へ射出される。この結果、放射線検出部502側へ射出される可視光の拡散が抑制され、カセット本体部22によって検出される放射線画像のボケが抑制される。また、シンチレータ500の深部（非柱状結晶領域）に到達した可視光も、非柱状結晶500bによって放射線検出部502側へ反射するので、放射線検出部502に入射される可視光の光量（シンチレータ500で発光された可視光の検出効率）を向上させることもできる。

[0264] なお、シンチレータ500の照射面44側に位置する柱状結晶領域の厚みを t_1 とし、シンチレータ500の蒸着基板504側に位置する非柱状結晶領域の厚みを t_2 とすれば、 t_1 と t_2 との間では、 $0.01 \leq (t_2 / t_1) \leq 0.25$ の関係を満足することが望ましい。

[0265] このように、柱状結晶領域の厚み t_1 と非柱状結晶領域の厚み t_2 とが上記の関係を満たすことで、発光効率が高く且つ可視光の拡散を防止する領域

（柱状結晶領域）と、可視光を反射する領域（非柱状結晶領域）とのシンチレータ 500 の厚み方向に沿った比率が好適な範囲となり、シンチレータ 500 の発光効率、該シンチレータ 500 で発光された可視光の検出効率、及び、放射線画像の解像度が向上する。

[0266] なお、非柱状結晶領域の厚み t_2 が厚すぎると発光効率の低い領域が増え、カセット本体部 22 の感度の低下につながることから、 (t_2 / t_1) は 0.02 以上且つ 0.1 以下の範囲であることがより好ましい。

[0267] また、上記の説明では、柱状結晶領域と非柱状結晶領域とが連続的に形成された構成のシンチレータ 500 について説明したが、例えば、上記の非柱状結晶領域に代えて、A1 等から成る光反射層を設けて、柱状結晶領域のみ形成された構成としてもよいし、他の構成であってもよい。

[0268] 放射線検出部 502 は、シンチレータ 500 の光射出側（柱状結晶 500a）から射出された可視光を検出するものであり、図 41A に示すように、放射線 12 の入射方向に沿って、照射面 44 に対して、絶縁性基板 508、TFT 層 510 及び光電変換部 512 が順に積層されている。TFT 層 510 の底面には、光電変換部 512 を覆うように平坦化層 514 が形成されている。

[0269] また、放射線検出部 502 は、フォトダイオード（PD: Photo Diode）等からなる光電変換部 512、蓄積容量 516 及び TFT 518 を備えた画素部 520 を、絶縁性基板 508 上に平面視でマトリクス状に複数形成した、TFT アクティブマトリクス基板（以下、TFT 基板ともいう。）として構成される。

[0270] なお、TFT 518 は、前述の TFT 188（図 9 参照）に対応し、光電変換部 512 及び蓄積容量 516 は、画素 180 に対応する。

[0271] 光電変換部 512 は、シンチレータ 500 側の下部電極 512a と、TFT 層 510 側の上部電極 512b との間に、光電変換膜 512c を配置して構成される。光電変換膜 512c は、シンチレータ 500 から放出された可視光を吸収し、吸収した可視光に応じた電荷を発生する。

[0272] 下部電極 512a は、シンチレータ 500 から放出された可視光を光電変換膜 512c に入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ 500 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い。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 Oxide) を用いることが好ましい。

[0273] なお、下部電極 512a として Au 等の金属薄膜を用いることもできるが、90%以上の光透過率を得ようとするとき抵抗値が増大しやすくなるため、TCOの方が好ましい。例えば、ITO (Indium Tin Oxide)、IZO (Indium Zinc Oxide)、AZO (Aluminum doped Zinc Oxide)、FTO (Fluorine doped Tin Oxide)、 SnO_2 、 TiO_2 、 ZnO_2 等を用いることが好ましいが、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点から ITO が最も好ましい。また、下部電極 512a は、全ての画素部 520 で共通する一枚構成としてもよいし、画素部 520 毎に分割してもよい。

[0274] また、光電変換膜 512c は、可視光を吸収して電荷を発生する材料から構成すればよく、例えば、アモルファスシリコン (a-Si) や有機光電変換材料 (OPC) 等を用いることができる。光電変換膜 512c をアモルファスシリコンで構成した場合、シンチレータ 500 から放出された可視光を広い波長域にわたって吸収するように構成することができる。但し、アモルファスシリコンからなる光電変換膜 512c の形成には蒸着を行う必要があり、絶縁性基板 508 が合成樹脂製である場合、絶縁性基板 508 の耐熱性も考慮する必要がある。

[0275] 一方、光電変換膜 512c を有機光電変換材料を含む材料で構成した場合、主に可視光域で高い吸収を示す吸収スペクトルが得られるので、光電変換膜 512c においては、シンチレータ 500 から放出された可視光以外の電磁波の吸収はほとんどなくなる。この結果、X線や γ 線等の放射線 12 の光電変換膜 512c での吸収により発生するノイズを抑制することができる。

[0276] また、有機光電変換材料からなる光電変換膜 5 1 2 c は、インクジェットヘッド等の液滴吐出ヘッドを用いて、有機光電変換材料を被形成体上に付着させることにより形成することができるので、該被形成体に対する耐熱性は要求されない。このため、第 1 4 変形例では、光電変換膜 5 1 2 c を有機光電変換材料で構成している。

[0277] さらに、光電変換膜 5 1 2 c を有機光電変換材料で構成した場合、光電変換膜 5 1 2 c で放射線 1 2 がほとんど吸収されないので、放射線 1 2 が透過するように放射線検出部 5 0 2 が配置される I S S 方式において、放射線検出部 5 0 2 を透過する放射線 1 2 の減衰を抑制することができ、該放射線 1 2 に対する感度の低下を抑えることができる。従って、光電変換膜 5 1 2 c を有機光電変換材料で構成することは、特に I S S 方式において好適である。

[0278] 光電変換膜 5 1 2 c を構成する有機光電変換材料は、シンチレータ 5 0 0 から放出された可視光を最も効率よく吸収するために、その吸収ピーク波長が、シンチレータ 5 0 0 の発光ピーク波長と近いほど好ましい。有機光電変換材料の吸収ピーク波長とシンチレータ 5 0 0 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 5 0 0 から放出された可視光を十分に吸収することが可能である。具体的には、有機光電変換材料の吸収ピーク波長と、シンチレータ 5 0 0 の放射線 1 2 に対する発光ピーク波長との差が 1 0 n m 以内であることが好ましく、5 n m 以内であることがより好ましい。

[0279] このような条件を満たすことが可能な有機光電変換材料としては、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 5 6 0 n m であるため、有機光電変換材料としてキナクリドンを用い、シンチレータ 5 0 0 の材料として C s I : T l を用いれば、上記ピーク波長の差を 5 n m 以内にする事が可能となり、光電変換膜 5 1 2 c で発生する電荷量を略最大にすることができる。

[0280] 次に、放射線検出器 20 に適用可能な光電変換膜 512c について、より具体的に説明する。

[0281] 放射線検出器 20 における電磁波吸収／光電変換部位は、上部電極 512b 及び下部電極 512a と、該上部電極 512b 及び下部電極 512a に挟まれた光電変換膜 512c を含む有機層である。この有機層は、より具体的には、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を積み重ねるか、若しくは、混合することで形成することができる。

[0282] 上記有機層は、有機 p 型化合物又は有機 n 型化合物を含有することが好ましい。有機 p 型半導体（化合物）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を有する有機化合物である。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である。従って、ドナー性有機化合物としては、電子供与性を有す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。有機 n 型半導体（化合物）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を有する有機化合物である。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である。従って、アクセプター性有機化合物は、電子受容性を有す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。

[0283] 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や、光電変換膜 512c の構成については、特開 2009-32854 号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0284] また、光電変換部 512 は、少なくとも上部電極 512b 及び下部電極 512a と光電変換膜 512c と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及び正孔ブロッキング膜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。

[0285] 電子ブロッキング膜は、上部電極 5 1 2 b と光電変換膜 5 1 2 c との間に設けることができ、上部電極 5 1 2 b と下部電極 5 1 2 a との間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極 5 1 2 b から光電変換膜 5 1 2 c に電子が注入されて暗電流が増加してしまうことを抑制することができる。電子ブロッキング膜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 5 1 2 c 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 1.3 eV 以上電子親和力 (E_a) が大きく、且つ、隣接する光電変換膜 5 1 2 c の材料のイオン化ポテンシャル (I_p) と同等の I_p 、若しくは、それより小さい I_p を有するものが好ましい。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 号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0286] 電子ブロッキング膜の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、光電変換部 5 1 2 の光電変換効率の低下を防ぐため、 10 nm 以上 200 nm 以下が好ましく、より好ましくは、 30 nm 以上 150 nm 以下、特に好ましくは 50 nm 以上 100 nm 以下である。

[0287] 正孔ブロッキング膜は、光電変換膜 5 1 2 c と下部電極 5 1 2 a との間に設けることができ、上部電極 5 1 2 b と下部電極 5 1 2 a との間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極 5 1 2 a から光電変換膜 5 1 2 c に正孔が注入されて暗電流が増加してしまうことを抑制することができる。正孔ブロッキング膜には電子受容性有機材料を用いることができる。実際に正孔ブロッキング膜に用いる材料は、隣接する電極の材料及び隣接する光電変換膜 5 1 2 c 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 1.3 eV 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 5 1 2 c 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 を有するものが好ましい。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 号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0288] 正孔ブロッキング膜の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させると共に、光電変換部512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、より好ましくは30nm以上150nm以下、特に好ましくは50nm以上100nm以下である。

[0289] なお、光電変換膜512cで発生した電荷のうち、正孔が下部電極512aに移動し、電子が上部電極512b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の位置と正孔ブロッキング膜の位置とを逆にすればよい。また、電子ブロッキング膜及び正孔ブロッキング膜を両方設けることは必須ではなく、いずれかを設けておけば、ある程度の暗電流抑制効果を得ることができる。

[0290] TFT層510のTFT518では、ゲート電極、ゲート絶縁膜及び活性層（チャネル層）が積層され、さらに、活性層上にソース電極とドレイン電極とが所定の間隔を隔てて形成されている。活性層は、例えば、アモルファスシリコンや非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブ等のうちのいずれかにより形成することができるが、活性層を形成可能な材料はこれらに限定されるものではない。

[0291] 活性層を形成可能な非晶質酸化物としては、例えば、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、活性層を形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。

[0292] また、活性層を形成可能な有機半導体材料としては、例えば、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が挙げられるが、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号公報で詳細に説明されているため、説明を省略する。

[0293] 非晶質酸化物や有機半導体材料、カーボンナノチューブ等のうちのいずれかによってTF518の活性層を形成すれば、X線等の放射線12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、放射線検出部502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。

[0294] また、活性層をカーボンナノチューブで形成した場合、TF518のスイッチング速度を高速化することができ、また、TF518における可視光域の光の吸収度合いを低下させることができる。なお、活性層をカーボンナノチューブで形成する場合、活性層にごく微量の金属性不純物が混入しただけでTF518の性能が著しく低下するため、遠心分離等により非常に純度の高いカーボンナノチューブを分離・抽出して活性層の形成に用いる必要がある。

[0295] また、有機光電変換材料で形成した膜及び有機半導体材料で形成した膜は、いずれも十分な可撓性を有しているので、有機光電変換材料で形成した光電変換膜512cと、活性層を有機半導体材料で形成したTF518とを組み合わせた構成であれば、被写体18の体の重みが荷重として加わる放射線検出部502の高剛性化は必ずしも必要ではなくなる。

[0296] また、絶縁性基板508は、光透過性を有し且つ放射線12の吸収が少ないものであればよい。ここで、TF518の活性層を構成する非晶質酸化物や、光電変換部512の光電変換膜512cを構成する有機光電変換材料は、いずれも低温での成膜が可能である。従って、絶縁性基板508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、合成樹脂製の可撓性基板、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。このような合成樹脂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。なお、絶縁性基板508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。

[0297] なお、アラミドは200℃以上の高温プロセスを適用できるため、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ICの自動実装にも対応できる。また、アラミドはITOやガラス基板と熱膨張係数が近いので、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基板を薄型化できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドとを積層して絶縁性基板508を形成してもよい。

[0298] また、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)と透明樹脂とを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50nm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60%~70%も含有しながら、波長500nmで約90%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(3ppm~7ppm)を有し、鋼鉄並の強度(460MPa)、高弾性(30GPa)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絶縁性基板508を薄型化できる。

[0299] 絶縁性基板508としてガラス基板を用いた場合、放射線検出部502(TFT基板)全体としての厚みは、例えば、0.7mm程度になるが、第14変形例では、カセット本体部22の薄型化を考慮し、絶縁性基板508として、光透過性を有する合成樹脂からなる薄型の基板を用いている。これにより、放射線検出部502全体としての厚みを、例えば、0.1mm程度に薄型化できると共に、放射線検出部502に可撓性を持たせることができる。

。また、放射線検出部 502 に可撓性をもたせることで、カセット本体部 22 の耐衝撃性が向上し、カセット本体部 22 に衝撃が加わった場合にも破損し難くなる。また、プラスチック樹脂や、アラミド、バイオナノファイバ等は、いずれも放射線 12 の吸収が少なく、絶縁性基板 508 をこれらの材料で形成した場合、絶縁性基板 508 による放射線 12 の吸収量も少なくなるため、ISS 方式により放射線検出部 502 を放射線 12 が透過する構成であっても、放射線 12 に対する感度の低下を抑えることができる。

[0300] なお、カセット本体部 22 の絶縁性基板 508 として合成樹脂製の基板を用いることは必須ではなく、カセット本体部 22 の厚さは増大するものの、ガラス基板等の他の材料からなる基板を絶縁性基板 508 として用いるようにしてもよい。

[0301] また、放射線検出部 502 (TF T 基板) のうち、放射線 12 の到来方向の反対側 (シンチレータ 500 側) には、放射線検出部 502 を平坦にするための平坦化層 514 が形成されている。

[0302] 第 14 変形例では、放射線検出器 20 を下記のように構成してもよい。

[0303] (1) PD を含む光電変換部 512 を有機光電変換材料で構成し、CMOS センサを用いて TF T 層 510 を構成してもよい。この場合、PD のみが有機系材料からなるので、CMOS センサを含む TF T 層 510 は可撓性を有しなくてもよい。なお、有機光電変換材料からなる光電変換部 512 と、CMOS センサとについては、特開 2009-212377 号公報に記載されているため、その詳細な説明は省略する。

[0304] (2) PD を含む光電変換部 512 を有機光電変換材料で構成すると共に、有機材料からなる TF T を備えた CMOS 回路によって可撓性を有する TF T 層 510 を実現してもよい。この場合、CMOS 回路で用いられる p 型有機半導体の材料としてペンタセンを採用すると共に、n 型有機半導体の材料としてフッ化銅フタロシアニン ($F_{16}CuPc$) を採用すればよい。これにより、より小さな曲げ半径にすることが可能な可撓性を有する TF T 層 510 を実現することができる。また、このように TF T 層 510 を構成する

ことにより、ゲート絶縁膜を大幅に薄くすることができ、駆動電圧を低下させることも可能となる。さらに、ゲート絶縁膜、半導体、各電極を室温又は100℃以下で作製することができる。さらにまた、可撓性を有する絶縁性基板508上にCMOS回路を直接作製することもできる。しかも、有機材料からなるTFETは、スケーリング則に沿った製造プロセスにより微細化することが可能となる。なお、絶縁性基板508は、薄厚のポリイミド基板上にポリイミド前駆体をスピコート法で塗布して加熱すれば、ポリイミド前駆体がポリイミドに変化するので、凹凸のない平坦な基板を実現することができる。

[0305] (3) ミクロンオーダーの複数のデバイスブロックを基板上の指定位置に配置する自己整合配置技術(Fluidic Self-Assembly法)を適用して、結晶SiからなるPD及びTFETを、樹脂基板からなる絶縁性基板508上に配置してもよい。この場合、ミクロンオーダーの微小デバイスブロックとしてのPD及びTFETを他の基板に予め作製した後に該基板から切り離し、液体中で、前記PD及び前記TFETをターゲット基板としての絶縁性基板508上に散布して統計的に配置する。絶縁性基板508には、デバイスブロックに適合させるための加工が予め施されており、デバイスブロックを選択的に絶縁性基板508に配置することができる。従って、最適な材料で作られた最適なデバイスブロック(PD及びTFET)を最適な基板(絶縁性基板508)上に集積化させることができ、結晶でない絶縁性基板508(樹脂基板)にPD及びTFETを集積化することが可能となる。

[0306] [本実施形態の他の構成例]

なお、本実施形態は、これまでの説明に限定されるものではないことは勿論である。

[0307] すなわち、本実施形態に係る放射線画像撮影装置10、10A~10M及び放射線画像撮影システム11、11A~11Mは、上述した各構成も含めて、以下に列挙する構成を採り得る。

[0308] (1) 放射線源本体部16、カセット本体部22、ウェブカメラ30及び

携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが別体に構成され、携帯情報端末 34 にウェブカメラ 30 が内蔵される構成（図 1 ～図 17、図 20、図 22、図 25 及び図 38 参照）。

[0309] （2）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが別体に構成され、放射線源本体部 16 にウェブカメラ 30 が内蔵される構成（図 18 及び図 34 参照）。

[0310] （3）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが別体に構成され、携帯情報端末 34 とウェブカメラ 30 とが USB ケーブル 240 を介して一体的に連結される構成（図 19 及び図 39 参照）。

[0311] （4）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが別体に構成され、放射線源本体部 16 とウェブカメラ 30 とが USB ケーブル 240 を介して一体的に連結される構成（図 40 参照）。

[0312] （5）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが別体に構成され、ウェブカメラ 30 が放射線源本体部 16、カセット本体部 22 及び携帯情報端末 34 とは別体になっている構成。

[0313] （6）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが一体的に構成され、携帯情報端末 34 にウェブカメラ 30 が内蔵される構成（図 21 参照）。

[0314] （7）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが一体的に構成され、放射線源本体部 16 にウェブカメラ 30 が内蔵される構成。

[0315] （8）放射線源本体部 16、カセット本体部 22、ウェブカメラ 30 及び携帯情報端末 34 を有し、放射線源本体部 16 と携帯情報端末 34 とが一体

的に構成され、ウェブカメラ30が放射線源本体部16、カセット本体部22及び携帯情報端末34とは別体になっている構成。

[0316] (9) 放射線源本体部16、カセット本体部22及びウェブカメラ30を有し、放射線源本体部16とウェブカメラ30とが別体になっている構成(図23参照)。

[0317] (10) 放射線源本体部16、カセット本体部22及びウェブカメラ30を有し、放射線源本体部16とウェブカメラ30とが一体的となっている構成(図24、図31A及び図32A参照)。

[0318] そして、これら(1)～(10)の構成において、ウェブカメラ30が撮影したカメラ画像は、放射線源本体部16の通信部136、カセット本体部22の通信部170、(携帯情報端末34の通信部218、高電圧電源252の通信部262)及び、ウェブカメラ30に通信部260が備わっている場合には該ウェブカメラ30の通信部260のうち、いずれか1つの通信部からネットワーク36を介して医療機関40の通信部104に送信される。つまり、前記いずれか1つの通信部は、カメラ画像を送信するカメラ画像通信部として機能する。

[0319] また、(1)～(10)の構成において、放射線検出器20から出力された放射線画像についても、放射線源本体部16の通信部136、カセット本体部22の通信部170、(携帯情報端末34の通信部218、高電圧電源252の通信部262)及び、ウェブカメラ30に通信部260が備わっている場合には該ウェブカメラ30の通信部260のうち、いずれか1つの通信部からネットワーク36を介して医療機関40の通信部104に送信される。

[0320] 従って、(1)～(10)の構成において、放射線画像撮影装置10、10A～10Mと医療機関40の通信部104との間でのネットワーク36を介した信号の送受信は、放射線源本体部16の通信部136、カセット本体部22の通信部170、(携帯情報端末34の通信部218、高電圧電源252の通信部262)及び、ウェブカメラ30に通信部260が備わってい

る場合には該ウェブカメラ30の通信部260のうち、いずれか1つの通信部と、通信部104との間で行われる。

[0321] さらに、本実施形態では、無線通信及び／又は有線通信による信号の送受信について説明したが、被写体18が放射線源本体部16とカセット本体部22とに接触して、SIDが短く設定されている場合には、放射線源本体部16とカセット本体部22との間の信号の送受信（例えば、同期制御信号の送受信）は、被写体18を介した人体通信であってもよい。また、第11～第13変形例（図34～図40）のように、操作者32が放射線源本体部16と携帯情報端末34との双方に接触している場合には、放射線源本体部16と携帯情報端末34との間の信号の送受信を、操作者32を介した人体通信で行ってもよい。

[0322] 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。

請求の範囲

[請求項1]

放射線（１２）を出力する放射線源（１４）と、

前記放射線源（１４）が被写体（１８）に前記放射線（１２）を照射した際に、前記被写体（１８）を透過した前記放射線（１２）を検出して放射線画像に変換する放射線検出器（２０）と、

前記放射線（１２）を透過し、且つ、前記放射線検出器（２０）を収容するカセット本体部（２２）と、

少なくとも前記カセット本体部（２２）を撮影するカメラ（３０）と、

前記被写体（１８）に対する前記放射線（１２）の照射の権限を有する医師又は放射線技師（３８）が待機し、且つ、前記医師又は前記放射線技師（３８）が前記被写体（１８）を直視できない待機場所（４０、３００）に設けられた待機場所通信部（１０４）に、前記カメラ（３０）が撮影した前記カセット本体部（２２）の画像を送信するカメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０、２６２）と、
を有し、

前記カメラ（３０）は、前記放射線源（１４）及び前記カセット本体部（２２）を制御する制御装置（３４）と一体的に構成されているか、又は、前記放射線源（１４）を収容する放射線源本体部（１６）と一体的に構成されている

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（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｈ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）において、

少なくとも前記放射線画像撮影装置（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｈ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）の使用時には、前記カメラ（３０）と前記制御装置（３４）とが一体的に連結されているか、又は、前記カメラ（３０）と前記放射線源本体部（１６）とが一体的に連結されている

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（10、10A～10F、10H、10I、10K～10M）において、

前記カメラ（30）と前記制御装置（34）とが一体的に連結される場合とは、前記制御装置（34）に前記カメラ（30）が内蔵されるか、前記制御装置（34）と前記カメラ（30）とがケーブル（240）を介して接続されるか、あるいは、少なくとも前記使用時にのみ前記制御装置（34）と前記カメラ（30）とが連結され、一方で、前記放射線画像撮影装置（10、10A、10C～10F、10I、10L）のメンテナンス時又は非使用時には前記制御装置（34）から前記カメラ（30）が離間可能であることにより、前記制御装置（34）と前記カメラ（30）とが一体的に連結されることをいい、

一方で、前記カメラ（30）と前記放射線源本体部（16）とが一体的に連結される場合とは、前記放射線源本体部（16）に前記カメラ（30）が内蔵されるか、前記放射線源本体部（16）と前記カメラ（30）とがケーブル（240）を介して接続されるか、あるいは、少なくとも前記使用時にのみ前記放射線源本体部（16）と前記カメラ（30）とが連結され、一方で、前記放射線画像撮影装置（10B、10E、10H、10K、10M）のメンテナンス時又は非使用時には前記放射線源本体部（16）から前記カメラ（30）が離間可能であることにより、前記放射線源本体部（16）と前記カメラ（30）とが一体的に連結されることをいう

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項4] 請求項1～3のいずれか1項に記載の装置（10、10A～10M）において、

前記カメラ（30）は、前記放射線（12）が照射される前記カセット本体部（22）の照射面（44）における前記放射線検出器（20）に応じた前記放射線（12）の照射野を少なくとも撮影し、

前記カメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０、２６２）は、前記カメラ（３０）が撮影した前記照射野の画像を前記待機場所通信部（１０４）に送信する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項5]

請求項４記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、

前記カメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０）は、前記制御装置（３４）、前記放射線源本体部（１６）、前記カセット本体部（２２）又は前記カメラ（３０）に搭載されている

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項6]

請求項５記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、

前記放射線源本体部（１６）は、外部との通信が可能な放射線源通信部（１３６）をさらに有し、

前記カセット本体部（２２）は、外部との通信が可能なカセット通信部（１７０）をさらに有し、

前記制御装置（３４）は、外部との通信が可能な制御装置通信部（２１８）を有し、

前記制御装置通信部（２１８）、前記放射線源通信部（１３６）及び前記カセット通信部（１７０）のうち、いずれか１つの通信部が前記カメラ画像通信部として機能することにより、前記カメラ（３０）が撮影した前記照射野の画像を前記待機場所通信部（１０４）に送信するか、あるいは、前記カメラ（３０）に搭載された前記カメラ画像通信部（２６０）が前記照射野の画像を前記待機場所通信部（１０４）に送信する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項7]

請求項６記載の装置（１０、１０Ｂ～１０Ｆ、１０Ｌ）において、

前記制御装置通信部（２１８）と、前記放射線源通信部（１３６）及び前記カセット通信部（１７０）との間の通信が有線通信である場合に、前記制御装置通信部（２１８）と前記放射線源通信部（１３６

）との間、及び、前記制御装置通信部（２１８）と前記カセット通信部（１７０）との間は、ケーブル（２４、２６）により電氣的に接続されている

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項8]

請求項６又は７記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、
前記カセット通信部（１７０）は、前記待機場所通信部（１０４）に前記放射線画像を直接送信するか、あるいは、前記制御装置通信部（２１８）、前記放射線源通信部（１３６）及び／又は前記カメラ画像通信部（２６０）を介して前記待機場所通信部（１０４）に前記放射線画像を送信する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項9]

請求項６～８のいずれか１項に記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、

前記カメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０）と前記待機場所通信部（１０４）との間は、無線通信及び／又は有線通信により前記照射野の画像の送受信が行われると共に、前記カセット通信部（１７０）と前記待機場所通信部（１０４）との間は、無線通信及び／又は有線通信により前記放射線画像の送受信が行われる

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項10]

請求項６～９のいずれか１項に記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、

前記待機場所（４０、３００）には、前記待機場所通信部（１０４）に電氣的に接続されたコンソール（１０６）がさらに設けられ、

前記待機場所通信部（１０４）は、受信した前記照射野の画像及び／又は前記放射線画像を前記コンソール（１０６）に出力する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項11]

請求項１０記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、
前記コンソール（１０６）には、前記放射線源（１４）からの前記

放射線（１２）の出力の開始を操作可能な曝射スイッチ（１１２、１２０）が設けられ、

前記コンソール（１０６）は、前記曝射スイッチ（１１２、１２０）の投入に起因して、前記放射線（１２）の出力を開始させるための曝射制御信号を前記待機場所通信部（１０４）を介して前記放射線源通信部（１３６）に送信し、

前記放射線源（１４）は、前記放射線源通信部（１３６）での前記曝射制御信号の受信に起因して、前記放射線（１２）の出力を開始する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項12] 請求項１１記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）において、

前記制御装置（３４）は、前記照射野の画像及び／又は前記放射線画像を表示可能な表示部（６４）と、音声を外部に出力する音声出力部（７８）とのうち、少なくとも１つをさらに有する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項13] 請求項１２記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）において、

前記放射線源（１４）からの前記放射線（１２）の出力前に前記コンソール（１０６）に出力された前記照射野の画像に、前記被写体（１８）の撮影部位が写り込んでいないか、又は、前記撮影部位の一部しか写り込んでいない場合、前記コンソール（１０６）は、前記待機場所通信部（１０４）への前記曝射制御信号の出力を行わず、一方で、前記待機場所通信部（１０４）を介して前記制御装置通信部（２１８）に、前記照射野の画像中に前記被写体（１８）の撮影部位が写りこむように前記放射線画像撮影装置（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）に指示するための指示信号を送信し、

前記制御装置（３４）は、前記制御装置通信部（２１８）が受信し

た前記指示信号に基づいて、前記指示信号の示す指示内容を前記表示部（６４）に表示させ、及び／又は、前記指示内容に対応する音声を前記音声出力部（７８）から外部に出力させる

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項14] 請求項５～１３のいずれか１項に記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）において、

前記制御装置（３４）は、該制御装置（３４）を駆動するための制御装置用バッテリー（２２０）をさらに有し、

前記放射線源本体部（１６）は、前記放射線源（１４）を駆動するための放射線源用バッテリー（１３４）をさらに有し、

前記カセット本体部（２２）は、前記放射線検出器（２０）を駆動するためのカセット用バッテリー（１６６）をさらに有し、

前記制御装置用バッテリー（２２０）は、前記放射線源用バッテリー（１３４）及び／又は前記カセット用バッテリー（１６６）を充電可能である

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項15] 請求項１～１４のいずれか１項に記載の装置（１０Ｋ～１０Ｍ）において、

前記放射線源本体部（１６）における前記放射線（１２）の出力箇所とは反対側の箇所には、取手（３１０、３２０）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。

[請求項16] 請求項１５記載の装置（１０Ｋ～１０Ｍ）において、

前記取手（３１０、３２０）には、前記放射線画像撮影装置（１０Ｋ～１０Ｍ）の操作者（３２）によって前記取手（３１０、３２０）が把持された場合に、該取手（３１０、３２０）が把持されたことを示す検出信号を出力する把持状態検出センサ（３１２、３２２）が設けられ、

前記放射線源本体部（１６）は、前記検出信号に基づいて該放射線

源本体部（１６）を起動する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項17]

請求項１６記載の装置（１０Ｋ）において、

前記放射線源本体部（１６）における前記放射線（１２）の出力箇所とは反対側の箇所には、前記取手（３２０）を収納可能な凹部（３２４）が設けられ、

前記凹部（３２４）から前記取手（３２０）から引き出された状態で、前記操作者（３２）によって前記取手（３２０）が把持された場合に、前記把持状態検出センサ（３２２）は、前記検出信号を出力する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項18]

請求項１～１７のいずれか１項に記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、

前記カメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０、２６２）は、前記カメラ（３０）が撮影した前記カセット本体部（２２）の動画画像又は静止画像、あるいは、前記カメラ（３０）が所定時間間隔で撮影した前記カセット本体部（２２）の静止画像を前記待機場所通信部（１０４）に送信する

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項19]

請求項１８記載の装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）において、

前記カメラ（３０）は、光学カメラである

ことを特徴とする放射線画像撮影装置。

[請求項20]

放射線（１２）を出力する放射線源（１４）、前記放射線源（１４）が被写体（１８）に前記放射線（１２）を照射した際に前記被写体（１８）を透過した前記放射線（１２）を検出して放射線画像に変換する放射線検出器（２０）、前記放射線（１２）を透過し且つ前記放射線検出器（２０）を収容するカセット本体部（２２）、少なくとも前記カセット本体部（２２）を撮影するカメラ（３０）、及び、前記

カメラ（３０）が撮影した前記カセット本体部（２２）の画像を外部に送信するカメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０、２６２）を有する放射線画像撮影装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）と、

前記被写体（１８）に対する前記放射線（１２）の照射の権限を有する医師又は放射線技師（３８）が待機し、且つ、前記医師又は前記放射線技師（３８）が前記被写体（１８）を直視できない待機場所（４０、３００）に設けられ、前記カメラ画像通信部（１３６、１７０、２１８、２６０、２６２）からの前記カセット本体部（２２）の画像を受信する待機場所通信部（１０４）、及び、該待機場所通信部（１０４）に電氣的に接続され、前記待機場所通信部（１０４）から前記カセット本体部（２２）の画像が入力されるコンソール（１０６）と、

を備え、

前記カメラ（３０）は、前記放射線源（１４）及び前記カセット本体部（２２）を制御する前記放射線画像撮影装置（１０、１０Ａ～１０Ｍ）の制御装置（３４）と一体的に構成されているか、又は、前記放射線源（１４）を収容する放射線源本体部（１６）と一体的に構成されている

ことを特徴とする放射線画像撮影システム。

[請求項21]

請求項２０記載のシステム（１０、１０Ａ～１０Ｆ、１０Ｉ、１０Ｋ～１０Ｍ）において、

前記制御装置（３４）は、前記放射線源（１４）からの前記放射線（１２）の出力と前記放射線検出器（２０）における前記放射線（１２）から前記放射線画像への変換との同期を取るための同期制御信号を生成し、生成した前記同期制御信号を前記放射線源（１４）及び前記カセット本体部（２２）に送信することにより前記放射線源（１４）及び前記カセット本体部（２２）を制御する

ことを特徴とする放射線画像撮影システム。

[請求項22] 放射線検出器（２０）を収容するカセット本体部（２２）及び放射線源（１４）を制御する制御装置（３４）と、カメラ（３０）とを一体的に構成するか、又は、前記放射線源（１４）を収容する放射線源本体部（１６）と前記カメラ（３０）とを一体的に構成し、

少なくとも前記カセット本体部（２２）を前記カメラ（３０）で撮影し、

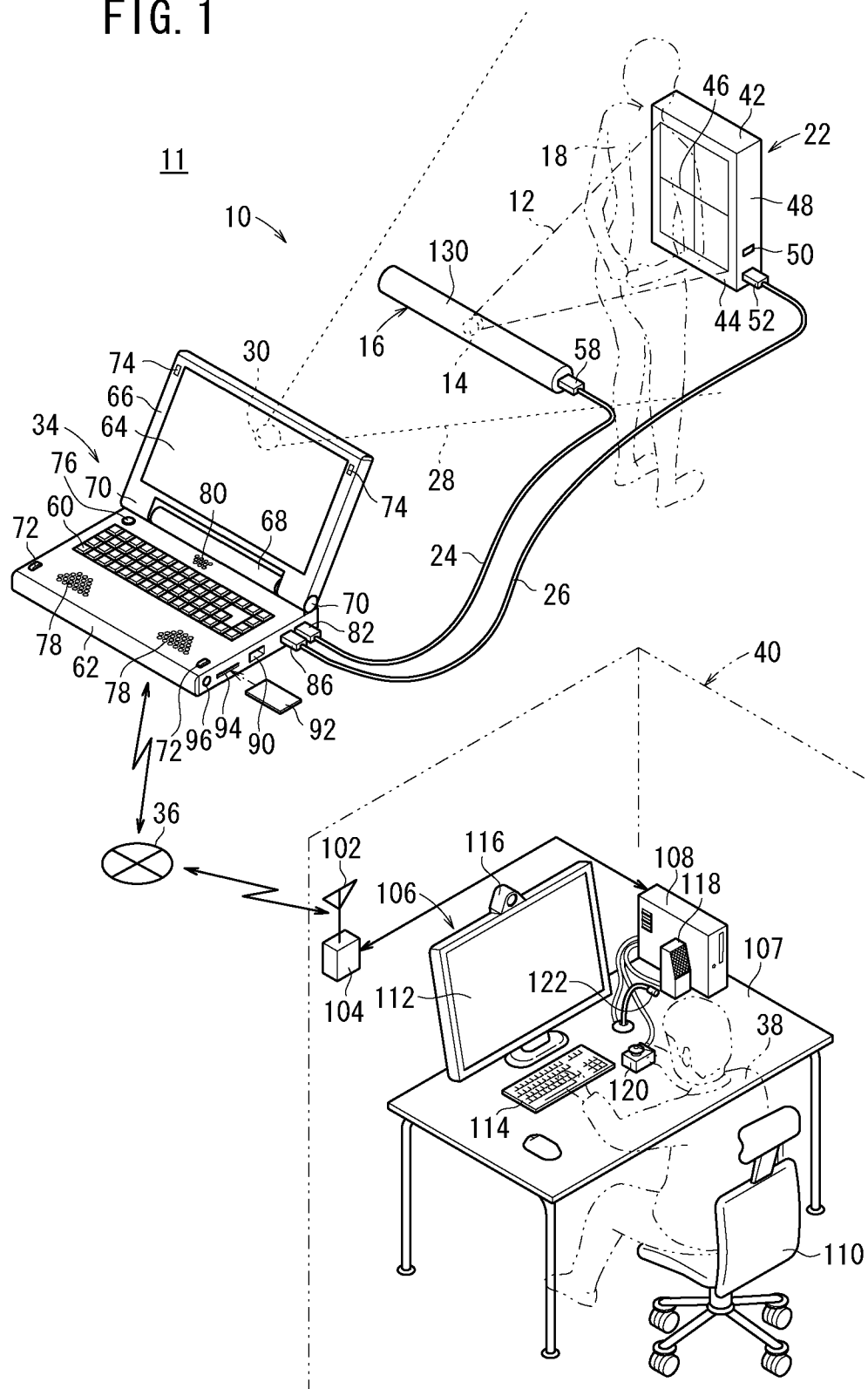
前記カメラ（３０）が撮影した前記カセット本体部（２２）の画像を、被写体（１８）に対する放射線（１２）の照射の権限を有する医師又は放射線技師（３８）が待機し、且つ、前記医師又は前記放射線技師（３８）が前記被写体（１８）を直視できない待機場所（４０、３００）に設けられた待機場所通信部（１０４）に送信し、

前記待機場所通信部（１０４）に送信された前記カセット本体部（２２）の画像に前記被写体（１８）の撮影部位が写り込んでいる場合に、前記待機場所通信部（１０４）から前記放射線源（１４）に対して前記放射線（１２）の出力を指示することにより、前記放射線源（１４）から前記放射線（１２）を出力させて前記被写体（１８）に前記放射線（１２）を照射し、

前記被写体（１８）及び前記カセット本体部（２２）を透過した前記放射線（１２）を前記放射線検出器（２０）により検出して放射線画像に変換することを特徴とする放射線画像撮影方法。

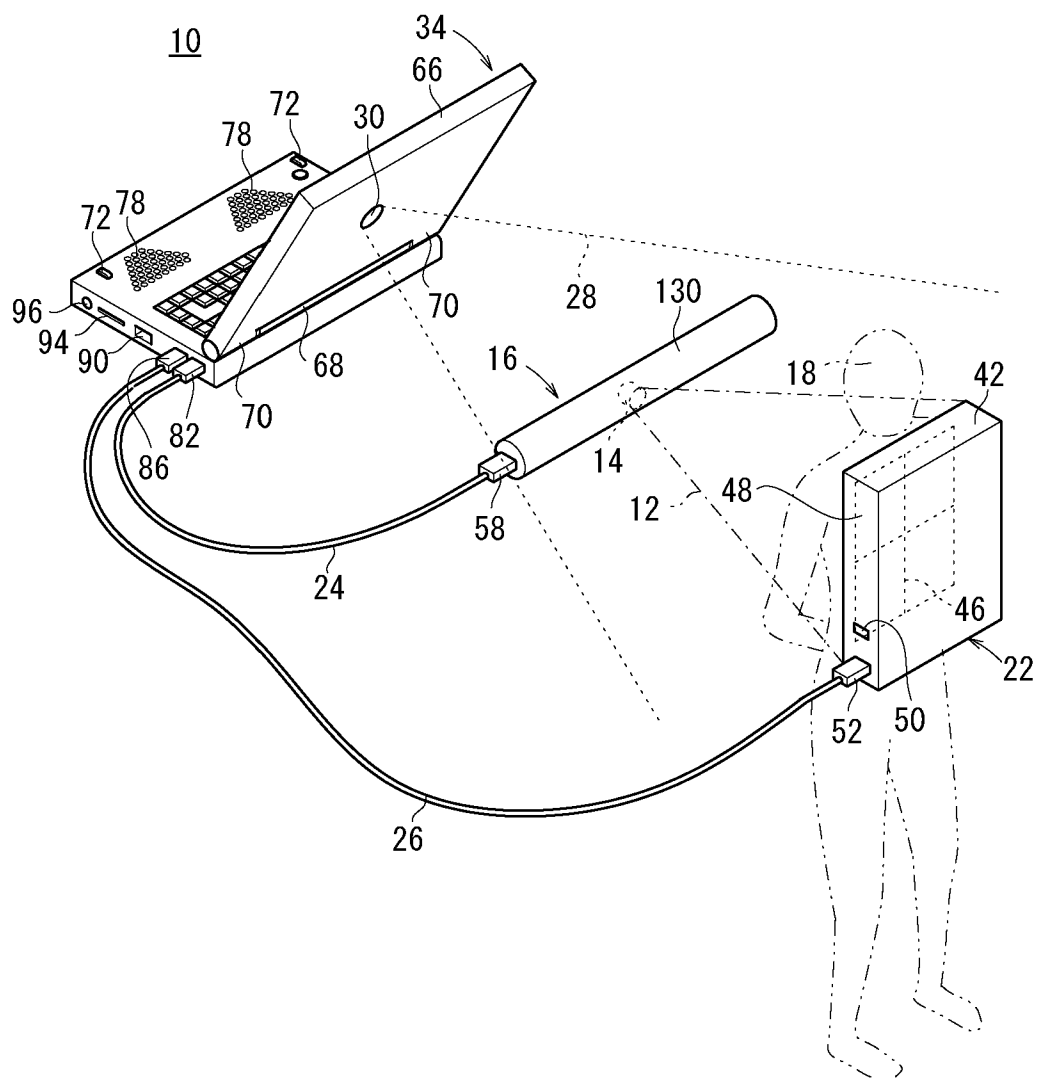
[図1]

FIG. 1

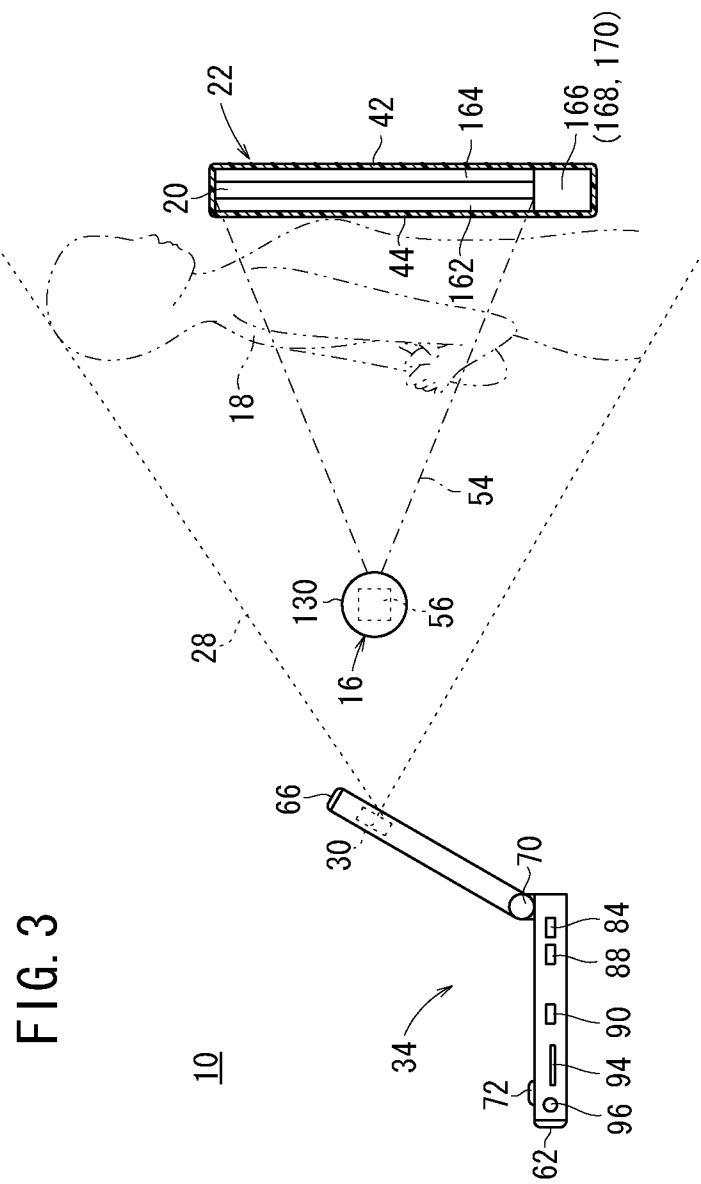


[図2]

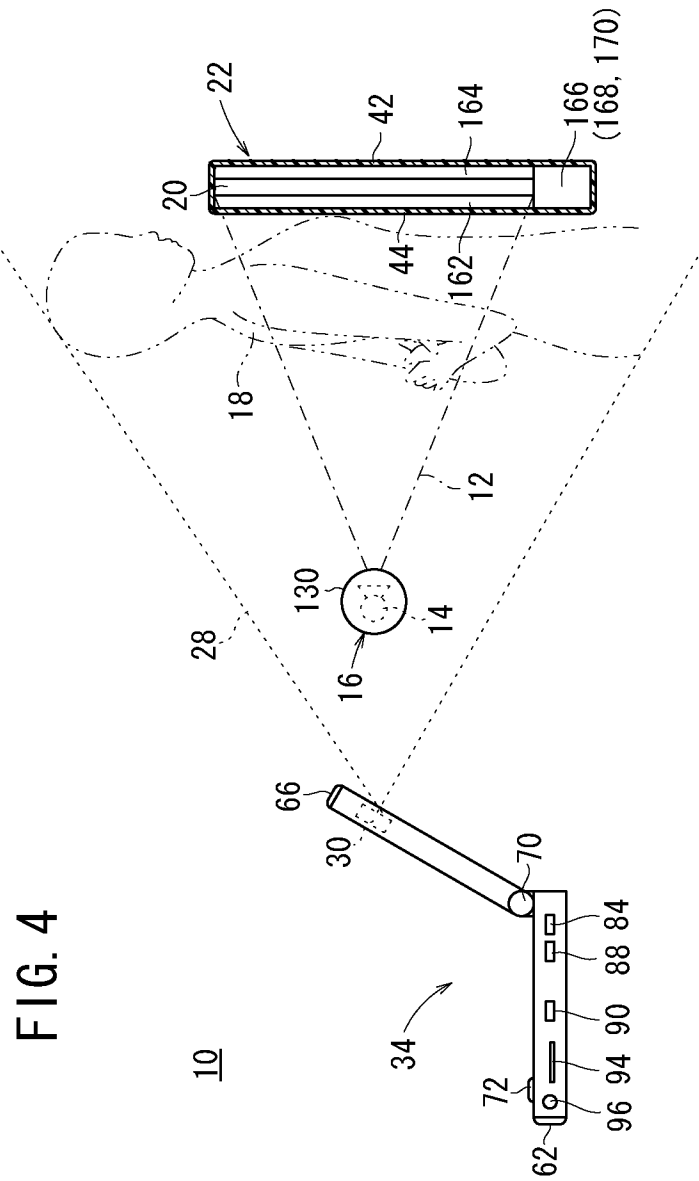
FIG. 2



[図3]

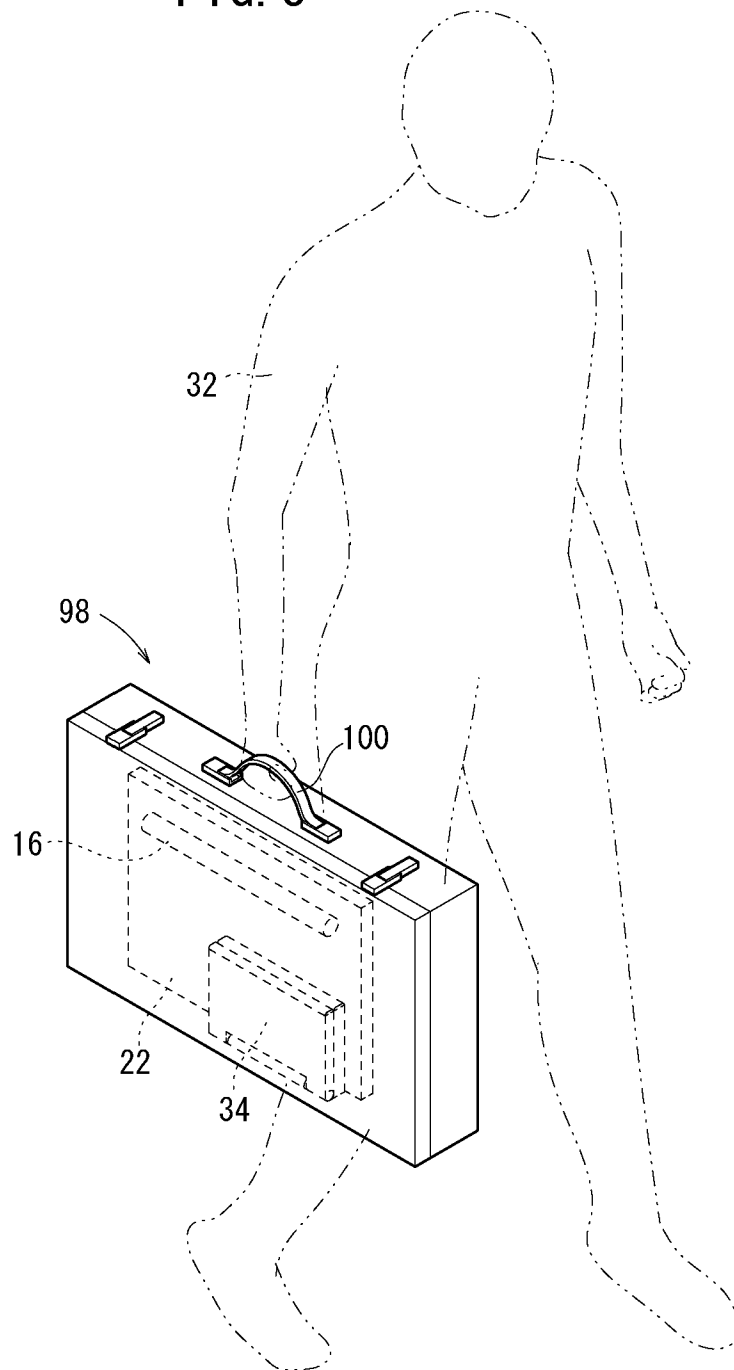


[図4]



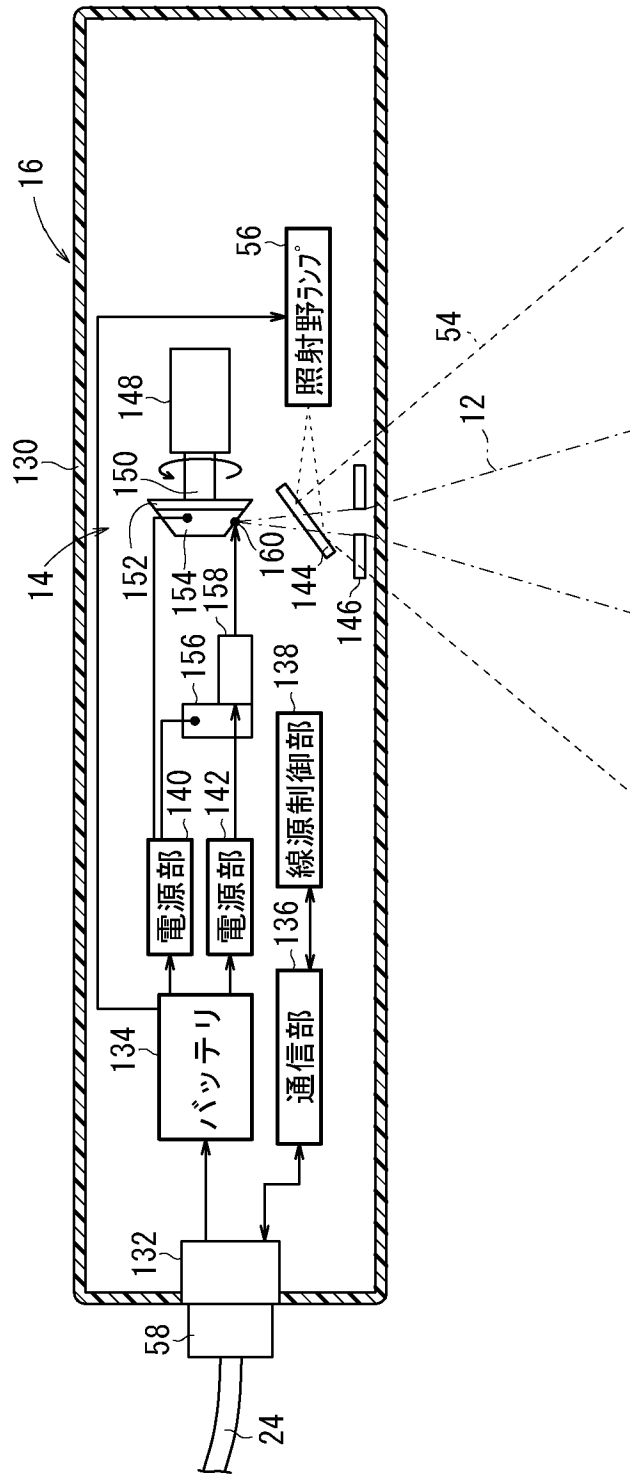
[図5]

FIG. 5



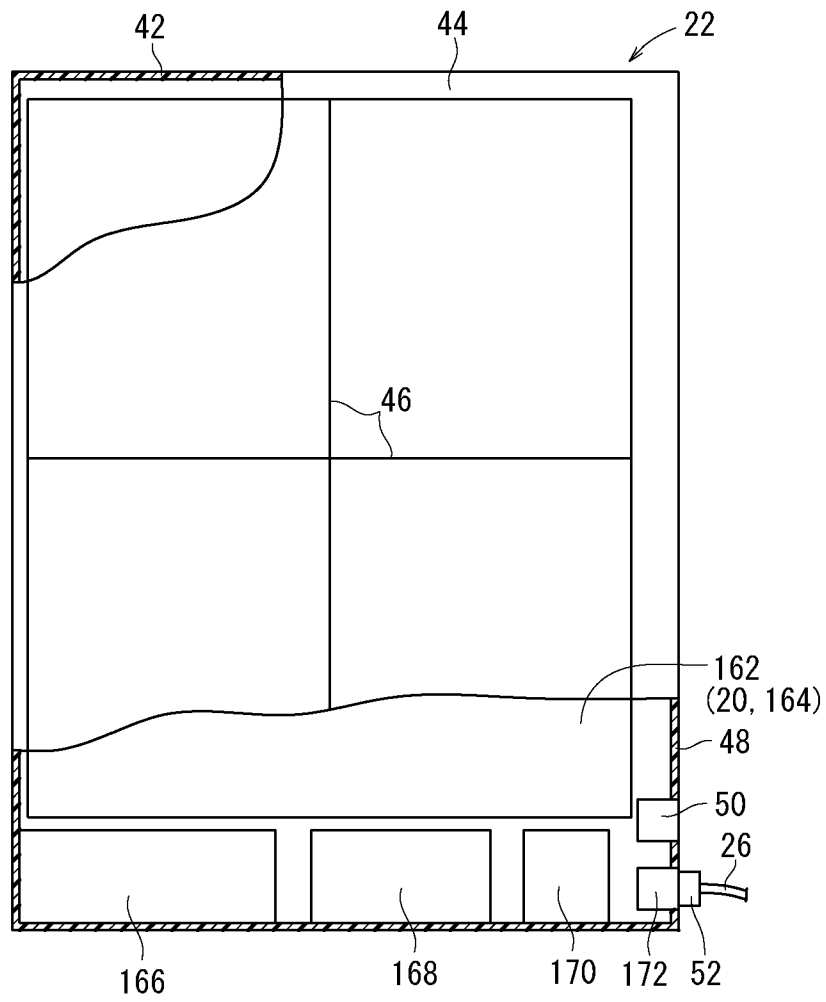
[図6]

FIG. 6

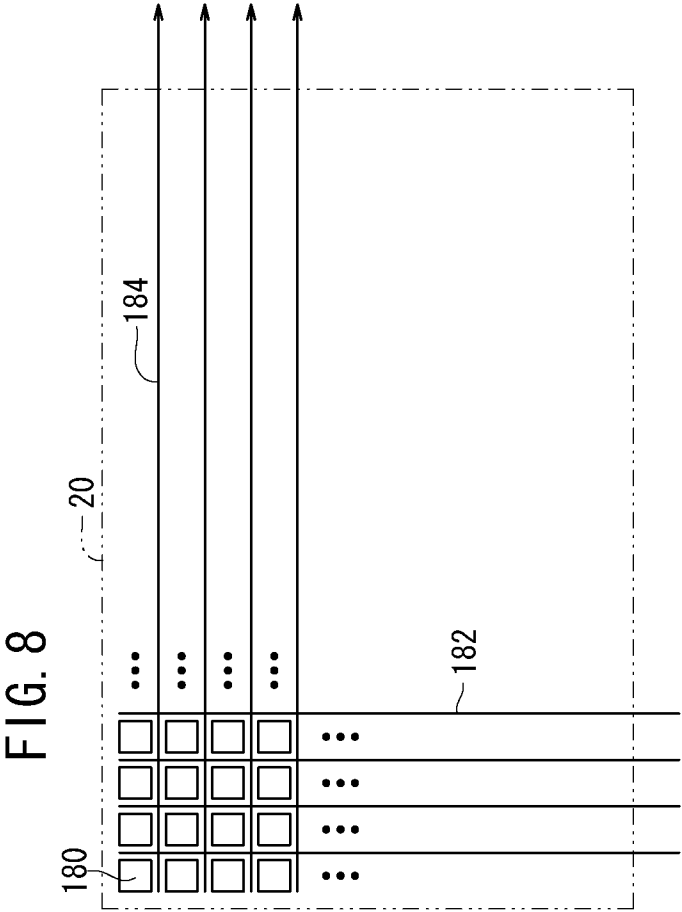


[図7]

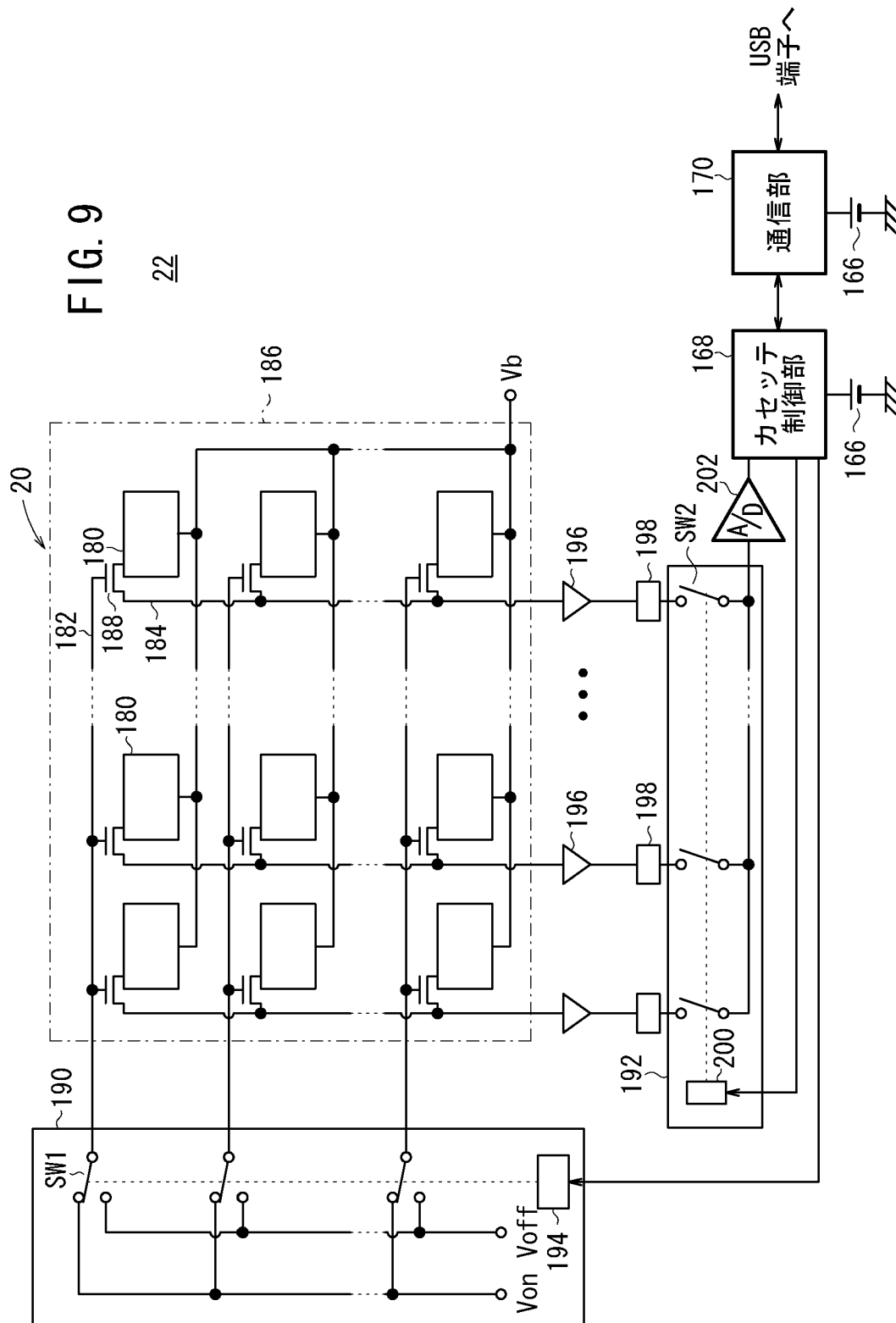
FIG. 7



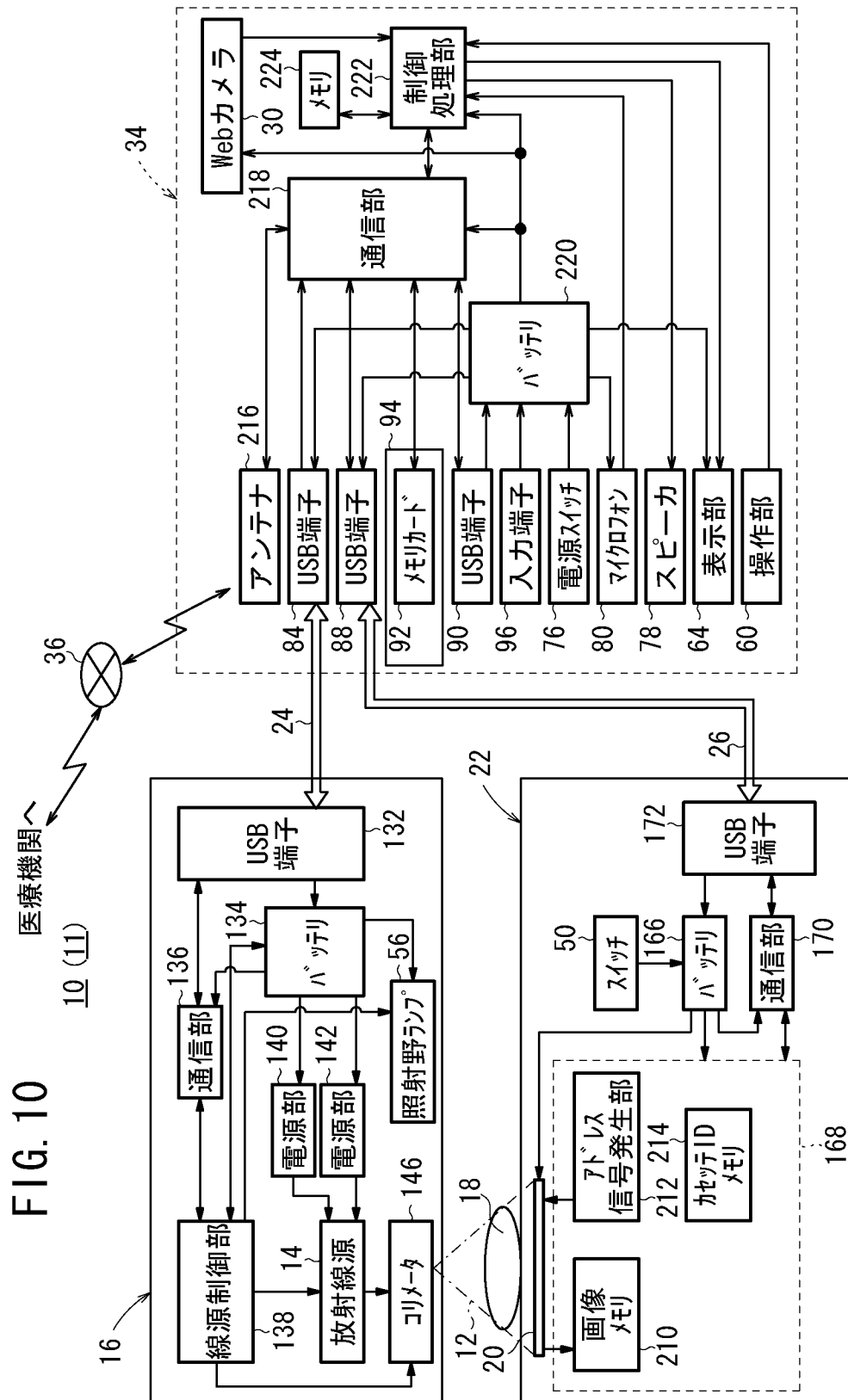
[図8]



[図9]

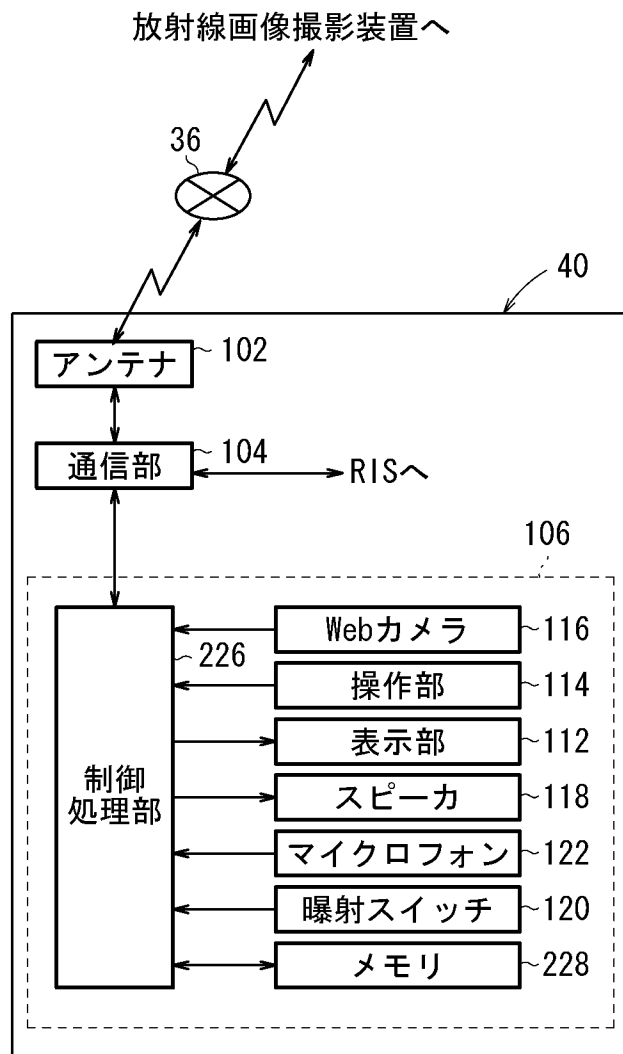


[図10]



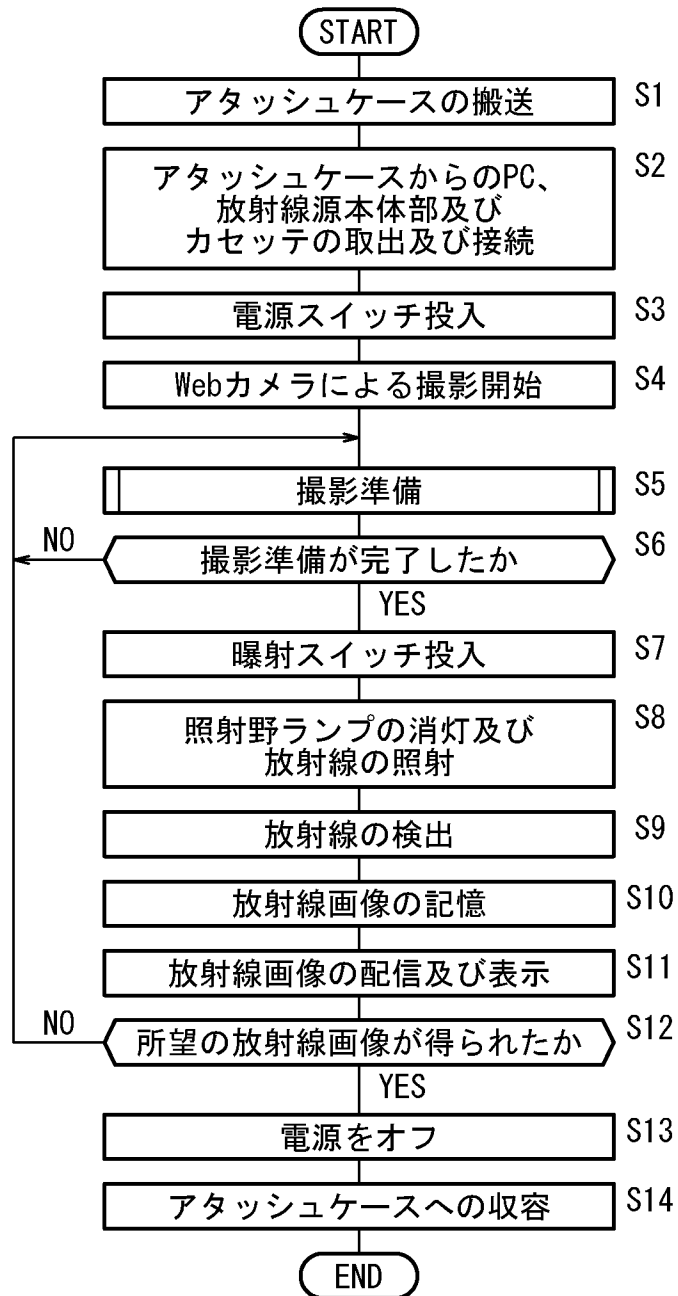
[図11]

FIG. 11



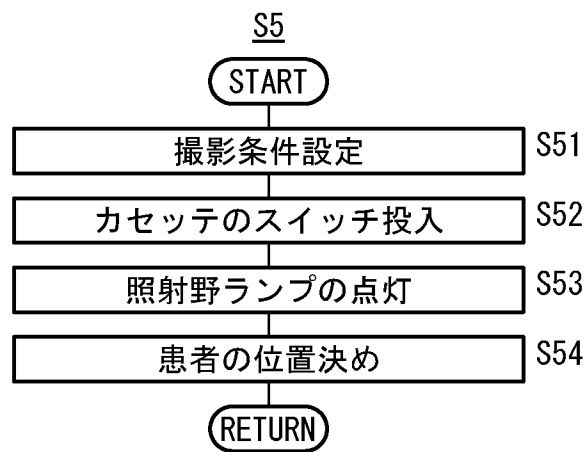
[図12]

FIG. 12



[図13]

FIG. 13



[図14]

FIG. 14A

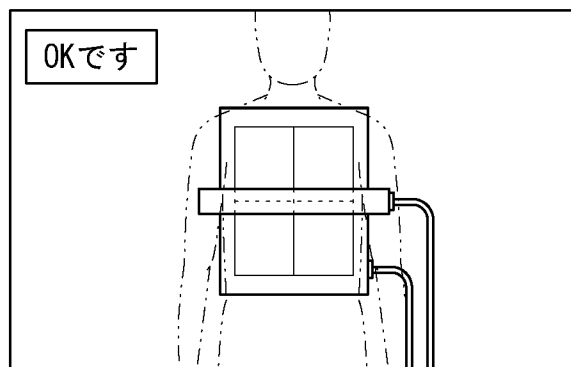


FIG. 14B

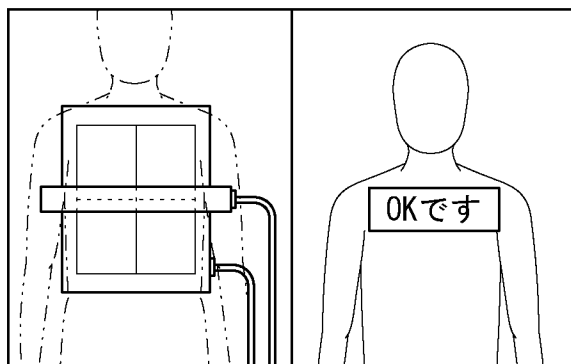
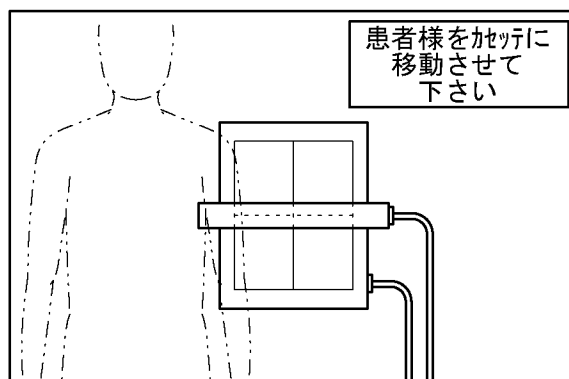


FIG. 14C



[図15]

FIG. 15A

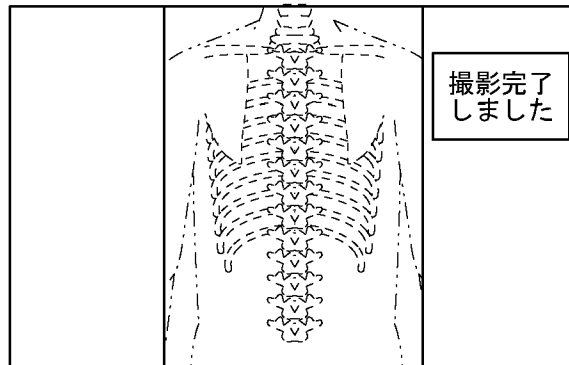


FIG. 15B

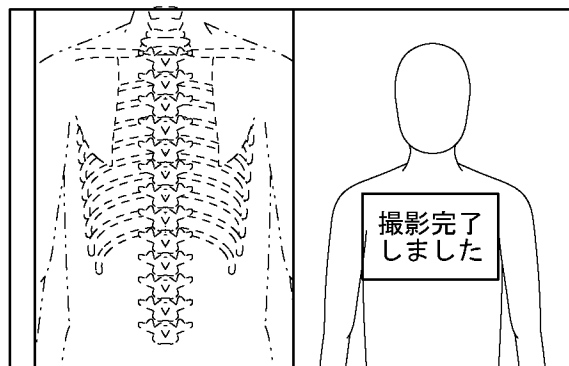
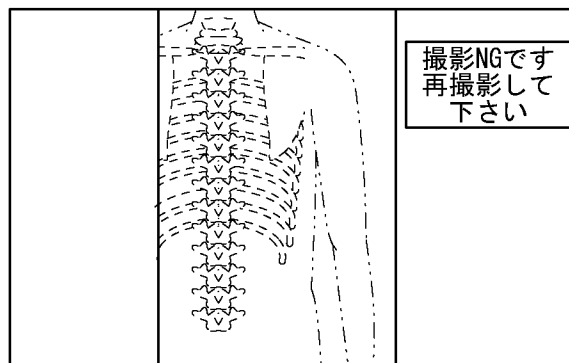
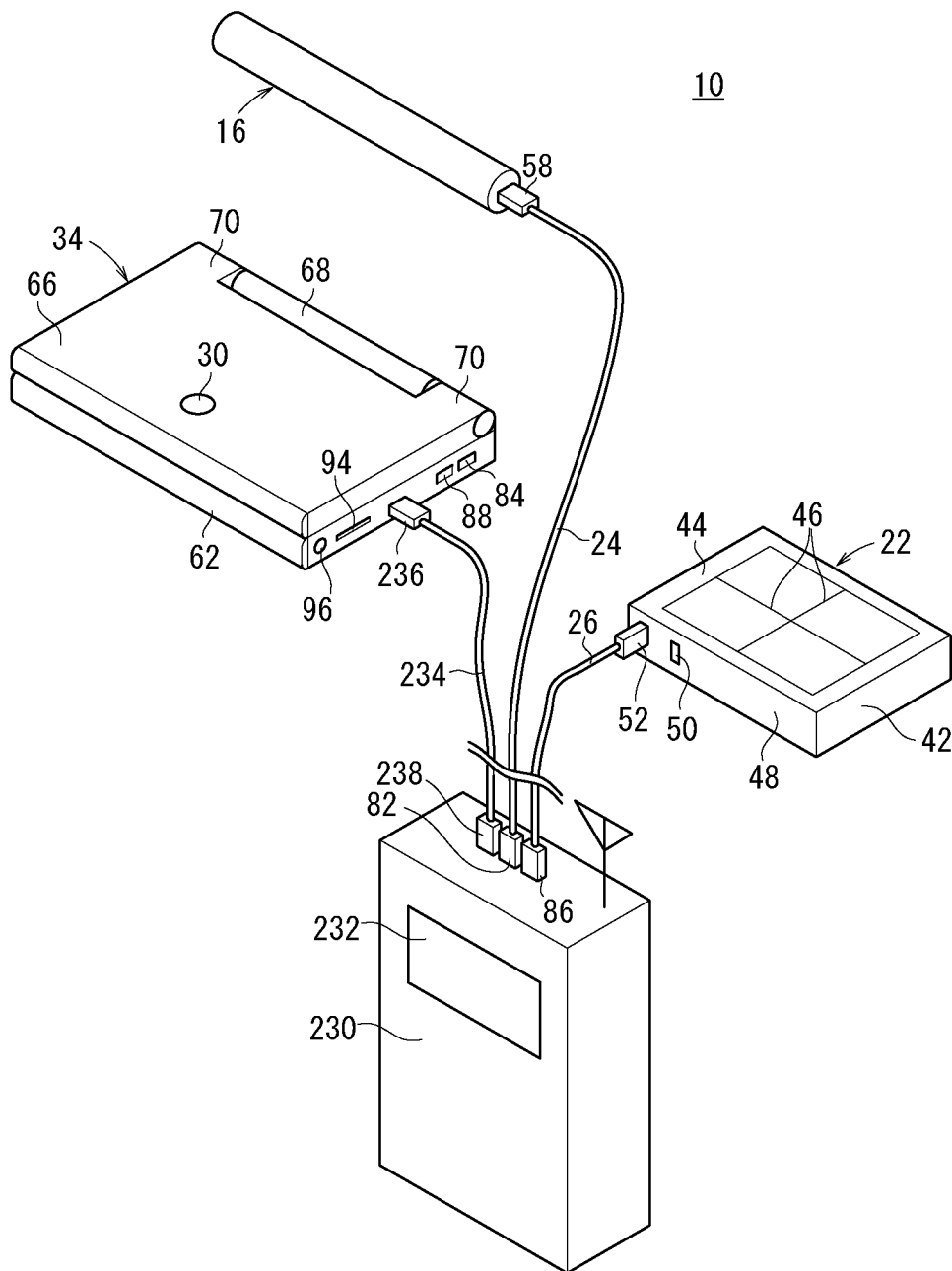


FIG. 15C



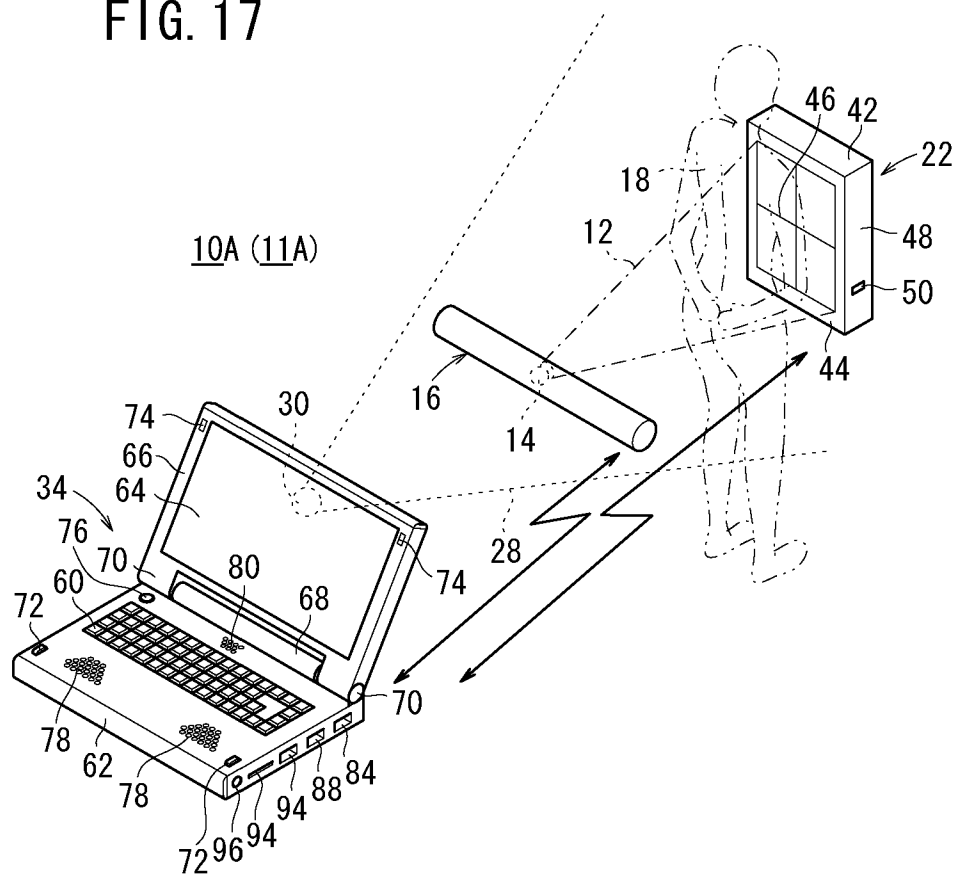
[図16]

FIG. 16



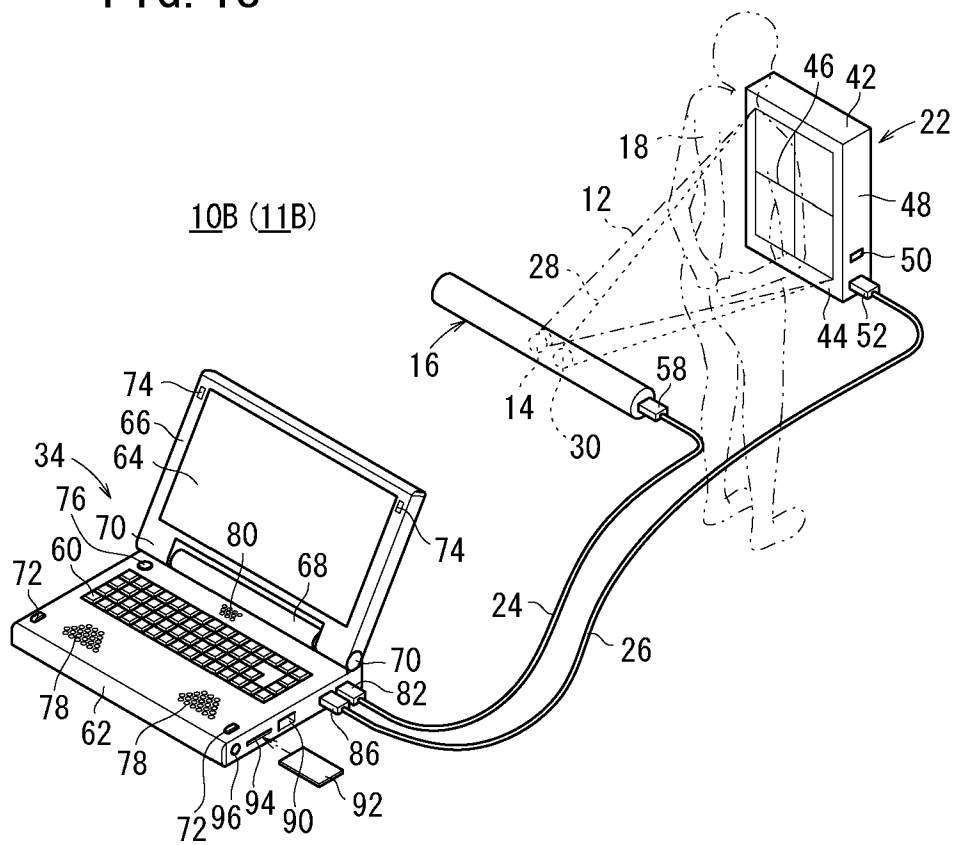
[図17]

FIG. 17



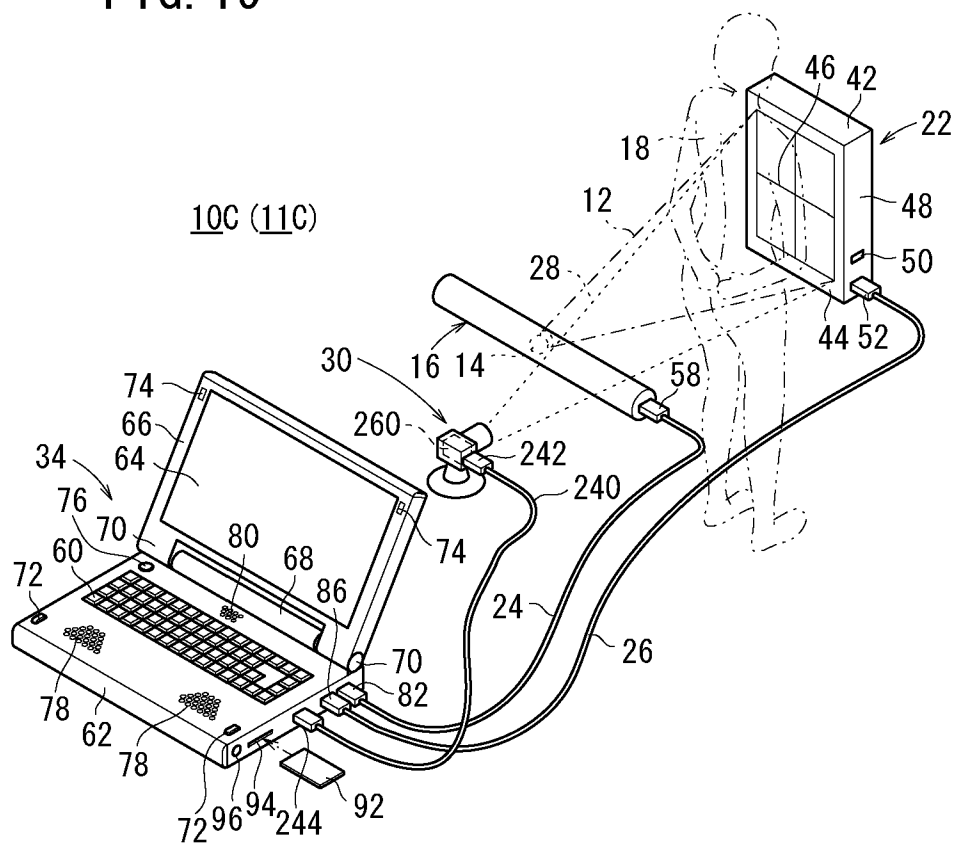
[図18]

FIG. 18



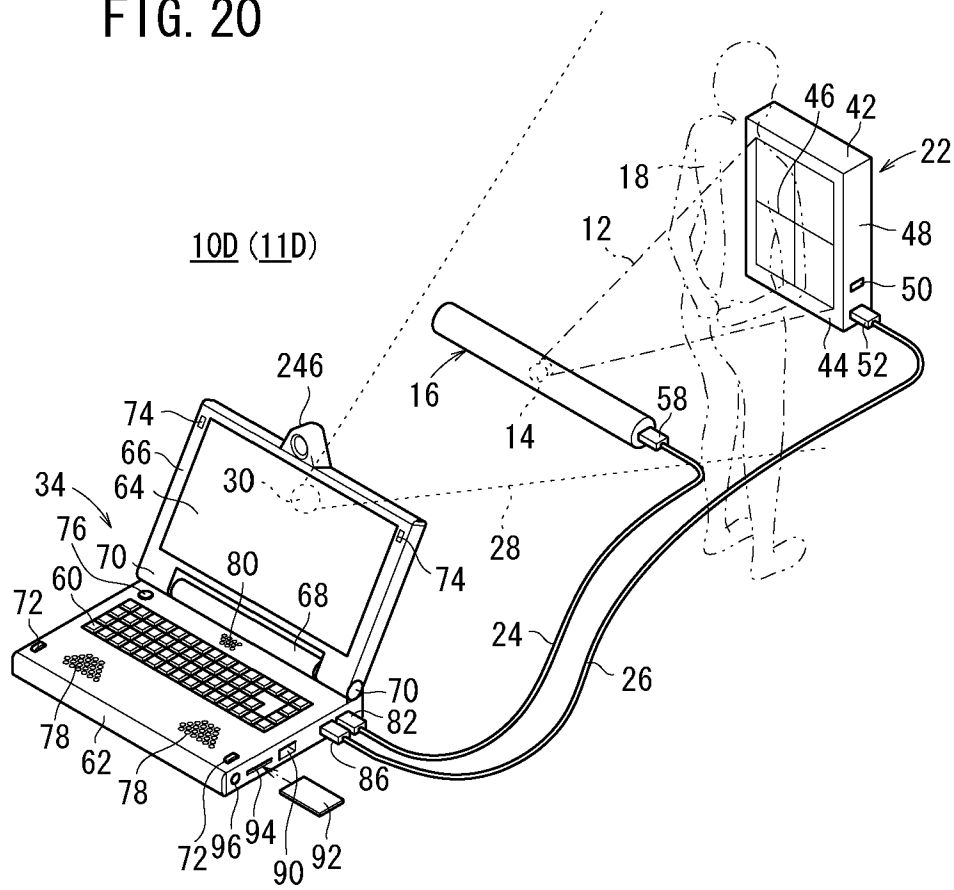
[図19]

FIG. 19



[図20]

FIG. 20



[図21]

FIG. 21

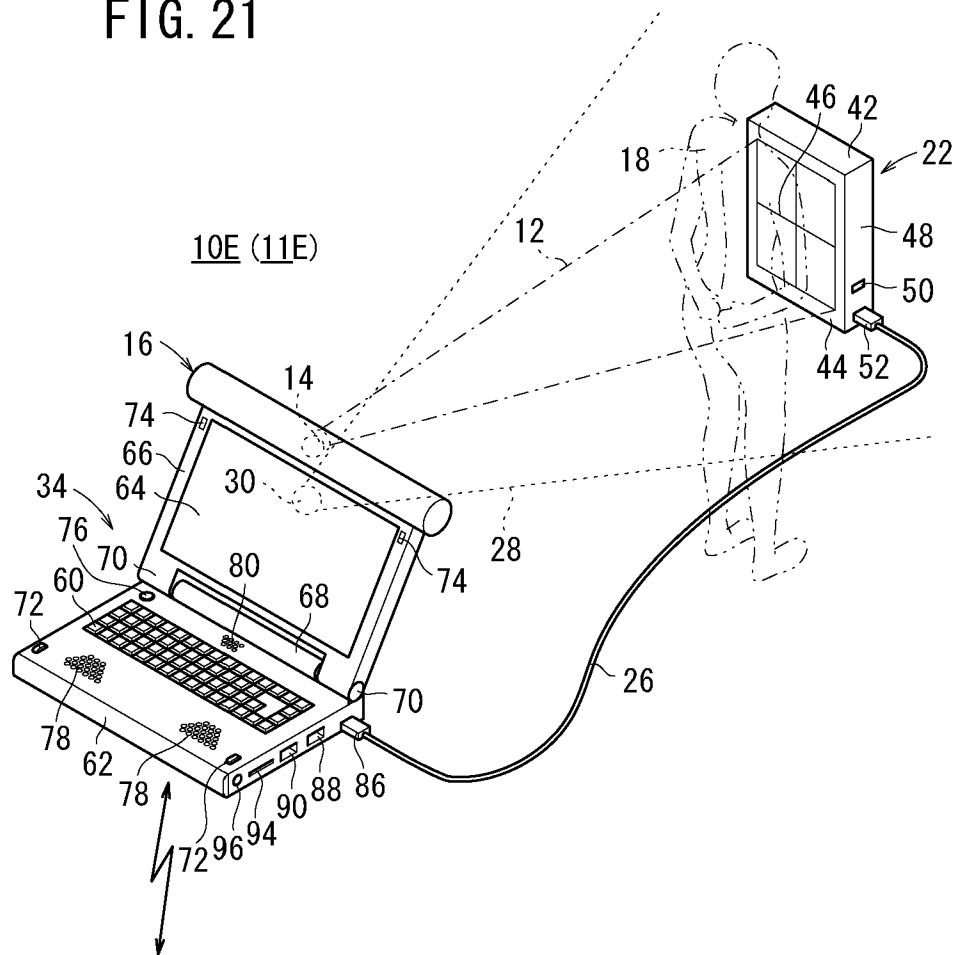
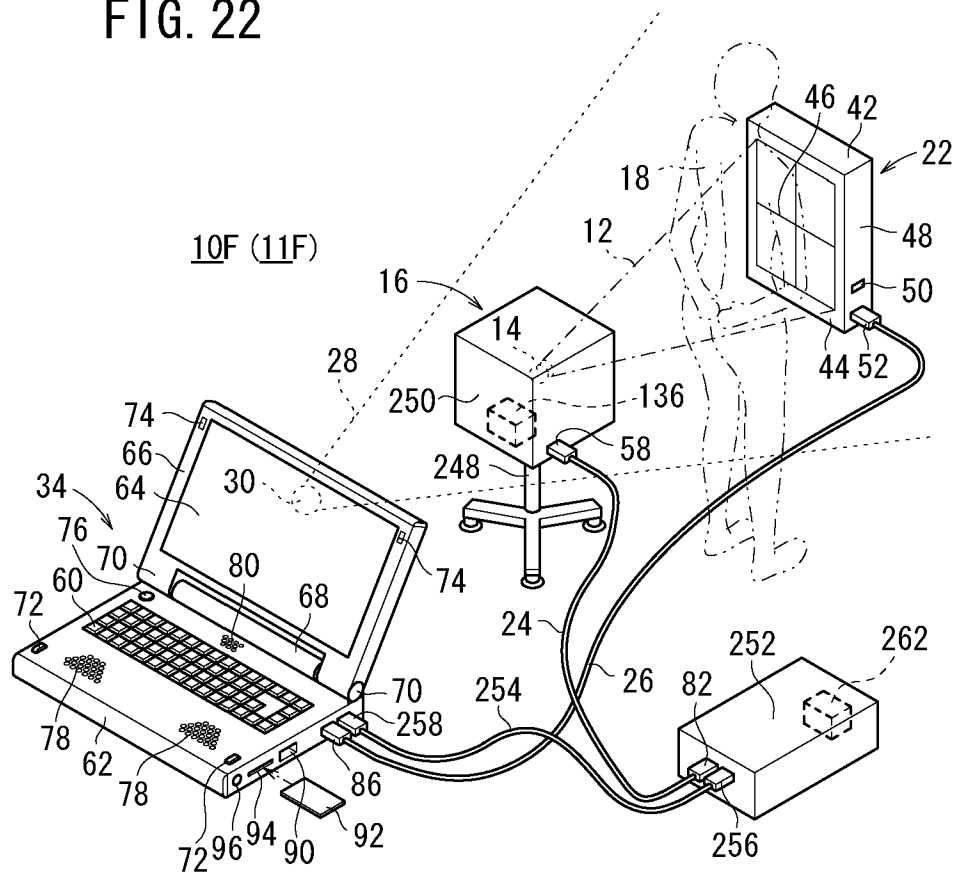
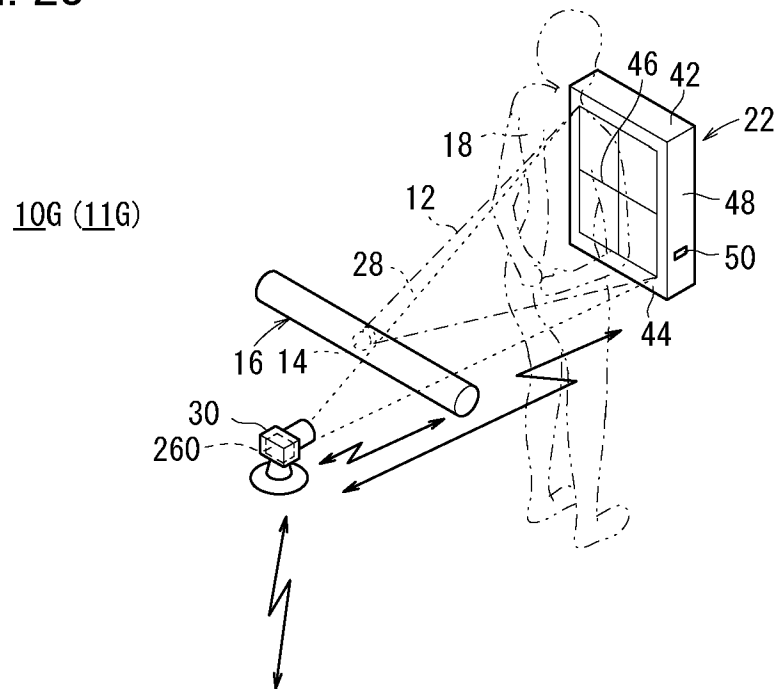


FIG. 22



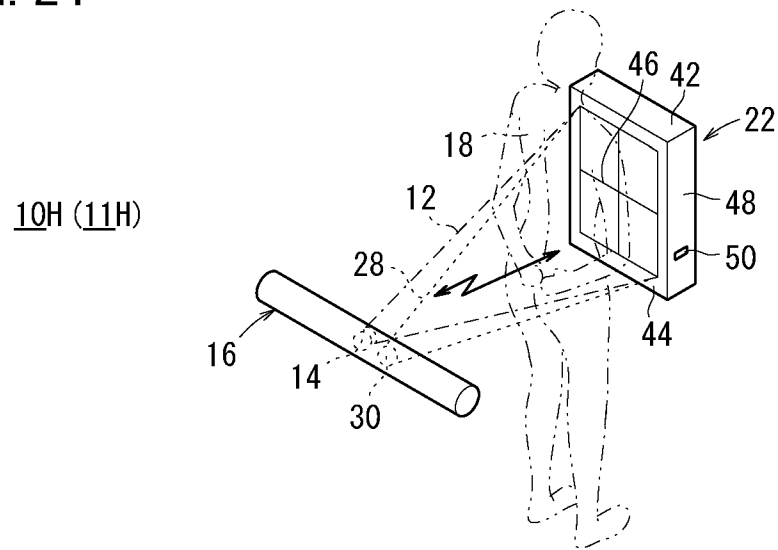
[図23]

FIG. 23



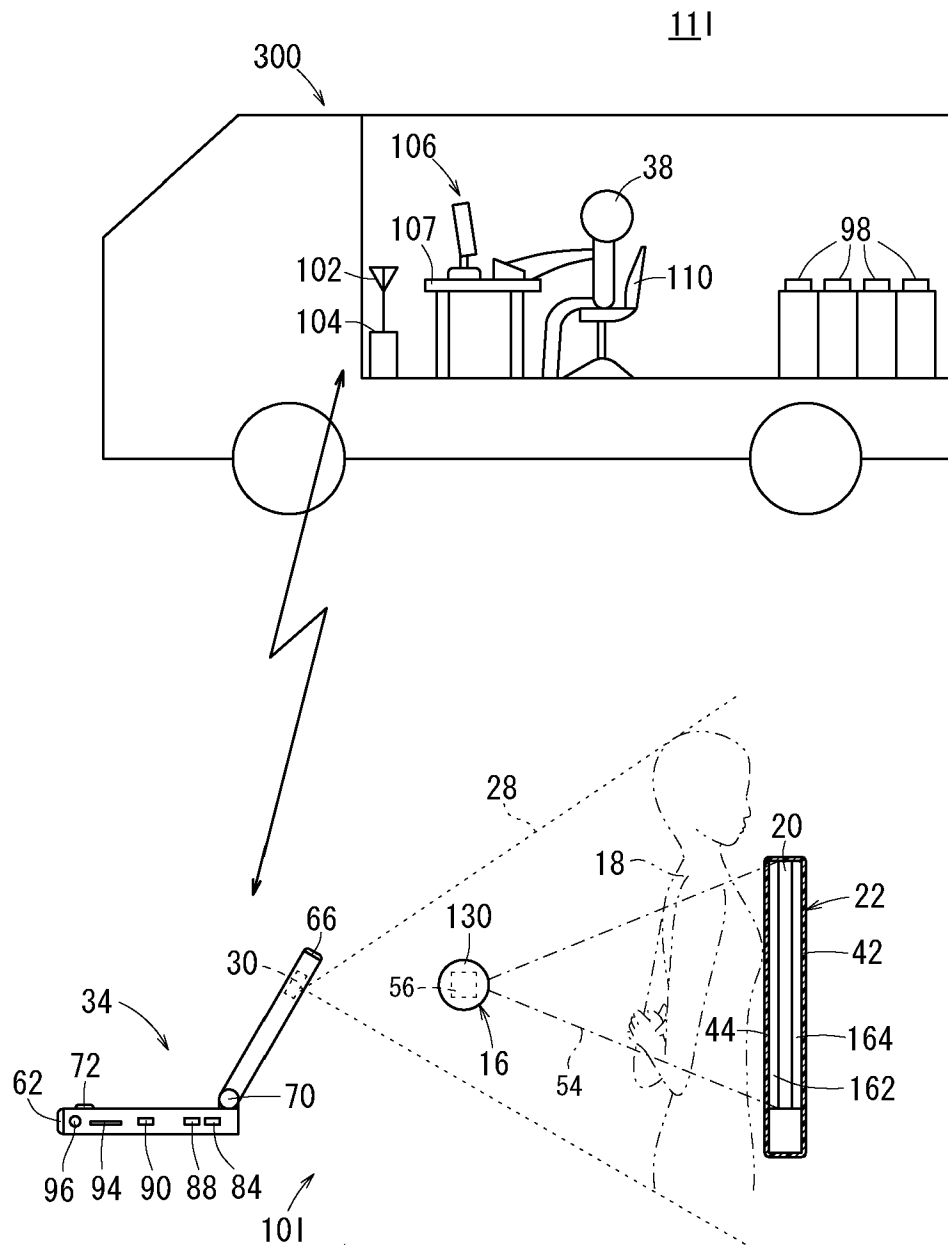
[図24]

FIG. 24



[図25]

FIG. 25



[図26]

FIG. 26A

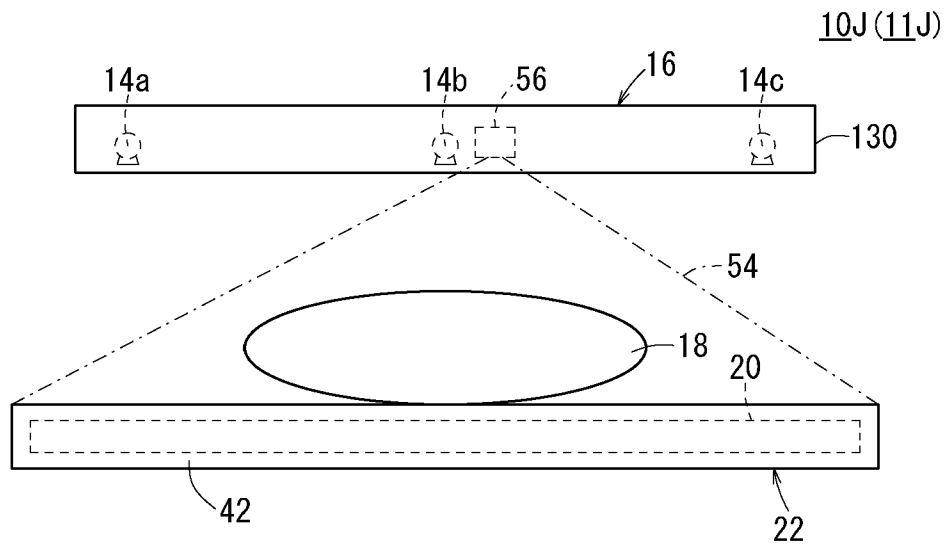
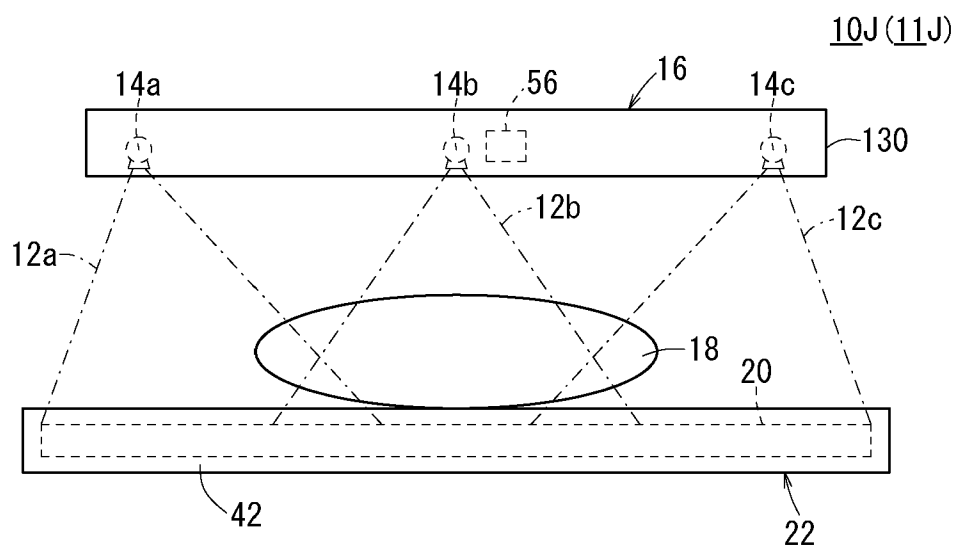


FIG. 26B



[図27]

FIG. 27A

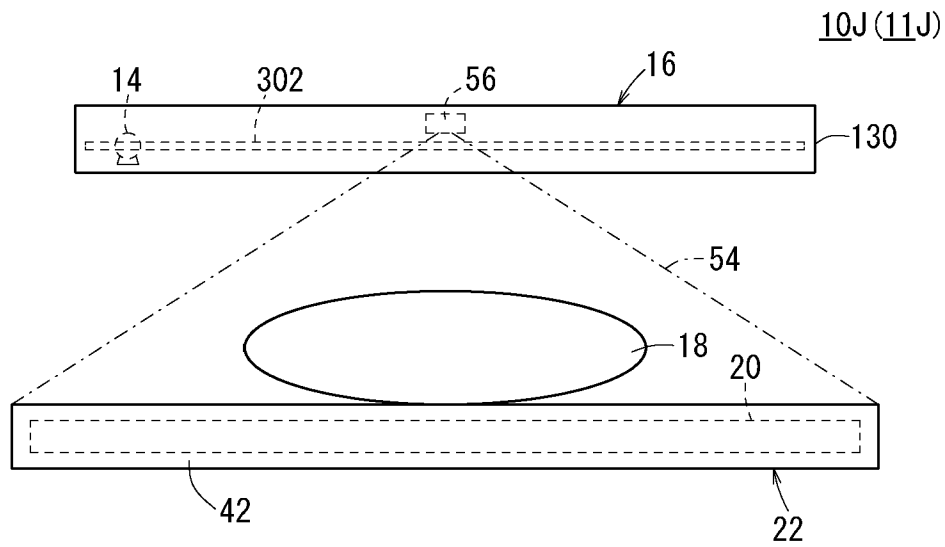


FIG. 27B

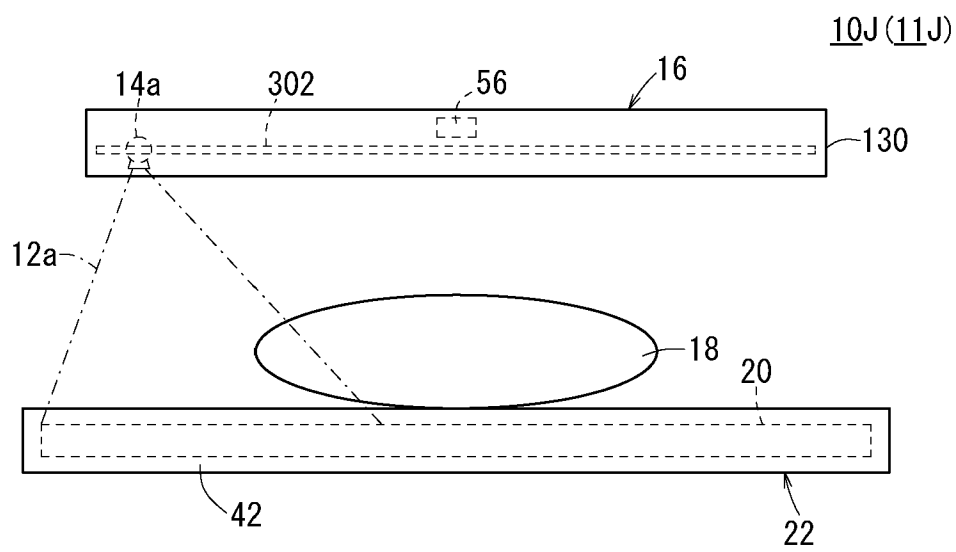


FIG. 28A

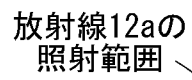
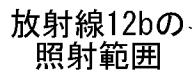


FIG. 28B



[図29]

FIG. 29A

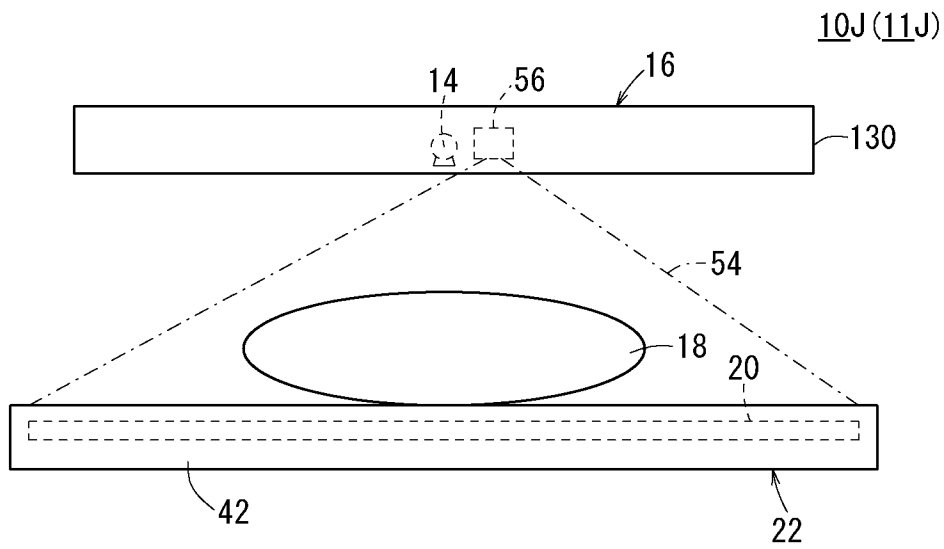
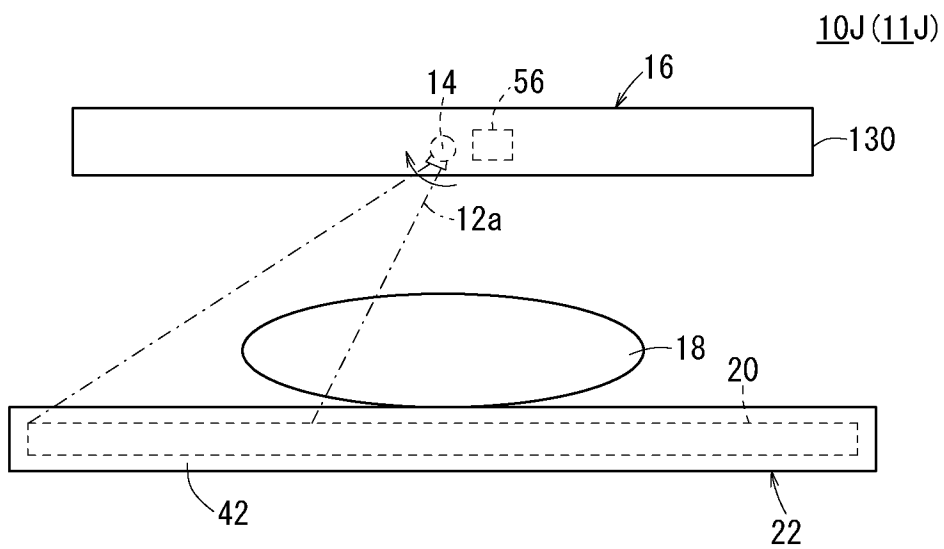


FIG. 29B



[図30]

FIG. 30A

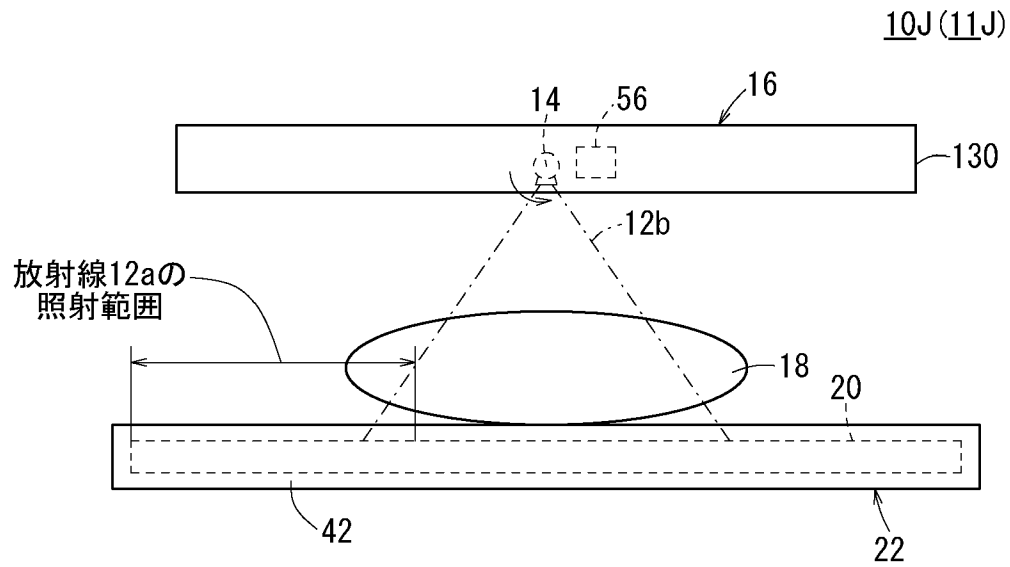
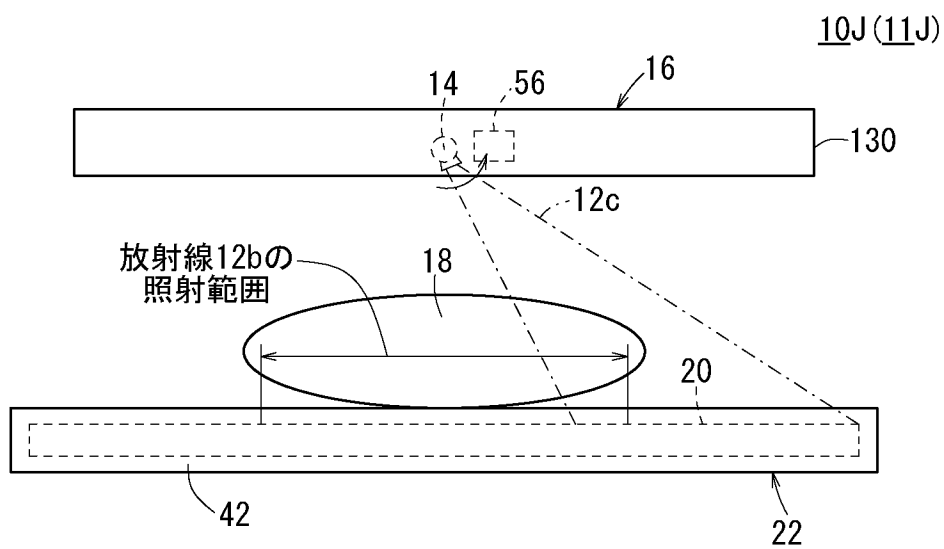


FIG. 30B



[図31]

FIG. 31A

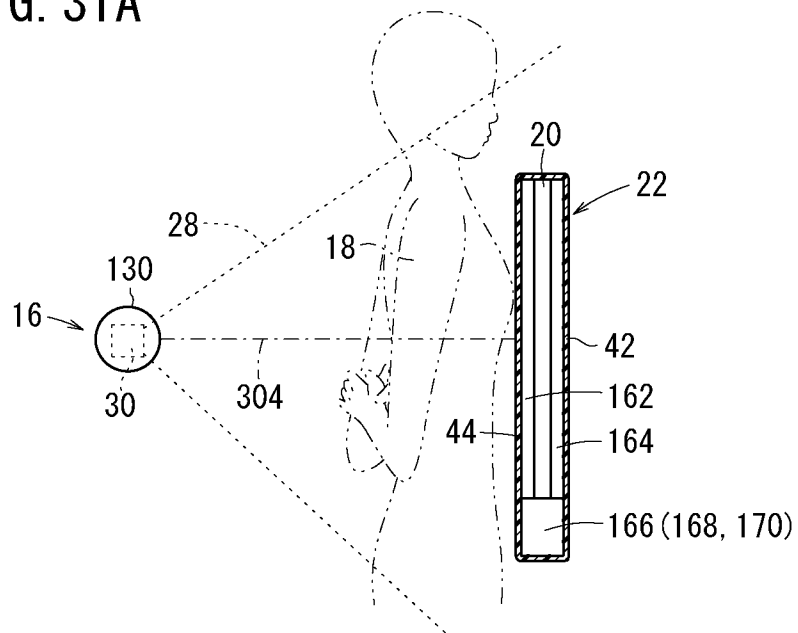
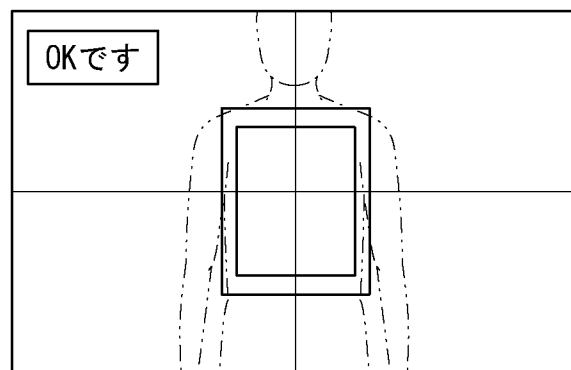


FIG. 31B



[図32]

FIG. 32A

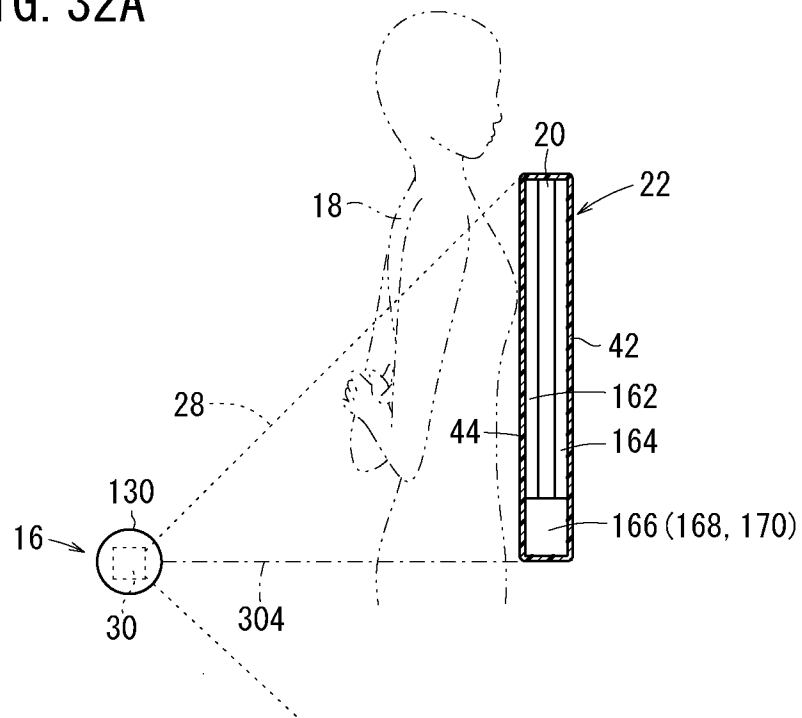
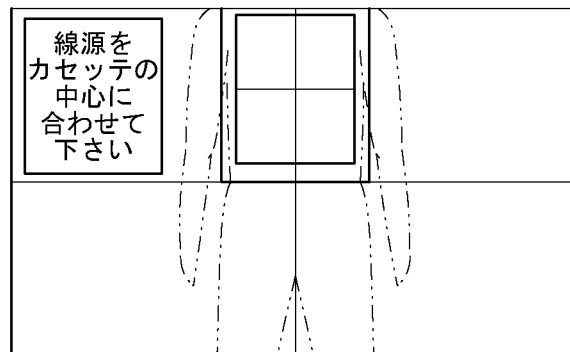


FIG. 32B



[図33]

FIG. 33A

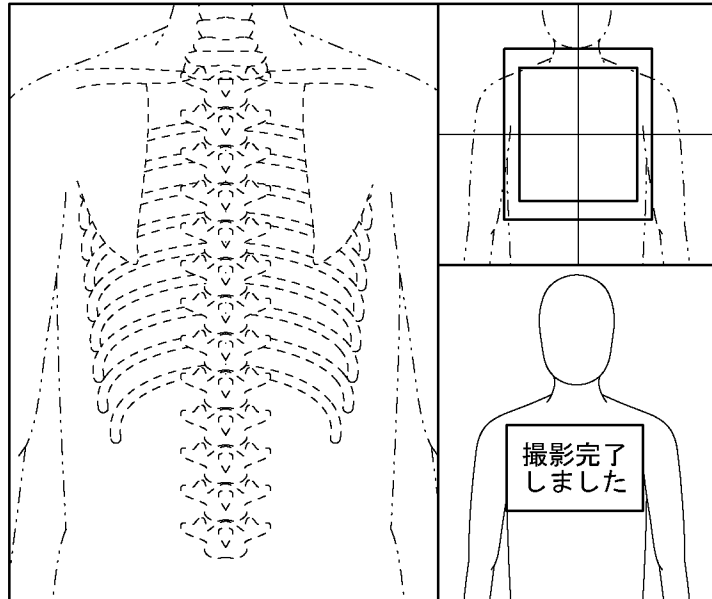
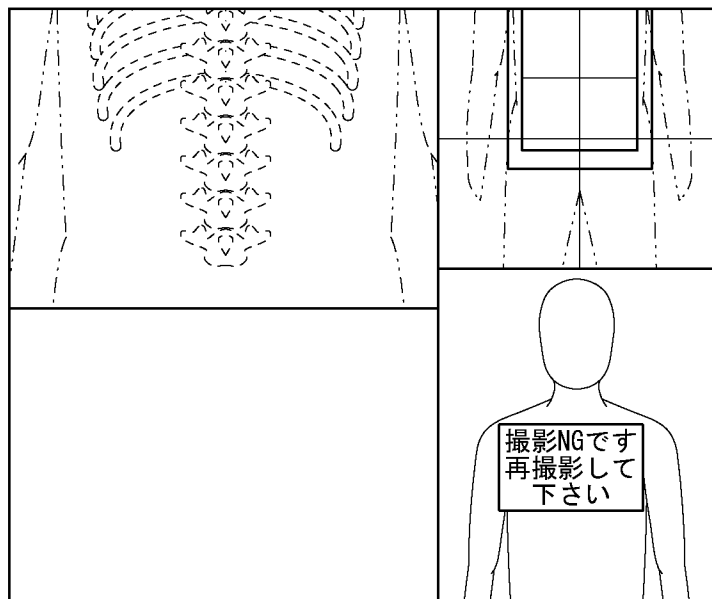


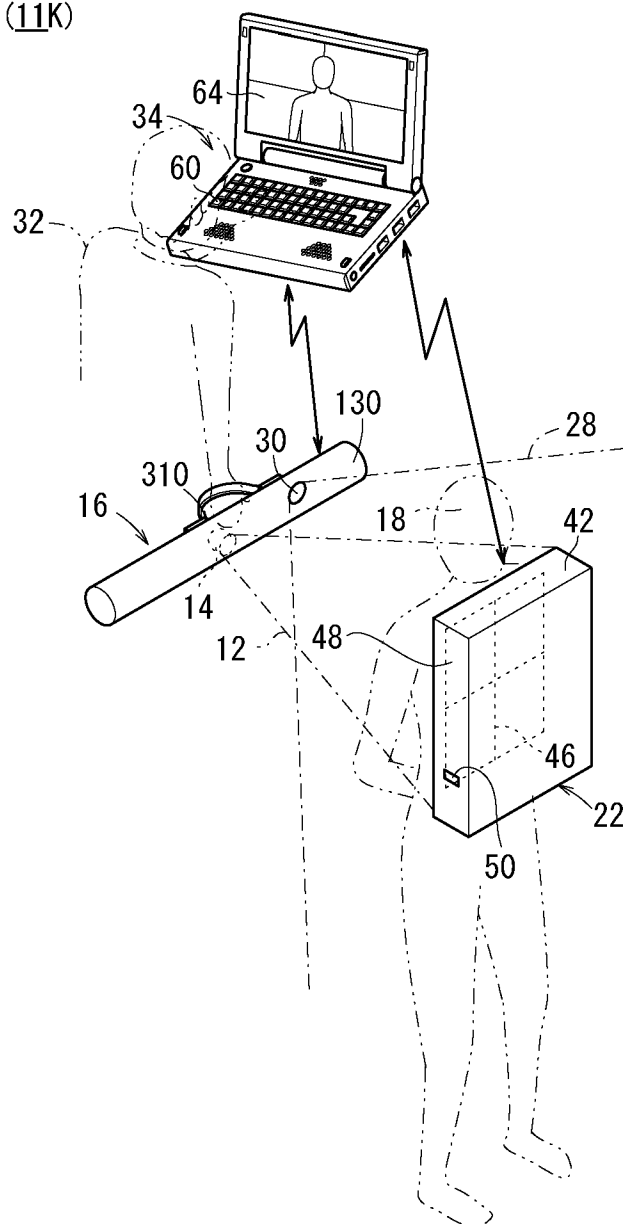
FIG. 33B



[図34]

FIG. 34

10K (11K)



[図35]

FIG. 35

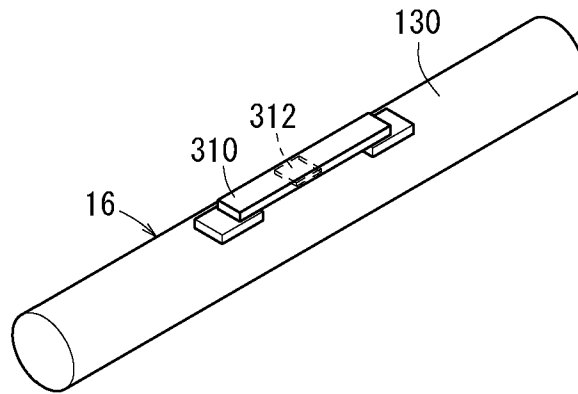
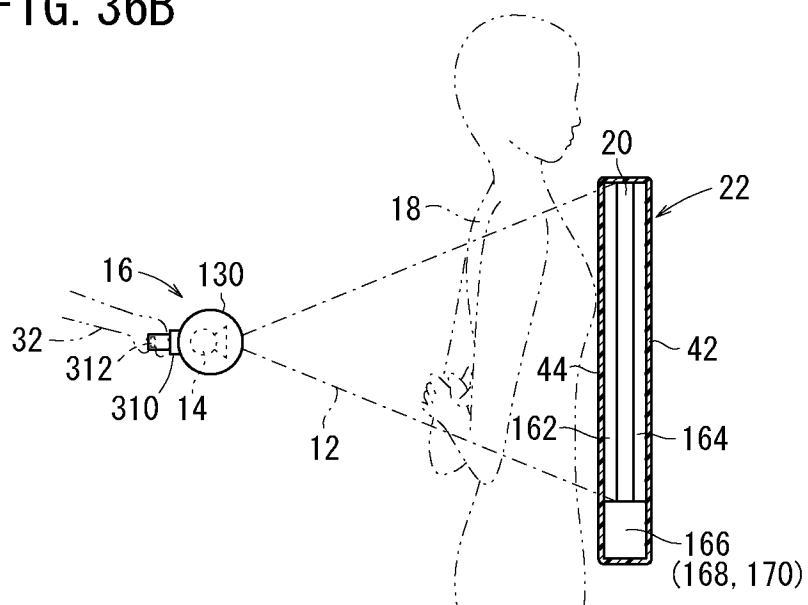
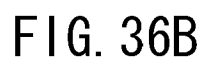


FIG. 36A



[図37]

FIG. 37A

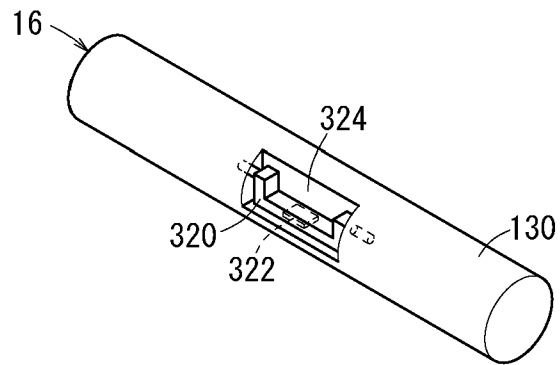
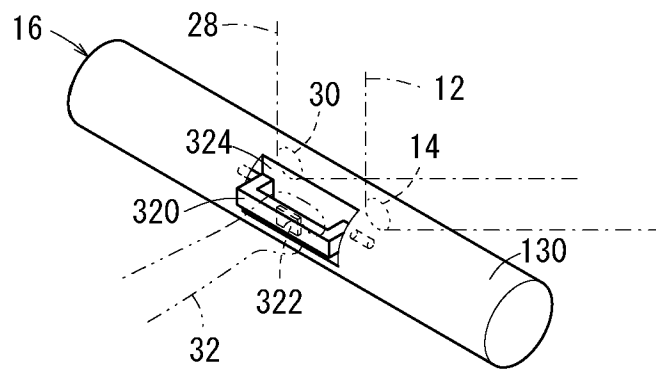
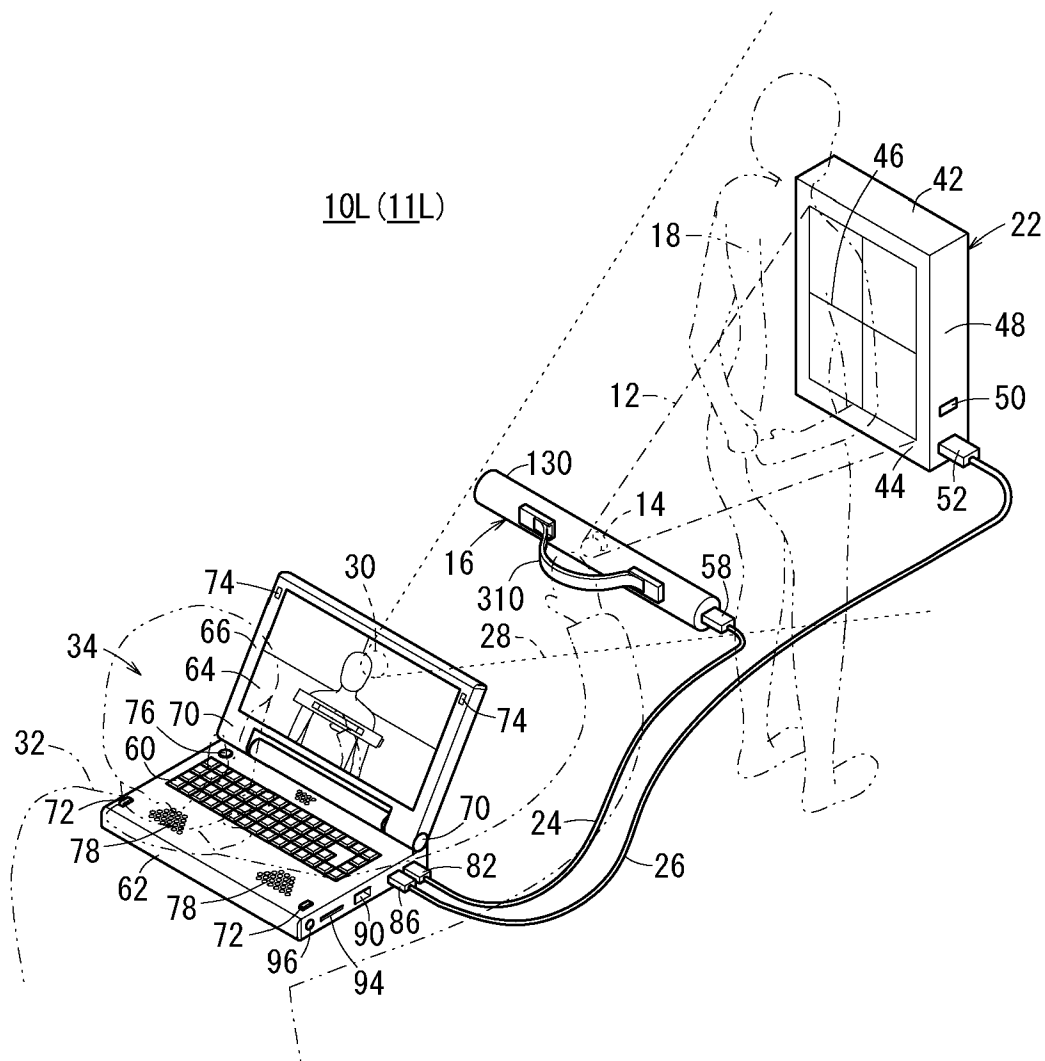


FIG. 37B



[図38]

FIG. 38



[図39]

FIG. 39

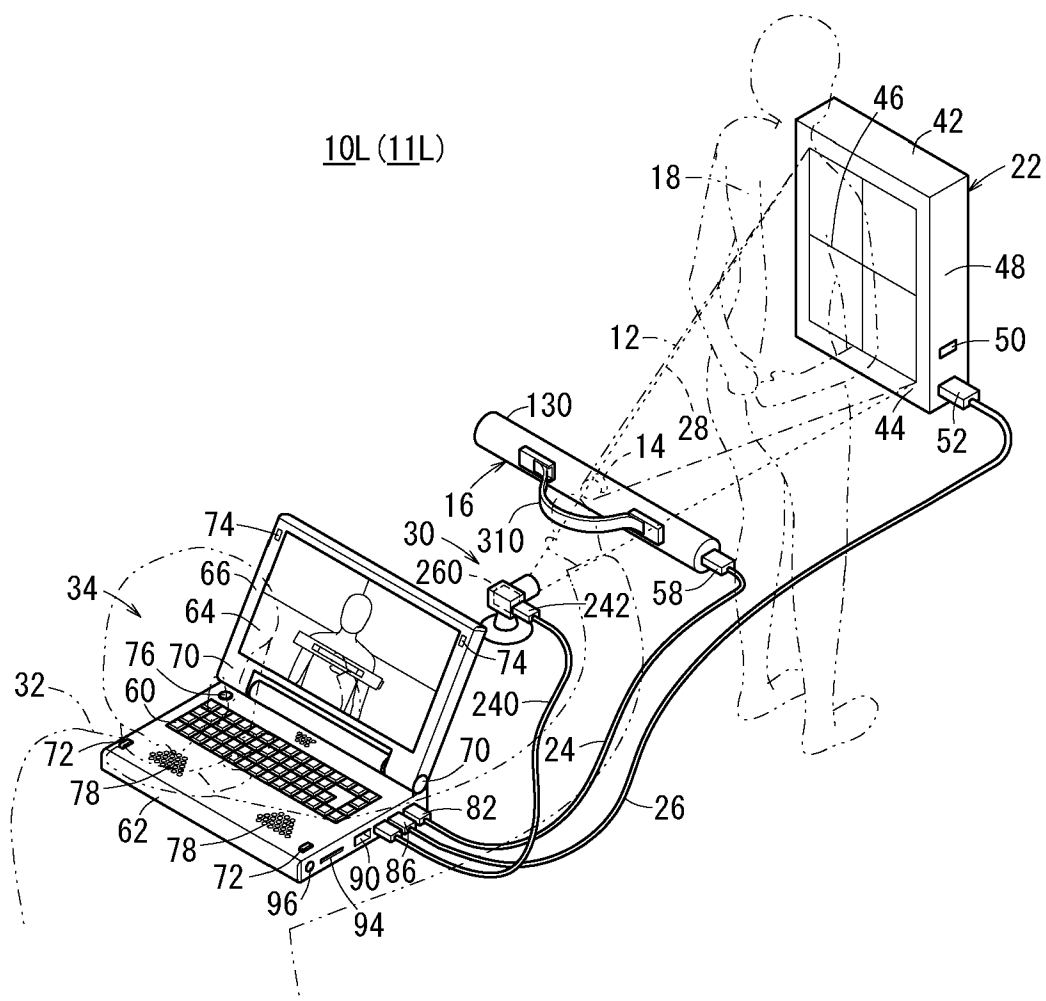


FIG. 40

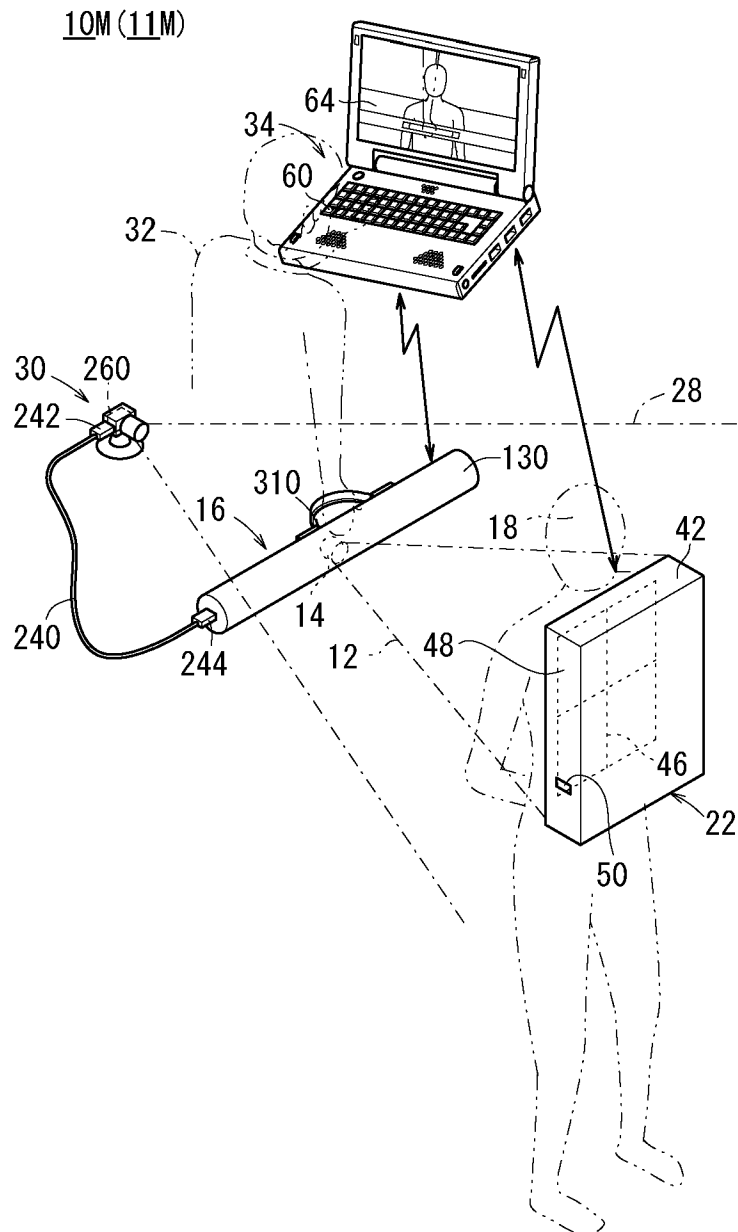


FIG. 41A

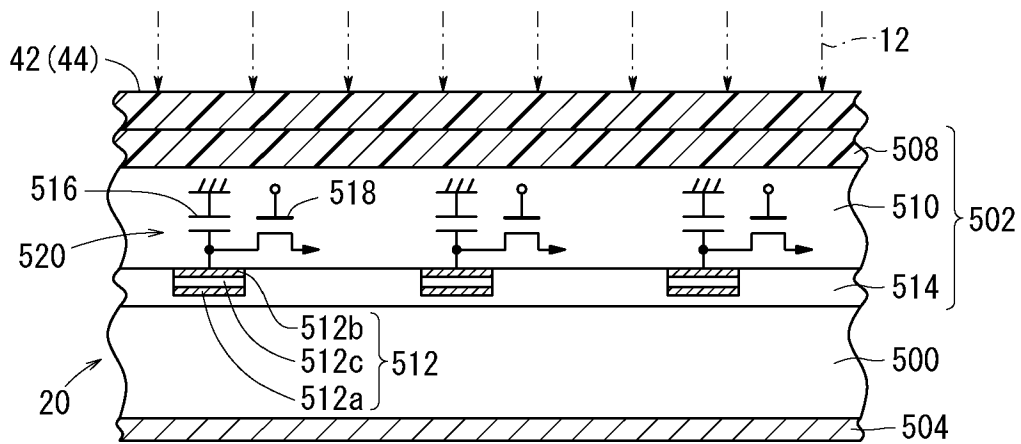
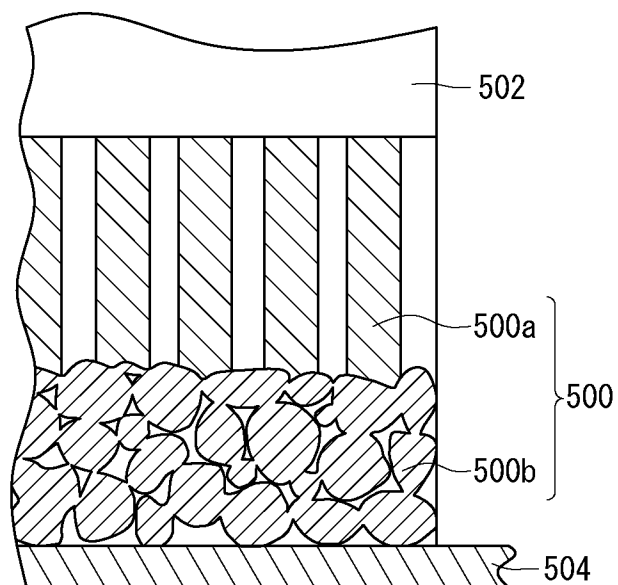


FIG. 41B



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066405

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2007-507035 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 22 March 2007 (22.03.2007), paragraphs [0015] to [0024]; claims 8, 18; fig. 1 & US 2007/0049815 A1 & EP 1673006 A & WO 2005/030045 A1 & DE 602004031860 D & CN 1856271 A & AT 501667 T	1, 2, 15, 18-20 3-14, 16, 17, 21, 22
Y A	JP 2010-161624 A (Fujifilm Corp.), 22 July 2010 (22.07.2010), paragraph [0084] (Family: none)	1, 2, 15, 18-20 3-14, 16, 17, 21, 22

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
11 October, 2011 (11.10.11)Date of mailing of the international search report
25 October, 2011 (25.10.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066405

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-104703 A (Shimadzu Corp.), 08 May 2008 (08.05.2008), paragraph [0019]; fig. 2 (Family: none)	15
A	JP 2002-301046 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 15 October 2002 (15.10.2002), paragraphs [0032] to [0033] & US 2004/0260790 A1 & EP 1233362 A1	1-22
P,X	JP 2011-45439 A (Fujifilm Corp.), 10 March 2011 (10.03.2011), claims 1 to 21 & US 2011/0049370 A1	1-14, 18-22

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2007-507035 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2007. 03. 22, 【0015】～【0024】、請求項8、請求項18、図1 & US 2007/0049815 A1 & EP 1673006 A & WO 2005/030045 A1 & DE 602004031860 D & CN 1856271 A & AT 501667 T	1, 2, 15, 18-20 3-14, 16, 17, 21, 22
Y A	JP 2010-161624 A (富士フイルム株式会社) 2010. 07. 22, 【0084】 (ファミリーなし)	1, 2, 15, 18-20 3-14, 16, 17, 21, 22

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 1 . 1 0 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

2 5 . 1 0 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 昭治

2 Q

4 0 7 7

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2008-104703 A (株式会社島津製作所) 2008. 05. 08, 【0019】、図2 (ファミリーなし)	15
A	JP 2002-301046 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバ ル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2002. 10. 15, 【0032】～【0033】 & US 2004/0260790 A1 & EP 1233362 A1	1-22
P, X	JP 2011-45439 A (富士フイルム株式会社) 2011. 03. 10, 請求項1－21 & US 2011/0049370 A1	1-14, 18-22