

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7409449号
(P7409449)

(45)発行日 令和6年1月9日(2024.1.9)

(24)登録日 令和5年12月25日(2023.12.25)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 6/00 (2024.01) A 6 1 B 6/00 3 1 0

請求項の数 2 (全13頁)

(21)出願番号	特願2022-145154(P2022-145154)	(73)特許権者	000001993
(22)出願日	令和4年9月13日(2022.9.13)		株式会社島津製作所
(62)分割の表示	特願2020-537333(P2020-537333))の分割		京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
原出願日	平成30年8月16日(2018.8.16)	(74)代理人	100093056 弁理士 杉谷 勉
(65)公開番号	特開2022-174223(P2022-174223 A)	(74)代理人	100102037 弁理士 江口 裕之
(43)公開日	令和4年11月22日(2022.11.22)	(74)代理人	100149962 弁理士 阿久津 好二
審査請求日	令和4年9月30日(2022.9.30)	(74)代理人	100170988 弁理士 妹尾 明展
		(74)代理人	100189566 弁理士 岸本 雅之
		(74)代理人	100228865 弁理士 吉見 優人

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 外科用移動型X線装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を照射するX線管と、
前記X線管を搭載し、走行可能に構成された走行台車と、
X線画像を表示するモニタと、
前記モニタを搭載し、走行可能に構成された外科用モニタ台車と、
前記外科用モニタ台車に搭載されたX線管給電用バッテリーと、
前記X線管給電用バッテリーの電力を前記外科用モニタ台車から前記走行台車に供給するケーブルと、
前記走行台車に搭載され、前記ケーブルにより供給される前記X線管給電用バッテリーからの電力を直流から交流に変換するインバータと、
前記インバータと前記X線管との間に設けられ、前記X線管用の管電圧を発生する高電圧発生ユニットと
を備え、
前記X線管はCアームの一端側に保持されており、
前記走行台車はX線管給電用バッテリーを搭載せず、
前記インバータで変換された交流は前記高電圧発生ユニットに供給される外科用移動型X線装置。

10

【請求項2】

請求項1に記載の外科用移動型X線装置において、

20

電源コンセントに接続可能な電源ケーブルを前記外科用モニタ台車に電氣的に接続し、当該電源コンセントに当該電源ケーブルを電氣的に接続することで得られた電力を前記 X 線管給電用バッテリーに充電する制御を行う制御手段を前記外科用モニタ台車に搭載する外科用移動型 X 線装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線管を搭載し、走行可能に構成された走行台車を備えた移動型 X 線装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来の移動型 X 線装置は、X 線による透視・撮影を主目的として行わない手術室などの部屋にて使用するために、装置使用時の前後では本来の目的作業の邪魔にならないように移動可能な台車構造として設計されている。具体的には、X 線を照射する X 線管と、当該 X 線管を搭載し、走行可能に構成された走行台車を備えている。走行台車の底部には車輪が設けられている。さらに、走行台車には、手動操作用のハンドルを設けており、操作者が手動操作用のハンドルを握って、走行台車を動かすことで、任意の場所に移動させて当該場所にて透視・撮影を行うことができる。

【0003】

また、装置の性質上、コンパクトさが求められる。そこで、被検体に X 線を照射する X 線管を搭載したユニット（X 線台車）と、X 線照射（透視・撮影）にて得られる X 線画像を表示するモニタを搭載したユニット（モニタ台車）との 2 つのユニットにて構成される場合が多い（例えば、特許文献 1、2 参照）。

20

【0004】

移動型 X 線装置としては、入院中の患者（被検体）の病室で回診を行う回診用 X 線装置や、特許文献 1、2 のように手術室にて透視・撮影を行う外科用 X 線装置などがある。回診用 X 線装置の場合には、走行台車に支柱および支柱に支持されたアームを備え、アームに X 線管を支持し、回診時に可搬型の X 線検出器を病室のベッドに装填して透視・撮影を行う。外科用 X 線装置の場合には、走行台車に C アームを備え、X 線管および X 線検出器が互いに対向するように C アームに X 線管および X 線検出器を支持し、C アームを回転させることで、任意の位置や方向から透視・撮影を行う。

30

【0005】

従来の移動型 X 線装置においては、装置システムを稼働させる電力は、装置に付属する電源ケーブルを、電力を供給する商用電源コンセントに電氣的に接続することで得ている。そのために、電源事情が悪い、または電源が近くにない場所での装置の使用は不可能である。このような場所において装置を使用しようとする場合には、装置付近に簡易型の発電機を用意するか、電力を事前に蓄積しておいたバッテリー等を装置に電氣的に接続するか、またはバッテリーを内蔵した装置を使用する必要がある。特許文献 1、2 では X 線管を搭載した走行台車（X 線台車）にバッテリーを内蔵している。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0006】

【文献】特開 2014 - 200436 号公報

【文献】特開 2010 - 63586 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、バッテリーを装置に内蔵する場合、ある程度の期間に大容量の電力を継続して供給することができるように大型のバッテリーを使用する必要があるという問題点がある。特に、X 線管からの X 線の照射（曝射）に大容量の電力が必要となる。

50

大型のバッテリーは寸法および重量が大きい。よって、X線管を搭載した走行台車（X線台車）に大型のバッテリーを内蔵すると、その重量から走行台車の移動が困難となる。また、大型のバッテリーを内蔵することによって走行台車（X線台車）自体の寸法が大きくなり被検体への接近が困難となる。このように大型のバッテリーを内蔵すると走行台車の操作性が低くなる。

【0008】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、走行台車の操作性を保ちつつ、大容量の電力を継続して供給することができる移動型X線装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る外科用移動型X線装置は、X線を照射するX線管と、当該X線管を搭載し、走行可能に構成された走行台車と、X線画像を表示するモニタと、当該モニタを搭載し、走行可能に構成された外科用モニタ台車と、当該外科用モニタ台車に搭載されたX線管給電用バッテリーと、前記走行台車と前記外科用モニタ台車とを電氣的に接続し、前記X線管給電用バッテリーの電力を前記外科用モニタ台車から前記走行台車に供給するケーブルとを備え、前記X線管はCアームの一端側に保持されており、前記走行台車はX線管給電用バッテリーを搭載しないものである。

【0010】

本発明に係る移動型X線装置によれば、X線管を搭載し、走行可能に構成された走行台車と、モニタを搭載し、走行可能に構成されたモニタ台車とにユニットを2つに分ける。走行台車にはX線管給電用バッテリーを搭載せずに、モニタ台車のみX線管給電用バッテリーを搭載する。走行台車とモニタ台車とを電氣的に接続し、X線管給電用バッテリーの電力をモニタ台車から走行台車に供給するケーブルを備える。ケーブルを備え、X線管給電用バッテリーの電力をモニタ台車から走行台車に供給することにより、大容量の電力を走行台車に継続して供給することができる。また、走行台車にはX線管給電用バッテリーが搭載されていないので、走行台車の寸法・重量を小さくすることができ、走行台車の操作性が低くなることはない。その結果、走行台車の操作性を保ちつつ、大容量の電力を継続して供給することができる。

【0011】

また、本発明に係る外科用移動型X線装置において、電源コンセントに接続可能な電源ケーブルを外科用モニタ台車に電氣的に接続し、当該電源コンセントに当該電源ケーブルを電氣的に接続することで得られた電力をX線管給電用バッテリーに充電する制御を行う制御手段を外科用モニタ台車に搭載するのが好ましい。

また、本発明に係る外科用移動型X線装置において、前記走行台車に搭載され、当該ケーブルに電氣的に接続され、前記X線管給電用バッテリーからの電力を直流から交流に変換するインバータを備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0012】

本発明に係る移動型X線装置によれば、走行台車にはX線管給電用バッテリーを搭載せずに、モニタ台車のみX線管給電用バッテリーを搭載する。走行台車とモニタ台車とを電氣的に接続し、X線管給電用バッテリーの電力をモニタ台車から走行台車に供給するケーブルを備える。ケーブルを備え、X線管給電用バッテリーの電力をモニタ台車から走行台車に供給することにより、大容量の電力を走行台車に継続して供給することができる。また、走行台車にはX線管給電用バッテリーが搭載されていないので、走行台車の寸法・重量を小さくすることができ、走行台車の操作性が低くなることはない。その結果、走行台車の操作性を保ちつつ、大容量の電力を継続して供給することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

10

20

30

40

50

【図 1】実施例に係る外科用 X 線装置の概略構成を示した側面図である。

【図 2】外科用 X 線装置に備えられたモニタ台車の概略構成を示した側面図である。

【図 3】外科用 X 線装置に備えられた X 線台車およびモニタ台車の概略構成を示した側面図である。

【図 4】実施例に係る外科用 X 線装置のブロック図である。

【図 5】実施例に係る外科用 X 線装置を用いる際の一連の処理の流れを示すフローチャートである。

【実施例】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図 1 は、実施例に係る外科用 X 線装置の概略構成を示した側面図であり、図 2 は、外科用 X 線装置に備えられたモニタ台車の概略構成を示した側面図であり、図 3 は、外科用 X 線装置に備えられた X 線台車およびモニタ台車の概略構成を示した側面図であり、図 4 は、実施例に係る外科用 X 線装置のブロック図である。本実施例では、移動型 X 線装置として、外科用 X 線テレビシステムのような侵襲的な検査（外科に準じた検査）に使用される外科用 X 線装置を例に採って説明するとともに、X 線管および X 線検出器を保持する保持アームとして C アームを例に採って説明する。

10

【0015】

図 1 に示すように、本実施例に係る外科用 X 線装置 1 は、被検体 M を載置する載置台 2（手術台やベッドや天板）とは独立して、X 線管 3 および X 線検出器 4 が移動するように構成されている。X 線管 3 は被検体 M に X 線を照射し、X 線検出器 4 は被検体 M を透過した X 線を検出する。図 1 では、X 線検出器 4 は、イメージインテンシファイア（I . I）で構成されているが、通常において用いられる X 線検出器であれば、フラットパネル型 X 線検出器（FPD: Flat Panel Detector）などに例示されるように特に限定されない。外科用 X 線装置 1 は、本発明における移動型 X 線装置に相当する。

20

【0016】

この他に、外科用 X 線装置 1 は、一端で X 線管 3 を保持し、他端で X 線検出器 4 を保持する C アーム 5 と、X 線管 3、X 線検出器 4 および C アーム 5 を搭載し、走行可能に構成された X 線台車 6 と、X 線検出器 3 で得られた X 線画像を表示するモニタ 7（図 2 および図 3 を参照）を搭載し、走行可能に構成されたモニタ台車 8（図 2 および図 3 を参照）と、X 線管 3 や X 線検出器 4 や X 線台車 6 とモニタ台車 8 とを電気的に接続するケーブル 9 とを備えている。X 線台車 6 は、本発明における走行台車に相当する。

30

【0017】

C アーム 5 は、X 線台車 6 に保持され当該 X 線台車 6 に対して移動可能に構成されている。C アーム 5 は、回転中心軸 x 方向に湾曲状に形成されている。C アーム 5 は、本実施例では、C アーム 5 自身に沿って回転中心軸 x と直交する軸 y の軸心周りに（矢印 R A 方向に）回転することで、C アーム 5 に保持された X 線管 3 および X 線検出器 4 も同方向に回転することが可能である。さらに、C アーム 5 は回転中心軸 x の軸心周りに（矢印 R B 方向に）回転することで、X 線管 4 および X 線検出器 5 も同方向に回転することが可能であり、C アーム 5 は鉛直軸の軸心周りに（矢印 R C 方向に）回転（すなわち旋回）することで、X 線管 4 および X 線検出器 5 も同方向に回転（旋回）することが可能である。

40

【0018】

具体的に、C アーム 5 は、図 1 に示すように、支柱 11、水平支持部 12 およびアーム保持部 13 を介して、X 線台車 6 に保持されている。支柱 11 は鉛直軸に沿って上下に昇降移動可能に回転可能で、支柱 11 に保持された C アーム 5 ごと X 線管 4 および X 線検出器 5 を昇降移動させることができる。水平支持部 12 は、回転中心軸 x 方向に平行な水平方向に進退移動可能であり、水平支持部 12 に保持された C アーム 5 ごと X 線管 4 および X 線検出器 5 を進退移動させることができる。

【0019】

また、水平支持部 12 に対してアーム保持部 13 を回転中心軸 x の軸心周りに回転可能

50

に保持することで、アーム保持部 1 3 に保持された C アーム 5 ごと X 線管 3 および X 線検出器 4 を回転中心軸 x の軸心周りに（矢印 R A 方向に）回転させることができる。アーム保持部 1 3 に対して C アーム 5 を回転中心軸 x と直交する軸 y の軸心周りに回転可能に保持することで、C アーム 5 ごと X 線管 3 および X 線検出器 4 を軸 y の軸心周りに（矢印 R B 方向に）回転させることができる。支柱 1 1 に対して水平保持部 1 2 を鉛直軸の軸心周りに保持することで、水平保持部 1 2 およびアーム保持部 1 3 に保持された C アーム 5 ごと X 線管 3 および X 線検出器 4 を鉛直軸の軸心周りに（矢印 R C 方向に）回転（旋回）させることができる。

【 0 0 2 0 】

また、C アーム 5 には、手動操作のハンドル 1 4 を設けており、操作者が手動操作のハンドル 1 4 を握って、C アーム 5 ごと X 線管 3 および X 線検出器 4 を軸 y の軸心周りに（矢印 R A 方向に）手動で回転させ、C アーム 5 ごと X 線管 3 および X 線検出器 4 を回転中心軸 x の軸心周りに（矢印 R B 方向に）手動で回転させ、C アーム 5 ごと X 線管 4 および X 線検出器 5 を鉛直軸の軸心周りに（矢印 R C 方向に）手動で回転（旋回）させることができる。また、支柱 1 1 を鉛直軸に沿って上下に手動で昇降移動させて、支柱 1 1 に保持された C アーム 5 ごと X 線管 4 および X 線検出器 5 を手動で昇降移動させ、水平支持部 1 2 を水平方向に手動で進退移動させて、水平支持部 1 2 に保持された C アーム 5 ごと X 線管 4 および X 線検出器 5 を手動で進退移動させることができる。

【 0 0 2 1 】

なお、これらの X 線管 3 , X 線検出器 4 , C アーム 5 , X 線台車 6 , 支柱 1 1 , 水平支持部 1 2 およびアーム保持部 1 3 はパワーバランス（重量バランス）が保たれるようにそれぞれが設計されており、これらがどの位置に移動しても重量により軸が傾くことがない。よって、操作者はこれらを手動で簡単に動かすことができる。

【 0 0 2 2 】

X 線台車 6 の底部には前輪 6 a および後輪 6 b が設けられている。モータ 6 M により前輪 6 a を駆動させて、操作者が X 線台車 6 を押し引きして後輪 6 b を転がすことで、床面に対して C アーム 5 ごと X 線管 3 および X 線検出器 4 を水平方向に自在に移動させることができる。このように、本実施例に係る X 線台車 6 は、モータ 6 M により手動をアシスト（支援）するように構成されている。もちろん、X 線検出器 4 , C アーム 5 , X 線台車 6 , 支柱 1 1 , 水平支持部 1 2 およびアーム保持部 1 3 を含んだ外科用 X 線装置 1 の総重量が軽ければ、必ずしもモータにより手動をアシスト（支援）しなくてもよい。なお、モータや駆動軸やピニオン等（いずれも図示省略）を備えて、X 線管 3 , X 線検出器 4 および C アーム 5 などの手動をアシスト（支援）するように構成してもよい。

【 0 0 2 3 】

このように C アーム 5 および X 線台車 6 が手動で動くことにより、X 線管 3 , X 線検出器 4 の両方が被検体 M に対して手動により動く。また、X 線検出器 4 で検出された X 線に基づいて透視あるいは撮影を行う。撮影を行う場合には、通常の線量で X 線管 3 から照射されて被検体 M を透過した X 線を X 線検出器 4 が検出して得られた X 線検出信号に対してラグ補正やゲイン補正などの各種の処理を行って X 線画像を出力して、R A M（Random-Access Memory）などで形成された記憶媒体（図示省略）に書き込んで記憶し、適宜必要に

応じて、記憶媒体から読み出して、モニタ 7（図 2 および図 3 を参照）に表示あるいはプリンタやフィルム等（図示省略）に印刷する。一方、透視を行う場合には、撮影のときよりも少ない線量で X 線管 3 から連続的に照射されて被検体 M を透過した X 線を X 線検出器 4 が検出して得られた各々の X 線検出信号に対してラグ補正やゲイン補正などの各種の処理をそれぞれ行って各々の X 線画像を逐次に連続的にモニタ 7 に表示する。このように記憶媒体を介さずにモニタ 7 に直接的に表示することで、透視で得られた各々の X 線画像を動画としてリアルタイムに表示することができる。なお、透視で得られた各々の X 線画像を記憶媒体に書き込んで記憶してもよい。本実施例では、侵襲的な検査に使用される外科用 X 線装置 1 であるので、透視を専ら行うために用いられる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

図 2 および図 3 に示すように、モニタ台車 8 はモニタ 7 を搭載している。本実施例では、モニタ 7 を 2 つ設置しており、一方がリアルタイムに X 線画像を表示する透視用のライブモニタであり、他方が過去に得られた X 線画像を参照用に表示するリファレンスモニタである。もちろん、モニタの数については特に限定されず、透視用のライブモニタのみを備えてもよい。X 線台車 6 と同様に、モニタ台車 8 についても、底部に前輪 8 a および後輪 8 b が設けられており、これらの前輪 8 a および後輪 8 b を転がすことで床面に対してモニタ台車 8 を水平方向に自在に移動させることができる。モニタ台車 8 についても、モータなどによりモニタ台車 8 の手動をアシスト（支援）するように構成してもよい。

【 0 0 2 5 】

図 3 に示すように、ケーブル 9 は、X 線管 3 や X 線検出器 4 や X 線台車 6 とモニタ台車 8 とを電氣的に接続している。ケーブル 9 は、電源ケーブルおよび通信ケーブルで構成されている。

【 0 0 2 6 】

透視・撮影で得られた X 線検出信号を、通信ケーブルを介して X 線台車 6 からモニタ台車 8 に送信する。そして、モニタ台車 8 に搭載（内蔵）された画像処理部（図示省略）にて X 線検出信号に対してラグ補正やゲイン補正などの各種の画像処理を行って X 線画像を出力して、当該 X 線画像をモニタ 7 やプリンタやフィルム等に送信する。本実施例では画像処理部をモニタ台車 8 に搭載することで、X 線台車 6 の寸法・重量を小さくしている。ただし、後述する X 線管給電用バッテリー 8 5（図 4 を参照）と比較すると画像処理部の寸法・重量は小さいので、X 線台車 6 に画像処理部を搭載してもよいし、X 線台車 6 およびモニタ台車 8 の両方に画像処理部をそれぞれ搭載してもよい。

【 0 0 2 7 】

商用電源コンセント C に接続可能な電源ケーブル 8 1（図 4 も参照）をモニタ台車 8 に電氣的に接続している。電源ケーブル 8 1 を商用電源コンセント C に電氣的に接続することにより、電源ケーブル 8 1 からの電力を X 線管給電用バッテリー 8 5 に充電する。一方、ケーブル 9 の電源ケーブルは、X 線管給電用バッテリー 8 5 の電力をモニタ台車 8 から X 線台車 6 に供給する。

【 0 0 2 8 】

図 4 に示すように、モニタ台車 8 は絶縁トランス 8 2 と充放電制御ユニット 8 3 とバッテリーユニット 8 4 とを備えている。絶縁トランス 8 2 は、一次コイルと二次コイルとで構成されており、電源ケーブル 8 1 に電氣的に接続されている。このように絶縁トランス 8 2 を構成することにより、商用電源コンセント C（図 3 を参照）からのノイズを絶縁トランス 8 2 は遮断する。充放電制御ユニット 8 3 は、本発明における制御手段に相当する。

【 0 0 2 9 】

また、絶縁トランス 8 2 は充放電制御ユニット 8 3 に電氣的に接続されている。充放電制御ユニット 8 3 はシステム電源（図示省略）を備えており、システム電源は AC / DC 変換器（図示省略）を備えている。これによって、商用電源コンセント C からの商用電力を AC / DC 変換器は交流（AC）から直流（DC）に変換する。

【 0 0 3 0 】

また、充放電制御ユニット 8 3 は、バッテリーユニット 8 4 およびケーブル 9 に電氣的に接続されている。バッテリーユニット 8 4 は、複数の X 線管給電用バッテリー 8 5 が直列に接続されて構成されている。充放電制御ユニット 8 3 をバッテリーユニット 8 4 に電氣的に接続することにより、商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 を電氣的に接続することで得られた電力を X 線管給電用バッテリー 8 5 に充電する制御を充放電制御ユニット 8 3 は行う。図 4 では、充放電制御ユニット 8 3 はシステム電源の機能をも有していたが、システム電源と充放電制御ユニットとを別々にしてもよい。

【 0 0 3 1 】

また、図 4 に示すように、ケーブル 9 は後述するパワーインバータ 6 1 および制御ユニット 6 2 に電氣的に接続されている。X 線台車 6 はパワーインバータ 6 1 と制御ユニット

10

20

30

40

50

6 2 と高電圧発生ユニット 6 3 とを備えている。パワーインバータ 6 1 は、DC / AC 変換器（図示省略）で構成されており、ケーブル 9 に電氣的に接続されている。このようにパワーインバータ 6 1 を構成することにより、パワーインバータ 6 1 は直流（DC）から交流（AC）に変換する。

【0032】

制御ユニット 6 2 は電源回路（図示省略）を備えており、ケーブル 9 に電氣的に接続されている。また、制御ユニット 6 2 はパワーインバータ 6 1 に電氣的に接続されている。X 線管給電用バッテリー 8 5 からの電力供給時に、制御ユニット 6 2 はパワーインバータ 6 1 を制御する。図 4 では、制御ユニット 6 2 は電源回路の機能をも有していたが、電源回路と制御ユニット 6 2 とを別々にしてもよい。

10

【0033】

また、パワーインバータ 6 1 は高電圧発生ユニット 6 3 に電氣的に接続されている。高電圧発生ユニット 6 3 は X 線管 3（図 1 および図 3 も参照）に電氣的に接続されている。X 線管給電用バッテリー 8 5 からの電力供給時に、ケーブル 9 の電源ケーブルを介して、X 線管給電用バッテリー 8 5 からの電力をパワーインバータ 6 1 は直流（DC）から交流（AC）に変換する。パワーインバータ 6 1 で交流（AC）に変換した電力を高電圧発生ユニット 6 3 に供給し、高電圧発生ユニット 6 3 は X 線管用の高電圧（管電圧）を発生する。そして、管電圧を X 線管 3 に付与することにより、X 線管 3 は X 線を発生する。

【0034】

バッテリーユニット 8 4 は、複数の X 線管給電用バッテリー 8 5 からなるので、X 線管給電用バッテリー 8 5 からの電力は、高電圧発生ユニット 6 3 を介して X 線管 3 に供給されるが、X 線管 3 以外の構成（例えば、画像処理部や図 1 のモータ 6 M）にも給電してもよい。つまり、X 線管給電用バッテリー 8 5 は、少なくとも X 線管 3 に給電さえすれば、X 線管 3 以外の構成にも給電してもよい。

20

【0035】

制御ユニット 6 2 および充放電制御ユニット 8 3 は、集積回路(IC: Integrated Circuit)などで構成されている。図 4 の構成から明らかなように、従来では X 線台車に搭載されていたバッテリーユニット（X 線管給電用バッテリーも含む）および充放電制御ユニット（システム電源も含む）を、モニタ台車 6 に搭載することに技術的特徴がある。

【0036】

次に、一連の処理について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、実施例に係る外科用 X 線装置を用いる際の一連の処理の流れを示すフローチャートである。図 5 のフローチャートでは、X 線台車 6（図 1，図 3 および図 4 を参照）およびモニタ台車 8（図 2 ~ 図 4 を参照）の移動先の目的の場所に商用電源コンセント C（図 3 を参照）が設置されているものとして説明する。

30

【0037】

（ステップ S 1）台車の移動

X 線台車 6 およびモニタ台車 8 をそれぞれ目的の場所（例えば手術室）にまで移動させる。このとき、各台車 6，8 を繋ぐケーブル 9（図 1，図 3 および図 4 を参照）を各台車 6，8 から取り外した状態で、個々の台車 6，8 をそれぞれ移動させてもよいし、ケーブル 9 を各台車 6，8 に電氣的に接続した状態で、個々の台車 6，8 をそれぞれ移動させてもよい。

40

【0038】

台車 6，8 の移動時には、商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1（図 3 および図 4 を参照）が電氣的に接続されていない。商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 が電氣的に接続されているか否かを検出する接続検出回路（図示省略）を備える。例えば、電源ケーブル 8 1 に電流が流れているか否かを検出する電流検出アンプで接続検出回路を構成し、電源ケーブル 8 1 に流れる電流の有無によって接続の有無を検出する。なお、台車 6，8 の移動時には、商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 が電氣的に接続されていないのが明らかであるので、必ずしも接続検出回路を備える必要はない。

50

【 0 0 3 9 】

モータ 6 M (図 1 を参照) により X 線台車 6 の手動がアシスト (支援) され、モータによりモニタ台車 8 の手動がアシスト (支援) されている場合、各モータに給電される電力は X 線管 3 (図 1, 図 3 および図 4 を参照) に給電される電力と比べると極めて小さい。したがって、上述したように X 線管給電用バッテリー 8 5 (図 4 を参照) から各モータにそれぞれ給電してもよい。もちろん、X 線管給電用バッテリー 8 5 とは別の小型のバッテリーを用意し、各々の小型のバッテリーが、当該バッテリーを搭載した台車の手動をアシスト (支援) するために、同一の台車に搭載されたモータにそれぞれ給電してもよい。

【 0 0 4 0 】

(ステップ S 2) 商用電源コンセントに接続?

10

操作者が商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 のプラグを差し込むことで、商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 を電氣的に接続したのか否かを判断する。なお、上述した接続検出回路によって、接続の有無を自動的に認識してもよい。商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 のプラグを差し込んだ場合には、ステップ S 3 に進む。商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 のプラグを差し込んでない場合には、商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 のプラグを差し込むまで、ステップ S 2 をループ待機する。

【 0 0 4 1 】

(ステップ S 3) 照射?

X 線管 3 から X 線を照射するか否かを判断する。具体的には、X 線照射開始のコマンドがモニタ台車 8 の充放電制御ユニット 8 3 (図 4 を参照) に入力されたか否かを、充放電制御ユニット 8 3 がチェックする。X 線照射開始のコマンドが充放電制御ユニット 8 3 に入力された場合には、X 線管 3 から X 線を照射すると判断する。X 線照射開始のコマンドが充放電制御ユニット 8 3 に入力されていない場合には、X 線管 3 から X 線を照射しないと判断する。X 線管 3 から X 線を照射すると判断した場合には、ステップ S 4 に進む。X 線管 3 から X 線を照射しないと判断した場合には、ステップ S 5 に進む。

20

【 0 0 4 2 】

(ステップ S 4) バッテリ放電

ステップ S 3 で X 線管 3 から X 線を照射すると判断した場合には、X 線管給電用バッテリー 8 5 からの電力を、ケーブル 9 の電源ケーブルを介して X 線台車 6 の X 線管 3 に給電するために、X 線管給電用バッテリー 8 5 の放電を行う。X 線管給電用バッテリー 8 5 の放電によって、X 線管給電用バッテリー 8 5 からの電力を X 線管 3 に供給して、X 線管 3 から X 線を照射する。そして、被検体 M (図 1 および図 3 を参照) を透過した X 線を X 線検出器 4 (図 1 および図 3 を参照) が検出することによる透視・撮影を行う。透視・撮影で得られた X 線検出信号を、ケーブル 9 の通信ケーブルを介してモニタ台車 8 に送信して、モニタ台車 8 の画像処理部 (図示省略) にて X 線検出信号に対して画像処理を行って X 線画像を出力する。そして、当該 X 線画像をモニタ 7 (図 2 および図 3 を参照) に送信してモニタ 7 に表示する。

30

【 0 0 4 3 】

(ステップ S 5) バッテリ充電

ステップ S 3 で X 線管 3 から X 線を照射しないと判断した場合には、ステップ S 2 で商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 のプラグを差し込んだ状態であるので、商用電源コンセント C に電源ケーブル 8 1 を電氣的に接続することで得られた電力を X 線管給電用バッテリー 8 5 に充電する。そして、ステップ S 3 に戻って、X 線管 3 から X 線を照射するまでステップ S 3, S 5 を繰り返す。

40

【 0 0 4 4 】

ステップ S 3, S 5 から明らかなように、X 線管給電用バッテリー 8 5 への充電を完了する必要はない。X 線照射開始のコマンドが充放電制御ユニット 8 3 に入力されたか否かを、予め設定された時間毎に充放電制御ユニット 8 3 がチェックし (ステップ S 3 での照射の判断を行い)、X 線管 3 から X 線を照射する (X 線照射開始のコマンドが入力される) まで X 線管給電用バッテリー 8 5 への充電を引き続き行い、X 線照射開始のコマンドが入力

50

された時点で X 線管給電用バッテリー 8 5 への充電を中断すればよい。

【 0 0 4 5 】

本実施例に係る外科用 X 線装置 1 によれば、X 線管 3 を搭載し、走行可能に構成された走行台車 (X 線台車 6) と、モニタ 7 を搭載し、走行可能に構成されたモニタ台車 8 とにユニットを 2 つに分ける。X 線台車 6 には X 線管給電用バッテリーを搭載せずに、モニタ台車 8 のみに X 線管給電用バッテリー 8 5 を搭載する。X 線台車 6 とモニタ台車 8 とを電氣的に接続し、X 線管給電用バッテリー 8 5 の電力をモニタ台車 8 から X 線台車 6 に供給するケーブル 9 を備える。ケーブル 9 を備え、X 線管給電用バッテリー 8 5 の電力をモニタ台車 8 から X 線台車 6 に供給することにより、大容量の電力を X 線台車 6 に継続して供給することができる。また、X 線台車 6 には X 線管給電用バッテリーが搭載されていないので、X 線台車 6 の寸法・重量を小さくすることができ、X 線台車 6 の操作性が低くなることはない。その結果、X 線台車 6 の操作性を保ちつつ、大容量の電力を継続して供給することができる。

10

【 0 0 4 6 】

また、本実施例では、電源コンセント (商用電源コンセント C) に接続可能な電源ケーブル 8 1 をモニタ台車 8 に電氣的に接続し、当該商用電源コンセント C に当該電源ケーブル 8 1 を電氣的に接続することで得られた電力を X 線管給電用バッテリー 8 5 に充電する制御を行う制御手段 (本実施例では充放電制御ユニット 8 3) をモニタ台車 8 に搭載するのが好ましい。

【 0 0 4 7 】

ここで、先行技術文献および本発明の特徴部分について述べる。

特許文献 1 : 特開 2 0 1 4 - 2 0 0 4 3 6 号公報では、段落番号「 0 0 1 2 」に「 ... モニタ台車 1 1 には、後に詳述するが、モニタ 1 2 やモニタ制御部 1 3 等の負荷回路をバッテリー駆動するためのバッテリーが搭載されている。」と記載されている。一方、段落番号「 0 0 2 4 」に「 ... C アーム台車 3 1 側で比較的大きな電力が必要な動作をする場合に、モニタ台車内のバッテリーを使って、モニタ台車内をバッテリー駆動にし、モニタ台車 1 1 に供給予定だった電力を、C アーム台車 3 1 に分配することで、C アーム台車 3 1 に使用可能な電力を増加させる。... 」と記載されている。このように、特許文献 1 では、走行台車 (特許文献 1 では C アーム台車) に搭載されたバッテリー (特許文献 1 では曝射バッテリー) の電力を増やすために、モニタ台車にもバッテリーを搭載して、当該バッテリーの電力を走行台車 (C アーム台車) に供給することを特徴としている。

20

30

【 0 0 4 8 】

これに対し、本発明では、走行台車には X 線管給電用バッテリーを搭載せずに、走行台車の寸法・重量を小さくするという点で特許文献 1 : 特開 2 0 1 4 - 2 0 0 4 3 6 号公報と相違する。これによって、特許文献 1 における各モードに応じて各スイッチング回路の ON / OFF を切り替えるという制御を行わずに、本発明では、照射時にはバッテリーの放電を行い、それ以外の時にはバッテリーの充電を行うという簡易な制御のみで済む効果をも奏する。

【 0 0 4 9 】

本発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

40

【 0 0 5 0 】

(1) 上述した実施例では、外科用 X 線テレビシステムのような侵襲的な検査に使用される外科用 X 線装置を例に採って説明したが、回診用 X 線装置などに例示されるように、X 線管を搭載し、走行可能に構成された走行台車 (X 線台車) と、モニタを搭載し、走行可能に構成されたモニタ台車とを備えた移動型 X 線装置であれば、特に限定されない。

【 0 0 5 1 】

(2) 上述したように、X 線管給電用バッテリーは、少なくとも X 線管に給電さえすればよく、X 線管以外の構成 (例えば、画像処理部や図 1 のモータ 6 M) にも給電してもよい。

【 0 0 5 2 】

50

(3) 上述した実施例では、走行台車(X線台車)にはX線管給電用バッテリーを含めて他のバッテリーを搭載しなかったが、図5のフローチャートでも述べたように、X線管給電用バッテリーとは別の小型のバッテリーをX線台車に搭載してもよい。そして、当該小型のバッテリーがX線管以外の構成に給電してもよい。

【0053】

(4) 上述した実施例では、電源コンセント(商用電源コンセント)に接続可能な電源ケーブルをモニタ台車に電氣的に接続し、当該商用電源コンセントに当該電源ケーブルを電氣的に接続することで得られた電力をX線管給電用バッテリーに充電する制御を行う制御手段(実施例では充放電制御ユニット83)をモニタ台車に搭載したが、必ずしも商用電源コンセントに接続可能な電源ケーブルを備える必要はない。「背景技術」の欄でも述べたような簡易型の発電機をモニタ台車の付近に用意して、発電機で得られた電力をX線管給電用バッテリーに充電してもよい。また、電力を事前に蓄積しておいた、X線管給電用バッテリーとは別のバッテリーをモニタ台車に電氣的に接続して、当該別のバッテリーからの電力をX線管給電用バッテリーに充電してもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0054】

以上のように、本発明は、外科用X線装置や回診用X線装置に適している。

【符号の説明】

【0055】

- 1 ... 外科用X線装置
- 3 ... X線管
- 6 ... X線台車
- 7 ... モニタ
- 8 ... モニタ台車
- 81 ... 電源ケーブル
- 83 ... 充放電制御ユニット
- 85 ... X線管給電用バッテリー
- 9 ... ケーブル

20

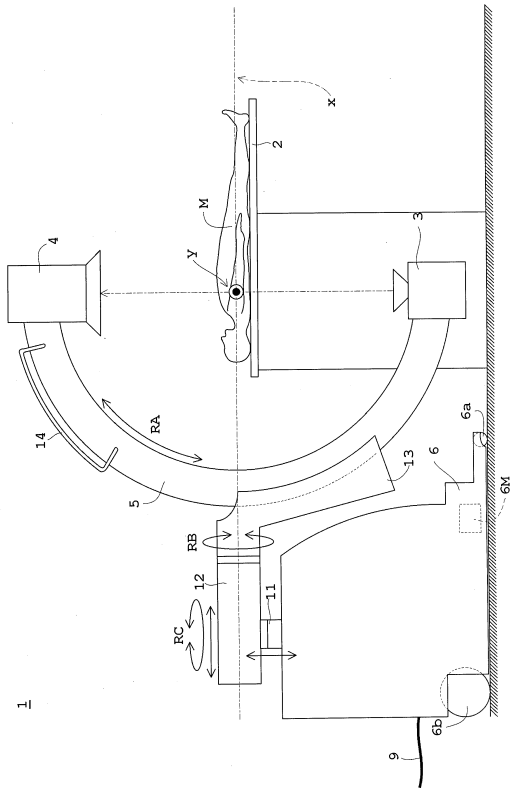
30

40

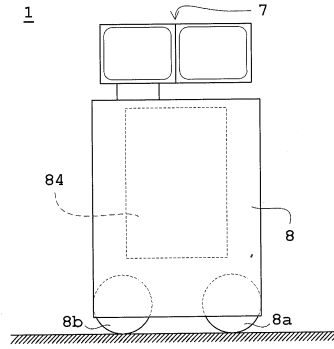
50

【図面】

【図 1】



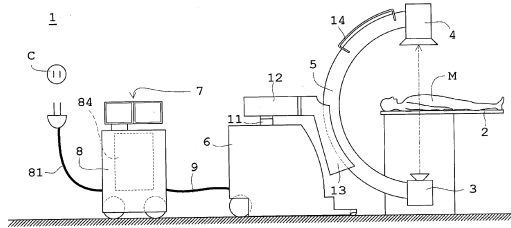
【図 2】



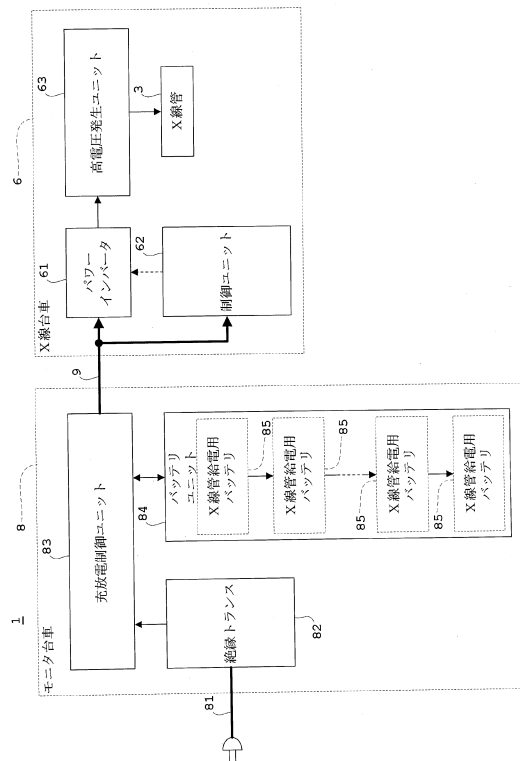
10

20

【図 3】



【図 4】

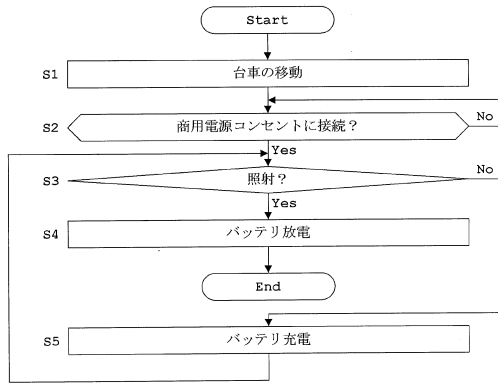


30

40

50

【 図 5 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 岡本 剛
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 森 慎一郎
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 猪飼 慶己
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- 審査官 後藤 昌夫
- (56)参考文献 特開2014-200436(JP,A)
特開2016-049009(JP,A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14