

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5322410号
(P5322410)

(45) 発行日 平成25年10月23日(2013.10.23)

(24) 登録日 平成25年7月26日(2013.7.26)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 2 0 M
H 0 5 G 1/24 (2006.01) H 0 5 G 1/24

請求項の数 3 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-191304 (P2007-191304) (22) 出願日 平成19年7月23日 (2007.7.23) (65) 公開番号 特開2009-22672 (P2009-22672A) (43) 公開日 平成21年2月5日 (2009.2.5) 審査請求日 平成22年7月20日 (2010.7.20)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (72) 発明者 石田 一盛 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 (72) 発明者 大原 光一 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 審査官 遠藤 孝徳</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用X線高電圧装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

商用の交流電源を直流に変換する整流回路と、この整流回路からの直流電力を蓄積する電力蓄積手段と、この電力蓄積手段からの直流電力を交流電力に変換するインバータ回路と、このインバータ回路からの交流電力を高圧の直流電力に変換する高電圧発生装置と、この高電圧発生装置からの直流高電圧が印加されるX線管球と、を備えるエネルギー蓄積型の医用X線高電圧装置であって、

前記X線管球から照射されるX線を制御するための制御信号を前記インバータ回路に出力するX線制御手段と、X線撮影の条件を設定すると共に、設定された撮影条件を前記X線制御手段に出力するX線条件設定手段と、前記電力蓄積手段の充電量を検出するための充電量検出手段と、前記充電量検出手段から出力される検出信号に基づいて撮影対象部位における、撮影の可否、及び撮影可能回数についての判定をおこなう判定手段と、前記判定手段からの判定結果を判定情報として報知するための判定報知手段と、を備え、

前記判定手段は、前記充電量検出手段によって検出される充電量に基づいて、予め記憶された複数種のX線撮影条件の中から撮影が可能となる条件を判定すると共に撮影可能と判定した撮影対象部位において撮影可能回数を判定することを特徴とする医用X線高電圧装置。

【請求項2】

前記複数種のX線撮影条件とは、X線撮影を行なう被検体の体厚、大人、子供、又は撮影対象部位の少なくとも何れか一つにより定められた条件であることを特徴とする請求項

10

20

1に記載の医用X線高電圧装置。

【請求項3】

前記判定報知手段は、視覚又は聴覚の少なくとも的一方で感知できる判定情報を報知することを特徴とする請求項1又は2に記載の医用X線高電圧装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、家庭用コンセントに接続することでX線撮影が可能となるエネルギー蓄積型の医用X線高電圧装置に関し、特に、現状の充電量での撮影の可能性についての判定情報を報知できるようにした医用X線高電圧装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

診療所等で使用される比較的簡易な医用X線高電圧装置では、家庭用コンセントに接続することで撮影が可能となるいわゆるエネルギー蓄積型のものが公知である。例えばインバータに供給される電源として別個に内部抵抗の小さいバッテリーを設け、大電流が必要とされる撮影時にのみバッテリーからの電源を用いるようにしたものが提案されている(例えば特許文献1参照)。また、バッテリーからの直流電源又は商用の交流電源を直流に変換して得られる直流電源の何れかを選択できるようにしたX線高電圧装置も提案されている(例えば特許文献2参照)。

【0003】

20

このように大電流が必要とされる撮影時にバッテリーからの電源を用いる場合、撮影によってバッテリーの電源が消費され充電電圧が低下すると充電が開始され、充電が完了するまで待機を余儀なくされる。通常、このような機種では、例えばX線撮影の条件の設定と表示を行うための操作パネル等に、充電中である旨、充電が完了した旨等々がランプ等で表示されるようになっている。

【0004】

【特許文献1】実開平5-73900号公報

【特許文献2】特開2004-220955号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0005】

ところで、被検体の体厚や撮影対象となる部位の相違等によって、管電圧や管電流時間積等のX線撮影の条件が異なり消費する電力も相違するため、撮影可能か否かの消費電力が異なる。例えば大人は小児よりも、また、太っている人は痩せた人よりも消費電力が多くなる。従って、蓄電量が低下して大人の撮影はできなくなっても小児の撮影が可能な場合もある。また、撮影対象となる部位、例えば循環器や消化器と四肢等では、それぞれX線撮影の条件が異なり消費電力も相違する。

【0006】

従来のエネルギー蓄積型の医用X線高電圧装置では、撮影によってバッテリーの電源が消費され充電電圧が低下すると充電が開始されるが、その充電中、撮影者は、撮影の可能性についての詳細な情報を把握することができなかつたので、充電が完了するまで待機するのみであった。しかし、充電中であっても被検体や部位を選択すれば撮影が可能になる状態があるはずであるが、どのような被検体や部位が撮影可能なのか、また、設定したX線撮影の条件での撮影が可能になるまでにどれぐらいの時間を要するのか等についての撮影者が知りたい情報を把握できなかつた。従って、撮影間隔を短縮できる場合であっても、アイドルタイムの発生を回避することができなかつた。

40

【0007】

本発明は、このような事情に鑑みてなされ、充電中であっても撮影の可能性等についての情報を把握できるようにしたエネルギー蓄積型の医用X線高電圧装置を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】**【0008】**

本発明の医用X線高電圧装置は、商用の交流電源を直流に変換する整流回路と、この整流回路からの直流電力を蓄積する電力蓄積手段と、この電力蓄積手段からの直流電力を交流電力に変換するインバータ回路と、このインバータ回路からの交流電力を高圧の直流電力に変換する高電圧発生装置と、この高電圧発生装置からの直流高電圧が印加されるX線管球と、を備えるエネルギー蓄積型の医用X線高電圧装置であって、

前記X線管球から照射されるX線を制御するための制御信号を前記インバータ回路に出力するX線制御手段と、X線撮影の条件を設定すると共に、設定された撮影条件を前記X線制御手段に出力するX線条件設定手段と、前記電力蓄積手段の充電量を検出するための充電量検出手段と、前記充電量検出手段から出力される検出信号に基づいて撮影の可否についての判定をおこなう判定手段と、前記判定手段からの判定結果を判定情報として報知するための判定報知手段と、を備えることを特徴とする。

10

【0009】

撮影によってバッテリーの電源が消費され充電電圧が低下すると充電が開始されるが、その充電中においては、電力蓄積手段の充電量（電力蓄積量）が時々刻々変化する。一方、被検体の体厚や部位の相違等によって、管電圧や管電流、曝射時間（撮影時間）等のX線撮影の条件が異なり、消費する電力も相違する。従って、本発明の構成によれば、被検体の体厚や部位に応じたX線撮影の条件から求められる電力量を、その時点で検出される電力蓄積手段の充電量と比較して撮影可否を判定する判定プログラムに基づいて判定手段を駆動させ、その判定結果を判定報知手段によって判定情報として提供することができる。この判定情報に基づいて、撮影者は、従来のように、満充電になるまでただ待機するのではなく、充電中においても、撮影者の判断によって撮影が可能な範囲で部位を選択して撮影を行うことができ、アイドルタイムの発生を少なくすることができる。

20

【0010】

前記判定手段は、前記X線条件設定手段によって設定されたX線撮影の条件での撮影の可否について判定するようにしてもよい。このようにすれば、設定したX線撮影の条件での撮影の可能性についての判定結果が判定情報として報知される。従って、撮影者が撮影を予定した部位の撮影の可否についての判定結果を把握することができるため、適切な対応をとることができる。

30

【0011】

前記判定手段は、前記充電量検出手段によって検出される充電量で撮影が可能となるX線条件を判定するようにしてもよい。このようにすれば、撮影者は、その時点での充電量で撮影が可能なX線撮影の条件を選択して撮影することができるため、例えば複数の待機者がいる場合等には、適宜、撮影順序を調整することで、アイドルタイムの発生を少なくすることができる。

【0012】

前記判定報知手段は、視覚又は聴覚の少なくとも一方で感知することができる情報を報知するようにしてもよい。判定基準の詳細をディスプレイに表示したり、マイクを通じて疑似音声等によって報知したりすることにより、撮影者に確実に情報を伝達することができる。また、必要な場合には、両者を併用してもよく、あるいはブザー等で注意を喚起させるようにしてもよい。

40

【発明の効果】**【0013】**

本発明の医用X線高電圧装置によれば、撮影者は、充電中であっても、その時点での充電量に応じて判定報知手段によって報知される被検体の体厚や部位に応じた撮影の可能性についての判定結果を把握することができるため、適宜必要に応じて撮影可能な体厚や部位を選択することができ、アイドルタイムの発生を少なくすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0014】**

50

以下に、本発明の実施の形態に係る医用X線高電圧装置について詳細に説明する。ここでは、医用X線撮影装置に用いる高電圧装置について説明する。図1は、装置の基本的な構成例を示すブロック図、図2は装置の全体配置図である。この医用X線高電圧装置（以下、装置という）は、例えば診療所等で使用される比較的簡易なエネルギー蓄積型の装置であり、図1に示すように、商用の交流電源1を直流に変換する整流回路2と、この整流回路2からの直流電力を蓄積する電力蓄積手段3と、この電力蓄積手段3からの直流電力を交流電力に変換するインバータ回路4と、このインバータ回路4からの交流電力を高圧の直流電力に変換する高電圧発生装置5と、この高電圧発生装置5からの直流高電圧が印加されるX線管球6と、を備えている。尚、高電圧発生装置5は、例えば変圧器5aと整流器5bで構成される。

10

【0015】

電力蓄積手段3には、電力蓄積手段3の充電量を検出するための充電量検出手段7が接続されている。充電量検出手段7は、充電電圧曲線のデータを備え、電力蓄積手段3の電圧を検出し、その電圧値をデータと照合させて充電量（電力蓄積量）を検出する。この充電量検出手段7には、充電量検出手段7からの充電量検出信号に基づいて撮影の可能性についての判定をおこなう判定手段12が接続されている。また、インバータ回路4には、X線管球6から照射されるX線を制御するための制御信号を出力するX線制御手段8が接続されている。このX線制御手段8の入力側には、操作卓制御手段9を介してX線撮影の条件を設定・表示するためのX線条件設定器（X線条件設定手段）10とX線条件表示器11及び撮影の可能性について判定するための判定手段12が接続され、その出力側には、判定手段12から出力される判定結果を判定情報として報知するための判定報知手段13が接続されている。尚、本実施の形態では、X線条件設定器10とX線条件表示器11及び判定報知手段13は、操作パネル31（図2参照）に収納されている。

20

【0016】

判定手段12は、被検体の体厚や部位に応じたX線撮影の条件から求められる電力量を、その時点で検出される電力蓄積手段3の充電量と比較する。この比較演算は、判定プログラムに従って行われる。そして、その判定結果をX線制御手段8を経由させて判定報知手段13に出力する。判定報知手段13は、視覚で感知できる判定情報を報知してもよく、マイクを通じて疑似音声等によって判定情報を報知してもよく、必要な場合には、両者を併用してもよい。

30

【0017】

その判定プログラムによる判定の内容については、例えば次の2つのモードを挙げることができる。その一つのモードは、X線条件設定器10によって設定したX線撮影の条件での撮影の可否について判定するものである。このモードでは、撮影者は、撮影する前に、X線条件設定器10により、撮影対象となる部位及び被検体の体厚に応じて適切なX線撮影の条件を選択し、その撮影条件がX線条件表示器11に表示される。そして、そのX線条件での撮影の可否についての判定が行われ、その判定結果が判定情報として判定報知手段13で報知される。従って、撮影者は、撮影を予定した部位の撮影の可否についての判定結果を把握することができる。その判定結果については、例えば予定していたX線条件での撮影が可能である否か、また、その撮影が可能になるまでどれだけの（充電）時間を要するか等の情報を含めることができる。このような判定結果を把握することによって、撮影者は、即座に、撮影対象を変更する等の適切な対応をとることができる。

40

【0018】

別のモードは、その時点での充電量で撮影可能な撮影条件の選択判定を行い、各部位毎に選択判定結果を表示するものである。このモードでは、被検体の体厚や部位に応じたX線撮影の条件は、通常、アナトミカルプログラムなどに記憶されているため、このプログラムで設定されている管電圧と管電流時間積から、その条件で撮影するのに要する電力量を演算できる。そして、この電力量と、その時点における電力蓄積手段3の充電量とを比較して、撮影可能な撮影条件を選択する。例えば図3に示すように、その時点での各部位の撮影の可否について、例えば撮影可能な場合を○、撮影不可の場合を×で表示すること

50

ができる。尚、×表示は、充電の進行に伴って、撮影が可能になった時点で表示に変化する。従って、撮影者は、X線条件設定器10によってX線撮影の条件を設定する前に、充電中であっても、このような判定情報を把握することによって、その時点で撮影可能な被検体の体厚や部位を選択して、可能な範囲内で撮影を行うことができる。これにより、装置のアイドルタイムの発生を少なくすることができる。尚、判定プログラムには、上述のようなモードの他に、撮影の可能性に関係する判定材料となるあらゆる事項を含めることができる。例えば、被検体のどの部位であれば、何回撮影が可能であるかというような撮影に関する内容の他、目下の充電量はどれだけか、満充電になるまで後どれだけ時間を要するか等の情報を提供してもよく、充電中及び充電完了の表示ができるようにしてもよい。あるいは、撮影者が撮影対象の選択を誤ったとき等には、ブザー等で注意を喚起させるようにしてもよい。

10

【0019】

基本的には、上述のように構成される本装置についてさらに詳細に説明すると、図2に示すように、X線管球6は、X線発生装置21に収納され、このX線発生装置21には、焦点合わせ装置22及び絞り23が一体化されている。このX線発生装置21は、支柱24のガイドレール25に沿って昇降自在なスライダ26に取り付けられ、手動(又は電動)により、垂直下向き、左、右方向に転回操作される。X線発生装置21の下方には、寝台27が設けられ、そのフレームの上部には天板28が張設されており、その直下には、例えばFPD(Flat Panel Detector)やI.I.(X-ray Image Intensifier)、IP(Imaging Plate)等からなるX線検出器29が設けられている。このX線検出器29

20

【0020】

このX線発生装置21は、別置きタイプの操作パネル31による遠隔操作又は手動等によって操作することができる。即ち、例えば操作パネル31から出力される操作情報を受けた操作卓制御手段9から出力される操作卓制御信号がX線制御手段8を経由してX線発生装置21を操作するための駆動源(スライダ26内に収納)に入力されると、X線発生装置21がX線検出器29に対して所望の対応位置に昇降移動操作される。尚、手動によってX線発生装置21を操作する場合にも、その操作の状態がX線制御手段8に入力される。また、X線発生装置21とX線検出器29は相対的な位置を保持した状態で手動によ

30

【0021】

このような構成により、撮影者が、操作パネル31のX線条件設定器10により撮影対象に応じた管電圧や管電流時間積等のX線撮影の条件を設定すると、その内容がX線条件表示器11に表示されると共に、X線制御手段8からインバータ回路4に制御指令が出力され、高電圧発生装置5を介して、X線管球6を設定した条件で照射させる所望の撮影が可能となる。そして、撮影によって電力蓄積手段3に蓄積されている電力が消費され電圧が低下すると、充電が開始され、充電中である旨の表示ランプ(操作パネル31に設けられている)が点灯する。そして、徐々に電力が蓄えられ、撮影が可能になると、前述したように、被検体のどの部位の撮影が可能になったかというような判定結果の詳細が操作パネル31中の判定報知手段13によって報知される。従って、撮影者は、どのような撮影を行えばよいか、適切な対応をとることができ、これにより、アイドルタイムの発生を少なくすることができる。

40

【0022】

尚、本発明は、実施の形態に限定されることなく、発明の要旨を逸脱しない限りにおいて、適宜、必要に応じて改良、変更等は自由である。例えば充電量検出手段7が充電量検

50

出信号をX線制御手段8に出力する一方、X線条件設定器10で設定したX線撮影の条件が操作卓制御手段9を介してX線条件表示器11に表示されると共にX線制御手段8に入力されるようにしてもよい。そして、X線制御手段8に入力されたX線撮影の条件から求められる電力量を、充電量検出手段7で検出した充電量と比較することによって、X線撮影可否を判定し、その判定結果をX線条件表示器11(又は判定報知手段13)に表示するか音を鳴らすようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0023】

本発明の医用X線高電圧装置は、充電中であっても撮影の可能性についての情報を把握できるので、アイドルタイムの発生を少なくすることができるため、スループットの向上が求められる診療所等での使用に好適である。

10

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の実施の形態に係る医用X線高電圧装置の基本的な制御系統を示すブロック図である。

【図2】同医用X線高電圧装置の配置図である。

【図3】同撮影可能性についての部位別判定結果を表す一覧図である。

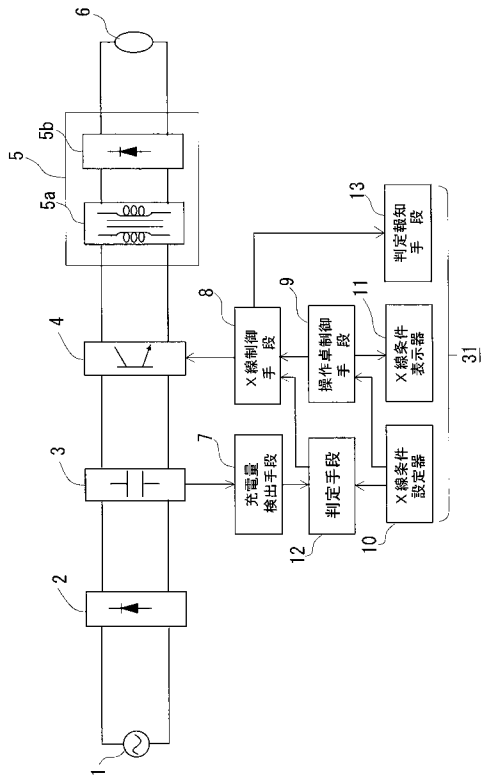
【符号の説明】

【0025】

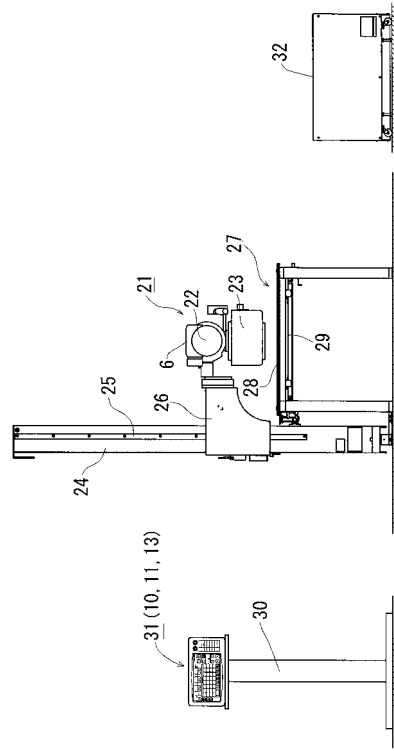
- | | | | | | | | |
|----|---------|-----|---------|-----|---------|----|---------|
| 1 | 交流電源 | 2 | 整流回路 | 3 | 電力蓄積手段 | 4 | インバータ回路 |
| 5 | 高電圧発生装置 | 5 a | 変圧器 | 5 b | 整流器 | 6 | X線管球 |
| 7 | 充電量検出手段 | 8 | X線制御手段 | 9 | 操作卓制御手段 | | |
| 10 | X線条件設定器 | 11 | X線条件表示器 | 12 | 判定手段 | | |
| 13 | 判定報知手段 | 21 | X線発生装置 | 22 | 焦点合わせ装置 | | |
| 23 | 絞り | 24 | 支柱 | 25 | ガイドレール | 26 | スライ |
| 31 | 操作パネル | 32 | 制御ボックス | | | | |

20

【図1】



【図2】



【図3】

撮影対象部位	撮影の可能性			
	成人			小児
	肥満	普通	痩身	
頭部	×	×	×	○
首	○	○	○	○
胸部	×	×	×	○
腹部	×	×	×	○
上肢	○	○	○	○
下肢	○	○	○	○
手	○	○	○	○
足	○	○	○	○

フロントページの続き

- (56)参考文献 実開平5 - 73900 (JP, U)
特開2004 - 22308 (JP, A)
特開2002 - 596 (JP, A)
特開2005 - 6888 (JP, A)
特開2006 - 95020 (JP, A)
特開2004 - 290316 (JP, A)
特開平10 - 116697 (JP, A)
特許第3605657 (JP, B2)
特開平8 - 238234 (JP, A)
特開2004 - 220955 (JP, A)
特開平9 - 298099 (JP, A)
特開平5 - 36491 (JP, A)
特公昭63 - 46559 (JP, B2)
特開平5 - 36492 (JP, A)
特開2005 - 27739 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

H05G 1/00 - 1/70

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)