

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4526107号
(P4526107)

(45) 発行日 平成22年8月18日(2010.8.18)

(24) 登録日 平成22年6月11日(2010.6.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 2 1 A

H 0 5 G 1/08 (2006.01)

H 0 5 G 1/08 Z

H 0 5 G 1/32 (2006.01)

H 0 5 G 1/32 Z

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2000-220708 (P2000-220708)
 (22) 出願日 平成12年7月21日(2000.7.21)
 (65) 公開番号 特開2002-34967 (P2002-34967A)
 (43) 公開日 平成14年2月5日(2002.2.5)
 審査請求日 平成19年7月19日(2007.7.19)

(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 高橋 順
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 高野 博司
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 堂本 拓也
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 坂本 和彦
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を放射するX線管と、このX線管から放射されたX線が被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にこの検出信号を増幅するX線検出部と、前記X線管とX線検出部とを対向させて被検体の周りに回転させるスキャナ回転部と、前記X線検出部からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置と、この画像処理装置からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置とを有するX線CT装置であって、

直流電源と、この直流電源からの直流電圧を交流電圧に変換するインバータ回路と、このインバータ回路の出力側に接続されると共に上記スキャナ回転部の固定枠の周上に配置された第一の巻線と前記スキャナ回転部の回転枠の周上に前記第一の巻線に対向して配置された複数の第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段と、を備え、

前記複数の第二の巻線のうちの一つの巻線の出力電圧又は周波数を制御し、前記X線管に印加する電圧を制御すると共に、電圧制御可能な双方向スイッチによる交流電圧制御手段又はサイクロコンバータにより構成され、前記スキャナ回転部に配置した管電圧制御手段を備えることを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

前記管電圧制御手段から出力する電圧を昇圧する高電圧トランスと、この高電圧トランスの出力電圧を直流電圧に変換する高電圧整流器と、この高電圧整流器の出力電圧を平滑するコンデンサと、を備え、このコンデンサで平滑した直流の高電圧を前記X線管に印加することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項 3】

前記電磁誘導送電手段の複数の第二の巻線のうちの一つの巻線の出力電圧を前記管電圧制御手段に入力し、前記複数の第二の巻線のうちの他の巻線の出力電圧を前記スキャナ回転部に搭載した X 線管に備えられた陽極回転駆動機構に電圧を供給する陽極駆動回路、X 線管に備えられたフィラメントに電圧を供給する加熱回路、前記陽極駆動回路、又は前記加熱回路の制御回路へ電圧を供給する制御電源回路、のうち少なくとも一つの回路に供給することを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記電磁誘導送電手段の複数の第二の巻線のうちの一つの巻線の出力電圧を前記管電圧制御手段に入力すると共に前記第二の巻線の他の巻線と絶縁して複数種類の出力電圧を発生する絶縁変圧器を有し、この絶縁変圧器の出力電圧を前記スキャナ回転部に搭載した X 線管に備えられた陽極回転駆動機構に電圧を供給する陽極駆動回路、X 線管に備えられたフィラメントに電圧を供給する加熱回路、前記陽極駆動回路、又は前記加熱回路の制御回路へ電圧を供給する制御電源回路、のうち少なくとも一つの回路に供給することを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の診断部位に X 線を放射しその透過 X 線像を検出して断層像を再構成し画像として表示する X 線 CT 装置に関し、特に連続的に回転するスキャナ回転部に電源から電力を供給する手段を備えたものにおいて、上記電力供給手段の保守点検を容易にする

【0002】

【従来の技術】

X 線 CT 装置は、X 線管から扇状の X 線ビームを被検体に照射し、該被検体を透過した X 線を前記 X 線管と対向する位置に配置した X 線検出器で検出し、この検出したデータを画像処理して前記被検体の断層像を得るものである。

【0003】

前記 X 線検出器は、円弧状に配列された数百にも及ぶ検出素子群で構成され、被検体を挟んで X 線管に対向して配置されており、検出器素子の数に対応した数の放射状に分布する X 線通路を形成し、X 線管と検出器が一体となって被検体の周りを少なくとも 180 度以上回転させて一定の角度ごとに被検体の透過 X 線を検出する。

【0004】

この X 線 CT 装置において、近年、“短時間で広い範囲のスキャンが可能”、“体軸方向に連続したデータが得られ、これによって三次元画像の生成が可能になる”などの特徴により、ヘリカルスキャンやスパイラルスキャンと呼ばれるら旋 CT が急激に普及した。このら旋 CT は、撮影中に積極的に撮影位置を移動させることで広範囲に亘る多層の撮影にかかる時間を大幅に短縮して、三次元の CT 撮影を可能としたものである。

【0005】

このような特徴のあるら旋 CT は、固定したスキャナ本体が連続回転スキャンを行うと同時に寝台を体軸方向に移動させることによって、X 線管を被検体に対し相対的にら旋運動をさせる。このように、ら旋スキャンは撮影中、連続回転スキャンと並行して撮影位置も変えているため、全体の撮影時間が短縮される。また、撮影中に体軸方向にも連続走査しているため、三次元データを収集していることになる。

【0006】

このら旋スキャンを実現するためには、スキャナ回転盤を連続して回転させる必要があり、そのためにはスキャナ回転盤に搭載した X 線管に連続して電力を供給するための手段が必要となる。この手段として、スリップリングとブラシから成る電力供給機構が用いられ、前記スキャナ回転盤に X 線管と共に該 X 線管に高電圧（以下、この電圧を管電圧と呼ぶことにする）を印加するための高電圧発生装置などを搭載し、この高電圧発生装置などに

10

20

30

40

50

前記電力供給機構を介して前記X線管から所要のX線を発生するための電力を供給する。このように、高電圧発生装置はスキャナ回転盤に搭載されて高速に回転されるために、その重量はできるだけ軽い方が望ましい。このため、X線高電圧装置には、前記高電圧発生装置の高電圧トランスを小型、軽量化でき、かつ管電圧の脈動を小さくできるインバータ式X線高電圧装置が用いられる。

【0007】

しかし、このようなスリップリングとブラシによる電力供給機構による従来のX線CT装置は、スリップリングとブラシの機械的摺接による電力供給方法であるので、前記スリップリングとブラシとの間に大電流が流れることによって、その接触部分に摩耗や腐食が生じるものであった。すなわち、上記スキャナ回転部に搭載されている高電圧トランスは、出力側に百数十kVもの高電圧を発生させるもので、入力側との絶縁のために内部に十分な絶縁距離を設けてあり、このために数 μ H～数十 μ Hの漏れインダクタンスがある。また、上記スリップリングとブラシとを介して流れる電流は、最大で約400Aにもなる。このような状態で、上記スキャナ回転部が回転するときにスリップリングとスキャナ固定部に設けたブラシとの間に小さな隙間が生じると、上記漏れインダクタンスの影響で電流は流れ続けようとし、上記隙間にアークが発生して局部的に高温になることがある。そして、この高温によって上記スリップリングやブラシが摩耗したり腐食することがあるので、上記スリップリングの研磨やブラシの交換などの保守点検を定期的に行わなければならない。また、この問題は、近年心臓等の動きの激しい臓器の診断を効果的に行うことを目的に、より高速スキャンのX線CT装置が市場から求められていることから、益々深刻になりつつある。

【0008】

そこで、このような問題点に対処する方法として、電源からX線管側へ電力を機械的摺接によらない非接触で供給する電磁誘導作用を利用した方法が特開平7-204192号に開示されている。これは、スキャナ回転部に設けられ電源からX線管側へ電力を供給する手段として、上記インバータ式X線高電圧装置のインバータ回路の出力側に接続されると共にスキャナ回転部の固定枠の周上に第一の巻線を配置し、この第一の巻線に対向して上記スキャナ回転部の回転枠の周上に配置されると共に上記高電圧変圧器の入力側に接続された第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段を設けたものである。

【0009】

また、X線検出器から画像処理装置へ検出信号を送る手段として発光素子と受光素子を組み合わせた光通信を利用した非接触伝送手段を用いたX線CT装置について特開平9-313473号に公開されている。

これらにより、非接触でX線管に高電圧を供給し、X線検出信号を画像処理装置に伝送することができ、スリップリングとブラシによる機械的摺接による前記電力伝送手段及び信号伝送手段の摩耗や腐食を防止し、保守点検を容易にすると共に、装置全体の信頼性を向上することができる。

【0010】

【発明が解決しようとしている課題】

しかし、上記特開平7-204192号には、X線管のフィラメントを加熱するフィラメント加熱回路や、X線管の陽極を回転駆動するX線管の陽極回転駆動回路などの、X線発生に必要な前記高電圧発生回路以外の前記各種回路への電力供給については言及していない。このため、前記各種回路への電力供給なしではX線CT装置として機能しないので、この各種回路への電力供給も大きな課題である。

【0011】

この場合、前記各種回路への電力供給に従来と同じスリップリングとブラシの機械的摺接による電力供給方法を用いることが考えられるが、前記各種回路に必要な電力は高電圧発生回路よりも非常に小さいとは言え、数十アンペアの電流が流れるので、この方法でも摩耗や腐食の問題は残る。さらに、上記特開平7-204192号に開示されているX線CT装置の管電圧の制御はスキャナ回転部の固定側のインバータ回路で行う方式であるために、この

インバータ回路の出力電圧、すなわちスキャナ回転部の回転側に搭載した高電圧トランスの一次側に供給される電圧は前記管電圧に応じて変化するので、上記各種回路への電力供給源とすることができない。したがって、上記各種回路に対して個別に電磁誘導送電手段を設ける必要が生じるので、システム全体が一層複雑化し、コスト上昇やサイズ・重量の増加は著しいものとなる。

【 0 0 1 2 】

そこで、本発明の目的は、高電圧発生回路だけでなく、該高電圧発生回路以外のX線管のフィラメント加熱回路やX線管の陽極回転駆動回路などのスキャナ回転部は搭載された回路にも非接触で電力を供給し、電源からスキャナ回転部へ電力を供給する電力供給手段の保守点検を容易にすると共に装置全体の信頼性を向上し、高速スキャンに対応可能なX線CT装置を提供することにある。

【 0 0 1 3 】

【課題を解決するための手段】

上記目的は、以下の手段によって達成される。

【 0 0 1 4 】

(1) X線を放射するX線管と、このX線管から放射されたX線が被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にこの検出信号を増幅するX線検出部と、前記X線管とX線検出部とを対向させて被検体の周りに回転させるスキャナ回転部と、前記X線検出部からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置と、この画像処理装置からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置とを有するX線CT装置であって、直流電圧を発生する電源と、この電源からの直流電圧を交流に変換するインバータ回路と、このインバータ回路の出力側に接続されると共に上記スキャナ回転部の固定枠の周上に配置された第一の巻線と前記スキャナ回転部の回転枠の周上に前記第一の巻線に対向して配置された複数の第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段と、この電磁誘導送電手段の複数の第二の巻線のうちの一つの巻線の少なくとも出力電圧又は周波数を制御して前記X線管に印加する電圧を制御する管電圧制御手段と、この管電圧制御手段によって制御された交流電圧を昇圧する高電圧トランスと、この高電圧トランスの出力電圧を直流電圧に変換する高電圧整流器と、この高電圧整流器の出力電圧を平滑するコンデンサとを備え、このコンデンサで平滑した直流の高電圧を前記X線管に印加してX線を放射する。

【 0 0 1 5 】

(2) 前記管電圧制御手段は、電圧制御可能な双方向スイッチによる交流電圧制御手段又はサイクロコンバータで構成される。

【 0 0 1 6 】

(3) 前記電磁誘導送電手段は、その第一の巻線をスキャナ回転部の固定枠の周上に配置されたリング状の鉄心に巻き付け、複数の第二の巻線をスキャナ回転部の回転枠の周上に配置されたリング状の鉄心に巻き付けて成り、前記第一の巻線で発生する磁束が前記各鉄心を介して複数の第二の巻線に鎖交するように構成した。

【 0 0 1 7 】

(4) 前記電磁誘導送電手段の複数の第二の巻線のうちの任意の巻線の出力電圧を前記管電圧制御手段に入力し、前記複数の第二の巻線のうちの残りの巻線の出力電圧を前記スキャナ回転部に搭載した回路に供給する。

【 0 0 1 8 】

(5) 前記電磁誘導送電手段の複数の第二の巻線のうちの任意の巻線の出力電圧を前記管電圧制御手段に入力すると共に前記第二の巻線の残りの巻線と絶縁して複数種類の出力電圧を発生する絶縁変圧器を有し、この絶縁変圧器の出力電圧を前記スキャナ回転部に搭載した回路に供給する。

【 0 0 1 9 】

このように構成されたX線CT装置は、スキャナ回転部において電源からスキャナ回転部に搭載された各回路へ電力を供給する電力供給手段として、第一の巻線と第二の巻線とを

10

20

30

40

50

組み合わせて成る電磁誘導送電手段を設けたことにより、従来のようなスリップリングとブラシとの機械的な摺接によることなく、電磁誘導作用によって非接触で所要の電力を供給することができる。これにより、従来のような電力供給部分の摩耗や腐食を防止でき、電力供給手段の保守点検を容易にすると共に信頼性の向上を図ることができる。また、前記に加えて、本発明では、X線発生系の大部分を占める管電圧制御回路に双方向スイッチによる少なくとも交流電圧制御手段又は周波数制御手段を適用することによって部品点数が少なく、回路が簡素化するので、回転部の搭載物の軽量化が図られ、より高速スキャンが可能な診断能の高いX線CT装置とすることができる。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

(実施例1)

図1は本発明によるX線CT装置の第1の実施例を示す全体構成のブロック図である。概略は以下の通りである。すなわち、このX線CT装置は、被検体の診断部位にX線を放射しその透過X線量分布を検出して断層像を再構成し画像として表示するもので、図1に示すように、直流電源1と、インバータ回路2と、高電圧発生回路520と、陽極駆動回路510と、加熱回路530と、制御電源回路540と、X線管560と、X線検出部550と、画像処理装置9と、画像表示装置10とを有し、上記電源1からスキャナ回転部5に搭載された各回路へ電力を供給する手段としてスキャナ回転部5に電磁誘導送電手段4を備え、さらにX線検出部550から画像処理装置9へ検出信号を送る手段としてスキャナ回転部に設けた前記X線検出部550からの出力信号を光に変換する発光素子7cとスキャナ固定部に設けた光を電気信号に変換する受光8cとによる信号伝送手段とを備えて成る。

【0021】

以下、各部の構成やその役割、動作等について詳細に説明する。上記電源1は、直流電圧を発生するもので、商用の交流電源101と、この交流電源の電圧を所望の直流電圧に変換するコンバータ回路102と、このコンバータ回路102の出力電圧を平滑するコンデンサ103とから成っている。この電源1の入力電源としての商用電源は、単相交流電源を例としてあげたが、これは三相交流電源でも良く、また、前記電源1は、直流電圧を発生するものであれば上記の構成に限らず、例えばバッテリーであっても良い。

【0022】

インバータ回路2は、上記電源1から出力された直流電圧を高周波の交流に変換するものである。このインバータ回路2については、後述する出力制御手段580との役割分担にもよるが、スキャナ回転部5に搭載されている高電圧発生回路520と、陽極駆動回路510と、加熱回路530と、制御電源回路540に必要な交流電圧を供給できれば、一定の電圧でも、制御された電圧でも良い。電磁誘導送電手段4は、後で詳細を述べるが、電磁誘導を利用して非接触でスキャナ回転部5に搭載された上記各回路へ電力を伝送する手段である。

【0023】

高電圧発生回路520は、上記電磁誘導送電手段4の出力を入力としてX線管560に印加する直流電圧(管電圧)をその目標値に制御する。ここで、高電圧発生回路520は、電圧制御可能な双方向スイッチ581と582とから成り、交流電圧を入力し、この交流電圧を制御して出力する出力制御手段580と、高電圧トランス524と、高電圧整流器525と、平滑コンデンサ526とで構成されている。出力制御手段580は、上記電磁誘導送電手段4から出力された交流電圧を入力して目標の管電圧と実際の管電圧とが一致するように制御され高電圧トランス524に交流電圧を入力する。高電圧トランス524は、前記交流電圧を昇圧するものであり、この昇圧された交流電圧を高電圧整流器525で直流高電圧に変換し、この変換された直流高電圧を平滑コンデンサ526で平滑してこの平滑された直流高電圧をX線管560に印加する。前記平滑コンデンサ526は、前記高電圧整流器526とX線管560とを接続する高電圧ケーブルの有する浮遊静電容量でも良く、この静電容量のみで不足の場合は別にコンデンサを付加しても良い。

【0024】

陽極駆動回路510は、コンバータ回路511と、平滑コンデンサ512と、インバータ回路513とで構成されており、上記電磁誘導送電手段4からの交流電圧をコンバータ回路511で直流電圧に整流し、これを平滑コンデンサ512で平滑して、この平滑された直流電圧をインバータ回路513で三相交流電圧に変換し、これを回転陽極型X線管560の陽極回転駆動機構の固定子コイル561に供給して該回転陽極型X線管560の陽極を所要の回転数で回転させるものである。前記回転陽極型X線管560は、その陽極が回転することでX線放射時の陽極ターゲットの熱集中を軽減する構造になっており、この陽極駆動回路510は、回転陽極型でないX線管の場合には必要無い。

【0025】

加熱回路530は、コンバータ回路531と、平滑コンデンサ532と、インバータ回路533とで構成されている。上記電磁誘導送電手段4から交流電圧をコンバータ回路531で直流電圧に変換し、この変換された直流電圧を平滑コンデンサ532で平滑して、この平滑した直流電圧をインバータ回路533で高周波の交流電圧に変換する。この変換された交流電圧を加熱トランス535に入力し、該加熱トランス535の出力電圧をX線管560のフィラメントに供給して前記X線管560の管電流が目標値になるように前記フィラメントを加熱制御する。

【0026】

また、制御電源回路540は、上記高電圧発生回路520、上記陽極駆動回路510、上記加熱回路530のそれぞれの制御回路へ直流電圧(5V, 15V等)を供給する回路で、上記電磁誘導送電手段4から交流電圧を整流回路541で直流電圧に変換するものである。

【0027】

X線管560は、上記陽極駆動回路510から出力された交流電圧が供給されて陽極が回転し、また上記加熱回路530によってフィラメントが加熱され、さらに上記高電圧発生回路520から出力された直流高電圧を供給して、被検体6に向けてX線を放射するものである。そして、この被検体を透過したX線は、X線検出部550へ入射する。

【0028】

上記X線検出部550は、上記X線管560から放射され被検体を透過した透過X線の線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するもので、上記の透過X線の線量分布を検出する検出器551と、この検出器551からの検出信号を増幅するプリアンプ552とから成る。

【0029】

このプリアンプ552で増幅された検出信号はスキャナ回転部に設けた発光素子7cで光に変換され、この変換された光信号をスキャナ固定部に設けた受光素子8cで電気信号に変換して、前記X線検出信号を非接触でスキャナ固定部に伝送する。

【0030】

画像処理装置9は、上記発光素子7cと受光素子8cにより非接触で伝送されたX線検出信号が入力されて、この信号に各種の補正処理を加えて画像処理し、被検体6の診断部位の断層像を再構成するものである。そして、画像表示装置10は、上記画像処理装置9からの出力信号を入力して断層像を表示するもので、例えばテレビモニタである。なお、図1において、符号3は、上記インバータ回路2の出力電圧を高電圧トランス524の漏れインダクタンスとで共振を起こさせ十分な電力を得るための共振コンデンサであり、必要に応じて挿入すればよい。

【0031】

このように、スキャナ回転部5には、上記高電圧発生回路520と、X線管560と、X線検出部550とに加え、上記陽極駆動回路510と、加熱回路530と、制御電源回路540とが搭載され、上記X線管560とX線検出部550とが被検体6を挟んで対向した状態で上記被検体6の周りに回転するようになっている。スキャナ回転部5は、中心部に被検体挿入用の開口部が形成された回転枠を有し、この回転枠の一側面に、上記陽極駆動回路510、高電圧発生回路520(加熱トランス535を含む)、加熱回路530、制御電源回路540、X線管560(陽極回転駆動機構の固定子コイル561を含む)、X線検出部550を搭載し、前記回転枠の胴部の周りには検出信号伝送用の発光素子7Cを設け、この発光素子に対向してスキャナの固定枠に受光素子8Cを設けて、これらによって被検体を透過したX線検出信号を画像処理装置9に伝送

10

20

30

40

50

する。

【0032】

次に、電磁誘導送電手段4について詳細に説明する。図2は上記電磁誘導送電手段4の具体的な構造図である。同図(a)はスキヤナの固定枠55と回転枠52との位置関係を示す断面図、(b)は図2(a)において破線で囲んで示した電磁誘導送電手段4の一部を拡大した斜視図である。まず、上記回転枠52は、固定枠55の内側にて軸方向にある距離だけ離して設けられた軸受403a、403bによって回転可能に保持されている。固定枠55の内周面と回転枠52の外周面には、図2(a)に示すように、それぞれ対向して第一の鉄心404と第二の鉄心405とが配置されている。各々の鉄心は一体でも良いが、複数に分割されていても良い。また、一方の鉄心が一体で、他方の鉄心が分割されているという組み合わせ等、特開平8-336521に記載された様々な方法もここでは適用可能である。この実施例における第一の鉄心404に設けた溝には、インバータ回路2の出力側に接続された第一の巻線401が嵌め込み固定される。第二の鉄心405に設けた溝には、高電圧発生回路520等の入力側に接続された第二の巻線402a~402dが嵌め込み固定され、第二の巻線402a~402dに対してそれぞれ出力端子を有する。電磁誘導送電手段4を上記のように構成することにより、図1においてインバータ回路2から供給された交流電流が第一の巻線401に流れると、図2(b)に示すように、対向する第一の巻線401及び第二の巻線402a~402d、及び対向する円形で断面がコの字形の第一の鉄心404と、同じく円形で断面がコの字形の第二の鉄心405とで構成された外鉄形の変圧器に磁気回路が形成され磁束が発生する。すると、磁束と鎖交している第二の巻線402a~402dに電圧が誘起され、この第二の巻線402a~402dから図1に示す陽極駆動回路510(対応する第二の巻線は402d)、高電圧発生回路520(対応する第二の巻線は402c)、加熱回路530(対応する第二の巻線は402b)、制御電源回路540(対応する第二の巻線は402a)に交流電圧を供給することができる。

【0033】

次に、本発明において回転部の重量を軽減するための最大のキーポイントとなる上記電磁誘導送電手段4の出力を受電(入力)すると共に交流電圧を出力して高電圧トランス524に入力する出力制御手段580について詳細に説明する。この出力制御手段580は、整流回路(交流-直流変換回路)と、この出力電圧を平滑するコンデンサと、この平滑回路で平滑された直流電圧を高周波の交流電圧に変換するインバータ回路とで構成することも考えられるが、それでは部品点数が多いため高価となるばかりでなく、その部分の重量が大きく、サイズが大きくなることは避けられず、高速スキャンに不利となる。そこで、本実施例においては、電圧制御可能な電力用半導体スイッチング素子、例えば、絶縁ゲート型バイポーラトランジスタ(IGBTと略記)581と582とを逆向きに対抗させて直列接続した双方向スイッチを用い、この双方向スイッチにより交流電圧制御を行い、この制御された電圧を高電圧トランス524で昇圧し、この昇圧した交流高電圧を高電圧整流器525で直流に変換して、この変換された電圧を平滑コンデンサ526で平滑して直流高電圧をX線管560に印加するものである。したがって、管電圧は前記双方向スイッチの通流幅を目標の管電圧になるように制御することになる。

【0034】

図3に前記双方向スイッチの動作を説明する図を示す。同図(a)は双方向スイッチ及びこのスイッチの入力側と出力側とを含んだ回路図、(b)は双方向スイッチの動作説明図である。図3(a)において、電磁誘導送電手段4の第二の巻線402cの電圧 V_{in} を出力制御手段580の入力電圧とし、双方向スイッチIGBT581(S1)とIGBT582(S2)に図3(b)に示す制御信号G1、G2を与えて前記双方向スイッチを制御すると、該出力制御手段580の出力電圧 V_o (=高電圧トランス4の入力電圧 V_o)は図3(b)の V_o に示すように制御されて、X線管560に送る電力を制御することができる。なお、上記二つの制御信号G1、G2は出力制御手段580に流れる電流の経路が遮断されることによって生じる過電圧($L \times di/dt$ 、ただし、Lは回路のインダクタンス、iは回路に流れる電流、tは双方向スイッチの遮断時間)が発生しないようにするために、同図に示すように、制御信号G1、G2には所定の重なり期間を設けて、一方のスイッチから他方のスイッチへ回路の電流が断続することなしに転流するよう

にしている。

【0035】

上記本発明の第一の実施例によれば、高電圧発生回路だけでなく、該高電圧発生回路以外のX線管のフィラメント加熱回路やX線管の陽極回転駆動回路などのスキャナ回転部に搭載された回路にも非接触で電力を供給することができると共に前記各種回路に対して個別に電磁誘導送電手段を設ける必要がない。また、従来方式のように前記各種回路の電源は管電圧制御の影響を受けないものとなり、かつ出力制御手段580の採用によって高電圧発生回路を簡素化できるので、これによってX線CT装置のスキャナ回転部が小型、軽量化され、高速スキャンに有利なものとなる。

【0036】

(実施例2)

図4に本発明の第2の実施例の要部を示す。これは図1の電磁誘導送電手段4とスキャナ回転部5に相当する。この実施例での電磁誘導送電手段4は、第1の実施例と同じ原理に従うものである。第二の巻線402cは第一の実施例と同じ構成の高電圧発生回路520の入力側に接続され、第二の巻線402bは陽極駆動回路510の入力側に接続される。そして、ここが第一の実施例と異なる部分であるが、第二の巻線402aは絶縁トランス571を介してその出力電圧同士は絶縁されて加熱回路530と制御電源回路540に入力される。この実施例では、絶縁トランス571の追加が必要となるが、加熱回路530と制御電源回路540とで消費される電力は高電圧発生回路520と比較すると数十～百分の一以下であるため、それほど大規模な絶縁トランスが必要となる訳ではなく、電磁誘導送電手段4の出力電圧を所望の値に変換できるので、加熱回路530と制御電源回路540が設計し易いというメリットがある。

出力制御手段580の動作については、上記第一の実施例と同じである。

【0037】

(実施例3)

図5に本発明の第3の実施例の要部を示す。これは図1の電磁誘導送電手段4とスキャナ回転部5に相当する。この実施例での電磁誘導送電手段4は、第1の実施例と同じ原理に従うものである。この図5に示す実施例は、第1及び第2の実施例における各々の高電圧発生回路520の出力制御部580に電磁誘導送電手段4の出力電圧を入力しその周波数と共にX線管に印加する電圧を制御する単相サイクロコンバータを適用したものである。ここでは、第二の巻線402cの midpoint にセンタータップ590を設け、このセンタータップ590に負荷の一端、すなわち高電圧トランス524の一次巻線の一端を接続し、他の一端にはIGBTとこのIGBTに逆並列に接続された二組の双方向スイッチ(583と584及び585と586)とを図示のように組合わせて単相サイクロコンバータを構成している。この単相サイクロコンバータは、以下に説明するように、出力の周波数をステップダウンあるいはステップアップ変換することができるので、負荷範囲の非常に広いX線高電圧装置に適している。すなわち、軽負荷連続運転(管電圧が高く、管電流が少ない状態、つまり負荷抵抗 R_X が大きい状態でX線を連続曝射する)では、負荷抵抗 R_X と高電圧平滑コンデンサ526との積で決まる時定数が大きく管電圧の脈動は問題にならず電力損失も大きくしたくないことから、サイクロコンバータの出力周波数 f_o は低めに抑え、逆に重負荷時には周波数をステップアップさせる等、負荷条件に応じて最適な動作周波数を選択できるというメリットがある。このサイクロコンバータの動作を図6と図7を用いて説明する。このうち、図6は電磁誘導送電手段4の一次側のインバータ回路2(図1に図示)の動作周波数によって決まる入力周波数よりも周波数を低くする、いわゆるステップダウン型のサイクロコンバータの動作(図6はサイクロコンバータの出力周波数を入力周波数の $1/3$ とする例)を示している。同図(a)は二組の双方向スイッチから成るサイクロコンバータ及びこのコンバータの入力側と出力側とを含んだ回路図、(b)はサイクロコンバータの動作説明図である。

【0038】

入力電圧 V_{in} (第二の巻線402cの出力)に対して、その正負の符号が変わっても、図に示すような制御信号を与えることで負荷に加える出力電圧 V_o の正負を変えずに維持することができるので、出力電圧 V_o の周波数 f_o を入力周波数 f_{in} よりも小さくすることができる。

この方式では、出力電圧のピーク値 V_p は入力電圧 V_{in} の半分となるが、出力の制御は制御信号の周波数もしくはパルス幅によって行われる。

【0039】

図7は、図6とは逆に出力電圧 V_o の周波数 f_o を入力周波数よりも高くするステップアップ型のサイクロコンバータの動作を示している。同図(a)は二組の双方向スイッチから成るサイクロコンバータ及びこのコンバータの入力側と出力側とを含んだ回路図、(b)はサイクロコンバータの動作説明図である。

【0040】

この実施例の場合、出力周波数 f_o を入力周波数 f_{in} の3倍としているが、この場合、入力電圧 V_{in} が正の時にはS1の制御信号とS3の制御信号とを交互に、また入力電圧 V_{in} が負の時にはS2の制御信号とS4の制御信号とを交互にオン/オフさせることにより出力電圧 V_o の周波数 f_o を入力電圧 V_{in} の周波数 f_{in} (インバータ2の動作周波数で決まる)より高くすることができる。この方式においても、出力電圧のピーク値 V_p は入力電圧 V_{in} の半分となるが、出力の制御は制御信号の周波数もしくはパルス幅によって行われる。

【0041】

(実施例4)

図8に本発明の第4の実施例の要部を示す。これは図5の電磁誘導送電手段4とスキャナ回転部5に相当する。この実施例での電磁誘導送電手段4は、第1の実施例と同じ原理に従うものである。第二の巻線402cは第3の実施例と同じ構成の高電圧発生回路520の入力側に接続され、第二の巻線402bは陽極駆動回路510の入力側に接続される。そして、ここが第3の実施例と異なる部分であるが、第二の巻線402aは絶縁トランス571を介してその出力電圧同士は絶縁されて加熱回路530と制御電源回路540に入力される。この実施例では、絶縁トランス571の追加が必要となるが、加熱回路530と制御電源回路540とで消費される電力は高電圧発生回路520と比較すると数十～百分の一以下であるため、それほど大規模な絶縁トランスが必要となる訳ではなく、電磁誘導送電手段4の出力電圧を所望の値に変換できるので、加熱回路530と制御電源回路540が設計し易いというメリットがある。出力制御手段580の動作については、上記第三の実施例と同じである。

【0042】

(その他の実施例)

本発明は、上記第1～第4の実施例の一部を変形あるいは組み合わせることにより、以下のような様々な実施例が考えられる。

【0043】

(1) 上記図1、図4、図5、図8の実施例においては、出力制御手段580に適用した双方向スイッチ(サイクロコンバータの双方向スイッチも含む)は2個の電圧制御可能なスイッチと2個のダイオードの組合せとしたが、これに限らず、図9のように、1個のスイッチと1個のダイオードとを組合わせた構成として良い。この場合は、電圧制御可能なスイッチが少なくなり、回路の簡素化が図れる。

【0044】

(2) 上記図1、図4、図5、図8の実施例では、陽極駆動回路510にはコンバータ回路とインバータ回路との組合わせによる制御を行っているが、高電圧発生回路520に適用した双方向スイッチを用いた交流電圧制御やサイクロコンバータを適用することも可能である。

【0045】

(3) 上記図1、図4、図5、図8の実施例では、陽極駆動回路510の前段には絶縁トランスを用いていなかったが、図4の第2、図8の第4の実施例にて加熱回路530と制御電源回路540と同様、電磁誘導送電手段4の出力側に絶縁トランスを用いる構成としても良い。また、この場合、前記絶縁トランスを加熱回路530あるいは制御電源回路540との共用化を図っても良い。

【0046】

(4) 上記実施例においては、電磁誘導送電手段4の鉄心の形状をコの字形としたが、第一の巻線401aで発生した磁束が、第一の鉄心404及び第二の鉄心405を介して第二の巻線402b

10

20

30

40

50

に鎖交するようにすれば、上記形状にかかわらず、他の形状にすることも可能である。

【0047】

(5) 上記電磁誘導送電手段4の第一の巻線401と第二の巻線402には巻線に発生する渦電流損を低減するためにリッツ線(Litz Wire)を用いることも電力変換効率を向上するためには有効である。

【0048】

(6) 上記図1、図4、図5、図8の実施例においては、高電圧発生回路520、陽極駆動回路510、加熱回路530、制御電源回路540をスキャナ回転部5に搭載するとしたが、これに限らず、その一部をスキャナ固定部に設けることも可能である。

【0049】

(7) 上記陽極駆動回路510の回路構成は、上記実施例に限らず、X線管の陽極回転駆動が可能であれば、いかなる構成でも構わない。

【0050】

(8) 上記加熱回路530の回路構成は、上記実施例に限らず、X線管のフィラメント加熱制御が可能であれば、いかなる回路構成でも構わない。

【0051】

(9) 上記実施例では、双方向スイッチIGBTを適用した例をあげたが、本発明はこれに限らず、SiサイリスタやGTO、バイポーラトランジスタ等を適用しても本発明の主旨は達せられる。

【0052】

(10) 上記高電圧発生回路520は、高電圧トランス524の一次側巻線と直列にコンデンサを挿入し、前記高電圧トランスの漏れインダクタンスとで共振現象を利用しつつ交流電圧制御や周波数制御を行う等、様々なバリエーションが考えられる。

【0053】

【発明の効果】

以上に説明したように、高電圧発生回路だけでなく、該高電圧発生回路以外のX線管のフィラメント加熱回路やX線管の陽極回転駆動回路などのスキャナに搭載した回路にも非接触で電力を供給するようにしたので、電源からスキャナ回転部の各回路に電力を供給する電力供給手段の保守点検を容易とすると共に装置全体の信頼性を向上し、高速スキャンに対応可能なX線CT装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施例を示す全体構成のブロック図。

【図2】 図1の第1の実施例の電磁誘導送電手段の具体的な構造図。

【図3】 図1の第1の実施例の双方向スイッチを用いた出力制御回路とその動作説明図。

【図4】 本発明の第2の実施例の要部の回路ブロック図。

【図5】 本発明の第3の実施例の要部の回路ブロック図。

【図6】 本発明の第3の実施例のサイクロコンバータの動作説明図(周波数をステップダウンする例)。

【図7】 本発明の第3の実施例のサイクロコンバータの動作説明図(周波数をステップアップする例)。

【図8】 本発明の第4の実施例の要部の回路ブロック図。

【図9】 1個のスイッチと4個ダイオードの組合せによる双方向スイッチ回路図。

【符号の説明】

1... 電源、2,513,533... インバータ回路、3,103,512,526,532... コンデンサ、4... 電磁誘導送電手段、5... スキャナ回転部、51... スキャナ開口部、52... スキャナ回転枠、55... スキャナ固定枠、101... 交流電源、102,511,525,531,541... 整流器、401... 第一の巻線、402... 第二の巻線、404... 第一の鉄心、405... 第二の鉄心、403... 軸受、510... 陽極駆動回路、524... 高電圧トランス、526... 高電圧平滑コンデンサ、530... 加熱回路、535... 加熱トランス、540... 制御電源回路、550... X線検出部、560... X線管、561... X線管の陽極回転機構の固定子コイル、571... 絶縁トランス、580... 出力制御手段、581~586... 絶縁ゲート型バイポーラトラン

10

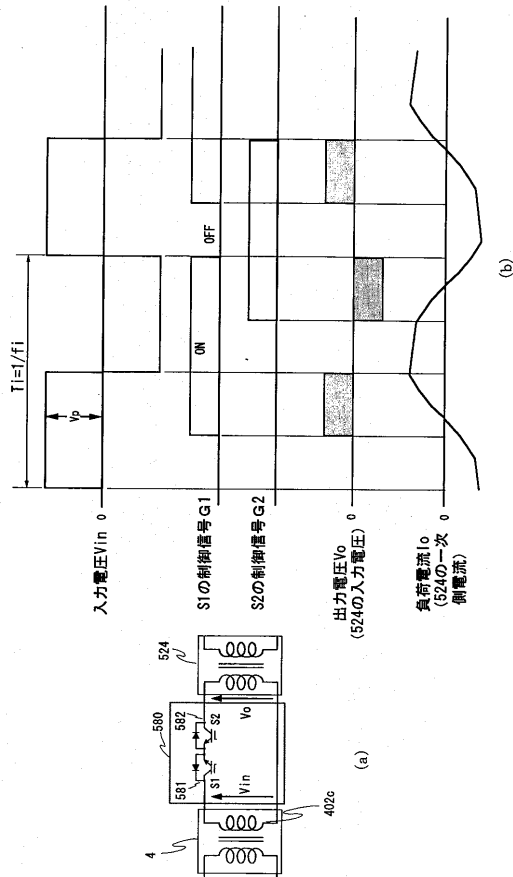
20

30

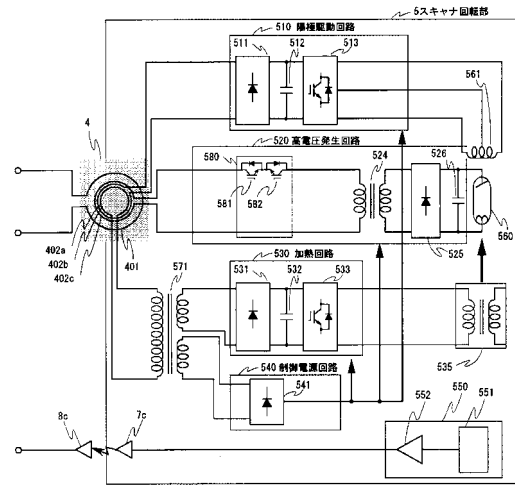
40

50

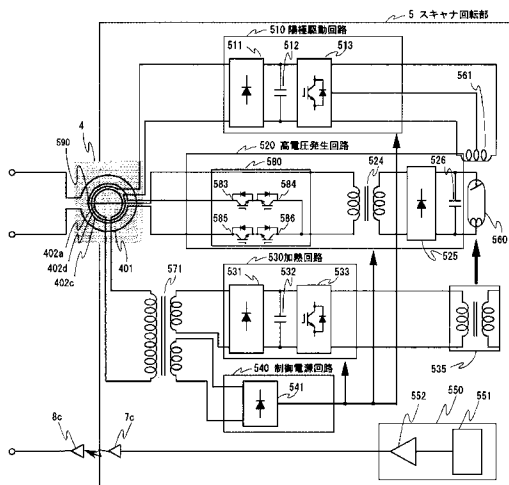
【図 3】



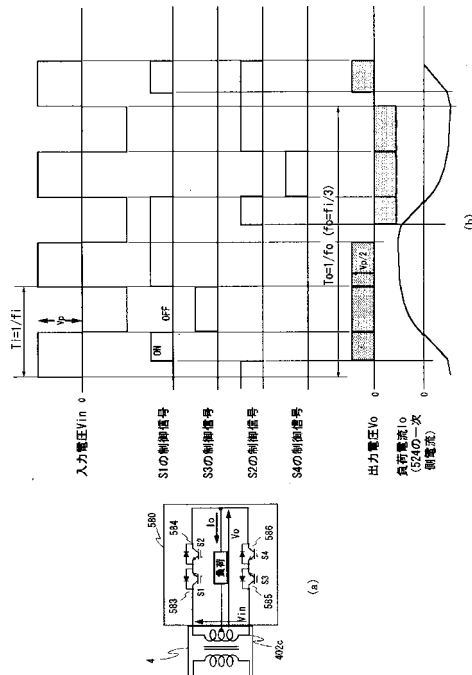
【図 4】



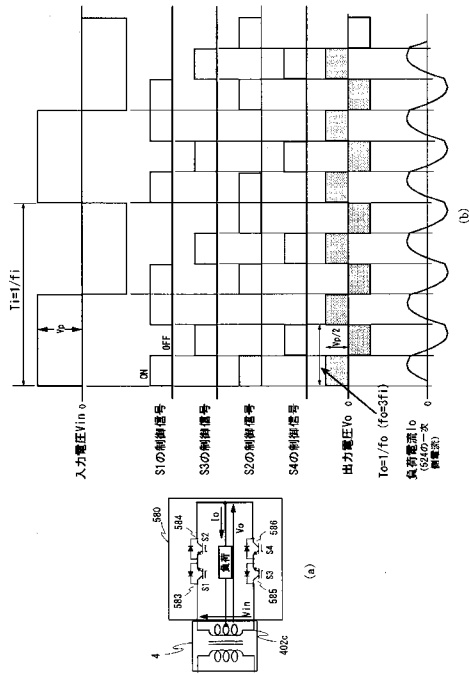
【図 5】



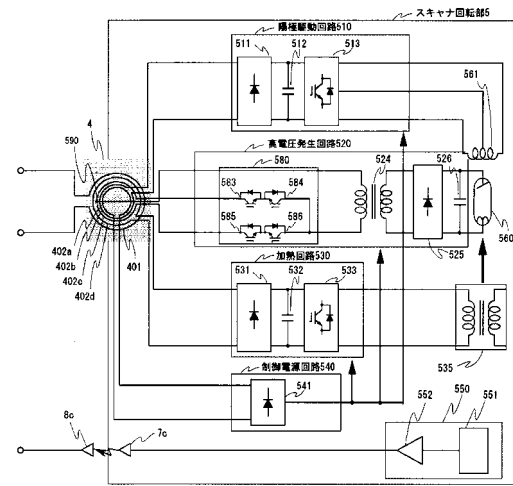
【図 6】



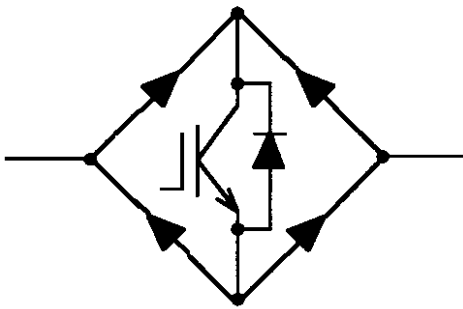
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 飯嶋 浩和

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

株式会社日立メディコ内

審査官 小島 寛史

(56)参考文献 特開平 0 8 - 3 3 6 5 2 1 (J P , A)
特開平 0 4 - 0 1 7 8 3 9 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 9 2 3 6 2 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 6 6 2 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 5 2 6 2 8 (J P , A)
特開平 0 7 - 2 0 4 1 9 2 (J P , A)
特開平 0 6 - 0 2 2 9 5 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/03

H05G 1/08

H05G 1/32