

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5089834号  
(P5089834)

(45) 発行日 平成24年12月5日 (2012. 12. 5)

(24) 登録日 平成24年9月21日 (2012. 9. 21)

(51) Int. Cl.

F I

H05G 1/32 (2006.01)

H05G 1/32 P

H05G 1/56 (2006.01)

H05G 1/56 H

H02M 3/28 (2006.01)

H02M 3/28 Q

H02M 3/335 (2006.01)

H02M 3/28 H

H02M 7/12 (2006.01)

H02M 3/335 E

請求項の数 3 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-33733 (P2001-33733)  
 (22) 出願日 平成13年2月9日 (2001. 2. 9)  
 (65) 公開番号 特開2002-237397 (P2002-237397A)  
 (43) 公開日 平成14年8月23日 (2002. 8. 23)  
 審査請求日 平成20年2月7日 (2008. 2. 7)

(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 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 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 飯嶋 浩和  
 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線発生装置及びこれを用いたX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

交流電源から供給された交流電圧を直流電圧に変換するコンバータと、このコンバータに接続され直流電圧を交流に変換するインバータと、このインバータに接続されその出力交流電圧を昇圧する高電圧変圧器と、この高電圧変圧器に接続され該高電圧変圧器の出力電圧を直流に変換する整流手段と、この整流手段に接続されたX線管とから成り、

前記コンバータは、自己消弧可能なスイッチで構成された全波整流回路と、この全波整流回路の交流入力端と前記交流電源との間に接続された第一のインダクタと、前記交流電源の相電流と相電圧の位相を一致させ、かつ前記全波整流回路の出力電圧を目標電圧に一致させるように前記自己消弧可能なスイッチを制御するコンバータ制御回路とを有し、

前記インバータは、半導体スイッチング素子と、前記半導体スイッチング素子の電圧を略ゼロにして該スイッチング素子をターンオン及びターンオフさせるゼロ電圧スイッチング手段と、前記X線管に印加する電圧を制御するために上記インバータのスイッチング素子をターンオン及びターンオフさせるタイミングを制御する手段とを有し、

前記ゼロ電圧スイッチング手段は第二のインダクタとコンデンサを有し、

前記高電圧変圧器の二次巻線の浮遊容量に流れる無効電流が重畳される電流が第二のインダクタに流れることによって生じる損失を低減するために、第二のインダクタには直列にスイッチが挿入されて成るX線発生装置。

【請求項2】

前記コンバータの出力電圧を第二のインバータで交流に変換し、この第二のインバータ

10

20

の出力を前記 X 線管の陽極駆動手段に入力して成る請求項 1 に記載の X 線発生装置。

【請求項 3】

前記 X 線管から放射され被検体を透過した透過 X 線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅する X 線検出部と、前記 X 線管と前記 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、このスキャナ回転部の 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して成る X 線 CT 装置において、上記スキャナ回転部に請求項 1 または 2 に記載の X 線発生装置を搭載して成る X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は、X 線発生装置及び X 線コンピュータ断層撮影装置（以下、X 線 CT 装置と呼ぶ）に関し、特に X 線発生装置の効率向上を図り、この X 線発生装置を搭載した X 線 CT 装置の保守工数の低減と信頼性向上及び設置スペースの低減に好適な X 線発生装置及び X 線 CT 装置に関する。

【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。

20

【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 360 度回転する時に一定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”等の特徴により、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。

【0005】

30

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から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。

【0006】

すなわち、このようなら旋 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、寝台を体軸方向に連続移動させて、X 線管は被検体に対し相対的にら旋運動をさせるものである。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。

【0007】

40

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、スリップリングとブラシから成る電力伝達機構が用いられ、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を搭載し、この高電圧発生装置に前記電力伝達機構を介して前記 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。

【0008】

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変圧器を小型、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。

50

## 【 0 0 0 9 】

このインバータ式 X 線高電圧装置は、商用の交流電源をコンバータ回路で直流電圧に変換し、この直流電圧をインバータ回路で前記商用電源周波数よりも高い周波数の交流電圧に変換して、この高周波の交流電圧を高電圧変圧器で昇圧し、この昇圧した交流高電圧を高電圧整流器で直流の高電圧に整流して、この直流高電圧を X 線管に印加して X 線を発生するように構成されており、スキャナ回転盤には高電圧変圧器以降の回路、すなわち高電圧発生装置が搭載され、前記インバータ回路の出力を前記スリップリングとブラシから成る電力伝達機構により前記高電圧変圧器に所要の電力を供給するように構成されている。

## 【 0 0 1 0 】

そして、高電圧変圧器の小型化と管電圧波形の脈動低減及びのために、インバータ回路の周波数は 20kHz 以上に高周波化されたものを用いている。

10

## 【 0 0 1 1 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

上記のように、ら旋 C T 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、寝台を体軸方向に連続移動させて、X 線管は被検体に対し相対的にら旋運動をするので、連続回転スキャン時間が長くなる。さらに、近年においては、モーションアーチファクトがなく、心臓の診断も可能とするためにスキャン時間はますます高速化する傾向にあり、1 スキャン時間が 0.5 秒以下のものが要望されるようになってきた。

## 【 0 0 1 2 】

このように、最短で 0.5 秒もの高速回転型の X 線 C T 装置は、それより低速の装置に比べて回転時間に反比例して短時間当たりの X 線出力を高めなければならない。すなわち、粒状ノイズの少ない良好な断層画像を得るためには、X 線管の陽極と陰極間に流す電流に（以下、管電流という）をスキャナ回転速度に反比例して多く流し、十分な X 線量を発生させて被検体に X 線を放射する必要がある、管電流は従来のものよりも多くなる。

20

## 【 0 0 1 3 】

したがって、スキャン時間の高速化による管電流の増大とら旋スキャンによる撮影時間の長時間化とにより、X 線管には大容量のものが必要となり、この X 線管に電力を供給するインバータ式 X 線高電圧装置も大出力のものが必要となってきた。具体的には、60kW を連続して 1 分以上出力できる X 線高電圧装置が必要となる。しかし、管電流が大きくなると、当然上記スリップリングとブラシから成る電力伝達機構に流れる電流も増大し、上記電力伝達機構のスリップリングは、ブラシに対して高速で、しかも滑りながら大電流を供給しなければならないという性質から、両者の接触面が発熱し、荒れや焼きつきが生じやすい。このため定期的にスリップリングの表面を磨いたり、ブラシを交換するなどという保守が必要で、信頼性を保つことが困難である。

30

## 【 0 0 1 4 】

一方、設置スペースの縮減のために X 線 C T 装置のユニット数をスキャナ、テーブル及び画像処理ユニットを内蔵した操作卓の 3 つのユニットのみで構成されるものが望まれている。この要望に応えるためには、上記した大出力の X 線高電圧装置を小型、軽量化して、これをスキャナ回転部に搭載できるようにする必要がある。しかし、X 線高電圧装置を大出力化すると損失も大きくなり、従来の技術では困難である。すなわち、X 線高電圧装置を高効率のものにする必要がある。通常、インバータは電力用半導体スイッチング素子で構成されているが、このスイッチング素子は、ターンオン動作、及び、ターンオフ動作のときスイッチング素子の電圧と電流の重なりによってスイッチング損失が生じ、また、オン状態のとき、流れる電流とオン時の電圧の積に応じて導通損失が生じる。

40

## 【 0 0 1 5 】

このうち、インバータが商用の 200V や 400V の交流電源電圧を整流して得られる 200V ~ 450V 程度の直流入力電圧で動作しているときは、スイッチング損失はある範囲の大きさで、大きな問題とはならないが、X 線発生装置全体を効率良く動作させるためにはインバータの直流入力電圧を高くして回路に流れる電流を小さくしなければならない。このためには、前記直流入力電圧を 600V ~ 800V 程度まで高くする必要があるが、このような高い電圧でイ

50

ンバータを動作をさせると、該インバータを構成する半導体スイッチング素子でのスイッチング損失が動作電圧にほぼ比例して増加するので、特別な工夫を施してこのスイッチング損失を抑制する必要性がある。

【0016】

また、回転部分に搭載されるコンバータ、インバータ、高電圧変圧器、高電圧整流器、及びX線管からなるX線発生装置は、スキャナ回転部の回転によって重力の6倍～15倍ほどの遠心力を受ける。このような過酷な条件で動作するX線発生装置は、十分な機械的強度をもつように小型、軽量なものに設計されているが、上記したように、従来の技術では回転速度のさらなる高速化と、回転時間に反比例したさらなる高出力化は困難な状況にある。この外に、X線管の陽極は、該陽極上で発生した熱を輻射によって効率良く放散させるために、回転駆動型陽極が採用されている。この陽極駆動には、誘導モータ型のステータコイル、X線管の真空中で陽極と一体になって高速駆動されるロータとが、絶縁耐圧をとるため所定の距離を置いて配置されているため駆動効率が低く、ステータコイルへ供給する電圧としては通常500V～850Vもの高電圧が必要である。ところが従来のX線CT装置では、200V系統の交流電源でも動作するようにするために、別途、高電圧直流電源か、ステータコイルへ駆動電圧を供給する前に昇圧変圧器を設けており、これも小型、軽量化を阻害する一因になっている。

10

【0017】

そこで、本発明は、

(1) X線高電圧装置の高効率化を図り、スキャン時間の高速化によるX線管に流す電流の大電流化及びこの大電流で長時間のらせんスキャンに対応できる大出力のX線高電圧装置を提供する。

20

【0018】

(2) 上記X線高電圧装置の高効率化により、商用電源から該X線高電圧装置への電力を供給するスリップリングとブラシから成る電力伝達機構に流れる電流を低減して、該電力伝達機構の保守工数を低減し、X線CT装置の信頼性向上を図る。

【0019】

(3) 上記X線高電圧装置とX線管の陽極回転駆動回路の小型、軽量化により、これらをスキャナ回転盤に搭載して、設置スペースを削減できるX線CT装置を提供する。ことを目的とする。

30

【0020】

【課題を解決するための手段】

上記課題は以下に基づいて解決するものである。

まず、X線高電圧装置の高効率化を図るためには、X線高電圧装置を構成する各回路の損失を低減することである。そのためには、回路に流れる電流の低減と電力用半導体スイッチング素子のスイッチング損失の低減が有効である。

【0021】

そこで、回路に流れる電流を低減するために、商用の交流電源に流れる電流と電圧の位相を一致させて力率を改善して無効電流を減らすことである。このために、商用電源を直流電源に変換する交流/直流変換部(コンバータ)にパルス幅変調制御のコンバータ回路を用いてこれを制御し、前記交流電源に流れる電流と電圧の位相を一致させる。

40

【0022】

次に、前記直流に変換されたコンバータ回路の出力を入力して再び交流に変換するインバータ回路以降の電流を低減するために、インバータ回路に入力する電圧を高くする。

【0023】

すなわち、コンバータ回路は電圧を高くする昇圧機能を有する回路方式を採用して、前記商用電源周波数よりも非常に高い周波数で動作するインバータ回路に流れる電流を低減する。また、スイッチング損失を低減するためには該インバータ回路のスイッチング素子に印加される電圧をゼロにして前記スイッチング素子をターンオン、ターンオフさせる、いわゆるソフトスイッチングと呼ばれる技術を用いる。

50

## 【 0 0 2 4 】

以上により、コンバータには、高力率と電圧を昇圧する機能とを備えたパルス幅変調制御方式のコンバータを用い、インバータには、スイッチング損失の低減が図れるゼロ電圧ターンオン、ターンオフ機能を備えたソフトスイッチングインバータを用いる。

## 【 0 0 2 5 】

次に、スリップリングとブラシから成る電力伝達機構に流れる電流を低減するためには、前記のコンバータとインバータを用い、前記交流電源とコンバータとの間に電力伝達機構を設け、この電力伝達機構から前記コンバータに交流電力を供給すれば、前記スリップリングとブラシに流れる電流が低減し、これによって両者の接触面の発熱を抑制でき、荒れや焼きつきが生じにくくなるので、スリップリングの表面を磨いたり、ブラシを交換する

10

## 【 0 0 2 6 】

そして、上記のX線高電圧装置の高効率化と上記コンバータの出力電圧をX線管の陽極回転駆動回路の直流電源とすることによって、これらの装置は小型、軽量化されてスキャナ回転盤に搭載可能となり、これによってX線CT装置は、スキャナ、テーブル及び画像処理ユニットを内蔵した操作卓の3つのユニットのみの構成となり、X線CT装置の設置スペースの縮減が可能となる。

## 【 0 0 2 7 】

以上のことを基本にして上記目的は以下によって達成される。

## 【 0 0 2 8 】

20

(1) 交流電源から供給された交流電圧を直流電圧に変換するコンバータと、このコンバータに接続され直流電圧を交流に変換するインバータと、このインバータに接続されその出力交流電圧を昇圧する高電圧変圧器と、この高電圧変圧器に接続され該高電圧変圧器の出力電圧を直流に変換する整流手段と、この整流手段に接続されたX線管とから成り、前記コンバータは、自己消弧可能なスイッチで構成された全波整流回路と、この全波整流回路の交流入力端と前記交流電源との間に接続されたインダクタと、前記交流電源の相電流と相電圧の位相を一致させ、かつ前記全波整流回路の出力電圧を目標電圧に一致させるように前記自己消弧可能なスイッチを制御するコンバータ制御回路とを有し、前記インバータは、半導体スイッチング素子と、前記半導体スイッチング素子の電圧を略ゼロにして該スイッチング素子をターンオン及びターンオフさせるゼロ電圧スイッチング手段と、前記X線管に印加する電圧及び該X線管に流す電流の設定信号に応じて上記インバータのスイッチング素子をターンオン及びターンオフさせるタイミングを制御する手段とを有して成る。

30

## 【 0 0 2 9 】

(2) 前記ゼロ電圧スイッチング手段はインダクタとコンデンサを有する。

## 【 0 0 3 0 】

(3) 前記コンバータの出力電圧を第二のインバータで交流に変換し、この第二のインバータの出力を前記X線管の陽極駆動手段に入力する。

## 【 0 0 3 1 】

(4) X線管と、このX線管から放射され被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にそ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、このスキャナ回転部の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して成るX線CT装置において、上記スキャナ回転部に上記(1)、(2)、(3)に記載のX線発生装置を搭載する。

40

## 【 0 0 3 2 】

## 【 発明の実施の形態 】

図1は、本発明の実施例として、交流電源を介して該電源の交流電力を給電するスリップリングとブラシから成る電力伝達機構、昇圧と高力率機能を備えたパルス幅変調制御型AC/DCコンバータ(以下、昇圧型高力率AC-DCコンバータと呼ぶ)、ゼロ電圧ターンオン/タ

50

ーンオフ手段を備えたインバータ（以下、ソフトスイッチングインバータと呼ぶ）、高電圧変圧器、X線管などからなるX線発生装置をスキャナ回転部に搭載したX線CT装置の構成を示す図である。

【0033】

図1において、1は交流電源、102a、102b、102cは前記交流電源1に接続されこの交流電圧をスキャナの回転部108へ伝達するためのブラシ、111a、111b、111cは前記ブラシ102a、102b、102cに接触しながらスキャナ回転部108とともに回転するスリップリングで、前記ブラシ102a、102b、102cと前記スリップリング111a、111b、111cで電力伝達機構を構成している。31a～31cはスリップリング2から供給される交流の各相に接続され交流電源側へ高周波の電圧脈動が伝達されないようにするためのコンデンサ、32a～32cは交流の各相に直列に挿入されたインダクタ、4はインダクタ32a～32cに接続された昇圧型高力率AC/DCコンバータ、5はAC/DCコンバータの出力直流電圧を高周波の交流に変換するソフトスイッチングインバータで、このソフトスイッチングインバータ4には補助リアクトル21とコンデンサ22、23が接続されており、このコンデンサ22と23はそれぞれ前記AC/DCコンバータ4の直流側へ接続されている。6はソフトスイッチングインバータに接続されその高周波の交流電圧を昇圧する高電圧変圧器、7は高電圧変圧器6に接続されその交流高電圧を直流高電圧に変換する高電圧整流器、8は高電圧整流器7に接続されその直流高電圧を平滑化するコンデンサ（図示省略の高電圧ケーブルに存在する寄生の静電容量も含む）、10はコンデンサ8に接続され供給された直流高電圧からX線を発生するX線管である。

【0034】

また、11はスリップリング2を介して昇圧型高力率AC/DCコンバータ4に供給される電流とコンバータ4の直流出力電圧を検出しながらAC/DCコンバータを制御するコンバータの制御回路、12はX線管10に供給される直流高電圧を入力しこれが所望の電圧になるようにソフトスイッチングインバータ5を制御するインバータ制御回路である。

【0035】

14は、昇圧型高力率AC/DCコンバータの出力側に接続され、この直流電圧から50Hz～200Hz程度の交流を発生させ、X線管10の陽極を回転駆動するための陽極駆動回路で、通常のインダクションモータ用インバータと同様の構成と機能をもっている。

【0036】

以上によりX線発生装置80を構成している。

X線管10から放射されたX線は、被検体109を透過したのち、X線検出部107を構成する検出器116で検出されさらにアンプ117で増幅される。111dはスキャナの回転部108に搭載されたスリップリング、102dはスリップリング111dに接触しながら前記アンプ117から出力されるX線検出信号を伝達するブラシ、112はブラシから伝達されたX線検出信号から断層像を生成する画像処理装置、110は画像処理装置112に接続され生成された断層像を表示する画像表示装置である。

【0037】

次に、このように構成されたX線CT装置の動作について説明する。

まず、X線発生装置80から説明する。

【0038】

昇圧型高力率AC-DCコンバータ4は、コンバータの制御回路11によって、スリップリング2への入力電流が正弦波で、該スリップリング2に入力される電圧との位相を一致させて力率がほぼ1となるように前記入力電流の位相が制御される。さらに、直流出力電圧を交流入力電圧のピーク値より高くする昇圧機能をもつことができる。これらの機能を持つAC/DCコンバータの構成及び動作は、特開平7-50200などに開示されているので、詳細は省略する。

【0039】

このような高力率で電力を受電できる高力率AC/DCコンバータをX線発生装置に適用すると、スリップリング2に流れる電流を最小限にすることが可能である。すなわち、従来フルブリッジ型3相全波整流ダイオード整流回路を用いた場合は、その整流回路が交流電源

から入力する有効電力と皮相電力の比，すなわち，力率は0.4～0.6程度である。これに対して、本発明に用いたAC/DCコンバータ4は、スリップリング2から出力される交流電源と前記コンバータ4との間にインダクタ32a～32cを接続し、これらのインダクタと前記コンバータ直流出力の正側、負側の各間に、自己消弧可能なスイッチング素子、例えば絶縁ゲート型バイポーラトランジスタ（以下、IGBTと略称する）を接続してフルブリッジ型3相全波整流回路を構成し、かつこれらの自己消弧可能なスイッチング素子に各々逆並列にダイオードを接続してコンバータを構成する。そして、このコンバータに入力する相電流と相電圧を検出してこれらの位相を一致させ、かつ該コンバータの出力電圧が所定の電圧になるように前記コンバータ制御回路11を制御する。したがって、力率1で電力を取り込める前記高力率AC/DCコンバータの場合、従来のダイオード整流回路に対して入力電

10

【0040】

また、更に、図1に示した昇圧型高力率AC/DCコンバータ4は、直流出力電圧を交流入力電圧のピーク値より高くする昇圧機能を備えているために、昇圧型AC/DCコンバータ4の出力側に接続されているソフトスイッチングインバータ5を高電圧で動作させることが可能で、一次側からみた変圧器6の二次巻線の浮遊容量を効果的に低減させることが可能で、それだけソフトスイッチングインバータ5の電流と、高電圧変圧器6の一次巻線電流を低減させ、これら回路内に生じる損失を大幅に低減することが可能である。

20

【0041】

一次巻線側からみた二次巻線の浮遊容量  $C_p$  は、「高野博司，畠山敬信，中岡睦雄：“トランス共振形大容量DC-DCコンバータの医用X線高電圧装置への応用”，電気学会産業応用部門論文誌，Vol.117-D，No.2，pp. 133-141（1997-2）」に記載があるように、巻数比の二乗に比例することが知られている。

【0042】

【数1】

$$C_p = \frac{8 \pi \epsilon_e \epsilon_0 r_2 h_2 n^2}{3 d (m_{\text{Layer}} - 1) m_{2nd}^2 m_{\text{Leg}}} \quad \dots (1)$$

30

ここで、 $C_p$ ：一次側に換算した二次巻線の浮遊容量(F)， $\epsilon_0$ ：真空の誘電率(F/m)， $\epsilon_e$ ：油浸紙の比誘電率， $r_2$ ：二次巻線の平均半径(m)， $h_2$ ：一次，二次巻線の高さ(m)， $n$ ：高電圧トランスの巻数比， $d$ ：二次巻線の層間距離(m)， $m_{\text{Layer}}$ ：二次巻線の層数， $m_{2nd}$ ：一脚当たりの二次巻線の分割数， $m_{\text{Leg}}$ ：脚数である。200Vの交流電源からCT装置用に140kVの高電圧を得ようとするとき、X線発生装置が電力を取り込むときの交流電圧の電圧降下を見込むと、インバータの入力電圧は360V程度しか見込むことができず、そのため巻数比は490ほどが必要になる。

【0043】

40

この場合、例えば、(1)式で求められる一次側に換算した二次巻線の浮遊容量は、 $C_p$ は2.5  $\mu$ F程度である。このとき、一次巻線に流れる電流は、X線管に流れる管電流が小さい場合であっても100～200Aにも達し、管電流が大きい場合にも常に有効な電力にこの二次巻線の浮遊容量に流れる無効電流が重畳されることになる。

【0044】

この無効電流によってインバータや高圧変圧器で損失による熱が発生するため、高速スキャンX線CT装置用X線発生装置に必要な十分な管電流を出力できないばかりか、発生した熱の放散のために、冷却フィンや冷却用ファンを設けるなどの処置が必要となり、装置が大型化してしまう。

【0045】

50

これに対して、図 1 で示した本発明の実施例では、ソフトスイッチングインバータ 5 の直流入力側に昇圧型高力率 AC/DC コンバータを備えているために、この直流電圧を例えば 600 V ~ 800 V 程度までの高めることができ、高電圧変圧器 6 の巻数比が小さくても、たとえば  $n=180 \sim 200$  でも十分な高電圧出力を得ることができるようになる。

【 0 0 4 6 】

この場合、高電圧変圧器 6 の一次巻線電流と、インバータに流れる電流は、巻数比が従来の 490 に比べて  $1/5 \sim 1/4$  程度に低減し、高電圧変圧器 6 一次巻線の銅損と、ソフトスイッチングインバータ 5 の導通損失、特に管電流が小さいとき大幅に低減可能である。昇圧機能を持たない従来のダイオード式コンバータに対して、昇圧機能をもった本コンバータを用いることは、上述のように X 線発生装置の損失を低減するために非常に有効である。昇圧型 AC/DC コンバータは単相交流電源用、3 相交流電源用それぞれにいくつかの方式があるが、本実施例の趣旨は、昇圧機能があることと高力率であることが必要要件であって、その回路方式、制御方式には限定されない。

【 0 0 4 7 】

次に、ソフトスイッチング 5 について説明する。従来のインバータはこのインバータのスイッチング素子に電圧が印加されている状態でスイッチングするために大きなスイッチング損失を発生させるものであったが、図 1 に示した本実施例に用いたインバータは、スイッチング損失をほぼゼロにできるソフトスイッチングインバータである。

【 0 0 4 8 】

ソフトスイッチングインバータとは、インダクタやコンデンサを応用してインバータを構成するスイッチング素子のスイッチングによって発生する損失をほぼゼロにするものである。種々のソフトスイッチングインバータが提案されており、例えば、特開平 6-22551 号に開示されているものがある。図 2 は上記広報に開示されているソフトスイッチングインバータの一例を説明する図である。

【 0 0 4 9 】

図 2 において、301 は直流電源、311 ~ 314 は直流電源 301 に接続されたコンデンサで、311 と 312、313 と 314 はそれぞれ直列に接続され接続点が直流電源 301 の中間の電位を持つようになっている。321 ~ 324 は直流電源に接続され H 型に構成された電力用半導体スイッチング素子、ここでは逆並列ダイオードオートを内蔵されている IGBT (絶縁ゲート型バイポーラトランジスタ) で表記している。この 4 つの半導体スイッチ 321 ~ 324 で一つのインバータを構成している。302 はインバータを構成する IGBT 321 ~ 324 に接続された負荷で、図 1 に示した第一の実施例では高電圧変圧器の一次巻線以降 (X 線管まで) に相当する。341 と 342 は、それぞれ IGBT 321 と 322 の接続点、323 と 324 の接続点と前記コンデンサ 311 と 312 の接続点、313 と 314 の接続点の間に接続されたインダクタである。331 ~ 334 はそれぞれ IGBT 321 ~ 324 に並列に接続されたコンデンサである。

【 0 0 5 0 】

図 3 は図 2 で示したソフトスイッチングインバータの動作を示すタイムチャートである。IGBT 321 と 322、IGBT 323 と 324 は、図 3 (a) ~ (d) で示した駆動信号に従い、デューティ 50 % でそれぞれ交互にオンオフ動作を繰り返す。そのうえで IGBT 321 に対して IGBT 324 が位相差 だけ遅れて動作することにより、負荷 302 に電圧を出力する時間を図 3 (e) のように制御して結果的に図 1 で示した X 線管へ供給する直流高電圧 (以下、管電圧という) を制御することができる。

【 0 0 5 1 】

また、同時に、IGBT 321 ~ 324 のスイッチング動作によってインダクタ 341 と 342 には図 3 (f) (g) のような三角波の電流が流れる。IGBT 321 ~ 324 には、インダクタ 341、342 がいない場合には図 3 (h) ~ (k) で細線で示した電流が流れるが、これらインダクタのために実際には太線で示した電流波形となる。

【 0 0 5 2 】

図 3 (h) ~ (k) で示した電流は必ずマイナス方向の状態でスイッチがターンオンし、プラス方向のときオフする。マイナス方向に電流が流れているときは IGBT に内蔵されている逆並

10

20

30

40

50



列ダイオードが導通している状態，すなわち，IGBTの電圧がほぼゼロの状態を意味し，この状態でIGBTがターンオンしてもスイッチング損失は発生しない。また，IGBTがターンオフするときは直ちにIGBTの電流がゼロになるものの，IGBTに並列に接続されたコンデンサ311～314によって，IGBT両端の電圧上昇が遅れ，やはりスイッチング損失は生じない。

【0053】

このように，インダクタ341，342，及び，コンデンサ331～334を設けることによって，インバータにはスイッチング損失が生じない，ソフトスイッチングインバータを構成することができる。

【0054】

図1に示した本発明の第一の実施例では，インダクタ21と，図1に図示省略したが図2のコンデンサ331～334とでソフトスイッチングインバータを実現することを表している。

10

【0055】

なお，図2で示したソフトスイッチングインバータでは，図3に示したように，左側のIGBT 321，322がもともとダイオードに電流が流れた状態でターンオンする性質があり，このような場合には左型のインダクタ341は省略することができる。

【0056】

ソフトスイッチングインバータには図2で示した回路以外にも種々の回路方式が考えられる。たとえば，インダクタ341，342に流れる電流を抑制し，これらインダクタに流れる電流によって生じる損失を低減するために，インダクタに直列にスイッチを挿入することもできる。

20

【0057】

これらに本発明は，昇圧型高力率AC/DCコンバータを高電圧で動作させる場合に，その高電圧動作化によってインバータ部分で増加するスイッチング損失を低減しようとするもので，その趣旨でソフトスイッチングインバータを用いるために，その回路方式を限定するものではない。

【0058】

また，図1では，昇圧型高力率AC/DCコンバータで高電圧化された直流電圧を陽極駆動回路に接続して，X線管の陽極を駆動している。これは，昇圧型スタータの電圧として十分な高電圧を作り出せることを利用したもので，この構成も，別に高電圧の直流電源を設ける必要がなく，X線発生装置全体を小型化するのに役立っている。この陽極駆動回路の構成と動作は，特開2000-150193号等に詳述されているので，ここでは詳しい説明を省略する。

30

【0059】

【発明の効果】

以上、本発明による効果を列記すれば以下になる。

【0060】

(1) X線高電圧装置の効率向上により、スキャン時間の高速化によるX線管に流す電流の大電流化及びこの大電流で長時間のらせんスキャンに対応できる大出力のX線高電圧装置を提供できる。

【0061】

40

(2) 上記X線高電圧装置の効率向上により、商用電源から該X線高電圧装置への電力を供給するスリップリングとブラシから成る電力伝達機構に流れる電流が低減し、該電力伝達機構の保守工数の低減と高信頼性、高画質のX線CT装置を提供できる。

【0062】

(3) 上記X線高電圧装置とX線管の陽極回転駆動回路を小型、軽量化して、これらをスキャナ回転盤に搭載できるようにしたので、スキャナ、テーブル及び画像処理ユニットを内蔵した操作卓の3つのユニットの構成となり、設置スペースの小さいX線CT装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例を示す図。

50

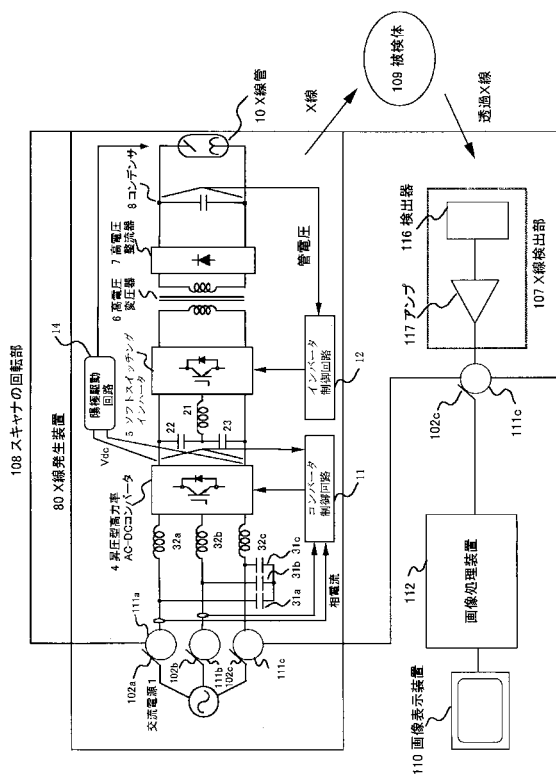
【図 2】ソフトスイッチングインバータの一例を示す図。

【図 3】ソフトスイッチングインバータのタイミングチャートを示す図。

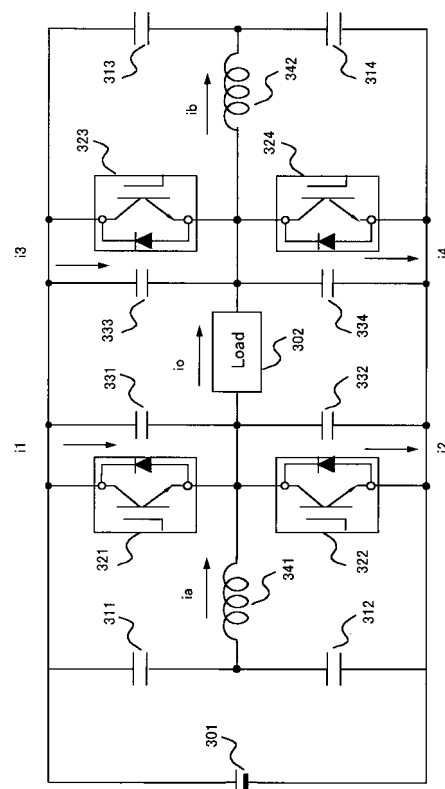
【符号の説明】

1 ... 交流電源、111a, 111b, 111c, 111d... スリップリング、102a, 102b, 102c, 102d... ブ  
ラシ、31a, 31b, 31c, 22, 23, 311, 312, 313, 314, 331, 332, 333, 334... コンデンサ  
、21, 32a, 32b, 32c, 341, 342... インダクタ、4 ... 昇圧型高力率AC/DCコンバータ、5 ...  
ソフトスイッチングインバータ、6 ... 高電圧変圧器、7 ... 高電圧整流器、8 ... 平滑コンデ  
ンサ、10... X線管、11... コンバータ制御回路、12... インバータ制御回路、80... X線発生装  
置、107... X線検出部、108... スキャナの回転部、109... 被検体、110... 画像表示装置、112  
... 画像処理装置、116... 検出器、117... アンプ、301... 直流電源、321, 322, 323, 324... 絶  
縁ゲート型バイポーラトランジスタ (IGBT)

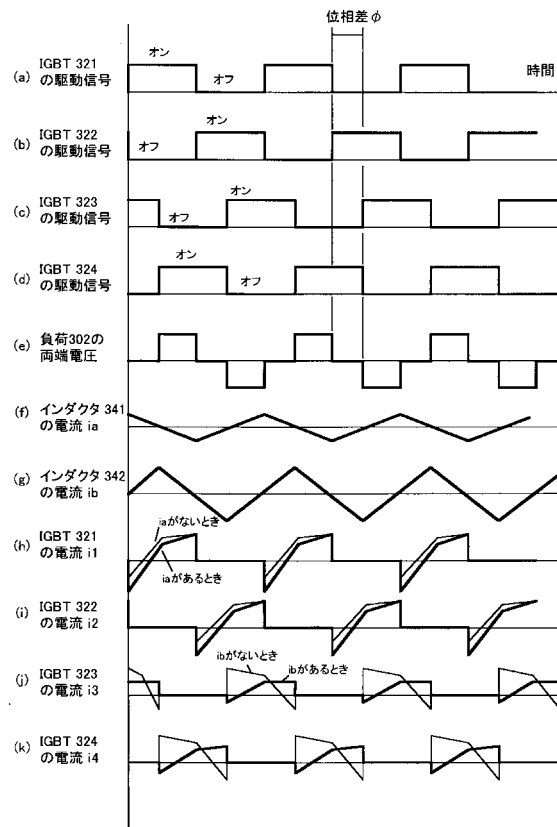
【圖 1】



【圖 2】



【図 3】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

H 0 2 M 7/12

Q

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 1 5 0 1 9 3 ( J P , A )

特開平 1 1 - 2 3 3 2 8 6 ( J P , A )

特開平 0 7 - 2 8 8 1 9 0 ( J P , A )

特開平 0 7 - 2 2 2 4 4 4 ( J P , A )

特開平 0 6 - 0 2 2 5 5 1 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

H05G 1/20

H05G 1/32

H05G 1/56

H02M 3/28

H02M 3/335

H02M 7/12