

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4104191号
(P4104191)

(45) 発行日 平成20年6月18日(2008.6.18)

(24) 登録日 平成20年4月4日(2008.4.4)

(51) Int.Cl. F I
H05G 1/20 (2006.01) H05G 1/20
H05G 1/32 (2006.01) H05G 1/32 U

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願平9-245961	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成9年8月28日(1997.8.28)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開平11-74096		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成11年3月16日(1999.3.16)	(72) 発明者	高野 博司
審査請求日	平成16年8月17日(2004.8.17)		東京都千代田区内神田一丁目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一丁目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一丁目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線高電圧装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

交流電圧源と、前記交流電圧源に一次巻線が接続されその電圧を昇圧する高電圧変圧器と、前記高電圧変圧器の二次巻線に接続され昇圧された交流電圧を直流高電圧に変換する高電圧整流器と、前記高電圧整流器に接続されこの直流高電圧を平滑化するコンデンサと、前記コンデンサに接続されたX線管と、からなるX線高電圧装置において、前記X線管からのX線の放射を停止した時に、前記コンデンサに蓄えられていた電荷のエネルギーにて生じる前記波尾部分を除去して管電圧を急激に降下させるとともに、前記除去した波尾部分のエネルギーを前記高電圧変圧器の前記二次巻線側から前記一次巻線側の電気エネルギー蓄積素子に前記高電圧変圧器を経由せずに回生させる波尾エネルギー回生手段を備えることを特徴とするX線高電圧装置。

【請求項2】

前記波尾エネルギー回生手段は、前記コンデンサの両端電圧がほとんどゼロあるいはマイナスになるまで前記コンデンサの放電を持続させる第2の電気エネルギー蓄積素子を備えることを特徴とする請求項1に記載のX線高電圧装置。

【請求項3】

前記波尾エネルギー回生手段は、第二の変圧器と、スイッチと、整流器とを有し、前記第二の変圧器の一次巻線とスイッチとからなる直列接続体は、前記X線管のアノードとカソード間に接続され、前記整流器は前記第二の変圧器の二次巻線に接続され、前記整流器の出力を前記電気エネルギー蓄積素子に接続してなる請求項1に記載のX線高電圧装置。

【請求項 4】

前記電気エネルギー蓄積素子は、直流電源、バッテリー、コンデンサのいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 3 記載の X 線高電圧装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療用または工業用の X 線発生用電源装置に係わり、X 線管からの X 線の放射を停止する期間にこの X 線管のアノードとカソード間の電圧（以下、管電圧と記す）を高速に下降させることにより、前記 X 線管のアノードとカソード間に流れる電流（以下、管電流と記す）の大小に係わらず常に設定撮影時間と実際の撮影時間との誤差を小さくするとともに、軟 X 線の発生を防止することのできる X 線高電圧装置に関するものである。

10

【0002】

【従来の技術】

従来から、X 線高電圧装置の管電圧を高速に制御する装置が開発されてきた。これら X 線高電圧装置では、通常、高電圧変圧器の交流高電圧出力を高電圧整流器で整流し、これを高電圧側に付加したコンデンサや高電圧ケーブルの有している浮遊容量などのコンデンサで平滑して直流高電圧を X 線管に供給している。

【0003】

この場合、高電圧整流器が在るために、前記コンデンサに蓄えられた電荷の放電は X 線管を経由するルートしかないために、管電圧を高速で立ち上げることは比較的容易であるが、管電圧を高速に降下させることが困難であるという技術的な課題がある。このため、血管内の血流を動画としてシネフィルムに撮影するシネ撮影や、血管でカテーテルを操作するとき高画質リアルタイム画像を得るためのパルス透視など、高速なパルス状管電圧が要求される X 線高電圧装置では、管電圧の下降時の波形（以下、波尾と呼ぶ）が問題になる。すなわち、この波尾は X 線フィルムや X 線テレビ上に形成される X 線画像にはほとんど効果がなく、そのうえ、被験者に対する有害な被曝になりやすい低エネルギー X 線が X 線管から多量に放射されることになる。これは、特に、インターベンショナルラジオロジーに代表される高画質透視下での医療行為に対して、無効被曝という現象によってこの有効性を阻害するほどのものである。

20

【0004】

ここで、前記コンデンサに蓄積された電荷を放電するために、どの程度の時間が必要であるか、また、それが本来のパルス状高電圧出力に対してどの程度の電力損失（発熱）になるかを試算してみる。たとえば、X 線管を抵抗負荷 R_L 、コンデンサの静電容量を C_f とみなすと、コンデンサの放電の時定数は、 $R_L \times C_f$ となる。パルス透視を想定して、仮に、管電圧を 100 kV 、管電流を 10 mA 、静電容量 C_f を 5000 pF と仮定すると、管電圧の波尾の時定数は次式で表せる。

30

【0005】

【数 1】

$$\text{波尾の時定数} = (100\text{ kV} / 10\text{ mA}) \times 5000\text{ pF} = 50\text{ ms}$$

40

通常、パルス透視のパルスレートは $15 \sim 60\text{ pulse/s}$ で、その周期は $66.7\text{ ms} \sim 16.7\text{ ms}$ 程度、管電圧パルスの幅は、 $3 \sim$ 数 ms である。従って、波尾の時定数が 50 ms の場合には、管電圧はゼロまで降下することはなく、実際に必要なパルス幅の数倍にもなる波尾が存在することになる。

【0006】

図 5 は、このような条件における従来の管電圧波形を示したもので、この図から、波尾がゼロに到達する前に、次のパルス状管電圧が上昇しはじめ、低管電圧の X 線が多量に放出

50

され、また X 線管に常に管電圧が供給され続けて発熱することが分かる。

【 0 0 0 7 】

更に、この管電圧の波尾の期間は、X 線管で前記コンデンサに蓄えられた電力を消費することになるので、それだけ X 線管の内部温度を上昇させ、その寿命を早めたり、パルス X 線出力後の許容 X 線条件を制約するなどの問題が生じる。

【 0 0 0 8 】

このような問題を解決する一つの方法として、特開平 8 - 2 1 2 9 4 8 に X 線管のアノード・カソード間に電流制限用インピーダンスと高電圧スイッチとの直列体を設け、高電圧側のコンデンサに蓄積された電荷を高速で放電できる方式が開示されている。

また、電流制限用インピーダンスを設けずに、テトロード（四極真空管）を用いてアノード・カソード間を短絡させ、テトロードで電流を制限する方法もある。

10

【 0 0 0 9 】

【発明が解決しようとする課題】

上記の方法は、いずれもコンデンサに蓄積された電荷のエネルギーをインピーダンスやテトロードで消費させるという方法である。

このときの消費電力は、パルスレートを 6 0 p u l s e / s として、

【数 2】

$$\frac{1}{2} C_f e T^2 \times \text{パルスレート} = \frac{1}{2} \times 5000 \text{ pF} \times (100 \text{ kV})^2 \times 60 \text{ pulse/s}$$

$$= 1500 \text{ W}$$

20

と算定できる。

30

【 0 0 1 0 】

従って、パルス透視をしている間、上記電流制限用インピーダンスやテトロードでは常に 1 . 5 k W もの電力を損失し発熱していることになる。そのため、この電流制限用インピーダンスやテトロードを冷却しなければならず、X 線高電圧装置の高電圧部の小型化が困難なものであった。更に、テトロードは消耗品であるばかりでなく、高価であるという別の問題点をもっている。

【 0 0 1 1 】

本発明装置は、以上で説明した従来の技術における課題を解消して、管電圧の波尾を高速に降下させるとともに、コンデンサに蓄積されたエネルギーによる高電圧部での発熱を防止することを目的とする。

40

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、交流電圧源と、前記交流電圧源に一次巻線が接続されその電圧を昇圧する高電圧変圧器と、前記高電圧変圧器の二次巻線に接続され昇圧された交流電圧を直流高電圧に変換する高電圧整流器と、前記高電圧整流器に接続されこの直流高電圧を平滑化するコンデンサと、前記コンデンサに接続された X 線管と、からなる X 線高電圧装置において、前記 X 線管からの X 線の放射を停止した時に、前記コンデンサに蓄えられていた電荷のエネルギーにて生じる前記波尾部分を除去して管電圧を急激に降下させるとともに、前記除去した波尾部分のエネルギーを前記高電圧変圧器の前記二次巻線側から前記一次巻線側の電気エネルギー蓄積素子に前記高電圧変圧器を経由せずに回生させる波尾

50

エネルギー回生手段を備える。前記波尾エネルギー回生手段は、前記コンデンサの両端電圧がほとんどゼロあるいはマイナスになるまで放電を持続させる第2の電気エネルギー蓄積素子を備えても良い。このように構成することによって、X線曝射停止時に前記コンデンサに蓄積された電荷のエネルギーを交流電圧源若しくは他の電気エネルギー蓄積要素に回生されるので、従来の電流制限用インピーダンスやテトロード及びこれらの冷却装置が不要となってX線高電圧装置の高電圧部の小型化が可能となると共に、この時の電力が有効に利用できるという利点が生じる。

【0013】

また、第二の変圧器と、スイッチと、整流器とを有し、前記第二の変圧器の一次巻線とスイッチとからなる直列接続体は、前記X線管のアノードとカソード間に接続され、前記整流器は前記第二の変圧器の二次巻線に接続され、前記整流器の出力を前記電気エネルギー蓄積素子に接続してされるものである。このように構成することによって、比較的簡単な構成で回生手段を実現できる。また、電気エネルギー蓄積素子は、直流電源、バッテリー、コンデンサのいずれかである。

【0014】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の第一の実施例としてインバータ式X線高電圧装置に本発明を適用した例を示す図である。10は交流電源、11は交流電源10に接続されこの交流電圧を直流に変換する整流器、12は整流器11に接続されこの直流電圧を平滑化する第一のコンデンサ、13は第一のコンデンサ12に接続され平滑化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、14はインバータ13に接続されこの高周波の交流電圧を昇圧する高電圧変圧器、15は高電圧変圧器の二次側に接続され昇圧された交流電圧を整流する高電圧整流器、16は高電圧整流器15に接続されその出力電圧を平滑化する第二のコンデンサで、これは高電圧整流器15と以下で述べるX線管とを接続する高電圧ケーブルの浮遊容量と、必要に応じて追加された平滑用高電圧コンデンサで構成されている。17は第二のコンデンサ16に接続されたX線管である。また、X線管17のアノードとカソード間には、第二の変圧器20と半導体スイッチ21との直列接続体がX線管17と並列に接続され、さらにこの第二の変圧器20の二次巻線は整流器22に接続され、整流器22の出力は回生用端子25, 26を介して第一のコンデンサ12に接続されている。

【0015】

ここで半導体スイッチ21は高電圧側に接続されているため、その構造と駆動方法には特別の配慮が必要ではあるが、その形態としては、前記特開平8-212948に開示されているので、ここでは説明を省略する。

【0016】

また、高電圧変圧器15の巻き数比は、商用の交流電源10から医療用などに必要な150kV程度までの管電圧を得るためにおよそ1:400~900程度になるが、第二の変圧器は例えば100:1程度の降圧ができるような巻き数比を選んでおく。

【0017】

次に、こうして構成された第一の実施例についてその動作を説明する。図3は第一の実施例に対する半導体スイッチ21のオン、オフのタイミングとそのときの管電圧波形とを示している。インバータ13を動作させて高周波の交流を高電圧変圧器14に供給し、これを高電圧整流器15が整流し、さらに、第二のコンデンサ16が平滑すると立ち上がりが高速(例えば1ms程度)の管電圧がX線管に印加される。その後、管電圧を急激に降下させようとしても、第二のコンデンサ16に充電された電荷は高電圧整流器15に阻止されてしまい、従来はX線管を通じて放電されるしかなかった。

【0018】

これに対して本実施例では、半導体スイッチ21をオンすることによって第二の変圧器20の一次側(右側, 高電圧側)に管電圧を印加し、これを例えば前記巻き数比に応じて1/100倍に降圧して整流器22に供給する。整流器22は第二の変圧器の二次巻線(左側, 低電圧側)の電圧が第一のコンデンサ12の電圧より高い間は導通して図1の右側か

10

20

30

40

50

ら左側へ電流が流れる。このとき、図3に示したように第二のコンデンサ16に蓄積された電荷のエネルギーの大半は第二の変圧器20を介してインバータ13の入力側の第一のコンデンサ12に回生されることになる。その結果、図3に示すように管電圧がスイッチ21のターンオンと同時に急激に低下し、波尾を大幅に低減できる。

【0019】

さらに、高電圧側のエネルギーの大半を低圧側に回生できるため発熱の心配がないという大きな利点がある。

【0020】

図2は、本発明の第二の実施例を示す図である。第二の実施例では、第一の実施例で第二の変圧器の一次巻線と半導体スイッチ21の直列体にさらにリアクトル23を直列に接続している。また、この直列体と逆並列に第二の高電圧ダイオード24を接続している。それ以外は、図1の第一の実施例と同様である。

10

【0021】

図4は、第二の実施例における動作を示している。図1における第一の実施例では、第二のコンデンサ16の両端の電圧が第二の変圧器20で降圧されたあと、第一のコンデンサ12(回生用端子25, 26)の電圧より高い間だけ高電圧側に蓄積された電力の回生が行われた。そのため、半導体スイッチ21がオンしても管電圧の波尾が効果的に低減できるのはこのような電圧の条件が整っている間だけとなり、管電圧をほぼゼロまで急激に低下させることは困難である。これに対して、第二の実施例では、半導体スイッチ21がターンオンして、一度流れ始めた第二のコンデンサ16の放電電流をリアクトル23に電流のエネルギーとして蓄え、平滑容量16の両端の電圧がほとんどゼロあるいは、図4に示したようにわずかにマイナスになるまで放電を持続させることが可能である。第二のコンデンサ16の両端の電圧がマイナスになると高電圧ダイオード24がオンしてこの電圧をほぼゼロに固定するため、X線管に負の電圧がかかるようなことはなく、波尾をほぼゼロ電圧まで急激に低下させることができる。

20

【0022】

ここで、述べた第二の高電圧ダイオード24はX線管に逆方向電圧がかからないようにしてあるもので、実際には改めて設けることなく、高圧整流器15で代用することも可能である。

【0023】

また、ここで設けたリアクトル23は、改めて部品として用意するのではなく、第二の変圧器の漏れインダクタンスを有効に利用することもできる。

30

上記、第一、第二の実施例では、第二の変圧器として鉄心入りの変圧器を仮定して説明したが、これは必ずしも鉄心入りである必要はなく、空心トランスであってもよい。空心トランスは鉄心の飽和が起こらないという利点がある。

【0024】

また、第二のコンデンサに蓄積された電荷のエネルギーを第一、第二の実施例では、インバータ13の前段の第一のコンデンサ12に回生したが、必ずしもこれにこだわらず、他の直流電源やバッテリー、コンデンサなどであってもよく、その場合は回生されたエネルギーを直接的には管電圧発生とは別の用途に利用することができる。

40

【0025】

さらに、これらの実施例では、スイッチ21は、サイリスタ、MOSFET、IGBT、バイポーラトランジスタなどの半導体スイッチを仮定して説明したが、これに限らず同様の働きが可能なスイッチ用いることもできる。

【0026】

【発明の効果】

以上で説明したように、本発明装置では、高電圧側のコンデンサに蓄積された電荷のエネルギーを低電圧側に回生することによって、管電圧の波尾を速やかに低下させることが可能であり、かつ、そのエネルギーを次の管電圧パルスが発生させるために有効に利用することができる。従って、被験者にとって有害な低エネルギーX線による被曝を低減し、小型高効

50

率のX線高電圧装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第一の実施例図。

【図2】本発明の第二の実施例図。

【図3】第一の実施例図における動作波形図。

【図4】第二の実施例図における動作波形図。

【図5】従来装置における管電圧波形図。

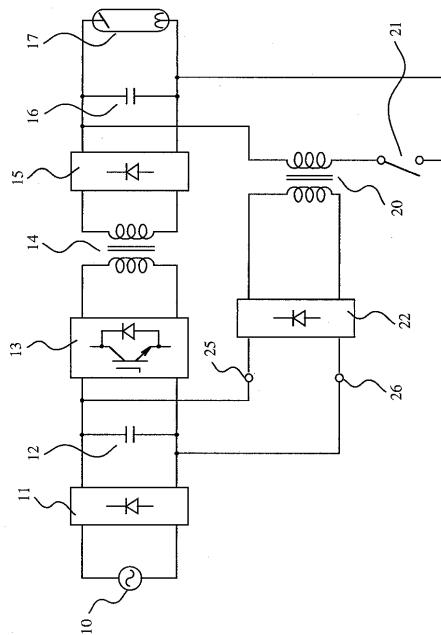
【符号の説明】

- 10 交流電源
- 11 整流器
- 12 第一のコンデンサ
- 13 インバータ
- 14 高電圧変圧器
- 15 高電圧整流器
- 16 第二のコンデンサ
- 17 X線管
- 20 第二の変圧器
- 21 半導体スイッチ
- 22 整流器
- 23 リアクトル
- 24 高電圧ダイオード
- 25, 26 回生用端子

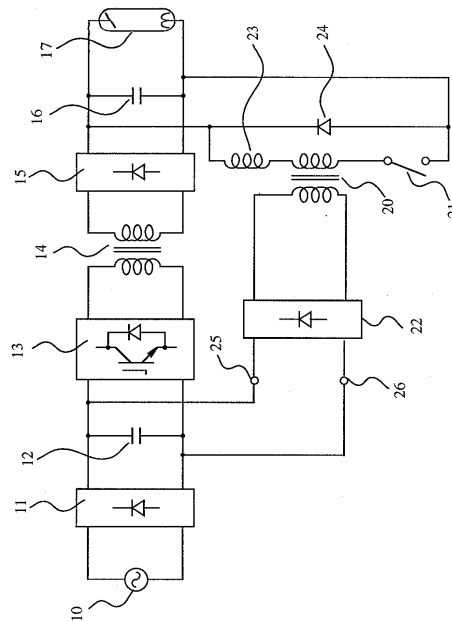
10

20

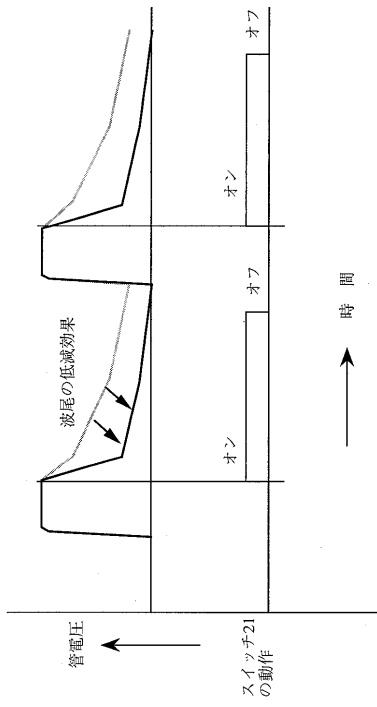
【図1】



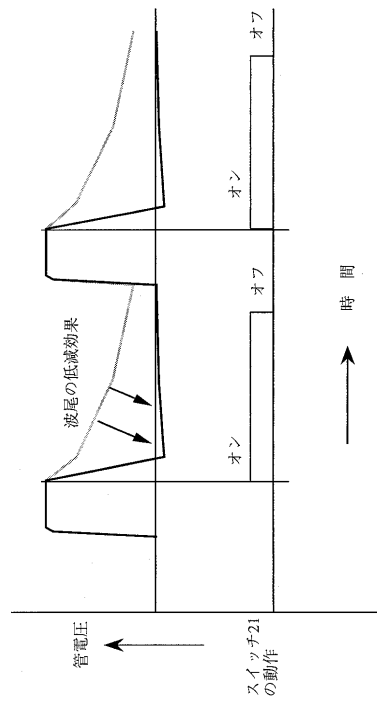
【図2】



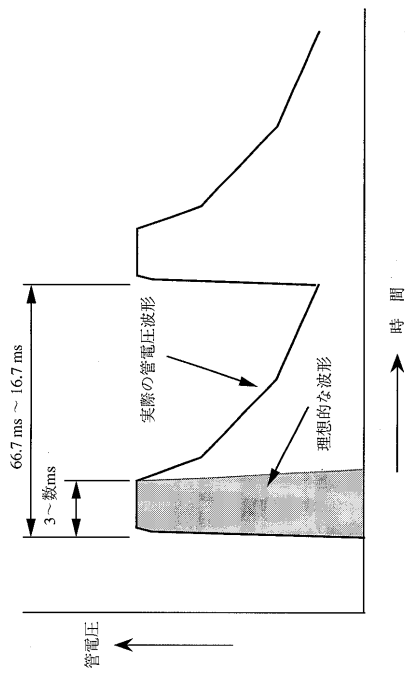
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 茶畑 圭一

東京都千代田区内神田一丁目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一丁目1番14号

株式会社 日立メディコ内

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開平08-212948(JP,A)

特開平07-050200(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H05G 1/00-32