

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 6 月 26 日(26.06.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/097951 A1

- (51) 国際特許分類:
H05G 1/20 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/083283
- (22) 国際出願日: 2013 年 12 月 12 日(12.12.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-278842 2012 年 12 月 21 日(21.12.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社 日立メディコ(HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 小川 美奈(OGAWA, Mina); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,

CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

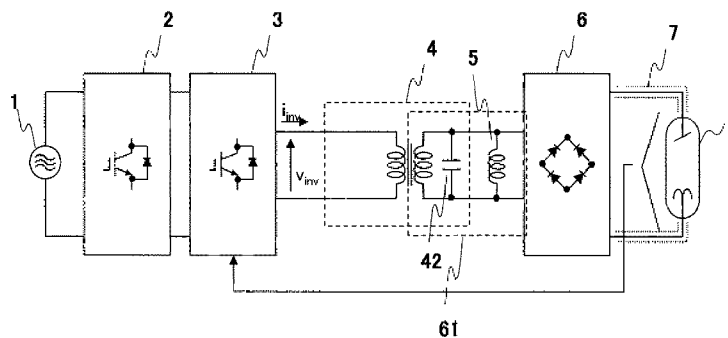
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: X-RAY HIGH-VOLTAGE DEVICE AND X-RAY CT DEVICE USING SAME

(54) 発明の名称: X線高電圧装置とそれを用いたX線CT装置

【図1】



(57) Abstract: Provided is an X-ray high-voltage device that is capable of improving the power factor of an inverter circuit with respect to the stray capacitance of a closed circuit between the secondary winding of a high-voltage transformer and the input terminals of a high-voltage rectifier. This X-ray high-voltage device comprises: a converter circuit (2) that converts an alternating-current voltage of an alternating-current power source having a commercial frequency into a direct-current voltage; an inverter circuit (3) that converts the direct-current voltage converted by the converter circuit (2) into a high-frequency alternating-current voltage having a higher frequency than the commercial frequency; a high-voltage transformer (4) that boosts the voltage of the high-frequency alternating-current voltage converted by the inverter circuit (3) to a high-frequency high alternating-current voltage; a high-voltage rectifier (6) that rectifies the high alternating-current voltage boosted by the high-voltage transformer (4) into a high direct-current voltage; an X-ray tube (8) to which the high direct-current voltage rectified by the high-voltage rectifier (6) is supplied; and an inductive load (resonant inductance) (5) that is connected between the input terminals of the high-voltage rectifier (6), and that reduces the lead in the phase of the current with respect to that of the voltage caused by the stray capacitance of the secondary winding of the high-voltage transformer (4) and other stray capacitors (42) that look parallel to said capacitance.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2014/097951 A1



高電圧変圧器の二次巻線と高電圧整流器の入力端子との間の閉回路の浮遊容量に対するインバータ回路の力率を改善可能な X 線高電圧装置を提供するために、本発明の X 線高電圧装置は、商用周波数の交流電源の交流電圧を直流電圧に変換するコンバータ回路 2 と、コンバータ回路 2 によって変換された直流電圧を商用周波数よりも高い周波数の高周波交流電圧に変換するインバータ回路 3 と、インバータ回路 3 によって変換された高周波交流電圧を高周波交流高電圧に昇圧する高電圧変圧器 4 と、高電圧変圧器 4 によって昇圧された交流高電圧を直流高電圧に整流する高電圧整流器 6 と、高電圧整流器 6 によって整流された直流高電圧を供給する X 線管 8 と、前記高電圧整流器 6 の入力端子の間に接続され、前記高電圧変圧器 4 の二次巻線の浮遊容量及びその容量に対して並列に見えるその他の浮遊容量 42 による電圧に対する電流位相の進みを低減する誘導性負荷(共振インダクタンス)5 と、を備える。

明 細 書

発明の名称： X線高電圧装置とそれを用いたX線CT装置

技術分野

[0001] 本発明は、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を備えたX線高電圧装置に係り、特にインバータ回路に出力される皮相電力に対する有効電力の割合(力率)を改善する技術に関するものである。

背景技術

[0002] 従来のX線高電圧装置は、特許文献1に開示されるように、商用周波数の交流電源の交流電圧を直流電圧に変換するコンバータ回路と、コンバータ回路によって変換された直流電圧を商用周波数よりも高い周波数の交流電圧に変換するインバータ回路と、インバータ回路によって変換された商用周波数よりも高い周波数の交流電圧を昇圧する高電圧変圧器と、高電圧変圧器によって昇圧された交流電圧を高電圧の直流電圧に整流する高電圧整流器と、高電圧整流器によって整流された高電圧の直流電圧を供給するX線管と、を有している。

[0003] また、従来のプラズマ発生用電源装置では、特許文献2に開示されるように、変圧器によって高電圧に変換した二次巻線側に有る放電負荷に力率改善用インダクタを並列に接続して、放電負荷における電流位相の電圧に対する進みを補償して、補償した位相進み分の力率を改善している。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2011-139618号公報

特許文献2：特開2001-035693号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献2に開示されたプラズマ発生用電源装置は、高電圧変圧器の二次巻線に放電負荷を直接接続する。他方、X線高電圧装置では高電圧変圧器の二次

巻線に高電圧整流器を介してX線管に接続する。このように、特許文献2の放電負荷の容量性負荷は力率改善用インダクタンスを直接作用させることができるが、X線管の定常状態においては直流の負荷でありインダクタンス(誘導性負荷)をX線管に接続してもインバータ回路の力率改善に寄与しない。

[0006] また、X線管はX線CT装置に用いる場合断層像の撮影位置を決めるために計測するスキャノグラム像の計測時と断層像の計測時においてそれぞれの負荷が異なり、スキャノグラム像の計測時と断層像の計測時の負荷の差はたとえば数千倍の負荷の変動となる。負荷の変動が大きいX線管では、負荷が軽いときは高電圧変圧器の二次巻線の浮遊容量及びその容量に対して並列に見えるその他の浮遊容量が大きな影響を及ぼすため、これに対処しなければならないが、特許文献1及び特許文献2には前記浮遊容量についてなんら考慮されていない。

[0007] そこで、本発明の目的は、高電圧変圧器の二次巻線の浮遊容量及びその容量に対して並列に見えるその他の浮遊容量に対するインバータ回路の力率を改善可能なX線高電圧装置とそれを用いたX線CT装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するために、本発明は、コンバータ回路によって商用周波数の交流電源の交流電圧が直流電圧に変換され、前記変換された直流電圧がインバータ回路によって商用周波数よりも高い周波数の高周波交流電圧に変換され、前記変換された高周波交流電圧が高電圧変圧器によって高周波交流高電圧に昇圧され、昇圧された高周波交流高電圧が高電圧整流器によって直流高電圧に整流され、X線管に前記整流された直流高電圧を供給し、前記高電圧整流器の入力端子の間に接続される誘導性負荷によって前記高電圧変圧器の二次巻線側の浮遊容量による、電圧に対する電流位相の進みを低減する。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、前記高電圧変圧器の二次巻線の浮遊容量及びその容量に対して並列に見えるその他の浮遊容量におけるインバータ回路の力率を改善可能なX線高電圧装置とそれを用いたX線CT装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本発明の実施例1のX線高電圧装置の回路構成図

[図2]実施例1の力率改善の説明に使用する等価回路と、複素平面上のベクトル図

[図3]本発明の実施例2、3のX線高電圧装置の回路構成図

[図4]実施例2の力率改善の説明に使用する等価回路と、複素平面上のベクトル図

[図5]実施例1乃至3のX線高電圧装置を用いたX線CT装置の全体構成を示すブロック図

発明を実施するための形態

[0011] 以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施形態について説明する。なお、以下の説明及び添付図面において、同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

実施例 1

[0012] 図1は本発明のX線高電圧装置の実施例1を示す回路構成図である。

実施例1では、X線透視撮影装置にあっては透視のX線曝射条件、X線CT装置にあってはスキャノグラム計測など、比較的X線管の負荷が軽い条件での浮遊容量による力率低下を改善する例を説明する。

[0013] X線高電圧装置は、コンバータ回路2と、インバータ回路3と、高電圧変圧器4と、誘導性負荷(共振インダクタンス)5と、高電圧整流器6と、高電圧ケーブル7と、X線管8とを有する。

[0014] まず、X線高電圧装置の各構成要素の接続関係を説明する。

[0015] コンバータ回路2では、入力端子に50[Hz]または60[Hz]の商用周波数の交流電源1が接続され、出力端子にインバータ回路3の入力端子が接続される。

[0016] インバータ回路3では、入力端子にコンバータ回路2の出力端子が接続され、出力端子に高電圧変圧器4の入力端子が接続される。

[0017] 高電圧変圧器4では、入力(一次巻線)側にインバータ回路3の出力が接続され、出力(二次巻線)側に高電圧整流器6の入力端子が接続される。

[0018] 共振インダクタンス5は、高電圧整流器6の入力端子間に接続される。

高電圧整流器6では、入力端子に高電圧変圧器4の出力(二次巻線)側が接続され、出力端子にX線管8が接続される。

[0019] X線管8は、高電圧整流器6の出力端子のアノード側端子とカソード側端子に、高電圧ケーブル7を用いて接続される。

[0020] 次に、X線高電圧装置の各構成要素の機能を説明する。

コンバータ回路2は、コンバータ回路2の入力端子に入力される交流電源1の商用周波数の交流電圧を直流電圧に変換し、変換した直流電圧をコンバータ回路2の出力端子からインバータ回路3の入力端子へ出力する。

[0021] インバータ回路3は、インバータ回路3の入力端子に入力されるコンバータ回路2から出力された直流電圧を商用周波数よりも高い周波数の高周波交流電圧に変換し、変換した高周波交流電圧をインバータ回路3の出力端子から高電圧変圧器4の入力(一次巻線)側へ出力する。また、高電圧変圧器4の出力端子の出力電圧は、高電圧変圧器4の入力端子への入力電圧と高電圧変圧器4の巻数比によって決まるため、結果としてインバータ回路3がX線管8に供給する電圧を制御することになる。

[0022] 高電圧変圧器4は、高電圧変圧器4の入力(一次巻線)側に入力されるインバータ回路3から出力された高周波交流電圧を高電圧変圧器4の入力(一次巻線)と出力(二次巻線)の巻数比によって高周波交流高電圧に昇圧して、昇圧した高周波交流高電圧を高電圧変圧器4の出力端子から高電圧整流器6の入力端子へ出力する。また、高電圧変圧器4の二次巻線と高電圧整流器6との間の閉回路には、浮遊容量42が存在する。浮遊容量42は、実際の回路素子としては存在しないが、高電圧変圧器4の二次巻線側で巻線間に配置された絶縁物の構造により形成される容量性負荷が主で、その他部品の配置で前記容量性負荷に並列接続して存在する容量との合計である。浮遊容量42は実際に高電圧変圧器4の二次巻線側に並列に接続されているとみなすものである。

[0023] 共振インダクタンス5は、交流電圧の回路下で浮遊容量42の負荷成分と逆の作用をするものである。浮遊容量42は交流電圧に対して交流電流が 90° の進

み位相となるのに対し、共振インダクタンス5は交流電圧に対して交流電流が90°の遅れ位相となる。つまり、浮遊容量42による交流電流の進み成分は共振インダクタンス5の遅れ成分によって少なくとも一部が打ち消される。共振インダクタンス5の遅れ成分が浮遊容量42の負荷成分の少なくとも一部を打ち消すことで、浮遊容量42の負荷成分における無効電力を削減できる。

$$L_p = \frac{1}{(2\pi f)^2 C_p} \quad (1)$$

また、共振インダクタンス5を(1)式に示すように設定することで、浮遊容量42と共振インダクタンス5との間で、インバータ回路3の動作周波数で共振させる。

[0024] ここで、f：インバータ回路3の動作周波数[Hz]

L_p：共振インダクタンスのインダクタンス[H]

C_p：高電圧変圧器の二次巻線側の浮遊容量[F]

(1)式を満たす共振インダクタンス5(L_p)を挿入することで、浮遊容量42(C_p)に流れる無効電流は共振インダクタンス5との間で共振現象により循環するため、インバータ回路3の無効電流を無くすることができる。また、共振インダクタンス5がL_p[H]以下であってもインバータ回路3の無効電流を削減することができる。無効電力を無くするあるいは削減することにより、インバータ回路3の力率を改善できる。

[0025] 共振インダクタンス5と浮遊容量42の負荷成分の関係については、後に図2を用いて説明する。

[0026] 高電圧整流器6は、高電圧変圧器4によって昇圧された高電圧の交流電圧を直流高電圧に整流する。

[0027] X線管8は、高電圧整流器6によって整流された直流高電圧と、X線管8内に設けられるフィラメントに別途のフィラメント加熱電源(図示省略)から与えられる電子によりX線管8のX線放射窓からX線を出力する。

[0028] 次に、共振インダクタンス5による浮遊容量42の容量性の負荷成分を打ち消すことについて図2を用いて説明する。

[0029] 図2は実施例1の力率改善の説明に使用する等価回路と、複素平面上のベクトル図である。

[0030] まず、図2(a)に高電圧変圧器4の二次巻線側から見た等価回路を示す。図2(a)において、高電圧変圧器4の二次巻線の浮遊容量及びその容量に対して並列に見えるその他の浮遊容量を C_p 、X線管8の見かけ上の負荷を抵抗 R_p 、誘導性負荷として浮遊容量 C_p の両端に並列挿入される共振インダクタンスを L_p とする。

[0031] 次に、高電圧変圧器4の二次巻線側から見た仮定の負荷が抵抗 R_p だけの場合の交流電圧と交流電流の関係を説明する。図2(b)は横軸に実数軸、縦軸に虚数軸をとった複素平面である。インバータ回路3の出力の電圧ベクトル $V[V]$ と高電圧整流器6を介したX線管8の負荷のうちの抵抗 R_p の電流ベクトル $I_{RP}[A]$ とは複素平面では、実数軸の正の値の方向へ配置される。電圧 $V[V]$ のベクトルと抵抗 R_p の電流 $I_{RP}[A]$ のベクトルは同相であるから、有効電力 $[W]$ は電圧成分 $V[V]$ と抵抗 R_p の電流成分 $I_{RP}[A]$ の積で表される。また皮相電力 $[VA]$ も電圧成分 $V[V]$ と抵抗 R_p の電流成分 $I_{RP}[A]$ の積で表されるから、皮相電力 $[VA]$ は有効電力 $[W]$ と等しく、有効電力 $[W]$ を皮相電力 $[VA]$ で除した力率は100[%]で最大となる。

[0032] 次に、図2(c)を用いて、高電圧変圧器4の二次巻線側から見た負荷が抵抗 R_p と浮遊容量 C_p の場合の交流電圧と交流電流の関係を説明する。インバータ回路3の出力の電圧成分 $V[V]$ と負荷のうちの抵抗 R_p の電流成分 $I_{RP}[A]$ とのベクトルに加えて、浮遊容量 C_p のインピーダンスの電流成分 $I_{CP}[A]$ のベクトルが虚数軸の正の値の方向へ配置される。電圧成分 $V[V]$ 及び抵抗 R_p の電流成分 $I_{RP}[A]$ と、浮遊容量 C_p のインピーダンスの電流成分 $I_{CP}[A]$ とは 90° の位相角を有する関係となる。

[0033] ここで、抵抗 R_p の電流成分 $I_{RP}[A]$ と浮遊容量 C_p のインピーダンスの電流成分 $I_{CP}[A]$ の合成ベクトルは、抵抗 R_p と浮遊容量 C_p に流れる電流 $I_{CR}[A]$ として示される。そして、抵抗 R_p と浮遊容量 C_p に流れる電流 $I_{CR}[A]$ は、電圧成分 $V[V]$ に対して位相角 θ を有することになる。また、実数軸上の電流ベクトル $I_{RP}[A]$ と電

圧成分 $V[V]$ の積が有効電力 $[W]$ となり、虚数軸上の電流ベクトル $I_{cp}[A]$ と電圧成分 $V[V]$ の積が無効電力 $[Var]$ となる。無効電力 $[Var]$ の存在は、皮相電力 $[VA]$ に対する有効電力 $[W]$ の割合を低下させるので、有効電力 $[W]$ を皮相電力 $[VA]$ で除した力率は低下する。ここで、皮相電力 $[VA]$ は有効電力 $[W]$ の自乗と無効電力 $[Var]$ の自乗の和の平方根で表され、力率は位相角 θ の余弦($\cos \theta$)で表される。力率はX線管の負荷の条件によって異なり、図2(b)と比較して70~90[%]程度に低下する。

[0034] そこで、本実施例では、(1)式の $L_p[H]$ の共振インダクタンス5を高電圧変圧器4の二次巻線側に並列に接続する。

[0035] 図2(d)を用いて、高電圧変圧器4の二次巻線側から見た負荷がX線管の負荷の抵抗 R_p と浮遊容量 C_p と共振インダクタンス L_p の場合の交流電圧と交流電流の関係を説明する。

[0036] 共振インダクタンス L_p を接続すると、浮遊容量 C_p の電流成分 $I_{cp}[A]$ と 180° 位相角を有する共振インダクタンス L_p の電流成分 $I_{lp}[A]$ が生じることとなる。共振インダクタンス L_p の電流成分 $I_{lp}[A]$ のベクトルは、浮遊容量 C_p の電流成分 $I_{cp}[A]$ のベクトルとは逆方向の作用を示すものであって、虚数軸の負の方向へ配置される。浮遊容量 C_p の電流成分 $I_{cp}[A]$ のベクトルと共振インダクタンス L_p の電流成分 $I_{lp}[A]$ とは、逆方向であって互いに打ち消し合うので合成ベクトルは0となり、電圧成分 $V[V]$ のベクトルと抵抗の電流成分 $I_{rp}[A]$ のベクトルが残ることになる。その結果、力率は、電圧成分 $V[V]$ のベクトルと抵抗の電流成分 $I_{rp}[A]$ のベクトルの成分で計算されることになり、図2(c)において70~90[%]程度に低下した力率が100[%]に改善されることになる。

[0037] なお、力率が100[%]未満であってもX線高電圧装置が許容可能であれば、共振インダクタンス L_p は(1)式に限定されない。すなわち図2(d)において、共振インダクタンス L_p が(1)式を満たさない場合であっても、所望の力率以上となるように共振インダクタンス L_p を設定すれば良い。具体的には、共振インダクタンス L_p が次に示す(2)式を満たせば良い。

$$\frac{1}{(2\pi f)^2 C_p + 2\pi f \tan \theta / R_p} \leq L_p \leq \frac{1}{(2\pi f)^2 C_p - 2\pi f \tan \theta / R_p} \quad (2)$$

[0038] ここで、 f ：インバータ回路3の動作周波数[Hz]

C_p ：高電圧変圧器の二次巻線側の浮遊容量[F]

$\tan \theta$ ： $(= (1 - \cos^2 \theta)^{0.5} / \cos \theta)$

$\cos \theta$ ：力率

R_p ：X線管の負荷の抵抗[Ω]

L_p ：共振インダクタンスのインダクタンス[H] 以上説明した実施例1によれば、商用周波数の交流電源の交流電圧を直流電圧に変換するコンバータ回路2と、コンバータ回路2によって変換された直流電圧を商用周波数よりも高い周波数の高周波交流電圧に変換するインバータ回路3と、インバータ回路3によって変換された高周波交流電圧を高周波交流高電圧に昇圧する高電圧変圧器4と、高電圧変圧器4によって昇圧された高周波交流高電圧を直流高電圧に整流する高電圧整流器6と、高電圧整流器6によって整流された直流高電圧を供給するX線管8と、前記高電圧整流器6の入力端子の間に接続され、前記高電圧変圧器4の二次巻線と前記高電圧整流器6の入力端子の間の閉回路に有る浮遊容量42による電圧に対する電流位相の進みを低減する誘導性負荷(共振インダクタンス)5と、を備えるので、高電圧変圧器の二次巻線と高電圧整流器の入力端子との間の閉回路の浮遊容量に対するインバータ回路の力率を改善することができる。

[0039] また、実施例1の特有の効果は、X線管8のX線曝射条件がスキヤノグラム計測のように、比較的低い管電流で、X線管8のインピーダンスが浮遊容量42のインピーダンスより高い場合であっても、浮遊容量 C_p による出力電力の無効電力を低減できることである。

実施例 2

[0040] 図3は本発明のX線高電圧装置の実施例2を示す構成図である。

実施例2では、X線透視撮影装置にあっては撮影のX線曝射条件、X線CT装置にあっては断層像の計測など、比較的負荷が重い条件での浮遊容量による

力率低下を改善する例を説明する。

[0041] 実施例2と実施例1の相違点は、共振キャパシタ9を有している点であるので、相違点のみを説明し、同じ点の説明は省略する。

[0042] 共振キャパシタ9は、インバータ回路3と高電圧変圧器4の間に直列に接続される容量性インピーダンスであり、高電圧変圧器4の漏れインダクタンス41の負荷成分と逆の作用をするものである。共振キャパシタ9が接続されることにより、漏れインダクタンス41の負荷成分の少なくとも一部が打ち消され、漏れインダクタンス41の負荷成分による無効電力を削減できる。

[0043] 高電圧変圧器4は漏れインダクタンス41を有し、浮遊容量42同様に装置の特性上、取り除くことはできない。

[0044] 実施例1では、浮遊容量42と共振インダクタンス5の共振状態を利用していたのに対して、実施例2では、(3)式に示すように高電圧変圧器4の漏れインダクタンス41と共振キャパシタ9を共振状態にすることで、インバータ回路3から見た負荷回路のインピーダンスを下げ、漏れインダクタンスによる無効電力を低減する。

$$C_s = \frac{1}{(2\pi f)^2 L_s} \quad (3)$$

[0045] ここで、f：インバータ回路3の動作周波数[Hz]

Ls：高電圧変圧器の漏れインダクタンス[H]

Cs：共振キャパシタの静電容量[F]

次に、共振キャパシタ9による漏れインダクタンス41の負荷成分の相殺について図4を用いて説明する。

[0046] 図4は実施例2の力率改善の説明に使用する等価回路と、複素平面上のベクトル図である。

[0047] まず、図4(a)に、高電圧変圧器4の一次巻線とインバータ回路3の出力端子の間の閉回路の等価回路を示す。図4(a)では、見かけ上の負荷である高電圧変圧器4の漏れインダクタンス41をLs、X線管8の見かけ上の負荷を抵抗Rs、容

量性負荷として抵抗 R_s に直列挿入される共振キャパシタ C_p を C_s とする。なお、実施例1で説明したように浮遊容量 C_p による無効電力が共振インダクタンス L_p により打ち消されたとすると、浮遊容量 C_p と共振インダクタンス L_p とにそれぞれ流れる電流 $I_{Cp}[A]$ と $I_{Lp}[A]$ とは無視することができ、インバータ回路3の出力の電流 $I[A]$ が抵抗 R_s に流れる電流 $I_{RS}[A]$ となる($I=I_{RS}$)。

[0048] 次に、仮想の負荷が抵抗 R_s だけの場合の交流電圧と交流電流の関係を説明する。図4(b)は横軸に実数軸、縦軸に虚数軸をとった複素平面である。インバータ回路3の出力の電流 $I_{RS}[A]$ と負荷のうちの抵抗 R_s の電圧成分 $V_{RS}[V]$ とは複素平面では、実数軸の正の値の方向へ配置される。電流 $I_{RS}[A]$ のベクトルと抵抗 R_s の電圧成分 $V_{RS}[V]$ のベクトルは同相であるから、有効電力 $[W]$ は電流 $I_{RS}[A]$ と抵抗の電圧成分 $V_{RS}[V]$ の積で表される。また、皮相電力 $[VA]$ も電流 $I_{RS}[A]$ と抵抗の電圧成分 $V_{RS}[V]$ の積で表されるから有効電力 $[W]$ と等しく、有効電力 $[W]$ を皮相電力 $[VA]$ で除した力率は100[%]で最大となる。

[0049] 次に、図4(c)を用いて、閉回路の負荷が抵抗 R_s と高電圧変圧器4の漏れインダクタンス L_s の場合の交流電圧と交流電流の関係を説明する。インバータ回路3の出力の電流 $I_{RS}[A]$ と負荷のうちの抵抗 R_s の電圧成分 $V_{RS}[V]$ とのベクトルに加えて高電圧変圧器4の漏れインダクタンス L_s の電圧成分 $V_{LS}[V]$ のベクトルが虚数軸の正の値の方向へ配置される。抵抗 R_s の電圧成分 $V_{RS}[V]$ 及び電流成分 $I_{RS}[A]$ と、漏れインダクタンス L_s の電圧成分 $V_{LS}[V]$ とは 90° の位相角を有する関係となる。ここで、抵抗 R_s の電圧成分 $V_{RS}[V]$ と漏れインダクタンス L_s の電圧成分 $V_{LS}[V]$ の合成ベクトルは、インバータ回路3の出力の電圧成分 $V_{LR}[V]$ として示される。

[0050] そして、抵抗 R_s の電圧成分 $V_{RS}[V]$ 及び電流成分 $I_{RS}[A]$ は、電圧成分 $V_{LR}[V]$ に対して位相角 θ を有することになる。また、実数軸上の電流ベクトル $I_{RS}[A]$ と電圧成分 $V_{RS}[V]$ の積が有効電力 $[W]$ となり、実数軸上の電流ベクトル $I_{RS}[A]$ と虚数軸上の電圧成分 $V_{LS}[V]$ の積が無効電力 $[Var]$ となる。無効電力 $[Var]$ の存在は、皮相電力 $[VA]$ に対する有効電力 $[W]$ の割合を低下させるので、有効電力 $[W]$ を皮相電力 $[VA]$ で除した力率は低下する。力率はX線管の負荷の条件によって異

なり、図4(b)と比較して70～90[%]程度に低下する。

[0051] そこで、本実施例では、(3)式のCs[F]の共振キャパシタ9をインバータ回路3と高電圧変圧器4の一次巻線間に直列に接続する。

[0052] 図4(d)を用いて、負荷が抵抗Rsと漏れインダクタンスLsと共振キャパシタCsの場合の交流電圧と交流電流の関係を説明する。

[0053] 共振キャパシタCsを接続すると、漏れインダクタンスLsのインピーダンスの電圧成分V_{LS}[V]と180°位相角を有する共振キャパシタCsのインピーダンスの電圧成分V_{CS}[V]が生じることとなる。共振キャパシタCsの電圧成分V_{CS}[V]のベクトルは、漏れインダクタンスLsの電圧成分V_{CP}[V]のベクトルとは逆方向の作用を示すものであって、虚数軸の負の値の方向へ配置される。漏れインダクタンスLsの電圧成分V_{LS}[V]のベクトルと共振キャパシタCsの電圧成分V_{CS}[V]とは、逆方向であって互いに打ち消し合うので合成ベクトルは0となり、抵抗の電圧成分V_{RS}[V]のベクトルと抵抗の電流成分I_{RS}[A]のベクトルが残ることになる。その結果、力率は、電圧成分V_{RS}[V]のベクトルと抵抗の電流成分I_{RS}[A]のベクトルの成分で計算されることになり図4(c)において70～90[%]程度に低下した力率が100[%]に改善されることになる。

[0054] なお、力率が100[%]未満であってもX線高電圧装置が許容可能であれば、共振キャパシタCsは(3)式に限定されない。すなわち、共振キャパシタCsが(3)式を満たさない場合であっても、所望の力率以上となるように共振キャパシタCsを設定すれば良い。具体的には、共振キャパシタCsが次に示す(4)式を満たせば良い。

$$\frac{1}{(2\pi f)^2 Ls + 2\pi f \tan \theta Rs} \leq Cs \leq \frac{1}{(2\pi f)^2 Ls - 2\pi f \tan \theta Rs} \quad (4)$$

[0055] ここで、f：インバータ回路3の動作周波数[Hz]

Ls：高電圧変圧器の漏れインダクタンス[H]

$\tan \theta : (= (1 - \cos^2 \theta)^{0.5} / \cos \theta)$

$\cos \theta$ ：力率

Rs：負荷の抵抗[Ω]

C_s : 共振キャパシタの容量[F]

更に、共振インダクタンス5を(1)式で示したように設定し、浮遊容量42と共振インダクタンス5を共振状態にすることで、浮遊容量42による無効電力を低減できる。

[0056] 実施例2によれば、実施例1で説明した効果を奏する。

また、実施例2の特有の効果は、X線曝射条件が高管電流で、X線管8のインピーダンスが漏れインダクタンス41のインピーダンスより十分低い場合であっても、漏れインダクタンス41による無効電力を低減できることである。

[0057] また、X線曝射条件が低管電流で、X線管8のインピーダンスが浮遊容量42のインピーダンスより十分高い場合であっても、浮遊容量42によるインバータ回路の出力電力の無効電力を低減することが可能となる。

[0058] これらにより、X線曝射条件の広い範囲で、インバータ回路の出力電力の力率を向上できる。

実施例 3

[0059] 実施例3では、インバータ回路3の動作周波数を変化させることにより、浮遊容量による力率低下を改善させる例を説明する。

[0060] 実施例3のX線高電圧発生装置は、実施例2の図3に示される。

実施例3と実施例2の相違点は、インバータ回路3の動作周波数が最小動作周波数から最大動作周波数の間で可変である点である。以下、特に相違点を説明し、同じ点の説明は省略する。

[0061] X線高電圧発生装置は、X線曝射条件によって低管電圧・高管電流から高管電圧・低管電流と、インピーダンスに換算すれば数100kオームから数10Mオームという広い負荷範囲をもっている。力率は、X線曝射条件の負荷とインバータ回路の動作周波数に応じて変化する。このため、インバータ回路3の動作周波数を変化させて高電圧変圧器4の浮遊容量42による無効電力を低減するようにしても良い。

[0062] X線CT装置での断層像を計測するような高い管電流条件下では、高電圧変圧器4の二次巻線と高電圧整流器6の入力端子の間の閉回路に有る浮遊容量42は

実施例2で説明したように影響が小さい。そこで管電流が高い場合には、インバータ回路3の負荷に直列になっているインピーダンスを下げるために、インバータ回路3の動作周波数を小さくして、漏れインダクタンス41の影響を小さくする。このとき、(5)式に示すように共振キャパシタ9と漏れインダクタンス41が共振状態であるとインピーダンス低減は尚効果的である。

$$f_{\min} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_s \cdot C_s}} \quad (5)$$

[0063] ここで、 $f_{\min}$ ：インバータ回路3の最小動作周波数[Hz]

一方、X線CT装置でのスキャノグラム像を計測するような低い管電流条件下では、高電圧変圧器4の二次巻線と高電圧整流器6の入力端子の間の閉回路に有る浮遊容量42は実施例1で説明したように浮遊容量42の存在を無視できなくなる。管電流が低い場合には、当該閉回路の共振周波数は必然的に高くなり、インバータ回路3の動作周波数を大きくして共振周波数に近付けることで無効電力を低減できる。このとき、(6)式に示すように共振インダクタンス5と浮遊容量42が共振状態であるとインピーダンス低減は尚効果的である。

$$f_{\max} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_p \cdot C_p}} \quad (6)$$

[0064] ここで、 $f_{\max}$ ：インバータ回路3の最大動作周波数[Hz]

以上のように、インバータ回路3の動作周波数を変化させる場合には、共振キャパシタ9は低い動作周波数で漏れインダクタンス41と共振状態とする容量で構成され、共振インダクタンス5は高い動作周波数で浮遊容量42と共振状態となるインダクタンスで構成される。

このとき、共振キャパシタ9と共振インダクタンス5の共振周波数及び、漏れインダクタンス41と浮遊容量42の共振周波数が、インバータ回路3の動作周波数の範囲から除外される値とする。

[0065] 実施例3によれば、実施例1及び実施例2で説明した効果を奏する。

また、実施例3の特有の効果は、インバータ回路3の動作周波数範囲に何れかの共振周波数が含まれないので、インバータ回路3の動作を安定させることができる。

その他実施例

[0066] 以上の実施例1～3は、キャパシタやインダクタンスによる回路の共振周波数より、インバータ回路3の動作周波数を高くしてインバータ回路3のスイッチング損失を低減するソフトスイッチング方式でも同様に構成することは容易に提案できる。

[0067] (本願のX線高電圧発生装置のX線CT装置に適用した例)

図5は実施例1乃至3のX線高電圧装置を用いたX線CT装置の全体構成を示すブロック図である。なお、X線撮影装置はX線CT装置に限らず、X線透視撮影装置等であっても良い。図5に示すようにX線CT装置は、スキャンガントリ部100と操作ユニット120を備える。

[0068] スキャンガントリ部100は、X線管装置101と、回転円盤102と、コリメータ103と、X線検出器106と、データ収集装置107と、寝台装置105と、ガントリ制御装置108と、寝台制御装置109と、X線制御装置110と、高電圧発生装置111を備えている。X線管装置101は寝台装置105上に載置された被検体にX線を照射する装置であって、X線源となる。コリメータ103はX線管装置101から照射されるX線の放射範囲を制限する装置である。回転円盤102は、寝台装置105上に載置された被検体が入る開口部104を備えるとともに、X線管装置101とX線検出器106を搭載し、被検体の周囲を回転するものである。

[0069] X線検出器106は、X線管装置101と対向配置され被検体を透過したX線を検出することにより透過X線の空間的な分布を計測する装置であり、多数の検出素子を回転円盤102の回転方向に1次元に配列したもの、あるいは多数の検出素子を回転円盤102の回転方向と回転軸方向との2次元に配列したものである。データ収集装置107は、X線検出器106で検出されたX線量をデジタルデータとして収集する装置である。ガントリ制御装置108は回転円盤102の回転及び傾

斜を制御する装置である。

[0070] 寝台制御装置109は、寝台装置105の上下前後左右動を制御する装置である。高電圧発生装置111はX線管装置101に印加される高電圧を発生する装置である。X線制御装置110は、高電圧発生装置111の出力を制御する装置である。高電圧発生装置111は、実施例1乃至3のX線高電圧装置である。

[0071] 操作ユニット120は、入力装置121と、画像処理装置122と、表示装置125と、記憶装置123と、システム制御装置124を備えている。入力装置121は、被検体氏名、検査日時、撮影条件等を入力するための装置であり、具体的にはキーボードやポインティングデバイス、タッチパネル等である。画像処理装置122は、データ収集装置107から送出される計測データを演算処理してCT画像の再構成を行う装置である。表示装置125は、画像処理装置122で作成されたCT画像等を表示する装置であり、具体的にはCRT(Cathode-Ray Tube)や液晶ディスプレイ等である。記憶装置123は、データ収集装置107で収集したデータ及び画像処理装置122で作成されたCT画像の画像データ等を記憶する装置であり、具体的にはHDD(Hard Disk Drive)等である。システム制御装置124は、これらの装置及びガントリ制御装置108と寝台制御装置109とX線制御装置110を制御する装置である。

[0072] 入力装置121から入力された撮影条件に基づき、X線管装置101に印加される管電圧や管電流を高電圧発生装置111が発生することにより、X線管装置101は撮影条件に応じたX線を被検体に照射する。X線検出器106は、X線管装置101から照射され被検体を透過したX線を多数のX線検出素子で検出し、透過X線の分布を計測する。回転円盤102はガントリ制御装置108により制御され、入力装置121から入力された撮影条件、特に回転速度等に基づいて回転する。寝台装置105は寝台制御装置109によって制御され、入力装置121から入力された撮影条件、特にらせんピッチ等に基づいて動作する。

[0073] X線管装置101からのX線照射とX線検出器106による透過X線分布の計測が回転円盤102の回転とともに繰り返されることにより、様々な角度からの投影データが取得される。投影データは、各角度を表すビュー(View)と、X線検出器

106の検出素子番号であるチャンネル(ch)番号及び列番号と対応付けられる。取得された様々な角度からの投影データは画像処理装置122に送信される。画像処理装置122は送信された様々な角度からの投影データを逆投影処理することによりCT画像を再構成する。再構成して得られたCT画像は表示装置125に表示される。

[0074] なお、X線CT装置1は、図示されないネットワークを介して、院内のサーバや院外のサーバに接続されていても良く、各サーバから必要なデータを適時読み込んでも良い。

符号の説明

[0075] 1 商用周波数の交流電源(商用電源)、2 コンバータ回路、3 インバータ回路、4 高電圧変圧器、5 共振インダクタンス、6 高圧整流回路、7 高圧ケーブル、8 X線管、9 共振キャパシタ、41 漏れインダクタンス、42 浮遊容量

請求の範囲

[請求項1] 商用周波数の交流電源の交流電圧を直流電圧に変換するコンバータ回路と、前記コンバータ回路によって変換された直流電圧を商用周波数よりも高い周波数の高周波交流電圧に変換するインバータ回路と、前記インバータ回路によって変換された高周波交流電圧を高周波交流高電圧に昇圧する高電圧変圧器と、前記高電圧変圧器によって昇圧された高周波交流高電圧を直流高電圧に整流する高電圧整流器と、前記高電圧整流器によって整流された直流高電圧が供給されるX線管と、前記高電圧整流器の入力端子の間に接続される誘導性負荷と、を備えたことを特徴とX線高電圧装置。

[請求項2] 前記誘導性負荷は、次式を満たすことを特徴とする請求項1に記載のX線高電圧装置。

$$\frac{1}{(2\pi f)^2 C_p + 2\pi f \tan \theta / R_p} \leq L_p \leq \frac{1}{(2\pi f)^2 C_p - 2\pi f \tan \theta / R_p}$$

ここで、 L_p ：誘導性負荷のインダクタンス [H]

f ：インバータ回路の動作周波数 [Hz]

C_p ：高電圧変圧器の二次巻線側の浮遊容量 [F]

$\tan \theta$ ： $(= (1 - \cos^2 \theta)^{0.5} / \cos \theta)$

$\cos \theta$ ：力率

R_p ：X線管の負荷の抵抗[Ω]

[請求項3] 前記誘導性負荷は、次式を満たすことを特徴とする請求項2に記載のX線高電圧装置。

$$L_p = \frac{1}{(2\pi f)^2 C_p}$$

[請求項4] 前記インバータ回路と前記高電圧変圧器の間に直列に容量性負荷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5] 前記容量性負荷は、次式を満たすことを特徴とする請求項4に記載

のX線高電圧装置。

$$\frac{1}{(2\pi f)^2 L_s + 2\pi f \tan \theta R_s} \leq C_s \leq \frac{1}{(2\pi f)^2 L_s - 2\pi f \tan \theta R_s}$$

ここで、 C_s : 容量性負荷の容量 [F]

f : インバータ回路の動作周波数 [Hz]

L_s : 高電圧変圧器の漏れインダクタンス [H]

$\tan \theta$: $(= (1 - \cos^2 \theta)^{0.5} / \cos \theta)$

$\cos \theta$: 力率

R_s : X線管の負荷の抵抗 [Ω]

[請求項6] 前記容量性負荷は、次式を満たすことを特徴とする請求項5に記載のX線高電圧装置。

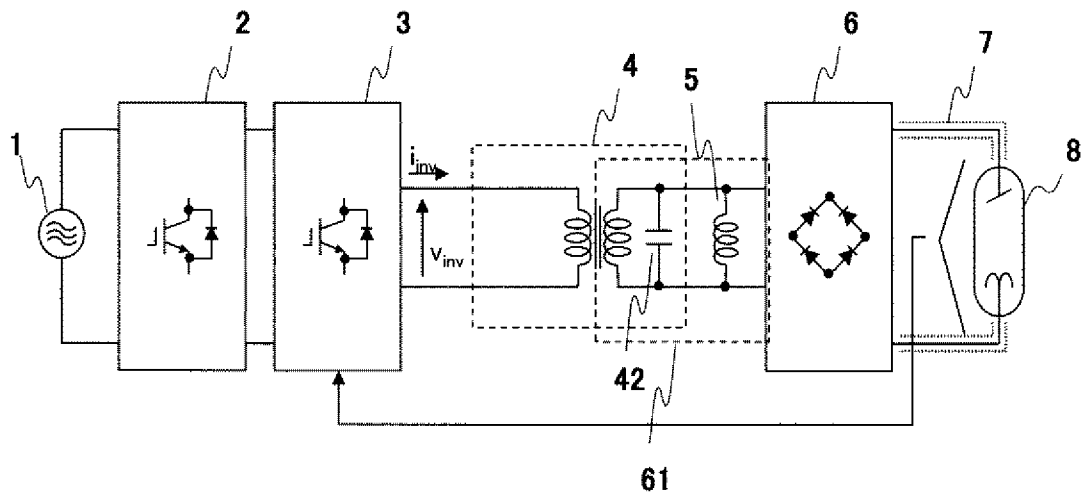
$$C_s = \frac{1}{(2\pi f)^2 L_s}$$

[請求項7] 前記インバータ回路と前記高電圧変圧器の間に直列に容量性負荷を備え、前記インバータ回路の動作周波数は、前記容量性負荷と前記高電圧変圧器の漏れインダクタンスとの共振周波数と、前記高電圧変圧器の二次巻線側の浮遊容量と前記誘導性負荷との共振周波数とを除外した周波数に設定されることを特徴とする請求項1に記載のX線高電圧装置。

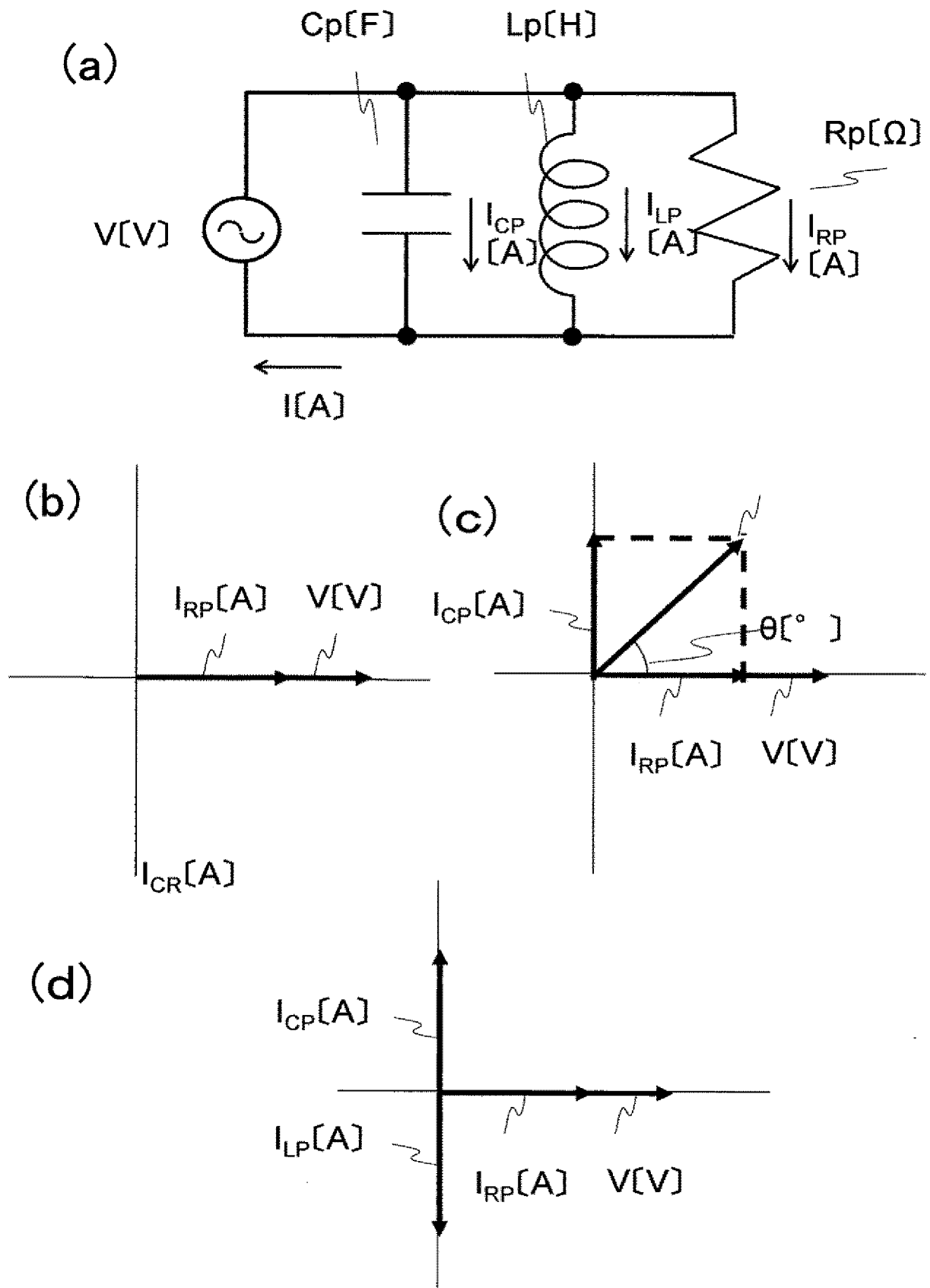
[請求項8] 被検体にX線を照射し、前記被検体を透過したX線の空間的な分布を計測した結果に基づいて前記被検体のCT画像を再構成するX線CT装置であって、

請求項1に記載のX線高電圧装置を備えることを特徴とするX線CT装置。

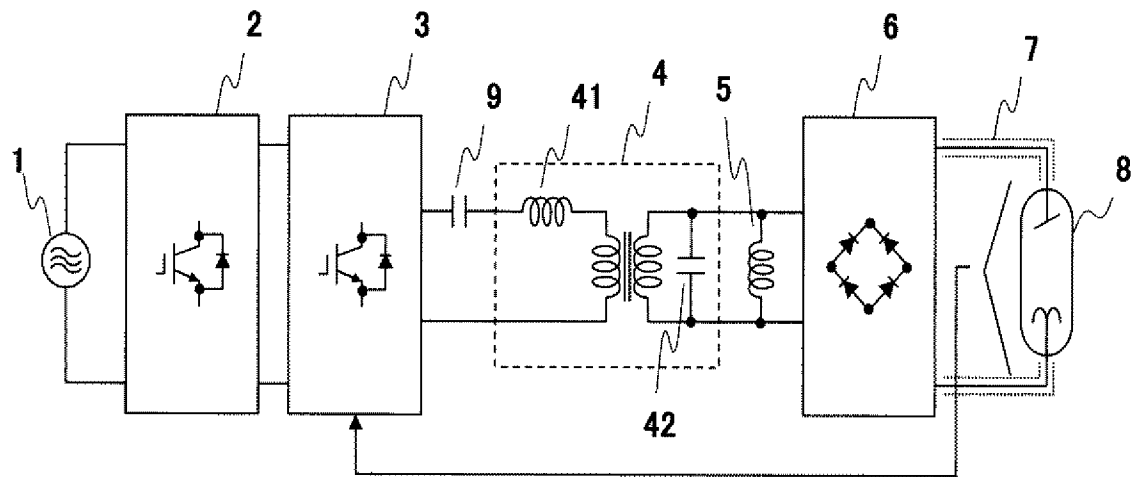
[図1]



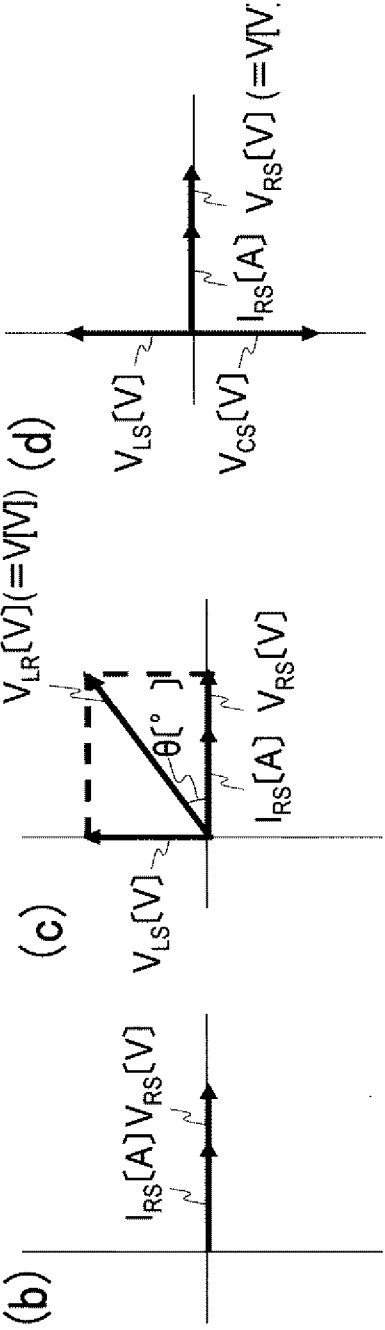
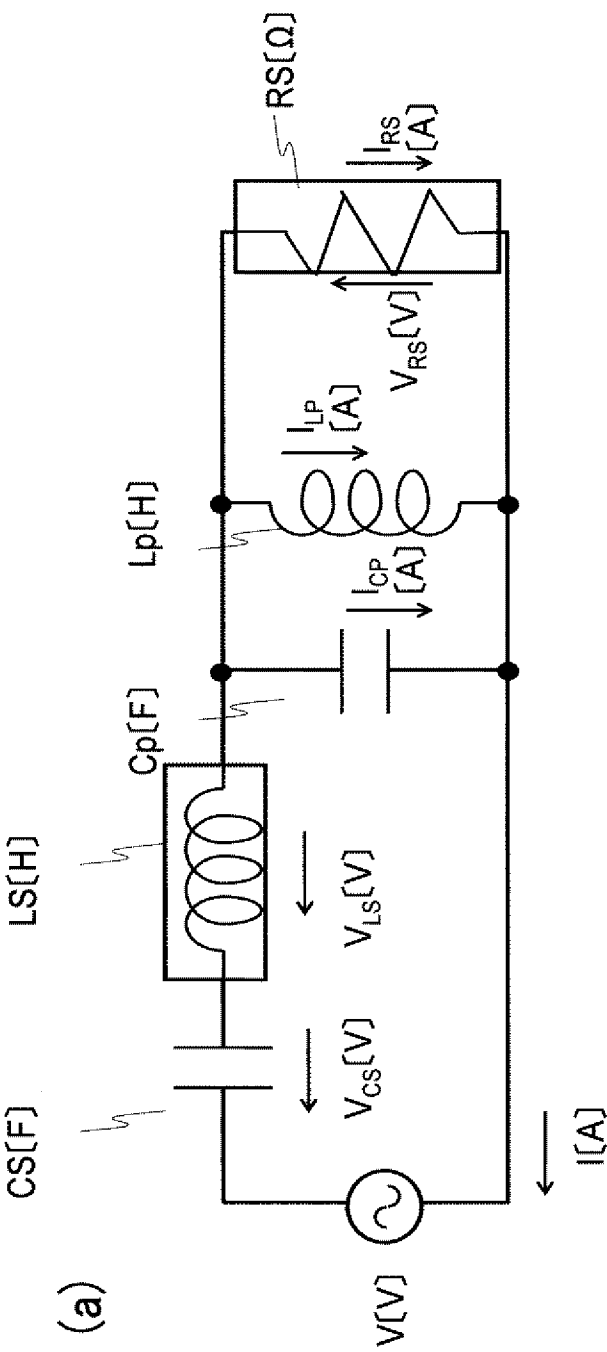
[図2]



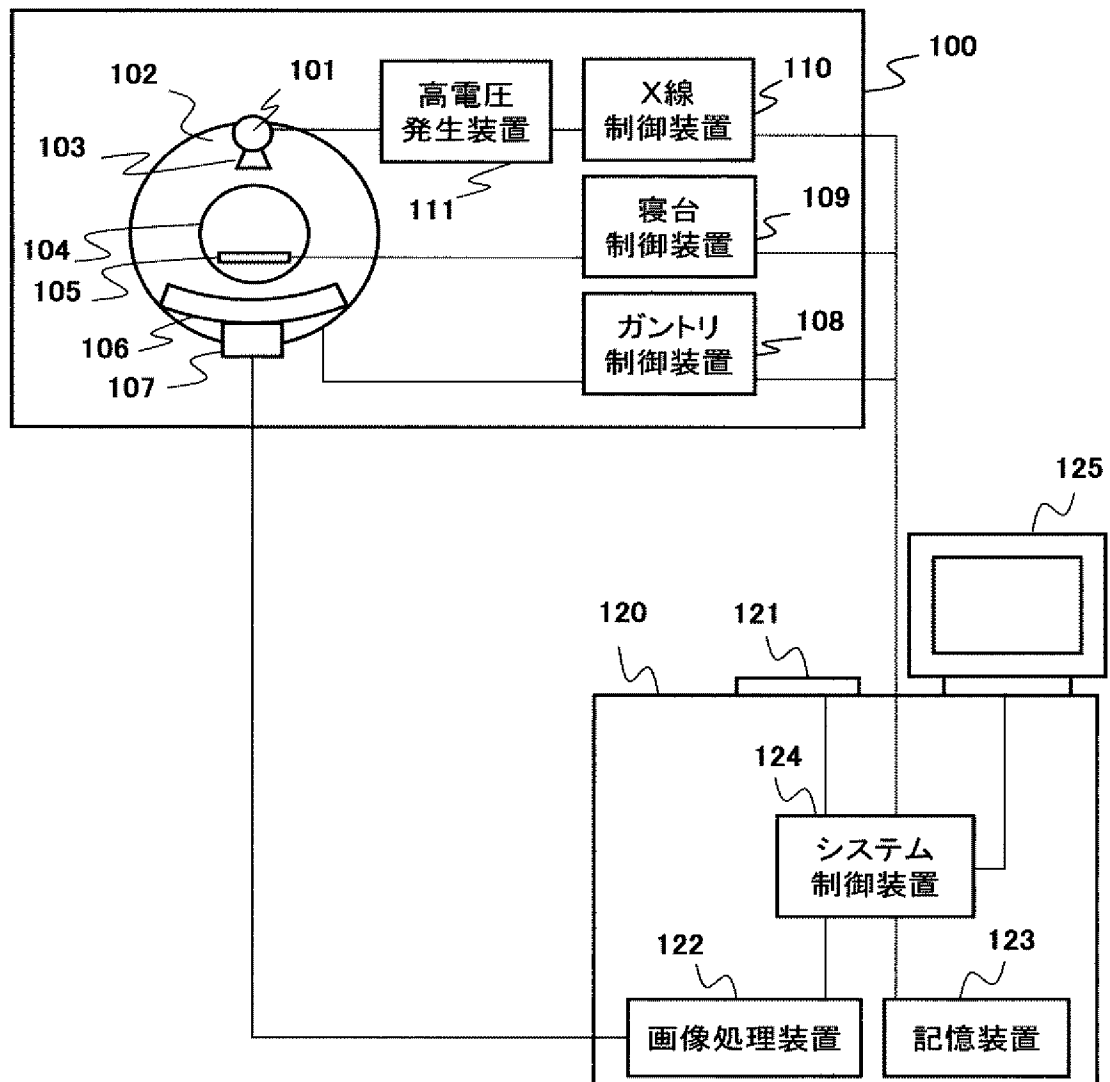
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/083283

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H05G1/20(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H05G1/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-252094 A (Hitachi Medical Corp.), 14 September 2000 (14.09.2000), entire text; fig. 1 (Family: none)	1-8
Y	JP 46-222 A (Societe Alsacienne de Constructions Atomiques de Telecommunications et d'Electronique), 20 August 1971 (20.08.1971), columns 6 to 8; fig. 1 (Family: none)	1-8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
10 March, 2014 (10.03.14)

Date of mailing of the international search report
18 March, 2014 (18.03.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. H05G1/20(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. H05G1/20

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2000-252094 A（株式会社日立メディコ） 2000.09.14, 全文, 第1図（ファミリーなし）	1-8
Y	JP 46-222 A（ソシエテ アルサシエーヌ ド コンストラクション アトミック ド テレコミュニケーション エ デレクトロニッ ク） 1971.08.20, 第6-8欄, 第1図（ファミリーなし）	1-8

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 0 . 0 3 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 8 . 0 3 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

原 俊文

2 Q

4 0 7 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2