

X線発生装置の原理と設計

勝部祐一

The Elements and Design of X-Ray Generator

Yuichi KATSUBE

Kinki Roentgen Industrial Co.,Ltd.
Kamigyo-ku, Kyoto 602-8226, Japan

(Received 9 October 2014, Revised 9 January 2015, Accepted 13 January 2015)

Kinki Roentgen Industrial is a manufacturer of X-ray apparatus. Here I introduce the details of X-ray generator (core part of X-ray device), of which in-house development is one of the strongest points of our company. Insulation and heat-release techniques are important for designing the generators, because the high voltage (~100 kV) for generating X-rays and the low conversion efficiency (~1%) lead to considerable heat-load on an X-ray tube. This paper describes also the grounding method and recent developments in high-voltage power supply.

[Key words] X-ray generator, High voltage power supply, Cockcroft-Walton generator

当社、近畿レントゲン工業社はX線装置の専門メーカーである。当社の強みとして、装置のコア部品であるX線発生装置を自社開発していることから、今回はX線発生装置の設計手法について紹介する。X線の発生には100 kV前後の高電圧を印加する必要があり、かつX線の発生効率は1%程度と、エネルギーの大部分が熱に変換されることから、絶縁設計と放熱設計が重要となる。本稿では、これらを考慮した最適な接地方式の選び方について紹介するとともに、近年の半導体技術を利用した高電圧電源の構成についても紹介する。

[キーワード] X線発生装置、高圧電源、コッククロフト回路

1. 当社の歴史

X線発生装置とは、医療用や工業用といったあらゆるX線装置の心臓部である。近畿レントゲン工業社は1946年の創業以来、X線装置の専門メーカーとして事業に取り組んできた。医療用レントゲン装置の保守業務から始まり、現在は自社ブランドとして歯科用レントゲン装置の設計開発を行っている。また2000年代から

は、医療用分野で培った技術をX線発生装置として工業用分野に展開し、主に食品や衣料品のX線異物検査装置に採用され、X線発生装置としての累計出荷台数は7,000台に迫っている。

このように当社はX線を透視用として用いており、分析用としての開発経験はない。しかしながら、透視用および分析用X線発生装置には共通点が多いことから、X線発生装置の原理と設計方法について紹介することとした。

2. X線発生原理

本稿では、X線発生原理の物理的な解説は省略し、実務上必要な点に絞って解説する。

一般的にX線を発生させるには、図1に示すX線管と呼ばれる真空管に電気を加える。X線管内部には陽極、陰極と呼ばれる2つの電極があり、図2のように陽極表面にあるターゲットに高速で電子を衝突させると、ターゲットからX線が発生する。言い換えれば、X線を発生させるためには、電子を発生させ、高速で移動させる必要があるということである。



図1 X線管。

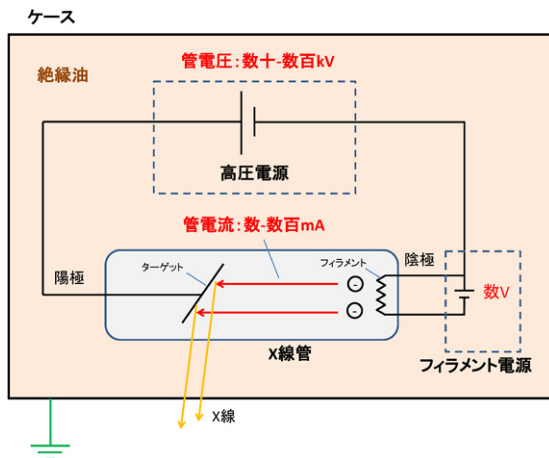


図2 X線発生装置の構成。

まず電子の発生源については、陰極に繋がったフィラメントがその役割を担う。フィラメントの両端に数Vの電位差を与えることで、フィラメントが約2000℃まで加熱されると、そのエネルギーにより電子がフィラメントから飛び出す。これはエジソンが白熱電球の研究で発見した熱電子放出の現象である。続いて、陰極側より発生した電子を高速で移動させるために、陰極と陽極の間に数kVから数百kVの電位差を加えて加速させる。

フィラメントを加熱する「フィラメント電源」と電子を加速する「高圧電源」、X線発生に必要なこれら2つの電源を制御することで、発生するX線を制御することができる。両極間にかかる高圧電源の電圧（管電圧）を変えることで、X線のエネルギーが変化する。そして、フィラメント電源の電圧を調整することで、フィラメントから飛び出す電子量（管電流）が変化し、それに伴ってX線の量が変化する。つまり、管電圧・管電流をコントロールすることで、X線の透過像や分析結果を調整することができるということである。

これら2つの電源をX線管とともにケースに封入したものがX線発生装置である。しかし、数十kVの高圧電源を空気中で動作させるとすぐさま放電してしまい動作しなくなるため、一般的にケース内部は電気絶縁油で満たされているか、もしくは取り扱いの容易なエポキシ樹脂などでモールド処理されている。

3. X線発生装置の設計

3.1 接地方法の選択

X線発生装置の設計にあたって困難な点は、先述の通り数十kVオーダーの高電圧の印加に伴い、ケースとの電気絶縁を確保する必要がある

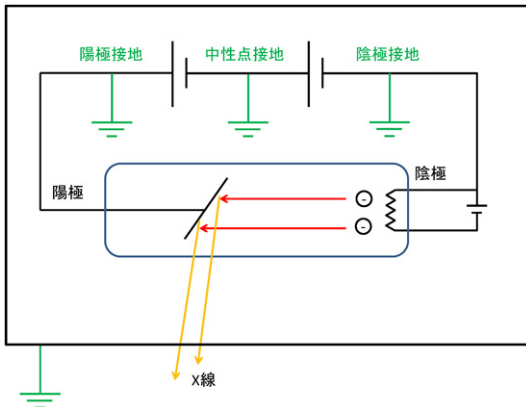


図3 高電圧の接地方式.

ることである。さらに、ターゲットに入力されたエネルギーのうちX線に変わるのはわずか1%ほどで、残りの99%は熱になってしまうことからターゲットが非常に高温になるため、陽極部の冷却も必要となる。このような背景から、まず電気絶縁と放熱を考慮して、図3に示すように次の3種類の接地方法のうちいずれが最適かを検討する。

(a) 陽極接地：陽極をアースに落とす。

(例) 陽極：0 V・陰極：-100 kV

長所：発熱部である陽極がアースに落ちているため、ダイレクトに冷却することが可能。

短所：陰極とケース間の絶縁設計が困難。陰極が高電圧になっている中でフィラメント電圧の数Vの制御をしなければならないため、特殊な絶縁設計が必要。

(b) 陰極接地：陰極をアースに落とす。

(例) 陽極：+100 kV・陰極：0 V

長所：フィラメント電圧の制御が容易。

短所：陽極とケース間の絶縁設計が困難。

(c) 中性点接地：両極の中間電圧をアースに落

とし、陰極にマイナス、陽極にプラスを印加する。(例) 陽極：+50 kV・陰極：-50 kV

長所：陰極・陽極とケース間の電位差を半分ずつに分担できるので絶縁設計が容易。

短所：その他の接地方式のメリットを活かすことができない。

透視用X線発生装置の場合、管電圧は100 kV前後のものが多いこともあり、絶縁設計が容易な中性点接地を用いるケースが多くみられる。分析用装置の場合、管電圧は50 kV前後までと比較的低いため、陽極の冷却性を考慮した陽極接地型が多く見られるが、絶縁性の高いイオン交換水を用いる手間をいとわなければ陰極接地型X線管も使われる。

3.2 高圧電源の設計

高圧電源はX線発生に欠かせない部分であるが、近年の半導体の技術進歩により、その構造は大きく変化した。かつては図4のように、商用のAC電源を高電圧トランスでkVオーダーまで一気に昇圧していたため、大型のトランスが必要となり、重量もかなりあった。しかし、1990年代頃から大容量のトランジスタが普及するようになると電源の高周波化が進み、その結果としてトランスを小型化できるようになったことで、図6に比較するように高圧電源は小さく軽くなった。

近年の高圧電源の原理を図5に示す。商用電源を数十kHz前後まで高周波化するため、一旦商用電源を直流化し、再度高周波の交流に変換する。これをトランスで数kV程度に昇圧して高電圧の“種”を作り、その後、コッククロフトウォルトン回路と呼ばれる昇圧回路につなげ

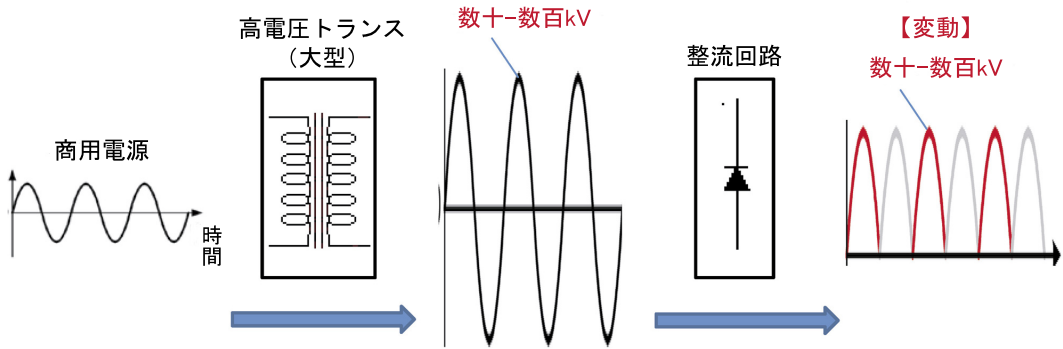


図4 高電圧トランス方式による高圧電源。

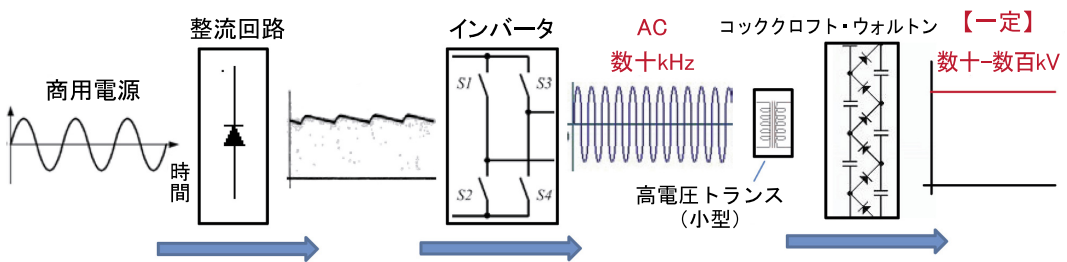


図5 コッククロフト方式による高圧電源。

る。この回路はコンデンサとダイオードだけで構成されるシンプルな回路でありながら、増やした段数に比例して出力電圧を増やせるため、バリエーションを持たせやすいという利点がある。

また、この方式の一番のメリットは、これまでの高電圧トランス方式では商用電源の周波数で変動していた管電圧を、一定の電圧に安定させることが可能になったことである。これにより医療用分野では、透視画像に寄与せず人体への無効被曝の原因となる、低管電圧領域のX線を低減できるようになった。また工業用の異物検査においても、X線の強度を一定に保つことができるため、画像取得にラインセンサーを用いた高速なインラインでの検査が可能になった。

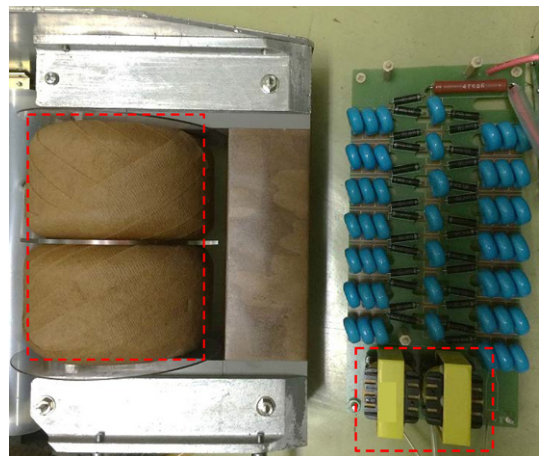


図6 高電圧トランス方式 (写真左) とコッククロフト方式 (写真右) の高圧電源の比較 (赤枠内は高電圧トランス)。

分析用装置でもこのコッククロフト回路による定電圧方式が採用されているようだが、X線の変動が少ないことによるメリットが同様に存在するものと思われる。

3.3 放熱設計

先述の通り、X線発生には発熱が伴うため、高温によりターゲットが損傷しないよう、放熱に気を配る必要がある。接地方式にもよるが、陽極が高電圧になっている場合は直接冷却できないため、間接的に冷却する。ファンによってケース表面を強制冷却、絶縁油をポンプで循環冷却するなど各社工夫を凝らしている。

4. 当社のX線発生装置

当社では医療用ならびに工業用のX線発生装置について、管電圧 20 kV-160 kV・管電流 0.5 mA-10 mA・短時間から連続使用まで、幅広い

ラインナップの製品を自社京都工場にて設計・製造している。昨年には、X線をパルス状に照射することで人体への被曝低減が可能となる新しいX線発生装置（図7）を開発した。これは、最大約 100 Hz の周波数でX線の ON/OFF を切り替えることができる、国内歯科用X線装置メーカーで初となる技術である。

また、過去には歯科大学との共同開発や、宇宙関連ではロケット燃料の噴射状況の透視など、各種研究機関からのオーダーメイドにも対応してきた。今後も、様々なニーズに対応する高機能なX線発生装置の研究開発に邁進する所存である。

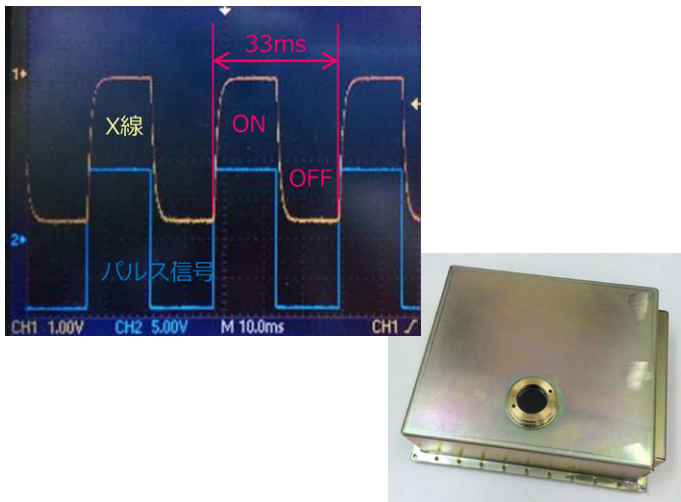


図7 パルス照射X線発生装置。