

## X線管装置

(株) 東芝 那須電子管工場 医用電子管技術部  
三好 邦昌

### 1. X線の発生

X線は電磁波のある周波数帯に分類されるエネルギーの一種である。真空中また、固体を通り抜けながらエネルギーをある場所から他の場所へと運ぶ。X線は、原子レベルにおいて、ある電荷が高いレベルから低いレベルへ移った時、または、高速で動く電荷が急に減速された時発生する。高速で動く電子の減速により発生するX線照射は "bremsstrahlung" と呼ばれ、これは "制動放射" という意味のドイツ語である。

物質中の電子は原子核を回るあるべき軌道から叩き出されることにより電子の穴ができ、原子はエネルギー的に不安定な状態になる。原子核の最内殻のひとつに電子の欠損が発生すると、すぐに原子核からより離れた殻から電子が移ることで安定した状態になる。この電子の遷移は単一原子特有のエネルギーをもつ放射線(特性X線と呼ぶ)の発生をともなって起こる。放射線のエネルギーは、電子欠損の起こった殻と電子の遷移が起こった殻とのエネルギーレベル差に等しい。しかしながら、ほとんどのX線は "bremsstrahlung" により発生し、特性X線が占める割合は10%以下である。

また、X線の発生は非常に非効率的である。診断用X線管の場合、電子の運動エネルギーの0.5%以下がX線エネルギーに変換される。残りのエネルギーはX線管陽極の熱エネルギーになる。X線管設計における性能の限界は、発生する熱エネルギーが陽極ターゲットに溶解を発生しないことを確認することで見極められる。

X線は電磁波のある周波数帯の一部であり、波長、周波数といったラジオ波、マイクロ波、可視光に類似の特性を有するが、むしろ、X線をひとかたまりのエネルギー(フォトンと呼ばれる)と考えるほうが理解しやすい。アノードターゲットで発生するX線は比較的低エネルギーであり、アノードターゲットから発生するX線フォトン量とフォトンエネルギーとの関係は Figure 1a 中の "thin target" カップで表される。X線管は、厚さのあるターゲットをもち、ビームがX線管外へ出てゆくまでに、種々の構成物質を通るため、低エネルギーフォトン吸収される。発生X線の固有透過の結果は Figure 1a 中の "inherent filtration" カップで表される。さらに低エネルギーフォトンを取り除き、患者への入射線を低減するためには、金属製のフィルタをビームの通過途中に入れる。Figure 1a 中の "3.0mm aluminum filtration" はこれを表す。線量低下のため以上のフィルタリングをしても尚、低エネルギーフォトン残り、人体にて減衰され、画質向上に寄与することはない。このことは Figure 1b のカップを見れば明らかである。20cmの厚さの軟組織を通る前後のフォトンエネルギー分布を描いたものである。

次のセクションでは、X線管の設計と特性について述べる。

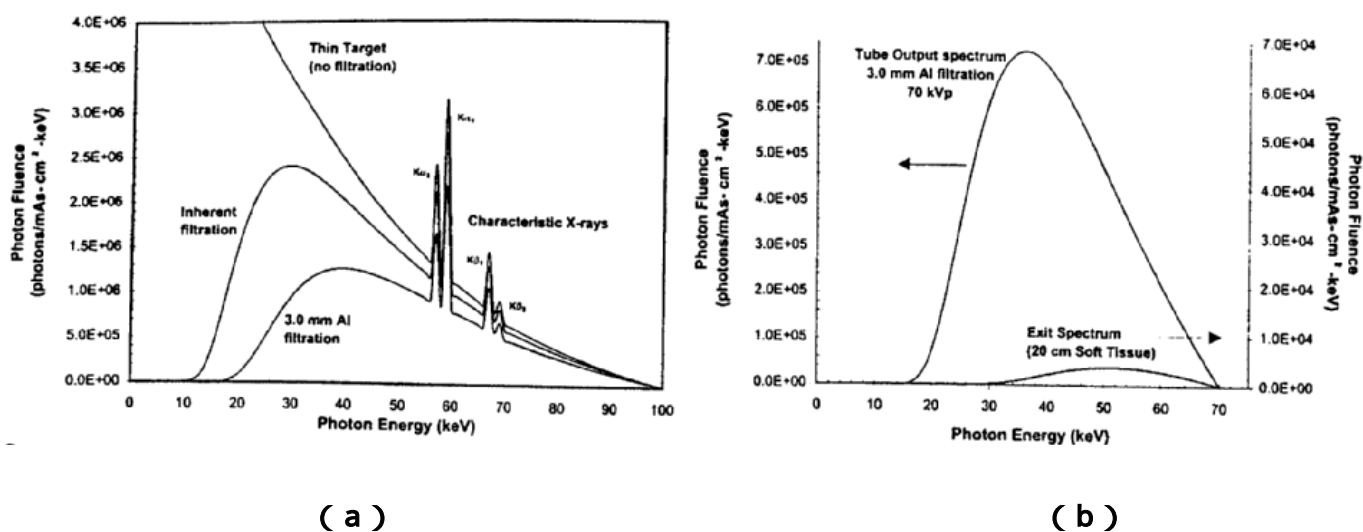


Figure 1. X線フォトンスペクトラム

## 2. X線管

### 2-1. 陽極と陰極

X線管はX線発生器により発生された電力をX線力へ変換する。前に記述したように、ターゲット面に衝突する高速で動く電子源はX線発生のための効果的な手段となる。X線管においては、陰極で電子が生じ、これが陽極に衝突する。電子の効率的発生源は金属製のワイヤで、その表面から自由電子が自発的に飛び出すまでの温度に上げられる。X線管においては、ワイヤは螺旋状のタングステンコイル(フィラメントと呼ばれる)である。フィラメントに比較的高電流(通常4から5A)が流れた場合、その抵抗損により、ワイヤの温度が上昇する。ほとんどのX線管は、"陰極カップ"と呼ばれる溝の中に正確に配置された2つのフィラメントをもつ(Fig.2)。

陰極カップは、次のように設計される。高温のフィラメントから飛び出す電子がカップに印加される負の高電圧によりつくられる静電界により所望の焦点を結ぶよう設計される。この静電界は電子を絞り込みアノードの定められた位置に焦点を結ぶ(このスポットを焦点と呼ぶ)。被写体が動かないという条件において、焦点が小さいほど、像の輪郭はより鮮明になる。動きのある被写体に対しては、X線曝射時間は短くあるべきで、入力される電子エネルギーはより高いものが要求される。しかしながら、電子エネルギーのほとんどは焦点面で熱に変わるため、焦点が小さくなればなるほど電子エネルギー(kW)は下がることになる。もし入力電子エネルギーを下げる事がなければ、電子衝撃を受ける焦点面の温度はアノード材質の融点を超えることになる。一方、入力電子エネルギーを下げるということは、同じX線エネルギーを得るためにはより長時間の曝射が必要になり、これは動く被

写体に対しボケる画像になる可能性がある。X線管メカはそれぞれの焦点に対し最大負荷入力の規定している。

電子が焦点を結ぶアノードは円盤状で、その片面の端部に近いところはある角度で傾斜している。構成材質は、モリブデンをベースとし、電子の当たる面はタンゲステン 90%、レニウム 10%の合金でコーティングされているのが一般的である。タンゲステンが選ばれる理由は、原子番号が高いこと( $Z=74$ )、高融点(3380)、低電気抵抗( $4.9 \times 10^{-8} \text{ ohm} \cdot \text{meter}$ )、高熱伝導率( $173 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ )がある。レニウムは素材の熱膨張、収縮特性を改善し、X線管の長寿命化につながる。

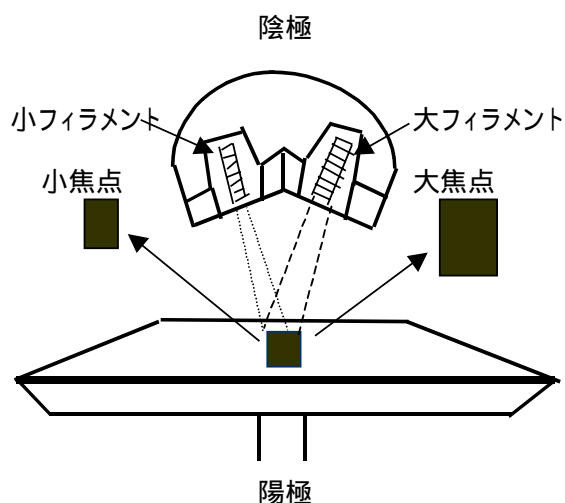


Figure 2. X線管の陰極と陽極

陰極、陽極組み立て部品は、ガラス、セラミックまたは金属外囲器内に封じ込まれ、一般に ” インサート管 ” と呼ばれる形になる。このインサート管は、絶縁油を満たし、鉛を内張りした金属製ハウジング内に組み込まれる。このハウジングは、インサート管の支持、画像に寄与しないX線漏れ防止、また、アノードからの熱を蓄熱するという役割をもつ。

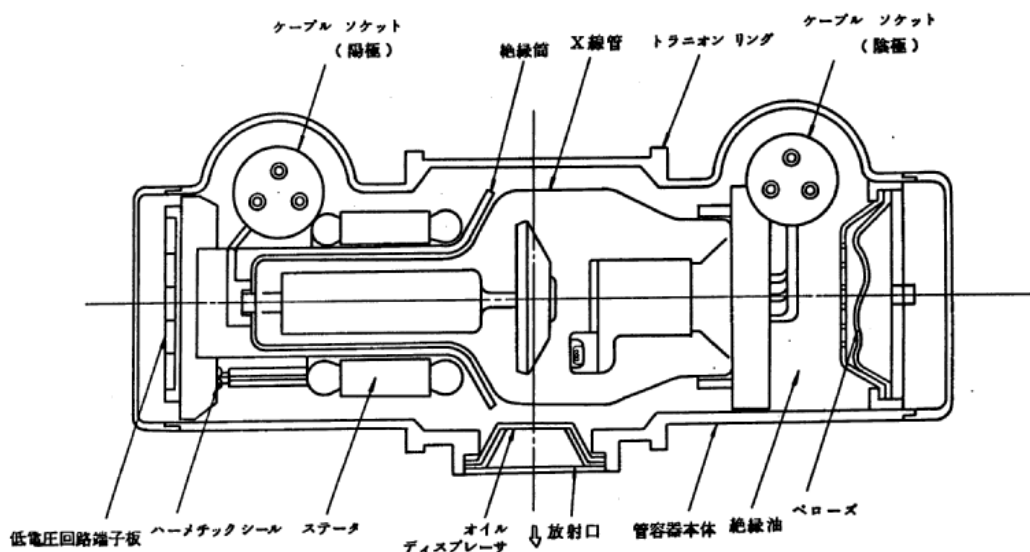


Figure 3. X線管ハウジング断面図

## 2 - 2 . 焦点外 X 線

X線管の陰極カップは、電子ビームが精巧に焦点を結ぶよう設計されているが、ある電子はこのビーム流から逸れたり、またあるものは焦点面で反跳することで、焦点以外のアノード面を衝撃する。これらの電子は、依然、焦点を衝撃する電子と同程度のエネルギーを有するため焦点以外からX線を発生することになる。これは「焦点外X線」と呼ばれる。焦点外からのX線量は焦点からのその15%にも達することがあり、画像の鮮明さ、コントラストを損なう上、画像に寄与しない余分な被爆を増加する。この焦点外X線を最小にするため、なるべくX線照射窓に近いところに、調整可能な鉛の絞りやX線に直交するシャッターの羽をもつコリメータを装着することが望ましい。

## 2 - 3 . 実効焦点と熱入力の関係

実効焦点の原理はアノードを過負荷で損傷させることなく、また、公称焦点寸法を大きくすることなく入力を増やすためのテクニックのひとつである。これは電子が入射するターゲット面がある角度で傾斜しているということを利用している。この結果、イメージ受像面からアノードターゲット面を見ると、X線が発生する部分の面積は、電子が衝突する実際の部分の大きさよりも小さく見えることになる。X線管メーカーが提示する焦点サイズは焦点から垂直にイメージ受像面に交った点から見える実効寸法である。実効寸法は実際に電子が衝突する部分よりもずっと小さい。また、ターゲット面を見込む位置が管軸に平行線上のセンターレイ位置からずれると寸法は変化する。

焦点寸法に影響する要因として、電子ビーム中の電子の数、カップに印加される電位がある。管電圧一定の場合、焦点は管電流が増えると大きくなり、管電流一定の場合、管電

圧上昇にともない焦点は小さくなる。ある用途においては、カップに静電界を印加して、電子ビームを絞ることで焦点寸法を小さくしている。焦点寸法は、ピンホールカメラ、スリットカメラ、スタパターンの解像度法等色々な方法があるが、IECにおいてはスリットカメラ法が規定されている。ターゲット角度は焦点寸法だけでなく、熱入力許容値(実効焦点寸法一定の場合)、X線強度、照射野にも影響を与える(Fig4)。

許容熱負荷に関する効果は、アノードターゲット角が小さければ小さい程、大きいフィラメント、つまりターゲット上の電子衝撃面を大きくすることができるということにある。管軸に平行な受像面上のX線強度に関し、センターレイから陰極方向にゆくに従い徐々に増加し、陽極方向にゆくに従い減り、ターゲット角の延長線と受像面が交わる点でゼロになる。このX線減少を”ヒール効果”と呼ぶ。照射野の大きさは、ターゲット角度とSIDによる。

SID一定の場合、照射野は、X線強度が受像面のセンターレイからアノード側へゆくに従い減少し、イメージに寄与しなくなることでその範囲が制限されることになる。

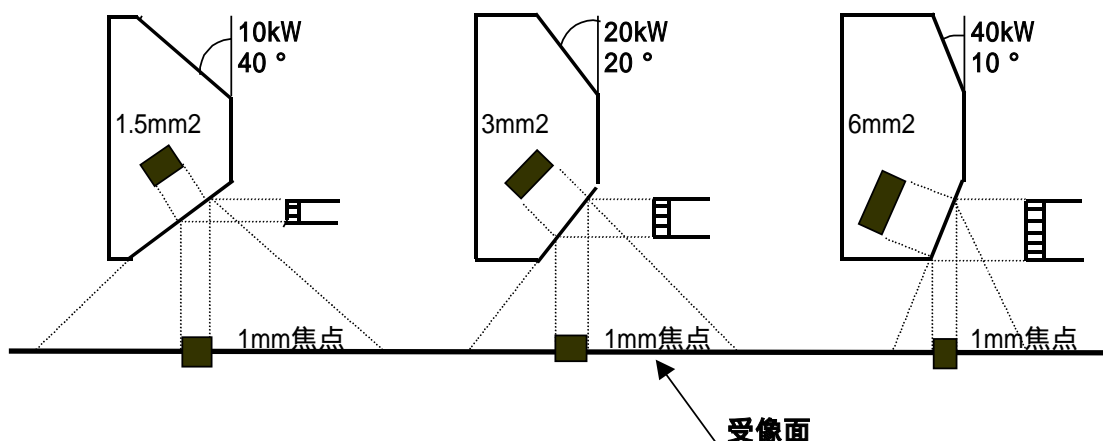


Figure 4. 実効焦点と熱入力の関係

#### 2 - 4 . 熱冷却

X線管インサート管は、最大許容負荷入力と最大冷却率が規定されている。X線管動作時の許容負荷入力を向上するために、アノードターゲットを高速で回転させる必要がある。これは、電子衝撃面が常に高速で変わることでタングステン面の溶解を防止するためである。その回転速度とターゲットに衝撃する電子により発生するタングステン面上の熱がターゲット全体へと拡散することによる冷却で最大許容負荷入力が決まる。また、電子軌道半径がターゲット端に近いほど、許容入力は大きくなる。同様にターゲット径が大きくなればなるほど、電子軌道エリアも大きくなるのはいうまでもない。

一般的に2種類の回転速度が用いられており、公称3500rpmの普通回転と公称10000rpmの高速回転である。焦点寸法が一定の場合、最大許容入力(kW)は回転周波

数の平方根に比例して増加する。

最近のX線発生器は、普通回転ではオ - バロ - ドとなる撮影条件を選択した場合、自動的に高速回転へ切り替える機能をもつ。

X線を出している間、軌道で発生する熱はアノ - ド全体へ拡散してゆく。タ - ゲットは蓄熱のためのヒ - トシンクで、だんだん温度が上昇する。ほとんどのX線管において、アノ - ドの熱冷却は赤外線による熱輻射によるもので、インサ - ト管まわりに満たされている絶縁油に吸収される。この輻射率はタ - ゲット温度の 4 乗に比例して増加する。輻射率向上の手段として、タ - ゲット裏側を黒化したり、分厚いグラフィートを付けることがある。

循環器、CT に使用されるX線管の場合、アノ - ドからのハウジングへの熱伝達は急速にすすむ。これら大容量X線管の場合、冷却のための待ち時間による検査、手術の遅れを避けるため、油、水等の冷媒を循環するため熱交換器をつけているのが一般的である。

熱交換器は、X線管ハウジング周囲に配置された銅パイプを通し、循環する冷媒がハウジングの熱を取り去る。温度の上がった冷媒は熱交換器内の配管を通り外気と熱交換をするフィンのついたラジエ - タに運ばれ、ここで強制空冷される。循環器用X線管の場合、手術室の温度上昇、ノイズを避けるため、この熱交換器は室外に置かれる。

この一世紀の間、X線管の改良は、主にこのX線発生時に生ずる熱をいかに取り去るか、ということと長寿命化を目的としたアノ - ドロ - タ回転機構の設計改良に関するものであった。特に、後者は高真空のインサ - ト管内でアノ - ドを高速回転するという点から非常に難しく、また、X線管の要素技術として大変重要なものである。

インサ - ト管内真空中にあるロ - タを回転させるためのステ - タと呼ばれる誘導モ - タが(インサ - ト管の外側部に設置される)駆動力を発生する。常に、規定の回転速度に一定時間で達するためには、ボ - ルベアリングを用い、ベアリングの潤滑は永続的である必要があり、真空を劣化させるものであってはならない。これまで、この要求を満足させるため銀、鉛が使用されてきたが、これら固体潤滑材はあるアプリケーションによっては、ロ - タ回転音の品質信頼性に不安がある。

また、ベアリングのもうひとつの重要な機能として、管電流の導通パスになるということがある。機械的クリアランスを考えた場合、ボ - ルベアリングを通しての熱伝達は最小限にしたほうが賢明である。以上、従来のX線管の回転機構は機械的負荷、非常に高温、制約のある潤滑、と全てベアリングにとっては過酷なものであり、ロ - タ回転の不具合へとつながりやすい。ベアリング寿命を延ばすためにはX線曝射直前にアノ - ドを回転させ、曝射終了とともにプレ - キをかけるというように回転している時間を短くするという考えもある。しかしながら、アノ - ドタ - ゲットがより大きくなるにつれ、規定の速度まで急速に立ち上げ、回転停止にまで減速するという要求は誘導モ - タ設計の困難さやX線曝射タイミングがままならないという不都合を生じる。

ボ - ルベアリングに替わる技術として、グル - ブ軸受けにガリウム合金の液体潤滑を用いる技術が実用化されている(Fig 5)。

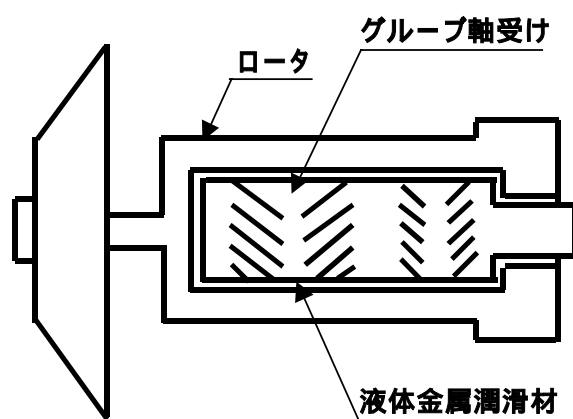


Figure 5. グル - プ軸受けX線管のアノ - ド設計概略

原理は良く知られた濡れた路面を走る自動車のハイドロプレ - ニング現象に似たものである。ガリウム合金の液体潤滑がロ - タ、シャフト表面の機械的摩擦の飛躍的減少をもたらした。また、液体金属とグル - プ軸受け設計の熱伝導率も、あるメ - カの設計のものはボ - ルベアリングのそれと比べ大きく向上した。

これは、アノ - ドタ - ゲットを冷却する方策の有効なひとつと考えられるが、強制的な冷却を要求するものである。これを行うためには、ハウジング内の絶縁油を積極的にアノ - ドシャフトに通し、次にインサ - ト管全体、そして外部の熱交換器へ循環されるようにする必要がある。

この液体金属潤滑をもって、ベアリング不良は大幅に低減され、アノ - ド速度の加速、減速の要求も不要になるであろう。アノ - ドはシステムの電源 ON と同時に加速され、終業時の電源 OFF までフルスピ - ドで維持される。もはや誘導モ - タ設計に対する要求はなく、ロ - タ騒音は大きく低減される。

以上述べた通り、グル - プ軸受けはロバスタな設計で、循環器、CT 用途において今後さらに増加する可能性のあるタ - ゲットサイズにも応えられるであろう。アノ - ドの加減速の不要、タ - ゲットサイズの増加、高冷却への信頼性は、患者スル - プットの飛躍的な向上を実現し、もはやX線管冷却のための待ち時間はなくなると思われる。

X線の発生効率の悪さ、これはX線管内に熱の蓄積を引き起こし、X線管の寿命を短命化するものである。実際、熱エネルギーは、直接にしる間接的にしる、大半の不良モ - ドに対して関わっているのは事実と思われる。

### 3 . あとがき

20 世紀中頃、現在の回転陽極 X線管の原型となった製品が世に出て以来、X線発生の基本的な原理は不変である。よって、ここで記載した内容は多くの読者の方には陳腐な内容で

あったかもしれない。ここ数年の間に実用化された液体潤滑技術についてもコメントし、できるだけ新味を出したつもりである。本拙文がX線管に対する理解にすこしでも役立てれば幸いである。

- 以上 -