

1. はじめに

今回は加速器出口までのリニアックの動作原理を解説しました¹。今回は後編として、エレクタの設計を例に挙げて、照射ヘッドの内部構造を説明したいと思います。エレクタのリニアックの装置構成を図1に示します。2極管電子銃、マグネトロン、進行波加速管、スラローム偏向磁石を有し、長尺の加速管がドラム型ガントリで回転する構造です。他社のリニアックとは、基本設計が大きく異なっていますので、まずはエレクタの設計思想をご紹介することから始めたいと思います。

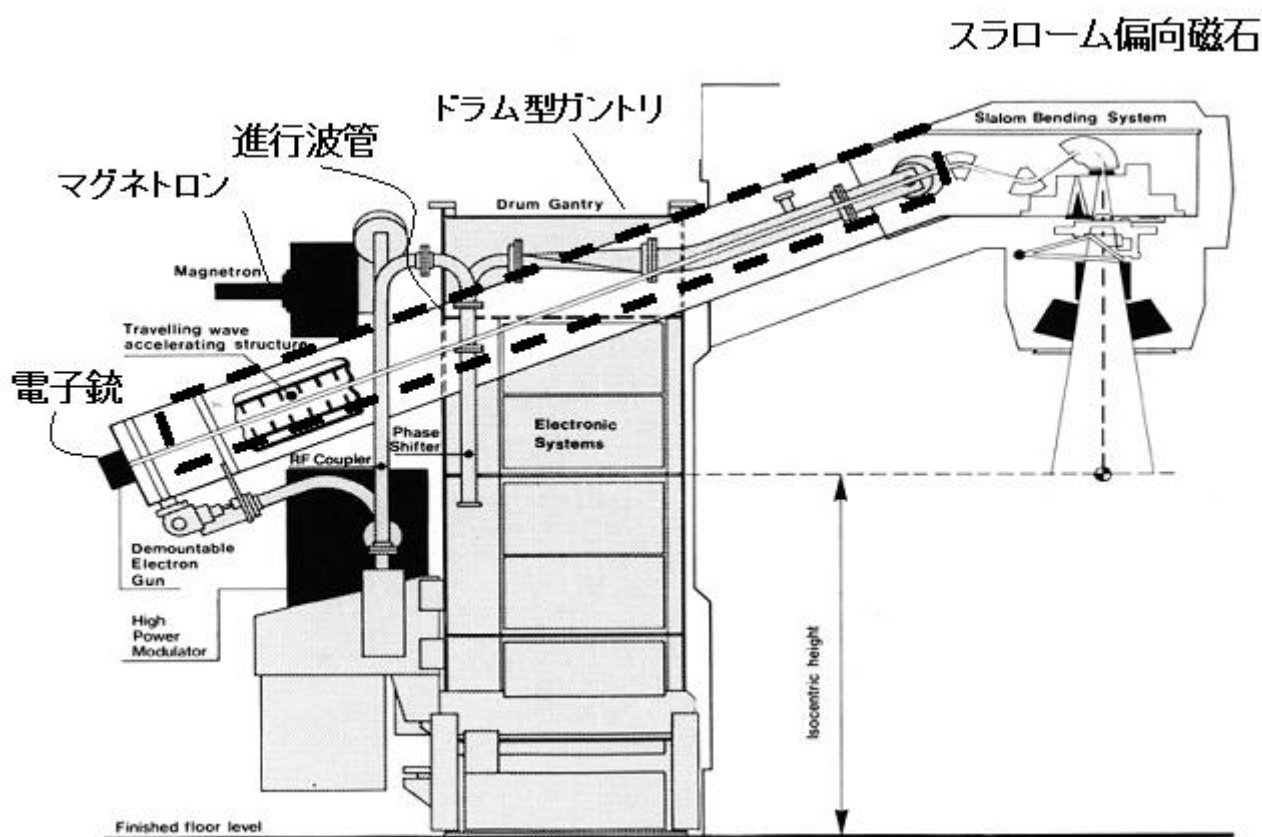


図1 エレクタのリニアックの構造

2. エレクタ・リニアックの設計思想および照射ヘッド構造

長尺の進行波管は、内部の高周波電界強度を下げるすることができます。電子の移動距離と高周波電界強度の積で加速エネルギーが決まるからです。結果的に、内部放電しにくく、何らかの原因で真空が悪くなくても、真空引きは数時間程度で済みます。このことから、エレクタの設計は現場第1主義であることがわかります。高周波で電子を加速する進行波管は英国で1940年代後半に発明されましたが、構造はきわめて簡単で、エネルギー変更に機械的なスイッチ機構を使っていなかった

め、故障の心配が少ないです。また、共振現象を使っていないため、電界注入後、高周波電界強度が最大振幅に到達する時間も高速です。定在波管では、高周波が加速管の両端で反射を繰り返して電界振幅を成長させるため、最大振幅に到達するまで時間がかかり、マイクロ秒オーダーになります。結果的に、グリッド付の3極管電子銃を用いて、高周波注入後、少し遅らせてから電子を放出させる必要があります²。そうしないと、電子が中途半端な加速を受け、輸送途中で壁にぶつかり、不要なX線発生の原因になるからです。定在波管では過渡状態の高周波電界を捨てていますので、余分な電気代がかかっていることにもなります。

スラローム偏向磁石は、270度偏向磁石と全く異なる設計のように見えますが、実は単に中央の磁石を上下反転ただけです² (エレクトラ社特許)。アクロマティック性を保ちつつ、照射ヘッドを小型化でき、低いアイソセンタを実現しています。さらに、平坦化フィルタ通過後のコンプトン散乱の散乱角度分布がエネルギーによって変わることを利用し、モニターイオンチェンバの中心を通過するビームと周囲を通過するビームの強度比を演算することにより、エネルギー変動を実時間検出し、電子銃のフィラメント電流とマグネトロン出力を制御することで、安定なエネルギー特性を得ています。エネルギースリットを使っていないため、加速された電子線がスリットへ衝突しません。このため、漏洩X線の遮蔽が楽で、照射ヘッドがコンパクトになっています。マルチリーフコリメータを上流に設置していることも、照射ヘッドを小型化することに貢献しており、この結果、アイソセンタークリアランスが大きいです。

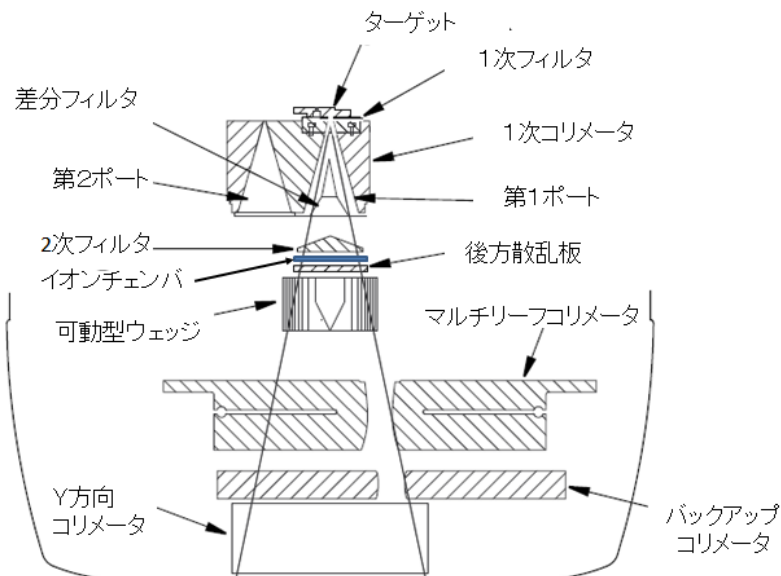


図 2 照射ヘッド構造³

図 2 に、照射ヘッド内部の構造を示します³。X線ターゲットは薄いタングステンの合金(レニウム30%で熱耐性向上)で構成され、水冷により、熱を効率よく拡散しています。X線ターゲットは長期間劣化せず、定期的な交換を不要とする設計です。他社製リニアックで銅を採用していることがありますが、長期間使用後に熱破壊した事例が報告されています。平坦化フィルタは、高エネルギー(たとえば、4, 6, 10 MV の 10 MV)では比較的軽い金属フィルタの多段構成(図 2 の 2 次フィルタと

差分フィルタ)としています。ビームハードニング効果を用いて、入射電子線のエネルギーを低くする設計です。この結果、10 MV を超えた高エネルギーX線照射時の中性子線の発生量が他社製リニアックに比べて半減します⁴。放射化レベルも同様の傾向と考えております。

モニターイオンチェンバは開放型を採用しています。内蔵気圧センサと温度センサを用いて、ビーム照射ごとにこれらを測定し、自動補正しています。密閉型の場合は、密閉容器の壁厚が薄いと、外気圧の増減に伴いチェンバ電極間隔が微妙に変動し、台風などの大きな気圧変動時に誤差要因となることが指摘されています²。X線専用の加速器であれば、密閉容器の壁厚を厚くすればよいのですが、電子線と併用する場合は、2次電子や制動輻射されるX線の影響が無視できなくなり、測定精度を悪化させる可能性があります。このため、放射線計測の分野では、照射線量の絶対測定には、開放型が使用されてきました。エレクタは、開放型を採用し、温度と気圧を測定し、正確に自動補正する方式を選びました。

モニターイオンチェンバ下流には、当社独自の後方散乱板が設置され、照射野の大きさに依存しない一定の後方散乱強度を与える設計になっています。後方散乱板がない場合は、下流のウェッジ、マルチリーフコリメータ、ブロックコリメータからの低エネルギー後方散乱線がモニターイオンチェンバに入り、その散乱線強度は照射野に依存することが報告されております⁵。上流に上下 2 段に配置されたコリメータ構造を有する他社製のリニアックには、後方散乱板がなく、上下 2 段のコリメータとモニターイオンチェンバの距離が異なるため、コリメータ反転効果が強調されてしまうはずです。後方散乱板を設置すれば、コリメータ反転効果の要因がコリメータ配置で決まる平坦化フィルタ内の散乱強度の違いだけになりますので、細長い照射野を多用する IMRT や VMAT で、治療計画装置の出力係数の補間計算がより正確になります。

エレクタのマルチリーフコリメータの利点は、ダイナミック照射で使える照射野の幅が 25 cm と広いことです。この結果、リンパ節を含む大きな照射野に対して、照射野を分割して重ね合わせ領域を設ける必要がありません⁶。他社製のマルチリーフコリメータではダイナミック照射で使える照射野幅が 14.5 cm のタイプがあり、PTV が大きい場合に、VMAT や sliding window の治療計画が複雑化します⁷。患者は絶対に動かない前提でスプリットフィールドで治療計画しますし、治療計画時間、検証時間、照射時間すべてが長くなるはずです。

1つのコントローラで、ビームと機械要素(ガントリ、マルチリーフコリメータ、ブロックコリメータなど)をすべてデジタル制御していますので、複数のコントローラ間の通信時間遅れの問題が原理的に生じません。コントローラを2つ必要とする他社製のリニアックでは、この遅れにより、リーフ位置誤差はリーフ速度に比例しますので⁸、VMAT や sliding window におけるリーフ位置誤差の許容値を 2 mm としています。エレクタは、マルチリーフコリメータのサーボ制御として産業界で広く利用されている高性能なアルゴリズムを採用しているため、リーフ位置は重力の影響を受けず、高精度に制御できます。この結果、リーフ位置誤差の許容値を 1 mm として、より高精度な治療を実現しております。

3. IGRT について

エレクタは他社に先駆けて、コーンビームCT搭載リニアックを開発しました。この研究は米国の William Beaumont Hospital で開始されましたが、エレクタから不要になったドラム型ガントリを1台

譲り受けて、突貫工事で1週間後には、コンビームCTの基礎的な測定を開始したという伝説的な話も聞いています。最近、オランダのエトレヒト大学医療センターがフィリップスのMRIとエレクタのリニアックを用いて、MRI リニアックの開発を進めています。いずれも、病院の自主研究から始まっていますが、公的予算を獲得して研究をスタートし、その後、メーカーが製品化する構図です。これ以外にも、最近のコンビームCTアルゴリズム、その臨床アプリケーションの多くは、オランダの国立がんセンター NKI の AVL 病院の理工学系研究者が開発しました。この施設では、臨床現場とソフトウェア開発部隊の間に多数の専任スタッフ(ソフトウェアエンジニアおよび放射線技師免許取得者)を配置して、臨床現場の評価を直ちに開発部隊にフィードバックしています。このような体制で開発された臨床用ソフトウェアの完成度が極めて高いことは容易に想像できます。IGRTについては、良い文献がたくさん存在しますが、ここでは、詳細情報満載の海外の修士論文を2件引用します^{9,10}。これらを読むと、Elekta Synergy と他社のIGRT装置を深く理解できると思われます。最近、かたろう会が発刊した IGRT QA-QC report は現場でコミショニングにすぐ使える他に類を見ないすばらしいマニュアルです¹¹。

4. VMAT について

エレクタのVMATの照射制御は、MU基準です。RTPで計算したガントリ角で規定される各コントロールポイント(CP)における積算MU、MLC座標は、テーブルとしてリニアックのコントローラに送られます。RTPで計算した MU/degree はコントローラ内部で照射時間を最短にする線量率とガントリ回転速度の組み合わせに変換されます。照射中は、機械誤差がなく最も信頼できる積算MUを基準として、ガントリ角、MLC座標がRTPで計算した値を維持するように、実時間で上記各制御変数をサンプリングしながら、サーボ制御します。CP間は、線形補間された積算MU、ガントリ角、MLC座標を目標値として制御します。Elekta VMATの QA については、日本からも論文が出ています^{12,13}。なお、線量検証でよく採用されるガンマ指標は、提案者の論文¹⁴では線量基準の100%は、その位置の測定線量でしたが、その後、QA装置によっては処方線量を100%として計算している場合もあり、異なるQA装置間で結果を比較するときに、注意する必要があります。

5. まとめ

エレクタのリニアックシステムについて、装置構成から IGRT, VMAT まで概説しました。本記事が皆様の参考になれば幸いです。質問は筆者までメールをお送りいただければ、回答させていただきます。

文献

1. 依田、医療用リニアック解説記事_1
2. D. Greene, P. C. Williams, Linear Accelerators for Radiation Therapy, CRC Press, 1997.
http://www.amazon.co.jp/gp/reader/0750304766/ref=sib_dp_pt#reader-link で本の一部が読めます。
3. Elekta, Desktop Pro™ R7.0x, Clinical Mode User Manual, 2008.
4. F. Gómez et al, A new active method for the measurement of slow-neutron fluence in modern

radiotherapy treatment rooms. *Phys. Med. Biol.* 2010; 55: 1025–1039.

5. T. Kairn et al, Effects of collimator backscatter in an Elekta linac by Monte Carlo simulation. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 2009; 32: 129-135.

6. A. Sakumi et al, Single-arc volumetric modulated arc therapy planning for left breast cancer and regional nodes. *J Radiat Res.* 2012; 53: 151-153.

7. C.C. Popescu et al, Volumetric modulated arc therapy improves dosimetry and reduces treatment time compared to conventional intensity-modulated radiotherapy for locoregional radiotherapy of left-sided breast cancer and internal mammary nodes. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2010; 76: 287–295.

8. T. LoSasso, IMRT delivery performance with a Varian multileaf collimator. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2008; 71, S85-S88

9. J. Renström, Evaluation of the Elekta Synergy concept for patient positioning in image guided radiotherapy, Master Thesis, Lund University, 2005

<http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=2156983&fileId=2157374>

<http://www.lunduniversity.lu.se/lup/publication/2156983>

10. M. Djordjevic, Evaluation of geometric accuracy and image quality of an on-board imager (OBI), Master Thesis, Stockholm University and Karolinska Institute

<http://su.diva-portal.org/smash/get/diva2:197375/FULLTEXT01>

11. 放射線治療かたろう会, IGRT-QA/QC Working group report. 2012

<http://katarou-kai.kenkyuukai.jp/special/index.asp?id=12192>

12. Haga A et al, Quality assurance of volumetric modulated arc therapy using Elekta Synergy, *Acta Oncologica* 2009, 48: 1193-1197.

13. D. Tatsumi et al, Direct impact analysis of multi-leaf collimator leaf position errors on dose distributions in volumetric modulated arc therapy: a pass rate calculation between measured planar doses with and without the position errors. *Phys Med Biol.* 2011;56:N237-N246.

14. Low DA et al, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Med Phys* 1998, 25: 656-66