

電子線は空気中で散乱されるため、ガントリヘッド内にある **Jaw** や **MLC** で照射野を整形した場合には、ガントリヘッドのビーム射出口から患者体表面へ到達するまでの間に連続的に空気中で散乱し、患者体表面に届いた時点ではペナンプラが大きく照射野形状の明確でないビームとなります。そのため、できるだけ皮膚近傍でビームを整形する必要があり、このためにアプリータが必要となります。

アプリータの形状が、側面を金属板で覆った金属チューブ形状から、側面の空いている現在の梯子形状 (図 1) に変わったことについては、電子線のビームの生成方法の違いが関連しています。

元々細い電子線ビームを広げてブロードビームにするために、昔のリニアックでは、**Single scattering foil** 方式が採用されていました。この方式では、ビームプロファイルはガウス分布となり辺縁に行くにしたがって強度が減少するため、電子線アプリータには金属チューブ (周辺を金属板で覆った形状のアプリータ) を用いて金属チューブの内壁で電子線を散乱させ、ビーム辺縁部分の強度を上げつつ、照射野サイズを皮膚近傍で規定していました。しかし、この方法にはいくつか大きな欠点がありました。金属チューブで散乱した電子線のエネルギーが低いため深部線量が中心と辺縁で異なること、散乱により生じた低エネルギー電子線が中心部分に混入するため表面線量が上がること、などです。

その後、これらを解決するために、**Dual scattering foil** 方式が採用されました。ビームプロファイルを以前よりも平坦にすることが可能となったため、金属チューブを用いて散乱する電子線で照射野辺縁部分の強度低下を補完する必要はなくなりました。しかし、この方式でも電子線は空気中で散乱され、照射野辺縁のペナンプラ自体はシャープにはならないため、患者体表面での照射野形状を規定するために、ビーム射出口～患者体表面の間の複数箇所金属リングを配置した梯子形状のアプリータを採用し、コリメートする形になりました。空気中で散乱するビームに対して、空中の途中途中に金属リングを配置することにより散乱線が側方へ逃げるのを防ぎ、最終段の金属リングで皮膚近傍での照射野形状の整形を行うことができます。梯子形状のアプリータは、周辺を全て金属板で覆う金属チューブよりも軽量化できるというメリットもあります。

また、アプリータを使用することで、アプリータ先端に鉛ブロックを設置することができ、皮膚近傍で不整形照射野形状を作ることができます。

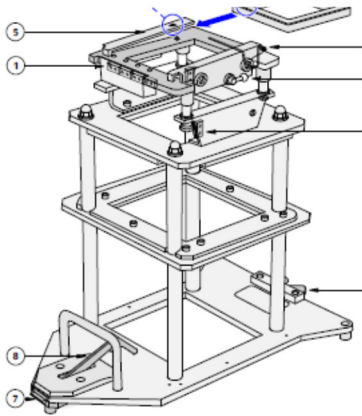


図 1: エレクトリニアックのアプリケーター(梯子形状アプリケーターの例) (参考文献 (2) より)

<参考文献>

(1) 「放射線治療物理学 第2版」著者：西臺武弘、出版社：文光堂、2004年

(2) 「Agility™ and Integrity™ R3.1 Instructions for Use - Clinical Mode for: Elekta Synergy® Platform, Elekta Synergy®, Elekta Axesse, Elekta Infinity, Versa HD™」、2013年2月

(3) 「Linear Accelerators for Radiation Therapy (Series in Medical Physics and Biomedical Engineering)」著者：David Greene, Peter C. Williams、出版社：CRC Press、1997年1月1日発行(第2版)

(4) 「Monte Carlo simulations of the Elekta SLi Plus electron applicator system – A base for a new applicator design to reduce radiation leakage」著者：Marie-Louise Olsson

※下記 URL ページの右側の表紙画像をクリックしていただくと、PDF が閲覧可能です。
<https://lup.lub.lu.se/student-papers/search/publication/2156926>

※PDF への直接リンクはこちらです。

<http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=2156926&fileId=2157753>

(2016年10月28日アクセス)

以上