

エレクタ製研究リニアックにおけるFFFの臨床応用

東京大学医学部附属病院
芳賀 昭弘 先生

医療用リニアックでは、照射面における光子フルエンスを均一にする目的で光子のビームライン上にフラットニング・フィルターが置かれている(Fig.1左)。しかしながら、このフィルターは治療の目的によっては必ずしも必要というわけではない。例を言えば、強度変調放射線治療においてマルチリーフコリメータによる最適な光子フルエンスの成形を行う時に、照射ビームの光子フルエンスの均一性を仮定する必要は全くない。フラットニング・フィルターを取り除いた照射はFlattening Filter Freeの頭文字をとって“FFF”と呼ばれており、エレクタ製リニアックにおいても今から7年前の2008年に、既にその性能についての報告がなされている¹⁾。フラットニング・フィルターを取り除くことにより、ビーム形状は先鋭化する(Fig.1右)。このため、ビーム軸における線量率が增大するとともに照射野外線量は低下するという特徴を持つ。故に、照射領域が小さければ、ビームプロファイルにおける線量率の高い部分を有効に利用することができる。

FFFビームのパフォーマンスを最大限に引き出すことができる治療は、小照射領域に対するVolumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)を用いた定位放射線治療である。VMATは連続回転型のIMRTであり、ガントリを回転させながら、その角度に応じて最適化された線量率強度と照射野で治療を実施する。最適化を行うため、通常の固定多門照射に比べて望ましい線量分布を得ることができるのはもちろんのこと、連続照射のおかげで線量投与の効率化が図られ、治療時間が大幅に短縮される。このような連続回転照射は、しかしながら、1回当たりの処方線量が少ない場合にはFFFのような高線量率モードを利用するメリットを有しない。これはガントリ速度が $360^\circ/\text{min}$ 以下でなければならぬという制約とも関連している。例えば 360° 回転のVMATで1回500 Monitor Unit (MU)を処方する場合、1分で回転することで平均して500MU/minの

線量率となり、FFFビームの最大線量率を利用する角度は限られるであろうことは容易に想像がつく。言い換えれば、FFFビームを使ったとしても、線量率が500MU/min以上の照射は有効に使えず、結果、治療時間もほとんど変わらない。これが定位照射のように1回当たりの処方線量が多くなると、状況は一変する。上の例で1回2000MUを処方する場合を考えよう。最大線量率が500MU/minの時には 360° 回転で最短4分の治療時間となるが、最大線量率が2000MU/minとなると、それが1分となる。この見積もりは常に最大線量率を照射可能であるなど、かなりナイーブな仮定による見積もりであるが、実際の治療においてその効果は非常に顕著に表れている。Fig.2は通常Flattened beamとFFFによる6MV -VMATの肺癌定位照射における線量分布の比較を示す。ご覧の通り線量分布の比較において、その差は殆ど見られないが、治療時間はFFFの使用によりわずか90秒で実施される。「定位照射=治療時間が掛かる」という概念は、FFFとVMATを組み合わせた現代の治療法では、もはや過去のものであると言える。

フラットニング・フィルターは、ビームを整形する役割を担うとともにビーム・ハードニングによって線質を硬くし、実効エネルギーを上昇させる効果を持つ。エレクタ製のFFFビームでは、しかしながら、中心軸における線量率は、フラットニング・フィルターを取り除くことで6MV: $1400 \pm 10\%$ [MU/min]、10MV: $2200 \pm 10\%$ [MU/min]であり、通常の2~4倍にものぼる一方で、実効エネルギーは通常のビームと殆ど変わらない仕様となっている(エレクタ社の受け入れ試験におけるPercent Depth Dose (PDD) (10値)の許容範囲は、6MV: $67.5 \pm 1.0\%$ 、10MV: $73.0 \pm 1.0\%$ ある)。これは平均電子エネルギーを上昇させ、且つBending Magnetの電子エネルギー選択窓を調整することにより実現している²⁾。なお余談であるが、

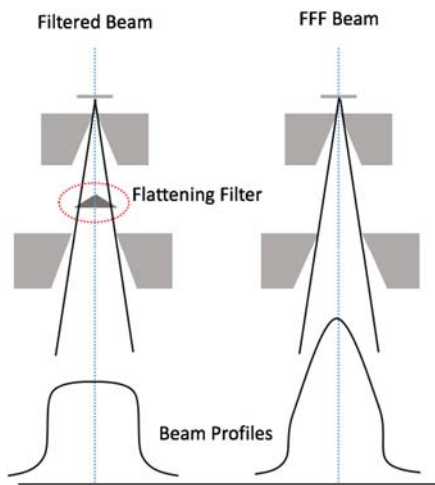


Fig.1 Filtered beam (左)とFFF (右)

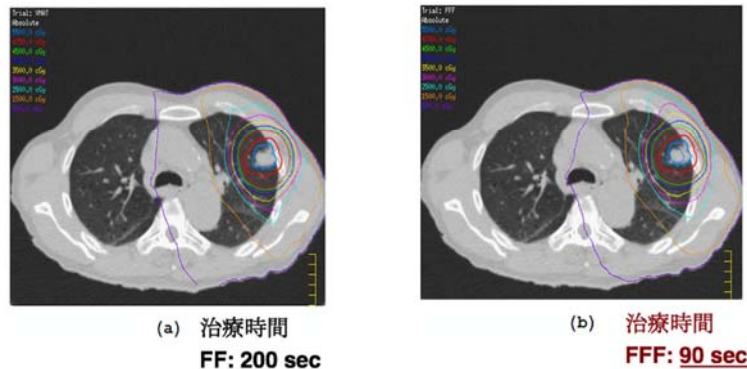


Fig.2 Flattening Filter (FF) (左)とFFF (右)における肺癌定位照射に対する線量分布と治療時間

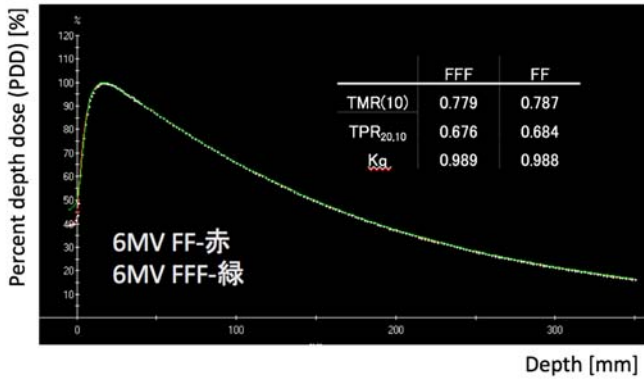


Fig.3 6MV, 10cm×10cm の照射野に対する Flattening Filter (FF) (赤)とFFF (緑)のPDD。 肺がん定位照射に対する線量分布と治療時間

このようにエネルギーを幾分上昇させる操作は、FFFビームプロファイルをより先鋭化させる²⁾。

エレクタ製FFFの大きな特長は、エネルギーを上昇させたことによって、通常ビームとさほど変わらない線質変換係数が得られることであろう。Fig.3には東京大学で測定した照射野10cm×10cmに対する通常ビーム(FF)とFFFのPDDを示しているが、両者は非常によく一致する。また、Fig.3には Tissue Maximum Ratio (TMR) (10)、Tissue Phantom Ratio (TPR)_{20,10}と線質変換係数 k_g も示したが、こちらもよく一致している。TPR_{20,10}が通常ビームと大きく異なると、線質変換係数を得るために標準測定法で与えられている校正データを検討し直さなければならない可能性もあるため、このエレクタ製FFFの特長は、ユーザー側のFFF使用における懸念点の一つを緩和してくれる点で有難い特長である。興味深いことであるが、エレクタ製FFFでは、表面線量が相対的に減少するという測定結果も得られている。これらは本稿では詳しく述べないが、どこかに報告されるのをお待ちいただきたい。

FFFビームを利用する際に、気をつかなければならない点がいくつか存在する。その一つが線質の違いであったが、上記で述べた通りエレクタ社の場合には通常ビームとはほぼ同程度の線質であり、標準測定法の手順に沿った補正方法で大きな間違いはないであろう。その他に検討を要する点として、ビームの先鋭化によるリファレンス線量計の有限体積効果やイオン収集のサチュレーションなどが挙げられる。Kryらの報告では、前者は0.6ccのファーマ型電離箱線量計で0.2%程度の違いを生じるようである³⁾。東京大学医学部附属病院でモデリングされた6MVの治療計画上のビームデータを使用すると、同じく0.2%程度の違いが得られた。10MVでは6MV以上にビームプロファイルが先鋭化し、さらに大きい差が生じるため、0.6ccファーマ型電離箱線量計で線量校正を行う際には補正することを検討する必要がある。後者のイオン収集のサチュレーションは、主にイオン再結合によって生じる⁴⁾。したがって、線量校正ではFFF用のイオン再結合補正を見積もっておく必要があることは言うまでもない。難しい点

は、ビームデータのプロファイル取得の際にサチュレーションが線量計の各位置によって異なる可能性がある点である。例えば、PDDの取得の際に、水深が深いところではビームパルス当たりの線量が少なくなっているためにサチュレーションは起きないが、浅くなるにつれサチュレーションの影響が無視できなくなってくるのが実際に考えられる。線量計のスペックにはビームパルスに応じたサチュレーションの大きさが記載されている場合もあり、FFFの仕様と照らし合わせてビームデータ測定に使用すべき線量計の種類を予め検討しておくことが推奨される。

エレクタ製FFFの10MVの線量率は最大で2500[MU/min]近くになる。VMATと組み合わせることで、肺がん定位照射は1分程度で治療が可能である。こうなると、息止め治療を4～5程度のアークに分割して行うことは、いよいよ現実的な照射手技となる。治療中の呼吸性移動に伴って生じるInternal Marginをなくすることができる優位性は、息止め照射のメリットである。にもかかわらず、これまでの息止め照射は、あまりにも時間が掛かり過ぎるという批判と、そのための治療の効果への影響に対する不安があったことは否めない。FFFとVMATの登場によって、高精度な真の意味での息止め照射が可能となるのではないだろうか。

東京大学医学部附属病院では、2009年から総計100例を超える肺がんVMATを適用してきた。呼吸性移動に対する治療精度を保証するために、VMAT中にCT撮影を行う手法を確立し、治療中の腫瘍位置の可視化と4次元線量分布の再構成を実現した。さらに、治療前の位置照合として使用したコーンビームCT画像を事前情報に利用した、マーカーレス・リアルタイム腫瘍位置照合による息止め体幹部定位照射法の開発にも取り組んでいる。このような精度保証の確立は、短時間で高線量を投与することになるFFFを用いた治療において、より重要となる。高度な治療を実現するための装置は、ベンダーにより提供されるかもしれないが、しかし、その臨床使用を保証するのは、最後は各施設のスタッフであることは言うまでもない。

参考文献

- 1) J. Cashmore, The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear accelerator, *Phys. Med. Biol.* 53, 1933 (2008).
- 2) D. Paynter, S. J. Weston, V. P. Cosgrove, J. A. Evans, and D. I. Thwaites, “Beam characteristics of energy-matched flattening filter free beams”, *Med. Phys.* 41, 052103 (2014).
- 3) <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/72-20254-243393-90757.pdf>
- 4) S. Lang, J. Hrbacek, A. Leong, S. Klock, “Ion-recombination correction for different ionization chambers in high dose rate flattening-filter-free photon beams”, *Phys. Med. Biol.* 57, 2819 (2012).