

4. SMLC による IMRT

札幌医科大学医学部附属病院 舘岡邦彦

1. はじめに

高度先進技術の発展により MLC はコンピュータ制御となり、原体照射法や不整形照射野の形成が容易になった。近年、可動絞りの位置におけるモニター単位をコンピュータ制御し 1 次元における線量の強度変調技術(dynamic wedge)が臨床へと応用された・しかしながら、リスク臓器(organ at risk, 以下 OAR)を避けながら腫瘍に十分な線量を投与する事は困難であった。このような状況で、MLC などを用いた 2 次元における強度変調技術を可能にする強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy、以下 IMRT)が開発され腫瘍へ一層の線量集中と腫瘍周辺の OAR や正常組織の温存を図れるようになった。しかし、IMRT では複数の不整形照射(segment、以下セグメント)で構成されているため、従来の測定方法では絶対線量の評価に困難な場合がある。そのため品質保証(Quality Assurance、以下 QA)の重要性が強く言われている¹⁻⁶⁾。IMRT の QA は直線加速器や MLC などの機器的な QA と線量の検証に関わる QA などがある。線量の検証は線量分布や任意の点での絶対線量の検証などがある。本研究は、IMRT の線量 QA につき報告する。

2. 方法

我々は RTP を使用した治療計画の結果で得られた IMRT ビームを用い、人体を固体ファントムに置き換え、照射および RTP において計算することで線量における QA を行っている。Fig.1 に線量における QA の手順を示す。

2-1 使用機材

直線加速器：Siemens 社製 M2/6300、RTP：FOCUS(version 3.1,CMS 社製)

固体ファントム：Tough Water(京都科学社製)、フィルム：X-Omat V と EDR 2(Kodak 社製)

フィルムスキャナー：VXR-16(Vidar Systems 社製)、フィルム解析ソフト：RITI13(Radiological Imaging Technology 社製)

測定電位計：Ionex Dose Master 2590B(NE Thchnology 社製)

電離箱：Farmer 形電離箱(NE25810.6cc,NE Technology 社製)、PinPoint 電離箱(0.015cc, PTW 社製)

2.2.1 IMRT の治療計画

IMRT の治療計画は inverse planning を用いた。目的とする線量分布と最適化で計算される線量分布の違いを最低線量、最高線量と許容容積の割合を示す目的関数にて評価する。RTP は目的関数に基づき繰り返し(Iteration)を行う。Fig.2 に中咽頭腫瘍に対する治療計画例を示す。架台角度はビーム 1 から 5 でそれぞれ 0,72,144,216 および 288 度である。なお、RTP で発生させた Intensity Map と segmentation 後の Intensity Map を比較し適切なものを採用する・の臨床例における両者の比較を Fig.3 に示す。本症例では標準+最適法で segmentation 前後の Intensity Map 間の相

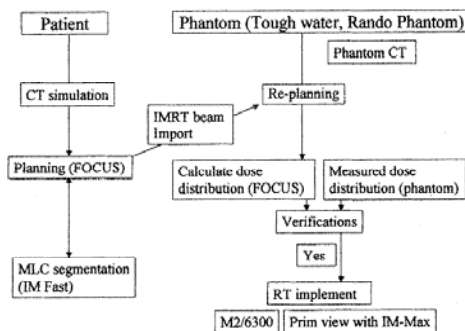


Fig.1 札幌医科大学における Step and Shoot 方式 IMRT の品質管理の流れ。

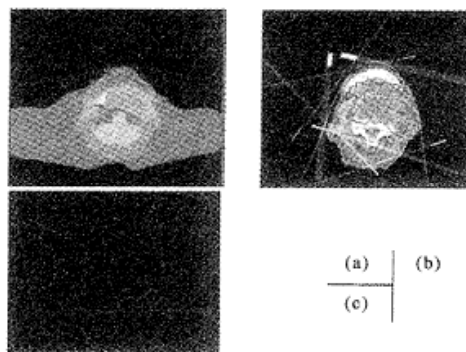


Fig.2 中咽頭腫瘍における OAR と腫瘍

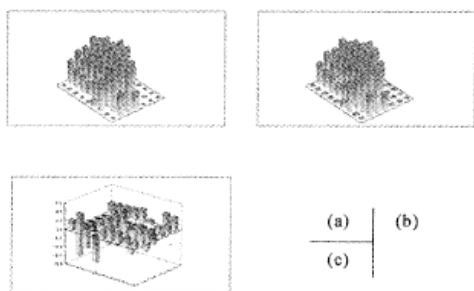


Fig.3 RTP(FOCUS)より得られた intensity map (a)、IM-Fast™で計算された intensity map(b)、(c)は(a)と(b)の相違。

違がほぼ最小になった。Fig.4 に最終的な線量分布および DVH を示す。

2.2 線量分布の照合

IMRT ビームを固体ファントムに照射し、実際に測定することで行った。フィルムを挟んだ RTP 上の固体ファントムの CT 画像を用いて再計算する。実際の照射はフィルムで測定できる最高線量を越えないよう X-Omat V は約 1Gy、EDR2 は約 4Gy とし RTP で得た同じ MU を比例的に減少させ固体ファントムに照射する。9 つの横断面それぞれにフィルムを挟み線量分布を取得した。

2.3 絶対線量の照合

RTP 上の固体ファントムとして IMRT ビームを用いて再計算を行う。得られた MU で固体ファントムに照射し実測値を得て、RTP の計算値と比較した。

実際の照射は IMRT ビームの架台回転中心を固体ファントム中心として行った。測定点は固体ファントム中心($X=Y=Z=0$)、 $Y \pm 2\text{cm}(X=Z=0)$ と $Z \pm 2\text{cm}(X=Y=0)$ の計 5 ケ所(A,B,C,D,E)とした。

ただし IMRT ビームの特性上、測定点の近傍は急峻な線量勾配を示している領域もある。これらの領域によっては有限な大きさを持つ電離箱で求めた値には不確実性がある⁷⁾。そこで、RTP での計算値(以下、計算線量)は以下の 4 点、測定中心点の線量(以下、中心点線量)および Farmer 型電離箱と PinPoint 電離箱と同じ容積である仮想電離箱内における最大値(以下、最大線量)と最小値(以下、最小線量)および平均値(以下、平均線量)で線量の検証を行うこととした。また、関心領域が非常に小さいので RTP での計算領域は測定点を中心とする $3 \times 3 \times 3 \text{cm}^3$ の立方体とし、計算ピクセルサイズは $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{mm}^3$ とした。

3. 結果

Fig.5、Fig.6 および Fig.7 に RTP で得られた線量分

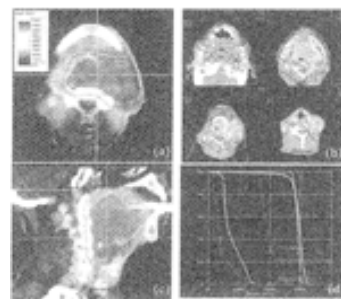


Fig.4 中咽頭腫瘍の IMRT における線量分布(a, b, c)と DVH(d). OAR (脊髄) を避け、唾液腺の線量低減をはかった照射が可能。

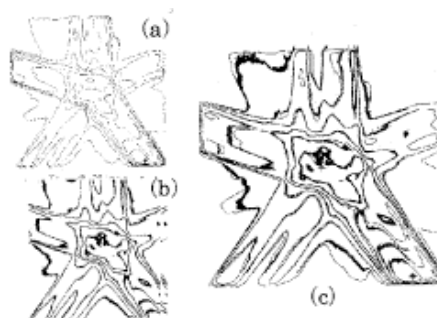


Fig.5 固体ファントム(Tough Water)に IMRT ビームを照射した場合のビームに平行な架台中心面の線量分布. (a) RTP の線量分布、(b) フィルム(EDR2)で測定した線量分布. (c)a と b の照合分布。

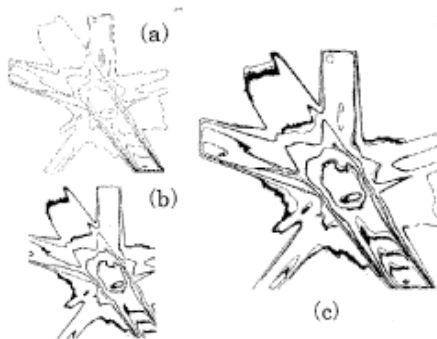


Fig.6 固体ファントム(Tough Water)に IMRT ビームを照射した場合のビームに平行な $Y=30\text{mm}$ の面の線量分布. (a)RTP の線量分布、(b)フィルム(EDR2)で測定した線量分布、(c) a と b の重ね合わせた線量分布。

布とフィルムで得られた線量分布を示す。Fig.5 は架台回転中心に一致した面である。Fig.6 は $Y=30\text{mm}$ の面である。Fig.7 は固体ファントムに (Tough Water) に架台角度 0° に対してフィルムを架台中心に垂直に配置し、IMRT ビームを照射した場合における線量分布である。また、両者の線量分布は絶対線量で表示した。

両者の等線量分布はほとんど同じ形状を示している。示す通り 3000cGy 以上の等線量曲線はほぼ一致を見た。各々の IMRT ビームの線量分布と線量プロファイルを検証するために、全ての IMRT ビームを直線加速器の架台角度 0° に変えて検証をした。Fig.8 において線量プロファイル 1 と 3 は RTP とフィルムでほぼ一致した。線量プロファイル 2 と 4 は線量勾配が急峻な位置において RTP とフィルムで約 20cGy の差を認めたが、同じ線量を与える軸

外距離の差は約 1.5mm 以内であった。

Table.1 に各測定点(A,B,C,D,II)の RTP で計算した最大線量、最小線量、平均線量および中心点線量を示す。さらに、実測値と平均線量および中心点線量の相違をそれぞれ示す。

Farmer 型電離箱の実測値と RTP の平均線量の最大相違は -3.35% であった(E)。それ以外では -1.93% (A)から 0.18% (B)以内であった。また、中心点線量との最大相違は -3.77% (D)、それ以外では -1.68% (C)から -3.21% (B)以内であった。

一方、PinPoint 電離箱の実測値と RTP の平均線量の最大相違は -2.83% (A)で、それ以外では -1.49% (B)から 1.71% (E)以内であった。また、中心点線量との最大相違は -3.35% (A)、それ以外では -1.83% (B)から 2.10% (E)以内であった。

RTP の平均線量と中心点線量の相違は Farmer 型電離箱で -3.39% (B)から 0.59% (E)であったが PinPoint 電離箱は -0.74% (D)から 0.39% (E)でほとんど差がなかった。

実測値と RTP の平均線量および中心点線量との相違は測定点 E の Farmer 型電離箱の場合を除いて Farmer 型および PinPoin 型電離箱の両方において平均線量との相違の方が中心点線量との相違より小さかった。

4. 考察

フィルムを用いた線量分布照合は照射野サイズが大きい際や測定深が深い場合は散乱光子が多く存在しフィルムの線量は過大に評価される⁸⁻¹⁰⁾。我々は非対称照射野で段階的に照射し特性曲線を取得した。各照射野における散乱光子量および散乱光子のエネルギーも変化している。

今回は示さないが、X-OmatV フィルムでの散乱特性は PinPoint 電離箱に対して照射野サイズが小さくなると相違が大きくなる傾向が見られた。これは照射野サイズの変化におけるファントム散乱

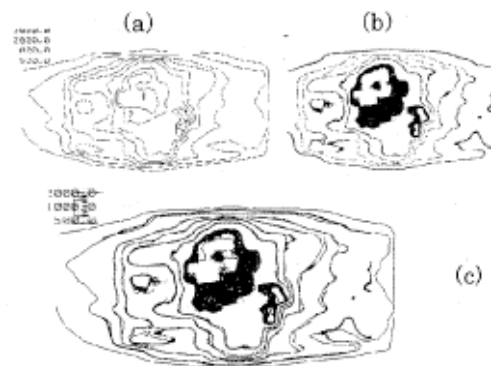


Fig.7 固体ファントム(Tough Water)に架台角度 0° においてフィルムを架台中心に垂直に配置し、IMRT ビームを照射したときの線量分布. (a) RTP の線量分布, (b)フィルム(EDR2)で測定した線量分布. (c) a と b を重ね合わせた分布.

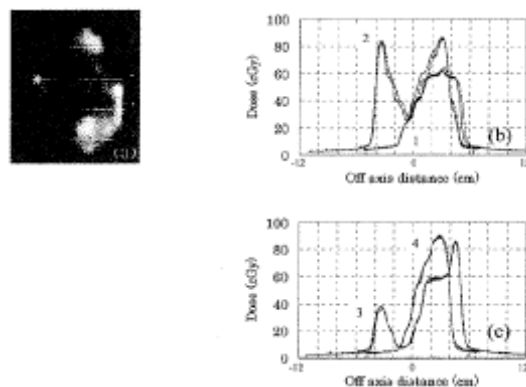


Fig.8 (a) IMRT ビーム (架台角度 0°) においてフィルム (EDR2) で得た濃度分布, (b) RTP で得た線量プロファイル, (c)フィルムで得た線量プロファイル. 固体ファントム中の深さ 5cm . 線源フィルム間距離は 100cm . 各プロファイルは 1 から 4 はコリメータ回転中心軸から Y 軸上をそれぞれ $5, 2, -1\text{cm}$ および 4cm における MLC に一致した X 方向のプロファイルである.

Table 1. IMRT ビームを固体ファントム (Tough Water) に照射して得られた RTP の計算値 (最大線量, 最少線量, 平均線量及び中心点線量) と実測値およびこれらの相違. 線量の単位は cGy.

Farmer	RTP (FOCUS)				measurement	Dev. % Ave. dose	Dev. % Point dose
	Max. dose	Min. dose	Ave. dose	C. Point dose			
A	354.05	301.95	331.14	334.56	324.88	- 1.98	- 2.98
B	354.37	314.79	342.35	353.97	342.96	0.18	- 3.21
C	329.11	267.74	304.73	305.37	300.33	- 1.47	- 1.68
D	329.74	282.95	312.47	321.58	309.89	- 0.83	- 3.77
E	351.89	233.00	303.02	301.23	298.21	- 3.35	- 2.74

PinPoint	RTP (FOCUS)				measurement	Dev. % Ave. dose	Dev. % Point dose
	Max. dose	Min. dose	Ave. dose	C. Point dose			
A	338.26	316.95	332.86	334.56	323.70	- 2.83	- 3.35
B	353.32	342.53	352.81	353.97	347.62	- 1.49	- 1.83
C	311.89	289.74	304.09	305.37	301.25	- 0.94	- 1.37
D	327.26	305.05	319.19	321.58	308.37	- 0.26	- 1.01
E	325.29	270.79	302.44	301.23	307.71	1.71	2.10

線量の減少は約 2%であるが、これらの線量域における特性曲線作成時のファントム散乱線量の変化は約 6%から 8%である為フィルムの線量が過少になったと思われる。更に小さい照射野サイズではファントム散乱線量が少ないことによると考えられる。

以上より、複数の照射野が連続している IMRT ビームは散乱光子のエネルギーおよび強度は複雑であることが予想され、フィルム法で X-OmatV を用いるには注意が必要であると思われる。

EDR2 フィルムは X-OmatV フィルムと異なり、散乱特性および線量の直線性に非常に良好な一致を見た。これは EDR2 に含まれる銀粒子が少なく X-OmatV に比べて約 70%感度が低下している、つまり低エネルギー光子に対しての感度が著しく低下しているためと思われる。さらに、写真乳剤が単分散乳剤であることも原因の一つとして考えられる。

三次元的な検証を目的として、我々は固体ファントム に 9 枚のフィルムを挟み IMRT ビームを平行に照射して行った。検証した 9 枚のフィルムにおける線量分布は RTP に対して低線量域で約 3% 以内の相違を残した (Fig.7-9)。

しかし、直線加速器の架台の角度が 0 度に対してフィルムを垂直にファントム中心に配置した場合における線量分布の検証(Fig.9)で高線量領域のみならず低線量領域もほぼ一致したことを考えると、フィルムに対する方向依存性の影響も考えられる。

絶対線量の照合において IMRT ビームを固体ファントムに照射した場合、全ての測定点(A から E)において実測値と RTP で計算した平均線量および中心点線量との相違は約±3%以内であった (Table.1)。実測値と RTP の平均線量および中心点線量との相違が小さい事を考えると絶対線量の照合には可能と思われる。

しかし、測定点の近傍の線量勾配は連続性がなく、さらに急峻な線量勾配を示す領域もある。従って、有限な大きさを持つ電離箱を用いた実測値の不確実性は測定点の線量勾配やその設置位置精度の影響を受けると考えられる⁷⁾。そこで、これらの影響について検討を加えた。

有限な容積を持つ電離箱での絶対線量の測定を線量勾配の大きい領域で行うと、得られる実測値は置換効果の影響で大きく変位している場合がある。

一般的に、電離箱の置換効果の影響は勾配補正 (gradient correction) および電子フルエンス補正 (electron fluence correction) などで補正されている。勾配補正では電離箱空洞内の電離電荷に寄与する二次電子が主に電離箱壁の線源側で発生するため、測定点は電離箱の幾何学的中心より線源側に変位した点を実効中心としている¹¹⁾。しかし、一定の方向に線源があり、且つ電離箱容積内の線量プロファイルが平坦の場合には適応出来る。従って、線源方向が複数ある場合や電離箱容積内の線量

プロファイルが平坦でない場合などは実効中心が電離箱容積内で変動すると考えられ、特に IMRT ビームの測定において実効中心の決定は不可能であると思われる。ここで、各軸定点における線量勾配を RTP が計算した最大線量に対する最小線量の相違

$$\text{線量勾配(\%)} = (\text{最大線量} - \text{最小線量}) / \text{最大線量} \times 100$$

と定義すると、各軸定点における電離箱容積内の線量勾配は IMRT ビームを固体ファントムに照射した際、仮想 Farmer 型電離箱で 11.2(B)から 33.8%(E)、仮想 PinPoint 電離箱の 3.1(B)から 16.7%(E)であった。

従って、IMRT ビームにおける電離箱容積内の線量プロファイルは平坦でなく、実効中心はセグメント毎に電離箱容積内で変動していると考えられる。実測値と RTP の平均線量および中心点線量の相は前者が小さかったことより、絶対線量の照合には RTP の電離箱容積内の平均線量を用いる事が実用的と考えられる。

また、より線量勾配が大きい場合は電離箱の設置位置および置換効果の変動が大きく影響を受けたと思われる。

また、MLC の位置精度も約±1mm であることも原因の一つであると思われる。さらに、我々の使用している RTP のビームコミショニングの精度は照射野サイズ 2×2cm² 以内では半影領域で約±1mm、線量の相違では 40%程度になる場合もある。そこで、RTP において各測定点が 3 次元的に±2mm 変位した際の平均線量の相違を計算した(今回は示さない)IMRT ビームを固体ファントムに照射した場合、全ての測定点(A から E)において約 6%以内であった。

従って、線量勾配を考慮すると各測定点の実測値と平均線量の相違は距離にしてほぼ±2mm 以内の変位であると言える。すなわち、我々の結果はほぼ±2mm 以内で合致している。

一般的に、IMRT の絶対線量は線量勾配の平坦な領域内の任意の点で電離容積の小さい電離箱を用いた実測値と RTP の計算値で比較検証されている。しかし、IMRT の最大の目的はリスク臓器に最小の線量で腫瘍には多くの線量を投与することである。よって、線量勾配の平坦な領域のみならず線量勾配が大きい領域においても線量分布に加え絶対線量の検証も行うべきである。

我々の結果では線量勾配 10%以内の領域で線量として約 3%以内、またこれ以上に線量勾配が大きい領域では距離として±2mm 以内での照合が可能と思われた。すなわち、電離箱の電離容積による置換効果の影響と測定点がいかなる線量勾配を示す領域に含まれているかを考慮することで絶対線量の検証が初めて可能になる。我々の示した検証方法はこれらを満たしたものとする。

5. 結語

今回、IMRT の線量 QA につき述べた。IMRT によってセグメント化された照射野を電離箱で直接測定することが非常に困難になりこれから行おうとする施設は困惑することと思われる。また、線量 QA は手探りの状態が実状であり、さらに各モダリティが原因とする誤差がより複雑化している。それは、RTP による線量分布が、不均質領域、つまり骨などの高原子番号組織と隣接する軟組織の線量分布の追従で不確かさがあり、実際の測定(フィルム法など)と RTP の分布を照合することは容易ではない。また、フィルム乳剤に由来すると考えられる散乱線領域のエネルギーに対する感度の相違が、線量評価を過小、もしくは過大評価する可能性があり注意を要するところである。また、有限な大きさを持つ電離箱などの実測値は測定する領域の線量勾配の影響を受けることも注意が必要であると思われる。

参考文献

- 1) Wang X, Spirou S, LoSasso T, et al.: Dosimetric variation of intensity-modulated fields. Med. Phys. 23: 317-327, 1996.
- 2) LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimator system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med. Phys. 25: 1919-1927, 1998.
- 3) Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, et al.: Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy patients. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 40: 1213-1230, 1998

- 4) Low DA, Gerber RL, Mutic S, et al.: Phantom for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *Int. J. Radiat. Onco. Biol. Phys.* 40: 1231-1235, 1998.
- 5) LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med. Phys.* 28: 2209-2219, 2001.
- 6) Cheng CW and Das IJ: Comparison of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition. *Med. Phys.* 29: 226-230, 2002.
- 7) Boyer A, Xing L, Ma CM, Curran B, et al., Theoretical considerations of monitor unit calculation for intensity modulated beam treatment planning. *Med. Phys.* 26: 187-195, 1999.
- 8) Sykes JR, James HV and Williams PC : How much does film sensitivity increase at depth for large field sizes? *Med. Phys.* 26: 329-330, 1999.
- 9) Burch SE, Kearfott kJ, Truelood JE ,et al.: A new approach film dosimetry for high energy photon beams: lateral scatter filtering. *Med. Phys.* 24: 775-783, 1997.
- 10) Danciu C, Proimos BS, Rosenwald JC, et al.: Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beams. *Med. Phys.* 28: 966-974, 2001.
- 11) AAPM TG-21 Report: A protocol determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 10, 741-771, 1983.