

3.IMRT のための基礎データの収集とその評価

北海道大学医学部附属病院 藤田勝久

1. はじめに

IMRT の導入に際しては、各施設で保有する個々の治療装置の基本的な精度の管理と、基礎データの測定、治療計画装置におけるビームデータの合わせ込みの作業が必要となる。今回、国内初となる三菱の治療器で IMRT を行うにあたり生じたいくつかの問題点を挙げ、実用に至るまでの過程を報告する。また、IMRT QA プロトコルを提案しその手順を示すとともに、当施設での検証結果を報告する。

2. 使用装置

治療装置：三菱 EXL-15DP(4、10MV-Xray)

- ・ 最大線量率 180MU/min(4MV)、500MU/min(10MV)
- ・ 最大 JAW 照射野 40×40cm(MLC 照射野 40×40cm)
- ・ 最小治療 MU 値 0.1MU
- ・ MLC 60 対(5mm + 10mm)、ラウンドエッジ

治療計画装置：CMS FOCUS Ver3.1-3.2

- ・ IMRT 手法 Step & Shoot
- ・ 計算アルゴリズム superposition
- ・ 最小計算グリッド 1.0mm
- ・ DVH 縛り、MU 値算出、ネットワーク環境あり

3. IMRT で必要とされる条件

3.1 治療装置

機械的精度

- ・ ガントリ一回転、コリメータ回転、寝台回転の精度：直径 1.0mm 以下
- ・ コリメータ、MLC の精度:±1mm 以下

ビーム系

- ・ 出力[cGy/MU]の変動：±1.0%以下
- ・ 平坦度：設置時のものと比較
- ・ 漏洩線量：コリメータ、MLC の透過率の測定

三菱治療器において、機械的な精度はスターショット法、フィルム法により良好な結果が得られた。しかし、出力の変動に関しては改善が必要とされた。IMRT においては、低 MU での照射が繰り返されるため通常の治療に比べてより精度の高い制御が必要とされる。当初 100MU の照射を 10MU×10 回で行うと線量に 2~3%の誤差が生じた。これは、照射の最後の 1MU に 0.2~0.3MU の端数があったためであった。今回、MU 回路の改修によって最小制御精度を 0.1MU にあげることによってこの誤差は 0.5%以下になった。Fig.1 に改修後の低 MU での線量の直線性を示す。MLC 漏洩率の測定結果を Fig.2 に示す。

測定には JARP 形線量計を用い、MLC の隙間の影響を考慮して 6 点での比較を行ったが有意差はなかった。治療計画装置に入力する値は、

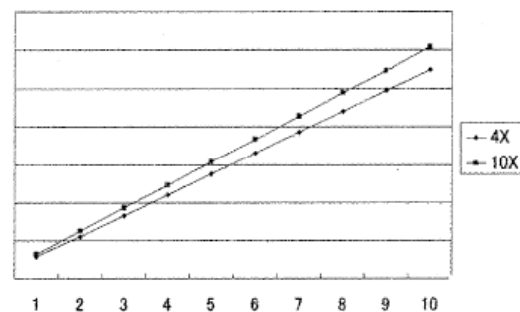


Fig.1 モニタ線量計のレスポンスの直線性

深さ	位置	4 MV	10 MV
5 cm	①	3.60%	4.31%
	②	3.27	4.65
	③	3.27	4.22
	④	3.60	4.58
	⑤	3.51	4.50
	⑥	3.61	4.62
10 cm	①	3.51	4.41
	④	3.80	4.64

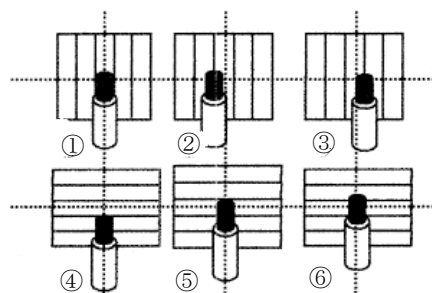


Fig.2 リーフ漏れ線量測定配置と測定結果

4MV 4.0%、10MV 5.0%とした。IMRTにおいてMLC透過率が高いということは良い線量分布を得るうえで不利であると考え、コリメータを最適化することで対処しようと考えた。しかし、現段階では、IMRTにおいて治療計画装置で算出されるMUは、コリメータの最適化による出力(CSCF)の低下を反映できないため、実測による線量に大きな誤差が生じる結果となり、現状のままで使用することを余儀なくされた。Fig.3 にその結果を示す。

3.2 治療計画装置

3.2.1 必要なデータ

- PDD : Field Size 2×2cm、3×3cm、5×5cm、10×10cm、20×20cm、…、最大照射野
- OCR : Field Size 2×2cm、3×3cm、5×5cm、10×10cm、20×20cm、…、最大照射野の対角線
- TSCF (全散乱係数=OPF) : 照射野サイズ 1×1cm、2×2cm、3×3cm、5×5cm、10×10cm、15×15cm、20×20cm、…、最大照射野
- CSCF (コリメータ散乱係数) と (PSCF ファントム散乱係数) 照射野サイズ 1×1cm、2×2cm、3×3cm、5×5cm、10×10cm、15×15cm、20×20cm、…、最大照射野
- MLC(コリメーター)透過率

これらのデータをもとにビームデータのコミッショニング(合わせ込み)を行なった。線量測定に必要なものとして、通常の測定機器に加えてマイクロチャンパー用ミニファントム(Fig.4)、線量評価用の固形ファントム、水ファントム、フィルム読み取り装置などがある。

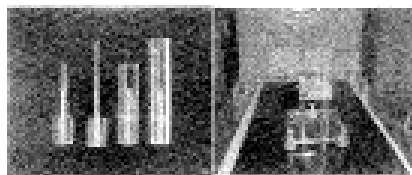
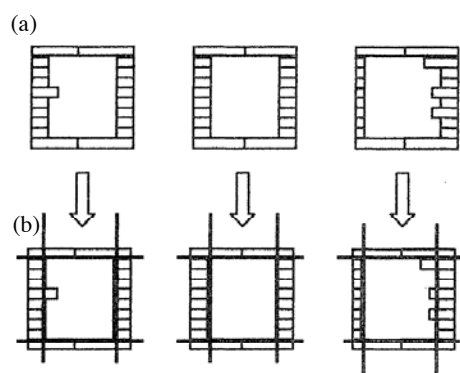


Fig.4 マイクロ電離箱用ミニファントム. 左図の左から直径1cm ($d=5, 10$ cm), 直径4cm ($d=5, 10$ cm). 右図は取り付け台.



(a)に対する(b)の相対値	
4X	-1.80%
10X	-2.10%

Fig.3 (a)コリメータ開度固定、(b)コリメータ開度の加速器側での最適化

3.2.2 ビームデータの検証

治療計画装置で計算された線量分布及び MU 値を以下の手順で検証した。

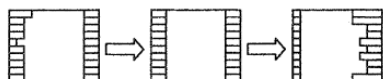
- モノブロックビームによる治療計画の MU 値を手計算と比較。また、線量計による実測データと比較

FOCUS MU 値		手計算	実測値に対する誤差		
Clarkson	Convolution		Clarkson	Convolution	手計算
198 MU	197 MU	196 MU	1.0%	0.5%	± 0%

- MLC ビームによる治療計画の MU 値を手計算および実測値との比較

FOCUS MU 値		手計算	実測値に対する誤差		
Clarkson	Convolution		Clarkson	Convolution	手計算
202 MU	201 MU	203 MU	-0.6%	-1.1%	-0.1%

- 中央が平坦な分布の治療計画 IMRT（1 門 3 セグメント）のアイソセンタでの線量の実測値との比較（アイソセンタ線量 2Gy）



コリメータ開度	測定値	誤差
12×12 cm	1.995 Gy	-0.25%

- 線量分布が 3 段階に変化するように治療計画した IMRT(1 門 20 セグメント)の①(アイソセンター)に 2.0Gy、②(-5cm)に 1Gy、③(+5cm)に 3Gy 指示で MU を算出。3 点の線量を線量計とフィルム法で検証。

	①	②	③
FOCUS 上の線量	2.00 Gy	1.13 Gy	2.87 Gy
マイクロ電離箱実測値	2.01 Gy	1.13 Gy	2.87 Gy
誤差	0.5%	0.0%	0.0%
フィルム測定での誤差	-0.5%	0.4%	-0.4%

- IMRT 用自作水ファントムに対する IMRT プランを作成。マイクロチャンバーで任意の点を測定し計算値と比較。

照射野	5×5 cm	10×10 cm
計算値	2.00 Gy	2.00 Gy
測定値	2.017 Gy	2.000 Gy
誤差	0.80%	± 0%

以上の結果から、IMRT における治療装置の QA、治療計画装置の QA、線量評価における測定系に問題はないと判断し、実際の患者プランによる検証を IMRT QA プロトコルに従い行った。

4. IMRT の QA

4.1 Intensity map による線量分布の確薄

治療計画装置で 1 門毎の intensity-map を作成し、同条件で照射したフィルムと線量分布を比較し

た。フィルムの読み取り、解析には DD-System を使用した。減算処理での差は $\pm 5\%$ 以内であった。同様に全門を集光した intensity-map を作成しフィルムとの線量分布を比較した。(Fig.5)

4.2 線量測定

- ・ 固体ファントム(Solid Water)を用いた測定

4.1 と同様に作成したプランで照射を行い、線量計による測定結果を治療計画装置で計算された線量と比較した。測定はアイソセンタあるいは線量分布の平坦な部分で行い、 $\pm 2\%$ の精度であった。測定には、JARP 型線量計とマイクロチャンバーを使用し、治療計画装置上での計算点は、チャンバーの容積を持った ROI の DVH にて評価した。

- ・ IMRT 用自作水ファントムを用いた測定

IMRT 用自作ファントム(Fig.6)に患者プランを移し込み線量分布を作成し、①アイソセンタ②線量分布の平坦なところ③最大線量のところの座標を算出した。ファントムに対し全方向からの曝射を行い、上記の 3 点にマイクロチャンバーをセットしたときの各点の線量と、治療計画による線量を比較した。結果を Fig.7 に示す。

4.3 ランドファントムによる線量分布の確認

ランドファントムに患者プランを移し込み、実際の照射に近い状況で照射を行った。このときファントムのアイソセンタ面、+2cm、-2cm の各面にフィルムを挟み、線量分布を確認した。Fig.8 にアイソセンタ面での比較を示す。

4.4 判定基準

学会などで示される明確な指針はないが、標準的な症例では、高線量域(80%以上)で線量分布が平坦な部分で、計算値に対して測定値が $\pm 3\%$ 未満、低線量域(80%未満)で $\pm 5\%$ 未満の精度であることが望ましいと思われる。個々の症例では、この指針だけではなく特に重要臓器(脊髄など)の線量に対する測定誤差の影響に注意を払う必要がある。また、治療中の患者の動き、セットアップの再現性も考慮して評価する必要がある。

5. まとめ

国産としては初となる三菱の治療器で IMRT を行うにあたり、その準備にあたる時間と労力は多大なものであった。EXL-15DP においては、MU の精度の改修は必須条件であり、MLC の透過率など解決しなければならない問題もまだ残っている。各施設において IMRT を導入するにはそれぞれの施設におい

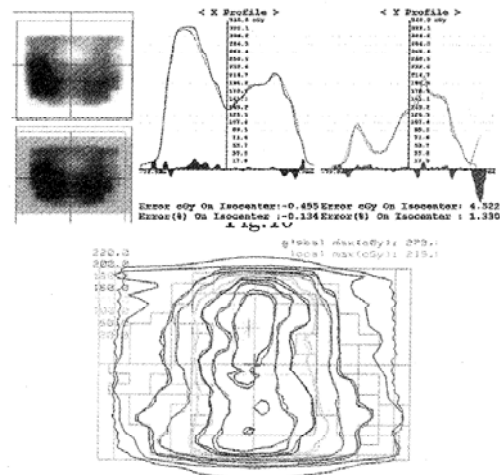


Fig.5

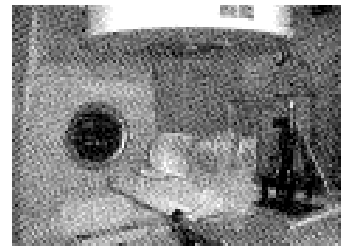
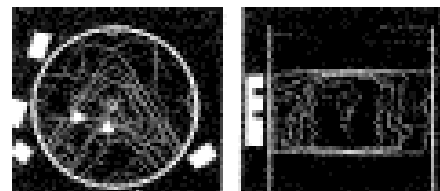


Fig.6 IMRT 用自作水ファントム



	①	②	③
FOCUS 値	2.007 Gy	1.915 Gy	2.203 Gy
測定値	1.975 Gy	1.928 Gy	2.157 Gy
誤差	-1.6%	0.70%	-2.10%

Fig.7 IMRT 用自作水ファントムでの比較

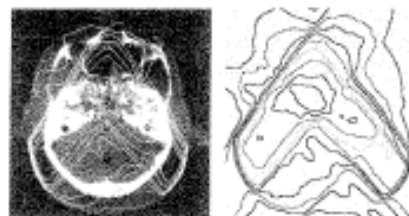


Fig.8

てビームデータの検証を充分に行う必要があり、これには必要な測定機器の整備と人材、時間などかなりの環境が整わないと難しいと言える。当施設では、現装置に対するコリメータの最適化による IMRT の実現を目指しているが、同時に MLC 透過率の低い装置(MHCL-15SP)での検証を始めたところである。何れにしても、IMRT における経験のない機種で治療を行うには、個々の施設で十分な検証をする必要があるといえる。