

MU 値の検証

坂元 健太郎, 石川 啓二, 佐藤 正美
大塚 貴之, 大内 直樹

はじめに

2000年に入ってから現在に至るまでに放射線治療における誤照射事故が全国で数多く発生している。その中では、特に2002年からの東北地方の国立大学系で起きた過剰照射、過少照射の事故が記憶に新しい¹⁾。

東北地方で起きた誤照射事故の原因は放射線治療計画装置（以下 RTPS）にビームデータを登録する際の入力ミス、絶対線量測定の際の電離箱線量計への数値の誤入力、医師と技師のコミュニケーション不足による線量評価点の認識の違い、補正係数の取り扱いの違いなどである。放射線治療計画装置の入力ミスでは、RTPSが算出した、間違ったMU値をそのまま使用することにより誤照射事故が発生した。もしも他の何らかの確認手段があれば、この事故は回避できたといえる。

ここでMU値とは monitor unit 値のことで、リニアック、マイクロトロン特有の単位であり、患者に放射線治療ビームを投与するための単位のことである。照射野の大きさ、深さ方向に依存し、深さ方向の関数（TMR, PDD）と照射野のデータ（OPF）を用いて算出する。

治療計画システムから得られるモニタ単位（MU）数を臨床で利用する場合は、独立した検証システムにおいてMU数が得られなければならない。線量計算値を算出できる手計算ソフトなど、RTPSとは別の検証手段を用いてMU値の検証を行うことは誤照射事故を回避する上で非常に重要なことなのである。

実際に事態を重く見た日本放射線技術学会放射線治療分科会は誤照射事故の防止の徹底を求めている。内容は、「MU値計算を行う場合は、RTPSを過信せず、手計算による方法や他の計算システムによる方法によってダブルチェックを行うこと」とある。

当院の放射線治療部門は以前からRTPSが算出したMU値の検証を行ってきた。しかし、そのような背景から今回はTMRデータからもう一度見直しを行った。新たに独立検証プログラムを作成し、当院で実際に行った治療プラン（2011年度4月～12月、患者数199名、全ビーム数506門）のMU値の再検証を行ったのでここに報告する。

使用機器及び材料

今回使用した機器は以下の通りである。

放射線治療装置：CLINAC2100C (Varian)

放射線治療計画装置：ECLIPS (Varian)

電離箱線量計：RAMTEC1000D (東洋メディック)

ファーマー型イオンチェンバー：N30001 (PTW)

3D水ファントム：RFA300：RFA plus ver.5.3 (Scanditronix)

標準測定01用水ファントム：モデル501-300FD (東洋メディック)

自作MU値算出用手計算ソフト：(Microsoft Excel 使用)

方 法

1) MU値独立検証計算プログラムの作成について

まず、最初に実際に当院で取得したTMRデー

タ関数と出力係数を用いて、MU 値独立検証プログラムを PC と Excel を使用して作成する。独立検証用計算プログラムを作成するにあたって、群馬県立県民健康科学大学 保科正夫教授が、放射線治療分科会や各種セミナーなどで講義なされているスプレッドシート (Excel) を使用した MU 独立計算プログラム作成法に準じている。また、TMR の回帰式作成法、出力係数の回帰式作成法は長野赤十字病院小山らによるスプレッドシートを用いた MU 計算方法の手順書²⁾を参考にしている。

独立検証用計算プログラムの MU 計算式は ESTRO の Booklet 3³⁾ で報告されたものである。以下に式の内容を示す。今回この式を元に Excel で計算プログラムを作成した。

MU =

$$\frac{D(d, s)}{Dr \cdot Sc(Ce) \cdot Sp(Se) \cdot TMR(d, Se) \cdot WF \cdot TF \cdot G \cdot OAR}$$

$D(d, s)$: 処方線量

Dr : 基準深の線量率 DMU (cGy/MU)

$Sc(Ce)$: 照射野の等価正方形 (辺 Ce) でのコリメータ散乱係数

$Sp(Se)$: 患者投影等価正方形照射野 (辺 Se) でのファントム散乱係数
不整形照射野の場合 $Sp(r)$ となる。

$Sp(r)$: 等価円形照射野 (半径 r) でのファントム散乱係数

$TMR(d, Se)$: 照射野 Se 、深さ d の線量評価点の組織最大線量比

WF, TF : ウェッジファクター、トレイファクター

OAR : 基準中心軸外空中線量比 (G : 距離逆二乗補正)

計算プログラムの作成にあたっては事前に上式のうち、

- TMR (Tissue Maximum Ratio: 組織最大線量比、深部線量関数)
- Sc, Sp (出力係数)
- OAR (空中軸外線量比)

●Kfactor (コリメータ反転効果)

などを取得しておく必要がある⁴⁾。どのデータも重要ではあるが、その中でも TMR は 3D 水ファントムを使用し (図 1)、PDD から計算にて変換する必要がある。そのデータ数も非常に膨大であり (図 2)、取得の際には細心の注意が必要となる。エクセルソフトなどを利用してデータをグラフ化したうえで正確な数値データを得る必要がある (図 3)。ここで取得した TMR データの精度が後の MU 計算プログラムの精度に直結する。

2) TMR 回帰式を作成する。

TMR を算出するための入れ子形式の回帰式を下に示す。

$$TMR(d, r) = a3(d)r^3 + a2(d)r^2 + a1(d)r + a0(d)$$

$TMR(d, r)$: 任意の深さ d 、任意の照射野半径 r での TMR 値

$a3(d)r^3, a2(d)r^2, a1(d)r, a0(d)$:

半径 r の三次多項式の係数、かつ深さ d の関数。

この式を完成させることにより、任意の深さと照射野半径に対する TMR をたった一つの多項式で求めることができる。ここで次数は三次でなくともよく、四次五次を使用しても構わない。

3D 水ファントムにより得られた TMR データを Excel に入力し、数値データを回帰式として変換する。TMR 基本データと回帰した TMR データの回帰誤差を判断する (図 4)。



図 1. 3D 水ファントムを使用した TMR 測定

TMR TABLE	03-01-1998					10MV X-RAY									
DEPTH	FIELD SIZE (CM)														
CM	4	6	8	10	12	14	16	18	20	25	30	35	40		
Fa	0.915	0.953	0.98	1	1.016	1.022	1.035	1.047	1.053	1.069	1.082	1.092	1.1		
1	0.846	0.855	0.869	0.877	0.886	0.894	0.900	0.906	0.911	0.924	0.932	0.934	0.938		
2	0.990	0.991	0.992	0.993	0.994	0.994	0.994	0.995	0.996	0.996	0.997	0.998	0.997		
2.4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000		
3	1.001	1.004	1.001	1.000	0.999	1.000	1.000	0.998	0.997	0.999	0.999	0.999	0.999		
3.5	0.992	0.993	0.993	0.992	0.993	0.993	0.993	0.992	0.991	0.993	0.993	0.992	0.994		
4	0.980	0.982	0.982	0.982	0.982	0.984	0.985	0.984	0.983	0.986	0.986	0.987	0.989		
4.5	0.965	0.969	0.971	0.971	0.972	0.973	0.974	0.974	0.975	0.976	0.978	0.979	0.981		
5	0.951	0.956	0.959	0.960	0.961	0.962	0.964	0.965	0.965	0.968	0.971	0.971	0.973		
5.5	0.936	0.945	0.947	0.948	0.950	0.952	0.954	0.955	0.956	0.960	0.963	0.964	0.966		
6	0.921	0.931	0.935	0.937	0.939	0.942	0.945	0.945	0.945	0.952	0.955	0.956	0.958		
6.5	0.905	0.916	0.922	0.925	0.929	0.932	0.935	0.936	0.937	0.942	0.945	0.949	0.951		
7	0.892	0.902	0.910	0.914	0.916	0.919	0.923	0.925	0.927	0.932	0.936	0.941	0.943		
7.5	0.878	0.890	0.897	0.902	0.906	0.909	0.912	0.915	0.918	0.923	0.927	0.932	0.935		
8	0.863	0.878	0.886	0.891	0.896	0.899	0.902	0.905	0.908	0.913	0.918	0.924	0.927		
8.5	0.849	0.864	0.872	0.878	0.883	0.887	0.892	0.895	0.898	0.904	0.909	0.915	0.919		
9	0.834	0.852	0.861	0.866	0.872	0.878	0.883	0.886	0.887	0.894	0.901	0.907	0.909		
9.5	0.820	0.836	0.847	0.855	0.861	0.866	0.871	0.875	0.877	0.884	0.892	0.898	0.901		
10	0.805	0.823	0.834	0.843	0.850	0.855	0.860	0.864	0.868	0.877	0.884	0.889	0.892		
10.5	0.791	0.810	0.823	0.832	0.838	0.843	0.850	0.854	0.857	0.866	0.874	0.880	0.883		
11	0.779	0.798	0.810	0.818	0.825	0.831	0.839	0.844	0.848	0.856	0.865	0.872	0.875		
11.5	0.766	0.784	0.798	0.807	0.815	0.821	0.829	0.834	0.838	0.848	0.856	0.863	0.867		
12	0.752	0.771	0.785	0.795	0.803	0.811	0.818	0.823	0.827	0.837	0.846	0.854	0.858		
12.5	0.737	0.759	0.772	0.783	0.791	0.799	0.807	0.812	0.816	0.827	0.837	0.845	0.850		
13	0.725	0.746	0.760	0.772	0.781	0.788	0.797	0.803	0.807	0.817	0.828	0.837	0.840		
13.5	0.714	0.734	0.749	0.761	0.770	0.777	0.786	0.793	0.796	0.806	0.818	0.827	0.831		
14	0.702	0.723	0.738	0.750	0.760	0.767	0.775	0.782	0.786	0.797	0.808	0.818	0.821		
14.5	0.691	0.711	0.726	0.738	0.748	0.756	0.764	0.771	0.775	0.787	0.801	0.809	0.813		
15	0.678	0.700	0.715	0.727	0.737	0.745	0.753	0.760	0.765	0.779	0.791	0.800	0.805		
15.5	0.665	0.688	0.704	0.717	0.728	0.735	0.744	0.751	0.756	0.769	0.782	0.791	0.795		
16	0.654	0.677	0.693	0.706	0.718	0.725	0.734	0.742	0.747	0.760	0.772	0.780	0.787		
16.5	0.643	0.666	0.682	0.696	0.707	0.714	0.723	0.731	0.737	0.750	0.762	0.773	0.779		
17	0.632	0.655	0.671	0.685	0.697	0.705	0.713	0.722	0.727	0.741	0.754	0.763	0.770		
17.5	0.620	0.644	0.661	0.673	0.685	0.695	0.703	0.711	0.717	0.732	0.745	0.755	0.761		
18	0.609	0.633	0.649	0.662	0.674	0.683	0.692	0.702	0.708	0.722	0.735	0.746	0.753		
18.5	0.600	0.622	0.639	0.652	0.663	0.673	0.682	0.691	0.697	0.713	0.726	0.737	0.743		
19	0.591	0.611	0.628	0.641	0.653	0.665	0.674	0.682	0.689	0.704	0.718	0.727	0.733		
19.5	0.578	0.601	0.618	0.631	0.643	0.654	0.663	0.672	0.678	0.694	0.709	0.719	0.726		
20	0.568	0.591	0.607	0.621	0.633	0.645	0.655	0.664	0.670	0.684	0.701	0.711	0.717		

図2. 取得した TMR データ：測定データは膨大な数となる

回帰 TMR の値が妥当かどうか判断するわけだが、基本データとの誤差が 0.5% 以内の精度が目標となる。誤差が大きい場合は TMR の再取得を含めた全体の見直しが必要となる。回帰 TMR の計算は計算回数も非常に多く、計算ミスの有無を一つ一つ潰しながらの確認作業となる。非常に根気の要る作業となるが、当院の回帰 TMR のデータは臨床使用領域において誤差が 0.5% 以内の結果となった。

3) 自作 MU 計算プログラムの検証結果

出来上がった自作 MU 計算プログラムの正当性を確認するために、基本的な照射野と当院で実際に行っている代表的治療照射野（4 例）に対して実測にて算出 MU 値の検証を行った（図 5）。

結果は正方形照射野 8×8 cm で誤差が 1% を超えたが他は 1% 以内の良好な精度となった。長方形照射野では 20×7 cm において誤差が少なくなった。事前に測定したコリメータ反転効果（Kfactor）の補正効果と思われる。

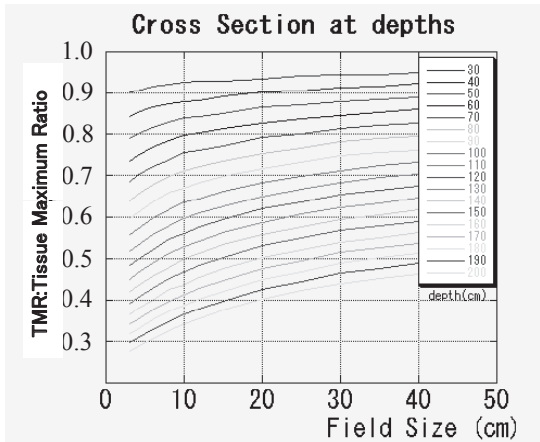


図 3. グラフ化した TMR データの確認：グラフ化することにより測定エラーが発見しやすくなる。

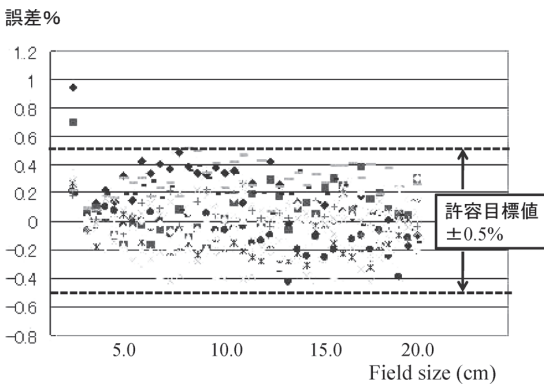


図 4. 回帰した TMR の精度：縦軸が誤差を表す。0.5% 以内の精度が目標となる。

T 字型照射野の誤差は 0.3%、全骨盤照射野では 1.5% の誤差となった。これは軸外補正や減算加算などの誤差が重複した結果と考える。また、イオンチェンバーの設置位置や検証ファントムの大きさの問題などが考えられる。

臨床照射野では CS の誤差が 1.6% であったが、その他の照射野はすべて 1% 以内の良好な精度であった。その結果今回作成した自作 MU 検証プログラムは使用可能と判断した。

4) 計算プログラムの使用方法

今回 Excel にて作成した自作 MU 検証プログラ

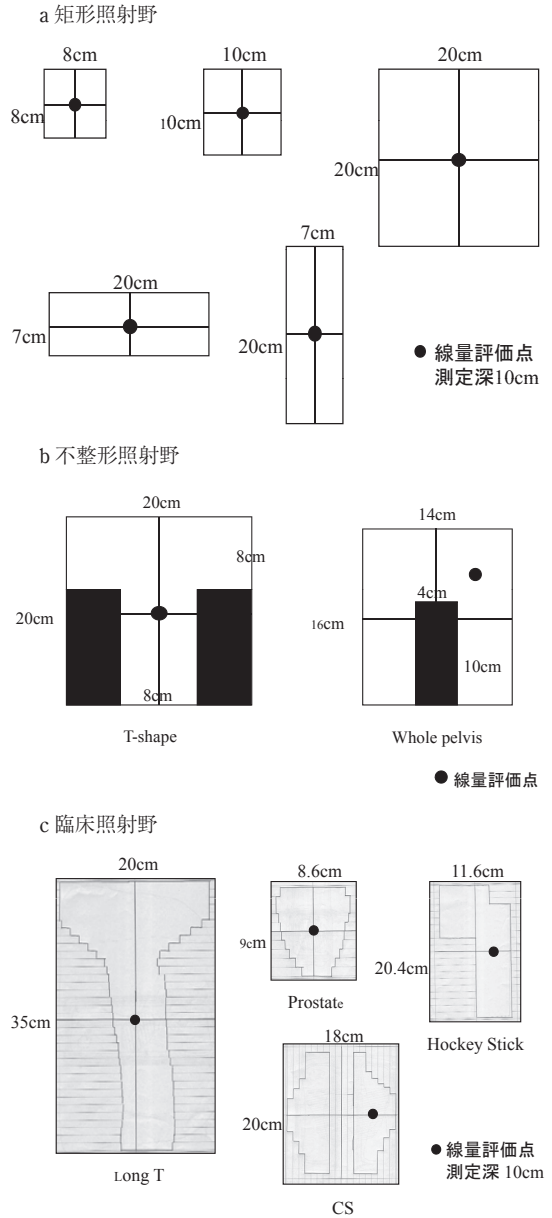


図 5. 各照射野の検証

ムのワークシートを示す (図 6)。TMR のセルに今回求めた回帰 TMR のデータが入っている。放射線治療医の作成した治療計画の計画データをワークシートに入力していく。XY は照射野の大きさ、評価点深部のセルに線量投与点の深さを入力し、投与線量のセルに患者の処方線量を入力す

る。そうすると一番下の設定 MU のセルに計算された MU 値が表示されるのである。この MU 値と RTPS の算出値の比較検証をするのである。

	A	B	C	D	E	F
1	CLINAC2100C					
2	10MX		主線り設定	STD		
3			X		cm	
4			Y		cm	
5			k factor			
6			等価正方形の辺		cm	
7			等価円の半径		cm	
8			等価正方形Sc			
9			等価正方形Sp			
10			Sc			
11			Sp			
12			k(dmax,10x10)		cGy/MU	
13			評価点深部		cm	
14			線量評価点投与線量		cGy	
15			TMR			
16			W factor			
17			T factor			
18			補正係数			
19			MU計算値	#DIV/0!		
20			設定MU値	#DIV/0!		
21						

図 6. Excel にて作成した自作 MU 検証プログラム

5) 当院の MU 検証の流れ

当院での基本的な MU 検証フローチャート図を以下に示す (図 7)。RTPS で算出した MU 値と独立検証プログラム (以下手計算) での差は、標的となるターゲット組織およびその周囲の組織がほぼ水に近い均質な組織の場合 2% 以内で一致する。不均質が大きい組織 (骨, 肺野組織) の場合は 4~10% 程度の誤差が生じる。また, 乳房温存照射のような散乱線成分が不飽和の場合も 3% ほどの誤差が生じてくる。

いずれにしても, 算出 MU 値を水等価ファントムとして再計算させるとほぼ 2~3% 以内で一致を見る。この場合はそのまま放射線治療を行う。しかし, 誤差が上記の許容範囲を超えた場合は水ファントムに RTPS の計画プランを移植して線量の実測を行うことになる。

この 3% という実測との管理限度ラインは, 残念ながら日本国内でガイドラインなどの指標はない。あくまで施設間での判断となる。当院では業

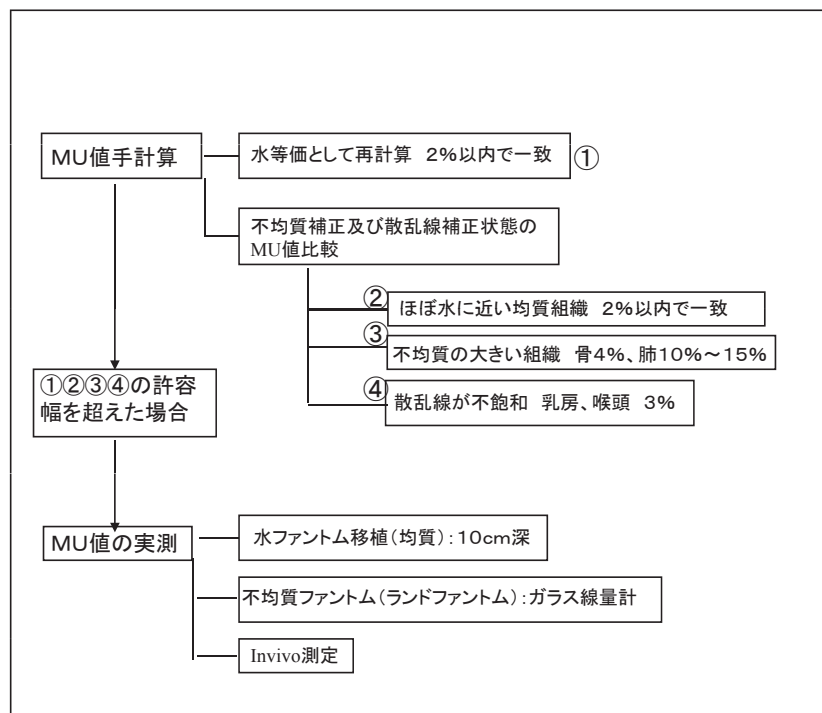


図 7. 当院の MU 検証フローチャート図

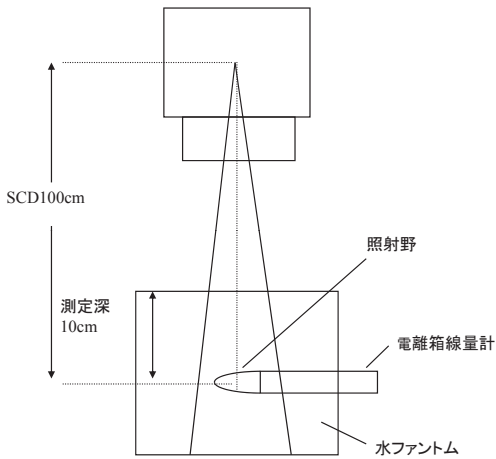


図 8. 線量実測配置図

務などの現実問題を考え、そして日本全国の放射線治療施設の動向を見極めた上で3%を指標としている。

放射線量の実測方法には他にランドファントムなどの不均質なファントムにガラス線量計を用いる方法や、in vivo 測定などがあるが、今回は当院で実際に行っている電離箱線量計を用いた実測法を行った。実測の測定配置図を以下に示す(図8)。

実測方法は基本的に標準測定法01に準拠する。まず、01用水ファントムをCTスキャンし、そのデータをRTPSに転送する。取得した水ファントム画像に実際にRTPSが計算したプランを移植し、10cm深におけるMU値を再計算し、投与線量と電離箱線量計による実測値との比較を行う⁵⁾。

結果と考察

今回検証を行った当院の2011年度(4月~12月)の放射線治療患者数199名、ビーム門数506門の検証結果を示す(図9)。患者数の大まかな内訳は乳房温存照射52名、134例、前立腺固定4門照射29名、117例、食道照射13名、42例、その他となっている。

全ビーム数506門中、許容誤差範囲内であったビーム数は478門(95%)、残りの28門(5%)

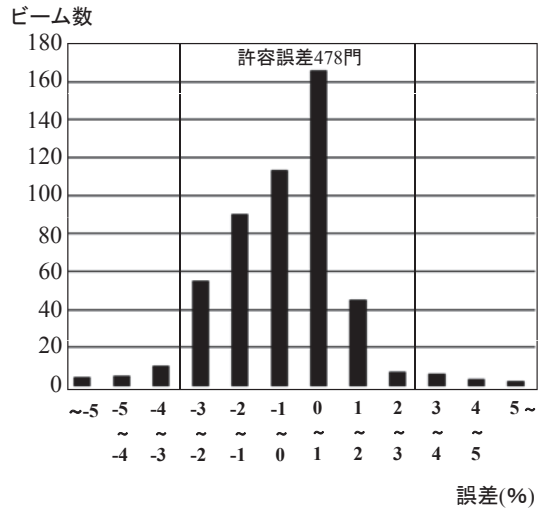


図 9. MU 値検証結果：誤差が±3% 以内のビームを許容範囲内とした。

が許容誤差を超えた。この95%の線量一致率は、当院では基本的に線量計算アルゴリズムに水飽和モデルの計算式を使用しているの、このように極めて良好な線量的一致を見たと思われる。その他のビームが許容誤差を超えた理由は、乳房温存照射における散乱線の不飽和、前立腺固定4門照射での側方ビームの骨吸収の不均質性による過小評価、後方ビームの直腸ガスによる不均質性、食道を含めた胸部縦隔部位照射での肺野組織の不均質性による過大評価、線量評価点がビーム中心軸上にないオフセンターの軸外照射による不確定性、照射野自体が非常に極小な為の不確定性、線量評価点が非常に浅い位置にあるビルドアップ領域の為の不確定性などが考えられる。それらのビームに対して実測検証を行った。その結果、ほぼすべてのビームが許容範囲内であることが確認できた。

最近の治療計画はより高度化、複雑化してきている。オフセンターの軸外照射や、ビームの多門化によって、ビームの検証自体、時間がかかり難しくなってきた感がある。検証が難しいビームは、手計算ソフトではもう追いつかない。よって、実測による検証が増えることになってしまう。

幸いなことに最近のRTPSは、水等価深で検証

できるモデルがリリースされている。これにより、電離箱線量計を使用した実測での検証は不要となりつつあるが、必要以上のビームの多門化は検証作業においても、患者のスループットにおいても時間がかかり複雑難解になるために誤差を広げやすくするというデメリットがある。

結 論

今回の当院での放射線治療計画の MU 値再検証の結果、誤差がほぼ 3% 以内であることが確認できた。当院で行っている放射線治療はほぼ全例において許容範囲内であることが確認できた。このことにより、当科に放射線治療を依頼される先生方にはまずは安心して依頼していただきたいと考える。

もともと放射線治療の誤照射事故の背景には前述したとおり、RTPS へのビームデータの入力ミス、RTPS の操作の誤り、放射線治療の各種基本パラメータのデータの取得ミスなど、ビームデータの取り扱いに関連した要因であることが多い。

ではなぜ、そのような誤照射事故に直結していくミスは起こりえるのであろうか？ 最近起こった東北地方各県での誤照射事故を考えてみる。まず、国立 H 病院における事故の直接的な原因は線量評価点の認識の違いによる間違いであった。このことは、医師と技師の認識の違いやスタッフ間のコミュニケーション不足に他ならない。Y 市立 S 病院のケースでもシャドウトレイ無しの放射線治療をシャドウトレイ有りとして計画し、算出 MU 値を実際にはトレイ無しで照射した過剰照射であった⁶⁾。このことも医師と技師のコミュニケーション不足と考えられる。こういうスタッフ間のコミュニケーション不足は、お互いの意思の明確な確認が必要であり、医師、技師ともに「そうであろう」という思い込みなどが原因の一部であると思われる。国立 Y 大学病院のケースは 4MVX 線の 15 cm×15 cm の照射野に対する全散乱係数 TSCF の値の RTPS への誤入力による過小照射事故であった⁷⁾。これはまさに RTPS へのビームデータの入力ミスといえる。この原因は背景に

過酷な作業状況があることが多い。

当院でもあと数年後には新病院へ移転する予定があるが、放射線治療装置本体や RTPS を新規に導入する場合、治療装置各エネルギーのビームデータを測定し、それを RTPS に登録する必要がある⁸⁾。測定するビームデータ数は莫大な数になる。そして RTPS への登録作業はその莫大なデータを処理することになる。この放射線治療システムの新規導入から実際に患者への治療ビームの投与までの工程と作業は、時間やマンパワーを考えるとかなり大変で非常に厳しい作業となる。本来ならこの時期こそ余裕ある作業時間が必要なのだが、逆にこの時期に厳しい時間的制約を受けることが多くなる。この時期の作業に余裕がないと必然的にミスを生じる可能性が高くなる。膨大な仕事量に反比例する時間制約によって現場は混乱し、データの入力ミスなどにつながるのである。ここでの RTPS に入力する作業にミスや誤差があると誤照射事故に直結することになるのである。

私が放射線治療の業務に携わり始めてからもう 7 年ほど経とうとしている。その間に日本国内の放射線治療は劇的に変化したと言わざるを得ない。強度変調照射 IMRT, IGRT, 体幹部呼吸同期定位照射など、より高度複雑になり、その仕事量に現場が追いつかなくなってきた⁹⁾。一般的な対向 2 門照射から、さらに多門化する傾向によって患者一人当たりの所要時間が増大した。そして何よりも放射線治療を受けられる患者数が増加した。増加する仕事量に対し、放射線治療に携わる医師、看護師、放射線技師は実に多忙を極めることになっている。また、日々の業務に追われてそのことに気づかなくなっている。そのことがあらゆるミスを生じ、誤照射事故の原因につながっていくと思われる。

やはり、組織的に放射線治療の品質を保ち、リスクマネジメントも含めた管理体制の早期確立が望まれる。当院の放射線技術科には放射線治療の品質管理の責任者がいるが、他のモダリティとのローテーションとなっているために、放射線治療の QA, QC に時間的制約を受けている。私を含めた他の放射線治療技師も他の業務との兼務と

なっているために慢性的なマンパワー不足といわざるを得ない。

なおかつ、放射線治療は他のモダリティとは異なった性格を持っている。患者に投与する放射線量はMV単位の高エネルギーX線、電子線である。そのような人命にかかわる放射線治療はやはり包括的に専従のスタッフが行うべきだと考える。欧米では医学物理士をはじめとして、品質管理士、線量測定士、放射線技師、ブロック製作士などの専門職が業務を明確に細分化して役割を担っている。

現在の日本では放射線治療における品質管理にかかる時間は常に時間的制約を受けていることは先にも述べた。我々が今回行ったMU値の検証作業を含めた品質管理業務は基本的に患者への放射線照射業務が終わってからの作業となるために、常に時間外の労働となっているのが現状である。そういう日本の放射線治療における体質や制度を少しずつでもいいので変えていくことができれば誤照射事故やその他の医療事故は今後減少させることができると思われる。

文 献

- 1) 熊谷孝三：放射線治療における誤照射事故防止の徹底を。放射線治療分科会誌 **18** : 3-7, 2004
- 2) 小山登美夫：スプレッドシートを用いたMU計算方法の手順書。放射線治療分科会誌 **20** : 71-87, 2006
- 3) Dutreix A et al : Monitor unit calculation for high-energy photon beams. ESTRO Booklet 3, Leuven, 1997
- 4) 石川啓二：変貌する放射線治療。— MU値を検証しよう一。日本放射線技術学会東北部会雑誌第 **17** : 68-70, 2008
- 5) 熊谷孝三 他：放射線治療における誤照射事故防止指針。日本放射線技術学会 **75-76**, 2003
- 6) 広川 裕 他：山形市立済生館における過剰照射事故の原因及び再発防止に関する調査報告書。医学放射線物理連絡協議会，平成 17 年 6 月 1 日
- 7) 池田 恢 他：山形大学病院における過小照射事故の原因及び再発防止に関する調査報告書。医学放射線物理連絡協議会，平成 16 年 11 月 19 日
- 8) 保科正夫：放射線治療における事故事例と事故防止対策。— 誤照射事故の立ち入り調査の教訓一。放射線治療分科会誌 **18** : 8-13, 2004
- 9) 大野吉美：放射線品質管理における個人と組織。放射線治療分科会誌 **19** : 1-2, 2005