

原著

放射線治療独立検証装置へのレイトレーシング法の導入と計算精度評価

中野渡 優志¹⁾ 奈良 鉄造²⁾ 真里谷 靖³⁾

抄録 近年の放射線治療計画における簡便な検証方法の一つとして、ソフトウェアを用いた独立検証装置が開発されてきた。従来の標準的手法として用いられるクラークソン法は複雑な照射野形状に対応しきれないため、新たにレイトレーシング法を導入することで高精度の独立検証装置開発を試みた。照射野面積計算にレイトレーシング法を導入した独立検証ソフトウェアを新規に開発した。照射野の大きさおよび形状によってグループ分けした複数の照射野群について、照射野面積およびMU値の精度を、電離箱線量計を用いた実測データとの対比を含めて検討した。

レイトレーシング法による照射野面積の算出精度はクラークソン法による結果と比較して有意に優れていた。MU値は照射野形状によっては一部実測データと一致しなかった。その改善にはコリメータからの透過線量や被照射体の不均質補正を演算するプロセス追加が大きな役割を果たすと思われる。

弘前医学 67: 61—68, 2016

キーワード：独立検証；レイトレーシング法；クラークソン法；不整形照射野。

緒言

現代の高精度放射線治療は、リスク臓器(organ at risk: OAR)を回避し、標的とする腫瘍に対して出来るだけ限局した放射線照射を行うことを目的として発展してきたが、照射技術の発展に伴い実際に患者に治療を行うまでのプロセスが複雑化している。このような近年の放射線治療計画における簡便な検証方法の一つとして、ソフトウェアを用いた独立検証装置が開発されてきた。独立検証装置においては多分割コリメータ(Multi-leaf collimator; MLC)によって整形される照射野面積を正確に算出することによって線量計算パラメータにおけるファントム散乱係数(Sp)を求めることができる^{1,2)}。現在主流である手法はClarkson法であるが、この手法は $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 以下の小照射野や、複雑な照射野に必ずしも対応できているとは言えず、このような照射野に対して同法を用いた検証ではその精度が担保出来ないといった問題が指摘されている³⁾。

そこで我々は複雑な照射野に対しても高い検証精度を確保するために、Ray tracing法を用いて任意照射野面積を高精度に算出するプロセスを備えた、新規独立検証ソフトウェア(Soft-Ray tracing; Soft-R)を新たに作成した。その検証精度及び有用性を評価するため、治療計画装置から出力された治療計画プランデータを、Clarkson法を採用している既存独立検証ソフトウェアであるMU-Check(R-tech, Tokyo, Japan)およびSoft-Rに読み込み、双方のソフトウェア内で認識される照射野面積の精度を複数の照射野形状について比較した。加えてソフトウェア出力のモニタユニット値(MU値)と実測データとの一致性についても検討を行った。

1. 方法

1-1 新規独立検証装置 Soft-R の開発

プログラミング言語 Object Pascal による開発環境である Delphi XE4(Embercadero Technologies,

¹⁾ 弘前大学大学院保健学研究科 生体情報科学領域 生体画像情報解析学分野

²⁾ 一般財団法人 医療と育成のための研究所 清明会 弘前中央病院放射線科

³⁾ 弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻 医療生命科学領域 放射線生命科学分野

別刷請求先：真里谷靖
平成28年2月15日受付
平成28年3月16日受理

USA)により, Ray tracing 法を導入した Soft-R の構築を行った.

Ray tracing 法は任意照射野面積 s [mm^2]の算出に当たり, 照射ヘッドに含まれるX線ターゲットを起点とし, jawコリメータにより整形されるjaw照射野 c [mm^2]を 1 mm^2 間隔で認識するベクトル((Ray) \vec{r})を用いる. jaw照射野を(Ray) \vec{r} によって走査する過程においてMLCとの交差判定⁴⁾を行うことにより, s を3次元的かつアイソセンター非依存的に算出することが可能である. 得られた s は 1 mm^2 の面積を持つピクセルデータであるため, ピクセルデータの再配置により容易に面積が等価な正方形照射野へ変換される. 等価正方形照射野の辺 r [mm]から, 各々の照射野形状におけるファントム散乱補正係数 $S_p(r)$ および深さ d [mm]による組織最大線量補正係数 $TMR(d, r)$ を算出した.

1-2 照射野形状の決定

今回の検討では照射野の形状および大きさにより, 正方形照射野群(square)および不整形照射野群(small, middle, large)の計4群に分割した.

Square群は照射野辺を4, 6, 8, 10, 12, 15, 18, 20および25 cmに設定した9例の正方形照射野である.

Small群, middle群およびlarge群はそれぞれ5例の照射野からなっており, small群は限局性肺がん治療用に作成された小円形の照射野, middle群は乳がん術後照射用に作成された長方形の照射野, large群は全脳照射用に作成された大照射野をランダムに抽出し, 実験用に作成し直した照射野を含む不整形照射野である.

1-3 照射野面積計算の精度に関する検討

ある照射野について, MU-Check, Soft-Rにおいて計算される任意照射野面積をそれぞれ s_{MC} , s_{Ray} とする. 続いて同照射野情報をテキストエディタにより読み取り, jawコリメータおよびMLCの開度を解析し, 基準となる s を得た. 各照射野について得られた s を基準値とし, 照射野形状の変化に伴う s_{MC} , s_{Ray} の算出精度を評価した. 即ち, s に対して s_{MC} および s_{Ray} の相対誤差をそれぞれ $\% \text{ error-}s_{MC}$, $\% \text{ error-}s_{Ray}$

とし検討を行った.

1-4 実測データとの一致性に関する検討

実験にはClinac-iX(Varian, USA)からの6および10MVのX線を用いた. 前述した照射野群4群を用い, そのすべてに対しアイソセンター深10 cmにおいて1 Gyを処方する治療計画プラン(RTプラン)を作成した. 作成したRTプランすべてに対し, PTW社(ドイツ)製 0.6 cm^3 指頭型電離箱線量計(TN30013), TOYOMEDIC社(東京)製電位計(Ramtec smart)および京都科学社製タフウォーターファントムを用いた電離量 M_{raw} の測定をそれぞれ行った. ある照射野における2回測定の平均値(M_{raw})⁻より, 標準測定法¹²⁾を基に以下の式を用いて基準深吸収線量 $Dr(d, s)$ を算出した. ここで k_{TP} , k_s , k_{pol} および k_{elec} は測定当日の様々な要因により変動する指示値の変動を補正する係数である. また h_{pl} とはフルエンススケーリング係数であり, 水ファントム-タフウォーターファントム間におけるファントム材質の違いを反映するスケーリング補正係数である⁵⁾. ND, W は水吸収線量補正係数であり k_Q は線質補正係数である.

$$Dr(d, s) = (M_{raw})^{-} \times k_{TP} \times k_s \times k_{pol} \times k_{elec} \times h_{pl} \times ND, W \times k_Q$$

$Dr(d, s)$ を基に MU 計算式の逆問題を解き, 実際に処方された線量と等価な MU 値 ($MU_{measured}$) を次式により得た. ここで DMU_{today} は測定日当日の直線加速器の出力補正のためにあらかじめ複数回の測定により得られた値を使用しており, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 照射野において100[MU]照射で行った.

$$MU_{measured} = MU_{RTPS} / (Dr(d, s) \times DMU_{today})$$

$MU_{measured}$ を基準値とし, RTPSが出力したMU値 ($MURTPS$), MU-Checkが出力したMU値 ($MUMC$) および自作ソフトウェア Soft-R が出力したMU値 ($MURay$) の相対誤差の絶対値をそれぞれ $\% \text{ error-}MURTPS$, $\% \text{ error-}MUMC$ および $\% \text{ error-}MURay$ とした.

Table 1. Area comparison in square fields

side of square field [cm]	calculated area [cm ²]			%error - ^s MC	%error - ^s Ray
	s	^s MC	^s Ray		
4	16	15.49	15.96	3.21	0.28
6	36	35.23	35.72	2.15	0.77
8	64	62.96	64.32	1.62	0.5
10	100	98.7	100.3	1.3	0.3
12	144	142.44	143.82	1.09	0.12
15	225	223.62	225.22	0.61	0.1
18	324	321.64	323.19	0.73	0.25
20	400	397.37	402.43	0.66	0.61
25	625	622.66	624.68	0.37	0.05
average ± SD (CV)				1.30 ± 0.91 (0.70) [%] 0.33 ± 0.25 (0.74) [%]	
P-value (Mann-Whitney's U)				0.01	

s : area calculated manually
^sMC : area calculated with clarkson's method
^sRay : area calculated with ray tracing method

%error-^sMC : relative error in s and ^sMC
 %error-^sRay : relative error in s and ^sRay

1-5 統計学的検定手法

実験1-3において統計学的有意性の検定を行うに当たり、2群間での比較を行った。双方に正規性が認められた場合は student-t 検定を用い、認められなかった場合は Mann-Whitney's U 検定による統計学的検定を行った。

実験1-4において統計学的有意性の検定を行うに当たり、3群間での比較を行った。パラメトリックな多重比較検定手法である Tukey-Kramer 法を用いたが、検定を行う照射野群の中に正規分布に従わない集団がある場合は、ノンパラメトリックな多重比較検定手法である Steel-Dwass 法を用いた。

統計解析ソフトは Excel のアドインである統計解析 Statcel ver.3 を用いた。

2. 結果

2-1 照射野面積計算精度の検討結果

Square 群において、s に対する sMC、sRay および % error-sMC、% error-sRay は Table. 1 に示すように変化した。即ち、% error-sMC は照射野が小さい場合に大きな値となったが、% error-sRay ではこの傾向が認められなかった。また、% error-sMC と % error-sRay の値を比較したところ、誤差は後者で有意に小さいという結果が得られた (p=0.010) が、変動係数 CV は双方とも大き

くなった。照射野の大小に依らず正方形照射野では s と sRay は良好に一致し、Ray tracing 法を用いた照射野面積計算は Clarkson 法と比較して有意に優れていることが示された。

Small, middle および large 群において、s に対する sMC、sRay および % error-sMC、% error-sRay は Table. 2 に示す如く変化した。即ち、middle 群において % error-sMC に比べ % error-sRay の値が有意に小さいという結果が得られた (p=0.005)。small 群においては有意な結果とは言えないものの、% error-sMC に比べ % error-sRay の値が小さくなる傾向が示唆された (p=0.059)。n=5 の照射野群に対する検討であるため CV が大きく値のばらつきはあるが、Middle 群以下の不整形照射野においては、s と sRay の一致が示唆された。

2-2 実測データとの一致性に関する検討結果 Square 群における検討結果

Square 群における MUmeasured、%error-MURTPS、% error-MUMC および %error-MURay を Table. 3, 4 に示す。

6MV の X 線を用いた際の % error-MURTPS、% error-MUMC および % error-MURay に対する多重比較検定を行ったところ、%error-MURTPS—%error-MUMC 間および %error-MUMC—%error-MURay 間で有意差が見られた (p<0.01, Tukey-Kramer 法)。%error-MURTPS—%error-MURay

Table 2. Area comparison in irregular field groups

Group	calculated area [cm ²]			%error- ^s MC	%error- ^s Ray
	<i>s</i>	^s MC	^s Ray		
Small	20.46	19.3	19.83	5.67	3.07
	19.31	19.86	19.43	2.87	0.62
	31.82	30.40	30.25	4.44	4.91
	21.74	20.72	21.72	4.67	0.08
	25.71	23.87	24.82	7.13	3.45
average ± SD (CV)	23.81 ± 0.51	22.83 ± 0.46	23.21 ± 0.45	4.95 ± 1.58 (0.32) [%]	2.42 ± 2.03 (0.84) [%]
P-value(Mann-Whitney's U)	—	0.38	0.42	0.059	
Middle	115.32	92.64	113.48	19.67	1.59
	114.34	95.75	112.23	16.26	1.85
	154.69	139.63	155.50	9.74	0.52
	165.63	147.82	162.49	10.76	1.89
	120.98	102.28	118.47	15.46	2.08
average ± SD (CV)	134.19 ± 1.03	115.62 ± 1.20	132.43 ± 1.05	14.38 ± 4.1 (0.29) [%]	1.59 ± 0.62 (0.39) [%]
P-value(Mann-Whitney's U)	—	0.14	0.46	0.0045	
Large	193.69	189.01	188.86	2.42	2.49
	230.26	226.49	223.68	1.64	2.86
	212.83	203.82	208.45	4.23	2.06
	201.36	198.34	196.64	1.50	2.34
	189.84	181.38	186.58	4.46	1.72
average ± SD (CV)	205.60 ± 0.56	198.81 ± 0.60	200.85 ± 0.54	2.89 ± 1.41 (0.50) [%]	2.29 ± 0.43 (0.19) [%]
P-value(Mann-Whitney's U)	—	0.3	0.32	0.46	

s : area calculated manually
^sMC : area calculated with clarkson's method
^sRay : area calculated with ray tracing method
%error-^sMC : relative error in s and ^sMC
%error-^sRay : relative error in s and ^sRay

Table 3. Output error comparison in square fields in 6MV x-ray energy

Side of square field [cm]	MU _{measured} [MU]	%error-MURTPS	%error-MUMC	%error-MURay
4	152.61	2.07	5.14	0.15
6	142.48	1.07	2.49	0.94
8	136.09	1.33	0.19	1.59
10	131.28	1.52	1.91	2.14
12	127.03	1.06	2.85	1.44
15	123.78	1.85	5.13	1.70
18	120.82	1.95	6.36	1.81
20	118.38	1.47	6.33	1.33
25	115.21	1.41	7.51	1.09
average ± SD (CV) [%]		1.53 ± 0.37 (0.24)	4.21 ± 2.45 (0.58)	1.35 ± 0.58 (0.43)
Tukey-Kramer test		—	P < 0.01 *	N.S. *, P < 0.01 **

N.S. : Not significant * : .vs %error - MU_{RTPS}
** : .vs %error - MU_{MC}

MU_{measured} : monitor unit calculated manually

%error-MURTPS : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated with radiotherapy treatment planning system

%error-MUMC : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using clarkson's method

%error-MURay : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using ray tracing method

間では有意な差は見られなかった。

一方, 10MV の X 線を用いた際の %error-MURTPS, %error-MUMC および %error-MURay に対しても同様に多重比較検定を行ったところ, %error-MURTPS— %error-MUMC 間で有

意差が見られた ($p < 0.05$, Steel-Dwass 法)。しかし %error-MURTPS— %error-MURay 間では明らかな差異は見られなかった。以上より, Square 群において MURTPS および MURay はほぼ同様に MU_{measured} に一致していたが,

Table 4. Output error comparison in square fields in 10MV x-ray energy

Side of square field [cm]	MU _{measured} [MU]	%error -MURTPS	%error -MUMC	%error -MURay
4	134.88	0.61	1.8	0.00
6	126.95	0.20	1.56	0.42
8	122.27	0.12	1.34	0.53
10	118.02	0.53	0.13	0.04
12	115.84	0.16	0.39	0.06
15	113.00	0.04	0.83	0.44
18	110.73	0.11	1.00	0.72
20	109.48	0.23	0.88	0.79
25	107.63	0.41	0.61	0.71
average ± SD (CV) [%]		0.27 ± 0.20 (0.74)	0.95 ± 0.55 (0.58)	0.41 ± 0.31 (0.75)
Steel-Dwass test		—	P<0.05 *	N.S. *, N.S. **

N.S. : Not significant * : .vs %error - MU_{RTPS} ** : .vs %error - MU_{MC}

MU_{measured} : monitor unit calculated manually
 %error-MURTPS : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated with radiotherapy treatment planning system
 %error-MUMC : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using Clarkson's method
 %error-MURay : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using ray tracing method

Table 5. Output error comparison in irregular field groups in 6MV x-ray energy

Group	MU _{measured} [MU]	%error -MURTPS	%error -MUMC	%error -MURay
small	146.79	0.35	6.04	1.29
	146.56	0.54	6.93	2.09
	142.12	0.31	4.57	0.86
	146.55	0.70	6.50	1.43
	144.61	0.73	5.47	1.08
average ± SD (CV) [MU]	145.33 ± 2.00	0.53 ± 0.19 (0.37)	5.90 ± 0.92 (0.16)	1.35 ± 0.47 (0.35)
Tukey-Kramer test		—	P<0.01 *	N.S. *, P<0.01 **
middle	130.01	0.06	1.57	2.09
	130.01	0.11	0.89	1.70
	125.62	0.22	0.51	0.93
	125.3	0.25	1.35	1.63
	129.3	0.21	0.45	2.01
average ± SD (CV) [MU]	128.05 ± 2.38	0.17 ± 0.08 (0.49)	0.95 ± 0.50 (0.52)	1.67 ± 0.46 (0.27)
Tukey-Kramer test		—	N.S. *	P<0.01 *, P<0.01 **
large	123.18	0.29	2.93	0.45
	121.22	0.38	3.45	0.23
	122.29	0.40	3.03	0.58
	122.09	0.29	3.01	0.11
	123.39	0.40	2.62	0.86
average ± SD (CV) [MU]	122.43 ± 0.88	0.35 ± 0.06 (0.16)	3.01 ± 0.30 (0.10)	0.45 ± 0.30 (0.66)
Steel-Dwass test		—	P<0.05 *	N.S. *, P<0.05 **

N.S. : Not significant * : .vs %error - MU_{RTPS} ** : .vs %error - MU_{MC}

MU_{measured} : monitor unit calculated manually
 %error-MURTPS : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated with radiotherapy treatment planning system
 %error-MUMC : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using Clarkson's method
 %error-MURay : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using ray tracing method

MUMC では誤差が大きいとの結果を得た。また CVで表されるばらつきは、10MV における検討でより大きくなった。

Small, middle, large 群における検討結果

Small, middle, large 群における MU_{measured}, %error-MURTPS, %error-MUMC および %error-

Table 6. Output error comparison in irregular field groups in 10MV x-ray energy

Group	MU _{measured} [MU]	%error -MURTPS	%error -MUMC	%error -MURay
small	131.52	0.22	1.21	0.39
	131.32	0.26	1.51	0.01
	127.85	0.33	1.31	0.13
	131.26	0.33	1.90	0.72
	129.74	0.22	1.45	0.20
average ± SD (CV) [MU]	130.34 ± 1.56	0.27 ± 0.06 (0.21)	1.48 ± 0.27 (0.18)	0.29 ± 0.28 (0.95)
Tukey-Kramer test	—	—	P<0.01 *	N.S. *, P<0.01 **
middle	118.68	0.30	1.03	0.35
	118.78	0.10	1.07	0.26
	115.83	0.17	0.41	0.20
	115.49	0.46	1.03	0.12
	118.11	0.37	1.34	0.45
average ± SD (CV) [MU]	117.38 ± 1.59	0.28 ± 0.15 (0.53)	0.28 ± 0.13 (0.46)	0.98 ± 0.34 (0.35)
Tukey-Kramer test	—	—	N.S. *	P<0.01 *, P<0.01 **
large	114.33	0.26	0.16	0.22
	112.92	0.22	0.62	0.81
	113.73	0.33	0.42	0.89
	113.52	0.48	0.92	1.26
	114.41	0.24	0.31	0.44
average ± SD (CV) [MU]	113.78 ± 0.61	0.31 ± 0.11 (0.35)	0.72 ± 0.41 (0.56)	0.49 ± 0.29 (0.60)
Tukey-Kramer test	—	—	N.S. *	N.S. *, N.S. **

N.S. : Not significant * : .vs %error - MU_{RTPS} ** : .vs %error - MU_{MC}

MU_{measured} : monitor unit calculated manually

%error-MURTPS : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated with radiotherapy treatment planning system

%error-MUMC : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using Clarkson's method

%error-MURay : relative error in MU_{measured} and monitor unit calculated by using ray tracing method

MURay を Table. 5, 6 に示す.

6MV・X線を用いた際の%error-MURTPS, %error-MUMCおよび%error-MURayに対する多重比較検定を行ったところ, small群およびlarge群において%error-MURTPS—%error-MUMC間および%error-MUMC—%error-MURay間で有意差が見られた. この検討で注目すべきは, middle群において%error-MURTPS—%error-MURay間でも有意差が見られたことであった(p<0.01, Tukey-Kramer法). CVで表されるばらつきは, large群の%error-MURayで大きくなった.

10MV・X線を用いた際の%error-MURTPS, %error-MUMCおよび%error-MURayに対しても同様に多重比較検定を行った. Small群では%error-MURTPS—%error-MUMC間および%error-MUMC—%error-MURay間で有意差が見られた(p<0.01, Tukey-Kramer法). Middle群では%error-MURTPS—%error-MURay間および%error-MUMC—%error-MURay間で有意差が見られた(p<0.01, Tukey-Kramer法). Large

群ではいずれの組み合わせも有意な差異を認めなかった. CVで表されるばらつきは, small群の%error-MURayで大きくなった.

3. 考 察

今回の検討結果から, Ray tracing法による照射野面積計算法はClarkson法による照射野面積計算と比較して, 照射野形状によらず同程度かそれ以上の計算精度を有することが示された. 正確に照射野面積を計算出来ることは, MU値計算パラメータのうちファントム自身から発生する散乱線成分を反映するspを正確に求めることに繋がる. しかしspは直接測定し計算することが困難なうえ複雑な照射野形状に依存して変化する. 今回はKhanら⁶⁾の理論を基に, 全散乱補正係数scpおよびコリメータ散乱補正係数scを用いた数学的処理によってspを算出した. 橋本ら⁷⁾はscの決定におけるコリメータ反転効果の影響について述べ, 同効果の考慮の有無によって最終的な線

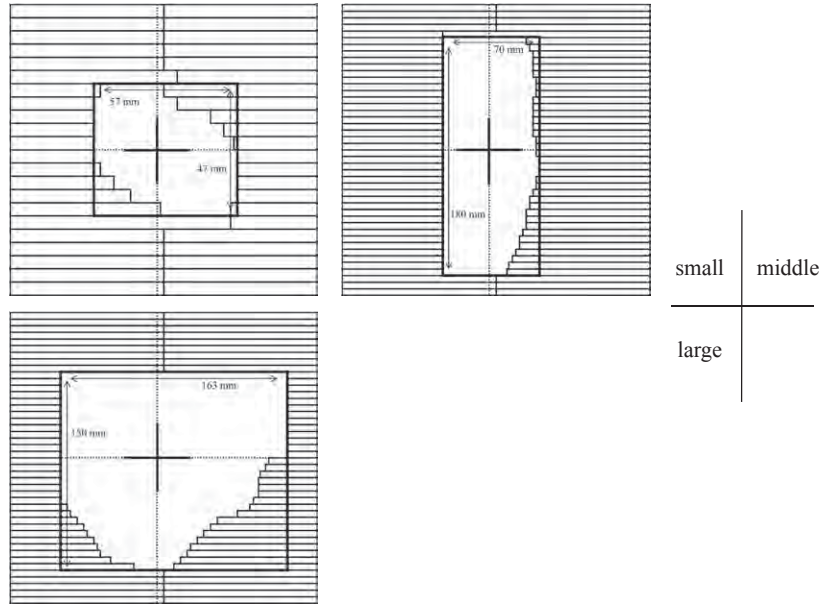


Figure 1 Examples of the shapes of irregular radiation fields

量誤差が最大1.9%に上ることからその重要性を報告しているが、本研究で新たに作成したSoft-Rではsp算出の過程においてコリメータ反転係数を考慮していない。今回不整形照射野として検討に用いたmiddle群は、乳房接線照射法のために成形されたinline方向(MLC挿入方向に直角な方向)に長軸を持つ長方形照射野である。円形に成形されたsmall群および全脳照射法のために成形された照射野を基にしたlarge群と比較して、middle群に対する独立検証においてコリメータ反転効果は大きな影響を持つ可能性が推察される。結果2-1に示したようにmiddle群においてsとsRayが良好な一致を示していたにもかかわらず、実測データとの対比を行った結果2-2においてmiddle群での実測値との誤差を示す%error-MURayの増大は、このコリメータ反転効果を考慮することによって誤差を小さくし得る可能性がある。

結果2-2に示したように、X線エネルギーに依らずmiddle群を除く照射野において%error-MURTPS—%error-MURay間で有意な差が見られた結果はなかった。同照射野については誤差を大きくしたMUMCに比べMURayが有意に実測データに近似する結果を出力する結果となった。%error-MURayがMiddle群において比

較的大きな値を示した要因の一つとして、コリメータ反転効果を考慮していないことによる影響が考えられる。今後staticな照射野のみに限らずdynamicな照射野に対しても用途を拡大するにあたり、MLC、MLC先端およびtongue and groove構造による透過線量による影響を考慮すべきと考える。Dynamicな照射野における透過線量については実測データによる報告⁸⁾のみにとどまらずMonte Carlo手法によるシミュレーション結果を報告したもの⁹⁾まで幅広く、いずれも無視できない影響があると指摘している。即ちMLC透過線量を考慮するコンポーネントを追加する意義は大きいと考えられ、これをSoft-Rに適用することは、今後より実測データに近いMU値シミュレーションを行う上で大きな役割を果たすと考えられる。

今回の検討においてCVに着目すると%error-MURayにおける値が大きくなる場合が多かった。%error-MUMCと比較して誤差の平均値を有意に低くすることができた一方で標準偏差SDが比較的大きいためであると考えられるため、今後さらに照射野数を増加した検討に加えSoft-Rの計算プロセスの改善を図る必要があるといえる。

結 論

独立検証ソフトウェアに Ray tracing 法による照射野面積計算法を導入した。同法を導入した独立検証は従来の標準的手法である Clarkson 法を用いた独立検証と比較しても、同程度以上の計算精度を期待できることが示唆された。

謝 辞

本研究にあたり、Delphi を用いたプログラム作成や研究方針決定に多大なご指導をいただきました宮沢 正則様。ならびに測定手技のご指導や実測データ取得に際してご助力をいただきました、一般財団法人 医療と育成のための研究所 清明会 弘前中央病院 放射線科 高木 雅文様はじめ、同科所属の診療放射線技師様方に深謝いたします。

引用文献

- 1) 保科正夫. 世界の基礎論文—MLC 不整形照射の散乱係数算出手法—. 放射線治療分科会誌. 2006;20(1):93-107.
- 2) 保科正夫. 直線加速器での線量計算における X 線の出力線量の評価. 日本放射線技術学会雑誌. 2000;56(4):559-571.
- 3) 川口英夫, 青木昌彦, 畑山佳臣, 小野修一. 呼吸同期 4D-CT を用いた肺がんに対する体幹部定位放射線治療計画における 4 次元線量計算の検討. 弘前医学. 2011;61:114-151.
- 4) Tomas Möller, Ben Trumbore. Fast, minimum storage ray-triangle intersection. Journal of Graphics Tools. 1997;2(1):21-28.
- 5) 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法(標準測定法12). 第 1 版. 東京: 通商産業研究社; 2013. p.199
- 6) Khan FM, Sewchand W, Lee J, Williamson JF. Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. Med Phys. 1980;7(3):230-237.
- 7) 橋本由香里, 伊藤昌司, 大棒秀一, 佐藤昌憲. リニアックのコリメータ反転効果による全散乱係数の測定. 診療放射線技術科学論集. 2010;8:7-10.
- 8) 藤本幸恵, 小野 薫, 古川健吾, 工藤剛吏, 赤木由紀夫, 小山 矩, 廣川 裕, 河合信太郎, 他. 前立腺 3DCRT および IMRT における High-definition Multileaf Collimator の影響. 日本放射線技術学会雑誌. 2012;68(7):825-834.
- 9) Jong Oh Kim, Jeffery V. Siebers, Paul J. Keall, Mark R. Arnfield, Radhe Mohan. A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators. Med Phys. 2001;28(12):2497-2506.