

臨床技術

高エネルギー電子線治療における、治療領域幅拡大のための異なる電子線エネルギー混合照射の線量分布の検討：実現可能性試験

論文受付
2019年4月25日

論文受理
2019年11月14日

Code No. 430

下郷智弘¹ 奥平訓康²

¹ 岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科

² 名古屋大学医学部附属病院放射線部

緒言

外部放射線照射療法では、ケロイド、皮膚がん、胸壁リンパ節転移などのような表在性疾患に対して電子線照射が行われることがある¹⁻³⁾。治療に使用される電子線のエネルギーは、腫瘍の厚さと最大深さによって決定される。放射線治療計画では、腫瘍周囲の治療体積が等線量曲線の80%から90%線量範囲内に収まるように電子ビームのエネルギーが選択される⁴⁻⁷⁾。電子線ビームの深さ方向の分布は、低い表面線量と線

量最大深以降での線量の急激な減少(fall-off)をもつ特徴的な線量分布であるために、深さ方向の治療有効領域幅は非常に狭く、体積の大きい腫瘍では、標的体積全体に処方線量を投与することが困難な場合がある。

過去の研究者ら⁸⁻¹⁰⁾は、電子線ビームとX線ビームからの照射を混合することによって線量分布の改善を試みている。特に、近年では、電子線ビームがX線強度変調放射線治療における線量分布を改善するために使用されることがある^{11,12)}。これらの方法では、X線

Dose Distribution Combinations of Different Electron Beam Energy for Treatment Region Expansion in High-energy Electron Beam Radiation Therapy: A Feasibility Study

Tomohiro Shimozato^{1*} and Kuniyasu Okudaira²

¹ Department of Radiological Technology, Faculty of Health Science, Gifu University of Medical Science

² Department of Radiotherapy, Nagoya University Hospital

Received April 25, 2019; Revision accepted November 14, 2019

Code No. 430

Summary

Introduction: External electron beams have excellent distributions in treatment for superficial tumors while suppressing influence deeper normal tissue. However, the skin surface cannot be given a sufficient dose due to the build-up effect. In this study, we have investigated the combination of electron beams to expand the treatment region by keeping the dose gradient beyond d_{max} . **Materials and Methods:** The percentage depth doses of different electron beams were superimposed on a spreadsheet to determine the combinations of electron beams so that the treatment range was maximized. Based on the obtained weight for electron beams, dose distributions were calculated using a treatment planning system and examined for potential clinical application. **Results:** With the combination of 4 MeV and 9 MeV electron beams, the 90% treatment range in the depth direction increased by 8.0 mm, and with 4 MeV and 12 MeV beams, it increased by 4.0 mm, with the same maximum dose depth and half-dose depth of the absorbed dose. The dose calculations were performed using the treatment planning system yielded similar results with a matching degree of $\pm 1.5\%$. **Conclusions:** Although the influences of low monitor unit values and daily output differences remain to be considered, the results suggest that the proposed approach can be clinically applied to expand treatment regions easily.

Keywords: electron radiotherapy, mixed electron beam, treatment range

*Corresponding author

照射だけでは十分な線量を標的体積に与えることができない場合に、線量を補うために電子線が追加されている。また、電子線のエネルギーや照射位置等を調整することによる電子線強度変調照射も研究されている^{13~15)}。

本研究では、放射線治療計画装置(treatment planning system: TPS)に登録されている基準データ(ビームデータ)を用いて、市販のスプレッドシート上で電子線の特徴的な深部線量分布特性を維持しながら、深さ方向の治療有効領域幅を拡大するための各エネルギーの最適な組み合わせを検討した。また、その組み合わせにおいて、電子線モンテカルロ(eMC)アルゴリズムを搭載したTPSを用いて線量計算を行い、計算された線量分布の臨床応用の可能性について検討した。eMCアルゴリズムの線量計算の正確性については、過去の論文において、十分な計算精度が実証されている^{16~18)}。これらの報告では、一つの公称エネルギーを用いた従来の電子線治療では、TPSは対応する測定値に近い計算線量を提供できると報告されている。この研究では、混合電子ビームによって提供される線量を計算するためにTPSを利用し、深さと横方向の広がり进行评估した。

1. 方法

1-1 深部量百分率の測定

放射線治療装置 Clinac iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)によって放出された公称エネルギー4, 6, 9, 12, および16 MeVの電子線ビームを使用して、水ファントムのビーム中心軸上の深部電離量百分率(PDI)を測定した。測定には、解析ソフトウェア MEPHYSTO mc² (PTW Freiburg, Freiburg, Baden-Württemberg, Germany)によって制御される三次元水ファントム(MP3 Phantom タンク, PTW Freiburg)を使用した。PDI値は、-300 Vの電圧が印加された平行平板形電離箱線量計(Advanced Markus TN34045, PTW Freiburg)で測定した。これらの値は、極性効果のみについて補正されている。また、スキャンデータを、AAPM TG106¹⁹⁾で提案されている方法を参考に測定した。深さ方向の測定間隔は1.0 mmで行った。照射野は、線源ファントム表面間距離(SSD)で照射アプリケーション(A10)の射出口にカットアウトブロックによる正方形照射野10×10 cm²のサイズを成型したものを使用した。二次コリメータサイズは、製造業者による推奨値を用い、4, 6, 9 MeVの電子ビームエネルギーに対して20×20 cm²、および12, 16 MeVに対して14×14 cm²とした。PDI値は、

AAPM TG25²⁰⁾に詳述されているプロトコルに従って深部量百分率(PDD)にMEPHYSTO上で変換された。

また、後述する最適な電子線エネルギーの組み合わせで、水中の各深さにおける電離量を測定した。電離量測定値は、3回から5回の測定値の平均値とした。標準計測法²¹⁾に示されるように、吸収線量を求める際の擾乱係数として文献²²⁾のデータを使用し、各エネルギーにおける深さごとの水/空気平均制限質量衝突阻止能比(以下、阻止能比)を乗じることによって吸収線量の算出を求め、合計線量の最大となる深さで正規化し、PDD曲線を作成した。一例として、4 MeVと9 MeVの線量比が9:91の混合照射が最適と判断された場合、まず、4 MeV電子線を9 MU(monitor unit 設定値)照射し、温度気圧補正された電離量測定値に水吸収線量校正定数、深さに対応する擾乱補正係数と阻止能比を乗じ吸収線量を求めた。次に、9 MeV電子線を91 MU照射し、同様に擾乱補正係数と阻止能比を乗じて吸収線量を求め足し合わせることで、各深さの吸収線量値とした。平行平板型電離箱線量計は、詳細なデータの存在するNACP-02(Ser. No. 20456 PTW Freiburg)を使用した。電位計は、PTW UNIDOS weblin 10023(Ser. No. 2031 PTW Freiburg)を使用した。印加電圧は、-200 Vで測定を行った。測定間隔は2 mmとし、極性効果補正およびイオン再結合補正は施さなかった。

1-2 異なるエネルギーの電子線深部量分布曲線の組み合わせ

混合されたPDDは、9, 12, および16 MeVのいずれかの単一エネルギー電子線ビームのPDDと、より低いエネルギーを持つ電子線ビームのPDDとの組み合わせを検討した。9 MeVと混合するエネルギーは、4 MeVまたは6 MeVをいずれか、または両方を組み合わせさせた。12 MeVのPDDは、4, 6, または9 MeVのビームのPDD、またはそれら複数のエネルギーの組み合わせで混合された。そして16 MeVのPDDは、4, 6, 9, または12 MeVのビームのPDD、またはそれら複数のエネルギーの組み合わせで混合された。そして、異なる電子ビームの組み合わせについて、深さ方向における表面から80, 90, 95, 98%線量深までを治療領域幅(treatment region width: TR)と定義しサイズおよび均一性を調べた。均一性は、TR範囲内の線量の標準偏差(standard deviation: SD)で評価した。重み付けは、市販のスプレッドシートソフトウェア Excel 2016(Microsoft, Redmond, WA, USA)を使用して、整数値のモニタ単位数(MU)によって決定した。

Table 1 MU values, 80, 90, 95, 98%TR, d_{max} , R_{50} , and surface dose for each energy combination with a nominal 9 MeV electron beam

Combination of energies	Energy	MU	80%TR (mm)	90%TR (mm)	95%TR (mm)	98%TR (mm)	d_{max} (mm)	R_{50} (mm)	Surface dose (%)
9 MeV	9	100	30.0 (5.87)	18.5 (3.12)	11.5 (1.50)	7.0 (0.64)	21.0	35.7	82.5
4 MeV+9 MeV	4	9	30.0	26.5	21.0	17.0	21.0	35.7	89.9
	9	91	(4.54)	(2.90)	(1.20)	(0.55)			
4 MeV+6 MeV+9 MeV	4	8	30.0	25.5	20.5	15.5	21.0	35.6	89.3
	6	1	(4.70)	(2.77)	(1.24)	(0.47)			
	9	91							
6 MeV+9 MeV	6	1	30.0	19.0	12.0	7.0	21.0	35.6	82.7
	9	99	(5.88)	(3.20)	(1.58)	(0.64)			

The numbers in parentheses indicate the standard deviations of the doses within the treatment regions.

Table 2 MU values, 80, 90, 95, 98%TR, d_{max} , R_{50} and surface dose for each energy combination with a nominal 12 MeV electron beam

Combination of energies	Energy	MU	80%TR (mm)	90%TR (mm)	95%TR (mm)	98%TR (mm)	d_{max} (mm)	R_{50} (mm)	Surface dose (%)
12 MeV	12	100	42.5 (4.53)	35.0 (2.97)	22.5 (1.53)	12.5 (0.60)	29.0	50.3	87.7
4 MeV+12 MeV	4	6	42.5	39.0	32.5	27.0	29.0	50.3	92.5
	12	94	(4.01)	(2.29)	(1.19)	(0.98)			
6 MeV+12 MeV	6	4	42.5	37.5	28.0	18.5	23.0	50.1	89.9
	12	96	(4.61)	(2.98)	(1.48)	(0.56)			
4 MeV+6 MeV+12 MeV	4	5	42.5	39.0	32.5	26.5	27.5	50.2	92.4
	6	1	(4.11)	(2.37)	(1.15)	(0.74)			
	12	94							
4 MeV+9 MeV+12 MeV	4	6	42.5	39.0	32.5	27.0	28.0	50.2	92.6
	9	1	(4.19)	(2.38)	(1.20)	(0.93)			
	12	93							
6 MeV+9 MeV+12 MeV	6	3	42.5	36.5	27.0	18.0	25.0	50.1	89.5
	9	1	(4.69)	(2.90)	(1.48)	(0.61)			
	12	96							
4 MeV+6 MeV+9 MeV+12 MeV	4	5	42.5	38.5	32.5	27.5	26.0	50.1	93.1
	6	2	(4.46)	(2.37)	(1.18)	(0.57)			
	9	1							
	12	92							

The numbers in parentheses indicate the standard deviations of the dose within the treatment regions.

電子線エネルギーの組み合わせごとに、グラフを視覚的に確認しながら、元の曲線の線量最大深(d_{max})および線量半価深(R_{50})への変化を最小にする組み合わせを用いて、混合線量の重み付け割合を調査した。各電子エネルギーについて、1 MU 当たりの吸収線量は水中における PDD の d_{max} で 1 cGy に調整されている。

1-3 eMC アルゴリズムを使用した計算

上記のセクション 1-2 で説明したように決定された重み付けに基づいて、放射線治療計画装置 Eclipse バージョン 13.6 (Varian Medical Systems) に搭載されている線量計算アルゴリズム eMC バージョン 13 を使用して、線量分布を各エネルギーについて計算した。計算グリッドの大きさは $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ である。統計誤差は 1% として計算した。平滑化処理はオフにし

た。そして、eMC アルゴリズムを使用して計算された異なる電子線の組み合わせの PDD を、上記のセクション 1-2 で述べた Excel で計算された混合の PDD と比較した。

2. 結果

2-1 混合 PDD

Table 1~3 に、それぞれ 9, 12, 16 MeV の電子線を主体とした組み合わせの MU 値, 80, 90, 95, 98% の TR および d_{max} , R_{50} , 表面線量を示す。表面線量は ICRU Report 35²³⁾ によって定義されている深さ 0.5 mm における線量とした。また各 TR 値に記載されている括弧内の数値は、均一性を示している。電子線エネルギーの組み合わせは、TR をより大きくし、 d_{max} および R_{50} の変化を少なくするように決定されたの

Table 3 MU values, 80, 90, 95, 98%TR, d_{max} , R_{50} and surface dose for each energy combination with a nominal 16 MeV electron beam

Combination of energies	Energy	MU	80%TR (mm)	90%TR (mm)	95%TR (mm)	98%TR (mm)	d_{max} (mm)	R_{50} (mm)	Surface dose (%)
16 MeV	16	100	56.0 (4.36)	50.5 (2.41)	42.0 (1.33)	30.5 (0.58)	28.0	66.6	93.0
4MeV+16MeV	4	2	56.0 (4.40)	50.5 (2.23)	44.0 (1.21)	36.0 (0.47)	28.0	66.6	94.5
6MeV+16MeV	6	1	56.0 (4.47)	50.5 (2.42)	43.0 (1.38)	32.5 (0.56)	22.0	66.5	93.5
9MeV+16MeV	9	1	56.0 (4.58)	50.0 (2.46)	41.0 (1.35)	29.5 (0.60)	27.0	66.4	93.0
12MeV+16MeV	12	1	56.0 (4.51)	50.5 (2.49)	42.0 (1.37)	30.0 (0.58)	28.0	66.4	92.9
4MeV+6MeV+16MeV	4	1	56.0 (4.49)	50.5 (2.35)	43.5 (1.29)	34.5 (0.50)	22.0	66.5	94.3
	6	1							
	16	98							
4 MeV+9 MeV+16 MeV	4	2	56.0 (4.64)	50.0 (2.32)	43.0 (1.25)	34.5 (0.48)	27.0	66.4	94.5
	9	1							
	16	97							
4 MeV+12 MeV+16 MeV	4	2	56.0 (4.55)	50.5 (2.32)	44.0 (1.25)	35.5 (0.46)	28.0	66.4	94.5
	12	1							
	16	97							
6MeV+9MeV+16MeV	6	1	55.5 (4.45)	50.0 (2.50)	41.0 (1.33)	29.5 (0.54)	22.0	66.4	93.4
	9	1							
	16	98							
6 MeV+12 MeV+16 MeV	6	1	56.0 (4.62)	50.0 (2.39)	42.0 (1.32)	31.5 (0.53)	22.0	66.4	93.4
	12	1							
	16	98							
9MeV+12MeV+16MeV	9	1	55.5 (4.47)	50.0 (2.54)	41.0 (1.39)	28.5 (0.57)	27.0	66.3	92.9
	12	1							
	16	98							
4MeV+6MeV+9MeV+16MeV	4	1	55.5 (4.49)	50.0 (2.45)	42.0 (1.30)	32.0 (0.52)	22.0	66.4	94.1
	6	1							
	9	1							
	16	97							
4MeV+6MeV+12MeV+16MeV	4	1	56.0 (4.65)	50.0 (2.31)	43.0 (1.28)	34.0 (0.50)	22.0	66.4	94.2
	6	1							
	12	1							
	16	97							
6MeV+9MeV+12MeV+16MeV	6	1	55.5 (4.60)	49.5 (2.47)	42.0 (1.37)	32.0 (0.56)	22.0	66.2	93.3
	9	1							
	12	1							
	16	97							
4MeV+6MeV+9MeV+12MeV+16MeV	4	1	55.5 (4.64)	49.5 (2.41)	42.0 (1.34)	32.0 (0.53)	22.0	66.2	94.1
	6	1							
	9	1							
	12	1							
	16	96							

The numbers in parentheses indicate the standard deviations of the doses within the treatment regions.

で、電子線ビームの d_{max} より深い位置における減衰特性は維持された。

混合 PDD の例として、Fig. 1 に 9 MeV の電子線を主体とした組み合わせとして、4 MeV と 9 MeV の電子線を組み合わせた PDD を示す。Table 1 に示すように、混合 PDD の表面線量は公称エネルギー 9 MeV の電子線ビームの線量と比較して 82.5% から 89.9% に増加した。また、90, 95, 98% の TR は、単一の電子線エネルギーで得られたものと比較して、それ

ぞれ、8.0, 9.5, 10.0 mm 拡大した。

同様に、9 MeV の電子線を主体とした組み合わせとして、Fig. 2 に 6 MeV と 9 MeV を 1 : 99 および 10 : 90 で組み合わせた PDD を示す。1 : 99 で組み合わせた場合、 d_{max} および R_{50} は公称エネルギー 9 MeV の電子線の値と 0.1 mm 以内で一致した。一方、10 : 90 の組み合わせでは、減衰領域の傾きは緩やかになり、 d_{max} は浅くなった。

更に、9 MeV の電子線を主体とした組み合わせとし

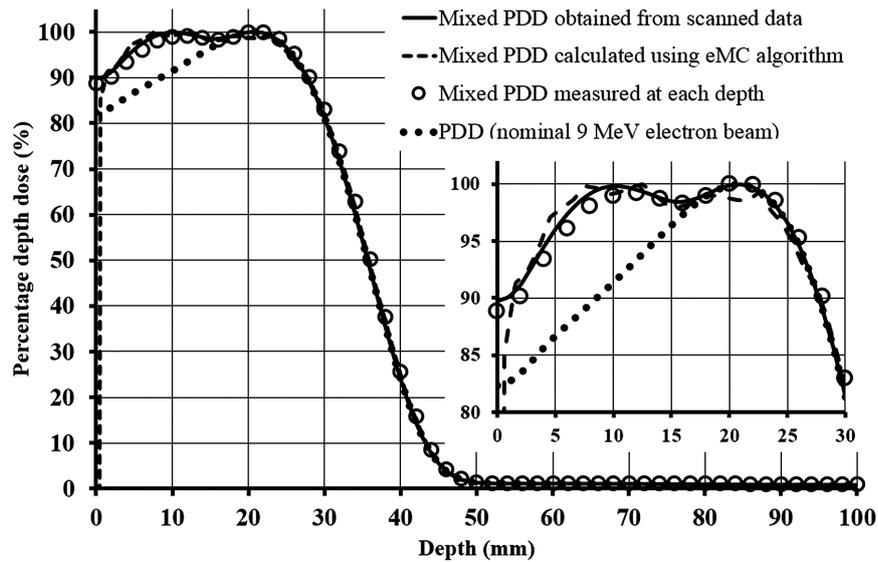


Fig. 1 Mixed PDD from the scanned data (solid line) and distribution calculated using the eMC algorithm (dashed line) with weighting 9:91 from the 4 MeV and 9 MeV electron beams.

The dotted line represents the measured PDDs for the nominal 9 MeV electron beams.

The circles represent the measured PDDs obtained from absorbed dose at each depth.

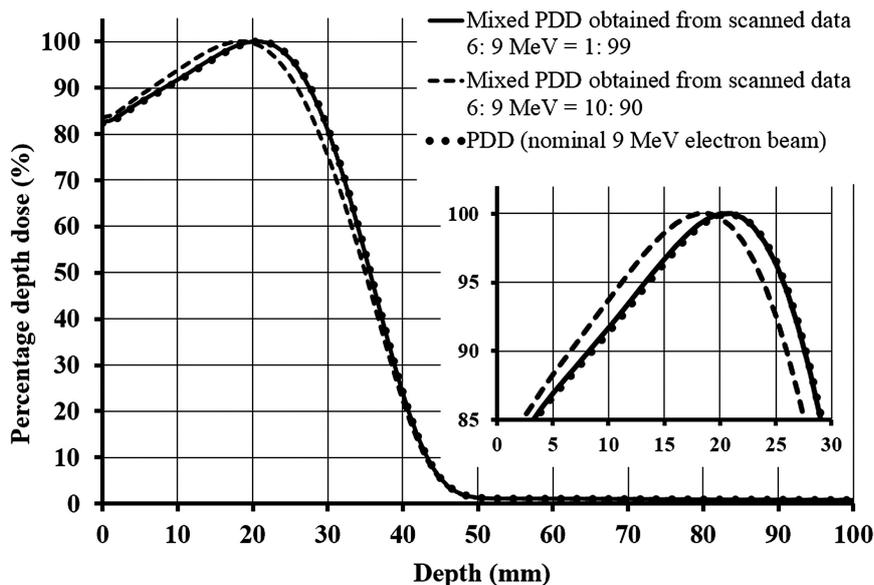


Fig. 2 Mixed PDD with weighting 1:99 from the scanned data (solid line) and mixed PDD with weighting 10:90 (dashed line) for the 6 MeV and 9 MeV electron beams.

The dotted line represents the measured PDD for the nominal 9 MeV electron beam.

て、Fig. 3に4, 6, 9 MeVのビームを8:1:91および9:1:90で組み合わせたPDDを示す。この組み合わせでは、低エネルギーの4 MeVのビームを1 MU増量すると分布に変化が現れ、Table 1に示された線量(MU値)の組み合わせを選択した。他の組み合わせについても同様に検討し、4 MeVと9 MeVの組み合わせで、重み付けを9:91とした場合が最適であると判断した。

次に、12 MeVの電子線を主体とした組み合わせとして、Fig. 4に4 MeVと12 MeVのビームを組み合わせたPDDを示す。この組み合わせでは、80% TRの値は、いずれも変化がなかった。4 MeVと12 MeVビームの組み合わせについては、Table 2に示されるように、90, 95, 98% TRがそれぞれ4.0, 10.0, 14.5 mm拡大されており、一方 d_{\max} および R_{50} は変化しないままであった。

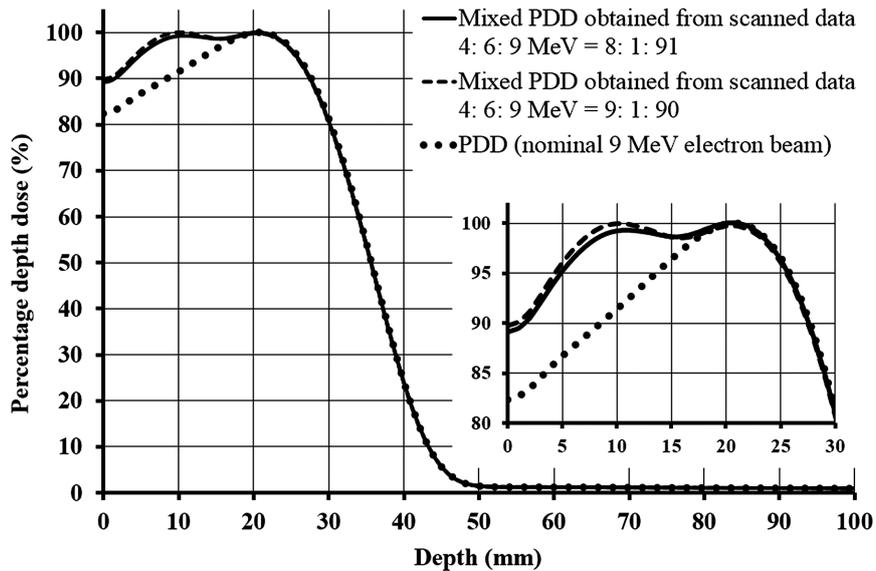


Fig. 3 Mixed PDD with weighting 8:1:91 from the scanned data (solid line) and mixed PDD with weighting 9:1:90 (dashed line) for the 4, 6, and 9 MeV electron beams. The dotted line represents the measured PDD for the nominal 9 MeV electron beam.

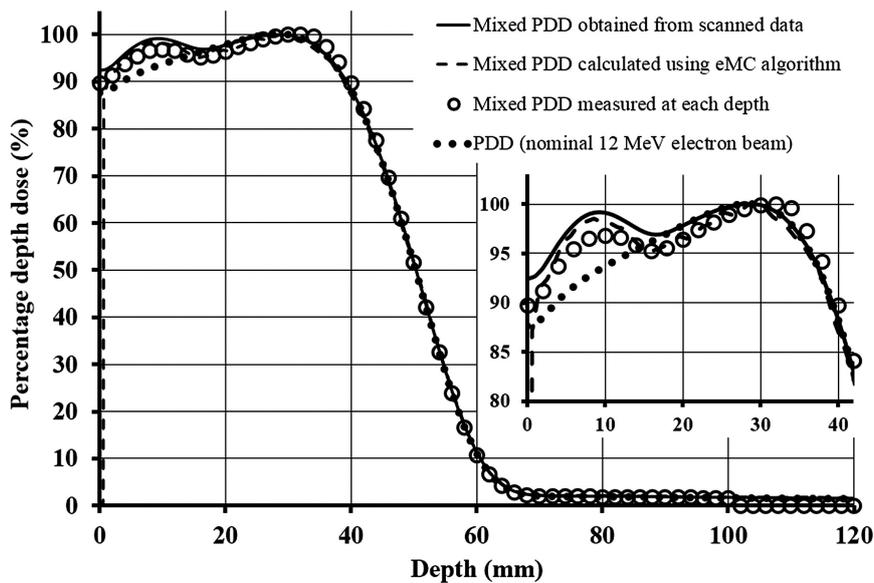


Fig. 4 Mixed PDD from the scanned data (solid line) and the distribution calculated using the eMC algorithm (dashed line) with weighting 6:94 from the 4 MeV and 12 MeV electron beams. The dotted line represents the measured PDD for the nominal 12 MeV electron beams. The circles represent the measured PDDs obtained from absorbed dose at each depth.

同様に、12 MeV の電子線を主体とした組み合わせとして、Fig. 5 に示す 6 MeV と 12 MeV を 4:96 および 6:94 で組み合わせた PDD では、6 MeV のビームの重量が増加するにつれて、混合 PDD の d_{\max} は浅くなった。更に、TR の拡大率は少なく、 R_{50} は浅くなった。ほかにも可能な組み合わせについて検討し、4 MeV と 12 MeV の組み合わせで、重み付けが 6:94 の場合が最適であると判断した。

最後に、16 MeV の電子線を主体とした組み合わせ

として、Fig. 6 に 4 MeV と 16 MeV のビームを組み合わせた PDD を示す。この組み合わせは、Table 3 に示すように、95、98% の TR をそれぞれ 2.0、5.5 mm 拡大したが、 d_{\max} および R_{50} に変化はみられなかった。ほかにも可能な組み合わせについて検討し、4 MeV と 16 MeV の組み合わせで、重み付けが 2:98 の場合が最適であると判断した。最適と判断されたエネルギーの組み合わせについて、各深さでエネルギーを変化させて測定し得られた PDD を、Fig. 1, 4, 6 に丸印でそ

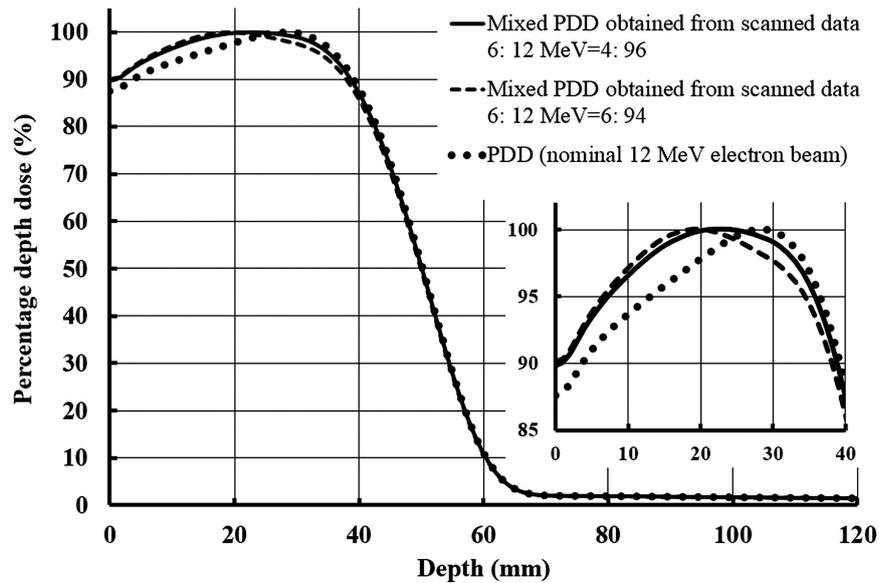


Fig. 5 Mixed PDD with weighting 4:96 from the scanned data (solid line) and mixed PDD with weighting 6:94 (dashed line) for the 6 MeV and 12 MeV electron beams. The dotted line represents the measured PDD for the nominal 12 MeV electron beams.

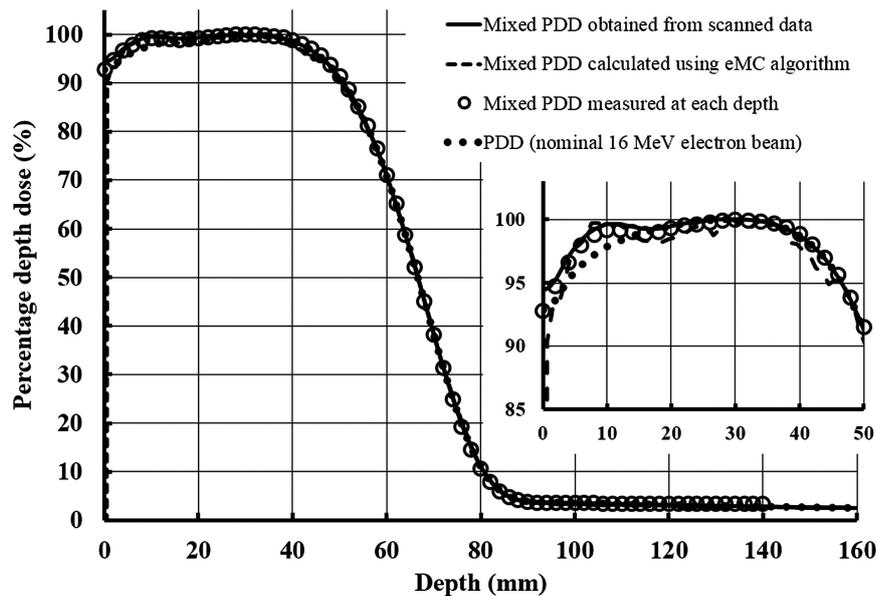


Fig. 6 Mixed PDD from the scanned data (solid line) and the distribution calculated using the eMC algorithm (dashed line) with weighting 2:98 from the 4 MeV and 16 MeV electron beams. The dotted line represents the measured PDD for the nominal 16 MeV electron beams. The circles represent the measured PDD obtained from absorbed dose at each depth.

それぞれ示した。

2-2 eMC アルゴリズムを使用して計算された線量分布

Table 1~3 に太字で示された、2-1 章で最適と判断された組み合わせについて、eMC アルゴリズムを用いて線量計算を行った。Figure 7~9 に eMC で計算

された線量分布を数値解析ソフトウェアの contour 表示機能を使用して示す。eMC で計算された異なる電子ビームの組み合わせの線量分布は、Excel で計算された値と比較して、深さ 0.5 mm から線量深さの 90% まで $\pm 1.5\%$ 以内で一致した。また、 R_{50} も ± 0.5 mm 以内で一致した。

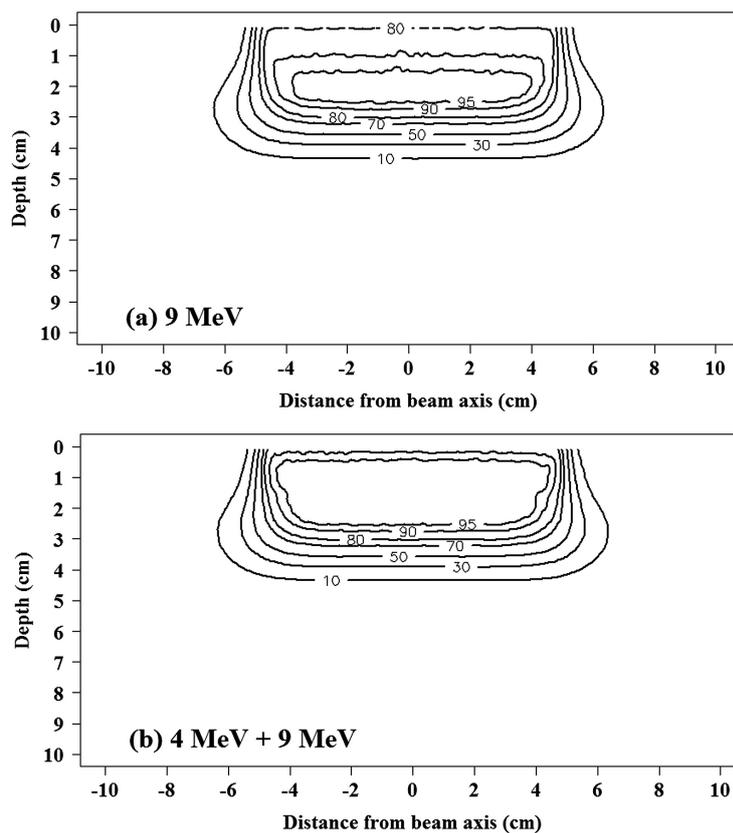


Fig. 7 Distributions calculated using the eMC algorithm for (a) the nominal 9 MeV electron beam and (b) the mixed distribution with weighting 9:91 from the 4 MeV and 9 MeV electron beams.

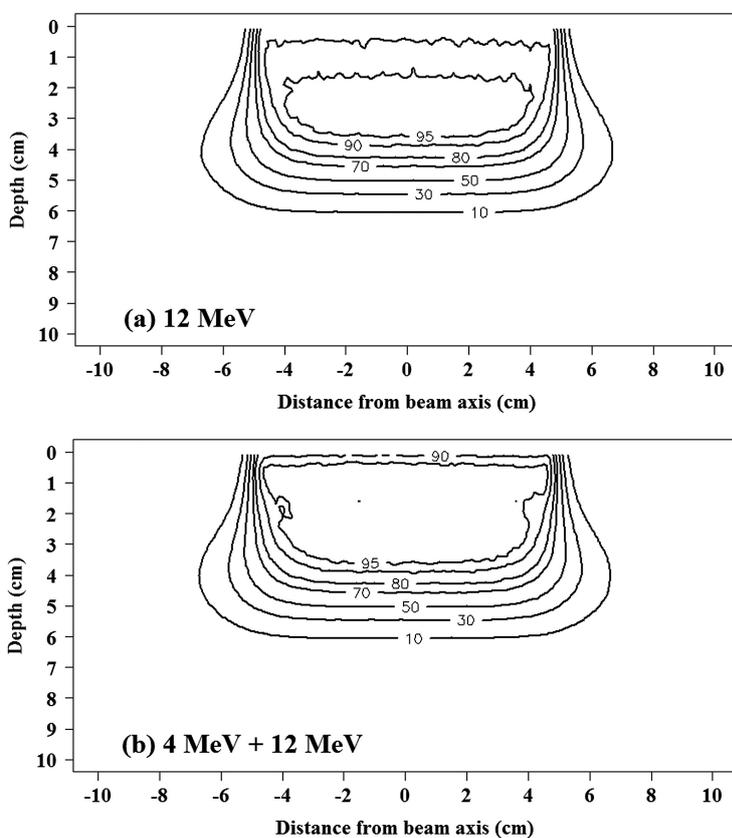


Fig. 8 Distributions calculated using the eMC algorithm for (a) the nominal 12 MeV electron beam and (b) the mixed distribution with weighting 6:94 from the 4 MeV and 12 MeV electron beams.

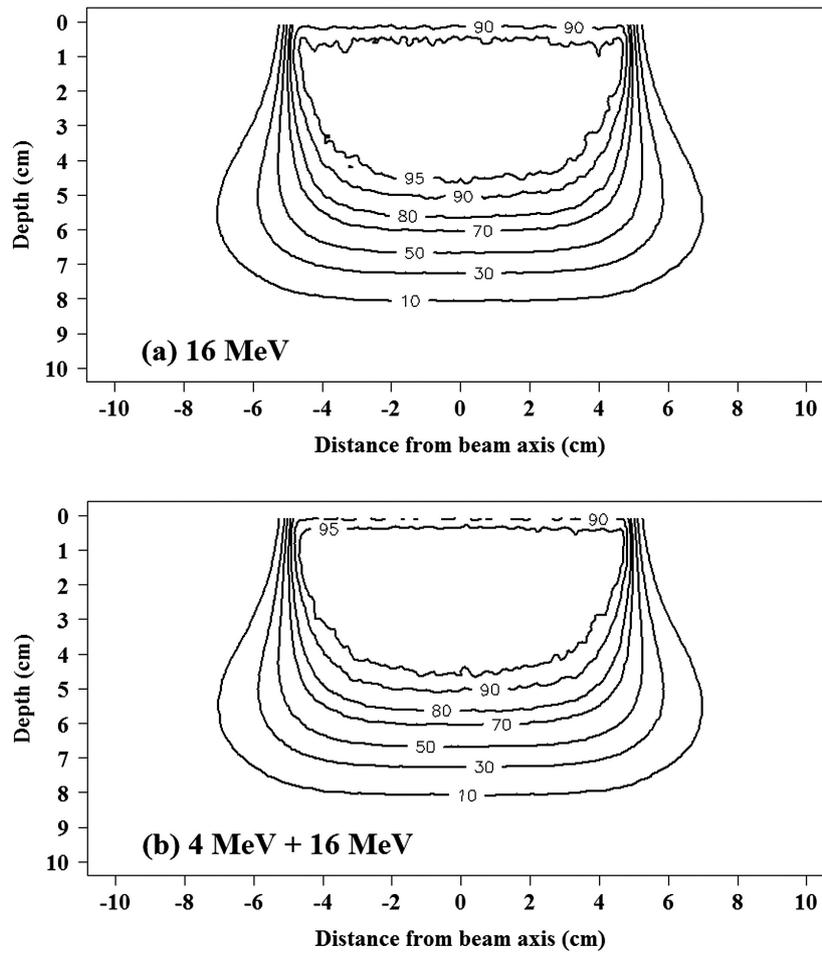


Fig. 9 Distributions calculated using the eMC algorithm for (a) the nominal 16 MeV electron beam and (b) the mixed distribution with weighting 2:98 from the 4 MeV and 16 MeV electron beams.

3. 考察

9 MeV および 12 MeV 電子線を主体とした組み合わせでは、9 MeV および 12 MeV と大きく公称エネルギーが異なる 4 MeV を組み合わせることで、 d_{\max} や R_{50} は、主体となる電子線と一致させつつ、深さ方向の有効治療域幅を増加させることが可能であった。一方、公称エネルギーに近い 6 MeV や 9 MeV 電子線との組み合わせでは、治療域幅拡大への効果は小さくなった。これらの結果は、eMC アルゴリズムによる線量計算でもみられる。低エネルギー電子線によって、照射野内のビーム軸外についても、浅部領域の線量増加に寄与していることも確認された。

12 MeV の混合 PDD について、本調査では、 d_{\max} や R_{50} の一致度や、TR の拡大率への効果から 4 MeV と 12 MeV の組み合わせが最適と判断された。12 MeV 電子線ビームの場合も、9 MeV 電子線ビームと同様に、6 MeV や 9 MeV を組み合わせることによる、TR 拡大への効果は少なかった。eMC アルゴリズムの線量計算では、深い領域への寄与はほとんどないが、浅

い領域について側方への線量増加へも寄与していることがわかる。

16 MeV を主体とした組み合わせでは、公称エネルギー 16 MeV の電子線が高い皮膚線量をもつため、低いエネルギーの電子線ビームとの組み合わせの効果は小さかった。Table 1~3 の結果は治療装置の種類、照射野、SSD などによって異なるため、ユーザは組み合わせを選択する前に公称エネルギー電子ビームのデータを取得する必要がある。

この研究では、高エネルギー電子線に、低いエネルギーの電子線が、非常に少ない割合で組み合わせられているため、Das ら²⁴⁾ や、Wang ら²⁵⁾ が報告している低 MU 値で生じる出力変動や平坦度および対称性の変動から、計算された組み合わせられた分布と実際に照射される分布が異なる可能性がある。これらの特性は、電子線エネルギーや治療装置によっても異なり、各施設での確認が必要となる。また、本研究で使用した電子線ビームの PDD は TPS に登録されているビームデータに基づいており、日々の出力変動を考慮してい

ないため²⁶⁾、日々の照射では正確に再現できない可能性がある。

しかしながら、本研究で使用した直線加速器 Clinac iX (Varian Medical Systems) では、2 MU 以上における MU と線量の直線性の変動は、4 MeV 電子線について $\pm 1.0\%$ 以内であること、1 MU での平坦度および対称性の変動は $\pm 1.5\%$ 以内であること、日々の出力変動は、 $\pm 1\%$ 以内であることが確認されている。よって、それぞれの電子線の割合が 2 MU 以上である電子線の組み合わせでは、Excel で計算された分布と実際に照射される分布には大きな差はないと考えられる。一方、1 MU では、4 MeV 電子線において、4.0% 程度の差を生じることが確認されている。よって、それぞれの電子線の割合が 1 MU である電子線の組み合わせでは、Excel で計算された分布と実際に照射される分布で大きな差が生じることが考えられる。本研究で最適と判断された組み合わせにおいて、4 MeV 電子線については、2 MU 以上で検討できたことから低 MU 値照射における出力特性の影響は少ないと考えられる。一般に電子線線量分布は、実用飛程付近で側方への広がりが大きくなる。これは、電子線が物質に衝突した際の多重散乱によるものであり、低エネルギーほど大きい。このことから、元の高エネルギー電子線分布に、低エネルギー電子線が混合された場合、浅い領域での側方への線量増加が懸念されるが、重み付けの割合からもわかるように、低エネルギー電子線成分の線量の割合が非常に小さいため、混合された電子線分布にはほとんど現れない。追加された低エネルギー電子ビームの重みが小さい場合、それらは組み合わせられた線量分布にほとんど影響を及ぼさないと考えられる。

また、電子線の分布は、照射野^{17, 27)}、アプリケーションの

種類²⁸⁾、およびインサートブロック材料²⁹⁻³¹⁾によって変わることが報告されている。線量分布は皮膚表面への入射角によっても変化することが報告されている³²⁾。加えて、治療装置に付属する照射筒やブロック材料などは、製造メーカーによって異なる。電子線線量分布も異なることになる。本研究では、Clinac iX (Varian 社) から出力される電子線ビームについて評価を行ったが、他メーカーで製造された治療装置を使用する場合は、同様の検討が必要である。また、TPS による線量計算は、小照射野などの線量分布計算値が、測定値と計算値が一致していることを確認が必要である。

4. 結語

本研究では、複数のエネルギーの電子ビームを同じ照射野に照射することにより、外部電子放射線療法における治療範囲を拡大することの実現可能性について検討した。この方法は、電子ビーム分布の減衰特性を維持しながら治療領域の深さを拡大することができるので有用である。TPS を使用して計算された線量分布は、スプレッドシートで計算された値と比較して、差は少なかった。この結果は、本研究での方法が臨床的に適用可能であることを示唆している。一方で、治療装置特有の低 MU 値特性および日々の出力線量の変動の影響を考慮する必要がある。自施設の治療装置の特性を、十分に理解したうえでの使用が要求される。

利益相反

筆頭著者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) Opp D, Forster K, Li W, et al. Evaluation of bolus electron conformal therapy compared with conventional techniques for the treatment of left chest wall postmastectomy in patients with breast cancer. *Med Dosim* 2013; 38(4): 448-453.
- 2) Tandberg DJ, Craciunescu O, Kelsey CR. Radiation therapy for cutaneous T-Cell lymphomas. *Dermatol Clin* 2015; 33(4): 703-713.
- 3) Cheraghi N, Cognetta A Jr, Goldberg D. Radiation therapy for the adjunctive treatment of surgically excised Keroids: A review. *J Clin Aesthet Dermatol* 2017; 10(8): 12-15.
- 4) Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. 5th ed. Part II Classical Radiation Therapy. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 2014; 256-308.
- 5) 日本放射線腫瘍学会, 日本放射線腫瘍学研究機構編. 各論 1 皮膚の悪性腫瘍. 臨床放射線腫瘍学. 南江堂, 東京, 2012: 196-200.
- 6) 熊谷孝三. 7.2 線量評価 放射線技術学シリーズ. 放射線治療技術学 改訂 2 版. 日本放射線技術学会監修. オーム社, 東京, 2016: 126-141.
- 7) ICRU report 29, ICRU. 3. Recommendation for reporting absorbed doses in external beam therapy. Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MA, 1978; 10-16.
- 8) Jansson T, Lindman H, Nygard K, et al. Radiotherapy of breast cancer after breast-conserving surgery: an improved technique using mixed electron-photon beams with a multileaf collimator. *Radioth Oncol* 1998; 46(1): 83-89.
- 9) Khaledi N, Arbabi A, Sardari D, et al. Simultaneous production of mixed electron--photon beam in a medical LINAC: A feasibility study. *Phys Med* 2015; 31(4): 391-397.
- 10) Mueller S, Fix MK, Joosten A, et al. Simultaneous optimization

- of photons and electrons for mixed beam radiotherapy. *Phys Med Biol* 2017; 62(14): 5840-5860.
- 11) Mu X, Olofsson L, Karlsson M, et al. Can photon IMRT be improved by combination with mixed electron and photon techniques? *Acta Oncol* 2004; 43(8): 727-735.
 - 12) Ge Y, Faddegon BA. Study of intensity-modulated photon-electron radiation therapy using digital phantoms. *Phys Med Biol* 2011; 56(20): 6693-6708.
 - 13) Salguero FJ, Arráns R, Palma BA, et al. Intensity- and energy-modulated electron radiotherapy by means of an xMLC for head and neck shallow tumors. *Phys Med Biol* 2010; 55(5): 1413-1427.
 - 14) Olofsson L, Mu X, Nill S, et al. Intensity modulated radiation therapy with electrons using algorithm based energy/range selection methods. *Radiat Oncol* 2004; 73(2): 223-231.
 - 15) Gentry JR, Steeves R, Paliwal BA. Inverse planning of energy-modulated electron beams in radiotherapy. *Med Dosim* 2006; 31(4): 259-268.
 - 16) Hu YA, Song H, Chen Z, et al. Evaluation of an electron Monte Carlo dose calculation algorithm for electron beams. *J Appl Clin Med Phys* 2008; 9(3): 2720.
 - 17) Xu Z, Walsh SE, Telivala TP, et al. Evaluation of the eclipse electron Monte Carlo dose calculation for small fields. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10(3): 2834.
 - 18) Fix MK, Frei D, Volken W, et al. Monte Carlo dose calculation improvements for low energy electron beams using eMC. *Phys Med Biol* 2010; 55(16): 4577-4588.
 - 19) Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008; 35(9): 4186-4215.
 - 20) Khan FM, Doppke KP, Hogstrom KR, et al. Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. *Med Phys* 1991; 18(1): 73-109.
 - 21) 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法—標準計測法 12. 東京: 通商産業研究社, 2012.
 - 22) Araki F. Monte Carlo calculations of correction factors for plane-parallel ionization chambers in clinical electron dosimetry. *Med Phys* 2008; 35(9): 4033-4040.
 - 23) ICRU Report No. 35. ICRU Radiation Dosimetry. Electron beams with energies between 1 and 50 MeV. Bethesda, MA: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1984.
 - 24) Das IJ, Harrington JC, Akber SF, et al. Dosimetric problems at low monitor unit settings for scanned and scattering foil electron beams. *Med Phys* 1994; 21(6): 821-826.
 - 25) Wang Y, Heaton R, Norrlinger B, et al. Quality assurance of electron beams using a Varian electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2013; 58(16): 5461-5475.
 - 26) Beck JA, Budgell GJ, Roberts DA, et al. Electron beam quality control using an amorphous silicon EPID. *Med Phys* 2009; 36(5): 1859-1866.
 - 27) Dieterich S, Ford E, Pavord D, et al. Practical radiation oncology physics: A comparison to Gunderson & Tepper's clinical radiation oncology. Elsevier, Amsterdam, 2016; 207-220.
 - 28) Klein EE, Low DA, Purdy JA. Changes in electron beam dosimetry with a new scattering foil-applicator system on a CL2100C. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 32(2): 483-490.
 - 29) Okumura Y, Mori T, Kitagawa T. Modification of dose distribution in high-energy electron beam treatment. *Radiology* 1971; 99(3): 683-686.
 - 30) Ulin K, Palisca M. The use of scattering foil compensators in electron beam therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 35(4): 785-792.
 - 31) Rusk BD, Carver RL, Gibbons JP, et al. A dosimetric comparison of copper and Cerrobend electron inserts. *J Appl Clin Med Phys* 2016; 17(5): 245-261.
 - 32) Ekstrand KE, Dixon RL. The problem of obliquely incident beams in electron-beam treatment planning. *Med Phys* 1982; 9(2): 276-278.

問合せ先

〒501-3892 関門市平賀字長峰 795-1

岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 下郷智弘