原 著

アプリケーションのない電子線照射野の 軸外平均入射エネルギーの測定：シンチレーション ファイバ電子線エネルギーモニタの利用

青山裕一・小山修司¹⁾

名古屋大学医学部附属病院放射線部

1)名古屋大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

論文受付

2002年1月10日

論文受理

2002年4月30日

Code No. 853

緒 言

高エネルギー電子線の治療は、おもに表在性の悪性腫瘍の治療に用いられるが、そのなかには皮膚に発生する悪性リンパ腫cutaneous T-cell lymphoma, おもに菌状息肉腫mycosis fungoidesの治療が含まれる。特に全身に拡大した菌状息肉腫の治療には、医療用直線加速器を用いた電子線の全身照射が有効である^{1), 2)}。

利用する電子線のエネルギーは、深部方向への皮膚浸潤の度合いによって決定されるが、全身照射では利用線錐中心においておもに平均入射エネルギーで3～4MeVである¹⁾。

電子線の全身照射が紹介された1950年代前半から現在まで、幾つかの照射方法が用いられてきた。最近では照射の均一性の面から、Karzmarkが紹介し、後に

Measurement of the Mean Energy of the Off-axis Incident Electron without the Beam Guide: Using a Scintillating Fiber Beam-Energy Monitor for Electron Beam Therapy

YUICHI AOYAMA and SHUJI KOYAMA¹⁾

Department of Radiology, Nagoya University Hospital

1)Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Nagoya University

Received Jan. 10, 2002; Revision accepted April 30, 2002; Code No. 853

Summary

In the case of total skin electron therapy without the beam guide, the electron beam is scattered just outside the gantry exit, dose uniformity in the field is broken, and dose is spread outside the light field. The aims of this study were to measure the mean energy of the off-axis incident electron beam without the beam guide and to establish a reference for the clinical situation. For the measurement, a 4 MeV electron beam was selected among several energies from the linear accelerator. A scintillating fiber beam energy monitor measured the mean energy of the incident electron beam. This energy monitor is a small, light-weight piece of equipment composed of a wedge absorber, scintillation fiber, and photodiode. We found the relationship between electron energy and the indicated value of the energy monitor by means of the estimation of correction factors for five different kinds of electron energy. The preferable linear correlation of 0.997 of the coefficient of determination (R^2) was obtained. From the results of measurement at each point, those variations due to the off-axial distance were about 5% within the measured area. It was assumed that the energy did not change rapidly beyond the light field. Clinically, this amount of variation in energy may not cause any problem.

Key words: Electron beam, Scintillating fiber, Energy monitor, Off-axis, Total skin electron

別刷資料請求先：〒466-8560

愛知県名古屋市昭和区鶴舞町65

名古屋大学医学部附属病院 放射線部 青山裕一 宛

Pageが改良を加えた前面3方向、後面3方向、計6方向の一般にStanford法と呼ばれる照射が最適であるとされている^{3, 4)}。多くの放射線治療施設では十分な治療距離が得られないため、Stanford法の照射を行う場合の各方向の照射は、Fig. 1のように放射線治療装置のガントリ角度を変化させた2回の照射の合成で成立する事となる³⁾。

高エネルギーの電子線は、放射線治療装置の照射口から照射された後、散乱し徐々にその分布をガウス分布に近づける⁵⁾。そのため通常の電子線治療においては、アプリケーションを用いて病巣面に均一な電子線の照射を可能とする。しかし電子線の全身照射の場合では前述のごとく、距離が離れるために通常このアプリケーションを用いてもその用を成さない。そのため、前述の2回の照射で1方向の治療を行う場合、二つの照射野の位置関係が大きな問題となる。

高エネルギー電子線およびX線の治療においては、二つの照射野を結合する場合、皮膚面に映し出された光照射野を参考にそれらの位置関係を決定することが多いが、アプリケーションを用いない高エネルギー電子線治療の場合には、電子線の散乱のために光照射野外でも電子線が計測される。そのため近接するはずの二つの光照射野端は、最適な線量プロファイルを得るにはかなり離れた位置を取ることになる。

また、通常の電子線照射においてはアプリケーションを利用するため、アプリケーションをつけた状態での平均入射エネルギーを利用している。電子線の全身照射については、これまでAAPM(American Association of Physicists in Medicine)⁶⁾などからその治療方法や測定技術が報告また推奨されている。しかしそのなかでは、アプリケーションを装着せずまた線量強度が軸外方向へ変化する場合での電子線の平均入射エネルギーについての報告は見受けられない。この研究では、アプリケーションを用いない場合の軸外平均入射エネルギーの測定を行い、臨床の指標とすることを目的とする。

1. 方法

この研究は緒言に述べたごとく、アプリケーションを用いない場合での電子線平均入射エネルギーに対する基礎的な研究である。そのため、各測定点はVarian Medical System社製医療用直線加速器Clinac 2100Cのアイソセンタ(SAD 100cm)を通り、コリメータ軸と電子の加速方向に直交する線上のみとした。(Fig. 2)

まずアイソセンタから距離が離れるにしたがって、電子線の線量強度が変化するのを確認した後、これと同じ点での電子線エネルギーの測定を行った。また使用する電子線のエネルギーは、X線の混入を避けるた

めMixDpやポリスチレンなどのエネルギー減衰板-degraderを用いず、直線加速器本体で選択可能な4MeVを使用した。線量率は測定装置の感度を踏まえ低線量域まで測定するという前提で、装置の最大線量率400MU(monitors units)/minを用いた。

通常、電子線の測定はSSD(source surface distance) 100cmで行われるが、本研究のなかでは測定器の位置を明確にするため、また電子線線量強度を相対電離量で表すことを踏まえ、あえてピーク深までの距離を無視しSAD(source axis distance) 100cmにて測定を行った。

1-1 電子線線量強度の確認

電子線線量強度の測定は、応用技研製Japanese Association of Radiological Physics(以下、JARP)形線量計C-110および同社の電位計AE-134aとMixDpファントムを用いた。JARP形線量計は同じ測定系で確認済みの、アプリケーションを使用した場合のビーム中心軸上のピーク深であるファントム表面からの深さ7mmに測定中心を設置した。測定方法の詳細に関しては可能な限り、日本医学放射線学会物理部会が推奨している吸収線量の標準測定法に準じた⁷⁾。通常、電子線の平均エネルギーが10MeV以下ではシャロー型線量計が用いられるが、ビームが斜入射するような場合には線量計の方向依存性の問題が生じてくる。そのため今回の研究では、あえてJARP形線量計を用い絶対値測定をせずに相対値で表現した。照射野はアプリケーションを用いず、装置の上下絞りのみで設定可能な最大照射野40×40cm²とし、測定は電子の加速と直交する方向(transverse方向)とした。また、そのエネルギーを推定する軸外距離の範囲は光照射野よりも広く、最大線量との比における約5%の位置まで行った。

1-2 電子線エネルギーの測定

電子線平均入射エネルギーの測定には青山らが製作したシンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタ(以下、エネルギーモニタ)⁸⁾を使用した。(Fig. 3)このエネルギーモニタは、楔型吸収体とシンチレーションファイバ、フォトダイオードを組み合わせたコンパクトなものである。しかし、基本的には直線加速器のエネルギー管理のための測定器であり、感度幅と方向依存性がある。そのため、事前に方向依存性に対する確認を行った後、各位置での平均入射エネルギーを測定した。

方向依存性については一辺15cmの矩形照射野アプリケーションを用い、エネルギーモニタに対する照射角度を変化させて確認した。照射角度は、エネルギーモニ

Fig. 1 Geometrical position of the symmetrical dual-field irradiation technique and difference between two light fields and the irradiated field.

Fig. 3 A scintillating fiber beam energy monitor system for electron beam.

タ検出部の2本のシンチレーションファイバを結び、楔吸収体の開口中心を通る測定中心軸と、電子線ビームの中心軸とが作り出す角度で規定した。実際の測定では、線源に近いシンチレーションファイバの長軸を中心に、楔吸収体の面を傾けることで角度を変化させた。

平均入射エネルギーの測定では、光照射野内にあるのは、エネルギーモニタ検出部の測定中心軸が常に電子線ビームの実効線源を向くよう、方向依存性の確認と同様にエネルギーモニタ検出部の楔吸収体面を傾けて設置した。また光照射外にあるのは、実効線源ではなくガントリ・ヘッドの照射口近位端にエネルギーモニタ検出部の測定中心軸を向けて測定を行った。

このエネルギーモニタを使用するにあたっては、基準となる電子線エネルギーとモニタ読み値との関係(校正係数)が必要であるため、先に直線加速器により照射可能なすでにその値が判明している5種のエネルギーの電子線を利用し校正を行った。これらの校正に利用した電子線エネルギーの決定についても、日本医

Fig. 2 Geometrical difference between the effective irradiated field and light field.

学放射線学会物理部会が推奨している吸収線量の標準測定法に準じて行った⁷⁾。

2. 結果

2-1 電子線線量強度の確認

ビームプロファイルは、左右対称であると仮定して、アイソセンタから片側データのみ示してある。Table 1およびFig. 4を見ると、光照射野端はアイソセンタからの軸外距離20cmであることから、電子線が散乱したことでビームプロファイルがガウス分布様を呈していることが確認できる。

2-2 電子線エネルギーの測定

まずエネルギーモニタの方向依存性を確認するため、電子線ビームのエネルギーモニタに対する照射角度を変化させて測定を行った。Fig. 5に示されるごとく、エネルギーモニタの指示値は設置角度の誤差が10度を超えると大きく変動した。この結果を踏まえ各測定位置での設置では、基準設置角より角度を ± 5 度変化させて値が変動しないかを確認したが、変化は見ら

Table 1 Change in relative ionization values with off-axis distance at depths of 7mm and 5mm in the phantom

off-axis distance (cm)	relative ionization value%	
	depth: 7mm	depth: 5mm
0	100.0	—
2	99.8	—
4	99.0	—
6	97.7	—
8	95.9	—
10	93.6	—
12	90.4	—
14	85.8	—
16	80.5	79.6
18	71.8	71.5
19	67.8	66.9
20	60.6	62.1
21	53.4	55.8
22	47.5	46.7
23	38.8	39.1
24	30.4	33.0
25	24.1	25.8
26	19.4	19.5
27	13.6	15.0
28	10.4	11.2
29	7.3	8.3
30	5.7	6.3
31	4.2	4.9
32	3.4	3.8
33	2.5	3.0

れなかった。次に校正のために、装置から出力可能な5種類の電子線エネルギーの測定を行った。結果より、電子線エネルギーと読み値との関係をFig. 6にある一次の関数で表した。単純な直線近似ではあるが、決定係数 R^2 乗は0.997とよく相関している。さらにこの関数を用いて電子線エネルギーを求め、先ほどの電子線線量強度の測定と同様に、軸外位置における電子線エネルギーの値をTable 2およびFig. 7に示す。エネルギーモニタの感度限界のため、軸外距離26cmを超えて測定することは不可能であった。アイソセンタ平面内の利用線錐中心の電子線エネルギーは3.66MeV、対して測定可能な最外側26cmでは3.47MeVと約5%低い値となった。

3. 考 察

シンチレーションファイバ方式の電子線エネルギーモニタ検出部の構造を、Fig. 8に示す。検出部は、銅板をV字形に切り取って作った吸収体と、これを上下から平行に挟み込む一対のシンチレーションファイバ

Fig. 4 Change in relative ionization values with off-axis distance at a depth of 7mm in the phantom.

Fig. 5 Change in the response of the scintillating fiber-energy monitor with an incident angle of the electron beam to the energy monitor.

Fig. 6 Correlations between mean energy of the incident electron beam and measured value of the energy monitor as a ratio of output voltage from the bottom fiber (Vb) to that from the top fiber (Vt).

(直径約1mm)から構成されている。電子線がシンチレーションファイバに照射されると、ファイバが発光する。上側のファイバは、吸収体のV字部のみに電子線が照射されるように、他の部分を銅板で覆って遮蔽

Table 2 Variation in incident energy of electron beam with off-axis distance. Measurements were made by scintillating fiber beam energy monitor. Because of the low sensitivity of the monitor system, measurements were obtained at an off-axis distance greater than 27cm.

off-axis distance (cm)	estimates of E_0 (MeV)	Mean of V_b/V_t	V_t (volts)
0	3.66	0.094	4.47
2	3.66	0.094	4.47
4	3.66	0.094	4.38
6	3.66	0.094	4.35
8	3.63	0.093	4.30
10	3.66	0.094	4.21
12	3.63	0.093	4.03
14	3.63	0.093	3.84
16	3.61	0.092	3.58
18	3.58	0.091	3.26
19	3.58	0.091	2.97
20	3.58	0.091	2.64
21	3.55	0.090	2.34
22	3.55	0.090	2.11
23	3.50	0.088	1.64
24	3.50	0.088	1.47
25	3.47	0.087	1.02
26	3.47	0.087	0.85
27	*	*	0.54
28	*	*	*

*impossible

Fig. 7 Change in the mean incident energy of the electron beam according to off-axis distance. Mean energy was estimated by the regression equation in Fig. 6.

Fig. 8 Schematic diagram of a scintillating fiber type of beam-energy measuring device.

してある。いま、電子線をV字全体に照射すると、中央部の電子が吸収体を通過できる範囲だけが照射され下側のファイバには発光する。この範囲は、電子線エネルギーとともに拡大し発光量が増大する。発光量は、実際にはフォトダイオードで電気信号に変換され電圧として観測される。この下側ファイバの発光量にしたがった発光ダイオードからの電圧 V_b (Volts)を電子線照射強度について規格化するため吸収体透過前の

上側ファイバからの発光量による電圧 V_t (Volts)を基準にとりこれとの比 V_b/V_t をアナログ割算器で求めると電子線エネルギーに依存する量が得られる⁸⁾。

Fig. 9とFig. 10にアナログ割算器の電気的特性を示す。分母部電圧 V_t を一定にして、分子部電圧 V_b を変化させると、Fig. 9のようになる。これより、電圧 V_b と読み値の出力 V_b/V_t は、原点0から直線的な比例関係にあることが分かる。次に、読み値の出力 V_b/V_t を一

Fig. 9 Electric characteristics of the scintillating fiber beam energy monitor. The response V_b/V_t obtained by a dividing circuit in the beam monitor system is linear as function of V_b value.

定に保って電圧 V_t を変化させると、Fig. 10のようになる。電圧 V_t を変化させても各電圧比において、広い範囲で一定の直線部分がある事が分かる。ただし、電圧 V_t が1.0V未満になると急激にこの比が減少するため、読み値の信頼性がなくなる。つまり、上側ファイバの発光量にしたがった電圧 V_t の出力が約1V未満では、測定不可能となることが予想される。

Table 2の電子線のエネルギー分布を見ると軸外距離26cmでは V_t の電圧は0.85 voltsであり、このあたりから信頼性が低く、実際に26cmを超えると明らかに値の変動が激しくなったため測定不可能と判断した。ちなみに軸外距離26cmの位置での線量率は、アイソセンタでの線量率の約20%である。

軸外距離に対する電子線線量強度分布はFig. 2のようにガウス分布を呈する。ここで改めて光照射野の開度と比較すると、光照射野の端であるはずの軸外距離20cmでは、未だ電子線線量強度約60%を保っている。このことより、放射線治療の臨床において、アプリケーションなしでの治療時にはオーバーラップが起きるため、単純に光照射野の端で二つの照射野を結合してはいけなことが確認できる。この場合のオーバーラップは、結合部における過線量域を作り出す。そのため実際の臨床では、二つの光照射野の間にはかなりの空間が必要となるので、最終的には治療照射野内の線量分布確認が必要である。放射線治療においては、その不確定性を5%以下に押さえるように勧告されているが、電子線の全身照射では、この値を確保することは非常に困難である。均一性のみを注目した場合でも、10%程度の報告しかみうけられない⁴⁾。しかし、患者の全身を包み込むほどの巨大なアプリケーションを利用すれば、改善は可能である⁹⁾。

軸外距離による電子線エネルギーの変動は、アイソセンタ平面(SAD100cm)の軸外距離26cm以内で約5%

Fig. 10 Electric characteristic of the scintillating fiber beam energy monitor. The responses of V_b/V_t as measured value by a dividing circuit according to V_t value.

である。この程度のエネルギーの変化は、臨床において問題となるものではない。吸収線量変換係数で考えると1%程度の変動でしかない。特に問題となるのはビームの幾何学的な入射方向で、入射角度によってピーク深の位置が変動することが予想され、そのため線量の過小評価や過大評価を招く可能性がある。Table 1には7mm深の値と並べ、参考値として5mm深の値が示してあるが、予想されたごとく軸外距離24cm以上では5mm深の値が逆に高くなっている。二つの照射野を結合して電子線全身照射の一方向を作り出す場合には、幾何学的な位置関係よりピーク深の位置を計算にて予測する必要がある。

低エネルギーの電子線での吸収線量の測定には、通常シャロー型線量計を用いるが、ビームが斜入射するような場合には線量計の方向依存性の問題が生じてくる。そのため今回の研究では、あえてJARP形線量計を用い絶対値測定をせず相対値で表現した。どのような方法で吸収線量を求めるかは、電子線全身照射における今後確立すべき問題の一つであると思われる。

今回使用したエネルギーモニタは小型軽量で、多点を測定するには有効であった。しかしこの実験で使用するにあたっては感度幅が十分ではなく、そのため低線量率域でのエネルギー測定は諦めざるをえなかった。

電子線のエネルギーは光照射野を超えた範囲であっても、急激な変化はないと推測される。しかし、この方向内での線量の均一性をよくし、またこれと直交する放射方向の均一性をよくするには、特殊なアプリケーションを用いるなどの対応が必要である。

今回用いた公称4MeV電子線のアプリケーションを用いた場合での実際の平均入射エネルギーは、MixDpファントムとシャロー型線量計を用いて測定すると3.26MeVであり、対してシンチレーションファイバ電

子線エネルギーモニタで測定したアプリケーションがない場合の平均入射エネルギーは3.66MeVとなり、約10%の差があった。そのため、アプリケーションの有無による平均入射エネルギーの違いを日本医学放射線学会物理部会の吸収線量の標準測定法⁷⁾にしたがってファントム実験で確認したところ、ファントム実験での双方の値の間にはほとんど差が見られなかった。前述の約10%の差の原因は、基本的に電子線エネルギーの校正用であるエネルギーモニタの検出部またはデータ処理部へのX線の混入の影響ではないかと考えられる。

4. 結 語

アイソセンタ平面内のコリメータ回転軸上の電子線エネルギーは3.66MeVであるが、調べた最大軸外距離26cmでは3.47MeVと約5%低い値となった。この程度のエネルギーの変化は、臨床において問題となるものではない。また、アプリケーションを用いない場合での電子線のエネルギーは、光照射野を超えた範囲であっ

ても急激な変化はないと推測できる。

今回使用したシンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタは、小型軽量で、この研究のように多点を測定するには有効であった。しかし、このエネルギーモニタを実験で使用するなかで、感度や方向依存性の問題が指摘された。

正確な線量評価に当たっては、ビームの入射角度に対する十分な検討が必要である。

謝 辞

この研究を行うにあたり、シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタ利用を快くご了承いただき、またその基礎データ使用の許可を下された名古屋大学医学部保健学科の青山隆彦教授、またご協力いただきました諸先生方に深く感謝いたします。

なお、この論文の主旨は第55回総会学術大会で報告しました。

参考文献

- 1) Eric CV, Bizhan M: Principles and Practice of Radiation Oncology Second Edition, J.B.Lippincott co.: 503-510
- 2) 難波 鈺二: 病理, 放射線医学体系33. 161, (1985).
- 3) Karzmark CJ, Loevinger R, Steele RE, et al.: A technique for large field superficial electron therapy. Radiology 74, 633-644, (1960).
- 4) Page V, Gardner A, and Karzmark CJ: Patient dosimetry in the electron treatment of large superficial lesions. Radiology 94, 635-641, (1970).
- 5) Holt JG, Perry DJ: Some physical considerations in whole skin electron beam therapy, Med. Phys. 9, 769-776, (1982).
- 6) AAPM: Total skin electron therapy, Technique and dosimetry, AAPM report 23, USA, (1987).
- 7) 日本医学放射線学会物理部会編: 放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法: 通商産業研究社, 日本, (1986).
- 8) Aoyama T, Maekoshi H, Tsuzaka M, et al.: A scintillating fiber beam-energy monitor for electron beam therapy, Med. Phys. 22, 2101-2102, (1995).
- 9) 川添悦代, 袋野和義, 鬼塚昌彦, 他: 急性単球製白血病の皮膚浸潤に対する電子線全身照射の1例, 日本医放会誌51(2), 48-53, (1991)

図表の説明

- Fig. 1 2門の合成で1方向の電子線照射を行う場合の幾何学的配置図、光照射野と実照射野の位置関係
Fig. 2 光照射野と実照射野の幾何学的関係
Fig. 3 シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタ
Fig. 4 ファントム7mm深における相対電離量の軸外方向への変化
Fig. 5 シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタへの電子線の入射角度に対する測定値の変化
Fig. 6 電子線平均入射エネルギーとエネルギーモニタの読み値との校正係数、この読み値は下部ファイバの出力電圧Vbを上部ファイバの出力電圧Vtで規格化している
Fig. 7 Fig. 6の校正係数を基に求めた軸外方向への電子線平均入射エネルギーの変化
Fig. 8 シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタの検出部構造
Fig. 9 シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタの電気的特性、Vbを変化させた場合の割算器からの出力Vb/Vtの直線的な応答性
Fig. 10 シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタの電気的特性、Vtを変化させた場合の割算器からの出力Vb/Vtの応答性

Table 1 ファントム深7mmと5mmにおいて電離箱線量計で測定した軸外方向への電離量の変化

Table 2 シンチレーションファイバ電子線エネルギーモニタで測定した軸外方向への電子線平均入射エネルギーの変化、電子線エネルギーモニタの感度限界から27cm以上の軸外距離では測定不可能である