

Title	骨髄移植の前処置としての全身照射法に関する基礎的 ならびに臨床的研究
Author(s)	栗栖, 孝一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1991, 51(7), p. 799-809
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17897">https://hdl.handle.net/11094/17897</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

## 骨髓移植の前処置としての全身照射法に関する 基礎的ならびに臨床的研究

兵庫医科大学放射線医学教室（主任：三浦貴士教授）

栗 栖 孝 一

（平成3年2月22日受付特別掲載）

（平成3年4月30日最終原稿受付）

### Basic and Clinical Studies of Total Body Irradiation for Bone Marrow Transplantation

Koichi Kurisu

Department of Radiology, Hyogo College of Medicine

(Director: Prof. Takashi Miura)

---

Research Code No. : 601

---

Key Words : Total body irradiation, Dosimetry,  
Thermoluminescence,  
Bone marrow transplantation

---

Basic and clinical studies of total body irradiation (TBI) with respect to the dose distribution are described. TBI was performed with 10 MV X-rays at the Department of Radiology of Hyogo College of Medicine Hospital. Two opposed bilateral fields were used, the source-axis distance was 400 cm, and the dose rate was 10 cGy/min. At 55 cm from the rear concrete wall, the back-scattered radiation from the wall was 0.91% of the radiation dose. The beam flatness was  $\pm 2.9\%$  within 130 cm of the diagonal by using a beam flattening filter improved. The surface dose was 93.5% of the peak dose by the acrylic bolus (1.5 cm thickness) placed on the source side 45 cm from the center of the body axis. We devised compensating filters using lead plates to improve dose distribution of the head, neck and thorax. The effectiveness of the compensating filters in producing a homogeneous dose distribution was checked by the thermoluminescent dosimeters (TLDs) in a Rando phantom. The average dose distribution to each site when the compensators used was 94% for the head, 104% for the neck, and 99% for the thorax when the scheduled dose was taken as 100%. TBI was performed 4 to 1 days before bone marrow transplantation, and 10 Gy was given in equal daily fractions of 2.5 Gy over 4 days. During TBI, the patients were placed in the supine position with the knees bent. The body surface dose was measured with pairs of TLDs at the head, neck, thorax, and pelvis in 32 patients. At the pelvis, the dose was measured simultaneously with an ionization chamber. The average doses were 91% for the head, 95% for the neck, 93% for the thorax, and 106% for the pelvis.

#### I. はじめに

骨髓移植 (Bone Marrow Transplantation: BMT) は1975年の Thomas の報告<sup>1)</sup>以来, 近年急速に発展した。その結果, 白血病を中心とした悪

性血液疾患の治療成績は向上した<sup>2)</sup>。そして全身照射 (Total Body Irradiation: TBI) もそれに伴い残存する腫瘍細胞の致死と免疫抑制効果を目的に<sup>3)</sup>BMTの前処置として広く行なわれている。

すでに、国内でも年間120例以上のBMTが実施されるようになった<sup>4)</sup>。兵庫医科大学でもTBIを伴うBMTが施行され良好な治療成績を示している<sup>5)</sup>。TBIの施行に際しては、各施設ごとに使用照射装置・放射線治療室の広さなどの物理的な制約がある。さらに、体厚の異なる部位への均等な照射を行なうために、照射方法の工夫が必要となる。

本論文では基礎的事項を含めた当科のTBIの照射法に検討を加えた。また、実際の臨床症例において、熱蛍光線量計(Thermo-Luminescence Dosimeter: TLD)および電離箱線量計による線量測定を行なったので、その結果を報告する。

## II. 対象および方法

全ての照射は東芝製医療用直線加速器LMR15で行い、10MV X線で照射した。

測定器具として、アンダーソン社製RAN-110型の人体ランドファントム、Mix Dpファントム(30×30cm)、水ファントム、ニュークリア・エントプライズ社製アイオネックス線量計(2500/3)、同社製0.6cc指頭形電離箱線量計(2505/3B)、同社製0.3ccシャロー型電離箱線量計(2536/3)、東芝製Flatness checker、極光熱蛍光線量計システムリーダー、2500型・素子MBO-Sを用いた。

### 1. 基礎的研究

#### 1-1. 後方散乱付加

本施設では仰臥位側方2門照射にて、TBIを行っている。治療室の広さの制約から、線源と患者体軸中心との距離(Source-Axis Distance: SAD)を長くするためには患者をコンクリート壁に近づけて照射を行なわねばならない。そのため壁による散乱線の影響を考慮する必要があり、ビーム中心軸上の各点における空中線量を測定した。測定には、2.5cmのビルドアップキャップを被せた指頭形電離箱線量計を用いた。線源より照射室のコンクリート壁面までの距離は475cmで、測定点は線源から100cm, 200cm, 300cm, 400cm, 405cm, 410cm, 420cmの各点である。100cmの点の空中線量を基準として、各測定点の線量を距離の逆二乗則で計算した値と実測値とを比較し、増加分をコンクリート壁からの後方散乱付加とし

た。

#### 1-2. 線束内線量平坦度

SADを400cmとし、コリメーターを45度回転させて照射野の対角線を水平にとり、その対角線長170cmを用いて照射を行なうため、照射野内の線束中心部と端の部分では線量が不均等になると考えられたので、線束内の線量平坦度を測定した。指頭形電離箱線量計に2.5cmのビルドアップキャップを被せたうえで、中心線束上の線量を100%とし、Gun側・Target側それぞれ中心から10cm間隔の点と55cm, 65cm, 75cmの点で測定を行なった。

その結果、より良好な線束内平坦度を得るため、全身照射用にビーム平坦用フィルタの加工を行なった。まず、照射野を最大にとった時(30×30cm)の100cmの点での平坦度を東芝製Flatness checkerを用いて測定した。そして、対角線上の平坦度が安定するようにビーム平坦用フィルタを徐々にヤスリで加工し、再び平坦度測定を繰り返した。100cmの点での平坦度を十分に安定させた後に、指頭形電離箱線量計を用いて400cmの点におけるGun-Target方向と左右方向それぞれの平坦度を前述の方法で測定しビーム平坦用フィルタ加工前の値と比較した。

#### 1-3. 深部量百分率

SAD 100cmと400cmにおける深部量百分率を、水中で測定した。照射野はSAD 100cmで30×30cmであり、400cmでは120×120cmである。

#### 1-4. 組織/ピーク線量比(TPR)

Mix-Dpファントムを用い、組織/ピーク線量比(Tissue Peak Ratio: TPR)をSAD 100cmと400cmで測定した。SAD 400cmにおいては線源から355cmの位置に1.5cm厚のアクリル製ポーラスを挿入した場合としない場合のTPRをそれぞれ測定した。線量測定は線源検出器間距離を一定として、シャロー型電離箱線量計を用いて行なった。

#### 1-5. 鉛フィルタ厚・深度・線量の関係

TBI時の体厚の違いによる線量補正を鉛フィルタによって行なう目的で、線源から72cm前方にあるシャドウトレイ(アクリル板)に鉛フィルタを1から8mmまで1mmごとに変化させて貼

り付け、5, 8, 10, 12, 15cmの各深度での線量を Mix-Dp を用い指頭形電離箱線量計で測定し、鉛フィルタを使用しない場合のピーク線量を100%として比較した。

#### 1-6. 鉛補償フィルタの作製

人体ファントムおよび32名の TBI 施行患者に、それぞれの CT 像から補償フィルタを作製した。CT 像を磁気テープを介して Varian RO-7治療用コンピュータを用いて解析した。体厚の計測は、頭部 OM line, 胸部第 6 胸椎、骨盤部大転子間のレベルでそれぞれ行なったが、胸部については肺組織の不均一物質の補正を行なうため人体ファントムおよび各患者の左右それぞれの肺の CT 値を密度に変換し、補正体厚をコンピュータにより算出した。フィルタ作製に先立ち、まず使用する鉛板厚を算出した。1-4, および1-5.の結果をもとにして、基準となる骨盤中心の吸収線量と、頭部・頸部・補正された胸部の体厚中心におけるそれとが等しくなる鉛厚を求めた。求めた厚さの鉛板を用いて、頭部・頸部・胸部各部の補償フィルタを作製した。ただし、工作上の問題からフィルタ作製時の鉛板厚は0.5mm 単位での調整となり、実際に用いた鉛厚と計算上の鉛厚との間には、最大 0.3mm の誤差ができることとなった。

補償フィルタの型どりには CT の側面 topogram を利用した。すなわち400cm 離れた実際の照射野に一致するように topogram の倍率を変え、それを原型として、先に求めた厚さの鉛板を頭部・頸部・胸部の各部位ごとに切断し、補償フィルタを作製した。作製した補償フィルタを Fig. 1 に示す。

#### 1-7. 照射方法

Fig. 2 に示すように、治療室の広さの制限があるため、SAD を400cm とし、膝を屈曲させた姿勢で側方からの 2 門照射を行なった。照射野は最大開放時 SAD 100cm では30×30cm であり、SAD 400cm では120×120cm となる。コリメーターを45度回転させて、人体ファントムおよび患者の長軸と照射野の対角線(170cm)とを合わせ、有効照射野内にこれらが十分ふくまれるように照射を行なった。照射線量は骨盤部体軸中心を基準とし、



Fig. 1 The compensating filters produced.

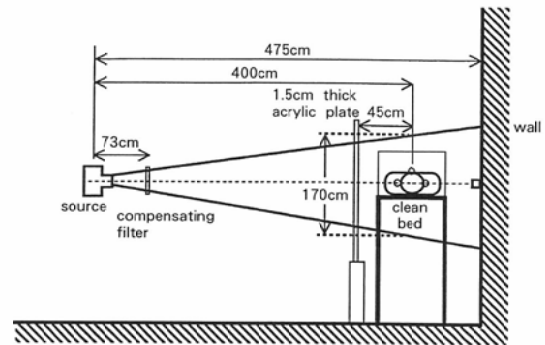


Fig. 2 Positions of the patient and the linear accelerator.

線量率は毎分10cGyで行った。作製した補償フィルタはシャドウトレイに固定した。また体表面での表面線量を増加させる目的で体軸中心より45cm線源側、即ちターゲットから355cmの位置に、厚さ1.5cmの亚克力製ボラスを、全身が完全に入るようにおいた。

#### 1-8. ファントムでの TBI と線量測定

人体ファントムの頭部・頸部・胸部・骨盤部の各面に TLD 素子をそれぞれ10本, 6本, 10本, 12本を埋め込み実際に行なう TBI と同様の方法で左右からの対向2門照射を行い, 骨盤部体軸中央を基準として100cGyを照射した時の各素子の線量を測定し, 各面の平均値と標準偏差を求め, 線量分布の均等度について検討した。また, 鉛補償フィルタの有無による各面での線量分布を比較する目的で鉛補償フィルタを用いない場合について, 同様に線量測定を行なった。

## 2. 臨床的研究

### 2-1. BMT 患者の TBI

前述の方法により1986年7月から現在までに32名の BMT 患者に TBI を施行した。臨床例では眼球遮蔽を円柱形の半価層鉛をアクリル性ポラス板の線源側に吊り下げた方法で行なった。TBI は BMT 4 日から1日前に1日1回, 計4分割の照射を4日間で実施した。1回照射線量は250cGy とし, 1日おきに患者の頭足方向を反転させた。

照射は患者が無菌フゴン(東洋熱工業製クリーンストレッチャーTI-10)内に入った状態で行なわれた。固定帯と足台を用いて両下肢を固定し, 2台のテレビモニターで体動の有無を監視した。照射中, ほとんどの患者は体動なく照射を終了することができたが, テレビモニターで体位の変化の見られた場合には, すみやかに照射を一時中断し, 再度患者を固定した後に照射を再開した。

なお, 対象とした32症例のうち TBI 前に全脳照射15Gy/10fr が行なわれていた1例には, 頭部の照射線量が80%に, TBI 時血液ガスデータ不良の他の1例には胸部照射線量が75%になるよう, それぞれ補償フィルタの鉛厚を調整した。

### 2-2. BMT 患者での線量測定

TBI 施行直前に患者の頭部・頸部・胸部・骨盤部の線源側と壁側, それぞれの体表面, 計8カ所に約2mmのゴムでカバーをした TLD を貼付し, 体表面での線量測定を毎回, 即ち計4回行なった。

投与線量の基準となる骨盤部体軸中央の1回照射線量が250cGy となるための骨盤部線源側体表面線量を1-4. の TPR の測定結果より算出した。この値を100%として, 骨盤部線源側の TLD 測定

値との比較を行なった。骨盤部については, 指頭形電離箱線量計による線量測定を同時に行なった。線量計の先端が会陰部中央にくるようにしたうえで, 線量計の金属筒を線源側大腿部にテープで固定した。照射予定線量250cGy を100%とした時の測定値の平均と標準偏差を求めた。

鉛補償フィルタを用いた頭部・頸部・胸部の3部位については, それぞれの部位の線源側とコンクリート壁側の TLD 測定値の平均を体軸中心部の測定線量値とした。照射予定線量250cGy を100%とした時の TLD 測定線量値の平均値と標準偏差を求めた。

照射線量を下げた頭部1, 胸部1部位は上記の統計処理の際には対象より除外した。除外した2部位については, 補償フィルタによる照射線量の調節が良好に行えたかを, 同じく TLD 素子による線量測定で検討した。

## III. 結 果

### 1. 後方散乱付加

測定を行なった点のうち最も壁面に近く, ほとんどの患者で壁側の体表面の位置すると考えられる壁から55cm離れた点(SAD: 420cm)において, 後方散乱付加は0.91%増であった。

### 2. 線束内線量平坦度

ビーム平坦用フィルタ加工前の対角線上の

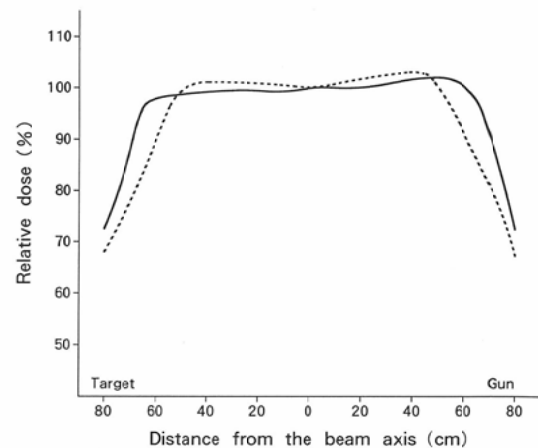


Fig. 3 Beam flatness along the diagonal of the field at 400cm from the source. (---) before beam flattening filter improve. (—) with beam flattening filter improved.

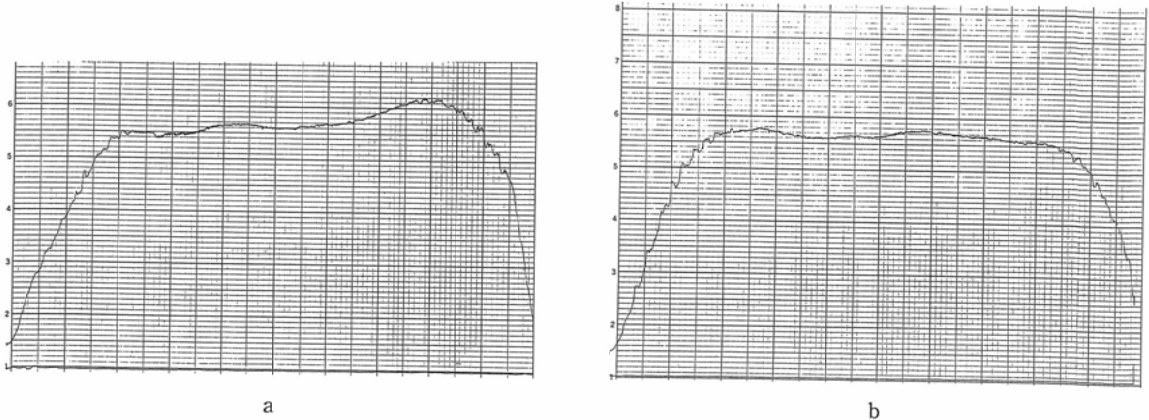


Fig. 4 Beam flatness along the diagonal of the field at 100cm from the source measured by the flatness checker. (a) before beam flattening filter improve. (b) with beam flattening filter improved.

Gun-Target 方向の平坦度は中心線束から55cmの範囲内で $\pm 3.3\%$ 以内の変動であった (Fig. 3). ビーム平坦用フィルタ加工前後の Flatness checker による測定結果を Fig. 4 に示す. ビーム平坦用フィルタ加工後の平坦度は, 中心線束から65cmの範囲内で $\pm 2.9\%$ 以内の変動であった (Fig. 3). 加工後の左右方向の平坦度測定は, 中心線束から65cmの範囲内で $\pm 1.8\%$ 以内の変動であった. ビーム平坦用フィルタの加工により平坦域が拡大されたが, 加工前後ともに Gun 側に高い領域がみられた.

### 3. 深部量百分率

深部量百分率の SAD の変化による差を Fig. 5 に示す. 当然のことながら, SAD 400cm の深部量百分率は, SAD 100cm のものに比べて大であった.

### 4. 組織/ピーク線量比 (TPR)

アクリル製ボラスを用いない場合には TPR は SAD による差を認めなかった. SAD 400cm でアクリル製ボラスを挿入した場合と, アクリル製ボラスを挿入せずに照射を行なった場合の TPR の測定結果を Fig. 6 に示す. Fig. 6 の如く, 直線部の傾きに差はみられなかった. ピーク深は前者15mm・後者28mm, 表面線量は前者93.5%・後者47.5%であった.

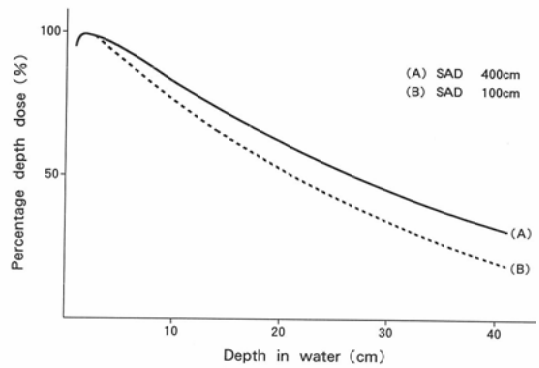


Fig. 5 Percentage depth dose.

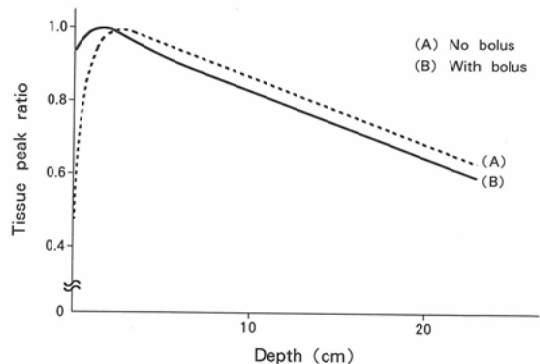


Fig. 6 Tissue peak ratios with and without the acrylic bolus.

### 5. 鉛フィルタ厚・深度・線量の関係

Mix-Dp を用いた実験より得られた鉛補償フィ

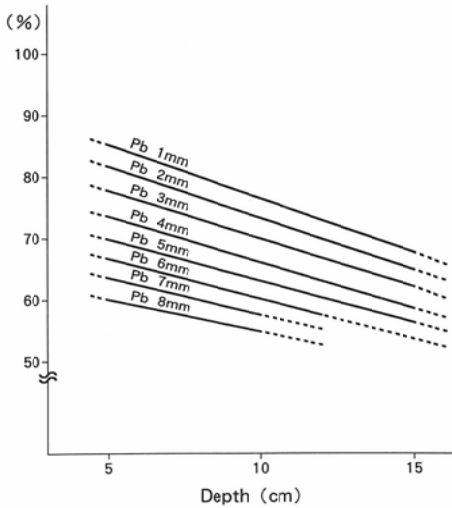


Fig. 7 Relationship between the thickness of lead plates, depth, and relative percent of the peak dose without lead plate.

Table 1 Average dose distribution in 4 sites of a phantom study

	without Pb compensator		with Pb compensator	
	Average (%)	Standard Deviation (%)	Average (%)	Standard Deviation (%)
Head	115.7	3.0	94.3	3.4
Neck	113.6	4.6	104.1	3.6
Thorax	108.6	3.9	99.2	4.2
Pelvis	101.3	3.7	—	—

ルタの鉛厚・深度・鉛フィルタを用いない時のピーク線量に対する測定線量の比の三者の関係を Fig. 7 に示す。

#### 6. ファントムでの線量測定

頭部・頸部・胸部・骨盤部、各部位での鉛フィルタでの補償を行なう前後の TLD 測定値の平均値と標準偏差値を Table 1 に示す。頭部・頸部・胸部の過線量を鉛補償フィルタで改善することができた。

#### 7. BMT 患者での線量測定

##### 7-1. 骨盤部

照射線量の基準となる骨盤部体軸中心に 250 cGy の線量があたる時の線源側体表面での計算上の照射線量を 100% とした時、TLD 測定値は

Table 2 Dose distribution in 3 sites of 32 patients

	Average (%)	Standard Deviation (%)
Head	91.3	12.2
Neck	95.1	11.0
Thorax	93.1	6.6

106.4% で、標準偏差は 11.3% であった。

電離箱線量計による測定では、平均値 106.2%、標準偏差 6.9% という結果であった。

##### 7-2. 補償部位

補償を行なった頭部・頸部・胸部の照射予定線量値を 100% とした時の TLD 測定値を Table 2 に示す。

頭部照射線量を基準線量の 80% になるように補償フィルタを作製した症例の頭部測定線量の 4 回の平均値は 75.1% であった。同様に胸部照射線量が基準線量の 75% になるように補償フィルタを作製した症例の胸部測定線量の平均値は 68.8% であった。それぞれ基準線量に対して、頭部 - 4.9%、胸部 - 6.2% の誤差となった。

#### IV. 考 察

TBI の線束方向としては、水平ビーム<sup>6)~9)</sup>、垂直ビーム<sup>10)~14)</sup>、斜入ビーム<sup>15)</sup>があるが、水平ビームによる照射が最も一般的である。照射体位については、我々と同様の仰臥位膝屈曲位による側方対向 2 門照射が現状では最も一般的である<sup>16)</sup>が、欧州では近年、側方対向 2 門照射法を行なう施設が減少してきている<sup>17)</sup>。また、井上<sup>18)</sup>は 4MV X 線により側方対向 2 門照射に側臥位前後対向 2 門照射を組み合わせることに伴う線量の均等性を報告している。我々の施設では (1) 無菌ワゴンを使用しておりワゴン内で側臥位を照射中保つのが困難と考えられること、(2) 我々の使用している加速器のエネルギーが 10MV であること、から前後方向の線束の併用は行なわなかった。

一般の放射線照射と比較して照射時間の長くなる全身照射では、患者が照射中に安定した体位を保つためには仰臥位が最も楽な体位である。仰臥位の患者の全身を一度に照射可能な大照射野をとるためには、我々のように SAD を長くとることが

最も簡単であるが、SADに制限のある施設では線束移動法<sup>19)</sup>や寝台移動法<sup>20)21)</sup>などの工夫が報告されている。

当施設ではターゲットから壁までの距離が475cmでSADを400cmにしてTBIを行うことができた。しかし、照射時に患者がコンクリート壁の近くに位置することになるのでコンクリート壁からの後方散乱が問題となった。後方散乱については、井上ら<sup>22)</sup>が壁より40cmの点で3.2%、本家ら<sup>23)</sup>が壁より20cmの点で1.0%と報告している。我々の測定結果は、壁側の体表面が主として位置する壁より55cmの点で0.91%であった。

線束内線量の平坦度は直線加速器のペンディング方式によりSADを大きくした場合に悪化する<sup>24)</sup>。ビーム平坦用フィルタ加工前では80%までの領域を採用しても、有効照射野長はSAD 400cmにおいて137cmと不十分と考えられた。ビーム平坦用フィルタの加工により照射野長130cm内の平坦度が±2.9%以内となり、患者が膝関節を折り曲げた仰臥位をとることで有効照射野内に全身をいれることが可能となった。勿論、この値は加速器の安定性等の影響の為、一定したのではなく当施設でTBI前に行なった線束内平坦度の再測定では、最も悪い場合には同範囲内で7%の変動がみられた。

照射野の対角線上のGun側・Target側の対称性についてみると、ビーム平坦用フィルタ加工後が加工前と比較して悪かったが、これは加工前はGun側・Target側の両側に高い領域があったためである。中心線束を基準とした変動幅は、ビーム平坦用フィルタ加工後は比較的良好であったが、今後対称性を含めより広い範囲で安定した平坦度の得られる出力装置が望まれる。

TPR測定の結果、アクリル製ポーラスを用いない場合にはピーク深度が28mmと深く、皮膚表面でのピーク線量比は47.5%であった。この結果、特に皮膚表面の末梢性血管への照射線量の不足が考えられた。我々は、1.5cm厚のアクリル板を挿入することにより表面線量を47.5%から93.5%に増加させることができた。TBIの目的の一つである残存腫瘍細胞の致死という面からみて、末梢血

管へ十分な線量の照射が行えたことは有益と考えられる。

全身を一度に照射することによる物理的な問題点として、体の厚みが一定でない人体の各部位に照射を行なうため線量分布の均等性の問題がある。特に仰臥位対向2門照射では、頭部・頸部と骨盤部の厚みの違いは著しく、骨盤中心を基準とした場合に体厚の薄い部位には基準線量以上が照射されることとなり、不均等な線量分布となる。我々の結果でも補償フィルタを用いないで人体ファントムにTBIを施行した場合の頭部・頸部・胸部の過線量は大きく線量の均等化のための補償フィルタが必要と考えられた。

補償フィルタの材質としては、アルミニウム・銅・低融点合金・MixR・Mix Dp・アクリル樹脂などの報告がある<sup>25)26)</sup>が、我々は鉛板を補償フィルタに使用した。基礎的研究として、我々は人体ファントム用に鉛補償フィルタを作製しTBIを施行したところ、ほぼ満足できる結果であったので実際のTBIに応用した。

今回の検討の対象になった32症例はすべて無菌ワゴン内に入ったままの状態で行なったが、補償フィルタをシャドウトレイ上で動かして補償部位に合わせることはさほど困難でなく、患者入室より約7分間で全てのセットアップを終了することができた。眼球の部分遮蔽には体軸中心より45cm線源側に位置するアクリル性ポーラス板上に一半価層鉛を吊り下げる方法を用いた。このため無菌ワゴンを使用しているのにもかかわらず、比較的簡便に眼球遮蔽をおこなうことができた。

TBI施行時に吸収線量を実際に測定する方法としては、食道内や直腸内に線量計を挿入する等が考えられるが、我々の施設ではTBI前に大量の化学療法が患者に行なわれており無菌ワゴン内の患者には負担が大きく簡単に実施できない。また、ダイオード等の半導体検出器を用いて、体透過線量を測定することにより体中心線量を推定する試みもある<sup>18)27)</sup>が、我々はTLDと電離箱線量計による線量の測定を行なった。線量測定は全例、問題なく実施することができた。



AAPM<sup>28)</sup>によって物理的な点を主としたTBIの際の線量測定に関する勧告が出されているが、それによると主としてファントムスタディが行なわれており、人体測定にTLDを利用することが付加されている。我国においてもBMTの急速な発展によってTBIを行なう施設が増加しているが、実際の臨床症例における線量測定結果の報告は少なく、測定実施症例数も少ない<sup>29)</sup>。

我々の照射法では、骨盤部は補償フィルタを用いていないので、TPRの測定結果から体軸中心に250cGy照射される時の線源側体表面での照射線量を求めてTLD測定値と比較した。

一方、頭部・頸部・胸部の3部位では各症例の部位ごとに、補償フィルタの鉛厚が異なるため表面線量のピーク線量に対する割合を正確に求めることが困難なことから、線源側体表面での照射予定線量とTLD測定値との比較は敢えて行なわず、線源側と壁側の体表面での測定線量の平均を体中心線量とした。

勿論、この方法は実測線量でない点で限界がある。しかしながら、線源と患者体表面との間に1.5cmのアクリル製ボラスをおき鉛フィルタを通過させて照射を行なう我々の照射法では大きな誤差はないと判断した。

TBIの線量表現には多数点の平均深度に基づく方法もあるが、我々の用いた骨盤正中面での表現がより一般的<sup>30)</sup>でICRUの勧告<sup>31)</sup>にも沿うと考えられる。この基準面である骨盤正中面において、補償を行なわなかったのにも関わらずTLD・電離箱線量計の測定値の標準偏差がそれぞれ11.3%、6.9%と比較的大きかった。その原因として、測定誤差以外に骨盤腔内ガスの存在・直線加速器の出力の安定性等の因子の存在が考えられる。

Scarpatiら<sup>32)</sup>は直線加速器と比較して、出力の安定しているコバルト装置で総線量990cGy3日間3分割照射のTBIを行い、電離箱線量計を用いて我々と同様に線量測定を行なった結果、測定値の平均が96.6%、標準偏差が10.2%であったと報告している。

TLDによるTBI施行患者の線量測定の結果、補償部位では頭部・頸部は胸部に比して測定線量

の標準偏差が大きかった。この理由として、(1)頭部・頸部の体厚が一般に胸部体厚よりも薄いため補償フィルタの鉛厚誤差が照射線量にあたる影響の大きいこと、(2)中心線束から離れることによる線量のバラッキ等が理由の一つとして考えられた。頭部については頭蓋骨の存在の為、特に壁側の体表面測定線量の評価が困難であったことも理由の一つに考えられる<sup>33)</sup>。

近年補償フィルタ作成自動化の報告<sup>34)</sup>がある。鉛厚誤差については、我々の考案したフィルタ作成の際にこれらの数値制御自動工作機を用いることが可能となれば、より精度の高い補償を行なうことが可能になると考えられる。

当科では下肢については補償を行っていない。これは、(1)体厚の薄くなる下肢部は線束中心より離れた位置となるため線量の低下のおそれがあること、(2)膝屈曲位をとるために補償が困難であること、からである。現在までに線量の不均等によると思われる明かな障害は認められていない。

TBIはその初期には1回10Gy照射が行なわれたが、現在ではほぼ全ての施設で分割照射が行なわれるようになった<sup>4)</sup>。当施設では10Gyの4日間4分割照射を施行してきたが、Petersら<sup>36)37)</sup>は放射線生物学的効果の点で12Gyの3日間6分割照射が最も妥当な分割方法としている。井上ら<sup>4)</sup>の報告によると国内においても低分割線量12Gyを採用している施設が最も多い。分割線量・分割回数は物理的・生物学的線量分布に大きな影響がある<sup>35)~37)</sup>。これらの線量分布のほか、移植施行時の感染症合併の有無・病期などの因子も考慮した照射線量・分割線量の決定が今後の課題と考えられる。

分割照射が主流となったことで、分割線量とともに、分割線量に応じた至適線量率が検討されている<sup>35)</sup>が、我々は全症例に対して10cGy/分の線量率で照射を行なったので線量率に関する検討は加えなかった。

分割照射により照射線量は増加傾向にあり線量分布の均等性は重要視されてきた。その一方で肺に関しては他部位よりもその吸収線量を抑えて照

射を行なう試みがある<sup>18)</sup>。また、我々の症例においてはTBI前の全脳照射歴や呼吸機能不全といった理由で、ある部位の照射線量を調整することがあった。我々の方法はこういった調整も比較的簡便に行えることが確認できた。

BMT後の間質性肺炎の発症因子として多くの因子があげられているが、TBIもその一因子と考えられ、線量率<sup>38)~40)</sup>・分割照射<sup>36)37)40)</sup>・肺吸収線量<sup>24)</sup>の関連性が報告されている。BMTにおいてはTBIの他にも複雑な要因が重なりあっている<sup>41)</sup>ため、肺吸収線量を含めTBIと間質性肺炎との関連性を検討するのは実際にはなかなか困難である。しかしながら、TBI時の肺照射線量測定を行い検討を加えることは肺の耐容線量・分割照射による放射線生物学的効果を知るうえで有用と考えられる。また、骨盤部測定線量値の低い症例が、BMT後の再発の頻度が高いとの報告<sup>32)</sup>もある。このようにTBIの至適線量の決定には多くの検討課題が残されている。より多くの施設で線量の実測定が施行されることとともに、より正確な線量測定法の開発が今後望まれる。

## V. まとめ

兵庫医科大学におけるTBIの線量分布について基礎的・臨床的検討を行なった。TBIは10MV X線で側方からの対向2門照射で行なった。線源体軸中心間距離は400cmとし線量率は10cGy/分である。

(1) 治療室のコンクリート壁より55cmの点で、コンクリート壁の後方散乱付加は0.91%であった。

(2) 照射野の対角線上での線束内線量平坦度は110cm長の範囲で $\pm 3.3\%$ であった。平坦度改善を目的にビーム平坦用フィルタの加工を行なった。その結果、対角線上130cm長の範囲で $\pm 2.9\%$ 以内の良好な平坦度が得られた。

(3) 患者体軸中心より45cm線源側に1.5cm厚の亚克力製ポラスをおき皮膚表面にもピーク線量の93.5%の十分な線量の照射を行なった。

(4) 鉛厚・深度・線量の関係を求め、鉛フィルタによる頭部・頸部・胸部の線量の補償を行なった。

(5) 人体ファントムにTLDを埋入し鉛フィルタの有無による線量分布を測定した。基準面の骨盤部体軸中心の照射予定線量を100%とすると頭部94%、頸部104%、胸部99%のレベルまで過線量が改善された。

(6) これらの測定結果をもとにBMT患者にTBIを施行した。TBIはBMT4日から1日前に総線量10Gyを1日1回4分割で行い、患者体位は仰臥位膝屈曲位とした。その際、32名の患者のTBI時の線量分布をTLDおよび電離箱線量計の測定値より検討した。その結果、測定値の照射予定線量に対する割合は頭部91%、頸部95%、胸部93%、骨盤部106%であった。

(7) 全脳照射・呼吸機能障害のある症例に対しては鉛フィルタ厚の調整により、頭部・胸部の照射線量をそれぞれ基準面の80%、75%として照射を行なった。その際の測定値は基準線量の75.1%、68.8%であった。

稿を終えるにあたり、終始御指導・御校閲を賜った三浦貴士教授に深甚なる謝意を表します。また直接御指導を賜った菱川良夫講師はじめ有益な御助言をいただいた兵庫医科大学放射線医学教室の諸先生方、基礎的研究に御協力いただいた中央放射線部技師（特に放射線治療担当技師）の方々、並びに臨床的研究の測定調査に御協力下さった当学骨髄移植チーム（第二内科学教室・輸血部・小児科学教室）の諸先生方に厚く御礼申し上げます。

## 文 献

- 1) Thomas ED, Storb R, Clift RA, et al: Bone marrow transplantation. *N Engl J Med* 292: 832-843, 1975
- 2) Thomas ED: Total body irradiation regimens for marrow grafting. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 19: 1285-1288, 1990
- 3) Thoms ED: The role of marrow transplantation in the irradiation of malignant disease. *Cancer* 49: 1963-1969, 1982
- 4) 井上俊彦: 白血病に対する骨髄移植療法と全身照射法の国内の現状, *日放技学会誌*, 44: 765-771, 1988
- 5) 篠原慶希: 本学における造血異常38症例に対する同種骨髄移植臨床的検討, *兵医学会誌*, 13: 1-9, 1988
- 6) Aget H, Van Dyk J, Leung PMK: Utilization of a high energy photon beam for whole body irradiation. *Radiology* 123: 747-751, 1977
- 7) Lam WC, Order SE, Thomas ED: Uniformity

- and standardization of single and opposing Cobalt-60 sources for total body irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 6: 245-250, 1980
- 8) Shank B, Hopfan S, Kim JH, et al: Hyperfractionated total body irradiation for bone marrow transplantation. 1. Early results in leukemia patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 7: 1109-1115, 1981
  - 9) Lawrence G, Rosenbloom ME, Hickling P: A technique for total body irradiation in the treatment of patients with acute leukemia. *Br J Radiol* 53: 894-997, 1980
  - 10) Mori T, Ohizumi H, Maezawa H, et al: Total body irradiation as a method of preparation for bone marrow transplantation: A new technique and review. *Jpn J Clin Oncol* 14(Suppl 1): 457-464, 1984
  - 11) 母里知之: 小児の放射線治療: 全身照射, 小児内科, 18: 1379-1401, 1986
  - 12) Van Dyk J, Leung PMK, Cunningham JR: Dosimetric considerations of very large Cobalt-60 fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 6: 753-759, 1980
  - 13) Pla M, Chenery SG, Podgorsak EB: Total body irradiation with a sweeping beam. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 9: 83-89, 1983
  - 14) Cunningham JR, Wright DJ: A simple facility for whole body irradiation. *Radiology* 78: 941-949, 1962
  - 15) Webster EW: Physical considerations in the design of facilities for the uniform whole body irradiation of man. *Radiology* 75: 19-33, 1960
  - 16) 井上俊彦, 正岡 徹: 白血病, 悪性リンパ腫に対する全身照射-骨髄移植の治療について, 癌と化学療法, 13: 911-921, 1986
  - 17) Quast U: Total body irradiation-review of the treatment techniques in Europe. *Radiother Oncol* 9: 91-106, 1987
  - 18) 井上俊彦, 茶谷正史, 手島昭樹, 他: 白血病に対する骨髄移植のための全身照射法における改良, 臨放, 32: 557-560, 1987
  - 19) 菊池 峻, 園田辰夫, 加藤栄作, 他: ムービングビーム TBI (第2報), 日放技学会誌, 43: 1299, 1987
  - 20) 安藤富士夫, 母里知之, 津田政行, 他: 骨髄移植のための処置としての新しい全身照射法, 臨放, 29: 327-330, 1984
  - 21) 中明鉄朗, 秋田谷藤弘, 浜田敏克: コンピュータ制御による移動寝台を用いた全身照射療法の検討, 日放技会誌, 37: 680-685, 1990
  - 22) 井上俊彦, 堀 信一, 井上武宏: ライナック 10MV X線を用いた全身照射法の線量分布について, 日本医放会誌, 39(3): 277-282, 1979
  - 23) 本家好文, 武田 均, 玖島利男, 他: 骨髄移植における 10MV リニアック X線による全身照射法について, 広島医誌, 33: 805-810, 1985
  - 24) Keane TJ, Van Dyk J, Rider WD: Idiopathic interstitial pneumonia following bone marrow transplantation: The relationship with total body irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 7: 1365-1370, 1981
  - 25) Khan FM, Williamson JF, Sewchand W, Kim TH: Basic data for dosage calculation and compensation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 6: 745-751, 1980
  - 26) Brix F, Dühme E, Gremmel H, et al: Optimierung der Dosisverteilung bei der Ganzkörperbestrahlung durch Kompensatoren. *Strahlentherapie* 160: 108-113, 1984
  - 27) 斉藤泰雄, 村田秀雄, 松本 進, 他: 透過線量法による体中心線量の推定-全身照射における簡単な線量測定法一, 臨放, 31: 449-452, 1986
  - 28) Van Dyk J, Galvin JM, Glasgow GP, et al: The physical aspects of total and half body photon irradiation. Report by Task Group 29 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. (AAPM Report No. 17): American Institute of Physics, 1986
  - 29) 安河内浩, 東 静香, 奥畑好孝, 他: 全身照射の方法, 日本医放会誌, 48(7): 906-910, 1988
  - 30) 井上俊彦, 柴田弘俊: BMTにおける TBI, クリニカ, 8: 1011-1020, 1981
  - 31) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons. ICRU Report 29, Washington, DC, 1978
  - 32) Scarpati D, Frassoni F, Vitale V, et al: Total body irradiation in acute myeloid leukemia and chronic myelogenous leukemia: Influence of dose and dose-rate on leukemia relapse. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 17: 547-552, 1989
  - 33) Van Dyk J: Dosimetry for total body irradiation. *Radiother Oncol* 9: 107-118, 1987
  - 34) Takisawa M, Sone S, Watanabe T, et al: An interactive desk-top compensating filter using compact 3-D NC-Mill. (In) Bruinvis IAD ed: The Use of Computers in Radiation Therapy, 307-310, 1987, North-Holland, Amsterdam
  - 35) Trott KB: Radiobiological aspects of total body irradiation. *Strahlenther Onkol* 163: 212-213, 1987
  - 36) Peters LJ, Withers HR, Cundiff JH, Dicke KA:

- Radiological considerations in the use of total body irradiation for bone marrow transplantation. *Radiology* 131 : 243—247, 1979
- 37) Peters LJ : The radiobiological bases of TBI. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 6 : 785—787, 1980
- 38) Barret A : Total body irradiation (TBI) before bone marrow transplantation in leukemia : A co-operative study from the European group for bone marrow transplantation. *Br J Radiol* 55 : 562—567, 1982
- 39) Bortin MM, Kay HE, Gale RP, Rimm AA : Factors associated with interstitial pneumonitis after bone-marrow transplantation for acute leukemia. *Lancet* 1 : 437—439, 1982
- 40) 菅原 正, 井上俊彦, 母里知之, 他 : 白血病の同種骨髄移植における全身照射様式と間質性肺炎, 癌の臨床, 34 : 311—320, 1988
- 41) Inoue T, Masaoka T, Shibata H : Risk factors associated with interstitial pneumonia following allogeneic bone marrow transplantation for acute leukemia in Japanese experience. *Stralenter Onkol* 162 : 368—373, 1986
-