

---

---

ノート

---

---

## リニアック10 MV X線を用いた前後左右4門による全身照射法

荒木 不次男・熊谷 孝三\*・井芹 卓見\*\*

河野 孟

国立熊本病院放射線科

\*国立療養所南福岡病院放射線科

\*\*国立佐賀病院放射線科

(論文受理 1993年4月19日)

(最終論文受理 1993年9月22日)

(Code No. 431, 850)

---

*Key words*: Total body irradiation, Large-field dosimetry, Compensator, Dose uniformity

---

TOTAL BODY IRRADIATION WITH A FOUR-FIELD TECHNIQUE USING  
A 10 MV LINEAR ACCELERATORFUJIO ARAKI, KOZO KUMAGAI\*, TAKUMI ISERI\*\*  
and TAKESHI KAWANO

Department of Radiology, Kumamoto National Hospital

\*Department of Radiology, National Minamifukuoka Chest Hospital

\*\*Department of Radiology, Saga National Hospital

## Summary

Recently, total body irradiation (TBI) is being used as a method of preparation for bone marrow transplantation (BMT). However, many variations exist in the TBI procedure, such as the irradiation technique, total dose, dose rate and dose fractionation. In TBI treatment, it is important to apply a homogeneous dose to the total body, and avoid interstitial pneumonitis and cataracta. Therefore, we applied a four-field technique using 10 MV X-rays with a shield for lungs and eyeballs, and employed tissue compensators and bolus to obtain a homogeneous dose distribution.

The midpoint doses in 12 positions of the total body have been achieved within  $\pm 10\%$  of that of the pelvis with the use of this technique. Also, this TBI technique is capable of accurately controlling absorbed doses to the lungs and eyes.

## リニアック 10 MV X線を用いた前後左右4門による全身照射法 (荒木・他)

## 1. 緒 言

近年, 全身照射 (total body irradiation, 以下 TBI) は造血器疾患, とくに白血病の骨髄移植療法 (bone marrow transplantation, 以下 BMT) の前処置として広く行われている. TBI の目的は全身に超致死線量を投与して, 1) 移植骨髄の拒絶防止のための宿主免疫能抑制, 2) 移植骨髄生着のための骨髄機能の温存, 3) 体内に残存する全白血病細胞の根絶を計ることにある<sup>1)</sup>. しかし, TBI はその照射法<sup>2,3)</sup>をはじめ, 総線量/分割/日, 線量率, 照射スケジュールなど各施設によりさまざまである<sup>4-7)</sup>.

TBI で基本的に重要なことは, 全身に均等な線量を精度良く投与すること, また重要臓器の障害, とくに間質性肺炎の発症を防ぐことである. さらに, BMT の治療成績の向上に伴い, 白内障の発症を防止することも今後より一層重要となる.

われわれはより均等な線量分布を得るために, また肺と眼球のシールドを確実にを行うために前後左右4門照射法<sup>8,9)</sup>を採用している. 本論文では, 当施設で行っている TBI の方法とその線量評価について述べる.

## 2. 照射方法の概要

Fig. 1 に示すように放射線治療室全体を利用して, 線源と患者体軸中心間を547 cm とし, 水平ビームによる前後左右対向4門照射を計画した. 使用エネルギーは10 MV X線で, 照射野は患者の全身を含むようにコリメーターを45度回転させ, 照射野の対角線を患者の体軸に合わせた. 幾何学的照射野は STD (source-target distance) 100 cm 表示値で  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ , STD 547 cm では  $164 \times 164 \text{ cm}^2$ , 対角線の長さは232 cm である.

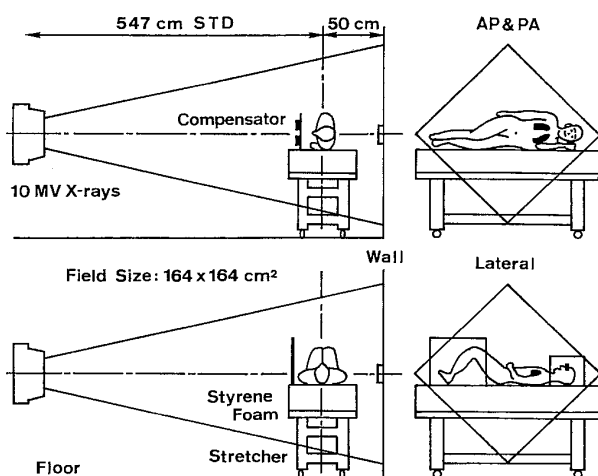


Fig. 1 TBI set-up for a four-field technique.

照射体位は前後方向では側臥位, 左右方向は仰臥位とした. いずれの場合も全身が照射野内に十分に含まれるように両膝を軽く曲げた.

投与線量は骨盤部中心 (大転子部) を基準点とし, 総線量12 Gy を1日2回, 3日間の6分割で照射した. 線量率は骨盤部中心で  $5 \sim 6 \text{ cGy/min}$  とした. 午前9時より前後対向2門照射, 午後4時より左右対向2門照射を行った. 前後方向では線量の均等性を良くするために, 右側臥位と左側臥位を1日ごと交互に行った.

当施設では化学療法に先行して TBI を施行するため無菌状態を必要としないが, 可及的に清潔に操作した.

## 3. 使用装置および測定器具

放射線発生装置: 三菱電機社製 Linac ML-15MIII

測定器:

- Ionex 2500/3型線量計
- PTW Farmer-type,  $0.6 \text{ cm}^3$
- PTW Shallow-type,  $0.055 \text{ cm}^3$
- 100型5点線量計 (半導体検出器, Toyo medic 社製)
- 熱蛍光線量計 (TLD, ナショナル社製)
- TLD リード (UD-512P), TLD 素子 (UD-170L (BeO))
- ファントム: MixDp ( $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ )

## 4. 方 法

## 4.1 ファントムによる線量測定

STD 547 cm の TBI 条件での基本的なビームデータとして, TPR (tissue-peak ratio) および OCR (off-center ratio) を測定した.

出力測定は通常の校正条件 (STD 100 cm, 照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) でモニタ線量計の校正を行い, 次に STD 547 cm で深さ 5 cm における吸収線量の測定からピーク深でのモニタユニット当りの吸収線量 (cGy/MU) (以下, 出力係数) を求めた.

線量計はビルドアップ領域を除いては指頭型電離箱を, ビルドアップ領域についてはシャロー型電離箱を用いた. ファントムには MixDp  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  とビルドアップ領域の測定に 1 mm 厚の亚克力板  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  を使用した.

## 4.2 補償フィルタによる線量補償

肺線量の補償, 眼球のシールド, 体厚補償のためにフィルタを作成した. 補償フィルタには鉛板 (密度  $\rho = 11.34 \text{ g/cm}^3$ ), 低融点合金製ブロック (密度  $\rho = 9.4 \text{ g/cm}^3$ ) を用い, 各フィルタは亚克力支持板に固定して患者の前面10~20 cm にセッティングした.

補償厚  $t$  は補償部位 (i) と基準となる骨盤部 (P)

の体厚中心の線量比から

$$t = (1/\mu) \ln[(TPR \times OCR)_i / TPR_p] \quad (1)$$

で求めた。 $\mu$  は補償フィルタの線減弱係数を表す。

#### 4.2.1 肺吸収線量の補償

肺の線量は総線量12 Gy の2/3である8 Gy に補償した。前後対向2門照射の際に低融点合金製ブロックで骨盤線量の1/3にシールドし、左右対向2門照射では前胸部にアクリル板、後胸部に上腕をボラス材として用い、骨盤線量に合わせた。

胸部の組織(水)等価厚  $T_{eff}$  はCT画像から胸部の厚さ  $T_c$ 、肺野の厚さ  $T_l$ 、肺野の平均相対電子密度  $\rho_e$  をそれぞれ測定し、密度補正により次式で求めた。

$$T_{eff} = (T_c - T_l) + T_l \cdot \rho_e \quad (2)$$

肺の形状は照射体位でのX線シミュレータ写真から決定した。前後方向の低融点合金ブロックは、右側臥位と左側臥位用に合計8個作成した。左右方向は上腕によって補償される部分を除き、肺の形状に合わせた。

#### 4.2.2 頭頸部と下肢の線量補償

頭部、頸部、下肢の線量は左右対向2門照射の際に鉛板を用いて骨盤線量に合わせた。下肢については大腿下部、膝関節部、下腿部、足関節部の4部位に分けて補償した。

#### 4.2.3 眼球のシールド

眼球は左右対向2門照射において鉛ブロックで骨盤線量の1/2にシールドし、総線量を9 Gy に抑えた。

各補償フィルタの位置は、あらかじめX線シミュレータで位置決めした患者皮膚面のマーキングをもとに光照射野で合わせ、リニアックグラフィで確認した。X線シミュレータによる位置決めにおいては、STD 547 cm の治療位置との幾何学的な補正を行った。

#### 4.3 患者への投与線量と線量分布の評価

投与線量および照射中の線量、線量率のモニタリングは直腸線量を5点半導体検出器で実測した。線量分布は頭部から足関節部まで全身12部位の体厚中心の線量を求め、骨盤部中心に対する相対線量(%)で評価した。各部位の中心線量  $D_m$  は射出線量  $D_0$  をTLDにより測定し、中心と射出の線量比および距離の補正から

$$D_m = D_0 \cdot [(TPR \cdot OCR)_m / (TPR \cdot OCR)_0] \cdot [(STD + T/2) / STD]^2 \quad (3)$$

で求めた。Tは体厚を示す。なお、TLDは1部位に3個用い、その平均を求めた。

下肢では左右対向2門照射の場合、中心線量が直接測定できるように脚の間にTLDを挟んだ。眼球については外眼角にTLDを貼付して入射線量を測定し、2 cm 深

部で線量評価した。また、補償部位においてはフィルタによる線質の変化を考慮して、フィルタ使用時の実測TPRを(3)式に用いた。直腸線量および各部位の射出線量の測定は照射ごとに毎回行った。

5点半導体検出器とTLDの校正はエネルギー依存性を考慮して、TBIに使用する10 MV X線で行った。5点半導体検出器はTBI条件で、TLDはSTD 100 cm、照射野20×20 cm<sup>2</sup>の照射条件で、いずれも校正深(5 cm)において電離箱線量計と比較校正した。また、TLDは1 Gyを2回照射し、その指示値の平均から各素子ごとに校正定数を求めた。

## 5. 結 果

### 5.1 ファントムによる線量測定

#### 5.1.1 TPR 曲線

STD 547 cm、照射野164×164 cm<sup>2</sup>とSTD 100 cm、照射野30×30 cm<sup>2</sup>でのビーム軸におけるTPR曲線をFig. 2に示す。深さ15 cmまでは両者に差はないが、深さ20~30 cmではSTD 547 cmの方が1~3%高くなった。

ビルドアップ領域においてはFig. 3に示すように、STD 547 cmではSTD 100 cmに比べ明らかに表面近傍

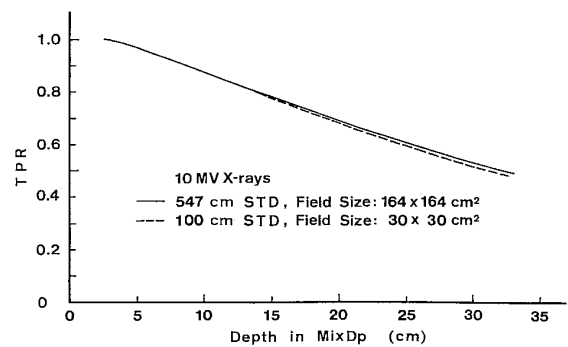


Fig. 2 Tissue-peak ratio compared at 100 cm and 547 cm STD.

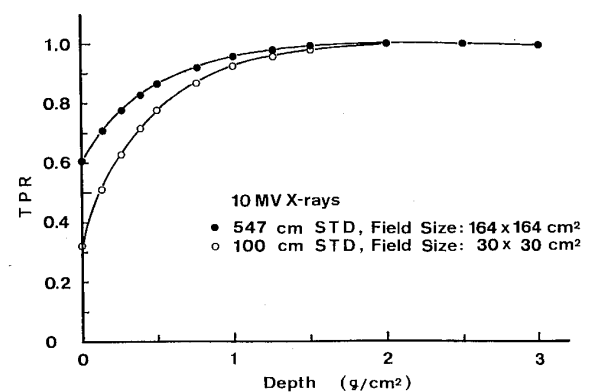


Fig. 3 Dose build-up curves compared at 100 cm and 547 cm STD.

リニアック 10 MV X線を用いた前後左右 4 門による全身照射法 (荒木・他)

Table 1 Physical data of the thoracic region for a typical patient

Position	Field	Total thickness $T_c$ (cm)	lung thickness <sup>a</sup> $T_l$ (cm)	Effective thickness <sup>b</sup> $T_{eff}$ (cm)
Lungs	A-P	20.0	12.0	11.0
Shoulders (Th2)	Lateral	46.0	14.0	36.0
Anterior lung	Lateral	30.0	16.0	18.0
Posterior lung	Lateral	30.0	18.0	17.0

<sup>b</sup>Relative electron density of the lungs:  $\rho_e=0.27$

<sup>b</sup>Effective thickness obtained from Eq. (2) of the text

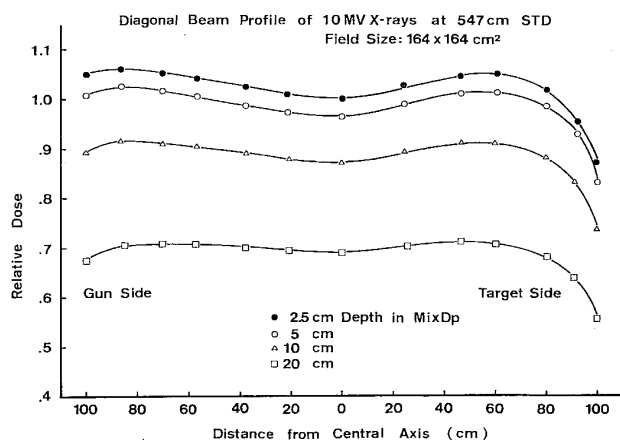


Fig. 4 Diagonal beam profile measured at various depths.

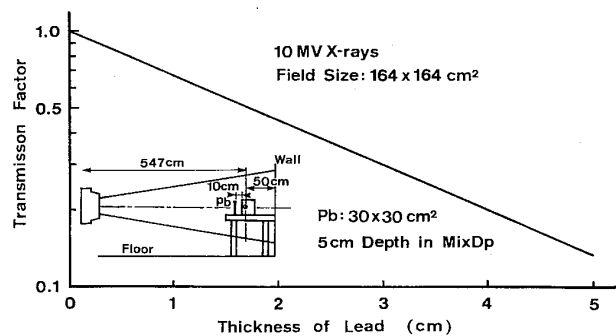


Fig. 5 Transmission curve as a function of lead compensator thickness.

の線量が増加した。表面での TPR はそれぞれ 0.60 と 0.32 で、TPR が 0.90 にビルドアップする深さは 6 mm と 9 mm であった。ピーク深は 2.0~2.5 cm と両者同じであった。

5.1.2 ビームプロファイル

幾何学的照射野の対角線に沿った深さ 2.5 cm (ピーク深), 5 cm, 10 cm, 20 cm におけるビームプロファイル (OCR 曲線) を Fig. 4 に示す。縦軸の相対線量はビーム

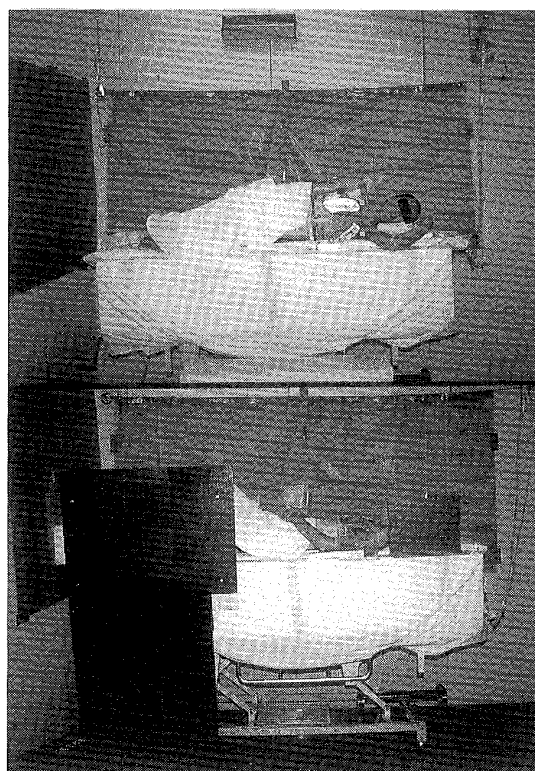


Fig. 6 Patient positions in TBI treatment. (a) Lateral decubital position with lung shielding. (b) Supine position with an eye block, lead compensators for head, neck and lower extremities, and bolus for the lungs.

軸のピーク線量に対する比で表されている。Gun 側では線量の平坦性がビーム中心から 100 cm の距離まで保たれたのに比べ、target 側では 80 cm を越えたあたりから急な線量低下を生じた。したがって、有効照射野長はビーム軸を中心とした gun 側へ 80 cm, target 側へ 80 cm の 160 cm 範囲に設定した。この有効照射野長のビームプロファイルの対称性は  $\pm 2\%$  以下であり、平坦性はもっとも変化の大きい深さ 2.5 cm で  $\pm 3\%$  以下、深さ 10 cm

**Table 2** Physical data, beam parameters, compensator design and TBI dosimetry results for a typical patient

Position	1/2 thickness (cm)	TPR	OCR	Compensator thickness (cm)	TRANS <sup>a</sup>	Calculated R. MPD <sup>b</sup> (%)	Measured R. MPD <sup>c</sup> (%)
A-P irradiation							
Head	9.5	.883	1.05			106.1	93.3±2.8%
Neck	5.5	.958	1.05			115.1	107.2±4.0%
Shoulders (Th2)	8.5	.902	1.04			107.3	106.0±4.4%
Right lung	5.5 <sup>d</sup>	.957	1.03	Alloy 3.5+Acryl 0.8	0.309	34.8	37.8±6.1%
Left lung	5.5 <sup>d</sup>	.957	1.03	Alloy 3.5+Acryl 0.8	0.309	34.8	37.1±6.6%
Mid-mediastinum (Th6)	10.0	.874	1.03			103.0	96.7±4.3%
Umbilicus	10.0	.874	1.01			101.0	95.8±2.3%
Pelvis (Central axis)	10.0	.874	1.00			100.0	100.0
Thighs	8.5	.902	1.02			105.3	94.4±1.1%
Knees	7.0	.930	1.03			109.6	99.2±1.8%
Legs	5.5	.958	1.04			114.0	98.2±0.9%
Ankles	4.0	.985	1.05			118.3	105.8±1.7%
Lateral irradiation							
Head	8.0	.911	1.05	Pb 0.4+Acryl 0.9	0.832	103.1	97.5±1.9%
Eyeballs			1.05	Pb 2.2+Acryl 0.9	0.48	50.4	51.1±5.4% <sup>f</sup>
Neck	5.5	.958	1.05	Pb 0.6+Acryl 0.9	0.771	100.4	96.3±0.4%
Shoulders (Th2)	18.0 <sup>d</sup>	.725	1.04			97.7	91.1±4.8%
Anterior lung	16.0 <sup>e</sup>	.763	1.03	Acryl 7.0 (Bolus)		101.8	92.5±2.3%
Posterior lung	16.5 <sup>e</sup>	.753	1.03	Arm 8.0 (Bolus)		100.5	93.5±4.4%
Umbilicus	13.0	.818	1.01			107.0	105.6±1.0%
Pelvis (Central axis)	15.5	.772	1.00			100.0	100.0
Thighs	15.0	.780	1.02			103.1	102.3±5.6%
Knees	11.0	.855	1.03	Pb 0.2+Acryl 1.5	0.887	101.2	104.8±3.6%
Legs	9.0	.893	1.04	Pb 0.3+Acryl 1.5	0.854	102.7	102.9±2.4%
Ankles	6.0	.950	1.05	Pb 0.4+Acryl 1.5	0.821	106.1	113.2±2.4%

<sup>a</sup>Transmission of compensator<sup>b</sup>Relative midpoint dose of position i relative to pelvis = [(TPR × OCR × TRANS)<sub>i</sub> / TPR<sub>p</sub>] × 100%<sup>c</sup>Relative midpoint dose obtained from Eq. (3) of the text: mean ± (SD/mean) × 100%, n=6<sup>d</sup>Effective thickness included lung density corrections<sup>e</sup>Effective thickness included lung density corrections and bolus material<sup>f</sup>Relative dose evaluated at 2 cm depth

では±2.5%以下であった。患者の線量評価には深さ10 cmのOCRを採用した。この理由は、各部位の平均的な厚さ(1/2体厚)が約10 cmであり、また深さによるOCRの差が小さいためである。

### 5.1.3 線量率と出力

STD 100 cm, 照射野10×10 cm<sup>2</sup>で校正したモニタ線量計の線量率を200 cGy/min, モニタユニットを2000 MUに設定したときのSTD 547 cmでの吸収線量率は、ピーク深で6.85 cGy/min, 前後方向の骨盤部中心(深さ

10 cm, TPR=0.874)で5.99 cGy/min, 左右方向(深さ15.5 cm, TPR=0.772)では5.29 cGy/minであった。出力係数は0.03425 cGy/MUで、1週間ごとの5回の測定による再現性は1%以内であった。

### 5.2 補償フィルタの作成

CT画像から求めた胸部領域の各厚さと(2)式から求めた組織(水)等価厚をTable 1に示す。肺は第6胸椎、肩関節部では第2胸椎の位置を基準にした。

代表的な患者に対する各部位の厚さ(1/2体厚)とその

リニアック 10 MV X線を用いた前後左右 4 門による全身照射法 (荒木・他)

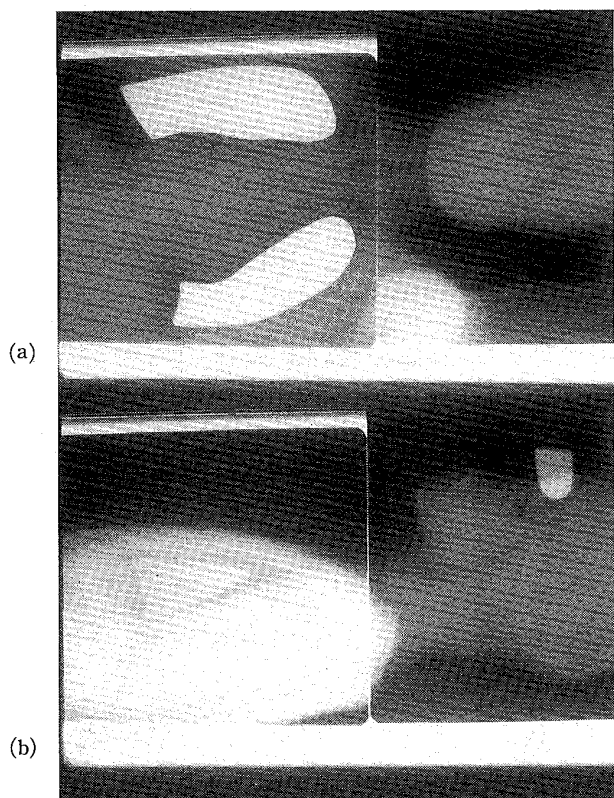


Fig. 7 Verification films in TBI treatment.  
(a) Lateral decubital position.  
(b) Supine position.



Fig. 8 X-ray photograph of semiconductor diodes placed in the rectum for dose monitoring. A-P and lateral views.

ビームデータ (TPR, OCR) を Table 2 の第 2~4 欄に, これらのデータをもとに(1)式から求めた補償フィルタ厚とその透過率 (減弱率) を第 5, 6 欄に示す. なお, 補償フィルタに用いた鉛の線減弱係数  $\mu$  は, 実際の TBI 条件で求めた減弱曲線 (Fig 5) から  $0.398 \text{ cm}^{-1}$  であった. 低融点合金の補償厚については鉛との密度比から換算した.

補償フィルタとボラスのセッティングを Fig. 6 に, そのリニアックグラムを Fig. 7 に示す.

5.3 患者における線量評価

骨盤部 (大転子) への投与線量の精度は, 直腸線量計による実測 (Fig. 8) から前後方向で  $101.3 \pm 0.21\%$ , 左右方向で  $92.7 \pm 2.04\%$ , 4 門の平均では  $97.0\%$  であった.

計算と実測による骨盤部に対する各部位の相対線量 (%) を Table 2 の第 7, 8 欄に示す. 各部位の計算と実測の相対線量の誤差は前後方向で平均  $8.4\%$ , とくに下肢領域では  $9.5 \sim 14\%$  と大きくなった. 左右方向では平均  $4.5\%$  であった. 肺線量の補償は計算値の  $34.8\%$  に比べ  $7.6\%$  高く, 眼球のシールドでは計算値の  $50.4\%$  にほぼ一致した. 線量の均等性は前後方向において厚さの補償を行っていない頸部, 胸鎖関節部, 足関節部で  $6 \sim 7\%$  高く, 頭部では逆に  $7\%$  低くなった. 左右方向では肩関節部で  $9\%$ , 縦隔で  $7\%$  低く, 足関節部で約  $10\%$  高くなった. しかし, 前後と左右方向の平均ではほとんどの部位で  $\pm 5\%$  以内の均等性であった.

6. 考 察

6.1 ファントムによる線量測定

STD 547 cm での TPR が STD 100 cm より深部で高くなるのは, STD 100 cm では照射野が  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  と使用したファントム  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  より小さく, STD 547 cm との照射野サイズの違いによるファントム散乱の差と考えられる. ファントムサイズの線量測定への影響については, Podgorsak ら<sup>10)</sup> の 10 MV X 線に対する測定データから人体サイズに近い  $30 \times 140 \text{ cm}^2$  と使用したファントム  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  の比較で, 出力の差は  $0.1\%$ , 深部線量百分率 (PDD) では深さ 20 cm で  $0.5\%$  であり, ほとんど問題にならない.

ビルドアップ領域の線量は, STD 547 cm では STD

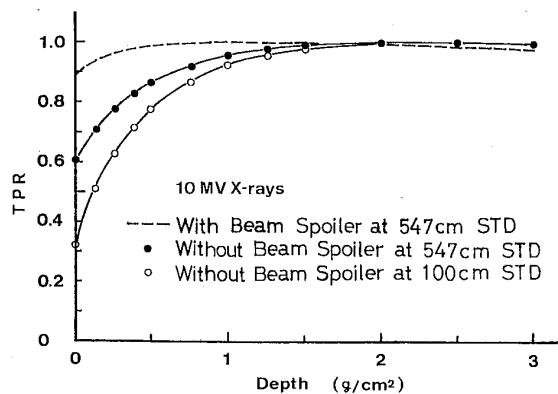


Fig. 9 Dose build-up curves compared without and with beam spoiler of 1 cm thick acryl screen. Distance between beam spoiler and phantom is 20 cm.

100 cm より線源とファントム間の空気散乱による反跳電子の寄与で多少増加するが、ピーク深は2.0~2.5 cm と変わらない<sup>11,12)</sup>。したがって、皮膚を含む全身を標的容積と考えれば、1 cm 以下では線量が不十分である。ビルドアップ線量を増加するにはビームスポイラー<sup>12,13)</sup> やボラスが有効であり、例えばアクリル板1 cm 厚をビームスポイラーとしてファントム表面の前10 cm, 20 cm, 30 cm に置いたときの表面の TPR はそれぞれ0.943, 0.887, 0.822, 深さ1 mm では0.965, 0.937, 0.897となり、ビルドアップ線量が大幅に改善される (Fig. 9)。しかし、ビームスポイラーやボラスがなくても、ビームが接線あるいは斜入する場合にはビルドアップ線量が増加する<sup>14)</sup> ため、前後左右の4門照射を用いることにより体表面近傍の線量は多少改善することが予想される。

ビームプロファイルについては幾何学的照射野の対角線が232 cm と長く、200 cm 範囲の線量平坦度が十分得られるという予想であった。しかし、実際は target 側において装置のヘッド周辺の構造に起因する線量低下を生じたため、ビームの対称性、平坦性が十分得られる有効照射野は160 cm であった。このように装置特有の特性には十分注意する必要がある。

また、long STD 法による大照射野の線量測定にあたっては、線量計のステム・ケーブル効果を実測し、確認する必要がある。使用した電離箱線量計について照射野16×164 cm<sup>2</sup> の短軸と長軸を使って、深さ5 cm で測定したステム・ケーブル効果は0.7%であった。5点半導体検出器についても同様に行ったが1%以内であった。いずれも測定上問題にならない値である。

## 6.2 患者における線量評価

直腸線量の測定による投与線量の精度は前後方向では+1%と比較的精度良いが、左右方向では7%の過小線量である。この理由として、前後方向は解剖学的に平坦でファントム測定と幾何学的に類似しているのに対し、左右方向では腹厚が20 cm 程度でファントムサイズ40×40 cm<sup>2</sup> に比べ小さく、散乱線量が低下するためと考えられる。また、左右方向は体輪郭の変化と体厚が大きいため、吸収と散乱による誤差が大きくなるものと考えられる。

線量分布については前後と左右を組み合わせた4門照射により、ほとんどの部位で±5%以内に線量の均等化を計ることができる<sup>13,15)</sup>。とくに、前後方向で補償しにくい頸部や左右方向で体厚が大きい肩関節部では4門照射が有利である。一方、下肢では前後方向で10%を超える線量増加が予想されたが、実際の治療体位が膝屈曲位で

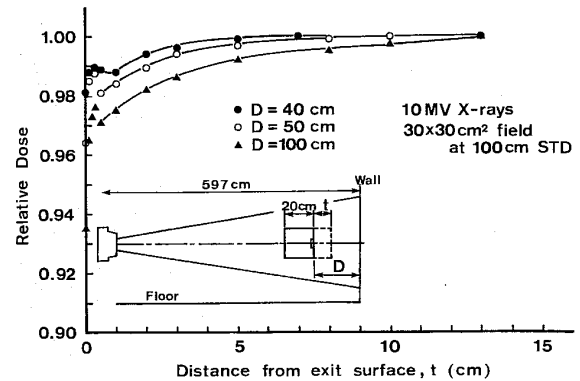


Fig. 10 Variation of relative dose (normalized to the value obtained with full scatter) in the region of the exit surface. D = distance between phantom exit surface and wall. Phantom is MixDp, 40×40 cm<sup>2</sup> in size.

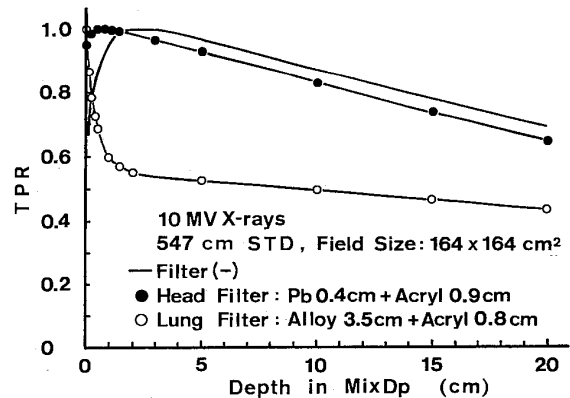


Fig. 11 Tissue-peak ratio compared without and with compensating filter. Distance between compensating filter and phantom is 10 cm.

あるため治療計画を行ったときの膝伸展位に比べビームの透過厚が実質的に増加し、結果的に均等な線量が得られた。

肺線量の補償は、前後方向で目標線量の33.3% (2 Gy) に比べ12% (0.24 Gy) 程高くなった。これは、計算値が34.8% (2.09 Gy) と目標線量より4.5%高いのに加え、補償フィルタや肺周囲組織からの散乱による線量増加があるためと考えられる。しかし、肺の総線量8 Gy に比べるとわずか3%の誤差であり、臨床的には問題にならないと考える。

次に各部位の線量測定において考慮すべき問題として、射出線量の測定から体厚の中心線量を求める場合に、射出表面での backscatter の不足と壁からの backscatter の影響がある<sup>10,13,16,17)</sup>。シャロー型電離箱線量計を用いたファントム測定では、壁から100 cm, 50 cm, 40 cm での射出表面線量は飽和散乱線量に比べそれぞれ6.5%, 3.6

## リニアック 10 MV X線を用いた前後左右 4 門による全身照射法 (荒木・他)

%, 1.9%の不足となり, 壁に近づくにしたがい壁からの backscatter で相殺される (Fig. 10). 実際の TBI では壁から患者の射出表面までの距離は30~40 cm であり, 射出線量の低下は 2%以下であることが予想される。また, 補償フィルタを患者側に用いる場合は, フィルタからの反跳電子と散乱 X 線によって表面近傍の線量増加と TPR (線質) の変化が起こる (Fig. 11). したがって, 入射線量や射出線量から中心線量を求める場合は, 補償フィルタごとに測定した TPR を用いる必要がある。とくに, 鉛の補償厚が増加すると TPR の変化が大きくなるので注意を要する。

## 7. 結 論

骨髄移植を前提とした全身照射に10 MV X線を用いた前後左右 4 門照射法を試みた。

この照射法と補償フィルタの組み合わせで, 全身への投与線量の均等性を±10%以内に改善することが比較的容易になる。また, 重要臓器である肺と眼球の吸収線量の制御を精度良く行うことができる。

## 謝 辞

全身照射を行うにあたり, ご指導いただきました当院放射線科医長・高田千年先生に深謝いたします。また, ご協力をいただきました放射線科技師諸兄にお礼を申し上げます。

本研究の要旨は, 第49回日本放射線技術学会総会において発表した。

## 文 献

- 1) Gale RP, Butturini A and Bortin MM: What does total body irradiation do in bone marrow transplants for leukemia? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 20, 631-634, (1991).
- 2) Van Dyk J, Galvin JM, Glasgow GP, et al.: AAPM Report No. 17, The physical aspects of total and half body photon irradiation. American Association of physicists in Medicine, New York, (1986).
- 3) 小幡康範, 熊谷孝三, 津田政行, 井澤一雄: 全身照射法の技術的諸問題, *日放技学誌*, 47(12), 2025-2064, (1991).
- 4) Shank B: Techniques of magna-field irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 9, 1925-1931, (1983).
- 5) Quast U: Total body irradiation-review of treatment techniques in Europe. *Radiother. Oncol.*, 9, 91-106, (1987).
- 6) 井上俊彦, 母里知之, 菅原 正, 他: 骨髄移植療法のための全身照射の国内調査. *癌の臨床*, 34(7), 831-835, (1988).
- 7) 井上俊彦, 母里知之, 飯野 祐, 他: 骨髄移植療法と全身照射法の治療スケジュールについての国内調査. *日放腫会誌*, 1, 119-126, (1989).
- 8) 井上俊彦: 骨髄移植における放射線の全身照射治療について. *放治システム研究*, 4, 17-29, (1987).
- 9) 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).
- 10) Podgorsak EB, Pla C, Evans MDC, et al.: The influence of phantom size on output, peak scatter factor, and percentage depth dose in large-field photon irradiation. *Med. Phys.*, 12(5), 639-645, (1985).
- 11) Khan FM, Williamson JF, Sewchand W: Basic data for dosage calculation and compensation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 6, 745-751, (1980).
- 12) Niroomand-Rad A: Physical Aspects of total body irradiation of bone marrow transplant patients using 18 MV X rays. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 20, 605-611, (1991).
- 13) Doughty D, Lambert GD, Hirst A, et al.: Improved total-body irradiation dosimetry. *Brit. J. Radiol.*, 60, 269-278, (1987).
- 14) Galvin JM, D'Aangio GJ and Walsh G: Use of tissue compensators to improve the dose uniformity for total body irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 6, 767-771, (1980).
- 15) 熊谷孝三: 全身照射法の技術的諸問題, 2. TBI における Long SAD 法について. *日放技学誌*, 47(12), 2032-2042, (1991).
- 16) Van Dyk J, Leung PMK and Cunningham JR: Dosimetric considerations of very large cobalt-60 fields. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 6, 753-759, (1980).
- 17) Lambert GD, Liversage WE, Hirst AM, et al.: Exit dose studies in megavoltage photon therapy. *Brit. J. Radiol.*, 56, 329-334, (1983).