



Title	放医研サイクロトロンによる速中性子線の胸部不均質組織における線量計算法の検討
Author(s)	中村, 譲; 古川, 重夫; 飯沼, 武 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1985, 45(12), p. 1532-1539
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15851">https://hdl.handle.net/11094/15851</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 放医研サイクロトロンによる速中性子線の胸部不均質組織に おける線量計算法の検討

放射線医学総合研究所臨床研究部

中村 讓 古川 重夫 飯沼 武

物理研究部

川島 勝弘 星野 一雄 平岡 武

病院部

恒 元 博

(昭和60年4月22日受付)

(昭和60年7月31日最終原稿受付)

### Studies on Dose Calculation of Thorax Inhomogeneity for Fast Neutron Beam from NIRS Cyclotron

Yuzuru Kutsutani-Nakamura, Shigeo Furukawa and Takeshi A. Inuma

Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences

Katsuhiro Kawashima, Kazuo Hoshino and Takeshi Hiraoka

Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences

Hiroshi Tsunemoto

Division of Hospital, National Institute of Radiological Sciences

---

Research Code No. : 203.2

---

Key Words : Thorax dose calculation, Tissue inhomogeneity  
correction, Fast neutron, Power law TAR method,  
Cyclotron

---

The power law tissue-air ratio (TAR) method developed by Batho appears to be most accurate for inhomogeneity corrections to the dose calculated in a layered media for photon beam therapy. The power law TAR equation for tissue inhomogeneity correction of fast neutron beam therapy was examined to make the implicit approximation clear. The neutron beam is produced by bombarding a thick beryllium target with 30 MeV deuterons. Lung media was made of granulated tissue equivalent (TE) plastic which resulted in the densities of 0.30 and 0.60 g/cm<sup>3</sup>. Depth dose distributions in thorax tissues for neutron beam were measured by an air-filled cylindrical ionization chamber with TE plastic wall. The power law TAR equation considering the physical density correction was compared with the measured data. A good result has been obtained that the calculated dose is within  $\pm 4\%$  against the measured.

#### I. 緒 言

放射線医学総合研究所（以下放医研という）に  
おける医用サイクロトロンによる速中性子線治療  
の clinical trial は昭和51年11月から開始された。

この clinical trial のために基礎的な線量分布を  
測定し、その結果について報告を行った<sup>1)2)</sup>。今回  
は不均質組織として胸部不均質組織の線量分布を  
とりあげた。

速中性子線の線量分布は photon と似ているので、速中性子線の胸部不均質組織での線量分布は photon で用いられている補正法が適用できると考えられる。Photon での胸部不均質組織の線量分布は水中の標準線量分布を補正し求める方法が一般的である。そこで肺組織を含めた胸部組織中の線量分布を測定し、photon で用いられている補正法として比較的精度の高い Batho<sup>3)</sup> 及び Sontag ら<sup>4)</sup> のべき乗組織/空中線量比 (TAR) 法 (以下べき乗 TAR 法という) をとりあげ、速中性子線に対しても適用できるかどうか検討した。比較的良い結果がえられたのでその結果について報告する。

## II. 方 法

中性子線源は放医研サイクロトロンから発生する 30MeV 重陽子 (電流 30 $\mu$ A) を厚いベリリウムターゲットにあて生ずる速中性子線 (d(30)+Be 速中性子線と書く) を用いた。速中性子線は垂直下方に射出される。コリメータは圧縮木材 (Benelex 402) と鋼材とから構成され、照射野は鋼材によって作られる<sup>5)</sup>。

組織等価 (以下 TE という) ファントムは TE プラスチック (密度 ( $\rho$ ) = 1.10g/cm<sup>3</sup>) を用いた<sup>6)</sup>。肺ファントムの材料は密度を 0.30g/cm<sup>3</sup>, 0.60g/cm<sup>3</sup> になるように McGinley と McLaren による方法<sup>7)</sup> を用い、TE プラスチックを粉砕機 (池田理化製 ウィレー粉砕機 W-100) で 1mm $\phi$  ( $\rho$  = 0.30g/cm<sup>3</sup>) と 2mm $\phi$  ( $\rho$  = 0.60g/cm<sup>3</sup>) の粒状にしたもの (以下これを肺用 TE プラスチックという) を用いた。肺ファントムは枠組みされたプラスチック板 (板の厚さ 1mm, 枠の大きさ 20 $\times$ 20cm<sup>2</sup>) をサランラップで包み、それに密度 0.30g/cm<sup>3</sup> 及び 0.60g/cm<sup>3</sup> の肺用プラスチックを入れて作成した (枠の厚さ 1cm, 2cm, 3cm の 3 種類)。胸部ファントムは TE ファントム, 肺ファントム, TE ファントムの順に重ねた。線量計は空気を電離気体とした内径 6mm, 長さ 16mm, 壁厚 0.5mm の TE プラスチック製円筒形電離箱に 4.5mm の TE プラスチックビルドアップキャップを被せたものを用いた。

ファントム中の線量分布はビーム軸上の線量を

測定した。

### 不均質組織中の線量分布の補正法

不均質組織中の線量分布の補正法としてべき乗 TAR を用い、本報で用いた方法を以下に示す。

Fig. 1 (a) に示されるように密度  $\rho_1$  の組織中における深さ  $d_1$  (点 P) での線量  $D_1$  は空中線量を  $D_{air}$  とすると (1) 式で表わされる。

$$D_1 = D_{air} T(d_1, A) \rho_1 \dots\dots\dots (1)$$

但し、A : 深さ  $d_1$  での照射野

T ( $d_1, A$ ) : 密度 1.0g/cm<sup>3</sup> の組織中、

深さ  $d_1$ , 照射野 A での TAR

密度  $\rho_1$  の組織中の TAR は (1) 式から (2) 式で表わされる。

$$D_1/D_{air} = T(d_1, A) \rho_1 \dots\dots\dots (2)$$

密度  $\rho_0$  の組織中、深さ  $d_1$  (点 P) での TAR 及び線量をそれぞれ  $T_0(d_1, A)$  及び  $D_0$  とすると  $T_0$

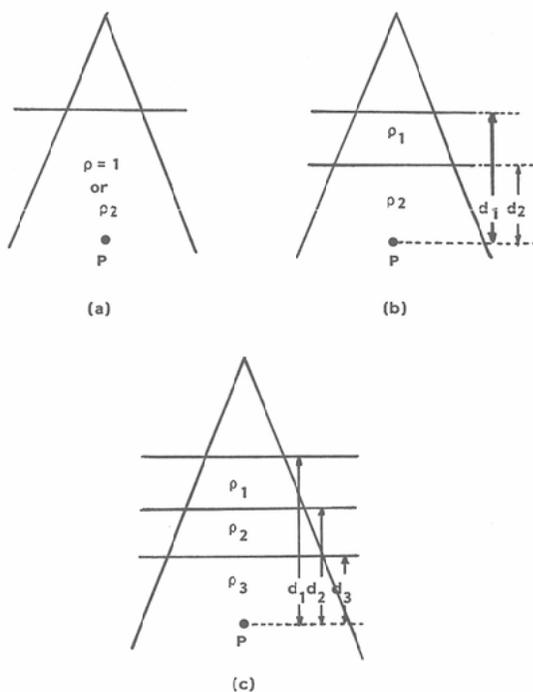


Fig. 1 Schematic diagram showing an inhomogeneous tissue.

(a) In tissue density  $\rho$  at depth  $d$ .

(b) In tissue of density  $\rho_2$  at depth  $d_2$  beyond tissue of density  $\rho_1$ .

(c) In tissue of density  $\rho_3$  at depth  $d_3$  beyond heterogeneous tissue of (b).

$(d_1, A)$  は (3) 式で表わされる.

$$T_0(d_1, A) = D_0/D_{\text{air}} = T(d_1, A)\rho_0 \quad \dots(3)$$

(2) 式と (1) 式を (3) 式, 即ち  $T_0(d_1, A)$  を用いて表わすとそれぞれ (4) 式と (5) 式で表わされる.

$$D_1/D_{\text{air}} = T_0(d_1, A)\rho_1/\rho_0 \quad \dots(4)$$

$$D_1 = D_0 T_0(d_1, A)(\rho_1 - \rho_0)/\rho_0 \quad \dots(5)$$

もし密度  $\rho_0$  の組織中の TAR 及び線量が分ると密度の異なる組織 (密度  $\rho_1$ ) での TAR 及び線量は (4) 式及び (5) 式を用いて求めることができる.

(5) 式で,  $\rho_0 = \rho_1$  の時, (5) 式は (6) 式と表わされる.

$$D_1 = D_0 \quad \dots(6)$$

速中性子線の測定に用いられる TE ファントムの密度は通常  $1.0\text{g/cm}^3$  でない場合が多いので,  $T_0(d_1, A)$  及び  $D_0$  を用いて表わした方が一般的である.

次に Fig. 1(b) に示されるように密度  $\rho_1$  の組織中に密度  $\rho_2$  の組織がある時, 点 P での線量を  $D_2$  とすると  $D_2$  と  $D_1$  との比は (7) 式又は (8) 式で表わされる.

$$\begin{aligned} D_2/D_1 &= T(d_2, A)\rho_2/T(d_2, A)\rho_1 \\ &= T(d_2, A)\rho_2 - \rho_1 \quad \dots(7) \end{aligned}$$

$$D_2/D_1 = T_0(d_2, A)(\rho_2 - \rho_1)/\rho_0 \quad \dots(8)$$

但し,  $d_2$  は密度  $\rho_2$  の組織中の入り口から点 P までの距離である.

(7) 式は (9) 式に, (8) 式は (5) 式とから (10) 式のように表わされる.

$$D_2 = D_1 T(d_2, A)\rho_2 - \rho_1 \quad \dots(9)$$

$$\begin{aligned} D_2 &= D_1 T_0(d_2, A)(\rho_2 - \rho_1)/\rho_0 \\ &= D_0 T_0(d_1, A)(\rho_1 - \rho_0)/\rho_0 \\ &\quad \cdot T_0(d_2, A)(\rho_2 - \rho_1)/\rho_0 \quad \dots(10) \end{aligned}$$

(10) 式でもし  $\rho_0 = \rho_1$  の時, (10) 式は (11) 式で表わされる.

$$D_2 = D_0 T_0(d_2, A)(\rho_2 - \rho_1)/\rho_0 \quad \dots(11)$$

Fig. 1(c) に示す 2 つの密度の異なる組織に密度  $\rho_3$  の組織が加わった場合, 密度  $\rho_3$  の組織の入り口から点 P までの距離を  $d_3$ , 点 P での線量を  $D_3$  とすると  $D_3$  は (12) 式又は (13) 式で表わされる.

$$\begin{aligned} D_3 &= D_1 T(d_2, A)\rho_2 - \rho_1 T(d_3, A)\rho_3 - \rho_2 \\ &= D_1 \sum_{i=2}^3 T(d_i, A)\rho_i - \rho_{i-1} \quad \dots(12) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} D_3 &= D_0 T_0(d_1, A)(\rho_1 - \rho_0)/\rho_0 T_0(d_2, A)(\rho_2 - \rho_1)/\rho_0 \\ &\quad T_0(d_3, A)(\rho_3 - \rho_2)/\rho_0 \\ &= D_0 \sum_{i=1}^3 T_0(d_i, A)(\rho_i - \rho_{i-1})/\rho_0 \quad \dots(13) \end{aligned}$$

(13) 式でもし  $\rho_0 = \rho_1$  の時, (13) 式は (14) 式

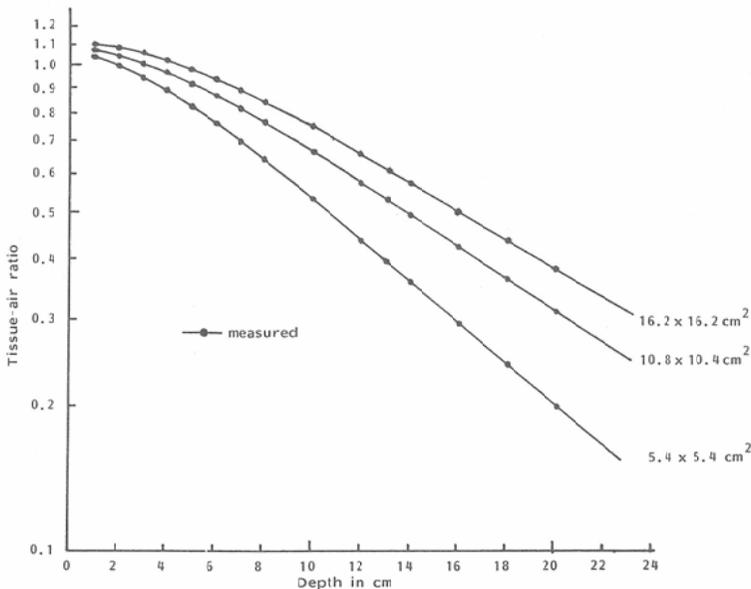


Fig. 2 Tissue-air ratio measured in tissue equivalent phantom for NIRS d(30) + Be neutrons.

と表わされる。

$$D_3 = D_0 \prod_{i=1}^3 T_0(d_i, A) (\rho_i - \rho_{i-1}) / \rho_0 \dots (14)$$

もし密度が既知の組織中の TAR 及び線量がればそれと異なった密度の組織中の線量は(5)式、(6)式及び(9)~(14)式を用い求めることができる。

### III. 結 果

#### 1. 肺ファントム中の組織/空中線量比 (TAR)

線源—線量計間距離 (SCD) 190cm での TE ファントム中 ( $\rho = 1.10\text{g/cm}^3$ ) の TAR を照射野 (A)  $5.4 \times 5.4$ ,  $10.8 \times 10.8$  及び  $16.2 \times 16.2\text{cm}^2$  についての測定結果を Fig. 2 の黒丸として示す。実線は黒丸を結んだものである。Fig. 3 に密度  $0.60\text{g/cm}^3$  の肺用プラスチックで作成した肺ファントム中の TAR を Fig. 2 と同様の条件で測定した結果を黒丸として示す。Fig. 3 の実線は (4) 式を用い、Fig. 2 の TAR を  $\rho_1/\rho_0 = 0.60/1.10 = 0.55$  乗して求めたものを示してある。両者は良く一致している。

#### 2. 胸部ファントム中の線量分布

TE ファントム 3cm の次に密度  $0.60\text{g/cm}^3$  の肺ファントム 10cm をおき、その後に TE ファントム 10cm をおいた胸部ファントム中の深部量百分率を測定した。線源—ファントム表面間距離 (SSD) を 190cm, ファントム表面での照射野 ( $A_0$ )  $5.4 \times 5.4$ ,  $10.8 \times 10.8$  及び  $16.2 \times 16.2\text{cm}^2$  の胸部ファントム中の深部量百分率の測定結果をそれぞ

れ Figs. 4 (a), (b) 及び (c) に黒丸として示す。実線は黒丸を結んだものである。鎖線は TE ファントム中の深部量百分率, 点線は TE ファントム 3cm の後に肺ファントムをおいた場合の深部量百分率の測定結果をそれぞれ示している。

胸部ファントム中の線量分布と均一 TE ファントム中の線量分布との比較では深さとともにその差は大きく変るが、TE ファントム後におかれた肺ファントム中の線量分布とは深さ 20cm までそれ程大きく相違していない。

Fig. 4 の白丸は Fig. 2 の TE ファントム中の TAR 及び Fig. 4 の鎖線で示す深部量百分率の測定値と  $\rho_2 = 0.60\text{g/cm}^3$ ,  $\rho_0 = \rho_1 = \rho_3 = 1.06\text{g/cm}^3$  を (11) 式及び (14) 式に代入し胸部ファントム中の深部量百分率として求めた計算値である。胸部ファントム中の線量分布の測定値と計算値との比較では TE ファントムから肺ファントムに入る領域では計算値は実測値より深部量百分率で 1~3% 多くなり、逆に肺ファントムから後方の TE ファントムに入る領域では計算値は実測値より深部量百分率で 1~3% 少なくなっているが良く一致している。

胸部ファントムのビーム入射側の TE ファントムの厚さを厚くし 5cm にした場合、深部量百分率の測定結果を Fig. 5 の黒丸として示す。照射野、照射条件は Fig. 4 と同様である。実線は Fig. 4 の白丸の時と同様な方法で求めた深部量百分率の計

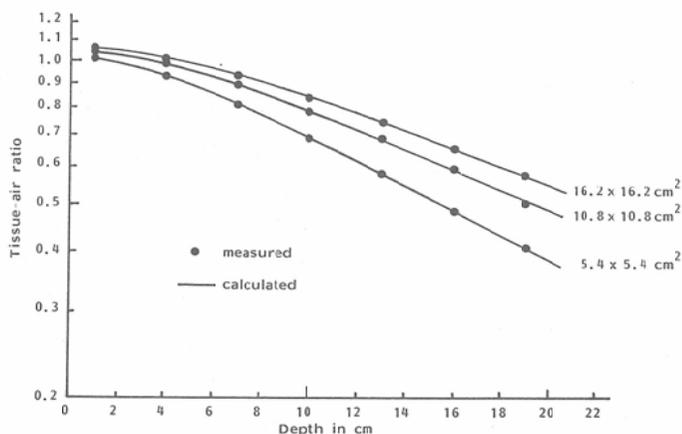


Fig. 3 Comparison of measured and calculated values of tissue-air ratio in lung phantom of  $0.60\text{g/cm}^3$ .

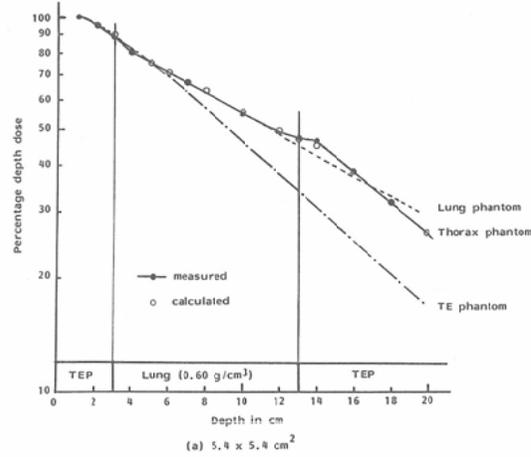
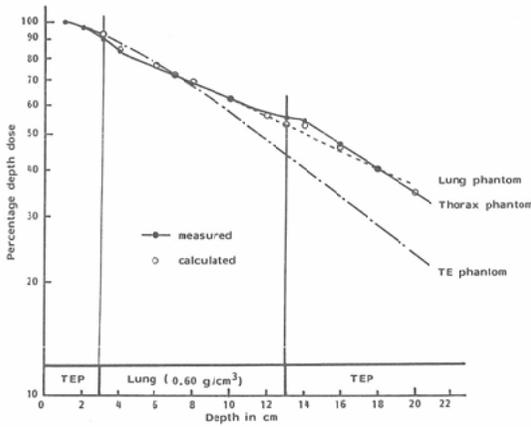
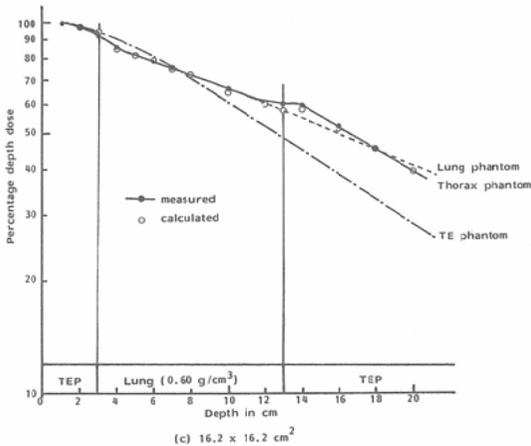
(a)  $5.4 \times 5.4 \text{ cm}^2$ (b)  $10.8 \times 10.8 \text{ cm}^2$ (c)  $16.2 \times 16.2 \text{ cm}^2$ 

Fig. 4 Comparison of percentage depth dose measured and calculated by the power law TAR method in thorax phantom (TE 3cm+lung 10 cm+TE 10cm) with lung density of  $0.60\text{g/cm}^3$ .

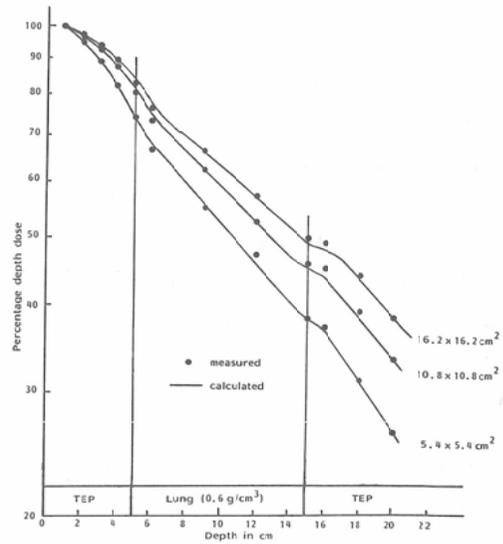
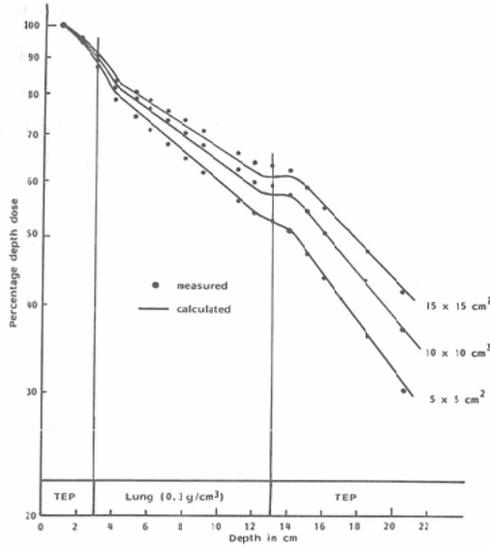


Fig. 5 Comparison of percentage depth dose measured and calculated by the power law TAR method in thorax phantom (TE 5cm+lung 10cm+TE 10cm) with lung density of  $0.60\text{g/cm}^3$ .

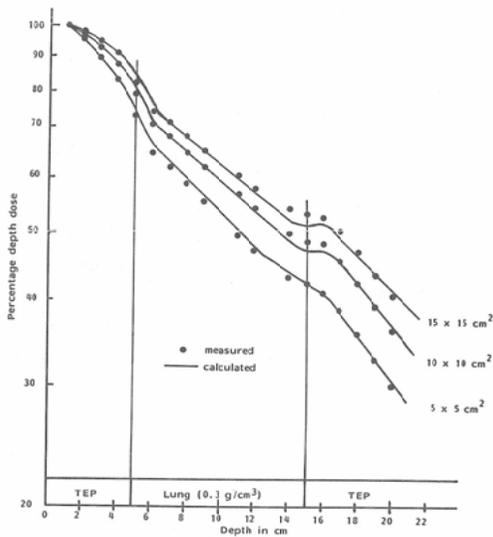
算値を示したものである。ビーム入射側の TE ファントムの厚さが厚くても Fig. 4 と同様の結果がえられ、不均質組織の境界近傍で値の相違がみられるが深部量百分率で多くて  $\pm 3\%$  の差で良く一致している。

次に肺ファントムの密度を小さくし、人体肺組織の平均値近くである  $0.30\text{g/cm}^3$  の肺用 TE プラスチックで作成した肺ファントムを用いた場合の胸部ファントム中の深部量百分率を  $\text{SSD}=175\text{ cm}$ ,  $A_0=5.0 \times 5.0$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15\text{ cm}^2$  の条件で測定した。ビーム入射側の TE ファントムの厚さを  $3\text{ cm}$  にした場合を Fig. 6(a) に、厚さを  $5\text{ cm}$  にした場合の測定結果を Fig. 6(b) にそれぞれ黒丸として示す。実線は TE プラスチックの TAR、深部量百分率の測定値を用い計算により求めた胸部ファントム中の深部量百分率の計算値を示す。

線量分布の実測値と計算値との比較では傾向は Fig. 4 及び Fig. 5 と同様であるが、肺ファントムの密度が  $0.30\text{g/cm}^3$  と小さくなったためか密度  $0.60\text{g/cm}^3$  と比べ、値の差が生じ、とくに大照射野の不均質組織の境界近傍と小照射野の肺ファントムに入った領域で大きく、しかし深部量百分率



a) TEP (3cm) · Lung (10cm) · TEP (10cm)



b) TEP (5cm) · Lung (10cm) · TEP (10cm)

Fig. 6 Comparison of percentage depth dose measured and calculated by the power law TAR method in thorax phantom with lung density of  $0.30\text{g/cm}^3$ .

で±4%程度である。

#### IV. 考 察

本報では不均質組織として胸部不均質組織の線量分布をとりあげた。

胸部不均質組織の肺ファントム材料として

photonではコルクが良く用いられているが、原子組成が人体軟組織に近いTEプラスチックを用い、密度を小さくするためにMcGinleyとMclar-enの粒状にする方法を採用した<sup>7)</sup>。

胸部ファントム中の線量分布を測定し、photonで用いられている線量分布補正法としてのべき乗TAR法による計算値との比較を行った。Figs. 4~6から肺ファントムの密度 $0.3\sim 0.6\text{g/cm}^3$ に対し及び肺ファントム前面のTEファントムの厚さが変わっても計算値は実測値と不均質組織の境界領域で深部量百分率で最大±4%程度の相違を生ずるが良く一致し、胸部不均質組織の線量分布を求める補正法としてべき乗TAR法はphotonと同様に速中性子線の場合でも良い精度で計算できることが分った。

次に速中性子線の胸部不均質組織における線量計算法についてphotonで用いられている方法が適用できるか、今まで報告された文献は数少ないが考察する。

べき乗TAR法についてはWoottonらの報告のみでそれも肺ファントム背後の組織中の線量についてである<sup>8)</sup>。即ち $d(21.5)+\text{Be}$ 速中性子線に対し、肺ファントム材料に有機繊維板( $\rho=0.29\text{g/cm}^3$ )を用い、肺ファントムの厚さ1.3cm, 3.8cm及び5.5cmの背後2cm深さ以降の組織中の線量はべき乗TAR法を用いた場合4%以下の相違で一致したと報告している。

WilliamとMijnheer<sup>9)</sup>はphotonと同じ補正法が適用できるものとして等価深さ(equivalent depth)法にふれ、それを $d(50)+\text{Be}$ 速中性子線の場合に適用し、後述するSmithらの方法<sup>10)</sup>と比較すると高い値を示し、等価深さ法は速中性子線の胸部不均質組織の補正法に適さないので、ICRU 24に述べられている位置の補正係数(position correction factor)<sup>11)</sup>の必要性を述べている。

このように速中性子線の胸部不均質組織の線量分布の補正法にphotonで用いられている方法が必ずしも適用できず、その理由として、①本報で用いた速中性子線の深部量百分率は $^{60}\text{Co}$ ガンマ線とほぼ等しいが<sup>1)</sup>、用いているSSDが長いので速中性子線のTARは $^{60}\text{Co}$ ガンマ線より $^{137}\text{Cs}$

ガンマ線に近く異なっていること、② Fig. 4から明らかのように大きい照射野において肺ファントムに入る境界領域と肺ファントムから出る境界領域の線量分布で、前者はTEファントム中の線量分布より低くなり、後者は肺ファントム中の線量分布より高くなり、後方からの散乱線の寄与が高エネルギー-photonに比し大きいことなどがあげられる。

そこで速中性子線に適した独自の補正法を用いることも必要である。

McGinleyとMcLarenは本報で採用した方法で肺ファントム材料を作成し、肺の形状をした肺ファントムをTE液体で作った楕円形をした胸部ファントムに入れ、 $d(35)+Be$ 速中性子線を用いて胸部不均質組織中の線量補正係数を指数関数で近似する方法を提案し良く一致したと報告している<sup>7)</sup>。Smithらは $d(50)+Be$ 速中性子線を用いてサルによるin vivo実験で肺組織中の深さと肺組織前面の組織の厚さとの比に対する線量補正係数を簡単な1次式で近似する方法を提案し、患者のin vivo測定でも4%以下で適した報告している<sup>10)</sup>。

以上photonで用いられているべき乗TAR法以外による方法は必ずしも速中性子線に適用できるとはいえず、速中性子線に適した独自の補正法か、本報で採用したべき乗TAR法を用いる必要がある。

最後にWoottonらのべき乗TAR法を用いた場合の実測値との比較で本報に比べ幾分悪いがそれは①重陽子の加速エネルギーが21.5MeVなので速中性子線のエネルギーが本報に比べ低いこと、②TEファントムの密度は本報では $1.10g/cm^3$ を用い $1.0g/cm^3$ と異なり、そのために(14)式を用いたが、Woottonらの方法ではその考慮がなされていないことなどがあげられる。

## V. 結 論

速中性子線の胸部不均質組織の肺ファントム物質としてTEプラスチックを用い、密度を $0.30, 0.60g/cm^3$ にするために $1mm\phi, 2mm\phi$ の粒状にした。胸部ファントムは肺ファントムをTEファントムでサンドイッチにし、それをビーム中心軸

に垂直におき、ビーム中心軸上の線量をTE壁電離箱を用い測定した。TEファントムで測定したTAR、深部量百分率を用い、不均質組織での線量補正法としてphotonで用いられるべき乗TAR法によってえられる計算値と測定値とを比較した。不均質組織の境界領域で両者の値に幾分相違がみられるが比較的良く一致し、べき乗TAR法が速中性子線の場合にも適用できることが分った。

本稿を終わるに当たり、安定したビームの供給に留意された技術部サイクロtron管理課の諸氏に謝意を表する。

本論文の要旨は第45回及び第46回日本医学放射線学会物理部会大会において報告した。

(本研究は厚生省がん研究助成金 尾内班56-32から一部援助を受けた。)

## 文 献

- 1) 星野一雄, 川島勝弘, 平岡 武, 久津谷譲: 放医研サイクロtronからの速中性子線の線量分布. 日本医放会誌, 37: 248-255, 1977
- 2) 中村 譲, 古川重夫, 飯沼 武, 恒元 博, 川島勝弘, 星野一雄, 平岡 武, 丸山隆司: 放医研サイクロtronによる速中性子線用ウェッジフィルタ. 日本医放会誌, 43: 691-699, 1983
- 3) Batho, H.F.: Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. J. Can. Assoc. Radiol., 15: 79-83, 1964
- 4) Sontag, M.R. and Cunningham, J.R.: Correction of absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. Med. Phys., 4: 431-436, 1977
- 5) 丸山隆司, 稲田哲雄, 平岡 武, 河内清光, 橋詰雅, 恒元 博, 久津谷譲, 梅垣洋一郎: 速中性子線治療用コリメータの設計およびその特性. 日本医放会誌, 38: 633-642, 1978
- 6) 平岡 武, 川島勝弘, 星野一雄, 松沢秀夫: 中性子線用組織等価物質の試作. 日本医放会誌, 36: 420-424, 1976
- 7) McGinley, P.H. and McLaren, J.R.: Perturbation of neutron dose distributions by lung tissue. Med. Phys., 1: 219-222, 1974
- 8) Wootton, P., Weaver, K. and Eenmaa, J.: Treatment planning for neutron radiation therapy. Int. Rad. Oncol. Biol. Phys., 3: 177-183, 1977
- 9) Williams, J.R. and Mijnheer, B.J.: Survey of determinations of dose distributions, influence of oblique incidence, tissue composition and wedge filters. (In) Burger G., Breit A., Broerse

- J.J. ed: Treatment for external beam therapy with neutrons. *Strahlentherapie Suppl.*, 77: 93—99, 1981, Urban & Schwarzenberg, Munchen
- 10) Smith, A.R., Jardine, J.H., Rauson, G.L., Almond, P.R. and Boyd, D.D.: In vivo measurements of fast neutron therapy. *Med. Phys.*, 3: 391—396, 1976
- 11) ICRU: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. *ICRU Report* 24, 1976
-