原 著

TBI(total body irradiation)のための水補償フィルタの
基礎的検討－補償材厚さの検討－穴井重男・泉 隆・城戸五郎・小林幸次・吉中正則・赤坂 勉¹⁾論文受付
1999年4月5日論文受理
2000年2月18日

Code No. 754

九州大学医学部附属病院放射線部

1)九州大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

緒 言

全身にX線を照射するtotal body irradiation(TBI)は、骨髄移植の前処置として白血病の治療に用られており、その目的は腫瘍細胞の根絶と免疫抑制による移植骨髄の拒絶反応防止¹⁾にある。そのためには全身にX線を均等に照射する必要がある。

この照射方法としては、施設の諸条件、治療方針により様々な工夫がなされ、X線束を水平^{2,3)}、垂直⁴⁾、振り子照射⁵⁾あるいは、線源移動方式⁶⁾で照射する方法が考案されているが、一般的にはX線束を水平で

STDを大きくして大照射野を得る方法が行われており、われわれもこの方法を採用し、仰臥位左右対向二門で照射している。

このとき全身の吸収線量を均等にするための補償物質としては、鉛^{2,7)}、ポリスチレン、Mix-Dpなどが使用されている。この中で原子番号が高い鉛では、鉛の減弱係数から人体の厚さに対する等価厚さを求める作業が難しい⁸⁾。ICRU Report 24の標的容積に対する吸収線量の精度を±5%以下⁹⁾にすることを考慮すると、加工が容易で線量補正が簡単にできる物質を使用する

Study of Water-compensating Filter in Total Body Irradiation (TBI)

SHIGEO ANAI, TAKASHI IZUMI, GOROU KIDO, KOUJI KOBAYASHI, MASANORI YOSHINAKA, and TSUTOMU AKASAKA¹⁾

Department of Radiology, Kyushu University Hospital

1)Department of Radiological Technology, Kyushu University College of Medical Technology

Received April 5, 1999; Revision accepted Feb. 18, 2000; Code No. 754

Summary

We carried out basic studies on compensating material to obtain uniform dose for the whole body in total body irradiation (TBI) with a 10MV x-ray. Water was used as a water-compensating filter (WCF). We determined experimentally the thickness of the WCF that could eliminate the scattering effect in a phantom and maintain the absorbed dose constant in the phantom. It was found that, when the distance between the WCF and the phantom was more than 250 cm, scattering from the WCF was negligible. In order to keep the absorbed dose constant, the thickness of the WCF had to be changed according to changes in the thickness of the phantom. In general, the absorbed dose in the phantom increased according to field size. For example, when the thickness of the head and pelvis was the same, the absorbed dose of the pelvis was greater. The reason for this was internal scattering with different volumes of the human body. As a result, the compensating thickness of the head was much less than that of the pelvis.

Key words: Total body irradiation (TBI), Water-compensating filter (WCF), Scatter radiation

別刷資料請求先：〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1

九州大学医学部附属病院 放射線部 穴井重男 宛

Fig. 1 Photograph of the WCF unit of styrene foam and water in a water tank.

ことは、投与線量をより正確に計算できると考える。

私たちは、補償物質として水を使用した水補償フィルタ (water-compensating filter: WCF) を考案¹⁰⁾した。これは外壁が1cm厚さの亚克力製の水槽の中に、治療患者の各部位の厚さに応じて加工した発泡スチロールを置き、加えた水で補償する方法である (Fig. 1)。

今回、この補償材となるWCFからのX線散乱とX線スペクトルの変化から対象 (被写体) の吸収線量に及ぼす影響を測定するとともに、対象の厚さからWCFの厚さを計算する方法についての基礎的検討を行ったので報告する。

1. 使用機器

直線加速装置	: NEC NELAC1018DP (10MV)
線量計	: ニュークリアエンタプライス IONEX2500/3 (0.3cc, 0.6cc)
ファントム	: RMI積層水等価ファントム 30×30cm ²
水槽	: 100×22×25cm ³

2. 方法

当施設の放射線治療室はガントリを90度回転させた状態にすると、焦点から壁まで563cmとることができる。照射野はSTD100cmで40×6cm²の長方形とすると、STD500cmでは200×30cm²の照射野となり成人の全身をカバーできる (Fig. 2)。補償材の位置が、焦点側に近いほど補償材は小さくなるが補償の精度は低下し、逆に患者に近いほど補償の精度は向上するが補償材が大きくなる。そこで最適なWCFの配置場所を決める。幾何学的配置は焦点からWCFまでの距離を l_1 、WCFからファントムまでの距離を l_2 (Fig. 3) とし、測定はすべてX線ビーム軸上で測定した。

Fig. 2 Schematic illustration of the TBI technique using bilateral opposing fields. A longitudinal geometric field of 200×30cm² is used.

Fig. 3 Schematic illustration of TBI for the experiment using the WCF.

The attenuation coefficients of the WCF and the phantom for the broad beam were μ_a and μ_b , respectively.

2-1 後方の壁からの影響

10MVX線の壁からの散乱線の影響について検討した。線量計は直径5.0cmφのビルドアップキャップを指頭型電離箱に被せて、焦点から後方の壁までの距離を変えて測定した。照射野はSTD100cmで10×10cm²と40×6cm²とした。

2-2 WCFからのX線の散乱による影響

幾何学的配置はFig. 3として、焦点からWCF (10cm厚さ一定) の距離 l_1 を変化させたときの散乱線を検討した。線量測定は、指頭型電離箱0.6ccに直径5.0cmφのビルドアップキャップを被せて測定した。また、STD500cmでのTMRを測定した。照射野はSTD100cmで40×6cm²とし、ファントムは双方ともRMI 30×30cm²を使用した。

2-3 WCFのX線スペクトルへの影響

WCFのX線スペクトルへの影響は、WCFがない場合とある場合にSTD500cmでのTMRを測定した。また

Fig. 4 Variation in absorbed dose according to the inverse-square law.

Monte Carlo法によるシミュレーションを行った。幾何学的配置はFig. 3に示すとおり $l_1 = l_2 = 250\text{cm}$ とした。照射野はSTD100cmで $40 \times 6\text{cm}^2$ とし、ファントムはRMI $30 \times 30\text{cm}^2$ を使用した。

2-4 照射野大きさの影響

照射野大きさによる線量の変化を調べた。幾何学的配置はFig. 3に示すとおりとし、照射野を変化した場合に各深さの線量を測定した。使用するファントムは水槽 $100 \times 22 \times 25\text{cm}^3$ に20cmの高さまで水を入れ、線量計はSTD500cm一定とした。照射野は100cmでlower jaw 6cm一定としupper jawを変化して測定した。水槽表面からの各深さは5, 12, 20cmとした。

2-5 ファントム内の散乱線

幾何学的配置はFig. 3とし照射野が $0 \times 0\text{cm}^2$ のとき、STD250cmとSTD500cmに同じファントムを使用した場合、このWCFのX線減弱係数を μ とすると入射X線強度に対する射出X線強度は、

$$I_3 = I_0 (e^{-\mu a t_a} + e^{-\mu b t_b}) = I_0 e^{-\mu (t_a + t_b)} \quad \dots\dots (1)$$

となる。しかし、実際のTBIでは対象の体積の違いがあり、ファントム内の減弱係数 μb が変化するため式(1)は成立しない。そこで、照射野サイズと深さを変化した場合にファントム内で発生する内部散乱の発生割合を測定した。Fig. 3でWCFの厚さ t_a (cm)と対象厚さ t_b (cm)を単純に加えた厚さが30cmになる条件下で、STD500cmで5cm以上の深さでの吸収線量を測定した。次に鉛ブロック(1.4cm ϕ で長さ10cmの円柱形)をX線ビーム軸上の線量計の前面に配置し一次X線を約1/20に減弱したときの吸収線量を測定した。この吸

収線量の差をファントム内の散乱線とした。ファントムはRMI $30 \times 30\text{cm}^2$ を使用し、照射野はSTD100cmで $1 \times 1\text{cm}^2$ から $6 \times 6\text{cm}^2$ まで変化した。

2-6 tissue maximum ratio (TMR)の測定

STD500cmのTMRを測定した。ファントムはRMI $30 \times 30\text{cm}^2$ で40cmの厚さ一定とし、照射野は $1 \times 1\text{cm}^2$ から $6 \times 6\text{cm}^2$ まで変化した。測定は標準測定法に準じて行った。このときWCFは使用しない。

2-7 ファントム内散乱線成分を補償材厚さに回帰

2-5の結果より、照射野が広がるほど、深さが深くなるほどファントム内の散乱線は増加する。そこで対象となるRMI $30 \times 30\text{cm}^2$ の20cm深さの線量を基準線量 I_3 として、 I_3/I_0 が一定となる厚さ t_a と t_b を測定より求め、計算により μa と μb の関係を求めた。

3. 結果

3-1 後方の壁からの影響

Fig. 4に距離の逆2乗で線量を補正し、STD100cmの線量を1.0としたとき壁からの散乱線について示す。 R_0 は焦点から線量計までの距離 $d_0 = 100\text{cm}$ の読み値であり、 R はそれぞれの距離 d の変化による線量の読み値である。測定では d が400cmまで緩やかに下降するが、それ以降は500cmまではほぼ平坦となり、STD500cm以上で1~2%上昇した。この結果よりSTD500cm(後方の壁から63cm)では後方の壁からの散乱線はほとんど無視できると考えた。

3-2 WCFからのX線の散乱による影響

Fig. 5にWCF10cm厚さをSTD100cmから490cmまで移動させた場合の、STD500でのファントムの吸収線量の変化を示す。この結果より350cmから、WCFからの散乱線により線量が上昇し、500cmでは13%線量が増加した。Fig. 6にSTD100cmのピーク吸収線量の値を1.0としたとき、STD500cmのファントムの相対線量を示す。 l_1 が100cmと250cmでは相対線量に違いが認められないが、 l_1 が470cmから490cmと20cm近くなると散乱線による影響は2.5cm深さで8%吸収線量が増加した。

3-3 WCFのX線スペクトルへの影響

WCFは最も厚い22cm(水槽の亚克力厚さ2cmを含

Fig. 5 Influence of scattering from the WCF.

Fig. 6 Variation in TMR caused by x-rays scattered through the WCF.

Fig. 7 Comparison of TMR between WCF(-) and WCF (20cm).

む)を使用した場合について測定した。Fig. 7 にSTD 100cmで照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ とTBI照射条件下でのTMRの比較を示す。WCF 22cm厚さを中間に置いてもTMRの変化は少ない。またFig. 8 のMonte Carloシミュレーションでも低エネルギー側が相対的に減弱の割合が大きくなるが、10MVX線では線質の変化は少ないことから、WCFのX線スペクトルへの影響は無視できると考えた。

3-4 照射野大きさの影響

Fig.9 に照射野を変化させた場合の吸収線量の関係を示す。使用した水槽より大きい照射野で、5cm深さの線量を1.0とした。照射野は $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 以下の比較的小さい場合に、線量は大きく変化した。

3-5 ファントム内の散乱線

Fig.10は照射野を $1 \times 6 \text{ cm}^2$ から $6 \times 6 \text{ cm}^2$ と変化した

Fig. 8 Results obtained from Monte Carlo simulation. The graph shows x-ray spectra on the surface of the phantom when 10 MV x-rays penetrate the compensating WCF at a distance of 250 cm from the source.

Fig. 9 Absorbed dose in the phantom according to field size.

Fig. 10 Rate of scatter in the phantom according to depth and field size.

Fig. 11 Comparison of TMR at 500 cm. The reference point is a $6 \times 6 \text{ cm}^2$ field size at 100 cm and depth of 3.0 cm in the phantom.

場合、各深さにおけるファントム内で発生する散乱線成分を示す。その割合は、照射野 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ の 5cm 深さで 0.05 に対し照射野 $6 \times 6 \text{ cm}^2$ の 25cm 深さでは 0.34 であり、直接線の割合を 100% として考えると、内部散乱線の割合は約 29% 増加した。そのため散乱線が含まれる広い照射野での減弱曲線が必要となる。

3-6 TMRの測定

Fig. 11 に STD500cm の TMR を示す。照射野 $6 \times 6 \text{ cm}^2$

で 3.0cm 深さのピーク吸収線量の値を 1.0 とし、この線量を基準とした TMR の相対値を示す。この TMR を 5cm 深さから 25cm まで近似し A_0 と μb を求める。 A_0 は TMR の減弱曲線を指数近似したときの深さ 0cm での外挿値を示す。

3-7 ファントム内散乱線量を WCF 厚さに回帰

今回の実験で使用したファントム (RMI $30 \times 30 \text{ cm}^2$) は被写体としては不十分な大きさと考えられる。しかし、第一に仰臥位左右対向二門照射では仮に被写体の腹厚が 20cm とすると、対象となるファントムは $2ab/ab$ より計算すると、 $20 \times 60 \text{ cm}^2$ となり体幹部の側方からのファントムサイズとしては影響が少ないと考えた。第二に 2-4 の測定より線量計を含む照射野が一定以上大きくなることで側方散乱の寄与が著しく少なくなると考える。以上よりこのファントムを使用しても吸収線量への影響は少ないと考え、 I_3/I_0 を一定にする μa と μb の関係を求める。

各照射野の減弱係数 μb を式 (1) の 2 項に適用すると、式 (1) は

$$I_3/I_0 = e^{(-\mu a) ta} \times A_0 e^{(-\mu b tb)} \dots \dots \dots (2)$$

I_0 : WCF への入射吸収線量 (Gy)

I_3 : 対象深の吸収線量 (Gy)

μa : WCF の広いビームの減弱係数 (cm^{-1})

μb : 対象の広いビームの減弱係数 (cm^{-1})

ta : WCF の厚さ (cm)

tb : 対象の深さ (cm)

A_0 : TMR 曲線の 0cm での外挿値

となる。

ここでは、 I_3/I_0 一定となる ta と tb の厚さの関係 (Fig. 12) を実験により求めた後、 μb と μa の関係を計算により求める (Fig. 13)。この場合基準となる線量は、照射野 $6 \times 6 \text{ cm}^2$ (STD500cm では $30 \times 30 \text{ cm}^2$ のファントムに相当) のときの $ta = 0 \text{ cm}$, $tb = 20 \text{ cm}$ を基準線量とする。式 (2) より WCF 厚さ ta は

$$ta = \{ \ln(A_0 \times I_0/I_3) - (\mu b \times tb) \} / \mu a \dots \dots \dots (3)$$

として求められる。

4. 考 察

TBIにおける吸収線量の測定は、対象の入射側と射出側の線量測定値から中心軸の線量を推定する方法¹¹⁾、あるいは口腔内から食道にTLD等を挿入して線量測定する方法¹²⁾があるが、現在のところ全身の線量の評価方法が確立されていないため、均一に照射されているかを臨床で確認することが非常に難しい。今回はTBI照射条件下でWCFを使用する場合、線量測定に及ぼす影響と体厚の補正方法について検討した。

4-1 吸収線量に影響を及ぼす因子

吸収線量の測定は標準測定法¹³⁾に準じて行い、特に、TBIでは大照射野となるためシステム効果による線量測定上の変動を配慮し線量計のケーブルは照射野内に最小限とした。

まず吸収線量に影響を及ぼす因子の第一は、全身を含める大照射野を確保するためSTDを大きくとる必要がある。そのため、多くの施設が治療室壁、あるいは床からの散乱線を考慮している¹⁴⁾。Fig. 4では距離の逆2乗則で補正した結果を示す。STD 100cmを1.0とすると緩やかな曲線となり400~500cmに平坦部分があり、それ以上では線量が1.0~1.5%増加している。したがって、この平坦部分であれば、後方の壁からの散乱線による影響は少ないと考える。

第二に補償材であるWCFからの散乱による影響は、WCFから発生する散乱線がTMRに及ぼす影響を測定したもので、Davisson¹⁵⁾は照射野と吸収体からの距離により質量吸収係数の変化を理論的に導いている。また、Van Dyk⁸⁾らが実験的にこのことを確かめている。つまり、Fig. 5においてWCFと対象との距離 l_2 の再現性は吸収線量を変動させる。また、頭頸部から肩にかけては体輪郭から計測される厚さの変化が大きい。したがって、WCFから発生する散乱線は吸収線量を測定するうえで大きな変動要因となる。そのため、 $l_2 = 250\text{cm}$ とすることでWCFから発生する散乱による影響を少なくした。

第三に10MVX線がWCFを透過することによるX線スペクトルへの影響は、Fig. 8からほとんど無視できる。そのためナロービームではWCF(t_a)と対象(t_b)厚さを加えた厚さが等しいならば、対象の吸収線量はほぼ等しくなる(Fig. 10)。以上、三つの結果を考慮すれ

Fig. 12 Relationship between t_a and t_b when absorbed dose (I_a) is constant.

Fig. 13 Relationship between the attenuation coefficients of the WCF and the phantom when the attenuation ratio (I_a/I_o) is constant.

ば、補償材厚さの計算が容易になると考えた。

4-2 ファントムサイズによる吸収線量の影響

TBIの線量測定では、照射野を一定としてファントムサイズを変化させることが望ましいが、今回は照射野を変化させた。これは、 ^{60}Co のTARの比較において、ファントムサイズと照射野はどちらを変化しても同じであるというAAPM¹⁶⁾の報告に依拠している。しかし、Fig. 4の結果より40×6cm²と10×10cm²はほぼ等価照射野であるが、線源からの距離500cmでは相対線

量に1%弱の差が認められた(Fig. 4). また, Fig. 9では使用した水槽が $100 \times 22 \times 25 \text{ cm}^3$ であるため, upper jaw 20cm (at 100cm)以上では水槽よりも照射野が大きい状態であるが, 相対線量はわずかに増加した. これは, 長方形照射野にすることでコリメータからの散乱線により吸収線量に差が生じたためである. そのためTBIの吸収線量の測定は, 大照射野で人体と等身大のファントムを使用することが望ましい.

また, 最近では臍帯血を利用したTBIが増加傾向にあり, 今回使用したファントム($30 \times 30 \text{ cm}^2$)は大人には不十分であるが, 小児のファントムがない現状では, 照射野を変化させる方法は有用であると考えている.

4-3 ファントム内の散乱線

通常の放射線治療においては照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ を1.0とし, 照射野係数としてTMRに乗じて補正している. これと同様に, TBIでも対象各部位ごとの厚さに係数を乗じるにより吸収線量が一定にできると考えた. そこで, ファントム内の散乱線の割合を求めたのがFig. 10である. この測定では鉛厚さ10cmを使用した, 1/20の減弱であるため直接線が5%程度含まれる. それでも, 対象体積によって吸収線量の変化が大きいことが分かる.

4-4 ファントム内の散乱線をWCF厚さに回帰

吸収線量は体幹部の腰部を基準としている. これより体積の小さい頭頸部や下肢部では, 対象体積が小さいため十分な対象内散乱線による吸収線量が得られない. そのため, 対象厚さ t_b とWCF厚さ t_a を加えた厚さは頭頸部の線量が低下するためWCF厚さ t_a を小さくする必要がある. たとえば, 仰臥位左右対向二門を成人男性で行う場合, 対象の腰部の幅40cm(体中心軸まで20cm深さ)を基準線量としWCF厚さ0cmとする. これに対し頭部の幅8cm(体中心軸まで4cm深さ)を同じ吸

収線量とする場合のWCF厚さは12cmになる. しかし, 実際には頭部でのWCF厚さは約8cmのとき, 腰部と頭部の体中心軸上の吸収線量がほぼ同じ値となる.

今回, 導いた式ではX線ビーム軸上からずれる部位の全身の吸収線量の均等性はこの式では解決されていない. また, ファントムサイズ, 体輪郭, 密度等の問題があり全身の吸収線量を一定とすることは以後の報告とする.

5. まとめ

10MVX線で左右対向二門照射でのTBIにおいて, long STD法のときの吸収線量に及ぼす影響と補償フィルタ(WCF)厚さについて検討した.

- (1) 後方の壁からの影響は, 壁から50cm以上であれば測定上は問題ない.
- (2) WCFと対象が150cm以上の距離ではWCFから発生する散乱線の影響は無視できる.
- (3) WCF厚さ20cmを補償材として使用しても線質への影響は少ない.
- (4) TBIでのWCF厚さは, 単なる体厚補償ではなく, 対象体積の補償としてWCF厚さを考慮すべきである.

謝 辞

本論文でご尽力いただいた九州医療短期大学部 上原周三教授, 臨床面でご助言をいただいた九州大学医学部附属病院 1 内科 権藤久司先生に感謝の意を表します. また, 本研究の実施にあたり, ご助言をいただきました大屋信義, 中村善郎学兄, ならびに当放射線部諸氏, さらに論文化に推薦をいただきました梅崎典良先生, 新開英秀氏に感謝いたします.

本論文の要旨は第25回秋季学術大会(1998年, 奈良市)において発表した.

参考文献

- 1) Thomas ED: The role of marrow transplantation in the irradiation of malignant disease. *Cancer*, 49, 1963-1969, (1982).
- 2) Khan FM, Williamson JF, Sewchand W, et al.: Basic data for dosage calculation and compensation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 6, 745-751, (1981).
- 3) 栗栖孝一: 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. *日本医放会誌*, 51(7), 799-809, (1991).
- 4) Van Dyk J: Dosimetric considerations of very large cobalt-60 fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 6, 753-759, (1980).
- 5) 菊池 峻, 平林久枝, 園田辰夫, 他: ムービングによる全身照射法. *日放技学誌*, 47(11), 1909-1915, (1991).
- 6) Cunningham JR and Wright DJ: A simple facility for whole-body irradiation. *Radiology*, 78, 941-949, (1962).
- 7) 田中伸一, 菱川良夫, 三浦貴士: 鉛板を用いた全身照射時の補償フィルタ. *臨放*, 29, 1447-1449, (1984).
- 8) Van Dyk J: Broad beam attenuation of cobalt-60 gamma rays and 6, 18 and 25-MV x-rays by lead. *Med Phys*, 13(1), (1986).
- 9) ICRU: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or γ rays in radiotherapy procedures. ICRU 24, Washington D.C., (1976).
- 10) 穴井重男, 泉 隆, 城戸五郎, 他: TBIにおける水補償フィルタについて. *日放技学誌*, 48(2), 245, (1992).
- 11) Rissotti A, Compri C, and Garusi F: Dose evaluation to patients irradiated by ^{60}Co beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces. *Radiother Oncol*, 3, 279-283, (1985).
- 12) 熊谷孝三: 6MVX線による全身照射法—人体ファントム中の線量分布—. *日放技学誌*, 52(4), 549, (1996).
- 13) 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, 東京, (1989).
- 14) Van Dyk J, Leung MK, and Cunningham JR: Dosimetric considerations of very large cobalt-60 fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 6, 753-759, (1980).
- 15) Davisson CM and Evans RD: Gamma-Ray absorption coefficients. *Rev Modern Phys*, 24, 79, 102-104, (1952).
- 16) Van Dyk J, Galvin JM, Glasgow GP, et al.: AAPM Report No.17, The physical aspects of total and half body photon irradiation. pp.22-24, American Association of Physicists in Medicine, New York, (1986).

図表の説明

- Fig. 1 写真は発泡スチロールと水を水槽に入れた水補償フィルタ(WCF).
- Fig. 2 左右対向二門でTBIを実施する配置図. 幾何学的照射野は $200 \times 30 \text{ cm}^2$ の長手方向を使用する.
- Fig. 3 WCFを使用した実験配置.
WCFのブロードビームの減弱係数を μ_a , ファントムのブロードビームの減弱係数を μ_b とする.
- Fig. 4 距離の逆2乗による吸収線量の変化.
- Fig. 5 WCFからの散乱線の影響.
- Fig. 6 WCFからの散乱線によるTMRの変化.
- Fig. 7 WCF(-)とWCF(20cm)のTMRの比較.
- Fig. 8 モンテカルロ法による計算の結果.
焦点から250cmに配置された補償材の鉛と水を10MVX線が透過したときの, ファントム表面でのX線スペクトルを表す.
- Fig. 9 照射野を変化させたときの吸収線量の比較.
- Fig. 10 ファントムの深さと照射野サイズが変化することによる散乱線の増加割合.
- Fig. 11 TMRの比較. 基準点は照射野が 100 cm^2 でsize $6 \times 6 \text{ cm}^2$ でファントム深3.0cmを1.0とする.
- Fig. 12 吸収線量(I_3)が一定となる条件下での t_a と t_b の関係.
- Fig. 13 減弱率(I_3/I_0)が一定となる条件下で, WCFの減弱係数 μ_a とファントムの減弱係数 μ_b の関係.