

1. 目的

電子線は高エネルギーX線と異なり、皮膚面の吸収線量が大きく、ピーク深を過ぎると深さとともに、急激に吸収線量が低下する。したがって、病巣の深さに応じて使用するエネルギーを適宜選択する必要がある。また、病巣の大きさや形により使用する照射筒が異なる。更に、健常組織を保護するために照射筒に鉛板やアクリル板等を取りつけて照射野をトリミングすることも多い。電子線の深部線量曲線は照射野の大きさと形状で異なり、深部線量も電子の側方散乱による影響が大きいので照射野サイズで異なる。

ここでは照射野サイズに伴う深部線量(照射野係数)や深部線量曲線等の物理的特性を求める。更に、照射野の整形に用いる鉛板についてもエネルギーごとに必要な厚さを求める。

2. 方法と結果

(1) エネルギーと照射野サイズ毎の照射野係数の例を表 1 に示す。また、同一照射野サイズで照射筒が異なるときの値も示す。

表 1. エネルギーとアプリータによる照射野係数の変化

| 照射野 | 照射筒 | 3MeV | 6MeV | 9MeV | 12MeV | 15MeV | 18MeV |
|-------|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 6×6 | 1 | 0.712 | 0.869 | 0.937 | 0.961 | 0.976 | 0.991 |
| | 2 | 1.006 | 1.062 | 1.166 | 1.135 | 1.165 | 1.165 |
| 10×10 | 1 | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.000 |
| | 2 | 0.961 | 0.980 | 0.972 | 0.960 | 0.960 | 0.950 |

(2) 同一エネルギー (6 MeV) における照射野サイズ (10cm×10cm と 6cm×6cm) と照射筒の違いによる深部線量百分率の値の相違を表 2 に示す。

表 2. 6 MeV 電子線における照射筒による深部線量百分率の相違

| | 10×10 | 10×10 | 6×6 | 6×6 |
|------------|--------|--------|--------|--------|
| 深さ cm | 照射筒 1 | 照射筒 2 | 照射筒 1 | 照射筒 2 |
| d_{\max} | 1.4 cm | 1.3 cm | 1.3 cm | 1.3 cm |
| 1.5cm 深 | 98.9% | 98.4% | 99.2% | 98.4% |
| 2.0cm 深 | 84.4% | 83.4% | 83.2% | 81.4% |

(3) 10cm×10cm の照射野内をアクリル板で整形したときの 10MeV と 16MeV の深部線量百分率の値を表 3 に示す。

表 3. 照射野の整形に伴う深部線量百分率の変化

| | 10 MeV | | 16 MeV | |
|-------|--------|-------|--------|------|
| 深さ cm | 10×10 | 10×6 | 10×10 | 10×6 |
| 1.0 | 97.1% | 98.5% | 99.6% | 100% |
| 2.0 | 100 | 100 | 100 | 99.8 |
| 3.0 | 92.7 | 82.5 | 98.8 | 96.4 |
| 4.0 | 50.5 | 44.8 | 94.7 | 89.8 |

照射野整形用の鉛の位置を照射筒の上部とするか、患者の皮膚面とするかによって照射野係数に違いがみられる。結果を表4に示す。皮膚面で整形したときが、照射筒を整形していないときの照射野係数に近くなる。

表4. 照射野整形用鉛の設置位置による照射野係数の相違

| エネルギー | 鉛位置 | 10×8 | 10×6 | 10×4 | 測定深 |
|--------|------|-------|-------|-------|-------|
| 6 MeV | 照射筒内 | 0.965 | 0.934 | 0.829 | 14 mm |
| | 皮膚上 | 0.994 | 0.998 | 0.994 | |
| 9 MeV | 照射筒内 | 0.961 | 0.923 | 0.835 | 20 mm |
| | 皮膚上 | 1.000 | 1.001 | 0.989 | |
| 12 MeV | 照射筒内 | 0.956 | 0.923 | 0.837 | 30 mm |
| | 皮膚上 | 1.001 | 0.999 | 0.973 | |

10 cm×10 cm の照射野係数を 1.0 とする。

(4) 照射野の整形に使用する鉛板の透過率を各エネルギー毎に電離箱線量計を用いて求めた値を、表5に示す。

表5. 電子線エネルギーに対する鉛の透過率

| Energy(MeV) | 3 | | 6 | | 9 | | 12 | |
|-------------|-----|-----|-----|------|-----|-----|-----|-----|
| 測定深(mm) | 8 | | 14 | | 20 | | 30 | |
| 鉛厚(mm) | 2 | 2 | 3 | 2 | 3 | 3 | 4 | 4 |
| 透過率(%) | 1.1 | 5.5 | 1.9 | 13.3 | 3.4 | 5.9 | 3.9 | 3.9 |

(5) 眼瞼癌、網膜芽細胞腫等の電子線治療のときに角膜、水晶体の線量を減らすために、鉛板を使用するときの遮蔽効果と線量分布を Fig.1 に示す。Fig.1 の鉛ありは照射筒の中心の表面に鉛コンタクトを置いたときの線量分布である。

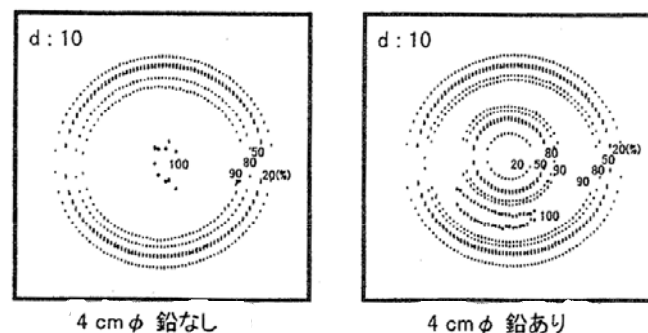


Fig.1 鉛による遮蔽効果.

鉛コンタクトを使用する場合、眼球と鉛コンタクトの間にずれ防止と眼を傷つけないためにプラスチックを挿入する。表6にプラスチック使用時の各深さの線量の変化を示す。深さ2mmで12.5%の線量の増加が見られる。また、Fig.2に鉛の有無における等線量分布を示す。

3. 考察

- (1) 照射野係数はエネルギー、照射野によって異なる。高エネルギーX線とは異なり広い照射野が大きいとは限らない。また、同一照射野であっても照射筒が異なれば、違う値になる。
- (2) 深部線量曲線も照射野係数と同様に、同一照射野であっても照射筒が異なれば違う値になる。
- (3) 照射野中央を遮蔽する眼瞼腫瘍では、鉛+プラスチックありで12.5%の線量増が生じる。

表6. (鉛+プラスチック) 使用時の深部線量の変化

| 深さ(mm) | ピーク/100%領域 |
|--------|--------------------|
| 0 | 1.060 (鉛なし: 1.080) |
| 1 | 1.090 |
| 2 | 1.125 |
| 3 | 1.088 |
| 5 | 1.089 |
| 10 | 1.000 |

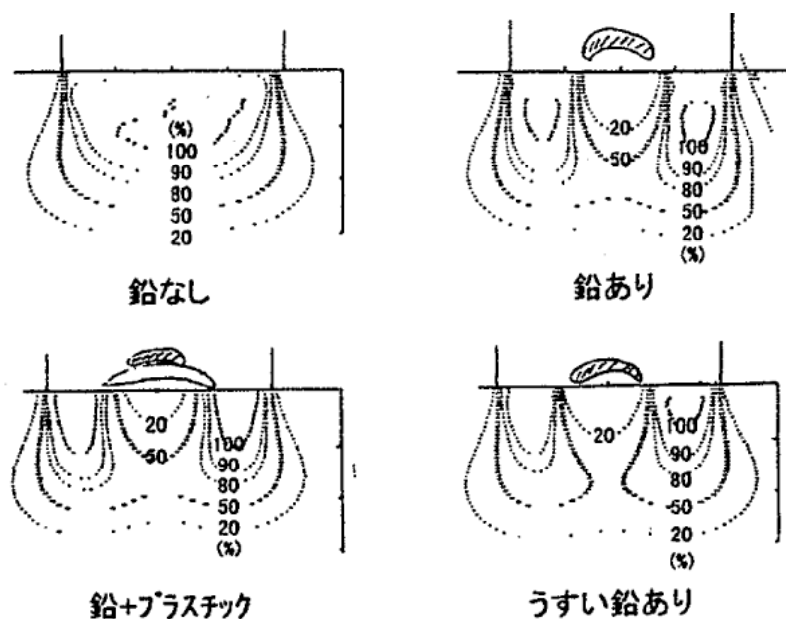


Fig.2 6MeV の電子線における鉛コンタクトとプラスチック保護板による等線量分布の変化.

電子線治療の実際

放射線治療の中で電子線は、電子線単独、高エネルギーX線と併用、高エネルギーX線照射後 boost として使用される。照射時に重要なことは(1)患者の固定、(2)正常組織の遮蔽、(3)均一な線量分布を得るために工夫することである。頭頸部領域の固定にはシェルが一般的に使用されている。X線の場合もシェルにより皮膚表面線量が増加するが、電子線使用時は皮膚表面線量の増加が顕著になる。皮膚表面線量軽減のために照射範囲のシェルを開窓することが重要である。

胸壁部の治療は、上肢の固定が重要で、上肢を拳上し、安定した体位が保持できる固定具を利用し、位置再現性の向上に努める。電子線の照射野を皮膚表面で隣接して設定すると、深部での側方散乱で隣接した皮膚下部組織で高線量域が発生する(Fig.1)。この現象を防ぐために Skin gap 法、Match line wedge 法、Moving junction 法がある。Skin gap 法は、皮膚表面上で間隔を設け、高線量域を発生しないようにする。Match line wedge 法は、隣接線にくさび型の吸収体を設置し線量を調節する。Moving junction 法は、Skin gap 法または、Match line wedge 法で接続した位置を治療回数なかばで変更する(Fig.2)。

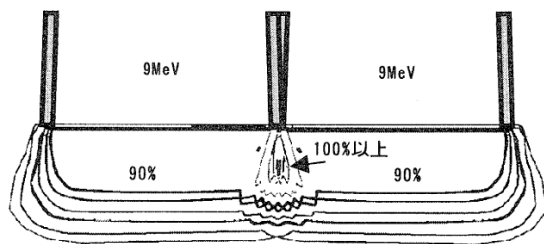


Fig.1 照射野 10 cm×10 cm、9 MeV の電子線隣接照射野の等線量分布

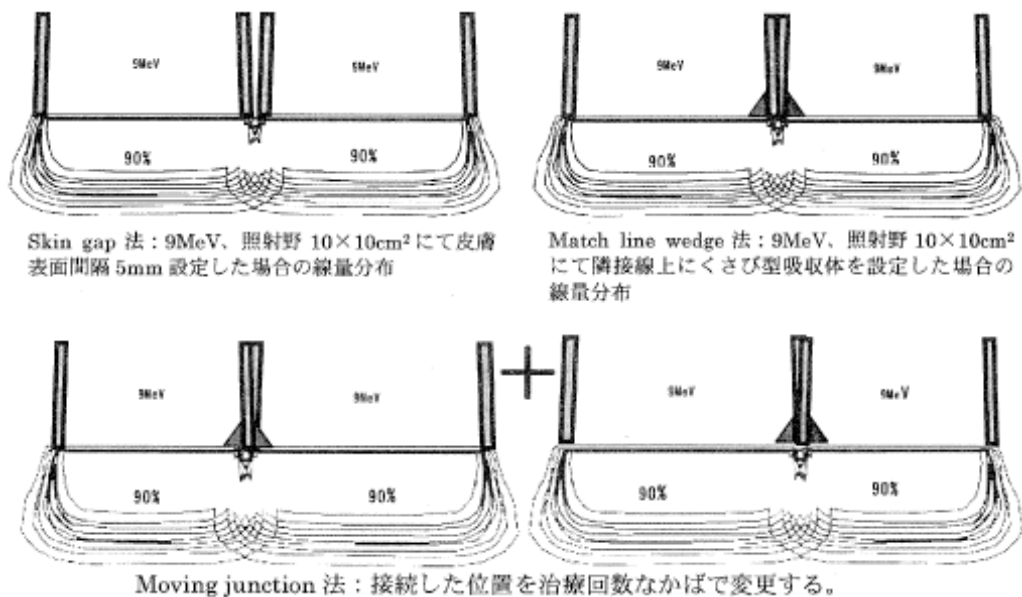


Fig.2

電子線治療における全体表面照射法の照射技術と問題点
宮崎医科大学医学部附属病院放射線部
川村慎二、中村貴、廣瀬哲雄

1. TSEI の問題点

電子線による全体表面照射法 Total Skin Electron Irradiation(以下 TSEI)には以下に示す、いくつかの問題点が存在する。

(1) エネルギーの選択

TSEI の適応疾患として主なものは、皮膚悪性リンパ腫がある。我が国においてその 8~9 割が皮膚 T 細胞性リンパ腫(Cutaneous T-Cell Lymphoma、以下 CTCL)である。CTCL の分類中には菌状息肉症(Mycosis Fungoides)やセザリ－症候群などがある。病期分類における内臓浸潤期以外は表皮・真皮内に病変が限局し、TSEI において皮膚表層 1cm 以内に治療線量を限局させることが重要である。したがって、使用する電子線のエネルギーを選択する必要がある。

(2) 線量均一性の確保

全身皮膚に対し均一 ($\pm 10\%$) な線量の確保が必要であると言われている。しかし、全体表面に対し均一な照射はできていないのが現状である。特に臨床上問題となるのは、低線量領域となる頭頂部・腋窩部・会陰部・大腿内側部・足底部、および過線量領域となる手足や耳介部・鼻尖部などである。これらの部位に対し、低線量領域への追加照射や過線量領域の防護などが必要となる。

(3) X 線コンタミネーションの低減

全身に多門で照射を行うため、X 線コンタミネーションの量が増加し、過去に骨髄障害による汎血球減少症を来した症例の報告がなされている。X 線コンタミネーションの低減は重要な問題である。

(4) 照射時間

患者立位でおこなうスタンフォード法は SSD が長く、照射門数も多いため、照射に要する時間が長くなる。照射時間は患者への負担や照射精度の面から短い方が望ましい。

(5) 投与線量特定

TSEI は多門照射によるビーム合成を行うために投与線量の特定が難しくなるという問題がある。

これらの問題点を踏まえて、次の項目について検討をおこなった。

(1) 電子線のエネルギーを最適化するために、吸収体を付加した場合のビームへの影響

(2) シールドーム (Fig.1) を利用した広範囲照射

(3) 体幹部に対するより均一な線量を確保するための最適照射法

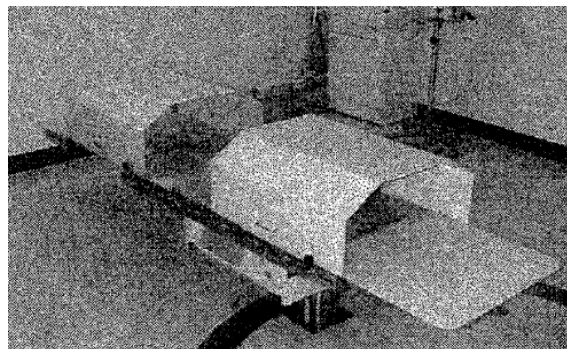


Fig.1 3 mm 厚鉄板によるシールドームの外観。

2. 使用機器

ライナック装置 : EXL-15SP(三菱電機)

シールドーム : 3mm 厚鉄板製

線量計 : IONEX DOSEMASTER 2590

チェンバー : PTW-23343

フィルム : X-OmatV(Kodak)

ダイオード線量計 : DPD510 型(Scanditronix 社)

ファントム : Solid Water、Mix-DP(円柱、楕円柱)

マイクロデンシトメータ : PDM-5 型(Konica)

3. 方法

(1) 電子線のエネルギーについて

SSD160cm の 3MeV と 6MeV の電子線および焦点一皮膚間（照射口側）に任意厚のアクリル板を挿入した場合のビーム特性について検討した。

(2) シールドドームの遮蔽能力について

SSD160cm の 3MeV 電子線を利用した場合のシールドドームの遮蔽能力について検討した。

(3) 体軸方向のビーム合成(広範囲領域確保)

3MeV の電子線を利用し、ビーム中心軸をシフトさせた 2 門のビームを合成して線量均一な広範囲領域確保について検討した。

(4) 電子線の斜入射による深部線量への影響について

TSEI では多門ビームを合成する。また、体表面も曲面を形成しているため体表面各部位に照射されるビームは様々な角度から入射することになる。電子線の入射角度と深部線量の関係について調べた。

(5) 体軸横断面上の電子線入射角度と照射門数について

円柱ファントムと楕円中ファントムを用い、体軸横断面上の照射門数と線量均一性の関係についてフィルムドジメトリによりデータを取得し検討を行った。

4. 結果

(1) アクリル板による深部線量百分率の変化

6MeV の電子線にアクリル板を挿入した場合の PDI の変化を Fig.2 に示す。アクリル板の厚みの増加に伴い分布が浅側にシフトしていることが分かる。6MeV の電子線を 3MeV 相当のエネルギーに減弱するためには 15mm 厚のアクリル板の付加が必要である。また、アクリル厚みが増すと最大飛程以深での電離量値が上昇する。

アクリル板を挿入した場合の基準深の軸外線量比(Off Center Ratio、以下 OCR)の変化をダイオード線量計による測定結果を Fig.3 に示す。G-T 方向および横方向共にアクリル板の厚みの増加に伴い辺縁部の相対線量が上昇する。

(2) シールドドームの遮蔽能力について

SSD160cm で 3MeV の電子線を利用した場合、3mm 厚シールドドーム鉄板によって 99.1%が遮蔽される可が分かった。

(3) 体軸方向のビーム合成

シールドドームを用いた状態で、SSD160cm の 3MeV 電子線のビーム中心軸を 58cm 離れた二つの分布を合成させることで Fig.4 に示すように、 $\pm 10\%$ の線量変化をもつ治療可能領域を確保することができる。

(4) 斜入射による深部線量への影響

30cm 直径の円柱ファントムに SSD160cm で 1 門照射を想定した測定配置 (Fig.5) により、線量の回り込みを調べた。Solid water ファントムとシヤローチェンバーによって得た各角度点における深部線量を Fig.6 に示す。

(5) 照射門数と線量分布の均一性

男性 84 名、女性 41 名計 125 名の CT 画像を用い、体軸横断面の長径と短径を計測した。計測スライス面は胸部が

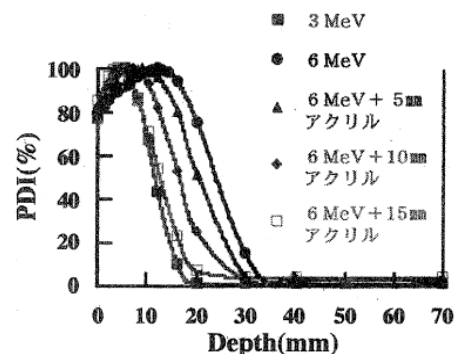


Fig.2 6MeV 電子線ビーム中にアクリル板を挿入したときの深部線量百分率の変化。

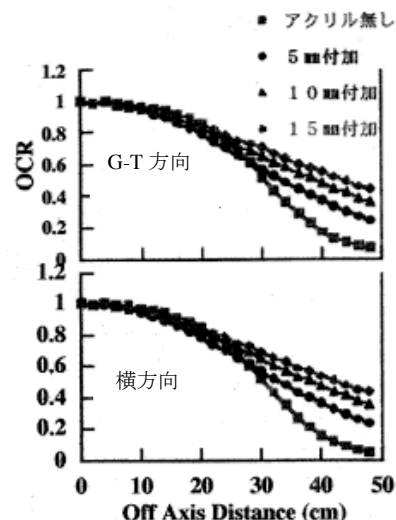


Fig.3 アクリル板挿入による軸外線量比の変化。

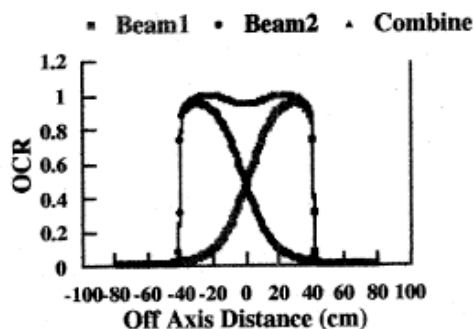


Fig.4 シールドドームによる遮蔽を加えた2門の合成染料分布.

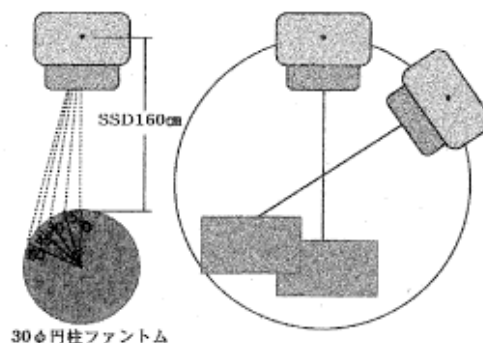


Fig.5 斜入射における測定配置.

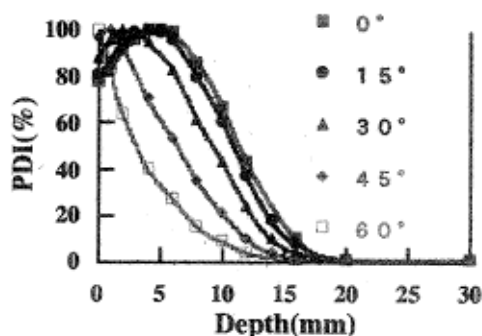


Fig.6 斜入射においてFig.5に示す測定配置で得た入射角度の深部線量曲線の関係.

気管分岐部、腹部が左腎臓中心部、骨盤部が白蓋上縁部である。

体幹部長径および短径の平均値は男性で30.1cm、20.3cm、女性で28.2cm、18.6cmであった各部位とも長径と短径の比は同様の傾向を示し、性差もほとんどなく、短径・長径比は胸部が0.66、腹部0.70、骨盤部0.62であった。この結果より、短径×長径=20cm×30cmの楕円柱ファントムを用いた測定を行った。

4、6、および8門照射をSSD160cmで行い、楕円柱ファントムの角度0°、15°、30°、45°、60°、75°、90°についてマイクロデンシトメータで線量プロファイルを作成した。25×30cmの楕円柱ファントム (Fig.7) では、4門照射は45°と60°の線量が低い。8門照射では線量のばらつきが大きく、線量の均一性は6門照射の方が優れている。

5. まとめ

(1) TSEIの最適エネルギーとして3MeVが対象となる。これより高いエネルギーを用いる場合には、吸収体などを利用して電子線エネルギーを低減する必要がある。しかし、この場合には混入X線の影響を考慮しなければならない。

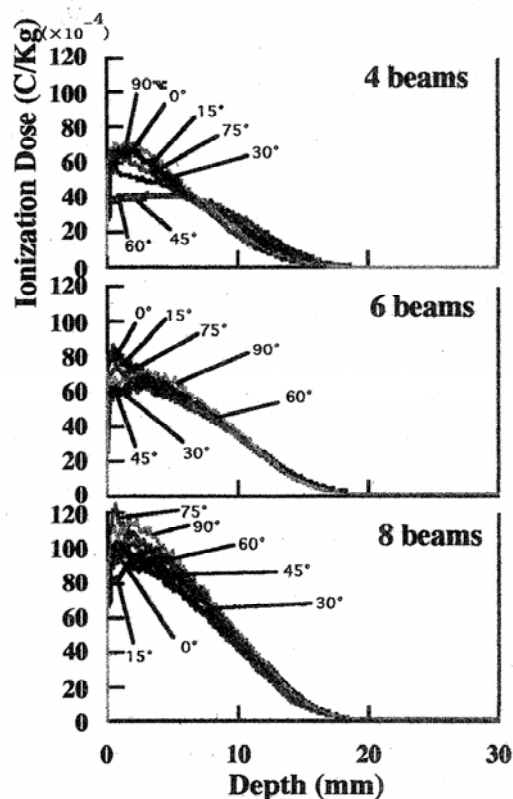


Fig.7 25×30cmの断面積をもつ楕円柱ファントムにおける門数と測定点(角度)での深部線量曲線の変化.

- (2) シールドドームを用いて体軸方向 2 門合成照射をおこなうことにより、体軸方向に対し均一な線量が得られる。この方法は患者を臥位で治療するため、立位が不可能な患者にも適応できる。また、患者位置設定において利点がある。
- (3) 円柱ファントムでは、体軸横断面上の照射門数の増加により線量均一性は向上する。今回の結果では 8 門照射の線量均一性が優れていた。また、照射門数と投与線量の関係はファントムの直径サイズにはよらず一定の関係を持つことがわかった。
- (4) 人体体幹部を想定した楕円柱ファントムでは、体軸横断面上の照射門数と線量均一性は 6 門照射で優れていた。
- (5) 人体体幹部に対しては、体軸方向に 2 門合成、体軸横断面上に 6 門合成の計 12 門合成照射をおこなうことにより均一な照射が可能である。