放射線治療分科会報告

十分な効果を発揮できると考える。

結 語

現在、放射線治療を行っている施設の多くは、何らかの工作室や工作機械を持っていると思われるが、その内容や、使用状況に関する報告は少ない。

今回当院の工作室を紹介し、その有効性について考察したが、別の利用法も考えられるので、今後とも、幅広い活用を目指して行きたい。

稿を終るにあたり、発表の機会を与えて下さった、治療分科会の松本会長はじめ会員諸兄に感謝するとともに、適切な御助言を賜った当院、放射線科高橋弘科長に厚く御礼申し上げます。

2. パネルディスカッション「標的線量とは？」

1) あなたの施設では

平 林 久 枝

東京女子医科大学放射線科

Key words: Target absorbed dose, Target Volume, Organ at risk

HOW DO YOU SPECIFY THE TARGET ABSORBED DOSE IN YOUR HOSPITAL?

HISAE HIRABAYASHI

Department of Radiology, Tokyo Women's Medical College Hospital

Summary

There is no comparable method of dose specification which is enable to adopt in any centers but it is important to define the method, to mantaine the treatment palicy and to compare the results of treatments with those of the other centers.

Even if there are some questions between the recomendations in ICRU-29 and present method in several institutes, there are substantial advantages in taking a common methods of ICRU-29.

1. はじめに

治療分科会として各施設の線量表示方法についてアンケートを集めて討論の資料とすべきであったが、治療談話会（関東治療医の研究グループ）が5、6年前に集計したものを参考にしてICRU-29¹⁾の一般的な線量表示法について現状と問題点を検討した。

特に複雑な照射法についてわれわれの施設で実施している線量表示と記録法を述べる。

2. 参考としたアンケートの結果

1. アンケート件数
送付件数 67件 回収率 81%
回収件数 45件
2. 現在の貴施設の病巣線量で満足か？
満足 18件 (34%) 回答なし 5件 (9%)
不満 31件 (57%)
3. 1門照射では Target volume のどの深さで計算するか？

Target volume の Min.	0 件 (0%)
Target volume の center	28 件 (52%)
Target volume の Max.	20 件 (37%)
その他	6 件 (11%)

4. 多門照射や運動照射では？

Iso-Center	25 件 (46%)
Target volume の Max.	13 件 (24%)
Target volume の Min.	11 件 (21%)
その他	5 件 (9%)

5. 電子線の病巣線量の基準とする深さは？

Peak 深	16 件 (30%)
90% 深	11 件 (20%)
80% 深	12 件 (22%)
その他	15 件 (28%)

→ Target volume の Min. 深 etc.

6. 肺、骨、空洞の線量補正は？

Photon	YES	27 件 (50%)
	No	26 件 (48%)
	無回答	1 件 (2%)
Electron	YES	14 件 (26%)
	NO	25 件 (46%)
	無回答	15 件 (28%)

7. 同一照射野内に深さの異なる二つ以上の病巣が含まれるときの線量の基準は？

- ①各々の線量が均等となる照射法を選ぶ 23 件 (43%)
- ②補償フィルタを用いる 1 件 (2%)
- ③どちらか一方を基準に 14 件 (26%)
- ④別々に照射 5 件 (9%)
- ⑤その他 11 件 (20%)

→併記する。ケースにより①②③を

3. 照射法選択と補正の原則

線量表示方法の標準化のためには一定の原則に基づいた照射法でなければ無意味である。

1. 根治、姑息など治療目的を明確にする。
2. Target volume が90%領域に入る（電子線は80%）
3. Target area 内は±10%以上の線量差がない（姑息は除く）。
4. Organ at risk に決定的な障害を生じない線量以下とする。
5. 肺の不均質補正を行い補正値を明記。
6. 他の不均質補正を現在は行わない。

将来変更するとしても現在は上記を心掛けている。変

更は惑時点に一齐に行う。

4. ICRU-29 の表示法と実際

われわれの施設では一般的な照射法については勧告とほとんど同じで、一門照射と運動照射の表示法が異なるがこの件は後に述べる。電子線では6年前までは90%深の線量を表示し、Target が110~90%に入るエネルギーを選択していたが治療医と検討し、勧告と同じ方法に統一した。

5. 一般的な照射法の線量表示の問題点

5.1 一門照射の線量表示

小さな Target では勧告通りで問題ないが大きくなると Target 内の線量差が±10%を越える。Fig. 1 の例の場合われわれは Target の2/3深度の線量を表示する。±10%を越える場合他の照射法を選ぶ。

Fig. 1 Dose specification for single beam therapy

a.....⊗=1/2 of the target area

b.....⊗=2/3 of the target area

5.2 異なった照射法の線量を合計した表示

Fig. 2 の例のように前後対向 2 門と振子照射の組み合わせや、対向 2 門とウェッジペアの組み合わせで経験するが、異なった点の線量を合計することになるので合計した線量分布から Target area の線量を確認すべきである。

Fig. 2 Dose specification for mixed beam therapy

⊕ = Center of two opposed equally weight beam
☆ = Center of rotation beam

5.3 光子の不均質補正

光子では照射野に肺が含まれる場合は全例補正している。個々の肺密度は異なるが密度誤差15%は線量差で2%以内という報告^{2),3),4)}もあり、一定の密度 0.3 g/cm^3 として計算している。Fig. 3 の例の如く肺縦隔を同時照射する場合にビーム中心で表示するか、肺、縦隔を別々に表示するか問題である。線量分布を付けたらどちらでも各部位の線量を読み取れるが肺に追加照射するとき別々に表示した方が便利のためこの方法を用いる。必要に応じて補償フィルタを用いる。

骨、空洞の補正は現在行っていない。理由はビームが通る全域に骨、空洞が含まれることは稀であり断面により異なること、密度が一樣ではなく補正係数の見積りが難しいこと、全患者の体輪郭を得るための装置、マンパワーがないことなどである。可能な限り体輪郭を記録することにより係数が将来確定したとき逆登って再計算し

Fig. 3 Tissue heterogeneity correction and specification points

a.....▽ = Center of mediastinum
○ = Center of lung
b.....▽ = Central axis

治療効果の判定に役立つ。

5.4 電子線の線量表示と不均質補正

アンケートに見られるように基準とする深度はピーク深、90%、80%深に分れている。施設によって表示されている線量に20%の巾があることを認識しなければならない。不均質の補正に関する多くの報告があるが問題もある。しかし現実には数 Mev~20 Mev までのエネルギーがほとんどで比較的浅い深度をねらっていることを厚い肺、骨の後方にある Target をねらうこともないので補正しなくても大きな線量差とならないため現在は不均質補正をしていない。Target 前面に鎖骨が含まれる場合はエネルギー選択を一段上げている。また Target を通過したビームが Organ at risk に大きな影響を与える場合はその線量を補正計算する必要がある。

6. 複雑な治療の線量表示の問題点

6.1 共面照射で中心軸が交差しないとき

鎖骨上窩から上縦隔にわたるリンパ領域を照射する例

Fig. 4 Coplanar beams whose central rays do not intersect at one point

1. A → P, ^{60}Co , SSD 80 cm
⊗ = Specification point
2. P → A, X-10, SAD 100 cm
△ = Specification point

が多い (Fig. 4). A → P は鎖骨上窩, 縦隔に ^{60}Co , SSD 80 cm, Target 中心 ⊗ 点で計算, P → A は縦隔の線量不足分を 10 MV X-ray, SAD 100 cm で補い, △ 点で計算する. Target 内が $100 \pm 10\%$ の線量となる Weight 比を選び各点の線量を表示する. ICRU-29 では Min. Absorbed dose の点を表示している.

6.2 中心線が外輪郭の外側を通るとき

頭頂部, 頸部から鎖骨上窩にわたる照射でしばしば経験する. 計算, 表示の基準点をどこにするか問題となる. われわれは Fig. 5 の中心断面, X-2 の内側の Target 端を通る深度の 1/2 の ⊙ 点の深度で計算し Target 中心線量を表示する. この方法でランドファントムの No. 9 を X-2 として ⊙ 点深度に 100 cGy 与える計算で 3 断面のフィルム (Kodak XV2) に同時照射した等線量曲線 (線量に換算) と TLD (ナショナル 170-L) による点線量を ● 印で Fig. 5 に示す. X-1 から X-3 の断面の Target area は $\pm 10\%$ 差以内となる. もう一つ考えられる方法として中心線が外輪郭からはずれない X-3 の断面で計算することができるが X-1, X-2 断面で前後の深度バランスが悪いと断面ごとの線量差が大となる. どちらにしても完全な方法はないので実情に合った方法を取り, 計算の根拠となる部位と深度を記録すべきである.

6.3 共面でない照射

ICRU-29 のように各 Target 中心の線量を表示するのが妥当と考える. ビームのつなぎ目に Organ at risk を含む場合は面倒でもその断面の計算を行い線量または

分布で表わし Hot spot の線量を確認すべきである.

Fig. 5 Coplanar beams whose central rays intersect at the point outside the patient. Isodose curve by film method, and measured points dose by TLD indicated by the symbol ● and calculated point by the symbol ⊙

Fig. 6 Typical mantle treatment fields (ICRU-29)

6.4 同一照射野内に深さの異なる複数の Target がある場合

Fig. 6 のように広範な照射は線量表示が複雑である。頸部、鎖骨上窩、腋窩、縦隔など各 Target の深さが一樣でないで各深さの補正計算を行い各 Target の線量を表示する。異種のビームの追加しても加算が容易である。

6.5 ビームを修正した照射

入斜面が凹凸で深度が一樣でない場合に補償フィルタを用いることがある。計算の元となる各断面の体輪郭、計算方法、設計図をカルテに保存することは重要である。

全骨盤と中央遮へいの組み合わせをする子宮頸癌の照射では照射野中心の線量表示では不十分なため Fig. 7

Fig. 7 Treatment of cancer of the cervix
A.....Whole pelvis with 10 MV X-ray two opposed fields
B.....Center split fields
●, ⊗ are specification points

の B のように中心●と左右パラメトリウム⊗の 3 点を表示する。片方のパラメトリウムに追加照射するときも累計が便利である。

不整形照射野で照射野中心が遮へいされているとき中心で線量表示ができない。例えば乳癌術後照射で鎖骨上窩、胸骨縁を同時照射することが多いが、斜入射となるため線源からの距離が異なること、ブロックによる影響で二つの Target の線量は同一とは限らないし、どちらかに追加照射のケースもあるため別々に表示する。

6.7 多軸振り照射

一つの振り照射は ICRU-29 で述べている通りとしても複数の振子を組み合わせると互にビームが重なるため複雑となる。前立腺癌照射例を Fig. 8 に示す。一つの振り軸に 55 cGy 与えると二つ加算されて各軸に 100 cGy 照射され、Target は 90% 以上となる。線量分布より係数を求め、 $55 \times 0.9 (\text{係数}) \approx 50$ が各軸の線量となるため各軸の線量を加算することにより Target の線量が表示される。Max. Dose は 104 となる。

ISODOSES

0	90
1	70
2	50
3	40
4	30

Fig. 8 Two-center rotation technique for treatment of cancer of the prostate 10 MV X-ray, SAD 100 cm, Field size $5 \times 8 \text{ cm}^2$, 110° ARC .
A.....Two-center rotation
B.....One-center rotation
■ = Target area

6.8 混合ビーム

比較的浅い Target に対し ^{60}Co に電子線を追加する例があるが, ^{60}Co は Target 中心, 電子線はピーク深の線量を表示するため異なった深さの線量を加算する結果となり, Min. Dose が90%以下となることがあるので線量分布またはコメントをつけるべきである。

7. 照射録の記録と線量の累計

照射録は, 専門家なら誰が見ても理解でき見易い記載としたい。

- Daily Dose の加算が Total Dose となる。
- 異種ビームによる加算も表示する。
- 不均質補正の有無と係数, 補償フィルタの有無と係数, 詳図を付ける。
- 照射部位, 方向, 体位を図示する。複数の部位に照射する場合は全身のマップに図示する。
- 線量分布をつけ, Organ at risk, Hot spot の位置と線量を記す。

上記条件を設え, 誤解による線量の過不足照射が起こらないよう配慮したい。これらの記録から将来に係数などの変更があっても再計算ができ, 長い目で治療効果の判定が可能な記録としたい。Fig. 9 に現行の自動記録による照射録の一例を示す。

8. ま と め

治療線量報告のための線量表示法についてわれわれの

施設および過去のアンケート (45件) を基に, 一般的な照射法について勧告と比較しながら実情を述べた。また近年複雑な照射法が増化しているため, それらについて現在おこなっている方法と問題点を述べた。

施設間の違いはもとより一施設内でも指示する医師, 計算する技師により方法が異なることがある。日本では治療施設がセンター化していないため治療効果判定が困難といわれている。しかし, 治療線量報告が統一されることになれば多少は問題があるにしても大きな進歩となるだろう。

文 献

- 1) ICRU REPORT 29
- 2) Richard A, Geise, Edwin C McCullough: The use of CT scanners in megavoltage photonbeam therapy planning, Radiology, **124**, 133-141, (1977).
- 3) Marc R Sontag, JJ Battista, MJ Bronskill, et al.: Implication of computed tomography for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations, Radiology, **124**, 143-149, (1977).
- 4) Gary D Fullerton, Wilfred Sewchand, J Thomas Payne, et al.: CT determination of parameters for inhomogeneity corrections in radiation therapy of the esophagus, Radiology, **126**, 167-171, (1978).

Fig. 9 Treatment reports by auto-reporting system. A sample for treatment of a thyroid carcinoma
 I Thyroid ^{60}Co +Electron
 II Mediastinum ^{60}Co +10 MV X-ray
 III Supraclavicular ^{60}Co