〔第38回総会シンポジウム〕

2. 放射線治療計画におけるコンピュータ処理とその精度について

滋賀医科大学医学部附属病院放射線部

近藤 康雄・橋本 恵次

Key Words: Computerized dosimetry, Radiotherapy treatment planning.

COMPUTERIZED DOSIMETRY ITS PRECISION IN
RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING

YASUO KONDO, KEIJI HASHIMOTO

Department of Radiology, Shiga University of Medical Science Hospital

Summary

With Radplan 3D (ATC) we calculated the accuracy of computerization comparing the computerized data with the measured one.

We compared the pre set beam data with the measured data using 0.1 cc chamber in various method of irradiation.

The result was that the total error was under 3%.

The factor of the error are thought to be the followings

1. Error on taking in the beam data.
2. Error of approximation and error in writing with spark pen.
3. Error of effected SSD method in inhomogeneous correction.

1. はじめに

放射線治療用コンピュータは、主要施設において、治療計画上、もはや不可欠な存在となっている。しかし、その治療技術への導入にあたって、演算処理過程で、ハードウェアおよびソフトウェア上の複雑な誤差要因が、トータルエラーと考えられる。従って、放射線治療用コンピュータから得られる線量分布の計算結果と実測値が、一致していることが必要ことから、今回当院における放射線治療用コンピュータについて、実測値との照合に重点をおいて、精度を求め、検討を加えたので報告する。

2. 使用装置および器具

放射線治療装置

NEC NELAC 1020 15 MV X線

放射線治療用コンピュータ

ATC RADPLAN 3D ISODOSE PLOTTER

線量計

IONEX (2500/3) 0.6 cc 0.1 cc chamber

CT スキャナ

GE CT/T X-2

ファントム

水ファントム (40 cm×40 cm×40 cm)

MixDp Alderson Rand phantom

〔第38回総会シンポジウム〕 2. 放射線治療計画におけるコンピュータ処理とその精度について (近藤・橋本)

Fig. 1. The diagram shows construction of the Radplan 3D (ATC).

3. ハードウェアの構成

Fig. 1 は, RADPLAN 3D (ATC) のハードウェアの構成である. CPU は 16 Bit word, 64 キロバイト, アクセスタイムは 400 nsec 計算マトリクスは 54×54 , ディスクは 12.5 メガバイト, ディスケットは 2.5 メガバイト等である.

4. ビームデータの取込み

ビームデータの取込み方法は, コンピュータとアイソドーズプロッターをオンラインで接続し, 照射野内の D_{max} (3 cm) の点に置くりファレンス線量計および, デテクター線量計は 0.1 cc chamber で行った. 4×4 cm, 6×6 cm のような偶数の照射野は, centralaxis data と profile data を取込み, 5×5 cm, 7×7 cm のような奇数の照射野は, profile data のみを取込むシステムになっている. なお, centralaxis data は depth interval を指定して D_{max} の点からデータを取込む, profile data は, fan line, 47 ポイントでその first depth は D_{max} の深さでそこから depth interval の 4 段目おきに, 5 cross spot のデータを取込むシステムになっている. このようにして, 各照射野の単一ビームのデータを取込む. またウェッジビームの場合も, 同様のビームデータの取込み方法で行う. 振子照射, 回転照射等の運動照射については, 取込まれている単一ビームのデータをもとにして 10 度毎の近似で処理される. なお, 計算時間については, 単一ビームで数秒, 回転照射では約 5 分程度である.

5. ビームデータ取込み手技による差異

実験当初, コンピュータ処理のテスト段階で, 線量分布に歪みがあることに着目し, まずその誤差要因の検討

を行った. 誤差要因として, ビーム自体の平坦度と安定性, 駆動装置付水ファントムの駆動装置の精度とその水準の取り方等が考えられた. そこでまず, 駆動装置の精

Table 1. Comparison of the beam profile after adjustment (A) with one before adjustment (B).

〔A〕 AFTER ADJUSTMENT

Cross spot Fan line	1	2	3	4	5
1	0.079	0.082	0.097	0.111	0.120
2	0.092	0.098	0.113	0.127	0.138
3	0.116	0.123	0.138	0.152	0.163
4	0.167	0.167	0.186	0.197	0.210
5	0.312	0.294	0.301	0.326	0.331
...	...	...	...	...	...
22	0.998	1.003	0.995	1.004	0.992
23	1.007	0.998	0.996	1.000	0.995
24	0.999	1.003	0.994	0.998	0.990
25	1.000	0.999	0.995	0.998	0.990
26	0.997	0.998	0.995	0.998	0.994
...	...	...	...	...	...
43	0.286	0.276	0.281	0.298	0.291
44	0.157	0.163	0.179	0.187	0.195
45	0.112	0.120	0.135	0.147	0.155
46	0.091	0.097	0.110	0.124	0.134
47	0.078	0.081	0.097	0.109	0.119

〔B〕 BEFORE ADJUSTMENT

Cross spot Fan line	1	2	3	4	5
1	0.217	0.208	0.207	0.213	0.214
2	0.479	0.430	0.406	0.392	0.385
3	0.780	0.735	0.699	0.683	0.685
4	0.903	0.862	0.854	0.843	0.842
5	0.949	0.918	0.907	0.902	0.895
...	...	...	...	...	...
22	0.999	0.999	0.999	1.000	0.998
23	1.000	0.999	1.001	1.001	1.001
24	1.001	0.998	1.000	0.999	1.002
25	1.002	1.001	1.002	1.001	0.999
26	1.004	1.001	1.002	1.002	1.002
...	...	...	...	...	...
43	0.078	0.091	0.105	0.118	0.125
44	0.066	0.074	0.080	0.100	0.108
45	0.059	0.065	0.078	0.089	0.097
46	0.053	0.058	0.070	0.081	0.088
47	0.048	0.052	0.064	0.073	0.079

度、水準性を十分に確保した上で再度ビームデータの取込みを行い当初得たビームデータとの比較を行った。

Table 1は、両者に取込まれた、profile data を比べたものだが、(A)では、fan line 1 付近と47付近でよく一致しているが、(B)では、crossspot の1 段から5 段のいずれにおいても、fan line 1 付近の方が47付近より、高くデータが取込まれている。なお照射野は 10×10 cm。

Fig. 2 は、両者の照射野 10×10 cm の時の等線量曲線を示したもので(A)では平坦度のよい等線量曲線が得られているが、(B)では等線量曲線に歪みが観察される。

Fig. 3 の左側のグラフは、Table 1 のデータの内、

Fig. 2. Comparison of the Isodose curve, after adjustment (A) with one before adjustment (B).

Fig. 3. Radiation profile at a depth of D_{max} of $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$. Solid lines show the data at the horizontal level, broken lines show the data with a little inclination.

cross spot 1 段つまり D_{max} の点の深さにおける profile data をグラフ化したもので水ファントムの水準性の保たれていない方に非対称性がみられた。これは微小傾斜することにより、水面と水ファントムの中心軸が直交していないために生じたものと考えられる。

これらをもう少し検討してみると Fig. 4 は、それぞれ照射野 10×10 cm 0° , 120° , 240° の三門照射の線量分布で、(A)に比べて(B)の方が特に70%以上の所で歪みが顕著に生じている。Fig. 5 は、それぞれ照射野 10×10 cm, 振り角 120° の振り照射の線量分布で(A)では対称的であ

Fig. 4. Comparison of the dose distribution at the horizontal level (A) with one a little inclination (B). The beam is three beams form (0° , 120° , 240°),

Fig. 5. Comparison of the dose distribution at the horizontal level (A) with one a little inclination (B). The beam is arc irradiation 120° .

Fig. 6. Comparison of the dose distribution at the horizontal level (A) with one a little inclination (B). The beam is rotational irradiation.

Fig. 7. Difference of the depth dose curve between the manual scanning and the auto scanning.

るのに対し(B)では左へ歪んだ分布がみられる。Fig. 6は、それぞれ照射野 10×10 cm の回転照射の線量分布で(A)に比べて(B)の方に、90%域が広がっているのが見られる。

Fig. 7は、駆動装置付水ファントムの深さに関する精度について、自動スキャンニング、手動スキャンニングをし、深部率曲線のデータを収集し比べたものだが、ほぼ一致した結果が得られたが、自動スキャンニングする場合、駆動装置の立ち上り部分の動作を正確にさせることにより更に改善の余地がある。以上のことから、駆動装置の精度、水ファントムの水準性を充分確保することで正確なビームデータの取込みがなされたと考えられる。

6. 実測値とコンピュータ処理値の比較

以上の経験をもとにして、正確に取込まれたビームデータを用い治療用コンピュータの精度について実測値とコンピュータ処理値の比較を様々な照射法で確めた。

Fig. 8は、基本となる単一ビームの照射野 4×4 cm, 10×10 cm, 20×20 cm の深部量百分率の実測値とコンピュータ処理値の比較をしたもので水ファントムを用い 0.1 cc chamber で測定した。各照射野共、両者はよく一致している。

Fig. 9は、単一ビームの照射野 4×4 cm, 10×10 cm, 20×20 cm の等線量曲線の実測値とコンピュータ処理値の比較をしたもので水ファントムを用い 0.1 cc chamber で測定した。各照射野共ほぼ一致した傾向が見られるものの、照射野が、大きくなるにつれて、歪みのある個所が見られるが、これは、コンピュータの近似の間隔が広がるためと考えられる。

Fig. 10は、照射野 10×10 cm の 0° , 120° , 240° の三

Fig. 8. Difference between the depth dose curve with the measured data and that with the calculated data in various field sizes.

Fig. 9. Comparison of the measured curves with the calculated ones.

門照射について実測値とコンピュータ処理値の比較をしたもので、MixDp ファントムを用い、アイソセンターを原点として、X方向、Z方向、斜45度A方向に各々 2 cm の間隔で実測は 0.1 cc chamber を用いた。各方向共、最大値附近でよく一致しているが周辺部分に高々 1 ~ 2 % 程の差がみられる点がある。

次に回転照射について、照射野を変化させ実測値とコンピュータ処理値の比較を行った。MixDp ファントムを用い、アイソセンターを原点として、X方向、Z方向、斜45度A方向に各々 2 cm の間隔で実測は 0.1 cc chamber を用いた。

Fig. 11は、照射野 5×5 cm の回転照射における3方向の実測値とコンピュータ処理値の比較をしたもので、中心率においてよく一致しているが、周辺部において 1 ~ 2 % 程の差がみられる点がある。

Fig. 12は、照射野 10×10 cm の回転照射における3方向の実測値とコンピュータ処理値の比較をしたもので

Fig. 10. Comparison of the measured data with the calculated data in case of three beams form ($0^\circ, 120^\circ, 240^\circ$).

Fig. 12. Comparison of the measured data with the calculated data in case of rotation method with field size of $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

Fig. 11. Comparison of the measured data with the calculated data in case of rotation method with field size of $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$.

この場合も周辺部において1~2%程の差がみられる点がある。

Fig. 13は、照射野 $15 \times 15 \text{ cm}$ の回転照射における、

Fig. 13. Comparison of the measured data with the calculated data in case of rotation method with field size of $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$.

X方向, Z方向の2方向について実測値とコンピュータ処理値の比較をしたものでこの場合も照射野 $5 \times 5 \text{ cm}$, $10 \times 10 \text{ cm}$ 同様の結果を示した。回転照射において、照射野を変化させても、周辺部で1~2%の差が見られる以外は、実測値とコンピュータ処理値においてほぼ一致した結果が得られた。周辺部での差は、コンピュータ処

〔第38回総会シンポジウム〕 2. 放射線治療計画におけるコンピュータ処理とその精度について (近藤・橋本)

理において10度毎の近似をおこなうために生じる差と考えられる。

次に振子照射について、振子角を変化させ実測値とコンピュータ処理値の比較を行った。照射野 10×10 cm で、MixDp ファントムを用い、アイソセンターを原点として、X方向、Z方向、斜45度A方向に2 cmの間隔で、実測は0.1 cc chamberを用いた。

Fig. 14 は、振子角120度で3方向の実測値とコンピュータ処理値の比較をしたもので3方向共、周辺部で1～2%の差がみられる点がある。

Fig. 15 は、振子角150度でX方向、Z方向、2方向の実測値とコンピュータ処理値を比較したもので、2方向共、周辺部で1～2%の差が見られる。

Fig. 16 は、振子角180度でX方向、Z方向、2方向の実測値とコンピュータ処理値を比較したもので、振子角120度、150度同様の結果を示した。振子照射において、振子角を変化させても周辺部での1～2%の差以外は、実測値とコンピュータ処理値は、ほぼ一致した結果が得られた。また、周辺部での差は、回転照射同様に振子照射の場合も10度毎の近似をするコンピュータ処理に原因があると考えられる。

以上のことからコンピュータ処理における運動照射の10度毎の近似は、周辺部で1～2%の差があるものの治療領域では、ほぼ一致している結果が得られた。

次にウェッジ照射について、ウェッジ角を変化させ、

Fig. 14. Comparison of the measured data with the calculated data in case of arc irradiation 120°.

Fig. 15. Comparison of the measured data with the calculated data in case of arc irradiation 150°.

Fig. 16. Comparison of the measured data with the calculated data in case of arc irradiation 180°.

実測値とコンピュータ処理値の比較を行った。照射野 10×10 cm で水ファントム中10 cm深さをX方向にスキャンした。なお実測は0.1 cc chamberを用いた。結果をFig. 17に示した。30度ウェッジ、45度ウェッジは、ほぼ一致した結果を示したが、60度ウェッジでは、1～2%の差が見られた。次に実際の直交二門照射について45度ウェッジ、照射野 10×10 cm で MixDp ファントムを用い実測値とコンピュータ処理値について比較を行い、実測は0.1 cc chamberで測定した。その結果をFig. 18

Fig. 17. Difference between the isodose curve at the depth of 10 cm with the measured data and that with the calculated data in various wedge angle.

Fig. 18. Comparison of the measured data with the calculated data in case of combining two wedge beam (45°).

に示す。Z方向は、ファントムの辺縁につき、測定点を多くとれなかったが、X方向、Z方向での差は、2～3%であった。

7. 異質密度補正(肺補正)の精度について

特に肺補正について検討を行った。異質密度補正は、GEのCTスキャナから得られたCT値と相対電子密度の関係が、コンピュータに入力してあって、ピクセル毎の補正を行っている。

Table 2 上段は、前一門照射の場合でファントムの肺

Table 2. The upper shows difference between the calculated data and the measured one.

The lower shows difference of the correction factor between the three method.

野に3cmの間隔で1～5までの点を測定点とし、それぞれの線量値を定測値とコンピュータ処理値と比較した。なお実測は0.1cc chamberで測定した。結果、測定点3～5は、1%未満とよく一致しているが、測定点1および2は、1%以上の差が生じている。これは等線量曲線の幅の狭い所では、スパークペンの少々ずれにより線量値が変動しやすく、差の要因となりやすい。また、コンピュータは、実効SSD法による補正を行うこともその要因の一つと考えられる。

次に下段は、回転照射の場合で回転中心Aのcorrection factor (CF)について、実測値、ICRU24にもとづくTAR法での手計算値、コンピュータ処理値の3種で比較した。実測は0.1cc chamberで行った。回転照射の場合、それぞれの差は、1%未満とよく一致していることが確認できた。以上が今回われわれが行った実験である。

8. ま と め

放射線治療計画専用ミニコンピュータによるデータ処理、計算過程を通じて生じる様々な誤差要因について、多角的に検討を加えた結果、全体を通じて、実測値とコンピュータ処理値の誤差は、何れも3%未満となっており、その精度としては、満足する値であった。しかし、われわれが、当初経験したように、安易に取込まれたビームデータで日常治療計画を行うには、当然それなりの誤差が、もたらされるのではないかと思う。よってビー

〔第38回総会シンポジウム〕 2. 放射線治療計画におけるコンピュータ処理とその精度について (近藤・橋本)

ムデータの取込みいかんによっては、治療用コンピュータの精度を大きく左右されると考える。またソフトウェア上での誤差要因としては、近似計算処理の精度、スパークペン処理の精度、異質密度補正において実効 SSD 法による補正等が考えられる。今後の問題点として、計算のアルゴリズム、ソフトウェア等について、メーカー側から公表されなかったため、詳しく検討できなかったが、今後メーカー側の協力を得て、検討していきたいと思う。

稿を終えるに当たり、シンポジウムの機会を与えて頂いた第38回日本放射線技術学会総会の役員の皆様に深く感謝いたします。また、御指導、御協力をいただきました滋賀医大病院放射線部雄川技師長はじめ、技師室の技師諸兄に感謝の意を表します。

文 献

- 1) J. Milan, R. E. Bently: The storage and manipulation of radiation dose data in a small digital computer, *Brit. J. Radiol.*, **47**, 115-121, (1974).
- 2) Determination of absorbed dose in a patient irradiation by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU Report, **24**, (1976).
- 3) Sontag, M. R., Cunningham, Jh.: Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities, *Medical Physics*, **4**, 431-436, (1977).
- 4) Sontag, M. R., Cunningham, Jh.: The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed tomography for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculation, *Radiology*, **124**, 143-149, (1978).
- 5) E. C. Mceullough, A. M. Krueger: Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: external photon beams. *Radiation Oncology. Biol. phys*, **6**, (1980).
- 1) J. Milan, R. E. Bently: The storage and manipulation of radiation dose data in a small digital