

第 50 回放射線治療分科会(横浜) シンポジウム 「RTPS へのデータ入力とその検証」

2. データ入力の実際

袋井市立袋井市民病院 佐々木 浩二

1. はじめに

「治療計画装置へのデータ入力の実際」というテーマは、非常に多くの内容を含んでいる。現在臨床で使用されている治療計画装置は CT 画像等の利用を前提としたものであり、照射プラン自体もかなり複雑になって来ており、治療計画装置へのより高い信頼性が要求されている。そこで、最近導入した 3D 治療計画装置におけるデータ入力とコミッショニングを通して考察したことを中心に述べる。放射線治療計画装置のコミッショニングにおけるデータ入力時の、種々のパラメータの検証については多くの参考文献¹⁾⁻¹⁰⁾があるが、邦文でわかりやすく述べられたものはあまり無い¹¹⁾。今回は ESTRO Booklet No.7¹²⁾を中心に考察する。この中で、特に計算値と測定値の偏差の表現方法および照射領域による許容誤差の考え方について述べる。さらに、均質および不均質組織における種々のパラメータ設定における絶対線量の実測検証を行ったのでこの結果についても述べる。なお、今回は外照射における X 線のコミッショニングに話題を絞っており、電子線および Brachytherapy については他の機会に譲る。

2. データ入力

機器工業会のガイドライン第 1.2 版¹³⁾を見ると、RTPS の受け渡し試験における責任は、当然の事ながらユーザにあるとされており、納入業者はそのサポートを行うというスタンスである。ユーザは治療計画に必要なデータの測定を行い、そのデータの適・不適を判断し、ビームモデリング後の線量計算結果と実測値の比較検証を行い、RTPS の臨床使用に関するコミッションを完了しなければならない。

RTPS へのデータ入力に際しては、それぞれの治療計画装置ごとに決められたデータの測定方法・計算方法があり、納入業者の測定マニュアルに沿ったデータを作成する必要がある。測定データの必要数を測定時に確認し、データ入力前に再度満足していることを確認しておく。また、各施設の加速器の仕様（ガントリーヘッド内構造物の幾何学的な位置、ビーム修飾因子であるくさびフィルタの密度、材質、幾何学的構造、架台や治療寝台等の回転範囲やゼロの位置・増加方向の定義など）を確認して入力シートを作成する。計画装置に測定データを入力するときには、ソフト上でのグラフ形状の比較などを利用した確認の後、測定時に用いたシート等を参照しながら計画装置へ入力することが必要であり、キー入力によるデータ登録が必要な場合は、タイプミスによる入力データの誤りが無いかを、基本的には複数名により独立して確認することが重要で、グラフ表示による確認ができることが望ましい。データ評価機能がある計画装置では、これを使用する(Fig.1)。

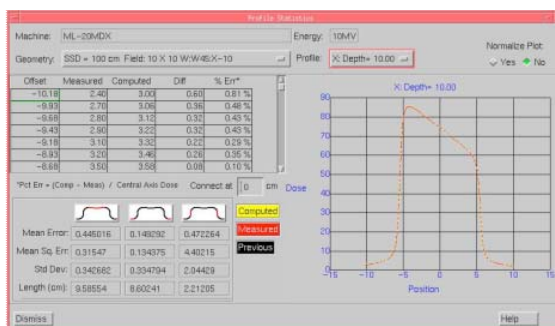


Fig.1 治療計画システムの物理機能を用いたデータの検証(Pinnacle; Philips Medical Systems) .

3. 線量に関係しないコミッショニング

患者登録における患者名や ID 等の 2 重登録の警告などや、画像の入力と利用に関して、入力された CT 等のデータの一貫性・座標系の一致、再構成画像の座標・Gray-scale、解剖学的輪郭入力とマージンの付加・subtraction、3D 構造の体積と 3D マージン付加・subtraction、その他のテストによって解剖学的構造を作成するためのデータが正しく、個別の患者に関連づけられていることの確認が

重要である。また、ビームの定義として、ビーム表示とビームの幾何学的配置が試験されなければならない。個々の放射線治療装置に応じて、RTPS における幾何学的配置と座標システムの定義が正しいことが臨床使用においては非常に重要であり慎重な確認が求められる。これらのテストの具体的な方法については IAEA TRS No.430⁶⁾に詳細な記述があるが、実際にユーザが実施するための段階的な理解しやすいプロトコールとしては ESTRO Booklet No.7¹²⁾が良い参考となる。この Booklet においては必要なテストを Vender acceptance test と User commissioning test にカテゴリー分けし、各サイトでのテストの最適化を考慮している。以下に User commissioning test として導入時に実施すべき項目を示す。

User commissioning tests

A. Anatomical description

A-1. Image input and use

- ☐ Identity consistency of scan
- ☐ Scan parameters-varying slice thickness
- ☐ Two different sets of images for the same patient
- ☐ Maximum number of CT slices
- ☐ Patient orientation
- ☐ Integrity of simultaneous input
- ☐ Geometric integrity of slices
- ☐ CT number representation
- ☐ Text information
- ☐ Digitizer contour input
- ☐ Film scanner contour input
- ☐ Geometry of reconstructed images
- ☐ Orientation of reconstructed images
- ☐ Co-ordinate system of images

A-2. Anatomical structures

- ☐ Unique identification
- ☐ Unique properties
- ☐ Correct geometry in automated contouring
- ☐ Add margin to contour
- ☐ 3-D surface expansion
- ☐ Correcting, adding, deleting and copying contours and structures
- ☐ Validation
- ☐ Bifurcated structures
- ☐ Interpolated structures
- ☐ Volume computation
- ☐ Construction of a volume from non-axial contours
- ☐ Capping option
- ☐ Volume of subtracted regions
- ☐ Boolean option

B. Beam description

B-1. Beam definition

- ☐ Table movement
- ☐ Jaw definition and beam coordinates
- ☐ Multi-leaf collimator definition
- ☐ Wedge and block insertion
- ☐ Consistency check of beam coordinate system
- ☐ Bolus definition and position

B-2. Beam geometry

- ☐ Automatic block and auto-leaf positioning

□ User-defined block

Fig2.に、RTPS から治療データベースシステムへの計画データの転送テストの例を示す。多くのビーム定義情報を含んだ特徴のある照射野を作成し、ビームの幾何学的パラメータや MU 値などが正確に治療マネジメントシステムに送られるかを確認し、実際の設定を治療装置にて行い、計画情報との一致を確認する。

さらに、これらの中でも線量分布計算に必要不可欠な CT 値 - 相対電子密度の変換テーブルについて検討した。このテーブルは組織の不均質を考慮するために必要であり(各計算ボクセルの密度から質量減弱係数を求め TERMA 分布を決定し、Dose deposition KERNEL の密度スケールにも使用する)、DRR 画像の作成にも使用されるため、使用する全ての CT スキャナにおいてチェックが必要であり、CT 値校正用ファントム(Fig.3)をスキャンし、CT 値と密度(相対電子密度)の対応付けを行っておかなければならない。今回は、装置(2機種)、撮影管電圧(120kV・140kV)、スライス厚(3mm・10mm)、高密度物質によるアーチファクトの影響について検討をおこなった。今回の測定範囲では、装置、スライス厚、高密度物質によるアーチファクトの影響は小さいが、撮影管電圧の違いの影響は、密度 1.1 以上の時に大きい結果となった(Fig.4 にデータの一部を示す)。

4. 計算された線量と測定線量の偏差の表現方法

線量とモニタ単位数 (MU 値) 計算のコミッショニングを行う前に、計算された線量と測定線量の偏差の表現方法について考えておこう。

D_c 、 D_m をそれぞれ計算および実測により得られた吸収線量、 M_c 、 M_m を計測時のそれぞれの MU 値とすると、ある点 i における測定値と計算値の比率 $d(i)$ は、

$$\text{比率 } d(i) = \frac{\frac{D_c(i)/M_c(i)}{D_c(\text{ref})/M_c(\text{ref})}}{\frac{D_m(i)/M_m(i)}{D_m(\text{ref})/M_m(\text{ref})}}$$

で表され、絶対線量への校正と、同一 MU に対する計測をおこなえば、 D_m に対する D_c の比が、比率 $d(i)$ となる。

$$\text{比率 } d(i) = \frac{D_c(i)}{D_m(i)}$$

また、測定値で規格化された比率の百分率は、下式で表される。

$$\text{比率 } d(i)[\%] = 100[d(i) - 1]$$

これは、

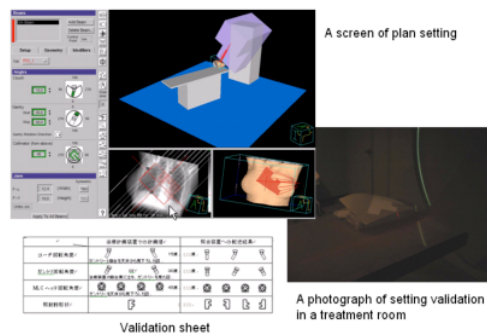


Fig.2 データ転送試験の例.

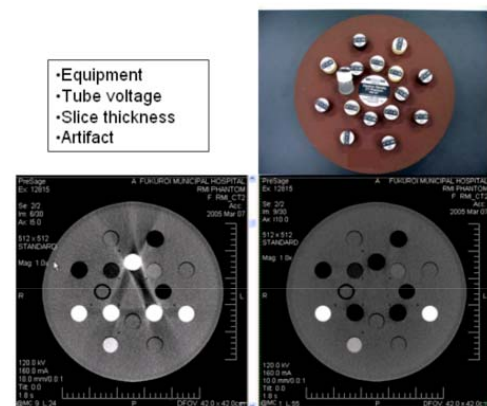


Fig.3 種々の密度のサンプルが埋め込まれたファントムとその CT 画像.

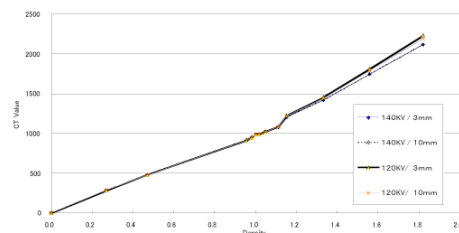


Fig.4 CT 値 vs.密度の変換曲線.

$$\text{比率 } d(i)[\%] = 100 \times \frac{D_c(i) - D_m(i)}{D_m(i)}$$

と表現してもよい。

臨床的に放射線治療におけるシステムを使用するためには一定の判断基準を定義する必要があり、RTPS のコミッショニングにおいても、線量の測定値と計算値の間での偏差をどう表現するかを考える必要がある。ドシメトリックな検定では、点、線、2D または 3D マトリックスにおける空間的な比較が行われるが、一つの点のデータから 3D のデータまでを点の集合と考えると、これらの比較は voxel-by-voxel でおこなわれることになる。この方法は、低線量勾配の変化の少ない領域では適切である。

しかし、半影領域のような高い線量勾配の領域では、幾何学的な不確定度の影響を考慮する必要があり、空間的偏差を考慮した距離による評価が適しているので、線量相違の量を距離の関数 (distance-to-agreement) として評価するのが適当である。この距離 (空間的偏差) は、測定点 $r_m(i)$ と同じ吸収線量 D の計算体積における点 r_c との間で最も小さい距離 $r(i)$ によって評価できる。本来は、 r 、 r_m および r_c を三次元ベクトルとして評価しなければならないが、実際的には、PDD・OCR 曲線および等線量曲線(面)における 1 次元または 2 次元のデータ・セットにおいて評価されることになる。

さらに、空間的偏差を組み合わせた評価方法として、 γ 評価法¹⁴⁾の利用が考えられる。 γ 評価法は、ドシメトリックな偏差と空間的偏差を組み合わせることが可能な、非常に簡潔な概念である。Fig.5 のような 2 次元の座標系において、比較したい 2 点(r_c, D_c)と (r_m, D_m)を考えると、 r は 3 次元空間的な座標、 D は吸収線量座標であり、線量判定基準を Δd 、空間的判定基準(距離)を Δr とする。ここで、座標軸における基底ベクトルが、 Δd 、 Δr に等価なとき、上記の 2 点間の正規化ベクトルの長さが、1 以下の時、設定した基準値が満たされることになる。

全ての点(r_c, D_c)において測定値と計算値との線量の差 $d(i)$ は、

$$d(i) = D_m(i) - D_c$$

2 点間の距離 $r(i)$ は

$$r(i) = r_m(i) - r_c$$

このときの γ 値は

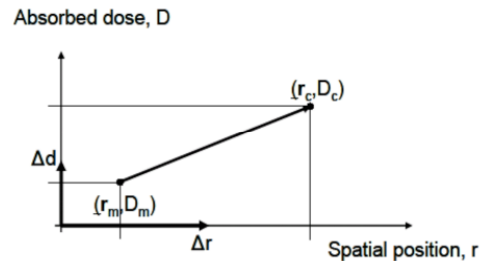


Fig.5 線量距離ベクトル空間¹⁴⁾

$$\gamma(i) = \min \left\{ \sqrt{\left(\frac{d(i)}{\Delta d} \right)^2 + \left(\frac{r(i)}{\Delta r} \right)^2} \right\}$$

である。

Fig.6 にフィルム測定における 2 次元の γ 値評価の例を示す。 $\Delta d=3\%$ 、 $\Delta r=3\text{mm}$ で評価し、値が基準値を超えている部分を矢印で示す。この例では、MLC の位置の誤差により評価値を超えた部分が表現されている。

ここまでの評価方法は、点と点の対応における評価であった。PDD や OCR プロファイルのように、比較可能な多くの測定点の比較をする場合には、いくらかの点が許容値を超えていても、オーバーオールで見ると許容できる場合があり、統計的な手法の利用が有効である。AAPM-TG23 のような多くの測定点の比較においてもこの手法が用いられている。ここで定義され

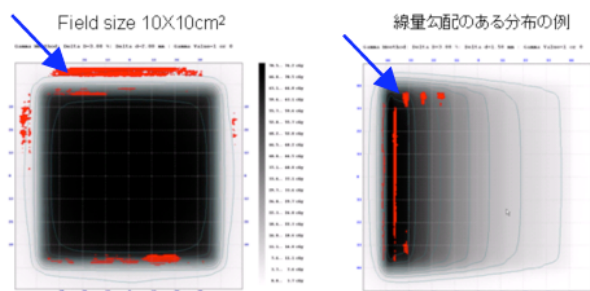


Fig.6 γ 評価法の例。右：10 cm×10 cm 正方形照射野、左：線量勾配をもつ分布。

る多数の測定点の許容値に対する信頼限界 confidence limit Δ は、平均偏差と SD により算出される。

$$\Delta = |\text{mean deviation}| + 1.5SD$$

ここでの乗数 "1.5" の値は、片側検定において $p = 0.065$ の場合に相当し、1.5 より大きな値を用いると確率誤差が、小さな値を用いると系統誤差が増加する。

さらに、統計学的に適切な結果を得るためには、適切なデータを選ぶ必要があり、たとえば、異なる照射野やエネルギーのデータの比較に利用する場合には、ビルドアップ領域や半影領域などを除外して計算するなどの手法が必要である。これにより、多くの測定データを、一つの値で評価できる利点があり、コミショニングにおける PDD や OCR の領域別の比較に有用と考えられる。

Fig.7-1 のような $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 、くさびフィルタ 45° の照射野における OCR 曲線を例に、評価値の違いによる変化を比較してみよう。

差 $d(i)$ 、%差 $d\%(i)$ を求めると、Fig.7-2 と 3 のようになり、高い線量勾配の領域では、幾何学的な不確定度の影響がみられ、これを中心軸線量で規格化した場合には、半影から照射野外での変化は小さくなるが、照射野内ではばらつきが大きくなることがわかる(Fig.7-4)。

照射野を、半影領域、照射野の内側・外側に分けて算出した信頼限界を Table.1 に示す。この評価により、5cm 深の照射野外のデータが基準値を超えていることがわかった(照射野内、半影、照射野外の許容値は、それぞれ 3%、15%、4%)。

データの入力の例を Fig.1 に示したが、RTPS のビームモデリングの際に、測定値と計算値の比較を行うときにも統計処理をした値が用いられる。

5. 照射領域毎の線量計算の精度に対する受入基準 Venselaar ら⁸⁾は、光子ビームを 4 つの受入基準(criteria $\delta 1$ から $\delta 4$)の領域に分割して定義している(Fig.8 - 9)。

- $\delta 1$: d_{\max} より深い、ビームの中心軸に沿った点、高線量・低線量勾配領域。
- $\delta 2$: ビルドアップおよびプロファイルの半影領域の点。高線量・高線量勾配領域。(1mm あたり 3% 以上の線量勾配のある領域は、高線量勾配領域と定義される。)
- $\delta 3$: 中心軸を除く、ビームの内側の点、高線量・低線量勾配領域。

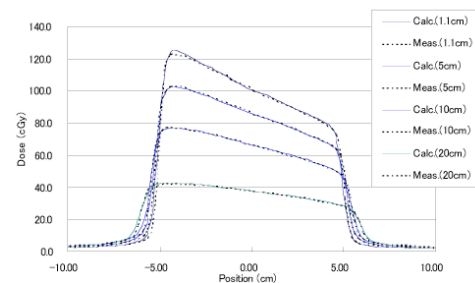


Fig.7.1. くさび照射野 ($10 \times 10 \text{ cm}^2$, 45°) の種々の深さの線量プロファイル。

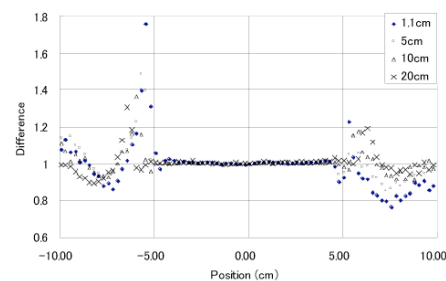


Fig.7.2 RTPSによる評価値と実測値との Fig.7.1 における差 $d(i)$ 。

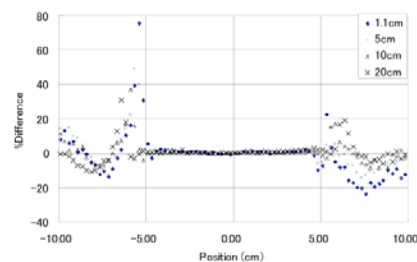


Fig.7.3. Fig.7.1 に対する差%。

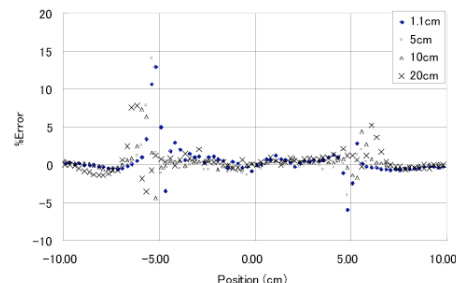


Fig.7.4. 中心軸線量に対する Fig.7.1 の差%。

δ4：幾何学的なビームの外側の点、または遮蔽ブロック、絞り、MLC などの下側の点。低線量・低線量勾配領域。

Table 1. 線量プロファイル (Fig.7.1) の信頼限界

	深さ d_{\max}			深さ 5 cm		
	照射野内	半影	照射野外	照射野内	半影	照射野外
平均偏差%	0.55	1.40	- 0.09	- 0.25	0.42	0.30
標準偏差%	0.54	3.50	1.87	0.44	1.26	2.64
信頼限界%	1.36	6.65	2.89	0.91	2.31	4.26
	深さ 10 cm			深さ 20 cm		
	照射野内	半影	照射野外	照射野内	半影	照射野外
平均偏差%	0.26	0.04	0.58	0.54	0.81	0.34
標準偏差%	0.39	1.50	1.69	0.52	0.50	2.29
信頼限界%	0.84	2.29	3.11	1.31	1.56	3.78

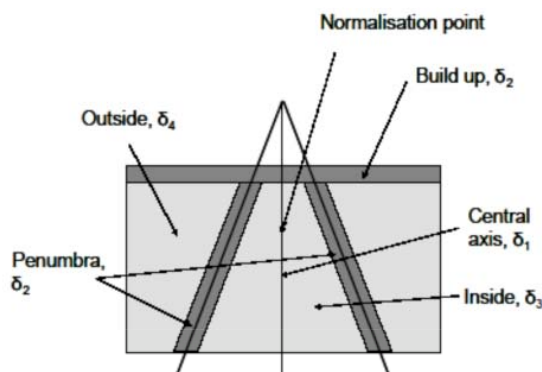


Fig.8 線量計算精度の受入基準に対するビームの線量勾配の大きさに基づいた種々の領域の定義 (ESTRO Booklet No.7).

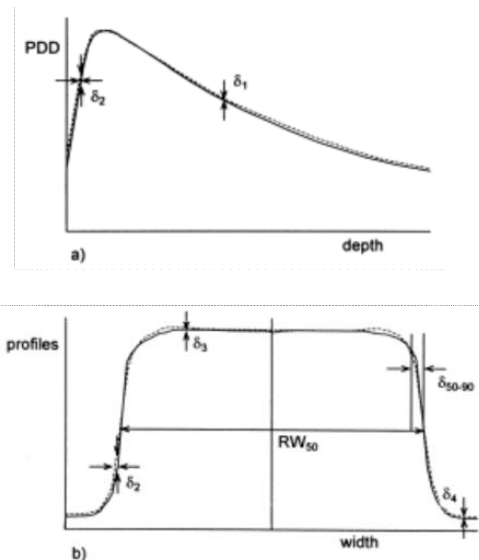


Fig.9 受入基準 δ1 から δ4 の有効領域.

これらの領域毎の許容範囲の基準は、Table 2 に示すように均質、不均質やブロックなどの複雑な Geometry、それらが組み合わさったもっと複雑な Geometry の3つのカテゴリーごとに与えられている。照射野 RW50 は、照射野 20cm 以上では%で与えられている。δ 50-90 は、Beam fringe と呼ばれる。これらの偏差を表す式は、前項で述べた差%と同じである。

$$\delta = 100(D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas}}$$

基準 δ4 は低線量であるため偏差の大きな領域で、同じ深さでの中心軸上の線量で規格化した次の式を用いると括弧内の許容値が使用できる。

$$\delta 4 = 100(D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas, cax}}$$

これらの基準値は AAPM-TG534)にも示されており、タスクグループの期待値であり要求値ではないとの記載はあるが、ESTRO Booklet No.7¹²⁾と比較してより厳しい値である。また、Van Dyk¹⁾や SSRPM³⁾による基準値は、全ての評価点において d_{\max} における測定線量で規格化されている。いずれ

を用いるにしても、RTPS により予測される線量値と測定値との相違は線量計算の限界、測定手順での不確定度または加速器のアウトプットの変動によるものと考えられ、各施設において同じ基準を用いて評価をすることが重要である。

Table 2. 光子ビーム中の種々の領域に対する線量算出の $d\%(i)$ の信頼限界として示した許容値 δ . (Venselaar 等から転載).

領域		均質、単純なジオメトリ	複雑なジオメトリ (くさび、不均質、非対称、ブロックもしくは MLC)	さらに複雑
$\delta 1$	ビーム中心軸データ、高線量、低勾配	2%	3%	4%
$\delta 2$	中心軸上のビルドアップ領域、プロフィルの半影領域、高線量、高勾配	2 mm もしくは 10%	3 mm もしくは 15%	3 mm もしくは 15%
$\delta 3$	ビーム中心軸外側、高線量、低勾配	3%	3%	4%
$\delta 4$	ビーム端の外側、低線量低勾配	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW ₅₀	放射線学的幅、高線量、高勾配	2 mm もしくは 1%	2 mm もしくは 1%	2 mm もしくは 1%
$\delta 50-90$	Beam fringe、高線量、高勾配	2 mm	3 mm	3 mm

6. 線量とモニタ単位計算のコミッショニング

RTPS による線量計算の結果の正確性は、線量計算アルゴリズムに依存するが、これまで考えてきたビームデータの入力の正確さにも大きく左右される。RTPS における絶対線量は、設定された基準点(多くは中心軸上の 10cm 深)で標準化されて MU 値が計算され、ユーザは自施設のビームにおける MU 値の不確定度を確認するために絶対線量の検証を行うことが必要である。NCS report⁷⁾や AAPM TG23¹⁰⁾などに測定点などのサンプルがあたえられている。ここでは、ポイント測定による、水中での検証と不均質スラブファントムによる検証について述べる。ポイント線量による評価は、低線量勾配領域における評価である。

測定深は、少なくとも d_{\max} , 5cm, 10cm, 20cm で行う。測定におけるパラメータは、正方形照射野、矩形照射野、SSD の変化、くさびフィルタやブロックトレイなどの修飾因子、非対称照射野セッティング、MLC 照射野、組織欠損、ビームの斜入射、ファントム内の不均質の影響などであり、これらの組合せと、中心軸及び軸外の点での測定を行う必要がある。

今回は、ポイント線量の測定を行い RTPS による計算結果との比較を行った。測定には水ファントムを用い、組織欠損とファントム内の不均質の影響の測定のみスラブファントムを用いた。照射野と測定ポイント及び結果の一部を Fig.10 に示す。この表の第 10 欄に Fig.9 で示した各 δ の領域を、第 11 欄に Table.2 における領域に対する許容値を示した。測定結果は、この許容値との比較によって評価を行った。

評価した領域は、 d_{\max} より深いビームの中心軸に沿った基準 $\delta 1$ の領域と中心軸を除くビームの内側の基準 $\delta 3$ 領域であり、十分な計算精度が得られた。小さな照射野における d_{\max} では他の深さよりもやや大きな差が検出された。今回用いた RTPS の基本計算グリッドの一边は 4mm であり、線量変化の大きな部分では計算精度が十分ではないため、計算グリッドを 1mm にして再計算すると、誤差の低下が見られた。また、混入電子の見積りのモデルによっても誤差がでているものと考えられる。(高線量・低線量勾配領域)幾何学的なビームの外側の点、または遮蔽ブロックの下の方の基準 $\delta 4$ の領域における評価も行い、基準以内であった。(低線量・低線量勾配領域)最も差が大きかったのは、組織欠損における測定結果であった。

不均質を通過した点での測定では、許容値を満たしていた。しかし、高密度物質(Tough bone)通過後の 4MV X 線における測定結果の差がやや大きかった。RTPS の計算において媒質中におけるビームハードニングが十分に考慮できないためと考えられる。

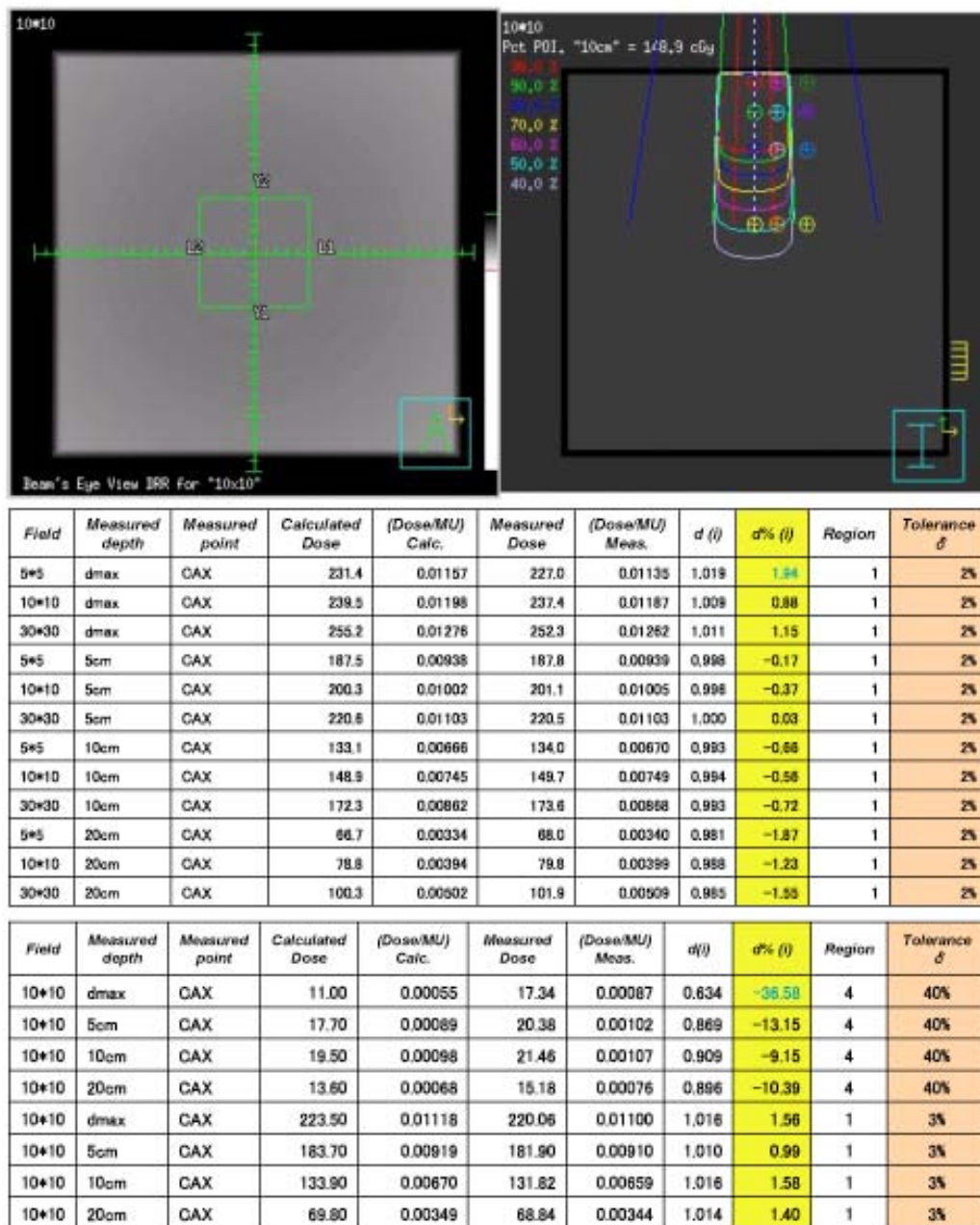
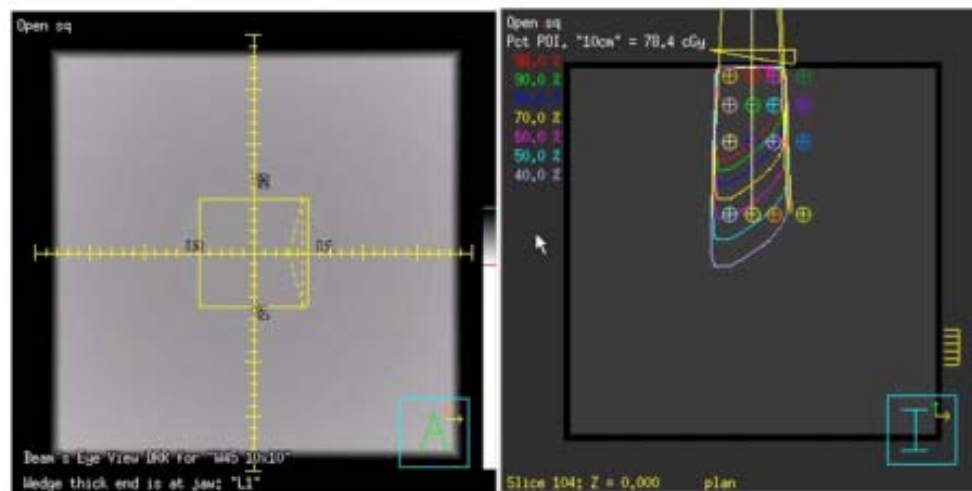


Fig.10.1 4MV の X 線で SSD 90 cm のオープン正方形照射野内の幾つかの電離箱位置における点測定データ。

今回は、ポイント線量検証を中心に行ったが、中心軸線量の校正を行った後に、線量プロファイルデータから、統計的な手法を用いた信頼限界 Δ による評価が効率的かつ理想的であると考えられる。



Field	Measured depth	Measured point	Calculated Dose	(Dose/MU) Calc.	Measured Dose	(Dose/MU) Meas.	d(i)	d% (i)	Region	Tolerance δ
10*10	dmax	CAX	121.50	0.00608	120.76	0.00604	1.006	0.61	1	2%
10*10	5cm	CAX	103.00	0.00515	103.31	0.00517	0.997	-0.30	1	2%
10*10	10cm	CAX	78.40	0.00392	78.21	0.00391	1.002	0.24	1	2%
10*10	20cm	CAX	43.10	0.00216	43.20	0.00216	0.998	-0.23	1	2%
10*10	dmax	off axis +3cm	100.30	0.00502	99.08	0.00495	1.012	1.23	3	3%
10*10	5cm	off axis +3cm	86.10	0.00431	85.84	0.00428	1.005	0.54	3	3%
10*10	10cm	off axis +3cm	65.80	0.00329	65.37	0.00327	1.007	0.66	3	3%
10*10	20cm	off axis +3cm	37.20	0.00186	37.07	0.00185	1.004	0.35	3	3%
10*10	dmax	off axis -3cm	144.70	0.00724	142.98	0.00715	1.012	1.20	3	3%
10*10	5cm	off axis -3cm	120.40	0.00602	120.33	0.00602	1.001	0.06	3	3%
10*10	10cm	off axis -3cm	89.40	0.00447	89.00	0.00445	1.004	0.45	3	3%
10*10	20cm	off axis -3cm	46.10	0.00241	46.10	0.00241	1.000	0.00	3	3%

Fig.10.2 4MV の X 線による SSD 90 cm のくさび正方形照射野内の幾つかの電離箱位置での点測定からのデータ.

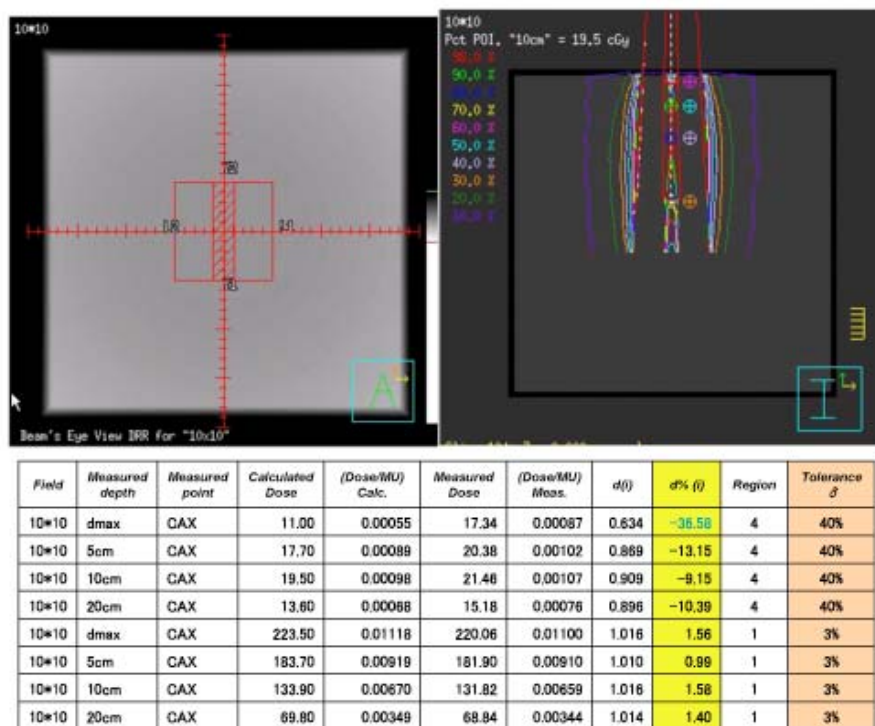


Fig.10.3 4MV の X 線による SSD 90 cm の中央遮蔽照射野内の幾つかの電離箱位置での点測定からのデータ.

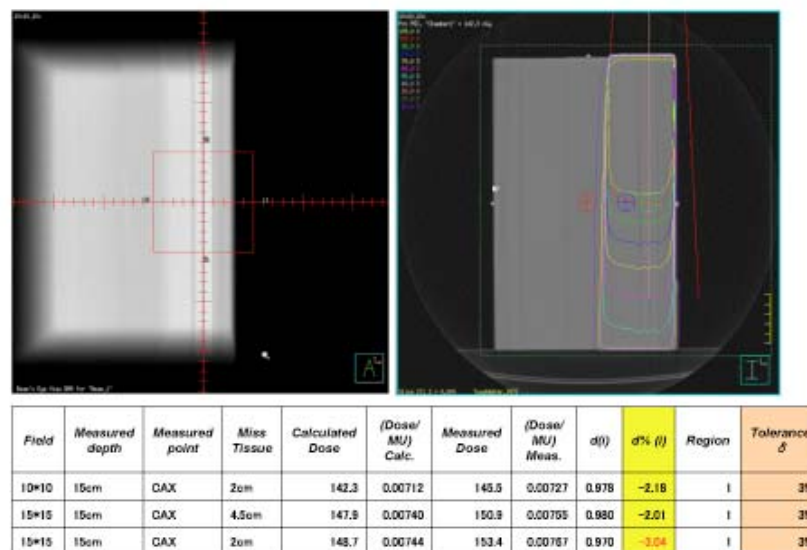


Fig.10.4 4MV の X 線による SSD 90 cm の組織欠損照射野内の幾つかの電離箱位置での点測定からのデータ.



Fig.10.5 SAD 100 cm の不均質媒質（肺等価ファントム）中の点測定からのデータ.

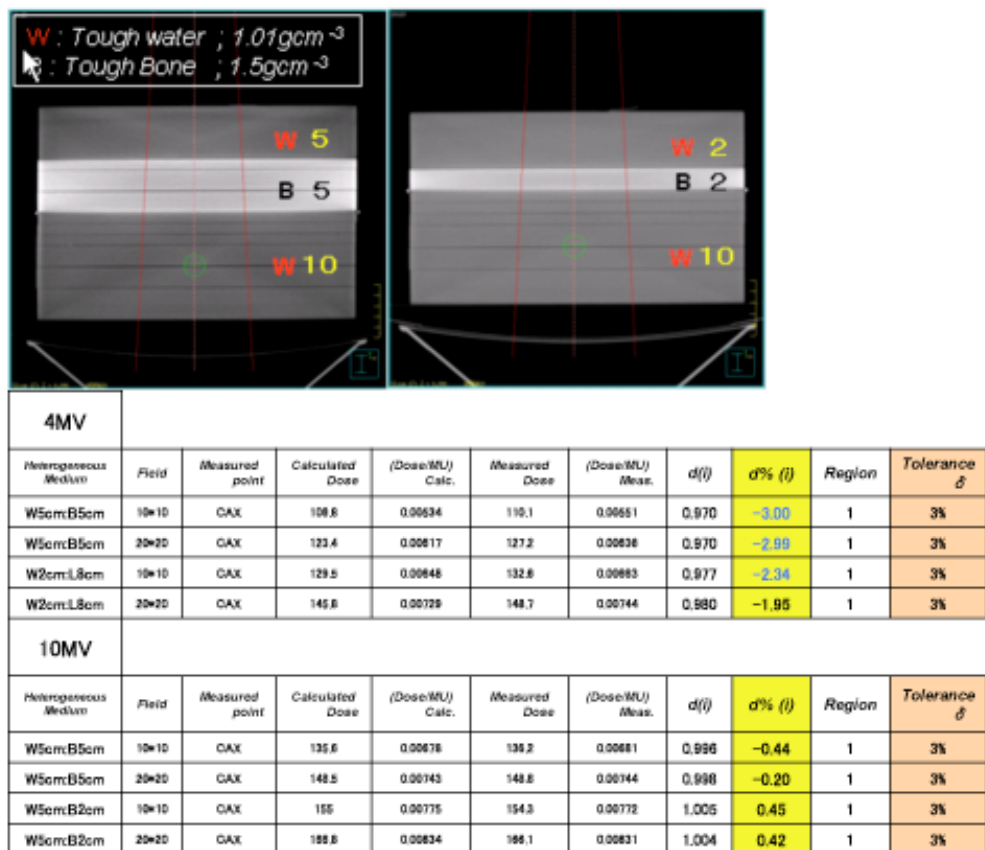


Fig.10.6 SAD 100 cm の不均質媒質（骨等価ファントム）中の点測定からのデータ。

不均質を通過した点での測定では、許容値を満たしていた。しかし、高密度物質(Tough bone)通過後の 4MV X 線における測定結果の差がやや大きかった。RTPS の計算において媒質中におけるビームハードニングが十分に考慮できないためと考えられる。

今回は、ポイント線量検証を中心に行ったが、中心軸線量の校正を行った後に、線量プロファイルデータから、統計的な手法を用いた信頼限界 Δ による評価が効率的かつ理想的であると考えられる。

7. まとめ

RTPS へのデータ入力におけるコミショニングについて考察した。

RTPS における登録データの意味を十分に理解し、適切なデータを取得し、入力時のミス防止のためにチェックシートやグラフィックツールなどを活用することが重要である。そして、データ入力時には、ダブルチェック(独立した検証)によって間違いを見つけ修正を行う。

RTPS の Commissioning において PDD・OCR 等の広範囲にわたる線量測定は、LINAC からの放射線ビームの特徴をモデル化するために必要であり、この測定データは、組織における三次元空間での放射 deposition を代表している。また、このデータは数学的なモデリングのために使用され、計算値と測定値との正確な一致により、正しいビーム特性のシミュレーションが得られる。したがって、治療計画における線量計算結果が基準値以上の精度であることを確認しておくことが必要である。モデリングを行った後の誤差の確認は、ユーザの責任において行い、臨床使用開始前に適切な実測検証を行うことで、治療計画における線量計算の基準値以上の精度を確認、確保することができる。

基本データの検証における許容値は、AAPM TG53 や ESTRO Booklet No.7 など参照して決定しているが、国内における基準となるガイドラインが必要であると考え。各施設での許容誤差の基準の設定を行うことが必要であり、照射領域別の許容誤差設定の理論を理解する必要がある。検証に用いた機器やセッティングなどのプロセスは、QC の基礎データとなるため詳細な記録を保存しておく必要がある。RTPS 導入後の QC においては、定期的にビームの「Quality Index」を測定し、そのエネルギー変化を確認することによって計算結果の信頼性を維持することが可能となる。

8. 参考文献

- 1) Van Dyk, J., Barnett, R.B., Cygler, J.E. and Shragge P.C. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int.J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26: 261-273, 1993.
- 2) Shaw, J.E. A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems. Report No.68. The Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology, York, Great Britain, 1996.
- 3) SSRPM Report No.7: Quality control of treatment planning systems for teletherapy. Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics: ISBN 3-908125-23-5, 1997.
- 4) Fraass, B., Doppke, K., Hunt, M., et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med. Phys.* 25: 1773-1836, 1998.
- 5) Kutcher G.J., Coia L., Gillin M., et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* 21: 581-618, 1994.
- 6) IAEA Technical Reports Series No.430, Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. - Vienna : International Atomic Energy Agency, 2004.
- 7) NCS Report, Quality assurance of 3-D treatment planning systems; practical guidelines for acceptance testing, commissioning, and periodic quality control of radiation therapy treatment planning systems. The Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Draft, The Netherlands, 2004.
- 8) Venselaar J.L.M., Welleweerd J. and Mijnheer B.J. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.* 60: 191-201, 2001.
- 9) Gifford K.A., Followill D.S., Liu H.H. et al. Verification of the accuracy of a photon dose-calculation algorithm. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 3, No. 1, 2002.
- 10) Alam R., Ibbott G.S., Pourang R., Application of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 23 test package for comparison of two treatment planning systems for photon external beam radiotherapy. *Med. Phys.* 24, : 2043-2054, 1997.
- 11) 館岡邦彦 放射線治療計画装置(Radiation treatment planning systems)の Quality assurance と Quality control, *日放技学誌* 60(5) : 607-616, 2004.
- 12) Mijnheer B., Olszewska A., Fiorino C., Quality assurance of treatment planning systems - Practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO Booklet No.7, ESTRO, Brussels, Belgium, 2004.
- 13) 高エネルギー放射線治療システム 装置受渡ガイドライン 第 1.2 版, 日本画像医療システム工業会法規・経済部会 安全性委員会「高エネルギー治療安全対策 WG」編, 2004
- 14) Low D.A., Harms W.B., Mutic S., et.al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25, 656-661, 1998.

