

図2：ESFORM ボディサポート。

機器精度管理の最低基準

- ・ 2年に1回以上のリファレンス線量計の校正
- ・ 1ヶ月に1回以上のリファレンス線量計による治療装置の精度管理
- ・ 3次元治療計画装置における極小照射野ビームデータの精度検証・管理
- ・ 3ヶ月に1回以上の治療計画時と照射時の患者位置固定精度の管理

3. QA

体幹部定位放射線治療のQAは確立したものとはなっていない。また、現在、基になるガイドラインも存在しない（現在、ガイドライン作成の考案中）。

その一方で、体幹部定位放射線治療は一般の放射線治療と比較して、1回で患者へ投与される線量が非常に多い（2倍から6倍）ため、間違った照射を行った場合のリスクは大きくなるので、各施設でQAをきちんと行うことが必須となってくる。

以下では、厚生労働科研「先進的高精度三次元放射線治療による予後改善に関する研究：平岡班」及びJCOG放射線治療グループの研究である、多施設共同研究プロトコル（JCOGプロトコル）“TINOM0 非小細胞肺癌に対する体幹部定位放射線治療の第II相試験”を開始するにあたり、プロトコル参加16施設について、治療計画に関する物理的なことの施設間統一性、またどのようにすれば高いレベルでの統一性が得られるかを調査した¹⁶⁾ので、それらの結果をベースに項目ごとのQAについて記述をする。

3.1 施設訪問調査法

各施設への訪問調査については、MILDファントム^{17, 18)}をベースとした肺定位放射線治療専用ファントム（図3参照）を利用し、CT撮影から治療計画、フィルムへの照射までを行う。また、専用ファントム利用の際の照射線量及び分布の測定ツールとしては、フ

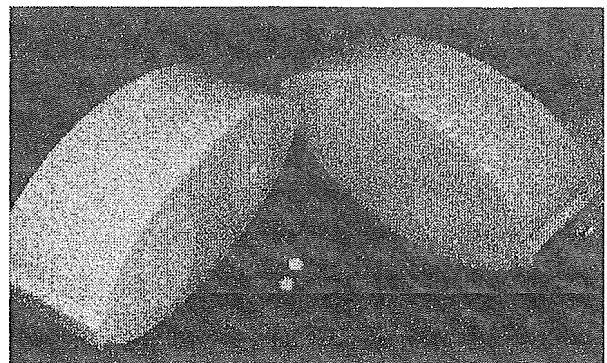


図3：肺定位放射線治療用ファントム。

フィルム測定系（フィルム：EDR2/KODAK、解析ツール：DD system/アールテック）を用いた。尚、絶対線量の比較用にガラス線量計（千代田テクノル）を模擬腫瘍の中心に挿入して利用した。

○フィルム黒化度基準データ測定

- ・訪問調査側で持参した固体板状ファントムを利用して、肺体幹部定位放射線治療で利用するビームエネルギーで、照射角度 0deg、測定深 10cm、照射野 10cm×10cm でのフィルム照射を行い、フィルム黒化度－線量変換テーブル用データを取得する（図4参照）。尚、MU値は、20、50、100、200、300、400、500 の7種類でフィルムに対して照射を行う。

- ・同様に、照射角度 0deg、測定深 5cm、照射野 5cm×5cm の肺定位放射線治療の条件に近い場合でのフィルム黒化度－線量変換テーブル用データも取得しておく。

○治療計画及び線量分布測定

- ・肺定位放治専用ファントムを施設訪問数日前までに各施設へ郵送で送る（またはこちらから持参する）。

- ・肺定位放治専用ファントムに対して各施設で肺定位放治で使用している条件で CT 撮影を行う。撮影はファントムの幾何学中心が真ん中の CT スライス及びそのスライス面内の中心に来る条件で行う（図5参照）。

- ・治療計画装置によって計画を立てる。計画条件はそれぞれの CT 画像について以下の通りに行う。エネルギーは肺定位治療で利用する物を利用する。線量分布計算に使用するアルゴリズムは治療計画装置が備えているもの全てで行う。均質及び不均質（CT-電子密度変換を利用）の双方について線量計算を行う。

- ・それぞれ2つの GTV（20mm 球、30mm 球）に対して、CTV として 5mm、PTV として更に 5mm の計 10mm を考慮し ROI 設定を行う。

- ・Gantry=2deg、寝台角度=270deg。（寝台角度=0deg.で肺ファントム 90deg.回しでも可）の

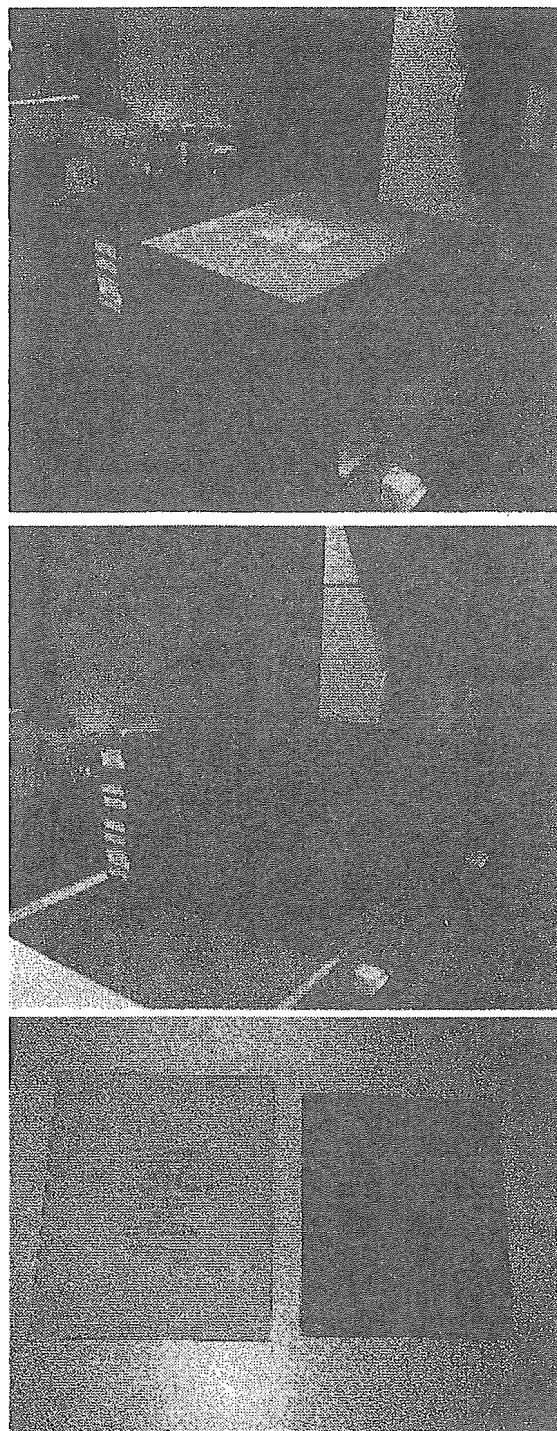


図4：フィルム黒化度－線量変換テーブル用データ測定風景。下図は EDR2 の線量に対するフィルム黒化度。

non-coplanar 照射で、2つの大小のターゲット (PTV) に対し、それぞれ別の計画 ID で線量計算を行う。

・ Gantry=45deg.、寝台角度=270deg. (寝台角度=0deg.で肺ファントム 90deg.回しでも可) の non-coplanar 照射で、2つの大小のターゲット (PTV) に対し、それぞれ別の計画 ID で線量計算を行う。

・ ファントムにフィルムを挟んで、計画で決定したビーム照射条件通りの照射を行う。MU 値は 200 で照射する (図 5 参照)。フィルム現像処理は各施設で行わずに、国立がんセンター東に持ち帰った (調査員持参・郵送など) 後に一括で行う。

・ ターゲット (大のみ) にガラス線量計をセットして絶対線量測定を行う。照射条件は Gantry=2deg. で寝台角度=270deg.及び Gantry=45deg.で寝台角度=270deg.の non-coplanar 照射の 2種類とする。照射 MU 値は 100 として、各ビーム条件で 2回ずつの照射を行う。

3.2 基準照射野条件の QA

放射線治療を行う上で、投与絶対線量が重要であるのと同じく、照射野サイズ及びそのサイズ内での線量分布状態を把握し、ある決まった範囲内で放射線発生装置の調整を行う必要がある。また、体幹部定位放射線治療においては、照射野サイズが小さいことから、ラテラル・ペナンプラの効果が及ぼす肩垂れ効果なども十分考慮する必要がある。

図 6 は、各施設における、肺体幹部定位放射線治療で利用するエネルギーでの照射野 10cm × 10cm、深さ 10cm におけるフィルムでの基準照射野線量プロファイルの測定結果の例である。図中のプロファイルで黄色の領域は照射野中心点を 100%線量に規格化した際の 98%以上の線量領域である。また、線量プロファイルの軸は横軸 (青ライン) がガントリー回転軸方向である。結果から、各施設で、線量プロファイル形状に違いが見られることが判る。また、発生装置の種類ごと (装置メーカーごと) 特有の線量分布形状を示すことも判った。

基準照射野内線量分布の対称性及び均一性に関しては、IEC1989 において、その許容値が推奨されている。その対称性及び均一性を表す式の定義はそれぞれ以下の通りである。

基準照射野内線量分布対称性 :

$$S_{FWHM} = \frac{A_+ - A_-}{A_+ + A_-} \times 100[\%] (\leq FWHM).$$

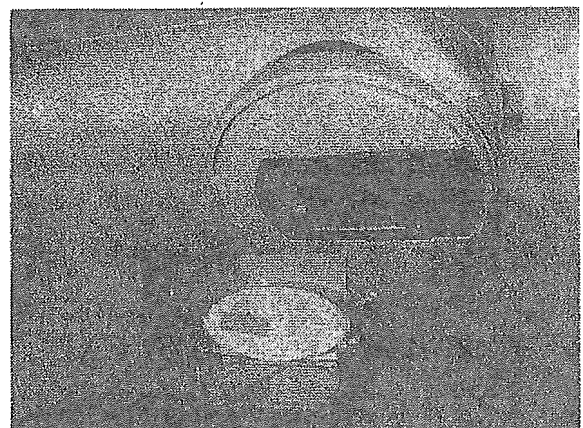
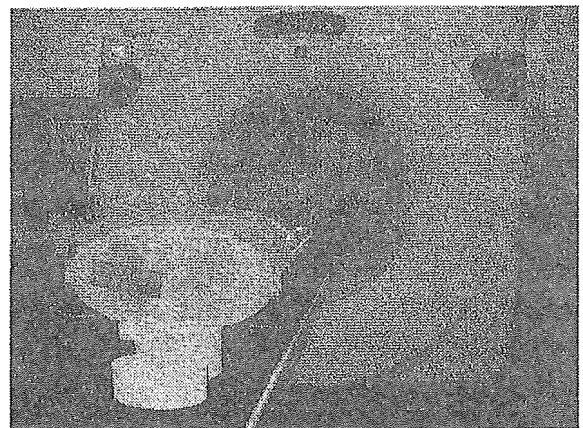


図 5 : 肺定位専用ファントムを利用した、CT 撮影及びフィルム照射風景。

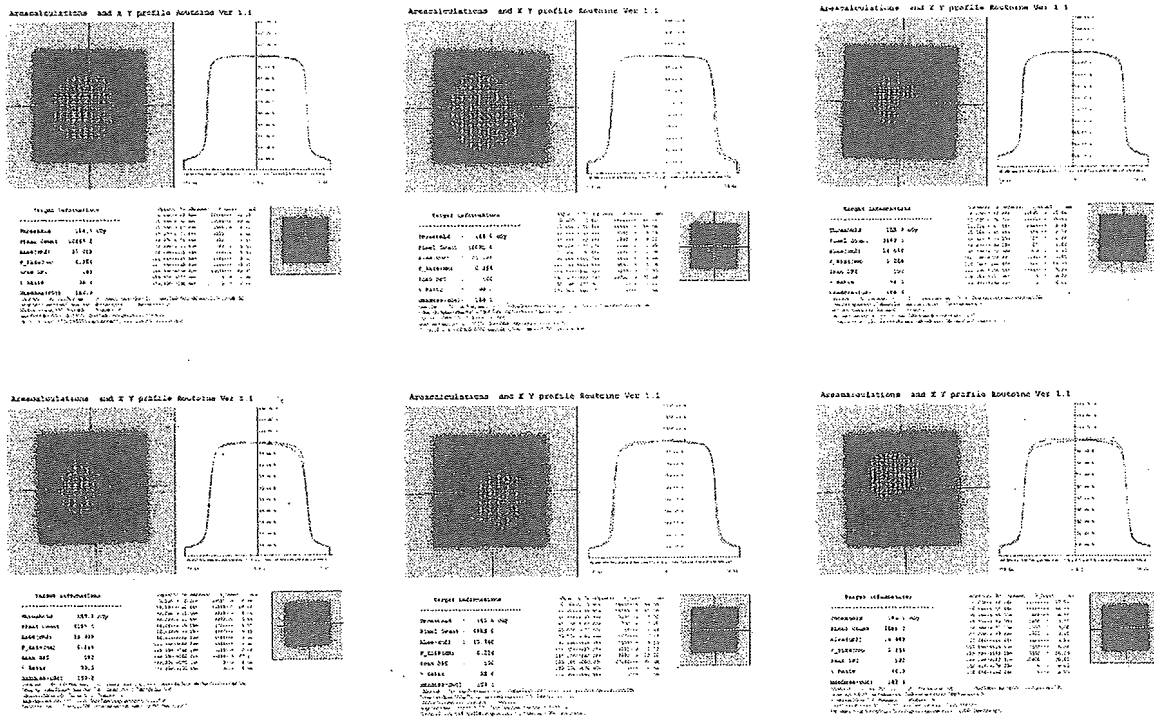


図6：施設毎の照射野 10cm×10cm、深さ 10cm でのフィルムによる基準照射野線量プロファイルの測定結果。

$A_{+,-}$ は半値幅 (FWHM) 領域内での+側及び-側の線量分布積算値と示す。

基準照射野内線量分布均一性：

$$F_{0.8FWHM} = \frac{D_{Max} - D_{Min}}{D_{Max} + D_{Min}} \times 100[\%] (\leq FWHM \times 0.8).$$

$D_{Max,Min}$ は半値幅の80%領域内での線量最大値及び最小値を示す。

上記定義に従い、IEC1989 では線量分布の対称性は±2%以下、均一性は 5%以下を推奨すると記載している。図7は各施設における基準照射野での照射野サイズ (FWHM)、線量対称性及び均一性をグラフ化した結果である。IEC1989 が推奨する値に対しては、各施設とも基準をクリアしている。しかし、この推奨値は基準レベルとしては低い値なので、特に体幹部定位放射線治療や IMRT と言った高精度放射線治療に適応させるには、各施設で高精度放射線治療を実施するのに妥当な設定へレベルを上げなければならないと思われる。また、時系列的に照射野サイズ、線量対称性及び均一性を管理する必要がある。例として、図8に新規放射線発生装置を設置した時期からの時系列的な変化をグラフ化してある。この例においては、照射野サイズは、日ごとに特に Y 軸側 (ガントリー回転軸との直行軸方向) で小さくなって行く傾向にある。線量対称性及び均一性については、日変動が大きく、また日時経過に伴い、悪化傾向に進んでいるような判断が出来る。

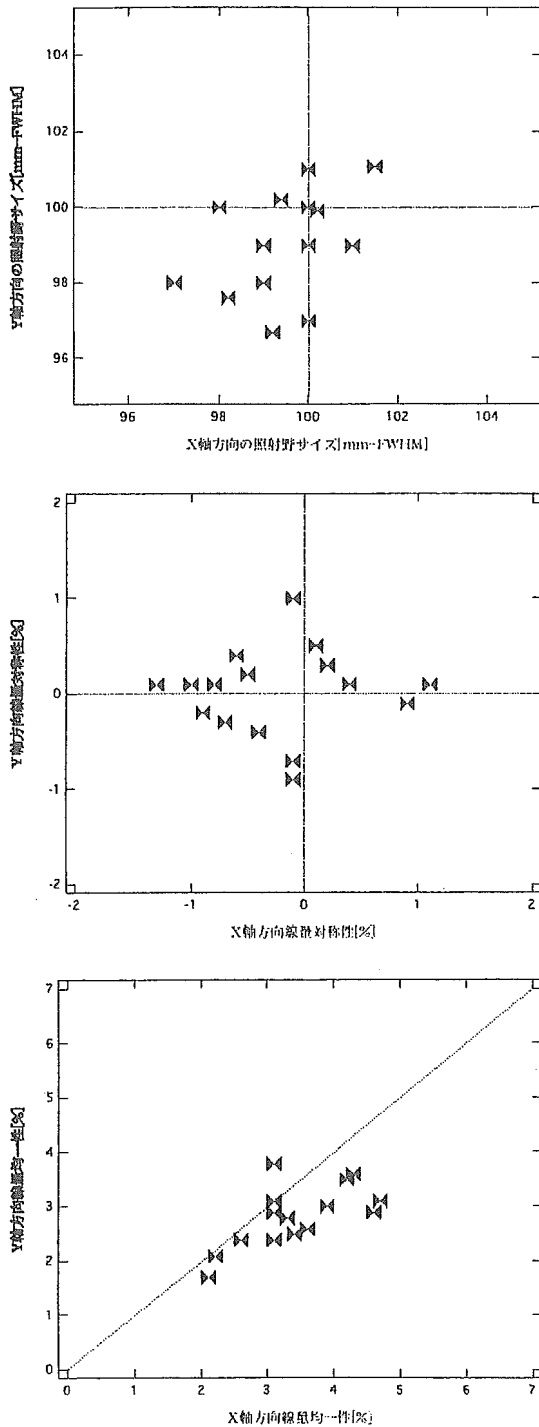


図7：照射野サイズ、線量対称性及び線量均一性の相関グラフ。

線量計算精度を向上させている。

特に肺体幹部定位放射線治療において、肺野は非常に低い、肋骨は高め、そして腫瘍は水とほぼ同等な相対電子密度となるので、CT 値-電子密度変換の精度は絶対線量及び線量分布を正しく算出するために非常に重要となる。その詳細については、次の章で触れたいと思う。

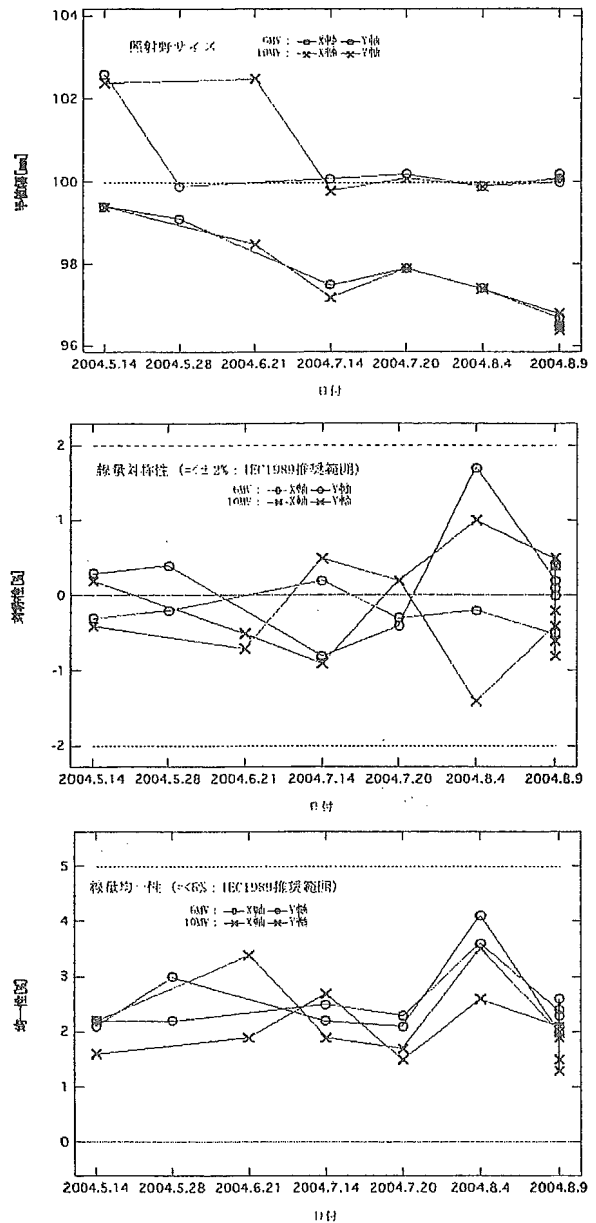


図8：照射野サイズ、照射野内線量対称性及び均一性の時系相関。

3.3 CT 値-電子密度変換の QA

最近の治療計画 (Radiation Treatment Planning) 装置では、CT 画像を利用して患者体内を水に対する相対電子密度に置き換える内部計算により、不均一物質の

施設訪問による肺定位専用ファントムを利用した場合で、腫瘍の中心点から体表面までの距離で、RTP 装置が算出する平均水等価厚及び相対電子密度の施設間結果の散布図を図9に示す。図中、上段は平均相対電子密度、下段は水等価厚、左側は AP 方向からの場合、右側は 45deg.ガントリーを傾けた斜入の場合を示している。尚、青×印は、ファントムの材質及び幾何学的大きさを考慮した場合で算出した基準値である。訪問調査の結果からだと、ほとんどの施設は平均水等価厚換算で基準値に対して±3mm 以内に収まっているが、10mm

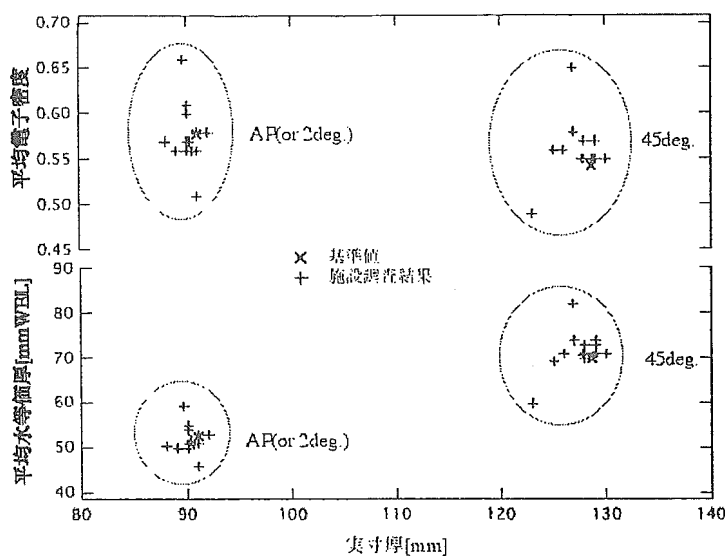


図9：肺定位専用ファントムによる不均質補正の精度検証結果。

以上の相違のある施設もあった。この違いは、例えば 6MV の X線 を想定すると、深部方向の線量分布勾配の寄与で、4%弱の絶対線量の相違になる。調査によって、RTP 装置に入っている、CT 値-相対電子密度変換係数またはテーブルを、RTP 装置メーカーが入れて来たものを確認せずにそのまま使用している施設が、基準値との相違が大きかった。この相対電子密度変換は、使用している CT 装置にも大きく依存するものなので、各施設で CT 値-相対電子

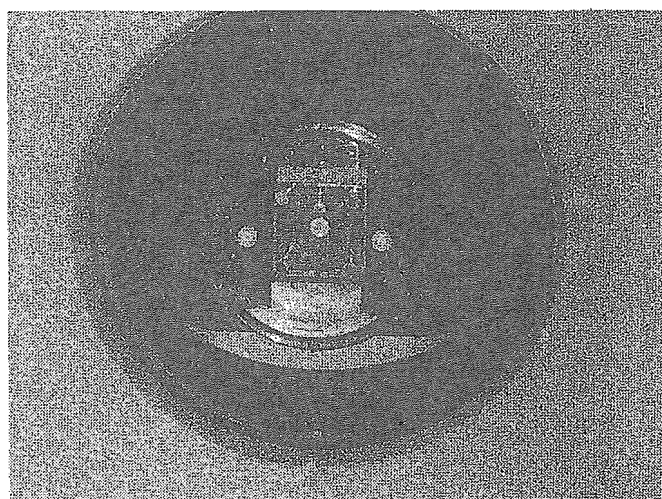


図10：CT 値-相対電子密度変換校正用ファントム。

密度変換校正用ファントムを利用して正しく精度の高い変換係数またはテーブルを測定から算出しておかなければならない。また、相対電子密度変換を校正するには、ファントム中に幾種類からの資料を入れる必要があるが、この資料を何にするかの選択及び測定点間をどのように扱うか、線形か非線型か、など、施設によって方法はまちまちである。更に CT 撮影条件 (管電圧値、電流値、FOV、ファントムサイズ、スライス厚、non helical/helical など) によっても変換係数は変わってくるので、各施設で治療に利用する全ての撮影条件について調べておかなければならない。

図10は当センター陽子線治療で利用している相対電子密度変換校正用ファントムの一例である。図においては4種類の資料：空気、水、エタノール (99.5%純度) 及びリン酸水素二カリウム水溶液 (40%) を用いている。ファントムは円柱形状でサイズが 200、320mm φ の 2

種類である。資料の入っている内部容器は 2cm ϕ 直径の円柱容器である。尚、CT 撮影条件は管電圧：120、130kV、管電流：200、250mA、FOV：320、400mm ϕ 及びスライス厚 3、5mm の non-helical で行っている。

撮影された CT 画像からの CT 値読み取りの際、10mm ϕ に相当する円形 ROI の中の平均 CT 値を利用した。各メーカーの CT 装置が持つ CT 値変換関数の違いによる CT 値の評価 ROI 領域内のばらつき量に関して、2つの変換関数（ある CT 値領域部分を強調するような関数と生のデータに近いような関数）での比較を行った。図 1 1 は CT 値の読み取りの際の画像である。左側 2 列分の画像はファントムサイズが 200mm ϕ の場合、右側 2 列は 300mm ϕ の場合である。列の左から交互に CT 値変換関数の違いの順で並んでいる。読み取り結果から、双方の CT 値変換関数に顕著な違いはないことが判った。また、図 1 1 から、ファントムサイズの影響が評価 ROI 領域内の CT 値ばらつき量を決めていることが判る。更に、CT 値が大きい（相対電子密度が高い）程、値のばらつき量も大きいことが判る。

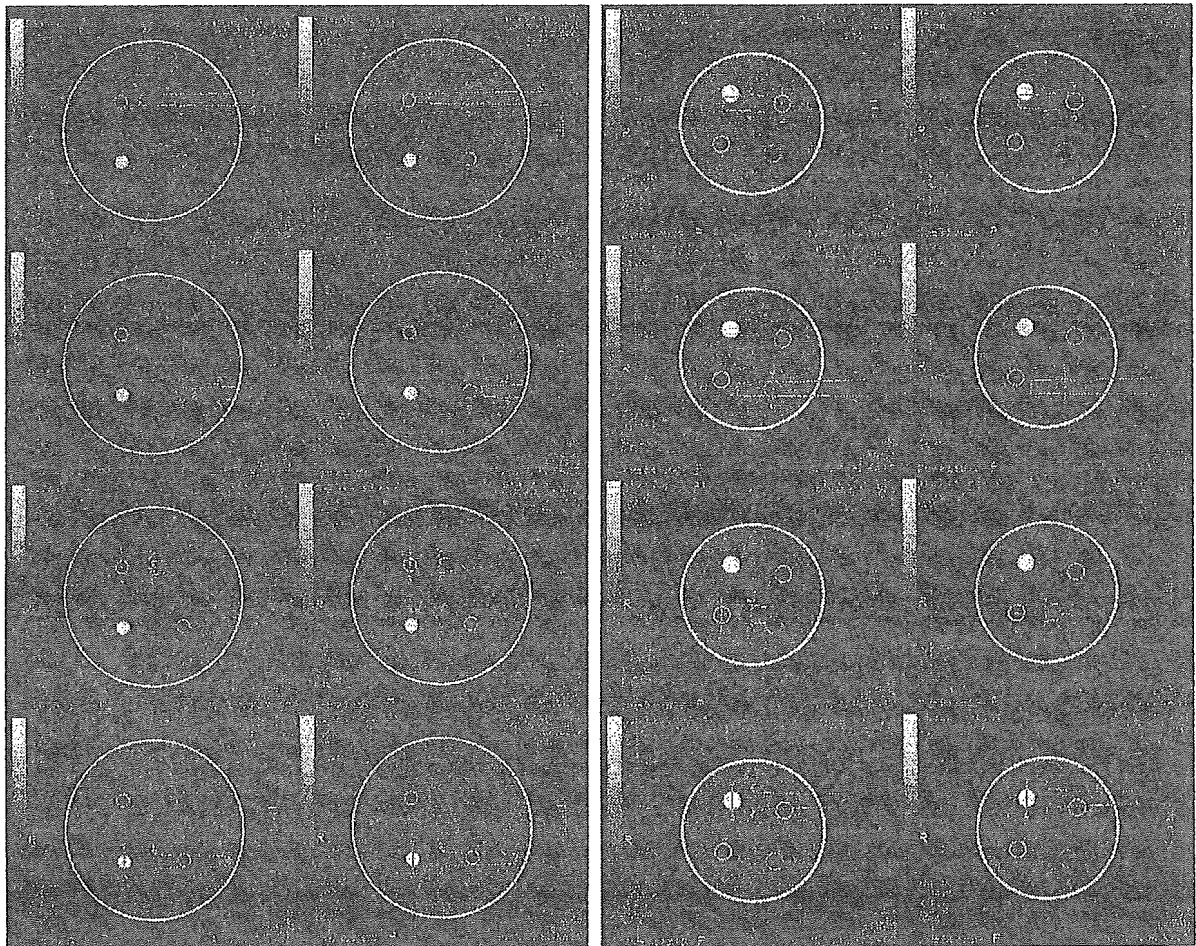


図 1 1：ファントムサイズ及び CT 値変換関数ごとの評価 ROI 内 CT 値読み取り画像例。

各 CT 装置が持つ CT 値変換精度の場所依存性を検証するために、CT 回転中心からの距離に依存した CT 値の相違に関する測定結果を図 1 2 に示す。

頭頸部及び体幹部用で、当センターの陽子線治療で通常採用している CT 撮影条件を表 1 に示す。尚、陽子線治療の場合も一般光子線治療・電子線治療、更に体幹部定位放射線治療や IMRT においても相対電子密度変換係数の校正法及び算出法は同様な手法である。

図 1 3 は CT 撮影条件ごとの CT 値-水等価厚変換の相関グラフである。撮影条件に従い、特にファントムサイズの大きさに大きく影響を受けて、CT 値の高い領域では相違が大きくなって行く傾向が見られる。尚、このグラフは、空気、水、エタノール及びリン酸水素二カリウム水溶液のそれぞれの濃度を変えた物を利用し、複数点（計 11 点）の測定によって測定データ間の線形補間によって算出した結果である。

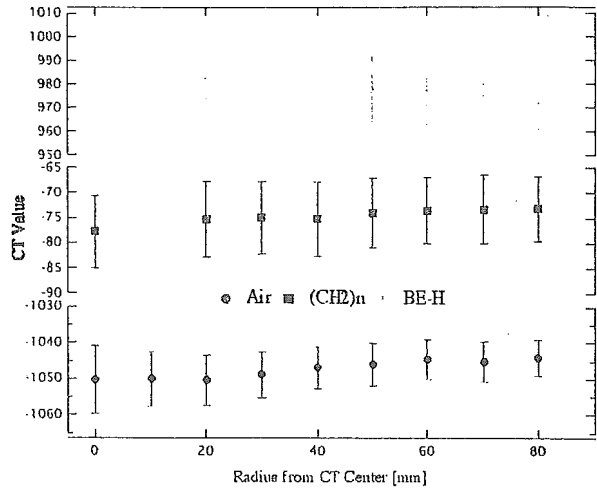


図 1 2 : CT 回転中心からの距離に依存した CT 値の相関。

表 1 : 当センター陽子線治療で利用している頭頸部及び体幹部用条件での測定 CT 値。

| | | | | |
|----------------|----------|-------|----------|-------|
| kV | 120 | | 130 | |
| A | 200 | | 250 | |
| FOV | 320 | | 400 | |
| FS | 200 | | 320 | |
| Slice | 3 | | 5 | |
| CT | Mean | SD | Mean | SD |
| Air | -1020.74 | 7.03 | -1005.37 | 14.1 |
| Ethanol(99.5%) | -227.72 | 8.09 | -220.14 | 16.33 |
| Water | 1.02 | 8.19 | -2.95 | 15.88 |
| K2HPO4(40%) | 777.98 | 10.34 | 660.73 | 19.23 |

表 2 : 治療計画での CT 値と治療ビームに対する実効密度との変換関係を示す折れ線の頂点。ここで μ_E と μ_K はそれぞれ校正測定でのエタノールと 40%濃度のリン酸水素二カリウム水溶液の水に対する相対線減弱係数、 H_A と H_W はそれぞれ空気と水の平均 CT 値。

$$\mu_E = (H_E - H_A) / (H_W - H_A), \mu_K = (H_K - H_A) / (H_W - H_A)$$

| CT値 (HU) | | 実効密度 (水との比) | |
|----------|---------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| HU校正済み | HU補正含む | 電子密度 (MV X線) | 阻止能 (陽子から炭素) |
| -1000 | H_A | 0 | 0 |
| -400 | $0.6H_W + 0.4H_A$ | 0.6 | 0.602 |
| -150 | $0.85H_W + 0.15H_A$ | $1.029 - 0.01176 / (\mu_E - 0.8667)$ | $1.032 - 0.009649 / (\mu_E - 0.8667)$ |
| 100 | $1.1H_W - 0.1H_A$ | $1.029 + 0.004664 / (\mu_E - 0.8667)$ | $1.032 + 0.003827 / (\mu_E - 0.8667)$ |
| 300 | $1.3H_W - 0.3H_A$ | $1.029 + 0.09633 / (\mu_K - 0.9885)$ | $1.032 + 0.08591 / (\mu_K - 0.9885)$ |
| 2000 | $3H_W - 2H_A$ | $1.029 + 0.7006 / (\mu_K - 0.9885)$ | $1.032 + 0.6249 / (\mu_K - 0.9885)$ |

CT 値の電子密度変換法に関して、上述したように、各施設及びメーカーごとの RTP 装置によって校正方法から係数の算出方法まで統一性が取れていないのが現状である。そこで、最近、施設間の統一性を持たせる、しかも、校正に必要な測定が比較的簡易でなおかつその変換は高い精度を持っている校正法が提案された¹⁹⁾。利用する資料は、空気、水、エタノール（99.5%純度）及びリン酸水素二カリウム水溶液（40%）の4種類で、表2に従った計算式で算出する。この校正法は陽子線や炭素線と言った重荷電粒子線治療の分野では普及されつつあり、施設間の統一性が持てる状況にまでなっている。一般の光子線や体幹部定位などの高精度放射線治療にも、普及する方向で行くべきだと考えている。また、この手法と従来から当センター陽子線で行っていた手法との相違を検証する必要がある。図14は新旧校正法によるCT値の相対実効密度変換（ここでは相対水等価厚）の相違をグラフ化した結果である。

また、図15は治療部位ごとにおける、CT値のヒストグラムである。部位ごとにヒストグラムの形状が違っているのが判る。治療を行う側は、おおよそ部位ごとのCT値ヒストグラムがどのようになるかを頭に入れておく必要がある。利用している変換係数がどの部位に関しては精度として弱いかなどの判断が出来る可能性がある。また、肺体幹部定位の場合は、図14からも特に肺野内のCT値の低い領域に長いテールを引いた形で分布していることが判る。また、肋骨の影響で水よりやや高めのCT値領域で僅かにテールを引いているのが判る。

また、図15は治療部位ごとにおける、CT値のヒストグラムである。部位ごとにヒストグラムの形状が違っているのが判る。治療を行う側は、おおよそ部位ごとのCT値ヒストグラムがどのようになるかを頭に入れておく必要がある。利用している変換係数がどの部位に関しては精度として弱いかなどの判断が出来る可能性がある。また、肺体幹部定位の場合は、図14からも特に肺野内のCT値の低い領域に長いテールを引いた形で分布していることが判る。また、肋骨の影響で水よりやや高めのCT値領域で僅かにテールを引いているのが判る。

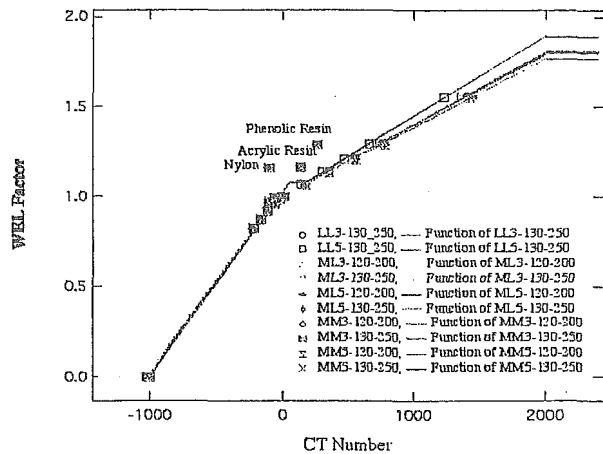


図13：CT撮影条件ごとによる、CT値-水等価厚変換の相違グラフ。

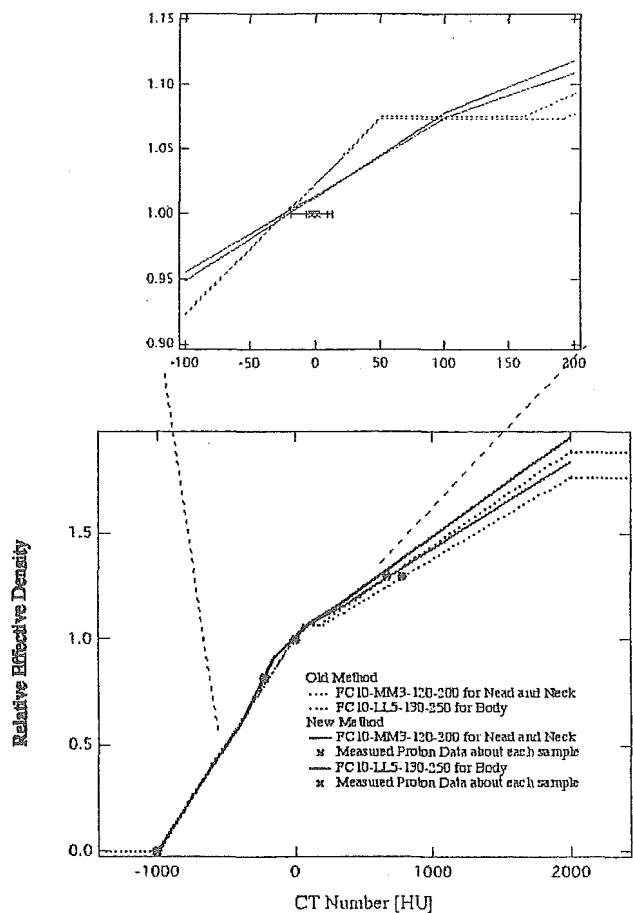


図14：新旧校正法によるCT値-相対実効密度変換係数の相違。

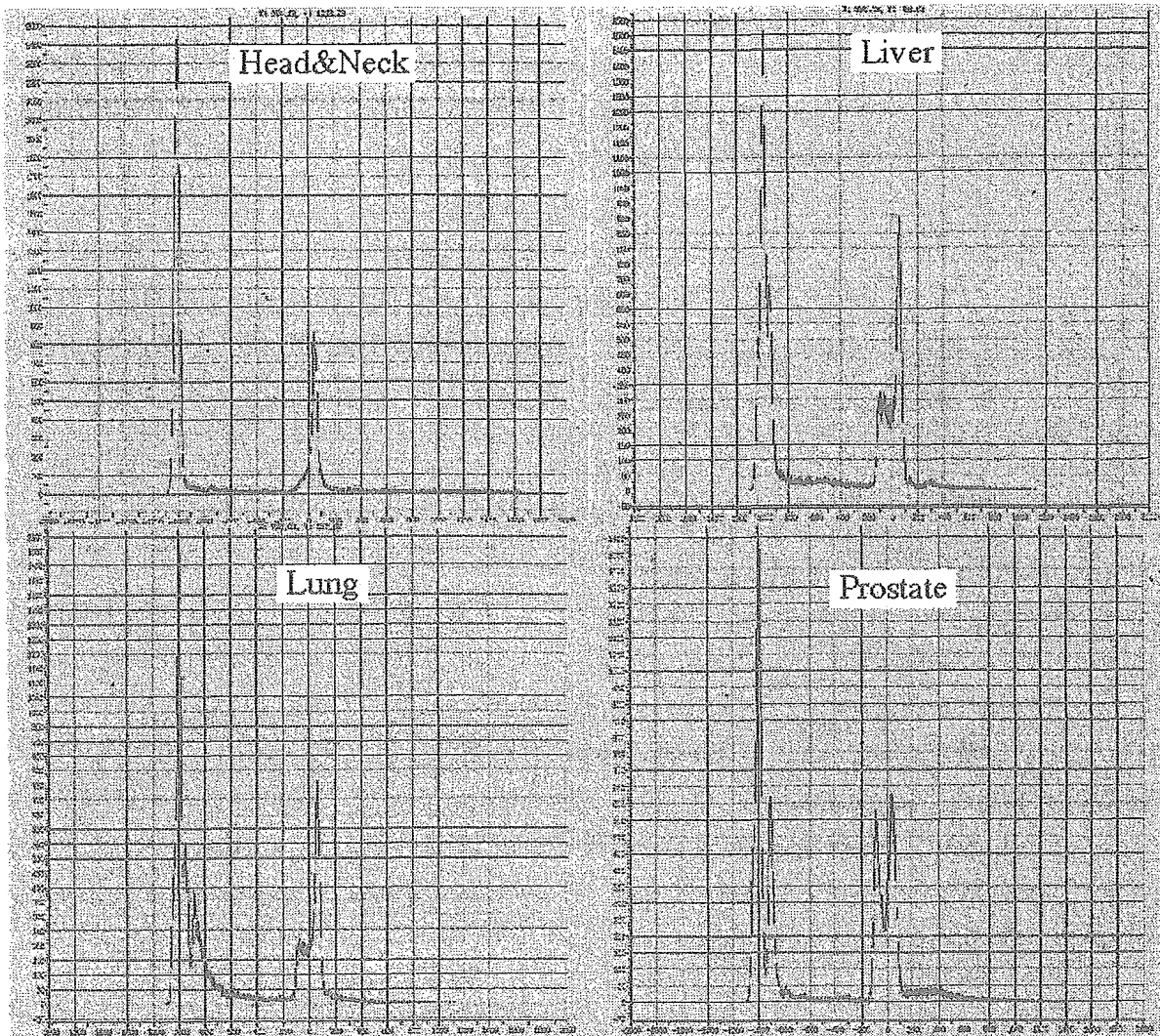


図15：部位ごとのCT値分布ヒストグラム。

尚、CT装置自体の品質管理としては、日本規格協会（2001）の規格²⁰⁾に従って管理する必要がある。定期的な空気及び水を利用したCT値校正は行わなければならない。また、空気及び水に対して測定されたCT値が6HUを超えた場合は、CT値-相対電子密度変換用のデータ再測定及び係数の変更が必要である。参考までに図12での測定位置依存による空気及びポリエチレン（水に近い物質）のCT値変動も6HU以下の変動範囲内に収まっており、管理された状態であると言って良いだろう。

3.4 RTP装置の線量計算のQA

実施した施設訪問調査の主たる目的は、実はこのRTP装置の線量計算精度に関する調査である。訪問調査をした国内16施設において、調査の対象となったRTP装置は、FOCUS/XiO、Pinnacle3、ECLIPS/CADPlan、PrecisePLAN及びRPS700U(3D)の5機種である。

ここで、基本的な部分を把握しておくために、現在、普及している線量計算アルゴリズム別の一覧を世代分類及び考慮されている物理量・補正係数は何かについて表3に示した²¹⁻²

3)。計算アルゴリズムの大きな違いとしては、第3世代までは実測をベースとした計算法であるのに対し、第4世代では何らかの形で理論を利用したモデルをベースとした計算法へと進化している点である。但し、第4世代に区分した Monte Carlo 法に関しては、臨床運用の中で十分実用的であるかを考えた場合、まだ商用ベースの物は出ていないと言ってよいだろう。

表3：線量計算アルゴリズムごとの世代分けと考慮されている物理量・補正係数の関係

| 世代 | 計算方式 | 光子の補正 | | | 電子の補正 | | |
|-----|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|------|
| | | 一次線 | 一回散乱線 | 多重散乱線 | 軸方向平衡 | 横方向平衡 | 境界領域 |
| I | 実効減衰法、TAR比法 | Z | | | | | |
| II | Batho法 | Z | | | | | |
| | M-Batho法 | E | A | | A | A | |
| III | E-TAR法 | E | A | | | | |
| | d-SAR法 | E | E | I | | | |
| | Delta-Volume法 | E | E | A | | | |
| IV | Convolution法 | E | A | A | I | I | |
| | Monte Carlo法 | E | E | E | E | E | E |

Z：一次線光子が通過した実効長を求めて補正

E：考慮済み

A：準実験関数を用いて近似を行う

I：低次にて部分的に計算

現在、普及している RTP 装置に組み込まれた線量計算アルゴリズムで、最も高い計算精度を持つ物は、Convolution 法をベースとした Superposition 法であろう。Convolution 法及び Superposition 法による線量計算式は以下に従った形で表される。

$$D(r) = \int_V E(r') \cdot \frac{\mu}{\rho}(r') \cdot \Psi(r') \cdot K(rr') dV.$$

ここで、積分内のはじめの3項分の積は物質中の線量付与係数に相当し、3項目は線量分布カーネルに相当する。双方の計算アルゴリズムの違いは、3項目の線量分布カーネル形状の違いであり、Convolution 法では primary 線量の寄与点の周辺は寄与点と同じ物質として扱われ、Superposition 法では寄与点周辺の不均質情報を加味した線量分布形状となる（図16参照）。

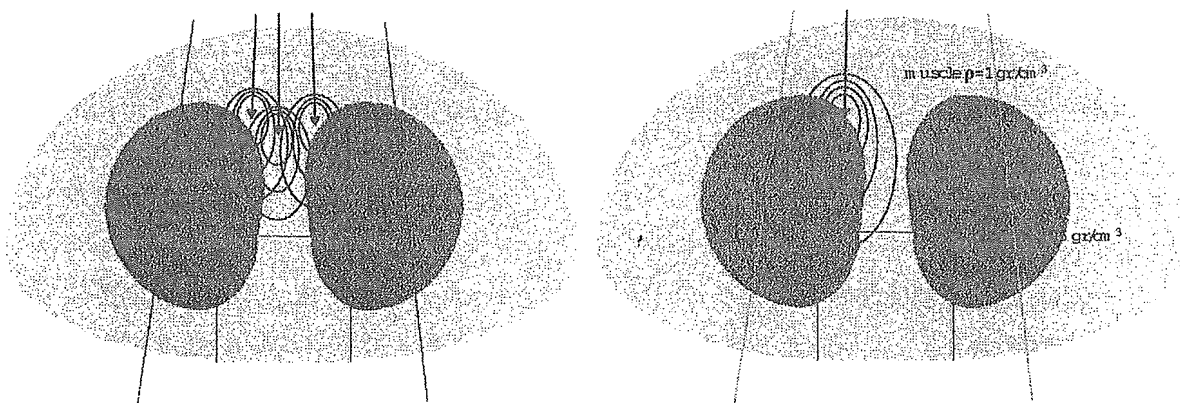


図16：不均質内での Convolution（左）と Superposition（右）の線量分布カーネル形状の違い。

肺体幹部定位放射線治療の場合、線量計算でまず注意しなければならない重要なことは、線量計算に不均質補正を加味した計算かどうかである。図16は施設訪問調査から得られた、肺定位専用ファントムを利用した、模擬腫瘍中心 (=I.C.とした) に対するフィルムによる線量実測値と RTP 装置による計算結果の相違を示している。左図は AP 方向からの単門照射に相当し、右図は 45deg.斜入方向からの単門照射に相当している。不均質補正の有無に対して、AP 方向の照射だと約 11%、45deg.斜入方向から照射だと約 17%の線量の相違となった。斜入方向からの照射の方が肺野を通過する長さが長いため、その差が現れている。尚、不均質補正を加味しない場合、グラフ中ではマイナス側の値となるが、これは実際の治療においては過線量となることを意味している。

以上のように不均質補正を加味するかどうかだけで、投与線量が 10%ぐらいから場合によっては 20%近くまで変わって来ることを十分理解しておかなければならない。しかし、ここで重要なことは、実際の治療において、その処方線量はどのような経緯で決定されたものであるかを知っておかないと、非常に大きな誤照射を招くことになる。現在の放射線治療の処方線量の基準が不均質補正無しで決定されて来ていることは、これまでの RTP 装置の進化の過程から判断して自然の成り行きである。不均質補正を加味できる 3次元 RTP 装置の普及に伴い、過去の財産 (臨床結果) を正しく反映するような装置の扱いを心掛ける必要がある。

また、別途であるが、図16の結果から、不均質補正の有無による線量相違のばらつき程度は同じぐらいである。これは、不均質補正を加味しても、施設間の統一性は加味しない場合と同程度であることを意味している。

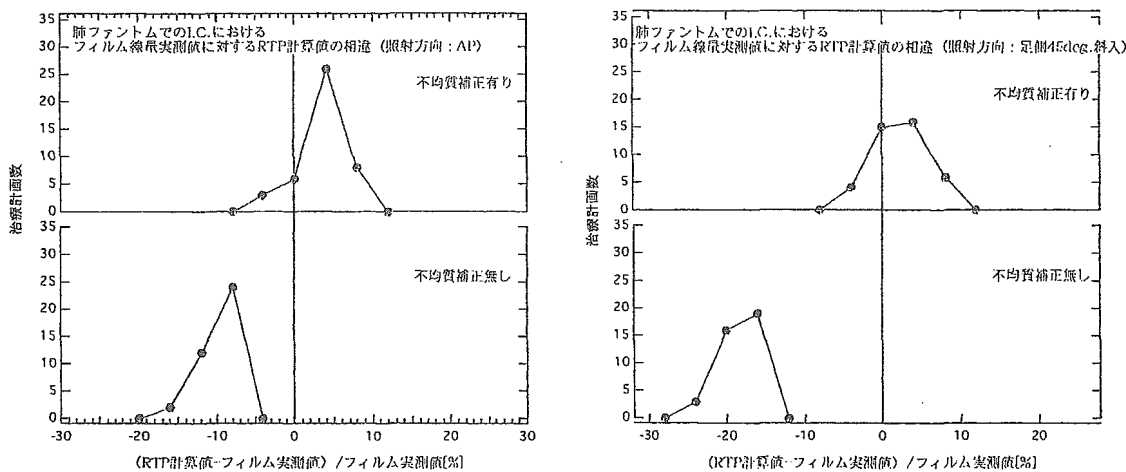


図16：不均質補正効果の有無による、I.C.における絶対投与線量の相違。

表4は訪問調査を行った16施設それぞれ所有の RTP 装置ごとに、実測値に対する計算結果の相違をまとめた結果である。また、各施設で最も実測に近い結果を出した線量計算アルゴリズムについてのみ記載した。1施設のみ実測値に対する RTP 装置による計算線量値の相違が5%を超えているが、その他は相違の中央値がほぼ0%で4%以内の幅で収まっている。尚、5%を超えた施設については、現在、再調査中であり、その結果は相違が十分5%以内に収ま

表 4 : 線量実測値に対する RTP 装置及びアルゴリズムごとの計算線量値の相違。

| Institutions | Energy [MV] | RTP system | Algorithm | *Difference [%] | |
|--------------|-------------|-----------------|--------------------|-----------------|----------------|
| | | | | Plan 1(2deg.) | Plan 2(45deg.) |
| A | 6 | FOCUS, XIO | Superposition | 3 | 4 |
| B | 6 | FOCUS, XIO | Superposition | 1 | 0 |
| C | 6 | FOCUS, XIO | Superposition | -3 | -3 |
| D | 6 | FOCUS, XIO | Superposition | 0 | -1 |
| E | 10 | FOCUS, XIO | Superposition | 0 | -3 |
| F | 6 | ECLIPSE/CADPlan | Batho | 3 | 2 |
| G | 6 | ECLIPSE/CADPlan | Batho | 0 | 4 |
| H | 6 | Pinnacle3 | CC (Superposition) | 2 | 2 |
| I | 6 | PrecisePlan | Area Integration | 3 | -1 |
| J | 6 | RPS700U(3D) | Ratio TPR | 6 | 6 |
| K | 6 | FOCUS, XIO | Superposition | 0 | 2 |
| L | 6 | Pinnacle3 | CC (Superposition) | 0 | -2 |
| M | 6 | ECLIPSE/CADPlan | Batho | 4 | 3 |
| N | 6 | FOCUS, XIO | Superposition | -1 | -1 |
| O | 6 | ECLIPSE/CADPlan | Batho | 4 | 2 |
| P | 4 | FOCUS, XIO | Superposition | -3 | -2 |

$$* \frac{(\text{Calculated Dose}) - (\text{Measured Dose})}{(\text{Measured Dose})} \times 100[\%]$$

ってくるものと思われる。各施設が装置の精度管理をきちんと実行していれば、4%以内、またはそれ以上の精度で施設間の統一性を管理出来ることが理解できた。

また、CMS 社から販売されている FOCUS/XiO は、一台の RTP 装置で幅の広い3つの線量計算アルゴリズムを選択出来る。1つは実測ベースとした Clarkson 法、残りの2つは上記でも述べたモデル計算をベースとした Convolution 法及び Superposition 法である。図 17 は肺定位専用ファントムに対して、不均質補正を考慮した場合での3つの計算アルゴリズムの計算値と実測値の相違である。結果から、Superposition 法では、中央値が約0%で非常に実測値を反映していることが判る。それに対して、Convolution 法及び Clarkson 法は、実測値に対して5%程の相違が見られる。

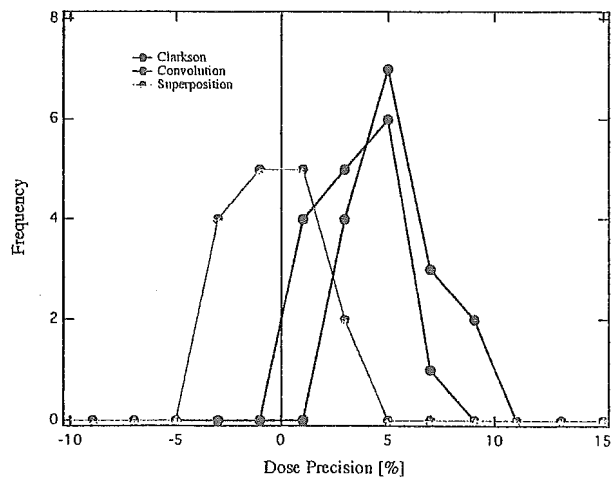


図 17 : FOCUS/XiO における実測値に対する計算アルゴリズムごとの線量計算精度。

図 18 の左図は Clarkson 法による対する Convolution 法及び Superposition 法による計算 MU 値の相違（計算線量値の相違と同等）である。相違の中央値で、Convolution 法は-1%、Superposition 法は+4%となった。図 17 の結果と同様にこの結果からも、肺体幹部定位放射線治療（及び肺の一般放射線治療も含む）においては、実測線量値に対して、Clarkson 法と Convolution 法は同程度の 4-5%の相違を示すことが判った。但し、今回の測定・計算結果は、

実際の人体構造よりシンプルな形状の肺定位専用ファントムを利用したこと、照射条件及び腫瘍のある位置も特定例のみの話なので、実際の治療においては更に相違が大きくなる場合が考えられる。その為にも、各施設側において多くのケースを想定した検証試験を実施することが非常に重要になってくる。

図18の右図は、2機種のリTP装置、FOCUS/XiO及びPinnacle3についてのConvolution法に対するSuperposition法の計算MU値の相違結果である。尚、Pinnacle3ではデフォルト計算はSuperposition法であり、計算中のパラメータ設定部分で、primary: hetero/secondary: homoとして計算させることで、FOCUS/XiOのConvolution法と同等として扱うことが出来る。計算の上でも、図18の右図から2機種のリTP装置間におけるConvolution法とSuperposition法による計算結果の相違は見られないことを意味していることが判る。

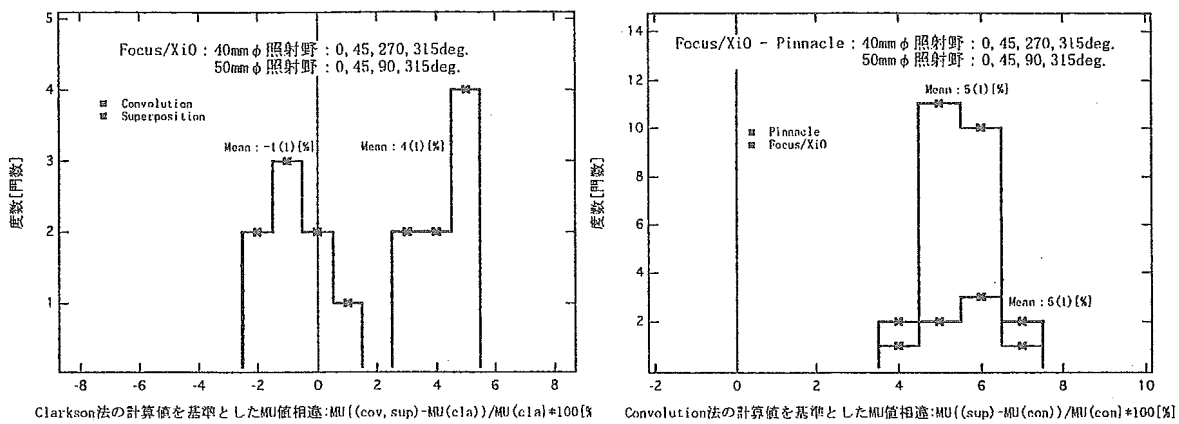


図18: FOCUS/XiO についての Clarkson 法に対する Convolution 法及び Superposition 法の計算 MU 値の相違 (左) と FOCUS/XiO 及び Pinnacle3 についての Convolution 法に対する Superposition 法の計算 MU 値の相違 (右)。

ここまで、基準点における絶対線量に対する、アルゴリズムごとの線量計算精度の話をしてきたが、線量分布の違いもアルゴリズムごとで大きく変わってくる。図19は肺ファントムを利用した場合での Convolution 法と Superposition 法の線量分布計算結果 (実線) 及びフィルムによる実測結果 (点線) のプロファイルである²⁴⁾。そのフィルム実測を基にしたプロファイル結果から、線量分布に対しても Superposition 法の方が一致していることが判る。特に、Convolution 法では、腫瘍辺縁領域で高く線量を見積もっている。この分布の結果は治療計画の妥当性を評価する上で重要となる、各種 ROI^{25, 26)} の DVH 解析でも違った結果となってくる。肺体幹部定位放射線治療では、肺野への照射線量規定をする指針値 V20 (20% 線量の肺野体積)、計画標的体積 PTV についての D95 (PTV95%体積の線量)、PTV 内の線量均一性の指針値 HI (Homogeneity Index)、無駄な照射領域の程度を表す指針値 CI (Conformity Index) などがあるが、どの線量計算アルゴリズムを利用するかでこれらの値が大きく変わってしまう。何れにせよ、RTP 装置が持つ線量計算アルゴリズムで Superposition 法が、絶対線量的にも線量分布的にも実測値に近い値及び傾向を示すことは、上記の DVH 解析や V20、D95、HI、CI などの指針値の信頼度が高く、精度の高い治療が出来ることを意味している。

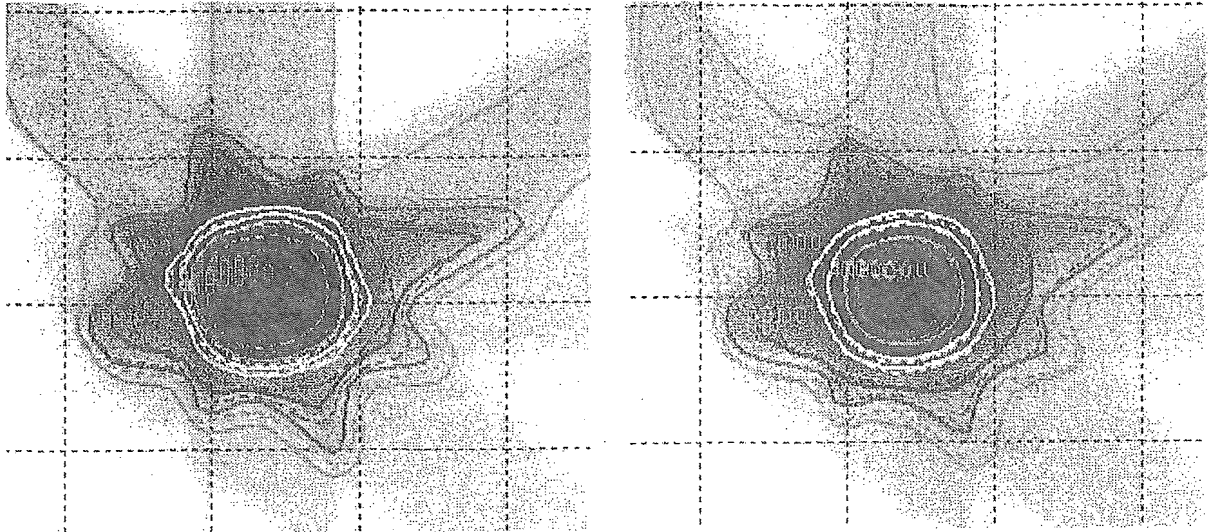


図 19：肺ファントムを利用した場合での Convolution 法（左）と Superposition 法（右）の線量分布計算結果（実線）及びフィルムによる実測結果（点線）のプロファイル。

モデルベースの線量計算アルゴリズムを利用すれば、物理的な理論上において、より精度の高い計算結果を出すであろう。しかし、治療計画装置をブラックボックスとして使用している限り、計算精度が高いとされる計算アルゴリズムを利用しても精度の保証はされないことをきちんと意識し理解する必要がある。モデルベースの計算アルゴリズムはエネルギースペクトルを基準として線量率 (cGy/MU) や線量分布を算出する仕組みになっている。このエネルギースペクトルは、各メーカーが施設の放射線発生装置の線量分布実測データを利用して合うように修正されるパラメータの一つである。この作業自体、日本においてはメーカーが行っているが、欧米などを手本にすれば、本来は施設に居る物理士が行う仕事の一つである。また、この合わせ込み作業自体も、その合わせ込み精度に限界があることを理解しなければならない。一般的には、照射野 10cm×10cm、深さ 10cm の基準状態を中心に実測線量分布に合うように作業が行われる。合わせ込み精度がどのくらいと言う数値は出てこないで、作業者の感覚的な物に支配される傾向にある。一部のメーカーの RTP 装置は自動で出来る物もあるので、その場合は作業による精度の違いは発生しないだろう。そもそも、合わせ込みで利用される変更パラメータの数が限られているので、違った照射野などの全てのビーム条件に対して同レベルで合わせ込むこと自体が現時点では不可能に近い。これらに対して、体幹部定位などの小照射野利用がほとんどの場合は、小照射野用に合わせ込みを行って別のビームデータを持っておく必要がある。また、この辺はメーカーに任せるだけではなく、是非、各施設の現場の人が責任を持って管理して頂きたいところであると考えている。

3.5 その他の QA (患者固定精度、呼吸同期精度、...)

上記以外の QA で、体幹部定位放射線治療に必要な QA 事項は数多く存在するであろう。患者の位置を精度良く決めるところから、この治療法が成り立っているのだから、患者位置決め精度の QA は非常に重要である。また、呼吸と同期し、更には腫瘍の場所によっては心拍と同

期して動く腫瘍及び臓器を対象とし、高いローカルコントロールで治療を行わなければならない。よって、CT 撮影の段階から、どのような制御法及び条件で CT 撮影を行うべきか、それによりどんな問題が発生し、どのように考慮して治療へ反映させるかを正しく検証し理解しておかなければならない。例えば、体幹部定位放射線治療で良く利用されている CT 撮影の long time scan 法では、肺野内臓器の変動を加味した CT 値が平均化された画像となるが、もし、この画像をそのまま利用する場合は、腫瘍 ROI の入力方法もそうだが、画像のぼけの効果による腫瘍辺縁部分での線量分布の変化、更にはそれが線量評価基準点での絶対線量に影響を及ぼすかなどを検証した上で治療計画のマージン設定等に反映させ、精度の高い治療を提供できるように心掛けるべきである。

現在、これら他の QA 項目を含め、JSMP 課題別研究：治療計画 QA ガイドライン作成 TG01 で研究的なアプローチを基に確立を目指した活動を行っている。その研究成果に関しては、今回の学術学会にて演題登録しているのでその報告を聞いて頂きたい。

3.6 QA 検証ツール

今回の肺体幹部定位放射線治療を行っている施設への訪問調査で、フィルムを利用した検証ツールで種々の QA 項目についての調査を実施した。

本来、フィルム法は絶対的な線量を評価する上では精度が悪いと言われてきたのではなかろうか。また、最近の画像デジタル化（フィルムレス）の進歩の影響でフィルム自体が衰退気味であったのは事実ではなかろうか。ところが、欧米を含め、IMRT の普及に伴い、フィルム法による線量分布評価が再度脚光を浴びている²⁷⁻³¹⁾。IMRT などの高度な照射、複雑な線量分布形状の評価には欠かすことの出来ない線量検証ツールの一つとなっている。また、現像が不必要（現像器が不必要、現像によるばらつき精度は無視できる）で遮光をほとんど気にせず、線量のダイナミックレンジが大きいフィルム³²⁾（図20参照）の開発も急速に進んでおり、今後はこの手のフィルムを利用した線量検証ツールが世の中の主流となりそうな勢いがある。

体幹部定位照射は照射野サイズが小さいのが一般である。有感体積が大きい電離箱線量計を利用した小照射野における Output Factor や TMR などの線量校正係数の測定は非常に難しく、測定に関しては注意が必要であることは御存知のことと思われる。この小照射野の線量校正係数の測定にもフィルム法は優位な手法の



図 20：現像の必要性がないフィルム例。GAFCHROMIC XR type R の PDD-OCR プロファイル（上）と黒化度－線量特性用のフィルム一覧（下）。

一つになるだろうと考えている。今回の経験から、フィルム法でも使用するフィルムの特徴を正確に把握し、その校正法やフィルムへのビーム照射向きなどをきちんと考えて実行すれば、2%程度の精度で評価が出来ることが判った（図2-1参照）。この精度から、基準照射野の分布評価から不均質ファントム中での絶対線量に加え線量分布の評価までもできる利点から考えれば、幅広い有用性を持った優れたQA検証ツールであると言えるだろう。

尚、訪問調査においては、肺定位専用ファントム腫瘍内にガラス線量計を挿入してフィルムとの整合性を行ったが、フィルムが示す線量値に対してガラス線量計が1%強の高い線量値（双方の絶対線量測定精度は2%程と見積もっている）を示す傾向があった（図2-2参照）。この違いに関しては、現在、調査中の段階である。

また、汎用性の高いファントムと言うことで、図2-3に示す多機能ファントムを製作（タイセイメディカル製）した。肺体幹部放射線治療用としても、もちろん利用可能であり、肺野中の模擬腫瘍にフィルムを挟み込む、マイクロチェンバーを挿入することも可能である。

4 おわりに

ここ最近、放射線治療関連の医療事故が多発している影響を受け、放射線治療のQA（品質管理）が大事であると良く耳にする。放射線治療のQAが

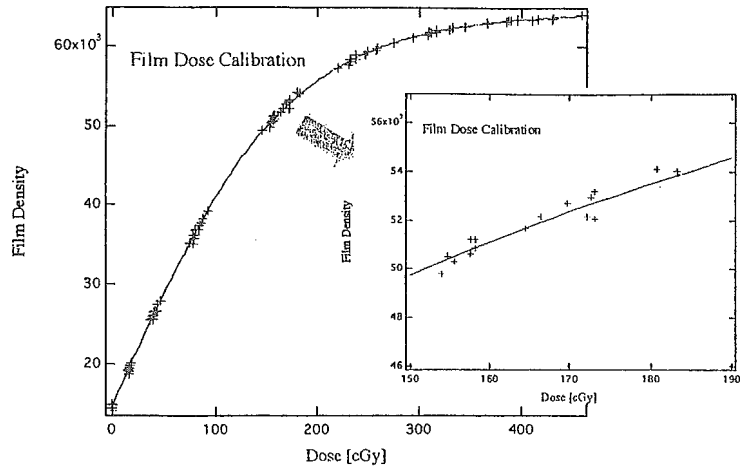


図2-1：フィルムへの照射線量と黒化度の特性。赤+は多施設分の特性データ点、青+は当センターにおける特性データ点。

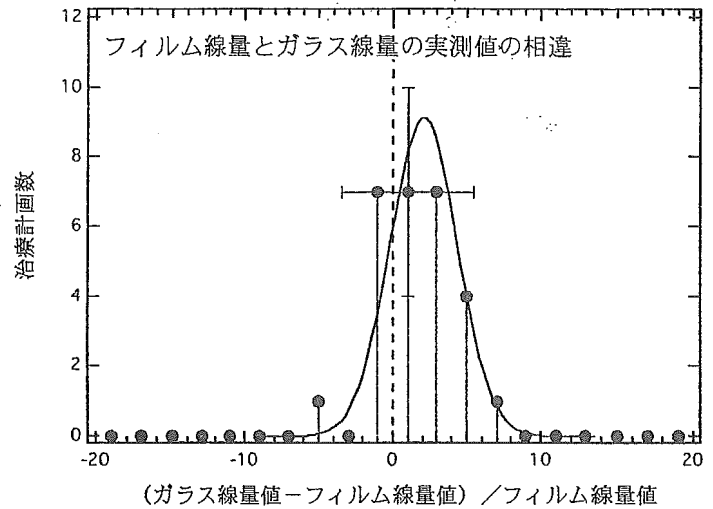


図2-2：フィルム線量測定とガラス線量計の実測値の相違傾向。

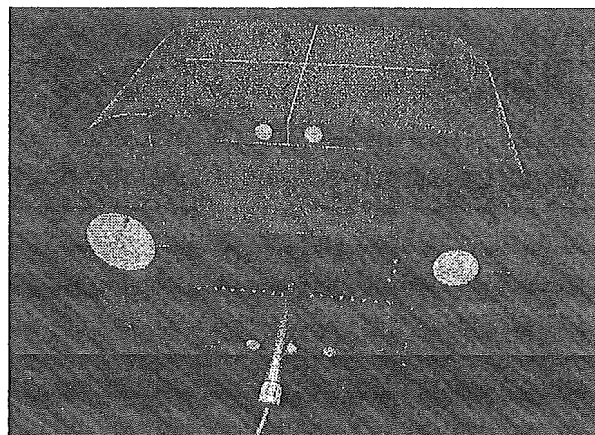


図2-3：汎用性の高い多機能ファントム。

重要であると言うだけなら簡単だが、これを実際にどういった品質 (Q) が要求されまた現場で実現可能なのかを判断し、どのような保証 (A) を行うために何を実行するかは非常に難しいことである。どうも QA と言った言葉だけが、ごく当然のように飛び交っている気がしている。特に体幹部定位放射線治療などの高精度放射線治療は、基準となるガイドラインも現時点では存在していない。また、それがあつたとしても、それを見て実行するだけの管理であれば、最低限の Q の維持は出来ても精度向上には繋がることはない。Q があつての A でありその逆は成立しないこと、そして Q を向上させ A を実現し、これを繰り返して行かなければ質の向上はあり得ないはずである。ガイドラインをそのまま利用するだけの QA は意味がない。医学物理士とは、現場で臨機応変に施設固有の状況及び変化に対応出来なければならない、そういった職種だと私は思う。

体幹部定位放射線治療を各施設で実施するのに、装置・機器を購入しただけでは出来ないことを良く理解し、また、今後、出版される予定のガイドラインがあつたとしても、それを基にして、自ら悩み、考え、決断をして、自らが置かれている施設にとって最適なことを実行できる人材になって頂くことを、これから育とうとする医学物理士に大きな期待を寄せている。

参考文献

- 1) がんの統計編集委員会：がんの統計 2003年版、財団法人がん研究振興財団、2003,32-39.
- 2) Sobue T., et al., Screening for lung cancer with low dose helical computed tomography, Anti-lung Cancer Association project. *J Clin. Oncol.* 2002,20,911-920.
- 3) 大西洋、早期肺癌に対する定位放射線照射、月刊・新医療 2003年12月号、産業科学株式会社、2003,84-88.
- 4) S. Webb: THE PHYSICS OF THREE-DIMENSIONAL RADIATION THERAPY Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning, INSTITUTE OF PHYSICS: 1993.
- 5) S. Webb: THE PHYSICS OF CONFORMAL RADIOTHERAPY ADVANCES IN TECHNOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS: 1997.
- 6) S. Webb: INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY, INSTITUTE OF PHYSICS: 2001.
- 7) F. M. Khan: THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS: 1993.
- 8) G. J. Kutcher et al.: Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* 21: 581-618, 1994.
- 9) B. Fraass et al.: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, *Med. Phys.* 25: 1773-1829, 1998.
- 10) Shirato H, Shimizu S, Shimizu T, et al. Real-time Tumor-tracking radiotherapy. *Lancet* 1999; 353: 1331-1332.
- 11) Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, et al. Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*

2000;48(2):435-42.

- 1 2) Shirato H, Shimizu S, Kunieda T, Kitamura K, van Herk M, Kagei K, Nishioka T, Hashimoto S, Fujita K, Aoyama H, Tsuchiya K, Kudo K, Miyasaka K. Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48(4):1187-95.
- 1 3) Shimizu S, Shirato H, Ogura S, Akita-Dosaka H, Kitamura K, Nishioka T, Kagei K, Nishimura M, Miyasaka K. Detection of lung tumor movement in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001 ;51(2):304-10.
- 1 4) Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, van Herk M, Lebesque JV, Miyasaka K. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2002;53(4):822-34.
- 1 5) Harada T, Shirato H, Ogura S, Oizumi S, Yamazaki K, Shimizu S, Onimaru R, Miyasaka K, Nishimura M, Dosaka-Akita H. Real-time tumor-tracking radiation therapy for lung carcinoma by the aid of insertion of a gold marker using bronchofiberscopy. *Cancer*. 2002;95(8):1720-7.
- 1 6) 平岡真寛、西尾禎治、厚生労働科学研究費補助金：効果的医療技術の確立推進臨床研究事業「先進的高精度三次元放射線治療による予後改善に関する研究」、平成15年度：総括研究報告書、14-18.
- 1 7) Cristy M. and Eckerman K. F., Special absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources –I. Methods, Oak Ridge National Laboratory, 1987.
- 1 8) International Commission on Radiological Protection, Conversion Coefficient for use in Radiological Protection Against External Radiation, ICRU Publication 74, Annals of ICRP, Vol.26, No.3/4, 1997.
- 1 9) Kanematsu N, Matsufuji N, Kohno R, Minohara S and Kanai T, A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning, *Phys. Med. Biol.* 48 (21 April 2003) 1053-1064.
- 2 0) 日本規格協会 2001 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法－第 2-6 部：不変性試験－医用 X 線 CT 装置 日本工業規格 JISZ4752-2-6 (東京：日本規格協会).
- 2 1) 中村實、放射線治療科学概論/治療計画システム、医療科学社、2001、109p.
- 2 2) 入船寅二、放射線治療計画装置の問題点－外部光子照射治療－、日本放射線腫瘍学会誌、5: 153-163, 1993.
- 2 3) International Commission on Radiation Units and Measurements Report 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, 1976.
- 2 4) 埼玉県立がんセンターの水野秀之先生よりデータ提供.
- 2 5) International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 50: 1993.
- 2 6) International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 62: 1999.
- 2 7) Sykes JR, James HV and Williams PC, How much dose film sensitivity increase at depth for large field sizes? *Med Phys* 26, 329-330, 1999.

- 2 8) Sang Gyu Ju, Yong Chan Ahn, et al., Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation, *Med. Phys.* **29**(3), 351-355, March 2002.
- 2 9) Burch SE, Kearfott KJ, et al., A new approach film dosimetry for high energy photon beams:lateral scatter filtering, *Med. Phys.* **24**, 775-783, 1997.
- 3 0) Danciu C, Proimos BS, et al., Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beam, *Med. Phys.* **28**, 966-974, 2001.
- 3 1) Ju SG, Ahn YH, et al., Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation, *Med. Phys.* **29**, 352-355, 2001.
- 3 2) Edwin R. Giles and Paul H. Murphy, MEASURING SKIN DOSE WITH RADIOCHROMIC DOSIMETRY FILM IN THE CARDIAC CATHETERIZATION LABORATORY, Reprinted from HEALTH PHYSICS, Vol**18**2 No.6, June 2002.