

図2 JCOG 放射線治療委員会と JCOG 放射線治療品質保証センター
放射線治療委員会はプロトコール作成支援やプロトコール審査に関与し、放射線治療品質保証センターでは症例毎の検討とフィードバックを行っている。

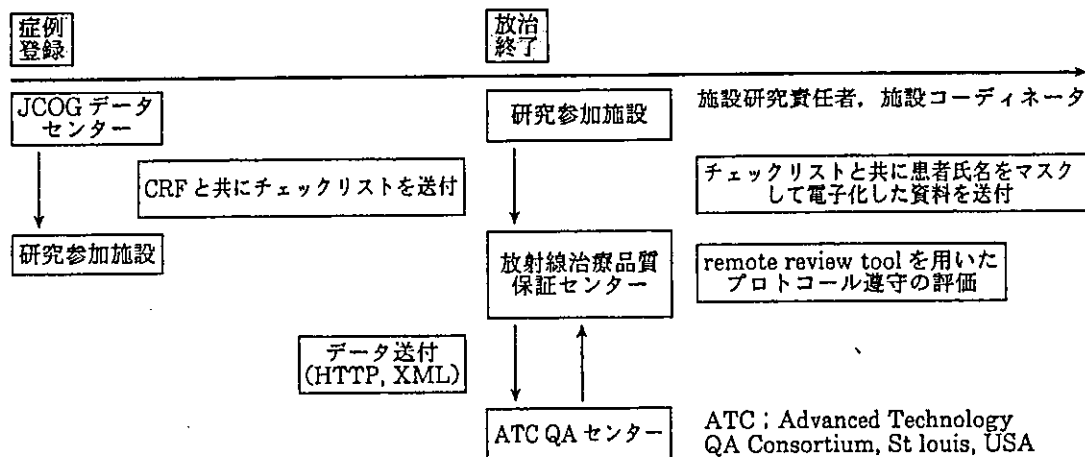


図3 放射線治療品質保証センターにおける品質保証の例(JCOG 放射線治療グループ, 定位放射線治療の臨床試験)
研究参加施設から電子化して提出された資料を用いてプロトコール遵守の評価が行われる。米国 ATC と共同で、インターネットを用いた迅速かつ効率的な評価方法も開発されている。

ばらつきが解消されることも実証されており、全国規模で物理的 QC・QA 活動を早急に展開することが事故防止の観点からも必要である。

一方、臨床的 QC・QA に関して JCOG が 1999 年に放射線治療委員会を立ち上げた。2001 年には一つのランダム化比較試験において放射線治療のプロトコール

規定の遵守に関する評価を行ったが遵守率はわずか 40%にとどまっており、わが国においても積極的に QC・QA プログラムを導入することが必要であることが認識された¹⁰⁾。2002 年には放射線治療委員会の下に JCOG 放射線治療品質保証センターを立ち上げ、最近の臨床試験ではプロトコール作成の段階から放射線

治療規定の明確化をはかり、臨床試験への登録開始後には、登録症例における放射線治療の開始後早期の段階で治療内容の評価を行い各施設へのフィードバックを行うQC・QAプログラムを導入している¹⁷⁾。これによりQARCの経験同様、今後短期間のうちにプロトコル規定の遵守率が改善することが期待されたが、実際にQC・QAプログラムを導入した臨床試験でプロトコル規定の遵守率が飛躍的に向上している。また、先述のように米国ATCを中心に進められているQC・QAプログラムの標準化にむけて、JCOGはEORTC、NCICとともに共同プロジェクトに参加している(図2, 3)。

IV. 今後の展望

近年のinformation technology (IT) 技術の進歩により、放射線治療も従来の二次元的なものから三次元放射線治療(3D-CRT)、強度変調放射線治療(IMRT)、粒子線治療などへ急速な高度化が進んでいる。これらの先進的技術を行うために必要とされる物理的、臨床的QC・QAの内容も数倍に増加しかつ複雑となっている。これらのQC・QAを行うためには専門の知識を持ち、かつ主としてQC・QAを主たる業務とする「医学物理士」が安全管理、責任の明確化のために必須とされる。残念ながら現在まで施設で医学物理士を職制として認めている施設はごく一部に限られており、先進的な技術の発展、普及および治療成績の向上のためにも早急な職制の確立と人材の育成が求められている。またJCOG以外の国内臨床試験グループにおいてもQC・QAプログラムを導入することが求められている。これらを強力かつ効率的に推進するため、現在、特定非営利活動法人(NPO)放射線治療支援センターの設立準備が進められており、今後の発展に期待したい。

文献

- 1) 加藤洋一：ISO9000による品質保証の基本的な考え方。臨床評価 28：33-50, 2000
- 2) Fabian CJ et al：Low-dose involved field radiation after chemotherapy in advanced Hodgkin disease. A Southwest Oncology Group Randomized Study. Ann Intern Med 120：903-912, 1994
- 3) White JE et al：The influence of radiation therapy quality control on survival, response and sites of relapse in oat cell carcinoma of the lung：preliminary report of a Southwest Oncology Group study. Cancer 50：1084-1090, 1982
- 4) <http://rpc.mdanderson.org/rpc/>
- 5) <http://www.iaea.or.at/>
- 6) Izewska J et al：The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy：a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries. Radiother Oncol 69：91-97, 2003
- 7) <http://www.estro.be/estro/Frames/QA.html>
- 8) <http://www.qarc.org/>
- 9) Wallner PE et al：Impact of initial quality control review on study outcome in lung and head/neck cancer studies-review of the Radiation Therapy Oncology Group experience. Int J Radiat Oncol Biol Phys 17：893-900, 1989
- 10) Schaaake-Koning C et al：The need for immediate monitoring of treatment parameters and uniform assessment of patient data in clinical trials. A quality control study of the EORTC Radiotherapy and Lung Cancer Cooperative Groups. Eur J Cancer 27：615-619, 1991
- 11) <http://www.eortc.be/>
- 12) <http://itc.wustl.edu/>
- 13) http://rcet.health.ufl.edu/Main_40.asp
- 14) <http://www.rtog.org/>
- 15) <http://atc.wustl.edu/>
- 16) Ishikura S et al：Initial experience of quality assurance in radiotherapy within the Japan Clinical Oncology Group (JCOG). Radiother Oncol 64：S224, 2002
- 17) http://www.jcog.jp/SHIRYOU/29_policy.pdf

肺定位放射線治療における QA について

国立がんセンター東病院 放射線部
物理専門官
西尾 禎治

〒277-8577 千葉県柏市柏の葉6-5-1

Tel : 04-7133-1111

E-mail : tnishio@east.ncc.go.jp

肺定位放射線治療における QA について

国立がんセンター東病院 放射線部

物理専門官

西尾 禎治

〒277-8577 千葉県柏市柏の葉6-5-1

Tel : 04-7133-1111

E-mail : tnishio@east.ncc.go.jp

1. はじめに

現在の日本で、死因の第1位は悪性新生物であり、2003年の報告書¹⁾によれば、全死亡数300,658人の内、31.0%がそれに該当する。悪性新生物の部位別死亡率では、気管支及び肺癌が18.29%、胃がんが12.62%である。胃がんによる死亡率は年々減少傾向にあり、その反面、肺癌は増加傾向にある。また、近年のCT診断装置の技術発展²⁾に伴い、早期肺癌の症例数が非常に増加してきている³⁾。

近年、光子線を利用した放射線治療において、定位放射線治療及びIMRTなど腫瘍に対して線量集中性を高めることが可能である高精度放射線治療の進歩が急速に進んでいる⁴⁻⁷⁾。特に体幹部定位放射線治療は、我が国で開発された新しい放射線治療技術である。しかし、一方で、高精度放射線治療だからと言ってその品質保証・管理を怠ると質の高い放射線治療を患者に提供出来なくなってしまう。我々が患者へ提供する放射線治療の精度は、臨床を行う施設側で、その品質保証・管理が十分に行われているか否かによって大きく左右されるであろう。

高精度放射線治療の中で、今年4月より、直線加速器による体幹部定位放射線治療が保険収載された。その点数は63,000点であり、脳の直線加速器による定位放射線治療と同じ点数である。また、厚生労働省出版の医科点数表解釈に、放射線治療に関する機器の精度管理を専ら担当する者がその条件の一つとして記載され、その担当者の一例としてだが医学物理士と言った職種名が初めて保険点数加算に関わる形で登場した。

保険適応の体幹部定位放射線治療を実施できる施設基準としては、以下の条件が挙げられている。

- 放射線治療を専ら担当する常勤医師が配置されていること
- 当該治療を行うために、十分な機器、施設を有していること

また、保険適応の体幹部定位放射線治療を行うための従事スタッフとしては、以下の条件が挙げられている。

- 放射線治療を専ら担当する常勤医師（ライナックまたはマイクロトロンを利用した治療経験が5年以上）が1名以上いること
- 放射線治療を専ら担当する診療放射線技師（ライナックまたはマイクロトロンを利用した

治療経験が5年以上)が1名以上いること

- 放射線治療に関する機器精度管理を専ら担当する者（診療放射線技師、医学物理士など）

尚、上記、機器精度管理を専ら担当する者に関しては、放射線治療を専ら担当する診療放射線技師とは異なる者でなければならないとある。

原発病巣の直径が5cm以内で転移病巣の無い原発性肺癌または原発性肝癌、および3個以内で他病巣のない転移性肺癌または転移性肝癌、および脊髄動静脈奇形に対して行った場合にのみ算定し、数か月間の一連の治療過程に複数回の治療を行った場合であっても、所定点数は1回のみ算定するとの記載がある。また、定位型手術枠又はこれと同等の固定精度を持つ固定装置を取り付ける際等の麻酔、位置決め等に係る画像診断、検査、放射線治療管理等の当該治療に伴う一連の費用は所定点数に含まれ、別に算定できないとの記載もある。

現在、日本国内では600施設とも言われる多くの施設で何らかの放射線治療が行われているとの調査結果がある。その中で体幹部定位放射線治療を行っている施設は僅か40施設ほどである。

近年、放射線治療関連の医療事故が頻発しており、その問題はマスコミでも多く取り上げられている。その中で放射線治療の品質保証（Quality Assurance）^{8, 9)}のあり方が強く問題視されている。しかし、体幹部定位放射線治療を含む放射線治療の技術は飛躍的に進歩しているが、その治療技術のQAは確立したものとはなっていない。更に、放射線治療のQAは非常に幅広い領域に及んでいるため、技術の進歩に使用者側が追い付いていけない現象が起こっている。

今回、医学物理士は高品質の体幹部定位放射線治療を患者に提供するために必要である、と言った、臨床現場スタッフ、特に医師側からの強い要望があったからこそ、保険点数に関わる形でその職種名が記載される運びとなった。我々医学物理士は、この要求に対して責任を持って応えなければならない立場にあることを忘れてはならない。各施設の治療運用において、実現可能なレベルで自ら品質（Quality）を定め、それを保証（Assurance）することが出来るような人材であることが要求されている。

2. 体幹部定位放射線治療とは

医科点数表解釈の注釈にも記載されているように、体幹部定位照射治療とは、直線加速器（マイクロトロンを含む）により極小照射野で線量を集中的に照射する治療法であり、

- 放射線照射中心位置精度が高い：照射中心精度は2mm以内
- 患者固定精度が高い：呼吸同期を加味しない固定精度で5mm以内
- 患者の呼吸に伴う臓器移動を何らかの方法で加味または制御する

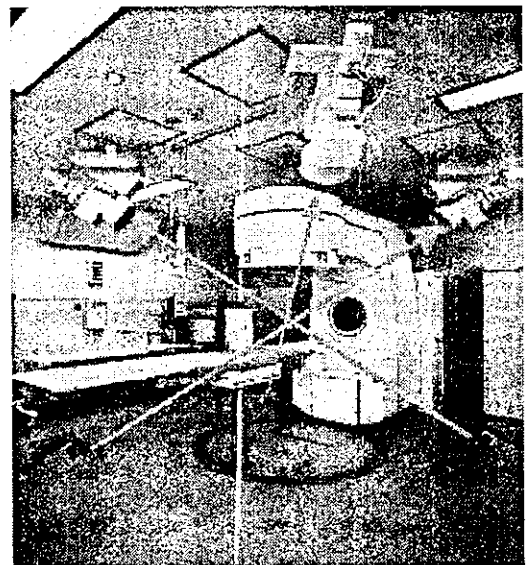


図1：動体追跡装置。

の技術的条件の基で定義される放射線治療である。これらの条件を満たすことで、時間的に動きが

ある腫瘍に対し、高い一回照射線量を正確に照射することが可能となる。そして、患者の固定位置精度を向上させる専用ボディフレーム、照射装置一体型 CT など、それに加えて呼吸による臓器移動を抑制する装置や呼吸同期装置、動体追跡装置¹⁰⁻¹⁵⁾ (図1参照) などを利用することで、腫瘍への正確な照射を実現させる。また、現在、体幹部定位照射治療の対象臓器は肺及び肝臓であるが、実際に行われている治療のほとんどは肺体幹部定位放射線治療であると言ってもよい。

また、体幹部定位放射線治療を行う上では、以下のような、必要機器・設備、機器精度管理の最低基準がある。患者位置固定精度が高いことが定位放射線治療の特徴の一つでもあるので、各メーカーが販売している専用ボディフレームの一例も列挙した。

体幹部定位放射線治療は、現在のところ早期肺癌の治療にもっとも期待されている放射線治療の一つである。直径 3cm 程度以下の肺癌に対しては、手術不能な患者にも、副作用なく手術と同程度の治療成績が得られることがほぼ認められている状況にある³⁾。

体幹部定位放射線治療の典型的な照射線量及び分割回数は、5-12Gy の高い1回線量で4回から10回の短い分割回数で治療を行う。一般の放射線治療では1回 2Gy で30回ほどの分割照射を行うので、体幹部定位放射線による治療期間は短くて済む。照射方法は多門照射やアーク照射を利用して行われ、国内の10施設ほどの治療利用実績データからだと、多門では平均7門照射、アークでは平均3アークで照射が行われている。また、M.L.C.を利用して、腫瘍の形状に沿った照射野形成を行って照射する場合はほとんどである。尚、利用される照射野のサイズは小さい。1回の治療に要する時間は1時間ほどで、照射室内での患者位置決め作業に、その大半の時間が費やされる。

必要機器・設備

- ・直線加速器 (マイクロトロン含む)
- ・治療計画用 CT 装置
- ・3次元治療計画装置
- ・患者位置及び固定精度を向上させる物及び手法
- ・呼吸に伴う臓器変動を制御する物及び手法
- ・微小電離箱線量計及び半導体検出器など絶対線量を測定出来る物
- ・水ファントム、水等価固体ファントム

患者位置固定具の例

名称	メーカー
BodyFix	ユーロメディック
BodyFIX	村中医療機器
ESFORM ボディサポート (図2参照)	エンジニアリングシステム
Interloc	東洋メディック
Moldcare	アルケア
Stereotactic Body Frame	エレクトラ
Vac-Fix 真空固定具	ハンドシェイク
VAC・LOK	東洋メディック

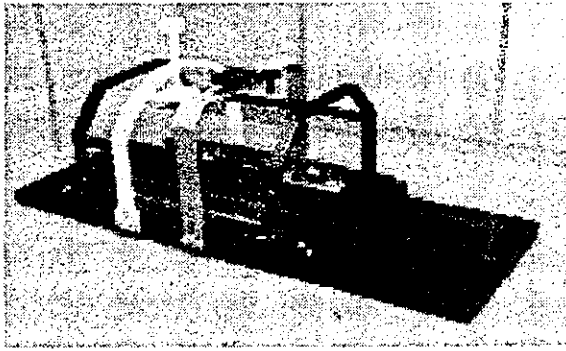


図2：ESFORM ボディサポート。

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ール（JCOGプロトコール）“TIN0M0 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、プロトコール参加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

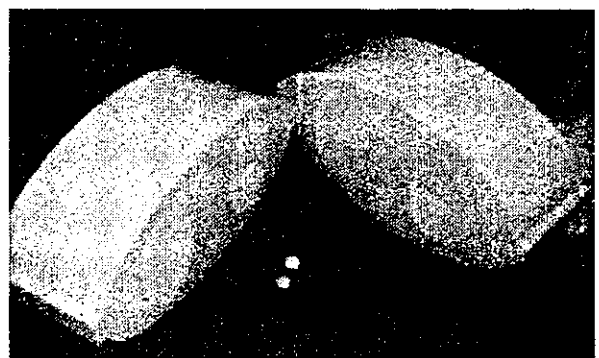


図3：肺定位放射線治療用ファントム。

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.回しても可）の

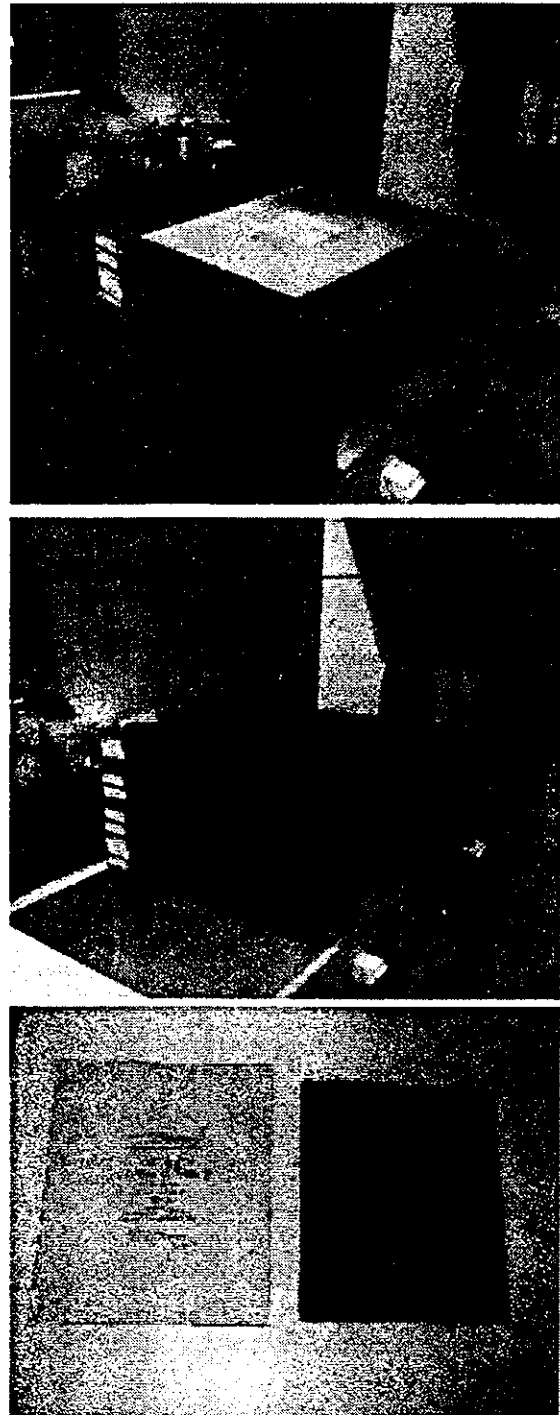


図4：フィルム黒化度—線量変換テーブル用データ測定風景。下図は EDR2 の線量に対するフィルム黒化度。

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) がガントリー一回転軸方向である。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：

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

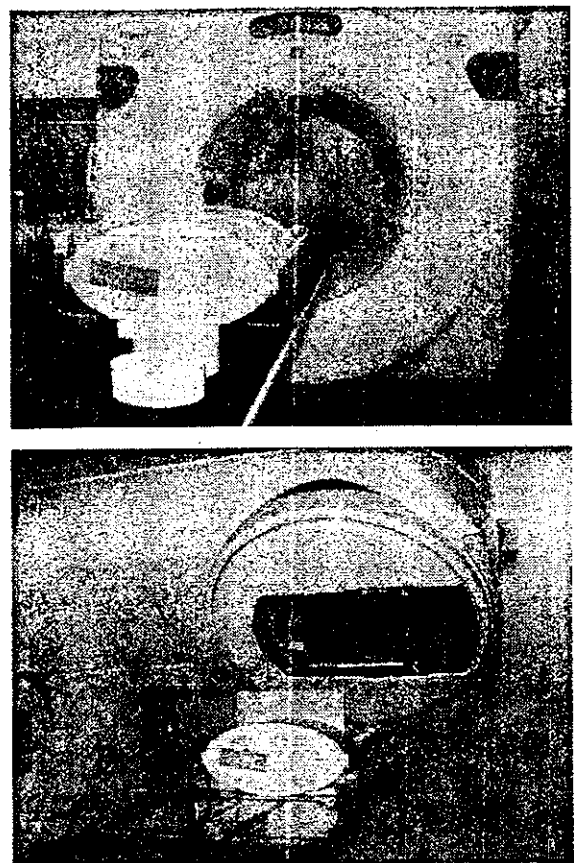


図5：肺定位専用ファントムを利用した、CT撮影及びフィルム照射風景。

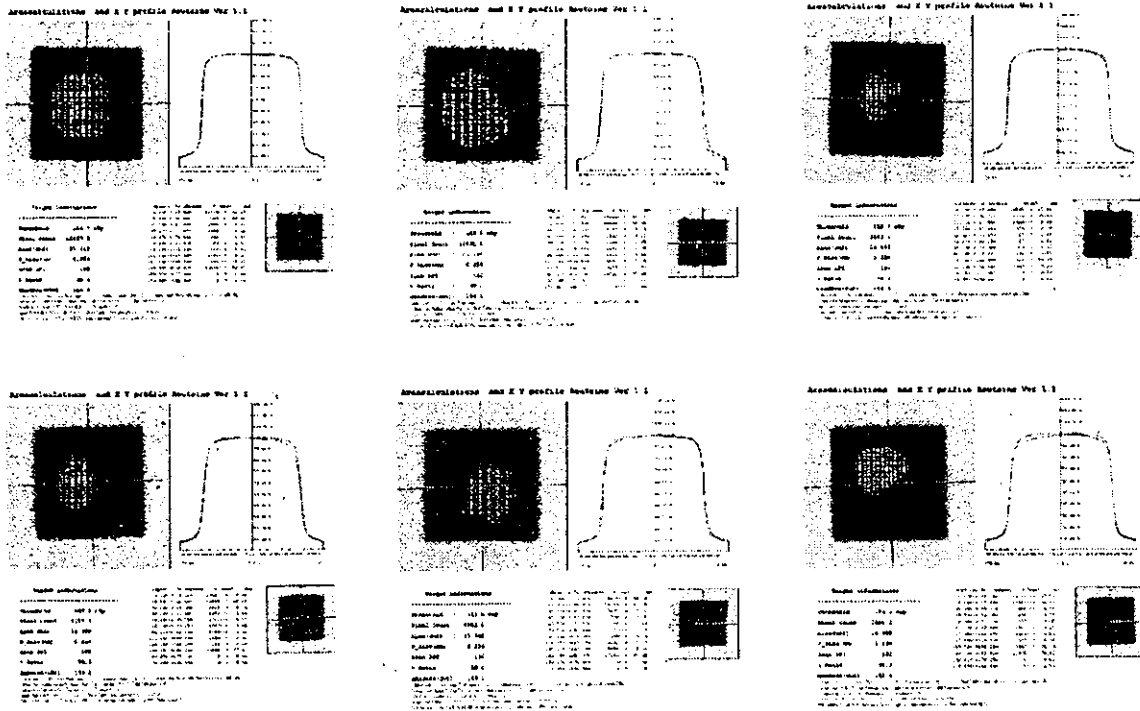


図6：施設毎の照射野 10cm×10cm、深さ 10cm でのフィルムによる基準照射野線量プロファイルの測定結果。

$A_{+,-}$ 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。

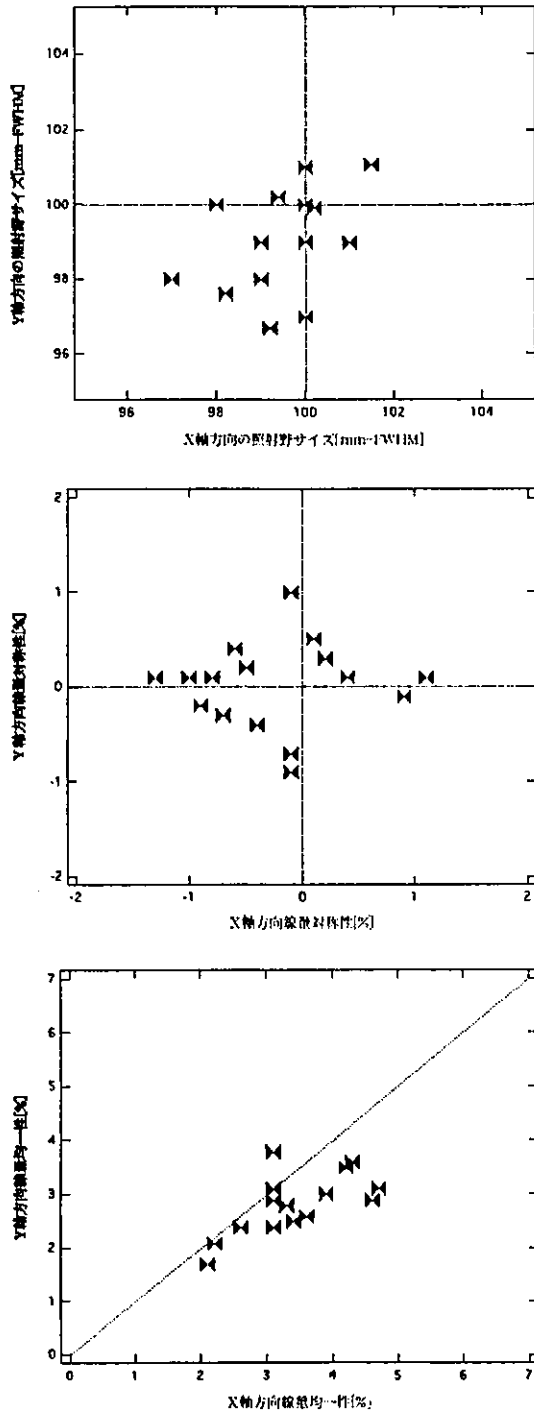


図7：照射野サイズ、線量対称性及び線量均一性の相関グラフ。

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。

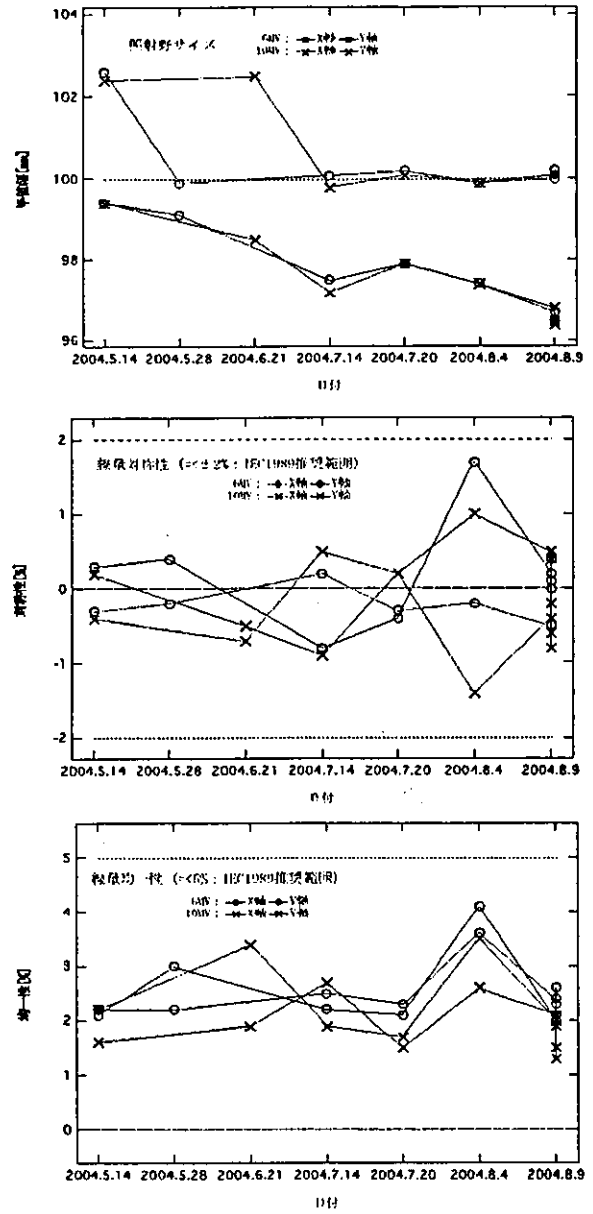


図8：照射野サイズ、照射野内線量対称性及び均一性の時系相関。

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 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

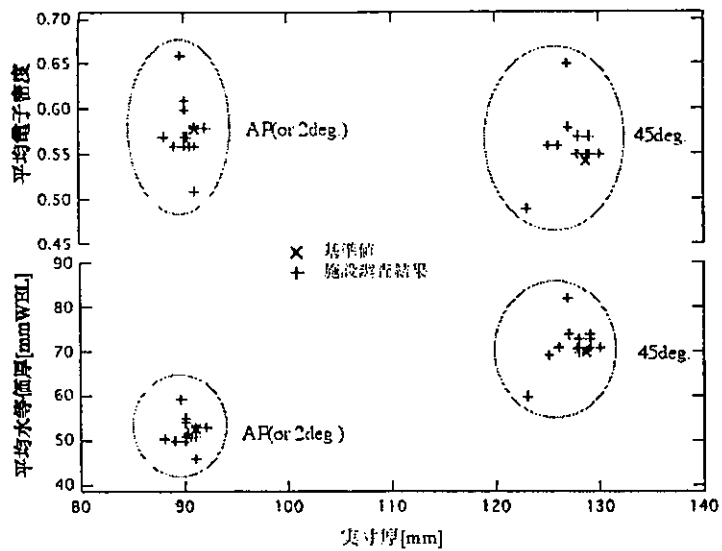


図9：肺定位専用ファントムによる不均質補正の精度検証結果。

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。

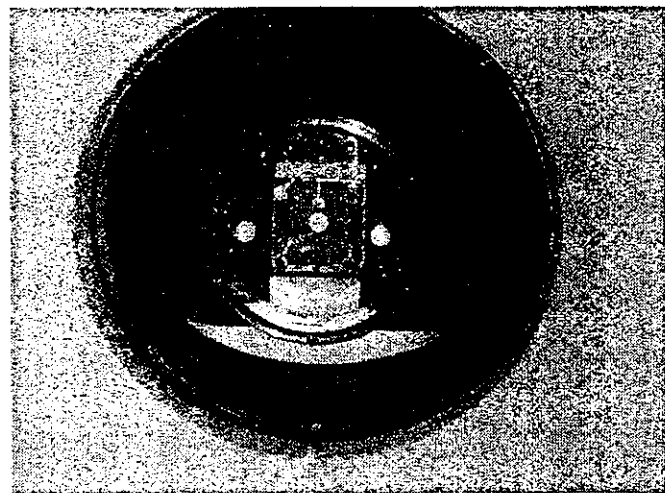


図10：CT 値-相対電子密度変換校正用ファントム。

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。

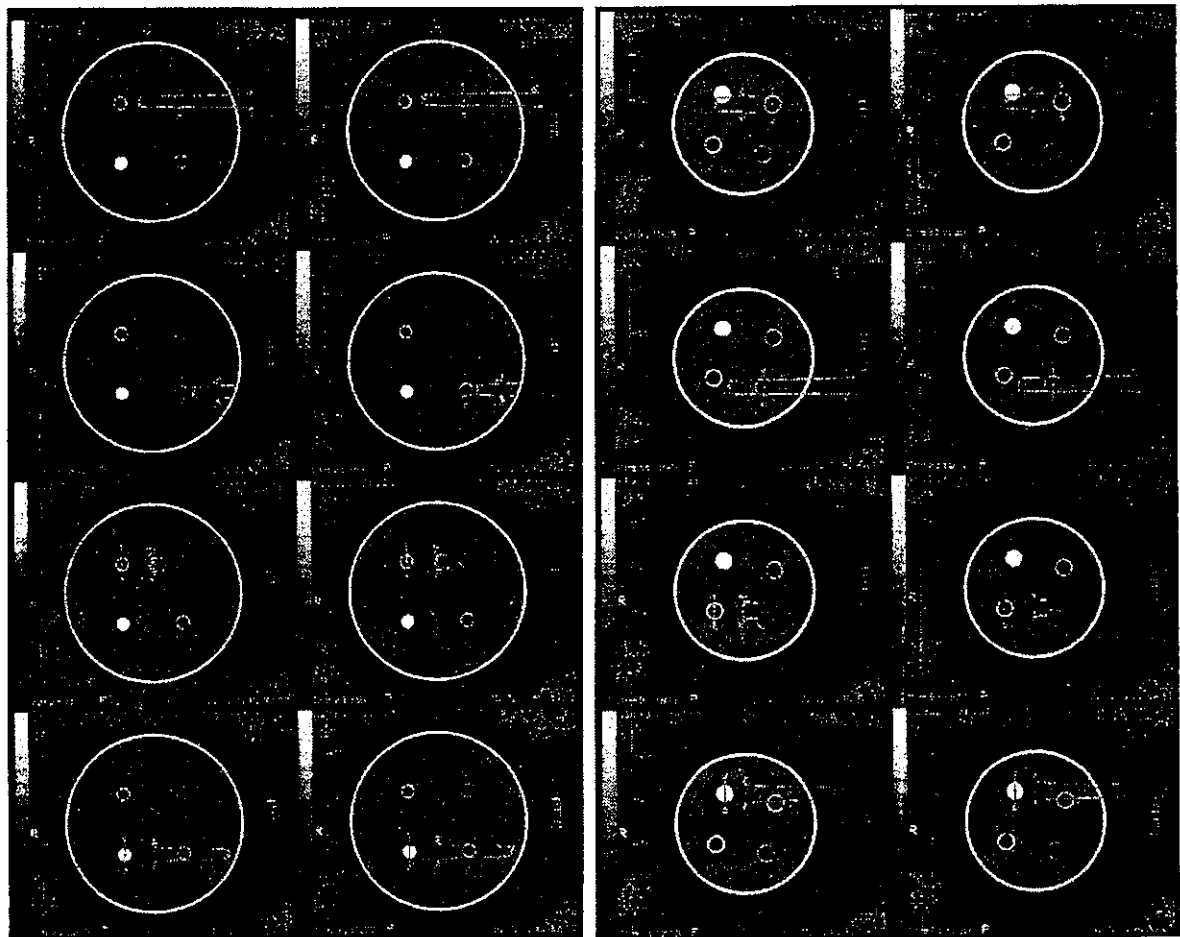


図 1 1：ファントムサイズ及び CT 値変換関数ごとの評価 ROI 内 CT 値読み取り画像例。

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。

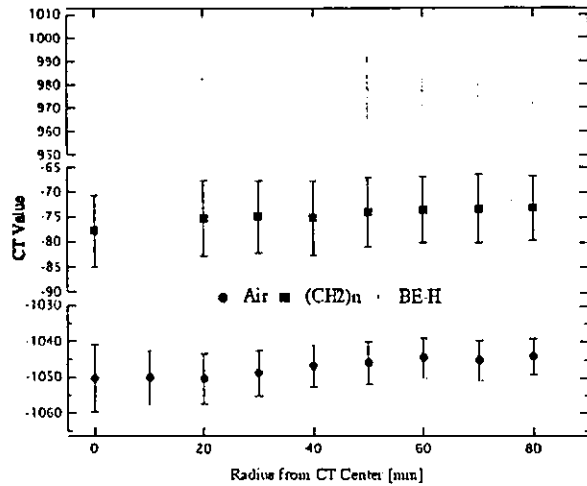


図 1 2 : CT 回転中心からの距離に依存した CT 値の相関。

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	$0.85H_W + 0.15H_A$	$1.029 - 0.01176 / (0.8667 - \mu_E)$	$1.032 - 0.009649 / (0.8667 - \mu_E)$
100	$1.1H_W - 0.1H_A$	$1.029 + 0.004664 / (0.8667 - \mu_E)$	$1.032 + 0.003827 / (0.8667 - \mu_E)$
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発案された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 1 4 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 1 5 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 1 4 から特に肺野内の 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 CT 値領域で僅かにテールを引いているのが判る。

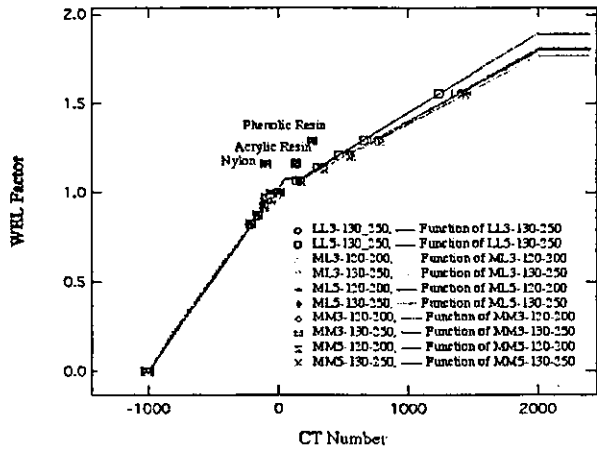


図 1 3 : CT 撮影条件ごとによる、CT 値-水等価厚変換の相違グラフ。

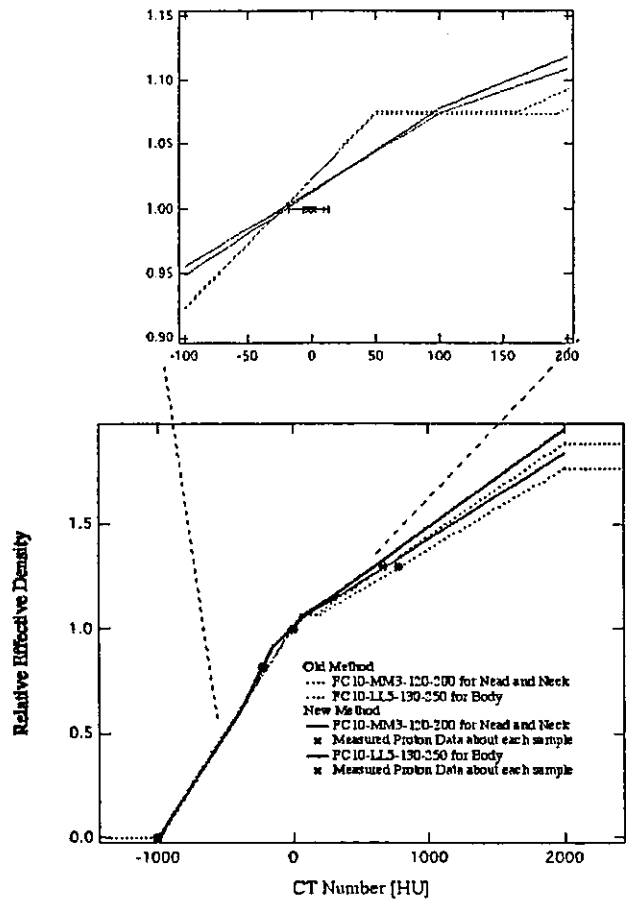


図 1 4 : 新旧校正法による CT 値-相対実効密度変換係数の相違。

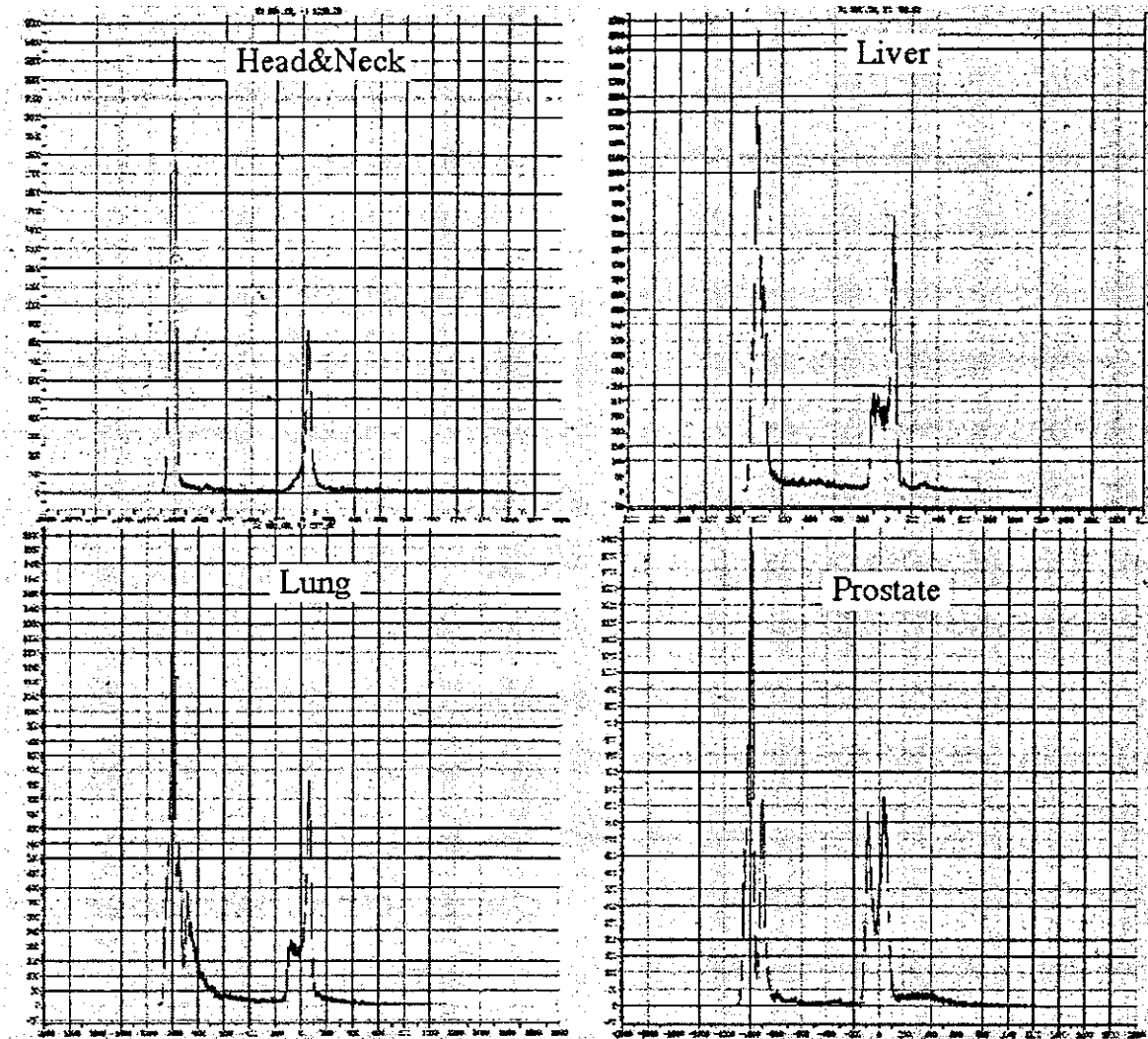


図 15 : 部位ごとの CT 値分布ヒストグラム。

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 1 2 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 1 6 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)。

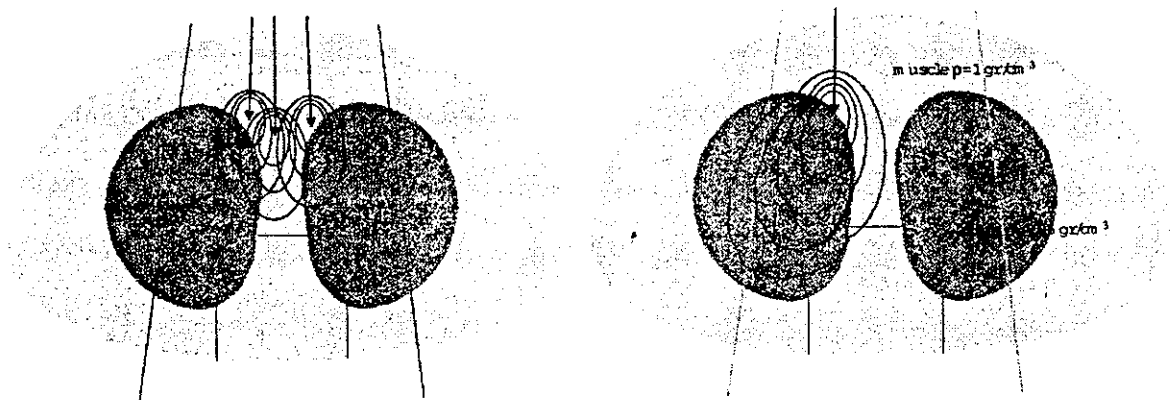


図16：不均質内での Convolution (左) と Superposition (右) の線量分布カーネル形状の相違。

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高いため、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。

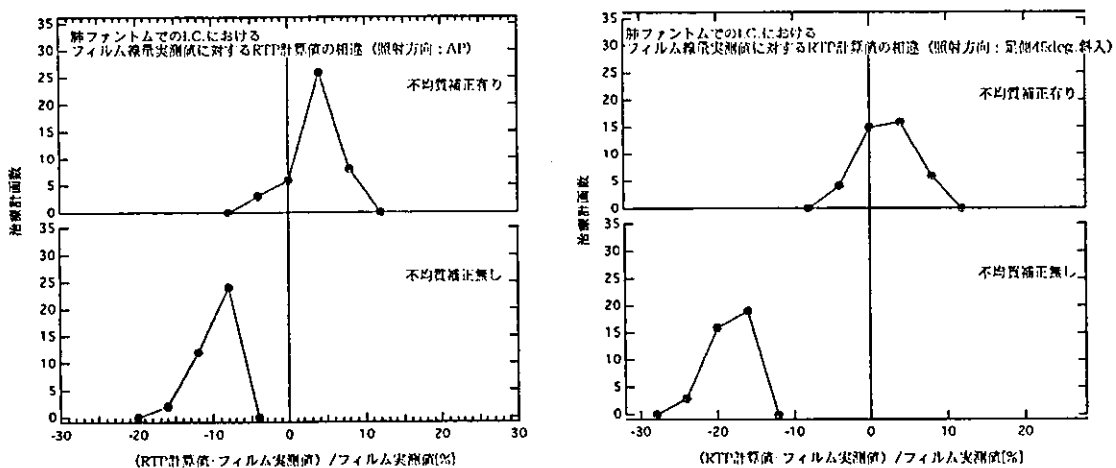


図16：不均質補正効果の有無による、I.C.における絶対投与線量の相違。

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。

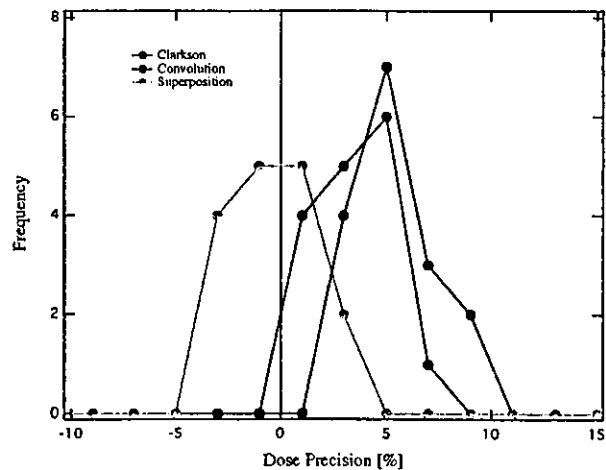


図 17 : FOCUS/XiO における実測値に対する計算アルゴリズムごとの線量計算精度。

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。

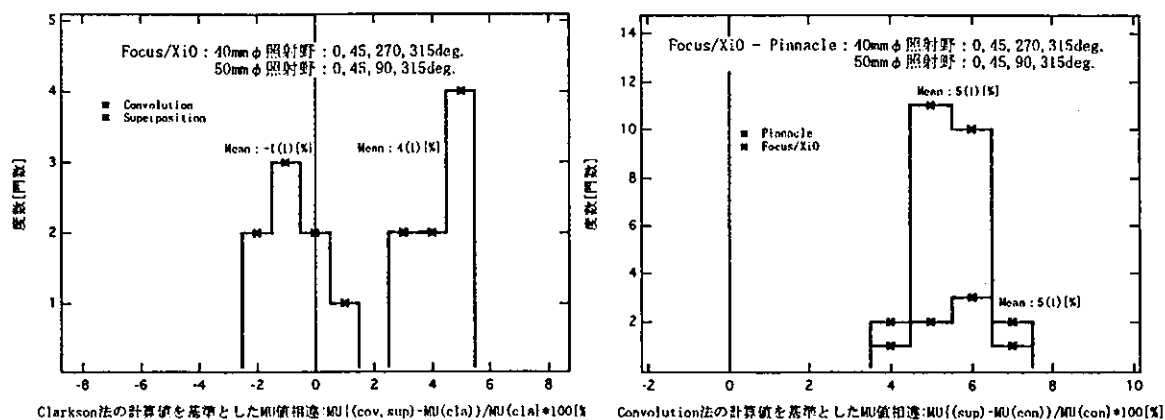


図18: FOCUS/XiO についての Clarkson 法に対する Convolution 法及び Superposition 法の計算 MU 値の相違 (左) と FOCUS/XiO 及び Pinnacle3 についての Convolution 法に対する Superposition 法の計算 MU 値の相違 (右)。

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しまっている。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。