

X線線量計算の不均質補正法に関する

医学物理ガイドライン

JSMP Guideline of Tissue Inhomogeneity Corrections

for Photon Dose Calculations

日本医学物理学会 タスクグループ02

日本医学物理学会 QA/QC 委員会監修

推薦の言葉

日本医学物理学会会長 遠藤真広

X線線量計算の不均一補正についてまとめたガイドラインをお届けする。このガイドラインは日本医学物理学会が出版しているガイドライン集の3番目のものである。ガイドライン集の第1集は、2008年度に出版した「X線治療計画システムに関するQAガイドライン」(Vol.27 Supplement 7)であり、第2集は昨年度に出版した「強度変調放射線治療(IMRT)の線量検証法」(Vol.30 Supplement 6)である。本ガイドラインはこれらに続いて第3集に位置づけられる。実はこのガイドラインの準備のための調査は、第2集より早くから始められた。しかし、検討に十分な時間をかけたため刊行の順序は逆になっている。時間のかかった理由は、調査がボランティア的に行われ、費用も非常に乏しかったことにもよる。当学会からのわずかな助成では当然に足りず、物理士会からも援助をお願いした次第である。このようなこともあり、金井前会長の英断により、当学会の予算規模としては相当に大きい研究助成(1件あたり50万円/年)を2008年度より行うこととなった。この研究助成は、一つにはこのようなガイドラインを作成のための基礎的な調査などに当てられることを想定している。ガイドラインの第2集はこの研究助成を利用したものである。

ここで、本ガイドラインの内容について少し触れる。放射線治療を安全かつ精度良く行うためには、多くの事項が必要とされるが、本ガイドラインは、その中核ともいえる治療計画装置におけるX線の線量計算とその不均一補正について扱っている。本ガイドラインの第2章ではX線線量計算の手法を放射線物理学の基礎のもとに解説し、第3章ではコミッションングの際の検証法について扱っている。さらに第4章では治療計画における注意事項を臨床例とともに記載している。時間をかけた分、十分に練られた内容になっている。本ガイドラインが実際に医療現場で治療に関与する人だけではなく、基礎的なことを学ぼうという人にとっても有用であると信じている。

今までに当学会が出版した3つのガイドラインは、学会の方針として理事会決定を受けて執筆されたのではなく、中堅・若手の学会員が、その研究活動をもとに執筆したものを学会のQA委員会が査読・審査して完成させたものである。その意味で当学会の活力を示すものといえる。執筆された会員の努力に感謝するとともに、当学会としては、ガイドライン作成活動に伴い設けられた上記の研究助成を拡充するとともに、その成果の出版についても予算の許す限り行っていきたいと考えている。

2011年10月

推薦の言葉

日本医学物理士会会長 福土政広

今回出版される「X線線量計算の不均質補正法に関する医学物理ガイドライン」は、日本医学物理士会の平成21年度医学物理士研究活動助成として採択された課題の成果でも有ります。この研究は、学問的興味は勿論のこと実際の業務における実践的な内容を含んでおり、日本の放射線治療に貢献したいという若い多くの研究者が日頃の研究成果と実践での問題点の抽出やより分かりやすいマニュアルの作成など自発的に活動を行ってきた成果と捉えることができます。

今の医学物理士を取り巻く環境は、がんプロフェッショナル養成プランにより「医学物理士」という言葉も徐々にではありますが国民に浸透しつつあるところです。また、来年度はがんプロフェッショナル養成プランの更新時期にあたり、継続されることを期待しつつもこの5年間の実績がどのようなものであったかの検証も必要となってきます。このような状況下の医学物理士において、現場と医学物理研究の橋渡しを目指すこのような「ガイドライン」の作成を多くの若い医学物理士が経験し、出版することは非常に重要で大切なことであります。

このように、実際の医療現場の状況に合った「医学物理学的考え方」の整理とマニュアル化などを積極的に日本医学物理士会は応援致します。日本医学物理士会として、日本の医学物理の発展に寄与し、日本の治療・診断・防護における学術的な発展と振興を支援してまいります。このことは、会員サービスの向上の一つとして取り組んでいきます。

さらに、日本医学物理士会としては日本医学物理学会がこの活動をタスクグループ02 (TG02) として公認し出版に際して日本医学物理学会の出版物として位置づけることに賛同すると共に、この出版を期に日本の治療・診断・防護に重要な貢献をするタスクグループが継続的に活動でき、さらに発展するよう物理士会として将来にわたり支援してまいります。

2011年10月

序

このたび、X線線量計算の不均質補正法に関する医学物理ガイドラインを出版することになった。

本ガイドラインは、近年の高品質・高精度の放射線治療を患者へ提供するために、非常に重要な治療計画装置におけるX線の線量計算、特に体内の不均質物質中のX線線量計算精度の内容が含まれている。X線の線量計算に関する放射線物理や線量計算アルゴリズムの説明、医療現場で役立つコミッショニングの内容や治療計画を立てる上での注意事項について臨床例を含め判りやすく説明された、基礎から実践までを包括した有用性の高いガイドラインであると言えよう。

治療計画装置による線量計算の部分は、患者へ高品質の放射線治療を提供するための要の一つである。現在の放射線治療の治療計画では3次元CT画像を用いることが一般化しつつある。また、高精度の線量計算アルゴリズムの開発も急速である。それに伴い、多くの放射線治療施設において、体内の不均質領域における不均質補正を考慮した線量計算が臨床で利用されている。肺腫瘍の治療計画など、低密度である肺野に水に近い密度の腫瘍があった場合、不均質補正の有無による線量計算によって10%を超えるような線量計算結果の相違になることがある。また、不均質補正とX線線量計算アルゴリズムには密接な関係があり、双方の特性を十分理解した上で、臨床において治療計画装置によるX線の線量計算を実施する必要がある。不均質補正の線量計算に対して基礎から実践までを包括した本ガイドラインは、学生を含めた教育から現場で働く人にとっての指針に到るまで、多くの人に幅広く活用されるものと信じている。

本ガイドラインは多忙な日常業務の最中、水野氏が中心となり、医療現場で働く中堅・若手の医学物理士のグループが多くの時間を割き、完成させたものである。このような活動が、今後の医学物理分野を支える柱となり、日本の放射線治療の品質や精度向上に繋がっていくもとの期待している。

日本医学物理学会 QA/QC 委員会委員長 西尾禎治

執筆者及び主な担当章

水野秀之（代表）	放射線医学総合研究所（1、3、5、6章、全体）
五十川裕之	滋賀県立成人病センター（3章）
岡本裕之	国立がん研究センター中央病院（3章）
亀岡 覚	国立がん研究センター東病院（2章）
熊崎 祐	埼玉医科大学国際医療センター（4章）
黒岡将彦	神奈川県立がんセンター（2、3章）
河野良介	国立がん研究センター東病院（2、3章）
佐々木浩二	群馬県立県民健康科学大学（3章）
高橋 豊	大阪大学大学院（4章）
橘 英伸	癌研究会有明病院（2、3章）
西尾禎治	国立がん研究センター東病院（3章）
宮岸朋子	国立がん研究センターがん対策情報センター（2章）
羽生裕二	東京女子医科大学（3章）
正井範尚	都島放射線クリニック（3章）
峯村俊行	国立がん研究センターがん対策情報センター（2章）
森 慎一郎	放射線医学総合研究所（3章）

アドバイザー

伊藤 彬	癌研究会
小高喜久雄	国立国際医療センター 戸山病院
佐方周防	医用原子力技術研究振興財団
佐々木潤一	都島放射線クリニック
都丸禎三	千代田テクノル
中村 讓	埼玉医科大学

なお、2章「X線線量計算アルゴリズム」の執筆に当たっては、AAPM report 85を参考にしたほか、首都大学東京の齋藤研究室のメンバーが作成したその翻訳版の提供を受けた。

目次

第1章	はじめに	1
第2章	X線線量計算アルゴリズム	2
2.1	線量計算に関する放射線物理学	
2.1.1	光子の相互作用：TERMA ステップ	
2.1.2	荷電粒子の相互作用：DOSE ステップ	
2.1.3	荷電粒子平衡（二次電子平衡）	
2.1.3.1	深さ方向の過渡荷電粒子平衡	
2.1.3.2	側方向の過渡荷電粒子平衡	
2.1.4	組織の密度と原子番号の影響	
2.1.4.1	密度スケーリング	
2.1.4.2	原子番号の影響	
2.1.5	1次線および散乱線概念	
2.2	線量計算アルゴリズムの概要	
2.3	実測ベース線量計算法	
2.3.1	TAR 比法 Ratio of tissue-air ratios (RTAR) method	
2.3.2	Batho べき乗法 Power law Batho method	
2.3.3	等価 TAR 法 Equivalent TAR (ETAR)	
2.3.4	不整形照射野に対する線量計算 (Clarkson 法)	
2.4	モデルベース線量計算法	
2.4.1	カーネルベース線量計算法	
2.4.1.1	convolution 法	
2.4.1.2	Collapsed Cone Convolution 法	
2.4.1.3	Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) 法	
2.4.2	モンテカルロ法	
	参考文献	
第3章	コミッショニング	31
3.1	不均質媒質に対する線量検証	
3.1.1	はじめに	
3.1.2	治療計画装置における線量計算	
3.1.2.1	CT 値-相対電子密度変換テーブル	
3.1.2.2	線量検証用固体ファントムの取り扱い	

- 3.1.2.3 検出器に対する線量計算
- 3.1.2.4 計算グリッドサイズ
- 3.1.3 線量測定
 - 3.1.3.1 線量算出
 - 3.1.3.2 検証条件
 - 3.1.3.3 線量検証例
- 3.1.4 線量分布検証
 - 3.1.4.1 モンテカルロ法による検証
 - 3.1.4.2 測定による検証
 - 3.1.4.2.1 ラジオグラフィックフィルム
 - 3.1.4.2.2 ラジオクロミックフィルム
 - 3.1.4.3 線量分布検証例
- 3.1.5 評価基準
- 3.2 線量計算アルゴリズム移行期において必要となるコミッショニング
 - 3.2.1 移行期における必要なプロセス
 - 3.2.2 レトロスペクティブな治療計画検証について
 - 3.2.3 不均質補正あり・実測ベースアルゴリズムから不均質補正あり・モデルベースアルゴリズムへの移行
 - 3.2.4 移行後の治療計画・線量処方の方針の例
- 参考文献

第4章 治療計画における注意事項・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・73

- 4.1 不均質媒質での線量分布の特徴と不均質補正上の注意点
 - 4.1.1 不均質補正の有無の影響
 - 4.1.2 エネルギー依存性
 - 4.1.3 照射野サイズ依存性
 - 4.1.4 MLC マージンと線量均一性
 - 4.1.5 計算グリッドサイズの影響
 - 4.1.6 線量基準点
 - 4.1.7 金属製の高密度物質の影響
 - 4.1.8 注意点のまとめ
- 4.2 臨床例
 - 4.2.1 頭頸部
 - 4.2.2 肺・縦隔
 - 4.2.3 乳房温存
 - 4.2.4 腹部・骨盤部

4.2.5 金属製の人工器官・造影剤

参考文献

第5章 勧告のまとめ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 93

第6章 おわりに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 95

第1章 はじめに

従来、胸部などの不均質組織に存在する腫瘍に対する放射線治療計画は、患者が均質な媒質であることを仮定して行われてきた。実際に、これまでの肺癌などに対する放射線治療で蓄積された臨床的データは、水等価な均質組織と仮定して計画された投与線量に対する組織反応に基づいている。胸部の腫瘍に対する放射線治療プロトコールは、不均質に対する補正を行うことによって原発病巣に対する線量が過小となることが懸念されたこと、他に選択肢となるような広く認められた標準的な手法がなかったことなどから、水等価媒質に対する治療計画とモニタ単位数（MU 値）計算を基準として継続されてきた。

肺不均質に対する補正の必要性についてはこれまでも議論がなされている。近年、より正確な計算アルゴリズムの開発と進歩、および、これが商用の治療計画システム上で利用可能となったことにより、不均質の存在を考慮したより精度の高い線量計算への移行が進んでいる。しかし、この移行に当たり、幾つかの重要な留意点がある。これを考慮しない場合、従来の臨床成績を低下させる可能性がある。本書はその際の留意事項および移行後の治療計画プロセスの注意事項にスポットを当てたガイドラインである。

不均質の影響を考慮することにより、今後、治療データのより明確な解釈が可能となることが期待されるが、大規模な臨床試験プロトコールはまだ完結していない。いくつかの研究によって、不均質補正をおこなったときのアイソセンタ線量が、補正を行わないで算出されたものより、同一 MU 値において過大となることが示されている。また、不均質補正を考慮した治療計画を行う場合においても、従来の水均質媒質に対する治療計画によって得られた線量効果データを利用しているということは留意すべきことである。

本書の構成を下記に記す。2章「X線線量計算アルゴリズム」では、American Association of Physicists in Medicine (AAPM) の Report 85 (TG-65) “TISSUE INHOMOGENEITY CORRECTIONS FOR MEGAVOLTAGE PHOTON BEAMS” をベースとして、不均質アルゴリズムの概説をしている。3章「コミッショニング」では、不均質補正のQAとしてのコミッショニング手法を積層ファントムによる実測として提案している。また、後半では、不均質補正を適用する移行期において必要となるプロセスや、その参考となる過去症例のレトロスペクティブな解析結果も含めている。4章「治療計画における注意事項」では、不均質補正に特化して計画時に留意しなくてはならないこと、ピットフォール等を詳述している。5章「勧告のまとめ」では、タイトルの通り、各章の勧告を簡潔に抜粋して箇条書きにし、本ガイドラインの総まとめとした。

第2章 X線線量計算アルゴリズム

2.1 線量計算に関する放射線物理学

この章では、後述する不均質物質の計算の基礎・応用、そして、使用上の制約について述べる。光子が物質中でエネルギーを伝播する過程は2つのステップに分けられる。

- (1) 光子が物質中で運動エネルギーを荷電粒子に付与する (⇒光子の相互作用)。
- (2) エネルギーを与えられた荷電粒子は、そのエネルギーを飛跡に沿って電離や励起を起こす (⇒荷電粒子の相互作用)。

荷電粒子平衡 (Charged Particle Equilibrium : CPE) が確立していれば、ターマ (Total Energy Released per unit Mass : TERMA)¹⁾と線量には、光子の相互作用のみ考慮され、比例関係が成立する²⁾が、異なる物質の境界面やビームエッジなどで、散乱光子などの影響を考慮すると、このターマと線量の関係が成立しなくなり、2つのステップを明確に区別する必要がある。

2.1.1 光子の相互作用 : TERMA ステップ

組織内の光子の最初の相互作用は、単位距離あたり光子が相互作用する確率を示す線減弱係数 μ で決まる。エネルギーフルエンスが与えられれば、単位質量あたり放出される全エネルギーであるターマはエネルギーフルエンス (Ψ) と全質量減弱係数 (μ/ρ) の積で算出される。

$$\text{TERMA} = \Psi \left[\text{MeV cm}^2 \right] \times (\mu/\rho) \left[\text{g}^{-1} \text{cm}^2 \right] = \Psi \cdot \mu/\rho \left[\text{MeV g}^{-1} \right] \quad (2.1-1)$$

非荷電粒子 (光子) による単位質量あたりの荷電粒子 (電子) への運動エネルギー転移は、カーマ (Kinetic Energy Released to charged particles only per unit Mass : KERMA) K と呼ばれ、運動エネルギーを得た荷電粒子は衝突損失 (衝突カーマ : K_C) と放射損失 (放射カーマ : K_R) によってそのエネルギーを失う。

表2-1 ターマ、カーマ、衝突カーマと各種係数の関係。

SI 単位	m^{-1}	m^2/kg	Gy
減弱	μ	μ/ρ	ターマ
転移	μ_{tr}	μ_{tr}/ρ	カーマ
吸収	μ_{en}	μ_{en}/ρ	衝突カーマ

これらの量（ターマ、カーマ、衝突カーマ）は、質量減弱係数（ μ/ρ ）、質量エネルギー転移係数（ μ_{tr}/ρ ）、質量エネルギー吸収係数（ μ_{en}/ρ ）によってエネルギーフルエンスと関係づけられる（表2-1）。

放射線治療で用いられるエネルギー領域における光子の相互作用は、組織中の原子との反応である光電効果、コンプトン散乱、電子対生成という3つの競合する相互作用による。この3つの相互作用を模式的に表したのが図2-1である。

(a) 光電効果：入射光子のエネルギー $h\nu$ が原子に吸収され、内殻の軌道電子が運動エネルギー $E_e = h\nu - I$ として飛び出して来る。 I はその電子の電離エネルギーである。

(b) コンプトン散乱：入射光子のエネルギー $h\nu$ が原子中の電子の束縛エネルギーよりも遥かに大きいとき、光子と電子の衝突は、エネルギー・運動量の保存則により、光子を吸収できず、実質的には束縛の緩やかな自由電子による光子の散乱が起こる。

(c) 電子対生成：光子のエネルギーが $h\nu \geq 2mc^2 = 1.02 \text{ MeV}$ (m ：電子の静止質量) になると物質中の電磁波との相互作用により光子が消失して1対の電子と陽電子が放出される。

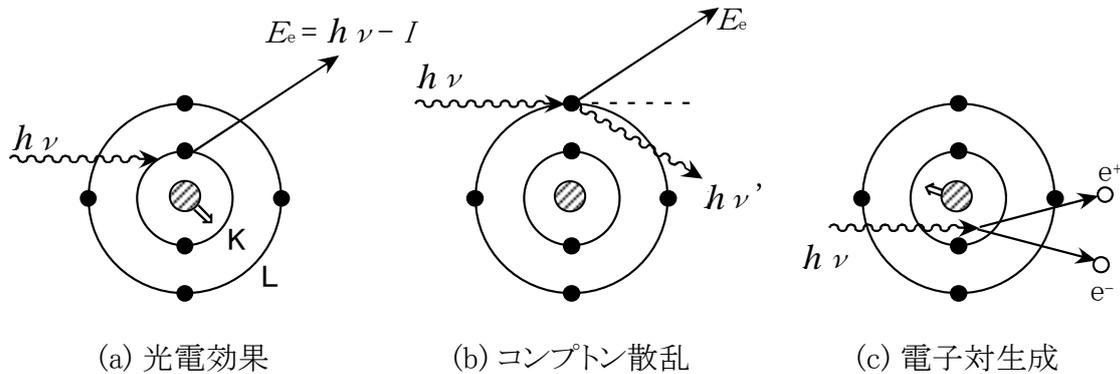


図2-1 主要な相互作用。2重矢印は核（斜線）の反跳を示す。

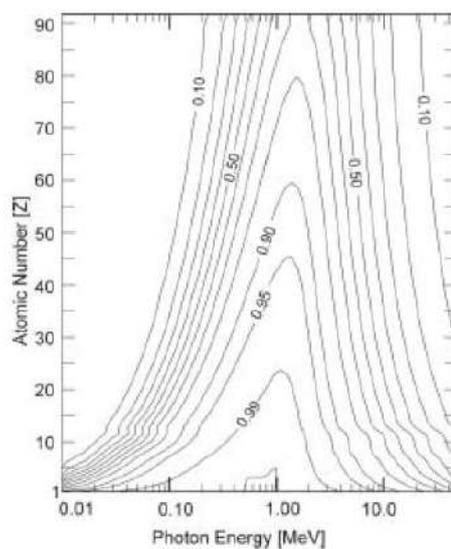


図2-2 光子エネルギーおよび物質の原子番号に対してコンプトン効果が占める割合。

水に近い組織 (Z=7.5) では、エネルギーが 0.05 MeV~10 MeV の間においてコンプトン散乱が支配的 (80%超) であるのに対し、骨 (Z=13) のような高原子番号の物質では、コンプトン散乱の支配するエネルギー範囲が狭くなる (0.08 MeV~7 MeV)。また、低エネルギー (数 10 keV) では光電効果の影響により、水よりも骨に対する線量が高くなる。10 MV~25 MV の X 線でも電子対生成が生じやすいため、同様に骨への線量が高くなる。患者に埋め込まれた金属製の人工物 (義歯、ステント、人工骨頭など) のような高原子番号物質についても同様に考えることができる。しかし、この場合には物質との相互作用により動き出す電子が加わるので、注目するのはこのような物質の近傍の組織となる。エネルギーと原子番号の異なる物質との関係によるコンプトン効果の支配率を図 2-2 に示す。

2.1.2 荷電粒子の相互作用 : DOSE ステップ

光子の相互作用により反跳した荷電粒子 (電子) は、ある初期エネルギーと方向をもって飛び出し、多重クーロン衝突により減速する。その過程で、飛跡にそって局所的にエネルギーが落とされ、組織へ付与される。局所的に落とされた荷電粒子エネルギーは、質量衝突阻止能と関係させて、次式のように示される。

$$\frac{S_{\infty 1}}{\rho} = \frac{d\bar{E}}{\rho dl} \quad \left[\frac{\text{MeV} \cdot \text{cm}^2}{\text{g}} \right] \quad (2.1-2)$$

ここで、 $d\bar{E}$ は密度 ρ の物質中で荷電粒子が距離 dl を通過する間に失う平均エネルギーである。

実際には、この平均エネルギーを中心に統計的ゆらぎがあり^{3),4)}、その結果、飛程もばらつきを生じる。しかし、この統計的ゆらぎを考慮しない「連続減速近似 : Continuous Slowing Down Approximation (CSDA)」を用いれば、エネルギーがゼロになる距離としてその物質中での飛程を一意に決めることができる。この CSDA 飛程は以下のように示される。

$$R_{\text{CSDA}} = \int_0^{E_m} \left(\frac{d\bar{E}}{\rho dl} \right)^{-1} dE \quad \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^2} \right] \quad (2.1-3)$$

ただし、電子のエネルギー損失は厳密には連続的ではないため、CSDA 飛程はやや過大評価となる。

上記減速に加え、電子は多重散乱により方向の変化を生み、線量分布が変化する。光子により反跳した二次電子のエネルギーはその光子よりも低く、飛程も短いため、より簡単に取り扱うことができる。

2.1.3 荷電粒子平衡（二次電子平衡）

線量評価上注目する微小領域に入射する荷電粒子と出射する荷電粒子の間で平衡状態が存在するとき、荷電粒子平衡が発生する。このとき、個々の電子の微小領域内の飛程を結合すると電子が有する全飛程となる。このような状況では、飛跡全体のエネルギーがあたかも“点”に付与されたものとなる。

完全な荷電粒子平衡（CPE）が成立するためには、関心（サンプリング）体積近傍において光子フルエンスが十分に均一であり、荷電粒子が一定のエネルギースペクトルと角度分布で放出されることが必要である。つまり、電子のCSDA飛程と比較して十分小さな関心領域を想定することが条件である（Bragg-Grayの空洞理論）。したがって、完全な荷電粒子平衡（CPE）状態において、1次線による吸収線量は、衝突カーマ K_C に等しくなる（表2-2）。しかし、完全な荷電粒子平衡の成立は、光子ビームの拡散や光子の減弱により厳密には不可能である⁵⁾。

一方、過渡荷電粒子平衡（Transient Charged Particle Equilibrium: TCPE）は、均一な吸収体の中心軸上で、荷電粒子の最大飛程よりも深く、照射野の幅の半分が荷電粒子の横方向の広がりよりも大きければ（すなわち、側方平衡が満たされれば）成立する。この場合、光子ビームの減弱の影響により、吸収線量と K_C は同値ではなく、比例関係が成立している（表2-2）。つまり、エネルギーの高い二次電子は、その発生場所と異なる場所でエネルギーの大部分を失うので、この補正項が必要である⁵⁾。

CPEやTCPEのように荷電粒子平衡の下では、飛跡全体のエネルギーが“点”に付与されたものと考えため、電子の詳細な飛跡を必要とせず、線量計算は非常に簡単になる。不均質補正の方法においてもその多くはCPEやTCPEを想定し、複雑な荷電粒子輸送を扱うことを避けている。次の節では、簡便のため、三次元的な現象であるCPEをビーム軸に沿った縦方向と垂直な側方向とに分けて述べる。

表2-2 CPE成立に関するパラメータ。

光子線エネルギー [MeV]	電子の最大飛程に等しい媒質厚における光子の減弱 [%]	エネルギーを付与する平均距離 x [cm]	1次線吸収線量／衝突カーマ
0.1	0	0.000853	1.000146
1	1	0.0768	1.00545
10	7	1.60	1.0365
30	15	4.53	1.082

2.1.3.1 深さ方向の過渡荷電粒子平衡

光子を照射した場合、均一な物質中で最大線量深を越えた深さでの K_C と1次線による吸収線量の関係を次に示す^{6,7)}。

$$D_p(x) = e^{\bar{\mu}x} K_C(x) \approx (1 + \bar{\mu}x) \cdot K_C(x) \quad (2.1-4)$$

ここ $D_p(x)$ では1次線による吸収線量、 $K_C(x)$ は深さ x での衝突カーマである。表2-2にはその代表的な値を示しており、水中において単一エネルギーの1次光子では、衝突カーマと1次線による吸収線量が一定の比例関係となる⁸⁾。

1次線による吸収線量だけを考慮して、混入放射線を見捨て、照射野を側方向CPEが十分に成立する大きさとみなした場合、深部線量曲線は電子エネルギーの広がりや衝突カーマ K_C の畳み込み積分から得ることができる⁹⁾。

$$D_p(x) = N \int_0^x K_C e^{-\mu x'} \beta e^{-\beta(x-x')} dx' \quad (2.1-5)$$

ここで D_p は深さ x の1次線による吸収線量、 N は線量規格化係数、 K_C は入射衝突カーマである。 $\beta(=1/\bar{x})$ は比例係数[cm^{-1}]であり、これは上流の点 x' から相互作用の結果放出された“関係する”電子が下流で付与する深さ方向のエネルギーを示し、光子相互作用点から遠ざかる電子の拡散により線量が指数関数的に急激に低下すると仮定する。通常状態では、1次線による吸収線量が最大値に達するので、最大値となる深さでは

$$\frac{dD_p}{dx} = 0 \quad (2.1-6)$$

となる。したがって、次式より d_{\max} の値を算出することができる。

$$d_{\max} = \frac{1}{(\beta - \mu)} \ln(\beta/\mu) \quad (2.1-7)$$

中心軸上で $x \gg d_{\max}$ となる深さではTCPEが成立し²⁾、 $\beta \gg \mu$ であると考えられるので、(2.1-5)式は以下のように変形できる。

$$D_p(x) = \frac{NK_C\beta}{(\beta - \mu)} (e^{-\mu x} - e^{-\beta x}) \quad (2.1-8)$$

これらの式は、畳み込み計算や平衡という理想的な条件である。しかし、実際の放射線治療照射では、距離の逆二乗効果に加えて、患者入射時の混入放射線の寄与、患者体内での光子の散乱、側方向の非平衡なども考慮しなければならない。

2.1.3.2 側方向の過渡荷電粒子平衡

TCPEは荷電粒子の最大投影飛程 R_{\max} を越えた深さで成立する。ただし、照射野が全側方向で電子平衡の成立に十分な大きさであることが条件である^{10,11)}。図2-3aは18MV

の X 線について、深さと照射野による吸収線量と衝突カーマの変化を示したものである。これらの計算は深さ方向と側方向の両平衡状態 (図 2-3 b) が三次元的にどのように TCPE に達していくかを示したものである。表 2-3 には均一な水中で TCPE 成立に必要な深さ d_{\max} と照射野サイズをエネルギーの異なった 3 種類の X 線に対して示す。図 2-3 a, b より、水中の深さが d_{\max} 以上で照射野サイズが直径 4 cm 以上という両条件を満たす場合に TCPE に達する。これより、実験的な概算ではあるが、側方向の電子飛程は進行方向の飛程の約 1/3 であることがわかる。

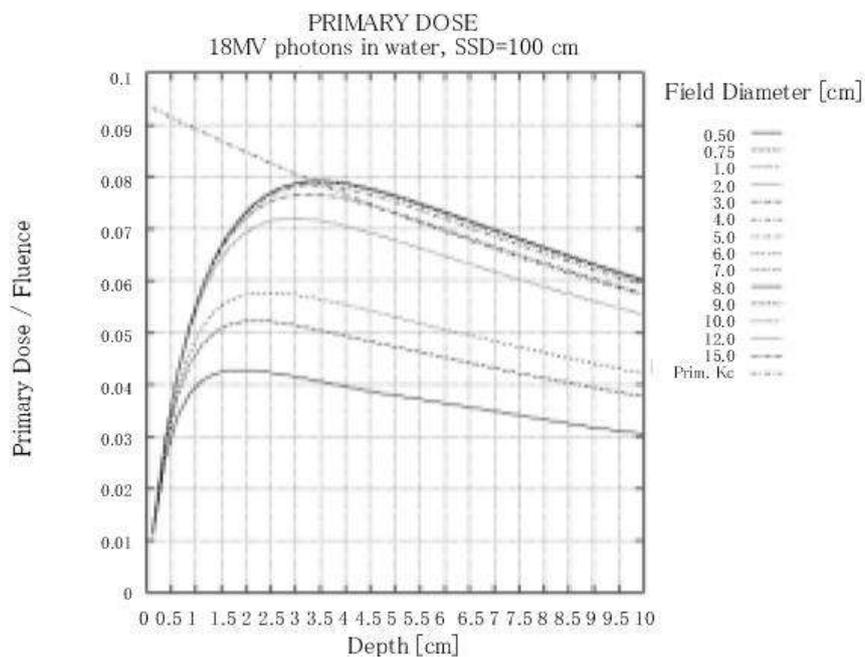


図 2-3 (a) 18 MV X 線におけるフルエンスあたりの 1 次線の深部吸収線量。照射野サイズを 0.5 cm から 15 cm まで変化させた。1 次衝突カーマも図示した理由は、衝突カーマと吸収線量の比例関係の成立には三次元的な CPE あるいは TCPE 状態が不可欠であることを説明するためである。

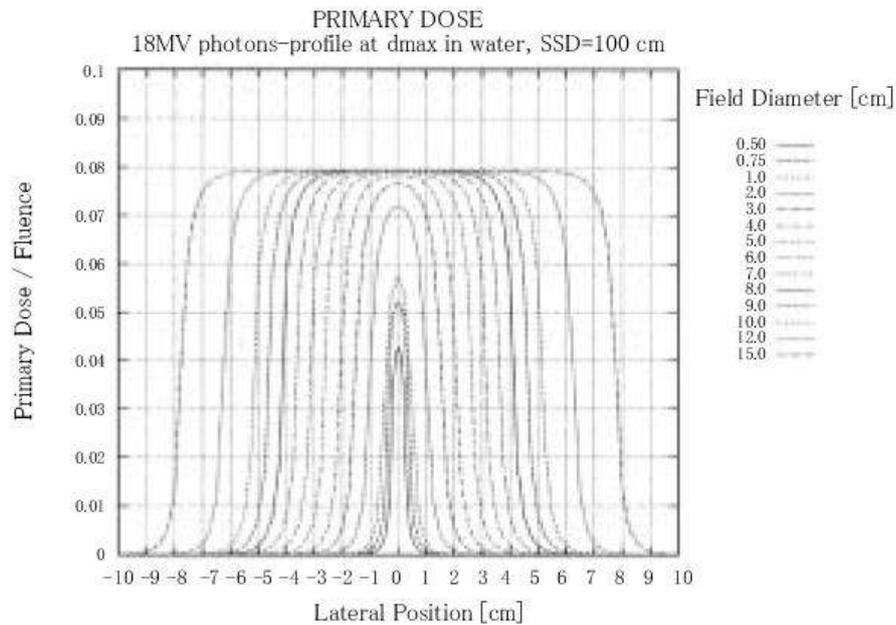


図 2-3 (b) 18 MV X線における深さ d_{\max} でのフルエンスあたりの1次線量の横方向プロファイル。照射野サイズを直径 0.5 cm から 15 cm まで変化させた。

ここで、照射野サイズが荷電粒子の R_{\max} より小さい場合を図 2-4 に示した¹²⁾。この図は、10 MV の単一エネルギーをもつ X 線によって水深 8 cm で生じた電子のエネルギースペクトルである。照射野中心に達する荷電粒子のエネルギー分布は、側方荷電粒子平衡が成立する照射野の場合に比べて、低エネルギー成分の割合が小さくなる。このように、側方電子平衡が成立しない照射野サイズでは、荷電粒子の高エネルギー成分の割合が高くなる。また、照射野サイズ $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ と $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の水/空気の平均制限衝突阻止能比を算出した結果を表 2-4 に示すが、照射野サイズにより、水/空気の平均制限衝突阻止能比は 1% 程度変動する。

表 2-3 均一な水中で TCPE が成立する最小平衡深 (d_{\max}) と照射野サイズ半径。

X線エネルギー	水	
	最小平衡深 (d_{\max})	照射野サイズ半径
100 keV	0.15 mm	0 mm
1 MeV	4.5 mm	1.5 mm
10 MeV	5 cm	2 cm

(M.Tubiana, J Dutreix, and P. Jockey, “Bases Physiques de la radiotherapie et de la radiobiologie”, Editions Masson (1963) with permission from Editions Masson. より引用)

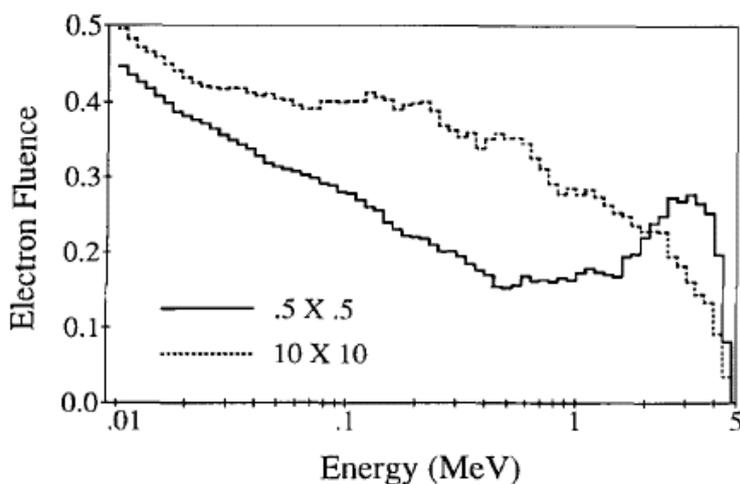


図2-4 モンテカルロシミュレーションにより計算された水深8 cmの位置の0.5x0.5 cm²と10x10 cm²の電子エネルギースペクトル（10 MeVの単一エネルギーをもつX線によって生じたもの）。（Andrew Wu, R. D. Zwicker, A. M. Kalend, and Z. Zeng: Comment on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery: Med. Phys. 20: 777-779, 1993 より引用）

光子のエネルギースペクトルおよび平均エネルギーが照射野サイズによって変化する¹³⁾ことから、荷電粒子平衡が成立しない場合には注意が必要である。

(1) 照射野が小さいほど、光子エネルギースペクトルの低エネルギー成分が少なくなる。これは低エネルギー光子の散乱角が大きいため、小照射野ほど照射野外へ放出される確率が高くなるためであり、この現象によって小照射野ほど光子の平均エネルギーが高くなる。

(2) 深部になるほど、光子エネルギースペクトルの低エネルギー成分の減少が大きくなる。このようなビームハードニング効果の影響で、深部ほど光子の平均エネルギーが高くなる。

(3) エネルギーが高いほど照射野および深さによる光子の平均エネルギーの変化は大きくなる。

表 2-4 照射野サイズ $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ と $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の水/空気の平均制限衝突阻止能比。

第 4 欄の $[(\bar{L}/\rho)_{\text{wa}}]_n$ は $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ 、 $[(\bar{L}/\rho)_{\text{wa}}]_b$ は $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の水/空気の平均制限衝突阻止能比を示す。

X線エネルギー [MeV]	水/空気の平均制限衝突阻止能比		$\frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{wa}}]_n}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{wa}}]_b}$
	$(\bar{L}/\rho)_{\text{wa}}$		
	$10 \times 10 \text{ cm}^2$	$0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$	
6	1.125	1.122	0.997
10	1.108	1.098	0.991
15	1.105	1.094	0.990

(Andrew Wu, R. D. Zwicker, A. M. Kalend, and Z. Zeng: Comment on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery: Med. Phys. 20: 777-779, 1993 より引用)

2.1.4 組織の密度と原子番号の影響

2.1.4.1 密度スケールリング

ある物質に対して、ビームが通過する厚さに密度を乗じて、水の等価厚に相当する実効長を算出する手法を密度スケールリングといい、不均質媒質中の線量計算を行う上で重要である。

MV の治療ビームでは、物質との相互作用のほとんどはコンプトン散乱であるので、密度スケールリングには、質量密度ではなく、不均質媒質の水に対する相対電子密度を用いる。すなわち、この相対電子密度は水の電子密度 ($6.02 \times 10^{23} \times (2+8)/18 = 3.34 \times 10^{23} \text{ e}^-/\text{cm}^3$) で規格化され、水に近い組織では X 線 CT を利用することで容易に測定可能である^{14,15,16}。ただし、骨のように部位により原子番号が特定しにくい場合には推定されるだけであることに注意が必要である¹⁷。

治療計画で使用される線量データは主に水に基づくものであるが、光子と二次電子の輸送に関する Fano と O'Connor の定理を導入することにより、密度スケールリングを使って、不均質媒質に対しても水データを基に線量計算が行えるようになる。

Fano の定理¹⁸では、原子組成は一定だが様々な密度を持つ媒質に一樣な光子フルエンスが照射されたとき (CPE 状態)、光子によって放出される荷電粒子 (二次電子) のフルエンスは一定であり、密度変化による影響を受けないことが述べられている。なお、Fano の定理を外部放射線の照射ビームに適用するため¹⁹には

- (1) 1 次光子の減弱
- (2) 阻止能密度効果
- (3) 2 次 (散乱) 光子の放出

が評価線量点付近の平衡層で無視できることを仮定しなければならない。

荷電粒子平衡状態が成立している1媒質に適用されるFanoの定理とは異なり、O'Connerの定理²⁰⁾は2媒質間に適用される。等しい原子組成で密度が異なる2つの媒質について、照射野を含む全ての幾何学的な距離が密度比に反比例して縮尺（スケーリング）されるとき、1次光子フルエンスに対する二次電子フルエンスの比は2つの媒質間で一定となる。これは、2媒質の対応する点の線量が等しいことを意味する。

これら2つの定理は密度変化の問題を考える上で有用ではあるが、定理の示す適用条件を越えて用いてはならない。例えば、これらの定理は、（例えば骨、人工器官のように）密度と原子組成が同時に変化する組織には適用はできない。また、これら2つの定理は、相互作用の確率が媒質間の密度変化に依存しないという共通の仮定にもとづいている。この共通する仮定と2つの定理の関係は、Björngård²¹⁾によって分析され、普遍的な枠組み内で数学的に統一されている。

高エネルギー、小照射野、低密度のような場合、単に光子のフルエンスまたはその減弱だけに基づく不均質補正では不十分であり、二次電子に関する補正も必要となる。一方で、単に光子フルエンスの補正のみに基づいたシンプルな計算は低エネルギー光子においては極めて正確であるが、不均質な吸収体の三次元照射では、どの組織領域が非平衡状態に成り易いかを予測することは容易ではないため、補正には注意が必要である。

これまで、光子フルエンスおよび吸収線量の中心軸上の値に対する密度の影響を述べてきたが、照射野端で側方電子平衡が成立しない状況では、組織中の半影部に対して密度の影響がある²²⁾。モンテカルロ計算は、1次線による半影幅が組織密度に反比例することを示し、一方で、散乱線による半影部には密度は逆の影響を及ぼすことを示した。これは密度の低下で散乱線による吸収線量が減少するためである。従って、半影幅は密度に反比例するが、全吸収線量は密度に反比例しない²³⁾。計画標的体積の範囲を保証することを目的とする三次元原体照射法では、この半影の縮小効果は慎重に考慮されなければならない²⁴⁾。また、複数の重なり合う照射野においてもこの効果を考慮する必要がある。

2.1.4.2 原子番号の影響

高原子番号の不均質物質の存在下での線量分布パターンは、下記の通り多数の複雑な効果が混在する：

- (a) 高原子番号での光子による相互作用は、コンプトン散乱の割合を低下させる可能性がある。また、電子対生成はそれらの飛程と同様に二次荷電粒子のスペクトル分布に影響を及ぼす。
- (b) 質量減弱係数は原子番号に依存する（表2-5）。それゆえ、光子フルエンスやターマの指数関数的減弱は非常に強調される。

表 2-5 原子番号に対する質量減弱係数の変化。

原子番号	低エネルギーX線の質量線減弱係数 [cm ² /g] (μ/ρ) _{1e}	高エネルギーX線の質量線減弱係数 [cm ² /g] (μ/ρ) _{he}	[cm ² /g] (μ/ρ) _{1e} - (μ/ρ) _{he}
1 to 10	3.5 (for Z=1) から 1.9 (for Z=10) へ Z の 増加と共に低下	2.7 (for Z=1) から 1.4 (for Z=10) へ Z の 増加と共に低下	0.8 (for Z=1) 0.5 (for Z=10)
11 to 60	0.9 (for Z=11) から 7.0 (for Z=60) へ Z の 増加と共に増加	0.4 (for Z=11) から 1.0 (for Z=60) へ Z の 増加と共に増加	0.5 (for Z=1) 6.0 (for Z=10)
61 to 92	7.1 (for Z=61) から 4.4 (for Z=92) へ Z の 増加と共に増加	0.1 (for Z=61) から 2.8 (for Z=92) へ Z の 増加と共に増加	7.0 (for Z=1) 1.6 (for Z=10)

(National Institute of Standards and Technology. NIST,
<http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm> より引用)

- (c) 質量エネルギー吸収係数(μ/ρ)は原子番号に依存するため、衝突カーマは吸収物質中で局所的に変化する。これは診断領域のX線線量測定でよく知られており、診断領域ではCPEの仮定のもとに、与えられた光子フルエンスについて骨の吸収線量を増大して算出する係数が用いられる。高エネルギーX線については、衝突カーマは同様に、局所的な吸収線量を推定するのに用いることができる。
- (d) 原子番号の増加に伴い、高エネルギーX線では軟組織と高原子番号物質間の接点において反跳電子による線量付与の影響が大きくなる。つまり、高原子番号物質からの後方散乱は、電子フルエンスと吸収線量に対する寄与が大きいため反跳電子の電子輸送を理解することは重要である。原子核と電子の多重散乱により、局所的にそれらの角度分布が変化させられる²⁵⁾。これは平衡状態を損ない“hot / cold spots”を生ずる場合がある^{26,27)}。

2.1.5 1次線および散乱線概念

一般的に全吸収線量は“1次成分”と“散乱成分”と称される2つの成分に分解される。近年のモンテカルロシミュレーションは“1次成分”と“散乱成分”をより正確な定義で分離することに努めてきた²⁸⁾。

患者（またはファントム）表面に入射する1次光子は、線源から直接入射した光子と照射ヘッドとの相互作用（コンプトン散乱、電子対生成）の結果生じた光子で構成される。ファントム中のある深さにおけるオープンビームの中心軸上での1次光子の線量は次に挙げたものに依存する。

- (i) 線源からの距離
- (ii) ヘッド散乱 (コリメータ、ブロック、ウエッジ等に依存する)
- (iii) 減弱 (深さとエネルギーによるファントム中の吸収と散乱)

特定の点の1次光子の線量寄与は、照射ヘッドによって決定され、照射野サイズには依存しない²⁹⁾。散乱光子による吸収線量の割合は、光子エネルギーと照射野、深さ(患者の厚さ)に依存する。

中心軸上の吸収線量は、1次線 $D_p(x)$ と散乱線 $D_s(x,r)$ に分けることができる：

$$D(x,r) = D_p(x) + D_s(x,r) \quad (2.1-9)$$

ここで、 r は照射野端までの放射状の距離である。図2-5に、中心軸上の吸収線量と1次線、散乱線による線量の関係を示す。このように、中心軸上の吸収線量は、1次線と散乱線の和として計算することができる。ただし、照射野サイズが約2 cm以下では、(i) 光子フルエンスの減少と (ii) 1次線量成分によって生成した電子フルエンスの減少が、中心線量を減少させる。それゆえ、小さな照射野サイズまで対応するように外挿して1次線量を決定する必要がある。この場合、モンテカルロ計算を用いることで、1次成分の定義がより明らかになり、標準化することが可能である^{30,31)}。1次光子による荷電粒子から付与される吸収線量は基本的に衝突カーマであり、散乱による吸収線量はコンプトン散乱光子、消滅光子と制動放射線を含む全ての2次放射線によるものである。"0×0"照射野を荷電粒子平衡下にあるペンシルビーム程度の大きさとする、このときの散乱成分は散乱光子のみによるとみなせる。(Woo²⁸⁾、図2-5参照)。

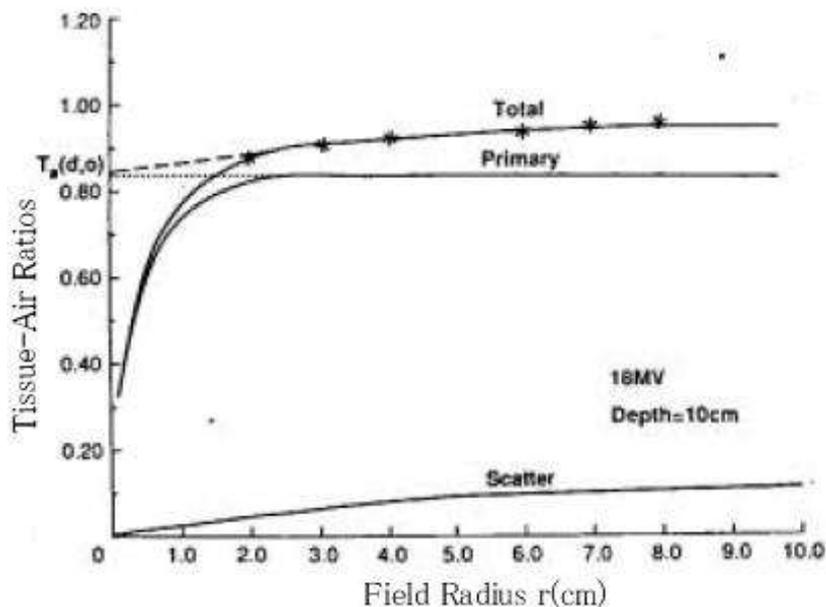


図2-5：照射野半径 r の関数として、水中深さ10 cmの18 MV光子の組織空中線量比。アスタリスクは測定値を表す。実線は照射野3 cmで測定された組織空中線量比で正規化したモンテカルロ計算の結果である。

2.2 線量計算アルゴリズムの概要

この節では、不均質媒質中の線量計算に対して研究開発されてきた主な線量計算アルゴリズムの概要について簡単に述べ、各アルゴリズムを詳しく述べる前の導入とする。組織の密度変化を考慮した線量計算法は、実測ベース線量計算法 (2.3) とモデルベース線量計算法 (2.4) (2.5) の大きく2つに分かれる。

実測ベース線量計算法では、まず、患者を水と等価な密度からなる均一な物質と仮定して相対線量分布を算出する。そして、不均質補正係数 *inhomogeneity correction factor (ICF)* は補正されていない分布に対して組織の密度変化を考慮するために適用され、次式で定義される。

$$ICF = \frac{\text{不均質媒質中の吸収線量}}{\text{均質媒質中の同一点の吸収線量}} \quad (2.2-1)$$

商用治療計画システムの中で、実測ベース線量計算法として、最も一般的に使用されている線量計算法の一つに TAR 比 (Ratio of tissue-air ratios : RTAR) 法 (2.3.1) がある。そして、Batho (1964 年)³²⁾と Young と Gaylord (1970 年)³³⁾によって提案された Batho べき乗 (Power law Batho) 法 (2.3.2) は、密度に依存してべき乗した TAR を用いることによって、ビーム軸上の不均質部に対して経験的に補正係数を算出する方法である。また、外輪郭以外の CT データを利用した治療計画装置における実用的な初めての線量計算法である等価 TAR (Equivalent tissue-air ratio : ETAR) 法^{34,35)} (2.3.3) は 1980 年代に広く使用されてきた。他に、現在使用可能な線量計算アルゴリズムとして、Clarkson によって提案された線量計算法³⁵⁾があるが、これは基本的には不整形照射野に対する線量計算法であって、不均質補正を行うものではない。

実測ベース線量計算法の多くが横方向の荷電粒子平衡が成立している「理想的」条件下での実測データからの補正法であるのに対し、モデルベース線量計算法は、光子の入射によるエネルギー輸送と散乱によるエネルギーの拡散を明示的にモデル化することにより、不均質媒質中の任意の点の線量を直接算出する方法である。

モデルベース線量計算法には、カーネルベース線量計算法とモンテカルロ法がある。カーネルベース線量計算法³⁷⁻⁴¹⁾では、媒質中の位置 r での線量 $D(r)$ を周辺のあらゆる反応点からの散乱線の寄与を重ね合わせたもので与える。つまり、1 次光子線が解放するエネルギー (ターマ) と吸収されるエネルギーの割合 (カーネル) の重ね合わせにより計算する。歴史的には、組織の密度変化に応じてターマのみを変化させ、カーネルは位置に独立で空間的に不変とし、計算時間の短縮を図った convolution 法 (2.4.1.1) が用いられてきたが、計算機が高速化した現在ではターマもカーネルも変化させる convolution/superposition 法が有用である。

convolution/superposition 法を実装する手段としては、カーネルを 1 次光子が反応を起こした点を頂点とする複数の円錐に分割し、各円錐が張る立体角方向へ解放されたエネルギーがその円錐の軸上の体積要素で吸収されるものとして近似する Collapsed cone convolution

(CCC) 法 (2.4.1.2)⁴⁰⁾や異方性的に散乱カーネルを変化させてモデリングする Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) 法 (2.4.1.3)^{42,43)}がある。

一方、モンテカルロ法 (2.4.2) は、放射線と物質との相互作用の発生する位置や散乱、吸収などの反応の種類、相互作用後の粒子の進行方向やエネルギーなどの確率的に発生する各種物理現象に対して乱数を用いて計算を行う手法である。この手法は計算時間の問題はあるが、徐々に臨床に用いられてきている。モンテカルロ法は convolution/superposition 法よりも線量計算精度が高く、今後期待される線量計算法である。

表2-6 線量計算アルゴリズムの比較。1次線や散乱線、電子輸送を各アルゴリズムが考慮しているか否かを示す。○：考慮済み、△1：実効長補正のみ、△2：水として考慮、×：考慮せず

線量計算アルゴリズム	一次線	散乱線	電子輸送
RTAR	△1	×	×
Power law Batho	△1	×	×
ETAR	○	△2	×
Convolution	○	△2	△2
CCC	○	○	○
AAA	○	○	○
モンテカルロ法	○	○	○

2.3 実測ベース線量計算法

2.3.1 TAR比法：Ratio of tissue-air ratios (RTAR) method

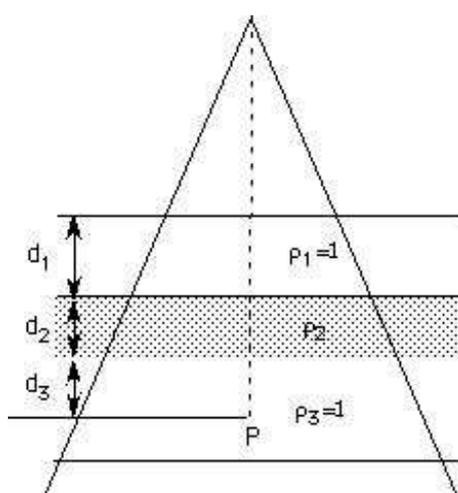


図2-6 点PにおけるRTAR法による不均質補正係数算出概略図。 d は物理的距離、 ρ は水に対する相対電子密度である。

RTAR法では点Pにおける不均質補正係数(ICF)は次式のように実効長 d' を計算することで与えられる。

$$ICF = \frac{TAR(d', r_d)}{TAR(d, r_d)} \quad (2.3-1)$$

$$d' = \sum_i d_i \cdot \rho_i \quad (2.3-2)$$

d' は実効長、 d は物理的な深さ、そして、 r_d は深さ d での照射野サイズである。図 2-6 は、計算点 P における RTAR 法による ICF 算出のための概略図である。この場合、実効長 d' は、式 (2.3-2) より $d' = d_1 \rho_1 + d_2 \rho_2 + d_3 \rho_3 = d_1 + d_2 \rho_2 + d_3$ となり、この値を用いて、式 (2.3-1) から ICF が算出される。

RTAR 法の大きな欠点は、不均質媒質に対する散乱線による線量付与の違いについて補正しないことである。すなわち、水の密度より低い場合でも、散乱線の影響は低密度物質としてではなく、水として考慮されるので、過大に補正が行われ、水の密度より大きい場合には、逆に過小に補正が行われる。

2.3.2 Batho べき乗法 : Power law Batho method

図 2-6 における Batho べき乗法^{32,33,34}による不均質補正係数は、

$$ICF = \frac{TAR(d_3, r_d)^{\rho_3 - \rho_2}}{TAR(d_2 + d_3, r_d)^{1 - \rho_2}} \quad (2.3-3)$$

で与えられる。また、Webb^ら⁴⁵⁻⁴⁷により改良され、CT組織密度を採用したものは、次式で与えられる：

$$ICF = \prod_{m=1}^{m=N} TAR(X_m)^{(\rho_m - \rho_{m-1})/\rho_0} (\mu_{en}/\rho)_N / (\mu_{en}/\rho)_W \quad (2.3-4)$$

ここで、各パラメータは以下の通りである。

N : 計算点より上の異なる密度の層の数

m : 層番号

X_m : 関心点から m 番目の層の表面までの距離

ρ_m, ρ_0 : m 層の電子密度と水の電子密度

$(\mu_{en}/\rho)_N$: N 層の物質の質量エネルギー吸収係数

$(\mu_{en}/\rho)_W$: 水の質量エネルギー吸収係数

式 (2.3-3) と式 (2.3-4) は、密度による不均質性の影響が TAR 値の合成によってモデル化されることを示す。べき法則で、式 (2.3-3) で示される深さ方向の乗法の関係は、積層ジオメトリを用いて理解するのが容易である。このモデルは不均質部付近で効果を示し、積層ジオメトリにおける 1 次および散乱光子フルエンスの変化の 1 次近似となる。

さらに、Bathoべき乗法の改良が行われ、組織最大線量比 (TMR) または組織ファントム線量比 (TPR) がTARの代わりに使用された。El-KhatibとBattista⁴⁸⁾やThomas⁴⁹⁾は⁶⁰Co- γ 線に対してTAR値の代わりにTMR値を使用したとき、肺の中で線量の精度の改善がほぼ5%であることを示した。

⁶⁰Co- γ 線より高いエネルギー、及び計算点がrebuild-up領域にある場合、べき乗法の補正係数は定義できない。そこで、TMRを計算する前にビルドアップ距離 z_m を全ての深さに加えることによるBathoべき乗法の修正版が提案された⁴⁹⁾。この方法では、 z_{\max} を越えた平衡状態にあるTMR曲線部分のTMR値のみを用いる。

Power law Bathoべき乗法は、RTAR法より良好なモデルであって、5 cm \times 5 cm \sim 10 cm \times 10 cm程度の照射野サイズに対して積層ジオメトリでは測定値と良く一致する⁴⁸⁾。しかし、RTARの検証結果と比較すると、Power law Bathoべき乗法は不均質層の密度が水より小さいとき十分補正されず、水より高い場合補正されすぎるといった結果となった。最近の研究⁵⁰⁾では深部線量における線量誤差に対して電子輸送を考慮することが必要であると指摘されており、Bathoべき乗法の精度を保つには側方荷電粒子平衡の成立が必要条件となる。

2.3.3 等価TAR法：Equivalent TAR (ETAR)

ETAR補正值^{34,35)}は2つのTARの比によって構成され、式 (2.3-5) を用いて計算される。

$$ICF = \frac{TAR(d', r')}{TAR(d, r)} \quad (2.3-5)$$

ここで、 d は深さ、 r はビーム半径、 d' はビーム軸上の j 番目の要素に対する相対電子密度 ρ_j を用いて式 (2.3-6) で計算される。

$$d' = \frac{d \cdot \sum_{j=1}^n \rho_j}{n} \quad (2.3-6)$$

また半径 r' は次式で得られ、

$$r' = r \cdot \tilde{\rho} \quad (2.3-7)$$

$\tilde{\rho}$ は、座標 (i, j, k) の相対電子密度 $\rho_{i, j, k}$ と計算点に到達する散乱線成分の寄与に比例する重み係数 W_{ijk} を用いて式 (2.3-8) から計算される。

$$\tilde{\rho} = \frac{\sum_i \sum_j \sum_k \rho_{ijk} W_{ijk}}{\sum_i \sum_j \sum_k W_{ijk}} \quad (2.3-8)$$

一般的に、 W_{ijk} はコンプトン散乱断面積を使って、照射野体積全体に対して積分して算出される。したがって、 W_{ijk} は計算点に到達する散乱線に対するボクセルの寄与に比例する。 W_{ijk} は、計算点とボクセルが近接し、計算点の前面にあれば大きくなり、遠く後方にあると小さくなる。このように、重み係数は照射条件、照射される物質、計算点の位置によって

決まる。そのため、全ての計算点で異なる重み係数が必要となり、計算時間が長くなる
ことが短所である。

また、ETAR法は、側方電子平衡が成立している均質媒質における計算では非常に良い一
致を示す。しかし、不均質媒質に対する計算では、例えば、上顎洞における計算では20~70%、
肺では10~20%の誤差を電子平衡の不成立のため生じるという報告がある⁵¹⁾。

2.3.4 不整形照射野に対する線量計算 (Clarkson 法)

不整形照射野に対する線量計算アルゴリズムは、Clarkson によって提唱された³⁶⁾。この
不整形照射野に対する線量計算法 (Clarkson 法) は、照射野サイズや形に依存する散乱成分
を、照射野サイズや形に依存しない1次線成分と分離して計算を行う。物質中で散乱した
線量を計算する目的で散乱空中線量比 scatter-air ratio (SAR) を用いる。ここで、SAR は、自
由空間中の任意点の散乱線量とファントム中の同じ点の散乱線量の比として定義される。
SAR の定義は、 $SAR(d,r) = TAR(d,r) - TAR(d,0)$ であり、散乱線量の比ではない。

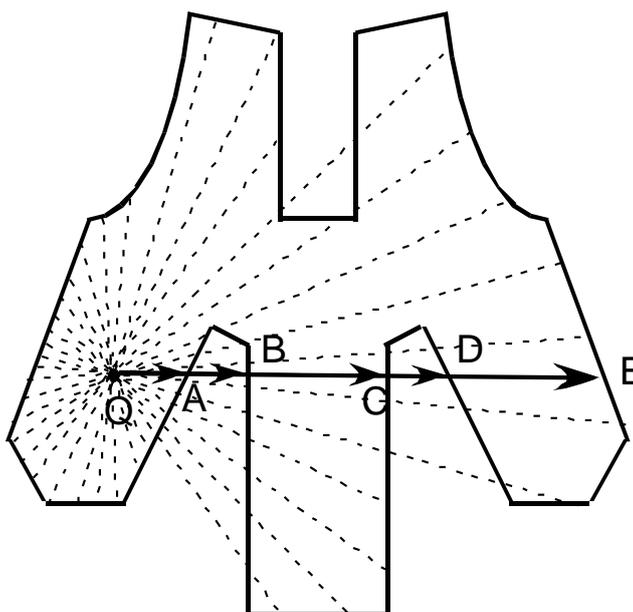


図2-7 ある深さにおけるビーム軸に垂直な面での不整形照射野。点 Q が計算点である。

図2-7のような不整形照射野に対して、点 Q における線量を計算することを考える。ま
ず、点 Q から半径を引き、照射野を一定角度のいくつかの扇形に分割する。ここで、それ
ぞれの扇形は各半径によって特徴づけられ、その半径を持つ円形照射野の一部と考える。
すなわち、ある扇形の角度が 10° なら散乱成分の寄与は $10^\circ/360^\circ = 1/36$ で、点 Q を中心
とした円形照射野の散乱成分の $1/36$ ということになる。このように扇形を円の一部分と考
えて散乱成分を計算する。ここで、各扇形に対する SAR 値は円形照射野の SAR 表を使って各々

計算し、それらを合計し、不整形照射野の平均 SAR を求める。遮蔽領域を通過する扇形に対しては、正味の SAR は遮蔽された部分の散乱寄与成分を差し引くことで求める。

例えば、図 2-7 における $SAR(\text{net})_{QE}$ を求めると、

$$SAR(\text{net})_{QE} = \{SAR_{QE} - SAR_{QD}\} + \{SAR_{QC} - SAR_{QB}\} + SAR_{QA} \quad (2.3-9)$$

となり、扇形の角度を $\Delta\theta$ とすると不整形照射野全体の SAR は

$$\overline{SAR}(d) = \frac{\Delta\theta}{2\pi} \sum_{i=1}^{2\pi/\Delta\theta} SAR(d, r_i) \quad (2.3-10)$$

となる。

ここで、計算した \overline{SAR} より \overline{TAR} は次式で求められる。

$$\overline{TAR} = TAR(0) + \overline{SAR} \quad (2.3-11)$$

$TAR(0)$ は照射野サイズがゼロの TAR である。すなわち

$$TAR(0) = e^{-\mu_0(d-d_{\max})} \quad (2.3-12)$$

μ_0 は 1 次線の線減弱係数、 d は点 Q の深さ、 d_{\max} は最大線量の深さである。

点 Q の PDD (%DD) は以下の式で求められる。

$$PDD(d, A_0) = 100 \times \frac{\overline{TAR}(d, A)}{SF(A_r)} \left(\frac{f + d_{\max}}{f + d} \right)^2 \quad (2.3-13)$$

このように、Clarkson 法は、散乱計算を均質として行う不整形照射野に対する線量計算アルゴリズムであり、不均質補正アルゴリズムではないので、臨床利用上注意が必要である。

2.4 モデルベース線量計算法

2.4.1 カーネルベース線量計算法

2.4.1.1 convolution 法

この手法では、光子相互作用点 r' において 1 次光子線が解放するエネルギー (ターマ) を $T(r')$ 、そのうち位置 r において吸収されるエネルギーの割合 (カーネル) を $K(r, r')$ とすると、 r における吸収線量は

$$D(r) = \int T(r')K(r, r')d^3r'. \quad (2.4-1)$$

と表現され、ターマとカーネルの重ね合わせによって計算される(図 2-8 参照)。

X 線の入射面 (ターゲット表面) r_0 におけるエネルギーフルエンスを $\Psi/(r_0)$ とし、 r_0 から r に至る経路を距離 Δr の区間に等分割したときの r_0 から i 番目の地点を r_i とおくと、 r におけるエネルギーフルエンスは

$$\Psi(\mathbf{r}) = \Psi(\mathbf{r}_0) \prod_i \exp[-\mu(\mathbf{r}_i)\Delta r] \xrightarrow{\Delta r \rightarrow 0} \Psi(\mathbf{r}_0) \exp\left[-\int_{r_0}^r \mu(l)dl\right] \quad (2.4-2)$$

のように求められる。従って、位置 r におけるターマは

$$T(r) = \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 \frac{\mu(r)}{\rho(r)} \psi(r_0) \exp\left[-\int_{r_0}^r \mu(l)dl\right] \quad (2.4-3)$$

となる。ここで、 $\mu(\mathbf{r})$ と $\rho(\mathbf{r})$ はそれぞれ位置 \mathbf{r} における密度と線減弱係数である。 $(r_0/r)^2$ は点状線源からビームが拡散しつつ入射することに対する補正である。線減弱係数 $\mu(\mathbf{r})$ は入射 X 線のエネルギーに依存するため、加速器からの多色 X 線のターマを計算するには、単色 X 線の生成するターマを求めた上でそれらを入射面でのフルエンスで重み付けして足し合わせる。すなわち、入射面における X 線のエネルギースペクトルを N 個の区間に分け、 i 番目のエネルギー区間のフルエンスを ϕ_i 、その区間の X 線が生成するターマを $T_i(\mathbf{r})$ とおくと

$$T(r) = \sum_{i=1}^N w_i T_i(r) \quad (2.4-4)$$

となる。ここで

$$w_i = \frac{\phi_i}{\sum_{i=1}^N \phi_i} \quad (2.4-5)$$

である。一方、カーネルは一般に解析関数による近似あるいはモンテカルロ法によって求められる⁵²⁾。

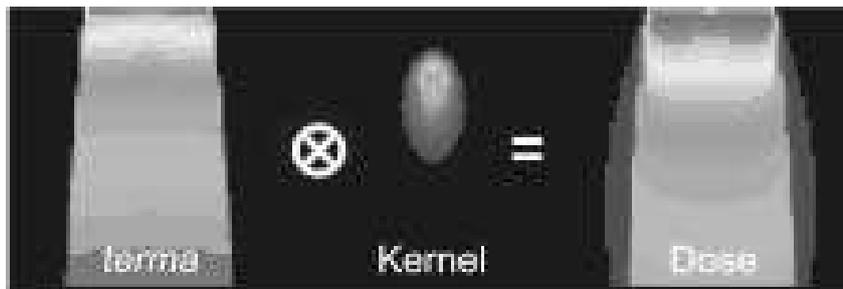


図 2-8 線量計算の convolution 法の概略図。

(Tissue inhomogeneity corrections for mevgavoltage photon beams. AAPM Report No. 85 pp28

Figure 10, 2004 より引用)

組織の密度変化に対しては、カーネルは相互作用点の位置によらず、相互作用点と吸収点との相対位置にのみ依存する（空間的に不変である、図 2-9 右参照）として計算する。この場合、式(2.4-1)は、

$$D(r) = \int T(r') K(r-r') d^3r' \quad (2.4-6)$$

となり、ターマとカーネルの畳み込み積分 (convolution) に帰着する。また、フーリエ変換 F と逆変換 F^{-1} を用いると、式(2.4-6)の畳み込み積分はターマとカーネルの積算に変換することができ (式(2.4-7)、FFT (高速フーリエ変換) アルゴリズムを用いた高速な計算が可能である。これを FFT convolution 法^{41,53)} と呼ぶ。

$$D(r) = F^{-1}[F\{T\}F\{K\}]. \quad (2.4-7)$$

このように convolution 法は光子によるエネルギー輸送とエネルギー吸収過程のうち前者の密度依存性のみを補正する計算法である。1次光子によって与えられたエネルギーの大部分が局所的に吸収されるため、convolution 法は多くの場合について許容できる計算精度を示すが、密度変化の大きい箇所では誤差が大きくなる。より精度の高い計算方法としては、図2-9左に示すように、カーネルを密度に応じて変形させる convolution/superposition 法がある。その計算手法である Collapsed Cone Convolution 法、Anisotropic Analytical Algorithm 法について次に述べる。

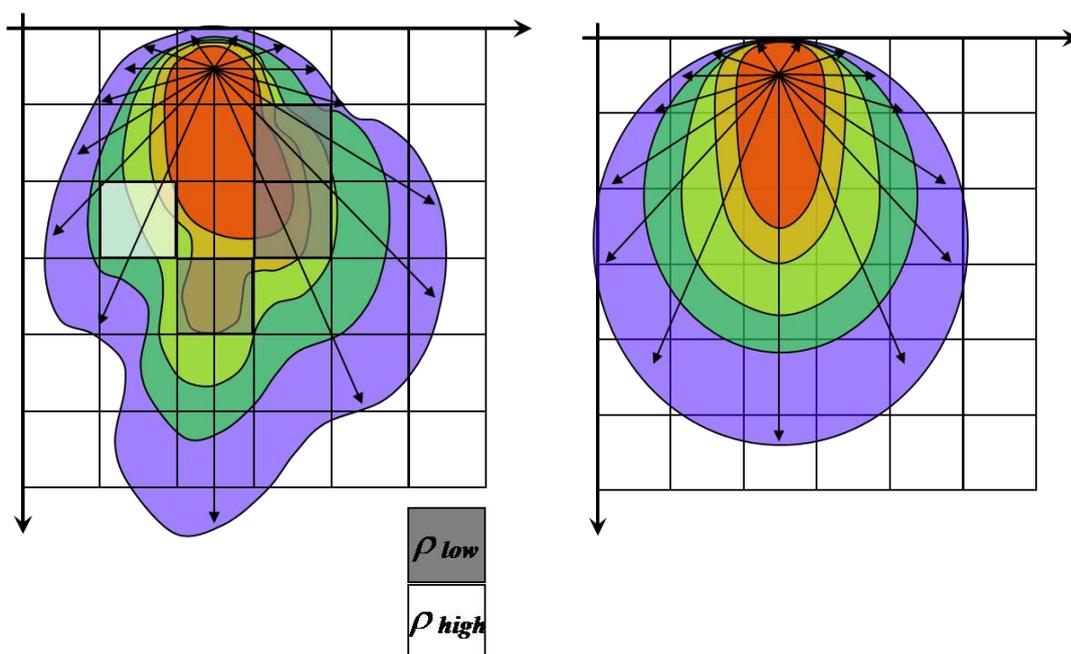


図2-9 相互作用点周囲の媒質の密度変化により変形するカーネル (左)。空間的に不変なカーネル (右)。

2.4.1.2 Collapsed Cone Convolution 法

Ahnesjö⁴⁰⁾によって考案された Collapsed cone convolution 法は、カーネルを (1次) 光子が相互作用を起こした点を頂点とする複数の円錐に分割し、各円錐が張る立体角方向へ放出されたエネルギーがその円錐の軸上の体積要素で吸収されるものとして近似する計算法である。

Collapsed cone 法は非単色(polyenergetic)カーネルを、O'Connor の密度スケール法に基

づく相互作用点からの実効長を r 、散乱角を θ として

$$h(r, \theta) = \frac{A_\theta e^{-a_\theta r} + B_\theta e^{-b_\theta r}}{r^2}. \quad (2.4-8)$$

で記述する。第一項、第二項はそれぞれ1次散乱線（電子）、2次散乱線（光子）により与えられる線量に対応し、それぞれが有効経路長に対して指数関数的に減弱し、距離の逆二乗で拡散することを示す。 A_θ 、 B_θ 、 a_θ 、 b_θ はフィッティングによって決定される位置に依存しないパラメータである。

円錐 Ω_i 方向の単位距離間に吸収されるエネルギーは

$$\iint_{\Omega_i} \frac{h_{\rho_0}(r, \Omega_i) r^2 d^2 \Omega}{\rho} = A_{\Omega_i} e^{-a_{\Omega_i}} + B_{\Omega_i} e^{-b_{\Omega_i}}. \quad (2.4-9)$$

となる。

ある体積要素から各円錐方向へ向かって放出されたエネルギーは円錐の軸に沿って伝播、減衰し、軸上の体積要素によって吸収されるものとして近似する（図2-10(a)）。相互作用点からの体積要素までの距離が遠くなるとこの近似の精度は低下する（図2-10(b)）が、1次散乱線が距離の逆二乗で拡散し、ほとんどのエネルギーが相互作用点の近傍で吸収されるために、この方法は良い近似となっている。

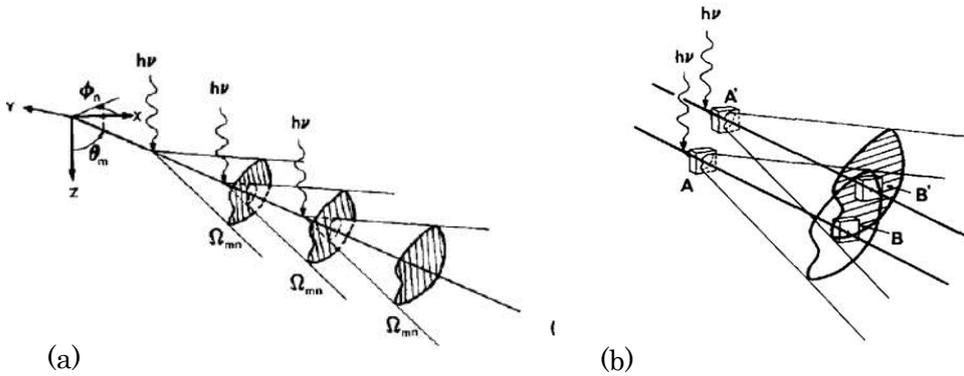


図2-10 参考文献40)より転載。(a) collapsed cone 近似では、角度 (θ_m, θ_n) 方向に立体角 Ω_{min} を持つ円錐中に放出されたエネルギーが円錐の軸に沿って直線的に伝播し、吸収されるものとする。(b) 相互作用点近くの voxel (A, A') では全てのエネルギーが吸収されるが、遠く離れた voxel (B, B') では互いに他方の voxel に吸収されるべきエネルギーが自身に吸収されるという誤差が生じる。

入射媒質中での深さが深くなるに従って、X線のエネルギー分布における高エネルギー成分の割合が高くなる（ビームハードニング）。ビームハードニングに伴ってターマに対する衝突カーマの比率が増えるため、カーネルは入射深さに従って変化するが、単色 X線に対して求められたカーネルから深さ毎のカーネルを導くのは計算時間がかかりすぎる。その

ため depth hardening correction factor $f(r)$ が導入された。エネルギー E の単色 X 線に対して求められたカーネルを K_E 、1 種類の非単色 (polyenergetic) X 線エネルギースペクトルを用いて求められたカーネルを K_{pol} とすると、 $f(r)$ は均質な媒質 (水) に対してエネルギー毎の積み込み積分の総和として計算された線量の、 K_{pol} を用いて計算された線量に対する比率として定義される。すなわち、

$$f(r) = \frac{\iint T_E(r') K_E(r-r') d^3 r' dE}{\int T(r') K_{\text{pol}}(r-r') d^3 r'}$$

(2.4-10)

である。ここで、 T_E は前述の単色 X 線に対するターマである。

一般の媒質における線量は K_{pol} と $f(r)$ を用いて次のように計算される。

$$D(r) = f(r) \int T(r') K_{\text{pol}}(r, r') d^3 r' \quad (2.4-11)$$

2.4.1.3 Anisotropic Analytical Algorithm (AAA 法)

Ulmer ら^{42,43)}によって考案された Anisotropic Analytical Algorithm (AAA 法)^{54,55)}は、光子用計算モデルをビームレット (単一光子ビーム) に平行な方向成分 (深さ方向成分) とビームレットに垂直な方向成分 (横方向成分) に分け、それぞれの成分の計算結果を乗算し、任意点において吸収されたエネルギーを計算する方法である (図 2-1 1 参照)。すなわち、1 本のビームレット β からの任意点 p におけるエネルギー損失は式(2.4-12)で表される。

$$E_{\beta}(p) = I_{\beta}(p_z) k_{\beta}(\theta, \lambda, p_z) \quad (2.4-12)$$

$I_{\beta}(p_z)$ は光子用計算モデルの深さ方向成分、 $k_{\beta}(\theta, \lambda, p_z)$ は光子用計算モデルの横方向成分である。

AAA 法における光子用計算モデルの深さ方向成分は式(2.4-13)で表され、 p_z 層におけるペンシルビームの総エネルギー損失を計算する。

$$I_{\beta}(p_z) = \left[\Phi_{\beta} \int \int h_{\beta}(x, y, p_z') dx dy \right] \cdot \rho_w(p) \quad (2.4-13)$$

Φ_{β} は光子フルエンス (例: 入射粒子数) であり、ビームレットの断面積において均一であると定義される。 h_{β} はエネルギースペクトルを有するペンシルビームカーネルであり、モンテカルロ法により前もって計算された様々な単一エネルギーのカーネルについて全て加算することによって構築される。 p_z' は入射表面から p_z 層にある計算点 p までを密度スケールリング法を用いて計算する実効長 (深さ) である。 $\rho_w(p)$ は式(2.4-14)で表される相対電子密度である。

$$\rho_w(p) \equiv \rho^{\text{el}}(p) / \rho_{\text{water}}^{\text{el}} \quad (2.4-14)$$

$\rho^{\text{el}}(p)$ は p 点における電子密度であり、 $\rho_{\text{water}}^{\text{el}}$ は水の電子密度である。

AAA 法における光子用計算モデルの横方向成分は式(2.4-15)で表され、深さ p_z 、ビームレ

ット中心軸までの距離 λ （半径）、任意角度 θ における扇状の領域にて損失されたエネルギーは6つの指数関数を合計することにより計算される。6つの指数関数は6種類の異なるエネルギーによる関数であり、横方向成分は16等分され、それらの方向に対して計算される。

$$k_{\beta}(\theta, \lambda, p_z) = \left[\sum_{i=1}^6 c_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i \frac{p_z'}{p_z} \lambda} \right] \cdot \rho_w(p) \quad (2.4-15)$$

c_i は式(2.4-15)の分析的なカーネル表現とモンテカルロ法を用いて求められたエネルギースペクトルを有するペンシルビームとの間で最適解を出すために求められた荷重係数である。 μ_i も同様に求められた線減弱係数であり、断面ごとに固定された値である。 λ は密度スケーリング法で求められる実効長（半径）である。

AAA法では混入電子についても考慮されており、最終的には光子用計算モデルと混入電子用計算モデルを加算することにより吸収されたエネルギーが計算される。

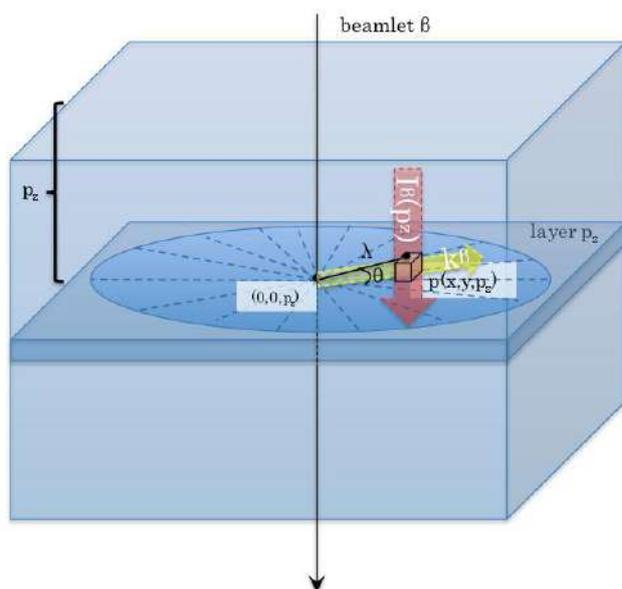


図2-11 AAA法における光子用計算モデル概念図。

2.4.2 モンテカルロ法

モンテカルロ法は、convolution/superposition法よりも精度の高い線量計算法であり、乱数サンプリング技術を利用して光子や電子などの粒子の物理過程をシミュレーションする方法である。すなわち、放射線と物質との相互作用により発生する位置や散乱、吸収などの相互作用の種類、相互作用後の粒子の進行方向やエネルギーなどが確率的に発生する各種物理現象に対して乱数を用いてシミュレーションを行う。

モンテカルロ法では、実際の測定結果をベースとして構築されており、散乱過程やエネルギー損失の原理に基づいて計算され、一つ一つの粒子の輸送をシミュレーションし、各

粒子が組織ボクセルを通過する際、そこで荷電粒子によりボクセル内で吸収されたエネルギーが検出される。おおよそ任意数の(10^7 個以上の)入射1次光子を発生させ、シミュレーションすることで、それぞれのボクセルにおける吸収線量は統計的に許容できる結果まで収束するとされる。この方法はカーネルベースの方法に比べ非効率的で、計算時間が非常にかかるが、解析の根拠付けや複雑な測定系において得られた結果の根拠を提供することが可能である。

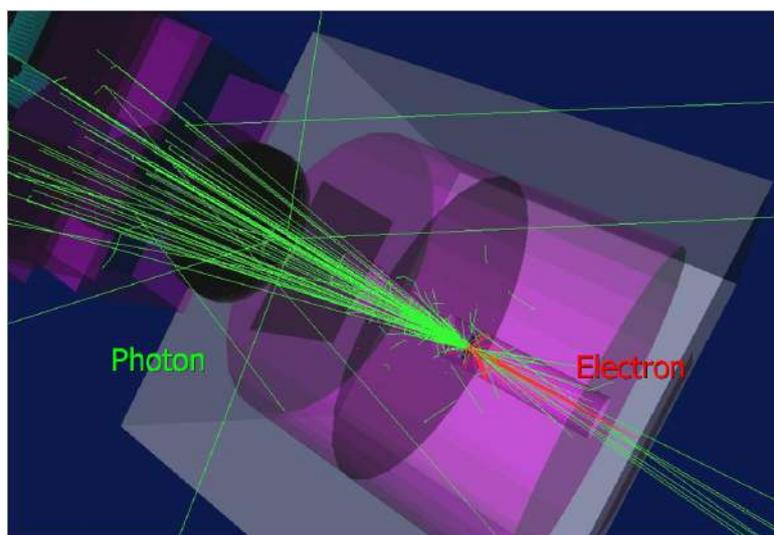


図2-12 GEANT4によるモンテカルロシミュレーション例。リニアックにより加速された電子がターゲットに衝突し、光子を発生しているところ。

しかし、モンテカルロ法はこれまでの線量計算法と大きく異なる点があり、注意が必要である。まず、これまでの線量計算法ではCT値から相対電子密度への変換を行い、それらの変換された三次元体輪郭データを用い、線量計算を行っていたが、モンテカルロ法ではCT値から元素組成および密度に変換し、それらを用いて計算を行う。このCT画像の変換過程に関する様々な報告^{56,57)}がされているが、現在のところ確立された方法はない。また、convolution/superposition法では一次カーネルおよび散乱カーネルを利用した計算を行うが、モンテカルロ法では光子および電子一つ一つの挙動を乱数にて発生させ計算を行う。したがって、これまでの計算法と異なり、統計誤差が生じる。そのため、例えば光子の発生する量であるヒストリ数を増やすことで、より精度の高い計算結果が得られる。

汎用のモンテカルロ基本コードとして、EGS4^{58,59)}やGeant4^{60,61)}などがあり、無料で公開されている。Geant4を使用したシミュレーション例を図2-12に示した。非常に有益なツールであり、これらを利用した放射線治療物理に関する多くの研究が報告されている⁶²⁻⁶⁵⁾。特に小照射野ビームの線量評価や実際の線量評価が困難な場合などに応用され、その実験環境を模擬し、それらの数値を参考にするといったケースはしばしば見られる^{66,67)}。このようにモンテカルロコードは放射線治療のための線量計算の進化、特に複雑な組織の境界に

おける問題について、解析ツールとして成功し、利用されている⁶⁸⁻⁷⁰⁾。

参考文献 : 2.1

- 1) Ahnesjö A, Andreo P, Brahme A: Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams. *Acta. Oncologica.* 26: 49-56, 1987
- 2) Johns HE, Cunningham JR: *The Physics of Radiology*, (Springfield, IL:C.C. Thomas), 1983
- 3) Papanikolaou N, Mackie TR: Extension of the convolution/superposition based algorithms to include atomic number effects, *Med. Phys.* 22: 977, 1995
- 4) McLellan J, Papiez L, Sandison GA, Huda W, Therrien P: A numerical method for electron transport calculation, *Phys. Med. Biol.* 37: 1109-25, 1992
- 5) Dutreix A, Bridier A: Dosimetry for External Beams of Photon and Electron Radiation, (Chapter 3) in *The Dosimetry of Ionizing Radiation: Kenneth R. Kase, Bengt Björngard, and Frank Attix (eds.)*, (San Diego: Academic Press Inc., Harcourt Brace Jovanovitch) V.1: 163-228, 1985
- 6) Roesch WMC: Dose for non electronic equilibrium conditions, *Radiat. Res.* 9: 399-410, 1958
- 7) Loevinger R: A formalism for calculation of absorbed dose to a medium from photon and electron beams, *Med. Phys.* 8: 1-12, 1981
- 8) Mackie TR, Bielajew AF, Rogers DW et al.: Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code, *Phys. Med. Biol.* 33: 1-20, 1988
- 9) Johns HE, Darby EK, Haslam RN et al.: Depth dose data and isodose distributions for radiation from a 22 MeV betatron, *Am. J. Roentgenol.* 62: 257-268, 1949
- 10) Dutreix J, Dutreix A, Tubiana M: Electronic equilibrium and transition stages, *Phys. Med. Biol.* 10: 177-190, 1965
- 11) Dutreix J, Bernard M: Dosimetry at interfaces for high energy X and gamma rays, *Br. J. Radiol.* 39: 205-210, 1966
- 12) Andrew Wu, Zwicker RD, Kalend AM et al.: Comment on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery, *Med. Phys.* 20: 777-779, 1993
- 13) Saitoh H., et al.: A study on field size and depth dependence of energy spectrum, *J. Jpn. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* 11: 279-285, 1999
- 14) Mustafa AA, Jackson DF: The relationship between x-ray CT numbers and charged particle stopping powers and its significance in radiotherapy treatment planning, *Phys. Med. Biol.* 28: 169-176, 1983
- 15) McCullough EC, Krueger AM: Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: external photon beams, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 6: 1599-1605, 1980
- 16) Parker RP, Hobday PA, Cassell KJ: The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media, *Phys. Med. Biol.* 24: 802-809, 1979

- 17) Battista JJ, Bronskill MJ: Compton scatter imaging of transverse sections: an overall appraisal and evaluation for radiotherapy planning, *Phys. Med. Biol.* 26: 81–99, 1981
- 18) Fano U: Note on the Bragg-Gray cavity principle for measuring energy dissipation, *Radiat. Res.* 1: 237–240, 1954
- 19) Ahnesjö A, Aspradakis MM: Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. (Topical Review), *Phys. Med. Biol.* 44(11):99–155, 1999
- 20) O'Connor JE: The variation of scattered x-rays with density in an irradiated body, *Phys. Med. Biol.* 1: 352–69, 1957
- 21) Bjärngård BE: On Fano's and O'Connor's theorems, *Radiat. Res.* 109: 184–189, 1987
- 22) Sharpe MB: A Unified Approach of Calculating the Dose Rate and Dose Distribution for Therapeutic X-Ray Beams, Ph.D. Thesis. University of Western Ontario, London, ON Canada.
- 23) Hoban PW, Keal PJ, and Round WH: The effect of density on the 10MV photon beam penumbra, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 15(3):113–23, 1992
- 24) ICRU Report No. 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, (Washington, DC: International Commission on Radiation Units and measurements), 1994
- 25) Yu CX, Wong JW, Purdy JA: Photon dose perturbations due to small inhomogeneities, *Med. Phys.* 14: 78–83, 1987
- 26) Werner BL, Das IJ, Khan FM et al.: Dose perturbations at interfaces in photon beams, *Med. Phys.* 14: 585–595, 1987
- 27) Werner BL, Das IJ, Salk WN: Dose perturbations at interfaces in photon beams: secondary electron transport, *Med. Phys.* 17: 212–226, 1990
- 28) Woo MK, Cunningham JR, Jeziorenski JJ: Extending the concept of primary and scatter separation to the condition of electronic disequilibrium, *Med. Phys.* 17: 588–595, 1990
- 29) Dutreix A, Bjärngård BE, Bridier A et al.: Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams, in *Physics for Clinical Radiotherapy Booklet No. 3*, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO), ed. Garant Publishers N.V., 1997
- 30) Bjärngård BE, Petti PL: Description of the scatter component in photonbeam data, *Phys. Med. Biol.* 33: 21–32, 1988
- 31) Woo MK, Cunningham JR: The validity of the density scaling method in primary electron transport for photon and electron beams, *Med. Phys.* 17: 187–194, 1990

参考文献 : 2.2

- 32) Batho HF: Lung corrections in cobalt 60 beam therapy, *J. Can. Assoc. Radiol.* 15: 79-83, 1964
- 33) Young ME and Gaylord JD: Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy, *Br. J. Radiol.* 43: 349-355, 1970

- 34) Sontag MR and Cunningham JR: Clinical application of a CT based treatment planning system. *Comput. Tomogr.* 2: 117-130, 1978
- 35) Sontag MR and Cunningham JR: The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology* 129: 787-794, 1978
- 36) Clarkson JR: A note on depth doses in fields of irregular shape. *Br. J. Radiol.* 14: 265-268, 1941
- 37) Mackie TR, Scrimger JW and Battista JJ: A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays. *Med. Phys.* 12: 188-196, 1985
- 38) Boyer AL and Mok EC: Calculation of photon dose distributions in an inhomogeneous medium using convolutions. *Med. Phys.* 13: 503-509, 1986
- 39) Mohan R, Chui CS and Lidofsky L: Differential pencil beam dose computation model for photons. *Med. Phys.* 13: 64-73, 1986
- 40) Ahnesjö A: Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med. Phys.* 16: 577-592, 1989
- 41) Boyer AL, Zhu YP, Wang L and Francois P: Fast Fourier transform convolution calculations of x-ray isodose distributions in homogeneous media. *Med. Phys.* 16: 248-253, 1989
- 42) Ulmer W and Harder D: A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning. *Z. Med. Phys.* 5: 25-30, 1995
- 43) Ulmer W, Harder D: Application of a Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning. *Z. Med. Phys.* 6: 68-74, 1996

参考文献 : 2.3

- 44) Sontag MR and Cunningham JR: Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities, *Med. Phys.* 4: 431-436, 1977
- 45) Webb S and Fox RA: Verification by Monte Carlo methods of a power law tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations, *Phys. Med. Biol.* 25: 225-420, 1980
- 46) Siddon RL: Generalised Batho correction factor (radiotherapy dosimetry), *Phys. Med. Biol.* 29: 1575-1579, 1984
- 47) Cassell KJ, Hobday P A and Parker R P: The implementation of a generalized Batho inhomogeneity correction for radiotherapy planning with direct use of CT numbers, *Phys. Med. Biol.* 26: 825-833, 1981
- 48) El-Khatib E and Battista JJ: Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction, *Med. Phys.* 11: 279-286, 1984
- 49) Thomas SJ: A modified power-law formula for inhomogeneity corrections in beams of high-energy x-rays, *Med. Phys.* 18: 719-723, 1991

50) Arnfield MR, Siantar CH, Siebers J, Garmon P, Cox L, and Mohan R: The impact of electron transport on the accuracy of computed dose, *Med. Phys.* 27: 1266–1274, 2000

51) Plessis FCP, Willemse CA, Lotter MG and Goedhals L: Comparison of the Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation methods in CT based patient models, *Med. Phys.* 28: 582-589, 2001

参考文献 : 2.4

52) Mackie TR, Bielajew AF, Rogers DWO and Battista JJ: Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code. *Phys. Med. Biol.* 33: 1-20, 1988

53) Boyer AL: Shortening the calculation time of photon dose distribution in an inhomogeneous medium. *Med. Phys.* 11: 552-554, 1984

54) Esch AV, Tilikainen L, Pyykkonen J et al.: Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med. Phys.* 33: 4130-4148, 2006

55) VARIAN medical systems, “Eclipse Algorithms Reference Guide”, I:2-3 – I:2-25, 2006

56) du Plessis FC, Willemse CA, Lotter MG, et al.: The indirect use of CT numbers to establish material properties needed for Monte Carlo calculation of dose distribution in patients. *Med. Phys.* 25: 1195-1201, 1998

57) Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W: Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Phys. Med. Biol.* 45: 459-478, 2000

58) Kawrakow I: Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version, *Med. Phys.* 27: 485 – 498, 2000

59) EGS Homepage: <http://rcwww.kek.jp/research/egs/index.html>

60) Agstinelli S, Allison J, Amako K, et al.: GEANT4-a simulation toolkit. *Nucl Instrum Methods Phys Res A.* 506: 250-303, 2003

61) Geant4 Homepage: <http://geant4.web.cern.ch/geant4/>

62) Spiga J, Siegbahn EA, Brauer-Krisch E, et al.: The GEANT4 toolkit for microdosimetry calculations: Application to microbeam radiation therapy (MRT). *Med. Phys.* 34: 4322-4330, 2007

63) Poon E and Verhaegen F: Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications. *Med. Phys.* 32: 1696-1711, 2005

64) Jiang H and Paganetti H: Adaptation of GEANT4 to Monte Carlo dose calculations based on CT data. *Med. Phys.* 31: 2811-2818, 2004

65) Carrier JF, Archambault L, Beaulieu L, et al: Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. *Med. Phys.* 31: 484-492, 2004

66) Mainegra-Hing E, Kawrakow I, and Rogers DWO: Calculation for plane-parallel ion chambers in ^{60}Co beams using the EGSnrc Monte Carlo code. *Med. Phys.* 30: 179-189, 2003

- 67) 荒木不次夫: モンテカルロ計算を用いた小照射野光子ビームの線量評価。日本放射線技術学会誌 : 1399-1410, 2006
- 68) Neuenschwander H, Mackie TR, and Reckwerdt P: MMC-a high-performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning. *Phys. Med. Biol.* 40: 543-574, 1995
- 69) Das IJ, Kase KR, and Meigooni AS: Validity of transition-zone dosimetry at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams. *Med. Phys.* 17: 10-16, 1990
- 70) Wang L, Lovelock M, and Chui CS: Experimental verification of a CT-based Monte Carlo dose-calculation method in heterogeneous phantoms. *Med. Phys.* 26: 2626-2634, 1999

第3章 コミッショニング

3.1 不均質媒質に対する線量検証

3.1.1 はじめに

不均質媒質中の線量検証については、日本医学物理学会から発行されている X 線治療計画システムに関する QA ガイドライン¹⁾を土台とし、線量に関与するコミッショニングの中の一部であることを先に述べておく。そして、不均質補正による線量計算精度検証を行う前に、

- (1) ビームモデリング精度検証
- (2) 均質媒質に対する単純条件での線量検証

が既に十分実施されていることを前提とする。つまり、これらの検証が不十分な場合、不均質補正による線量計算時において、治療計画装置が本来備える通りの線量計算精度が得られない可能性があり、実測値に基づいた不均質媒質に対する線量検証時に、線量計算アルゴリズムが本来有する性能に至らない大きな誤差を生じることも考えられる。それゆえ、水中を含めた均質媒質における線量計算を実施し、正常な線量計算動作の確認並びに、線量計算精度を評価し、均質媒質中の線量計算精度を確保したうえで、不均質媒質に対する線量検証を行わなければならない。

不均質媒質に対する線量計算精度は、前章で述べたような線量計算アルゴリズムに強く依存する。各線量計算アルゴリズムの線量計算精度評価については、水等価ファントムや肺等価ファントム、骨等価ファントムを組み合わせる不均質モデルを形成し、形成された不均質モデルに対して、各線量計算アルゴリズムによる線量計算結果と、実測値やモンテカルロシミュレーションの結果との比較による検証が多数の論文により実施されており、参考になる²⁻¹⁰⁾。

線量計算アルゴリズムの種類や不均質補正の有無により照射 MU が大きく変化する可能性があるため、本節を参考に、治療計画装置の線量計算の動作確認を含めて、線量計算精度に関して評価を行うことを推奨する。そして、放射線腫瘍医、医学物理士、診療放射線技師ら臨床現場において放射線治療の責任を有する関係者によって、検証結果や線量計算アルゴリズムについて確認や議論を行い、臨床利用を進めることを勧告する。

3.1.2 治療計画装置における線量計算

3.1.2.1 CT値-相対電子密度変換テーブル

治療計画装置において不均質を考慮した線量計算を行うには、治療計画用 CT 装置で得られた CT 値を水の電子密度を基準とした相対電子密度に変換する必要がある。そのため、相対電子密度が既知であるロッドが埋め込まれたファントムを用いて CT 値-相対電子密度変換テーブルが正確に取得され、精度管理されていなければならない¹⁾。

ここで、CT 値-相対電子密度変換テーブル作成時の治療計画用 CT 撮影条件は、基本的に

は、治療計画用 CT 撮影時と同じ条件で撮影するべきである。例えば、管電圧を変えた場合、図 3-1 (a)が示すように、X 線の線質が変化するため CT 値は変化する。一方、管電流やスライス厚、テーブルピッチなどの撮影条件の違いでは、S/N の低下には注意を必要とするが、平均 CT 値は原則変化しない。ただし、図 3-1 (b)に示すように、撮像野 (FOV) の違いにより低密度領域、高密度領域で CT 値のわずかな相違が起きる。以上より、治療計画用 CT 撮影で使用する撮影条件により CT 値-相対電子密度変換を取得することは重要である。

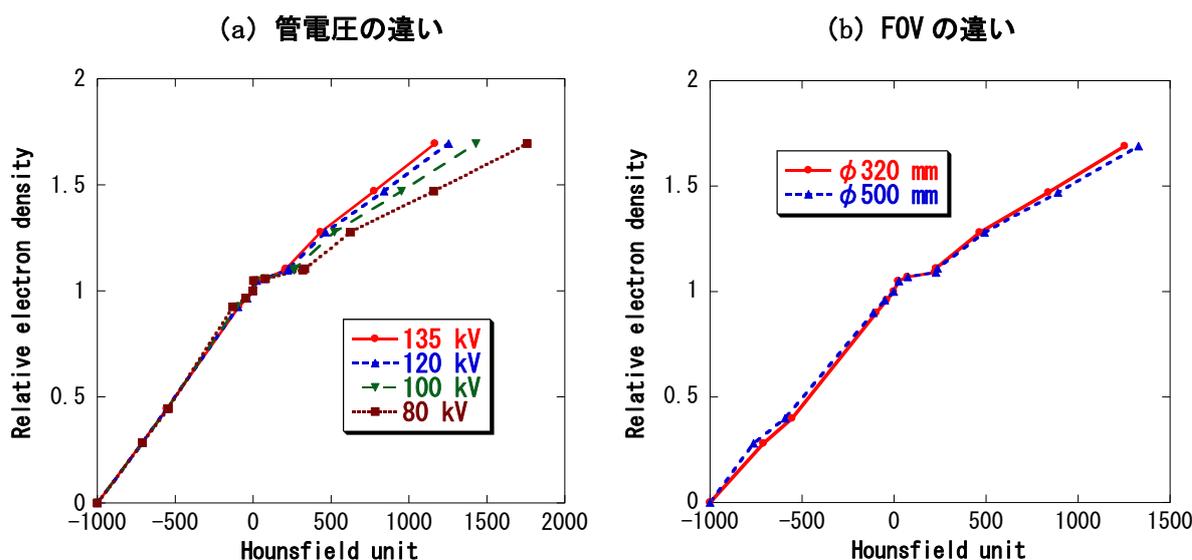


図 3-1 撮影条件の違いによる CT 値-相対電子密度変換テーブル。

kV_p X 線を用いた CT 装置 (kVCT) での CT 値-相対電子密度変換テーブルは、実効原子番号が高い骨組織などでは光電吸収が起こりやすいため、図 3-1 (a)が示すように、高い CT 値領域では管電圧により変化を生じる。また治療ビームエネルギーは MV であり、コンプトン効果が主な相互作用となるので、kVCT により得られた CT 値-相対電子密度変換テーブルを用いて骨組織等を線量計算するには限界があることを理解しておく必要がある。

3.1.2.2 線量検証用固体ファントムの取り扱い

線量検証用ファントムは、製作過程に起因するロットによって成分のファントム内での分布変動の可能性があるため、気泡の混入やファントム厚の変動などが起こりうるため、メーカーから出される物理密度や電子密度などの公称値と実際が異なる場合もある。さらに、肺等価ファントムや骨等価ファントムの場合には、湿度により公称密度と異なる密度をもつ可能性があり、経年変化も起こりうるため保管管理には注意が必要である。したがって、検証に用いる固体ファントムについては、CT 値-相対電子密度変換テーブルを用いて、CT 値による相対電子密度への変換を適宜実施することを勧める。

なお、固体ファントムの定期的な CT 値の変化の有無の確認がなされていれば、治療計画

装置上で仮想ファントムを作成し、測定に用いた固体ファントムを想定した適当な CT 値もしくは相対電子密度を割り当てることも可能である。また、ポリエチレン系のプラスチックファントムなど、平均原子番号が水と有意に異なると、臨床に使用している CT 値-相対電子密度変換テーブルがそのまま使用できない場合もあるので、線量検証利用時には注意が必要である。それゆえ、使用前の線量検証は必須であり、そのようなファントムを使用する場合には、治療計画装置による線量計算時にファントムに対して適切な CT 値もしくは相対電子密度値に置換して使用する必要がある場合もある。

3.1.2.3 検出器に対する線量計算

ファントムを用いた線量検証では、ファントムに設置された検出器に対する治療計画装置により計算された線量と検出器により測定された線量が比較される。ここで、線量測定用検出器としては、ファーマ形のような電離体積が 0.6 cc の標準的な電離箱や 0.01 cc のマイクロ型電離箱が利用される。小型検出器であるマイクロ型電離箱に対する線量計算では、点線量として線量算出可能である。一方、小照射野のように、線量勾配に対して無視できないサイズの電離容量を持つファーマ形のような電離箱で検証する場合、ファーマ形電離箱に対する治療計画装置による線量算出には注意が必要である。ファーマ形電離箱により測定された線量値と比較するために、線量計算値に関しては、電離箱を挿入して撮影された CT 画像をもとに電離箱体積部分の ROI を設定し、そこに付与される線量を平均して計算線量値（平均線量）を算出する方法が提案されている¹²⁾。ここで、CT 撮影時のセットアップ（ファントム内電離箱設置の有無等）や線量計算における電離箱領域の取り扱いに注意を必要とする。

3.1.2.4 計算グリッドサイズ

検出器に対する線量計算において、計算グリッドサイズにより線量計算値に違いが生じることがわかっている。それゆえ、計算グリッドサイズによる線量計算値の相違を確認して、適切な計算グリッドサイズを用いて線量計算を実施することを推奨する。また、計算グリッドサイズは不必要に小さくするものではなく、治療計画システムがグリッド間の線量を線形内挿によって求めている場合には、実効的最小サイズには限界がある。

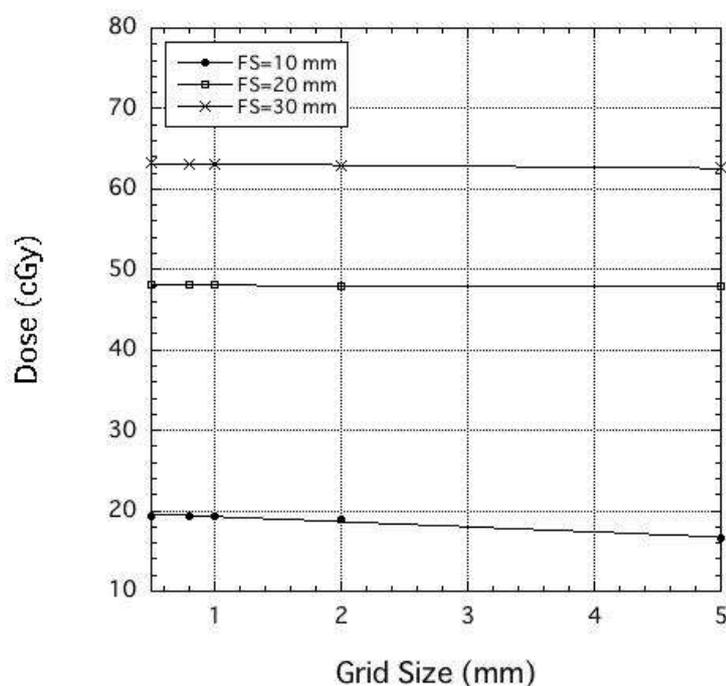


図3-2 計算グリッドサイズと計算線量の関係。使用したX線エネルギーは6 MV、治療計画装置はXi0で線量計算法はsuperposition法である。Tough Waterファントム厚が10 cmの深さに設置されたファーマ形電離箱に対して線量計算を実施した。

例えば、照射野サイズ (FS) が10、20、30 mmの正方形照射野に対するファーマ形電離箱の平均線量について計算グリッドサイズを変えて計算した結果が、図3-2である¹¹⁾。小さな照射野サイズになるほど、グリッドサイズによる線量値の変化が大きい。ただし、計算グリッドサイズが2 mm程度であれば、ほとんどの照射野サイズに対して、2 mm未満の計算グリッドサイズによる計算値と比べても0.5%程度の相違内で計算可能である。

グリッドサイズが小さいほど計算時間を要するので、臨床利用時にどのグリッドサイズを採用するかは考慮すべき条件の一つではある。しかしながら、他方、CT画像のピクセルサイズは1 mm程度であることから、1 mm未満の計算グリッドサイズを用いて計算しても線量計算精度の向上にはつながらない。

3.1.3 線量測定

ファントム内に設置された電離箱線量計による不均質媒質の吸収線量 D_{inhomo} は水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ を用いると次式で表わされる。

$$D_{\text{inhomo}} = N_{D,w} \cdot M_{\text{inhomo}} \cdot \frac{\left[\left(\bar{L}/\rho \right)_{\text{air}}^{\text{inhomo}} \cdot \prod P_{\text{inhomo}} \right]_Q}{\left[\left(\bar{L}/\rho \right)_{\text{air}}^w \cdot \prod P_w \right]} \quad (3-1.1)$$

ここで、 M_{inhomo} は指示値、 $\prod P_{\text{inhomo}}$ と $\prod P_w$ はそれぞれ不均質媒質内、水中での電離箱線量計に対する擾乱補正係数の積である。したがって、不均質媒質の補正係数 CF_{inhomo} を求めるためには空気に対する不均質媒質に対する平均制限衝突質量阻止能比と不均質媒質内の電離箱の擾乱補正係数が必要になる。Rice らも、電子平衡が成立していなく、かつ厚い壁材を使用した電離箱の場合には無視できない影響があると報告している¹³⁾。

不均質媒質の補正係数は利用する電離箱線量計と水等価ファントムの種類により変化すること、ならびに、現状ではモンテカルロ計算による不均質媒質の補正係数や上記物理量が報告されていないことから、本ガイドラインではその補正については言及しない。AAPM Report 85¹⁴⁾では、これらの補正係数に対して、肺では大きな補正は必要ないが、骨では補正值を見積もっており、骨中の線量を評価する場合には、電離箱から得られた線量の取り扱いに注意を要する。測定に基づいた不均質補正係数については AAPM Report 85 の表 10-12 を参考にしていきたい。

なお、線量勾配が急峻な領域での測定では、その影響を受けにくいピンポイント線量計のようなマイクロ型電離箱の使用が基本である。しかしながら、マイクロ型電離箱の出力は、電離箱設置誤差の影響を受けやすく、またピンポイント線量計を所有していないためにファーマ形電離箱を使用している施設もある。しかし、非標準条件下での電離箱による測定では、線量勾配に対する補正が必要であるとの Bouchard ら¹⁵⁾の報告があるように、不均質媒質中の線量測定含め、標準測定条件以外での測定条件下での線量測定では、標準測定法 01 に準拠できず、統一した見解がないのが現状である。

3.1.3.2 検証条件

線量検証用ファントムとして、水等価ファントムだけではなく、肺等価、あるいは、骨等価ファントムなど、様々な密度（相対電子密度）を有する複数の種類のファントムを揃えることを推奨する。しかしながら、不均質補正に対する線量計算精度の要求が特に強いのは、肺への照射であると推測できるので、それゆえ、本ガイドラインでは、最低限必要なファントムとして、肺等価ファントム、あるいはコルクを推奨する。

図 3-3 に肺等価ファントムによる線量検証の一例を示すが、0°方向から電離箱へビームを照射すれば、照射される X 線は、上流に位置する低密度物質である肺等価ファントムの影響を受けるので、不均質に対する線量計算確認や線量検証が可能である。

金属や緻密骨など高密度ファントムを用いる場合には、線量計算用 CT 撮影時にアーチファクトにより高密度物質や高密度物質近傍にある物質は CT 値の不確かさを生じる可能性があり、線量計算精度に影響を与える可能性がある。また、高密度物質に対する CT 値の不

確かさと、たとえ superposition 法であっても高密度物質に対するカーネル形状モデルの不正確さにより^{3,9)}、線量計算値と測定値とで大きな誤差を生じる可能性があることには注意が必要である。

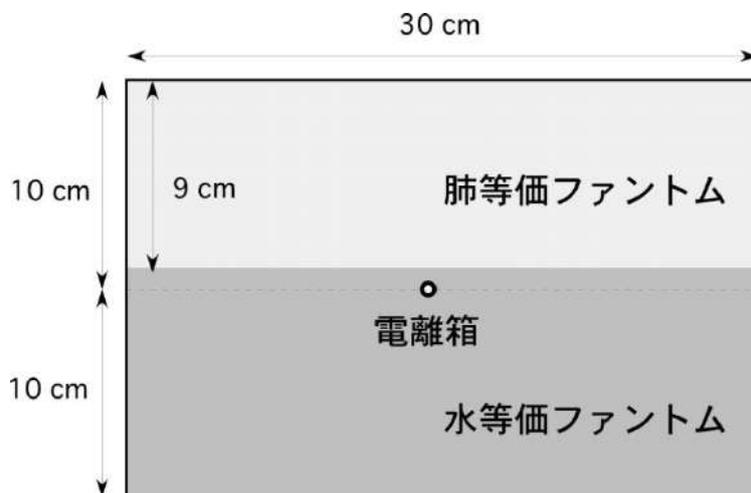


図 3-3 肺等価ファントムによる線量検証例。

ファントムの配置については、水等価ファントム／肺等価ファントム／水等価ファントムと積層することで、肺照射を模擬した不均質モデルに対する検証も有効である。また、水等価ファントムと肺等価ファントムをビーム軸に平行に組み合わせて、縦隔と肺を模した側方不均質モデルも、より臨床に近い検証が可能となる。さらにより臨床に近い検証として、人体ファントムに対する線量検証もある。ただし、人体ファントムでの線量測定には、TLD 検出器^{6,8)}や MOSFET 検出器^{16,17)}のような微小検出器が必要となり、検出器固有の問題も加わるので、注意が必要である。

3.1.3.3 線量検証例

河野ら¹⁰⁾は、様々なファントム (表 3-1 参照) に対して、照射野サイズ 5×5 と 10×10 cm^2 の単純照射野である 6 MV ビームを 100 MU 照射して、不均質補正無しによる線量計算 (NC)、Fast Fourier Transform Convolution 法 (FFTC) および superposition 法 (SP) による線量計算結果と汎用放射線検出器であるファーマ形電離箱による実測値 (Farmer) を比較している。このように、X 線エネルギーや照射野サイズなど様々な照射条件に対する検証を実施することにより、治療計画装置における CT 値-相対電子密度変換テーブルを用いた線量計算の動作確認を含めて、線量計算精度に関する評価を行うことも可能である。

表 3-1 検証に使用した各ファントムの相対電子密度と物理密度。

Phantom	Tough Water	Tough Lung	Tough Bone	PMMA
相対電子密度 (文献値)	0.990 ^{*1}	0.313 ^{*1}	1.416 ^{*1}	1.158 ^{*2}
相対電子密度 (CT 値から算出)	1.013±0.006	0.320±0.023	1.395±0.003	1.137±0.006
物理密度 (g/cm ³)	1.017	0.320	1.500	1.190

^{*1}Kyoto Kagaku Medical & Science Catalog, 2008-2009

^{*2}日本医学物理学会, 外部放射線治療における標準測定法—標準測定法 01—, 通商産業研究社, 2002

図 3-4 (a)は、Tough Water ファントム (TW) における治療計画装置 XiO による NC や FFTC、SP による線量計算結果と実測値の比較を示す。NC による計算結果は、FFTC や SP とほとんど変わらず、これは PMMA を含めたこのファントムの水等価性を示唆する。また、これらの計算結果は測定値と 1%以内で良く一致しており、各計算法がこの検証条件に対して十分な精度で計算できていることがわかった。このような単純な水等価モデルに対する線量検証を確認した上で、検証条件のより厳しい不均質なモデルに対する線量検証に進むことを推奨する。

Tough Lung ファントム (TL) における NC や FFTC、SP による線量計算結果と実測値の比較を図 3-4 (b)に示す。NC では、実測値に比べて約 10%の過小評価である。一方、FFTC では約 10%の過大に評価し、低密度ファントムに対して、両計算法は大きな線量誤差を生じることがわかった。しかしながら、SP では実測値と 1.5%程度で良く一致することがわかり、SP の有用性が明らかになったと報告している。

高密度物質である Tough Bone ファントム (TB) における NC や FFTC、SP による線量計算結果と実測値の比較を図 3-4 (c)に示す。NC による線量計算では、約 5%程度の誤差を生じ、NC による線量計算精度が劣ることを確認した。一方、SP では TB ファントムに対しても 2%以内で実測値と良く一致している。

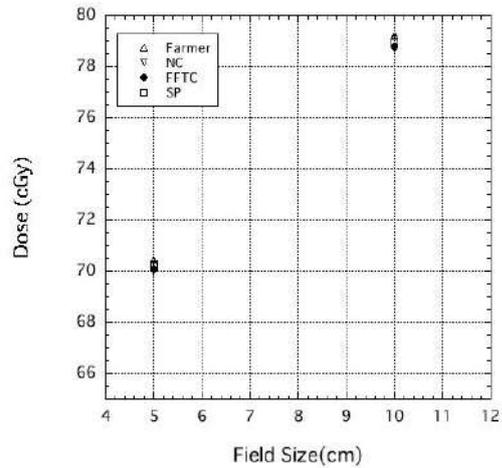
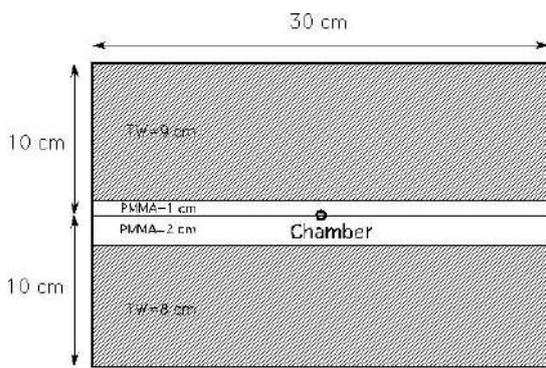


図3-4 (a) 6 MV X線に対する Tough Water ファントム (TW) における治療計画装置 Xi0 による NC や FFTC、SP による線量計算結果と実測値の比較。

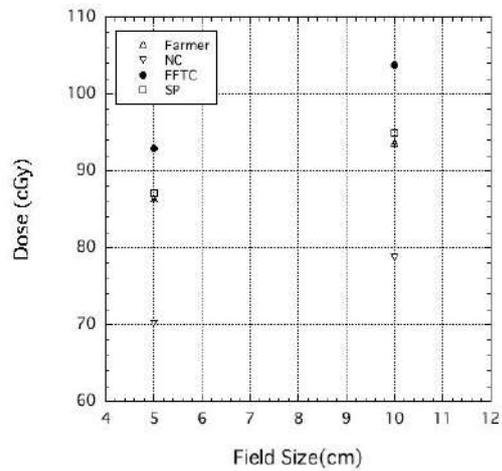
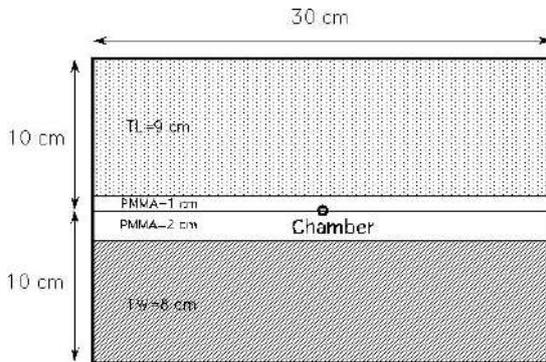


図3-4 (b) 6 MV X線に対する Tough Lung ファントム (TL) における治療計画装置 Xi0 による NC や FFTC、SP による線量計算結果と実測値の比較。

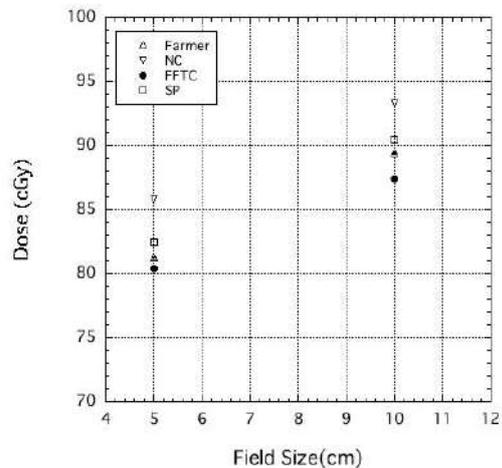
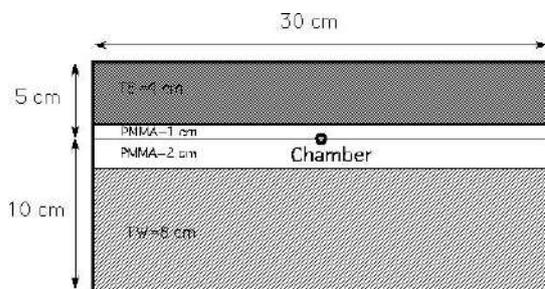


図3-4 (c) 6 MV X線に対する Tough Bone ファントム (TB) における治療計画装置 Xi0 による NC や FFTC、SP による線量計算結果と実測値の比較。

3.1.4 線量分布検証

3.1.4.1 モンテカルロ法による検証

モンテカルロ (MC) 法とは確率密度関数からの乱数サンプリング技術を用いて問題を解決する手法である。放射線治療においては、放射線と物質との相互作用を確率分布に基づいて、粒子の輸送過程をシミュレーションすることで (2.4.2.モンテカルロ法参照)、フルエンスやスペクトルの計算¹⁸⁾、阻止能比のような線量計測パラメータの計算^{19,20)}、線量計の応答シミュレーション^{21,22)}、リニアックヘッドのシミュレーション¹⁸⁾、そして、治療計画の線量計算などに利用することができる。

治療ビームでは、その線量率が大きいことなどからエネルギースペクトルの直接測定は難しい。したがって、治療装置のヘッド構造をMC法によってシミュレーションすることは、そのビーム特性を知る上で現実的な方法である。さらに、測定が困難な領域、例えば、不均質媒質境界面などでも、入射ビーム特性の変化、そして、検出器による擾乱の影響のない吸収線量を算出することを可能としている。

ここでは、無償で入手可能な汎用のモンテカルロコード²³⁾によってヘッドシミュレーション^{24,25)}されたリニアックの治療ビームを用いた線量分布検証例を紹介する。

図3-5(a), (b), (c)は、図3-5(a)のような矩形スラブファントムをEGSnrc / DOSXYZnrc^{21,22,26)}コードを使用して作成し、EGSnrc / BEAMnrc^{23,24,25)}によってシミュレーションした治療ビーム (6 MV、10 MV、照射野サイズ $3 \times 3 \text{ cm}^2$) による中心軸上の深部線量曲線 (図3-5(b)) ならびに軸外線量比 (図3-5(c)) の検証例を示している。この例では、SSD = 100 cmで一定とし、不均質の影響が顕著となる小照射野 ($3 \times 3 \text{ cm}^2$) を用いている。対象とした線量計算アルゴリズムは、AAA : Analytical anisotropic algorithm (Eclipse)、BPL : Pencil beam convolution + Batho power law (Eclipse)、MGS : Multi-grid superposition、FFTC: FFTconvolution (XiO)である。

空気や肺のような低密度不均質媒質内ほど、また、高いMVエネルギーの治療ビームほど発生する二次電子の飛程が長くなることから側方二次電子平衡は成立しにくくなる。肺領域においてはSP法によって臨床上問題ない精度が得られる⁹⁾一方で、骨領域・空洞・金属置換部位においては計算誤差を生じている。これはモデル計算のカーネルが水を基準として、組織組成の違いに係わらず水の元素組成に基づいてCT値と相対電子密度による計算を行うアルゴリズム履行上の限界に起因する。各線量計算アルゴリズムの二次電子成分の取り扱い方の特徴がよく表れた結果となっている (2.4 モデルベース線量計算法参照)。

われわれは、治療計画装置を管理していく上で、コミッショニング過程において、線量計算アルゴリズムの不均質補正精度を確認することで、実際の治療計画時に生じる計算誤差について、その改善やアドバイスを可能とする知識、資料を確保しておくべきである。

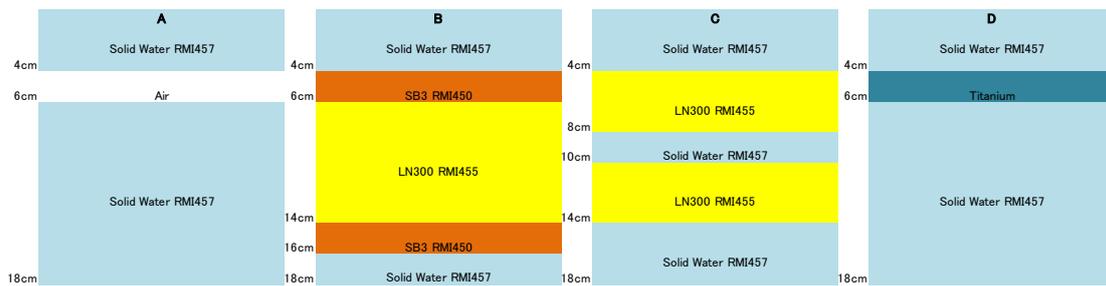


図 3-5 (a) 不均質媒質を含む矩形スラブファントム。水等価ファントムはSolid Water RMI457 ($\rho=1.046$)、肺等価ファントムはLN300 RMI455 ($\rho=0.30$)、骨等価ファントムはSB3 RMI450 ($\rho=1.819$) をそれぞれシミュレーションしている。空気の密度は気道や頭部の空洞を想定して 0.04 g/cm^3 としている²⁷⁾。

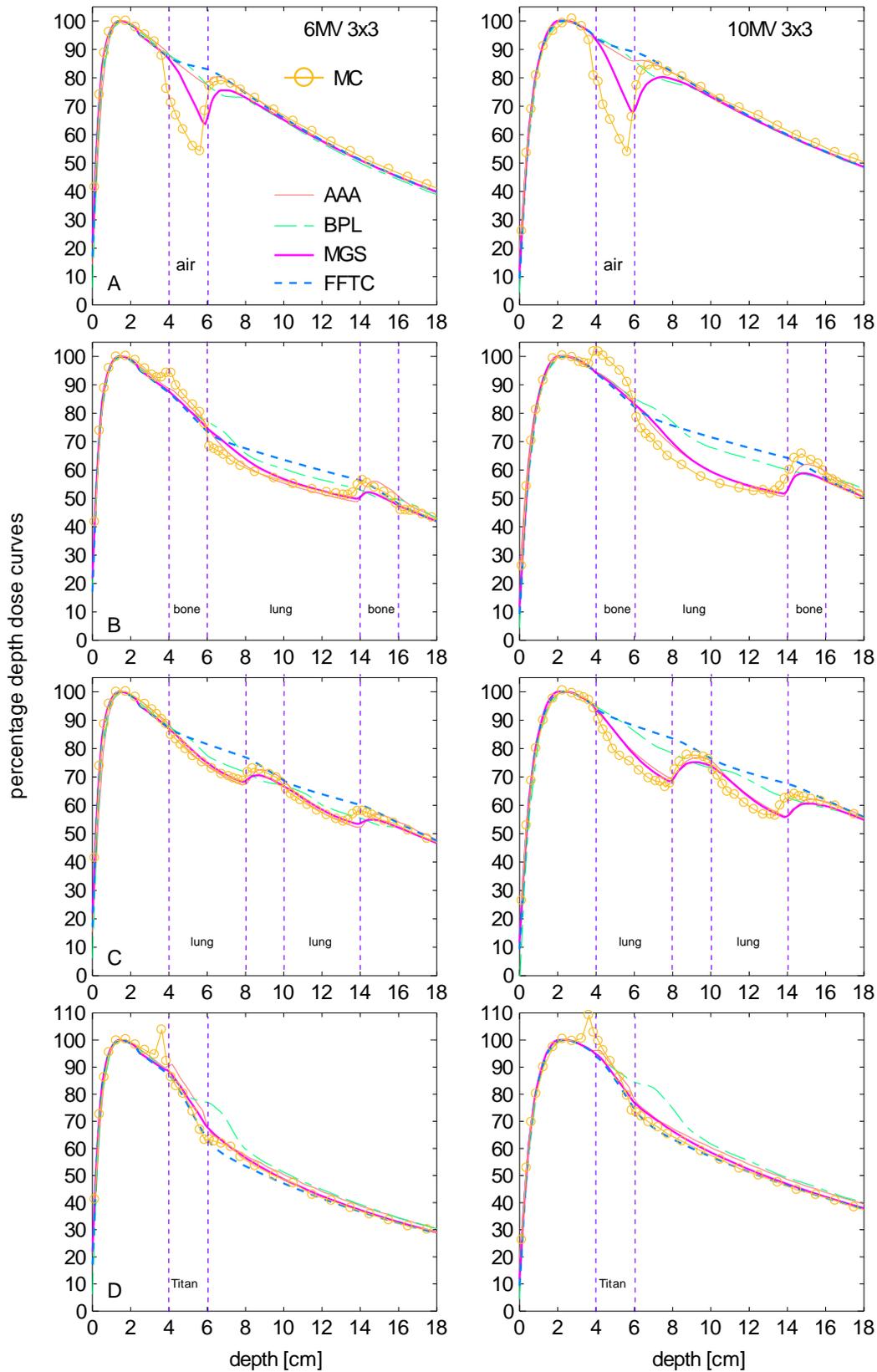


図 3-5 (b) 深部線量曲線。Clinac21EX (Varian) をシミュレーション。

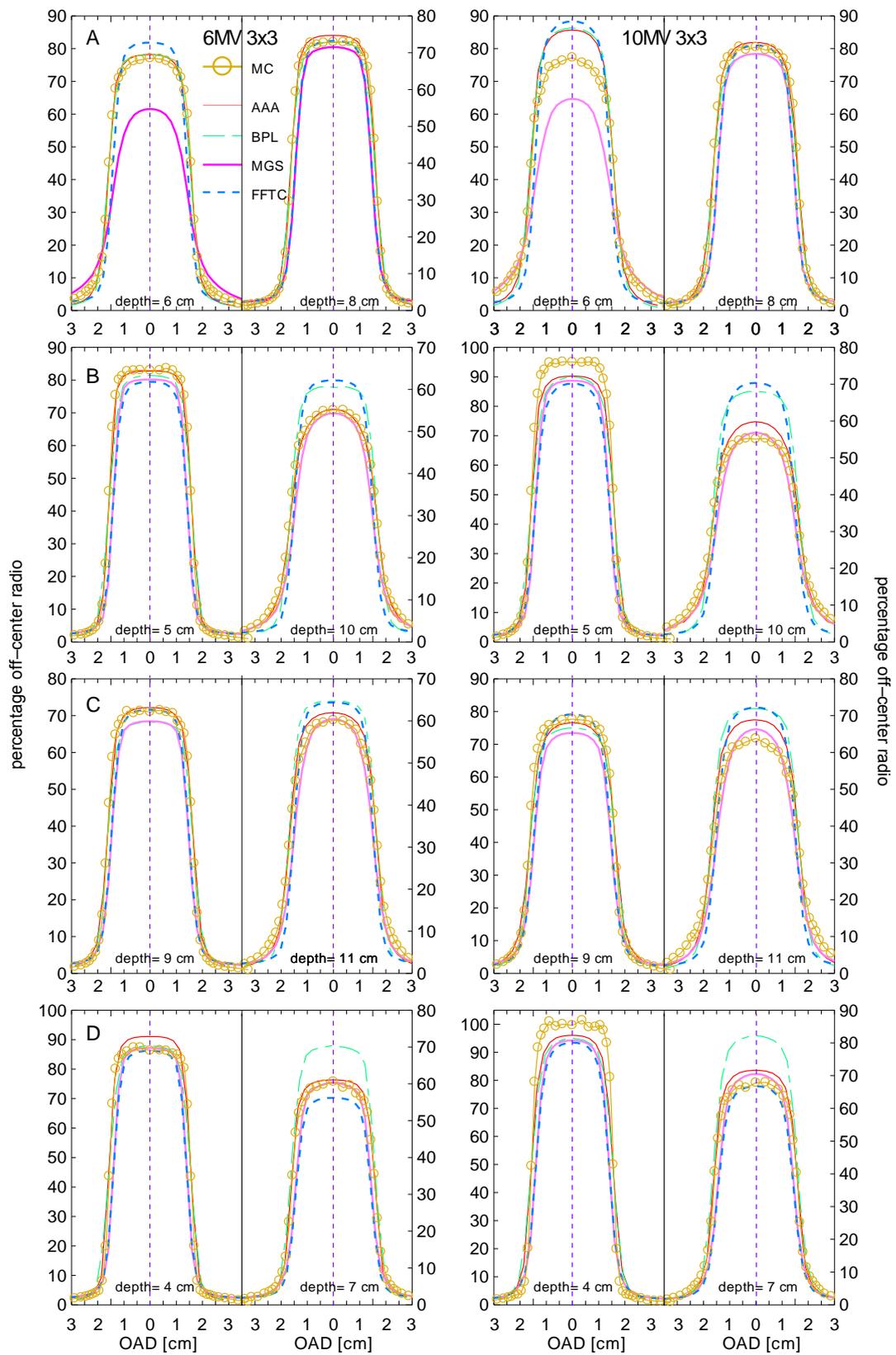


図3-5(c) 軸外線量比。Clinac21EX (Varian) をシミュレーション。

3.1.4.2 測定による検証

不均質領域を含んだ媒質中での測定による厳密な線量分布測定は容易ではない。小型の電離箱線量計、TLD、MOSFET 検出器などを用いた複数点の線量測定や、フィルムによる方法などが考えられる。ここでは、二次元の空間分解能に優れ、コミッショニング過程において 3.1.3 節で示した線量 (MU) 検証との同時測定も可能なフィルム検出器について、その概要を述べ、線量分布検証の一助として例示する。

3.1.4.2.1 ラジオグラフィックフィルム

ラジオグラフィックフィルムによる評価は、不均質に対するコミッショニングに関わらず、以前から利用されてきた。しかしながら、X 線写真のデジタル化にともない自動現像機を有しない施設が多くなってきている。

ラジオグラフィックフィルムの化学反応と組成

ラジオグラフィックフィルムは、ハロゲン化銀が塗布されたフィルムのことである。これは、照射した X 線量に対しフィルムのハロゲン化銀の潜像核生成量が比例関係であることを利用したものである。

フィルムに任意量の X 線を照射するとフィルム中のハロゲン化銀(臭化銀や塩化銀など)結晶内潜像核が生じる。潜像核はハロゲン化銀によるエネルギー吸収によって生成される。ハロゲン化銀との X 線 (光子) との相互作用として、

- ① 励起
- ② 光電効果やコンプトン効果により発生した反跳電子によるエネルギー吸収
- ③ 電子対生成により発生した電子によるエネルギー吸収

があげられ、放射線治療領域の光子では、②および③による相互作用がほとんどである。潜像核が生じたフィルムに対する一連の現像処理により、潜像核の量に応じてフィルムが黒く可視化される。フィルム測定では、その黒化度を利用して解析する。

現在、放射線治療におけるフィルム測定法で用いられているグラフィックフィルムは EDR2 および XV2 である。両者の組成の違いを表 3-2 に示す。XV2 は臭素 (Br) 比率が高く感度が高い²⁸⁾が、EDR2 は線量濃度関係が線形に近い領域が広い特徴を持つ。

表 3-2 XV2 および EDR2 の組成構成²⁸⁾。

	XV2(nmol/cm ²)	EDR2(nmol/cm ²)
Ag	3,628	2,161
Br	3,459	650
Cl	58	602
Sb	48	5
S	84	172
Si	-	193
I	43	23
Na	51	111
K	237	52
Al	294	74
Zn	25	24
Pd	23	13
Ca	40	29
Rh	16	9
Th	7	1

測定可能線量域

図 3-6 に 線量と光学濃度の関係を示す。光学的濃度が飽和に達するまでの線形領域が線量測定可能域である。EDR2 では 6 Gy 程度まで線量と濃度の比例関係が維持され²⁹⁾、線量測定可能域が他のフィルムと比較して広い。しかし、現在のフィルム測定では、光学スキャナを用い、フィルム濃度を画像化して用いていることが一般的であるため、スキャナの性能に大きく依存する。スキャナの性能に左右されるが、5 Gy を超えたあたりからスキャナで取り込まれた画像のピクセル値 (スキャナ濃度) が飽和するため注意が必要である。

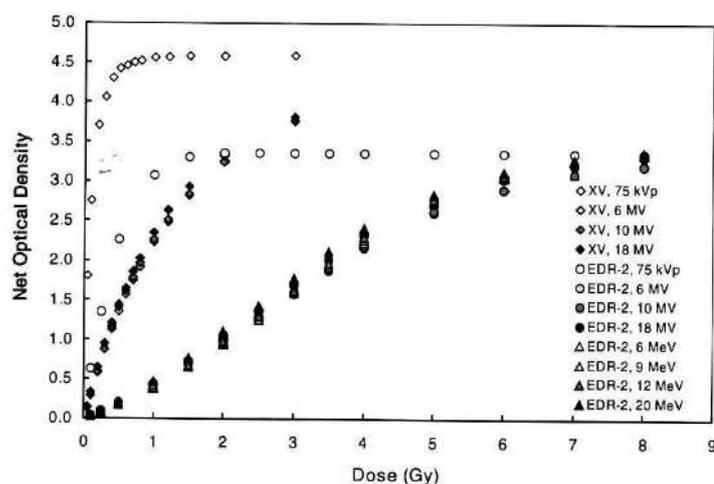


図 3-6 線量測定可能域²⁹⁾。

ここで、ラジオグラフィックフィルムによる絶対線量の線量分布検証をするための注意点を以下に挙げる。

①ファントム材質

ファントム材質の電子密度が同じでも、比重が高くなるとフィルム濃度が高くなるため

29)、フィルム濃度-線量変換テーブル作成に用いたファントム材質と異なる不均質ファントムを用いた場合、線量誤差要因の一つになりうる。

②フィルムロット番号

Shiらは、一連のフィルム測定において、フィルムロット番号が同一でない場合、スキャナ濃度の標準偏差が最大16%程度になると報告した³⁰⁾。しかし、Shiらは、フィルムロット番号を同一にすることでスキャナ濃度の標準偏差を5%以内にすることが可能であるとも報告している。したがって、濃度-線量変換テーブル用フィルムと検証用に使用するフィルムはロット番号が同じものを利用することが望ましい。

③フィルム濃度-線量変換テーブルの作成

自動現像機の現像処理条件の変動による影響を回避するため、Childress³⁰⁾らはフィルム濃度-線量変換テーブルを測定する日毎に作成することを推奨している。

④ 潜像成長と潜像退行

Childress³¹⁾らは、曝射後3時間までは潜像成長による線量誤差(最大5%)がみられ、その後1%程度の潜像退行が起こると報告している。Childressらは曝射から現像までの時間は少なくとも1時間30分とすることを推奨している。

⑤ 露光間欠効果

線量率を変化させた場合や同一線量を分割する回数によってフィルム濃度が変化する。Childress²⁸⁾らは、投与する線量を同一にし、分割回数を変化させて線量/フィルム濃度比を測定したところ、最大2.3%減少することを報告した。また、Djouguela³²⁾らは投与する線量を同一にし、線量率を1/10程度減少させ、フィルム濃度を測定したところ、EDR2では5%、XV2では9%減少することを報告した。また、深さに応じて線量率が変化する事が考えられる。すなわち、同一処方線量を同一線量率で照射すると、深さによって単位時間あたりの吸収線量が異なる。エネルギーが低いほど差が大きくなる。Djouguelaの報告を参考にし、4 MV X線で10×10 cm²の照射野で、5 cmと30 cmに対して同一線量投与することを考えると、EDR2で最大1.5%程度、XV2では2.7%程度減少すると推測される。ただし、Ahamad²⁹⁾らは、EDR2は深さによるフィルム濃度の変化はないと報告している。以上より、フィルムを利用した測定を行う際、フィルム濃度-線量変換テーブル用フィルムと検証用フィルムの深さをできる限り一定にし、利用する線量率を同一にして照射し、比較することが望ましい。

⑥ エネルギー依存性

フィルムは低エネルギー光子に対し高感度であることが報告されている²⁹⁾。特にXV2はハロゲン化銀中の臭素の割合が高いため、低エネルギー光子に対し高感度である。したがって、照射野や深さの変化による散乱光子の増減によってフィルム濃度が変化する事が報告されている^{32,33)}。EDR2は、XV2と比較し臭素の割合が少なく、低エネルギー光子によるフィルム濃度の増加をおさえることが可能となった。上述通り、Ahamad²⁹⁾らはEDR2のフィルム濃度の深さ依存性はないと報告していることでも示されている。

3.1.4.2.2 ラジオクロミックフィルム

ラジオクロミックフィルムは、ラジオグラフィックフィルムと同様に非常に高い空間分解能を有しているにも関わらず、可視光に対して感度が低いことから明室での使用が可能であるため、作業効率が高い。またラジオグラフィックフィルムのような現像処理が不要であるため、湿式現像設備をもたない現在の病院で利用可能である。本節では、ラジオクロミックフィルムを使用する上で注意すべき基礎的な物性的特性をまとめる。

ラジオクロミックフィルムの化学反応と蘇生

ラジオクロミックフィルムは無色の放射線感受性単量体であるジアゾ系物質が均一に塗布されたものであり、これに電離放射線照射を照射すると重合体に変化することで青色に変色する。ラジオクロミック反応の化学的メカニズムは、曝射によって solid-state topochemical 重合反応が起こり、その結果、炭素主鎖に沿って均一で平坦な重合抱合が形成されるといえる³⁴⁾。

表 3-3 ラジオクロミックフィルムの組成^{35,36)}。

構成元素	組成比 [%]		
	EBT	EBT2	RT-QA
C	42.3	42.4	53.7
H	39.7	40.9	9.1
O	16.2	16.6	14.2
N	1.1	0.01	12.7
Li	0.3	0.10	1.9
Cl	0.3	0.04	8.4
K	-	0.01	-
Br	-	0.01	-
Z _{eff}	6.98	6.84	8.29

一般的に使用されているラジオクロミックフィルム (Gafchromic EBT, EBT2, RT-QA) の組成を表 3-3 に示す^{35,36)}。炭素、水素、酸素を多く含み、実効原子番号もそれぞれ 6.98、6.84、8.29 であり、水に近い値となっている。軟組織等価性については多くの報告があり、放射線治療に使用されるエネルギー領域において、ラジオクロミックフィルムと水および筋肉組織との質量エネルギー吸収係数比と質量衝突阻止比は全て 2%以内である³⁷⁻⁴²⁾。

このように、ラジオクロミックフィルムは水等価固体ファントムなどと組み合わせた線量評価に有用な検出器であると考えられる。

測定可能線量域

ラジオクロミックフィルムの測定可能線量域は、ラジオグラフィックフィルムに比べて広く、表3-4に示すように、高線量領域までの測定が可能である。

表3-4 ラジオクロミックフィルムの測定可能線量域⁴³⁾。

フィルムモデル	測定エネルギー	測定線量域
MD-V2-55	30 keV – 30 MeV	2 – 100 Gy
XR-RV2		1 – 5000 cGy
XR-QA2	20 – 200 kVp	0.2 – 50 cGy
XR-CT		0.1 – 20 cGy
RTQA2	keV – MeV	2 – 800 cGy
EBT2		1 – 1000 cGy

エネルギー依存性

図3-7として、線質を変化させた時のラジオクロミックフィルムの線量-濃度特性を示す。keV領域からMeV領域にかけて、最大でも5%を超えない程度の変動に収まっており、エネルギー依存性は無視できると考えられる。

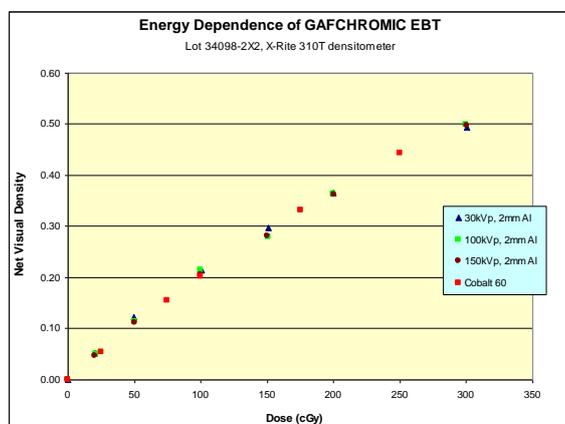


図3-7 ラジオクロミックフィルムのエネルギー依存性³⁵⁾。

線量率依存性

図3-8に示すように、線量率を0.08~80 Gy/minと変化させ、20、40、60 Gyの照射を行った場合、60 Gy低線量率照射においてのみ、線量率依存性が見られた。一般的に臨床で使用される2~4 Gy/minの線量率では、線量率依存性は問題にならないと考えられる³⁴⁾。

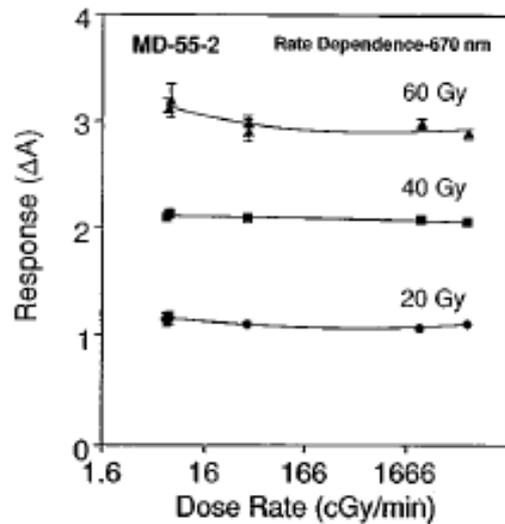


図3-8 ラジオクロミックフィルムの線量率依存性³⁴⁾。

濃度均一性・平坦度

線量強度が均一である照射野でラジオクロミックフィルムに曝射し、その試料から得られたプロファイルを図3-9に示す⁴²⁾。位置によってフィルム感度の変動が大きいことがわかる。これはラジオクロミックフィルムの製造過程において、フィルム有感層の厚みにバラつきが生じるためである⁴⁴⁾。

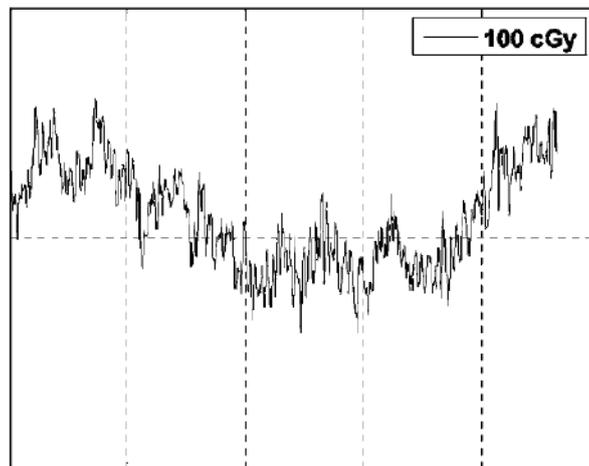


図3-9 ラジオクロミックフィルムのフィルム不均一性⁴²⁾。

このフィルム不均一性を補正するために、二重曝射法⁴⁵⁾などの手法が開発され、広く使用されてきたが、現在ではEBT2の有感層にMarker Dyeと呼ばれる光の青色成分に対して感度を有する染料が添加されており、この成分の信号を利用してソフトウェア内で不均一性を補正する手法が開発されている³⁶⁾。

また、図3-9においてプロファイルに高周波ノイズが確認される。高周波ノイズの除去のために、フィルムをスキャン後、メディアンフィルタなどによる平滑化処理が必要である。

3.1.4.3 線量分布検証例

Esch⁴⁶⁾らは AAA 法と PBC 法の計算精度の検証にラジオグラフィックフィルムである Kodak EDR2 を用いた不均質線量分布検証が実施している (図3-10)。空間分解能の高いフィルムを利用することで、電離箱による測定が困難な肺等価物質と水等価物質との境界面などの測定が可能となる。

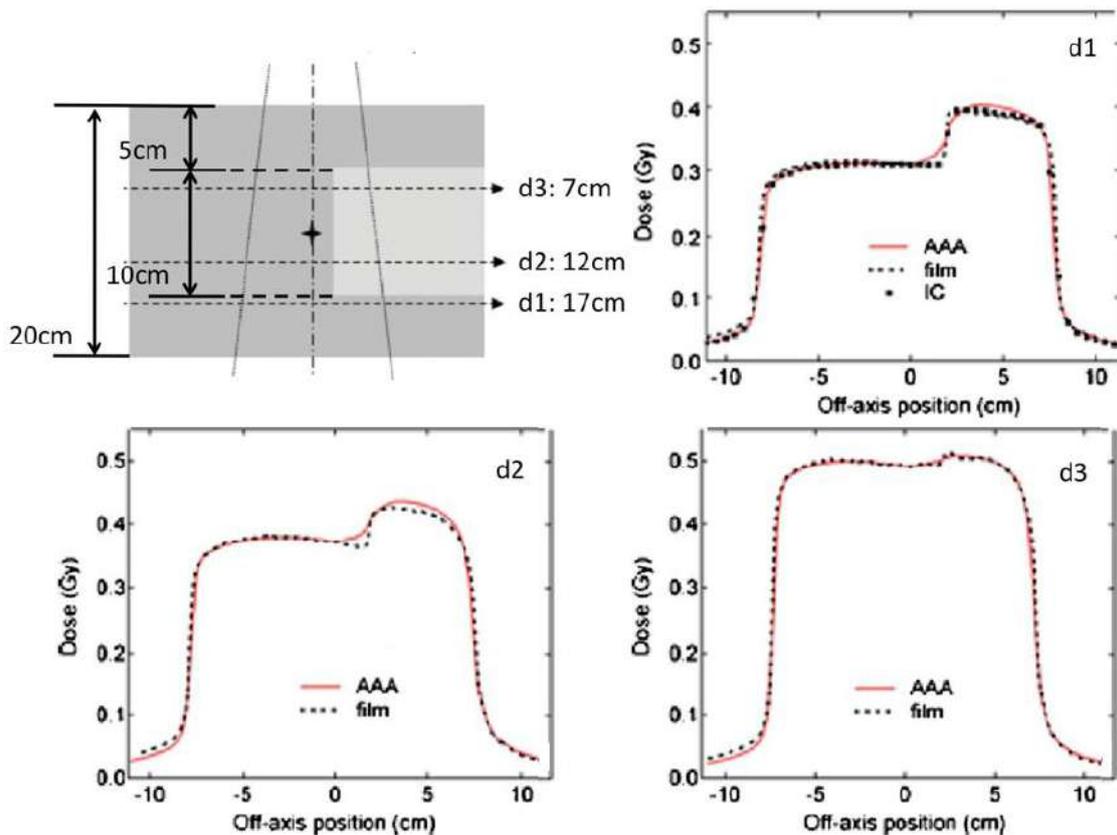
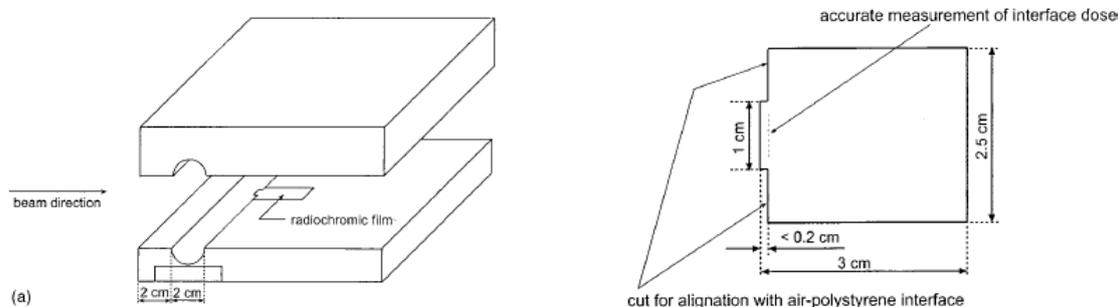


図3-10 線量プロファイル (AAA 法と EDR2 と 2次元電離箱線量計の比較)⁴⁶⁾。

Martens らは小照射野条件での気道粘膜の線量評価のために、ラジオクロミックフィルムを用いた⁴⁷⁾。図3-11(a)は測定のジオメトリを示しており、ポリスチレンファントムに直径2cmの円筒型の空洞通過後の深部線量変化をラジオクロミックフィルムで実測し、その結果とモンテカルロ計算や治療計画装置の結果と比較した。図3-11(b)は測定に使用したフィルムの形状である。

図3-12において、ラジオクロミックフィルムとモンテカルロ計算の結果に注目してみ

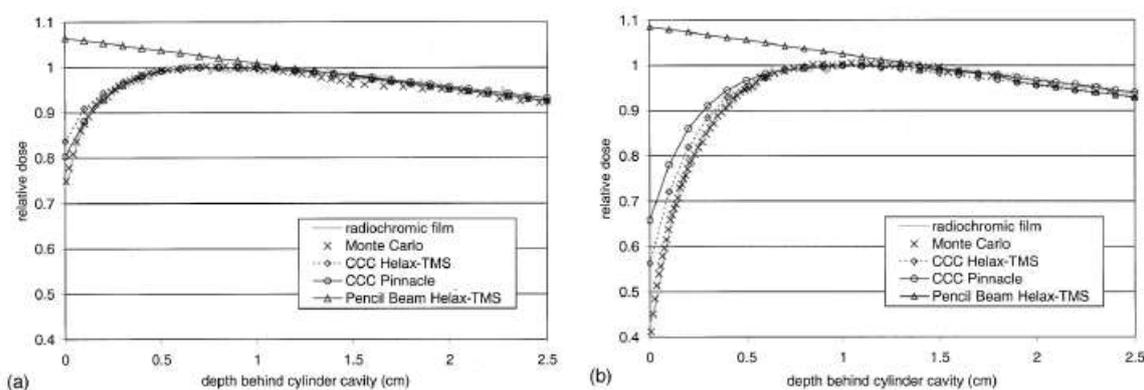
ると、両者は良く一致していることがわかる。このことから、ラジオクロミックフィルムは固体ファントムを使用した不均質線量計算の検証に有用な測定器材であることが示唆される。



(a) 測定のジオメトリ

(b) 測定に使用した Radiochromic film

図 3-1-1 ラジオクロミックフィルムを用いた不均質モデルの線量検証ジオメトリ。



(a) 10x1 cm²での深部線量の比較

(b) 10x2 cm²での深部線量の比較

図 3-1-2 円筒型空洞通過後の深部線量の変化。

このように、フィルムを使用することによって、電離箱線量計などでは測定が困難であるジオメトリにおいても、二次元で多くの線量情報を取得することが可能である。精度の高いフィルム測定／解析は、先述の誤差要因を除去することによって可能となるが、フィルムを水等価ファントム内に配置すると、フィルム自体が不均質物質として機能することに注意を払う必要がある。また、水等価物質内に空洞や肺を模擬したコルクなどの不均質物質が配置されているファントムでは、水等価物質中と不均質物質中では X 線スペクトルの変化が異なり、阻止能が変化する。したがって、水等価物質中と不均質物質中ではフィルム感度が異なるため、不均質物質中の絶対線量評価に注意が必要である。

3.1.5 評価基準

本ガイドラインにおける評価方法や評価基準は ESTRO Booklet NO.7⁴⁸⁾に準ずる。計算値と実測値の比較は、Venselaar ら^{48,49)}の提案した次の4領域に分類した偏差； δ によって行う（図3-13）。

- (1) δ_1 ；ビーム中心軸上、高線量領域でかつ、線量勾配が緩やかな領域。
- (2) δ_2 ；ビーム中心軸上のビルドアップ領域や線量プロファイルの半影領域。高線量領域でかつ、線量勾配が急峻な領域。不均質の境界近傍領域も該当する。
- (3) δ_3 ；ビーム中心軸外の照射野内領域。高線量領域でかつ、線量勾配が緩やかな領域。
- (4) δ_4 ；照射野外領域。半影領域に続く低線量でかつ線量勾配が緩やかな領域。

更に、次の2つの評価項目を追加提案する。ビームフリンジは、特に不均質領域でのプロファイル形状の評価に有効である。

- (5) RW_{50} ；照射野サイズ
- (6) δ_{50-90} ；ビームフリンジ、プロファイル形状の偏差。高線量領域でかつ、線量勾配が急峻な領域。

評価基準を表3-5⁴⁸⁾に示すが、既に公表されている検証結果などを参考に、単純不均質条件下における評価基準を与える。当然ながら、不均質形状は、材質や不均質ファントムの配置など測定条件も多様であり、照射条件や測定条件も様々であるので、線量計算法の精度限界から評価基準を越えるような検証条件も考えられる。それゆえ、測定系、計算系での誤差要因を把握し、計算値と実測値の差異について評価して欲しい。

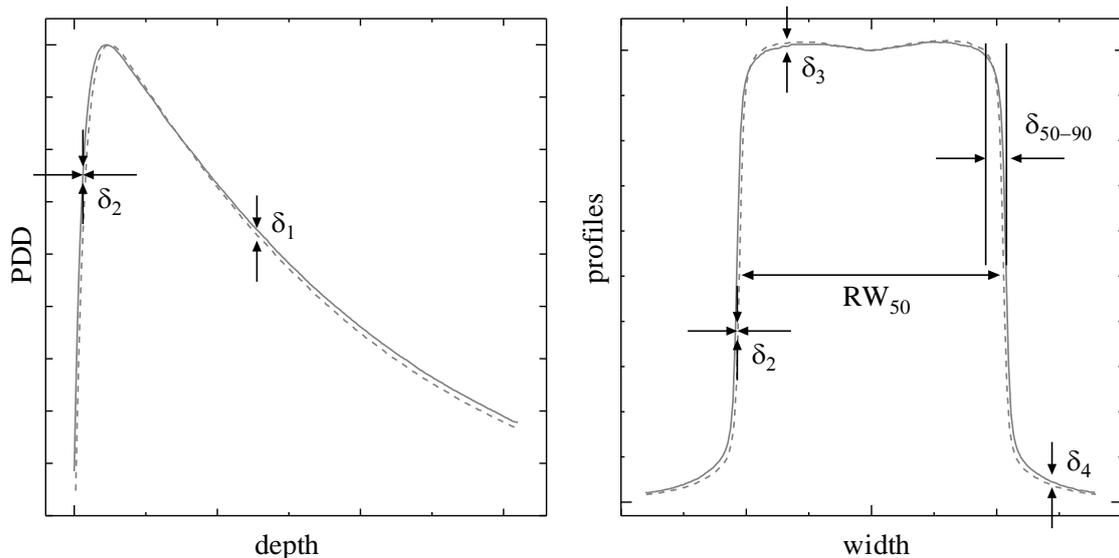


図3-13 線量評価領域の定義。

実線は実測によるプロファイル、破線は計算によるプロファイルである。

表 3-5 評価基準。

評価基準	単純不均質
δ_1 : ビーム中心軸 (高線量、線量勾配が緩やか)	3 %
δ_2 : 不均質境界領域 (高線量、線量勾配が急峻)	3 mm, 15 %
δ_3 : 照射野内 (高線量、線量勾配が緩やか)	3 %
δ_4 : 照射野外 (半影領域に続く低線量、線量勾配が緩やかな)	40% (4%)
RW50: 照射野サイズ	2 mm, 1 %
δ_{50-90} : ビームフリッジ、プロファイル形状の偏差	3 mm

注: () 内は中心軸線量に対する線量偏差%を示す。

3.2 線量計算アルゴリズム移行期において必要となるコミッショニング

3.2.1 移行期における必要なプロセス

本節では、不均質補正なしの条件で計算していた施設が、モデルベースアルゴリズムを用いた不均質補正有りの条件へ移行する際の留意事項、また、その手順についての提案を行う。また、すでに移行が完了している施設については、本節の留意事項の実施状況を確認する必要がある。

移行のプロセスとして、下記のようなステップが望ましい。

- ① 治療済み症例に対するレトロスペクティブな検討
- ② 治療計画・線量処方の方針決定
- ③ 新旧手法の比較をしながらの新患治療計画および治療の試行 (部位別初期 10 例程度)
- ④ 全症例で新手法の運用開始

各施設において、これまでに治療をおこなった症例に対して、不均質補正を考慮した再計算をおこない、レトロスペクティブに投与された線量を評価する必要がある。その後、どのように移行するかを臨床グループで検討し、治療計画・線量処方の方針を決定する。治療成績の低下を回避するため、移行期初期においては、新旧の両方法による線量検証を行う。いくつかの研究によって、肺野のような密度が低い組織が存在する部位では、同一処方線量 (ICRU 基準点線量) を得るための MU 値は不均質補正を行わない方が大きくなる。例えばアイソセンタに 2 Gy 処方を共通にした場合、不均質補正を適用すると実効深が相対的に小さくなり、結果的に算出 MU 値は低くなる。この結果、相対的に補正適用の有無によりアイソセンタでの線量低下が起き、局所制御率の悪化に繋がる恐れがある。しかし、全症例で算出 MU 値が低くなる訳ではなく、エネルギー、MLC マージン、腫瘍の位置など複数の因子が MU 値の変化に影響する。したがって、患者毎のばらつきを含めた全体の傾向をあらかじめ把握しておくことが望ましい。

また不均質補正移行時に、ICRU 基準点 (アイソセンタ) に対する処方線量を従来と同じ

値にするか、それとも線量分布図上で 90%、95%の等線量線が PTV を囲うためにアイソセクタ処方線量を変化させるかについては、放射線腫瘍医の臨床的な判断を考慮して決定する必要がある。また将来的に新手法での治療の効果を評価するならば、混乱を防ぐ為にある時期を境に全症例移行することが望ましい。レトロスペクティブな治療計画検証の方法と検討すべきパラメータについては次項で述べる。

従来、実効深を使用して線量計算を行っていた施設については、不均質をまったく考慮していなかった施設と比較して、相対的に移行に伴う変化は小さい場合が多い。ただ、その補正は 1 次線に対する点だけであり、散乱線にまで及ぶものではないため、系統的な MU 値変化があることを保証するものではない。やはりレトロスペクティブな検討が必要である。

3.2.2 レトロスペクティブな治療計画検証について

不均質を考慮することによる最も影響を受けやすい部位は、低密度の肺を含む胸部、頭頸部などの空気の部分を含む部位、人工骨頭などの高密度物質が存在する部位などである。これらの部位に対して治療計画を行う際に注意すべき事項の各論は第 4 章に詳述されている。ここでは、肺・縦隔に対する治療計画を考える。そして、不均質に対する補正を行わないで均質として治療計画を行った場合、および、convolution/superposition 法などのより精度の高いモデルベースアルゴリズムに移行した場合の解析を行う。

プランの比較において評価パラメータは、PTV 内の最大線量、最小線量、平均線量、 D_{95} 、 V_{95} 、均一指標 Homogeneity Index (HI)、治療体積 Treated volume (TV)、線量集中性指標 Conformity Index (CI)、さらに、危険臓器 (OAR) の計画体積 (PRV) に対するものとして肺における V_{20} や、脊髄に 45 Gy 以上が投与される体積などがある。各パラメータの定義は下記のとおりである。

PTV の D_{95} . . . PTV の累積体積 95% の線量 [Gy]

PTV の V_{95} . . . PTV 内の処方線量の 95% で囲まれる体積 [cm^3]

PTV の Homogeneity Index (HI) . . . PTV 内の最大線量/最小線量

PTV の Treated volume (TV) . . . PTV 内の最低線量でカバーされる体積 [cm^3]

PTV の Conformity Index (CI) . . . TV/PTV

肺野の V_{20} . . . 20 Gy 以上で照射される肺の体積の割合 [%]

水野らは、非小細胞肺癌Ⅲ期の 25 症例 (5 施設) に対するレトロスペクティブな治療計画検証を行った⁵⁰⁾。本ガイドラインでは以下、その内容を引用する。

治療計画では、原発巣 (PTVp) とリンパ節 (PTVn) および選択的 (予防的) 領域に対して前後対向 2 門で 40 Gy の照射をおこない、その後、原発巣とリンパ節 (PTVp+PTVn =PTV2) に対して斜入射で 20 Gy の boost 照射を行った。不均質を考慮しない治療計画の

条件と MU 値を維持したまま、不均質を考慮したモデルベースアルゴリズム計算モードで線量計算を行った。また不均質を考慮したモデルベースは、より現実に近い線量分布を再現することができるので、MU 値を固定にして再計算させることにより、実際どのような線量分布が実現していたかどうかをレトロスペクティブに評価することができる。なお使用エネルギーは施設 B、D が 6 MV、施設 A、E が 10 MV である。施設 C は、計画により 6、10、15 MV を使い分けている。解析方法のフローチャートを図 3-14 に示す。なお、PTVp および PTVn の評価は初期計画（前後照射）と変更後計画（斜入照射）それぞれについて評価し、PTV2 および OAR の評価は計画全体に対して評価を行った。

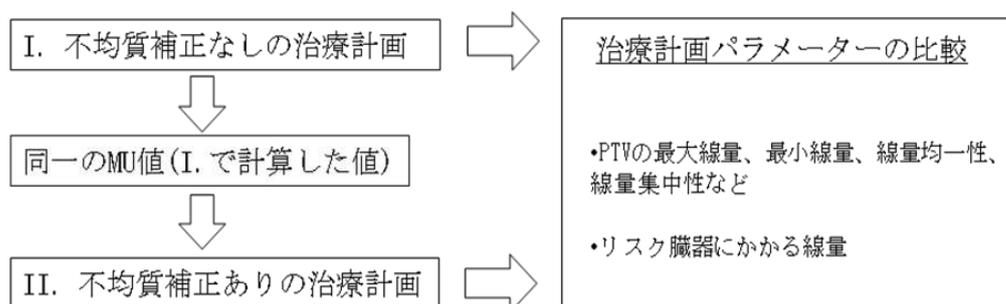


図 3-14 解析方法のフローチャート。

各症例の腫瘍位置、PTVp、PTVn、のサイズは表 3-6 の通りである。

表 3-6 各症例の腫瘍位置と PTV。

Case	施設	Tumor location*	PTVp [cm ³]	PTVn [cm ³]
1	A	LUL	32	118
2		LUL	80	125
3		RLL	16	27
4		RUL	28	66
5		RUL	19	147
6	B	LUL	58	15
7		RLL	101	45
8		RUL	95	235
9		LUL	215	183
10		LUL	368	151
11	C	LUL	45	18
12		RUL	338	36
13		LUL	161	269
14		RML	254	14
15		LLL	153	138
16	D	LUL	277	60
17		RUL	68	165
18		LUL	122	127
19		LUL	162	315
20		LUL	212	201
21	E	RML	63	85
22		RML	136	57
23		RML	157	34
24		RUL	178	54
25		RML	112	35

* RUL: 右上葉, RML: 左中葉, RLL: 右下葉, LUL: 左上葉, LLL: 左下葉

** 施設 E は、すでにモデルベースのアルゴリズムへの移行を完了しており、治療計画はモデルベースでおこなわれている。相対的評価においては、大きな影響はないと判断し、今回の解析に含めた。

これから示すグラフは、上述の通り、不均質補正を行わずに計算した結果を基準とし、モデルベースのアルゴリズムに変更した際に、どの程度、各評価パラメータが変化するかを示したものである。モデルベースアルゴリズムが、実際の体内における線量にもっとも近いと仮定すると、ここで示す MU 値を固定して再計算する方法を用いることにより、実際にはどの程度の線量が患者体内に投与されていたのかをレトロスペクティブに評価することができる。

A. アイソセンタ線量および原発巣+リンパ節 (PTV2) の D₉₅

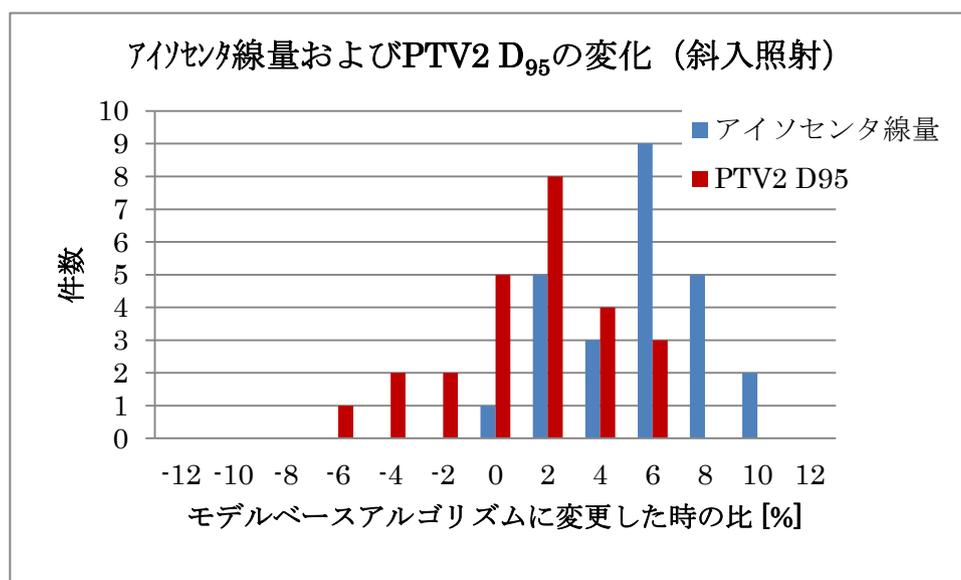
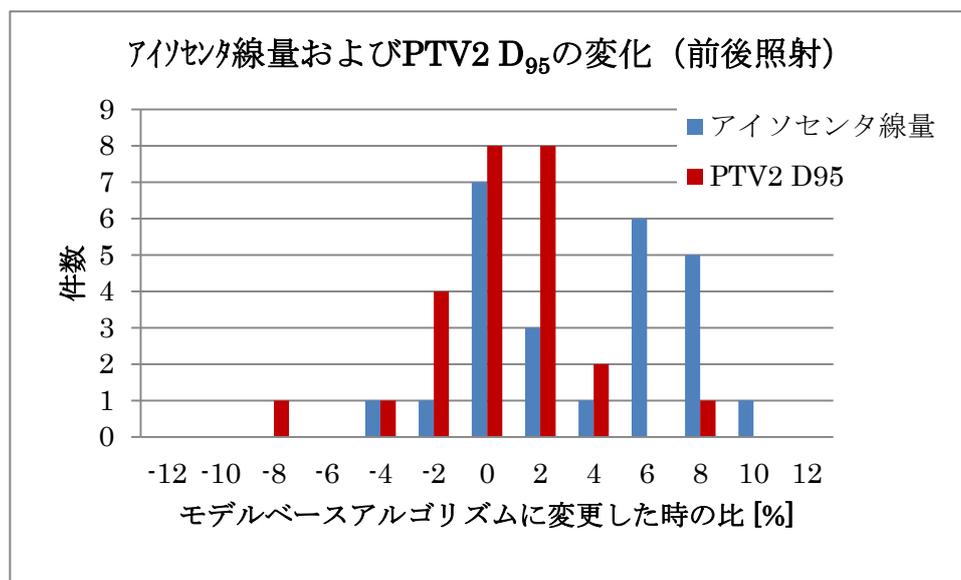


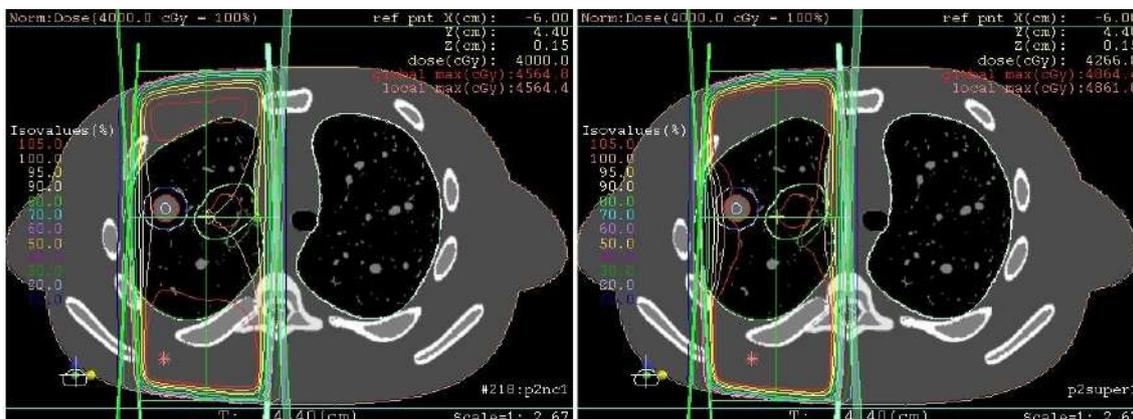
図3-15 前後照射、斜入照射のアイソセンタ線量及びPTV2のD₉₅。
これらは前後照射では40 Gy=100%、斜入照射20 Gy=100%として得られた値。

アイソセンタは、従来から線量処方点として定義されることが多く、移行期における処方線量の変化をもっとも直接的に評価することができる。このような解析を行わずに移行を行ってしまうと、アイソセンタ線量で上記の図より読み取れるような線量の差が生じ、気づかないまま従来の処方線量との整合性を崩すことになる。今回解析した 25 例では結果として、従来アイソセンタ線量は、前後照射においては、平均 4%、最大 10% (Case 21)、斜入照射においては平均 6%、最大 11% (Case 20) の過照射になっていたことになる。言い換えると、不均質補正を行うことにより、従来の線量投与よりも平均で 5% 低下することを意味し、これは肺野の密度が低いことによる実効深の減少に伴う MU 値の減少が原因である。その影響の大きさは照射野、X 線エネルギーに依存するが多施設共同研究のため、今回の解析結果はそれが複合的に関係している。

また、前後照射より斜入照射の方が、肺野を通る距離が長くなるため、よりその傾向が強まる。そこで簡易的な評価法として実効深を用いて、相違が大きかった 2 例について見てみると、Case 21 の前後照射では、幾何学的深度 / 実効深度 = 12.6 cm / 5.8 cm (前)、7.3 cm / 5.1 cm (後) であり、Case 20 の斜入照射では、幾何学的深度 / 実効深度 = 14.4 cm / 10.5 cm (前斜入)、11.8 cm / 10.5 cm (後斜入) であり、どちらも幾何学的深度と実効深度の差が大きいビームがあった。前後照射において、ヒストグラムのピークが 0% 付近と 6-7% 付近との 2 箇所に観測されるのは、病巣が縦隔に接している肺野の不均質の影響をあまり受けない症例と、逆に孤立性病変等でその影響が顕著に出る症例があるためである。先に述べたように、全体的に過線量気味となっており、モデルベースに移行した場合、同じ線量をアイソセンタに処方すると過少照射になり、局制御率の悪化を招く可能性がある。しかし、逆の傾向を示す例 (~3% (Case 20)) もあるので、単純に処方線量を増加させればよい訳ではない。Case 20 の前後照射では、幾何学的深度 / 実効深度 = 12.1 cm / 11.9 cm (前)、9.2 cm / 10.0 cm (後) であり、後方からの照射では実効深度が大きくなっている。このように病巣が縦隔に接している症例等、解剖学的に実効深度が大きくなる場合もある。別な方法として、不均質補正の適用においては PTV の D_{95} で処方するという手法が提案されることもあるが、こちらに関しても上記グラフの通り、補正の有無により前後照射で平均 1%、最大の相違で 9% (Case 4)、斜入照射で平均 1%、最大の相違で 6% (Case 4) の差がある。したがって、症例によってはこのような処方にも注意が必要である。

ここでは、 D_{95} における相違が大きかった Case 4 の前後照射について、仮想ファントムを用いた検討を行った。Case 4 は、右上葉に腫瘍があり、比較的小さな MLC マージンが設定されている。10 MV の X 線を用いて前後照射でアイソセンタ処方を行った際、この MLC マージンの違いによりどのように PTV2 の D_{95} が変化したかを図 3-16 に示す。

MLC マージン 10 mm の場合 (左 : 補正なし、右 : 補正あり (モデルベース))



MLC マージン 5 mm の場合 (左 : 補正なし、右 : 補正あり (モデルベース))



MLC マージン 3 mm の場合 (左 : 補正なし、右 : 補正あり (モデルベース))

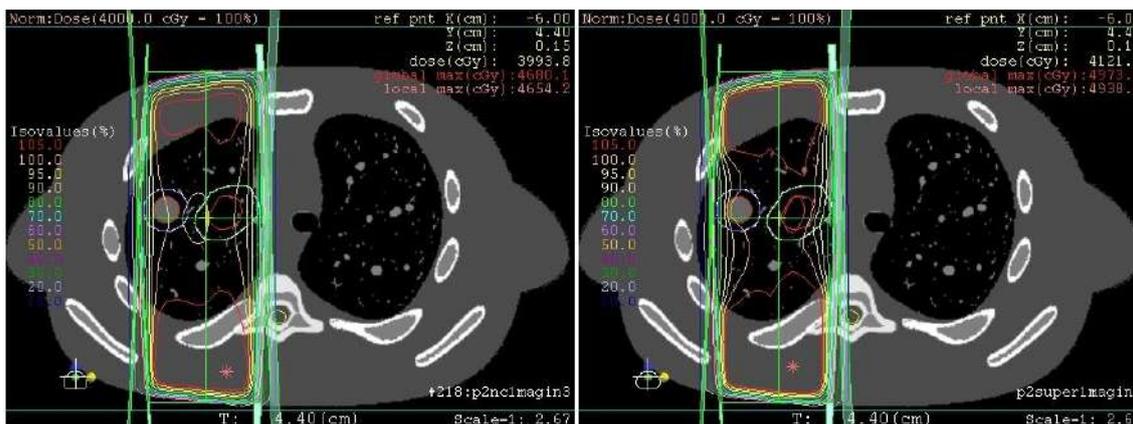


図 3-16 Case 4 前後照射での仮想ファントムを用いた線量分布比較。

* 縦隔リンパ節転移は、仮想ファントムでは密度 1 に割り当ててある。

補正の有無に関わらず MLC マージンが小さくなるほど、PTV カバレッジが悪くなるのは当然であるが、MLC マージンが小さいほど、補正あり・なしの相違が大きくなる。数値的にこの現象を確認するために、アイソセンタ線量および PTV2 の D₉₅ の解析結果を表 3-

7に示す。

表 3-7 Case 4 前後照射でのアイソセンタ線量および PTV2 の D₉₅。

MLC マージン	アイソセンタ線量		PTV2 の D ₉₅	
	補正なし	補正あり	補正なし	補正あり
10 mm	40 Gy	42.6 Gy (+6.7%)	38.6 Gy	39.0 Gy (+1.1%)
5 mm	40 Gy	42.1 Gy (+5.3%)	35.4 Gy	34.5 Gy (-2.5%)
3 mm	40 Gy	41.4 Gy (+3.5%)	33.1 Gy	31.6 Gy (-4.7%)

十分な MLC マージンを確保している場合には補正のあり・なしで D₉₅ の値の相違は 1% 程度であるが、マージンが 3 mm になると約 5% の相違が発生している。従って、Case 4 のように比較的小さな MLC マージンが設定されている場合は注意が必要である。なお、各施設が利用している MLC マージンについては、現在統一された値はない。そのため、施設毎に検証を行うことが必要である。表 3-7 の数値はあくまでも参考として示しているが、実際は腫瘍の位置や腫瘍辺縁の CT 値の影響を大きく受ける。ただし、一般的には表 3-7 で示すような傾向を持つ。図 3-17 に模式図を示す。不均質を考慮しない場合の TV (Target volume) に対して不均質を考慮した TV はプロファイル上わかるとおりペナンブラ形状が異なり、適正な MLC マージンの設定の重要性が一目瞭然となる。

まとめると、補正なしの MU 値で固定して補正ありモデルベースで再計算させると、アイソセンタ線量は増加傾向、D₉₅ は減少傾向にある。また上記の結果から、モデルベースでの計画作成において線量カバレッジを確保することを目的として MLC マージンを拡張する際には、放射線肺臓炎症のリスクが増加するということを考慮し、放射線腫瘍医と十分協議した上で決定する。

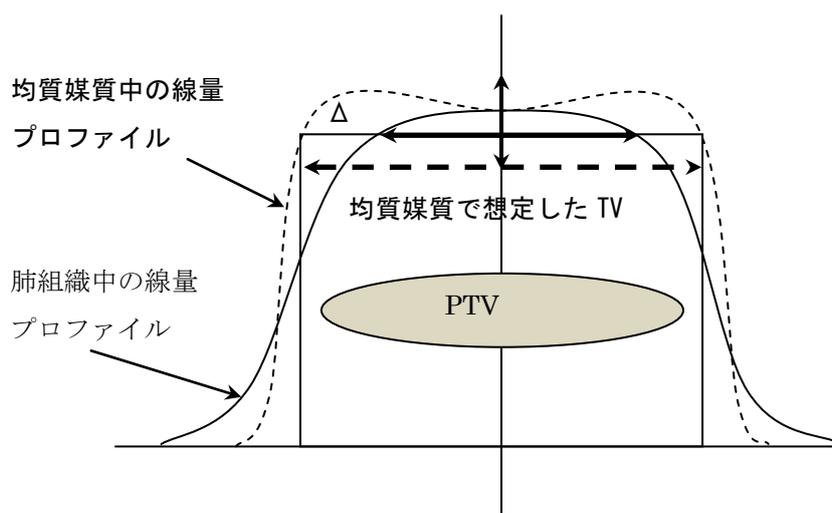


図 3-17 PTV に対するプロファイルの不均質補正の有無の相違。

B. 原発巣 (PTVp) の線量

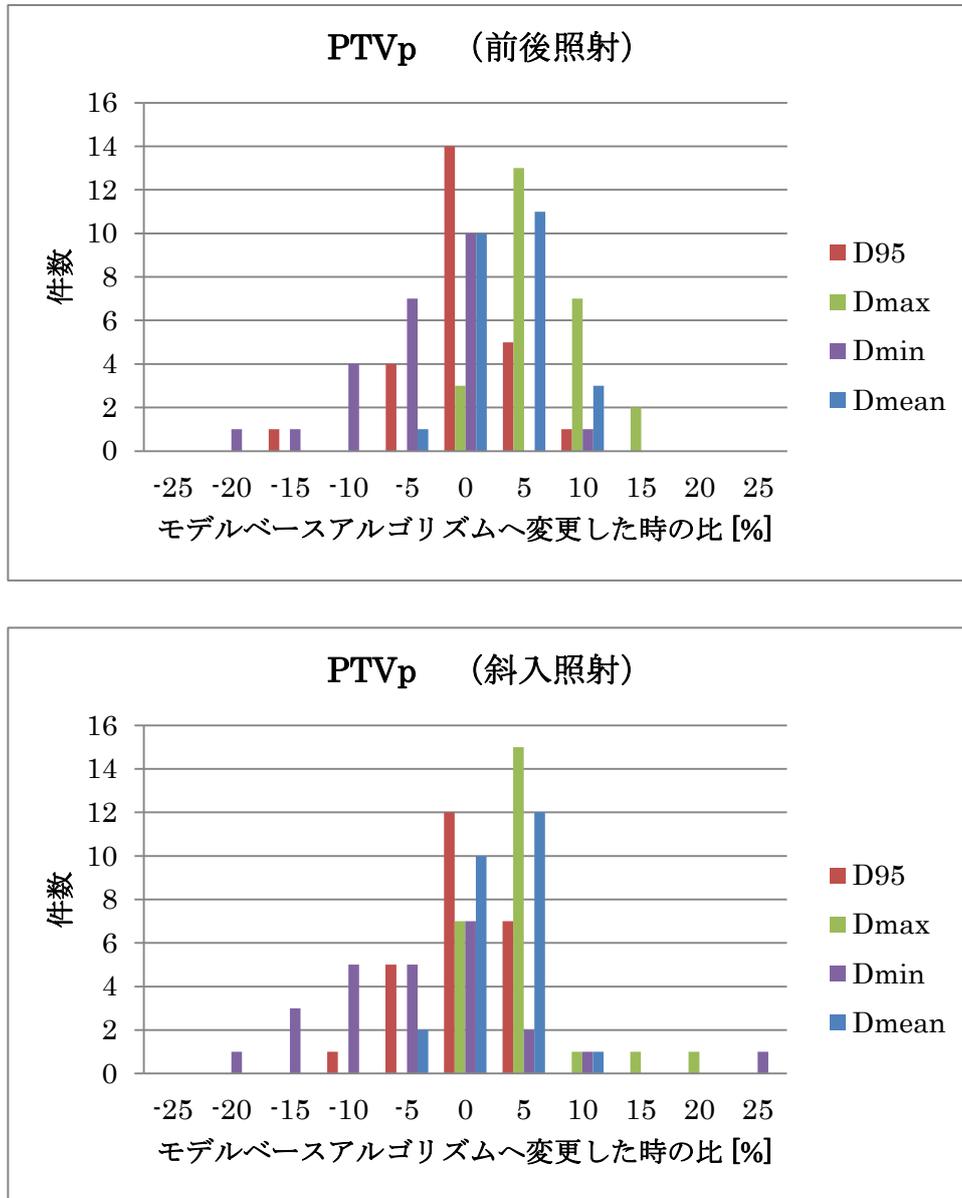


図3-18 前後照射、斜入照射における PTVp の変化。

原発巣 (PTVp) において、D₉₅、最大線量 (Dmax)、最小線量 (Dmin)、平均線量 (Dmean) の評価を行った (図3-18)。平均線量は全体的に高くなっており、過線量であった傾向が見られるが、D₉₅ は 0% を中心とした正規分布に近かった。肺野中の孤立性病変のようなケースにおいて、リビルドアップ効果を考慮しているモデルベースアルゴリズムでは、辺縁線量が低下する傾向があり、最小線量の平均値が前後照射では 6.2%、斜入照射では 3.6% と低下していることからその影響が示唆される。この影響を含んだ PTV 内線量は均一性が悪化しているものと思われる。そこで、Homogeneity Index (PTV 内の Dmax / Dmin) の変

化についての評価を行った。全症例の平均値は、前後照射時には補正なしの場合の 1.21 から補正した場合には 1.31 へ、斜入照射時にも同様に 2.39 から 2.45 へと悪化していた。また、最大線量と最小線量の解析結果からも、相対的に 10%以上過大あるいは過小な線量点が存在することがわかった。特に最小線量の変化が大きく、不均質を考慮した計算をしない場合には、予定していた線量が PTV に付与されていなかった症例もあることを示している。

C. リンパ節 (PTVn) の線量

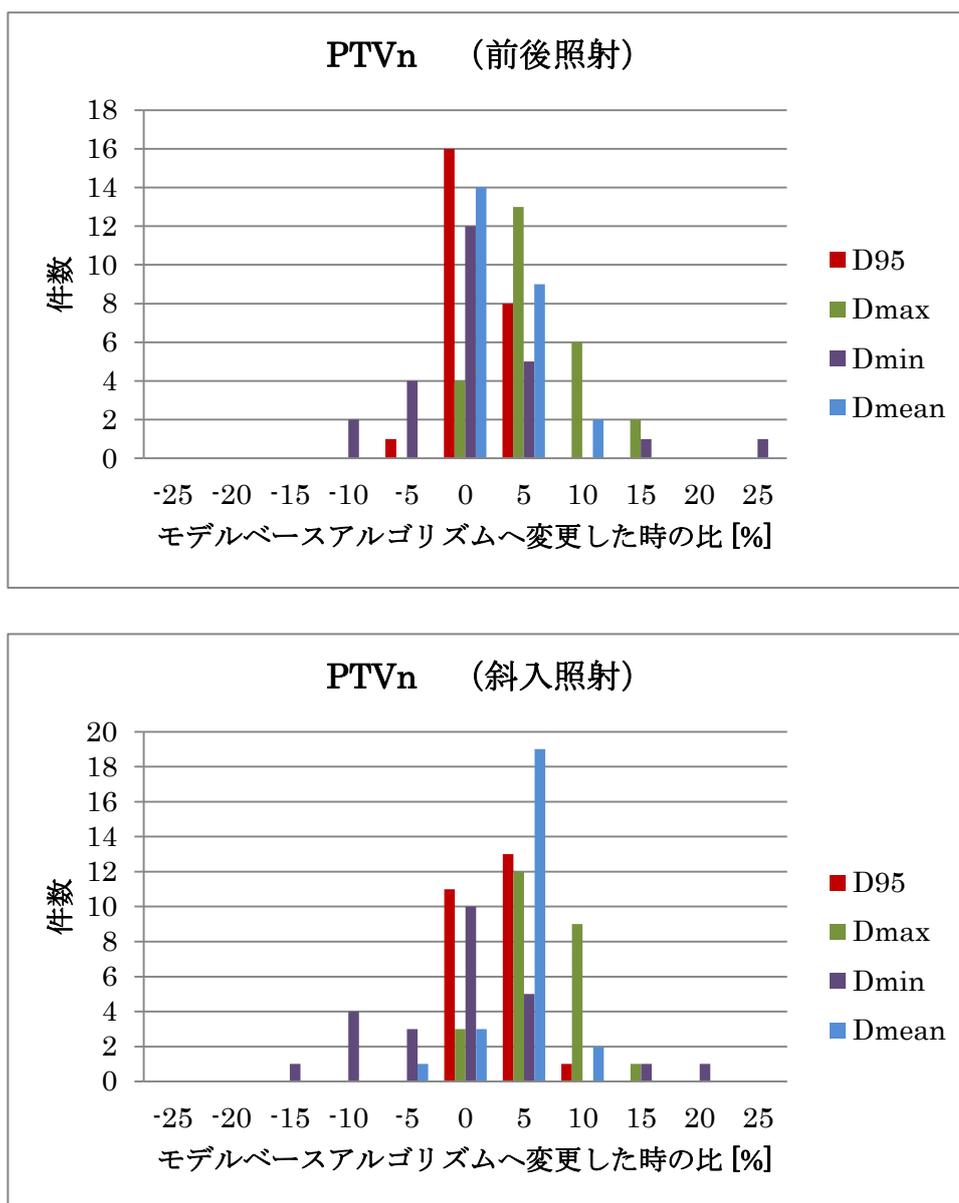


図3-19 前後照射、斜入照射における PTVn の変化。

リンパ節の線量(PTVn)に関しても、PTVp と同じ項目について評価を行った(図3-19)。

平均線量はPTVpと同様高くなっており、D₉₅においてもPTVpと比較して若干高い傾向を示した。リンパ節は縦隔と接していることにより、PTVpのようなリビルドアップの影響が小さかったことが推察される。全体として、PTVpよりもばらつきは小さかったが、補正の有無による線量差が10%を超える症例があった。

D. 重要臓器の評価パラメータ（肺・脊髄）

表3-8 肺野のV₂₀ [%]および脊髄の最大線量Dmax [Gy]の補正の有無による変化。

Case	肺野 V ₂₀ [%]			脊髄 Dmax [Gy]		
	補正なし (A)	モデルベース (B)	変化量 (B)-(A)	補正なし (C)	モデルベース (D)	変化量 (D)-(C)
1	21.1	21.6	+0.5	46.3	45.7	-0.7
2	25.7	26.1	+0.4	46.0	47.2	+1.2
3	27.4	28.2	+0.8	47.8	48.2	+0.4
4	17.5	18.4	+0.9	36.4	38.0	+1.7
5	34.7	35.6	+0.9	44.0	44.3	+0.3
6	15.1	15.5	+0.4	45.8	45.1	-0.7
7	36.4	37.3	+0.9	48.8	49.5	+0.7
8	30.8	31.6	+0.8	52.9	53.2	+0.3
9	29.0	29.4	+0.4	49.6	49.5	0.0
10	27.0	27.5	+0.5	48.2	49.2	+1.1
11	23.2	23.6	+0.4	41.8	41.8	0.0
12	16.6	17.1	+0.5	45.9	45.8	-0.1
13	30.9	30.2	-0.7	47.9	48.1	+0.2
14	29.1	30.3	+1.2	44.9	45.7	+0.9
15	17.0	17.4	+0.4	42.4	42.6	+0.2
16	23.9	25.2	+1.3	42.4	42.7	+0.3
17	12.2	12.3	+0.1	46.8	47.4	+0.6
18	27.9	29.4	+1.5	41.9	41.6	-0.3
19	21.7	22.6	+0.9	46.5	45.6	-0.9
20	29.3	30.4	+1.1	47.0	46.3	-0.7
21	33.1	34.6	+1.5	44.2	44.6	+0.4
22	17.1	17.4	+0.3	44.5	47.5	+3.1
23	15.2	15.4	+0.2	45.5	45.9	+0.4
24	15.9	16.5	+0.6	47.6	49.2	+1.6
25	37.3	39.8	+2.5	43.9	46.2	+2.3

肺野の V_{20} に関しては、全体的にわずかに増加傾向があった（表 3-8）。この理由としては、モデルベースアルゴリズムの場合、肺野内は低密度である為、カーネルの伸縮により散乱線への線量寄与は増加し、結果として 20 Gy の低線量域が増加したと推察される。

脊髄に関しては有意な差異は見いだせなかった（表 3-8）。脊髄が十分照射野に含まれるような縦隔に腫瘍があるケースでは実効深の変化が小さいため、脊髄線量の変化も小さく、また、斜入照射では通常脊髄は照射野からはずれるため、影響が出ないと推察される。

3.2.3 不均質補正あり・実測ベースアルゴリズムから不均質補正あり・モデルベースアルゴリズムへの移行

近年になり、モデルベースアルゴリズムの日常臨床の利用が可能になったが、それ以前においては不均質補正あり・実測ベースアルゴリズムを日常的に利用している施設も存在し、現在も継続している場合がある。

それらの施設がモデルベースアルゴリズムに移行する際にも、同様のプロセスが必要となる。今回行ったレトロスペクティブな検証データについても、MU 値同一条件のまま、実測ベースアルゴリズムとモデルベースアルゴリズムの比較を行っている。ここでは不均質補正なし・実測ベースを用いて採用された治療計画が対象である為、実測ベースアルゴリズムとモデルベースアルゴリズムの治療計画は臨床に適用されたものではない。したがってここでの解析は、絶対値ではなく相対値の変化のみを行っており、参考データとして以下に示す。

A. アイソセンタ線量および原発巣+リンパ節（PTV2）の D₉₅

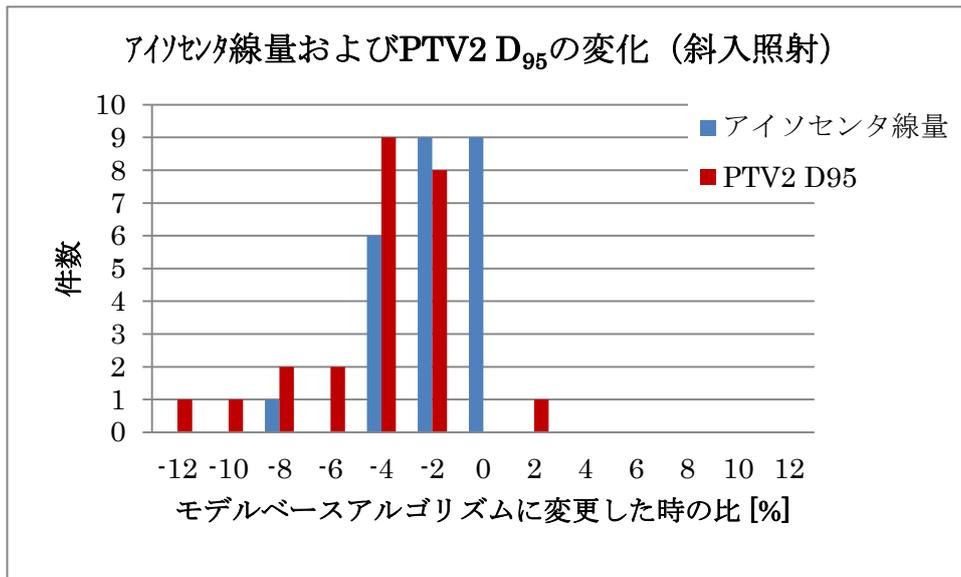
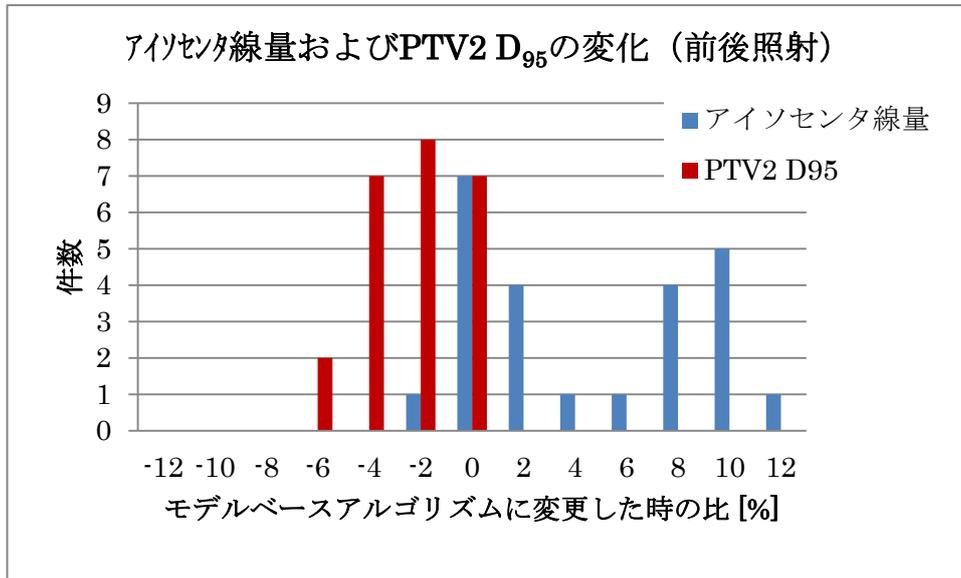


図3-20 前後照射、斜入照射のアイソセンタ線量及びPTV2のD₉₅。

B. 原発集 (PTVp) の線量

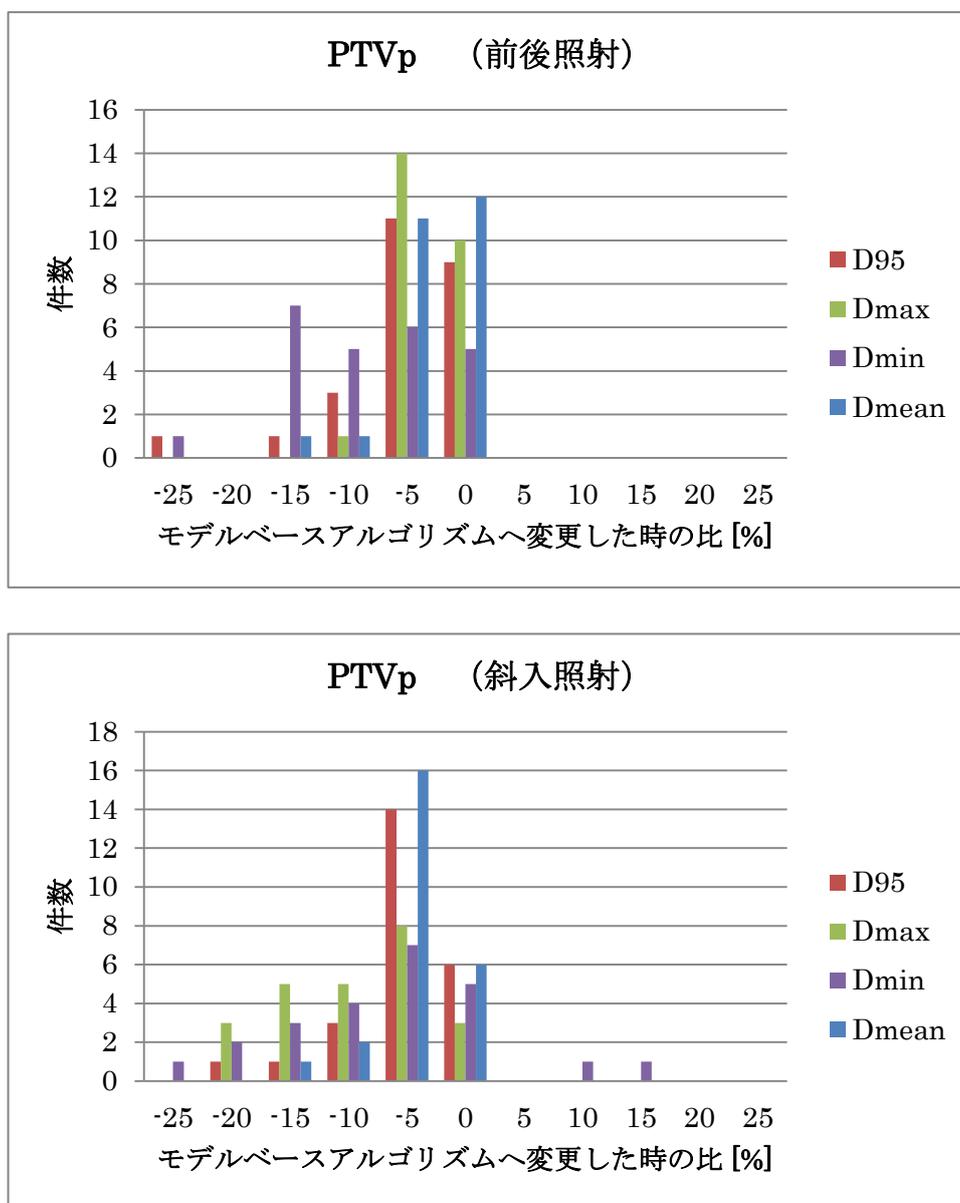


図3-21 前後照射、斜入照射における PTVp の変化。

C. リンパ節 (PTVn) の線量

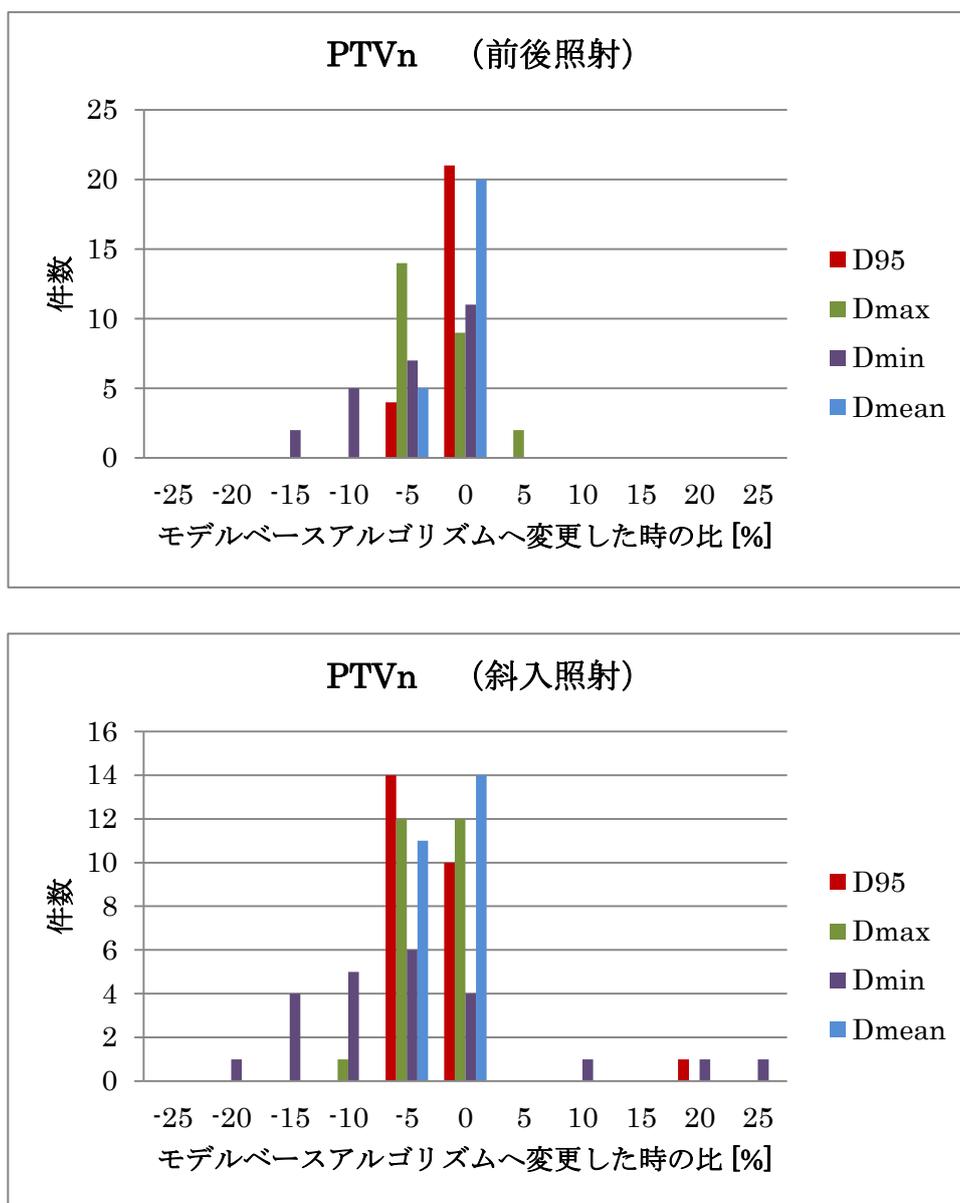


図3-22 前後照射、斜入照射における PTVn の変化。

3.2.4 移行後の治療計画・線量処方の方針の例

前節までで示したように、個々の計画システムにおいて、従来の均質に対する治療計画と不均質を考慮した新しい計算アルゴリズムによる治療計画のレトロスペクティブな比較を行うことにより、今後の治療計画の方向性を決定することが重要である。計算方法変更後の治療計画における線量投与方法やマージン設定の変更は、放射線腫瘍医と検討を行い決定することが必要である。計画方法の変更に伴う線量分布や MU 値の変化を確認し、最適な治療計画の方法を構築していくことが望まれる。MU 値の変更によっておこる実際に投

与される線量の変化が腫瘍の反応に影響する可能性があるため、変更後に生じる系統的な変化の観察も重要である。下記に、いくつかの施設での移行後の処方方法の実例を示す。

施設 A 補正入りモデルベースで治療計画を作成

- ① レトロスペクティブな解析を実施し、その結果から従来の治療方法との整合性に関しては許容できるものとみなし、すべて不均質補正ありで治療計画を作成する。傾向としては上記解析結果にも示してある通り、MU 値の低下が生じる。また以下の留意事項に関して医師への周知徹底を務める。
- ② 評価点は気管支や肺野内に設置しない。
- ③ MLC マージンの設定は従来通り 5 mm とする。5 mm 以上の設定は従来の治療方法に比べて照射体積が増加することから、間質性肺炎などのリスク増加が伴う。このことから MLC マージンの拡張は日常的に実施しない。
- ④ 重要臓器の評価に関しては、従来行ってきた不均質補正なしの線量分布で重要臓器の評価を行い、従来との整合性を図る。
- ⑤ 処方に関しては、従来の方法を受け継いで ICRU 基準点処方とする。不均質補正ありの D_{95} 処方 は ICRU 基準点処方より MU 値が僅かに高くなるため、従来の不均質補正なしの MU 値との整合性の点では有効である。しかし以下に示す問題点が課題となっている為、 D_{95} 処方を日常的に使用することは禁止している。まず一部の治療計画装置上では、 D_{95} 処方の機能が十分に備わっていないことである。これは自動で D_{95} 処方が設定できない為、マニュアルでの MU 値の調節が必要になってくる。これは誤入力を助長させる結果となる為避けるべきである。また D_{95} の値は腫瘍や重要臓器の位置に大きく左右されるため、 D_{95} 処方を行った場合、患者毎の処方量のばらつきを増加させる結果に繋がる。例えば脊髄の耐容線量を超えないようにブースト照射で照射野を削る場合がある。このような場合、 D_{95} の値は急激に低下する為、仮に D_{95} 処方を行った場合、多くの MU 値が必要になってくる。これは実際の臨床では有害事象を増加させる危険な治療方法となる。

この上記手法では、一般的に MU 値は減少傾向になる。なお、どの程度減少するかは自施設のレトロスペクティブな解析結果が必要になる。

施設 B MU 値計算のみ、水等価で行う方法（最終評価は補正入りで行う）

- ① 不均質補正を適用し、モデルベースアルゴリズムのもと、PTV の D_{95} や重要臓器の線量制限（肺野の V_{20} ）等を考慮して、アイソセンタ処方で治療計画を行う。各門の MU 値を記録しておく。
- ② 不均質補正をはずし（水等価による計算）、再計算を行う。その際、①で記録した MU 値を使用する。

- ③ 計算されたアイソセンタ線量と従来の処方線量の比を計算し、その比率分だけ、各門の MU 値を増加あるいは減少させて、アイソセンタの処方線量が従来と等しくなるようにする。この状態で、PTV や重要臓器の線量評価を行い、従来の基準に照らして許容されるかをチェックする。再度、各門の MU 値を記録しておく。
- ④ 不均質補正を再度適用し、③で記録した MU 値を使用する。再度 PTV や重要臓器の線量評価を行い、許容できるかを判断する。

この手法では、一般的に、MU 値は増加傾向となる。MU 値増加により PTV の D_{95} 等は改善の方向に変化するが、重要臓器の線量に注意を要する。しかし、3.2.2 節のレトロスペクティブ検証結果が示すように、肺野の V_{20} には顕著な変化がないため、許容範囲に収まる場合が多い。

参考文献

- 1) X線治療計画システムに関するQAガイドライン, 日本医学物理学会機関誌 27(6), 2008
- 2) Miften M, Wiesmeyer M, Monthfer S, et al. Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system. *Phys. Med. Biol.* 45:817-833, 2000
- 3) Miften M, Wiesmeyer M, Kapur A, et al. Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system. *J Appl Clin Med Phys.* 67:21-31, 2001
- 4) Garcia-Vicente F, Minambres A, Jerez I, et al. Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low-density media. *Radiother Oncol.* 67:239-249, 2003
- 5) Aspradakis MM, Morrison RH, Richmond ND, et al. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med. Boil.* 48:2873-2893, 2003
- 6) Carrasco P, Jornet N, Duch MA, et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med. Phys.* 31:2899-2911, 2004
- 7) Esch AV, Tillikainen L, Pyykkonen J, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med. Phys.* 33:4130-4148, 2006
- 8) Fogliata A, Vanetti E, Albers D, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys. Med. Biol.* 52:1363-1385, 2007
- 9) Carrasco P, Jornet N, Duch MA, et al. Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med. Phys.* 34:3323-3333, 2007
- 10) Kohno R, Kitou S, Hirano E, et al. Dosimetric verification in inhomogeneous phantom geometries for the XiO radiotherapy treatment planning system with 6 MV photon beams. *Radiol. Phys. Technol.* 2: 87-96, 2009
- 11) 河野良介, 宮岸朋子, 西尾禎治他, IMRT 線量検証における Tough Water フェントム利用に関する基礎的評価. *JASTRO* 19:121, 2006
- 12) Ezzell GA, Galvin JM, Palta JR, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med. Phys.* 30:2089-2115, 2003
- 13) Rice RK, Hansen JL, Chin LM, et al. The influence of ionization chamber and phantom design on the measurement of lung dose in photon beams. *Med Phys.* 15:884-890, 1988
- 14) AAPM Report No.85. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams, 2004
- 15) Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, et al. Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations. *Med. Phys.* 36:4654-4663, 2009

- 16) Kohno R, Hirano E, Nishio T, et al. Dosimetric Evaluation of a MOSFET Detector for Clinical Application in Photon Therapy. *Radiol. Phys. Technol.* 1:55-61, 2008
- 17) Kohno R, Hirano E, Kitou, et al. Evaluation of the Usefulness of a MOSFET Detector in an Anthropomorphic Phantom for 6-MV Photon Beam. *Radiol. Phys. Technol*, 3:104-112, 2010
- 18) 荒木不次男, 医用加速器Varian 2100Cのモンテカルロシミュレーション —4 MVと10 MVの線量分布, エネルギースペクトル, 角度分布, フルエンス分布, 平均エネルギー分布の分析—. *日放腫会誌*, 17, 53-56, 2005
- 19) Araki F, Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system. *Med. Phys.* 33, 2955-2963, 2006
- 20) Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al., Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. *Med. Phys.* 35, 4591-4598, 2008
- 21) Araki F, Monte Carlo study of correction factors for the use of plastic phantoms in clinical electron dosimetry. *Med. Phys.* 34 4368-4377, 2007
- 22) Araki F, Hanyu Y, Fukuoka M, et al., Monte Carlo calculations of correction factors for plastic phantoms in clinical photon and electron beam dosimetry. *Med. Phys.* 36, 2992-3001, 2009
- 23) Rogers DWO, Kawrakow I, Seuntjens JP, et al., NRC user codes for EGSnrc, NRCC Report PIRS-702, 2003.
- 24) Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al., BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med. Phys.* 22, 503-524, 1995
- 25) Rogers DWO, Ma C-M, Ding GX, et al., BEAMnrc user's manual. National Research Council of Canada Report PIRS-509(a) Rev F, 2001
- 26) Ma C-M, Rogers DWO and Walters BR, DOSXYZnrc user's manual. National Research Council of Canada Report PIRS-509(b) RevF, 2001
- 27) Fogliata A, Vanetti E, Albers D, et al., On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys. Med. Biol.* 52, 1363-1385, 2007
- 28) Childress NL, Salehpour M, Dong L, et al.. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med. Phys.* 32: 539-548, 2005
- 29) Ahamad M, Chen Z, Song H, et al.. Evaluation of the EDR-2 film for relative dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Radiat. Prot. Dosimetry* 120: 159-162, 2006
- 30) Shi C, Papanikolaou N, Yan Y, et al: Analysis of the sources of uncertainty for EDR2 film-based IMRT quality assurance. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 7: 1-8, 2006
- 31) Childress NL and Rosen II: Effect of processing time delay on the dose response of Kodak EDR2 film. *Med. Phys.* 31: 2284-2288, 2004
- 32) Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, et al. The Schwarzschild effect of the dosimetry film Kodak EDR2. *Phys. Med. Biol.* 50: N317-N321, 2005

- 33) Burch SE, Kearfott KJ, Trueblood JH, and et al. A new approach to film dosimetry for high energy photon beams: Lateral scatter filtering. *Med. Phys.* 24: 775-783, 1997
- 34) Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, et.al. “Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine,” *Med. Phys.*, 25(11), 2093-2115, (1998)
- 35) ISP, Gafchromic film white paper, (2004)
- 36) ISP: EBT2 white paper, GAFCHROMIC EBT2; Self-developing film for radiotherapy dosimetry. http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/GAFCHROMICEBT2TechnicalBrief-Rev1.pdf (Accessed July 13, 2010)
- 37) McLaughlin WL, Puhl JM, Al-Sheikhly M, et.al. Novel radiochromic films for clinical dosimetry, in *Proceedings of the 11th International Conference on Solid State Dosimetry, II*, Budapest, July, 1995, edited by A. Peto and G. Uchrin [Radiat. Prot. Dosim. 66, 263–268 ~1996].
- 38) McLaughlin WL, Kosanic M. “The gamma-ray response of pararosaniline cyanide dosimeter solutions,” *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 25, 249–262 (1974).
- 39) Radak BB, Cosanic MM, Sestic MB, et. al. A calorimetric approach to the calibration of liquid dose meters in high intensity electron beams, *Biomedical Dosimetry*, STI/PUB/401 (International Atomic Energy Agency, Vienna, 1975), pp. 633–641.
- 40) McLaughlin WL, Yun-Dong C, Soares CG, et. al. Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* 302, 165–176 (1991).
- 41) McLaughlin WL, Soares CG, Sayeg JA, et. al. The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics, *Med. Phys.* 21, 379–388 (1994).
- 42) Zeidan OA, Stephenson SA, Meeks SL, et.al. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification, *Med. Phys.*, 33(11), 4064-4072, (2006).
- 43) Naoki Hayashi et al.: Characteristics of new radiochromic film (RCF) and specific patient IMRT QA with RCF. –A translational research in CMPFG working group-. *Jap. J. Med. Phys.* 30, Suppl. 2, (2010)
- 44) Soares CG: Radiochromic Film.: In Rogers DWO et al. edit. *Clinical Dosimetry Measurements of Radiotherapy*. AAPM summer seminar monograph, 759 – 813, Medical Physics Publishing, (2009)
- 45) Zhu Y et al.: Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry. *Med. Phys.* 24, 223-231, (1997)
- 46) Esch AV, Tillikainen L, Pyykkonen J, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation, *Med. Phys.* 33: 4130-4148, 2006
- 47) Martens C, Reynaert N, De Wagter C, et. al., Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity-modulated radiation therapy: A comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations, *Med. Phys.*, 29(7), 1528-1535, (2002).

- 48) ESTRO Booklet No. 7. Quality assurance of treatment planning systems. practical examples for non-IMRT photon beams, 2004.
- 49) Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.*, 60, 191-201, 2001
- 50) Mizuno H, Okamoto H, Fukuoka M, et al. Multi-institutional retrospective analysis of the inhomogeneity correction for radiation therapy of lung cancer, *J. Radiat. Res.*, 52, 69-74, 2011

第4章 治療計画における注意事項

4.1 不均質媒質での線量分布の特徴と不均質補正上の注意点

4.1.1 不均質補正の有無の影響

不均質を考慮した線量計算アルゴリズムにより、体内を一様な水媒質として線量計算してきた線量分布との相違点が明らかになった。この相違は照射条件や線量計算アルゴリズムの種類によって異なる。不均質線量計算は1次光子、散乱光子、および二次電子を考慮することによって成立するが、媒質中でのこれらの放射線の輸送をどこまで線量計算に取入れるかによって結果が異なる。特に、肺などの低密度領域では不均質に対する線量計算手法の影響が大きく現れる¹⁾ (図4-1)。

放射線治療は正常組織障害確率 (normal tissue complication probability : NTCP)を耐用線量以下に維持した上で腫瘍制御確率 (tumor control probability : TCP)の最大化を目指して行われる。至適線量近傍における線量-反応曲線の勾配はTCP、NTCPいずれも急峻であるため、正確な線量投与が要求される。したがって、線量計算アルゴリズムを変更する場合には、腫瘍および正常組織に対してICRU基準点線量^{2,3)}や線量分布上の相違を明らかにする必要がある。その結果を放射線腫瘍医や関連スタッフと検討した上で、臨床使用する線量計算アルゴリズムを決定すべきである。

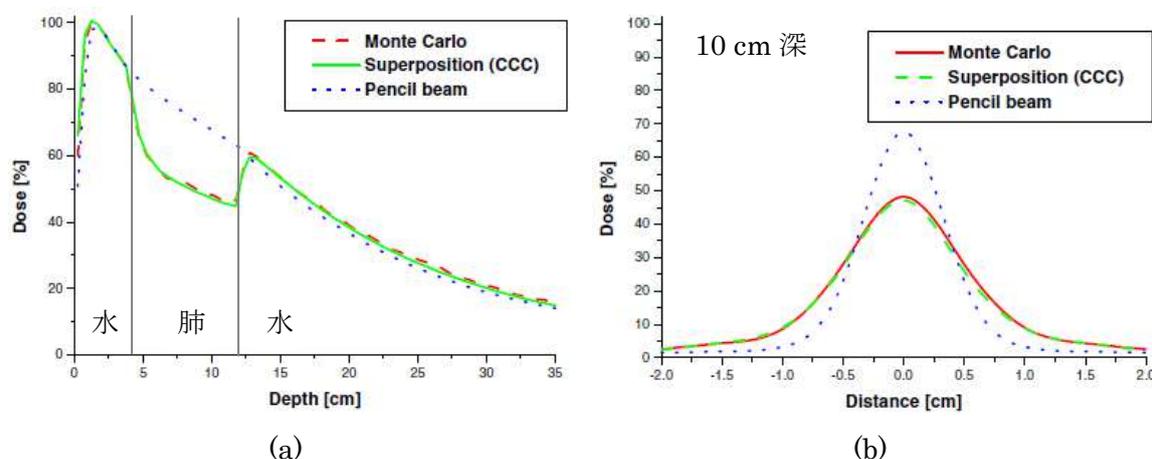


図4-1 水-肺-水の積層ファントムにおける線量計算アルゴリズムの違いによる6 MV X線の(a)深部線量分布と(b)深さ10 cmにおける線量プロファイル¹⁾。

4.1.2 エネルギー依存性

エネルギーが高いほど二次電子の飛程が長くなり、半影 (ビームプロファイルの80%線量と20%線量間の距離) やビームフリンジ (ビームプロファイルの90%線量と50%線量間の距離) の幅が大きくなる。特に、肺などの低密度領域ではそれが顕著となる。その結果、平坦化領域が狭くなり標的内の線量均一性が低下する^{4,6)}。同時に、低線量領域が広がるこ

とにより、危険臓器の線量増加を招く可能性がある。また、深さ方向においてもエネルギー依存の影響がある。水-肺-水の積層ファントムにおいて、エネルギーを変化させた時のモンテカルロ線量計算による深部線量分布の違いを図4-2に示す。ただし、図4-2は不均質の影響を際立たせるために照射野を直径5mmの円形照射野としている。不均質媒質中の線量低下だけでなく、X線エネルギーが高いほど密度の異なる境界面でのビルドダウン、リビルドアップがより顕著に現れることがわかる⁷⁾。そのため、孤立性肺がんのような低密度組織(肺)に腫瘍が囲まれているような場合は、腫瘍内の線量均一性の低下が明確になる。これは、エネルギーが高くなるほど二次電子の飛程が長くなり、中心軸上あるいは照射野内でのエネルギー付与が減少することによるものである⁶⁾。これらは図4-1に示したようにsuperposition法相当*あるいはモンテカルロ法(2.4.1.1項参照)によって再現が可能となる¹⁾。しかし、このような現象の再現は線量計算アルゴリズムに大きく依存するので、臨床使用前にコミッショニングを行い、線量計算精度を把握すべきである⁸⁾。

※ここでのsuperposition法相当とは荷電粒子と散乱光子によるエネルギー吸収の広がりを表すカーネルの形状を媒質密度によって変形させる線量計算アルゴリズムを指す。2.4節に述べられているようにsuperposition法とAAA法は密度スケールによるカーネル変形方法は異なるが、第4章では両者をsuperposition法相当の線量計算アルゴリズムとして扱う。また、第4章では、全ての治療計画装置を網羅することは困難であるため、主に治療計画装置XiO(ELEKTA CMS SOFTWARE)を使用した例を取り上げている。そのため、superposition法は各施設が使用している治療計画装置で同等な線量計算アルゴリズムと置き換えて頂きたい。

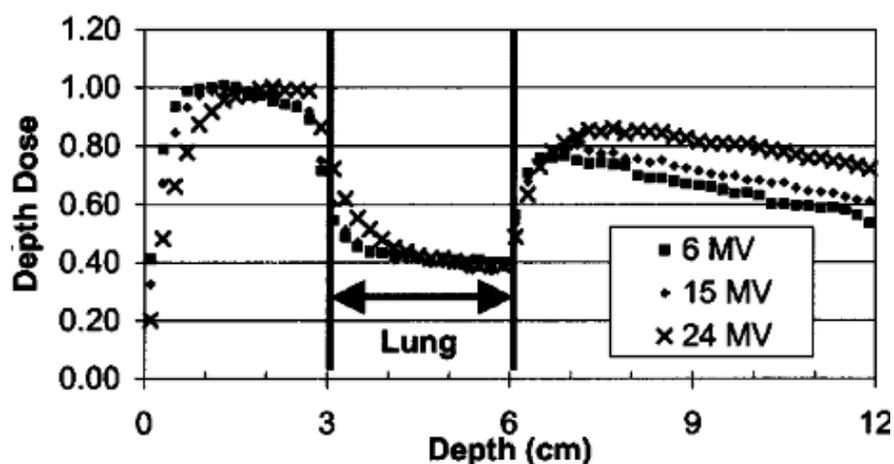


図4-2 X線エネルギーの違いによる深部線量分布の違い⁷⁾。

4.1.3 照射野サイズ依存性

定位放射線治療等の導入により、従来に比べて小さな照射野の使用が増えてきた。不均質媒質中（低密度媒質）では照射野が小さいほど、ビルドダウン、リビルドアップが顕著に現れる。その一例を図4-3に示す。水媒質中の厚さ3 cmの肺組織が存在する場合に、円形照射野の直径0.5~5 cmに対する6 MV X線のビーム中心軸上の深部線量曲線である。線量計算アルゴリズムはモンテカルロ法である⁷⁾。2.1.3.2項では、水媒質中での小照射野において側方の電子平衡が成立せず中心線量が低下することを述べたが、低密度媒質中ではさらに低下する。通常、水媒質中で発生した二次電子は主に照射野内でエネルギーを付与するが、低密度媒質中で発生した二次電子は、その飛程が伸びることにより、照射野内のエネルギー付与が減少するとともに、照射野外のエネルギー付与が増加する⁸⁾。その結果、照射野が小さいほど照射野内の平坦部分が小さくなり、照射野外の線量が増加するとともに中心軸上ではビルドダウンが起こる。図4-3に示した結果は、低密度媒質中での線量変化をとらえたもので、照射野5.0 cmではビルドダウンの程度は小さいが、3.0 cm以下では影響が大きくなるのが分かる。ただし、4.1.2項で述べたように、使用するエネルギーが大きい場合には5.0 cmであってもビルドダウンの影響が大きくなるので、注意が必要である⁹⁾。

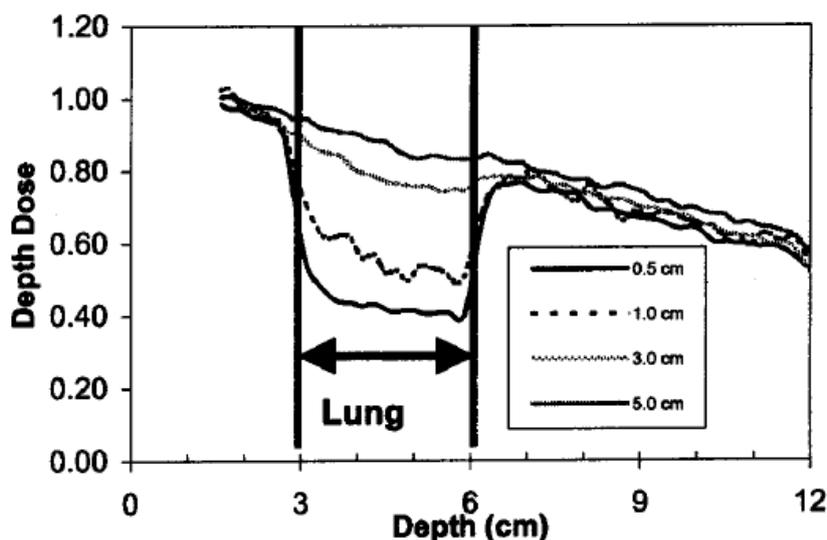


図4-3 照射野の大きさによる深部線量分布の違い⁷⁾。

4.1.4 MLC マージンと線量均一性

PTV に対して均一に目標線量を投与するためには PTV より広い MLC で照射野を設定する必要があり、これは MLC マージンと呼ばれている。例えば、MLC 端はおよそ 50% 線量域であり、もし PTV に均一に 95% 線量域を確保する場合には 50% から 95% 線量までの距離がそれに相当する。しかし、superposition 法相当のアルゴリズム使用時には線量均一性だ

けでMLC マージンを決定すべきではなく、標的と危険臓器の線量評価を行った上でMLC マージンを決定すべきである。図4-4は治療計画装置XiO使用して、肺腫瘍に囲まれた4 cmの腫瘍(CTV)を模擬したファントムに対し、5 mmのPTV マージンをつけ、その上MLC マージンを様々に変化させたときの線量プロファイルである。この例において、convolution 法では肺や、腫瘍と肺の境界線量を過大評価するため、MLC マージン5 mm程度でPTVへ95%線量を投与することが可能な計算となる。一方、superposition 法で5 mmのMLC マージンを用いた場合にはCTVに95%線量が投与できるとどまり、PTVに95%線量を投与するためには9 mm以上に広げる必要があることがわかる。しかし、それに伴い肺の線量は大幅に増加することになるので注意が必要である。このような場合には、MLC マージンを広げすぎるよりも、PTVに対する D_{95} 処方を考慮するのも一案である。一方 D_{95} 処方では、標的内の線量不均一性が大きくなり、最大線量も増加することも考慮しなければならない。したがって、治療計画時には危険臓器の線量、標的の線量均一性、最大線量のバランスを考慮に入れてMLC マージンや線量処方を決定すべきである。

例えば、MLC マージンの決定において、Jin¹⁰⁾らは14.4 cc、23.0 cc、55.3 ccの標的に対し、6 MV X線をを用いた肺定位照射において、モンテカルロ線量計算で求めた最適MLC マージンを報告している。彼らはPTVに対して D_{95} 処方を行なう条件で、MLC マージンを2 mmずつ変化させた結果、MLC マージンが4 mmの場合に最も肺の V_{20} が減少したことを示した(図4-5(a))。これはPTVの大きさに関わらず同じ傾向であった。マージンが4 mmより小さくなっていくにつれて V_{20} が増加する原因は、PTVに対する D_{95} 処方を共通にさせるために照射MU値も増加し、結果として照射野内に含まれる肺野の線量が増加するためである。PTVのDVHは図4-5(b)のようにMLC マージンが大きくなるほど良くなるが、定位照射では通常の照射法よりもPTV中の正常組織の割合が少ないため、PTV内のホットスポットの増加はあまり重要でないという考えのもとで、肺の線量(V_{20})を優先的に勘案すれば、4 mmが適当と結論付けている。MLC マージンの拡大は照射体積を増加させることに注意し、各施設において、PTVのみでなく、正常組織の線量増加を検討した上で、最適なMLC マージンを決定すべきである。

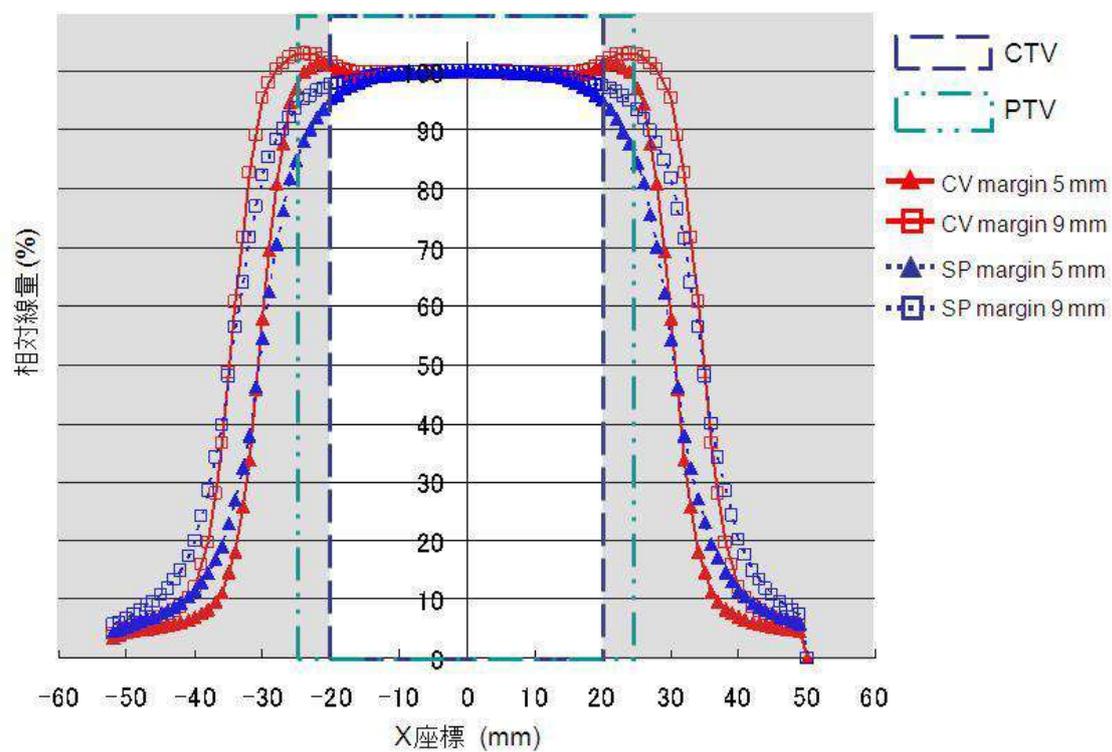
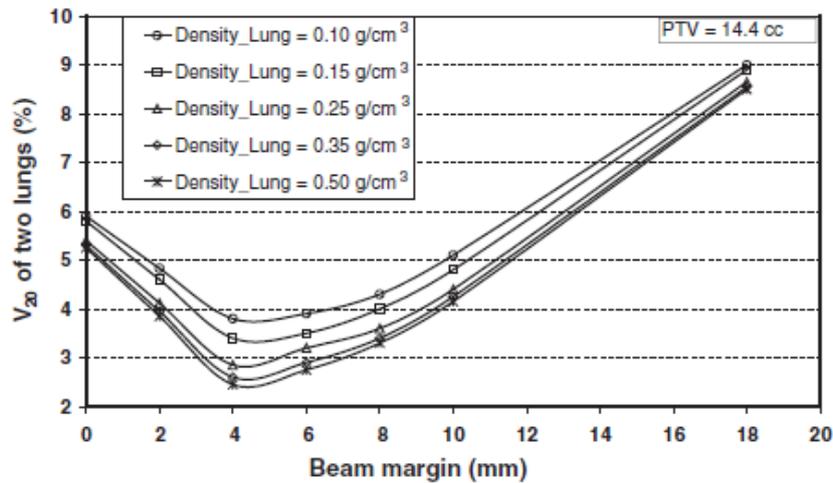
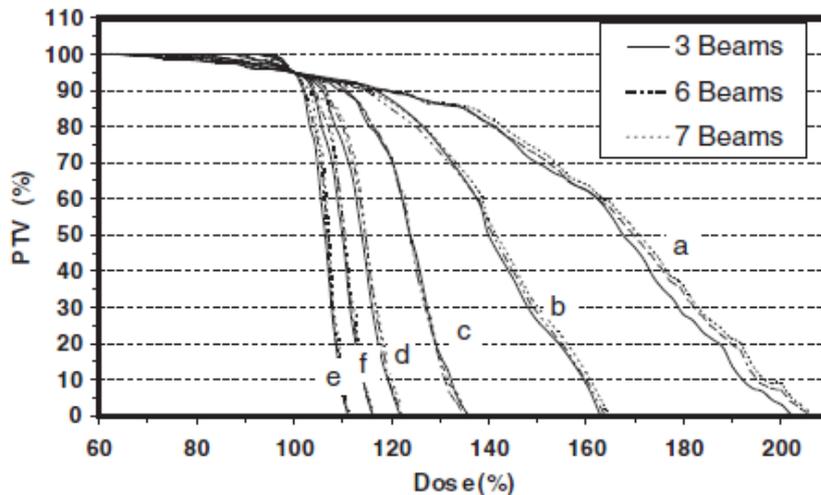


図4-4 MLC マージンを変えた場合のプロファイル。
(CV:convolution 法、SP:superposition 法)



(a) V_{20}



(b) DVH aから順にマージン0, 2, 4, 6, 8, 10 mm

図4-5 MLC マージンを変化させた時の肺の V_{20} (a)、DVH (b)¹⁰⁾。

4.1.5 計算グリッドサイズの影響

計算グリッドサイズ（グリッドサイズ）は線量計算やDVHの計算に影響するため、小さいグリッドサイズを選択することが望ましい。グリッドサイズの違いが大きく影響するのは、密度が異なる境界面や線量勾配が大きい場所である。図4-6(a)は肺中葉中央に位置する腫瘍に対して、6 MV X線のsuperposition法での線量分布である。図4-6(b)にグリッドサイズ4 mmでのMU値を基準に、グリッドサイズに伴うMU値の変化を示す。グリッドサイズが大きくなるにつれて、リビルドアップを忠実に再現できないためにMU値が大きくなる。図4-6(c)は図4-6(a)の矢印方向のプロファイルにおいて、グリッドサイズを変化させたときの半影とビームフリンジの変化を示している。グリッドサイズが大きくなるにつれて、それぞれが大きくなる。つまり、グリッドサイズが大きくなるにつれて、

高線量領域が狭く、低線量領域が広がったような分布となる。その結果、平坦化領域が狭くなり標的内の線量均一性が低下する。このことは Miheala¹¹⁾らも同様の報告をしている。また、図4-6の例ではグリッドサイズが5 mm 以下では MU 値の変化は少なくなるが、特に高精度治療などで D_{95} 処方をする場合には、グリッドサイズの影響が大きくなると考えられる。AAPM TG101¹²⁾では、体幹部定位放射線治療におけるグリッドサイズは2 mm 以下を推奨している。計算時間などを考慮した上で、最適なグリッドサイズを選択するのが望ましい。

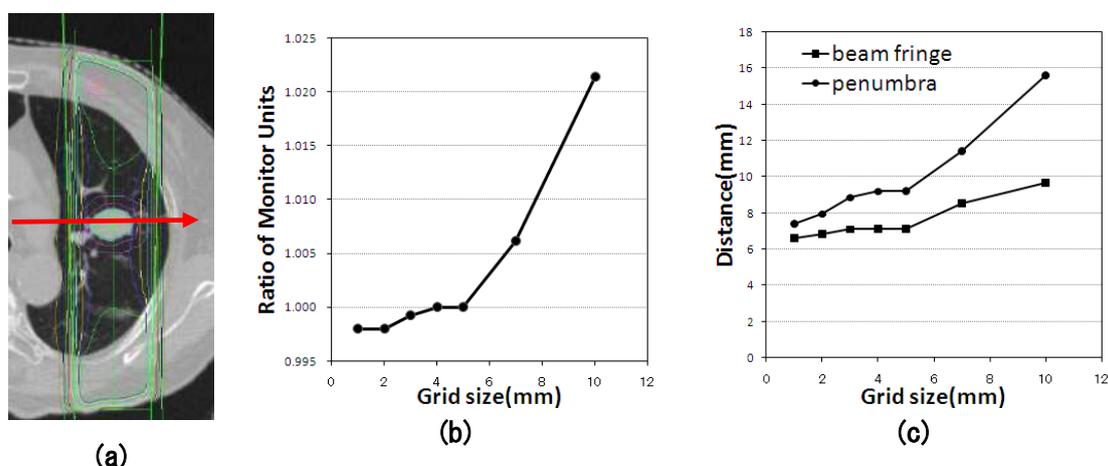


図4-6 6 MV X線のsuperposition法での線量計算時におけるグリッドサイズの影響。

(a) 線量分布、(b) MU値の比率、(c) 半影とビームフリンジの変化。

(b)はグリッドサイズ4 mmで計算されたMUで規格化したもので、基準点は標的中心である。

4.1.6 線量基準点

線量基準点の設定位置はICRUレポート50および62で提唱されるICRU基準点に基づいて決定されるべきである^{2,3)}。線量基準点(基準点)の設定位置は照射線量に影響するため、線量計算の信頼性があり、線量勾配の小さい領域に基準点を設定することが重要である。また、線量計算アルゴリズム間での線量相違が小さい領域に設定することも、アルゴリズムの変更前後での線量整合性を保つために重要である。低密度領域や、高密度領域などは不均質補正による影響が大きく、線量計算アルゴリズム間での線量相違が大きくなる。特にsuperposition法相当のアルゴリズムを用いる際には、密度の異なる境界面付近に基準点を設定することは避けるべきである⁹⁻¹³⁾。図4-7は水-肺-水の積層ファントム内の深部線量分布(PDD)の一部である。水側の境界付近では従来の不均質補正法であるBathoべき乗法または等価TAR法に比べてsuperposition法ではPDDが低下する。つまり、このような場所に基準点を設置してsuperposition法を用いて線量計算することはMU値の増加につながる。このことはsuperposition法以前の線量計算アルゴリズムによるMU値と比較すると、

大きい線量を投与することになる。その結果、正常組織の線量増加を招き、障害に寄与する可能性がある。よって、低密度、高密度領域、境界面には基準点の設定は避け、線量計算アルゴリズム間で MU 値の相違が小さい場所や、線量計算精度が確保された場所を選択することが望ましい。

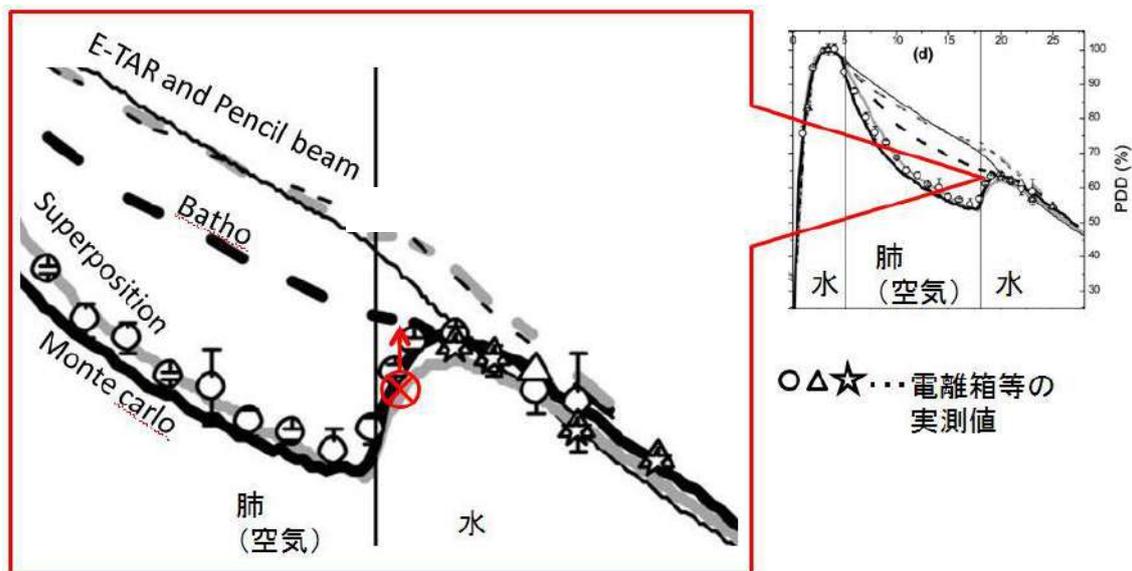


図 4-7 密度の異なる境界面における計算アルゴリズム間の線量分布の違い⁹⁾。
 ビームエネルギー18MV、照射野 5×5 cm²

4.1.7 金属製の高密度物質の影響

義歯や人工股関節などに用いられる金属は、ビームハードニングやアーチファクトにより CT 値を正確に把握できない。そのため CT 値-相対電子密度テーブルにより正確な相対電子密度を得ることは困難である。ここでの電子密度とは単位体積当たりの電子数を意味する。また、金属周辺の組織に対してメタルアーチファクトの影響も大きく、治療計画装置では線量計算の不確かさが大きくなる。

図 4-8 (a)、(b)は水等価の積層ファントムの中に高密度高原子番号の金属物質である低融点鉛合金 (密度 9.6 g/cm³)を配置し、10×10 cm²の照射野で 6 MV X 線の深部線量分布である¹⁴⁾。モンテカルロ法 (FMCC)では EBT フィルムによる測定結果を再現できているが、superposition 法では金属前面のビルドアップや金属通過後の線量低下を再現できていない。金属前面の線量増加は主に後方散乱の影響であり、金属通過後の線量低下は金属によるビームの減弱である。Bernd¹⁵⁾らはモンテカルロ線量計算を行い、高原子番号の金属による後方散乱のために最大 170%もの線量増加が起こると報告している。よって、金属周辺の正常組織は高線量になる可能性があり、また金属通過後の線量低下は標的への線量低下となる可能性があるため注意が必要である。また、10 MV 以上の X 線では金属の入射側、射出側ともに線量が大幅に増加する現象が起こることが知られている¹⁶⁾。この現象も当然

superposition 法であっても考慮されていない。このように高密度の金属物質に対しては、superposition 法でも線量計算精度が保たれない上に、X線のエネルギーを変えると物理過程が大きく変化してしまうため注意が必要である。

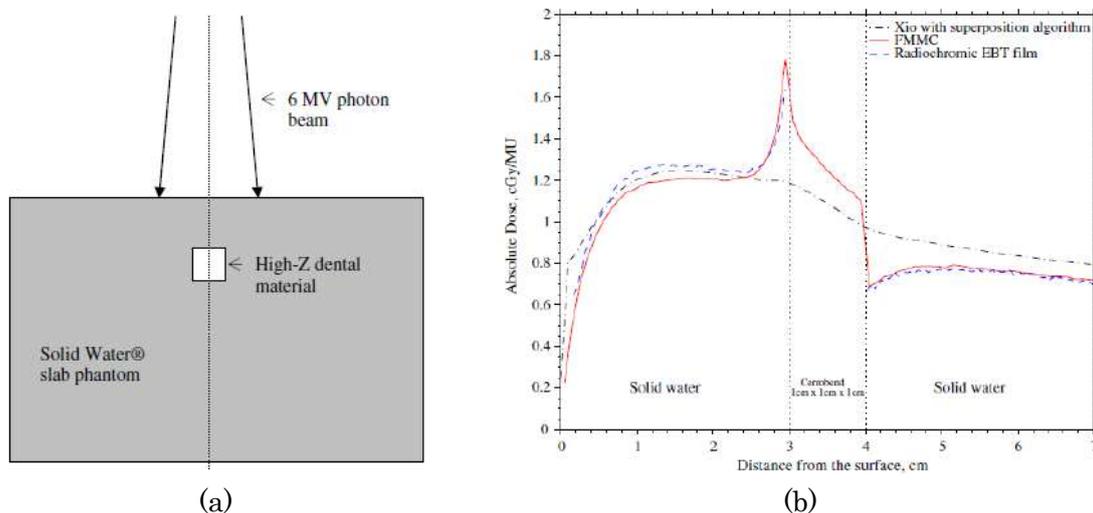


図4-8 金属製の高密度物質がある場合における深部線量分布¹⁴⁾。

4.1.8 注意点のまとめ

- ① 治療計画装置での線量計算における線量基準点の設定
低密度、高密度領域、密度が異なる境界面には基準点の設定を避け、線量計算アルゴリズム間でMU値の相違が小さい場所や、線量計算精度が確保された場所を選択する。
- ② 不均質補正の有無による相違
低密度媒質中では、高線量（平坦）領域の縮小と低線量域の拡大が起り、高エネルギーで小照射野ほどその影響が大きい。PTVと適正照射野サイズの関係に留意しなければならない。
- ③ 計算グリッドサイズ
グリッドサイズによっては不均質の影響を再現できない場合がある。
以降で均質媒質評価から不均質媒質評価における注意点を部位別に示すが、いずれの部位においても上記の3つの基本的事項に注意することになる。

4.2 臨床例

4.2.1 頭頸部

頭頸部の治療計画においては、多くの場合はAAPM TG65¹⁷⁾にも述べられているように一次線だけの水等価厚（一般的に、治療計画装置では実効深として示される）の補正でも十分な線量精度で計算することができる。

中咽頭癌に対する 4 MV の X 線による側方対向 2 門照射の例を図 4-9 に示す。線量基準点をアイソセンタから 5 mm ずつ前方にずらした場合の **superposition** 法と **convolution** 法の MU 値の差は空中においても 1% 以内である。しかし、**Clarkson** 法では組織欠損による影響を考慮していないために線量が過大評価される。その結果、2% 程度 MU 値が減少するため注意が必要である。

声門癌などの **superposition** 法相当のアルゴリズムが使用される以前より良好な成績が得られている腫瘍に対しては、線量計算アルゴリズム間の線量相違が少ない場所に基準点を設定するのが望ましい。ただし、肺癌症例に比べて線量相違が少ない場合でも線量分布の見え方が異なることには注意が必要であり、このことを十分に理解した上でウエッジ角度を選ぶ必要がある。

また、図 4-10 に Wang¹⁸⁾らが報告した副鼻腔領域の不均質補正の影響を示す。彼らは 6 MV X 線の治療計画において、実効水等価厚による不均質補正でのペンシルビーム計算とモンテカルロ線量計算を比較し、処方線量の 95% 線量（緑色）で囲まれる標的（橙色）の体積の平均誤差は 2.2% 以下であったと報告している。しかし、副鼻腔領域は空洞が広く存在することもあり、**superposition** 法相当のアルゴリズムの使用に際しては線量評価点を図 4-10 の矢印の場所等に設定することを避けるべきである。

また、頭頸部の治療においては金属義歯や歯冠によるメタルアーチファクトがしばしば生じる。歯冠からの散乱電子による頬粘膜の過剰な反応を避けるために、治療前処置として歯冠等は歯科的処置を施しておくことが望ましい。4.1.7 項で述べたように、金属に関わる不均質の計算精度は劣る。治療計画上の注意としては、空洞と同様に金属近傍に基準点を配置すべきではない。

※これ以降の **Clarkson** 法とは治療計画装置 XiO での線量計算方法の名称を指す。

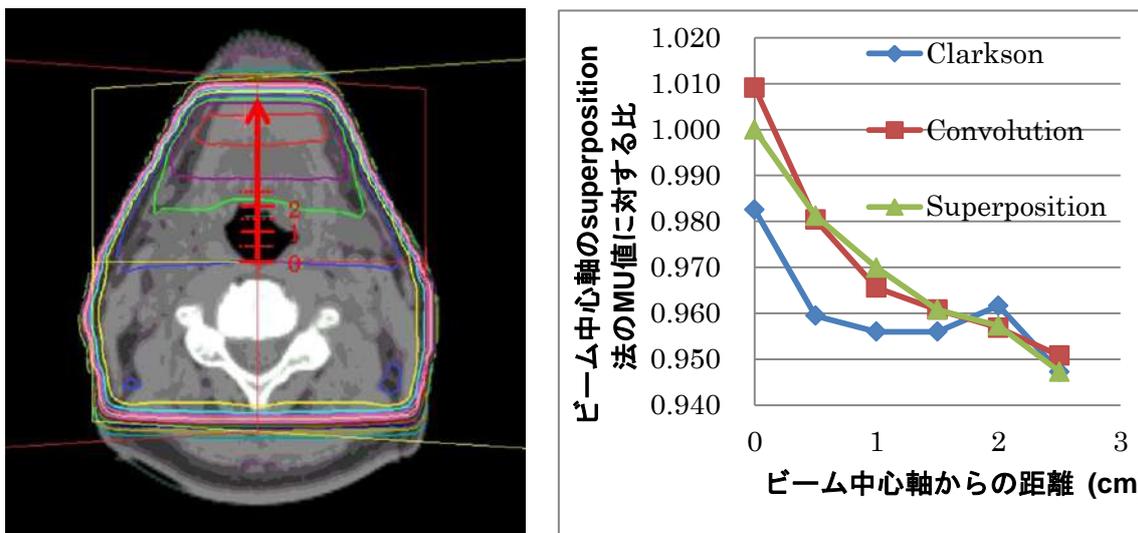


図 4-9 各線量計算アルゴリズムにおける基準点の位置による MU 値の変化。

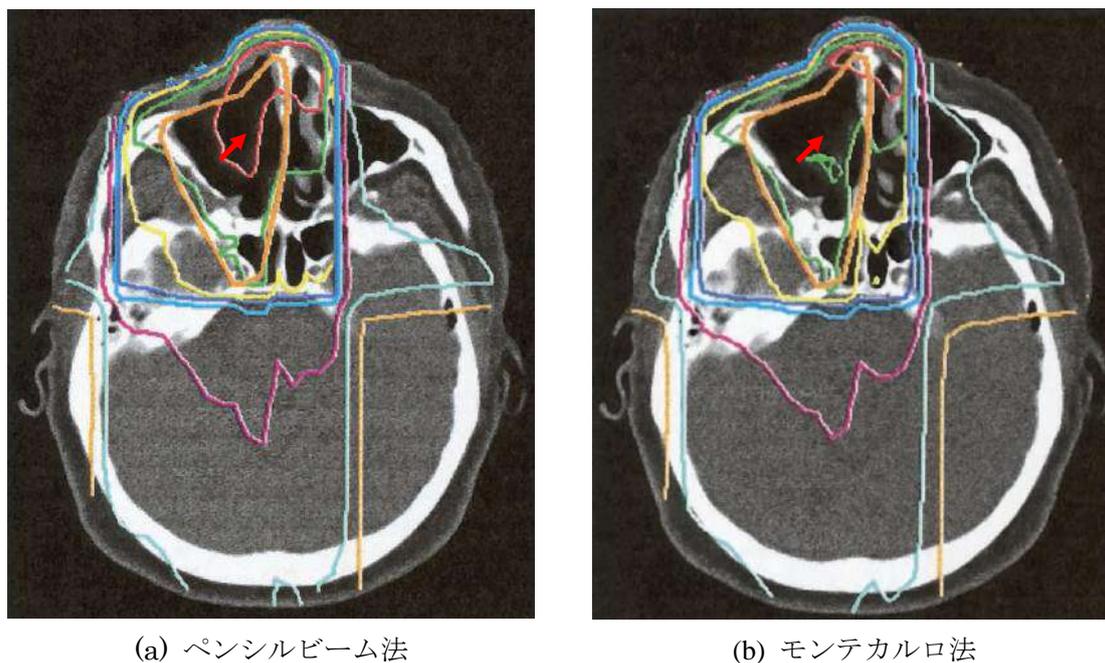


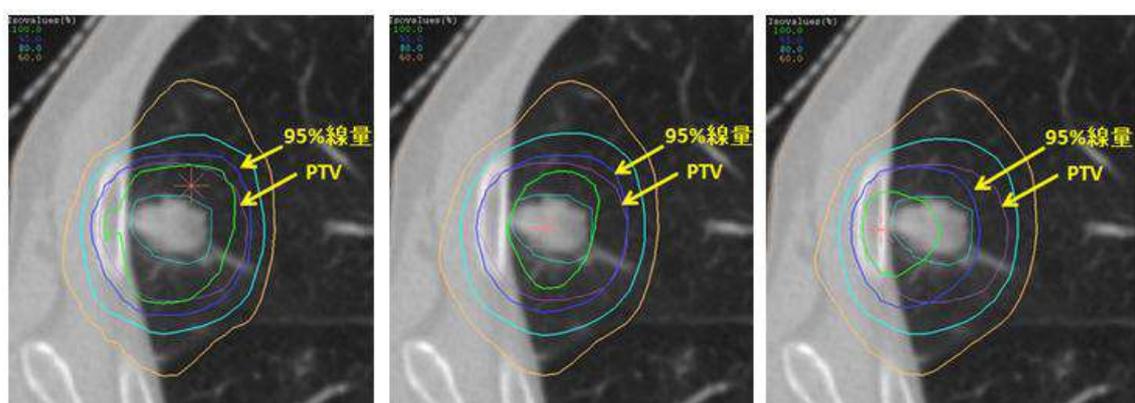
図 4-10 副鼻腔領域における線量計算アルゴリズムによる線量分布の違い¹⁸⁾。

4.2.2 肺・縦隔

肺・縦隔領域は線量計算アルゴリズムの不均質補正の影響を最も受けやすい。肺と縦隔を含む領域の単純な前後対向照射において、不均質補正の有無で MU 値の補正は 0.95~1.16 の間で変動することが示されている¹⁹⁾。特に、体内でのビーム経路が長くなり、低密度媒

質の存在割合が多くなると、不均質補正の影響が大きくなる。これは標的への線量だけでなく、周辺の危険臓器への線量に対しても影響を与えるため、線量計算アルゴリズムの変更は慎重に行うべきである。

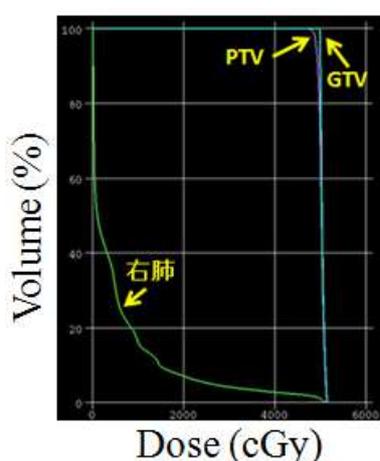
図4-11に、肺定位照射における線量計算アルゴリズムの違いによる線量分布とDVHを示す。二次電子の側方散乱まで考慮していない Clarkson 法や密度スケーリングによるカーネル変形を行わない convolution 法では標的線量が過大評価され、PTV (紫色) は D_{95} (青色) で囲まれている。しかし、カーネル変形を行う superposition 法では低密度領域の二次電子の飛程が伸びて高線量領域が狭くなる。その結果、標的端の線量が低下し線量均一性が悪くなるとともに低線量領域は広がる。このような線量計算アルゴリズムによる線量分布の相違はエネルギーが大きいほど、照射野が小さいほど大きくなる。



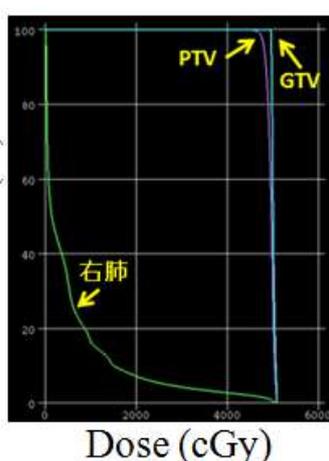
(a) Clarkson 法

(b) convolution 法

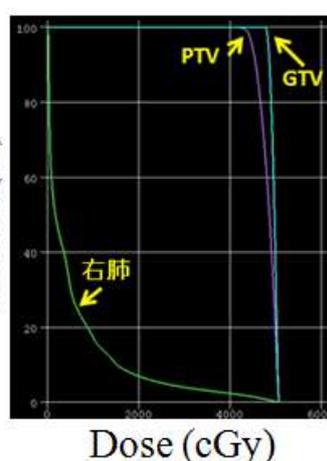
(c) superposition 法



(d) Clarkson 法



(e) convolution 法



(f) superposition 法

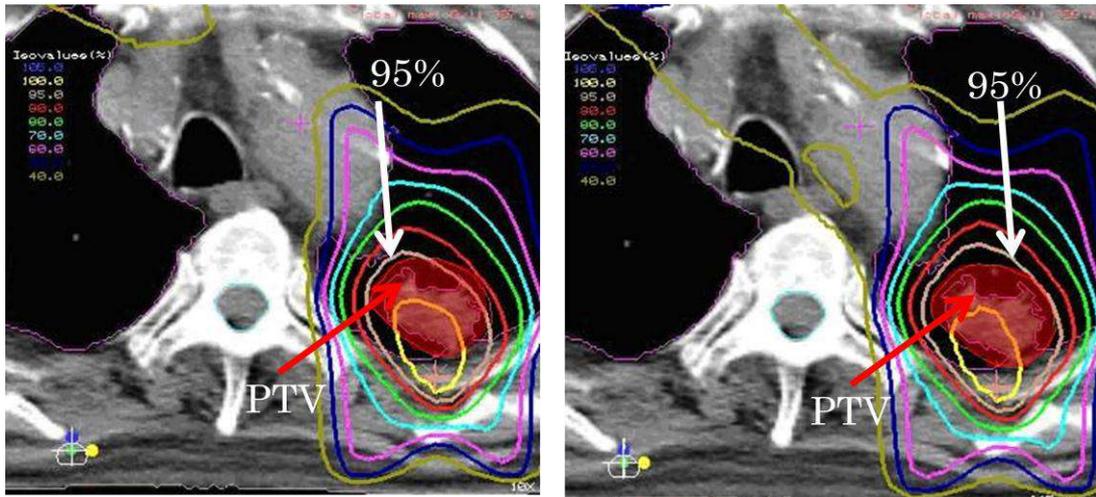
図4-11 アルゴリズムの違いによる線量分布とDVHの比較。

二次電子の最大エネルギーは光子エネルギーに比例する。したがって、肺のような低密

度媒質中での二次電子の飛程の変化は、高エネルギーX線ほど顕著となる。このことを踏まえ、肺領域の通常治療における妥当なX線エネルギーとしてAAPM TG65¹⁷⁾では12 MV以下のエネルギーを推奨している。また、AAPM TG101¹²⁾では体幹部定位放射線治療におけるエネルギーをX線の透過力と二次電子による側方の広がりを考慮すると6 MVが妥当と報告している。

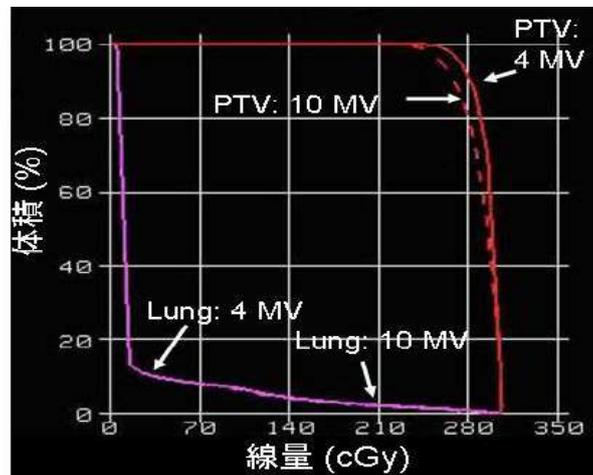
図4-12はsuperposition法で計算した肺癌に対する4 MVと10 MVの線量分布である。4 MVではPTVが95%線量でカバーされているのに対し、10 MVではカバーできていない領域がある。DVH上でもPTVのカバーは明らかに4 MVの方が良く、一方、肺野の線量変化は小さい。このように、腫瘍に対する線量分布においては低エネルギーが有効であるが、体表面近傍にホットスポットができ問題になることがあるため、治療計画全体のバランスを考慮してエネルギーを選択すべきである。

PTVの線量均一性を改善する手法としてMLCマージンの調整が想定される。しかし、MLCマージンの拡大は、健常な肺組織の線量が増加するため注意しなければならない。また線量処方方法において、最近ではD₉₅処方が行なわれつつあるが、superposition法相当の線量計算アルゴリズムを使用してD₉₅処方を行うことは、従来のアイソセンタ処方と比較して投与線量が大きくなるので注意が必要である。



(a) 4 MV

(b) 10 MV



(c) DVH (実線: 4 MV, 破線: 10 MV)

図 4-12 肺癌症例に対するエネルギーによる線量分布の違い。

4.2.3 乳房温存

乳房は肺野と体表外の空気のために位置するため、superposition 法での線量計算は有効である。図 4-13 は、乳房温存療法後の放射線治療の各線量計算アルゴリズムおよびオープンとウエッジ照射野（ウエッジ角度 15° ）での線量分布である。convolution 法では肺野内の線量は 100% 線量（紫色）であり、傍胸骨および側胸壁においても均一な線量域に含まれる。 15° ウエッジを用いると肺野に 105%（緑色）のホットスポットが発生する（図 4-13 (c)）。しかし、superposition 法でのオープン照射野では乳房内に 95% 線量（黄色）を投与できていない部分が生じており（図 4-13 (b)）、この場合では 15° ウエッジを用いることで均一線量域を確保することができる（図 4-13 (d)）。このように、superposition 法とそれ以前の線量計算法では、選択するウエッジ角度が変わる可能性がある

る。superposition 法を用いることにより、より強い角度のウエッジが必要となりうるが、肺野の線量も増加する。ウエッジ角度の選択や、個々の症例に最適な線量分布の選択にあたっては、放射線腫瘍医や関連スタッフと十分な協議をすべきである。

また、基準点位置と MU 値の関係も検討すべきである。基準点位置を肺野境界から乳頭方向へ移動したときの MU 値の変化を図 4-14 に示す。基準点が肺野境界近いほど線量計算アルゴリズム間の MU 値の相違が大きくなる。convolution 法から superposition 法へ移行時には基準点位置を肺野境界や皮膚表面に置かなければ、MU 値の相違は 1% 以下である。しかし Clarkson 法から convolution 法または superposition 法へ移行すると MU 値の増加は大きくなる。これは Clarkson 法では組織欠損による影響を考慮していないことにより、散乱線量を過大評価しているからである。その程度は 12 例の解析結果によれば、その程度は平均 4.1%、最大で 6.2% である (図 4-15)。したがって、superposition 法相当の線量計算アルゴリズムへの移行においては、両者の基準点線量と線量分布の対応評価を踏まえ、放射線腫瘍医や関連スタッフと十分な検討を加える必要がある。

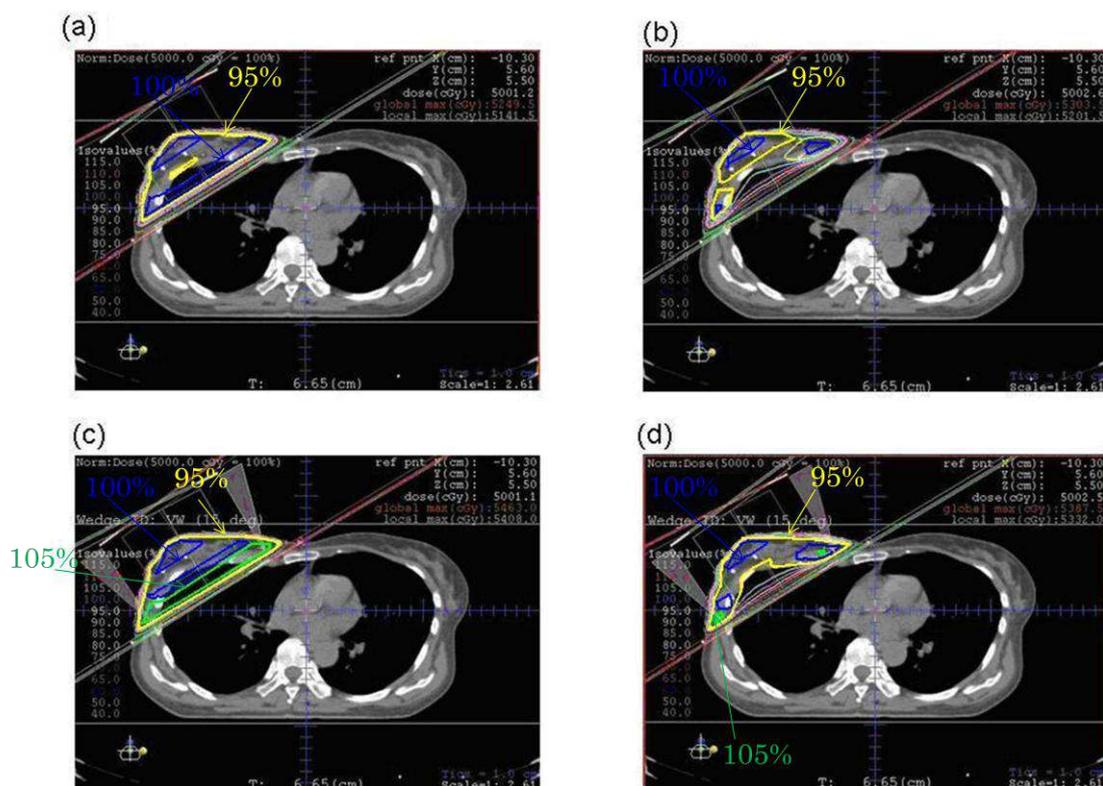


図 4-13 乳がんの各アルゴリズムおよびオープン照射野とウエッジ照射野の線量分布。
 (a) オープン照射野 (convolution 法)、(b) オープン照射野 (superposition 法)、
 (c) 15 度ウエッジ照射野 (convolution 法)、(d) 15 度ウエッジ照射野 (superposition 法)。

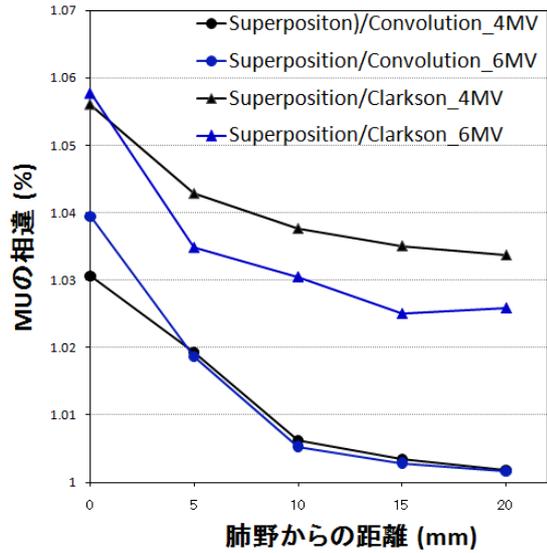
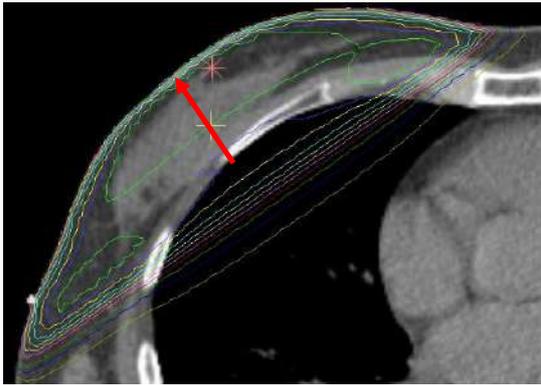


図4-14 基準点の位置（左図の矢印方向）による MU 値の変化（右図）。

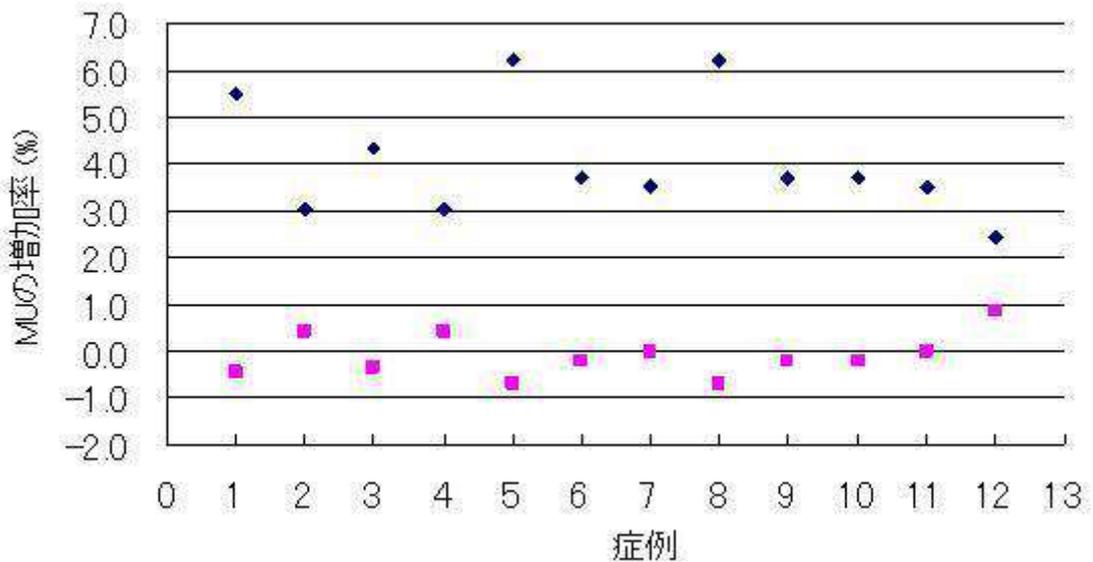


図4-15 12症例のアルゴリズム間の MU 値の変化。

- : convolution 法に対する superposition 法の MU 値の変化率、
- ◆ : Clarkson 法に対する convolution 法の MU 値の変化率

4.2.4 腹部・骨盤部

通常、腹部・骨盤部では線量計算アルゴリズム間の相違はほとんどない。しかし、造影剤や腸管ガスがあるときには不均質補正に注意が必要である。すなわち、これらの因子は照射時にも恒常的に維持されるものではないことに注意しなければならない。図4-16は、骨盤照射のアイソセンタ平面である。前方方向のビームでは中心軸上に大きなガスが

存在し、不均質補正を行なうことで実効深が短くなり、結果として線量差が生じる（図4-16実線）。状況に応じて線量評価点を移動させる（図4-16破線）等の考慮をすべきである。

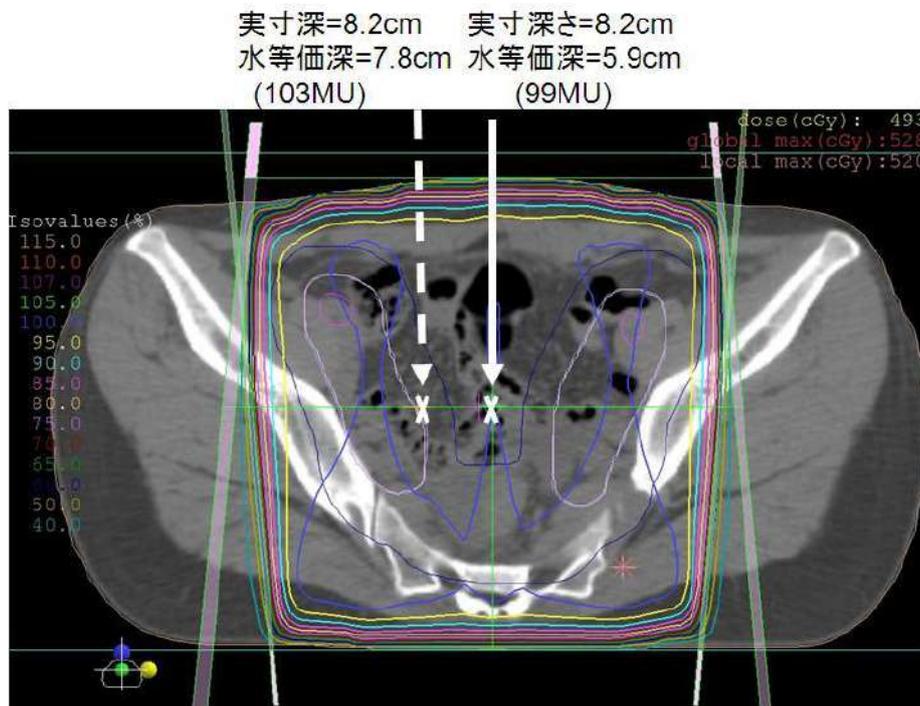


図4-16 中心軸上に大きな腸管ガスが存在する場合の骨盤照射の線量分布。

4.2.5 金属製の人工器官・造影剤

骨盤部の治療において、大腿骨頭が金属製の人工股関節に置換されていることがある。もしそのような場合には、ビームハードニングやアーチファクトのためにCT値の不確かさが増加し、正確に体内の相対電子密度を得ることができない。そのため、アーチファクトが大きいときは、強制的にCT値や相対電子密度を割り当てる。もしくは、あえて不均質補正を行わず均質な水として計算して、線量計算の不確かさを小さくすることが対処法として考えられる。また、CT値が正しく得られたとしても、線量計算アルゴリズムの限界により、金属物質が存在する場合の線量計算の精度は十分ではない。4.1.8項でも述べたように、superposition法相当の線量計算アルゴリズムであっても、金属前面の後方散乱による線量増加や金属物質通過後の線量低下を再現できないことは理解しておく必要がある。Ding²⁰らは、図4-17に示したような金属製の人工股関節が存在する場合において、商用の治療計画装置とモンテカルロ法で得られた線量分布を比較・検討している。彼らの使用した商用の治療計画装置（CADPLAN）ではBathoべき乗法や等価TAR法の不均質補正法を用いており、また扱える相対電子密度の上限が低い（ $\rho_e \sim 2$ ）こともあって、線量が著しく過大評価されている。その程度は4門のボックス照射（図4-18(a)）で14%、8門照射（図4-18(b)）で5%である。なお、彼らはこのような相違に対する対処法として、水等価厚を

利用した TPR の比を使った補正法についても検討している。このような状況は、骨盤部だけでなく、金属ステントが留置された食道がんの治療に関しても同様である。Li²¹⁾らは様々な厚さのステントに対し放射線を照射し、ステント挿入時には散乱線により、最大 20% の線量増加が起こることをモンテカルロ線量計算により示した。このように金属物質が存在する場合の線量計算の精度は十分ではないため、金属物質を通過しないビーム設定を行うことを考慮すべきである¹⁶⁾。さらに、治療計画において、金属物質を通過するビーム軸上に基準点を設定することも避けるべきである。

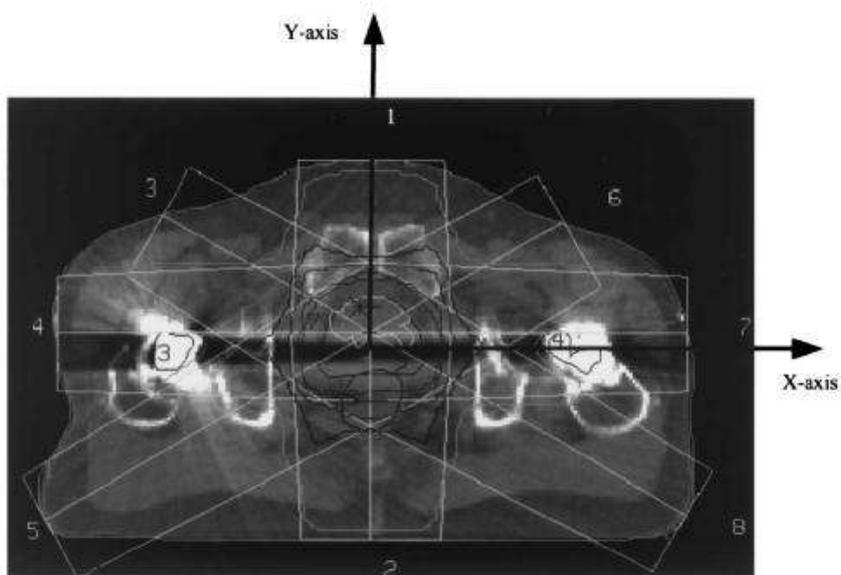
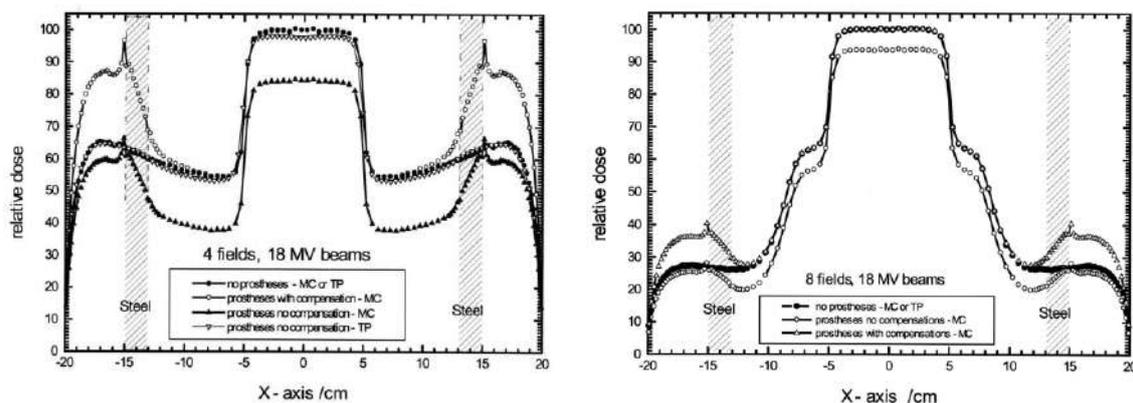


図 4-17 金属製の人工股関節が存在する場合の CT 画像。



(a) 4 門

(b) 8 門

図 4-18 金属製の人工股関節が存在する場合における線量計算アルゴリズムの違いによる線量分布の違い²¹⁾。なお、図中の Compensation とは金属が存在することによる線量の相違を、水等価厚を利用した TPR の比を使って補正することである。

一方、造影剤に関しては、それによる線量変化へ及ぼす影響は小さいという報告²²⁻²⁴⁾もあるが、標的近傍に危険臓器が存在するような線量精度要求が高い場合には、単純 CT で計画するか、もしくは単純と造影 CT の両方を撮影し、それらを重ね合わせて計画することが望ましい。また、血管とリンパ節を区別するために造影 CT で治療計画をする場合は、大動脈や心臓が造影剤により高密度領域となり、食道癌などで前後対向照射を行う時には基準点の設定位置に留意しなければならない。もし、造影剤で高密度領域となっている大動脈の背側に基準点を設定すると 1 次線の減弱により MU 値が過大になってしまうため注意が必要である。また、消化管造影などで使用した硫酸バリウム (BaSO₄) が体内に残っている場合、Ulla²⁵⁾らは造影された場所が直径 5 cm 以下の体積で、CT 値が 500 HU 以下ならば、造影 CT の使用は線量計算において 1~3% 以上の違いはないと報告しているが、線量の不確かさは残る。

参考文献

- 1) Robert J, Paul JK, and Jeffrey VS: The effect of dose calculation accuracy on inverse treatment planning, *Phys. Med. Biol.* 47: 391–407, 2002
- 2) ICRU report 50 Prescribing, recording and reporting photon beam therapy, 1993
- 3) ICRU report 62 Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50), 1999
- 4) Robert CM, James AB, and Robert WK: Impact of beam energy and field margin on penumbra at lung tumor-lung parenchyma interfaces, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 41: 707–713, 1998
- 5) Pamela JW, Robert DZ, and David TH: Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6MV and 18MV photons, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34: 1141-1146, 1996
- 6) Ekstrand KE and Barnes WH: Pitfalls in the use of high energy x-rays to treat tumors in the lung, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18: 893–904, 1990
- 7) Andrew OJ, Indra JD, and Frederick LJ: A Monte Carlo study of IMRT beamlets in inhomogeneous media, *Med. Phys.* 30: 296-300, 2003
- 8) George XD, Dennis MD, Bo LD, et al: Impact of inhomogeneity corrections on dose coverage in the treatment of lung cancer using stereotactic body radiation therapy, *Med. Phys.* 34: 2985-2994, 2007
- 9) Carrasco P, Jornet N, Duch MA, et al: Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium, *Med. Phys.* 31: 2899-2911, 2004
- 10) Jin L, Wang L, Li J, et al: Investigation of optimal beam margins for stereotactic radiotherapy of lung-cancer using Monte Carlo dose calculations, *Phys. Med. Biol.* 52: 3549-3561, 2007

- 11) Miheala R, Indrin JC, James MB, et al: Dose reconstruction in deforming lung anatomy: Dose gird size effects and clinical implications, *Med. Phys.* 32: 2487-2495, 2005
- 12) Stanley HB, Kamil MY, David F, et al: Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101, *Med. Phys.* 37: 2985-2994, 2010
- 13) Carrasco P, Jornet N, Duch MA, et al: Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities, *Med. Phys.* 34: 3323-3333, 2007
- 14) Spirydovich S, Papiez L, Langer M, et al: High density dental materials and radiotherapy planning: Comparison of the dose predictions using superposition algorithm and fluence map Monte Carlo method with radiochromic film measurement, *Radiother. Oncol.* 81: 309-314, 2006
- 15) Bernd R, Gottfried R, Annette S, et al: Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restoration in a therapeutic radiation field, *J. Prosthet. Dent.* 87: 323-327, 2003
- 16) Chester R, Rodica A, Indra JD, et al: Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63, *Med. Phys.* 30: 1162-1182, 2003
- 17) Task Group-65, Radiation Therapy Committee, AAPM: Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams, 2004
- 18) Wang L, Yorke E, and Chui CS: Monte Carlo evaluation of tissue inhomogeneity effects in the treatment of the head and neck, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 50:1339-1349, 2001
- 19) Radiation Therapy Oncology Group: A Phase III Study of Radiation Therapy Alone or in Combination with Chemotherapy for Patients with Non-Small Cell Lung Cancer, RTOG 88-08 (Revision 1991)
- 20) George XD, and Christine WY: A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51:1167-1175, 2001
- 21) Li XA, Chibani O, Greenwald B, Suntharalingam M: Radiotherapy dose perturbation of metallic esophageal stents, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 54: 1276-1285, 2002
- 22) Damien CW, Michel R, and Raymond M: Bladder opacification does not significantly influence dose distribution in conformal radiotherapy of prostate cancer, *Radiother. Oncol.* 59: 95-97, 2001
- 23) Shibamoto Y, Naruse A, Fukuma H, et al: Influence of contrast materials on dose calculation in radiotherapy planning using computed tomography for tumors at various anatomical regions: A prospective study, *Radiother. Oncol.* 84: 52-55, 2007
- 24) Bieri S, Miralbell R, Nouet P, et al: Reproducibility of conformal radiation therapy in localized carcinoma of the prostate without rigid immobilization, *Radiother. Oncol.* 38: 223-230, 1996
- 25) Ulla R, Marc D, Stephan M, et al: Influence of CT contrast agents on calculations in a 3D treatment planning system, *Phys. Med. Biol.* 46: 2631-2635, 2001

第5章 勧告のまとめ

- 不均質補正のコミッショニングを行うに当たっては、事前にビームモデリングの精度検証および水中（不均質物質が無い状態）における線量検証が行われていなければならない。
- 不均質補正の線量検証においては、最低限、肺等価ファントム（コルク含む）と水等価ファントムの組み合わせにより、治療計画装置の計算値と電離箱線量計の測定値を比較する。なお、骨等価ファントムを利用して、骨中の線量評価をする際には電離箱の出力に各種補正 (P_{wall} 、 P_{repl} 、阻止能比等) を施さないと正しい線量評価ができない。また、ビルドアップ領域や不均質媒質境界領域の線量評価においてはフィルムの使用も有効である。
- 不均質補正実施に向けての準備段階では、治療結果が確定している過去の症例に対して不均質補正有無の両方計算結果を、基準点線量と線量分布の比較評価を実施する。治療をおこなった症例に対して、不均質補正を考慮した再計算をおこない、レトロスペクティブに投与された線量を評価する必要がある。本タスクグループによる 5 施設 25 症例のレトロスペクティブデータ解析結果からは、アイソセンタ線量は平均で 5% 過剰線量という結果が得られた。PTV の D_{95} に関しては、補正の有無による値は 1% 程度で一致していた。しかし、9% 過少線量という結果が得られた。各施設でレトロスペクティブ解析の結果をもとにどのように移行するかを臨床グループで検討し、治療計画・線量処方の方針を決定する。不均質補正は線量精度の向上を目指すものであり、治療成績の低下を招くことのないよう十分な比較評価と検討を行わなければならない。
- 頭頸部においては、線量評価点の位置の注意する必要がある。気道や副鼻腔領域の空洞内に基準点を設定してはならない。また、義歯等のメタルアーチファクトがある場合には **superposition** 法等のモデルベースアルゴリズムを用いた場合でも、線量を正しく評価できないことに留意する必要がある。
- 肺・縦隔領域においては、不均質補正の影響が顕著であり、カーネルの変形により低密度媒質中での二次電子の飛程の変化を考慮したモデルベースアルゴリズムの利用を進める。特に、照射野サイズが小さく、エネルギーの高い X 線を用いた場合には、低密度媒質中での二次電子の飛程の伸びにより高線量領域が狭くなり、PTV の線量カバーが悪くなる一方、低線量領域が広がる。肺野内の孤立性病変の場合にはリビルドアップを考慮し、エネルギーが低い X 線の使用が好ましい。ただ、その場合にはビームが入射する体表面近傍にホットスポットができていないことを確認する必要がある。なお、ビルド

アップおよびビルドダウンの影響は照射野サイズが小さいほど顕著である。

- 乳房領域においては、不均質および組織欠損の両方の要素によって影響を受ける。また、最適なウェッジ角度の決定に際しては、精度の高い線量計算アルゴリズムを使用する必要がある、カーネルの変形を行うモデルベースアルゴリズムの利用が推奨される。
- 腹部・骨盤部においては、腸管ガスや造影剤、人口骨頭などの存在に注意する。これらがビーム軸上にある場合は、相対電子密度の置換処理等が必要になる。頭頸部領域の推奨内容と同じく、金属内・周囲の線量評価はモデルベースアルゴリズムでも十分ではないことに留意する。

第6章 おわりに

本書は X 線線量計算の不均質補正に関する医学物理ガイドラインとして執筆された。ガイドラインとは銘打ってあるものの、ユーザーの利便性を考慮し、テキスト的な要素、マニュアル的な要素も取り入れた。日本医学物理学会の研究課題として採択され、2007 年秋に正式に活動を開始し、約 2 年半でドラフトをまとめ、日本医学物理学会 QA 委員会の監査を経て、発刊がなされた。2009 年は、医学物理士会からの研究活動助成も受けて行われた。ドラフトをまとめたスタッフは、若手医学物理士として国内で活躍をしているメンバーおよび、学会の重鎮と呼ばれるレベルのメンバー合同で行ったことに特徴がある。不均質補正の影響評価に関する歴史は長く、これまでの研究成果も生かしながらの執筆が重要であると考え、そのようなメンバー構成で行った結果、バランスのとれたものになったと感じている。

本ガイドラインは、日本医学物理学会のタスクグループ (TG) として 2 番目の報告書である。TG01 は、治療計画の QA にスポットを当てたガイドラインであり、不均質補正の QA に関する個所は質・量ともに十分ではなかった。本書 TG02 はそれを補完するだけでなく、執筆メンバーの所属施設の協力を依頼し、レトロスペクティブ解析などの多施設共同研究成果も取り入れ、かつ、治療計画の留意事項など、臨床現場ですぐに実践に役立つ点も特長である。臨床現場において、本書がもととなって不均質補正についての適正な治療が実施されるよう願う次第である。