

強度変調放射線治療の線量検証法

日本医学物理学会 2008-2009 年度研究援助課題

「強度変調放射線治療における吸収線量測定法の標準化に関する研究」

研究報告書

序 文

強度変調放射線治療（IMRT）は、複雑な形状の標的に一致した高線量投与と隣接するリスク臓器に対する線量低減が可能であるため、放射線腫瘍医の理想に近い線量分布を実現できる照射法である。IMRT において、逆方向治療計画と放射線強度の変調は不可欠な技術である。前者は複数の線量制約を達成するための放射線強度分布をコンピュータによる最適化計算を用いて計画する技術であり、後者は計画された不均一な強度分布を多分割コリメータ（Multi-leaf Collimator; MLC）や補償フィルタによって実現する技術である。よって、IMRT では治療計画と照射の双方で高度な技術の導入を必要とする。

放射線治療では治療計画装置の計算精度や治療装置の機械的、線量的な照射精度が十分でない場合、計画とは異なる線量投与が行われる危険性がある。特に、IMRT では治療計画と照射法が複雑なため不確かさの因子が非常に多く、計画と照射の双方に潜在している。よって、治療計画における線量と投与線量が一致することを確認するための線量検証は、IMRT を安全に実施するための品質保証/品質管理において欠くことができない項目である。

しかし、本邦を含め米国や欧州においても IMRT の標準的な線量検証法は確立されておらず、新たに IMRT を開始する施設の大きな障壁となっている。さらに、本邦では 2008 年 4 月より IMRT が保険診療となり実施施設が急増しているため、技術書やガイドライン等の早急な整備が求められている。これらの状況を鑑みて、我々は IMRT における線量検証法の標準化を目的とした研究を立ち上げ、「強度変調放射線治療における吸収線量測定法の標準化に関する研究」が 2008-2009 年度の日本医学物理学会研究援助課題として採択されたことに端を発して本書の執筆を進めてきた。

本書は IMRT の線量検証に関する多くの研究報告に基づいて、検証の目的、基本的な手順、測定理論、注意点、判定基準について詳説するものである。ただし、本書は画一的な線量検証法を示すものではなく、現段階での知識と技術を整理することで臨床現場での混乱を排除し、将来の真の標準化に備えることを目的として執筆した。よって、各施設においては本書を参考にして自施設のシステムに適した線量検証プロトコルを作成する必要がある。また、記載した検証手順や理論、注意点多くは IMRT 以外の線量検証においても適用できるため、本書は IMRT を実施しない施設においても有用であると考ええる。本書が多くの施設で参考にされ、より安全な放射線治療を実施するための一助となれば幸いである。

「強度変調放射線治療における吸収線量測定法の標準化に関する研究」

研究代表者 河内 徹

2008-2009 年度 日本医学物理学会 研究援助課題

「強度変調放射線治療における吸収線量測定法の標準化に関する研究」

研究代表者	河内 徹	千葉県がんセンター	
共同研究者	遠山尚紀	千葉県がんセンター	(現 東京ベイ先端医療・幕張クリニック)
	小島 徹	千葉県がんセンター	(現 埼玉県立がんセンター)
	黒岡将彦	東京女子医科大学病院	(現 神奈川県立がんセンター)
	木藤哲史	国立がんセンター東病院	(現 東京都立駒込病院)
	岡本裕之	国立がん研究センター中央病院	
	熊崎 祐	埼玉医科大学国際医療センター	
	橋本慎平	慶應義塾大学病院	(現 東京都立駒込病院)
	藤田幸男	首都大学東京 大学院	(現 東北大学大学院)
	林 直樹	藤田保健衛生大学	

(2013 年 4 月 18 日)

図表等の転載許諾について

本報告における他の著作物から転載した図表等は次の出版機関または企業より転載許諾を得た上で掲載した。この転載許諾は本報告にのみ有効であるため、本報告の図表等を他の著作物に転載する場合は権利者より別途許諾が必要であることに注意されたい。

Australasian College of Physical Scientists & Engineers in Medicine (ACPSEM)

American Association of Physicists in Medicine (AAPM)

American College of Medical Physics

Elsevier Science Inc.

Elsevier Scientific Publishers

Institute of Physics (IOP) Publishing

International Atomic Energy Agency (IAEA)

International Commission on Radiation Units and Measurements, Inc. (ICRU)

International Commission on Radiological Protection (ICRP)

Springer Science + Business Media

医用標準線量研究会

International Specialty Products (ISP)

Ion Beam Applications (IBA) dosimetry

Physikalisch Technische Werkstätten (PTW)

ScandiDos

Sun Nuclear

強度変調放射線治療の線量検証法
(表題英文名 : The dosimetric verification of IMRT)

目次

本書の利用法

謝辞

概 論

1. IMRT における線量検証の重要性	1
1.1. 治療計画装置に由来する不確かさ	
1.2. 放射線治療装置に由来する不確かさ	
2. IMRT 線量検証の分類	12
2.1. 評価点線量検証	
2.2. 線量分布検証	
3. IMRT 線量検証の手順	15
3.1. 検出器の選択	
3.2. ファントムの選択	
3.3. 検証プランの作成と計画線量の算出	
3.4. R&V システムへの登録	
3.5. 線量測定・解析	
3.6. 独立線量検証	
3.7. 判定基準	

各 論

4. 固体ファントム	21
4.1. 深さスケーリング	
4.2. フルエンススケーリング	
4.3. スケーリング補正の適用	
5. 計画線量の算出	35
5.1. 事前準備	
5.2. 検証プラン用ファントムデータの作成	
5.3. 検証プランの作成	
5.4. 計画線量の算出	
6. 電離箱線量計	43
6.1. 事前準備	
6.2. 計画線量の算出	

6.3.	測定線量の取得	
6.4.	判定	
6.5.	測定理論	
7.	フィルム	57
7.1.	フィルムによる線量分布検証	
7.2.	ラジオグラフィックフィルム	
7.3.	ラジオクロミックフィルム	
7.4.	スキャナ	
8.	2次元検出器	107
8.1.	種類と構造	
8.2.	物理特性	
8.3.	解析	
9.	EPID	125
9.1.	構造	
9.2.	事前測定	
9.3.	物理特性・注意点	
9.4.	フルエンス検証	
9.5.	MLC の QA	
10.	線量分布の解析	137
10.1.	比較方法の種類	
10.2.	ガンマ解析法の特徴	
11.	独立線量検証	153
11.1.	モンテカルロシミュレーション	
11.2.	その他の方法	
11.3.	独立検証ソフトウェアの導入に向けて	
12.	判定基準の設定と評価・管理の実際	165
12.1.	放射線治療における吸収線量の不確かさ	
12.2.	放射線治療に求められる投与線量の正確さ	
12.3.	IMRT に対する投与線量精度の判定基準の設定	
12.4.	判定基準を超えた場合の対処法	
12.5.	施設ごとの IMRT 線量検証の統計的品質管理	
付録 1	施設別の線量検証プロトコル	192
付録 2	用語集	202

本書の利用法

本書は 2008-2009 年度の日本医学物理学会研究援助課題「強度変調放射線治療における吸収線量測定法の標準化に関する研究」の報告書であり、IMRT の線量検証法について詳説することを目的とする。ただし、本書は画一的な線量検証法を示すガイドラインではなく、検証の目的、手順、計測理論、注意点および判定基準を整理することで臨床現場での混乱を排除し、各施設において自施設のシステムに適した線量検証プロトコルを作成するための参考書として位置付ける。

本書は概論、各論および付録で構成され、概論で線量検証の目的と全体の流れを理解し、詳細は各論を参照する構成としている。概論は、線量検証の重要性（1 章）、分類（2 章）および手順（3 章）から成る。本書を利用する際に、はじめに必ず読んで頂きたい。

各論では、線量検証の手法、理論および注意点をより詳細に示している。4 章では固体ファントムのスケールリング理論、5 章では計画線量の算出について示している。また、各検出器（電離箱線量計、フィルム、2 次元検出器、EPID）を用いた測定について詳説する 6 章から 9 章では、はじめに一般的な検証手順を示し、その根拠となる理論や検出器特性を後述する構成とした。ここで、フィルム、2 次元検出器および EPID に関わる線量分布の比較と解析方法は 10 章に集約した。さらに、12 章（判定基準の設定と評価・管理の実際）では本書が推奨する IMRT 線量検証の判定基準を示している。ただし、より効果的な線量検証を行うためには各施設で最適な判定基準を設定する必要がある、同章ではこの手法を示している。

付録 1（施設別の線量検証プロトコル）には、IMRT 実施施設の線量検証プロトコルについて実施したアンケートの結果を示している。これらの情報は線量検証プロトコルを新規に作成する場合や見直す場合に有用であるため参考にして頂きたい。また、付録 2（用語集）では本書で使用した用語を示し、解説した。

謝 辞

本書の執筆，発刊において，懇切丁寧なるご指導とご助力を賜りました首都大学東京大学院の齋藤秀敏先生，ならびに放射線医学総合研究所の福村明史先生に深く感謝いたします．

また，数々の助言，実験協力を頂きました臨床医学物理研究会（CMPFG）の皆様，ラジオクロミックフィルムに関する貴重な研究成果を数多くご提供頂きました中部放射線治療技術・治療物理勉強会（Chubu Radiation Therapy Technologies and Physics group ; CRTTPG）の皆様，快く測定機器をお貸し頂きましたユーロメディテック株式会社様に厚く御礼申し上げます．

最後に，本活動にご理解，ご協力を頂きました各執筆者の所属施設の皆様に心より感謝いたします．

1 章 IMRT における線量検証の重要性

近年、IMRT の臨床利用における多くの注意点が報告されている^{1)~4)}。また、2003 年に米国医学物理学会 (AAPM) が主催した Summer school のテキストである The state of the art of IMRT⁵⁾は、IMRT を技術的、物理的および臨床的な側面から議論している。これらの報告では、治療計画装置と放射線治療装置を中心としたシステムの受け入れ試験、コミッシュニングおよび定期的な品質保証/品質管理 (QA/QC) を実行することの重要性が強調されている。

線量検証はコミッシュニングおよび品質管理において特に重要な項目である。患者投与線量の不確かさの要因は、(1) Computed Tomography (CT) および治療計画装置に由来する不確かさ、(2) 放射線治療装置に由来する不確かさ、(3) 標的および臓器の位置精度に由来する不確かさの 3 つに分類できる。ここで、線量検証は(1)、(2)について、立案した治療計画が正しくデータ転送され、計画通りの線量投与が行われていることを確認するために実施する。現在、IMRT の線量検証法のガイドラインとして ESTRO booklet No.9⁶⁾があるが、多くの研究報告を集約した内容に留まっており、各施設において線量検証法を確立するため実用性に欠ける部分がある。

IMRT における線量検証の重要性を示す資料として、表 1.1 に Radiological Physics Centre (RPC) が実施した IMRT 投与線量精度の多施設調査における合格率を示す⁷⁾。これは Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) の臨床試験における IMRT プロトコルへの参加施設を対象とし、熱ルミネセンス線量計 (TLD) とラジオクロミックフィルム (RCF) を用いた郵送調査で行われた⁸⁾。結果として頭頸部の積算合格率は 75%が示されているが、調査初年の 2003 年では約半数の 57%であった^{7),9)}。近年、治療計画装置の技術革新は目覚ましいものがあるが、それでも IMRT ビームのコミッシュニングは容易ではない。コミッシュニングや品質管理が適切でない場合、誤った線量投与が継続的に行われる可能性がある。

表 1.1 米国における人体模擬ファントムを用いた IMRT 投与線量精度の多施設調査における合格率⁷⁾

部位	施設数	測定数	合格率
頭頸部	472	631	75%
骨盤部	108	130	82%
肺	67	77	71%
肝	15	18	50%

※ 熱ルミネセンス線量計 (TLD) とラジオクロミックフィルム (RCF) が用いられ、TLD / RCF の合否判定基準は胸部ファントム (肺) で 5% / 5 mm, その他は 7% / 4 mm である。

※ 合格率は 2003 年から 2008 年の積算合格率を示す。

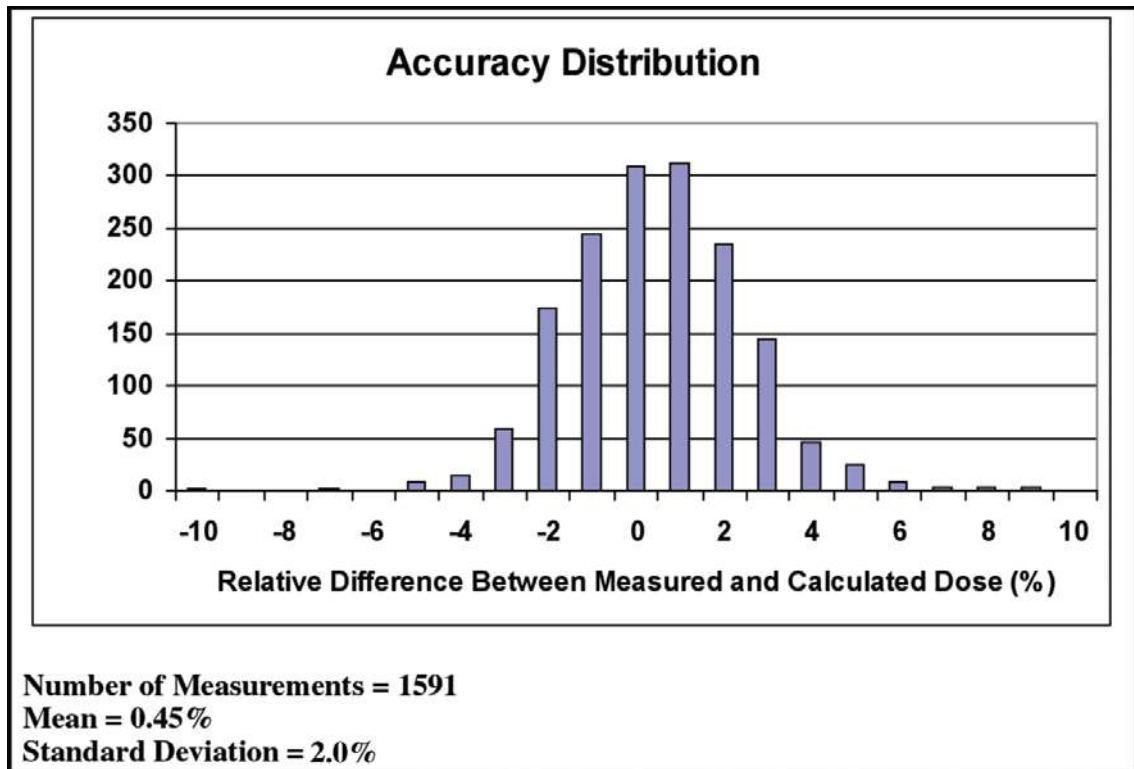


図 1.1 M. D. Anderson Cancer Center の IMRT 線量検証における計算値と測定値の相対差 (%) の度数分布 ¹⁰⁾

751 症例（1591 検証）の内，約 3%の検証で 3.5%を超える相対差が観察された．

IMRT では患者投与線量の不確かさを増大する因子が非常に多く，計画と照射の双方に潜在している．さらに，個々の治療計画によって影響が変化するため，適切なコミッショニングが行われていても稀に計画線量と投与線量には許容できない不一致が生じる場合がある．よって，国際的には“全ての IMRT で線量検証が必要である”という見解が支持されている．図 1.1 に M. D. Anderson Cancer Center における評価点線量検証の結果のばらつきを示す ¹⁰⁾．この結果から，Dong らは数件の許容できない線量の不一致（最大で 9%）を検出するためにも患者個々の線量検証が必要であると結論付けている．また，欧州の複数の施設を対象として 2679 例の線量検証を調査した Zefkili ら ¹¹⁾の報告においても同様の結論が得られている．

MLC の位置精度の確認などシステムの一部を対象とした QA/QC は IMRT においても当然重要である．線量検証では僅かな MLC 位置または動作の不良を検出できない場合があり，仮に線量の不一致が検出できた場合においても原因が MLC 不良にあることを特定するためにはさらに調査が必要である．よって，本来であれば安全な IMRT を実施するための QA/QC 項目と頻度を策定することが望ましい．しかし，IMRT における不確かさの因子はシステム全体に潜在しており，“個別の QA/QC をどの程度行えば安全な IMRT を実施できるか？”は未だに明らかではない ^{12), 13)}．従って，システム全体を総合的に管理できる線量検証は IMRT において特に重要であり，治療計画装置のコミッショニング後も継続して実施されなければならない．

1.1. 治療計画装置に由来する不確かさ

治療計画装置で算出した計画線量がもつ不確かさの原因として、次の項目が挙げられる。

- (1) 入力パラメータの誤り
- (2) 予期しない動作（バグ）
- (3) 線量計算アルゴリズムの精度の限界
- (4) ビームモデリングとコミッショニングの限界

(1)は誤照射事故に直結するため、仮に誤ったパラメータが入力された場合でも読み上げ確認によるダブルチェックや治療開始前のコミッショニングの段階で必ず検出しなければならない。(2)はメーカーからのエラー情報を共有するとともに、ユーザーはエラーの発生状況を特定して直ちにメーカーへフィードバックする必要がある。

(3)に示される計算精度は、線量計算アルゴリズムの種類によって異なる。例えば Batho 法、等価 TAR 法および Clarkson 法のような、測定値に基づいた離散的なデータを利用するタイプの線量計算法は、計算条件が測定条件から外れる場合に必ず線量的な不確かさを生じる。このアルゴリズムに由来する不確かさはビームモデリングの不良によるものではなく、アルゴリズムが正しく計算できる条件から逸脱した場合に生じる不確かさを指す^{14), 15)}。

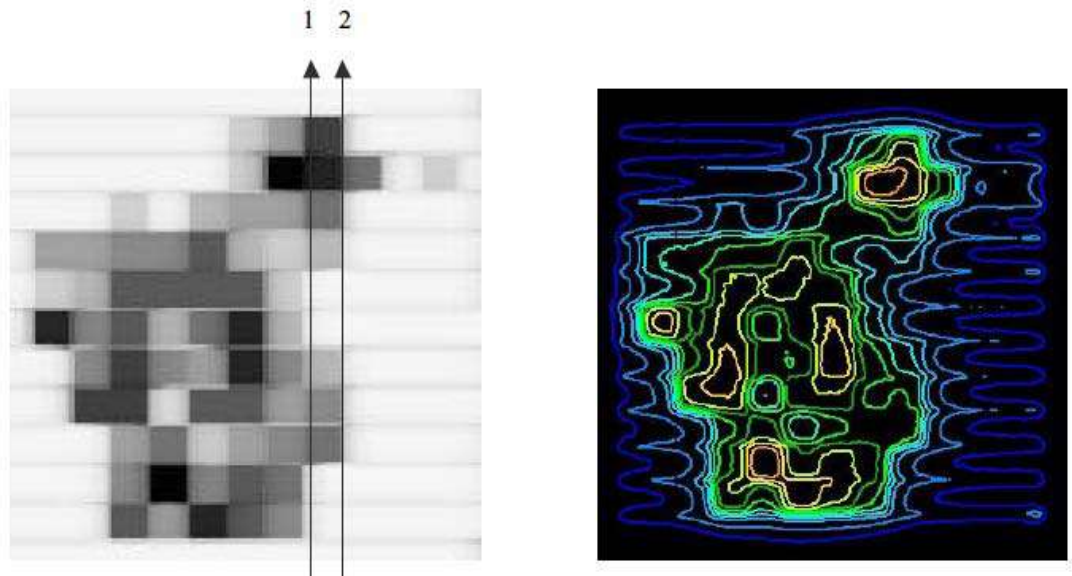
Pencil Beam 法と Convolution 法は重畳積分法を用いたモデルベース型のアルゴリズムである。前者は微小ビーム束の線量分布を用いる計算法、後者は相互作用点で放出される全エネルギーを示す TERMA (Total Energy Released per unit Mass) と散乱線の三次元的な広がりを表現する線量カーネルを用いる計算法¹⁶⁾であり、均質なファントム中ではアルゴリズムに由来する不確かさが非常に小さい。しかし、不均質なファントム中では線量カーネルの変化を完全には表現していない、あるいは全く考慮しない場合があり、大きな不確かさを生じる場合がある^{17), 18)}。

Superposition 法は不均質なファントム中でも密度の変化に応じて 3 次元の線量カーネルを変形させることで精度を高めた計算法である。放射線の減弱とエネルギー付与における微視的な違いを容認すれば、アルゴリズムに由来する不確かさは非常に小さい。

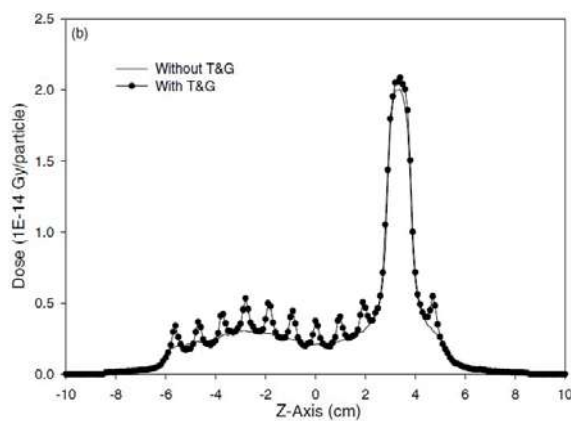
Monte Carlo 法は原子番号や密度などの物質情報に応じて放射線の相互作用の確率を変化させて輸送計算を行うため、不均質なファントム中においてもアルゴリズムに由来する不確かさはほとんどない。大きな密度差を有する 2 つの物質の境界で生じるビルドアップやビルドダウンなども、Monte Carlo 法は精度良く計算できる。ただし、乱数を用いた確率論的計算法であるため、計算値に統計的な不確かさを生じる欠点がある。

このようにモデルベース型のアルゴリズムにおいても種類によって不確かさの原因は異なる。アルゴリズム間のこれらの相違はファントムの辺縁や不均質な媒体中で顕著に現れる場合が多い。よって、我々は線量計算アルゴリズムを十分に理解し、様々な照射条件を想定した線量検証によって治療計画装置の計算精度を把握しなければならない。

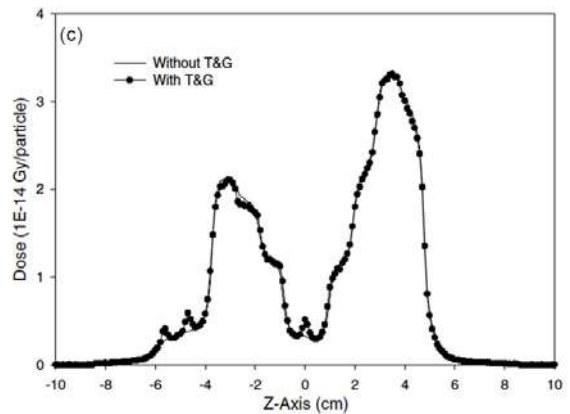
(4)で治療計画装置が高い計算精度を持つためには、当然、放射線治療装置の対象となるビームの特性が正確にモデリングされていなければならない。モデリングは基本的な照射野の PDD, OCR, 出力係数（全散乱係数、ファントム散乱係数、ヘッド散乱係数）、エネルギースペクトル、Collimator Transmission, MLC Transmission (Inter Leaf Transmission & Intra Leaf Transmission), MLC の Tongue & Groove などを調整して行われる²⁾。しかし、全ての IMRT で正しく計算でき



(a)



(b)



(c)

図 1.2 Monte Carlo 法 (MCDOSE) で計算した, Tongue & Groove 効果の考慮の有無による Intensity Map の相違

(b)および(c)はそれぞれ(a)の直線 1 および直線 2 の線量プロファイルを示す. 実線は Tongue & Groove 効果を考慮しない場合, プロット付の実線は Tongue & Groove 効果を考慮した場合を示す.

るビームモデルを作成することは非常に困難である. 特に, IMRT で用いられる大きくオフセンターした複雑な形状の小照射野では, 治療計画装置の入力パラメータを如何に調節しても実際の線量分布を完璧に再現することは難しい. 同様に, Intra Leaf Transmission や Tongue & Groove といった局所的に生じる現象も治療計画装置では考慮されない場合がある (図 1.2). このため, 優れた線量計算アルゴリズムでも, 治療計画装置におけるモデリングの限界から生じる線量計算の不確かさは必ず存在する.

治療計画装置では計算点間隔の大きさによって線量分布が変化し、また、計算点間隔が大きいほど線量と位置の不確かさは増大する^{19), 20)}。図 1.3 に計算点間隔が異なる 2 つの線量分布を、図 1.4 に両者の Dose-Volume Histogram (DVH) を示す。線量分布上では計算点間隔が大きいとホットスポットを見逃す可能性があり、また DVH にも乖離が観察できる。基本的に計算点間隔が小さいほど正確である。従来の照射法においてもコミッシュニングでは 1~2 mm が推奨されており²¹⁾、線量勾配が急峻に変化する IMRT では同程度の計算点間隔が必要である。

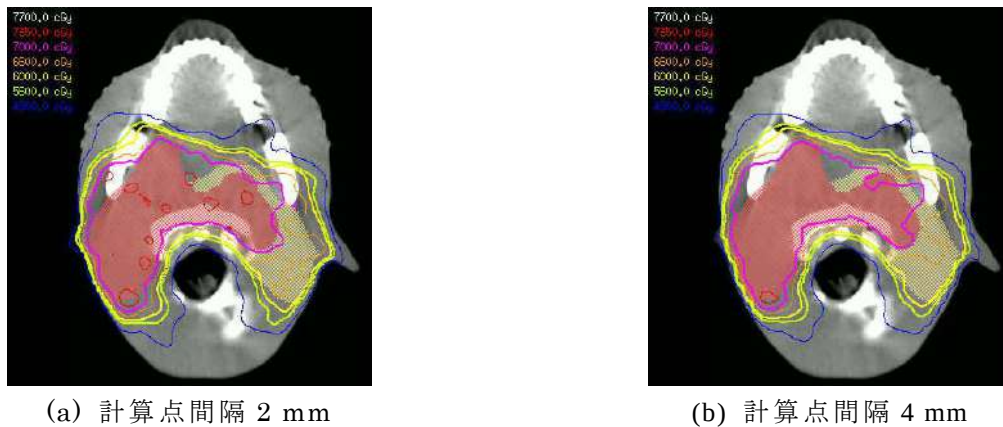


図 1.3 計算点間隔の違いによる線量分布の変化

治療計画装置 Pinnacle³ ver8.0h の Adaptive Convolution (Superposition) 法を用いて計画した 6 MV 光子線による頭頸部 IMRT、放射線治療装置は Siemens ONCOR である。

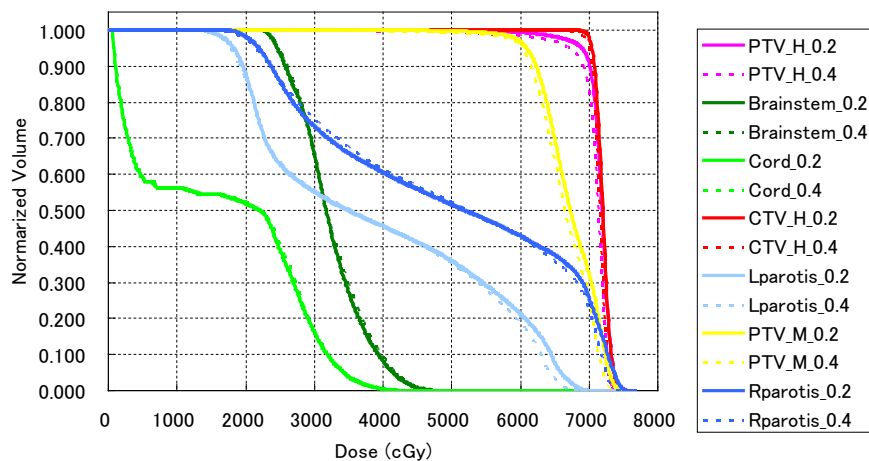


図 1.4 計算点間隔の違いによる DVH の変化

DVH の計算点間隔はそれぞれ 2 mm (実線) と 4 mm (破線) である。

1.2. 放射線治療装置に由来する不確かさ

IMRT における放射線治療装置に由来する投与線量の不確かさは The state of art of IMRT⁵⁾の中で LoSasso²²⁾が詳細にまとめている．ここでは代表的な，(1) MLC の位置精度，(2) 軸外の線量特性，MU が過度に少ない場合の(3)ビーム特性の変化と(4)応答遅延，に由来する不確かさについて示す．

(1) MLC の位置精度

コリメータや MLC の位置精度は，一般的な照射法では主として標的の辺縁に影響するため位置誤差は 1 mm が許容されてきた．しかし，IMRT では MLC の移動および停止が標的内で行われるため，MLC の位置をより高い精度で管理することが要求される．DMLC 方式では 1 cm の MLC 間隙幅に対して 1 mm の MLC 位置誤差がある場合，約 10%の線量変化が標的内に生じる²³⁾ (図 1.5)．さらに，SMLC 方式における MLC の位置精度の影響はセグメントの接合位置に hot / cold spot として生じるが，Low ら²⁴⁾は 1 mm の MLC 位置誤差によって生じる hot/cold spot のピーク線量の最大変化量は平均して 13 % (6 MV) と 17 % (18 MV) を報告している．

これらの報告に基づいて，典型的な IMRT 照射野について線量誤差を 1.0 %未満とするため，LoSasso はアイソセンタを基準とした MLC ユニット全体の取り付け精度と個々の MLC 位置精度についてそれぞれ 0.5 mm と 0.2 mm を許容水準として推奨している²²⁾．

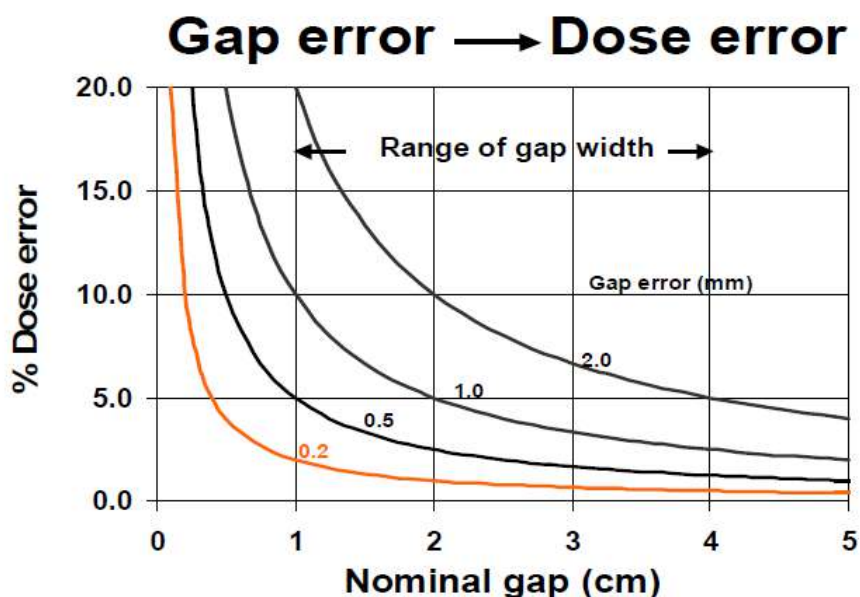


図 1.5 DMLC 方式における MLC 間隙幅の誤差と線量誤差の関係²³⁾

単純な DMLC 照射野では間隙幅の誤差が 0.2 mm 以下である場合，線量誤差は 1.0%以下になる．

(2) 軸外の線量特性

軸外の MLC 照射野では照射野の線量平坦性と対称性が従来のコリメータを用いた固定照射野と比較して一致しない場合がある．図 1.6 は DMLC 照射野と従来のコリメータを用いた固定

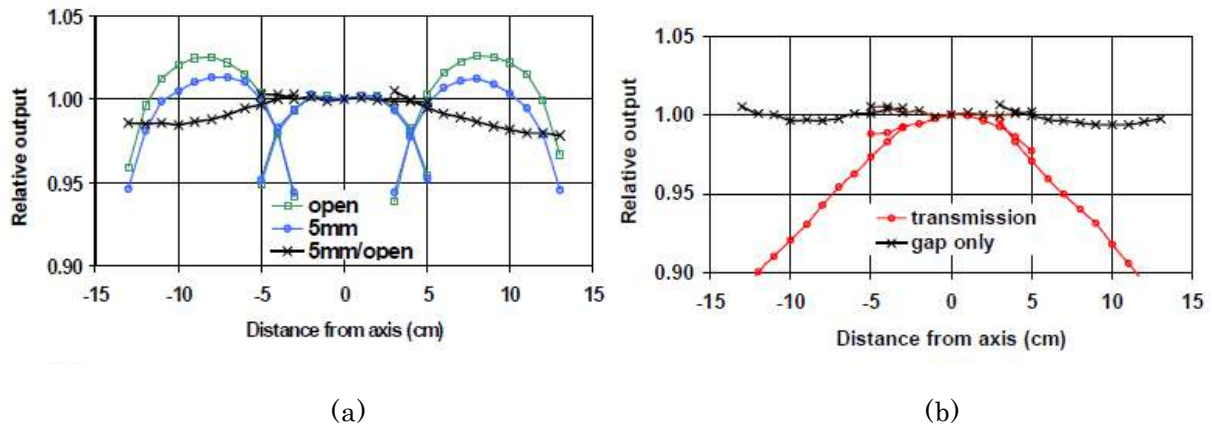


図 1.6 MLC を用いた 5 mm 間隙の sliding window 法 (DMLC) と従来のコリメータを用いた固定照射法 (open) による線量プロファイルの比較²⁵⁾

縦軸は中心軸で規格化した相対出力比と 5 mm/open の線量比を示し、横軸は MLC 移動方向の軸外距離 (cm) を示す。データは 6 MV 光子線、水中深さ 10 cm、照射野は 12 cm × 12 cm であり、照射野中心は中心軸と ±8 cm の位置である。(a) 両者の線量プロファイルと出力比 (DMLC/open)、(b) MLC 透過光子の線量プロファイルと透過光子成分を除いた出力比。

照射野の線量プロファイルを比較したものである²⁵⁾。両者は中心軸付近では 0.5% 以内で一致しているが、軸外距離 10 cm では 2% 程度 DMLC 照射野の線量出力が減少している [図 1.6 (a)]。LoSasso らはこの原因として、軸外での MLC 透過光子の減少が影響していると結論付けている [図 1.6 (b)]。しかし、このような MLC 透過光子の変化は治療計画装置では考慮されない。

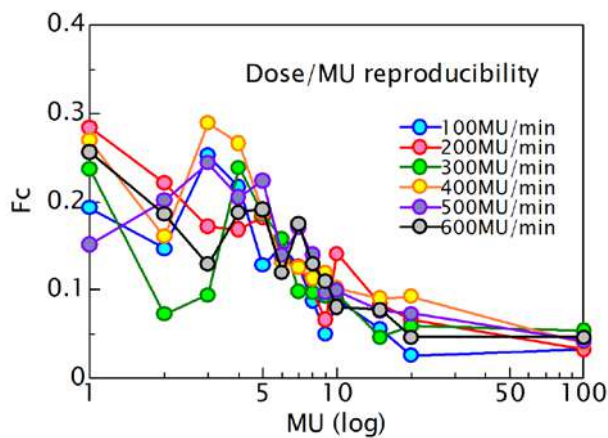
(3) 低 MU 設定時の線量特性

MU 設定値が過度に少ない場合、十分な MU が設定されている場合と比較して出力線量の再現性や直線性、照射野の対称性などのビーム特性が変化することがある。黒岡ら²⁶⁾は Varian 社製 Clinac 21EX の MU 設定値に対する正方形照射野のビーム特性を調査し、再現性、直線性および対称性について許容値を ±0.5%、±2.0% および 2.0% とした場合、それぞれ 1 MU、3 MU および 3 MU 以上の MU 設定値が必要であったことを報告した (図 1.7)。よって、SMLC 方式の IMRT では各セグメントの MU 設定値に注意する必要がある。

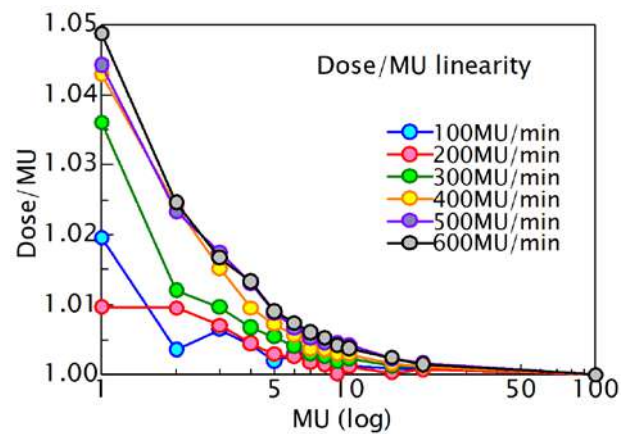
(4) 応答遅延の影響

MU が過度に少ない場合の応答遅延による線量出力の不確かさは、タイミングエラーやオーバーシュート効果として報告されている^{27), 28)}。これは MLC 制御システムの応答遅延 (Varian 社のシステムでは約 55 ms) によって生じる。Varian 社の放射線治療装置を用いて SMLC 方式の IMRT を行う場合、最初のセグメントで照射 MU のオーバーシュートが生じ、最後のセグメントでは既定の MU が照射された時点で機械的にビームが遮断され照射 MU は過小となることがある。よって、SMLC 方式におけるオーバーシュート効果は主として最初と最後のセグメントに影響する (図 1.8) が、MU が過度に少ない中間のセグメントがスキップされることもあ

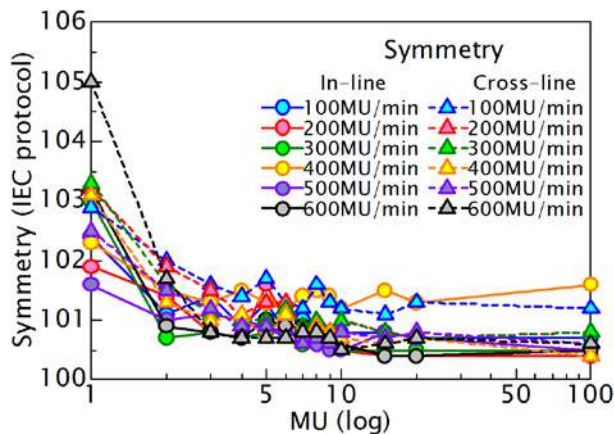
る（図 1.9）. DMLC 方式での応答遅延による線量の不確かさは，MU 設定値に加えて線量率，MLC 位置の許容誤差に関する設定値および MLC の最大移動速度に影響される．必要とされる MLC 移動速度が許容速度を超える場合，線量率を下げることで調整される²⁴⁾．この場合，計画された MLC シーケンスが滑らかであっても波紋のような線量のばらつきが生じることがある．応答遅延の影響を軽減するため，SMLC 方式ではセグメントあたりの MU 設定値を大きくすること，DMLC 方式では線量率，MLC 位置の許容誤差に関する設定値および MLC 最大移動速度を考慮した MLC シーケンスを選択することが重要である²⁹⁾．



(a) 再現性



(b) 直線性



(c) 対称性

図 1.7 MU 設定値に対する出力線量の(a)再現性，(b)直線性および(c)対称性²⁶⁾

再現性は変動係数（Fc）を示す．MU 設定値が過度に小さい場合，特性の変化が観察できる．

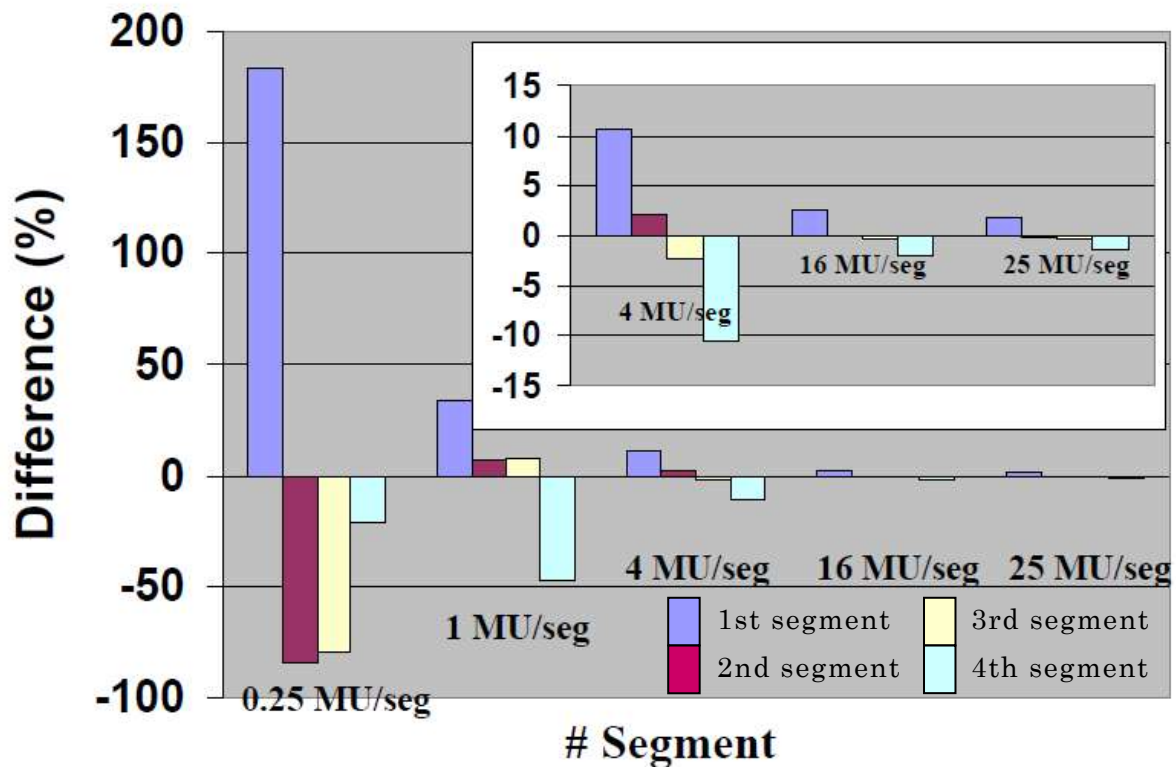


図 1.8 MU/seg に対する 4 セグメントそれぞれの出力の相対差 ²⁷⁾

0.25 MU/seg など 1 セグメントあたりに照射される MU (= MU/seg) が過度に少ない場合、十分な MU がある場合と比較して応答遅延の影響が顕著となるため大きな誤差が生じている。しかし、1 セグメントあたりに照射される MU が増大するに従って、誤差が小さくなる様子が観察できる。(Varian 2300CD 6 MV 線量率: 400 MU/min)

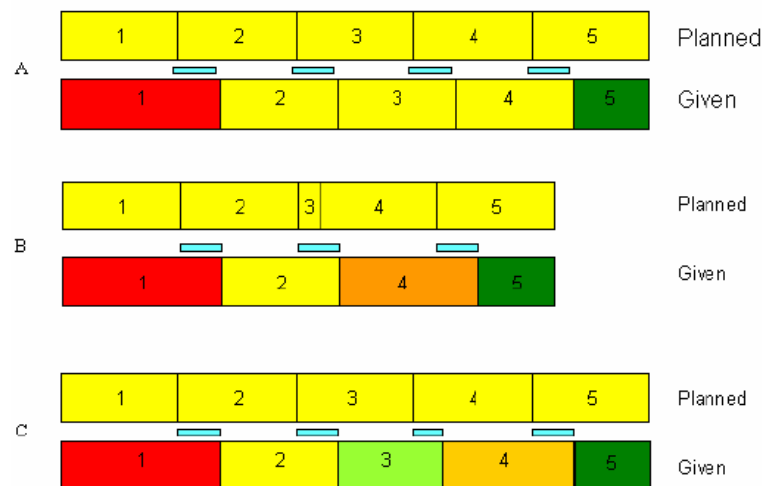


図 1.9 様々なパターンのオーバーシュート効果の模式図 ²⁸⁾

5 つの segment について計画 MU (Planned) と実際に照射された MU (Given) を比較している。(A) 細い横棒で示す一定のオーバーシュートが生じ、Segment 1 は過大、Segment 5 は過小を示す。(B) オーバーシュートによって照射 MU が Segment 3 の計画 MU を上回るため Segment 3 がスキップされている。(C) オーバーシュートの程度が変化している。

参考文献

1. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group: Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51: 880-914, 2001
2. Ezzell G, Galvin JM, Low D, 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
3. Galvin JM, Ezzell G, Eisbruch A, et al.: Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 58: 1616-1634, 2004
4. Bortfeld T, Schmidt-Ullrich R, De Neve, et al.: *Image-Guided IMRT*. 2006, Springer, Germany
5. Palta JR and Mackie TR eds.: *AAPM Medical Physics Monograph No. 29, Intensity-Modulated Radiation Therapy, The State of the Art, 2003*, Medical Physics Publishing, WI, USA
6. Alber M, Broggi S, Carlos De Wagter, et al.: *Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO Booklet No. 9*, Brussels, Belgium, 2008
7. Ibbott GS: QA for Clinical Dosimetry, with Emphasis on Clinical Trials. In: Rogers DWO and Cygler J eds., *AAPM Medical Physics Monograph No. 34, Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*. 577-604, 2009, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA
8. Molineu A, Followill DS, Balter PA, et al.: Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom, for intensity-modulated radiation therapy for the Radiation Therapy Oncology Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 63: 577-583, 2005
9. Ibbott GS, Molineu A and Followill DS: Independent evaluations of IMRT through the use of an anthropomorphic phantom. *Technology in Cancer Research and Treatment* 5: 481-487, 2006
10. Dong L, Antolak J, Salehpour M, et al.: Patient-specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 56: 867–877, 2003
11. Zefkili S, Tomsej M, Aletti P, et al.: Recommendations for a head and neck IMRT quality assurance protocol. *Cancer/Radiothérapie* 8: 364–379, 2004
12. Ezzell GA: Quality Assurance. When and what is enough for IMRT? In: Palta JR and Mackie TR eds., *AAPM Medical Physics Monograph No. 29, Intensity-Modulated Radiation Therapy, the State of the Art*. 613-616, 2003, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA
13. Ahnesjö A, Hårdemark B, Isacsson U, et al.: The IMRT information process mastering the degrees of freedom in external beam therapy. *Phys. Med. Biol.* 51: 381-402, 2006
14. Mijnheer B, Bridier A, Garibaldi C, et al: Monitor unit calculation for high energy photon beams - practical examples. *Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No. 6*, ESTRO, Brussels, Belgium, 2001
15. Khan FM: *The Physics of radiation therapy third edition*, Lippincott W & Wilkins, 2003
16. CMS Japan: XiO Inside -内部動作の詳細理解のために-, [<http://www.cms-japan.com> (accessed 2010/05/31)]
17. Krieger T and Sauer OA: Monte Carlo-versus pencil-beam-/collapsed-cone-dose calculation in a

- heterogeneous multi-layer phantom-, Phys. Med. Biol. 50: 859-68, 2005
18. Sharpe MB and Battista JJ: Dose calculations using convolution and superposition principles: The orientation of dose spread kernels in divergent x-ray beams-, Med. Phys. 20: 1685-1694, 1993
 19. Chung H, Jin H, Palta J, et al.: Dose variations with varying calculation grid size in head and neck IMRT, Phys. Med. Biol., 51: 4841-4856, 2006
 20. Niemierko A and Goitein M: The influence of the size of the grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation, Med. Phys. 16: 239-247, 1989
 21. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, et al.: Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams, Booklet No. 7, ESTRO, Brussels, Belgium, 2004
 22. LoSasso T: IMRT Delivery System QA. In: Palta JR and Mackie TR eds., AAPM Medical Physics Monograph No. 29, Intensity-Modulated Radiation Therapy, the State of the Art. 561-591, 2003, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA
 23. LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy, Med. Phys. 25: 1919-1927, 1998
 24. Low, DA, Son JW, Klein EE, et al.: Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. Med. Phys. 28: 752-756, 2001
 25. LoSasso T, Chui CS and Ling CC: Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. Med. Phys. 28: 2209-2219, 2001
 26. 黒岡将彦: Linac・RTPS の QA/QC (コミッショニング) , 38th JSRT 秋季学術大会 放射線治療分科会シンポジウム “ゼロから始める IMRT” 資料, 日本放射線技術学会 放射線治療分科会誌 22: 8, 2008
 27. Xia P, Chuang CF and Verhey LJ: Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system. Med. Phys. 29: 412-423, 2002
 28. Ezzell GA and Chungbin S: The overshoot phenomenon in step-and-shoot IMRT delivery. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2: 138-148, 2001
 29. Litzenberg DW, Moran JM and Fraass BA: Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery. Med. Phys. 29: 810-820, 2002

〔河内, 木藤〕

2 章 IMRT 線量検証の分類

線量検証は水吸収線量について計算値と測定値を比較し、許容できる範囲で一致しているか否かを評価することを目的として行われる。IMRT の線量検証は評価点線量検証と線量分布検証に分類され^{1,2)}、評価点線量検証は電離箱線量計を用いた絶対線量の検証、線量分布検証は空間分解能が高いフィルムを用いた絶対または相対線量分布の検証を指す。本書では電離箱線量計とフィルムを用いた検証を必須とし、これらが 2 次元検出器、EPID または独立線量検証に置き換わる検証は不適切とする（3.1 参照）。図 2.1 に IMRT 線量検証の構成を示す。

線量検証における評価の基準は、治療計画装置のコミッショニングを目的とする場合と、患者毎の治療計画の検証を目的とする場合で異なる。コミッショニングにおける評価の基準は測定値であるため、検証で得られる相対差 $\delta_{\text{plan, meas}}$ は次式で表される。

$$\delta_{\text{plan, meas}} = \frac{D_{\text{plan}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas}}} \times 100 \quad (\%) \quad (2.1)$$

ここで、計画線量 D_{plan} と測定線量 D_{meas} はそれぞれ治療計画装置と測定で得た水吸収線量である。一方で、患者毎の治療計画の検証では計画線量に対し実際の投与線量（測定線量）が許容される範囲内で一致するか否かを確認するため、評価の基準は計画線量となる。患者毎の治療計画の検証における相対差 $\delta_{\text{meas, plan}}$ は次式で表される。

$$\delta_{\text{meas, plan}} = \frac{D_{\text{meas}} - D_{\text{plan}}}{D_{\text{plan}}} \times 100 \quad (\%) \quad (2.2)$$

ただし、式(2.1)および式(2.2)を低線量領域に適用する場合は注意が必要である（12.3.2.4 参照）。また、解析ソフトウェアの設定で評価の基準を選択できない場合は、ユーザー側で検証目的に応じた評価を行う必要がある。

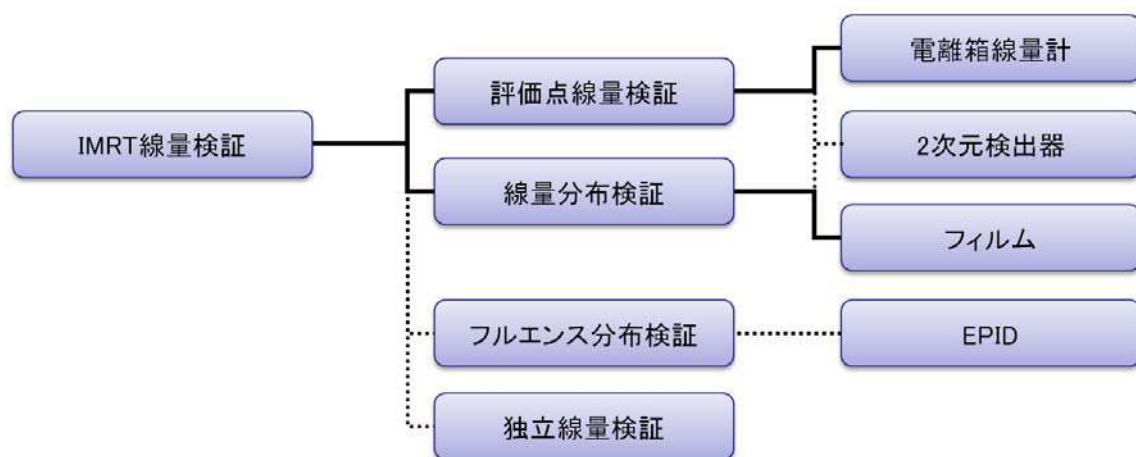


図 2.1 IMRT 線量検証の構成

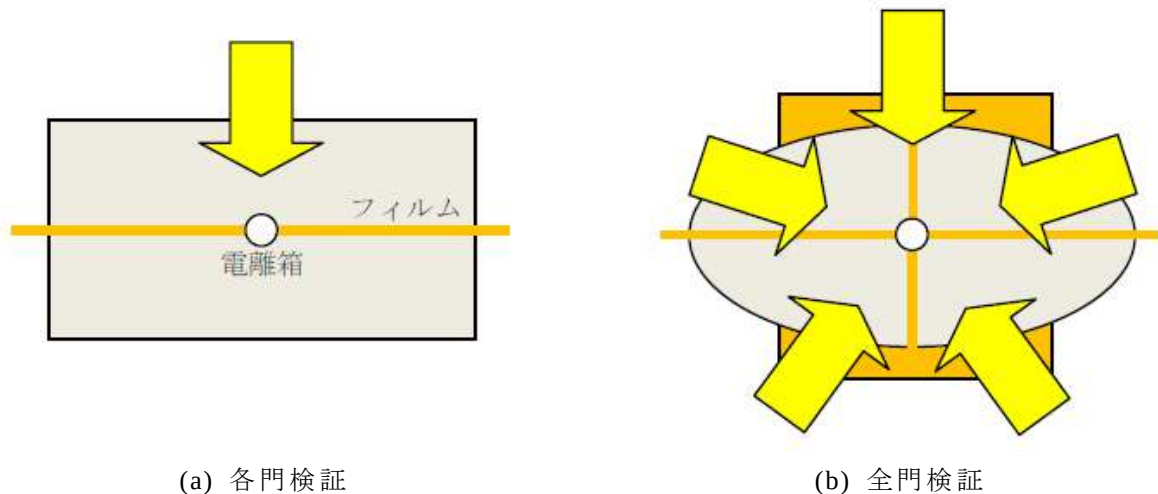


図 2.2 各門検証と全門検証

また，IMRT の線量検証は各門検証と全門検証に分けられる．図 2.2 (a) に示すように，各門検証は臨床プランで配置されたそれぞれのビームについて，ガントリ角度を 0 度にして再計算した検証プランを作成し，門毎に測定値と比較する検証である．また，位置情報を正確に把握するため，コリメータ角度も 0 度にするのが一般的である．原則として直方体の板状ファントムを用いた検証であり，利点としてファントム表面に対してビームが垂直入射するため計算精度と測定精度の双方が向上する，門毎に生じた誤差を特定できる，などが挙げられる．しかし，総合的な評価ができない，ガントリ角度に依存して発生する誤差を検出できないなどの欠点がある．一方で，図 2.2 (b) に示す全門検証は臨床プランと同じガントリ角度で行われ，ファントムサイズは患者体厚に近いことが望ましい．利点として，全てのビームが合成された状態で標的やリスク臓器の線量評価が可能である，予期せぬ hot/cold spot が検出できる，などが挙げられる．しかし，全門検証では誤差原因の特定が困難となる欠点がある．

2.1. 評価点線量検証

評価点線量検証では，照射領域に設定した評価点について治療計画装置と電離箱線量計を用いた測定のそれぞれで得られた水吸収線量の絶対量を比較する．正確な測定を行うため，評価点は可能な限り線量勾配が緩やかな領域に設定されなければならない．このため，各門検証では評価点を門毎に設定する必要がある．また，全門検証では計画標的体積 (PTV) の中心付近など標的の線量を検証するための評価点を設定し，この他にリスク臓器に該当する領域など複数の評価点が設定することが望ましい．

線量勾配に注意して評価点が設定された場合でも，IMRT ビームでは基準条件と同程度の線量平坦性を得ることは困難であり，線量勾配と電離空洞サイズに依存した体積平均効果によって不確かさが増大する場合がある．この体積平均効果の不確かさを低減するため，評価点線量検証では計画線量と測定線量とともに体積平均線量として比較する検証を推奨する．評価点線量検証は 6 章で解説する．

2.2. 線量分布検証

線量分布検証では、照射領域に設定した評価面について治療計画装置とフィルムを用いた測定のそれぞれで得られた水吸収線量の絶対または相対線量分布を比較する。両者の比較は一般的にフィルム解析ソフトを使用し、線量プロファイルの視覚的比較に加え、線量差 (Dose difference) と等線量曲線の位置のズレ (Distance-to-agreement: DTA)、さらに Dose difference と DTA を併せて評価するガンマ解析法などの定量的比較を行う。また、これらを組み合わせることで、評価面の線量勾配が緩やかな領域では線量差、線量勾配が急峻な領域では等線量曲線の位置のズレに注目して評価を行う。

線量分布検証における各門検証では、誤差原因が検出しやすい、特性曲線の取得条件と同条件で測定が可能であるため深さの影響を抑えることができる、などの利点がある。一方で、全門検証では PTV に対する線量集中性やリスク臓器に対する線量低減の目標値が達成されていること、さらに、これらの境界の線量勾配を評価するなど、臨床的な評価が可能となる。

線量分布検証は、フィルム (7 章)、2 次元検出器 (8 章)、EPID (9 章) および線量分布の解析 (10 章) で解説する。

参考文献

1. Gary AE, James MG, Low D, 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
2. Alber M, Broggi S, De Wagter C, et al.: Guidelines for the verification of IMRT, Booklet No. 9, 2008, ESTRO, Belgium

〔橋本，河内〕

3 章 IMRT 線量検証の手順

IMRT 線量検証の手順に従って、3.1 検出器の選択、3.2 ファントムの選択、3.3 検証プランの作成と計画線量の算出、3.4 R&V システムへの登録、3.5 線量測定・解析、3.6 独立線量検証、3.7 判定基準、の順に概論を示す。各項目の詳細は 4 章以降の各論を参照されたい。

3.1. 検出器の選択

IMRT 線量検証では、評価点線量検証には電離箱線量計を、線量分布検証にはフィルムを用いることを推奨する（図 2.1）。さらに、多くの電離箱線量計およびフィルムが市販されているため、ユーザーは検出器の特性を十分に理解して選択する必要がある。特に、電離箱線量計では空洞サイズの選択が重要であり、空洞サイズに合わせて挿入可能なファントムを準備しなければならない。また、フィルムではラジオグラフィックフィルムとラジオクロミックフィルムによって注意すべき特性が異なり、また、暗室、自動現像機の有無などの設備も考慮して選択しなければならない。

IMRT 線量検証には 2 次元検出器や EPID を用いた線量検証や、治療計画装置とは別系統のシステムでの再計算による独立線量検証なども手法として挙げられる¹⁾。しかし、2 次元検出器はフィルムと比較して空間分解能が劣る。EPID は線量分布ではなくフルエンス分布の検証であり、さらに、全門検証が困難である。また、独立線量検証は放射線治療装置に由来する誤差を検出できない。従って、これらの手法を単独で行う場合は IMRT の線量検証として不十分である。しかし、十分な症例数を経験し、治療システムの特性を把握できている施設において、線量検証を効率的に行うためにこれらの検出器を導入することは間違いではない。ただし、これらの施設では検出器が持つ欠点を補うための QA/QC 項目を組み込んだ線量検証プロトコルを作成して実施することが重要である。

3.1.1. 電離箱線量計

評価点線量検証では、電離箱線量計を用いて水吸収線量の絶対量を測定する必要がある。評価点は医学的に評価価値のある領域に設定するが、同時に線量が平坦な領域を選択することが重要である。このため、作成した検証プランの線量分布を確認し、電離空洞内とその近傍で可能な限り線量が平坦となる領域を評価点として決定する。

電離箱線量計の空洞サイズを分類すると Farmer 形（約 0.6 cm^3 ）、Mini 型（約 0.1 cm^3 ）、および Micro 型（約 0.01 cm^3 ）があり、いずれも使用可能である。ただし、IMRT では線量が平坦な領域が少なく、Farmer 形では評価点の位置が制限されることが多い。また、Micro 型では漏れ電流の影響によって不確かさが増大するなどの問題がある。

本書では、評価点線量検証における計算値および測定値を体積平均線量として比較する検証を推奨する。これは、IMRT では基準条件と同等の線量平坦性を得ることが困難な場合が多く、点線量測定では体積平均効果による不確かさの増大が問題となるためである。ただし、線量勾配の急峻な領域では、体積平均効果のみではなく、電離箱線量計の位置誤差や線質変換係数の変化によって不確かさが増大するため、体積平均線量を用いる場合においても可能な限り線量が平坦となる評価点を選定することが不可欠である。体積平均線量の測定は評価点に電離空洞

の幾何学中心を配置し、従来と同様に標準測定法²⁾に従って電離電荷から水吸収線量に変換する。6章では評価点線量検証の手順を詳説するとともに、電離箱線量計のサイズや評価位置などを決定する際の注意点を示した。

3.1.2. フィルム

フィルム法は線量分布測定の中では最も一般的な方法である。この方法は、フィルム濃度と吸収線量の相関関係を表す特性曲線を用いて、フィルムの濃度を吸収線量に変換することで線量分布を取得する。フィルムにはラジオグラフィックフィルム（Radiographic film: RGF）とラジオクロミックフィルム（Radiochromic film: RCF）の2種類があり、表3.1に示すような特性を有する。両フィルムとも線量測定精度に影響を与える因子が多いため、施設毎に測定からフィルムスキャンまでのプロトコルを作成することを推奨する。フィルムについての詳細は7章にて述べる。

表 3.1. ラジオグラフィックフィルムとラジオクロミックフィルムの特性

ラジオグラフィックフィルム	ラジオクロミックフィルム
ハロゲン化銀粒子の感光作用を利用	ラジオクロミック現象を利用
現像が必要であり、自現機の管理が必要	現像の必要なし
暗室で処理	明室で処理可能
エネルギー依存性大	エネルギー依存性小
固体ファントムと組み合わせて使用	固体ファントムのみでなく水中でも使用可
フィルムの有感部分の均質性が高い	フィルムの有感部分の均質性が低い
空間分解能が高い	
特性曲線を取得する必要がある	
測定後、線量分布評価までに時間を要する	
スキャナによる不確かさがある	

3.1.3. 2次元検出器

近年、フィルムレス化の流れに伴い、2次元検出器を利用する施設は著しく増加している。一般的に2次元検出器は、平面的に配列された小型の半導体や電離箱線量計で構成されており、2次元の線量分布をリアルタイムに取得することができる。また、ユーザー責任によるクロスキャリブレーションを行うことで、吸収線量での評価が可能になる。2次元検出器は、フィルム法に比べ測定が簡便で、照射したその場で解析が可能である。欠点は、フィルムに比べ空間分解能が低い点である。今日の2次元検出器の素子間の距離は約1 cmであるため、連続した線量分布が得られない。また、2次元検出器は素子の種類により異なる物理特性を持ち、半導体素子の場合は線量率依存性と温度依存性、電離箱素子の場合は体積平均効果が問題になる。さらに、基本的に検出面に対して垂直に入射するビームの測定を目的とした設計であるため、全門検証を行う場合の問題点として方向依存性が挙げられる。

2次元検出器は今後、IMRTの線量検証において主要なツールになることは明らかである。しかし、2次元検出器単独では線量検証として不十分であり、状況に応じてフィルムを併用するなど、2次元検出器の特性を踏まえたQAプログラムを作成する必要がある。2次元検出器についての詳細は8章にて述べる。

3.1.4. EPID

近年では、Linac 付属の EPID を用いたフルエンス分布測定が IMRT の線量分布検証として利用されつつある。この検出器の利点は、他の 2 次元検出器に比べ高分解能であるためデータ補間の必要がなく、線量勾配の急峻な領域や線量の起伏が激しい領域においても補間による不確かさが小さいことである。このため、MLC をはじめとする機械的な位置誤差の検出能に優れている。また、フィルム法と比べて測定や解析に費やす時間が短く、線量検証の効率化および省力化を図ることができる。現時点で IMRT フィールドのフルエンス分布検証が可能な EPID は Varian 社の製品のみであるが、他のメーカーでも開発が進んでおり、今後が期待されるツールの一つである。

EPID を用いた検証は、治療計画装置で計算された EPID 検出面のフルエンス分布 (predicted image) と照射時に EPID で取得したフルエンス分布 (measured image) を比較することで行われる。Varian 社の EPID を用いた検証では、固体ファントムでの線量計算を含む従来の線量分布検証とは異なり、フィールド内のフルエンス分布を検証するシステムである。また、全門検証ができないなどの欠点があり、EPID も 2 次元検出器と同様に単独では検証として不十分な部分がある。IMRT の線量検証に用いる際は、これらを補うための QA プログラムの立案・施行が必須である。EPID についての詳細は 9 章で述べる。

3.2. ファントムの選択

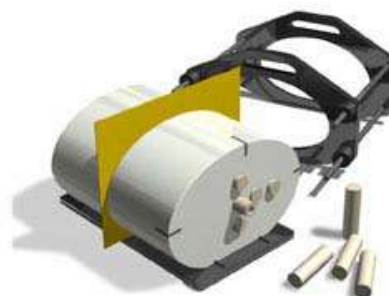
放射線治療において患者投与線量は水の吸収線量で評価されるため、IMRT の線量検証においてもファントムとして水を用いた検証が望ましい。特に、治療計画装置のコミッショニングは可能な限り水中での測定により実施することを推奨する。これは、固体ファントムでは深さスケーリングやフルエンススケーリングなど水では不要な補正が必要であり不確かさが増大するためである。しかし、フィルムや 2 次元検出器など水中測定ができない測定器では固体ファントムが用いられる。また、固体ファントムはセットアップが簡便であるため、患者毎の線量検証では広く用いられる。

固体ファントムを構成する物質は電子濃度が水に近い元素組成になっている。しかし、各メーカーで組成は異なり、さらに、同じ種類のファントムにおいても製造精度による厚さや密度の違いが存在する。このため、ユーザーは検証前に固体ファントムの正確な寸法と質量密度、さらに 4 章で詳説する各スケーリング係数を求めるなど特性の把握する必要がある。

形状と構造について、板形ファントム [図 3.1 (a)] は各門検証と全門検証のそれぞれで利用でき汎用性が高い。また、円柱形などの患者体型を模擬したファントム [図 3.1 (b)] は全門検証に有用である。特に、フィルムを用いた線量分布検証では標的とリスク臓器の形状と位置関係から重要度の高い評価面で検証する必要があるため、少なくともコロナル面とアキシャル面は検証できるようファントムを準備することを推奨する。



(a) 板形ファントム



(b) 円柱形ファントム

図 3.1 検証用ファントム

3.3. 検証プランの作成と計画線量の算出

線量検証はファントム内の吸収線量を測定して行うため、計画線量も患者ではなくファントム内の線量として算出しておく必要がある。このため、患者 CT データを用いて計画された臨床プランにおいて、患者をファントムに置き換えて検証プランを作成し、再び線量計算を行って計画線量を算出する。

検証用プランの作成後、評価点および評価面を設定して計画線量を取得する。評価点は検証用プランの線量分布を確認し、電離空洞内とその近傍で可能な限り線量が均一となる領域を選定する。評価点の計画線量は電離箱線量計の空洞体積について体積平均線量として算出する。ただし、空洞体積が点とみなせる程に小さいサイズであれば、計画線量を点線量とすることができる。また、評価面の計画線量について計算グリッドサイズは小さいほど正確な検証が可能であり、1~2 mm として取得することを推奨する。計画線量は、固体ファントムの不均質補正、臨床プランとの MU 設定値の整合性などに注意が必要であり、詳細は 4 章および 5 章に記述する。

3.4. R&V システムへの登録

R&V システム（Record and Verify system）とは放射線治療装置の患者情報と照射情報の管理システムであり、治療計画装置で立案した照射情報の登録、照射時の照合および記録を行うシステムである。過去に、治療計画装置と R&V システム間の通信エラーによる誤照射事故が発生しており、IMRT では MLC シーケンスファイルが適切に保存されず全ての MU 設定値を矩形照射野で照射した事例がある³⁾。よって、IMRT に限らず治療計画装置と R&V システムで照射情報の一致を確認することは必須である。特に、IMRT の MLC シーケンスファイルなどはデータの細部まで確認することが現実的ではないので、線量検証は R&V システム登録データの最終確認として実施する意味もある。

IMRT では MU 設定値や線量率によって線量出力精度や MLC 位置精度が変化する場合があるため、照射条件は実際に治療で用いる条件に一致させることが望ましい（1.2 節 参照）。ただし、検出器に与えられる線量が少なく、正しい測定値が得られない場合は調節を必要とすることもある。

3.5. 線量測定・解析

R&V システムに登録したプランを照射し、目的に合う検出器で測定を行う。このとき、検証プランと同じ幾何学的配置を忠実に再現することが重要となる。また、測定では照射ヘッドと治療寝台の衝突の有無、治療寝台による減弱の有無に注意する。一般的に治療寝台や固定具による減弱を最低限に抑えたガントリ角度と照射野の設定が望ましいが、避けられない場合はこの影響を含めて検証を行う、または、別の測定で評価するなど、対応を予め明確にしておく必要がある。

電離箱線量計を用いた評価点線量の測定は、電離空洞の幾何学中心を評価点に配置し、標準測定法に従って電離電荷から水吸収線量に変換する。さらに、測定線量と計画線量の相対差(式 2.1, 式 2.2) が許容値内であるかを評価する。

フィルムを用いた線量分布の測定は評価面にフィルムを挿入して測定し、さらに、濃度-吸収線量変換のための特性曲線を取得しなければならない。治療計画装置と測定で得た線量分布の比較法は、同じ位置(点)における線量の差(Dose-difference)、線量が等しい点までの距離(Distance-to-agreement; DTA) およびそれらを組み合わせたガンマ解析などがある。また、両線量プロファイルを重ねて見比べる評価も重要であり、標的とリスク臓器の境界など臨床的に重要となる位置では必ず視覚的に確認する必要がある。線量分布の解析については 10 章で詳細に述べる。

3.6. 独立線量検証

治療計画装置で計算した線量分布や計画 MU の妥当性を確認するための手段として、MU 設定値の独立線量検証が挙げられる。独立検証システムは機械的な位置誤差など放射線治療装置に由来する誤差を検証することはできないが、測定の負担を減らすことができるという利点がある。現時点では IMRT に対して利用しやすい MU 独立検証システム、または方法が限られているが、実用化への可能性について 11 章に示す。

3.7. 判定基準

線量検証では、結果として得られた計画線量と測定線量の差が許容できるか否かを判断しなければならない。よって、科学的エビデンスに基づいて客観的な判断を下すため、あらかじめ許容レベル(Tolerance level)、介入レベル(Action level)などの判定基準を設定しておく必要がある。

検出器を使用して測定された吸収線量および線量分布は、いくつかの要因が合成された不確かさを持つ。この不確かさを持った測定線量値から治療実施の可否の判断を下すためには、要求される線量精度を放射線計測学、臨床医学、腫瘍放射線生物学の 3 つの視点から総合的に導き出し、判定基準を設定する必要がある。詳細は 12 章に示し、ここでは本報告において推奨する判定基準(許容レベル、介入レベル)のみを表 3.2 として示す。ただし、線量検証において統計的品質管理は重要であり、各施設において複数の検証結果を解析することで系統誤差の検出、最適な判定基準の設定を行わなければならない。

表 3.2 IMRT 線量検証の許容レベルと介入レベル（推奨値）

	許容レベル	介入レベル
投与線量精度*		
高線量領域 (腫瘍領域)	± 3 %	± 5 %
低線量領域 (リスク臓器領域)	± 4 %	± 7 %
等線量曲線精度 (DTA)	2 mm	3 mm

* 評価点計画線量に対する相対差 (%)

参考文献

1. Alber M, Broggi S, De Wagter C, et al.: Guidelines for the verification of IMRT, Booklet No. 9, 2008, ESTRO, Belgium.
2. 日本医学物理学会：高エネルギー光子線の線量測定． 外部照射線治療における吸収線量の標準測定法（標準測定法 01）. 35-68, 2002, 通商産業研究社, 東京
3. FDA MAUDE Adverse Event Report. Report No.2914292-2005-00003, U.S. Food and Drug Administration, 2005, US.

〔橋本，河内〕

4 章 固体ファントム

目次

手順

4.1. 深さスケーリング

4.1.1. 深さスケーリングの理論

4.1.2. 深さスケーリング係数の算出

4.1.3. 治療計画装置における深さスケーリング

4.2. フルエンススケーリング

4.2.1. フルエンススケーリングの理論

4.2.2. フルエンススケーリング係数の算出

4.2.3. IMRT ビームのフルエンススケーリング係数

4.3. スケーリング補正の適用

4.3.1. 線量検証におけるスケーリング補正の適用方法

参考文献

《固体ファントムの各スケーリング係数決定の手順》

項目	手順	参照
I. 事前準備	(1) 固体ファントムの厚さおよび質量の測定 (2) 電離箱線量計とファントムを照射室内に入れる	
II. C_{pl} の決定	(1) 深部線量比の測定 (2) 実効線減弱係数の算出 (3) 深さスケーリング係数 C_{pl} の決定	4.1
III. h_{pl} の決定	(1) 固体ファントムの測定深 d_{pl} に対する等価深 d_w の算出 (2) 固体ファントム中の d_{pl} で、電離量 M_{pl} を測定 (3) 水ファントム中の d_w で、電離量 M_w を測定 (4) フルエンススケーリング係数 h_{pl} の決定	4.2

使用機器

電離箱線量計，電位計

固体ファントム，水ファントム

温度計，気圧計

ノギス，質量計（電子天秤など）

I. 事前準備

- (1) 使用する固体ファントムの厚さおよび質量を測定し、密度を算出する。固体ファントムの公称密度と比較し、著しい相違がないことを確認する。
- (2) 測定前に電離箱線量計とファントムを照射室内に入れておき室温と馴染ませる。電離箱線量計は 1 時間以上、固体ファントムおよび水は 1 日以上が望ましい。

II. 深さスケール係数 C_{pl} の決定

- (1) 水および固体ファントムを使用して深部線量比を測定する。この時、深さ 5 cm または 10 cm から 20 cm の間で少なくとも 6 点以上の測定が望ましい。
- (2) 測定した深部線量比の指数関数近似から得られた回帰曲線の傾き（実効線減弱係数）を算出する。この時、回帰曲線を算出する深部線量比の範囲は、水と固体ファントムで同一し、固体ファントムの深さは I.(1) で測定した厚さを用いて算出する。
- (3) 式(4.4)から C_{pl} を決定する。 C_{pl} は使用する固体ファントムに対して光子エネルギーごとに決定する。

III. フルエンススケール係数 h_{pl} の決定

- (1) 固体ファントムではミリメートル単位での深さ調整が困難であるため、II.(3) で決定した C_{pl} と式(4.1) から固体ファントムの測定深 d_{pl} に対する水中での等価深 d_w を算出する。
- (2) 電離箱線量計を固体ファントム中の d_{pl} に設置し、アイソセンタと電離箱線量計の電離空洞の幾何学的中心を一致させる。
- (3) ヒステリシス現象を考慮し、事前に電離空洞に対し約 3~5 Gy を照射する。
- (4) モニタ設定値 N MU で照射を行い、指示値 M_{pl} を測定する。指示値の再現性に注意し、必要に応じて複数回の平均値とする。また、固体ファントムと水中の測定における温度と気圧の変化が誤差となるため、測定時の温度と気圧を測定し、22.0°C、1013.3 hPa を基準とした温度気圧補正を行う。
- (5) 電離箱線量計を水ファントム中の d_w に設置し、アイソセンタと電離箱線量計の電離空洞の幾何学的中心を一致させる。
- (6) III.(3) と同様に、電離空洞に対し約 3~5 Gy を照射する。
- (7) III.(4) と同様のモニタ設定値 N MU で照射を行い、指示値 M_w を測定する。指示値の再現性に注意し、必要に応じて複数回の平均値とする。また、III.(4) と同様に測定時の温度と気圧を測定して温度気圧補正を行う。
- (8) 式(4.5)から h_{pl} を決定する。 h_{pl} は使用する固体ファントムに対して光子エネルギーおよび電離箱線量計ごとに決定する。

4. 固体ファントム

放射線治療の線量測定において、固体ファントムは、水ファントムと共によく利用される媒質である。IMRTに代表される高精度放射線治療において、固体ファントムは利便性が良いため評価点線量、線量分布の確認に利用される。表 4.1 に市販されている主な固体ファントムの元素組成および各種パラメータを示す^{1)~5)}。

固体ファントムは水等価であること、すなわち、水と比べて同じ吸収および散乱特性を持っていることが望ましい⁶⁾。しかし、厳密には水等価ではないため、ユーザーは使用する固体ファントムの水等価性を十分に評価し、補正が必要であるか判断しなければならない。

水吸収線量測定に固体ファントムを用いる場合は、水との吸収・散乱特性の違いによる光子フルエンスの相違を補正する深さスケーリングを施す。また、電離箱線量計を用いて固体ファントム内で水吸収線量測定を実施する場合、水との電子フルエンスの違いによる電離箱線量計の応答の相違を補正するフルエンススケーリングを施す。本章では、この2つのスケーリングについて詳述するとともに、線量検証におけるスケーリング補正の適用方法について述べる。

表 4.1 各種固体ファントムの元素組成および各種パラメータ^{1)~5)}

	Water	RMI 457	RW3	MixDP	WE- 211	WE- 211R	Plastic Water	Plastic Water DT	PMMA	ABS	TM phantom
H	0.1119	0.0809	0.0759	0.1277	0.0821	0.0838	0.0779	0.0740	0.0805	0.081	0.116
B								0.0226			
C		0.6722	0.9041	0.7682	0.6633	0.6738	0.5982	0.4670	0.5998	0.849	0.884
N		0.024			0.0221	0.0219	0.0178	0.0156		0.070	
O	0.8881	0.1984	0.008	0.0511	0.2065	0.1953	0.2357	0.3352	0.3196		
Mg				0.0386				0.0688			
Al								0.0140			
Cl		0.0013			0.004	0.0024	0.0023	0.0024			
Ca		0.0232			0.022	0.0228	0.0676				
Ti			0.012	0.0144							
ρ	0.998	1.030	1.045	1.000	1.018	1.018	1.030	1.039	1.190	1.050	1.000
ρ_e	3.343	3.249	3.231	3.382	3.252	3.257	3.240	3.220	3.248	3.249	3.352
$(\rho_e)_{pl,w}$	1.000	0.972	0.966	1.012	0.973	0.974	0.969	0.963	0.972	0.972	1.003
ρ_e^*	3.336	3.346	3.376	3.382	3.310	3.316	3.337	3.345	3.865	3.411	3.352
$(\rho_e^*)_{pl,w}$	1.000	1.003	1.012	1.014	0.992	0.994	1.000	1.003	1.159	1.023	1.005
Z_1	7.51	7.93	7.13	7.62	7.95	7.93	9.77	7.63	6.56	5.82	5.62

ρ : 密度 (g/cm³), ρ_e : 電子密度 (el/g), $(\rho_e)_{pl,w}$: 水に対する固体ファントムの相対電子密度, ρ_e^* : 電子濃度 (el/cm³)

$(\rho_e^*)_{pl,w}$: 水に対する固体ファントムの相対電子濃度, Z_1 : 光電効果に対する実効原子番号 (m=3.5)

注: 電子密度と電子濃度は上記の数値に 10²³ を乗ずること。

4.1. 深さスケーリング

水吸収線量測定において固体ファントムを利用する場合、深さスケーリングによる補正を施す必要がある。これは、固体ファントムの密度と元素組成が基準媒質である水と異なることによって、ファントム内での放射線の吸収・散乱に違いが生じるためである。本節では、深さスケーリングの理論、係数の算出方法および治療計画装置における適用法について示す。

4.1.1. 深さスケーリングの理論

光子における深さスケーリング理論は、同じ線源によって照射される2つの媒質での光子フルエンスの関係を示している。基準媒質である水とは密度と元素組成が異なる固体ファントムを用いる場合、水中と等しいフルエンスを示す深さ（水等価深）を求めるためにこの理論が使用される。2つの媒質の深さを関係付け、水等価深を算出するための係数が深さスケーリング係数 C_{pl} であり、次式で定義される^{1),7)}。

$$C_{pl} = \frac{d_w}{d_{pl}} \quad (4.1)$$

ここで、 d_w (cm) は水の測定深であり、 d_{pl} (cm) は固体ファントムでの水等価深である。

4.1.2. 深さスケーリング係数の算出

深さスケーリング係数の算出方法は次の3つに分類される。後者になるにつれて深さスケーリングの精度は向上する⁷⁾。

- (1) 密度比による方法
- (2) 電子濃度比による方法
- (3) 実効線減弱係数比による方法

(1) 密度比による深さスケーリング

このスケーリング法は光子の減弱が媒質の密度に依存することを利用する。深さスケーリング係数は、2つのファントムの密度の比から決定する。深さスケーリング係数 C_{pl} は次式で算出できる。

$$C_{pl} = \frac{d_w}{d_{pl}} = \frac{\rho_{pl}}{\rho_w} \quad (4.2)$$

ここで、 ρ_w と ρ_{pl} はそれぞれ、水と固体ファントムの密度 (g/cm^3) である。この方法は、2つの媒質が同一の元素組成からなり、密度が異なる場合に適用できる。しかし、水と固体ファントムは元素組成が異なるため、単純に密度の比では正確な水等価深の決定は困難である。

(2) 電子濃度比による深さスケーリング

放射線治療に用いられる高エネルギー光子と媒質の相互作用はコンプトン効果が主である。よって、このスケーリング法は、コンプトン効果の断面積が単位質量当たりの電子数（＝電子密度）に依存することを利用する。深さスケーリング係数は、単位体積当たりの電子数（＝電子濃度）の比から決定する⁸⁾。深さスケーリング係数 C_{pl} は水および固体ファントムの電子濃度を用いて次式で算出できる。

$$C_{pl} = \frac{d_w}{d_{pl}} = \frac{(\rho_e^*)_{pl}}{(\rho_e^*)_w} \quad (4.3)$$

ここで、 $(\rho_e^*)_p$ と $(\rho_e^*)_w$ はそれぞれ固体ファントムと水の電子濃度である。しかし、このスケーリング法では光子と物質との相互作用がコンプトン効果のみと仮定しているため、光子エネルギーと固体ファントムの元素組成によって光電効果や電子対生成に対する断面積が水と著しく異なる場合は正確な深さスケーリングが困難となる。

(3) 実効線減弱係数比による深さスケーリング

この方法の深さスケーリング係数は、深部線量比より求めた水と固体ファントムの実効線減弱係数の比から算出する^{7), 9)}。ファントム媒質の実効線減弱係数は深部線量比の指数関数近似から得られた回帰曲線の傾き（実効線減弱係数）から決定する。算出した水に対する実効線減弱係数 $\bar{\mu}_w$ と固体ファントムの実効線減弱係数 $\bar{\mu}_{pl}$ から深さスケーリング係数 C_{pl} は次式で算出できる。

$$C_{pl} = \frac{d_w}{d_{pl}} = \frac{\bar{\mu}_{pl}}{\bar{\mu}_w} \quad (4.4)$$

この方法は、すべての相互作用による影響を考慮し、深さスケーリング係数を測定した深部線量比から算出することができる。測定点数による誤差を考慮して深部線量比の測定では深さ 5 cm または 10 cm から 20 cm の間で 6 点以上測定することが望ましい。

(1), (2), (3) のいずれの深さスケーリング係数を利用する場合であっても、固体ファントムはその製造上の不確かさが存在するため、使用する前に固体ファントムの厚さ、密度、均一性等をユーザー責任で確認する。ファントム厚は、マイクロメータやノギス等で測定した実際のファントム厚と公称値との比較により確認できる。ファントムの密度は、ファントムの実際の寸法から算出した体積 (cm³) と質量 (g) によって実際の密度 (g/cm³) を算出し、公称値と比較し確認する。ファントムの均一性は、ファントムを CT で撮影し、その取得画像を解析することで評価できる。

深さスケーリング係数は、すべての相互作用による影響を考慮したスケーリングが可能な実効線減弱係数比による方法を推奨する。しかし、測定による不確かさが存在するため、電子濃度比による深さスケーリング係数と比較し、その妥当性を確認し使用する。IMRT 専用ファントムを使用する場合、同じ材質の平板ファントムを所有しないことが考えられ、実効線減弱係数比による深さスケーリング係数の算出が困難な場合がある。このような場合は電子濃度比による方法を用いることを検討する。しかし、上述のように固体ファントムは、製造上の不確かさがあるため、電子濃度もその影響を受ける。よって、使用するファントムが公称値と一致しているかを上記の方法によってファントムの密度を確認し使用する。ファントム密度が公称値と異なる場合はその違いを補正する。

4.1.3. 治療計画装置における深さスケーリング

治療計画装置における固体ファントムへの深さスケーリングの適用法には次の 2 つの方法がある。

- (1) 深さスケーリング係数を用いる方法
- (2) CT 値-相対電子濃度変換を用いる方法

ただし、それぞれ利点と欠点があり使用する固体ファントムの特性に注意して適用法を決定する必要がある。

(1) 深さスケーリング係数を用いる方法

これは 4.1.2 で決定した深さスケーリング係数をファントム輪郭内の相対電子濃度として上書きする方法である。固体ファントム内に電離箱線量計を設置する場合、電離空洞内は水等価（相対電子濃度 1.000, CT 値約 0 HU ）、それ以外の領域の相対電子濃度は深さスケーリング係数 C_{pl} とする。相対電子濃度で上書きする機能がない場合は CT 値として登録する。これは、患者の治療計画で使用している CT 値-相対電子濃度変換を用いて指定したい相対電子濃度に相当する CT 値を算出して行う。

この手法では、光子エネルギーによって深さスケーリング係数が増加するため、エネルギー毎にそれぞれファントムを作成する煩雑さが存在する。治療計画装置によっては登録できる相対電子濃度の桁数に制限があり、エネルギーによらず一定の係数として登録することもある。また、積層したファントムの間に隙間が存在する場合、その隙間も相対電子濃度で上書きするため不確かさの原因となる。

(2) CT 値-相対電子濃度変換を用いる方法

これは通常の患者に対する治療計画と同様に、CT 値-相対電子濃度変換を使用する方法である。この方法は CT 撮影で用いる光子のエネルギー領域において、水等価に調整されたファントムの場合のみ利用できる。このため、この方法を用いる際は撮像した固体ファントムの CT 値に対する相対電子濃度の公称値（またはファントムの密度を測定し、補正を施した相対電子濃度）が変換に使用する CT 値-相対電子濃度曲線上に存在することを確認することで、この方法が使用可能であるか判断できる。

固体ファントムの光電効果に対する実効原子番号が水と異なる場合、光電効果の発生率が水と異なる。特に、相互作用において光電効果の占める割合が大きい CT の kV エネルギー領域では顕著に影響し、これは CT 値の変化に影響する。このため、固体ファントムでは CT 値と相対電子濃度との関係が患者の治療計画で使用している CT 値-相対電子濃度曲線から逸脱することがある。この場合、得られる相対電子濃度が実際の相対電子濃度とは異なるため、結果的に正確な深さスケーリングを行うことができない。

また、電離箱線量計を挿入した CT 画像を用いてこの方法を適用する場合、電離空洞内の材質は空気であり、CT 値-相対電子濃度変換の影響を受ける。よって、水吸収線量の評価であるため電離空洞内の材質は水（相対電子濃度 1.000）として登録する。

4.2. フルエンススケーリング

電離箱線量計を用いて固体ファントム内の水吸収線量測定を実施する場合、フルエンススケーリングによる電子フルエンスの変化に対する補正が必要である。本節では、フルエンススケーリングの理論とフルエンススケーリング係数の算出方法、IMRT ビームに対するフルエンススケーリング係数について述べる。

4.2.1. フルエンススケーリングの理論

フルエンススケーリングとは、固体ファントムで測定した電離量を水ファントムで測定した電離量に変換することである。その変換係数をフルエンススケーリング係数という。また、フルエンススケーリング係数は電離量変換係数⁹⁾や Phantom dose conversion factor¹⁰⁾とも呼ばれる。線質 Q の光子線に対するフルエンススケーリング係数 h_{pl}^Q は、次式で定義される¹⁾。

$$h_{pl}^Q = \frac{M_w^Q(d_w)}{M_{pl}^Q(d_{pl})} \quad (4.5)$$

ここで、 M_w^Q および M_{pl}^Q はそれぞれ水中の基準深 d_w (cm) と固体ファントム中の水等価深 d_{pl} (cm) での電

離箱線量計の指示値である。 d_{pl} は深さスケール係数を用いて算出できる。

フルエンススケール係数を用いて、固体ファントム中での水吸収線量 $D_w(d_w)$ は、次式を表される。

$$D_w(d_w) = M_{pl}(d_{pl}) h_{pl}^Q N_{D,w} k_Q \quad (4.6)$$

ここで、 $N_{D,w}$ は水吸収線量校正定数であり、 k_Q は標準測定法に示される基準条件の線質変換係数である。

4.2.2. フルエンススケール係数の算出

フルエンススケール係数の決定には次の2つの方法がある、

- (1) モンテカルロ法を用いた計算による方法
- (2) 測定による方法

フルエンススケール係数も固体ファントムの密度と元素組成の製造上の不確かさの影響を受けるため、使用する固体ファントムと電離箱線量計の組み合わせ毎に測定によって決定することを推奨する。

(1) モンテカルロ法を用いた計算による方法

フルエンススケール係数の計算理論に関しては Seuntjens ら¹⁰⁾によって報告されている。この計算理論から荒木らはモンテカルロ計算によって各種固体ファントムに対するフルエンススケール係数を評価し、報告している^{4),9)}。荒木らによって報告されたフルエンススケール係数を表4.2に示す。

モンテカルロ法を用いた計算による方法は、固体ファントムの密度および元素組成が公称値であると仮定して計算している。したがって、実際に使用する固体ファントムが公称値から相違する場合、フルエンススケール係数に影響を与える。

(2) 測定による方法

この方法では、式(4.5)に示したフルエンススケール係数の定義に基づき、実際の治療ビームを用いた測定によって決定する。定義が明確であり理解しやすいが、測定における全ての不確かさの影響を受ける。つまり、フルエンススケール係数を算出するための測定手技に誤りがあった場合、間違った係数を使用する可能性がある。IAEA-TRS398¹⁾における電子線の吸収線量測定において固体ファントムを基準媒質として認めない主な理由はこのフルエンススケール係数の不確かさが大きいためである。したがって、可能であれば表4.2やその他の報告に示されるフルエンススケール係数と比較し、測定した係数の妥当性を確認することが望ましい。さらに、固体ファントムは水と比較して室温と温度平衡に達するための時間が長い場合、使用する固体ファントムは測定前日から照射室内に入れておくべきである。

4.2.3. IMRT ビームのフルエンススケール係数

IMRT ビームではMLCによるビームハードニング効果および照射野内の強度変調によって、式(4.5)に示される基準条件で求めたフルエンススケール係数では正確な線量評価ができない可能性がある。しかし、現在これらの影響を明らかにした報告はない。したがって、基準条件で求めたフルエンススケール係数を用いてスケールリングを行う場合には、初めにIMRTビームの水吸収線量を水および固体ファントムで測定し、測定結果より基準条件に対するフルエンススケール係数で補正することの妥当性を十分に検討することが望ましい。

表4.3は基準条件に対するフルエンススケール係数を非基準条件(IMRT)に用いることに対する不確

表 4.2 各種固体ファントムおよび電離箱線量計に対するフルエンススケーリング係数^{4),9)}

Solid phantom	Chamber	$TPR_{20,10}$	0.615	0.669	0.737	0.779
		$PDD(10)_x$	61.8	66.3	73.3	80.9
RMI457	C110	1.004	1.006	1.009	1.014	
	PTW 30001	1.005	1.006	1.009	1.014	
	PTW 30013	1.005	1.006	1.010	1.016	
	PTW 30002 & 30004	1.004	1.006	1.009	1.014	
	Exradin A12	1.004	1.006	1.009	1.015	
WE211	C110	1.005	1.006	1.009	1.014	
	PTW 30001	1.005	1.006	1.010	1.015	
	PTW 30013	1.005	1.006	1.010	1.016	
	PTW 30002 & 30004	1.004	1.006	1.009	1.014	
	Exradin A12	1.004	1.006	1.010	1.015	
RW3	C110	1.008	1.010	1.016	1.024	
	PTW 30001	1.008	1.010	1.016	1.024	
	PTW 30013	1.009	1.010	1.017	1.025	
	PTW 30002 & 30004	1.007	1.009	1.015	1.023	
	Exradin A12	1.007	1.009	1.015	1.024	
MixDP	C110	1.017	1.020	1.027	1.036	
	PTW 30001	1.018	1.021	1.027	1.037	
	PTW 30013	1.018	1.020	1.028	1.038	
	PTW 30002 & 30004	1.015	1.018	1.026	1.035	
	Exradin A12	1.014	1.018	1.026	1.036	
Plastic Water	C110	0.995	0.996	0.998	0.998	
	PTW 30001	0.994	0.996	0.998	0.998	
	PTW 30013	0.995	0.997	0.999	0.999	
	PTW 30002 & 30004	0.995	0.997	0.998	0.998	
	Exradin A12	0.997	0.998	0.999	0.999	
Plastic Water DT	C110	0.996	0.996	0.998	0.999	
	PTW 30001	0.996	0.996	0.997	0.998	
	PTW 30013	0.996	0.997	0.999	1.000	
	PTW 30002 & 30004	0.997	0.997	0.998	0.999	
	Exradin A12	0.998	0.998	0.999	1.000	

かさの検討を行った例である¹¹⁾。この検討例では、前立腺がんに対する 10 MV 光子線を用いた 7 門照射の IMRT ビームを対象としており、各ビームは図 4.1 に示したフルエンス分布を有している。この検討では検出器およびファントムの位置誤差による影響を受けないようにするために、式(4.5)に示したフルエンススケーリング係数測定の電離箱線量計を含む幾何学的配置をモンテカルロコード中に再現し、次式でフルエンス

ケーリング係数 h_{pl}^{IMRT} を評価している.

$$h_{pl}^{IMRT} = \frac{[D_{air}^{MC}(d_w, A)]_w^{chamber}}{[D_{air}^{MC}(d_{pl}, A)]_{pl}^{chamber}} \quad (4.7)$$

ここで, $[D_{air}^{MC}(d_w, A)]_w^{chamber}$ および $[D_{air}^{MC}(d_{pl}, A)]_{pl}^{chamber}$ はそれぞれモンテカルロ法 (MC) で算出した水中の基準深 d_w と固体ファントム中の水等価深 d_{pl} での IMRT ビーム A における電離箱線量計の空洞空気の吸収線量である. 固体ファントムは WE211 (Tough Water, 京都科学), RMI457 (Solid Water, GAMMEX), RW3 (PTW) であり, 電離箱線量計は Farmer 形 (PTW N30013) とした.

表 4.3 に示した通り, IMRT ビームのフルエンスケーリング係数は基準条件に対して $\pm 1\%$ 程度の変化である. これは, IMRT ビームのエネルギースペクトルが照射野 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ のスペクトルと比べて変化が小さいためである (図 4.2). 同様に, Doblado らは照射野 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ と IMRT で 6 MV 光子線の光子エネルギースペクトルがとほとんど一致したと報告している¹²⁾. これらの結果から, 基準条件で得たフルエンスケーリング係数を IMRT で用いることによって生じる不確かさは小さく, IMRT の線量評価に使用可能であると考えられる.

モンテカルロ法による検討は現実的に困難であるために, 実際には測定によって同様の検討を行う. このとき, 測定値が検出器およびファントムの設置位置誤差による影響を受けないように十分注意する必要がある. 基準条件に対するフルエンスケーリング係数で補正することの妥当性を決定するには, 様々なパターンの IMRT ビームに対して検討を行うことが望ましい.

固体ファントムを用いた水吸収線量測定は, 深さスケールリングおよびフルエンスケーリングの不確かさの影響を大きく受ける. したがって, 固体ファントムを媒質に選択する場合は, 水中と固体ファントム中で測定した吸収線量が一致することを確認すべきである. IMRT ビームであってもガントリ角度を 0 度に設定することで水ファントムを用いて水中での吸収線量評価が可能である. また, 深さスケールリング係数およびフルエンスケーリング係数を正確に評価できない場合は, 測定線量の不確かさが大きくなるためにファントム媒質には水を用いることを推奨する.

表 4.3 各種固体ファントムの IMRT ビームに対するフルエンスケーリング係数と
基準照射野 ($10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$) のフルエンスケーリング係数に対する相対差 (%diff)

Beam No.	WE211	%diff	RW3	%diff	RMI457	%diff
1	1.007	0.3	1.014	0.8	1.006	0.7
2	1.001	-0.3	1.005	-0.1	1.001	0.2
3	0.998	-0.6	1.004	-0.2	1.000	0.1
4	1.001	-0.3	1.003	-0.3	0.995	-0.4
5	1.000	-0.4	1.006	0.0	1.002	0.3
6	1.001	-0.3	1.006	0.0	0.993	-0.6
7	1.001	-0.3	1.014	0.8	1.001	0.2
Total	1.001	-0.3	1.007	0.1	0.999	0.0
10 cm × 10 cm	1.004		1.006		0.999	

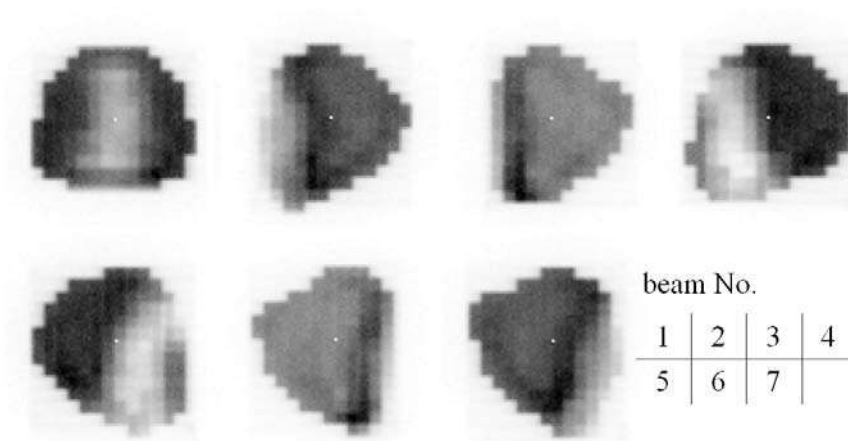
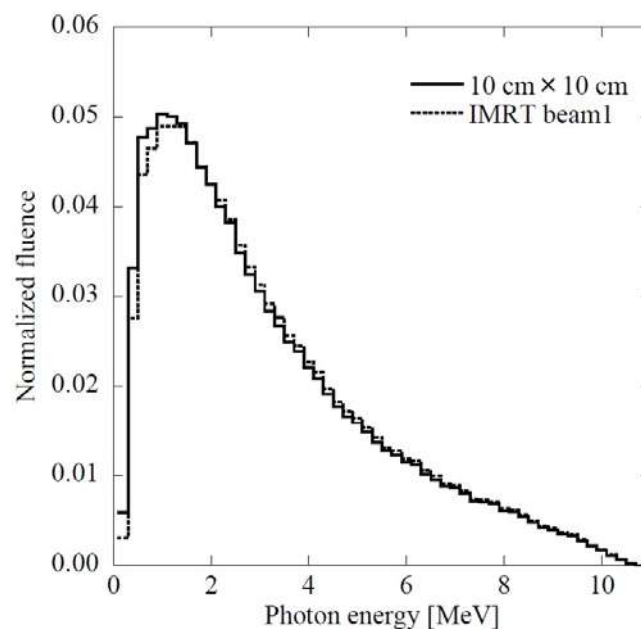


図 4.1 評価対象とした各 IMRT ビームのフルエンスマップ

図 4.2 IMRT ビームと照射野サイズ 10 cm×10 cm のオープン照射野に対する
ビーム中心軸領域の光子エネルギースペクトルの比較

"IMRT beam 1" は図 4.1 に示した beam No. 1 のエネルギースペクトルを示している。

4.3. スケーリング補正の適用

本節では, 4.1 節および 4.2 節で述べた各スケーリング法について実際の線量検証における適用方法を示す。

4.3.1. 線量検証におけるスケーリング補正の適用方法

線量検証におけるスケーリング補正の適用方法について表 4.4 にまとめた。ここで, 表内の C_{pl} , h_{pl} , d_w , d_{pl} はそれぞれ深さスケーリング係数, フルエンススケーリング係数, 水ファントムにおける測定深 (cm), 固体ファントムにおける水等価深 (cm) である。深さスケーリング係数とフルエンススケーリング係数の決

定方法はそれぞれ、4.1 節、4.2 節に示した。また、 M_w と M_{pl} はそれぞれ水ファントム中 d_w での電離箱線量計の指示値と、固体ファントム中 d_{pl} での指示値である。また、電離箱線量計の指示値は温度気圧補正係数等の必要な補正が施された値である。以下に、表 4.4 に示した 4 つの場合に対する補正法について示す。一般に固体ファントムを用いた IMRT の線量検証を実施する場合は補正法④が現実的である。

以下に示す「測定で使用するファントム」とは実際の線量測定において使用するファントムである。また、「治療計画装置で使用するファントム」とは治療計画装置を用いて計算値を算出するときに使用するファントムである。

(1) 補正法 ①

測定で使用するファントム : 水ファントム

治療計画装置で使用するファントム : 水ファントム

この場合、測定値および計算値の取得ともにファントム媒質に水が利用されるため、深さスケーリングおよびフルエンススケーリングは不要である。

電離箱線量計を用いた測定値の取得は、標準測定法⁶⁾に従い測定を行う。電離箱線量計を用いた線量検証の詳細は 6 章に示した。計算値の取得は、各治療計画装置に付属する仮想水ファントム作成の機能を利用し取得する。詳細は、各治療計画装置のマニュアルを参照して頂きたい。

この方法は、多くの放射線治療における線量検証（受入試験：アクセプタンステスト、臨床開始前試験：コミッショニングテスト）で利用され、最も単純であり、線量測定に対する不確かさが小さい方法である。可能な限り、この方法を用いて線量検証を実施することを推奨する。これは、IMRT の線量検証でも同様である。他の補正法での測定を行い、その測定結果に疑問または矛盾等を生じた場合は、この方法で検証を実施する。

表 4.4 固体ファントムへの補正法の適用方法

		治療計画装置で使用するファントム	
		水ファントム	固体ファントム
測定で使用するファントム	水ファントム	補正法 ① $C_{pl} : 1.000$ $h_{pl} : 1.000$	補正法 ② C_{pl} : 計算上適応し、 $d_w = d_{pl} \times C_{pl}$ の水ファントム深で測定 $h_{pl} : 1.000$ ※ 通常、使用しない
	固体ファントム	補正法 ③ $C_{pl} : d_{pl} = d_w / C_{pl}$ の固体ファントム深で測定 $h_{pl} : M_w = M_{pl} \times h_{pl}$	補正法 ④ C_{pl} : 計算上適応 $h_{pl} : M_w = M_{pl} \times h_{pl}$

(2) 補正法 ②

測定で使用するファントム : 水ファントム
 治療計画装置で使用するファントム : 固体ファントム

この方法は、水ファントムで測定できるのであれば、水ファントムで計算値を得るのが自然であるため、一般的には使用されない。この場合、計算値の取得で固体ファントムが利用されるため、深さスケーリングのみの補正を施す必要がある。

深さスケーリングの補正は、治療計画装置上で適用する。この深さスケーリングに関する詳細な方法は 4.1.3 項に示した。測定値の取得は、水ファントムの測定深 d_w で指示値 M_w を取得する。 d_w は、計算値取得上の固体ファントム深 d_{pl} と深さスケーリング係数 C_{pl} から次式で算出する。

$$d_w = d_{pl} \times C_{pl} \quad (4.8)$$

取得した指示値 M_w は、補正法①の水ファントムを用いた電離箱線量計による線量測定と同様に標準測定法⁶⁾に従い水吸収線量を求める。

(3) 補正法 ③

測定で使用するファントム : 固体ファントム
 治療計画装置で使用するファントム : 水ファントム

この方法は、測定時に固体ファントムが使用されるため、深さスケーリングおよびフルエンススケーリングの補正を施す必要がある。

計算値の取得は、補正法①の計算値の取得と同様である。測定値の取得は、固体ファントムの測定深 d_{pl} で指示値 M_{pl} を取得する。 d_{pl} は、計算値取得上の水ファントム深 d_w と深さスケーリング係数 C_{pl} から次式で算出する。

$$d_{pl} = \frac{d_w}{C_{pl}} \quad (4.9)$$

取得した M_{pl} は 4.2.2 に示した方法で算出したフルエンススケーリング係数を乗じて水中の指示値に変換し、標準測定法⁶⁾に準じて水吸収線量へ変換する。

この方法は、水中で測定した水吸収線量を基準として固体ファントムによる水吸収線量の妥当性の評価に利用される。

(4) 補正法 ④

測定で使用するファントム : 固体ファントム
 治療計画装置で使用するファントム : 固体ファントム

この方法は、測定値および計算値の取得において固体ファントムが使用される。深さスケーリングの補正は、治療計画装置上で適用する。この深さスケーリングに関する詳細な方法は 4.1.3 項に示した。さらに、電離箱線量計の指示値にはフルエンススケーリングの補正を行う。水吸収線量の評価は、補正法③で示した方法で固体ファントム中での指示値から水吸収線量への変換を行う。

この方法は、IMRT 線量検証などの固体ファントムを利用した線量検証（コミッショニングテストを含む）

で使用される.

参考文献

1. IAEA, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, TRS 398. 102-103, 2004, International Atomic Energy Agency, Vienna.
2. 平岡武: ファントム材料の基礎データ (1) 放射線治療用ファントム, 医用標準線量 4: 23-28, 1999
3. 平岡武, 藤崎達也, 齋藤秀敏, 他: タフウォーターファントムの再検討, 医用標準線量 12: 37-42, 2007
4. 荒木不次男: 水等価固体ファントムによる吸収線量測定に必要な物理データの算出, 医用標準線量 14: 19-24, 2009.
5. タイセイメディカル 大西宏: 私信
6. 日本医学物理学会: 外部照射線治療における吸収線量の標準測定法 (標準測定法 01) . 2002, 通商産業研究社, 東京.
7. 齋藤秀敏, 明上山温, 他: 光子ビーム線量測定のための固体ファントムの減弱特性, 医用標準線量 10: 19-28, 2005.
8. Pruitt JS and Loevinger R: The photon-fluence scaling theorem for Compton-scattered radiation. Med. Phys. 9: 176-179, 1982.
9. 荒木不次男, 羽生裕二, 奥村雅彦, 他: 光子ビームにおける水等価固体ファントムを用いた水吸収線量の評価, 日放腫会誌 19: 99-107, 2007.
10. Seuntjens J, Olivares M, Evans M, *et al*: Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of absorbed-dose protocols, Med. Phys. 32: 2945-2953, 2005.
11. 藤田幸男, 河内徹, 遠山尚紀, 他: 強度変調放射線治療における水等価固体ファントムを用いた吸収線量評価の不確かさの検討, 医学物理 Vol.29 Supplement No.3: 138 -139, 2009
12. Doblado FS, Hartmann G H, Capote R, *et al.*: Uncertainty estimation in IMRT absolute dosimetry verification. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 68: 301-310, 2007.

〔藤田, 遠山〕

5 章 計画線量の算出

目次

手順

5.1. 事前準備

5.2. 検証プラン用ファントムデータの作成

5.2.1. 幾何学的形状の登録

5.2.2. 深さスケーリング

5.3. 検証プランの作成

5.4. 計画線量の算出

5.4.1. 評価点の計画線量の算出

5.4.2. 評価面の計画線量分布の算出

参考文献

《ファントムの CT 撮像による計画線量の算出手順》

項目	手順	参照
I. 事前準備	(1) ファントムと検出器の選択	5.1
II. 検証プラン用ファントムデータの作成	(1) ファントムの CT 撮像 (2) 関心領域の描出 (3) 深さスケーリング	5.2
III. 検証プランの作成	(1) 臨床プランをファントムへ移し込む (2) 評価点, 評価面を決定する	5.3
IV. 計画線量の算出	(1) 評価点の計画線量の算出 (2) 評価面の計画線量分布の算出	5.4

使用機器

電離箱線量計

固体ファントムまたは水ファントム

治療計画装置

I. 事前準備

(1) ファントムと検出器の選択

線量検証に使用するファントム、電離箱線量計など測定機器を選択する。

II. 検証プラン用ファントムデータの作成

(1) ファントムの CT 撮像

使用するファントムを CT で 1~2 mm など薄いスライス厚で撮像する。ファントム間に隙間がないか確認する。評価点線量検証では、電離箱線量計をファントムに挿入して撮像する。

(2) 関心領域の描出

撮像した CT 画像を治療計画装置に転送し、ファントムの外輪郭を描出する。電離箱線量計の電離体積の輪郭を描出し、形状と体積を公称値と比較する。さらに、電離空洞内の相対電子濃度または CT 値を水等価とする。

(3) 深さスケーリング

4.1.3 を参考に、治療計画装置における深さスケーリングの適用方法を決定する。

III. 検証プランの作成

(1) 臨床プランをファントムへ移し込む

検証する臨床プランの照射情報を検証用ファントムデータへ移し込む。照射条件は実際に治療で用いる条件に一致させることが望ましい。

(2) 評価点と評価面の決定

評価点線量検証では、評価点が臨床的な評価意義があり線量が平坦な領域になるようにアイソセンタを設定する。線量分布検証では、評価面が検証可能となるようにアイソセンタおよびフィルム挿入面を設定する。

IV. 計画線量の算出

(1) 評価点の計画線量の算出

電離箱線量計の有感体積の平均線量を DVH から算出する。有感体積の小さな電離箱線量計の場合は、点線量として算出してもよい。いずれの場合も小さい計算点間隔を使用する。

(2) 評価面の計画線量分布の算出

治療計画装置の機能を用いて、評価面の計画線量分布を算出する。一般にフィルムを用いて検証するため、計算点間隔、出力間隔は小さく設定する。複数枚のフィルムを同時に挿入して検証する場合、フィルムの厚さを考慮した評価面を設定する。

5. 計画線量の算出

患者体内での線量測定は困難であるため、線量検証は患者をファントムに置き換えて実施する。治療計画装置を用いて計画線量を正しく算出するには、以下の3つが求められる。

- ・ ファントムの幾何学的形状を正確に設定する。
- ・ ファントムの減弱特性を反映する。
- ・ 線量検証を行う位置（点、面、体積）を正確に設定する。

本章では、治療計画装置を用いて評価点と評価面の計画線量を算出する上で注意すべき項目を、事前準備、検証プラン用ファントムデータの作成、検証プランの作成、計画線量の算出に分けて述べる。

5.1. 事前準備

はじめに、使用するファントムと電離箱線量計、フィルムなどの測定器を選択する。注意点について、ファントムは3.2節、電離箱線量計は6.1.1項、フィルムは3.1.2項および7章を参照されたい。また、固体ファントムを用いる場合は、検証前に固体ファントムの正確な寸法と質量密度、さらに各スケーリング係数などの特性の把握する必要がある（4章参照）。電離箱線量計については、Farmer形（約0.6 cm³）、Mini型（約0.1 cm³）およびMicro型（約0.01 cm³）の全てが使用可能であるが、IMRTでは総合的にMini型が適すると考えられる。さらに、水吸収線量校正定数 N_{D,w,Q_0} （または、 $N_{D,w,Q}$ ）を決定しておく必要がある。

5.2. 検証プラン用ファントムデータの作成

5.2.1. 幾何学的形状の登録

治療計画装置に検証プランで使用するファントムの幾何学的形状を登録する方法は次の2つがある。

- (1) ファントムをCT撮像し利用する方法
- (2) 仮想ファントム作成機能を利用する方法

必要な関心領域はいずれにおいてもファントムの外輪郭と電離空洞であり、これに加えてファントム設置時に基準となる座標（ファントム表面の印など）と電離空洞の幾何学的中心の座標が必要である。

(1) ファントムをCT撮像し利用する方法

検証ファントムの幾何学的形状を忠実に再現するにはファントムをCTで撮像し利用するのが簡便である。また、評価点線量検証に用いる場合はファントムに電離箱線量計を挿入した状態で撮像する（図5.1）。

治療計画装置の表示条件（ウィンドウ幅 / ウィンドウレベル）によって、ファントムの外寸や、電離箱線量計の電離空洞の大きさの見え方が変化するため、実際のファントムの寸法と治療計画装置上のそれとの確認や、電離空洞の大きさや容積が公称値と一致するか確認する。図5.2に電離箱線量計の電離空洞が表示条件によって変化する例を示す。

(2) 仮想ファントム作成機能を利用する方法

使用するファントムが単純な形状の場合、既知のサイズに基づいて治療計画装置の仮想ファントム作成機能を利用して幾何学的形状を登録する方法がある。図5.3にその例を示す。

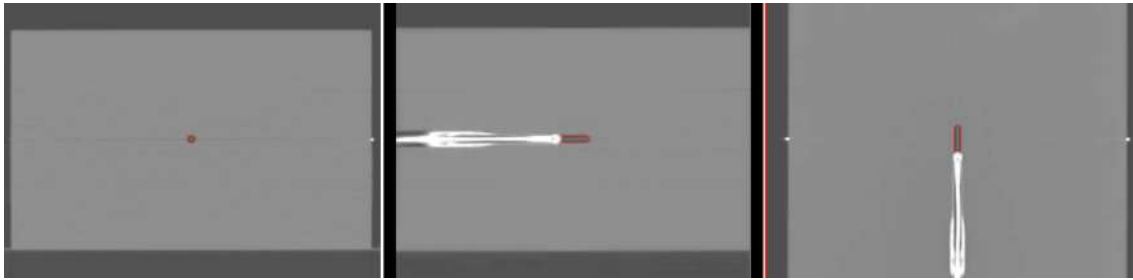


図 5.1 検証用ファントムを CT で撮像し，治療計画装置に登録した例

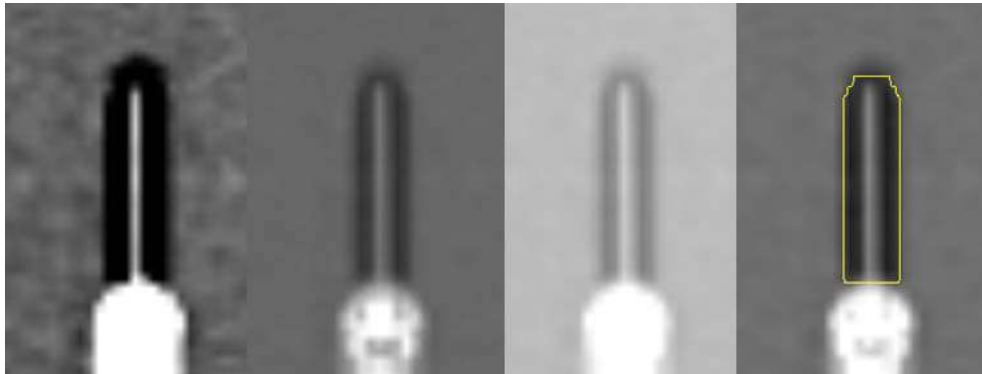


図 5.2 Farmer 型電離箱線量計の電離空洞が表示条件によって変化する例



図 5.3 仮想ファントム作成機能を利用し，検証ファントムを治療計画装置に登録した例

5.2.2. 深さスケーリング

検証に用いる固体ファントムが水等価ではない場合，減弱特性の違いを補正するため深さスケーリングが必要となる．深さスケーリングには測定時にファントムの厚さ（深さ）を調整する方法もあるが，複雑であるため IMRT の線量検証では困難である．このため，治療計画装置の不均質補正の機能を利用した深さスケーリングが簡便で現実的な方法であると考えられる．治療計画装置を用いた深さスケーリングは 4.1.3 項を参照すること．

5.3. 検証プランの作成

検証プランは，治療計画装置において臨床プランの照射情報を検証プラン用ファントムデータに移し込んで作成する．このとき，IMRT では MU 設定値が過小な場合に線量出力の精度が低下する可能性があるた

め、照射条件は実際に治療で用いる条件に一致させることが望ましい。ただし、検出器に与えられる線量が少なく、正しい測定値が得られない場合は調節を必要とすることもある。

評価点は臨床的な評価意義がある標的やリスク臓器内部の線量が平坦な領域に選択し、アイソセンタを移動することで設定する。ここで、線量平坦性は特に重要であるため線量分布を観察するとともに Dose-Volume Histogram (DVH) 解析ツールで電離空洞内の最大線量、最小線量および線量のばらつきを観察しながら評価点の位置を調整する。エビデンスに基づいた線量平坦性の指標は明らかではないが、付録 1 (施設別の線量検証プロトコル) の質問 2-7 に指標の例を示しているため参考にされたい。

評価面は、各門検証では標的の深さ近傍となるよう設置し、各治療部位で設定することが望ましい。ただし、フィルムを用いた検証では同一の深さにおける特性曲線を作成する必要がある。全門検証では標的とリスク臓器の位置関係を観察し、両者が含まれる断面を選択する。また、複数の評価面を設定することが望ましい。

5.4. 計画線量の算出

5.4.1. 評価点の計画線量の算出

評価点の計画線量の算出法には次の 2 つがある。

- (1) 電離体積内の平均線量を計画線量として使用する方法
- (2) 点線量を計画線量として使用する方法

(1) 電離体積内の平均線量を計画線量として使用する方法

電離空洞サイズが計算点間隔より大きい Farmer 形 (0.6 cm^3) や Mini 型 (約 0.1 cm^3) の電離箱線量計では、点線量を計画線量とした場合に体積平均効果が生じる [図 5.4 (a)]。この場合、電離空洞内の各計算点の平均線量を計画線量として用いる。平均線量は、登録した電離空洞の輪郭内の DVH から算出する。計算点間隔は可能な限り小さいことが望ましく、少なくとも Farmer 形では 2 mm 以下、Mini 型では 1 mm 以下に設定する¹⁾。また、DVH の計算点間隔が線量分布のそれとは別に設定する治療計画装置もあるので注意が必要である。さらに、十分な桁数で計画線量を得られない場合は MU 設定値を 10 倍して計画線量の表示桁数を増やすことができる。ただし、測定における照射条件 (MU 設定値を含む) は実際の治療と同じ条件である必要がある。

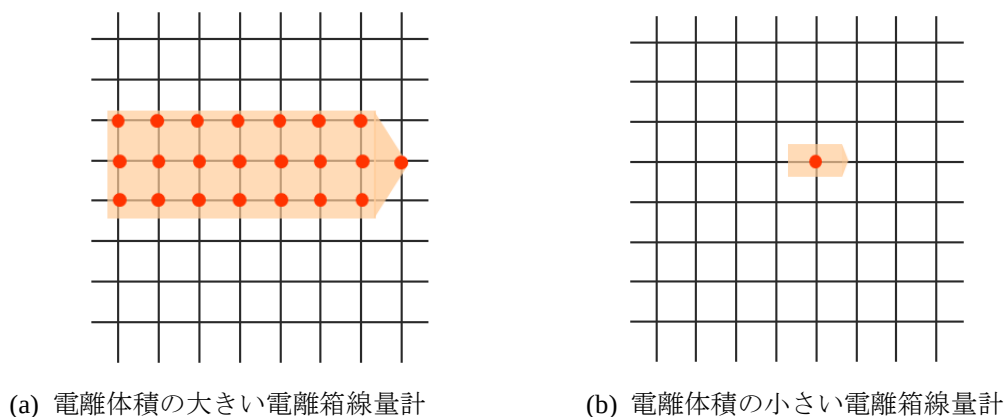


図 5.4 電離箱線量計の電離体積の大きさと計算点間隔

(2) 点線量を計画線量として使用する方法

計算点間隔と同等またはより小さい電離空洞サイズでは、電離空洞の平均線量と幾何学的中心の点線量が一致する場合がある [図 5.4 (b)]. この場合は点線量を計画線量として使用できる. ただし, Micro 型 (0.01 cm^3) においても空洞半径は $1 \sim 2 \text{ mm}$, 空洞長さは $3 \sim 5 \text{ mm}$ であるため全ての検証で点線量を使用することは検証の不確かさが増大すると考えられる.

5.4.2. 評価面の計画線量分布の算出

線量分布検証のための計画線量の算出は、検証する 2 次元平面を幾何学的に忠実に設定し、出力することが重要である. フィルムは空間分解能が高いため、計画線量分布の計算点間隔は十分に小さく設定する. また、治療計画装置によってはフィルム解析ソフトに線量分布を出力する際の出力点間隔について、計算点間隔とは異なる設定が必要となる場合があるため注意する.

複数断面にフィルムを挿入して検証する場合、実際の測定ではフィルム厚により位置のズレが生じる. このため、計画線量を算出する平面は影響するフィルム枚数と厚さを考慮して設定、出力する. また、一般にフィルム解析ソフトは出力した計画線量分布の中心をアイソセンタとするため、計算領域または出力領域の中心をアイソセンタと一致させて出力する. 計画線量が小さく、出力される計算値の桁落ちが問題となる場合は MU 設定値を 10 倍して出力し解析ソフト上で 10 分の 1 にすることで、有効桁数を 1 桁増加できる場合がある. 計画線量の算出および解析手順の詳細は、それぞれ治療計画装置及びフィルム解析ソフトのマニュアルを参照して頂きたい.

参考文献

1. 川守田龍, 岩井啓介, 竹内康, 他: Intensity modulated radiation therapy (IMRT) 治療計画における線量検証の検討 –電離箱体積平均線量検証法を用いて–, Jpn J Radiol Technol 58,783-792,2002

[遠山]

6 章 電離箱線量計

目次

手順

6.1. 事前準備

6.1.1. 電離箱線量計の選択

6.1.2. ファントムの選択

6.1.3. 検証プラン用ファントムデータの作成

6.2. 計画線量の算出

6.3. 測定線量の取得

6.3.1. 照射情報の登録

6.3.2. ファントムと電離箱線量計の設置

6.3.3. 指示値の取得と水吸収線量への変換

6.4. 判定

6.5. 測定理論

6.5.1. Micro 型電離箱線量計の特性

6.5.2. IMRT ビームのエネルギースペクトル

6.5.3. 臨床条件における測定理論

6.5.4. 体積平均線量の測定理論

6.5.5. IMRT における $k_{Q_{clin},Q}$ の変化

参考文献

《電離箱線量計を用いた評価点線量検証手順》

項目	手順	参照
I. 事前準備	(1) 電離箱線量計の選択 (2) ファントムの選択 (3) 検証用ファントムデータの作成	6.1
II. $\bar{D}_{plan}$ の算出	(1) 検証プランの作成 (2) 評価点の選択と移動量の算出 (3) 計画線量 $\bar{D}_{plan}$ の算出	6.2
III. $\bar{D}_{meas}$ の測定	(1) 照射情報の登録 (2) ファントムと電離箱線量計の設置 (3) 臨床条件で照射し、指示値 M_{raw} を記録 (4) M_{raw} を補正し、 $M_{Q_{clin}}$ を得る $(k_{TP}, k_{pol}, k_s, k_{elec})$ (5) $M_{Q_{clin}}$ を水吸収線量 $\bar{D}_{meas}$ に変換 (N_{D,w,Q_0}, k_{Q,Q_0})	6.3
IV. 判定	(1) $\bar{D}_{plan}$ と $\bar{D}_{meas}$ の比較と判定	6.4

使用機器

電離箱線量計，電位計

固体ファントムまたは水ファントム

温度計，気圧計

I. 事前準備

- (1) 円筒形電離箱線量計のサイズを選択する．電離箱線量計は医療用線量標準センターによる校正，または施設における比較校正によって予め水吸収線量校正定数 N_{D,w,Q_0} （または， $N_{D,w,Q}$ ）を決定しておく．
- (2) ファントムを選択する．
- (3) 検証プラン用ファントムデータを作成する．方法として，実際に撮像された CT データを使用する方法と治療計画装置で仮想ファントムを作成する方法，がある．電離空洞の正確な形状と寸法を取得するため，Farmer 形（ 0.6 cm^3 ）では 2 mm 以下，Mini 型（ 0.1 cm^3 ）および Micro 型（ 0.01 cm^3 ）では 1 mm 以下のスライス厚が望ましい．さらに，電離空洞を関心領域として登録し，空洞内は水等価とする（密度 1.000 g/cm^3 、CT 値約 0 HU ，相対電子濃度 1.000 ）．

II. 計画線量の算出

- (1) 検証プランの作成は，治療計画装置で計画した臨床プランの照射情報を検証プラン用ファントムデータに移し込んで行う．
- (2) 評価点（電離空洞の幾何学的中心）を，臨床的な評価意義があり，線量が平坦な領域に配置する．さらに，この移動量を記録する．
- (3) DVH 解析ツールを用いて電離空洞の平均水吸収線量（＝計画線量 $\bar{D}_{plan}$ ）を算出する．

III. 測定線量の取得

- (1) 照射情報を R&V システムに登録する．このとき，MU 設定値は臨床プランで 1 回の治療に予定されている照射情報と一致させる．
- (2) 測定時の温度の平衡状態を保つため，電離箱線量計とファントムは予め照射室内に入れておく．電離箱線量計は 1 時間以上，固体ファントムと水は 1 日以上が望ましい．
- (3) ファントムに電離箱線量計を挿入し，アイソセンタとファントムの基準点（表面の印，電離空洞の幾何学的中心など）を一致させる．続いて，ファントムを移動させて評価点と電離空洞の幾何学的中心を一致させる．
- (4) ヒステリシス現象を考慮し，事前に電離空洞に対し約 $3 \sim 5 \text{ Gy}$ を照射する．
- (5) 検証のための臨床条件で IMRT ビーム（線質 Q_{clin} ）を照射し，指示値 M_{raw} を測定する．指示値の再現性に注意し，必要に応じて複数回測定した平均値とする．続いて，必要な補正（温度気圧補正係数，イオン再結合補正係数，極性効果補正係数，電位計校正定数）を施して指示値 $M_{Q_{clin}}$ を取得する．（ $M_{Q_{clin}} = \bar{M}_{raw} k_{TP} k_{pol} k_s k_{elec}$ ）
- (6) 標準測定法に従い， $M_{Q_{clin}}$ ， N_{D,w,Q_0} および線質変換係数の積より測定線量 $\bar{D}_{meas}$ を取得する．ここで，線質変換係数は基準条件の係数 k_{Q,Q_0} を代用する．（ $\bar{D}_{meas} = M_{Q_{clin}} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$ ）

IV. 判定

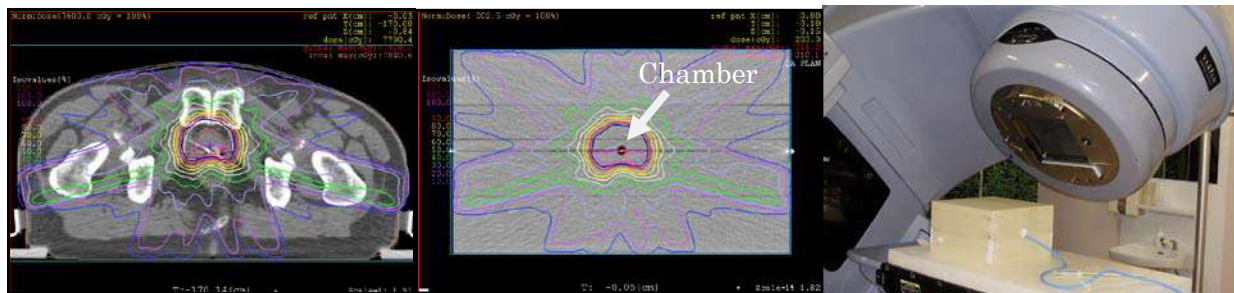
- (1) $\bar{D}_{plan}$ と $\bar{D}_{meas}$ の相対差 δ を算出し，判定基準に基づいて合否を判定する．[δ は 2 章の式(2.1)および式(2.2)，判定基準は 12 章参照]

6. 電離箱線量計

線量検証の目的は、計画線量と測定線量を比較して許容できる範囲で一致するか否かを評価することである。評価点線量検証では、電離箱線量計を用いて水吸収線量の絶対量を検証する。手順は、立案した臨床プラン [図 6.1 (a)] から検証プラン [図 6.1 (b)] を作成して計画線量を取得し、同一の照射条件において測定線量を取得する [図 6.1 (c)]。さらに、計画線量と測定線量の相対差 δ を式(2.1)または式(2.2)で求め、施設の判定基準や本書の推奨値と比較して評価する。

IMRT の評価点線量検証で最も注意すべき点は、評価点周囲の線量平坦性である。急峻な線量勾配や線量の起伏が存在する領域では、電離箱線量計の設置位置精度、体積平均効果（または部分体積効果）および線質変換係数の変化、によって測定線量の不確かさが増大するため正確な検証が困難となる。このため、評価点は標的やリスク臓器など臨床的に評価意義がある領域で、かつ線量が平坦な領域に設定する。

線量平坦性に注意して評価点を決定しても、IMRT では少なからず体積平均効果が問題となる。この体積平均効果によって生じる不確かさを低減するため計画線量と測定線量を体積平均線量とする検証が有用であり^{1),2)}、本報告もこれを推奨する。ここで、体積平均線量は「電離空洞と同体積の水に投与される平均吸収線量」として定義される。ただし、体積平均線量の検証と点線量の検証について、両者の違いは計画線量をどちらで算出するかのみであり、実際の測定と吸収線量への変換過程における違いはない。これは、現段階では両者とも検証時の測定条件に応じた線質変換係数の補正ができないためで、実際には標準測定法³⁾と同じ手順で水吸収線量を決定するためである。このため、測定理論に関する詳細は 6.5 節に集約した。



(a) 臨床プラン

(b) 検証プラン

(c) 実測の概観

図 6.1 評価点線量検証における(a)臨床プラン、(b)検証プランおよび(c)実測の概観

6.1. 事前準備

6.1.1. 電離箱線量計の選択

円筒形の電離箱線量計は電離体積によって Farmer 形（約 0.6 cm^3 ）、Mini 型（約 0.1 cm^3 ）および Micro 型（約 0.01 cm^3 ）に分類される。電離体積の大きい Farmer 形は IMRT において線量平坦性の確保が困難な場合があるが、測定値の安定性が優れノイズに影響されにくい利点がある。一方で、電離体積の小さい Micro 型は容易に線量平坦性が確保できる利点があるが、得られる電離電荷が小さいため相対的に漏れ電流などノイズの影響が大きくなる問題がある。Step & shoot 法の IMRT について調査した Leybovich ら⁴⁾は、Farmer 形で 0.25%、Micro 型で 5.3%の漏れ電流補正が必要であったことを報告している（表 6.1）。さらに、Micro 型では極性効果が大きいこと、イオン収集効率の補正において従来の 2 点電圧法が採用できないこと、などの報告がある（6.5.1 項 参照）^{5), 6)}。このため、全てのサイズの電離箱線量計が使用可能であるが、IMRT では総合的に Mini 型が適すると考えられる。

さらに、電離箱線量計は医療用線量標準センターによる校正、または施設における比較校正によって水吸収線量校正定数 N_{D,w,Q_0} （または $N_{D,w,Q}$ ）を決定しておく必要がある。

6.1.2. ファントムの選択

水吸収線量の測定は水中で行なわれることが望ましい。これは、固体ファントムを用いた測定では深さスケーリングとフルエンススケーリングが必要となり、測定線量の不確かさが増大するためである（4 章 参照）。しかし、全門検証では固体ファントムが有用であるため広く用いられている。固体ファントムは検証の目的に応じて形状と構造を選択し、同時にスケーリング係数に影響する原子番号と質量密度が水に近いことが望ましい（3.2 節 参照）。

6.1.3. 検証プラン用ファントムデータの作成

ファントムの幾何学的形状を登録する方法は、(1) ファントムを CT 撮像し利用する方法、(2) 仮想ファントム作成機能を利用する方法、がある（5.2 節 参照）。このとき、電離空洞の正確な形状と寸法を取得するため、Farmer 形では 2 mm 以下、Mini 型および Micro 型では 1 mm 以下のスライス厚で撮像する²⁾。続いて、ファントム外輪郭と電離空洞を関心領域として登録し、形状、寸法および設置される方向を測定環境と一致させる。また、水吸収線量の検証であるため、電離空洞内は水等価（密度 1.000 g/cm^3 、CT 値約 0 HU、相対電子濃度 1.000）とする。

表 6.1 漏電補正の有無による前立腺がん IMRT 線量検証結果（計画線量：2.04 Gy）⁴⁾

電離箱線量計	測定線量 (Gy)		測定線量 (Gy)	
	漏電補正なし	相対差	漏電補正あり	相対差
CapintecPR-06, 0.6 cm^3	2.03	-0.5 %	2.035	-0.25 %
PTW 31010, 0.125 cm^3	2.01	-1.5 %	2.05	0.5 %
Exradin1A, 0.009 cm^3	1.90	-7 %	2.005	-1.7 %

※漏電補正は照射後 5 分間の指示値の変化から照射時間に相当する漏電を見積り補正。

6.2. 計画線量の算出

手順は、(1) 検証プランの作成、(2) 評価点の選択および移動量の算出、(3) 計画線量の算出、である。詳細は5章に示したため、本節では測定に関する重要項目についてのみ示す。

計画線量の算出において評価点（電離空洞の幾何学的中心）の位置の決定には細心の注意が必要である。急峻な線量勾配や線量の起伏が存在する領域では、電離箱線量計の設置位置精度、体積平均効果（または部分体積効果）および線質変換係数の変化、によって測定線量の不確かさが増大するため正確な検証が困難となる。このため、評価点は標的やリスク臓器など臨床的に評価意義がある領域で、同時に線量が平坦な領域に設定する。線量平坦性の確認は線量分布を観察するとともに、関心領域として登録した電離空洞内の最大線量、最小線量または線量のばらつきを DVH 解析ツールで求め、これらを指標とする。線量平坦性の指標についてエビデンスに基づいた数値は明らかではないが、付録 1（施設別の線量検証プロトコル）の質問 2-7 に指標の例を示しており、経験的に PTV 内の高線量領域（処方線量の 80% 以上）で線量勾配が緩やかな領域において電離空洞内の最小/最大線量比が 0.95 以上の点を評価点とするなどの条件を採用している。この他に、Tongue & Groove 効果が顕著に現れる MLC 間隙などの検証はフィルムなど空間分解能が高い検出器が適するため、電離箱線量計を設置する評価点は MLC 間隙を避けて設定することが望ましい。

評価点を目的の位置に配置する作業は、検証プランのアイソセンタを移動することで線量分布全体を移動して行う（図 6.2）。さらに、この移動量を記録する。

計画線量 $\bar{D}_{plan}$ は、治療計画装置によって計算される電離体積と同体積の水の平均線量である。よって、関心領域として登録した電離空洞の平均線量を DVH 解析ツールで計算する。

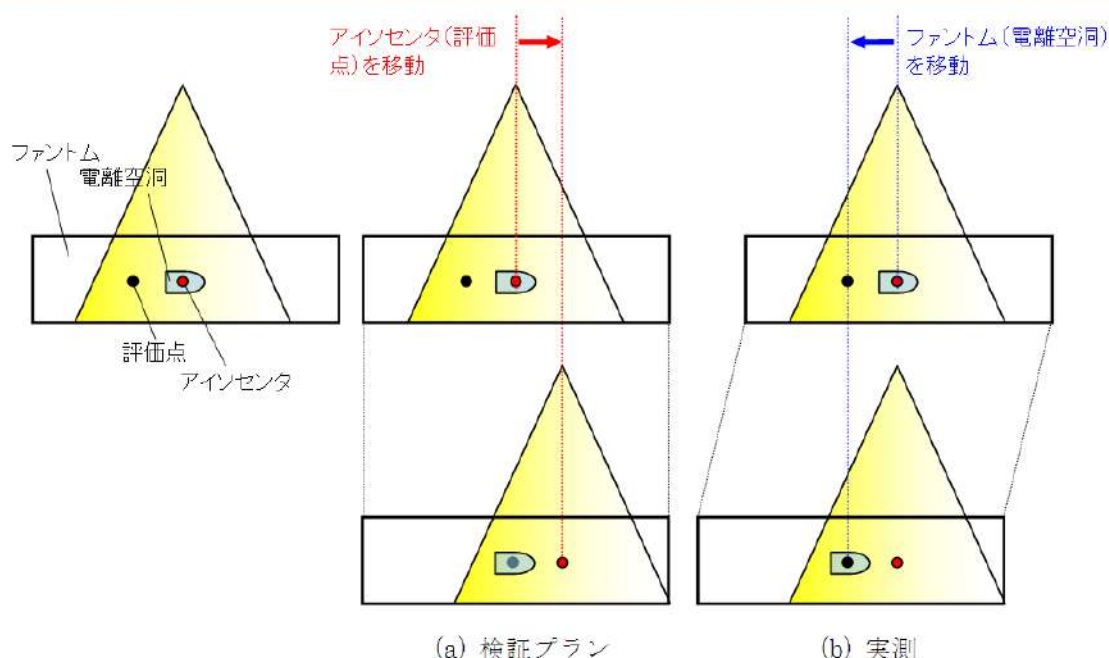


図 6.2 評価点と電離空洞の幾何学的中心を一致させるための移動の概説図

ともにアイソセンタとファントムの基準点（ファントム表面の印、電離空洞の幾何学的中心、など）を一致させ、(a)の検証プランではアイソセンタを移動して評価点を電離空洞に一致させる。一方で、(b)の実測ではファントムを移動して電離空洞を評価点に一致させる。

6.3. 測定線量の取得

手順は、(1) 照射情報の登録、(2) ファントムと電離箱線量計の設置、(3) 指示値の取得と水吸収線量への変換、である。

6.3.1. 照射情報の登録

照射情報を R&V システムに登録する。検証では臨床プランと同じ照射条件で検証することが望ましい。特に、MU 設定値および線量率は放射線治療装置の出力精度に影響を与えるため、臨床プランで 1 回の治療に予定されている照射情報と一致させる。

6.3.2. ファントムと電離箱線量計の設置

ファントムに電離箱線量計を挿入し、アイソセンタとファントムの基準点（表面の印、電離空洞の幾何学的中心、など）を一致させる。続いて、ファントムを移動させて評価点と電離空洞の幾何学的中心を一致させる。（図 6.2）。

6.3.3. 指示値の取得と水吸収線量への変換

水中測定では式(6.1)、固体ファントム中での測定では式(6.2)を用いて水吸収線量に変換する。

$$\bar{D}_{meas} = M_{Q_{clin}} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (6.1)$$

$$\bar{D}_{meas} = M_{Q_{clin}} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} h_{pl} \quad (6.2)$$

ここで、 $M_{Q_{clin}}$ は検証のための臨床条件（線質 Q_{clin} ）で取得した指示値 M_{raw} に必要な補正を施した電離電荷、 N_{D,w,Q_0} は水吸収線量校正定数、 k_{Q,Q_0} は基準条件の線質変換係数、 h_{pl} は固体ファントム使用時のフルエンススケーリング係数である。

正しい電離電荷を得るための補正係数（温度気圧補正係数、イオン再結合補正係数、極性効果補正係数、電位計校正定数）は、IMRT においても標準測定法³⁾と同じ補正法が適用できる。また、これらは本来であれば全ての測定で考慮する必要があるが、全ての線量検証で各補正係数を得ることは多大な労力を要する。このため、最初の数例でこれらの補正係数とその不確かさを評価し、その後の検証で代用する方法が实际的である。特に、Micro 型では測定条件によって極性効果が大きく変化するため^{5),6)}、予め IMRT ビームで不確かさを評価することが重要である（6.5.1 項 参照）。

続いて、 $M_{Q_{clin}}$ を測定線量 $\bar{D}_{meas}$ に変換する。リファレンス線量計では与えられた N_{D,w,Q_0} を使用する。 N_{D,w,Q_0} を持たない電離箱はユーザーによる比較校正によって N_{D,w,Q_0} （または $N_{D,w,Q}$ ）を求めなければならない。線質変換係数について、線量が平坦な領域では標準測定法³⁾に示されている基準条件の k_{Q,Q_0} を代用できる。しかし、急峻な線量勾配が電離空洞内に存在する場合に線質変換係数が大きく変化することが報告されており¹⁾、実用的な補正法は確立されていない。詳細は 6.5 節を参照されたい。

6.4. 判定

取得した計画線量 $\bar{D}_{plan}$ と測定線量 $\bar{D}_{meas}$ を用いて式(2.1)および式(2.2)で定義される相対差 δ (%) を算出し、施設の判定基準に基づいて合否を判定する。本報告における δ (%) の許容レベル (tolerance level) と介入レベル (action level) は 3%と 5%である（12 章 参照）。

6.5. 測定理論

6.5.1. Micro 型電離箱線量計の特性

Micro 型電離箱線量計は極性効果補正係数 k_{pol} が照射野サイズと水中深さによって大きく変化することがある^{5),6)}。図 6.3 は Micro 型 (PTW 社製 N31014) の k_{pol} の照射野依存性を示している (最大で約 3%)。

Micro 型は中心電極が細く、小さい電極間隔に高電圧が印加されるため非常に強い電場が生じる。このため、空洞で生じたイオン自身が新たな電離を生じることで収集イオン数が増大することがある (図 6.4)。この場合、 $1/Q - 1/V$ 曲線が直線 (図 6.4 破線) であるという仮定に基づく 2 点電圧法では正確な飽和電荷 Q_{sat} を得ることはできない。よって、Micro 形では個々の電離箱線量計で飽和曲線を予め測定し、イオン収集効果に対する補正係数 J_s は次式で求める必要がある。

$$J_s = \frac{Q_{sat}}{Q_{V_1}} \quad (6.3)$$

ここで、 Q_{sat} は飽和電荷、 Q_{V_1} は常用電圧 V_1 で測定された電離電荷である。Agostinelli らの報告⁵⁾では、400 V で $J_s = 0.996 \pm 0.002$ (6 MV)、 $J_s = 0.999 \pm 0.002$ (15 MV) であり 2 点電圧法では +0.5% の誤差が生じること、 J_s は照射野サイズに依存しないこと (< 0.2%) が報告されている。

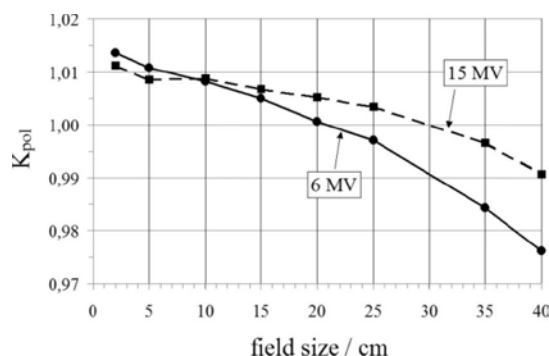


図 6.3 Micro 型電離箱線量計 (PTW 社製 N31014) の照射野に対する極性効果補正係数 K_{pol} ($=k_{pol}$)⁵⁾ グラフはビーム中心軸上の水中深さ 10 cm で取得した値である。

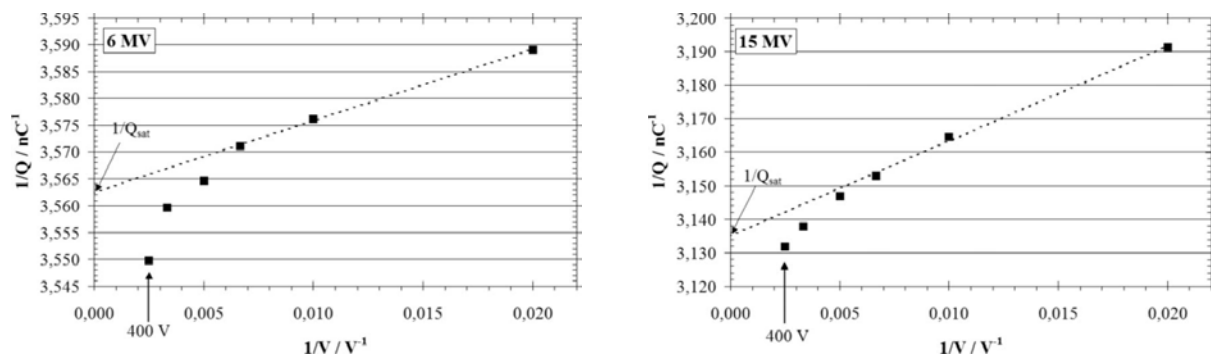


図 6.4 Micro 型電離箱線量計 (PTW 社製 N31014) の飽和曲線⁵⁾

照射野 10 cm × 10 cm, 水中深さ 10 cm における印加電圧 50 V から 400 V で調査され、破線は 50 V から 150 V の線形近似式である。常用電圧である 400 V で飽和電流以上の電流が流入している。

6.5.2. IMRT ビームのエネルギースペクトル

光子エネルギー（または、2次電子エネルギー）が大きく変化する場合、水/空気の平均制限質量衝突阻止能比 $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ と擾乱補正係数が変化することで電離箱線量計の感度が変わる。しかし、照射野 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ と比較して IMRT ビームの光子エネルギースペクトルと $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ はほぼ等しい（図 6.5, 表 6.2）^{7),8)}。また、MLC 透過光子の光子スペクトル形状は大きく変化した、 $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ は 1% 以内で照射野 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ と一致した。よって、IMRT における光子エネルギースペクトルの変化は無視できる程度である。

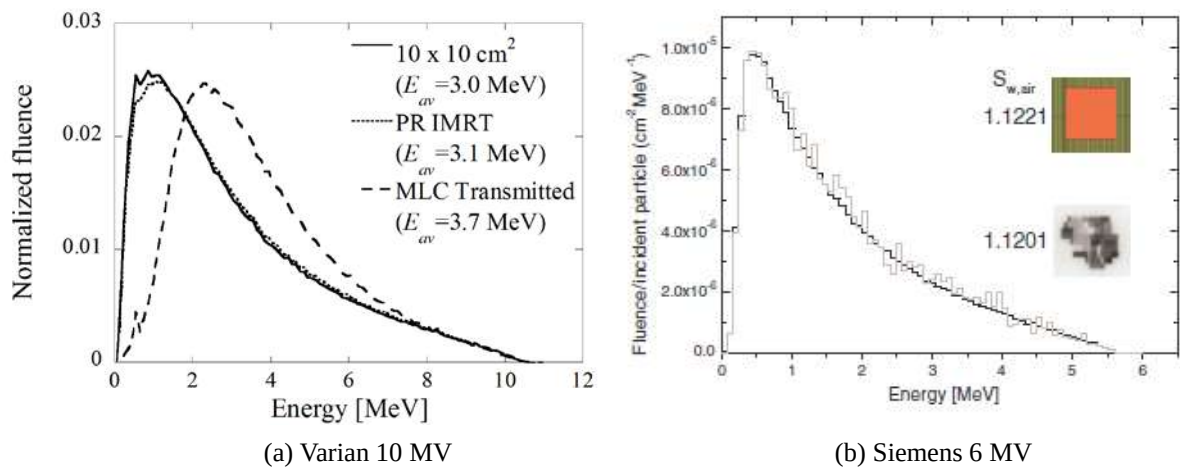


図 6.5 (a) Varian 10 MV および (b) Siemens 6 MV⁷⁾ の光子エネルギースペクトル

- (a) 実線が照射野 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 、点線（PR IMRT）が前立腺 IMRT、破線（MLC Transmitted）が MLC を全閉したときの MLC 透過光子を示し、それぞれについて平均光子エネルギー E_{av} (MeV) を示す。
 (b) 黒が照射野 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 、灰色が IMRT ビームを示す。

表 6.2 IMRT ビームおよび MLC 透過光子の水/空気の平均制限質量衝突阻止能比 $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$

	Varian 10 MV		Siemens 6 MV ⁷⁾	
10 cm × 10 cm	1.106		1.122	
IMRT beam	1.104	(-0.2%)	1.120	(-0.1%)
MLC Transmitted	1.104	(-0.2%)	1.130	(+0.8%)

※ 括弧内は $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ の $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ に対する相対差 (%) を示す。

6.5.3. 臨床条件における測定理論

臨床では様々な照射条件（以下、臨床条件）での水吸収線量測定が要求される．臨床条件での水吸収線量測定の指針を示した Alfonso ら⁸⁾の報告に従い、校正時の⁶⁰Co γ線の線質を Q_0 、ユーザービームの基準条件における線質を Q 、臨床条件の線質を Q_{clin} とする場合の水吸収線量 D_{meas} は次式で表される．

$$D_{meas} = M_{Q_{clin}} N_{D, w, Q_0} k_{Q, Q_0} k_{Q_{clin}, Q} \quad (6.4)$$

ここで、 $k_{Q_{clin}, Q}$ は基準条件と臨床条件の線質の違いによる電離箱線量計の感度の変化を補正する係数である． $k_{Q_{clin}, Q}$ は点線量の測定では式(6.5)、体積平均線量の測定では式(6.6)として定義される．

$$k_{Q_{clin}, Q} = \frac{[(\bar{L}/\rho)_{w, air} P_{cel} P_{wall} P_{cav} P_{dis}]_{Q_{clin}}}{[(\bar{L}/\rho)_{w, air} P_{cel} P_{wall} P_{cav} P_{dis}]_Q} \quad (6.5)$$

$$k_{Q_{clin}, Q} = \frac{[(\bar{L}/\rho)_{w, air} P_{cel} P_{wall} P_{cav} P_{\rho} P_{dis}]_{Q_{clin}}}{[(\bar{L}/\rho)_{w, air} P_{cel} P_{wall} P_{cav} P_{\rho} P_{dis}]_Q} \quad (6.6)$$

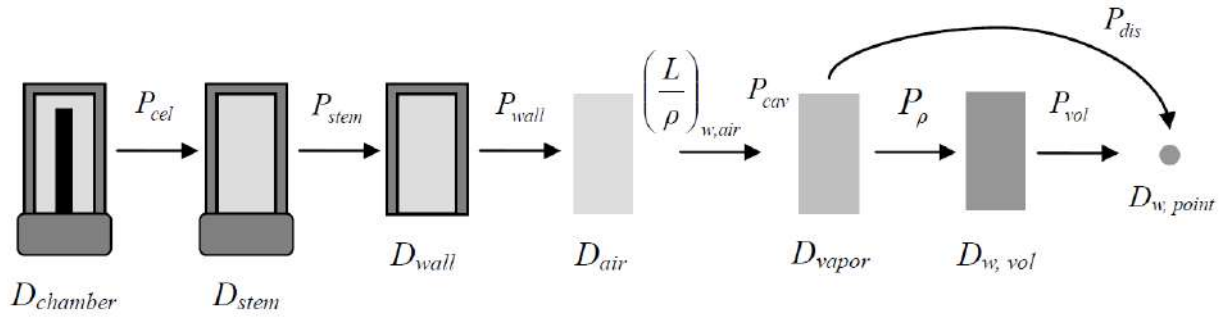
ここで、 P_{cel} 、 P_{wall} 、 P_{cav} および P_{dis} はそれぞれ中心電極補正係数、壁材質補正係数、空洞補正係数および変位補正係数である．さらに、式(6.6)に含まれる P_{ρ} は密度補正係数であり、線量勾配の影響を補正する P_{dis} の1成分である．両者の関係は6.5.4項で詳説する．

臨床条件では、基準条件の線質変換係数 k_{Q, Q_0} による補正のみでは理論的な矛盾があり、点線量と体積平均線量の両測定において $k_{Q_{clin}, Q}$ の補正が必要となる．しかし、様々な臨床条件において正確な $k_{Q_{clin}, Q}$ を決定することが不可能であるため、現実的に $k_{Q_{clin}, Q}$ は1.000と仮定せざるを得ない．幸いにも、IMRTにおいて電離空洞内およびその近傍で線量が平坦である場合では $k_{Q_{clin}, Q}$ を1.000と仮定できるため、これを利用して評価点の位置に注意することで点または体積の水吸収線量は標準測定法¹⁾と同じ手順で決定できる（6.5.5項 参照）．このため、混乱を避ける目的で式(6.1)の右辺では $k_{Q_{clin}, Q}$ を省略した．ただし、実際には少なからず線量の起伏や勾配が存在する領域での測定が多いため、点線量と比較して体積平均線量の測定では $k_{Q_{clin}, Q}$ を1.000と仮定することで生じる不確かさを低減できる利点がある．

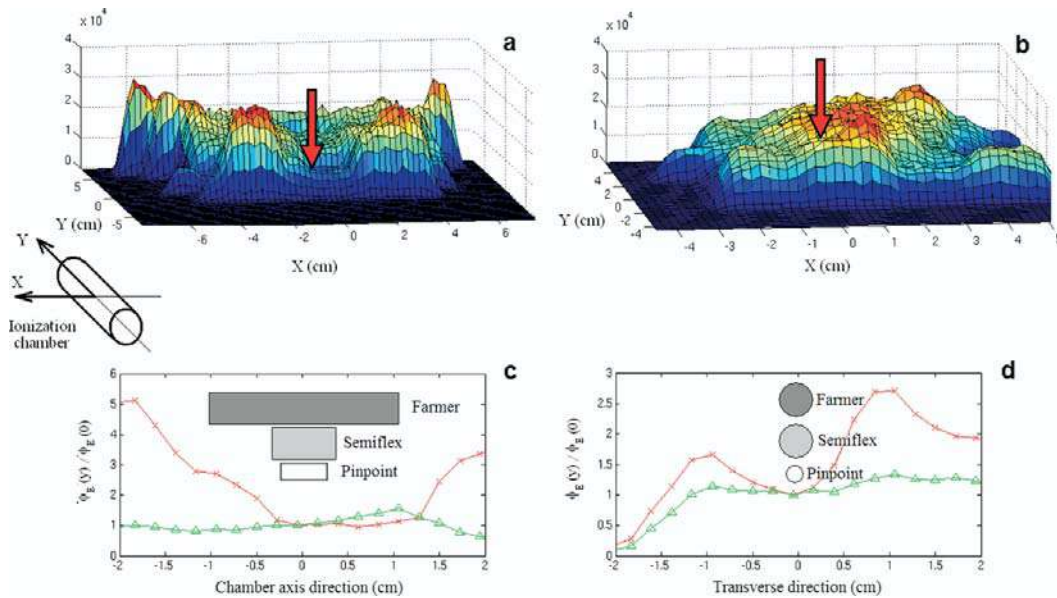
6.5.4. 体積平均線量の測定理論

電離箱線量計は電離空洞内で生じたイオン対の一方を収集して電荷を測定する検出器である．このため、本来ならば電離体積より小さい点の水吸収線量の測定は不可能であるが、標準測定法では側方向における2次電子フルエンスが均一であると仮定し、さらに、深さ方向の線量勾配の影響を変位補正係数 P_{dis} によって補正することで点の水吸収線量を決定している．しかし、IMRTでは基準条件と同等の線量平坦性が得られないことが多いため、 P_{dis} は非常に大きい不確かさをもつ．体積平均線量による検証ではこの不確かさを低減することができるため、IMRTに適していると考えられる．

図6.6は電離箱線量計の空洞内の空気に付与された吸収線量($D_{chamber}$)から、各擾乱補正係数を用いて体積、または点の水吸収線量（それぞれ $D_{w, vol}$ 、 $D_{w, point}$ ）に変換する過程を示している．ここで、点線量の測定で用いる P_{dis} の変化は、水と空気の密度の違いによる電子の擾乱を補正するための成分（図6.6、密度補正係数 P_{ρ} ）と、体積に投与された線量を点線量に変換するための成分（図6.6、体積平均効果の補正係数 P_{vol} ）の2成分で説明できる．体積平均線量の測定では、点線量に変換するための P_{vol} 補正が不要であるためこの不確かさを低減できる利点がある．これは、 $P_{dis} = P_{\rho} \times P_{vol}$ であり、体積平均線量の測定では $P_{vol} = 1.000$ とみなすためである． P_{ρ} については6.5.5項に示し、ここでは P_{vol} について解説する．

図 6.6 擾乱補正係数と吸収線量の関係¹⁾

それぞれ電離空洞と同一の体積について、 $\bar{D}_{chamber}$ は検出物質である空気の吸収線量、 $\bar{D}_{wall}$ は中心電極を除いたときの空気の吸収線量、 $\bar{D}_{air}$ は中心電極および壁を除いたときの空気の吸収線量、 $\bar{D}_{vapor}$ は空気と同密度の水 ($1.2048 \text{ mg cm}^{-3}$) の吸収線量、 $\bar{D}_{w, vol}$ は水 (1.000 g cm^{-3}) の吸収線量であり、体積平均線量である。また、 $\bar{D}_{w, point}$ は点の水吸収線量である。 P_{vol} は体積平均線量を空洞の幾何学中心の点線量に変換するための補正係数である。

図 6.7 IMRT ビームの電子エネルギーフルエンス分布 (a, b) とそのプロファイル (c, d)⁹⁾

(c)および(d)はそれぞれ電離箱線量計の電離空洞の長軸 (Y) と短軸 (X) のエネルギーフルエンス曲線を示し、プロットの×は case (a)に、△は case (b) に対応する。(c)では、case (a)において Farmer 型の電離空洞内でエネルギーフルエンスが大きく変化しているが、その他の電離箱線量計では変化していない様子が観察できる。

図 6.7 case (a) に IMRT ビームで Farmer 形電離箱線量計の体積平均効果が問題となる例を示す⁹⁾。従来の点線量測定において電離空洞内で線量勾配が存在する場合に P_{vol} は変化するが、実際には正確な P_{vol} を決定することが困難であるため P_{dis} の不確かさは非常に大きくなる。この不確かさを低減する方法と

して、

- (1) 体積平均効果の影響 (P_{vol} の変化) が小さい小型の電離箱線量計を使用する、
- (2) 計画線量および測定線量を体積平均線量として比較する、

の 2 つがあり、両者を併用することが望ましい。ただし、(1)において Micro 型の電離箱線量計は漏れ電流の影響が無視できない場合があるため注意が必要である (6.1.1 項 参照)。また、(2)を採用することで P_{vol} の不確かさは低減するが、線量が平坦ではない領域では P_ρ も同様に大きな不確かさを持つため、点線量の測定と同様に測定点近傍の線量平坦性には注意が必要である。

6.5.5. IMRT における $k_{Q_{clin},Q}$ の変化

臨床条件において正確な $k_{Q_{clin},Q}$ を得るためにはその臨床条件を忠実に再現したモンテカルロ計算を必要とするため、現段階で $k_{Q_{clin},Q}$ の変化を補正することは困難である。よって、式(6.4)において $k_{Q_{clin},Q}$ は 1.000 と仮定する必要がある、IMRT の線質 Q_{clin} では次の 2 項目が成立しなければならない。

- (1) $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ 、 P_{cel} 、 P_{wall} および P_{cav} が基準条件から変化しない。
- (2) P_ρ が基準条件の P_{dis} と一致する程度の線量平坦性がある。

(1)は IMRT ビームにおいてもほぼ成立する。これは、 $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ 、 P_{cel} 、 P_{wall} および P_{cav} の変化が主として光子および電子エネルギー Spektral の変化によって生じるため、6.5.2 で示したように IMRT ビームでは無視できる程度である。また、(2)について、基準条件では P_{vol} はほぼ 1.000 であり $P_\rho = P_{dis}$ が成立する¹⁾。しかし、電離空洞内に急峻な線量勾配が存在する場合に P_ρ は基準条件の P_{dis} から大きく変化するため $k_{Q_{clin},Q} = 1.000$ とみなすことができず、結果として測定で得た水吸収線量は大きな不確かさをもつ。

表 6.3 は電離空洞内で 2 次電子フルエンスが不均一となる 14 パターンの照射条件について $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ と Standard Imaging 社の Farmer 形と Mini 型の擾乱補正係数の変化を示す¹⁾。 $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ 、 P_{cel} 、 P_{wall} および P_{cav} の変化が小さいのに対し、線量勾配に影響される P_{dis} と P_ρ が大きく変化していることが分かる。 P_{dis} と P_ρ はそれぞれ点線量と体積平均線量の測定で用いる係数であるが、 P_{dis} に対し P_ρ は約 1/2 でありその相対標準偏差も小さい。これは、電離空洞に対する不均一な線量投与によって P_{vol} が大きな不確かさを持つことを意味し、 P_{vol} 補正を必要としない体積平均線量の測定では不確かさを低減できることを示している。また、電離体積が小さい A14 (Mini 型) は、A12 (Farmer 形) と比較して P_{dis} と P_ρ の変化がともに小さい。これは、小型の電離箱線量計を選択することで線量勾配に起因する不確かさを低減できることを示している。

表 6.4 は照射野 10 cm × 10 cm に対する前立腺 IMRT ビームの擾乱補正係数の変化と $k_{Q_{clin},Q}$ を示す。この表において最も注目すべき点は、各門において P_ρ が変化している条件では $k_{Q_{clin},Q}$ が変化しているが、それらが合成され電離空洞内の線量がほぼ均一となる全門では $k_{Q_{clin},Q} = 1.000$ となることである。この結果から、IMRT においても線量が平坦となる領域では $k_{Q_{clin},Q}$ の補正を無視することができると考えられる。 P_ρ について、電離空洞内の線量が不均一となる各門では大きく変化しているが、中には Beam number 7 のように変化しない場合が観察できる。 P_ρ の変化は、検出物質と水の密度の違いによって生じる 2 次電子飛跡の変化 (エネルギー付与の変化) によって説明されるが、この変化が線量勾配の程度とともに電離空洞内における線量勾配の位置に影響されるためであると考えられる。 P_ρ の変化に対してこれら 2 成分は複雑に影響するため、線量の起伏や勾配が存在する領域で正確な P_ρ の決定することは非常に困難で

ある．このため，評価点を決定する際に線量平坦性の明確な指標が求められるが，指標を確立するには線量勾配の程度とその位置に対する P_ρ の変化を明らかにする必要がある，今後の課題とされている．

表 6.3 線量勾配による擾乱補正係数の変化¹⁾

それぞれ基準条件に対する相対差の平均値とその相対標準偏差 (括弧内) を示す．

	Exradin A12 Farmer	Exradin A14 Mini
$(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ P_{cav}	-0.1% ($\pm 0.1\%$)	-0.1% ($\pm 0.1\%$)
P_{cel}	-0.8% ($\pm 0.9\%$)	0.4% ($\pm 0.4\%$)
P_{wall}	-0.3% ($\pm 0.6\%$)	-0.7% ($\pm 1.1\%$)
P_{dis}	11.6% ($\pm 22.4\%$)	5.0% ($\pm 9.1\%$)
P_ρ	5.0% ($\pm 7.0\%$)	2.6% ($\pm 3.9\%$)

※ 右図は 14 パターンの照射条件を示す．

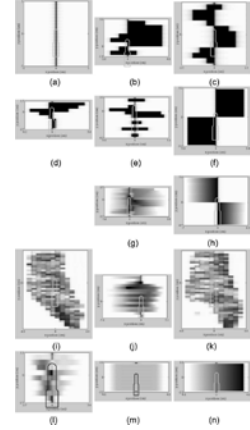


表 6.4 前立腺 IMRT における擾乱補正係数の変化 (%) と $k_{Q_{clin},Q}$ ^{*1}

Beam number ^{*2}	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	全門
rSD (%) ^{*3}	3.7	2.5	2.2	7.9	13.2	2.0	3.3	1.2
Min / Max ^{*3}	0.85	0.90	0.91	0.69	0.57	0.91	0.87	0.96
$(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ P_{cav}	0.0	-0.2	-0.2	-0.2	-0.2	-0.2	-0.2	-0.2
P_{cel}	0.0	0.1	0.2	0.0	-0.1	0.0	0.2	0.2
P_{stem}	0.2	0.0	-0.1	0.0	0.2	0.2	0.0	0.1
P_{wall}	0.1	0.0	0.2	0.0	-0.2	0.1	-0.1	-0.1
P_ρ	-2.5	0.6	-0.4	2.0	0.4	-0.8	0.2	0.2
$k_{Q_{clin},Q}$ ^{*4}	0.997	1.006	0.997	1.018	1.002	0.993	1.001	1.000

^{*1} 電離箱線量計は PTW 社 N30013 Farmer 形であり， $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ と擾乱補正係数は照射野 10 cm × 10 cm のそれらを基準とした場合の相対差 (%) を示す．

^{*2} 各 beam number のフルエンス強度マップは図 4.1 に示す．

^{*3} rSD (%) は電離空洞内の吸収線量の相対標準偏差， Min/Max は最小線量と最大線量の比を示す．

^{*4} $k_{Q_{clin},Q}$ は式(6.6)に示した体積平均線量のための係数である．

参考文献

1. Bouchard H., Seuntjens J., Carrier JF., et al.: Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations, *Med. Phys.* 36: 4654-4662, 2009
2. 川守田龍, 岩井啓介, 竹内康, 他 : ntensity modulated radiation therapy (IMRT)治療計画における線量検証の検討 –電離箱体積平均線量検証法を用いて–, *日本放射線技術学会誌*, 58: 783-792, 2002
3. 日本医学物理学会編 : 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法 (標準測定法 01) , 2002, 通商産業研究社, 東京
4. Leybovich LB., Sethi A. and Dogan N.: Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification, *Med. Phys.* 30: 119-123, 2003
5. Agostinelli S., Garelli S., Piergentili M., et al.: Response to high-energy photons of PTW31014 PinPoint ion chamber with a central aluminum electrode, *Med Phys.* 35: 3293-3301, 2008
6. Stasi M., Baiotto B., Barboni G., et al.: The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields, *Med Phys.* 31: 2792-2795, 2004
7. Doblado FS., Andreo P., Capote R., et al.: Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams, *Phys. Med. Biol.* 48: 2081–2099, 2003
8. Alfonso R., Andreo P., Capote R., et al.: A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields, *Med.Phys.* 35: 5179-5186, 2008
9. Doblado FS., Hartmann GH., Pena J., et al.: Uncertainty estimation in IMRT absolute dosimetry verification. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 68: 301-310, 2007

[河内]

7 章 フィルム

目次

- 7.1. フィルムによる線量分布検証
 - 7.1.1. フィルムの有用性
 - 7.1.2. 測定手順の要約
- 7.2. ラジオグラフィックフィルム
 - 7.2.1. プロトコルの作成
 - 7.2.2. 特性曲線（濃度-線量変換曲線）の取得
 - 7.2.2.1. Field by Field 法
 - 7.2.2.2. MLC セグメント法
 - 7.2.2.3. 平行入射法
 - 7.2.3. ラジオグラフィックフィルムの特性
 - 7.2.3.1. 使用するフィルムの選択
 - 7.2.3.2. 照射野サイズ依存性
 - 7.2.3.3. 測定深依存性
 - 7.2.3.4. 線量率依存性
 - 7.2.3.5. 方向依存性
 - 7.2.3.6. レディパックによる影響
 - 7.2.4. フィルムの現像
 - 7.2.4.1. 現像条件
 - 7.2.4.2. 暗室
 - 7.2.4.3. 自動現像機と暗室の品質管理
 - 7.2.5. 線量測定の不確かさ

参考文献

- 7.3. ラジオクロミックフィルム
 - 7.3.1. プロトコルの作成
 - 7.3.2. 特性曲線の取得
 - 7.3.3. ラジオクロミックフィルムの特性
 - 7.3.3.1. GAFCHROMIC®フィルムの特性
 - 7.3.3.2. EBT2 の特性
 - 7.3.3.3. RTQA2 の特性
 - 7.3.3.4. 照射後の濃度上昇
 - 7.3.4. 線量測定の不確かさ

7.3.5. 付録

7.3.5.1. ラジオクロミックフィルムの歴史と変遷

7.3.5.2. 高感度型フィルムの種々の測定への応用

参考文献

7.4. スキャナ

7.4.1. 画像品質を決定する因子

7.4.2. 種類による特性の相違

7.4.3. 解像度

7.4.4. 光の散乱によるアーチファクト

7.4.5. 位置依存性

7.4.6. 表面温度依存性

7.4.7. 回数依存性

7.4.8. モアレ状アーチファクト（RCF のみ）

7.4.9. 読取方向依存性（RCF のみ）

7.4.10. 品質管理

参考文献

7. フィルム

7.1. フィルムによる線量分布検証

フィルムは現像処理を必要とするラジオグラフィックフィルム（Radiographic film：以下 RGF）と、現像処理を必要としないラジオクロミックフィルム（Radiochromic film：以下 RCF）に大別できる．両者は特性が異なるため、その取り扱いや注意点も大きく異なる．本節は共通項目を、7.2 節以下はそれぞれのフィルムの特性を示す．

RGF と RCF はともに長く線量測定に利用されている．フィルムによる線量分布測定は、照射された線量とフィルムの濃度の関係を表す特性曲線（濃度-線量変換曲線）を作成することが必要である．特性曲線によりフィルム濃度を線量に変換し、計画線量との比較が可能となる．

フィルムは数多くの物理特性を有し、同様にスキャナの特長にも影響されるため得られる線量分布が系統的に過大または過小となることがある．本章はこの系統誤差を低減するための方法を詳説することを目的とするが、それでも図 7.1(a)に示すように計画線量と測定線量の間に差異が生じ絶対線量評価が困難となる場合は、一方の線量を増加または減少させるノーマライズ（標準化または基準化）を行い、図 7.1(b)のように両者を一致させることが有効である．ただし、ノーマライズを行うと相対線量評価となるため、線量分布の形状を確認しているにすぎないことに留意しなければならない．

ノーマライズは点（例、アイソセンタや最大線量を示す点など）や領域における計画と測定の線量差を一致させる方法や、任意に線量を調整して一致させる方法などがある．多くの場合、PTV 内などの高線量領域で一致するようにノーマライズが行われるが、低線量領域でも同様の傾向を示すとは限らない [図 7.1(b)白矢印]．ノーマライズを行う場合は、電離箱線量計による比較測定を行うことが望ましい．特に臨床的に重要となる前立腺 IMRT での直腸、頭頸部 IMRT での脊髄や耳下腺などのリスク臓器の線量評価は、フィルムのみでの線量測定精度が保証できるまでは電離箱線量計と並行して実施することを推奨する．

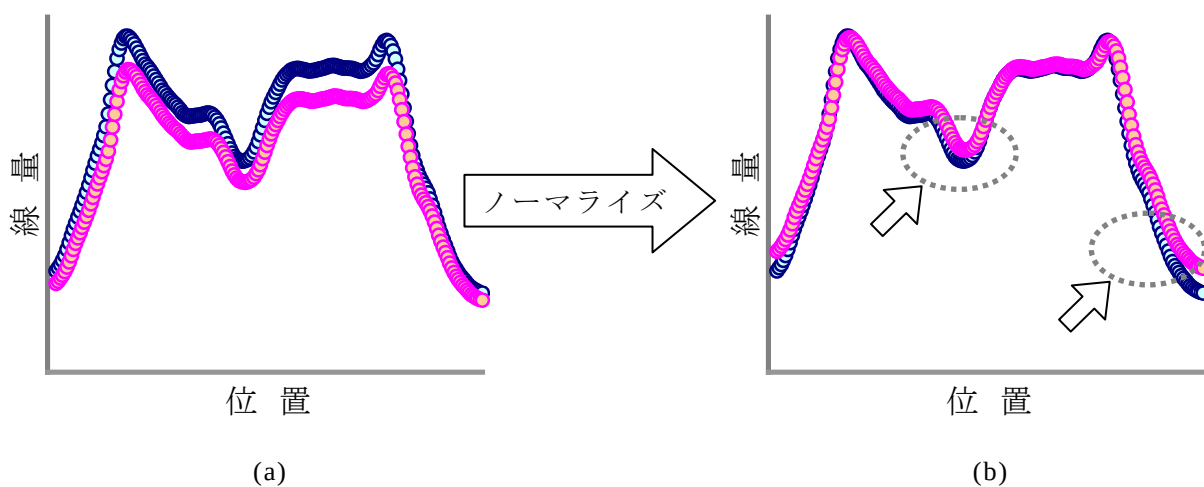


図 7.1 線量プロファイルのノーマライズ（標準化）の模式図

7.1.1. フィルムの有用性

線量分布の測定は電離箱線量計や半導体検出器を平面状や立体的に配置した多次元検出器を用いても可能であるが、フィルムはそれらと比較して下記のような利点が挙げられる。

1) 高解像度のデータの取得

ホットまたはコールドスポットや Tongue & Groove 効果など、狭い領域で急激な線量変化を有する線量分布を確認するには、解像度の高いフィルムが有用である。

2) 測定断面の多様性

アキシャルやサジタル面など任意の断面の線量分布を測定できる。多次元検出器ではソフトウェアにより再構成することが多い。

3) ノウハウが蓄積されている

フィルムによる線量分布測定に関する参考文献が多く、使用の便が得られる。

4) 保存性

フィルム自体の保存を適正に行うことで、恒久的にデータを保存できる。

5) 低コスト

多次元検出器など他の検証機器と比較して初期導入費用が安価である。

7.1.2. 測定手順の要約

フィルムを用いた計画線量分布の検証は図 7.2 に示すとおり、①検証プランの作成、②フィルムに照射、③スキャン、④ソフトウェアによる解析の順に行う。

まず検証を行う評価面を決定する。評価面は、1) ビーム軸に対して垂直な面と、2) ビーム軸に対して平行な面とに分類できる。1)はフィルムを水平に設置して各門検証と全門検証、2)は全門検証で行われる事が多い。1)と 2)は互いに相補的な役割を果たすため、両断面の検証を実施することが望ましい。

《1) ビーム軸に垂直な面》

- ✓ ビームデータ取得時と同じ幾何学的配置のため、計算値と測定値で乖離が生じた場合、その原因を判断しやすい。
- ✓ 各門検証では、ファントム中のフィルムを設置する深さは一定であるため、一般的に他の断面より線量測定精度が良好である。
- ✓ ファントムの自重によりフィルムとファントムの圧着が良好となる。
- ✓ フィルムの位置が安定しているため、位置確認用のマーキングが容易に可能である。

《2) ビーム軸に平行な面》

- ✓ 全門検証において PTV への線量集中性やリスク臓器の線量低減を確認することができる。(例：前立腺 IMRT における直腸・膀胱への線量低減。頭頸部 IMRT における脊髄や耳下腺への線量低減)。
- ✓ フィルムとファントムの圧着不足が誤差の原因となるため、良好な圧着のために専用のファントムやジグが必須。
- ✓ ファントムからフィルムがはみ出ている場合、フィルムの自己吸収により測定誤差の

原因となる。

- ✓ ファントム中の深さによって低エネルギー光子の割合が変化するため、エネルギー依存性を有する RGF では測定精度が低下する可能性がある。

次に、治療計画装置からの計画線量を出力する。臨床プランの情報をファントムに移し込んだ検証プランを作成し、評価面の計画線量分布のデータをフィルム解析装置に送信する。

その後、検証プランで設定した評価面にフィルムを挿入して放射線を照射する。RGF は現像することで、RCF は照射による着色することで、線量に対応した濃淡が生じる。それをスキャナでデジタル化して画像データを保存する。フィルム解析ソフトを用いて、特性曲線により濃度から線量に変換することで測定線量分布が得られる。測定線量分布をあらかじめ送信した計画線量分布と比較する。

線量分布評価では、両者が一致と乖離した位置や程度を視覚的または定量的に明らかにすることで、合否を判定する。線量分布の解析方法の詳細は 10 章に示す。

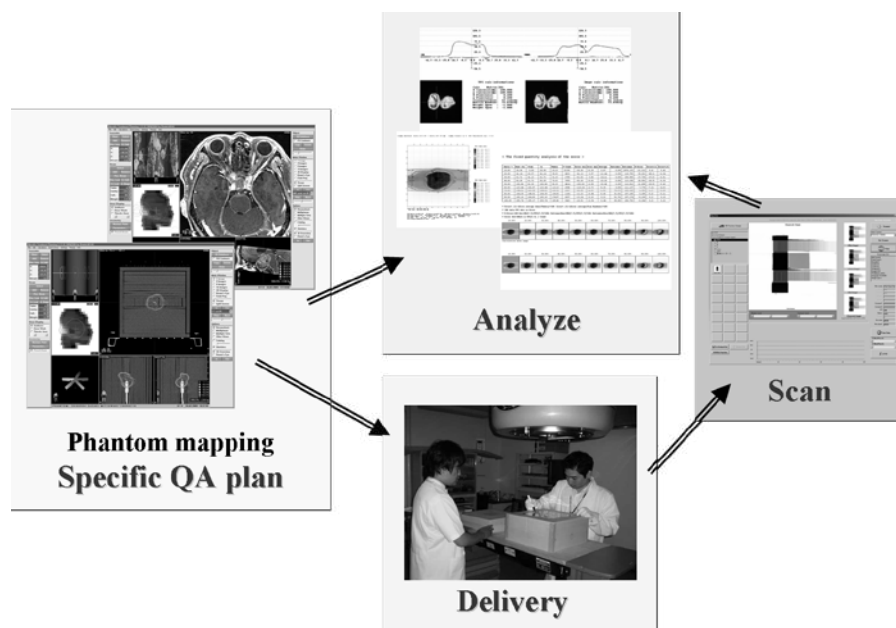


図 7.2 フィルムによる線量検証の流れ

7.2. 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を用いた線量分布検証手順》

項目	手順	参照
I. 事前準備	(1) 評価面の決定とフィルム解析ソフトへの検証データの出力 (2) 自動現像機の電源投入 (3) スキャナの電源投入	7.1. 7.2.4.
II. フィルムの準備	(1) フィルムの選択（XV2 または EDR2） (2) フィルムのロット番号の確認と使用する枚数の準備 (3) フィルムパッケージ（レディパック）内の空気の排出	7.2.3.
III. 設置	(1) 治療寝台へのファントムの設置 (2) ファントム間隙の空気層の確認 (3) 治療寝台による放射線吸収の有無を確認 (4) アイスセンタがわかるようにレディパックかフィルムに印をつける	7.2.3.
IV. 照射	(1) 特性曲線作成用と検証用のフィルムを照射 (2) レディパックとフィルムの固定 (3) EDR2 は濃度安定のため、照射から現像までの時間を最低 1 時間、できれば約 3 時間あける。	7.2.3.
V. 現像	(1) 自動現像機の設定を確認する(現像温度や現像時間など) (2) 暗室内の確認 (3) あらかじめ十分な枚数のテストフィルムを現像	7.2.4.
VI. スキャン	(1) テストスキャン（3 回は行う） (2) スキャナの温度や位置依存性など注意事項を考慮してスキャンを行う。	7.4.

使用機器

ラジオグラフィックフィルム
自動現像機
スキャナ
固体ファントム
フィルム解析ソフト

I. 事前準備

- (1) 治療計画装置で臨床プランを固体ファントムに照射する計画（検証プラン）を作成し、治療計画装置が計算した計画線量分布をフィルム解析ソフトに出力する。
- (2) 現像機の電源投入後に、現像液の温度が一定になるまでに時間を要することがあるため、あらかじめ電源を投入する。
- (3) 同様の理由により、スキャナもあらかじめ電源を投入する。

II. フィルムの準備

- (1) 適切な濃度域のフィルムを選択する。測定する最大線量が 70 cGy 以下では XV2、それ以上では EDR2 を推奨する。
- (2) 使用するフィルム（検証用、特性曲線用およびベース+カブリ濃度用）を準備する。同一のロット番号のものをを使用することを推奨する。
- (3) パッケージ（レディパック）内に多量の空気がある場合は、レディパックの端に穴を開け、空気を排出する。

III. 設置

- (1) 治療寝台上にファントムを設置し、測定断面の水平設置などの幾何学的配置を確認する。積層形ファントムが十分にフィルムを圧着していることを確認する。
- (2) 治療寝台によって、放射線が吸収されないことを確認する。
- (3) アイソセンタがわかるようにフィルムまたはレディパックにマーキングする。

IV. 照射

- (1) 幾何学的条件など（測定深、ビーム入射方向、照射後経過時間など）を特性曲線作成用と検証用のフィルムで、できるだけ統一することが望ましい。
- (2) 照射後は速やかにフィルムがレディパック内で動かないようにホッチキスなどで固定する。
- (3) EDR2 は照射後に濃度上昇があるため、少なくとも 1 時間、できれば 3 時間ほど経過後に現像する。XV2 はそのような報告はない。

V. 現像

- (1) 現像機の温度、時間および液量などの設定を確認する。
- (2) 暗室内のフィルムを操作する場所に、ホコリやフィルムを損傷するような突起物が無いことを確認する。
- (3) 現像条件の安定のため、あらかじめ検証に使用しないフィルムを現像する。また、自動現像機排出後のフィルムにゴミの付着やローラーによるアーチファクトがないことを確認する。

VI. スキャン

- (1) スキャナの出力値にはスキャン回数依存性がある。よって、少なくとも 3 回はテストスキャンを行う。
- (2) スキャン位置依存性を避けるため、検証フィルムと特性曲線作成フィルムで同じ場所に設置してスキャンする。

ラジオグラフィックフィルム（Radiographic film 以下 RGF）は放射線によるハロゲン化銀粒子の感光作用を利用して濃度を呈するものであり、以前より放射線治療の分野でも広く利用されている。RGF による線量検証は、以下の項目が測定精度に影響を与えることが報告されている¹⁾。

- ✓ フィルムとファントムとの空気層
- ✓ フィルム感度のエネルギー依存性
 - ・ 深さ、照射野サイズによる光子エネルギースペクトルの変化
 - ・ ビーム入射方向による光子エネルギースペクトルの変化
 - ・ MLC 端部で発生した低エネルギー光子によるオーバーレスポンス
- ✓ 日々の出力変動
- ✓ 現像機の状態
- ✓ スキャナ・濃度計の特性
- ✓ フィルムの保存環境

それらの影響を考慮した RGF による IMRT 線量分布測定の詳細は下記の通りである。次項より詳述する。

- ✓ フィルム製造日（製造ロット番号）による特性の変化、自動現像機およびスキャナの日々の特性の変化の影響を低減するため、線量とフィルム濃度の特性曲線は、毎回の検証で取得することを推奨する²⁾。
- ✓ 特性曲線作成用フィルムとの検証用フィルムは、ファントムや入射方向などの幾何学的条件を統一して照射することが望ましい。
- ✓ 約 70 cGy 以下は XV2（X-Omat V 2, Eastman Kodak 社）、それ以上は EDR2（Extended Dose Range 2, Eastman Kodak 社）の使用を推奨する。
- ✓ XV2 は照射直後に現像できるが、EDR2 は濃度安定のため現像まで最低 1 時間、できれば 3 時間ほど待つ。
- ✓ フィルムの感度は光子のエネルギー依存性があるため、注意を要する。
- ✓ レディパックの有無で濃度は変化するため、検証時と特性曲線取得時で統一する。
- ✓ 暗室の整理整頓および自動現像機の品質管理を実施する。
- ✓ スキャナの出力値は、スキャナの温度、スキャン回数およびスキャン位置によって変化するため、事前に特性を把握する。
- ✓ フィルムの物理特性、現像条件やスキャナの特性などにより絶対線量評価が困難な場合がある。よって、ノーマライズを行い相対線量評価となる場合が多い。

7.2.1. プロトコルの作成

RGF による線量測定にはさまざまな因子が影響を与える。従事者間や同一従事者による作業時ごとのばらつきを低減するため、各施設に適したプロトコルを作成することを推奨する。プロトコルは照射、現像からスキャンに至るまでの手順について、冒頭に記載したワークシートを参考にして作成する。

7.2.2. 特性曲線（濃度-線量変換曲線）の取得

線量と濃度またはスキヤナの ADC (Analogue to Digital Converter) 値の関係を表したものが特性曲線である。図 7.3 は 4 ヶ月間で取得した全 12 回のフィルムの特性曲線について、最大値、最小値および平均値を示している。200 cGy 付近では、同じ ADC 値であっても線量に変換すると最小と最大で約 30 cGy (約 15%) の相違が生じている。特性曲線が変化すること、現像条件の相違、製品ロットごとの感度の相違、日々の放射線治療装置の出力変動やスキヤナの読み取り再現性などが考えられる。これらの影響を低減するため、毎回の検証で特性曲線を取得することを推奨する。

AAPM TG-69²⁾は、特性曲線の形状を再現するために濃度と線量のポイント数を 13 点取得することを推奨している。これは、フィルムの使用可能な濃度範囲で等間隔に取得した場合である。特性曲線の変化が緩徐な場合は、取得する点数を減ずることが可能であると考えられる。適切な補間式を採用し、作成した特性曲線の形状に歪が無いことを確認することが重要である。

特性曲線の取得方法は、フィルムに対するビームの入射方向を線量検証時と統一することが推奨されている²⁾。図 2.2.(a)のような各門検証では、特性曲線の取得においても同様にフィルムにビームを垂直入射する方法が推奨される。図 2.2.(b)のような全門検証では、フィルムに対してビームを平行入射する方法が望ましい。以下に代表的な特性曲線の取得方法を記述する。また、7.2.3 項に示す RGF の特性を考慮し、エネルギー、照射野サイズ、測定深、レディパックおよびファントムの種類と大きさも、特性曲線の取得と線量検証で統一することにより測定線量の不確かさを低減できる。

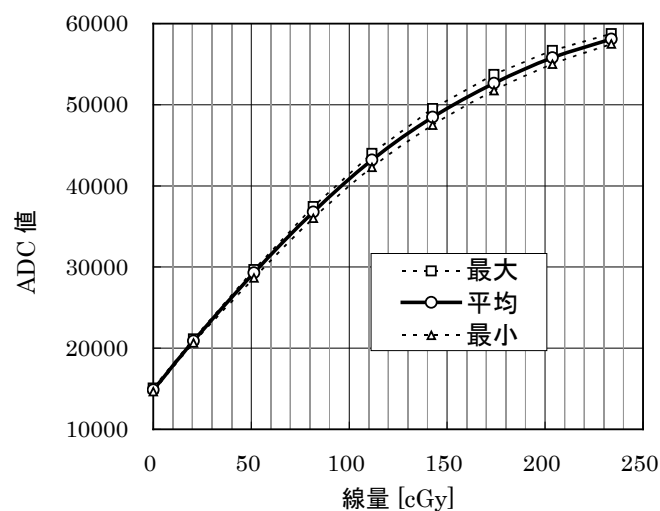


図 7.3 特性曲線の経時的変化

7.2.2.1. Field by Field 法

Field by Field 法は、フィルムにビームを垂直入射する方法である。吸収線量が既知であるファントム中の深さにフィルムを設置して照射することで、線量とフィルム濃度の関係を取得する。照射条件は、絶対線量評価の不確かさが小さい基準条件（照射野: 10 cm x 10 cm, 深さ: 10

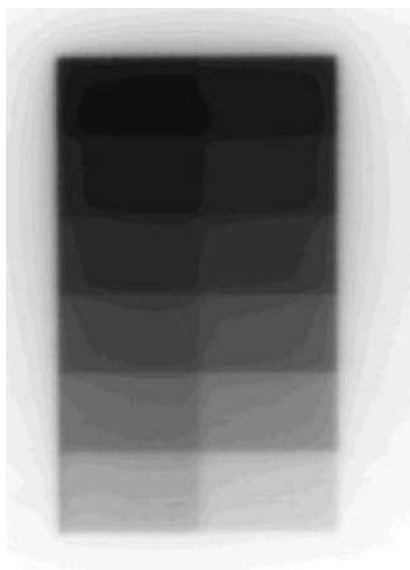
cm)で行うことが多い。最も一般的であり、垂直入射法では本手法を採用することを推奨する。また、平行入射法での特性曲線の取得が困難な場合も、本手法で代用することを推奨する。

Field by Field 法はいくつかの欠点も有する。測定点数と同数のフィルムが必要となり、照射・現像・スキャンに多くの労力を要し、環境やコストの問題もある。また、複数枚を処理している間に自動現像機やスキャナの経時的変化が生じ、フィルム濃度や読み取り値が変化する可能性がある。

7.2.2.2. MLC セグメント法

MLC セグメント法は、フィルムにビームを垂直入射する方法であり、線量の異なる複数のセグメントを MLC で形成し、1 枚のフィルムに必要な測定点数分の線量を一回で照射する方法である。放射線治療装置の MLC を用いる方法^{1),3)}と Tomotherapy を用いる方法⁴⁾がある。照射するフィルムは 1 枚で良いため、迅速に取得でき、かつ経済性に優れる。一方、中心軸外のビームを使用するため、フィルムに投与される線量は、ビームの対称性や平坦度の影響を受ける。また、MLC の位置精度が影響するなどの短所もある。本手法の採用に当たっては、あらかじめ Field by Field 法と比較し、大きな相違が無いことを確認することを推奨する。

図 7.4 に MLC セグメント法の一例を示す。各セグメントの照射時間は、1/12 となるよう作成した。小型の電離箱線量計ではステム効果を避けるため、照射野外側から各セグメントの長軸方向に挿入する。また、各セグメントの線量プロファイルは平坦な領域が狭いため、電離箱線量計の設置精度が測定線量に大きく影響する。そのため、あらかじめ光照射野で測定するセグメントの位置を指示して電離箱線量計を設置する、などの注意が必要である。このように欠点もあるため、本手法が最適であるとの結論は得られていない。各施設で最適な方法を検討していただきたい。



各セグメントの線量 [cGy]	
① 258.3	② 236.6
③ 226.4	④ 204.2
⑤ 183.7	⑥ 161.9
⑦ 140.1	⑧ 118.4
⑨ 96.8	⑩ 75.0
⑪ 48.5	⑫ 28.3

図 7.4 MLC セグメント法による特性曲線作成用のフィルムとセグメント毎の線量の例

7.2.2.3. 平行入射法

フィルムにビームを平行入射させ、取得した線量分布から特性曲線を作成する方法である。特性曲線作成のための測定点は、あらかじめ電離箱線量計により深さ方向の絶対線量を測定し、対応する深さのフィルム濃度を取得して行う。フィルムと入射ビームが平行となる測定では、ファントム中の深さにより光子のエネルギーが異なる。7.2.3.で述べるように RGF の濃度は、光子のエネルギーに依存するが、一定のファントム深さにフィルムを設置して取得する Field by Field 法や MLC セグメント法は、深さ方向の光子のエネルギー変化による濃度変化を考慮できない。よって、平行入射法による特性曲線が検証時の幾何学的条件に近い場合、アキシアルやサジタル面の測定では本手法が推奨されている²⁾。

しかし、本手法はいくつかの欠点を有する。1枚のフィルムでは PDD の減弱が不十分なため、高線量から低線量まで十分な線量域が取得できない。また、複数枚のフィルムを使用した場合は、特性曲線が歪むことがある。さらに、散乱線が飽和するためには大きなファントム (40 cm × 40 cm) が必要であり、フィルムとファントムの圧着に注意が必要⁵⁾であるなど実際には困難な場合も多い。

7.2.3. ラジオグラフィックフィルムの特性

RGF の黒化は、ヨウ化銀や臭化銀などのハロゲン化銀粒子の還元作用を利用している。これらは水の組成とは異なり高原子番号物質であるために、光子の振る舞いが水とは異なることが知られている。図 7.5(a)に National Institute of Standards and Technology (以下、NIST) が提供しているプログラム⁶⁾を用いて算出した、水 (液体)、写真乳剤および RCF 感光部の質量エネルギー吸収係数を示す。各物質の組成、重量比および密度も同様に NIST⁶⁾より引用した。400 keV 以下の低エネルギー光子に対して、水と写真乳剤の質量エネルギー吸収係数の関係が一定ではなくなっている。これは低エネルギー光子とハロゲン化銀の相互作用は光電効果が優位となり、水との相互作用はコンプトン効果が優位となるためである^{7), 8)}。低エネルギー光子数が増加すると、フィルムのエネルギー吸収が増加するために濃度も増加することが推察される⁹⁾。低エネルギーの光子は、主に物質とのコンプトン散乱により生成し、全光子数に対する低エネルギー成分の比率は①照射野サイズが大きい、②深さが深い、③MLC による散乱が多い、④ファントムが大きいほど大きくなる¹⁰⁾。また、ファントムの組成によっても相違することが報告されている¹¹⁾。これらの条件が検証時と特性曲線の取得時で大きく異なる場合は、両者で同一線量を照射してもフィルム濃度が異なるため、可能な限り統一することを推奨する。RGF による線量検証では、フィルム濃度の光子エネルギー依存性を理解することが重要である。

図 7.5(b)に NIST の *estar*¹²⁾で計算した電子のエネルギーに対する質量衝突阻止能を示す。光子による相互作用確率とは異なり、光子由来の二次電子の水と写真乳剤に対する阻止能 (物質へのエネルギー付与) に違いはあるが、物質間の関係は一定である。したがって、物質による阻止能の相違は、水とフィルムとの間では重大な問題とはならない¹³⁾。

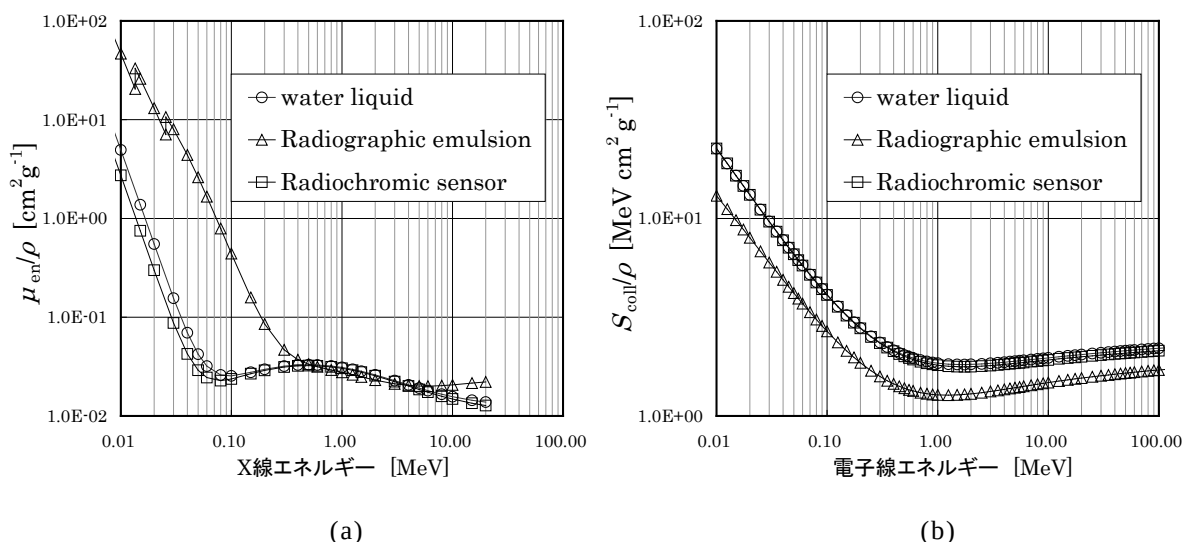


図 7.5 水，RGF および RCF の質量エネルギー吸収係数 (a) ⁶⁾と質量衝突阻止能 (b) ¹²⁾

7.2.3.1. 使用するフィルムの選択

現在，放射線治療の線量検証で用いられる RGF には XV2 と EDR2 の 2 種類がある．表 7.1²⁾ にその特徴を，図 7.6 に特性曲線の相違を示す．それぞれ測定可能な最大線量が異なるため，フィルムの選択には十分な注意を要する．1 Gy を超えると XV2 ではフィルム濃度が飽和するため，EDR2 を使用しなければならない．一方，EDR2 で数十 cGy 程度の測定では，フィルム濃度の変化が小さい．そのため，濃度分解能の低いスキャナとの組み合わせでは十分な SN 比が得られないため，XV2 の使用を推奨する^{14), 15)}．MU 設定値を調整して測定可能な濃度範囲に線量を変更する方法もあるが，MU 設定値を増加させると放射線治療装置の出力直線性や対称性など，低 MU 設定値の出力特性の変化による線量誤差を看過する可能性があるため避けるべきである．

XV2 と EDR2 はともにハロゲン化銀を使用しているが，表 7.1 より結晶サイズと密度が異なる．そのため 7.2.3. で述べたエネルギー依存性は，XV2 でより影響が大きくなる．7.2.3.2. 照射野サイズ依存性と 7.2.3.3. 測定深依存性は，低エネルギー光子数の増減によってフィルム濃度への影響が生じると考えられているため，EDR2 より XV2 でその影響は大きくなる⁶⁾．

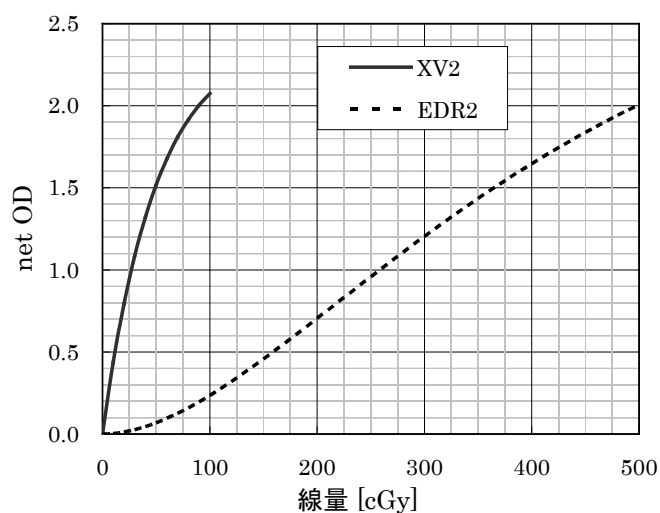
以上より，エネルギー依存性と測定可能な線量域を考慮し，検証を行う最大線量が 70 cGy 以下であれば XV2，それ以上であれば EDR2 を使用することを推奨する．

また EDR2 は照射後 1 時間までは急峻に，その後は徐々に濃度が増加するため，照射直後に現像すると濃度のばらつきが大きいことが報告されている¹⁶⁾．照射後は最低 1 時間，できれば 3 時間程度経過させ，濃度が安定した後に現像を行うことを推奨する．一方 XV2 では，照射後の濃度上昇は見られない¹⁶⁾．

表 7.1 XV2 と EDR2 の特性の比較 ²⁾

	XV2	EDR2
結晶構造	AgBr と AgI	AgBr
銀密度[g cm ⁻²]	4.2	2.3
実効サイズ[μm]	0.43	0.24
結晶の形状	さまざまな形と大きさ	均一な立方体
ベースの厚さ[μm]	180	180
ゼラチンコート厚[g cm ⁻²]	3	5
両面照射可能	○	○
ダイナミックレンジ	0.05 - 0.80 cGy	0.1 - 5.0 Gy
ダイナミック OD*レンジ	0-4	0-4
OD1 当たりの線量 [Gy]	0.4	2.0
推奨最大線量	0.8 Gy	5.0 Gy

*OD: Optical Density (光学濃度)

図 7.6 EDR2 と XV2 のフィルムの特性曲線の相違 ²⁾

7.2.3.2. 照射野サイズ依存性

フィルム濃度の照射野サイズ依存性は、7.2.3 でも述べたとおり低エネルギー光子によるフィルムのオーバーレスポンスによって生じると考えられている。照射野サイズ依存性についてはさまざまな報告が有り、下記の通り一貫性がないが、照射野サイズが大きいほど、また EDR2 より XV2 で影響が大きいと考えられる ²⁾。

Esthappan ら ¹⁷⁾は、15 cm × 15 cm と 4 cm × 4 cm で同一の線量を照射し、そのフィルム濃度の相違を検討した。XV2 では両者に差が見られたが、EDR2 では相違が無かったと報告してい

る．一方，Dogan ら¹⁸⁾は，同様に 24 cm × 24 cm と 6 cm × 6 cm では，XV2 と EDR2 とともにフィルム濃度が相違したと報告している．Burch ら¹⁹⁾は 4 MV の X 線で XV2 を 5 cm 深さに設置し，照射野を 6 cm × 6 cm から 25 cm × 25 cm まで変化させた場合，フィルム濃度は最大で 5% 相違したと報告している．しかしながら，Sykes ら²⁰⁾は Burch らと同様の条件で照射を行ったが，フィルム濃度に相違は見られなかったと報告している．

7.2.3.3. 測定深依存性

フィルム濃度の測定深による相違も照射野サイズ依存性と同様に，低エネルギー光子によるフィルムのオーバーレスポンスによって生じると考えられている．光子がファントム中を進むに従い，相対的に高エネルギーである一次光子の割合は減少し，低エネルギーである散乱光子の比率が増加するためである．測定深による濃度の変化についても，照射野サイズ依存性と同様にさまざまな報告が有り，統一された見解とはなっていない．Burch ら¹⁹⁾は 4 MV の X 線で照射野を 25 cm × 25 cm として，測定深を 5 cm から 15 cm まで変化させるとフィルム濃度は 10% 上昇したと報告している．また，Sykes ら²⁰⁾が同条件で行った場合は，4% 程度の上昇であったと報告している．

照射野サイズや測定深が，検証用フィルムと特性曲線作成用フィルムで大きく異なる場合，線量誤差を生じる可能性があるため，両者は可能な限り同一な条件で取得することを推奨する．

7.2.3.4. 線量率依存性

正味の光学濃度（net Optical Density, 以下 net OD）は，照射時間と線量率の積である線量の関数である．しかしフィルムに投与された線量が一定であっても，net OD が線量率に依存する^{10), 21), 22)}．これは，相反則不軌または Schwarzschild 効果と呼ばれる．線量率依存性は，ハロゲン化銀粒子の組成，構造および現像条件により変化する．

IMRT は局所的な線量率の相違を避けることができないが，Djouguela ら²²⁾は，線量率が 3 Gy / 6.6 min から 3 Gy / 1.6 min と 4 倍程度であれば，濃度の相違は 2% を超えなかったと報告している．線量検証の不確かさを増加させる要因ではあるが，検証結果にはそれほど大きな影響を与えないと結論づけている．

また，ビームのオンとオフを繰り返した回数によってフィルム濃度が変化する間欠効果（Intermittency effect）があると報告^{22), 23)}されている．これも濃度変化の原因は線量率効果と同一と推察されるため，大きく影響しないと考えられる．

7.2.3.5. 方向依存性

放射線のフィルムへの入射方向（垂直もしくは平行）により濃度が変化することが XV2^{13), 24)}と EDR2²⁶⁾ともに報告されている．Suchowerska ら²⁷⁾は，フィルム自身と光子のコンプトン効果による 2 次光子の前方散乱より，フィルムとファントムの圧着不足が原因であると報告している．圧着不足によって生じたフィルムとファントムとの空気層を通過してきたビームは，ファントムとの相互作用が起こらないために線量が減弱されない．そのため，深部でのフィルム濃度が増加する．この影響を低減するため，フィルムとファントムとを十分に圧着し，かつガントリ角度を 2 度程度斜入射させビーム中心軸上を避けることを推奨している．またガントリ角度は変えず，5 mm 程度中心軸から離れた面の測定を行う方法もある²⁸⁾．フィルムとファ

ントムを圧着するための専用の器具が無い場合は、図 7.7 のような布製クランプ（木工用万能ベルトクランプ、ミットモ製作所製）などを利用すると良い。



図 7.7 専用の器具を持たない固体ファントムでアキシアルやサジタル面を測定する場合，布製クランプ（図右）などでファントムとフィルムを十分に圧着する必要がある。

7.2.3.6. レディパックによる影響

フィルムはレディパックで包装されているため明室での利用が可能であり，防水処理がされているため水中で使用できるという利点を有する．しかしながら，使用に際して注意を要する点もある．レディパック内の空気層が，ファントムとフィルムの圧着を妨げて測定精度を低下させることがある．よって，空気が見られる場合は，レディパックの端に数ヶ所穴を空けてあらかじめ空気を排出する必要がある²⁹⁾．またフィルムはレディパック内で固定されていないため，図 7.8 のように最大で 5 mm 程度移動する．照射後速やかに，フィルムとレディパックをホッチキスなどで固定することを推奨する．

フィルムは約 0.2 mm と非常に薄い，レディパックに包装されると 1 mm 程度の厚みを有する．ファントムに複数枚のフィルムを挿入する場合は，計算値を出力した位置とフィルムの位置が一致していることを確認する必要がある．

放射線治療用のフィルムがチェレンコフ光により露光されることが報告されている³⁰⁾．フィルムをレディパックから取り出して使用する場合，黒色の固体ファントムを使用する必要がある．レディパック内には遮光紙とフィルムの間に白紙が挟まれている．白紙と電子との相互作用によりチェレンコフ光が生じてフィルム濃度が上昇することが報告されている²⁶⁾．図 7.9 は白紙に黒色のペンで文字を書いて照射した結果である．文字のある部分はチェレンコフ光が遮光されたために，濃度が低下した．以上より検証時と特性曲線取得時でレディパックの有無を統一することを推奨する．

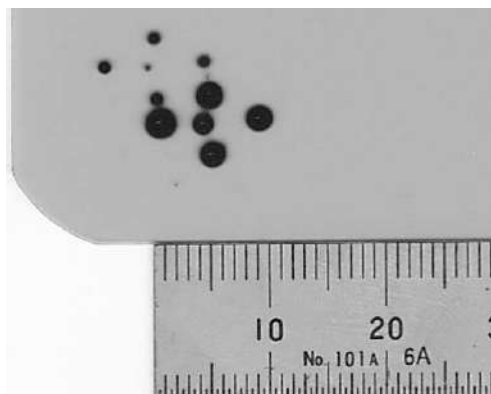


図 7.8 レディパック内で意図的にフィルムを移動させた時のマーカー位置のずれ．右下側の十時状 5 点の大丸があらかじめ穴を空け露光させていた部分．左上の小丸 5 点はレディパック内でフィルムが移動するように操作した後露光された部分．

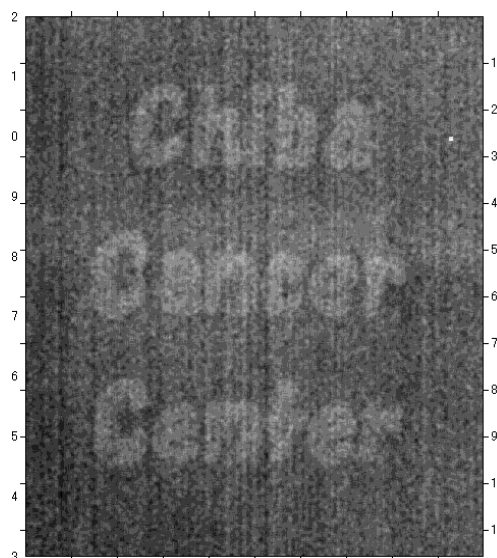


図 7.9 チェレンコフ光によるフィルム濃度への影響

7.2.4. フィルムの現像

フィルムの濃度は現像条件（現像液の濃度と液温や現像時間など）に大きく依存する．また現像時にフィルムにキズを付れたり，アーチファクトを生じたりする可能性があるため，注意が必要である．精度の高い線量分布検証を行うために，暗室の整理整頓や自動現像機の品質管理が重要である．

7.2.4.1. 現像条件

図 7.10 に 2 機の自動現像機で生じた特性曲線の相違を示す．フィルムは同一条件で照射を行ったものであるため，No.1 と No.2 のフィルム濃度の相違は現像条件の相違が原因と考えら

れる．Bos ら³¹⁾や Olch³²⁾も，現像条件の違いによるフィルム濃度の変化を報告している．特に現像液の温度の影響は大きく，図 7.11 のように現像温度が高いほど濃度は増加する傾向にある³³⁾．水洗後の乾燥の熱により現像温度が上昇する可能性があるため，現像液の温度はこまめに確認する必要がある．特に一度に多数のフィルムを現像すると，液温が上昇しやすいため注意が必要である．また，その他の現像条件も経時的に変化することが多く，全てのフィルムを可能な限り短時間で現像することが望ましい．ただし，Robar らは現像温度が 0.5℃の範囲内で管理され，かつ現像液や定着液が自動で補充される現像機を使用しても，フィルム濃度のばらつきを 2%以内とすることは困難であると報告している³⁴⁾．

図 7.12 は現像機のローラーの劣化による偽像を生じた例である．ローラーはフィルムの移送と，現像液や定着液などの水分を搾取する機能を持つ．ローラーの劣化により現像液がフィルムに残り，過現像されたためにフィルム濃度が上昇している．

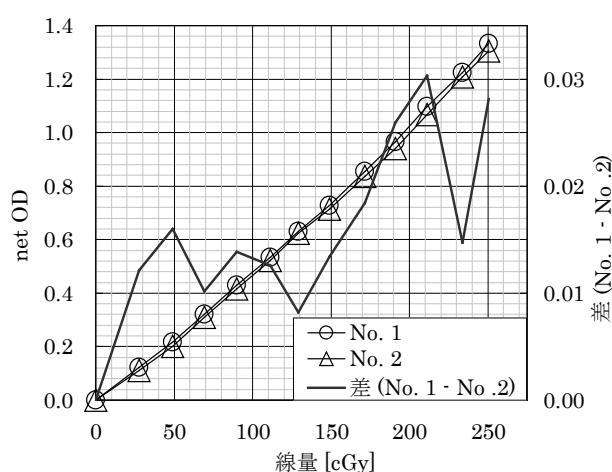


図 7.10 2機の自動現像機(No. 1, No. 2)による特性曲線とその相違

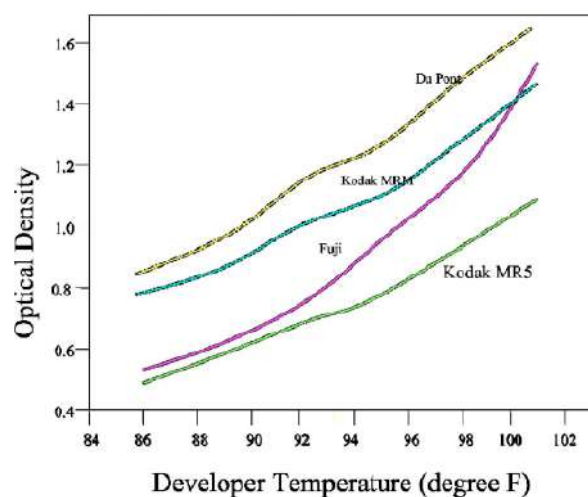


図 7.11 現像温度によるフィルム濃度の変化²⁾

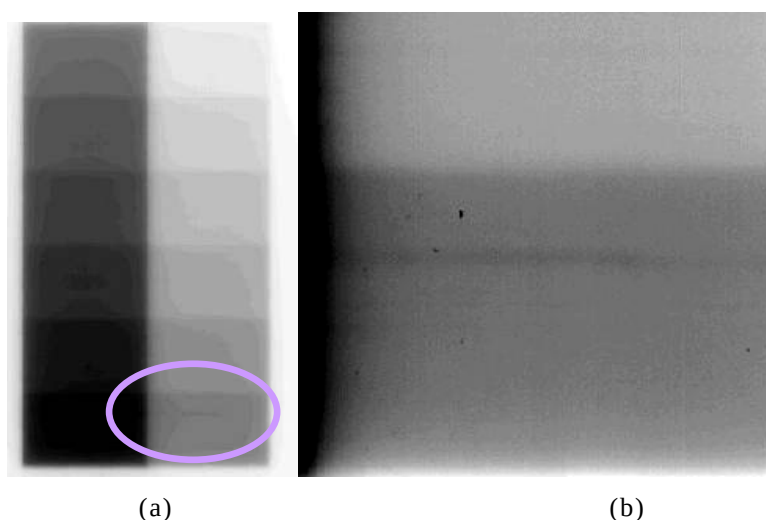


図 7.12 特性曲線作成用フィルムに生じたローラーによる偽画像(a)とその拡大図(b)

7.2.4.2. 暗室

暗室内ではフィルムをレディパックから取り出した状態で扱うため、傷やホコリが付きやすい。作業場所は十分なスペースを確保し清潔に保つ必要がある。安全光の強度や波長、外光の漏洩により、フィルムにかぶりが生じないことを確認する。乾燥のための熱気が滞留して現像液の温度を上昇させる可能性があるため、換気を行うための設備を有することが望ましい。

7.2.4.3. 自動現像機と暗室の品質管理

AAPM TG-69²⁾では自動現像機の受入試験とコミッショニングについて表 7.2 に示す項目と頻度を提案している。これを参考に自施設の品質管理プログラムを作成し、実施する。

表 7.2 AAPM TG-69 が推奨する自動現像機に関する試験項目 ²⁾

項目	手順	頻度
暗室の管理	白色光下で整理整頓やほこりなどが無いことを確認する。	毎週
現像プロトコル	センシトメトリーによる現像の再現性の確認頻度の決定	コミッショニング時
暗室の換気	暗室の換気ができているか確認する	コミッショニング時
アーチファクト (偽像)	同条件下で照射された 2 枚のフィルムを長軸および短軸方向で現像し、アーチファクトが生じていないことを確認する。	コミッショニング時 毎週
現像液の温度	温度計にて現像液温度を測定し、表示値と一致しているかを確認する。	コミッショニング時 毎週
現像時間	フィルムを自動現像機に投入から現像終了までの時間を測定する。	コミッショニング時 毎週
センシトメトリー	センシトメーターでフィルムを露光後、現像してベース、中心濃度などを比較する。	コミッショニング時 毎週 使用時毎回
かぶりの影響	暗室にて露光されたフィルムの半分を黒色の厚紙などで覆い、数分間置いた後に現像して、濃度の違いを調べる。	コミッショニング時

7.2.5. 線量測定の不確かさ

Gillis ら ²⁸⁾は欧州の 8 施設で同一の CT 画像と線量制約で IMRT の治療計画を作成し、EDR2 を用いてアキシシャル面の全門検証を報告している。8 施設、のべ 10 回の測定を実施し、計算値と測定値それぞれの PTV および OAR の線量-面積ヒストグラムを算出した。線量-面積ヒストグラムから平均線量を計算し、計算値と測定値の差を評価した。平均および最大線量差は、PTV 内で 1.7%, 3.5%, OAR 内で 2.9%, 5.8%であった。結果は系統的な差を示しており、フィルムとファントムの圧着不足が主因であったと考察している。Shi ら ³⁵⁾は、EDR2 を使用して 50 例の検証結果を解析し、フィルムの製造ロット番号や自動現像機の管理、スキャナの使用法に至

るまで細心の注意を払ったが、絶対線量の不確かさは最大で3%となったことを報告している。

フィルムによる線量測定では、スキャン作業やフィルムへのマーキングなどの幾何学的な不確かさも加わる。Winkler ら³⁶⁾は IMRT の検証で幾何学的な不確かさは 0.8 mm であったと報告している。また絶対線量評価では、照射時の放射線治療装置の出力変動も考慮に入れなければならない。

このように RGF で測定した絶対線量は電離箱線量計と比較して、より大きな不確かさを持つと考えられる。絶対線量での評価を行う場合はこれまでの項を参考に、自施設の線量測定精度を評価する必要がある。

参考文献

1. Childress NL, Dong L and Rosen II: Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields. Med. Phys. 29: 2384-2390, 2002
2. Pai S, Das IJ, Dempsey JF, et al.: TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. Med. Phys. 34: 2228-2258, 2007
3. Kulasekere R, Moran JM, Fraass BA et al.: Accuracy of rapid radiographic film calibration for intensity-modulated radiation therapy verification. J. Appl. Clin. Med. Phys. 7: 86-95, 2006
4. Yan Y, Papanikolaou N, Weng X et al.: Fast radiographic film calibration procedure for helical tomotherapy intensity modulated radiation therapy dose verification. Med. Phys. 32: 1566-1570, 2005
5. Georg D, Kroupa B, Winkler P, et al.: Normalized sensitometric curves for the verification of hybrid IMRT treatment plan with multiple energies. Med. Phys. 30: 1142-1150. 2003
6. Hubble JH and Seltzer SM: Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients (version 1.4)
[<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/>]
7. Williamson JF, Khan FM and Sharma SC: Film dosimetry of megavoltage photon beams – a practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. Med. Phys. 8: 94-98, 1981
8. Muench PJ, Meigooni AS, Nath R et al.: Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver-halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry. Med. Phys. 18: 769-775, 1991
9. Palm A, Kirov AS and LoSasso T: Predicting energy response of radiographic film in a 6 MV x-ray beam using Monte Carlo calculated fluence spectra and absorbed dose. Med. Phys. 31: 3168-3178. 2004
10. Zhu XR, Jursinic PA, Grimm DF, et al.: Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator. Med. Phys. 29: 1687-1692, 2002
11. Palm A, LoSasso T: Influence of phantom material and phantom size on radiographic film response in therapy photon beams. Med. Phys. 32: 2434-2442, 2005
12. Berger MJ, Coursey JS, Zucker MA, et al.: Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions. (version 1.2.3) National Institute of Standards and Technology,

Gaithersburg, MD. [<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>]

13. Suchowerska N, Hoban P, Davison A et al.: Perturbation of radiotherapy beams by radiograph measurements and Monte Carlo simulations. *Phys. Med. Biol.* 44: 1755–1765, 1999
14. Low DA, Mutic S, Dempsey JF, et al.: Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother. Oncol.* 49: 305–316, 1998
15. Peter W, Brigitte Z, Helmuth G, et al.: Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. *Phys. Med. Biol.* 50: 643-654 2005
16. Childress NL and Rosen II: Effect of processing time delay on the dose response of Kodak EDR2 film. *Med. Phys.* 31: 2284-2288, 2004
17. Esthappan J, Mutic S, Harms WB, et al.; Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film. *Med. Phys.* 29: 2438-2445, 2002
18. Dogan N, Leybovich LB and Sethi A: Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 47: 4121–4130, 2002
19. Burch SE, Kearfott KJ, Trueblood JH, et al.; A new approach to film dosimetry for high energy photon beams: Lateral scatter filtering. *Med. Phys.* 24: 775-783, 1997
20. Sykes JR, James HV and Williams PC: How much does film sensitivity increase at depth for larger field sizes?. *Med. Phys.* 26: 329-330, 1999
21. Martens C, Claeys I, De Wagter C, et al.: The value of radiographic film for the characterization of intensity-modulated beams. *Phys. Med. Biol.* 47: 2221-2234, 2002
22. Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, et al.: The Schwarzschild effect of the dosimetry film Kodak EDR 2. *Phys. Med. Biol.* 50: N317–21, 2005
23. Childress NL, Salehpour M, Dong L, et al.: Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verification. *Med. Phys.* 32: 539-548, 2005
24. Oldham M and Webb S: Intensity-modulated radiotherapy by means of static tomotherapy: A planning and verification study. *Med. Phys.* 24: 827-836, 1997
25. Danciu, C, Proimos BS, Rosenwald JC, et al.: Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beams. *Med. Phys.* 28: 966-974, 2001
26. Gills S and De Wagter: Practical and dosimetric implications of a new type of packaging for radiographic phantom. *Phys. Med. Biol.* 50: N279-N284, 2005
27. Suchowerska N, Hoban P, Butson M, et al.: Directional dependence in film dosimetry: radiographic film and radiochromic film. *Phys. Med. Biol.* 46: 1391-1397, 2001
28. Gillis S, De Wagter C, Bohsung J, et al.: An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: Results of the ESTRO QUASIMODO project. *Radiother. Oncol.* 76: 340-353, 2005
29. Williamson JF, Khan FM and Sharma SC: Film dosimetry of megavoltage photon beams. *Med. Phys.* 9: 94-98, 1981
30. Fujisaki T, Saitoh H, Hiraoka T, et al.; Contribution of Cerenkov radiation in high-energy x-ray and electron beam film dosimetry using water-substitute phantoms. *Phys. Med. Biol.* 48: N105-N109, 2003
31. Bos LJ, Danciu C, Cheng CW, et al.: Interinstitutional variations of sensitometric curves of

- radiographic dosimetric films. Med. Phys. 29: 1772-1780, 2002
32. Olch AJ: Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance. Med. Phys. 29: 2159-2168, 2002
 33. Bogucki TM, Murphy WR, Baker CW, et al.: Processor quality control in laser imaging systems. Med. Phys. 24: 581-584, 1997
 34. Robar JL and Clark BG: The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry. Med. Phys. 26: 2144-2150, 1999
 35. 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
 36. Winkler P, Zurl B, Guss H, et al.: Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. Phys. Med. Biol. 50: 643-654, 2005

〔小島〕

7.3 ラジオクロミックフィルム

《ラジオクロミックフィルムを用いた線量分布検証手順》

項目	手順	参照
I. 事前準備	(1) 評価面の決定とフィルム解析ソフトへの検証データの出力	7.1
	(2) フィルムは 20 - 25℃で保存する	7.3.3
	(3) スキャナの電源投入	7.4
II. フィルムの準備	(1) フィルムの選択 (EBT2 または RTQA2)	7.3.3
	(2) フィルムのロット番号の確認と使用する枚数の準備	7.1, 7.3.4
	(3) 方向が分かるように印をつける	
	(4) 必要があればフィルムを切断する	
III. 設置	(1) 治療寝台にファントムを設置し, ファントム間隙の空気層を確認	7.3.3
	(2) 治療寝台による放射線吸収の有無を確認	
	(3) アイソセンタがわかるようにフィルムに印をつける	
IV. 照射	(1) 特性曲線作成用のフィルムを照射	
	(2) 少し時間をおく(後の特性曲線作成の作業時間分余裕をとる)	7.3.4
	(3) 検証用フィルムを照射	
V. 待機	(1) フィルムは紫外線が当たらず, 25 - 30℃のところに保管する	7.3
	(2) スキャンの作業を円滑に行うために準備する.	
VI. スキャン	(1) テストスキャン (3 回は行う)	7.4
	(2) 特性曲線作成用フィルムからスキャンする 温度依存性, 方向依存性や位置依存性などを考慮してスキャンする	
	(3) 解析システムで特性曲線を作成する	7.3.2
	(4) 検証用フィルムをスキャンする ただし, 待機時間は特性曲線作成用に一致させる	

使用機器

ラジオクロミックフィルム

スキャナ

固体ファントムまたは水ファントム

フィルム解析ソフト

I. 事前準備

- (1) 治療計画装置で臨床プランを固体ファントムに照射する計画（検証プラン）を作成し、治療計画装置が計算した計画線量分布をフィルム解析ソフトに出力する。
- (2) フィルムは 20 - 25℃の乾燥したところに保存しておく。
- (3) スキャナは検証作業の数時間前に電源を投入する。

II. フィルムの準備

- (1) 使用するフィルム（EBT2 または RTQA2）を選択する。
- (2) 使用予定のフィルム枚数を準備する（検証用と特性曲線作成用）
- (3) フィルムの方向が分かるように隅に印をつける。印はマジックで点をつける程度で十分だが、EBT2 では表裏を判別するため矢印を推奨する。
- (4) ファントムに対してフィルムが大きい場合や Field by Field 法で特性曲線を得る場合はフィルムを切断する。切断後も方向が分かるように同じ側の隅に印をつける。

III. 設置

- (1) ファントムの水平を確認し、積層形ファントムでは、フィルムとファントムの間に隙間ができることがあるので注意する。
- (2) 放射線と治療寝台との干渉の有無を確認する。
- (3) 検証用フィルムにはアイソセンタがわかるように四点程度のマーカをつける

IV. 照射

- (1) 幾何学的条件など（測定深、ビーム入射方向、照射後経過時間など）を特性曲線作成用と検証用で、できるだけ統一することが望ましい。
- (2) まず特性曲線用フィルムから照射する。その後、フィルム解析ソフトで特性曲線の作成のための操作に費やす時間と同程度の時間待機する。
- (3) 検証用フィルムを照射する。

V. 待機

- (1) フィルムは微弱ながらも紫外線に感光するため、蛍光灯の下に置かず、フィルム保管用の箱に入れておくことが望ましい。また経過時間中の温度変化により、不均一な色素沈着が生じる可能性があるため 20 - 25℃程度のところに保存する。
- (2) スキャン以降の作業を円滑に行うための用意をしておく。スキャナの無反射シートやスキャンの設定条件などの確認をしておく。

VI. スキャン

- (1) スキャン時にはスキャン回数依存性があるため、少なくとも 3 回は、テストスキャンを行う。
- (2) 特性曲線作成用フィルムからスキャンを行う。スキャンは赤色成分を抽出するとダイナミックレンジが広く感度も高い。
- (3) フィルム解析ソフトで特性曲線を作成する
- (4) 検証用フィルムをスキャンする。照射後の濃度上昇を検証用と特性曲線作成用で等しくするため、照射とスキャンの時間間隔は特性曲線作成用フィルムと統一する。

ラジオクロミックフィルム（Radiochromic film：以下 RCF）による線量検証は，放射性感受性単量体（モノマー）に対して放射線を照射することで化学反応が生じ，開環重合して重合体（ポリマー）構造となり，無色透明な物質が青色に変色する現象（ラジオクロミック現象）を利用している．現像処理が不要なため自動現像機を所有しない施設を中心に広く利用されている．RGF と比較して，RCF には以下の長所と短所がある．

長所

- ・ 現像処理が不要．
- ・ 明室で使用可能，暗室が不要．
- ・ 人体軟部組織に近い実効原子番号をもつため，エネルギー依存性が小さい．
- ・ 切断が可能．
- ・ 水中で使用可能．

短所

- ・ スキャンの条件によって測定値が変化する．
- ・ 製造ロット番号間や製造ロット番号内で濃度のばらつきが大きい．
- ・ 水中測定では，フィルム設置精度や水面の波の影響を受ける．また，切断面からフィルム材へ水が浸潤する．
- ・ 原稿移動型スキャナでは，そのままスキャンできない場合がある．

7.3.1. プロトコルの作成

RGF と同様に RCF を用いた検証においても，各施設で測定とスキャンのためのプロトコルを作成する必要がある．これは RCF の濃度が照射後の経過時間やスキャン方向など様々な因子に影響されるため，毎回の検証や作業で生じるばらつきを低減することを目的とする．

図 7.13 に Memorial Sloan-Kettering Cancer Center (MSKCC) と筆者の測定プロトコルを示す．MSKCC では正味の光学濃度（Net OD）で評価するため，あらかじめ未照射のフィルムをスキャンしてベース+カブリの濃度を測定する．フィルムのスキャンは，照射後の濃度上昇を考慮して，低感度型の GAFCHROMIC®-HS（以下 HS）フィルムでは照射の 24 時間後，高感度型の GAFCHROMIC®-EBT（以下 EBT）フィルムでは照射の 6 時間後に実施する．最新の GAFCHROMIC-EBT2（以下 EBT2）フィルムでは照射後 3 時間で良いとの報告がある．また，特性曲線用と検証用とで同じタイミングにスキャンできるよう時間調整を行っている．この他，スキャン回数は 5 回，解像度は 150 dpi，ノイズ除去のため Wiener-filter を使用する，などを設定している．



図 7.13 MSKCC と筆者の測定プロトコル

7.3.2. 特性曲線の取得

RGF と同様に, RCF を用いた線量測定でも特性曲線を作成する必要がある, 正確な特性曲線を取得することが重要となる. 特性曲線の取得方法は Field by Field 法, MLC セグメント法および平行入射法に分類されるが, 手順は現像処理を除けば RGF と同じである (7.2.2 参照). ただし RCF は, 明室下で使用可能である, 水中での特性曲線が取得可能である, およびフィルムの切断が可能である, などの特徴があるため, これらについて以下に注意点を示す.

水中での使用は, 固体ファントムの水との不等価性の問題やフィルムとファントムの圧着不良に起因する測定の不確かさを排除できる利点がある. しかし, 正確なフィルム設置が困難であることや切断面からの水の浸潤などの欠点もあるため注意が必要である. Field by Field 法は照射毎にフィルムを交換する必要がある, 煩雑で設置位置の精度が大きく影響する. また, フィルムの交換毎に波面が静止するまで待機しなければならない. MLC セグメント法や平行入射法では, フィルムの設置が一回であるため波面の影響は受けにくい. また, フィルムを長時間水中に放置すると切断端から水が浸入し, フィルム濃度に影響する可能性がある.

RCF は切断加工できるため, 多くのフィルム枚数を要する Field by Field 法では必要分に切断して用いることが多い. ただし, 切断したフィルムは Vidar 社製などの原稿移動型スキナにではスキャンに工夫を要する. 一方, Epson 社製などのフラットベッド型では問題とならない.

特性曲線の取得方法による測定精度について, Ferreira ら¹⁾はビームに対してフィルムを垂直に設置した場合と, 平行に設置した場合とを比較している. 調査対象は Epson 社製のフラットベッドスキナと EBT である. フィルムに垂直に照射するほうが高精度であり, 全体の不確かさは 2%程度と報告している. このため, 垂直に照射する Field by Field 法や MLC セグメント法では不確かさを低減できると考えられる.

図 7.14 に特性曲線取得時のセットアップ例を示す．また，表 7.3 に Field by Field 法で照射する MU 設定値と水吸収線量の例を示す．線量と濃度のサンプル数について AAPM TG-69²⁾では 13 ステップ以上を推奨しているが，IMRT の検証では低線量部分が重要となるため 100 cGy 以下を多数取得すると良い．

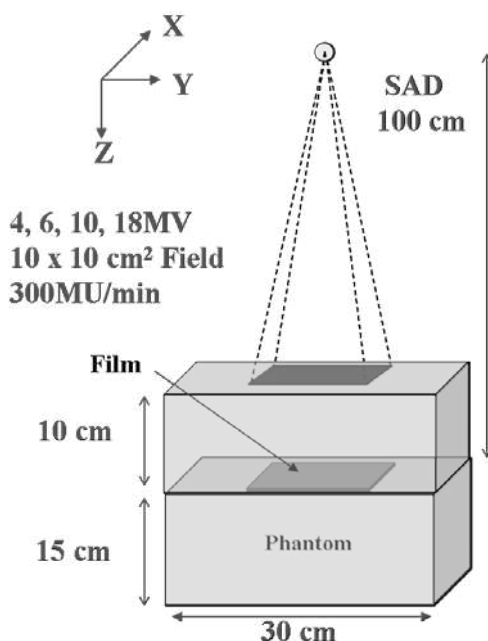


図 7.14 特性曲線取得時のセットアップ例

表 7.3 特性曲線の MU 設定値と水吸収線量 (cGy) の例

MU 値	水吸収線量 (cGy)			
	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV
10	7.36	7.86	8.39	8.93
25	18.41	19.65	20.97	22.34
50	55.23	39.29	41.94	44.68
75	55.23	58.94	62.90	67.02
100	73.64	78.59	83.87	89.35
125	92.05	98.24	104.84	111.69
150	110.46	117.89	125.81	134.03
200	147.28	157.18	167.75	178.71
250	184.09	196.48	209.68	223.38
300	220.91	235.77	251.62	268.06
350	257.73	275.07	293.56	312.74
400	294.55	314.36	335.49	357.42
450	331.37	353.66	377.43	402.09
500	368.19	393.03	419.36	446.77

7.3.3. ラジオクロミックフィルムの特性

RCF は現像処理が不要で明室下で取り扱えるため、自動現像機や暗室が不要である。また、銀粒子を含まず、主に炭素、水素、酸素で構成されるため人体軟部組織の組成に近い。このため、RGF で問題となるエネルギー依存性が小さい。

RCF の着色は図 7.15 に示すように放射線感受性単量体（モノマー）に放射線を照射することで化学反応し、開環重合して重合体（ポリマー）構造となり、無色透明な物質が青色に変色する現象（ラジオクロミック現象）を利用している。^{3)~11)}

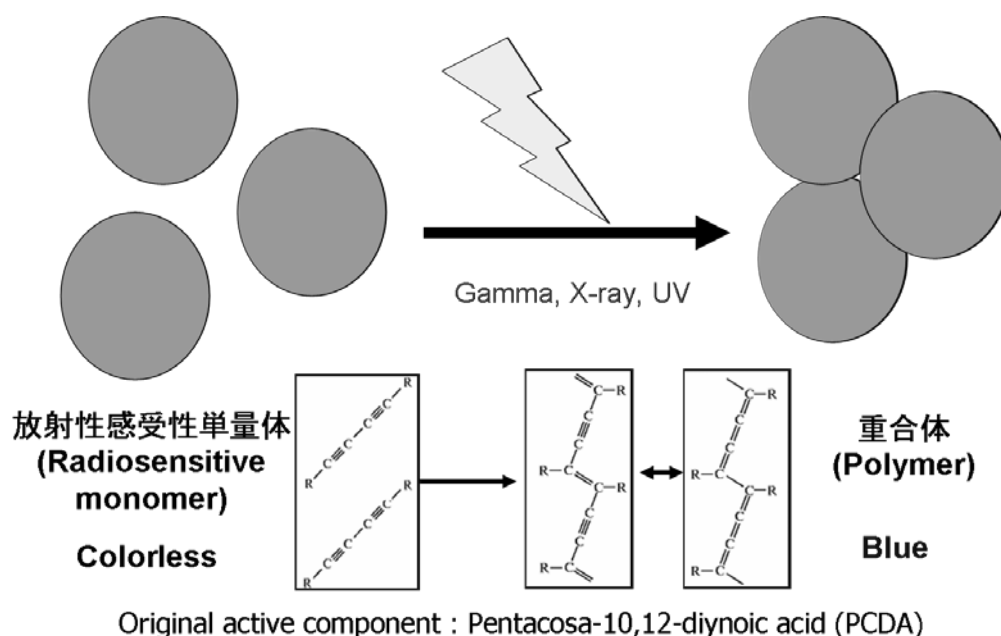


図 7.15 ラジオクロミック現象の概念図

7.3.3.1. GAFCHROMIC®フィルムの特性

GAFCHROMIC®フィルム（以下 GAF）は米国の ISP 社が開発した医療用の RCF である。現在市販されている主な GAF を表 7.4 に示す。GAF は診断エネルギー（kV）領域と治療エネルギー（MV）領域の 2 種類に分類でき、GAFCHROMIC® RTQA2（以下 RTQA2）と GAFCHROMIC® EBT2（以下 EBT2）が治療エネルギー領域に対応している。従来の GAF と比較して、新しいタイプは放射線に対して高感度となるよう改良されている。低感度の GAF は現在でもガンマナイフの線量測定などに利用されている。

EBT2 は透過型フィルムで IMRT の線量検証などの定量的評価を目的に、RTQA2 は反射型フィルムで幾何学的 QA などの定性的評価を目的に開発された。これらは 2009 年から市販され、それぞれ EBT や RTQA の後継モデルである。EBT は青色であったが EBT2 は黄色のフィルムとなっている。

図 7.16 に RTQA、EBT および EBT2 の構成図を示す。共通するのは、ラジオクロミック現象を呈する有感層（Active layer）の組成である。RTQA と EBT は有感層の厚みと層数が同じであるが、EBT2 は有感層の厚みが従来比で約 2 倍（30 μm ）となり、有感層が 1 層となった。RTQA

は白色ポリエステルをベースに有感層があり，黄色ポリエステルでラミネートされた非対称構造である．EBT は Surface layer を中心に二層の有感層があり，表面は透明ポリエステルでラミネートされた対称構造である．EBT2 では厚さ 175 μm のポリエステルをベースとして有感層と接着層（Adhesive layer）が存在し，ポリエステルでラミネート加工された非対称構造である．このため，EBT2 は表裏依存性やスキャン設定の注意点が EBT と異なる可能性がある．EBT2 の使用上の注意点および特性については 7.3.3.2 に示す．

図 7.17 に MD-55 と EBT の有感層を電子顕微鏡で観察したものを示す．MD-55 では球状に近いが，EBT では針状の構造になっている．EBT は直径 1～2 μm ，長さ 15 μm 程度の感応物質が均一に配列されているため，粒状性が大幅に改善されている．

GAF の利点の一つとしてエネルギー依存性が小さいことが挙げられる．図 7.18 はエネルギーに対する水/フィルムの質量エネルギー吸収係数比 $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{Film}}^{\text{water}}$ および水/フィルムの制限質量衝突阻止能比 $(L/\rho)_{\text{Film}}^{\text{water}}$ を示す．1 MeV から 10 MeV の範囲において， $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{Kodak}}^{\text{water}}$ は 1.1 から 0.7 まで変化しているのに対し， $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{EBT}}^{\text{water}}$ はほぼ一定の値を保っている．同様に， $(L/\rho)_{\text{Film}}^{\text{water}}$ についても RGF と比較して RCF は変化が小さいことが観察できる．

表 7.4 市販されているガフクロミックフィルムの特性

	MD-V2-55	XR-RV2	XR-QA2	XR-CT	RTQA2	EBT2
枚数/箱	5	25	10	50	25	25
サイズ [cm x cm]	14 x 15	35.5 x 42.5	25.5 x 20.5	12 x 1.75	25.5 x 25.5	25.5 x 20.5
測定可能 線量域	2 - 100 Gy	1 - 5000 cGy	0.2 - 50 cGy	0.1 - 20 cGy	2 - 800 cGy	1 - 1000 cGy
対応線質	30 keV - 30 MeV		20 - 200 kVp		数 keV - 数 MeV	

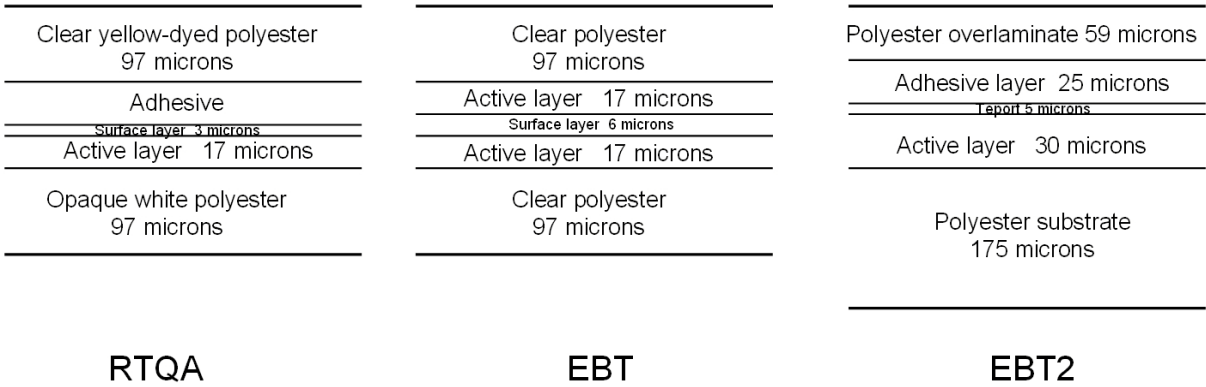


図 7.16 ガフクロミックフィルムの構造

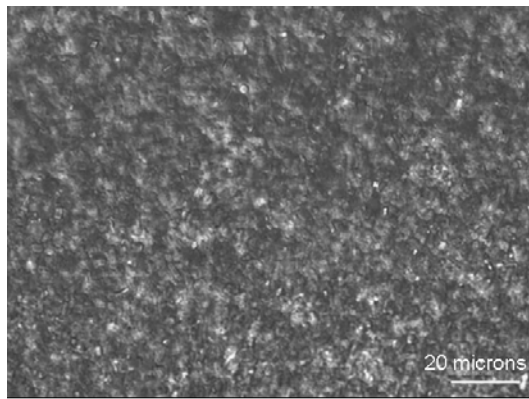
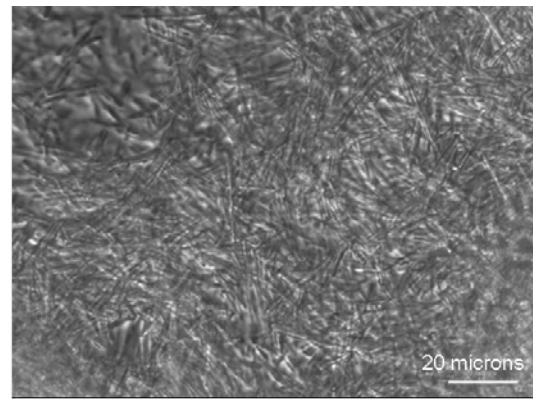
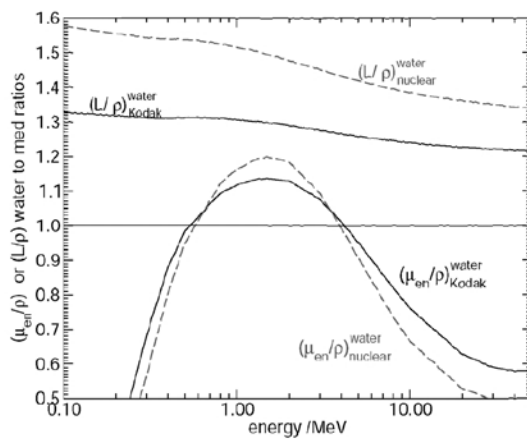
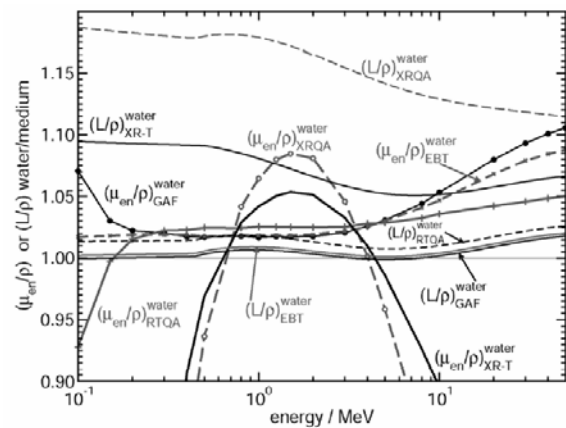
**MD-55****EBT**

図 7.17 電子顕微鏡で観た MD-55 と EBT の有感層の構造の違い.



(a) RGF



(b) RCF

図 7.18 水に対する質量エネルギー吸収係数比と質量衝突阻止能比¹²⁾

7.3.3.2. EBT2 の特性

EBT2 の特性について、ISP 社によると、1) 黄色ベースの透過型フィルムで線量投与に対する反応の再現性が良い、2) keV から MeV までの広いエネルギーに対応しておりエネルギー依存性が小さい、3) 白色光（紫外線含む）に対する許容が大きい、4) 切断時に断端のダメージが少ない、とされている。

EBT2 は EBT の後継モデルであり、特性は EBT に準ずる。そのため EBT2 の使用上の注意点は EBT と同様と考えてよい。実際に EBT および EBT2 の比較試験を行った結果、フィルム本来の均質性は EBT と EBT2 それぞれ 1.2% と 1.3% であり EBT のほうが優れていたが、そのほかの不確かさについては EBT フィルムと相違なかった。これまで多くの研究者が、EBT の基礎特性と IMRT 線量検証における有用性を報告している^{14)~19)}。ここでは EBT または EBT2 について、以下の注意すべき特性を解説する。その他の報告は付録に列挙する。

- (1) GAF の吸収スペクトルによる測定可能線量の相違
- (2) エネルギー特性

(3) 水の浸潤

(4) スキャン

(1) GAF の吸収スペクトルによる測定可能線量の相違

GAF の吸収スペクトルの特性のため、スキャン時に選択される RGB 成分で特性曲線の形状が異なる。EBT の吸収スペクトルのピークの波長は 635 nm であるため、赤色成分を利用することでダイナミックレンジが広く高精度な測定が可能である²⁰⁾。Devic ら²¹⁾は EBT を用いた線量測定において RGB の各成分についてダイナミックレンジの最適化を行い、1.5%未満の標準不確かさで赤色成分では 0 - 4 Gy、緑色では 4 - 50 Gy、青色は 50 Gy 以上に対応した測定ができるとしている。Marker dye の吸収スペクトルが 400 - 450 nm に存在することを除いて、この特性は EBT2 も同様である。Marker dye とは、紫外線などによる影響を低減するために付加された色素である。しかし Marker dye の吸収スペクトルは照射前後で変化しないため、実際には有感層の吸収スペクトルの変化、すなわち照射後には赤色成分の吸収スペクトルの上昇のみが反映する (図 7.19)。

またフィルム断面が非対称であるため、表面からのスキャンと裏面からのスキャンで濃度が異なる可能性がある。図 7.20 に EBT2 を赤色成分と緑色成分について、それぞれ表裏でスキャンして得た特性曲線を示す。表裏による違いはおよそ 1%であった。ベース濃度では緑色成分が高かったが、読み取り感度は赤色成分のほうが高いため、両者の特性曲線は途中で交差している。したがって赤色成分を利用することで、特性曲線の再現性は向上できると考えられる。

最近では赤色成分を青色成分で除すことでノイズを除去する方法が考案されている²²⁾。この手法は、EBT2 が採用した Marker dye の特性を利用したもので、吸収スペクトルのピーク波長が存在する赤色成分での取得値は、線量応答を大きく反映した値であるが、フィルムの不均質によるノイズも含まれている。これに対して青色成分は Marker dye の存在するスペクトル領域であり、線量応答の影響は極めて小さい。この特性を利用して赤色成分を青色成分で除することでフィルム自身の不均質を差分して、線量応答を選択的に反映することができる。

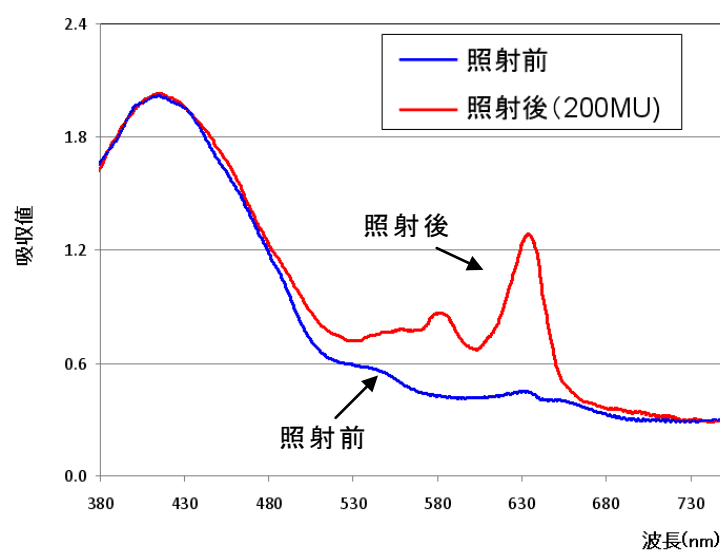


図 7.19 EBT2 の光吸収スペクトル

[中部放射線治療技術・治療物理勉強会 (CRTTPG) の実験結果]

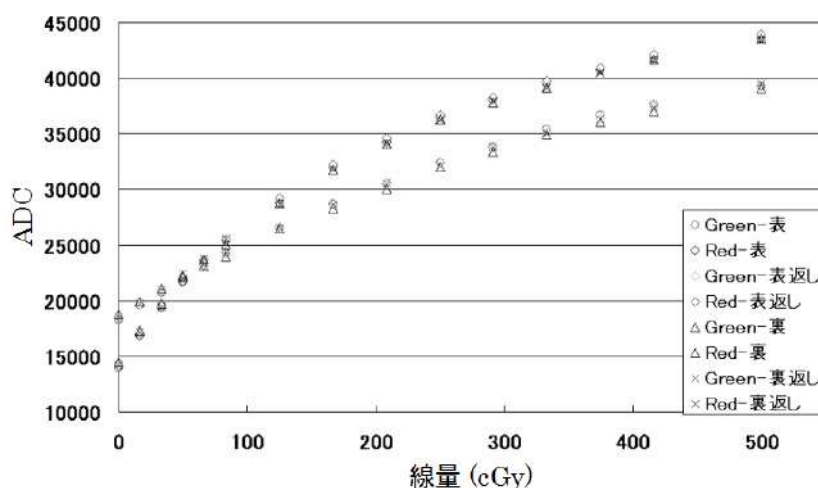


図 7.20 取得方法による EBT2 の特性曲線の相違 (CRTTPG 実験結果)

(2) エネルギー依存性

表 7.5 に示すように EBT2 は EBT と同様に水素、窒素、炭素、酸素などの元素で構成されている。EBT と異なり、EBT2 はカリウムと臭素が微量に加わっている。EBT および EBT2 の実効原子番号はそれぞれ 6.98 と 6.84 である。これは水の実効原子番号が約 7.3 であることを考えると人体に近い組成である。したがって、ハロゲン化銀の感光作用を利用する RGF よりもエネルギー依存性が小さい。

従来の HD-810 や MD-55 では、炭素、水素、窒素および酸素のみで構成されていたため、MV レベルと比較して kV レベルの光子線に対する感度が約 25%低下する問題があった。しかし、EBT2 では塩素やカリウムなどが加わり、さらに有感層の組成の改善によって光電吸収断面積が引き上げられたためエネルギー依存性が改善されている。図 7.21 に 120, 180 kVp および 6 MV 光子線を EBT2 に照射したときの特性曲線を示す。HD-810 や MD-55 と同様に kV レベルの放射線に対する感度は低下しているが、違いは 10%程度である。図 7.22 は 4 MV から 18 MV 光子線で得られた EBT2 の特性曲線である。治療領域の 6 MV と 18 MV においても特性曲線の相違は 2%未満であった。

表 7.5 ラジオクロミックフィルムの構成元素の質量比。

	ρ [g/cm ³]	Composition [Atom%]									Z_{eff}
		H	Li	C	N	O	Cl	K	Br	Ag	
EBT	1.1	39.7	0.3	42.3	1.1	16.2	0.3	0	0	0	6.98
EBT2	1.2	40.85	0.1	42.37	0.01	16.59	0.04	0.01	0.01	0	6.84

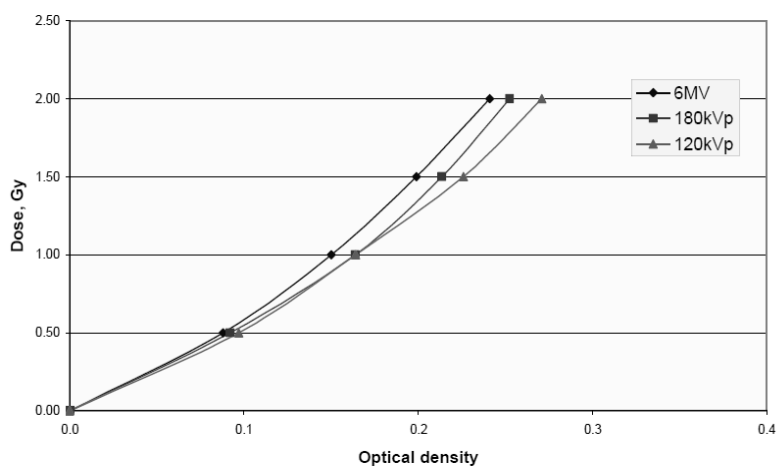


図 7.21 治療および診断領域の光子線で取得した EBT2 の特性曲線 ²²⁾

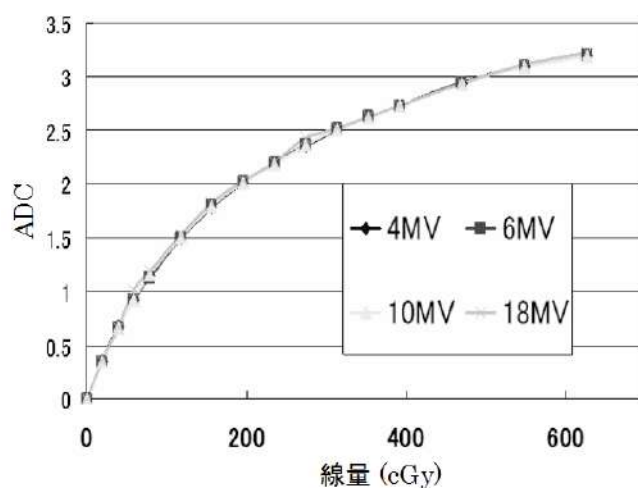


図 7.22 各光子エネルギーで取得した EBT2 の特性曲線 (CRTTPG 実験結果)

(3) 水の浸潤

水が浸潤した領域の有感層は白濁色に変色するため測定精度に影響を与える。図 7.23 は EBT と EBT2 の水の浸潤速度の比較を示す。EBT は有感層と表面の Topcoat の接合素材に天然ポリマーを採用したが、EBT2 は合成ポリマーを使用している。合成ポリマーは天然ポリマーと比較して構成が安定しているため水の浸潤が低減できる。よって、EBT2 は水中でも長時間にわたり使用可能である。

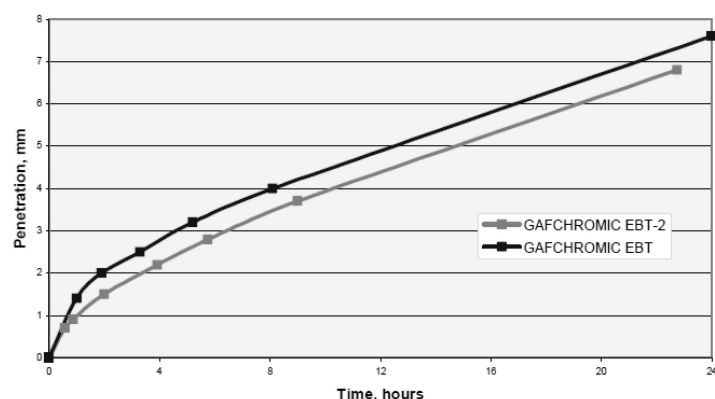


図 7.23 EBT と EBT2 の水中使用における水の浸潤度の相違 ²²⁾

7.3.3.3. RTQA2 の特性

EBT2 が透過型フィルムであるのに対し、RTQA2 は反射型フィルムである。RTQA2 は RTQA の後継モデルであり、図 7.24 に示すような放射線治療装置の幾何学的な品質管理を目的として製造されたフィルムである。しかし後述する特性から判断すると、メーカーの意見とは異なるが IMRT の線量分布検証にも利用できると思われる。

図 7.25 に RTQA2 の 6 MV と 18 MV 光子線を用いて赤色成分を抽出して作成した特性曲線を示す。RTQA2 は EBT2 と同様にダイナミックレンジが広く、直線性が高いことが観察できる。図 7.26 に 6 MV の光子線で取得した EBT2 と RTQA2 の特性曲線を示す。RTQA2 は EBT2 より線量と濃度の直線性では劣るが、多用される 3 Gy 付近までは EBT2 の赤色成分と同程度のダイナミックレンジを有する。

RTQA2 は EBT2 と同じ有感層であるため、エネルギー依存性は小さく感度も同程度である。図 7.27 に各光子エネルギーにおける RTQA の特性曲線を示す。エネルギーによる相違は、50 cGy から 150 cGy の範囲で最も大きかったが 3%未満であった。RTQA2 は RTQA と類似する構造であるため、同様の特性を有すると考えられる。この他に、RTQA2 は EBT2 より薄く、切断加工しやすい利点がある。しかしながら、低線量領域での反応再現性は EBT2 より劣るので注意が必要である。

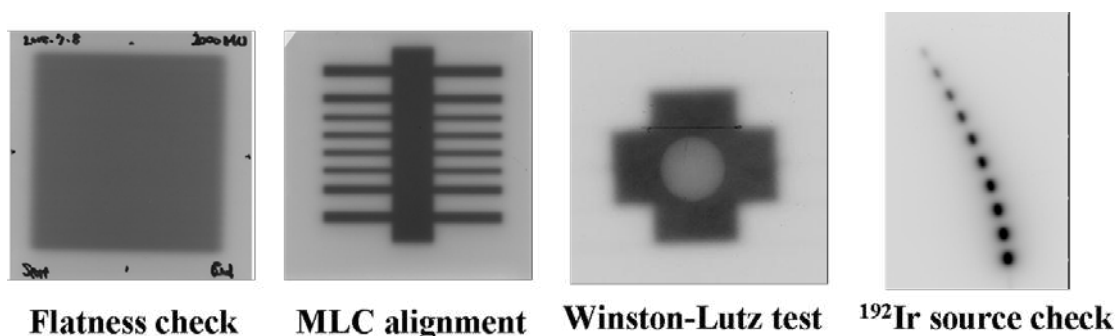


図 7.24 RTQA2 の使用用途の一例

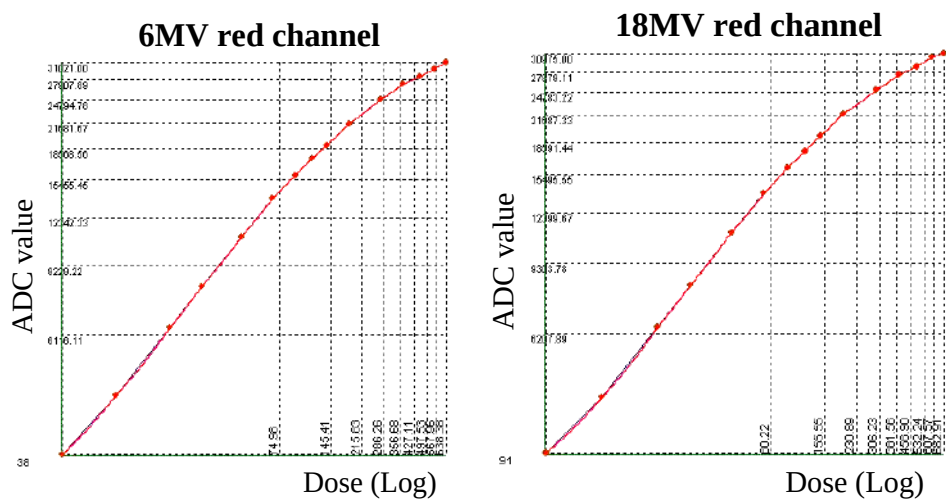


図 7.25 RTQA2 の特性曲線（CRTTPG 実験結果）

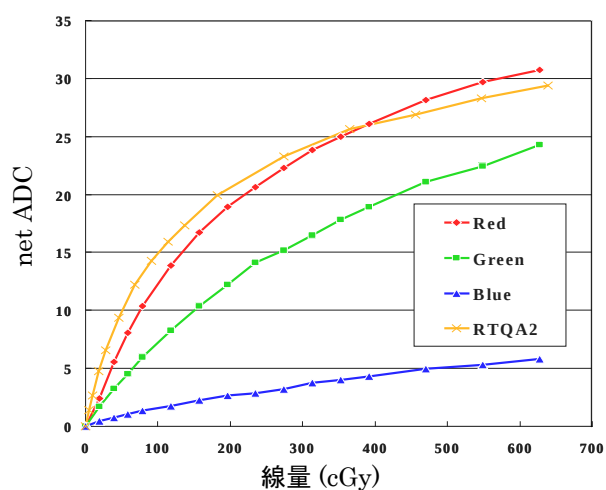


図 7.26 EBT2（各色成分；Red, Green, Blue）と RTQA2（赤色成分）の特性曲線

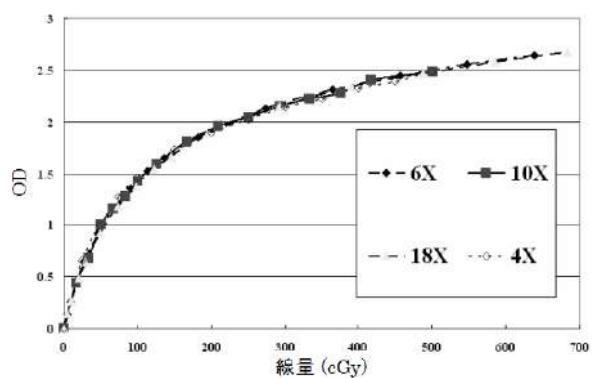


図 7.27 光子エネルギーによる RTQA の特性曲線の相違.

7.3.3.4. 照射後の濃度上昇

RCFには照射後に徐々に濃度が上昇する現象（Post-exposure density growth）がある．EBT2とRTQA2は照射後2時間で濃度上昇の95%が生じ，およそ6時間で飽和するとされている．この影響を低減するために，1) 濃度が安定（飽和）するまで待機すること，2) 全てのフィルムにおいて照射からスキャンまでの経過時間が等しくなるよう調整すること，が重要である．図7.28はHSおよびEBT2の照射後の濃度上昇を示す．HSはEBT2より濃度安定までに時間を要する．

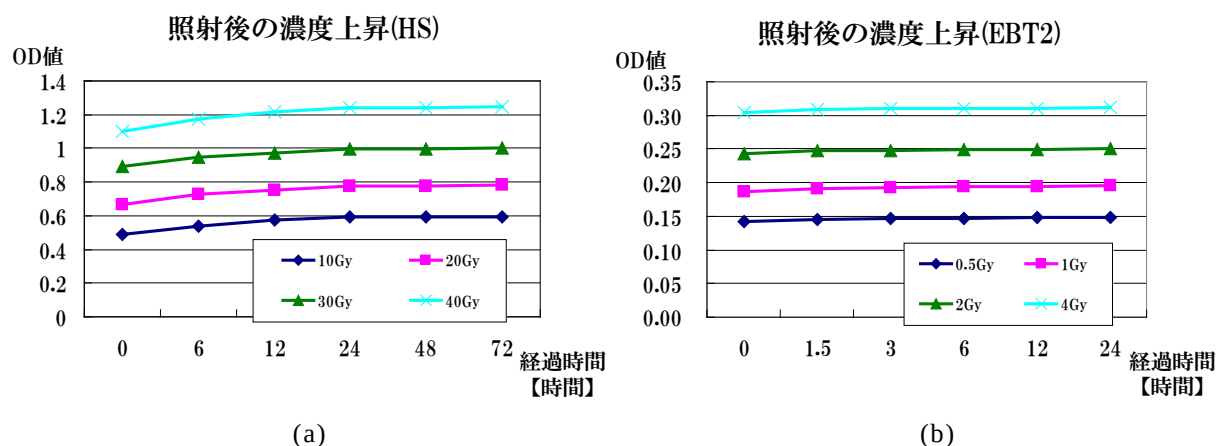


図 7.28 HS (a) と EBT2 (b) の照射後濃度上昇現象の比較（CRTTPG 実験結果）

7.3.4. 線量測定の不確かさ

RCFを用いた線量測定における不確かさは，フィルム自身の特性に由来する項目とスキャンに由来する項目に分類される．特にスキャン時の不確かさが大きく，線量測定精度に大きく影響する．以下に各項目の不確かさの要因を示す．モアレアーチファクトはフィルムの階層間での密度が影響するため前者に分類されても良いが，スキャナの設定により低減できるため後者とした．

(1) フィルム特性に由来する項目

- ・フィルムの不均質
- ・製造ロット番号間での違い
- ・製造ロット番号内での違い
- ・特性曲線の精度
- ・切断断端の階層剥離による不均質
- ・照射後の濃度上昇の影響

(2) スキャンに由来する項目

- ・スキャナタイプの違い
- ・スキャナ位置依存性
- ・モアレアーチファクト
- ・スキャナ設定の違いによる取得値のばらつき
- ・スキャナ使用時の環境による取得値のばらつき

ここで、スキャンに関する項目は 7.4 節を参照されたい。Buttum ら²³⁾は RCF を使用する際に統一したプロトコルを用いても全体として 2%程度の不確かさがあると報告している(表 7.6)。

表 7.6 EBT での線量測定の不確かさの推定²²⁾。

不確定要素	相対不確かさ % (1SD)
スキャナ依存性	0.3%
スキャン位置依存性	1.0%以内
スキャンモード依存性	1.0%以内
OD-Dose の正確性	0.5%
製造ロット番号内のばらつき	0.5%
製造ロット番号間のばらつき	0.2%
バックグラウンドのばらつき	0.5%
エネルギー依存性	0.5%
角度依存性	0.5%
フィルム本来の不均質	1.1%

7.3.5. 付録

7.3.5.1. ラジオクロミックフィルムの歴史と変遷

ラジオクロミック現象の発見は古く、1960 年代から物質化学の領域で利用されてきた²⁴⁾。1980 年代には、放射線感受性単量体を薄層コーティングすることによってフィルム線量計として使用され、1990 年代に ISP 社(米国)が開発した GAFCHROMIC® film の登場によって医療界でも広く認知されるようになった。

日本で RCF が使用された当初は感度が低く、青色に染色するには高線量を投与する必要があった。また使用方法がある程度確立していた RGF と比較して、RCF は照射後濃度上昇効果、スキャン時の方向依存性およびフィルム自体の不均質などの問題があったため、RCF を利用しないユーザーも多かった。また高価であったことも普及するに至らなかった原因と考えられる。AAPM report No.63 は当時 RCF の主流であった GAFCHROMIC® MD-55 や GAFCHROMIC® HD-810 を中心に基礎特性と使用法が細かく記載されており、RCF の使用上の注意点が多いことを認識させる²⁵⁾。

図 7.29 に示すように、1990 年代から 10 年余りの間にフィルムの構造、有感層の組成変更、透過型や反射型のフィルムの登場という流れで複数のフィルムが登場した。スキャナも依然に光電子増倍管を用いたドラム式スキャナが主流であった²⁶⁾。しかし、現在ではシリコンフォトダイオードの機能向上やカラーフィルタリング機能の充実などにより、読み取り精度が向上したリニアイメージセンサタイプが主流となっている²⁷⁾。これら使用環境の変化や、放射線治療領域のエネルギーにおける取り扱いの向上および医療現場のデジタル化への要望によって、RGF に代わり RCF の使用頻度が増している。

EBTは有感層の構成を変更することで高感度としたフィルムであり、低感度であったHSの約10倍の感度を有する。また最大吸収波長はHSの671 nmからEBTでは636 nmにシフトした。後にDevicらは4種類のGAF (HD-810, MD-55, HS, EBT) についてその吸収スペクトルと感度を調査した(図7.30)。彼らの研究によると4種類のモデルの中でHD-810の感度が一番低く、MD-55, HS, EBTと後発モデルになるにつれ高感度であったと報告している。なかでもHSとEBTの感度はそれぞれ0.06233 OD un/Gyと0.52333 OD un/Gyであり、EBTはHSの8-9倍の感度を示した。最大吸収波長は、HSで673 nm, EBTで635 nmを示し、ISP社の公表コメントに概ね一致している²⁰⁾。EBT以降のモデルでは高感度型が主流であり、EBT2およびRTQA2も同様に感度が高い。

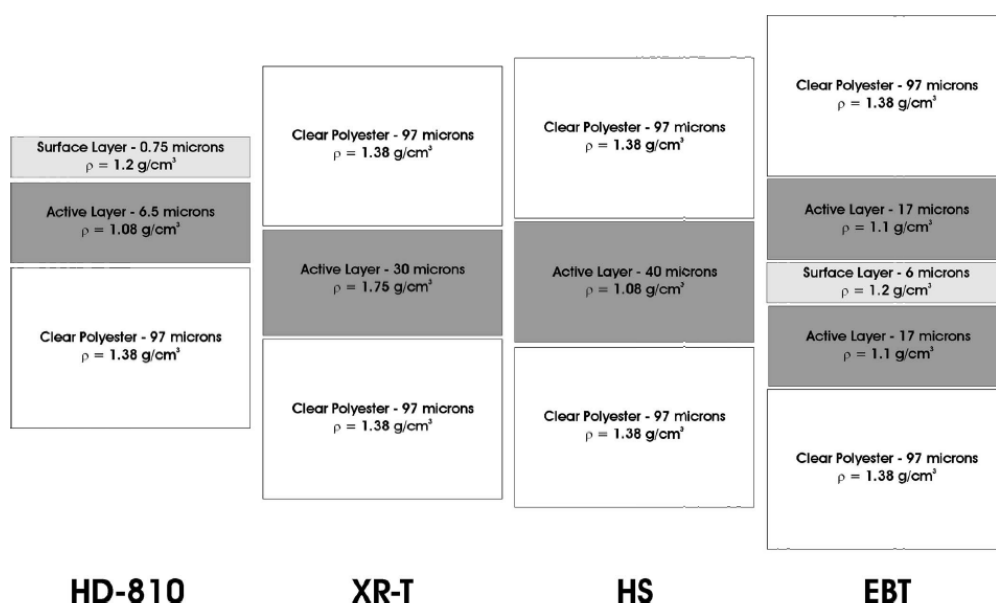


図 7.29 ガフクロミックフィルムの変遷

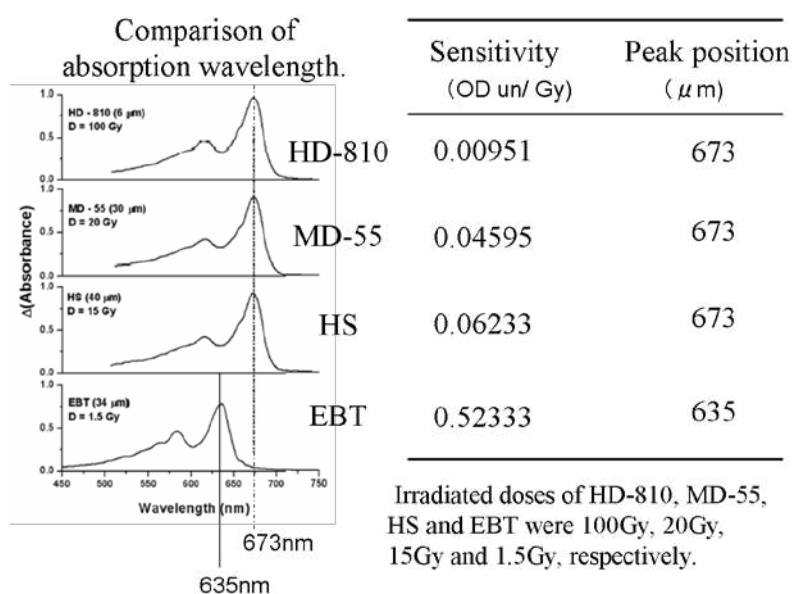


図 7.30 各種ガフクロミックフィルムの吸収スペクトルと感度の違い。

7.3.5.2. 高感度型フィルムの種々の測定への応用

EBT は IMRT の線量検証だけでなく、さまざまな用途で放射線治療の線量測定に使用されている。Butson らは光子線による外部照射において治療寝台による線量上昇および皮膚線量の測定を²⁸⁾、Su らは全身照射における皮膚線量の測定をそれぞれ EBT で行っている²⁹⁾。また、Nioutsikou らは CyberKnife を用いた呼吸追跡照射の検証として EBT を使用し、腫瘍と胸壁の位相の検証を行なっている³⁰⁾。Gerbi らは電子線に対する EBT の基礎特性を報告しており³¹⁾、Bufacchi ら³²⁾や Lightfoot ら³³⁾は EBT を用いて全身電子線照射の線量測定を行なっている。また、Poon らは EBT を用いて小線源治療における有用性をモンテカルロコードの一つである GEANT4 と比較することによって示した³⁴⁾。Chiu-Tsao らは EBT を用いた Cs 小線源治療の検証を行なった³⁵⁾。Le らは術中小線源治療における検証を行なっている³⁶⁾。

このように EBT フィルムは光子線外部照射のみでなく、小線源治療の検証にも使用できることが実証されている。EBT2 に関する論文はまだ少ないが、EBT と同様に幅広い分野に応用できるであろう。

参考文献

1. Ferreira BC, Lopes MC and Capela M: Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 54: 1073-1085, 2009
2. Pai S, Das IJ, Dempsey JF, et al.: TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med. Phys.* 34: 2228-2258, 2007
3. Abdel RF, Abdel AS and Abdel AAF: A radiochromic dye film for UV dosimetry. *J. Photochem. Photobiol.* 64: 123-131, 1992
4. Humpherys KC, Wilde WO and Kantz AD: An opti-chromic dosimetry system for radiation processing of food. *Radiat. Phys. Chem.* 22: 291-294, 1985
5. Milller A, Bataberg W and Karman W: A new radiochromic thin-film dosimeter system. *Radiat. Phys. Chem.* 31: 491-496, 1988
6. Saylor MC, Tamargo TT, McLaughlin WL, et al.: A thin film recording medium for use in food irradiation. *Radiat. Phys. Chem.* 31: 529-536, 1988
7. Buenfil AE and Brandan ME: Pre-irradiation storage effect on the response of a radiochromic film dosimeter. *Radiat. Phys. Chem.* 34: 769-770, 1989
8. Janovsky I and Mehta K: The effects of humidity on the response of radiochromic film dosimeters FWT-60-00 and GAFCHROMIC-DM-1260. *Radiat. Phys. Chem.* 43: 407-409, 1994
9. Gehringer P, Eschweiler H and Proksch E: Dose rate and humidity effects on the γ -radiation response of nylon-based radiochromic film dosimeters. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 31: 595-605, 1980
10. Akhavan A, Sohrabpour M and Sharifzadeh M: Preparation of a new chemical radiochromic film dosimeter. *Radiat. Phys. Chem.* 63: 773-775, 2002
11. Xie L, Dai J, Wang P, et al.: Dosimetry and application of the alanine-polymer film dosimeter. *Radiat. Phys. Chem.* 63: 817-820, 2002
12. Rogers DWO: Stopping-Power Ratios, Ratios of Mass-Energy Absorption Coefficients and

- CSDA Ranges of Electrons, Appendix A in: Rogers DWO and Cygler J eds., AAPM Medical Physics Monograph No. 34, Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy. 1083-1101, 2009, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA
13. Hayashi N, Kawachi T, Tohyama N, et al.: Characteristics of new radiochromic film (RCF) and specific patient IMRT QA with RCF: A translational research in CMPFG working group. Jpn. J. Med. Phys. Vol. 30 Suppl p426-427, 2010.
 14. Soares CG: New developments in radiochromic film dosimetry. Radiat. Prot. Dosimetry. 120: 100-106, 2006
 15. Chiu-Tsao ST, Ho Y, Shankar R, et al.: Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. Med. Phys. 32: 3350-3354, 2005
 16. Todorovic M, Fischer M, Cremers F, et al.: Evaluation of Gafchromic EBT prototype B for external beam dose verification. Med. Phys. 33:1321-1328, 2006
 17. Wilcox E, Daskalov G and Nedialkova L: Comparison of the Epson expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 Dosimetry PRO film scanners for use in IMRT dosimetry using gafchromic and radiographic film. Med. Phys. 34: 41-48, 2007
 18. Sankar A, Ayyangar KM and Nehru RM: Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. Med. Dosim. 31: 273-282, 2006
 19. Wilcox EE, Daskalov GM, Pavlonnis G, et al.: Dosimetric verification of intensity modulated radiation therapy of 172 patients treated for various disease sites: comparison of EBT film dosimetry, ion chamber measurements, and independent MU calculations. Med. Dosim. 33: 303-309, 2008
 20. Devic S, Tomic N, Pang Z, et al.: Absorption spectroscopy of EBT model GAFCHROMIC film. Med. Phys. 34: 112-118, 2007
 21. Devic S, Tomic N, Soares CG, et al.: Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. Med. Phys. 36: 429-437, 2009
 22. International Specialty Products: GAFCHROMIC® EBT2 white paper. ISP, Wayne, NJ, 2009
 23. van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, et al.: Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6 MV photon beam in water: what level is achievable? Med. Phys. 35: 704-716, 2008.
 24. Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, et al.: "Radiochromic film for medical radiation dosimetry." Materials Science and Engineering R41: 61-120, 2003.
 25. Nirroomand-rad A, Backwell 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: 2093-2115, 1998
 26. 応用物理学会光学談話会編：色の性質と技術. 朝倉書店, 1986
 27. 洪博哲：お話・カラー画像処理. CQ 出版, 1999
 28. Butson BJ, Cheung T and Yu PKN: Megavoltage x-ray skin dose variation with an angle using grid carbon fibre couch tops. Phys. Med. Biol. 52: N485-92, 2007
 29. Su FC, Shi CY and Papanikolaou N: Clinical application of GAFCHROMIC® EBT film for in

- vivo dose measurements of total body irradiation radiotherapy. *Appl. Radiat. Isot.* 66: 389-394, 2007
30. Nioutsikou E, Seppenwoolde Y, Symonds-Tayler R, et al.: Dosimetric investigation of lung tumor motion compensation with a robotic respiratory tracking system: an experimental study. *Med. Phys.* 35: 1232-1240, 2008
 31. Gerbi BJ and Han EY: The response of RadioChromic EBT film in high-energy electron beams. *Appl. Radiat. Isot.* 65: 1187-1192, 2007
 32. Bufacchi A, Carosi A, Adorante N, et al.: In vivo EBT radiochromic film dosimetry of electron beam for Total Skin Electron Therapy (TSET). *Phys. Med. Biol.* 23: 67-72, 2007
 33. Lightfoot D: Total skin electron beam commissioning with EBT film. *Med. Phys.* 33: 2146-2146, 2006
 34. Poon E, Reniers B, Devic S, et al.: Dosimetric characterization of a novel intracavitary mold applicator for ^{192}Ir high dose endorectal brachytherapy treatment. *Med. Phys.* 33: 4515-4526, 2006
 35. Chiu-Tsao S, Hanjey J, Napoli J, et al.: Determination of TG-43 parameters for Cs-131 model CS-1R2 seed using radiochromic EBT film dosimetry. *Med. Phys.* 34: 2450-2450, 2007
 36. Le Y, Armour E and Wong J: Evaluation of heterogeneity effect in intra-operative HDR (IOHDR) brachytherapy dose calculation using Monte Carlo simulation and GAFCHROMIC EBT film measurement. *Strahlenther. Onkol.* 84: S53-53, 2007

[林]

7.4. スキャナ

スキャナには図 7.31 に示すように、原稿を移動する形式と原稿を固定して使用する形式がある。Vidar 社製はシートフェッドスキャナ，Epson 社製は原稿固定型のフラットベッドスキャナに分類される。主なスキャナの特性を表 7.7 に示す。

フラットベッドスキャナは、反射光または透過光を使用する。反射光を用いたスキャナは安価であるが、RTQA などの反射型フィルムを用いる場合を除いて、ダイナミックレンジが小さい、フィルムの反り返りによる濃度への影響が大きい、などの理由で推奨できない。

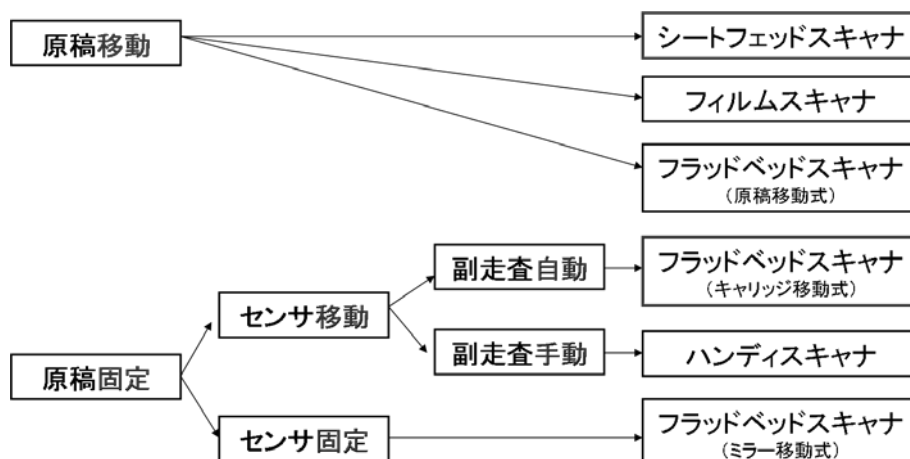


図 7.31 スキャナの種類

表 7.7 主なスキャナの特性

	Vidar VXR-12	Vidar VXR-16 DosimetryPro	EPSON 10000G
最高光学濃度 (net 値)	2.3 (測定値)	3.65 (メーカー公称値)	3.8 (メーカー公称値)
濃度階調	12 bit	16 bit	白黒 16 bit カラー各色 16bit
位置分解能	299 dpi	285 dpi	2400 dpi

7.4.1. 画像品質を決定する因子

画像品質を決定する3大因子は(1) 解像度、(2) 階調性、(3) 色再現性であり、いずれも検証結果に影響を及ぼす。

解像度とは、単位幅をいくつの点の集合として表現するかの尺度であり、画像の極め細やかさを決める因子である。単位幅に対してサンプリング数が多いほど自然に近い画質が得られる。解像度はディスプレイの場合は画面に表示するドット数で表されるが、スキャナやプリンタの

場合は1インチあたりのドット数として表され、単位は dpi (dots per inch) を用いる。

階調性とは、色の幅をどれだけ細かく段階別に示せるかの尺度であり、濃度変化の滑らかさを決める因子である。単位は bit を用い、2 の累乗数で表される。例えば 12 bit ならば 2^{12} すなわち 4096 階調であり、4096 段階の明暗の分解能があるということである。16 bit ならば 65536 階調である。スキャナで画像を読み込んだ時に濃度は ADC 値として示されるが、16 bit で読み込んだ時は ADC 値の範囲は 0 から 65535 で示される。また、カラーモードにおける 48 bit とは、各原色 (RGB など) それぞれについて 16 bit で読み込むことを示す。

フィルムによる線量測定では、線量の分解能が重要となる。線量の分解能とは、線量 (濃度) の違いをどれだけ詳細に判別できるかであり、スキャナの階調性に依存する。図 7.32 は線量と ADC 値の関係を示し、縦軸は対数表示した ADC 値、横軸は線量である。Vidar 社製 VXR-12 plus は 12 bit, EPSON 社製 ES-10000G は 16 bit の階調性を有する。VXR-12 plus は 0 - 50 cGy で ADC 値が 1500 程度の変化を示すため、約 0.03 cGy/ADC 値となる。一方で 300 - 350 cGy では、ADC 値は 20 程度しか変化しないため約 2.5 cGy/ADC 値となり線量分解能が低下する。そのため階調性の低いスキャナを使用すると、フィルムによる線量測定精度を低下させる原因となる。一方で、16 bit の階調性を有する ES-10000G は高線量であっても分解能が低下する事はなく、線量測定精度は良好である。このような図を作成することで、フィルムによる線量測定システム全体での測定可能な線量域を判断できる。

色再現性とは同じ色を伝える能力のことである。フィルムに光を当てて、反射した光を読み取る際にその光を正しく認識しなければ正しいデータとは言えない。色再現性を左右する因子に蛍光ランプの発光スペクトル、カラーフィルタリングの分光性能、リニアイメージセンサの分光感度が挙げられる。スキャナの経年変化により色再現性が劣化すると赤色スペクトルに対して高い吸収を示す RCF ではスキャン効率が低下する。同様に赤色 LED を用いたスキャナであっても、センサの分光感度が劣化すればスキャン効率は低下する。

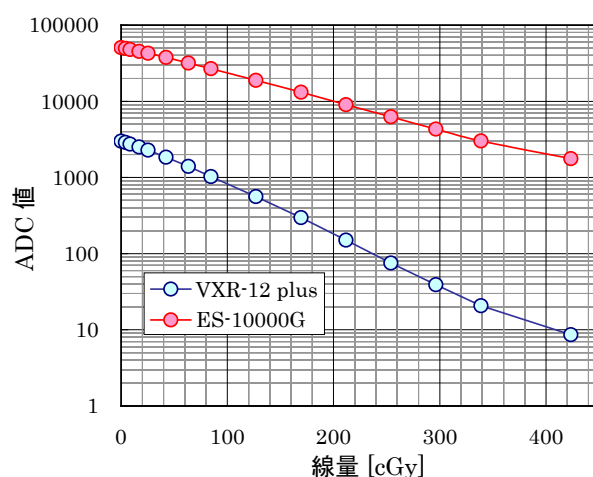


図 7.32 同じフィルムをスキャンした時の VXR-12 plus と ES-10000G の特性曲線

7.4.2. 種類による特性の相違

スキャナの種類によりフィルム濃度が変化するため注意が必要である．図 7.33¹⁾に示す通り，EDR2 では Epson と Vidar-log で一致するのに対し，EBT では Vidar-log 条件で PDD が階段状となり Epson と異なる．ただし，Vidar-linear 条件では Epson と良く一致する．Epson 社製のスキャナでは，EBT と EDR2 で差は少ない．同様に図 7.34¹⁾に IMRT の線量分布検証における解析結果の違いを示す．

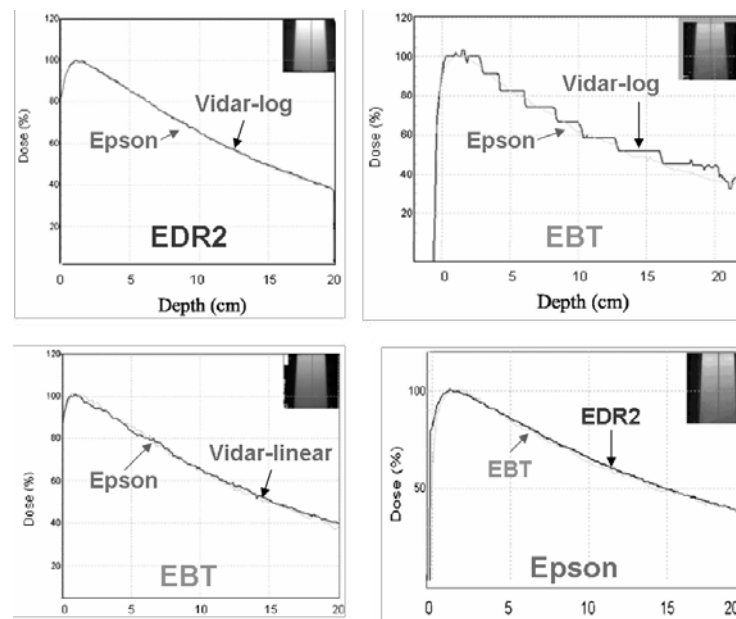


図 7.33 フィルムとスキャナの組み合わせによる PDD 曲線の相違 ¹⁾

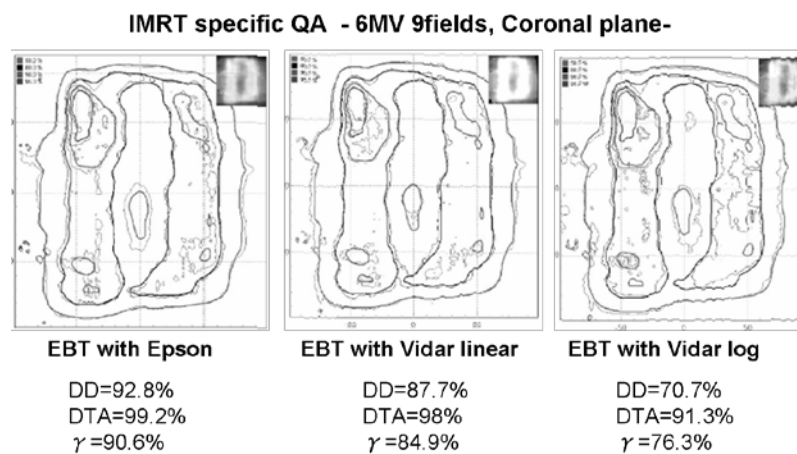


図 7.34 フィルムとスキャナの組み合わせによる，IMRT 線量分布測定結果の相違 ¹⁾

7.4.3. 解像度

スキャン解像度は画質を決定する重要な因子であり、測定結果にも影響を与える。スキャン解像度は高いほど位置分解能が向上するが、同時にデータ量の増大やノイズの増大などの欠点が生じる（図 7.35）。したがって、75 - 150 dpi を使用し、メディアン（中央値）フィルタなどを用いてノイズを除去する方法が適当であろう。

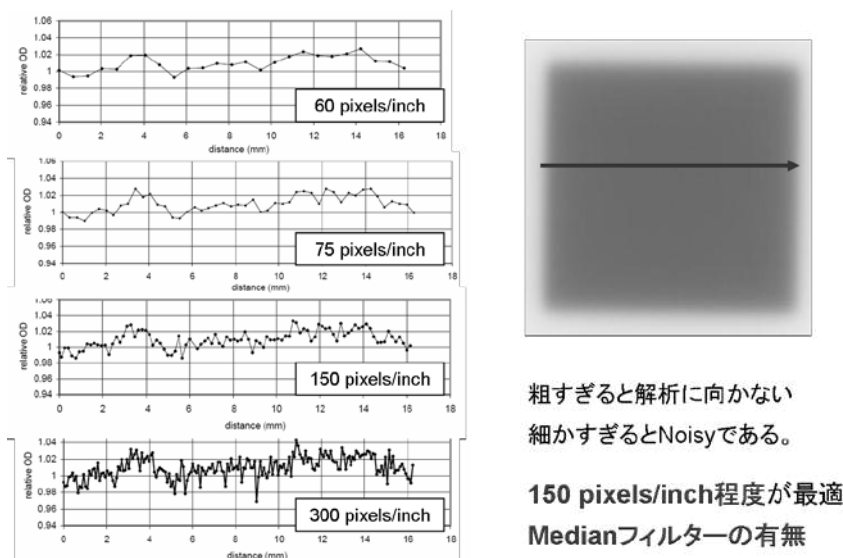


図 7.35 スキャン解像度によるプロファイルの相違（フィルタは使用していない）

7.4.4. 光の散乱によるアーチファクト

光の散乱によるアーチファクトが報告されている²⁾。これはフィルム外やフィルム内の低濃度部で散乱した光が関心領域の受光部で検出されることによって、入射光の透過度を過大評価するために生じる。したがって、小照射野や高濃度部や線量勾配が急峻な領域で重要となる。フィルム内で発生した散乱光は除去できないため補正は困難であるが、フィルム外で発生した散乱光は、遮光紙や十分に黒化したフィルムなどをスキャンするフィルムの周囲に置くことで除去することが可能である。

7.4.5. 位置依存性

特性曲線取得用フィルムと検証用フィルムはできるだけ同じ位置でスキャンする必要がある。フィルムを設置した位置によりスキャナの感度が異なるため、出力される濃度が変化することが報告されている³⁾。特に CCD タイプのスキャナで顕著である。図 7.36 に 2 種類のフラットベッドスキャナの OD 値の変化を示す³⁾。いずれのスキャナにおいても主走査方向（CCD アレイ配列方向）では、スキャナの中心から外側に向かって誤差が大きくなる。Epson の場合はシェーディング補正の影響も考えられるが、モデルによって異なるので注意されたい。また、副走査方向（CCD アレイ配列と直交方向）では読み取り始めの OD 値は大きく、遠位側になるにしたがって低下している。これらの特性は個々のスキャナで異なるため、あらかじめ確認することが必要である。

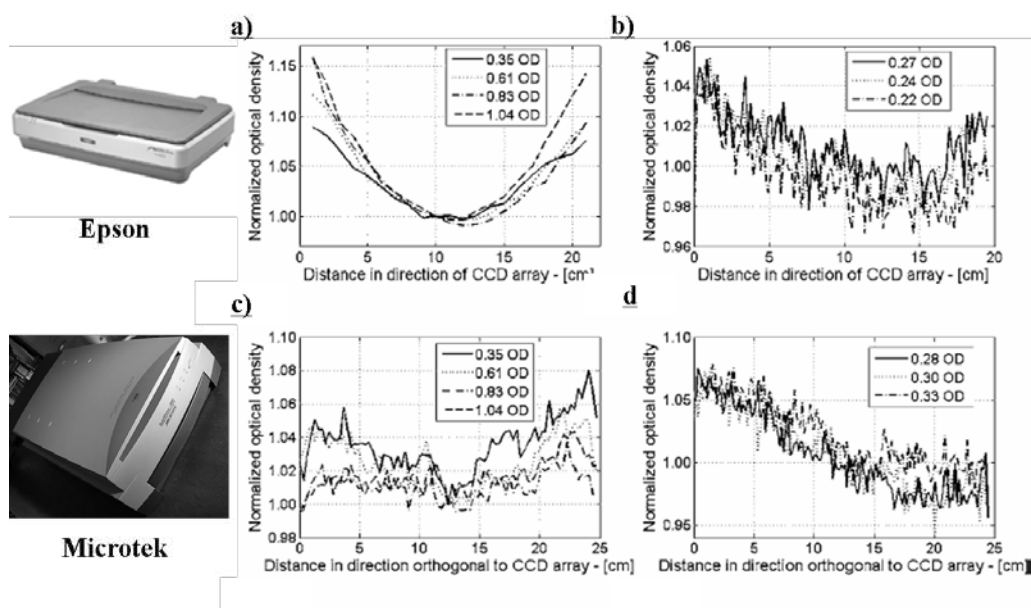


図 7.36 種々の均一な濃度のラジオクロミックフィルムをスキャンしたプロファイル³⁾

EPSON 社製 a)主走査方向, b) 副走査方向

Microtek 社製 c) 主走査方向, d) 副走査方向

7.4.6. 表面温度依存性

Lynch らは、スキャナの表面温度が OD に影響することを報告している³⁾。これは蛍光ランプの温度上昇により、CCD のシリコンフォトダイオードの温度特性が変化するために生じると推測される。図 7.37 のように、スキャナの表面温度が上がるほど、OD 値は高くなる傾向にある。また濃度のばらつきも、低線量では 7%程度、300 cGy 以上の線量では 1.5%程度まで増加したと報告している。このため、連続してスキャンを行わないなどスキャナの温度変化を低減するための工夫が必要である。

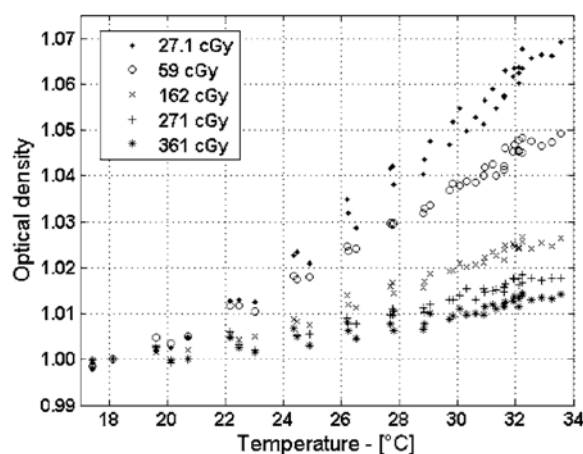


図 7.37 スキャナベッドの温度によるフィルム濃度への影響³⁾

7.4.7. 回数依存性

スキャナの出力値は、電源投入からスキャンまでの時間間隔とスキャン回数に依存する。Mersseman と De Wagter は、電源投入直後はスキャナのデジタル出力値が安定せず、フィルム濃度が徐々に上昇する傾向があるため、電源投入から安定するまで 15 分以上必要であったと報告している⁴⁾。よって、あらかじめスキャナの電源を入れておくことを推奨する。

スキャンを行うたびに濃度が変化し、安定するまで数回のスキャンを必要とするという報告がある⁵⁾。図 7.38(a)はプレビュー機能を持つスキャナ、図 7.38(b)はプレビュー機能の無い Vidar VXR-12 を使用した結果である。測定結果を安定させるため、3 回程度の予備スキャン後に検証用フィルムをスキャンすることを推奨する。

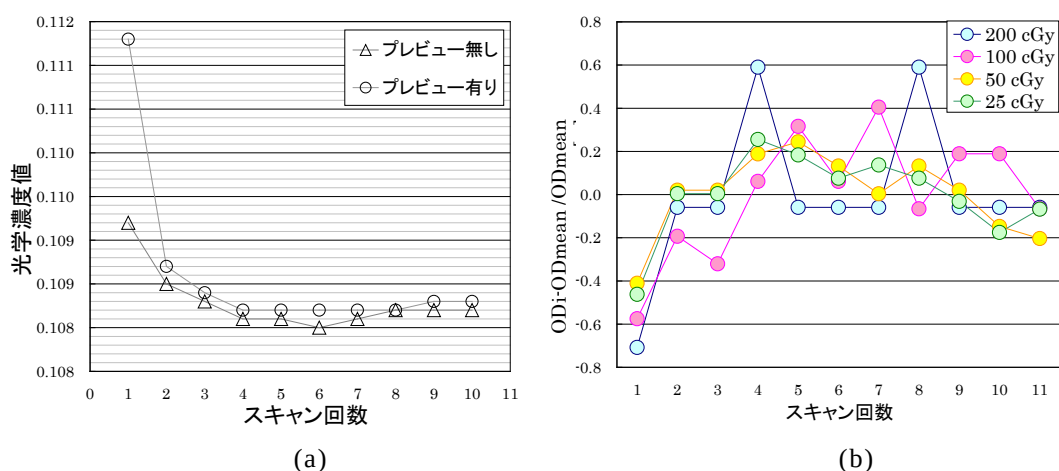


図 7.38 読み取り回数によるフィルム濃度への影響。(a)EPSON 社製⁵⁾, (b)Vidar 社製。

7.4.8. モアレ状アーチファクト (RCF のみ)

RCF では、図 7.39 に示すような光干渉性のモアレの発生に注意が必要である。この現象は偽像となるためにモアレアーチファクトと呼ばれ、測定誤差の原因となる。画像学でもモアレアーチファクトという用語があるが、この場合は画像の量子化・標本化においてサンプリング間隔を粗くして標本化処理を行なった際にエイリアシング現象によって引き起こされるもので、本項のモアレアーチファクトとは異なる。

Gluckman らは数種類の濃度測定器で比較を行い、662 nm の光源波長を示す高強度の赤外発光ダイオードを装備する濃度測定器以外では、モアレアーチファクトが発生したことを報告している⁶⁾。モアレアーチファクトは RCF の組成が異なる多層構造に起因し、各層の屈折率が異なるために境界面で部分反射が生じるためとされている。また、RCF とスキャナのガラス面(フラットベッド型スキャナの場合)での反射もモアレアーチファクトを増強させると考察している。モアレアーチファクトの発生頻度はフィルム設置面への圧力に依存し、照射線量が少ないほど影響が大きく測定誤差の原因となる。

モアレアーチファクトを低減する方法として、市販されている液晶モニタの反射防止シートをスキャナのガラス面に貼り付け、かつ適度に荷重をかけた状態でスキャンすることが有効である。また、スキャン画像の数学的処理により発生を抑制させる方法も試みられている。

Yu らは RCF に対してスキャン時の加圧なし群と加圧あり群（4.5, 11.5, 24.5, 39.5 kg）で比較検討している（図 7.40）⁷⁾。加圧による吸収スペクトルに有意差は無かったため、線量分布に顕著な差は見られなかった。しかし、フィルムを切断した端部の濃度について、加圧有りではばらつきが低減したとしている。よって、スキャン時に加圧することでフィルムの端部まで均一に圧着され、モアレアーチファクトの発生や読取誤差を減少できると考えられる。

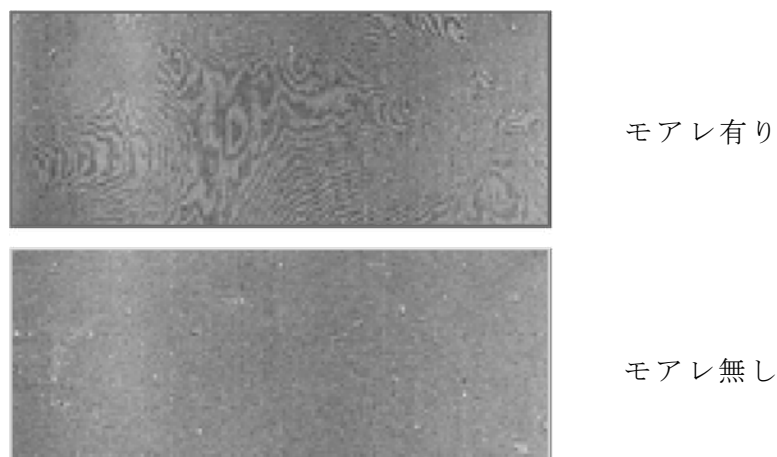


図 7.39 モアレ状アーチファクトによるスキャン画像の相違

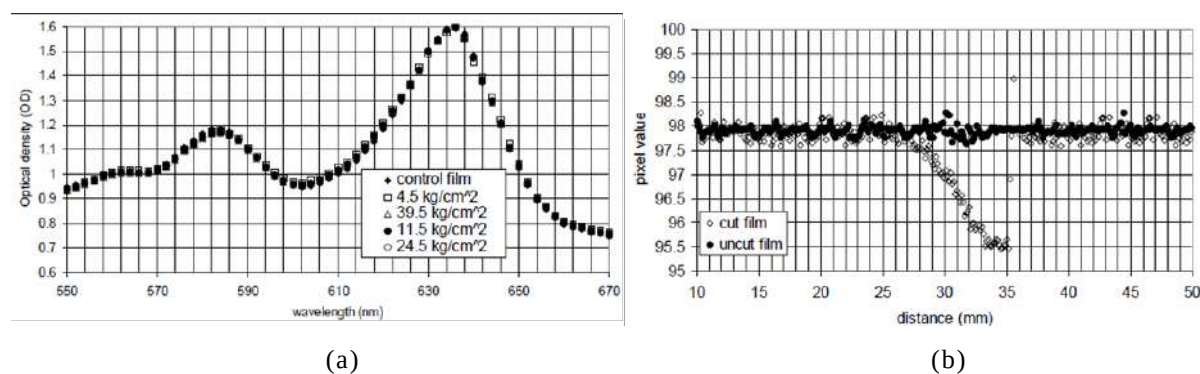


図 7.40 フラットベッドスキャナを使用した際の加圧による濃度の相違⁷⁾

(a) 加圧による光吸収スペクトルの変化

(b) 加圧による切断フィルムと非切断フィルムの端部の濃度変化の違い

7.4.9. 読取方向依存性（RCF のみ）

RCF は、スキャン時のフィルムの方向により濃度が異なるため、読み取り方向を統一する必要がある。特に、特性曲線用と検証用のフィルムで読み取り方向が異なると、測定誤差の原因となるため注意が必要である。図 7.41 は縦置き（Portrait mode）と横置き（Landscape mode）による濃度の違いを示す。一般的に、Portrait mode と比較して Landscape mode では読み取り感度が低い欠点があるが、読み取り値の安定性が良好であるという利点がある。フィルムを用い

た測定においては測定誤差を低減させることが重要であるため、フラットベッド型スキャナでは Landscape mode での読み取りを推奨する。

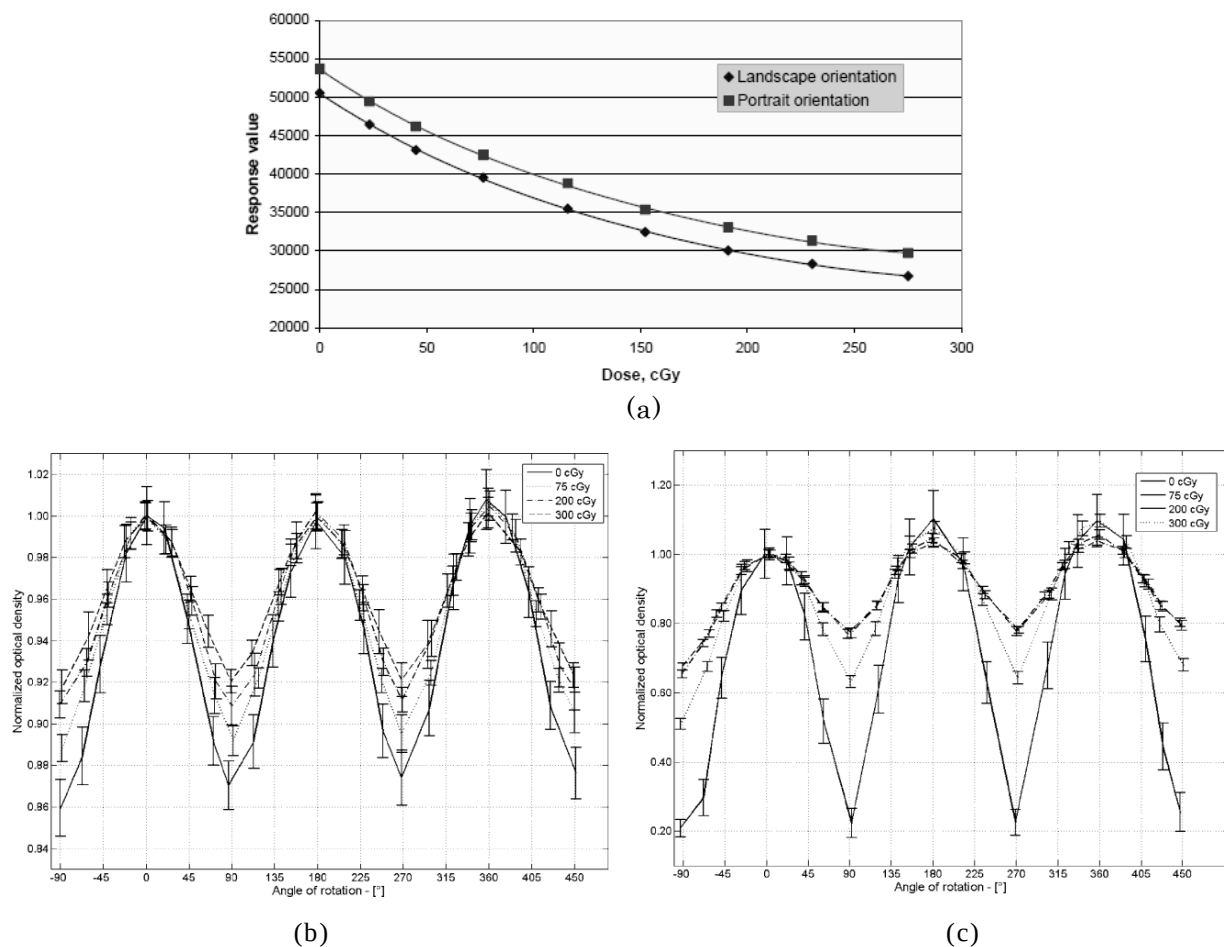


図 7.41 ラジオクロミックフィルムのスキャン方向依存性

- (a) : EBT2 における Landscape 方向と Portrait 方向での ADC 値（赤色光）の違い
- (b) : EPSON 社製フラットベッドスキャナによる読取角度依存³⁾
- (c) : Microtek 社製フラットベッドスキャナによる読取角度依存³⁾

7.4.10. 品質管理

AAPM TG-69⁸⁾ではスキャナの受入試験と品質管理について表 7.7 のように提案している。スキャナの品質保証に必要な項目が網羅されており、これを参考に自施設の品質管理プログラムを作成，実施することを推奨する。

表 7.7 AAPM TG-69 が推奨するスキヤナの QA⁸⁾

項目	手順	許容値	頻度
ウォームアップ	スキャン回数や電源投入後経過時間によるス	平均値で 2%	受入時
	キヤナ出力値の変化	ばらつきで 2%	毎年
	ウォームアップの手順を確立する		
幾何学的精度	既知の距離が記されているフィルムをスキ	局所的なずれでは 1 mm または	受入時
	ヤンして、コンピュータ上で表示される距離	10 cm にわたり 0.5 mm 以上のず	毎年
	との一致を確認する．両軸に対して行う．	れが生じる場合は修正が必要	
校正	既知の濃度のフィルムをスキャンして、スキ	最小自乗近似で、正確な OD 曲	受入時
	ヤナの出力値の偏差やばらつきを評価する．	線が再現できるように校正常数	毎年
		を決定する．	4 半期毎
干渉性模様のアーチファクトの確認	均一な濃度のフィルムをスキャンして、各濃度でのアーチファクトの程度を確認する．	使用する条件下において光学濃度で 2%.	受入時
光の散乱によるアーチファクトの確認	均一な濃度を持つフィルムのスキャン結果とその中心を円形にくりぬいたもののスキャン結果を比較し、相違を確認する．	円から 1 mm 以内のところで OD $\leq 5\%$	受入時
実効的な解像度の評価	フィルムに数本の線を書き、線間が 1 mm 程度になるまで順に幅を狭くしたものを作成し、スキャンを行う．	線の無い部分の光学濃度の増加が 5%以内	受入時
スキヤナの均一性の評価	小さくフィルムを裁断し、スキヤナの読み取り位置の中央部と端部でスキャンを行い、それぞれの濃度の相違により評価する．	スキャン位置による相違が 5% 以内でかつプロファイルが 1 mm 以内の幅で一致する．	受入時

参考文献

1. Wilcox E, Daskalov G and Nedialkova L: Comparison of the Epson Expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 dosimetry PRO film scanners for use in IMRT dosimetry using Gafchromic and radiographic film. *Med. Phys.* 34:41-48, 2007
2. 中島健雄, 山田聖, 大野吉美, 他: 汎用スキャナを用いた線量分布解析システムの有用性. *日放技会誌* 58: 833-839, 2002
3. Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, et al.: Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film. *Med. Phys.* 33: 4551-4556, 2006
4. Mersseman B and De Wagter C: Characteristics of a commercially available film digitizer and their significance for film dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 43: 1803-1812, 1998
5. Paelinck L, De Neve W and De Wagter C: Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 52: 231-242, 2007
6. Gluckman GR and Reinstein LE: Comparison of three high resolution digitizers for radiochromic film dosimetry. *Med. Phys.* 29: 1839-46, 2002
7. Yu PKN, Butson M and Cheung T: Does mechanical pressure on radiochromic film affect optical absorption and dosimetry?. *Austral. Phys. Eng. Sci. Med.* 29: 1-3, 2006
8. Pai S, Das IJ, Dempsey JF, et al.: TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med. Phys.* 34: 2228-2258, 2007

〔小島, 林〕

8 章 2 次元検出器

目次

手順

8.1. 種類と構造

8.2. 物理特性

8.2.1. 線量直線性

8.2.2. 線量率依存性

8.2.3. 再現性

8.2.4. 温度気圧依存性

8.2.5. 出力係数

8.2.6. 方向依存性

8.2.7. 体積平均効果

8.2.8. 空間分解能

8.3. 解析

8.3.1. 評価方法

8.3.2. 解析例

参考文献

《2次元検出器による線量分布検証手順》

項目	手順	参照
I. 使用前準備	(1) 2次元検出器の物理特性の確認	8.2
	(2) 3DCRT と単純な IMRT の測定・解析	
II. 測定の準備	(1) 検証プランの作成と線量分布の出力	10.2.3
	(2) 2次元検出器の搬入・設置	8.2
	(3) 測定前の温度，気圧の記録	
	(4) 素子の感度校正，線量校正，零点調整	
	(5) 動作の確認	
III. 測定・解析	(1) 各門の線量測定	8.3.1
	(2) 測定，解析	10.1
	(3) 測定後の温度，気圧の記録	10.2

使用機器

2次元検出器，温度計，気圧計
クロスキャリブレーション用電離箱線量計
固体ファントム

I. 使用前準備

- (1) 使用する前に基本的な物理特性を確認する．確認項目は 8.2 節を参考にする．
- (2) 3DCRT と単純な IMRT の測定・解析：3DCRT と単純な IMRT を用いて [例えば米国の QARC (<http://www.qarc.org/>) と RPC (<http://rpc.mdanderson.org/RPC/home.htm>) が提供している IMRT Benchmark など], 測定から解析といった一連の流れを確認し, 自施設の検証プロトコルを作成する．

II. 測定の準備

- (1) 治療計画装置で測定深における照射領域が検出器の測定範囲内にあることを確認し, 治療計画装置から測定面の線量分布を取得する．その際, 2 次元検出器の CT 画像を用いるか或いは水（均質）ファントムを用いるかは十分な検討が必要である．特に 2 次元検出器の CT 画像を用いる場合, 線量分布の計算精度によっては空気層や金属物の影響を受けやすい．次に, 線量分布の計算点間隔が何ミリで設定されているかを確認する．計算点間隔については 10.2.3 節を参考にする．
- (2) 2 次元検出器本体を治療室内の温度になじませるため, 事前に治療室に搬入しておく．
- (3) 半導体素子の感度も温度に依存するため, 測定前には必ず温度を調べる．半導体素子の温度依存性については 8.2.4 節を参考にする．
- (4) 2 次元検出器は非常に多くの素子を搭載しており, 素子間の感度を統一させるため, 感度校正を行う必要がある．ユーザで行う場合と出荷時に行われている場合がある．線量校正に関してはユーザの責任の下, 基準条件でクロスキャリブレーションを実施する．したがって, ファーマ形線量計で吸収線量を求めておく必要がある．
- (5) 検証を行う前に基準となる照射野で測定を行い, 解析結果の傾向から 2 次元検出器が正常に動作していることを確認する．

III. 測定・解析

- (1) ガントリ角度 0 度にして各門検証を行う．
- (2) 線量プロファイル, Dose-difference, DTA, ガンマ解析法を用いて多角的に評価する．
- (3) 測定終了後も温度, 気圧の変化を調べる．

8. 2次元検出器

8.1. 種類と構造

図8.1に示すように近年様々な種類の2次元検出器が開発されており，2D-ARRAY seven29 (PTW¹⁾)，MapCHECK (SUN NUCLEAR²⁾)，I'mRT MatriXX (IBA dosimetry³⁾)，EPID，Delta⁴ (ScandiDos⁴⁾)，DAVID (PTW¹⁾)，ArcCHECK (SUN NUCLEAR²⁾)などが挙げられる．これらの検出器の特徴は様々であり，小型の平行平板型電離箱線量計を搭載している2D-ARRAY^{5),6)}，半導体検出器を用いることにより素子の分解能を向上させているMapCHECK^{7),8)}，他検出器では見られない非常に多くのシリンダ型電離箱を搭載しているI'mRT MatriXX^{9),10)}，リニアックに装備されており分解能が高いEPID，空間的にクロスした2面上に半導体素子を配列することにより3次元線量分布の取得が可能なDelta^{4,11)}，マルチワイヤ電離箱を使用することにより治療時の検証が可能なDAVID¹²⁾，スパイラル状に半導体素子を配列させビームの入射面，射出面のフルエンス分布が測定可能なArcCHECK²⁾などが挙げられる．また，検出器の種類が多種多様であるのと同様に，解析用アプリケーションもメーカーごとにバリエーションに富み特色が出ている．また表8.1に2次元検出器，2D-ARRAY，MapCHECK，I'mRT MatriXXの仕様を示す．

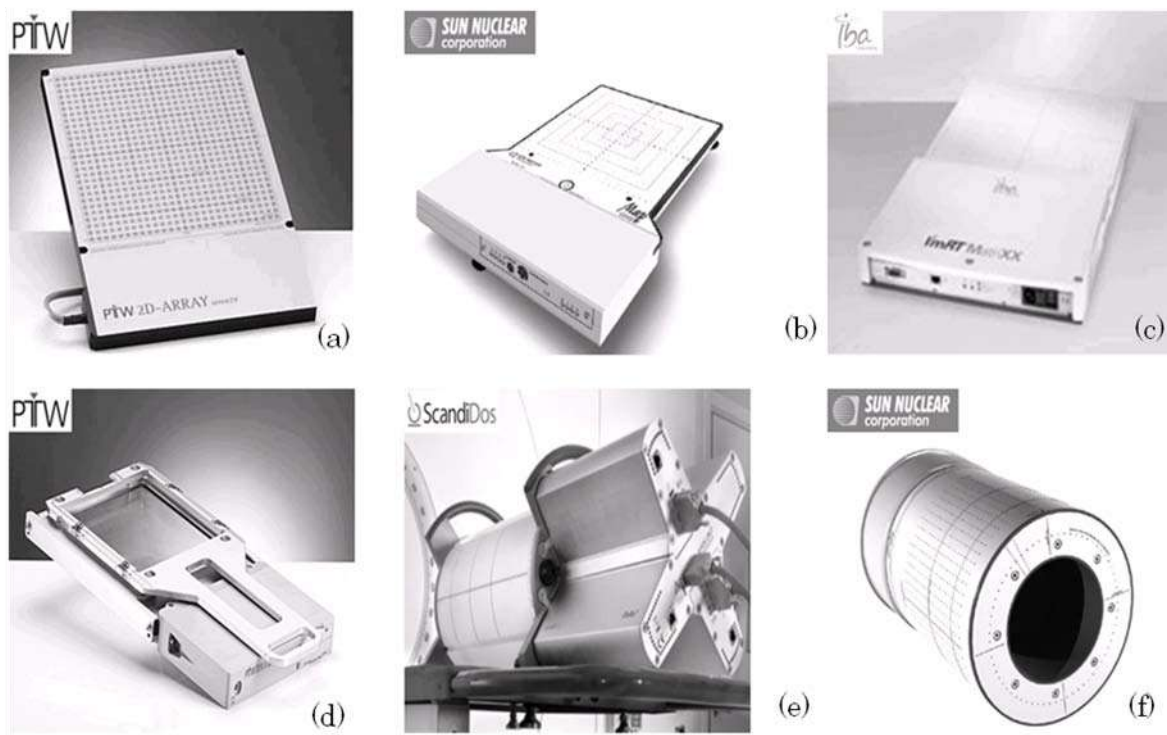


図 8.1 (a) 2D-ARRAY, (b) MapCHECK, (c) I'mRT MatriXX, (d) DAVID, (e) Delta⁴, (f) ArcCHECK

表8.1 2D-ARRAY, MapCHECK, I'mRT MatriXXの仕様（2010年1月作成）

Description	2D-ARRAY seven29	MapCHECK []はMapCHECK2	I'mRT MatriXX
メーカー	PTW	SUN NUCLEAR	IBA dosimetry
検出素子の 種類	平行平板型電離箱	N型半導体素子	シリンダ型電離箱
検出素子の数	729	445 [1536]	1020
検出素子の サイズ	5 x 5 x 5 mm ³	0.8 x 0.8 mm ²	4.5(Ø) x 5(h) mm
測定領域	27 x 27 cm ²	20 x 20cm ² [32 x 26cm ²]	24.4 x 24.4 cm ²
表面から検出 器素子までの 実効深 (g/cm ²)	0.5 cm	2 cm	0.33 cm
素子間距離 (素子の中心 から中心まで の距離)	縦と横方向では 10 mm間隔で配列	・ 10 x 10 cm ² 内では10 mm (縦・横), 7.07 mm(斜) ・ 10 x 10cm ² 外では20 mm (縦・横), 14.14 mm(斜) ・ [10 mm(縦・横), 7.07 mm (斜)]	縦と横方向では 7.62 mm 間隔で配列
線量校正方法	クロスキャリブレーション (ユーザ責任)		
素子の 感度校正	あり	あり	あり
素子毎の交換	可能	ユニットの交換	不可能
温度・気圧補正 係数の自動機能	なし	なし	あり

8.2. 物理特性

2次元検出器の最大の特徴は、再現性や線量率依存性など検出素子の物理特性の改良により吸収線量が正確に測定できること、また、素子の小型化により比較的高分解能な2次元線量分布の取得が可能であることが挙げられる。つまり、2次元検出器に求められる特性は、線量計の特性とフィルムの特性（高分解能であること）である。しかし、実際は個々の素子の体積平均効果や後述する物理特性について様々な問題が残されている。このため、ユーザは臨床使用前、さらに使用開始後においても定期的に物理特性を確認する必要がある。各検出器の基本的な物理特性の測定方法や結果は論文⁵⁻¹²⁾で報告されており、それらを参照して実施すると良い。本節では2次元検出器、2D-ARRAY, MapCHECK, I'mRT MatriXXの基本的な物理特性を示す。

8.2.1. 線量直線性

図8.2は前立腺の治療を想定し、ガントリ角度180度から従来の照射とIMRTで照射した場合の線量プロファイルを示している。一般的な3DCRTでは低線量領域がPTVの外側のみに位置するが、IMRTでは低線量域がPTVの内部にも存在するためより正確な低線量の評価が必要となる。したがって、IMRT 線量検証においては低線量においても十分な測定精度が必要である。図8.3に2D-ARRAYの線量直線性を示す⁵⁾。

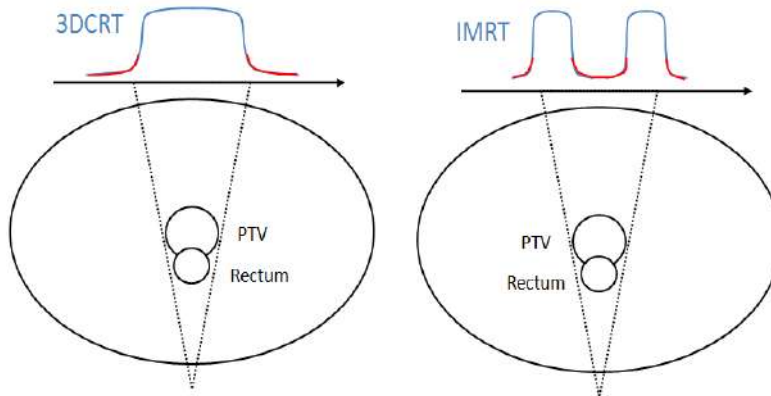


図 8.2 従来の照射と IMRT の低線量領域の臨床的な意味合い

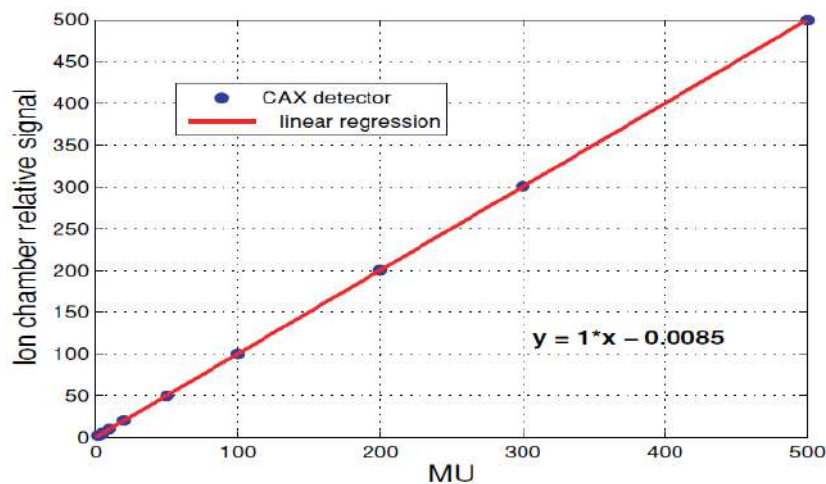


図8.3 2D-ARRAYの線量直線性⁵⁾

8.2.2. 線量率依存性

IMRT Fieldの線量率は、MLC直下では数cGy/min，照射野内では数百cGy/minとなり線量率に大きな幅を持つ。したがって、IMRTで正確な測定を行うためには、検出素子の感度の線量率依存性が小さいことが重要である。特に半導体素子は、放射線損傷による低線量率の感度低下が問題になる^{7), 8)}。図8.4はSiemens MD2 Linac 6 MV X線，MapCHECKにおける線量率依存性である⁸⁾。横軸は線量率（Dose-per-pulse）であり，Dose-per-pulse = 1.75が約200 cGy/minに相当す

る (duration time =5.5 μ sec, 190.7 pulse/sec) . 現在のMapCHECKに搭載されているN型の半導体素子 (●) は図中に示されている旧モデルのN型半導体 (■) に比べて改良されているが, 低線量率において僅かな感度低下が見られる. 特に高エネルギーX線や長期の使用によって半導体素子の放射線損傷が起きるため, 定期的に線量率依存性を確認する必要がある.

8.2.3. 再現性

2D-ARRAY, MapCHECK, I'mRT MatriXXの線量再現性に関して表8.2に示す. これらの文献値を参考に, 正常に動作していることを確認する必要がある.

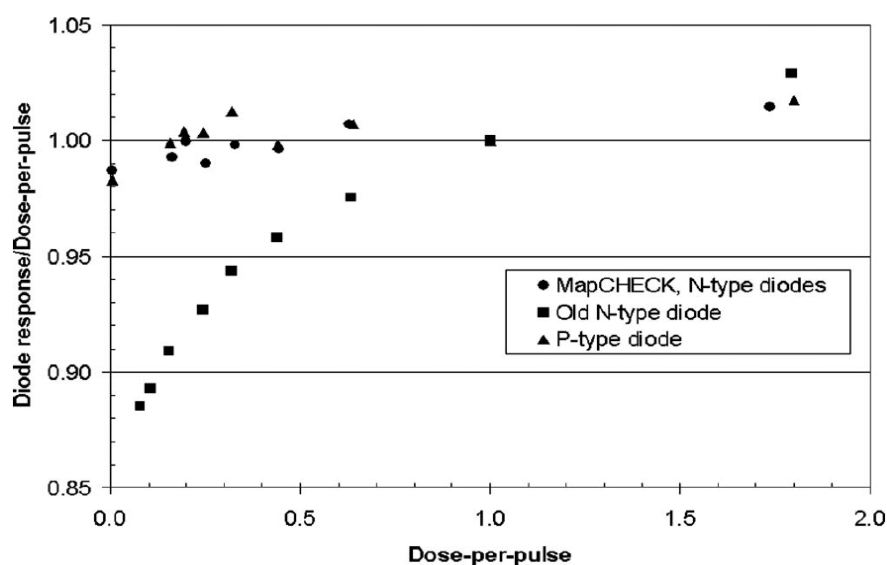


図 8.4 半導体素子の線量率依存性 ⁸⁾

表8.2 線量再現性

検出器	測定条件と結果
	<i>E.Spezi, Phys. Med. Biol. (2005)</i> ⁵⁾
2D-ARRAY	6 MV, 15 cm x 15 cm, depth 5 cmにおいて10回連続60 MU照射して再現性を検証した. また, この測定を4カ月間行い, 長期的な再現性も検証した. 結果として, 10回測定した時の最大の標準偏差は0.2%, 長期的な再現性は0.7%であった.
	<i>D.Letourneau, Radiat.Oncolo. (2004)</i> ⁷⁾
MapCHECK	18 MV, 25 cm x 25cm,depth 10 cmにおいて15回連続60 MU照射して標準偏差を算出した. 結果, 全ての素子で最大を示した標準偏差は±0.15%, 中心の素子は0.06%を示した.
I'mRT	<i>S. Amerio, Med.Phys. (2004)</i> ⁹⁾
MatriXX	⁶⁰ Coガンマ線により1カ月間毎日測定を行った結果, 標準偏差±0.5%であった.

8.2.4. 温度気圧依存性

電離箱素子の場合は温度気圧補正を考慮する必要があるが、自動で補正する機種もあるので確認が必要である。また、リファレンス線量計との線量校正を1回行えば、以降の測定は温度気圧補正のみ考慮し、測定毎に線量校正を行う必要がない機種も存在する。さらに、半導体素子も温度に依存して感度が変化する。例えば MapCHECK の場合、室内の温度が 22 度の時に 1 度変化すると感度が約 0.54% 変化することが報告されている⁸⁾。このため、MapCHECK では室内の温度が 1 度変化した場合に線量校正を再度行うことが推奨されている^{7,8)}。図 8.5 に MapCHECK の感度の温度依存性を示す⁸⁾。

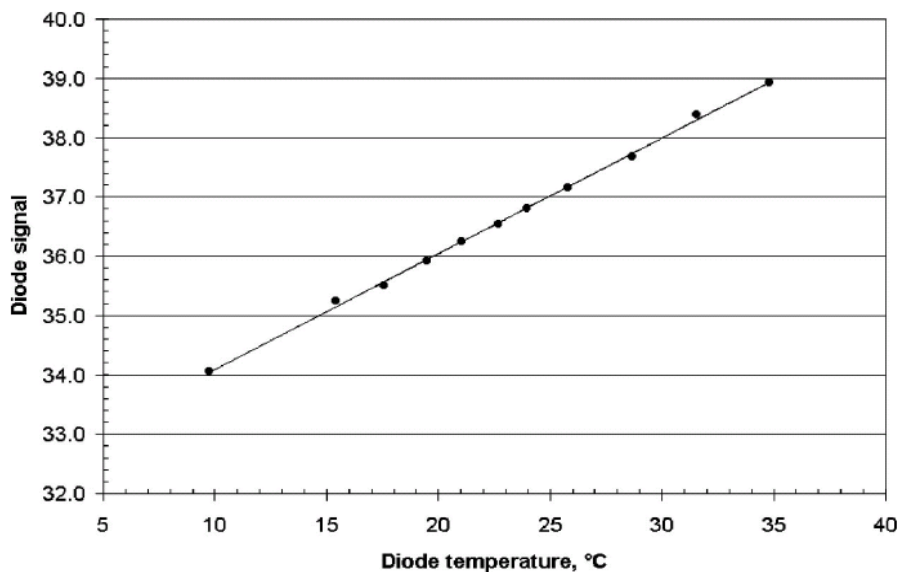


図 8.5 半導体素子の温度依存性⁸⁾

8.2.5. 出力係数

2次元検出器では、検出器内部の構造や欠損部分（図8.6）の影響により水中で測定した出力係数と同じ結果を示すとは限らない。特に大照射野では欠損部分により周囲からの散乱線が減少するため、水中での測定と比較して出力係数が過小評価される場合がある⁷⁾。また、電離箱素子を使用している検出器は小照射野で体積平均効果の影響が問題になる。例えば2D-ARRAYやI'mRT MatriXXにおいては、2 cm x 2 cm以下の小照射野領域で体積平均効果の影響で出力係数が過小評価されると報告されている^{6, 10)}。図8.7にI'mRT MatriXX¹⁰⁾、図8.8に2D-ARRAY⁶⁾の出力係数を示す。それぞれの電離空洞のサイズは、I'mRT MatriXXは直径4.5 mm、高さ5 mmのシリンダ型、2D-ARRAYは1辺が5 mmの立方体（平行平板型）である。

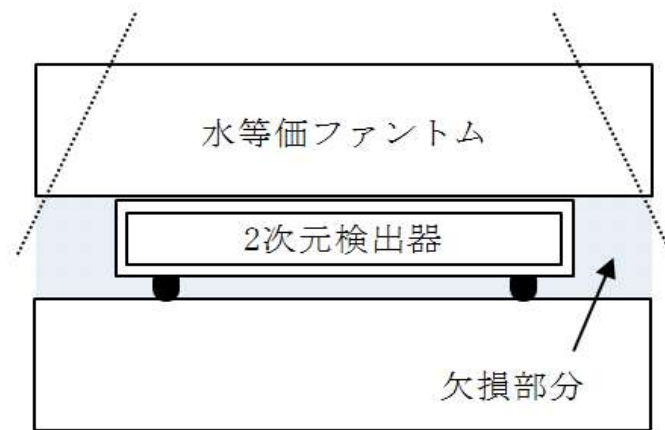


図 8.6 2次元検出器の設置時に生じる欠損部分

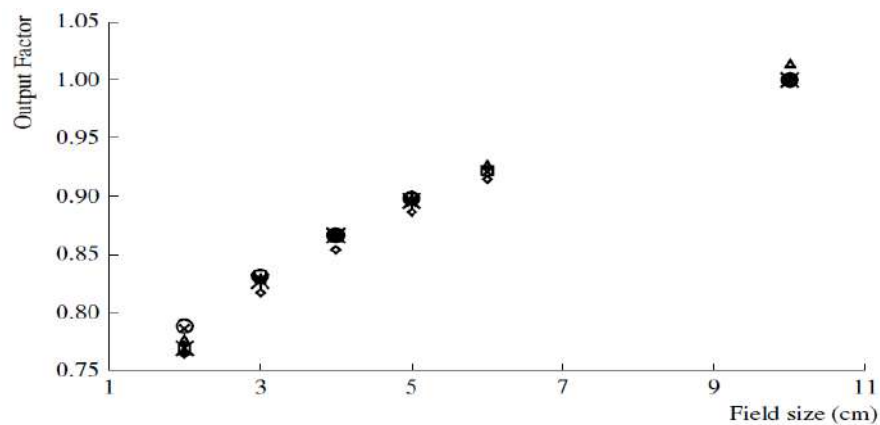


Figure 1. Output factors at 10 cm water depth and SSD of 100 cm, measured with the PXC (◇), diamond (○), Pin-Point (△), A14SL (*), IC15 (□) and A16 (×) ionization chambers. Data were normalized at the $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field, except for Pin-Point which was normalized to IC15 at the $5 \times 5 \text{ cm}^2$ field.

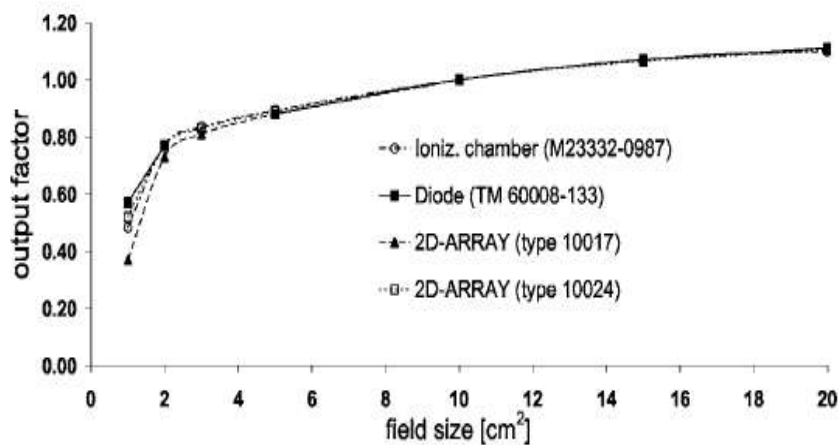
図 8.7 6 MV 光子線，水中深さ 10 cm における I'mRT MatriXX と様々な検出器の出力係数¹⁰⁾

FIG. 4. Field-size-dependent output factors for 6 MV photon radiation, measured with different detectors at a depth of 10 cm in a RW3 phantom (source-to-surface distance 90 cm, 5 cm backscatter material). At the small field sizes, the volume effect of the ionization chambers is clearly detectable.

図 8.8 6 MV 光子線，水中深さ 10 cm における 2D-ARRAY と様々な検出器の出力係数⁶⁾

8.2.6. 方向依存性

出力信号の方向依存性の原因は2種類あり、素子の形状と検出器の内部構造である。前者は、素子の形状が円盤型である場合、素子へのビーム入射角（横軸）に対する出力信号（縦軸）はおよそ正弦曲線となる。形状が球の場合はどの方向からビームが入射しても一定の出力信号となる。後者は検出器内部の空気層や金属物、半導体などが影響する。まず臨床導入前には素子がどのような形状をしているのかを調べる必要がある。そして検出器の内部構造に関してはCT撮影などを行い、どの程度空気層や金属物などが存在しているのかを確認すると良い。図8.9に2D-ARRAY, MapCHECK, I'mRT MatriXX, ガフクロミック EBTのビーム入射角度を変えた場合のプロファイルの変化を示す(Report Number=MCRDW010908, “MapCHECK™ for Rotational Dosimetry”²⁾). 測定条件は照射野10 cm × 10 cmで、ガントリ角度が0度, 60度, 80度, 85度, 90度, 95度, 120度, 150度で照射した時のY軸方向のプロファイルを取得しており, 図8.9の左から0度, 90度, 全てのビームを合計（コンポジット）した時のプロファイルである。図8.9の0度のプロファイルにおいては3者ともEBTと良く一致している。90度においては3者ともEBTとの乖離が見られる。特にMapCHECKにおいては、プロファイルの中心点が急激に下がっている。これは中心軸上に半導体が配列されているため、減弱され出力が低下しているためである。

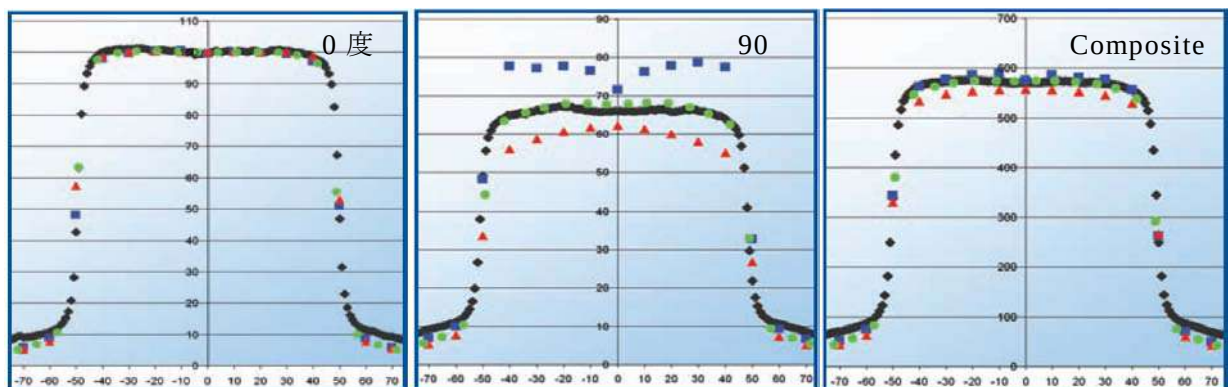


図 8.9 2D-ARRAY (▲), MapCHECK (■), I'mRT MatriXX (●), ガフクロミック EBT (◆) のビーム入射角度を変えた場合のプロファイルの変化²⁾

8.2.7. 体積平均効果

有感体積が最も小さい検出器素子は半導体素子であり、体積平均効果の影響はほとんど受けない。しかし、電離箱素子は小型化が技術的に困難であり、一般的な有感体積が5 mm³に留まっている。このような検出器素子で線量勾配が急峻な領域を測定した場合、体積平均効果の影響が問題になる。図8.10では6 MV X線, SCD = 100 cm, 測定深1.5 cmにおいて10 cm × 10 cmの線量プロファイルを2D-ARRAYと半導体検出器であるPFD（Photon Field Detector, Scanditronix-Wellhofer社）で測定した結果である。2D-ARRAYでは素子間の距離が10 mmであるため、ここではより細かくデータを取得するために検出器を1 mmピッチでシフトさせて測定を行い、1つの線量プロファイルに重ね合わせている。両者を比較すると半影領域で相違が見

られる．半導体検出器で求めた半影は2.9 mm，2D-ARRAYでは5.9 mmとなり，約3 mm大きい．また2D-ARRAYを1 mmピッチでシフトせずに半影を求めた場合，13.0 mmとなる．

IMRTではより線量勾配が急峻な領域が存在する．図8.11, 8.12は頭頸部IMRT (Dynamic MLC) において2D-ARRAYを用いて得られた線量プロファイルであり，上記と同様に1 mmピッチで検出器をシフトして測定し，1つの線量プロファイルにしている．また実線は治療計画装置の計画線量である．図8.11は線量勾配が緩やかなケース，図8.12は線量勾配が急峻なケースである．図8.11では比較的線量勾配が緩やかであるため計画線量と良く一致している．一方，図8.12では線量勾配が急峻な領域，つまり山型と谷型において計画線量との違いが生じている．このような領域においては，以下に示す傾向を持つ．

- ① 山型：体積平均効果により得られる測定値は過小評価になる
- ② 谷型：体積平均効果により得られる測定値は過大評価になる

図8.11, 8.12に示す点線は，電離箱素子の空間的なレスポンスファンクション⁶⁾を用いて計画線量に対して畳み込み積分を行った結果である．つまり計画線量において体積平均効果を考慮した結果となる．点線が2D-ARRAYの測定値に一致していることから，線量勾配が急峻な領域で生じている相違は体積平均効果の影響であることが分かる．

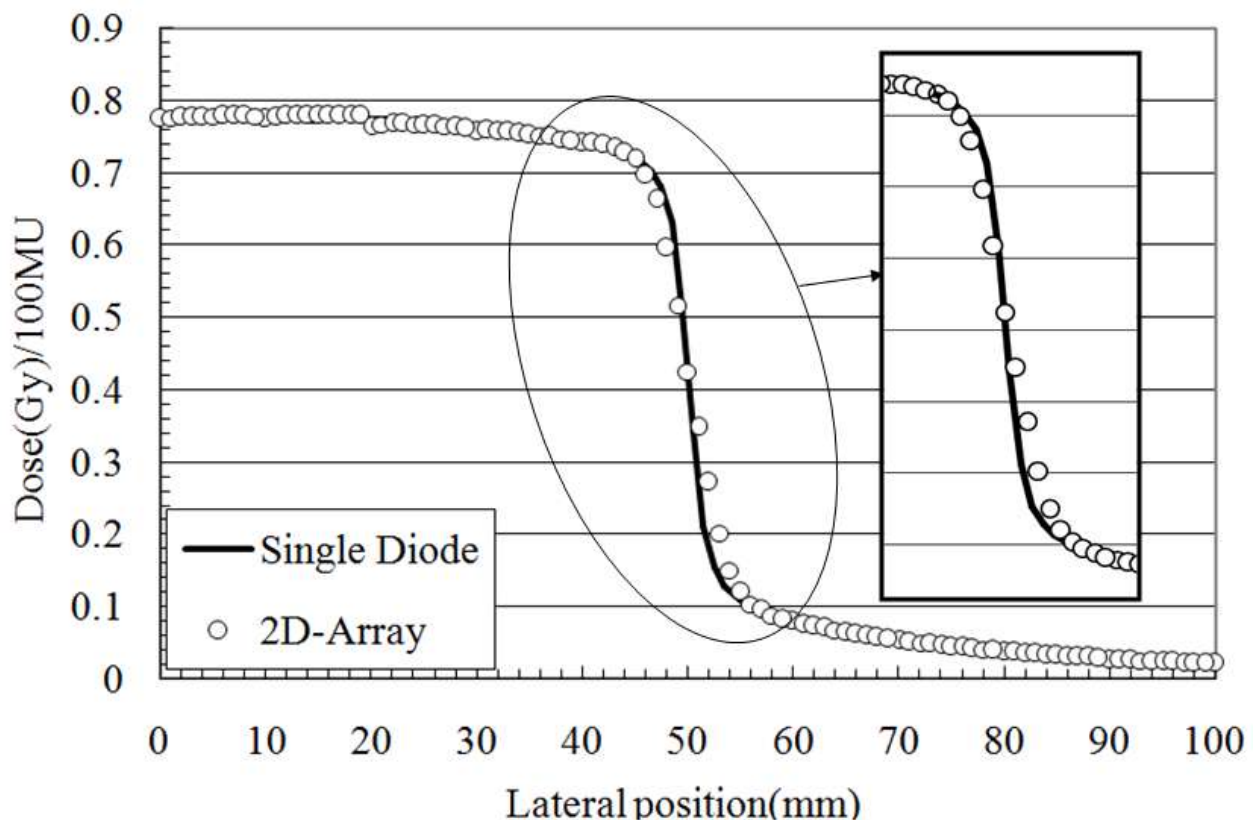


図8.10 6 MV, 10 cm x 10 cmにおいて2D-ARRAYと半導体検出器で取得した線量プロファイル

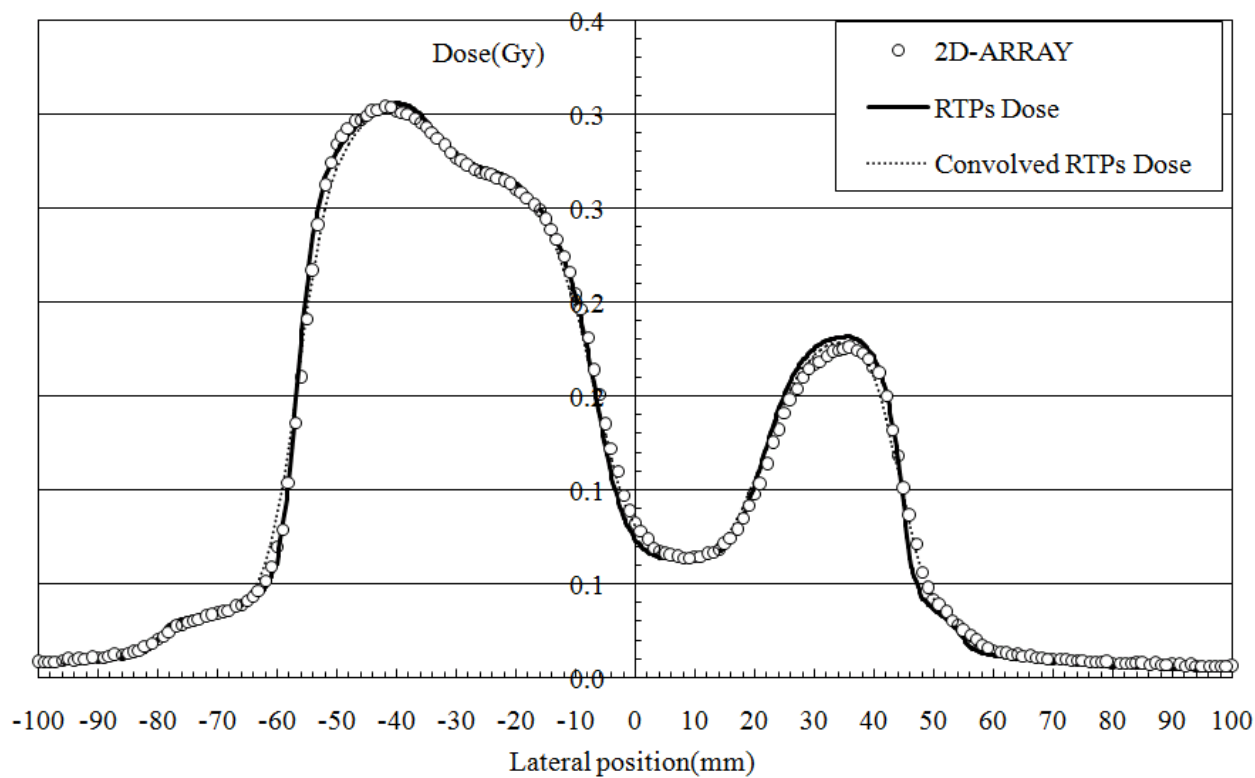


図 8.11 6 MV, 頭頸部 IMRT Field の 2D-ARRAY の線量プロファイル
 - 線量勾配が緩やかなケース -

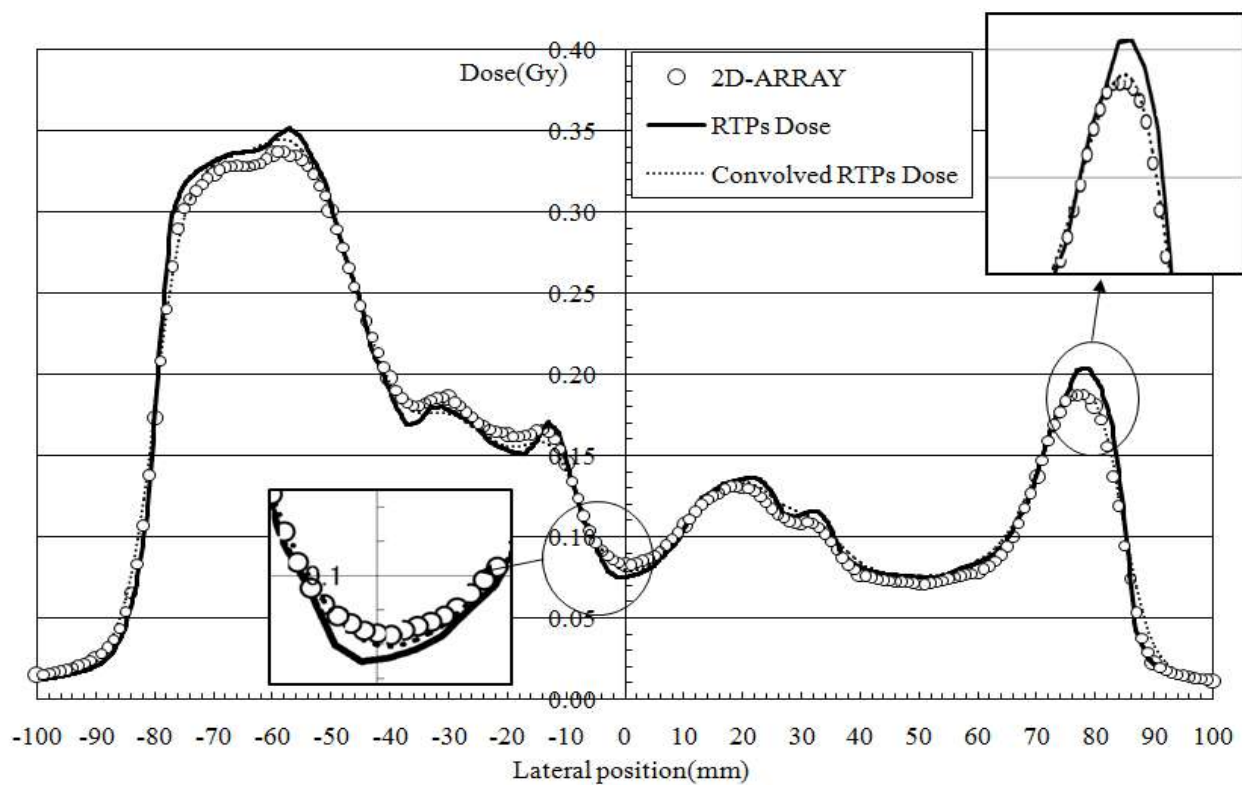


図 8.12 6MV, 頭頸部 IMRT Field の 2D-ARRAY の線量プロファイル
 - 線量勾配が急峻なケース -

8.2.8. 空間分解能

X方向 (図8.13) : 2次元検出器の素子間の距離は10 mm程度が多く、その間の領域では素子が存在しないためにMLCの位置誤差の検出能は優れていない。図8.13は、MLCを1 mm毎に移動させた場合の2D-ARRAY, MapCHECKの素子毎の出力を示している。エネルギーは6 MV, 測定深は10 cmとしている。右側に位置するMLCは固定し、左側に位置するMLCのみ $X = -40$ mmから $X = -20$ mmまで1 mm毎に移動させ、素子の出力の変化を調べている。ここではMLCの移動範囲の真下に位置する2つの素子、つまり $X = -20$ mmにある素子と移動距離の中間にある $X = -30$ mmの素子の出力を右図に示している。結果、出力の変化が大きい素子は両検出器とも $X = -30$ mmに位置する素子である。また2D-ARRAYでは5 mm × 5 mmの平行平板型電離箱であることから、MapCHECKよりも比較的検出する領域は広く、-32 mm付近から出力の変化が起きている。それに対して、 $X = -20$ mmに位置する素子の出力は両検出器ともMLCが近づいてもそれほど変化がない。つまり現在の素子間の不感領域の問題から、MLCの位置誤差を効果的に検出するには限界がある。

Y方向 (図8.14) : Y方向においても、素子間距離は10 mm程度が一般的である。ここではLeafに位置誤差を持たせた時の素子の出力の変化を調べている。条件は頭頸部IMRT (Dynamic MLC) において、矢印で示すLeafのみ人為的に位置誤差を持たせ（それ以外のLeafは計画通り）、2D-ARRAYの3つの素子（素子1-3）の積算線量と計画線量を比較した。位置誤差を持たせたLeafは0.2, 0.5, 1.0, 2.0, 5.0, 10.0 mm, 計画のLeaf位置から左側方向にシフトさせて照射を行っている。つまりLeafが広がる方向であるため、そのLeafの真下に位置する素子（素子2）の測定値はシフト量が多い程高い値を示す。右の図では3つの素子の積算線量と計画線量を比較した結果であり、素子2が位置誤差を持たせたLeafの真下に位置する素子である。残りの素子（素子1, 3）はそれぞれ10 mm上側に位置する素子と10 mm下側に位置する素子である。横軸はLeafのシフト量であり、縦軸は計画線量との相違である。最も計画線量との相違が大きい素子は位置誤差を持たせたLeafの真下にある素子である。注目すべきことは10 mm上側に位置する素子と10 mm下側に位置する素子の出力が僅かな変化に留まっていることである。このことから、Y方向においてもMLCの位置誤差を効果的に検出するには限界があるといえる。

フィルムと比較して、体積平均効果や素子間の不感領域がある2次元検出器は空間分解能が劣る。これは、2次元検出器を用いたIMRTの線量分布検証では、線量のhotまたはCold spotを見落とし、標的とリスク臓器の境界などにおける急峻な線量勾配を正しく測定できない可能性があることを意味する。したがって、線量分布検証で用いる検出器をフィルムから2次元検出へ移行する場合は他のQA/QCによってこの欠点を補う必要がある。例えば、2次元検出器の場合は測定直後に解析できるため、ガンマ解析を行い、Pass Rateが最も悪いFieldに対してフィルム法を実施するなど、2次元検出器とフィルム法を効率よく並行して実施するのが望ましい。自動現像機が無い施設においても、2次元検出器単独のIMRT検証は避けるべきであり、全門の電離箱法やフィルム法の実施、またMLC QAを並行して行い、総合的な線量検証の評価を行う必要がある。

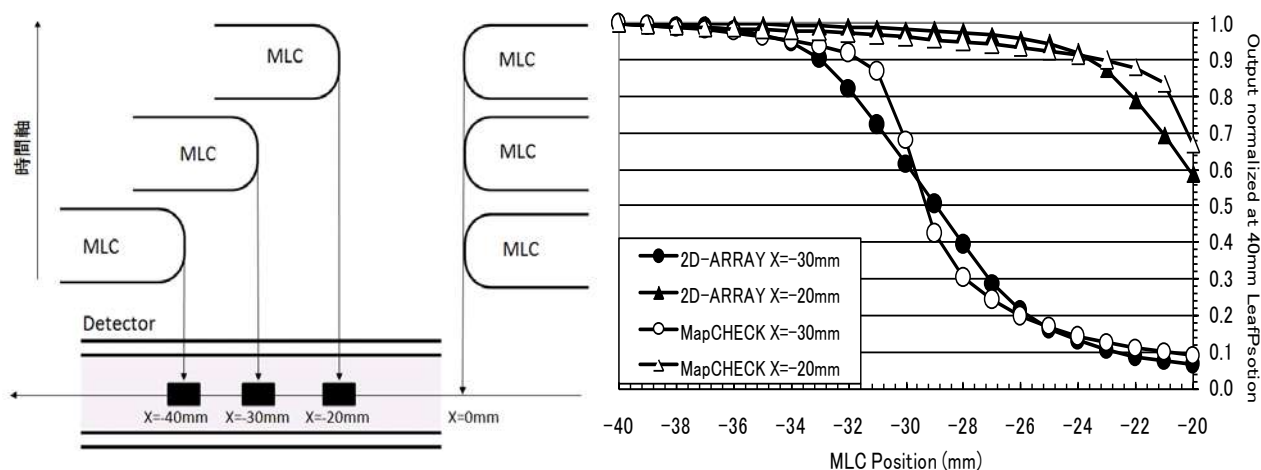


図 8.13 2D-ARRAY, MapCHECK における MLC が移動した場合の素子の出力変化

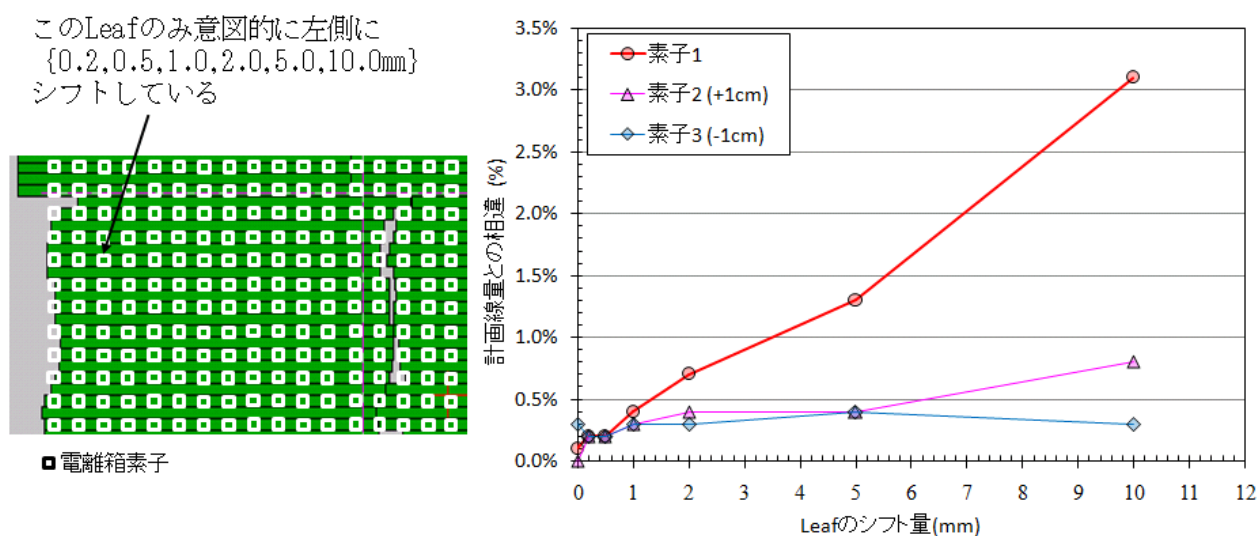


図8.14 MLCに位置誤差を持たせた場合の素子の出力の変化

8.3. 解析

8.3.1. 評価方法

検出器の特徴と同様、解析用アプリケーションの機能も各メーカーで特色があり、評価方法も様々な種類が搭載されている。線量差分を意味するDose Differenceや視覚的評価である線量プロファイル、そして相違を距離として評価するDistance To Agreements (DTA)^{13,14)}やDTAと線量差分を複合して評価するガンマ解析¹⁵⁾など利用することができる。

ガンマ解析法はDose difference (%)とDTA (mm)のそれぞれに判定基準を持たせ、ユーザーで自由に判定基準の値を設定することが可能である。しかし、判定基準の値はガンマ値に影響するため、自施設で適切な値を選択する必要がある。実際にはこの判定基準の値を論理立てて決定することは困難であり、最終的には施設の判断に委ねられている。判定基準の妥当な値については、米国でIMRT QAの実態調査として行われたアンケート結果を参考にと良い¹⁶⁾ (図 8.15)。その報告書によると、広く利用されている判定基準の値は前立線IMRTでは3%/3

mm である．また，解析結果の傾向を把握し，系統的・経時的な変化がないことを確認するため，同じ判定基準を継続的に用いてガンマ解析を行うことが重要である．特に Pass Rate の悪さから判定基準を安易に緩くすべきではない．また，Pass Rate は全体の素子を基準としたガンマ値 1.0 以下を示した素子数の割合であり，相対的な情報である．より正確に定量評価を行うためにはガンマ値で評価する必要がある，その際に有効なツールがガンマヒストグラムである（10.2.5.項を参照）．

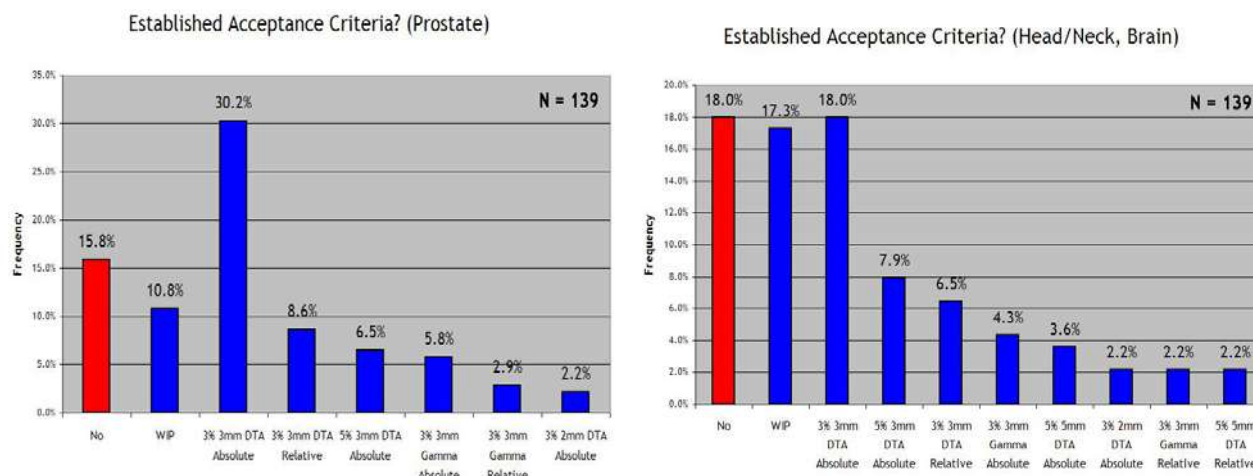


図8.15 IMRTの線量分布検証における判定基準のアンケート調査結果¹⁶⁾

：図中のWIPは現在検討中を意味する

8.3.2. 解析例

図8.16は筆者が2D-ARRAYとMapCHECKを用いて頭頸部IMRT Fieldに対してガンマ解析（3%/3 mm）を行った結果から，比較的成績が悪かったFieldを示している．測定条件は6 MV X線で深さは5 cm，タフウォータ（京都科学）に検出器を設置しDynamic MLCを用いたIMRTで照射している．左図は2D-ARRAYの結果であり，緑色はガンマ値が1.0以下，赤色は1.0以上を示した素子を示し，Pass Rateは78.9%となった．右図はMapCHECKの結果であり，赤色はDose differenceがプラス方向でガンマ値1.0以上を示した素子であり，青色はDose differenceがマイナス方向でガンマ値1.0以上を示した素子である．それ以外の素子はガンマ値 1.0以下を示している．ガンマ解析を行った結果Pass Rateは75.0%となった．両者とも共通の領域でガンマ値が1.0以下を示している．その共通の領域は低線量域と高線量域の境界にあり，線量勾配が急峻な領域である．そのような領域は半影に相当し，検出器の設置精度の影響や治療計画装置のビームモデリングの精度，またビームデータの測定に用いられた検出器の種類に依存する．例えばMartin¹⁷⁾らは2007年に2機種の治療計画装置において，治療が行われた57例の頭頸部IMRTに対してフィルムを用いて検証を行い，ガンマ解析を行った結果，2機種に系統的な相違があることを見出している．1つの機種は半導体を用いてプロファイルのデータを取得した治療計画装置で，一方は体積平均効果が生じる電離箱でプロファイルのデータを取得した治療計画装置であった．Martinらが2機種でガンマ解析を行った結果，後者の治療計画装置で成績が悪い結果と

なった．図8.16に示すような低線量域で計算精度が悪いFieldに対しては，この低線量域が全門の線量分布にどのような影響があるのかを，電離箱法，フィルム法を用いて評価を行う．したがって，各門および全門の検証結果を総合的に評価し，放射線腫瘍医と十分協議して臨床に使用する．

図 8.17 は筆者が 2D-ARRAY と MapCHECK を用いて 8 症例 56 門，頭頸部 IMRT の検証を行った結果である．測定条件は上記と同様である．図 8.17 の横軸は 2D-ARRAY を用いてガンマ解析（3%/3 mm）を行った場合の Pass Rate で示している．縦軸は同様に MapCHECK を用いた場合の Pass Rate である．2D-ARRAY と MapCHECK の大きな違いは検出器素子の種類であり，2D-ARRAY では平行平板型電離箱，MapCHECK では半導体素子を使用している．結果を見ると，両検出器はほぼ同じ解析結果を示しており，相関性が高いと言える（相関係数 0.73）．

しかし留意すべきことは，Pass Rate は検出器の特性，検出器の種類（素子の種類），ガンマ解析の計算方法，また治療計画装置や放射線治療装置などの特性を含んだ結果である．したがって Pass Rate は他施設間において包括できる絶対的な指標では無く，他施設の Pass Rate は参考として受け止めるべきである．臨床導入前に 10 例程検証を行い，自施設の Pass Rate のデータを蓄積することが必要である．

次に図 8.17 で示す解析結果の中で，成績の良いグループと成績の悪いグループに対して MLC の動きを確認すると成績の悪いグループではより複雑な動きをしていることが分かった．それを示すため，それぞれのグループに対して MLC の平均 Leaf Gap を算出すると，成績の悪いグループでは平均の Leaf Gap が狭いことが分かる（表 8.3）．この平均 Leaf Gap が線量誤差に及ぼす影響に関しては LoSasso¹⁸⁾らが定量的に求めており，それによると Leaf Gap が狭い程，Leaf の位置誤差が生じた場合の線量誤差の影響は大きくなると報告している．MLC の動きと治療計画装置の関連性に関しては，メーカーにより大きく依存する．しかし一般的には，リスク臓器の線量制約を強くする場合や，最適化計算の計算回数が多い場合などには，MLC の動きがより複雑になることが知られている．

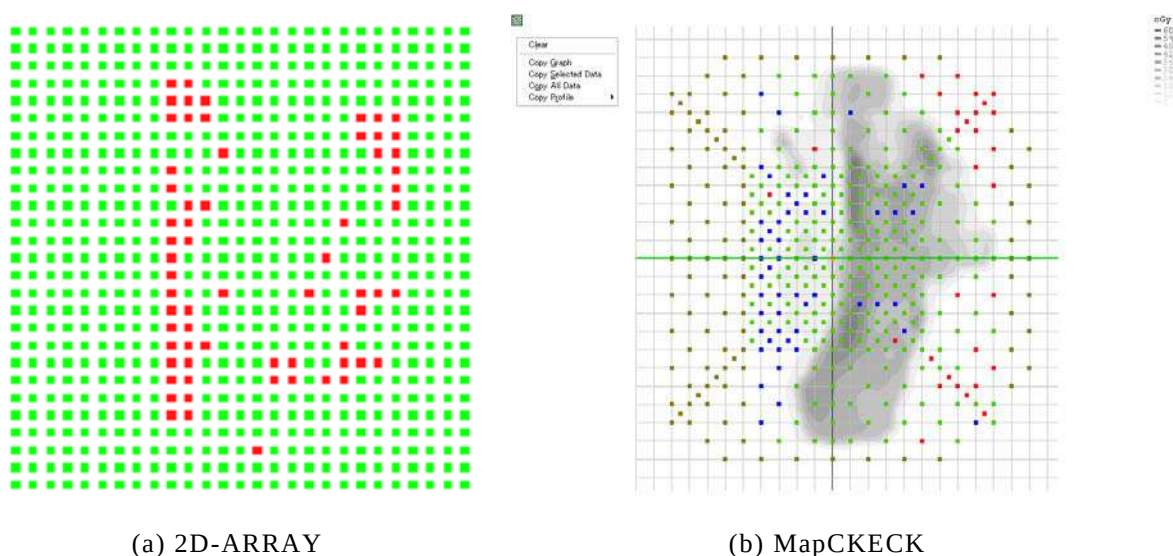


図8.16 (a)2D-ARRAY と(b)MapCHECKの同じ頭頸部IMRT Fieldにおけるガンマ解析結果

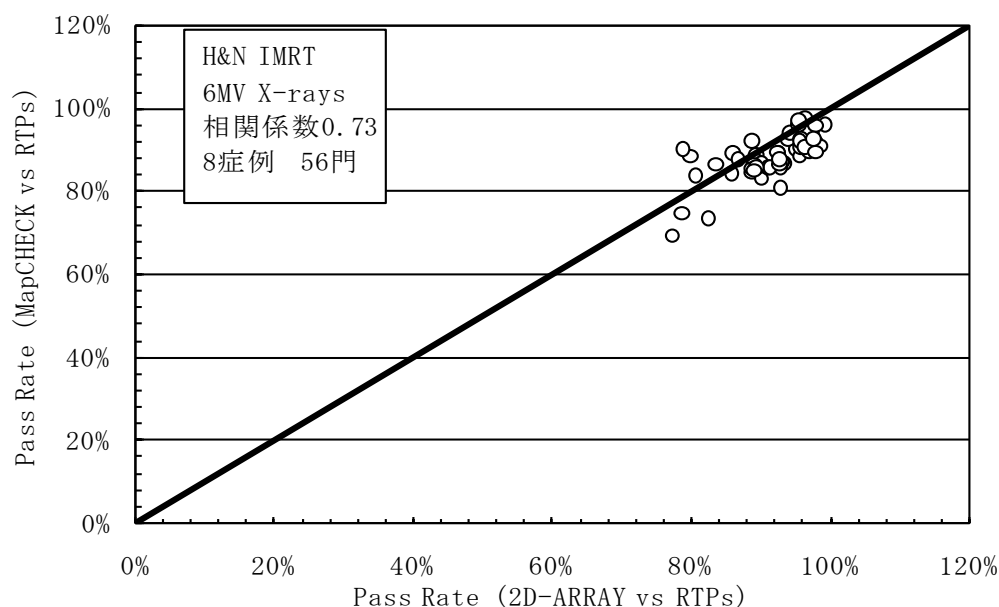


図 8.17 頭頸部 IMRT Field における 2D-ARRAY と MapCHECK の解析結果

表8.3 Pass Rateと平均Leaf Gapの関係（左が成績の良いグループ，右が成績の悪いグループ）

MapCHECK	2D-ARRAY	平均 Leaf Gap	MapCHECK	2D-ARRAY	平均 Leaf Gap
95.9%	99.3%	1.54 cm	70.0%	77.2%	0.99 cm
96.0%	98.1%	1.89 cm	75.0%	78.9%	1.15 cm
97.2%	96.7%	1.58 cm	73.1%	82.5%	1.02 cm
96.8%	95.7%	1.58 cm	89.8%	78.8%	1.27 cm
94.7%	97.3%	1.38 cm	88.6%	80.2%	1.12 cm

参考文献

1. PTW, <http://www.ptw.de/> (accessed February 5, 2010)
2. SUN NUCLEAR Corporation, <http://www.sunnuclear.com> (accessed February 5, 2010)
3. IBA dosimetry, <http://www.iba-dosimetry.com/> (accessed February 6, 2010)
4. ScandiDos, <http://www.scandidos.se/> (accessed February 6, 2010)
5. Spezi E, Angelini AL, Romani F, et al.: Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. Phys. Med. Biol. 50, 3361-3373, 2005.
6. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, et al.: Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. Med. Phys. 33, 1005-1015, 2006.
7. Letourneau D, Gulam M, Yan D, et al.: Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. Radiat Oncol, 70, 199-206, 2004.
8. Jursinic PA, Nelms BE. : A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity

- modulated radiation therapy delivery. *Med. Phys.* 30, 870-879, 2003.
9. Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, et al.: Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med.Phys.* 31, 414-420, 2004.
 10. Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, et al.: D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys. Med. Biol.* 50, 4681-4694, 2005.
 11. Nilsson G: Delta4 – A new IMRT QA device, *Med. Phys.* 34: 2432, 2007.
 12. Poppe B, Thieke C, Beyer D, et al.: DAVID—a translucent multi-wire transmission ionization chamber for in vivo verification of IMRT and conformal irradiation techniques. *Phys. Med. Biol.* 51: 1237-1248, 2006.
 13. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, et al.: Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26: 261–73, 1993.
 14. Venselaar J, Welleweerd H, and Mijnheer B: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 60, 191–201, 2001.
 15. Low DA, Harms WB, Mutic S, et al.: technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25: 656–61, 1998.
 16. Nelms BE, Simon JA: A survey on planar IMRT QA analysis. *J Appl Clin Med Phys.* 8: 76-89, 2007.
 17. Martin ED, Fiorino C, Broggi S, et al.: Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: The importance and use of the histograms statistical analysis. *Radiother. Oncol.* 85, 399-406, 2007.
 18. LoSasso T, Chui CS, Ling CC: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med. Phys.* 25, 1919-1927, 1998.

[岡本]

9 章 EPID

目次

手順

9.1. 構造

9.2. 事前測定

9.3. 物理特性・注意点

9.3.1. 線量直線性

9.3.2. 幾何学的精度

9.3.3. 残像の影響

9.4. フルエンス検証

9.5. MLC の QA

参考文献

《Portal Dosimetry による測定手順》

項目	手順	参照
I. 使用前準備	(1) EPID の物理特性を確認する	9.2
	(2) image キャリブレーションを行う	9.3
	(3) dosimetry キャリブレーションを行う	
	(4) Portal Dosimetry を行うためのビームデータ測定を行う	
II. 測定の準備	(1) 治療計画装置で EPID 上のフルエンス分布を計算（ARIA TM に自動保存）させ、検証プランを作成する	9.4
	(2) 同時に、dosimetry キャリブレーションを行った照射条件（線量校正条件）でのフィールドを作成する	
	(3) ARIA TM で EPID イメージの測定スケジュールを設定する	
III. 測定・解析	(1) 線量校正条件で測定する（ARIA TM に自動保存）	9.4
	(2) フィールド毎に測定する（ARIA TM に自動保存）	
	(3) Review にて解析する	

使用機器

EPID

ARIATM

EclipseTM

I. 使用前準備

- (1) EPID の物理特性を確認する．確認項目に関しては，9.3 節を参考にする．
- (2) 各 Pixel 感度の相違をなくするために image キャリブレーションを行う．また，画質劣化の有無を定期的に確認する．
- (3) ディテクタの信号と線量を関係付けるために dosimetry キャリブレーションを行う．また，ディテクタの感度変化の有無を定期的に確認する．
- (4) Portal Dosimetry を行うためのビームデータ測定を行う．確認項目に関しては，9.2 節を参考にする．

II. 測定の準備

- (1) 検証で設定する EPID の位置について幾何学的精度を予め確認する．治療計画装置 (Eclipse™) で EPID 上のフルエンス分布を計算させ，検証プランを作成する．
- (2) dosimetry キャリブレーションを行った照射条件（線量校正条件）でのフィールドを作成する．
- (3) ARIA™ で EPID イメージの測定スケジュールを設定する．EPID 位置はフルエンス分布を計算させた位置を設定する．

III. 測定・解析

- (1) 線量校正条件で測定し，ディテクタの感度（出力信号）に変化がないか確認する．また，フィールド毎の測定後にも同様に測定し，測定間で変化がないことを確認する．同時に，この基準条件を利用して EPID の幾何学的精度を確認する．
- (2) フィールド毎に測定する．
- (3) Review にて線量プロファイル，Dose Difference，ガンマ評価法を用いて評価する．

9. EPID

近年，IMRT の線量分布検証に 2 次元検出器が使用されているが，各検出素子の間隔が大きいため急峻な線量分布の測定では空間分解能が不十分である可能性がある．特に，電離箱型の 2 次元検出器では，検出器の平均体積効果によって，線量を過大または過小評価をしてしまう¹⁾．また，高い空間分解能を有するフィルム法では，アナログデータをデジタルデータに変換するため検証に時間を要する．今後，フィルムレス化，QA の効率化が進むと予想される中で，高分解能であり，測定・解析が簡易にできるリニアック付属の EPID（図 9.1）を利用した線量検証が期待されている．

現在，本邦で治療計画装置とリニアック付属の EPID を利用して IMRT のフルエンス分布の検証を行えるのは Varian 社のみであるため，本章では Varian 社の Portal Dosimetry について述べる．Portal Dosimetry とは EPID を利用した IMRT フィールドのフルエンス分布を検証するシステムである．具体的には，治療計画装置（Eclipse, Varian 社）で計算された EPID 上で予想されるフルエンス分布（predicted image）と照射時の EPID で取得したフルエンス分布（measured image）を比較する．フルエンス分布の比較において，predicted image と measured image はデータベースで自動的に紐づけられて保存されるため，解析時にデータを移動する必要がなくデータ管理に関わる労力が軽減できる．このように，EPID を用いた線量検証では効率的に高い空間分解能で検証を行うことができる利点がある．しかし，Portal Dosimetry は，フィルムを用いた検証のようなファントム内の線量計算を含む従来の線量分布検証とは異なり，フィールド内のフルエンス分布を検証するシステムである．そのため，標的への線量集中やリスク臓器の線量低減などを確認することができない欠点がある．よって，EPID を用いた IMRT 線量検証への移行時には他の検証方法と組み合わせて実施し，その有効性について十分な検討を行う必要がある．海外では Varian 社以外のリニアックでも DGRT²⁾（Dose-Guided Radiation Therapy）と称されるシステムもあり，今後は他社のリニアックでも EPID を用いた IMRT の QA が可能になると予想される．この他に，Varian 社以外のリニアックでも EPID を使用した IMRT のフルエンス分布検証を可能とする EPIDose（Sun Nuclear 社）や RIT（Radiological Imaging Technology 社）などのソフトウェアがある．

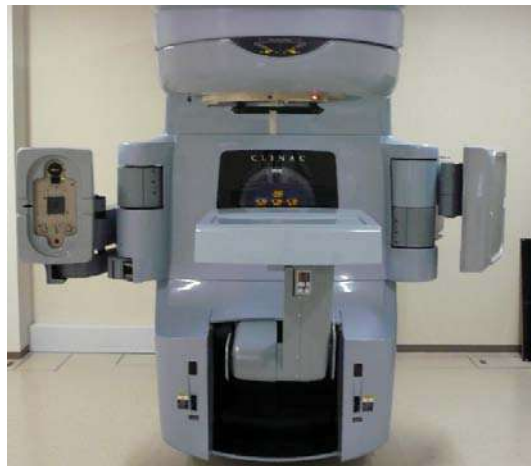


図 9.1 EPID の外観

9.1. 構造

EPID の特徴として検出器が高い空間分解能を有することが挙げられる．よって，測定データをそのまま用いてフルエンス分布の比較を行うことができ，データ補間による不確かさがない．表 9.1 に各社の EPID の仕様を示す．現在の EPID の解像度は $1024 \text{ pixel} \times 1024 \text{ pixel}$ が主流であり， 0.39 mm/pixel の空間分解能をもつ．そのため，IMRT の線量検証だけでなく MLC の QA にも使用できる．EPID (aS1000) はフィルムカセットに類似しており，線量ビルドアップのための金属プレート，X 線を光に変換するための蛍光体プレート（シンチレータ），光を取り込むための a-Si プレート上のフォトダイオードアレイで構成されている³⁾．照射野はアイソセンタ [SDD (Source to Detector Distance) = 100 cm] 上で最大 $40 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$ であり，アイソセンタから最大で 80 cm 遠ざけても利用できるが，その場合の照射野は $22.2 \text{ cm} \times 16.7 \text{ cm}$ に限定される．

表 9.1 各社の EPID の仕様

	Varian	Siemens	Elekta
装置名	aS500 / 1000	Optivue500 / 1000	iViewGT
ソフトウェア	Portal Vision	Coherence therapist workspace	iViewGT workstation
有感領域	$40 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$	$40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}^2$	$41 \text{ cm} \times 41 \text{ cm}$
解像度 (pixel)	$512 \times 384 / 1024 \times 764$	$512 \times 512 / 1024 \times 1024$	1024×1024
ピクセル間隔 (mm)	$0.78 / 0.39$	$0.78 / 0.39$	0.39

9.2. 事前測定

Portal Dosimetry の事前測定項目を表 9.2 に示す⁴⁾．項目は大きく 2 つに別けられ，ディテクタのキャリブレーションと治療計画装置で EPID 上でのフルエンス分布を計算するためのビームデータ測定である．まずディテクタのキャリブレーションにおいて，Dark-field（以下，DF）と Flood-field（以下，FF）の補正画像を取得する必要がある．DF は照射なしの画像を取得し，Pixel 値のオフセットを補正する．一方，FF は照射野を全開にした状態で照射した画像を取得し，個々の pixel 感度の相違を決定する．この 2 つの補正画像を使用して式(9.1)より画像 $I(x, y)$ が得られる⁵⁾．

$$I(x, y) = \left(\frac{I_{\text{raw}}(x, y) - DF(x, y)}{FF(x, y) - DF(x, y)} \right) [FF(x, y) - DF(x, y)]_{\text{mean}} \quad (9.1)$$

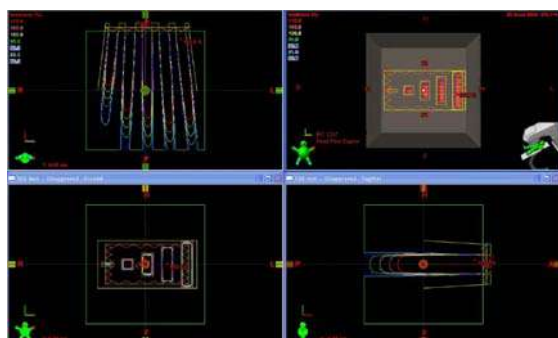
次に Calibration Unit (CU) と呼ばれるディテクタの信号と線量を関係付けるために Dosimetry キャリブレーションをエネルギー，線量率ごとに行う．この時，ディテクタをアイソセンタ $(0, 0, 0)$ に設置して，照射野 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ で 100 MU 照射したときに $1 \text{ CU} = 100 \text{ MU}$ となるよう設定する．これにより，Gy 単位ではないが，計画値と絶対値（ノー

マライズを行わない測定値) でフルエンス分布の比較を行うことができる。しかし、ディテクタの感度 (信号出力) は比較的変動しやすいため、上述のキャリブレーションを定期的に行わなければ絶対値でのフルエンス分布の比較はできない。また画質も次第に劣化するため、定期的な画質評価を行い品質を保たなければならない⁶⁾。メーカーでは EPID のキャリブレーションの頻度を DF のみで 1, 2 週間毎, FF, Dosimetry キャリブレーションを含むすべてのキャリブレーションを 3 か月毎に行うことを推奨している³⁾。

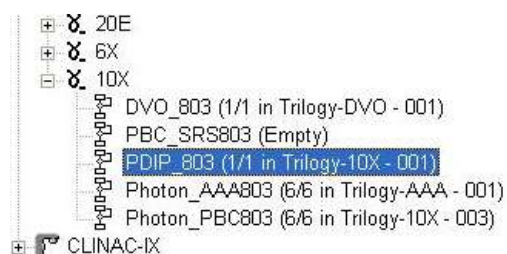
次に治療計画装置で EPID 上でのフルエンス分布を計算するため、EPID 内での線量の広がりを表わすカーネルを求める必要がある。図 9.2 (a) はカーネル取得時に使用するキャリブレーション用テストプランを示し、このテストプランを照射して EPID でフルエンス分布を取得して治療計画装置にフィードバックすることでカーネルを作成する。このとき測定時のディテクタ位置は SDD を 100 cm, 140 cm とする。また、出力係数も SDD を 100 cm, 照射野を 30 cm × 40 cm までの条件で測定して治療計画装置に登録する。これにより図 9.2 (b)のような Portal Dosimetry でのビームデータ (PDIP: Portal Dose Image Prediction) が作成され、治療計画装置上で IMRT プランについて EPID 上でのフルエンス分布を得ることが可能となる⁷⁾。

表 9.2 Portal Dosimetry を使用するために必要な測定項目と実施頻度

測定項目	内容	実施頻度
ディテクタのキャリブレーション	Image キャリブレーション (DF 画像の取得, FF 画像の取得)	DF のみ: 1, 2 週間毎
	Dosimetry キャリブレーション (エネルギー, 線量率毎)	FF, Dosimetry キャリブレーション: 3 か月毎
治療計画装置へ登録するビームデータ	キャリブレーションテストプランの測定 (ディテクタ位置 100 cm と 140 cm) 出力係数 (30 cm × 40 cm までエネルギー毎)	少なくとも 1 年毎



(a) キャリブレーションテストプラン



(b) Portal Dosimetry でのビームデータ

図 9.2 キャリブレーションテストプランと Portal Dosimetry でのビームデータ

9.3. 物理特性・注意点

EPID を使用してフルエンス分布評価を行うためには、まず検出器の物理特性（線量再現性、線量率依存性、線量直線性、残像など）を把握しなければならない。ここでは他の 2 次元検出器と異なる EPID 固有の注意点を述べる。

9.3.1. 線量直線性

通常、EPID で取得した画像は式(9.2)に示すように平均フレーム画像として得られるが、IMRT のフルエンス検証時には Integrated image モードで測定するため 1 フレーム毎の画像を加算した積算画像として出力される。

$$I(x,y)=\frac{1}{N}\sum_{j=1}^N I_j(x,y) \quad (9.2)$$

このため、EPID の線量直線性の評価では、線量に対する信号の直線性に加え照射時間に対する取得フレーム数の直線性が重要となる。現在の EPID (aS1000) では、線量率を 100～600 cGy/min に変化させても線量に対する信号と取得フレーム数の直線性は優れている(図 9.3)。また、aS500 でも同様の結果が報告されているが^{5), 8)}、以前の Portal Vision (ver.6.1.03) では CPU に buffer のデータを移すため 64 フレーム毎にリセットする必要があるため、0.28 秒の不感時間が生じていた⁵⁾。その結果、64 フレームを超える場合に信号が低下していた。McDermott らは Portal Vision (ver.6.1.11) から不感時間はないと報告している⁸⁾。しかし、使用前には線量に対する信号と取得フレーム数の直線性を確かめることが望ましい。

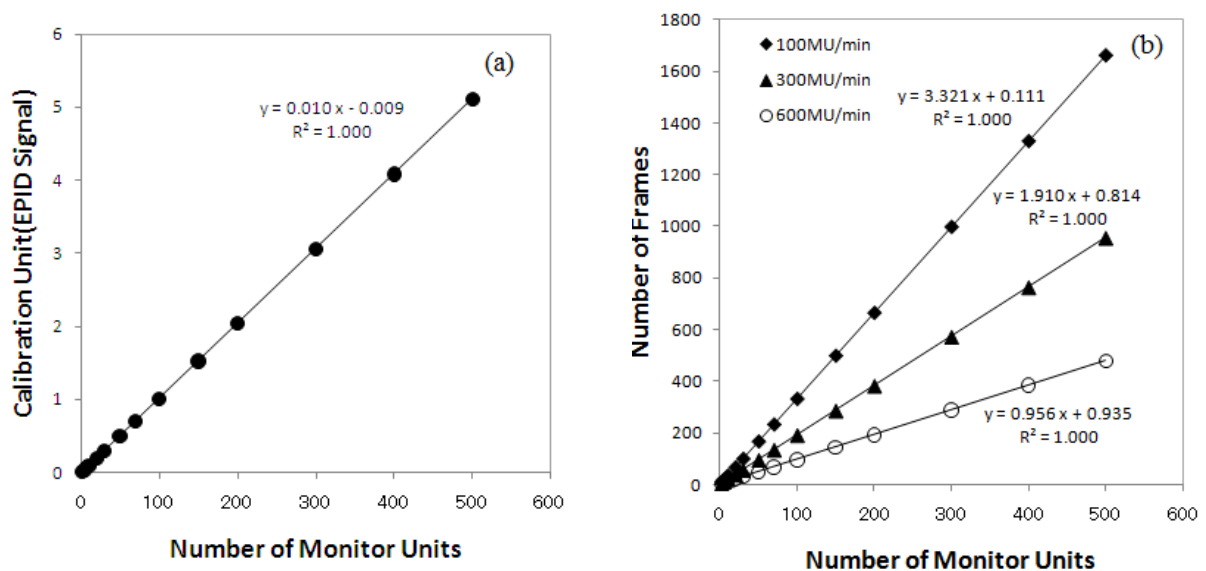


図 9.3 EPID の信号と取得フレーム数の線量直線性

9.3.2. 幾何学的精度

EPID は他の 2 次元検出器とは異なり設置位置を手動で微調整できないため、装置の自動停止位置におけるディテクタの中心精度が重要となる。特に、ガントリ角度が 0 度以外で注意が必要である。Portal Dosimetry では、ガントリ角度が 0 度以外でも Beam's Eye View で IMRT フィールドのフルエンス分布検証を容易に行うことができるが、治療時と同じガントリ角度で Portal Dosimetry を行うためには、ディテクタの幾何学的な位置精度が確認されていなければならない。Varian 社の EPID は、ガントリ角度 0 度においてディテクタ中心をアイソセンタに合わせこむため、その他の角度ではディテクタ中心の変位を補正しない。よって、ガントリ角度が 0 度以外では重力の方向にディテクタの中心が変位する傾向にある。

図 9.4 は winston-lutz テストのように微小球をアイソセンタに設置し、ガントリ角度を変化させて、更に EPID の高さを 10, 40 および 80 cm と変化させて撮影した画像において、図 9.4 の矢印方向における画像中心からの変位を示したものである。特にガントリ角度 180 度ではディテクタは重力により位置精度が悪化する傾向を示している。また、ディテクタ位置が高さ 10 cm (SDD=110 cm) より 80 cm (SDD=180 cm) の変位が全体的に小さいのは、ディテクタの位置にかかわらず画像表示を SDD=100 cm の位置で行っているためである。つまり、ディテクタを SDD=100 cm から遠ざけた場合のディテクタ中心の変位は小さくなる。ただし、図 9.4 のディテクタ中心からの変位量は EPID の重力だけでなく、ガントリヘッドのたわみも付加された値であるため、必ずしもディテクタ位置がアイソセンタに近いほど変位が大きいとは限らない。

EPID を用いたフルエンス分布検証を行う際は、図 9.4 に示すようにあらかじめディテクタの変位を把握する必要がある。また、Portal Dosimetry はディテクタをアイソセンタから 0~80 cm 離れた位置で任意に行うことができるため、Image の拡大率と各位置でのディテクタの中心精度が問題となる。よって、アイソセンタ面以外で使用するときはあらかじめ拡大率の検証を行い、ディテクタの中心精度を確認することが必須である。

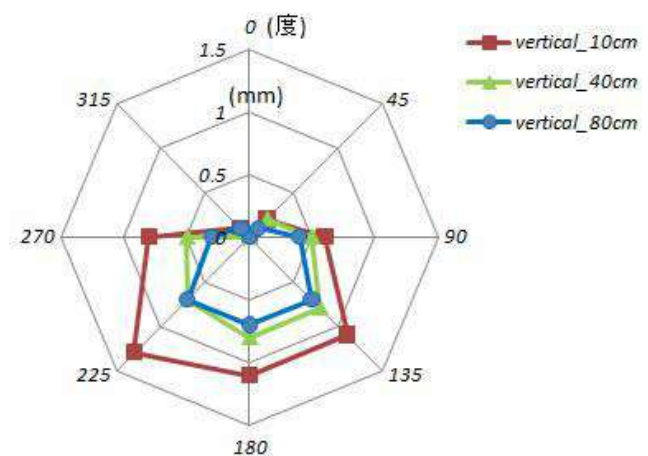


図 9.4 ディテクタの中心精度

9.3.3. 残像の影響

残像は Ghosting または Memory Effect と呼ばれ，照射後にディテクタに信号が残ってしまうことをいう．この影響は照射時間に依存するため，大きな MU を照射した後に小さな MU を照射したときに顕著に表れる^{7,8,9)}．また aSi layer のデザイン，製造の違い，トリガーレベルなどの撮影パラメータの違いにも影響される．aSi1000 では，IAS3monitor と呼ばれるディテクタのライブイメージを見るためのツールを使用すると照射後の残像を可視化できる．その残像は照射後数秒で視覚的には消失するが，信号は残っているため注意が必要である．

Ann ら⁷⁾は残像の線量プロファイルへの影響を検証し，5 cm × 5 cm で 500 MU 照射後に，15 cm × 15 cm で 10 MU 照射した場合に約 1% 線量が増加したと報告している．また図 9.5 に 10 cm × 10 cm の照射野で 20 → 20, 50 → 50, 100 → 100 MU の 3 条件で照射した場合で，照射間隔を 15 秒，30 秒，60 秒空けた時の残像を比較した結果と，照射 MU を 100 → 20, 20 → 100 MU の順番で同様に時間を空けて照射した場合の残像の影響を示す．50, 100 MU をそれぞれ連続照射した時には，照射後 15 秒で約 0.4% 信号が高くなるが，照射後 30 秒後にはその影響は見られない．しかし，20 MU 照射時には 60 秒時間を空けても依然として約 0.4% 信号が増加している．これは低 MU の照射では，残像による信号の相対的な割合が大きくなるためである．また，前後の照射 MU を変化させて照射したときには，20, 100 MU をそれぞれ連続して照射した場合より 20 → 100 MU の順番で照射したほうが残像の影響が小さく，一方 100 → 20 MU の順番で照射したほうが 20, 100 MU それぞれ連続して照射した場合より残像の影響が大きい．このことは残像が照射前後に付与された照射線量に依存することを意味している．よって，Portal Dosimetry を行う時は残像を考慮し，各測定の間隔に注意する必要がある．

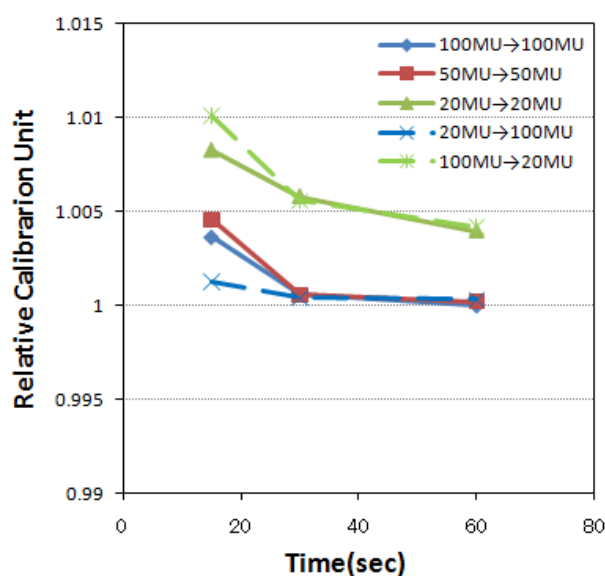


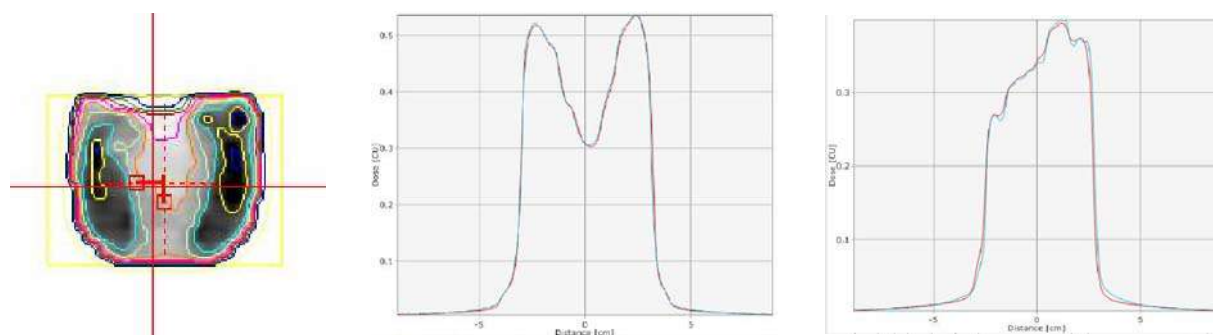
図 9.5 時間経過による残像の影響

9.4. フルエンス検証

Portal Dosimetry では、治療計画装置で得た EPID 上で予想されるフルエンス分布 (predicted image) と実際に EPID で取得したフルエンス分布 (measured image) の比較を行っている。つまり、フィルム法のようにファントム中の線量計算を含む線量分布検証とは異なり、フルエンス分布を検証するものである。ガントリ角度を治療時と同じ角度でフルエンス分布検証を行うことは、おもに重力を加味した MLC の動作確認のために有用である。しかしながら、9.3.2 項でも述べたように Portal Dosimetry ではガントリ 0 度以外ではディテクタの位置が重力により変位する可能性があるため、測定したフルエンス分布のずれの原因が MLC のずれなのか、ディテクタのずれなのかの区別が困難である。重要なことは Portal Dosimetry で何を検証するかを明確にすることである。単にビーム毎のフルエンス分布を検証する場合であれば、ディテクタの中心精度が確認できている角度 (0 度) で行うほうが位置の不確かさを小さくできる。

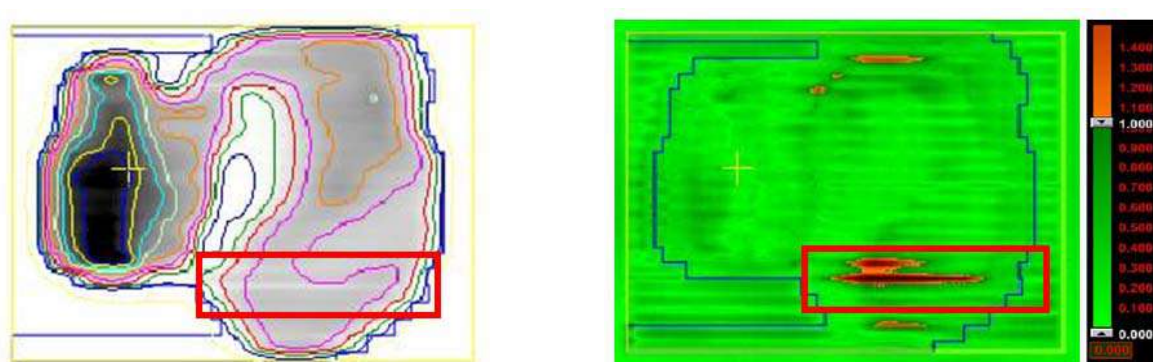
Portal Dosimetry の解析ソフトウェアである Review では、フルエンス分布を評価する範囲をイメージ全体もしくは照射野から 1 cm の範囲から選択できる。これはガンマ解析などの結果に影響するため、施設ごとに決定すべきである。フルエンス分布の評価項目としてはプロファイルの比較、Dose Difference、ガンマ評価 (Max Gamma, Average Gamma, Area > 1.0) がある。しかし、Distance-to-Agreement (DTA) 単独での評価は行うことができない。また、EPID の計画/測定画像は DICOM ファイル形式で出力できるため、他の評価ツールを使用することも可能である。図 9.6 に Portal Dosimetry を用いた IMRT フィールドの検証結果を示す。aS1000 は 0.39 mm の空間分解能があるため、プロファイルのピークまで再現されている [図 9.6 (b)]。しかし、long 方向のプロファイルでは、やや線量分布の起伏がある場所でずれを生じている [図 9.6 (c)]。これは predicted image の解像度より EPID で測定した measured image の解像度が高いためである。このように線量分布の起伏がある場所では両者の相違が生じやすい。図 9.6 はフルエンス分布のノーマライズなしでの比較であるが、フルエンス分布の高さが同じだから、dosimetry キャリブレーションが一致している (変動していない) とは限らない。ディテクタの感度 (信号出力) は比較的変動しやすいため、Portal Dosimetry を行うときには、治療時の IMRT フィールドだけでなく、同時に dosimetry キャリブレーションを行った条件 (照射野 10 cm × 10 cm, 100 MU, SDD 100 cm) のフィールドも測定し、信号出力とディテクタの感度に変化が無いことを確認することが望ましい。

また、治療計画では Tongue-and-Groove 効果 (以下、T&G) の影響が考慮されていない。よって、T&G は図 9.7 のように縞模様のような誤差として検出される。このように Portal Dosimetry では、空間分解能の低い 2 次元検出器とは異なり T&G 効果による誤差を検出することが可能である。もし許容できないほどの誤差が生じた場合には、T&G の影響を低減するような治療計画に変更することを推奨する。また、EPID は高分解能であるため、MLC の動作異常を発見しやすいという利点もあり、Mathilda¹⁰⁾らは MLC の動作異常があった場合に、MLC モーター交換前後のイメージを報告している。



(a) 測定フルエンス分布 (b) Lateral 方向のプロファイル (c) long 方向のプロファイル

図 9.6 Portal Dosimetry での IMRT フィールドの検証結果 (赤線:計画値, 青線:実測値)



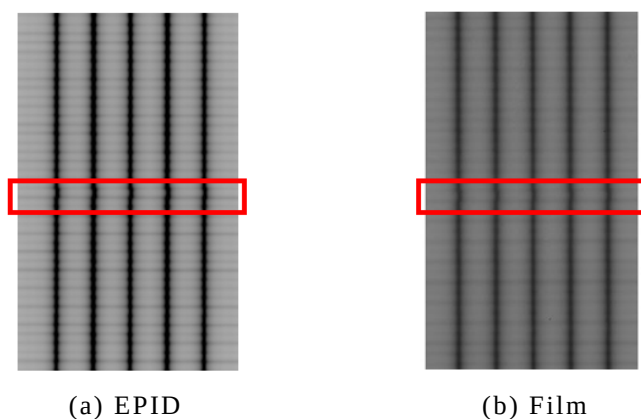
(a) 測定したフルエンス分布

(b) Predicted Image とのガンマ評価

図 9.7 Portal Dosimetry における Tongue & Groove 効果によるフルエンス分布への影響

9.5. MLC の QA

EPID を用いた MLC の品質管理については様々な報告がある¹¹⁻¹⁴⁾。EPID は 0.39 mm の空間分解能を有するためフィルムと同等の位置分解能で測定が可能である。図 9.8 は MLC に 0.5 mm のエラーがあるテストプランについてフェンステストを行った結果であるが、どちらもエラーの検出が可能であった。同様に Chang¹²⁾らは両手法でスリット間隔、スリット幅が相違しなかったと報告している。EPID で MLC の QA を行うときは、はじめにフィルムを用いる方法と比較し相違が無いことを確認する必要がある。



(a) EPID

(b) Film

図 9.8 フェンステストの比較

参考文献

1. Herzen J, Todorovic M, et al.: Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys. Med. Biol.* 52:1197-1208, 2007
2. Pouliot J, Aubry J, Aubin M, et al.: Dose-Guided Radiation Therapy Strategies with Megavoltage Cone-Beam CT. *Med. Phys.* 34: 2379, 2007
3. Vision Reference Guide Portal Vision™ & Dosimetry 6.5. Varian Medical Systems.
4. Portal Dosimetry Beam Data Measurements for Portal Dosimetry. Varian Medical Systems.
5. Peter BG and Camen CP: Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med. Phys.* 30: 1618-1627, 2003
6. Michael GH, James MB, David AJ, et al.: Clinical use of electronic portal imaging: Report of Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med. Phys.* 28: 712-737, 2001
7. Ann VE, Tom D, and Dominique PH: The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother. Oncol.* 71: 223-234, 2004
8. McDermott LN, Nijsten SMJJG, Sonke JJ, et al.: Comparison of ghosting effects for three commercial a-Si EPIDs. *Med. Phys.* 33: 2448-2451, 2006
9. McDermott LN, Louwe RJW, Sonke JJ, et al.: Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med. Phys.* 31: 285-295, 2004
10. Mathilda VZ, Maarten LPD, Hans CJB, et al: Dosimetric pre-treatment verification of IMRT using an EPID. *Radiotherapy and Oncology* 81: 168-175, 2006
11. Parent L, Seco J, Evans PM, et al: Evaluation of two methods of predicting MLC leaf positions using EPID measurements. *Med. Phys.* 33: 3174-3182, 2006
12. Chang J, Obcemea CH, Sillanpaa J, et al: Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator(DMLC) treatment. *Med. Phys.* 31: 2091-2096, 2004
13. Maria MH, Horold L and Daniel AL: MLC quality assurance using EPID:A fitting technique with subpixel precision. *Med. Phys.* 35: 2347-2355, 2008
14. Baker SJK, Budgell GJ and MacKay RI: Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration. *Phys. Med. Biol.* 50: 1377-1392, 2005

〔熊崎〕

10 章 線量分布の解析

目次

10.1. 比較方法の種類

10.1.1. 視覚的評価法

10.1.2. Dose-difference

10.1.3. Distance-to-agreement

10.1.4. コンポジット解析法

10.1.5. ガンマ解析法

10.2. ガンマ解析法の特徴

10.2.1. ノイズの影響

10.2.2. 線形補間の影響

10.2.3. 評価用線量分布の分解能

10.2.4. 計算時間

10.2.5. Gamma Angle

10.2.6. 臨床応用

参考文献

10. 線量分布の解析

10.1. 比較方法の種類

表 10.1 に線量分布を比較する際に用いる手法とそれぞれの長所と短所を示す。線量分布検証では、計画線量分布と測定線量分布をこれらの方法で比較し、最終的に両者が十分に一致しているか否かを判断しなければならない。通常、線量分布の比較は専用の解析ソフトを使用するが、ユーザーはそれぞれの比較方法の特徴と得られる数値が表わす意味を理解し、総合的に判断することを要求される。例えば、線量差を意味する **Dose-difference** は線量勾配が緩やかな領域や **Hot/Cold Spot** で生じる線量差を検出するために有効である。しかし、線量勾配が急峻な領域で生じる線量差については、根本的には位置ずれに原因がある場合が多い。よって、線量勾配が急峻な領域では位置のずれを同一線量点の間の距離として評価する **Distance-to-agreement (DTA)** が有効である。表 10.1 に示すそれぞれの比較方法は相補的であるため、少なくともこの 4 項目は評価することを推奨する。本節ではそれぞれの手法の特徴について具体的に説明する。

表 10.1 線量分布の比較方法の長所と短所

手法	長所	短所
視覚的評価法	- 容易である - 全体の傾向が読み取れる	- 定量性と客観性に欠ける - 検出能が低い
Dose-difference	- 従来の線量差を意味する - 線量勾配が緩やかな領域で線量誤差の検出に有効である。 Hot/Cold Spot の検出に有効	線量勾配が急峻な領域では、僅かな位置誤差によって大きな線量差を示すため、重要ではない場合がある
Distance-to-agreement (DTA)	- 等しい線量を示す点の間の距離（最短）を意味する - 線量勾配が急峻な領域で位置ずれの検出に有効である	線量勾配が平坦な領域では、僅かな線量差によって大きな DTA を示すため、重要ではない場合がある
ガンマ解析法	Dose-difference と DTA を合成した評価である - 線量分布全体を共通の指標（ガンマ値）で定量的に評価できる	Hot/Cold Spot の検出能が低い - ガンマ値は Dose-difference と DTA が複合されているため、線量差と位置誤差のどちらが支配的であるかが評価できない → Gamma Angle (10.2.5 参照)

10.1.1. 視覚的評価法

線量分布を重ね合わせる方法や線量プロファイルを比較する方法は視覚的評価であるため容易で、かつ全体の傾向などを観察する上で最も有効である。特に **PTV** の線量集中性やリスク臓器の線量低減が確認できるなど、線量分布検証では重要な評価法である。しかし、主観

的な評価となるため、客観性に欠け、定量性に乏しい欠点がある。また、相違がある場合でも見落とされる可能性があり、より確実に客観的な評価方法と組み合わせて行う必要がある。

10.1.2. Dose-difference

Dose-difference は線量差を意味し、視覚的な評価法と比較して客観的かつ定量的な評価が可能である。関心点 $\vec{r}_i$ における計画線量 $D_c(\vec{r}_i)$ と測定線量 $D_m(\vec{r}_i)$ を用いて、Dose-difference $[\delta(\vec{r}_i)]$ は次式で表される。

$$\delta(\vec{r}_i) = D_m(\vec{r}_i) - D_c(\vec{r}_i) \quad (10.1)$$

式(10.1)は計画線量を基準にした場合であるが、基準を計画線量と測定線量のどちらにするかで結果は異なる。一般的に、コミッシュニング時には測定線量を基準、計画線量を評価対象とし、患者毎の治療計画の検証ではその逆にする。解析ソフトによっては基準を選択することができない場合があるので注意する。また、それぞれの線量分布を最大線量や処方線量などでノーマライズ（規格化）して Dose-difference を得る場合がある。ノーマライズに関する注意は 7.1 節を参照されたい。

基本的に、Dose-difference は線量勾配が緩やかな領域や hot / cold spot の検出に有効な評価法である。特に、Tongue & Groove 効果で生じる cold Spot の検出には Dose-difference が最適である。しかし、線量勾配が急峻な領域では僅かな位置ずれによって過大な線量差を示すため、線量差自体はそれほど重要ではないことが多い。図 10.1 は半導体検出器（Photon Field Detector; PFD, Scanditronix- Wellhofer 社製）を用いて取得した軸外線量比（Off Center Ratio, OCR）と、それをプラス方向に 2 mm シフトした OCR を示し、さらに両者の Dose-difference を重ねている。Dose-difference は線量勾配が急峻である照射野辺縁で非常に大きい値を示し、100%を超える領域もある。このように線量勾配が急峻な領域における Dose-difference は、本来であれば許容できる程度の僅かな位置誤差（2 mm）に過剰に反応する傾向がある。線量勾配が急峻な領域では位置ずれを検出することが重要であり、10.1.3 節に示す DTA が有効である。

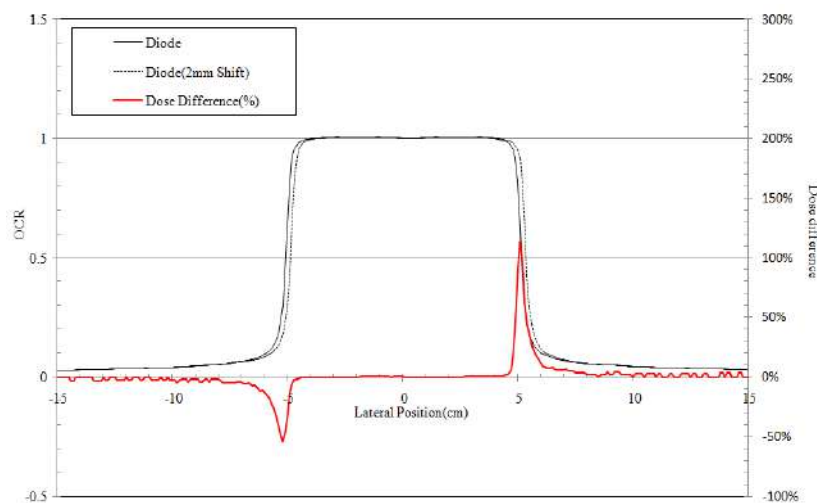


図 10.1 6 MV 光子線の OCR（黒実線）とそれをプラス方向に 2 mm シフトした OCR（黒破線）と両者の Dose-difference（赤実線）

10.1.3. Distance-to-agreement

Distance-to-agreement (DTA) は位置のずれを検出することを目的としており，計画線量分布と測定線量分布について等しい線量を示す点を検索し，その最短距離として定義される^{1,2)}．例えば，基準とする計画線量分布上の位置 $\bar{r}_c$ の線量が 100 cGy である場合，評価対象である測定線量分布上の 100 cGy を示す点の内， $\bar{r}_c$ から最も近い位置にある点 $\bar{r}_m$ までの距離が DTA となり，次式で表される．

$$DTA = |\bar{r}_m - \bar{r}_c| \quad (10.2)$$

DTA の単位は距離（mm）であり，線量勾配が急峻な領域で有効である．

Dose-difference とは逆に，DTA は線量勾配が急峻な領域で有効な評価法であり，線量勾配が平坦な領域では過大に評価される欠点がある．図 10.2 は線量勾配が急峻な領域と緩やかな領域における DTA を示している．図中の青色のポイントを基準とする場合，矢印の長さが DTA となる．線量勾配が急峻な領域においては基準付近に等しい線量が存在するため，DTA は比較的小さい値（短い距離）となる．通常，この DTA は検出器の位置ずれ，放射線治療装置の幾何学的な照射野位置のずれ，または検出器の体積平均効果の影響を示すと考えられる．一方で線量勾配が緩やかな領域において DTA は非常に大きな値（長い距離）を示す．この場合の DTA は線量分布における位置のずれとはほぼ無関係である．

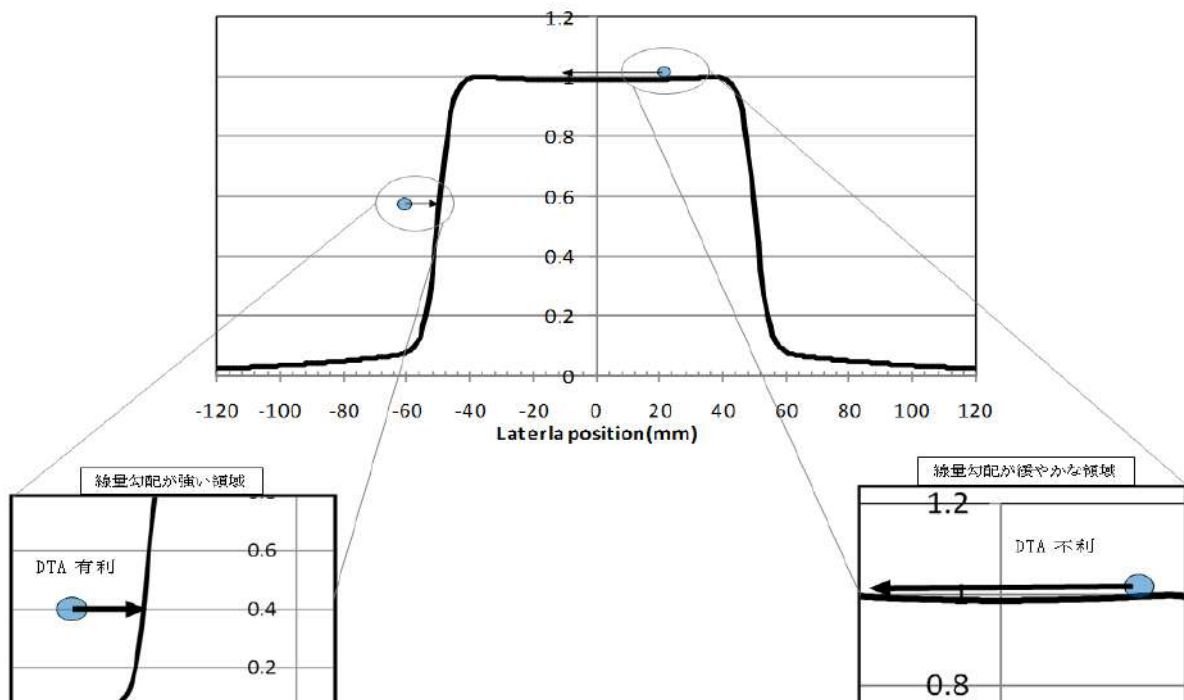


図 10.2 線量勾配が急峻な領域と緩やかな領域における DTA

10.1.4. コンポジット解析法

Dose-difference は線量勾配が緩やかな領域で，DTA は線量勾配が急峻な領域で重要となる．

このため、Harms^{3,4,5)}らは Dose difference と DTA を相補的に利用することにより、それぞれが持つ欠点を克服するコンポジット解析法を提案した。具体的には、Dose-difference と DTA の両試験を行い、両方で判定基準を満たさない場合を不合格とする評価法である。

- ・ 合格 : Dose difference と DTA のどちらかの判定基準を満たす場合、
- ・ 不合格 : Dose difference と DTA の両方で判定基準を満たさない場合。

図 10.3 に Low ら⁶⁾が報告したコンポジット解析法(c)と後述するガンマ解析法(d)の比較を示す。この評価方法は図 10.3(d)のガンマ値 1.0 とほぼ同じ形状を示す。しかし、判定基準を超えた場合のみの情報しか得られないため、定量的な評価を行うことができない欠点がある。

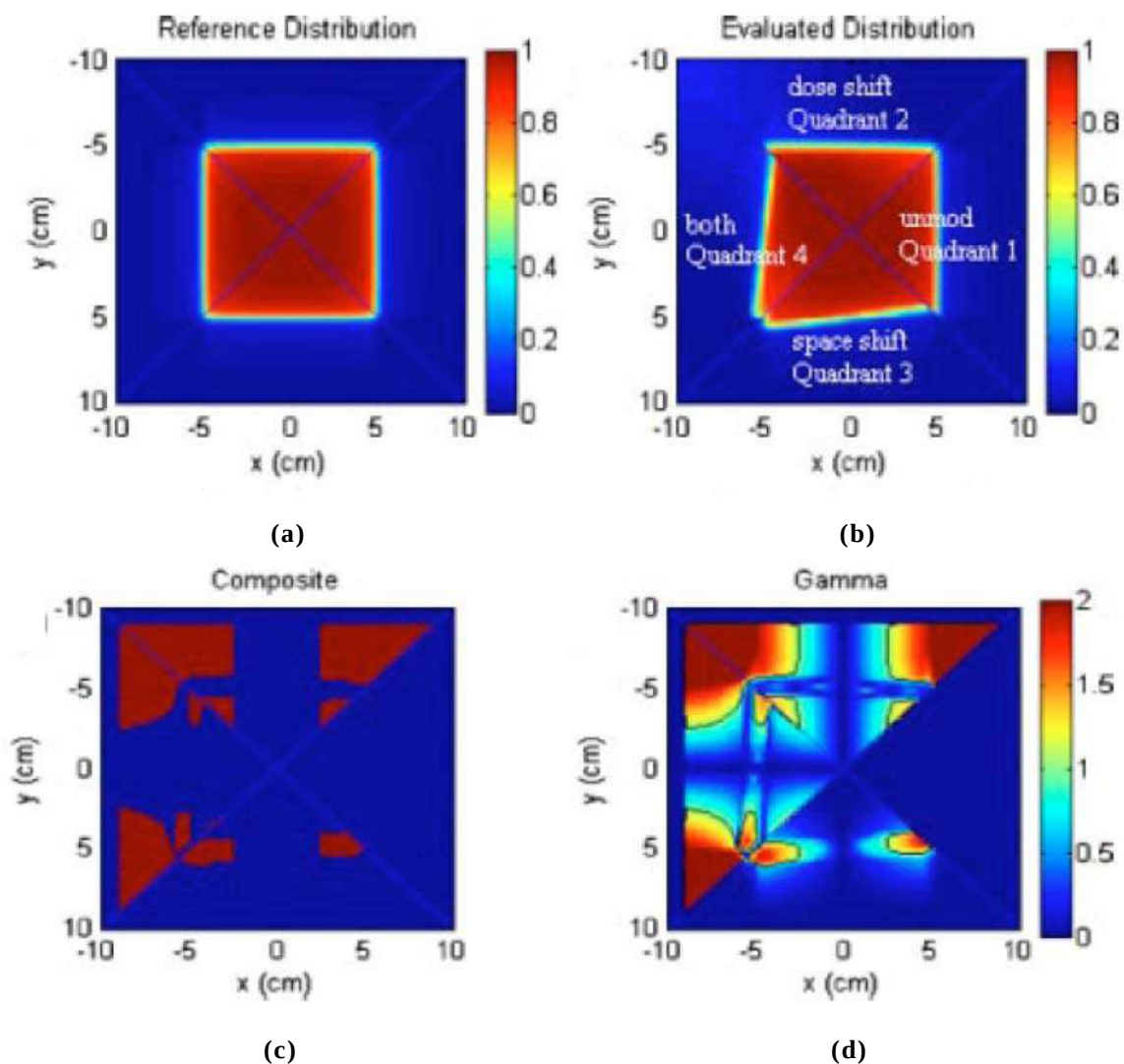


図 10.3 コンポジット解析法とガンマ解析法の比較⁶⁾

(a) 基準となる照射野 10 cm × 10 cm の線量分布, (b) (a)を人為的に変化させた評価用の線量分布であり, Quadrant 1 は変化なし, Quadrant 2 は $\Delta \text{Dose} = 0.012x$ の線量を加算 ($x = \pm 2.5 \text{ mm}$ で $\pm 3\%$ に相当), Quadrant 3 は $\Delta y = 0.12x$ の位置シフト ($x = \pm 2.5 \text{ mm}$ で y 方向 $\pm 3 \text{ mm}$ の位置ずれに相当), Quadrant 4 はその両方を行っている。 (c) コンポジット解析の結果 (赤い領域が不合格を示す), (d) ガンマ解析 (3% / 3 mm) の結果。

10.1.5. ガンマ解析法

ガンマ解析法は Low⁷⁾らによって 1998 年に提案され、その特徴は Dose-difference と DTA を複合して評価するためそれぞれの持つ欠点を克服している点である。つまり、線量勾配が急峻な領域においても緩やかな領域においても共通の指標であるガンマ値を計算して判定するため、線量分布全体について定量的な評価を行うことができる。

図 10.4 にガンマ解析法の概説図、表 10.2 にガンマ解析法で用いられるパラメータを示す。ガンマ解析法における判定基準は式(10.5)に示すように、基準点 $\vec{r}_e$ を中心とし、Dose-difference と DTA それぞれの判定基準である ΔD と Δd を 2 変数とした楕円方程式で表わされる。通例として、これらの判定基準は $\Delta D / \Delta d$ で表され、3% / 3 mm や 3% / 2 mm と示される。

基準点 $\vec{r}_e$ の小ガンマ値 [$\gamma(\vec{r}_e)$, 式(10.7)] の計算方法は、まず線量分布上の全ての点を評価点 $\vec{r}_e$ として大ガンマ値 [$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$, 式(10.6)] を計算し、得られた全ての大ガンマ値の最小値を小ガンマ値 [式(10.7)] として採用する。一般的に、ガンマ値とは式(10.7)で表される小ガンマ値 $\gamma(\vec{r}_e)$ を指す。また、理論上は線量分布上の全ての点を評価点 $\vec{r}_e$ として大ガンマ値を計算するが莫大な時間がかかるため、基準点を中心とした制限させた範囲内で大ガンマ値を求め、その中の最小値が小ガンマ値となる。

判定は、小ガンマ値が 1 以下であれば合格 [$\gamma(\vec{r}_e) \leq 1$]、1 を超えていれば不合格 [$\gamma(\vec{r}_e) > 1$] となる。また、1 以下であってもより 0 に近い程良く一致していることを示す。

Dose-difference の判定基準 ΔD に関する補足であるが、表 10.2 中の Dose-difference の判定基準 ΔD は最大線量や処方線量の 3% であると記載されている。これは低線量域において過大に評価されることを避けるためである。しかし、解析ソフトの種類によっては最大線量ではなく任意の値が採用されているものがあり、さらに閾値が設定可能な場合がある。また、ノーマライズを行わず吸収線量の絶対量として比較する場合は、処方線量を 200 cGy とするとその 3% に相当する 6 cGy が ΔD として採用される。

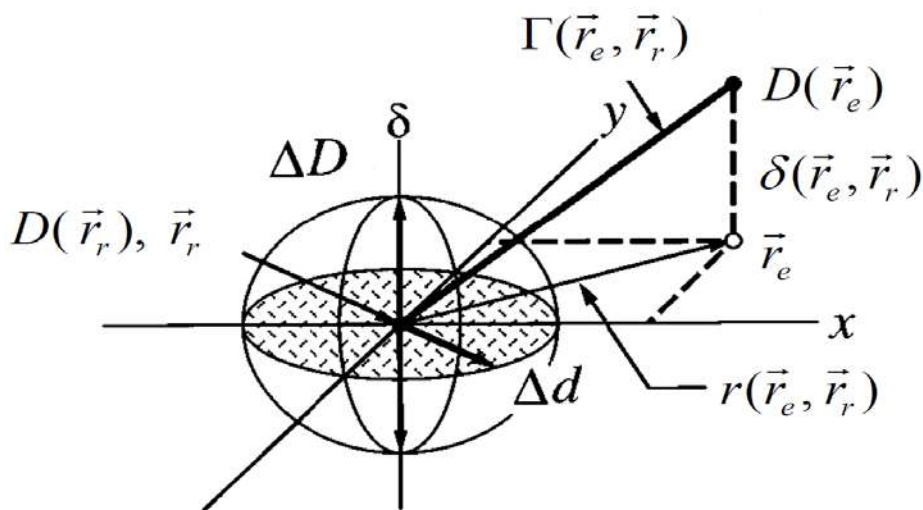


図 10.4 ガンマ解析法の概説図⁷⁾
各パラメータの説明は表 10.2 に示す。

表 10.2 ガンマ解析法に関連するパラメータ⁶⁾

シンボル	数式	定義
$D_r(\vec{r}_r)$	N/A	基準点 $\vec{r}_r$ における線量 D_r
$D_e(\vec{r}_e)$	N/A	評価点 $\vec{r}_e$ における線量 D_e
Δd	N/A	Distance-to-agreement の判定基準. 3 mm などが用いられる.
ΔD	N/A	Dose-difference の判定基準. 最大線量や処方線量、或いは $D_r(\vec{r}_r)$ の 3%などが用いられる.
$r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$	$r(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \vec{r}_e - \vec{r}_r $ (10.3)	基準点と評価点の距離.
$\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$	$\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)$ (10.4)	基準点 $\vec{r}_r$ における線量 D_r と評価点 $\vec{r}_e$ における線量 D_e の差.
判定基準	$1.0 = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}}$ (10.5)	小ガンマ値の判定基準. 長軸と短軸をそれぞれ $2 \Delta d$ と $2 \Delta D$ と した楕円体の表面を表す.
$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$	$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}}$ (10.6)	大ガンマ値. ある基準点 $\vec{r}_r$ に対し、全ての評価点 $\vec{r}_e$ で計算される.
$\gamma(\vec{r}_r)$	$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\}$ (10.7)	基準点 $\vec{r}_r$ の小ガンマ値. 全ての評価点 $\vec{r}_e$ について計算された $\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ の最小値.

次に図 10.5 で示すモデルを使って、簡単なガンマ値の計算を行う．基準点 $\vec{r}_r$ は 1 点のみとし、その線量を 100 とする．実際には、この基準点は線量分布の 1 ピクセルや 2 次元検出器の 1 素子に相当する．評価用の線量分布は離散的なデータであるため、より正確にガンマ値を計算するためには線形補間を用いてデータ間の領域についてもガンマ値を計算する必要がある．しかし、ここでは計算を簡単にするため省略する．線形補間の影響については 10.2.2 節を参照されたい．図 10.6 (a)-(d)は図 10.5 の評価用の線量分布を示し、4 ケースそれぞれに対してガンマ値を計算する．また、線量分布は第 2 象限のみ表示している．点線で書かれた円は DTA の判定基準であり、表 10.2 では Δd に対応する．ここでは 3 mm としており、Dose-difference の判定基準 ΔD は基準値 100 の 3%とする．

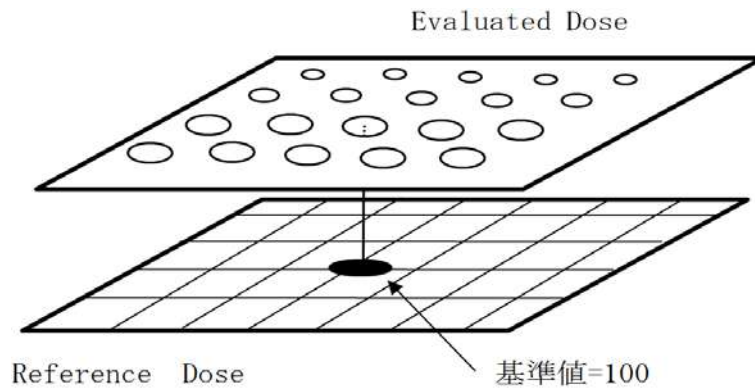


図 10.5 基準用線量分布 (Reference dose) と評価用線量分布 (Evaluated dose)
基準点 $\bar{r}_r$ の線量を 100, 評価用線量分布を図 10.6 としてガンマ解析を行う.

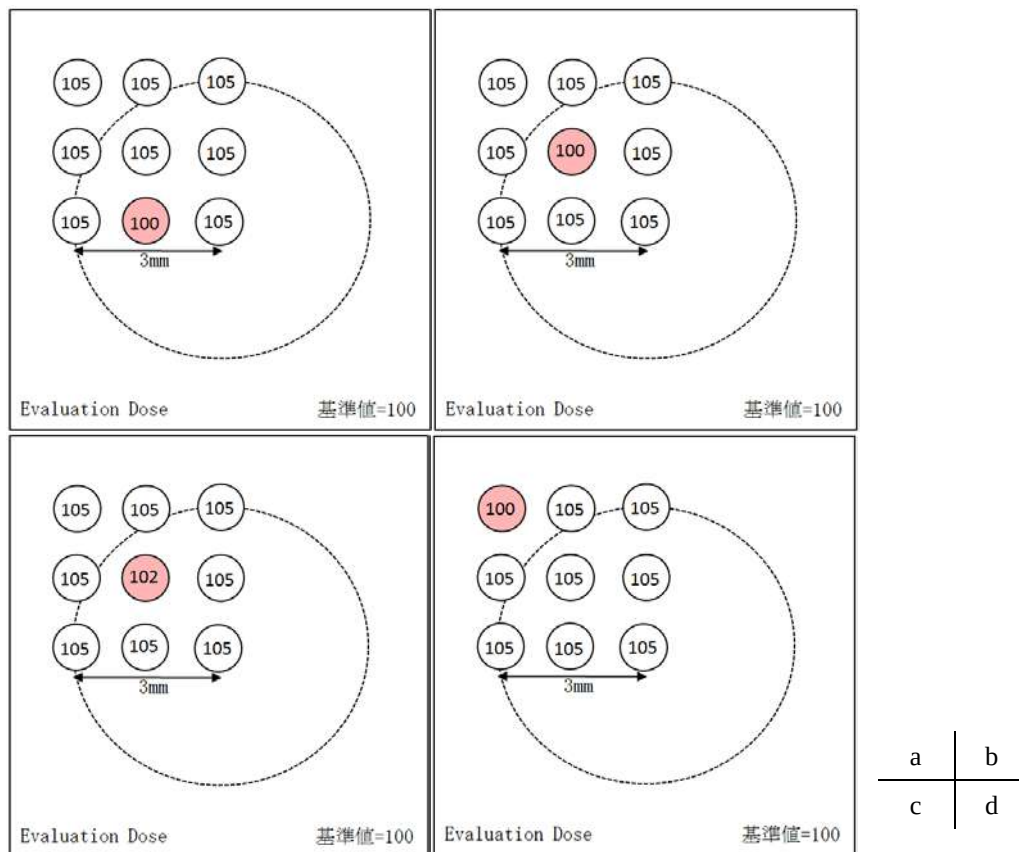


図 10.6 評価用の線量分布

図中の○は全て Evaluation Dose であり, 点線で書かれた円の半径は 3 mm である. 判定基準は 3%/3 mm としてガンマ解析を行う. 評価用の線量分布は計算を簡単にするために, 第 2 象限のみ表示してある.

図 10.6 (a) の場合

○が Evaluation Dose であり, 基準点の線量は 100 である. 基準点から最も近い距離で線量の相違が少ない場所は赤色で示してある. よって赤のポイントの大ガンマ値 Γ を計算すると,

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{3 \text{ mm}/2}{3 \text{ mm}}\right)^2 + \left(\frac{0\%}{3\%}\right)^2} = 0.5 \quad (10.8)$$

である．それ以外のポイントでは全て線量が 105 を示しているので Dose-difference の判定基準 3%を超えている．したがって， Γ は必然的に 1.0 以上を示すことになる．小ガンマ値は全てのポイントの最小値を採用することから，図 10.6 (a)のガンマ値は 0.5 となる．

図 10.6 (b)の場合

(b)は(a)のポイントが上方向に 1 ポイント移動した場合である．赤のポイントのガンマ値を計算すると，

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{2} \times 3 \text{ mm}/2}{3 \text{ mm}}\right)^2 + \left(\frac{0\%}{3\%}\right)^2} = \frac{1}{\sqrt{2}} \cong 0.71 \quad (10.9)$$

となる．それ以外の点は全て線量が 105 を示すことから， Γ は 1.0 以上を示す．よって図 10.6(b)の小ガンマ値 γ は 0.71 となり、(a)のケースよりも γ が大きい値を示している．これは基準点から距離が $\sqrt{2}$ 倍だけ離れたことが影響している．

図 10.6 (c)の場合

(c)は(b)の赤のポイントと同じ位置を示すが，値が 100 から 102 に変化した場合である．赤のポイントの大ガンマ値 Γ を計算すると，

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{2} \times 3 \text{ mm}/2}{3 \text{ mm}}\right)^2 + \left(\frac{2\%}{3\%}\right)^2} = \sqrt{\frac{17}{18}} \cong 0.97 \quad (10.10)$$

である．注目すべきことは(b)のケースよりも γ が大きい値を示していることである．これは線量が 100 から 102 に変化したためである．

図 10.6 (d)のケース

このケースは DTA の判定基準 3 mm を超えた領域に最小値である赤のポイントが位置している場合である．赤のポイントの大ガンマ値 Γ を計算すると，

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{2} \times 3 \text{ mm}}{3 \text{ mm}}\right)^2 + \left(\frac{0\%}{3\%}\right)^2} = \sqrt{2} \cong 1.41 \quad (10.11)$$

であり 1.0 を超えている．円の内側で上記の Γ より低い値を示す可能性があるため，最も基準点からの距離が短い，基準点の直上の Γ を計算する．

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{0 \text{ mm}}{3 \text{ mm}}\right)^2 + \left(\frac{5\%}{3\%}\right)^2} = \frac{5}{3} \cong 1.67 \quad (10.12)$$

両者を比較したところ，(d)の場合の小ガンマ値 γ は 3 mm の外側に位置する赤のポイントの大ガンマ値 Γ である 1.41 が採用される．このようにガンマ解析法は基準点からどこまで計算範囲に設定するかで計算結果が変化する．しかし，適切な計算範囲に関しては未だ論文などで報告されておらず，施設の判断に委ねられているのが現状である．

今回の結果では図 10.6 (a) (b) (c)の小ガンマ値が 1.0 以下を示していることから合格となる。ただし、ガンマ解析法は小ガンマ値によって相違を定量的に評価できることが大きな特徴である。このため、小ガンマ値が最も 0 に近い値を示した (a)の線量分布が最も良く基準値と一致していることになる。

最終的に、ガンマ解析法では図 10.3 (c)に示すコンポジット解析法の結果と同様に試験の合格を 2 値化して表示する方法や、図 10.3 (d)のように小ガンマ値の分布を表示する方法によって、線量分布のどの位置で不合格となっているかを視覚的に評価することが重要となる。特に、全門検証では標的やリスク臓器の解剖学的な位置を考慮して検証の合格を判定することは必須である。また、ガンマ解析法では小ガンマ値が 0 に近いほど良好な結果が得られていることを示すため、結果を統計的に解析することでより定量的な評価が可能となる。よって、線量分布全体における小ガンマ値の平均値や最頻値、判定の合格率、小ガンマ値の度数分布ヒストグラムであるガンマヒストグラムなどが線量分布検証の合格を判定する際に重要な項目となる。図 10.7 はその 1 例として SUN NUCLEAR 社の MapCHECK^{8,9)}で求めたガンマヒストグラムである。

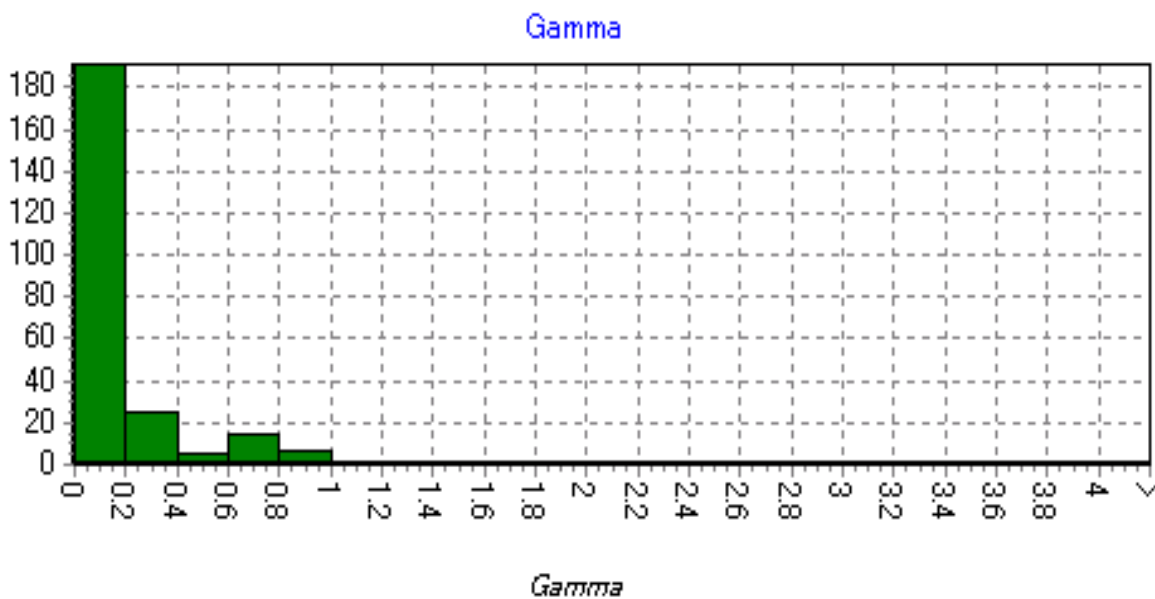


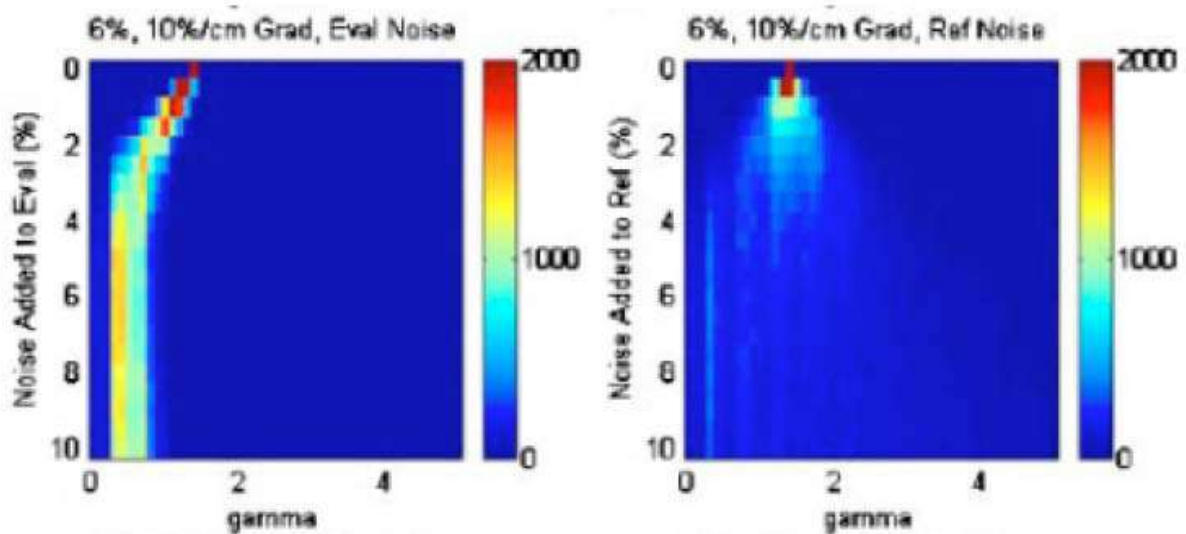
図 10.7 MapCHECK の解析ソフトのガンマヒストグラム^{8,9)}

10.2. ガンマ解析法の特徴

10.2.1. ノイズの影響

Low らはノイズがガンマ解析に及ぼす影響について報告している⁶⁾。これは特に粒状性が問題になるフィルムや統計的な不確かさが伴うモンテカルロシミュレーションで得た線量分布に対して行うガンマ解析で問題となる。図 10.8 は線量勾配が平坦な領域において線量の相違がすでに 3%ある場合にノイズがガンマ解析に及ぼす影響を調べた結果である⁶⁾。横軸がガンマ値、縦軸は加えたノイズのばらつき度を示している。マップ上に示している強度はガンマヒストグラムの度数に相当し、判定基準は 3%/3 mm である。図 10.8 (a)はノイズが評価用

の線量分布上に生じた場合であり、ノイズのばらつき度の増加とともにガンマヒストグラムは左側にシフトしている。これはガンマ解析法の計算方法がガンマ値の最小値を採用していることが要因となっている。つまり、ノイズのばらつき度の増加とともに基準の値に近い値を示す確率が増え、結果としてより低いガンマ値を返すことになる。このような現象はモンテカルロシミュレーションの計算値を評価用の線量分布とした場合に生じ、ノイズのばらつき度の増加とともに結果は過小評価になる。一方で図 10.8 (b)は基準の線量分布上にノイズが生じた場合であり、基準の値にノイズが追加されたことにより、得られるガンマ値自体にノイズのようなばらつきの影響を直接受けることになる。



(a) Evaluated dose にノイズが生じた場合 (b) Reference dose にノイズが生じた場合

図 10.8 ノイズがガンマ解析に及ぼす影響⁶⁾

10.2.2. 線形補間の影響

図 10.5 と 10.6 では離散的なデータに対してガンマ値を計算している。しかし、より正確にガンマ値を計算するためには、データ間を線形補間してガンマ値を計算する必要がある。補間の影響について、Depuydt らは EPID dosimetry を用いて報告している¹⁰⁾。図 10.9 (a)に示すように、判定基準を意味する楕円を 2 つのデータが挟むような場合、離散的なデータとしてガンマ値を計算すると 2 つのデータは楕円の外側に位置するためガンマ値は 1.0 以上になる。しかし、実際には線量分布が楕円を貫いていることからガンマ値 1.0 以下を示すポイントは必ず存在し、この場合線形補間を用いて 2 点間のガンマ値を計算する必要がある。このような条件は線量勾配が急峻な領域で見られ、離散的なデータでガンマ解析をした場合にはガンマ値を過大評価してしまう。図 10.9 (b)は EPID dosimetry を基準の線量分布としてガンマ値を計算した結果であり、黒が線形補間を使用しないで判定基準を満たした領域、白が判定基準を満たしていない領域である。線形補間を必要とする図 10.9 (a)のような領域はグレーで表示されており、線量勾配が急峻な領域で見られる。

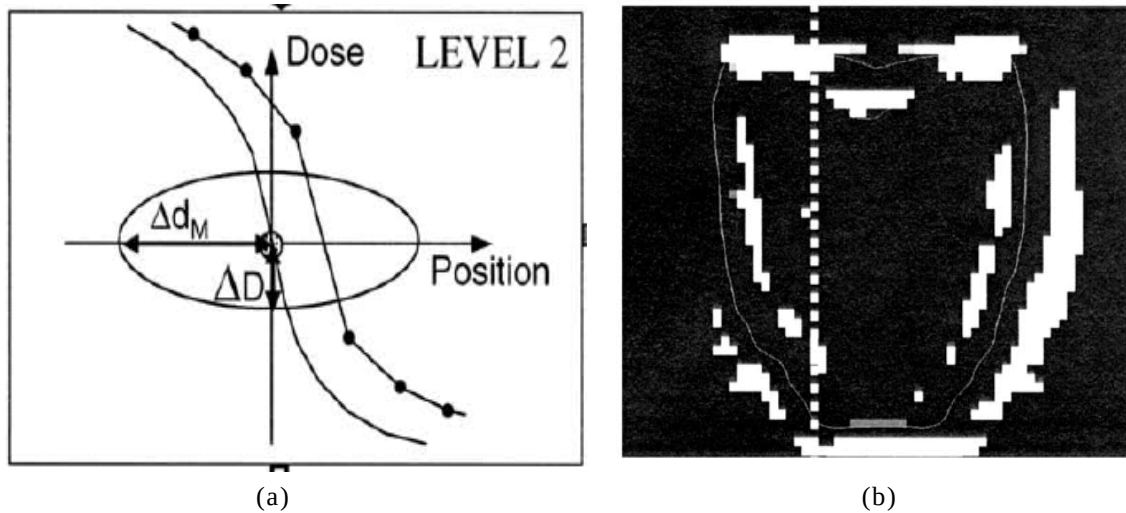


図 10.9 EPID を用いた Prostate IMRT Field におけるガンマ解析¹⁰⁾ (5% / 4.5 mm)

10.2.3. 評価用線量分布の分解能

ESTRO Booklet No.7 では評価用線量分布の分解能 (1pixel あたりの距離) は DTA に対する判定基準の 1/3 以下であることが望ましいと報告されている¹¹⁾. つまり, 判定基準を 3%/3 mm として設定する場合は, 線量分布の分解能は 1 pixel あたり 1.0 mm 以下が望ましいといえる. より詳細な結果については, 2003 年に Low らが分解能を変化させた時のガンマ解析の影響について報告している⁶⁾.

10.2.4. 計算時間

ガンマ解析の計算時間は線量分布のピクセル数に依存する. 例えば2次元検出器は素子の数が約1000個であるため計算時間は短い, 高分解能が特徴であるEPIDやフィルムなどではより長い計算時間を要する. Low らは800 MHz Pentium4のコンピュータを用いて14.1 cm × 15.2 cm, 1 mm/pixelの線量分布をガンマ解析した場合, 約5分の計算時間を要したと報告している⁶⁾. またStock らもAthlon AMD 1.6 GHzのコンピュータを用いて17 cm × 14 cmの線量分布に対してガンマ解析を行い, 約15分の計算時間を要したと報告している¹²⁾. Depuydt ら¹⁰⁾は治療前にEPIDの画像を取得し, 照合を目的としてガンマ解析を行っている. しかし, この計算時間が問題になることを指摘し, 計算時間を短縮するための新しい計算方法, *a level based approach*を提案している. また, Bakai ら¹³⁾も計算時間を短縮するためにガンマ解析法をベースにした χ method を提案している.

10.2.5. Gamma Angle

ガンマ解析法の特徴は, 線量勾配が緩やかな領域でも急峻な領域でも共通の指標であるガンマ値で定量的な評価ができることである. しかし, ガンマ値のみで評価するため Dose-difference が支配的なのか, DTA が支配的なのかを知ることができない. Stock ら¹²⁾はこの問題を指摘し, Gamma Angle という新たな指標を導入した. 図 10.10 と式(10.13)に Gamma Angle の定義を示す. Gamma Angle は Dose-difference と DTA を変数とした時の楕円上のベクトルの

角度に相当する．ここで式(10.13)の物理量は表 10.2 を基にしている．

$$\text{Gamma angle} = \tan^{-1}\left(\frac{|r/\Delta d|}{|\delta/\Delta D|}\right) \quad (10.13)$$

Gamma Angle が $\pi/2$ に近い時は, Dose-difference より DTA が支配的になり, 逆に Gamma Angle が 0 に近い時は Dose-difference が支配的になる．そのため, Gamma Angle とガンマ値の分布を併用することにより, より高度な解析が可能となる．図 10.11 に Stock ら¹²⁾による前立腺 IMRT の Gamma Angle の解析結果を示す．左の図は 3%/3 mm で計算したガンマ値の分布であり, 右の図は Gamma Angle の分布である．線量勾配が急峻な領域において Gamma Angle が $\pi/2$ に近い値を示している．これより, 線量勾配が急峻な領域では Dose-difference より DTA が支配的であることが分かる．一方, 線量勾配が緩やかな領域では Gamma Angle は 0 に近い値を示し, DTA より Dose-difference が支配的となる．

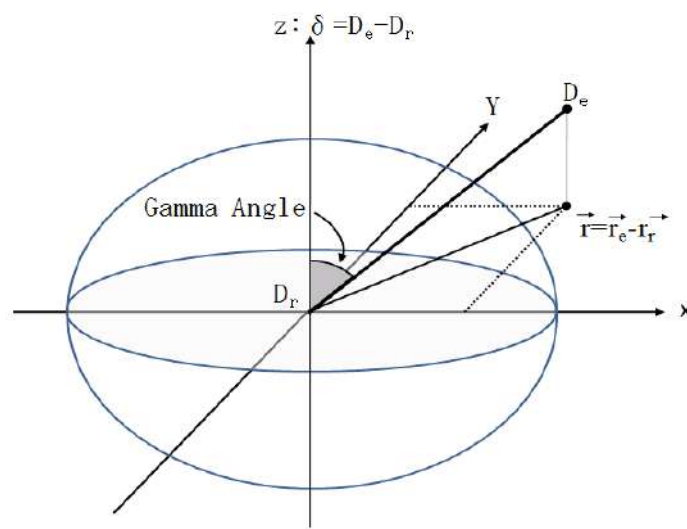


図 10.10 Gamma Angle の計算方法

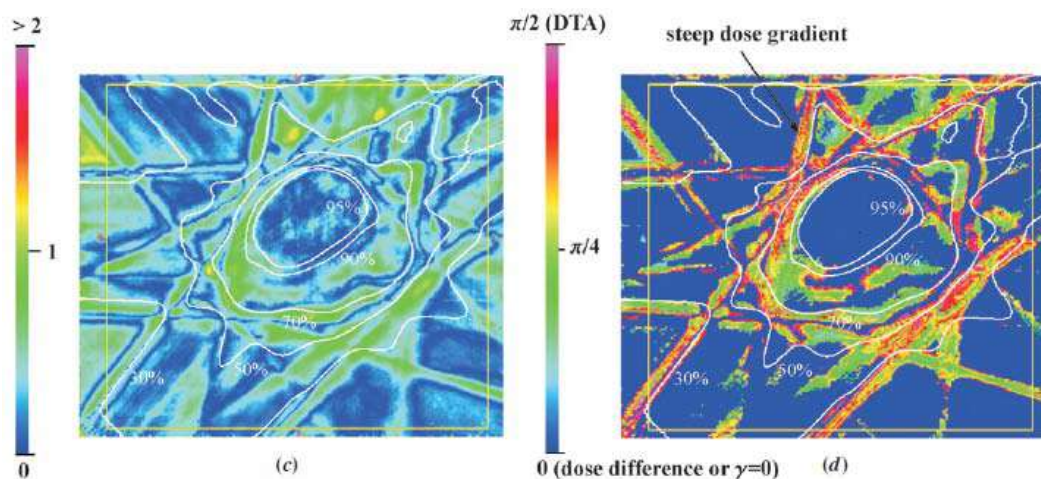


図 10.11 前立腺 IMRT におけるガンマ値（左）と Gamma Angle（右）の分布¹²⁾

10.2.6. 臨床応用

ガンマ解析の臨床応用としては、Depuydt ら¹⁰⁾は 2002 年に前立腺 IMRT の患者に対して、直腸内ガスの有無などをより迅速に判別できるように、*a level based approach* というガンマ解析法を提案し、日々撮像が行われる EPID の画像をガンマ解析している。また Martin ら¹⁴⁾は 2007 年に 2 機種 of 放射線治療装置で治療が行われた 57 症例の頭頸部 IMRT に対してフィルムを用いた検証でガンマ解析を行った結果、2 機種 of 装置に系統的な相違があることを見出している。McDermott ら¹⁵⁾も 2007 年に EPID dosimetry を用いてガンマヒストグラムを用いて統計的な解析を行い、 γ_{ave} , γ_{max} , $P_{<1}$ (γ 値が 1 以下を示す割合) などの指標を算出し自施設のプロトコルの作成を行っている。また Stock ら¹²⁾も γ_{ave} , γ_{max} , $\gamma_{1\%}$ (全体の 1% の割合を示すガンマ値) を算出し判定基準の構築を行っている。また Spezi¹⁶⁾らはモンテカルロシミュレーションを基準の線量分布として、治療計画装置の線量分布に対して 3 次元的な体積を取り入れた Gamma Volume Histogram を提案している。

参考文献

1. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B, et al.: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 60, 191–201, 2001.
2. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, et al.: Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26: 261–73, 1993.
3. Harms WB, Low DA, Wong JW, et al.: A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms, *Med. Phys.* 25, 1830–1836, 1998.
4. Shiu AS, Tung S, Hogstrom KR, et al.: Verification data for electron beam dose algorithms, *Med.Phys.*19, 623–636, 1992.
5. Cheng A, Harms WB, Gerber RL, et al.: Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm, *Med.Phys.* 23, 685–693, 1996.
6. Low DA, Dempsey JF: Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, *Med. Phys.* 30, 2455–2464, 2003.
7. Low DA, Harms WB, Mutic S, et al.: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25: 656–61, 1998.
8. Letourneau D, Gulam M, Yan D, et al.: Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiat Oncol*, 70, 199–206, 2004.
9. Jursinic PA, Nelms BE, et al.: A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Med. Phys.* 30, 870–879, 2003.
10. Depuydt T, Esch AV, Huyskens DP.: A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation, *Radiat Oncol*, 62,309–319, 2002.
11. Mijnheer B: Quality assurance of treatment planning systems-practical examples for non-IMRT photon beams, *ESTRO Booklet No.7*, 2004.
12. Stock M, Kroupa B, Georg D. : Interpretation and evaluation of the γ index and the γ index angle for the verification of IMRT hybrid plans, *Phys. Med. Biol.* 50,399–411, 2005.
13. Bakai A, Alber M, Nusslin F: A revision of the γ -evaluation concept for the comparison of dose

- distributions, *Phys. Med.Biol.* 48, 3543-3553, 2003.
14. Martin ED, Fiorino C, Broggi S, et al.: Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: The importance and use of the histograms statistical analysis. *Radiot. Oncol.* 85, 399-406, 2007.
 15. McDermott L, B.A./B.SC.(HONS), Wendling M, et al.: Replacing pretreatment verification with in vivo EPID dosimetry for prostate IMRT, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 67, 1568-1577, 2007.
 16. Spezi E, Lewis DG: Gamma histograms for radiotherapy plan evaluation, *Radiother Oncol*, 79, 224-230,2006.

〔岡本〕

11 章 独立線量検証

目次

11.1. モンテカルロシミュレーション

11.2. その他の方法

11.3. 独立検証ソフトウェアの導入に向けて

参考文献

11. 独立線量検証

安全な放射線治療を実施するためには、治療計画装置（RTPS）で計算した線量分布や計画 MU 値が誤っていないかを何らかの方法で確認しなければならない。しかし、治療計画装置で計算した計画 MU 値や線量分布の正確度と精度を検証するために全てのビームで測定を行うことは労力やコストの面から考えて大きな負担である。そのため、従来の放射線治療では測定による検証の代わりに臨床業務で使用する治療計画装置とは異なる系統の線量計算システムで計算し、治療計画装置の計算値を保証することが推奨されている^{1), 2)}。

この別系統の線量計算システムには治療計画装置の照射情報を参照しながらマニュアルで線量計算する簡単なシステムもあれば、治療計画装置から DICOM 形式で出力した幾何学的情報（患者やファントムの CT データ、関心領域など）と照射情報（ガントリ角度やコリメータ角度、線量計算点の座標など）を用いる高度なシステムもある。また、基となる測定データは治療計画装置と同じデータを用いる場合と、別に取得する場合がある。いずれにしても、線量計算の過程が治療計画装置から独立している必要があり、以下、このようなシステムを独立検証システムと呼ぶ。

IMRT においても同様の試みが可能であり^{3), 4)}、Step and Shoot 方式ではセグメント毎に、Dynamic MLC 方式は各コントロールポイントで分割した照射野毎に線量計算を行い、それらを積算することで最終的な線量分布を取得できる。ただし、現状では IMRT に適用できる独立検証システムやその方法が限定的であり、また、治療計画装置と独立検証システムとの比較だけでは実機側の不確かさから生じる投与線量の誤差を検出できない欠点があるため、基本的に本書では測定による検証を推奨する。

IMRT の場合、独立検証システムは多数のセグメントや照射角度からの計算に対応していなければならない。そのため、手作業で入力を行う方法は、煩雑さと作業ミスリスクを考慮すると仮に精度が高い方法であっても推奨できない。さらに、IMRT では Jaw や MLC などのコリメータ系からの漏洩線を考慮した線量計算を行う必要があるが、従来の MU 検証システムでは全ての照射条件で漏洩線を正確に計算することは難しい。

現在、IMRT の独立検証が可能なシステムは、汎用 Monte Carlo コードを用いて構築されたシステム、別機種の治療計画装置の利用、IMRT に対応した独立検証専用のソフトウェア、EPID を用いた検証システムなどがあげられる⁴⁾。本章では EPID を用いた検証システムを除く独立検証システムを紹介する。EPID を用いた検証システムについては 9 章を参照されたい。

11.1. モンテカルロシミュレーション

モンテカルロ（MC）シミュレーションを用いた独立線量検証は、既に多くの論文で報告されている^{5)~10)}。AAPM TG105⁵⁾では、MC 法の治療計画装置への適用が報告されており、合わせてその問題点なども挙げられている。また、MC コードには色々な種類があり、それぞれに特徴がある^{11)~16)}。バージョンによって相互作用の取り扱い方や反応断面積の値とそれらの計算法に違いがあったり、省略されていたりするので、使用前に確認が必要である。使用する MC コードの特徴を理解し、十分な計算精度検証を行って、測定との整合性を確認できなければ検証の意味をなさない。表 11.1 に MC コードの種類と計算時間、計算精度を示す。

MC 法はユーザーの指定した物質情報に対して、光電効果、コンプトン散乱、電子対生成などに代表される光子、電子（あるいは中性子）と物質との相互作用について、それらの反応断

面積や散乱角などの基本的な物理情報を確率的にとらえ、確率過程を表現する確率変数を導き、乱数を発生させてその過程を追跡する¹¹⁾。従来の実測モデルや理論モデルに基づく線量計算アルゴリズムに比べて、二次粒子以降も考慮されるため物質内の粒子の散乱やエネルギー吸収の過程をより忠実に再現することができる。また、不均質な物質中では、物理特性の異なる2物質の境界で粒子の移動距離が再評価され、物質特性に応じた反応断面積が採用される。本書では不均質ファントムを用いた線量検証について言及しないが、MC法はこのような不均質物質内線量計算に対応できる利点がある¹⁷⁾。

照射ヘッド部から出力されるビームをモデリングしたMC法は、照射ヘッド部から二次的に発生するX線や電子線が考慮されるため、線量ビルドアップ部においても高い計算精度が期待できる^{13), 18)~19)}。このため、照射ヘッド内の構造を忠実に再現したシミュレーションモデルが必要である。NRCC (National Research Council Canada) が提供する BEAMnrc コードでは、GUIベースのアプリケーションによって複雑なプログラミングの技術がなくても、比較的簡単に加速器の照射ヘッド部を構築することが可能である¹³⁾。また、その他のコードにおいても照射ヘッド部をモデリングする試みがなされている¹⁰⁾。図 11.1 に BEAMnrc コードを用いて作成した照射ヘッド部構造の略図を示す。

ビームモデリングに大きく影響を与えるパラメータを表 11.2 に示す。照射ヘッド部の構造が決まっている場合、入射電子束の平均エネルギー、及びエネルギー分布は PDD (あるいは TMR) に影響を与える。また、軸外方向の線量分布の形状は、入射電子束のターゲットに衝突する位置の揺らぎで変化する。このことから、モデリングではターゲットに衝突させる入射電子のパ

表 11.1 ICCR ベンチマークによる種々の MC コードを使用した計算精度の結果比較⁵⁾

計算時間は照射野 10 cm × 10 cm, 6 MV 光子線で、計算精度は 1.5 cm × 1.5 cm, 18 MV 光子線で求めた。計算条件は Pentium IV 3 GHz CPU のシングルタスクを基準としている。これらの結果はコンパイラやコンピュータの性能によって大きく変化する。

モンテカルロコード	推定時間 (min)	EGS4/PRESTA/DOSXYZ と比較した線量の相違 (%)
EGS4/PRESTA/DOSXYZ	43	0, 基準
VMC++	0.9	±1
XVMC	1.1	±1
MCDOSE (modified EGS4/PRESTA)	1.6	±1
MCV (modified EGS4/PRESTA)	22	±1
DPM (modified DPM)	7.3	±1
MCNPX	60	Al/lung の設定で最大 8%の相違 (平均的には±1%)
PEREGRINE	43	±1
GEANT4 (4.6.1)	193	±1 (計算領域が均一な水で、水/ 空気の設定)

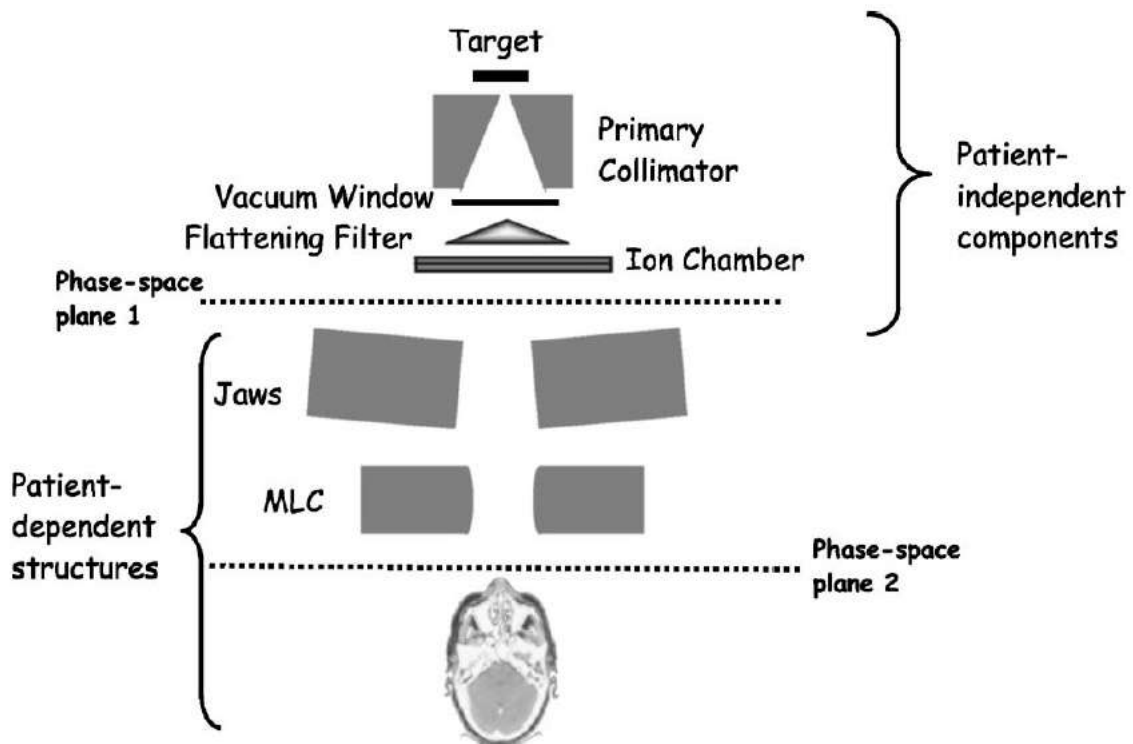


図 11.1 Varian 社製加速器の X 線モードでの照射ヘッド部の構造⁵⁾

図中の Phase-space plane 1 は患者依存部と患者非依存部のシミュレーションを分ける平面を示す。また、他社製の加速器で Jaw や MLC の構造が異なる場合は変更が必要となる。

ラメータを調整することになる。照射野外の漏洩線量については、MLC に使われている物質（主にタングステン）の実効密度を変化させて調整することが多い^{5),13),18),19)}。

MC 法は様々な現象の決定に乱数を用いる確率論的解法であるため結果に必ず統計誤差を含むが、シミュレーション中の計算量は連続的であり、ある計算グリッドの線量はそのグリッド体積内の平均値である。一方、従来の治療計画装置で用いられる Convolution 法、Superposition 法や Clarkson 法は、計算グリッドのある位置の点の線量を計算する離散的な計算法である¹⁷⁾。

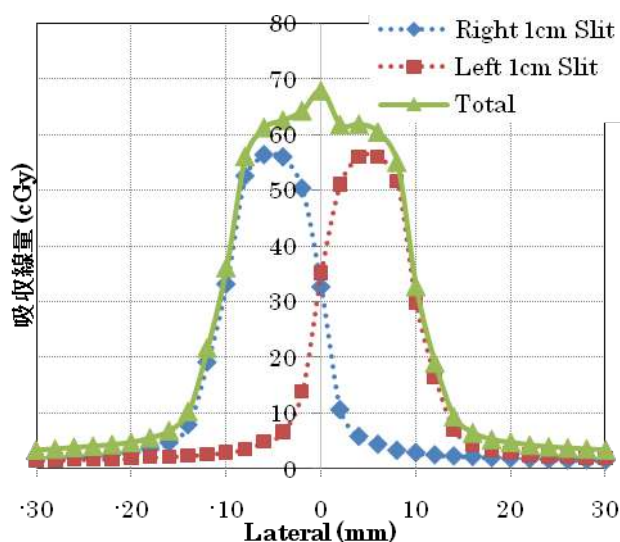
図 11.2 に示すような 2 つの照射野のつなぎ目が発生するような場合、離散的な計算法では計算グリッドの位置により線量分布が大きく異なる場合があるが、純粋な MC 法では計算グリッド体積内の平均値であるため、このような差異は小さくなる。

MC 法を用いた IMRT の線量計算については多くの論文が報告されており、その有用性の高さがわかる^{5), 7)~10)}。図 11.3, 11.4 に IMRT でフィルム法と MC 法または治療計画装置の計画線量を比較した例を示す。このように良好にコミッショニングされた MC 法は、一点の線量だけでなく 2 次元線量分布検証においても高い精度を有する。

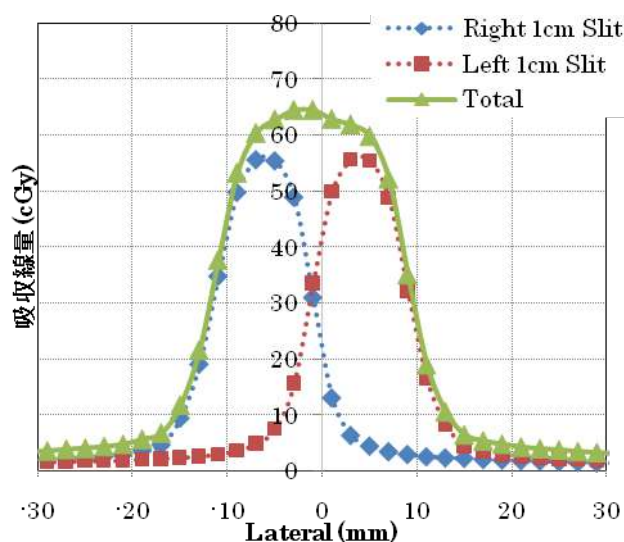
EGS5 や MCNP など汎用コードを用いたシステムは、システム構築の自由度、線量計算精度、導入コストが安価である点を考えれば、理想的な独立検証システムである。欠点は、コードの作成に相応の知識を要し、その労力が非常に大きいことが挙げられる。また、マルチコア CPU を搭載したコンピュータによって並列計算が可能となり、計算時間は大きく短縮されてきているが、依然として線量計算に長時間を要することも課題である。

表 11.2 ビームモデリングに影響を与える因子 (BEAMnrc MC コード)⁵⁾

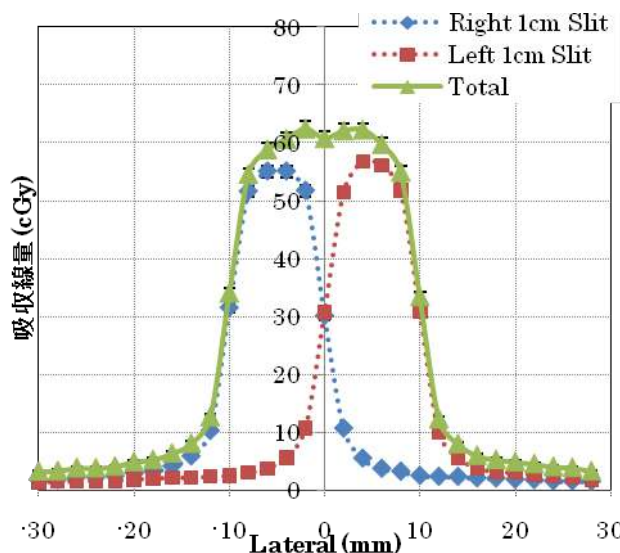
ビームモデリング パラメータ	軸外空中線量比への影響	中心軸深部線量への影響
入射電子強度分布 (正規分布) の平均エネルギー	一次入射電子エネルギーの増加に伴い低下. Siemens KD 6 MV では, 15cm 軸外の位置で 1 MeV あたり -0.105 ± 0.007 変化. 0.2 MeV の平均エネルギーの変化で影響がある.	0.2 MeV の平均エネルギーの変化で影響がある (3σ で 2%, 1σ で 0.7%線量変化).
入射電子エネルギー分布の正規分布の幅	ほとんど依存しない. Siemens KD 6 MV では, 0%から 20%まで FWHM を変えても影響なし. ピークから低エネルギー側に 14%, 高エネルギー側に 3% の非対称な正規分布 (Siemens KD 10 MV) で 2%変化.	ビルドアップ領域とかなり深い位置の線量に少し影響がある. ピークより低エネルギー側に 14%, 高エネルギー側に 3%の非対称な正規分布 (Siemens KD 10 MV) で, ビルドアップ領域で 1.5%線量増加.
入射電子の径方向強度分布 (正規分布) の幅	正規分布幅の増大に伴い, 二次関数的に減少. Varian 18MV について, 0.01 から 0.15 cm に FWHM を変化させると 15cm 軸外の位置で 7%線量低下.	極僅かであり, 統計的な誤差以内.
入射電子ビームの発散 (入射強度分布の FWHM)	Varian 18MV について, 0.5° ではほとんど依存なし. 1.0° では, SSD 100cm の 15cm 軸外位置で 1%線量減少.	極僅かであり, 統計的な誤差以内 (1% あるいは 1σ).
プライマリコリメータ上流側の開口径	非常に感度が高い. Varian 18MV について, 上流側の開口径の 0.01cm の変化は 15cm 軸外位置で 1%線量変化.	依存なし.
フラットニングフィルタの密度と材質	大きく影響. Varian 15 MV について, タングステン密度の 1g/cm^3 の減少で, 軸外 15cm の位置で 6%線量減少. 材質の変更は, 影響が非常に大きい.	報告されていない.



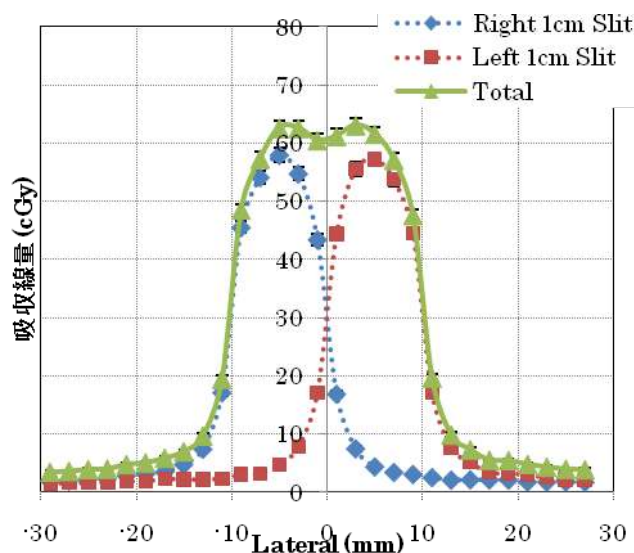
(a) XiO で計算グリッドを 2 mm, 計算中心点が (0 mm, 0 mm, 0 mm) の分布.



(b) XiO で計算グリッドを 2 mm, 計算中心点が (1 mm, 0 mm, 0 mm) の分布.



(c) EGS5 で計算グリッドを 2 mm, 計算中心点が (0 mm, 0 mm, 0 mm) の分布.



(d) EGS5 で計算グリッドを 2 mm, 計算中心点が (1 mm, 0 mm, 0 mm) の分布.

図 11.2 Superposition 法と MC 法の照射野辺縁部の計算の違い

MLC による 1 cm × 20 cm スリットを左右対称にそれぞれ 100 MU 照射して得た線量分布.

(a)(b)は Elekta CMS Software 社製 XiO Ver. 4.4.0 の Superposition で計算グリッドを 2 mm, 計算中心点を (a) : (Lateral, Long, Vertical) = (0 mm, 0 mm, 0 mm), (b) : (1 mm, 0 mm, 0 mm) としたときの水中深さ 10 cm における線量分布 (ビームモデル: Siemens 社製 ONCOR 6MV X-ray). (c)(d)は EGS5 上でモデリングしたリニアックを用いて, XiO と同条件で計算したときの線量分布 (ビームモデルは XiO と同じ). XiO ではグリッドの計算中心点の違いで 5.1%の違いを生じているが, MC 法ではそのような違いは見られない.

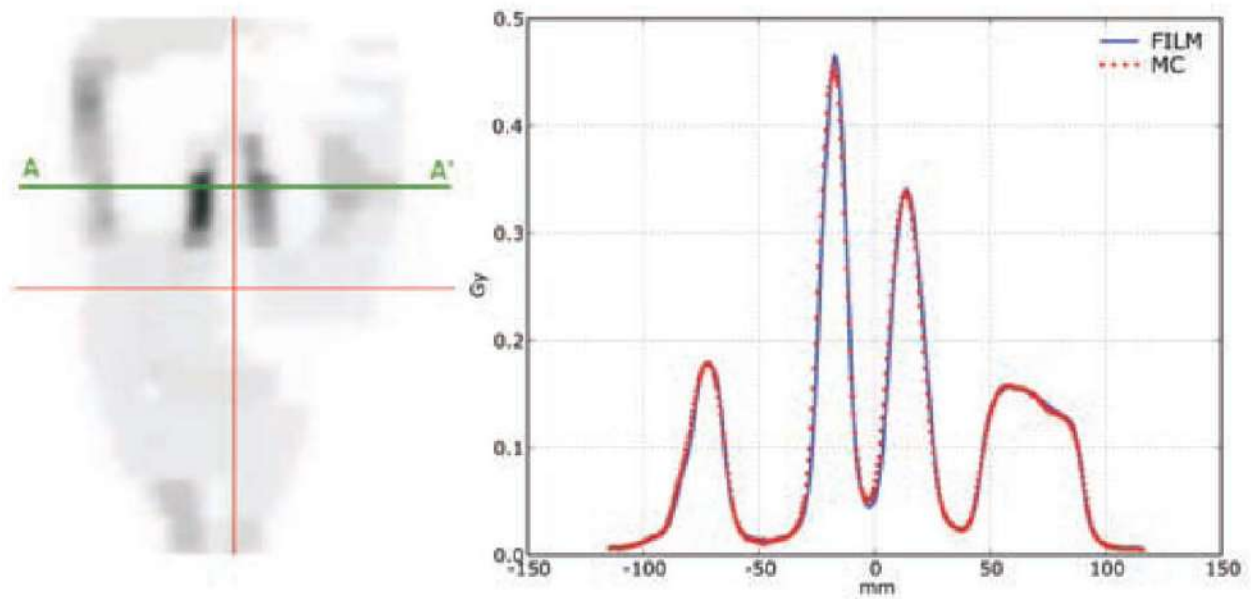


図 11.3 XVMC での計算結果とフィルムの測定結果の比較³⁾

ビームは 6 MV 光子線の Step & Shoot 法による IMRT (25 セグメント), フィルムは Kodak 社製の X-Omat V を用いた。

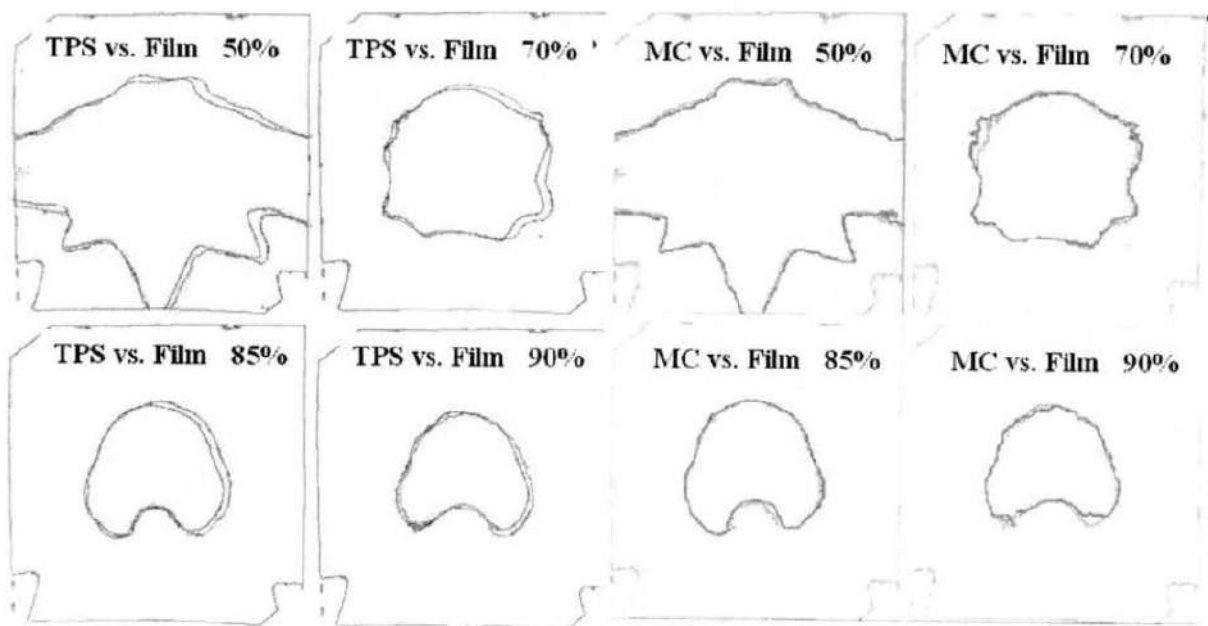


図 11.4 前立腺 IMRT におけるフィルム、治療計画装置および MC の分布比較⁹⁾

左側は治療計画装置 (Nucletron 社製 Plato) とフィルム, 右側は MC 法とフィルムとの比較を示す. %表示は等線量曲線の値である. 治療計画装置では部分的に不一致な領域があるが, MC 法では良好な一致を示している.

11.2. その他の方法

別機種の治療計画装置を用いた独立検証システムは、線量計算アルゴリズムが検証対象となる治療計画装置と同等であれば有用性が高い。利点はシステム自体に実績があり、安定した動作で結果が得られることである。欠点はコストが高い、現時点ではメーカー間の治療計画データの受け渡しにほとんど互換性がない、各治療計画装置の計画線量が異なる場合に判断が難しい、などがある。

専用ソフトウェアを用いた独立検証システムは、導入コストを比較的安く抑えることができ、種々のメーカーの治療計画データに対応したものが市販されていることから、最も利用しやすいシステムである。この独立検証ソフトウェアは、Clarkson 法または Pencil Beam 法に基づいたアルゴリズムが主に使われている^{20)~25)}。ESTRO Booklet No. 9 では、Pencil Beam アルゴリズムをベースとした独立検証システムの利用を勧めており³⁾、その中で紹介されている”MUV Software” EQUAL DOSE Ver.2.0 は、<http://www.equal-dose.com> から無料で取得できる。図 11.5 に”MUV Software”を用いて計算した IMRT 線量分布を、図 11.6 に”MUV Software”と治療計画装置との相違を解析した多施設調査の結果を示す。”MUV Software”は DICOM RTPLAN に記載された幾何学的深さを線量計算に使用している。図 11.6(b)は、この幾何学的深さの代わりに密度を考慮した等価長を入力することで検証結果が改善されたことを示している。”MUV Software”の多施設統計では、全治療計画の約 90%で”MUV Software”の計算線量と計画線量の差が $\pm 4.5\%$ 以内となった。この結果から、ESTRO Booklet No. 9 では独立検証における介入レベル (Action level) を 5%としている²³⁾。

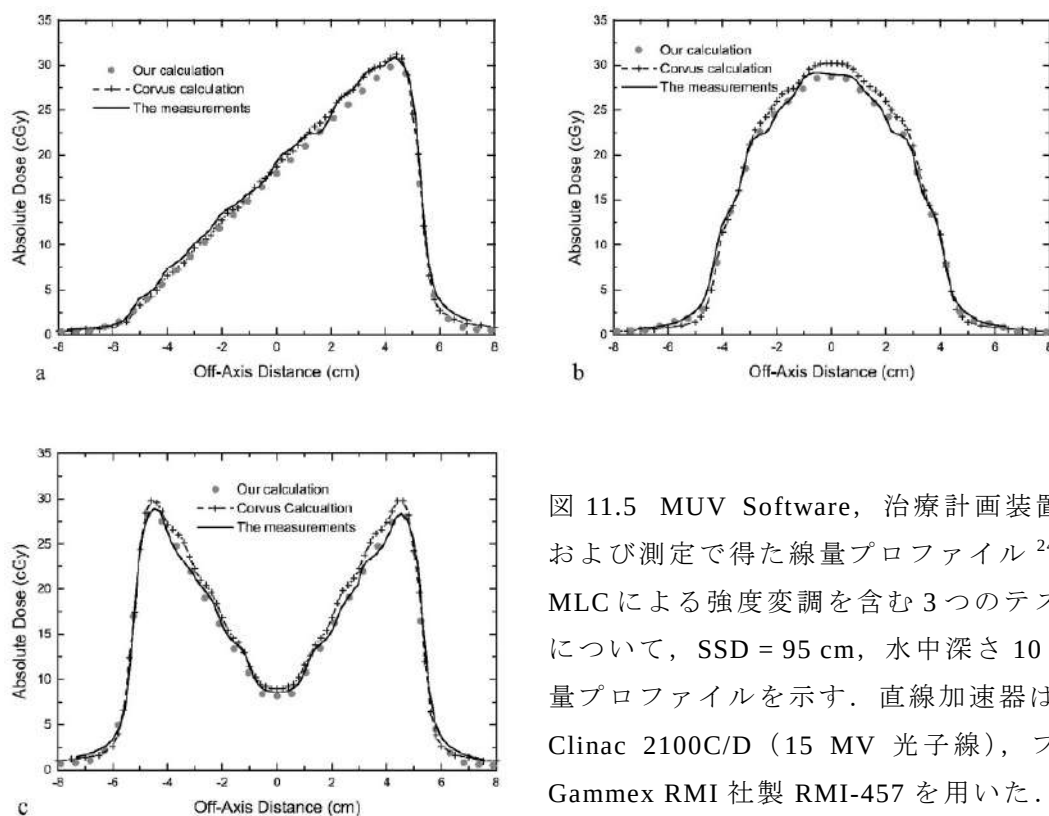


図 11.5 MUV Software, 治療計画装置 (Corvus) および測定で得た線量プロファイル²⁴⁾

MLCによる強度変調を含む3つのテストパターンについて、SSD = 95 cm, 水中深さ 10 cm で得た線量プロファイルを示す。直線加速器は Varian 社製 Clinac 2100C/D (15 MV 光子線), ファントムは Gammex RMI 社製 RMI-457 を用いた。

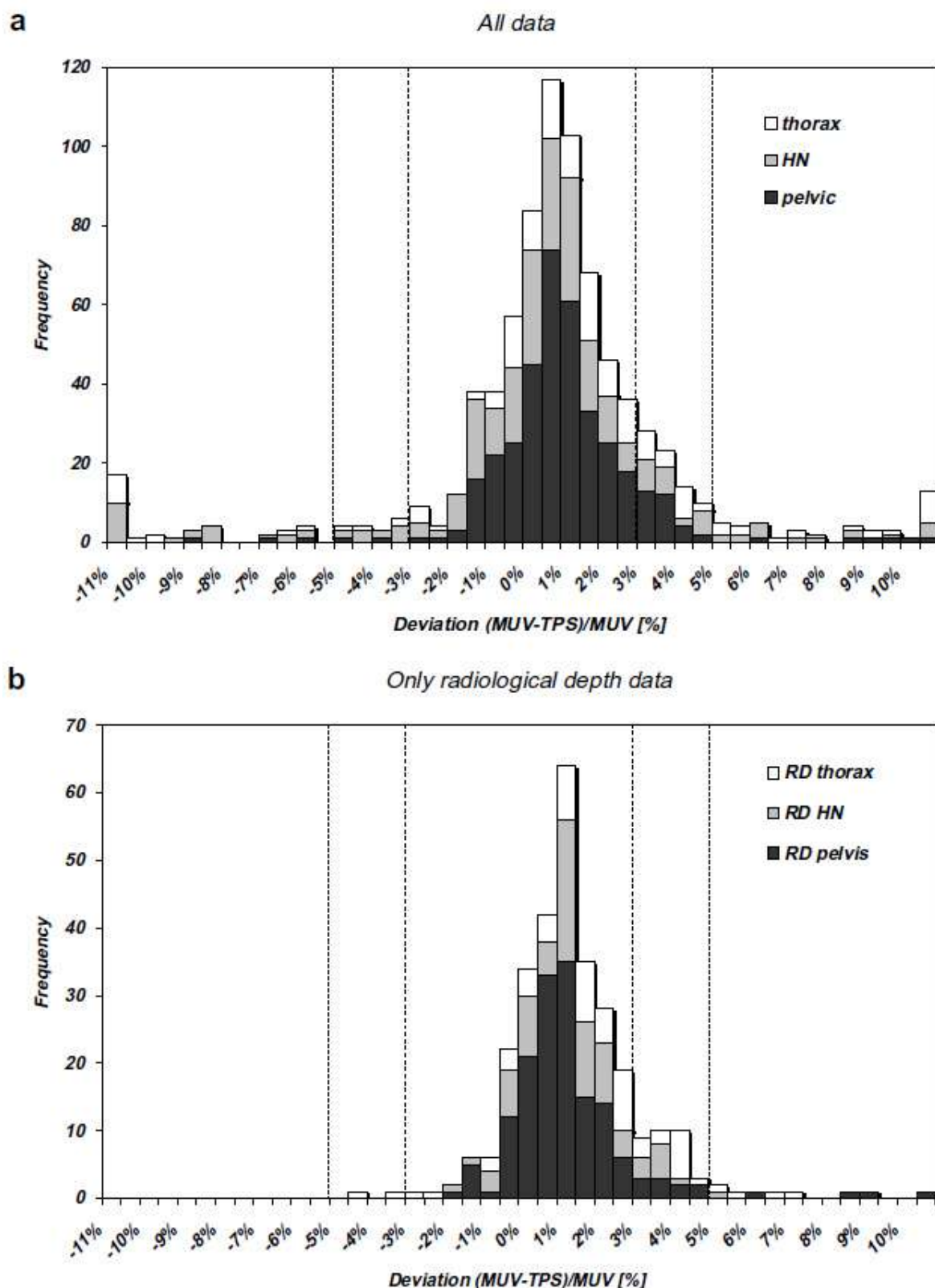


図 11.6 治療計画装置と独立検証システム (MUV Software) との差の頻度分布 ²²⁾

(a)は各施設で行われた全ての検証結果, (b)は(a)において固体ファントム使用時に生じる等価長に対する補正を行った施設の結果. この補正を用いた場合, 前立腺では約 98%のデータが $\pm 5\%$ 以内, 頭頸部は約 92%のデータが $\pm 3\%$ 以内, 全ての治療部位では, 約 90%のデータが $\pm 4.5\%$ 以内で一致した.

11.3. 独立検証ソフトウェアの導入に向けて

IMRT に対応できる独立検証システムであっても、計算アルゴリズムの精度を検証して臨床使用の可否を判断する必要があるため、使用開始前に十分なコミショニングを行わなければならない。アルゴリズムが臨床で使用されている治療計画装置より劣る場合、アルゴリズムに起因する誤差の評価は困難である²⁵⁾。その場合、検証可能な項目は、治療計画装置への入力データ間違い、治療計画装置の特有のエラー、または計画者の作業ミスの有無、などと制限される。また、個々のセグメントで検証を行う場合に計算値と測定値が大きく異なることは決して珍しいことではないため、精度や労力の面から実用的ではない。このため、運用としては各門または全門での線量検証として利用されることが多い。

さらに、独立検証システムの役割は単に照射 MU や線量分布を検証するだけではない。特に、独立検証システムの多くは、DICOM RTPLAN や R&V 形式、RTOG 形式などの治療計画データファイルに対して種々の解析機能を有している。将来、線量勾配の程度、MLC に遮蔽されて照射されている線量の割合や、セグメントの MU や照射野の大きさなどを統計的に解析し、治療計画の性質を調査する研究も可能となるだろう。参考に、図 11.7 に頭頸部 IMRT の統計的解析例を示す。この解析では、IMRT のセグメントについて多用されている照射野サイズと MU 値がわかり、治療計画装置のコミショニングにおいてどのパラメータを重点的に検討すべきかを示す目安となる。また、MC 法の計算精度の高さを利用して、治療計画装置から出力した RTPLAN を元に MC 計算を行い、各セグメントの MU 値を最適化した報告がある(図 11.8)⁸⁾。

このように独立検証システムは研究用途に対して幅広い可能性が有り、現時点では立案した治療計画の性質を解析するシステムとして活用されることに価値があると考えられる。

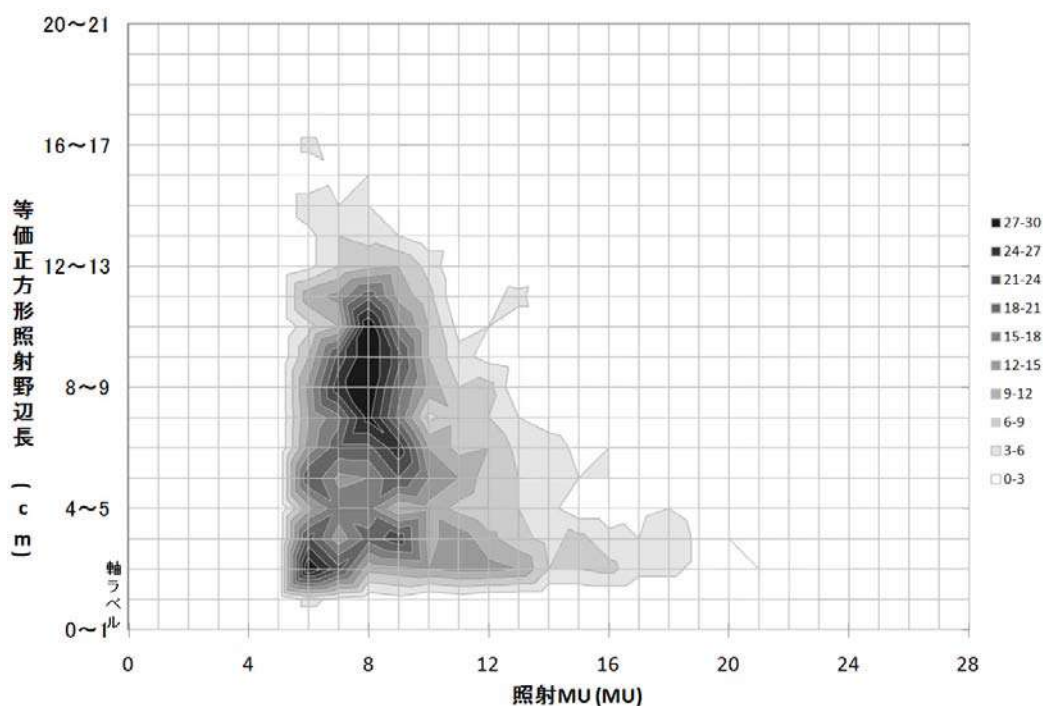
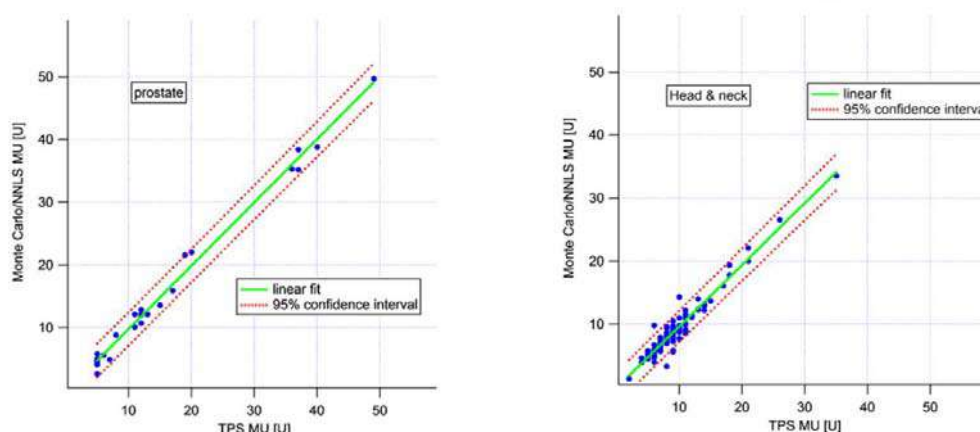


図 11.7 頭頸部 Step & Shoot 方式 IMRT における各セグメントの照射 MU と照射野の関係
ONCOR Impression Plus 6 MV 光子線, Pinnacle³を用い, 計 13 症例の平均セグメント数は 100 であった。照射野は Clarkson 法で計算した散乱係数と等価な正方形照射野の一辺の長さを示す。



(a) 前立腺

(b) 頭頸部

図 11.8 治療計画装置で計算した MU 値と MC シミュレーションによって計算した線量分布によって最適化された MU との相関⁸⁾

参考文献

1. Dutreix A, Svensson H, Bjärngård BE, et al.: Monitor unit calculation for high energy photon beams. Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No.3/ ESTRO, Brussels, Belgium, 1997.
2. Mijnheer B, Bridier A, Garibaldi C, et al.: Monitor unit calculation for high energy photon beams - practical examples. Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No. 6. ESTRO, Brussels, Belgium, 2001.
3. Alber M, Broggi S, De Wagter C, et al.: GUIDELINES FOR THE VERIFICATION OF IMRT, Booklet No. 9. ESTRO, Brussels, Belgium, 2008.
4. Ezzell G, Galvin JM, Low D, 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. 30:2090-2115, 2003.
5. Chetty A, Curran B, Cygler JE, et al.: Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Med. Phys. 34:4818-4853, 2007.
6. Kim JO, Siebers JV, Keall PV, et al.: A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators. Med. Phys. 28:2497-2506, 2001.
7. Ma CM, Pawlicki T, Jiang SB, et al.: Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimisation system. Phys. Med. Biol. 45:2483-2495, 2000.
8. Pisaturo O, Moeckli R, Mirimanoff RO, et al.: A Monte Carlo-based procedure for independent monitor unit calculation in IMRT treatment plans, Phys. Med. Biol. 54:4299-4310, 2009.
9. Leal A, Sanchez-Doblado F, Arrans R, et al.: Routine IMRT verification by means of an automated Monte Carlo simulation system. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 56:58-68, 2003.
10. Yamamoto T, Mizowaki T, Miyabe Y, et al.: An integrated Monte Carlo dosimetric verification system for radiotherapy treatment planning. Phys. Med. Biol. 52:1991-2008, 2007.
11. Nelson WR, Rogers DWO and Hirayama H: The EGS4 Code System, Stanford Linear Accelerator

Report No.SLAC-265. Stanford, CA, 1985.

12. Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, et al.: EGS5 USER MANUSAL SLAC-730/KEKE-2004-5. SLAC web site, 2004.
13. Kawrakow I and Rogers DWO: The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport, National Research Council of Canada Report PIRS-701 (Ottawa: NRCC). 2003.
14. Kawrakow I, Fippel M, and Friedrich K: 3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm VMC. *Med. Phys.* 23:445–457, 1996.
15. Fippel M: Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm, *Med. Phys.* 26:1466–1475, 1999.
16. Kawrakow I and Fippel M: Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Phys. Med. Biol.* 45:2163–2184, 2000.
17. Krieger T and Sauer OA: Monte Carlo-versus pencil-beam-/collapsed-cone-dose calculation in a heterogeneous multi-layer phantom. *Phys. Med. Biol.* 50:859–868, 2005.
18. Sheikh-Bagheri D and Rogers DWO: Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med. Phys.* 29:391-402, 2002.
19. Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al.: BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy units. *Med. Phys.* 22:503-524, 1995.
20. Kung JH, Chen GT and Kuchnir FK: A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance/ *Med. Phys.* 27:2226-2230, 2000.
21. Gillis S, De Wagter C, Bohsung J, et al.: An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: preliminary results of the European QUASIMODO project. *Radiother. Oncol.* 76:340-353, 2005.
22. Georg D, Nyholm T, Olofsson J, et al.: Clinical evaluation of monitor unit software and the application of action levels. *Radiother. Oncol.* 85:306-315, 2007.
23. Georg D, Stock M, Kroupa B, et al.: Patient specific IMRT verification using an independent fluence based dose calculation software: experimental benchmarking and initial clinical experience. *Phys. Med. Biol.* 52:4981-4992, 2007.
24. Yang Y, Xing L, Li JG, et al.: Independent dosimetric calculation with inclusion of head scatter and MLC transmission for IMRT. *Med. Phys.* 30:2937-2947, 2003.
25. Cadman P, Bassalow R, Sidhu NPF, et al.: Dosimetric considerations for validation of a sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. *Phys. Med. Biol.* 47: 3001-3010, 2002.

〔木藤〕

12 章 判定基準の設定と評価・管理の実際

目次

- 12.1. 放射線治療における吸収線量の不確かさ
- 12.2. 放射線治療に求められる投与線量の正確さ
 - 12.2.1. 臨床医学的観点から
 - 12.2.2. 腫瘍放射線生物学的観点から
- 12.3. IMRT に対する投与線量精度の判定基準の設定（IMRT 線量検証の判定基準）
 - 12.3.1. 許容レベル（Tolerance level）と介入レベル（Action level）の定義
 - 12.3.2. 許容レベル（Tolerance level）と介入レベル（Action level）の設定
 - 12.3.2.1. IMRT 線量検証の判定基準の推奨値
 - 12.3.2.2. 放射線治療に要求される精度から見た IMRT 線量検証判定基準
 - 12.3.2.3. 多施設遡及的解析結果から見た IMRT 線量検証判定基準の妥当性
 - 12.3.2.4. 低線量領域の線量評価と IMRT 線量検証判定基準
- 12.4. 判定基準を超えた場合の対処法
 - 12.4.1. 測定結果の評価の実際
 - 12.4.2. 低線量領域における対応策
 - 12.4.3. 各施設の対応例
- 12.5. 施設ごとの IMRT 線量検証の統計的品質管理

参考文献

12. 判定基準の設定と評価・管理の実際

放射線治療を成功に導くためには、計画時の腫瘍およびリスク臓器に投与される吸収線量とその3次元的分布を患者体内でいかに正確に再現するかが重要となる。

IMRTは、複雑な線量計算および照射技術を用いることで、3D-CRTに代表される従来の治療法よりも腫瘍への線量集中性を高め、加えて周囲のリスク臓器への線量投与を最小限に抑制する放射線治療技術である。IMRTは複雑な技術の上に成り立ってはいるが、目指すゴールは3D-CRTと同じであり、IMRTに求められる線量精度は3D-CRTのそれと大きく異なるものではない。そのため、IMRT線量検証の判定基準を設定するにあたり、放射線治療に求められる線量精度を再考することは、非常に有用である。

本章では、まず線量投与および線量評価に付随する不確かさ（12.1節）と、臨床的所見および腫瘍放射線生物学的な視点から、IMRTに限定せず放射線治療全般に対して求められる投与線量の不確かさ（12.2節）について考察する。12.3.1項では、品質管理における許容レベル（Tolerance level）と介入レベル（Action level）の概念を紹介する。これらの知見に基づき、12.3.2項に本報告が推奨するIMRT線量検証における評価基準（表12.6）を示す。各施設はこの推奨値を参考にIMRTの品質保証（QA）および品質管理（QC）に努めていただきたい。また、12.4節および12.5節では線量検証に関するより実務的な内容に触れている。また、12.3.2.4項および12.4.2項において、これまで詳しく検討されることのなかった低線量領域の評価について詳説していることも本章の特徴である。

12.1. 放射線治療における吸収線量の不確かさ

測定で得た吸収線量は他の科学データと同様に不確かさをもつ。これはバラつきあるいは広がり の程度を示す標準偏差のようなパラメータによって記述される¹⁾。

吸収線量の不確かさは、ビーム校正から実際の照射まで、治療の全ての段階で生じる。この中には、腫瘍位置の同定、患者固定などの患者要因の不確かさに加え、日々のビームセットアップや患者位置合わせといった人的要因の不確かさを含む必要がある。放射線治療の各段階において、吸収線量の不確かさの原因となり得る要素とその程度を表12.1に示す。

表12.1のビーム校正について、国際原子力機関（IAEA）は、彼らの最新の線量測定プロトコルであるIAEA TRS-398²⁾に従えば、リファレンスポイントの線量は1.5%（1SD）の不確かさの範囲内で求めることが可能であるとしている²⁾。この場合、表12.1の第1段階の合成不確かさが1.5に置き換えられ、合成標準不確かさの定義式（付録・用語集参照）に従えば全段階における合成標準不確かさは5.6%になる。

表 12.1 高エネルギー光子線による放射線治療の各段階で推定される相対標準不確かさ $u_c^{1)}$. 線量の決定と治療の実施において高い性能が得られている臨床環境における推定値.

放射線治療の各段階		標準不確かさ
1.0 水ファントム内のリファレンスポイントの絶対線量（ビーム校正）		
1.1 線量測定勧告（プロトコル，実施規定，実施基準など）		2.0
1.2 実験手順（モニタ誤差を含む）		1.0
第1段階における合成標準不確かさ		2.2
2.0 相対線量測定（水あるいはプラスチックファントムによる測定）		
2.1 ビームサイズ出力因子（モニタ誤差を含む）		1.0
2.2 ビーム修飾因子（ウェッジ，ブロックなど）		1.0
2.3 等線量分布の測定		1.5
第2段階における合成標準不確かさ		2.1
3.0 患者への線量の計算		
3.1 患者入力データ（輪郭，CT データなど）		1.0
3.2 治療計画システム（ビームデータ，アルゴリズム，不均質補正など）		3.0
3.3 水から組織への変換（物理データを含む）		2.0
第3段階における合成標準不確かさ		3.7
4.0 線量投与（全治療にわたり）		
4.1 ビームセットアップや軸合わせなどの再現性		1.0
4.2 患者セットアップの再現性		2.0
4.3 輪郭，臓器移動		1.5
4.4 装置不安定性		2.0
第4段階における合成標準不確かさ		3.4
全段階における合成標準不確かさ		5.9

施設の線量投与の正確さを決定するためには，基準条件に限ることなく，放射線治療プロセス全体の精度を見積もるべきである．海外ではこの目的を果たすために，基準条件での測定よりも複雑な実際の治療プロセスを模擬した多施設参加型の測定試験が実施されている（表 12.2）．標準偏差がやや大きいものの，表 12.2 では治療条件においても 1～2 % 程度の精度で線量投与が可能であることが示唆されている．また，95 % 信頼水準では 5～7 % 程度の精度となる．

IMRT の場合では，通常治療や 3D-CRT と比較して，非常に複雑な技術を用いて照射が行われるため，従来の治療よりも吸収線量の不確かさが増大していると考えられる．近年，欧米を中心に IMRT の臨床的な線量精度に関する多施設調査が行われている（表 12.3）．

表 12.2 人体模擬ファントムを用いた通常治療および 3D-CRT の線量精度調査結果³⁾

著者	地域	部位	調査数	平均値*	SD (%)
Johansson <i>et al.</i> 1987	Europe	Tonsil	19	1.035	3.2
Wittkamper <i>et al.</i> 1987	Netherlands	Prostate	18	1.015	1.5
Thwaites <i>et al.</i> 1992	UK	Pelvis-Homogeneous	62	1.008	2.7
		Lung-Inhomogeneous	62	1.011	3.4
Aird <i>et al.</i> 1995	UK	Head and Neck	13	1.007	2.1
		Bronchus	13	0.989	2.4
Kron <i>et al.</i> 2002	Australasia	Head and Neck	19	1.001	3.5
		Pelvis	21	0.996	3.3
Vanables <i>et al.</i> 2003	UK	Breast	36	0.979	1.3
De Angelis <i>et al.</i> 2005	Italy	Pelvis	16	1.009	2.2

*各症例の計画線量と測定線量の比の平均値

表 12.3 IMRT 条件での多施設参加型線量精度調査の結果³⁾

試験名	地域	部位	調査数	平均値*	SD (%)
Gillis <i>et al.</i> 2005 ESTRO-QUASIMODO	Europe	Pelvis	10		
		PTV		1.014	1.6
		OAR		0.997	3.6
Tomsej <i>et al.</i> 2005 GORTEC	France	Head and Neck	16	0.992	3.9
	Belgium				
Ibbot <i>et al.</i> 2006 RPC-RTOG	US	Head and Neck			
		Primary PTV	450	0.99	8
		Secondary PTV	223	0.99	7

*各症例の計画線量と測定線量の比の平均値

表 12.2 と表 12.3 を比較すると、IMRT では 3D-CRT より標準偏差 (SD) が若干高いものの、計画線量と測定線量の比の平均値に大きな差がないことがわかる。IMRT に関する調査では、測定線量をフィルムから求めていたり (ESTRO-QUASIMODO; Quality ASsurance of Intensity MODurated radiation Oncology network)、TLD を使用していたりと (RPC-RTOG)、画一した線量測定法を採用していないこと、また GORTEC の調査のように、腫瘍に対する

評価とリスク臓器に対する評価を混合して結果を算出しているなど従来治療の調査と異なる部分も多いため、現時点でこの結果を基に判定基準を作成するのは難しいと考えられる。

次に線量分布の空間的位置精度について考察する。放射線治療において、放射線腫瘍医による治療計画の承認は、主に患者体内の線量分布図のレビューによって行われる。医師によって承認された治療計画の線量分布と実際に照射される線量分布に空間的な相違が発生すると、腫瘍領域を十分な線量領域でカバーできていない、リスク臓器に不必要な高線量領域が介入するといった、臨床上許容できない結果をもたらす可能性が生じる。そのため、吸収線量の不確かさは評価点の吸収線量（絶対線量）だけでなく、空間的な線量投与の不確かさ、つまり線量分布の空間的投与精度についても考察する必要がある。これについては、機器の精度および呼吸や臓器移動などの患者因子を考慮した放射線治療の空間的不確かさが AAPM Task Group Report No.13⁴⁾の中で試算されている（図 12.1）。

機械的な位置誤差と患者に起因する位置誤差により、最終的な空間的不確かさは95 %信頼水準で10 mm未満と試算される。しかし、装置の幾何学的QA/QCと患者固定、セットアップ精度の向上を図ることで、この空間的不確かさを減少させることが可能である。Gillisら⁵⁾はESTROでのIMRTのQAに関する共同研究ESTRO-QUASIMODOの中で、多施設参加型の測定研究を実施した。その中でフィルムによる線量測定における空間的位置精度は、フィルムの設置誤差など様々な不確かさを考慮しても、2 mmほどの精度で測定が可能であり、統計的変動を考慮して3 mm程度の基準で測定線量を評価するのが妥当であると結論付けている。

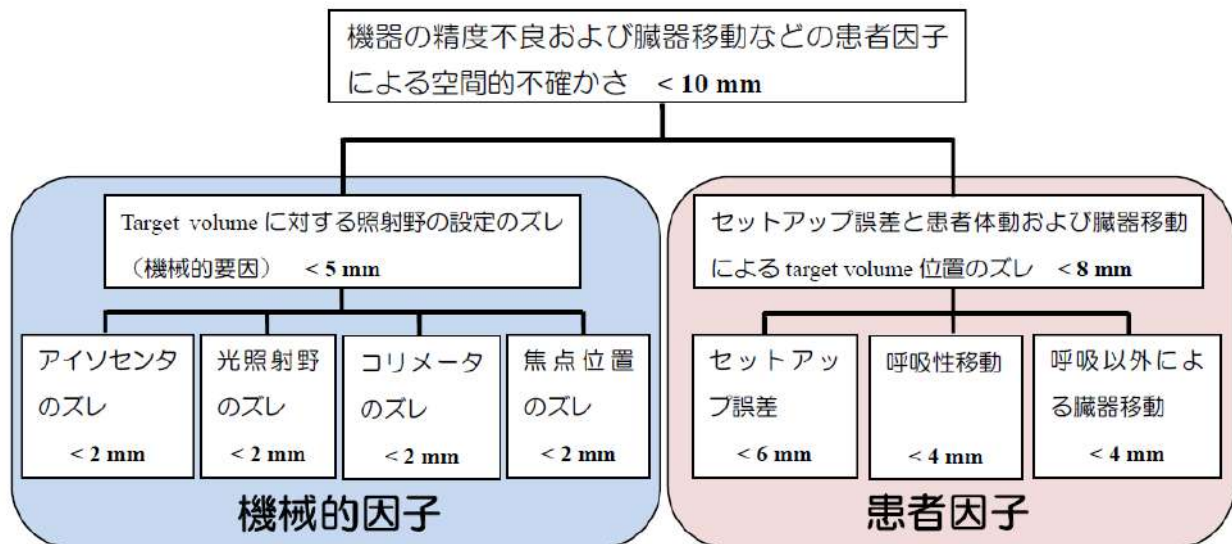


図 12.1 放射線治療プロセスにおける空間的不確かさの例 ⁴⁾

12.2. 放射線治療に求められる投与線量の正確さ

前節でも述べたように、放射線治療で患者へ投与される線量は、量的にも空間的にも不確かさを持つ。治療プロセスの各段階での不確かさを低減させることは、最終的な放射線治療の不確かさである合成標準不確かさ u_c を低減させることになり、より精度の高い放射線治療の提供が可能となる。究極の目標は、患者に対して我々が意図したとおりの線量を空間的誤差がなく”パーフェクト”に投与することであるが、全ての不確かさを除去することは事実上不可能であるため、ある程度の不確かさを許容せざるを得ない。しかし、この不確かさは腫瘍制御および正常組織の合併症の程度に影響を与えるため、どのレベルまでの不確かさであれば許容されるのか科学的なエビデンスに基づいて検討しておかなければならない。

本節では、臨床医学および放射線生物学の観点から放射線治療に必要な投与線量の正確さを考察する。

12.2.1. 臨床医学的観点から

投与指示線量と実際に投与された線量との間に差を伴う症例について、臨床上的の治療結果を観察し、臨床的に発見された線量の差に関する情報を再検討することは、臨床医学的な観点から投与線量の不確かさの許容範囲を考察するために非常に有益である。

- (i). Dutreix は⁶⁾婦人科領域の腫瘍に対し全骨盤へ腫瘍線量として 50 Gy 処方（週 5 回 5 週間照射）されていた患者で、皺襞上の皮膚反応や下痢症状が通常より強いことに放射線腫瘍医が気付いたと報告している。このとき観察された事象は放射線治療装置の校正の誤りにより、患者に対し系統的に過大線量となっていたことに起因していた。推定された過大線量は 67 人の患者で 7%、21 人の患者で 10%であった。
- (ii). Stewart と Jackson は^{7),8)}、1955-1965 年の 10 年間に放射線治療を受けた喉頭がん 584 症例（T1～4 期）において、5%程度の線量変化が生じた場合に、T3 期症例で急激な再発率の変化が生じていることを発見した。それと同時に、壊死といった合併症が顕著に増加していた（図 12.2. a-c）。
- (iii). Svensson ら⁹⁾は乳癌術後の局所リンパ節に対する照射における上腕神経叢の放射線障害について報告している。この中で神経障害の頻度を cumulative radiation effect (CRE ; NSD (名目標準線量) の微分で表わされる量)に対してプロットし、生物学的に許容される線量の不確かさ（標準偏差）は 5%以下であると結論付けた。
- (iv). 58 人の乳癌患者における皮膚反応についての臨床試行研究では、両側の内胸リンパ節領域に電子線を用い、上下の照射野で総線量 50～60 Gy を照射していたが、Wambersie は¹⁰⁾症例の 80 %で、電子線と ⁶⁰Co の照射野間での 10 %の線量差が発見されたと報告した。鎖骨上窩の左右対称の照射野では、5 %の線量差でさえ臨床的に検出可能であった。
- (v). Dische らは¹¹⁾、平均投与線量がわずか 5 %異なる患者群での腫瘍局所制御と生存率の差について報告し、その線量差が原病死に決定的な差を生じさせると警告した。放射

線治療における線量測定精度に対する臨床的根拠についての2つの再調査研究では、Wamberisie ら¹²⁾と Mijneer ら¹³⁾が、5～10 %の範囲の吸収線量の差が多く、状況で発見可能であったと結論付けた。

腫瘍制御と正常組織の合併症に対して、線量差の与える影響は照射される組織の種類や分割方法（分割照射）、照射体積などに左右されるが、i～v の報告から臨床的に発見できる最低の線量差は±5～10%の程度であると考えられる。また、一般的に患者への過大線量のみが重要であると考えがちであるが、過小照射も過大照射と同様に重要である。不運なことに、過小線量の事例は過大線量の事例よりも発見が難しく、多くの場合は治療完了からずっと後になって見つけられ、予想より高い腫瘍再発率を示している¹⁴⁾。

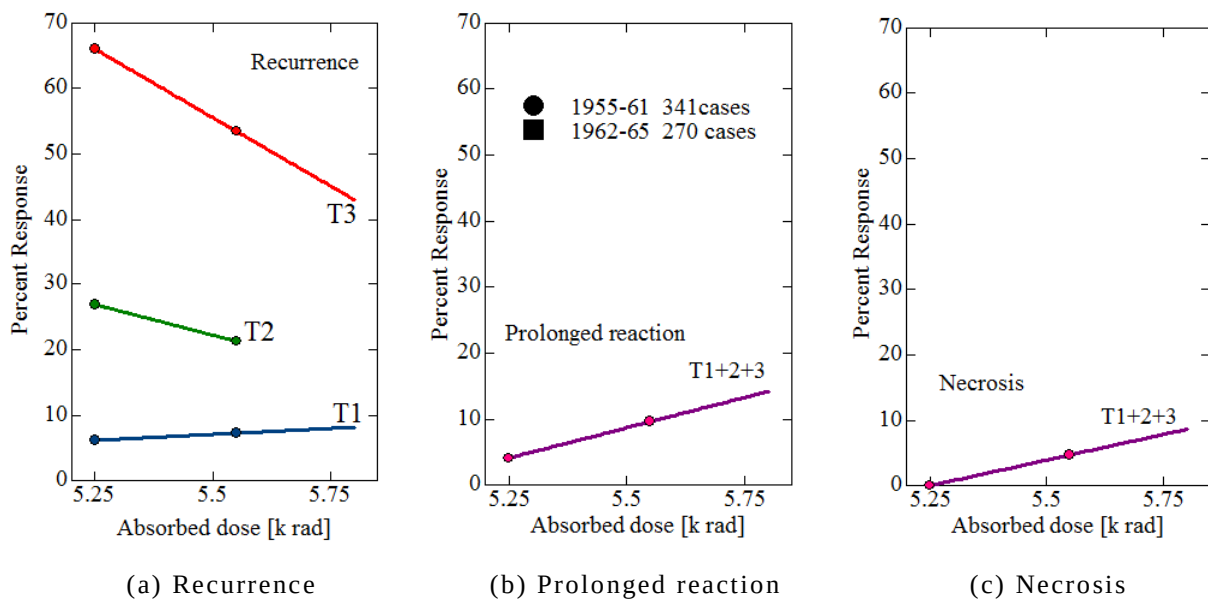


図 12.2 投与線量変化に伴う、喉頭癌の再発率・合併症発生率の変化^{7), 8)}

12.2.2. 腫瘍放射線生物学的観点から

腫瘍の放射線に対する応答特性から見た臨床で必要とされる投与線量精度は、腫瘍制御率（TCP; Tumor control probability）と正常組織の障害発生率（NTCP; Normal tissue complication probability）の線量効果曲線から導くことができる。

図 12.3 に、TCP と NTCP の線量効果曲線を示す。グラフからも明らかなように、線量が増加するに従って腫瘍制御率は上昇するが、一方で正常組織の障害発生率も増加する。逆に線量が減少すると、正常組織の障害が少なくなるが、腫瘍の制御率も低下してしまう。グラフ中の赤線のデータは、TCP と NTCP の関係から導き出された、正常組織の障害が許容される程度に抑えながら、腫瘍の治癒が可能な確率を表しており、放射線治療の品質を測る指標となる。TCP と NTCP の差が最大となる線量が最適線量と考えられ、治療の品質が最も高くなる。このデータからも実際に投与される線量が最適線量からシフトすると、治療の質が低下することが明らかである。

TCP 曲線の傾きから、線量変化に伴う TCP 変化率が算出できる。この TCP の変化率を

考える際，Normalized dose response gradient; γ という量を考えると理解しやすい．以下に γ の算出式^{15),16)}を，図 12.4 にその説明図を示す．

$$\gamma = D \frac{\Delta P}{\Delta D} \quad (12.1)$$

式(12.1)からも明らかなように，この γ は与えられた投与線量の相対変化に伴う TCP の変化率を表す．つまり投与線量が 1 % 変化すると，TCP は γ % 変化することになる．この γ は生物学的に細胞増殖能の点から考える場合と，臨床医学的に考える場合で異なる指標が適用され，それぞれ γ_B ， γ_C という量が用いられる．

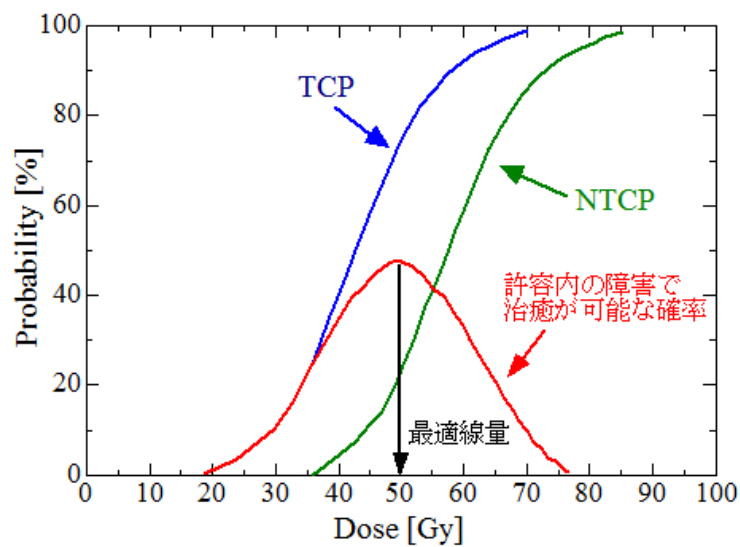


図 12.3 腫瘍制御率と正常組織障害発生率の線量効果曲線

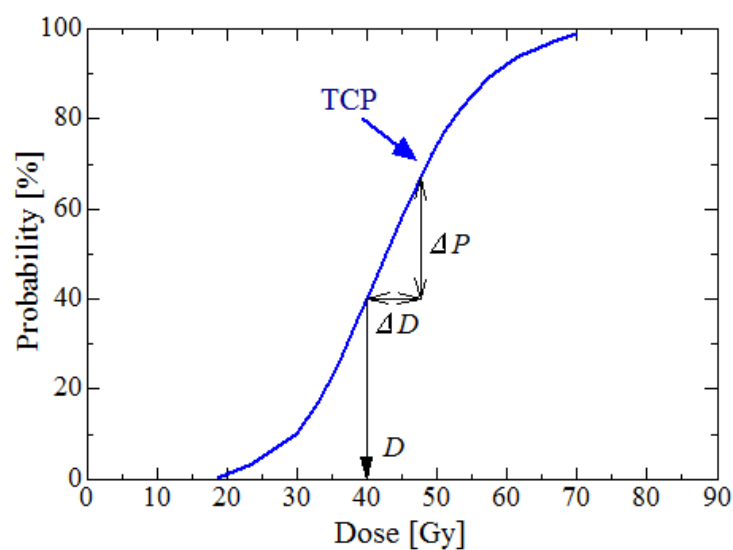


図 12.4 Normalized dose response gradient; γ の計算説明図

表 12.4 に代表的な悪性腫瘍の γ_C を示す¹⁵⁾。腫瘍の種類によって γ_C が異なるのは腫瘍ごとに TCP 曲線の傾きが異なるためである。表 12.4 より、部位によって 5 %の線量変化が生じると、多くの腫瘍で 10 %以上の TCP の変化が生じることがわかる^{15), 17)}。

線量低下率が大きいほど TCP の減少も大きくなるが、それと同時に線量が低下する腫瘍体積が大きくなるほど TCP は線量低下の影響を受けやすくなる。図 12.5 に各照射腫瘍体積における投与線量の減少と TCP の減少の関係を示す。線量が低下する腫瘍体積が 2, 5, 10, 20%の場合、それぞれ 10, 7, 5, 3%の線量低下で、TCP が 3 %減少する^{18), 19)}。

ICRU は Report 24 の中で、TCP データに基づいて放射線治療で必要とされる腫瘍線量精度を検討し、5 %の線量精度が必要であると結論付けた⁸⁾。この結果が幅広く標準値として採用されているが、信頼水準が明記されていないという問題が残る²⁰⁾。その後、同様の解析が Mijnheer ら¹⁷⁾や Brahme ら²¹⁾によって行われており、3 – 3.5 % (1SD) (95%信頼水準で 6 – 7 %) の線量精度が必要であるという結果を得ている。

線量分布の空間的不確かさについても TCP と NTCP への影響を考慮すると、95 %信頼水準で 5 mm 程度の精度が必要であると考察されている²²⁾。

表 12.4 代表的な悪性腫瘍の γ_C の例¹⁵⁾

部位	γ_C	報告者
鼻咽頭		
T1/2	2.8	Metz et al.
T3	1.0	
舌		
T1	1.7	Lees
T2	1.4	
扁平上皮乳頭腫		
	3.5	Patterson
	3.9	Hliniak et al.
声門 T2	4.6	Harwood
喉頭		
T3	4.0	Stewart and Jackson
T3/4	8.0	Maciejewski et al.
T2/3	3.5	Shukovsky
喉頭	3.0	Kim
	2.4	Aristizabal and Caldwell

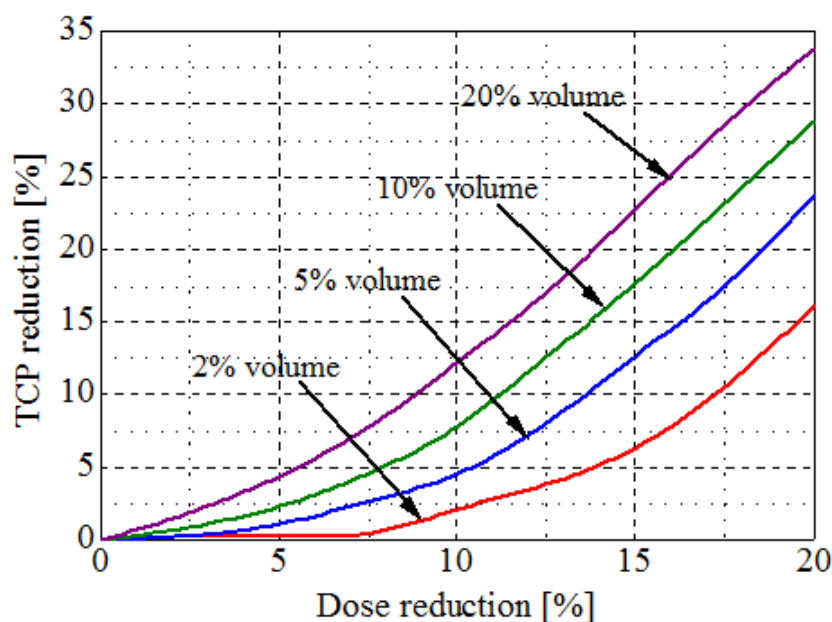


図 12.5 線量低下と TCP 減少の関係¹⁸⁾.

グラフ中の”volume”は，線量低下を受ける腫瘍体積を表す．

12.3. IMRT に対する投与線量精度の判定基準の設定

検出器を使用して測定した吸収線量および線量分布は，いくつかの要因が重なった不確かさを持つ．この不確かさを含んだ測定線量値で臨床判断を下すためには，生物学と物理学の各分野の情報を総合的に検討して，判定基準を設定する必要がある．

ここでは，前節までに考察した吸収線量の不確かさや，放射線治療に求められる投与線量精度を基に，臨床医学，腫瘍放射線生物学，放射線計測学の 3 つの知見を総合して，IMRT 線量検証で達成することが要求される判定基準を提案する．

12.3.1. 許容レベル (Tolerance level) と介入レベル (Action level) の定義

12.1 節で述べた通り，線量測定の結果には必ず種々の不確かさによる誤差を伴う．つまり，線量検証の結果として得られる計画線量と測定線量の差は，系統誤差の最良推定値に統計的な不確かさを加えたものとなる．そのため，IMRT 線量検証の判定基準も臨床的に推定される投与線量誤差だけでなく，測定上の不確かさによる統計的誤差を加味したものではない．

統計的誤差は，どのような確率分布に従ったとしても，非常に広い範囲の数値を取り得る．真値に近い値が得られることもあるし，確率は低いものの真値から大きく外れた値が得られることもある．線量検証の結果，計画線量と測定線量の間に生じた差について，1 群の測定だけではその差が真値，つまり，治療計画装置と放射線治療装置の出力の間に存在する誤差を示すものなのか，それとも測定の不確かさの影響を受けた偶然誤差であるかを判断することは難しい．

この問題を解消するため，偶然誤差によるバラつきを考慮した 2 段階の基準を設定して評価を実施する²⁰⁾．図 12.6 は誤差分布，許容レベル，介入レベルの関係を示す．第 1 の基

準として、統計学的に許容できる最大のラインを許容レベルとして設定する。この基準としては一般的に差の平均値の正負方向に、標準偏差の 2 倍の幅を持たせた範囲が選択される²⁰⁾。これは測定量の誤差分布が正規分布に従うという性質を持ち、平均値を中心に分布の両方向にそれぞれ標準偏差の 2 倍の幅を持たせた範囲内に、データの約 95 %が含まれるという統計学的な理論に基づいている。ただし、ここで注意しなければならないのは、この範囲内に放射線治療で必要とされる投与線量精度が含まれている必要があるということである。次に第 2 の基準として、超過することは統計学的にほとんど起こり得ないと考えられるラインを介入レベルとして設定する。これは許容レベルの 2 倍の値が設定される場合が多い²⁰⁾。つまり、平均値を中心に分布の両方向に標準偏差の 4 倍の幅を持たせた領域となるが、正規分布の特性としてこの領域内にほぼ 100 %のデータが含まれることが見込まれるため、この基準を超過するデータは非常に特殊なものと判断され、除外されるべき対象と判定される。

許容レベルと介入レベルの基準を設定した場合、計画線量と測定線量の相対差 $\Delta D_{\%}$ は、① $\Delta D_{\%} \leq$ 許容レベル、②許容レベル $< \Delta D_{\%} \leq$ 介入レベル、③介入レベル $< \Delta D_{\%}$ の 3 つのパターンで値を取り得る。差が許容レベル以下である場合（ケース①）は、統計的誤差を考慮しても十分な投与線量精度を達成しているので、是正の処置を必要としない。差が許容レベルよりも大きいが介入レベル以下である場合（ケース②）では、差が許容レベルを超えた原因が本来の計画線量と測定線量の差によるものなのか、それとも統計的なゆらぎによるものなのかを断定するのが困難な状況であり、再測定や種々のパラメータ確認など測定上の問題やヒューマンエラーの確認が必要となる。最後に差が介入レベルを超える場合（ケース③）は、統計学的に考えても発生する確率が極めて低い状況であるため、これは本来の計画線量と測定線量の差が許容される範囲を超えていると判断される。

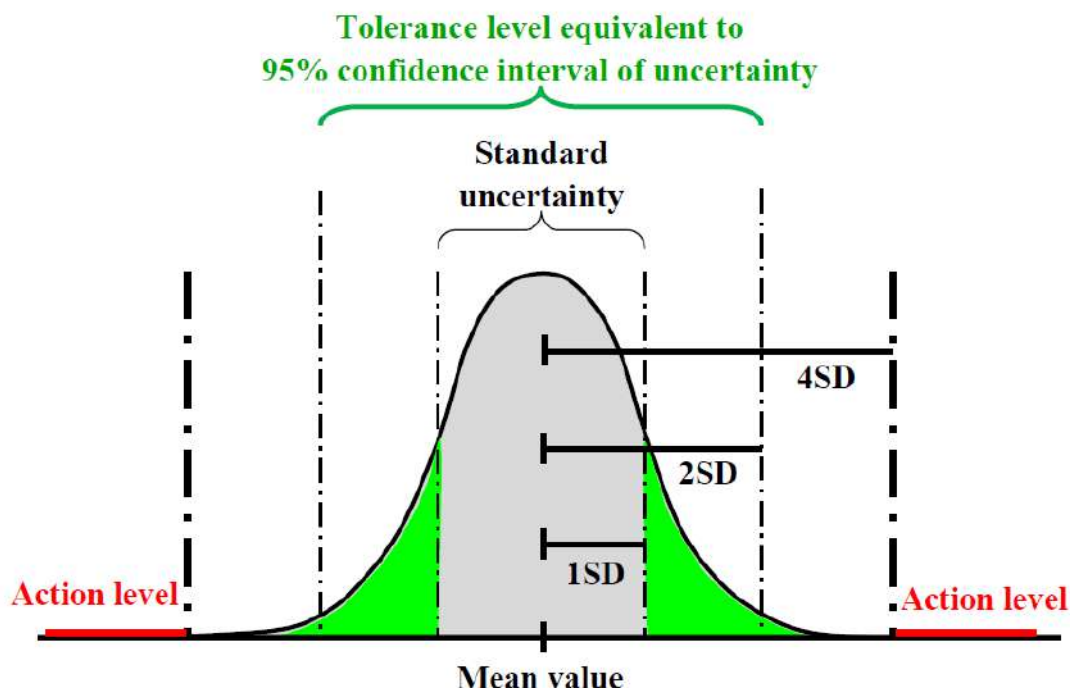


図 12.6 測定線量の誤差分布と各判定水準の関係^{20), 23)}

表 12.5 各判定基準でのプランへの対応

	相対差 $\Delta D\%$ の値域	プランへの対応
①	$\Delta D\% \leq \text{許容レベル}$	承認
②	$\text{許容レベル} < \Delta D\% \leq \text{介入レベル}$	要検討（再確認）
③	$\text{介入レベル} < \Delta D\%$	棄却

12.3.2. 許容レベル（Tolerance level）と介入レベル（Action level）の設定

12.3.2.1. IMRT 線量検証の判定基準の推奨値

表 12.6 に本報告で推奨する IMRT 線量検証結果の判定基準を示す。投与線量に対する判定基準は、高線量領域と低線量領域にそれぞれ基準を設定している。低線量領域における線量評価に関しては、12.3.2.4 項および 12.4.2 項で考察するため、そちらを参照していただきたい。また、投与線量精度は評価点計画線量に対する相対差を示しており、他の文献^{3), 24)}で示されている判定基準のような腫瘍投与指示線量（prescribed dose）に対する相対差ではないことに注意されたい。

表 12.6 IMRT 線量検証の許容レベルと介入レベル（推奨値）

	許容レベル	介入レベル
投与線量精度*		
高線量領域 (腫瘍領域)	$\pm 3\%$	$\pm 5\%$
低線量領域 (リスク臓器領域)	$\pm 4\%$	$\pm 7\%$
等線量曲線精度（DTA）	2 mm	3 mm

*評価点計画線量に対する相対差（%）

12.3.2.2. 放射線治療に要求される精度から見た IMRT 線量検証判定基準

本項では表 12.6 に示した判定基準のエビデンスについて考察する。12.2.2 項までに考察した物理的な吸収線量の不確かさ、および放射線治療に求められる投与線量精度を表 12.7 にまとめる。表 12.7 から、通常治療に対する吸収線量の判定基準は 5–7%，線量分布の空間的位置精度は 5 mm 程度が妥当な数値であると考えられる。

IMRT のように特殊な線量計算手法、複雑な照射技術を用い、且つ高い精度での位置合わせが要求される治療に対しては、通常治療との相違点を良く理解した上で判定基準を再検討する必要がある。通常治療に対する判定基準をそのまま IMRT へ適用するのは、臨床的にも技術的にも正当な判定を妨げる恐れがある。IMRT が従来の治療と異なる点は、腫瘍とリスク臓器の境界の急峻な線量分布形状であり、腫瘍への投与線量精度はこれまでの治療で求められるものと相違はない。つまり、IMRT 線量検証の判定基準を考える時、吸

表 12.7 線量検証の判定基準において考慮すべき因子

吸収線量の不確かさ		放射線治療に求められる精度	
治療過程の合成標準不確かさ	5.9 % [§] (5.6 % [‡]) ¹⁾	臨床医学的観点	5 – 10 % ¹¹⁻¹⁴⁾
多施設試験 (人体模擬ファントム使用時)	5 – 7 % ³⁾	腫瘍放射線生物学的観点	6 – 7 % ^{15,17,21)}
空間的不確かさ (通常治療)	< 10 mm ⁴⁾	空間的不確かさ	5 mm ²²⁾
〃 (IMRT)	3 mm ⁵⁾		

[§] ICRP の公表データ (表 12.1)¹⁾

[‡] 表 12.1 でビーム校正不確かさを 1.5%とした場合

収線量精度は従来の治療と同様に 5 %程度の基準とし、線量分布の空間的位置精度を従来の治療よりも厳しい基準で評価しなければならないと考えるのが妥当である³⁾。

ここでいう、腫瘍に対する吸収線量に要求される精度は、実際の患者の腫瘍に対して投与される線量の精度のことである。この線量に 5 %の精度が要求されるということは、IMRT 線量検証のように均質ファントムを用いた線量測定では 5 %よりも高水準の精度を達成しなければ実際の腫瘍線量に対して要求される精度が達成できないことになる。そのため腫瘍領域の吸収線量については 5 %を介入レベルとし、許容レベルは統計的変動が生じた場合にも 5 %程度の精度は達成できると考えられる 3 %を基準として推奨する。低線量領域に対する評価基準については、12.3.2.4 項で議論する。

表 12.7 における空間的不確かさの 5 mm という値は、通常治療の線量分布についてのみ適応される値であり、これは IMRT では致命的な誤差となるであろう。特に IMRT における腫瘍とリスク臓器が隣接する領域の線量分布では、位置が 1 mm 変位するだけで 5 – 10 %の線量変化が生じることもあり、測定可能な精度の上限での評価が求められる。そこで表 12.6 では Gillis らの ESTRO-QUASIMODO の結果⁵⁾に従って、測定が可能と結論された空間的位置精度 2 mm を許容レベルとし、それに線量勾配が急峻な領域において 3 - 5%の線量変化に相当する 1 mm を加えた空間的位置精度 3 mm を介入レベルとした。3 mm という精度は、ESTRO-QUASIMODO の報告⁵⁾でも、統計的変動を考慮した測定可能な線量分布位置精度としている。

ここで注意しなければならないのは、今回考察した判定基準は必ずしも全施設、全検出器に適応できるとは限らないということである。当然のことながら、物理的な吸収線量の不確かさは使用する検出器ごとに異なる。ここでは一般的に広く使用されている有感体積 0.6 cm³ クラスの円筒形電離箱線量計とラジオグラフィックフィルムを想定して、物理的な吸収線量の不確かさを試算している。そのため Mini 型または Micro 型の電離箱線量計や近年普及著しい 2 次元検出器やラジオクロミックフィルムを使用する場合は、施設ごとにその不確かさを検証し、施設の判定基準を再考察する必要がある。表 12.6 に示した判定基準は、新規に IMRT を開始する施設が当面参考にする基準であることを十分に認識しなければならない。

12.3.2.3. 多施設遡及的解析結果から見た IMRT 線量検証判定基準の妥当性

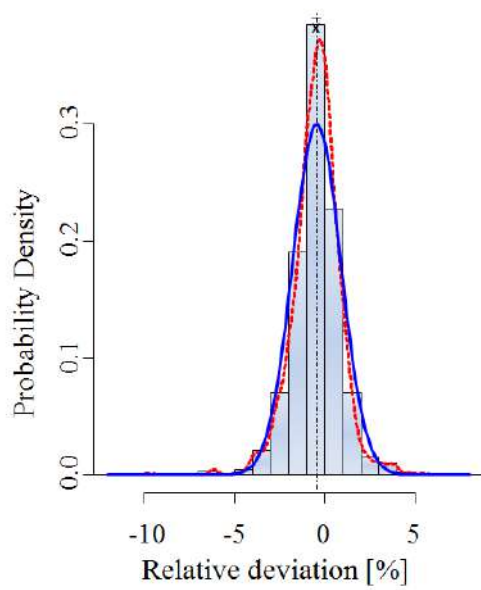
表 12.7 に示されている多施設試験の結果には，IMRT 条件での結果は含まれていない．IMRT の臨床に適した判定基準を設定するためには，複数の IMRT 実施施設の線量検証結果を統計解析することで IMRT 条件での吸収線量の不確かさを算出することが有効である．今回は班員の所属機関 6 施設について調査・解析を実施した．なお，施設名は A～F までのアルファベットで表記し，データと施設の組み合わせの公表を避ける．

今回の調査・解析は，前立腺癌と頭頸部癌の IMRT における治療前の各門線量検証および全門線量検証を対象とした．評価点は腫瘍位置に該当する高線量領域とした．表 12.8 に各施設から提供されたデータの内訳を記す．また，図 12.7 に測定線量と計画線量の相対差の確率密度分布を，部位，検証法ごとに示す．図 12.7 の青線は正規分布を示し，赤点線は各ヒストグラムから推定された確率密度関数を示す．正規分布関数と確率密度関数を比較すると，いずれもピークの高さおよび形状が異なっている．しかし，ピークの位置と両関数のすその広がり是非常に類似しているため，それぞれの確率密度分布が正規分布に従うと仮定して解析できる．

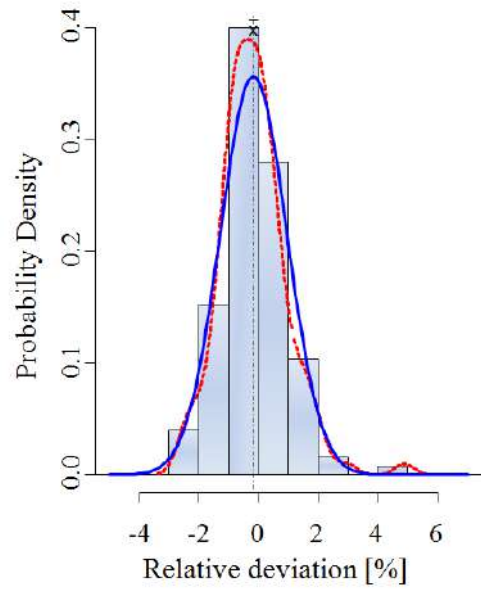
12.3.1 項において，許容レベルは 95 %信頼水準，介入レベルは許容レベルの 2 倍の値に設定することを述べた．表 12.9 は各確率密度分布から基本統計量を求め，さらに許容レベルおよび介入レベルを算出した結果を示す．また，これらとは別に confidence limit と呼ばれる値を算出した．Confidence limit は Venselaar²⁵⁾によって基礎が広められ，Palta²⁴⁾によって IMRT への拡張が図られた値であり，誤差分布の正負への偏りにとらわれずにデータの 95 %信頼水準を見積もることができる．

表 12.8 IMRT 臨床プランの吸収線量測定の不確かさ解析に使用したデータ内訳

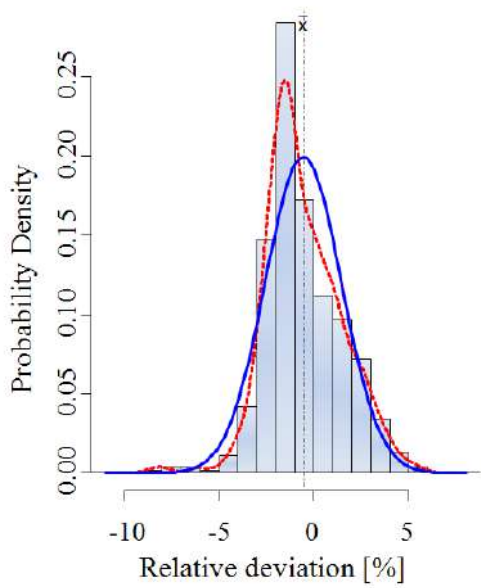
		前立腺		頭頸部		
		施設	症例数	測定点数	施設	症例数
						測定点数
各 門	A	30	210	C	20	284
	B	15	75	E	35	244
	C	50	714			
	計	95	999	計	55	528
全 門	A	30	30	A	15	15
	C	50	50	C	20	73
	D	45	45	E	35	104
				F	52	52
	計	125	125	計	122	282



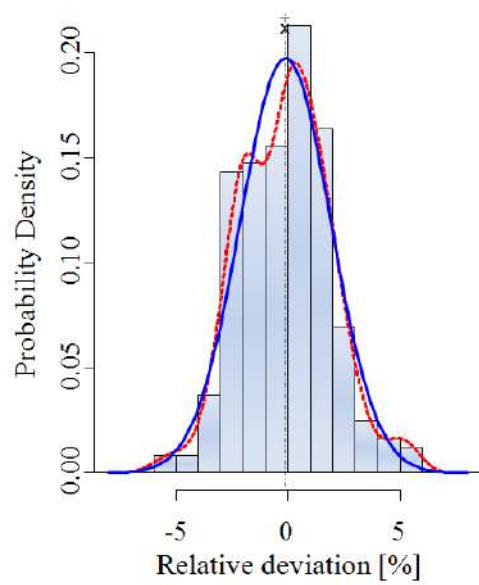
a. 前立腺 IMRT 各門線量検証



b. 前立腺 IMRT 全門線量検証



c. 頭頸部 IMRT 各門線量検証



d. 頭頸部 IMRT 全門線量検証

図 12.7 各部位・各検証法における相対差の確率密度分布

表 12.9 各部位・検証法の基本統計量，許容レベル，介入レベルおよび confidence limit

	前立腺		頭頸部	
	各門線量検証	全門線量検証	各門線量検証	全門線量検証
平均値 [%]	-0.5	-0.2	-0.6	-0.1
中央値 [%]	-0.4	-0.2	-1.0	-0.0
標準偏差 [%]	1.3	1.1	2.0	2.0
許容レベル [%]				
下限	-3.0	-2.4	-4.5	-4.0
上限	2.2	2.0	3.3	4.0
介入レベル [%]				
下限	-6.2	-4.8	-9.0	-8.2
上限	4.4	4.0	6.6	8.0
Confidence limit [%]	3.0	2.4	4.5	4.0

表 12.9 において，許容レベルの下限と上限の算出には次式を用いた．

$$Lower\ level = Mean - 1.96SD \quad (12.2)$$

$$Upper\ level = Mean + 1.96SD \quad (12.3)$$

式(12.2)および式(12.3)では標準偏差 (SD) の weight factor として 1.96 を採用した．1.96SD は正規分布に対して正確な 95 %信頼水準を示すが，図 12.6 のように weight factor を 2.0 (2SD) と概算する場合もある．これにより Upper level と Lower level はそれぞれ正規分布に従うと予測される母集団の 95 %のデータが含まれる範囲 (95 %信頼区間) の上限と下限を示す．ただし，ここで示した 95 %信頼区間は，区間推定で用いられる 95 %信頼区間とは異なる範囲を表していることに注意されたい．この 95 %信頼区間から逸脱するデータは統計学的に考えて外れ値と判定される．許容レベルに着目すると前立腺 IMRT では各門・全門線量検証ともに 2 %程度，頭頸部 IMRT では 4 %程度という結果となった．

次に confidence limit の算出式²⁴⁾を以下に示す．

$$Confidence\ limit = |Mean| + 1.96SD \quad (12.4)$$

表 12.9 において confidence limit は先の許容レベルとほぼ同等の数値を示しており，IMRT の線量検証で confidence limit はこれまでの許容レベルや介入レベルと同様に利用し，また同等の判定基準を設定できることが分かる．

頭頸部の許容レベルおよび confidence limit は各門線量検証，全門線量検証ともに前立腺よりも大きい結果となったが，これは頭頸部の IMRT 治療計画は，前立腺と比較して照射領域が MLC に覆われている割合が長いこと，また線量プロファイルの起伏が非常に激しく複雑なことから，安定して線量を測定できるポイントが限られてしまうなど，線量測定の不確かさが非常に大きいためであると考えられる．そのため前立腺の場合よりも測定線量のバラつき，標準偏差が大きく，それに伴って許容レベルと confidence limit も大きな値

になったと考えられる。この結果から、IMRT 線量検証では、全部位で統一された基準で評価するのではなく、部位別に判定基準を作成することが有用であることが示唆されるが、統計解析された施設数が少ないためエビデンスは明確ではない。今後、調査範囲の拡大を図ることで、さらに有用な判定基準の作成が期待される。治療部位によって線量検証の結果にバラつきが生じることは、Dong ら²⁶⁾の報告からも明らかである。

統計解析された施設数は少ないが、今回算出された許容レベル、confidence limit の結果から、十分に時間をかけてコミッショニングし、QA/QC をしっかり行っている施設であれば、表 12.6 に示した IMRT に求められる投与線量精度は十分に達成できることが明らかになった。現在、国内の多くの施設が参考に行っていると考えられる日本放射線腫瘍学会（JASTRO）の「多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(ver.1)」²⁷⁾では、許容レベルは各門線量検証で相対差 $\pm 5\%$ 以内、全門線量検証で $\pm 3\%$ 以内としている。しかし、今回得られた結果では、統計学的に有効と考えられる許容レベルは各門線量検証・全門線量検証ともに前立腺の場合で $\pm 2.0\%$ 、頭頸部で $\pm 4.0\%$ となった。データを解析した施設数が少ない現状としては、両部位・両検証法の許容レベルを $\pm 3.0\%$ と統一することで、両部位のバランスが考慮され、さらに放射線治療に求められる線量精度の $\pm 5.0\%$ も十分に達成することができるため合理的であると考えられる。

ここで各検証法の誤差分布が正規分布に従うと仮定して、許容レベルを $\pm 3\%$ 、介入レベルを $\pm 5\%$ とした場合に、今回調査した測定結果が各区間内（interval）に含まれる確率を表 12.10 として示す。

表 12.10 から、 $\pm 3\%$ という許容レベルは前立腺 IMRT に対しては緩く、頭頸部 IMRT には比較的厳しい基準であることがわかる。この結果からも、IMRT 線量検証においては、各部位ごとに許容レベルを設定する必要があることが示唆される。

このように現状で設定される許容レベルでは頭頸部のような複雑な IMRT 治療計画では達成が厳しい場合も生じると考えられるが、その場合は 12.4 節を参考に評価を行っていただきたい。

表 12.10 測定結果が許容区間（Tolerance interval）と介入区間（Action interval）に含まれる確率

		許容区間 $P(-3 < X < 3)$	介入区間 $P(-5 < X < 5)$
前立腺	各門線量検証	96.8 %	99.9 %
前立腺	全門線量検証	99.2 %	99.9 %
頭頸部	各門線量検証	85.2 %	98.4 %
頭頸部	全門線量検証	86.1 %	98.6 %

12.3.2.4. 低線量領域の線量評価と IMRT 線量検証判定基準

前節までは腫瘍に該当する領域である高線量領域について議論してきた。腫瘍とリスク臓器が隣接するような症例において、IMRT ではリスク臓器の線量が十分に抑制できていることを前提として腫瘍に対して高線量を投与しているため、治療の安全を保証するためにはリスク臓器の位置に該当する低線量領域の線量評価は重要な意味を持つ。そこで本節では低線量領域の評価の考え方と実践について解説する。

低線量領域の線量測定および評価には、高線量領域の場合と比較して以下の 3 点の特徴（問題点）がある。

- ① MLC や Jaw に覆われている割合が大きいため、測定の不確かさが大きい。
- ② 照射野端近傍や照射野外では治療計画装置の計算精度が劣る^{5), 28)}。
- ③ 評価点計画線量に対して相対差を算出すると、高線量領域に比べて相対差が大きな数値となる。

これらの特徴から、多くの治療計画装置の QA に関するガイドライン^{29)~31)}では、低線量領域の判定基準を高線量領域のものとは独立させて設定しており、その基準は高線量領域よりも緩めに設定されている。

IMRT の線量検証における低線量領域の評価については、Gillis ら⁵⁾が ESTRO-QUASIMODO によってヨーロッパ 8 施設で実施した線量検証試験の結果を報告している。表 12.11 はその結果をもとに各種パラメータを算出したものである。表 12.11 の許容レベルと confidence limit は、前出の式(12.2)–(12.4)を用いて算出した。最大相対差の欄で括弧内に記載された線量値は、最大の相対差を示した測定点の線量差を示す。低線量領域の相対差の標準偏差は、高線量領域に比べて 2 %程度高い結果となった。これは低線量領域では測定の不確かさが大きいためであると考えられる。この標準偏差の増大は許容レベルや confidence limit の値にも大きく影響し、いずれも低線量領域では高線量領域よりも大きな相対差を許容する結果となった。最大の相対差を示した測定点について見てみると、線量差は同等であるにも関わらず相対差で表わすと両方で 2 %程度の相違が生じた。これは先にも挙げた、評価点計画線量を基準として相対差を算出した場合の低線量領域における問題が明白に表れた好例である。

以上の結果より、線量評価における判定基準を設定する際、低線量領域については高線量領域とは独立した緩めの判定基準を設定して評価する方法が支持されることが考えられる。Palta ら²⁴⁾も高線量領域と低線量領域で判定基準を分けており、許容レベルと介入レベルをそれぞれ高線量領域で 3 %および 5 %、低線量領域では 4 %および 7 %としている。ただし Palta らは相対差を算出する際に投与指示線量(prescribed dose)を基準としているため、この Palta らが示した数値を本報告にそのまま適用させることはできない。本報告では評価点計画線量を基準としており、低線量領域では投与指示線量を基準とする場合よりも相対差が大きいことが予想されるため、Palta らの基準よりもわずかに緩い判定基準が許容されることが考えられる。ただ、低線量領域において、評価点計画線量を基準として線量評価を行っている報告は非常に少なく、現状では明確なエビデンスを持った判定基準を設定するのは困難である。そのため、Palta らの基準は線量検証結果の統計解析により導き出されていることを考慮し³²⁾、現時点においては運用上 Palta らの基準に従うことが最も合理的な

解決策であろう。

表 12.11 IMRT 線量検証の施設間比較試験による相対差の結果 (ESTRO QUASIMODO)⁵⁾
評価点計画線量を基準として相対差を算出している。全門検証の結果。

	腫瘍(PTV)領域 (高線量領域)	リスク臓器(OAR)領域 (低線量領域)
平均値 [%]	1.4	-0.3
中央値 [%]	1.6	-1.5
標準偏差 [%]	1.6	3.6
最大相対差 [%]	3.5 (-6.8 cGy)	5.8 (-6.8 cGy)
許容レベル [%]		
下限	-1.8	-7.3
上限	4.5	6.7
Confidence limit [%]	4.6	7.3

12.4. 判定基準を超えた場合の対処法

12.4.1. 測定結果の評価の実際

12.3 節で、IMRT 線量検証において測定線量と計画線量の相対差の判定基準（許容レベル、介入レベル）を設定した。相対差が許容レベル内に収まっている場合はそのプランは承認されるが、問題となるのは、相対差が許容レベルと介入レベルの間の値である場合と、介入レベルを超えた場合である。この場合、仮に差が許容レベルや介入レベルを超えていても即座にプラン非承認として再治療計画を実施するのは適切な処置ではない。差を生じた原因を追究し、それに対する処置を講じることで、臨床上問題となる差を解消するのが最も合理的な方法である。誤差原因を除去しても、誤差が許容値を超える場合に初めて、再プランなどの然るべき手段を講じることになる。

測定線量と計画線量の差の原因は、治療計画装置・放射線治療装置・測定上の問題の 3 つに大別することができ、それらは更に表 12.12 に示すように細分化することができる。測定線量と計画線量の差が許容レベルもしくは介入レベルを超える結果が出た場合、まず表 12.12 のいずれかの影響がないか確認する。これらの原因が全てクリアされても差が介入レベルを超える場合には、統計学的にもほぼ取り得ない値であり、放射線治療に求められる線量精度を大きく侵害する結果であるため、そのプランを用いた治療は避けるのが賢明であろう。再検討後に許容レベルを超えるが介入レベルを下回るという結果の場合、統計学的にも取り得ない値ではなく、放射線治療に求められる線量精度は達成できていると考えられるので、放射線腫瘍医と品質管理担当者が協議の上でその差が臨床的に許容できると判断されれば実際の治療に移行しても問題はないと考えられる。

表 12.12 IMRT 線量検証における測定線量と計画線量の差の原因

大項目	小項目
治療計画装置	① 治療計画装置のアルゴリズム特性
	② 計画線量の読み間違い
	③ 不適切な測定ポイントの設定
	④ 検証プランの作成ミス
放射線治療装置	① ビーム出力 (cGy/DMU) の誤差 (不適切なビーム校正)
	② MLC 位置のズレ
	③ ガントリなどの幾何学的誤差
測定上の問題	① 測定シートへのパラメータの入力ミス
	② 測定ジオメトリの間違い (ファントム種類など)
	③ 線量計設置位置の間違い
	④ 寝台等による減弱の影響
	⑤ 測定線量の統計的変動

表 12.12 の治療計画装置の小項目③にあるように、IMRT ビームは線量強度分布が複雑で線量計での測定には不適切なポイントも多いため、装置の不具合や作業ミスがない場合でも、差が大きく出ることも多々見受けられる。そういった問題を解消するために、1 つのビームもしくはプランについて複数点の測定を実施し、それらの結果の大多数が判定基準を満たしているかで判断するというのが賢明であろう。例えば Dong ら²⁶⁾の報告によると、MD. Anderson Cancer Center における IMRT 線量検証では、まず腫瘍に該当する領域内での 1 点で測定を実施し、この結果が 3.5%を超える場合、同じ領域内に更に 2 点の測定点を追加して、計 3 点の平均値が 3%以内であれば承認としている。

また吸収線量測定の結果だけでなく、それに合わせて線量分布の測定検証を実施し、両者を総合的に評価することも重要である。

12.4.2. 低線量領域における対応策

12.3.2.4 項で述べたように、評価点計画線量を基準として線量評価を実施した場合、低線量領域において算出される相対差は高線量領域のものと比べて非常に大きな値となる。そのため低線量領域では、表 12.6 に示した判定基準を満たすことができないケースが多く発生することが考えられる。この場合、線量検証で評価すべき低線量領域はリスク臓器に該当する領域であることを考慮して対応策を考える。

腫瘍（高線量領域）に対して求められる投与線量精度は、12.2 節で詳説したように、臨床医学・腫瘍放射線生物学の経験と理論を基に“投与指示線量に対する相対差”として導かれたものであるため、表 12.6 の基準を遵守すべきである。

一方で通常リスク臓器に対しては、“投与線量精度”という考え方ではなく、“耐容線量”という物差しで議論される。つまり、計画線量に対する相対差という基準だけでなく、実

測した線量が耐容線量を下回る線量であったかという基準で評価を行っても臨床上は許容されることになる。

例として、頭頸部 IMRT 治療計画のケースを考える。治療計画装置上で脊髄の最大線量が 40 Gy であるプランの線量検証の結果、脊髄領域の相対差が+7%であったとする。表 12.6 を遵守するのであれば、介入レベルを超過する結果であるため、プランの再検討も視野に入れなければならない。しかしここで耐容線量という観点から考えると、この場合に脊髄へ投与されると考えられる総線量は、

$$40 \text{ Gy} \times 1.07 = 42.8 \text{ Gy} \quad (12.5)$$

と概算され、脊髄耐容線量の 50 Gy を十分に下回る。そのためこのプランは臨床効果としては問題なく許容されることができると考えることができる。

以上のように、リスク臓器に該当する低線量領域においては、表 12.6 に示される相対差の判定基準だけでなく、対象臓器の耐容線量を下回る線量で制御されているかという判定方法を採用することで、より柔軟な対応が可能になる。

12.4.3. 各施設の対応例

線量検証の結果が判定基準を満たさない場合の処置について、あらかじめ各施設で取り決めを作成しておくことで、混乱なく迅速に対応することが可能となる。ここでは、IMRT 実施施設での対応例を紹介し、各施設での取り決めの作成の一助にしていきたい。

施設①*****

各門線量検証

- ① 線量計を再度位置合わせし直して再測定する。その結果が問題なければ Pass とする。
- ② ①で問題が解決しない場合、許容レベルを超えた測定ポイントがどのようなプロファイル・MLC 動作なのかを治療計画装置で再度確認する。
- ③ 誤差を生じる可能性のあるポイントの場合、そのビームの 2 点の測定点のうち、一方が許容レベルをクリアしていれば合格とする。
- ④ 2 点の測定点の両方が不合格の場合、それ以外に測定点を設定しなおして再測定を実施する。
- ⑤ MLC QA (DMLC 出力比試験) を実施し、装置側に問題がないか確認する。

全門線量検証

- ① 許容レベルを超えた測定ポイントがどのようなプロファイル・MLC 動作なのかを治療計画装置で確認する。誤差の大きいビームを特に注意して確認する。
- ② 誤差が比較的大きかった (5%以上) ビームの各門線量検証測定結果を確認する。
- ③ PTV に該当する領域内の複数のポイントの誤差を確認し、その他のポイントで問題がないことを確認する。
- ④ フィルムの線量分布検証を確認し、MLC 動作が正常であることを確認する。
- ⑤ MLC QA (DMLC 出力比試験) を実施し、装置側に問題がないことを確認する。

施設②*****

全門線量検証

- ① その時点で、原因が特定できれば適宜対処する。
- ② 原因の特定が困難である場合、過去の IMRT 線量検証を再測定する。
- ③ ②の結果が過去の検証結果と同等の場合、現線量検証の中に問題があると判断し、誤差要因を特定する。
- ④ ②の結果が過去の検証結果と異なる場合、装置自体に発生したトラブル（MLC やアイソセンタのズレ等）であると判断し、幾何学的な QA を行って原因を特定する。

施設③*****

- ① 測定上のミスがなかったか、再測定を実施して確認する。
- ② 再測定をしても誤差が大きい場合、QA プランに問題がないか確認する。
- ③ それでも原因が特定できない場合は、フェンス試験の実施や MLC Log File を参照して、MLC の動作確認の上、担当医と協議する。
- ④ 最終的には医師、技師、物理士でのミーティングで考察を含めた測定結果の報告を行い承認という形式を受けて治療を実施する。

施設④*****

- ① MLC ログファイルを見て、MLC の動作不良がないか確認する。
- ② 計画での測定ポイントを見直し、他の測定ポイントで再測定を実施する。

施設⑤*****

- ① 転送データ、検証プランの作成手順および測定位置を確認する。
- ② ①に問題がなければ、MLC の QA をチェックし、位置精度に問題がないか確認する。
- ③ MLC 位置精度が許容限界付近まできているようならば、メーカーに調整を依頼し、医師との日程調整を行う。
- ④ 再調整が間に合うならば、MLC 再調整後、再測定を実施する。
- ⑤ 再調整が間に合わない、または再測定線量に改善が見られない場合、医師の判断にて再プランニングか治療実施かを決定する。

上記のように、各施設で様々な取り決めを作成しているが、第一に取り掛かるのは測定ミスや検証プラン作成上のミスといったヒューマンエラーの確認である。また、線量計を再度セットアップして再測定を実施する対応も、線量計の設置位置の確認という観点から、複雑な線量分布を示す IMRT の測定では非常に有用な方法である。機器関連の確認事項は、MLC の位置精度、動作精度が主である。考えられ得る原因追求のための処置を施しても差が許容レベルを超える場合、最終的には医師の判断となるケースが多いが、施設の品質管

理担当者は結果に対して十分な検討と考察を行った上で、医師が納得して判断を下せるためのコンサルトを行う義務がある。

12.5. 施設ごとの IMRT 線量検証の統計的品質管理

12.3 節では、表 12.6 に示した許容レベルと介入レベルの妥当性について各施設から提供された IMRT 線量検証測定結果全体を母集団として統計解析を行うことで評価し、この判定基準が多施設で受け入れ可能であることを示した。しかし、施設によって使用する線量測定システム（線量計・電位計・ファントムなど）、装置の品質管理基準や IMRT プランの測定点の選択基準が異なるため、測定に関わる不確かさも施設ごとに異なることが予想される。そこで、本節では線量検証結果の各施設における特徴を考慮に入れた判定基準について考察する。

表 12.8 における頭頸部 IMRT の全門線量検証結果のバラつきを施設ごとにボックスプロットで表したものを図 12.8 として示す。また施設ごとに算出された許容レベルを図 12.9 として示す。図 12.8 および図 12.9 の数値データを表 12.13 として示す。

図 12.8 および表 12.13 から、測定結果の平均値と標準偏差は各施設で異なっていることがわかる。それに伴って施設ごとに算出される許容レベルにも施設間のバラつきが生じている（図 12.9, 表 12.13）。どの施設も放射線治療に求められる線量精度は概ね達成されているが、先の 12.3 節で算出した許容レベルとは異なる部分が多い。特に施設 C と E では、施設 A および F よりも測定結果のバラつきが大きい結果であったため、許容レベルも高めに算出された。しかし、測定結果の平均値 μ の（区間推定による）95 %信頼区間はそれぞれ $[-1.6 < \mu < -0.6]$, $[-0.4 < \mu < 0.4]$ であり、投与線量精度として問題ないと考えられる。

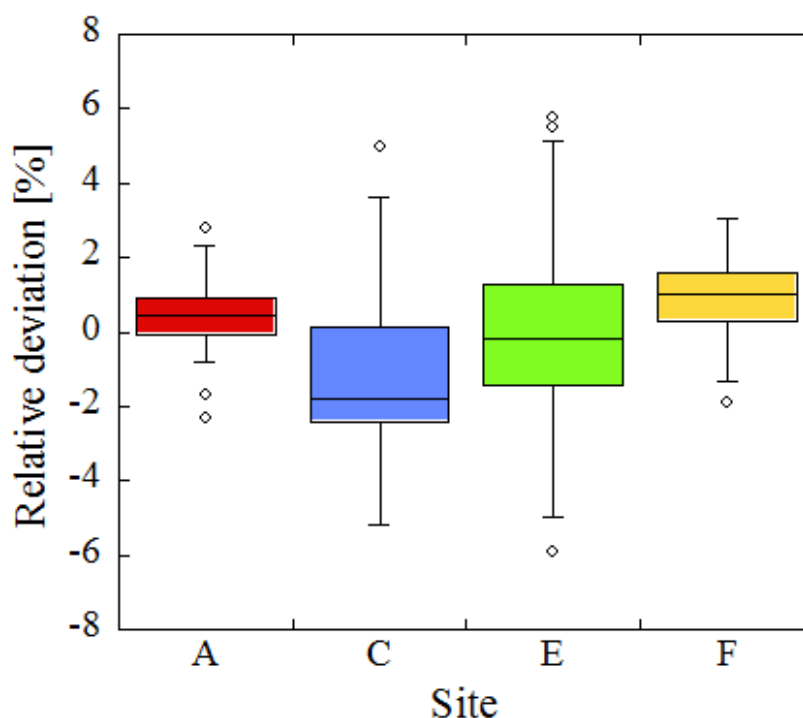


図 12.8 頭頸部 IMRT 全門線量検証結果の各施設のバラつき。

横軸のアルファベット表記は、表 12.8 の施設分類に対応。

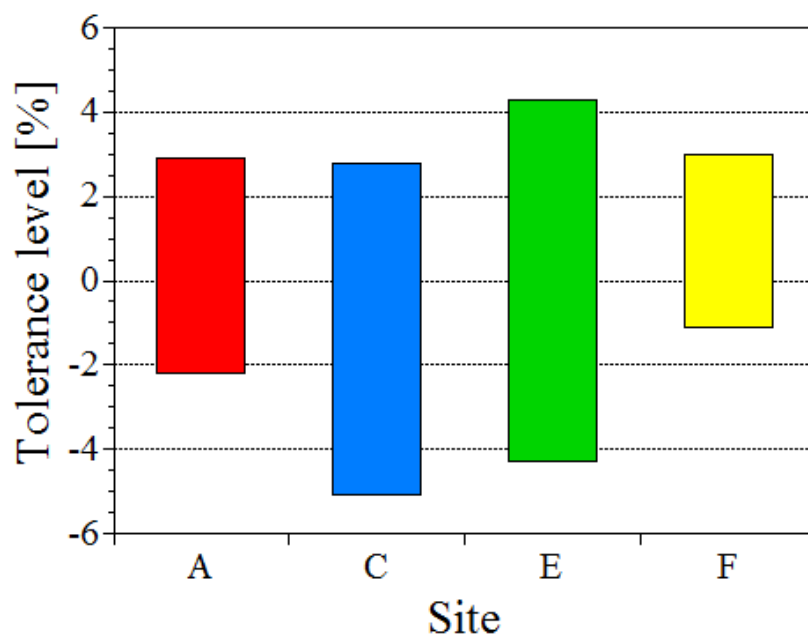


図 12.9 頭頸部 IMRT 全門線量検証結果から算出された各施設の許容レベル。
横軸のアルファベット表記は，図 12.8 に対応．

表 12.13 頭頸部 IMRT 全門線量検証結果から算出された施設ごと統計値。
図 12.8 および図 12.9 を数値表記したもの．

	A	C	E	F
標本数	15	73	104	52
平均値	0.4	-1.1	0.02	0.9
標準偏差	1.3	2.0	2.2	1.1
許容レベル				
下限	-2.2	-5.1	-4.3	-1.1
上限	2.9	2.8	4.3	3.0

医療の標準化および均てん化を考えると，全施設がある一定のレベルの精度を達成することが必要であり，全施設に適用される判定基準を設定することは重要である．その基準を達成した上で，各施設の治療および品質管理状況を考慮した施設ごとの判定基準を含めたプロトコル作成が必須であることが今回の結果から明らかであろう．

線量検証は，測定を実施して許容レベル内の精度を担保できているかを確認するだけに目的を置いているわけではないことに注意したい．複数症例の統計解析の結果得られる誤差分布のピーク（平均値）が，ゼロから正負方向いずれかにシフトしている場合，治療計画装置のコミッショニング不良や，測定プロトコルの不備などの系統誤差を有していることが考えられるため，適切な処置を講ずる必要がある．

IMRT の線量検証は，治療計画装置，治療情報登録管理システム，放射線治療装置とい

った IMRT を実施するシステム全体の QA/QC を総合的に実施することができる。そのため、IMRT 線量検証の測定結果を時系列で解析および管理することによって、前述のような系統誤差の発見に有効だけでなく、通常の QA/QC プロトコルで見落とされていた治療システムの不具合を発見することができ、放射線治療装置の調整時期の設定などにも有効である^{33, 34)}。

参考文献

1. ICRP: Uncertainty in Radiotherapy. In: ICRP report 86, Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. Ann. ICRP 30: 57-61, 2000
2. IAEA: Technical Report Series No.398, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose. 2000, IAEA, Vienna.
3. Mijnheer B and Georg D eds,: ESTRO booklet No.9, Guidelines for the verification of IMRT. 2008, ESTRO, Brussels.
4. AAPM: AAPM report 13, Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. 1994, AAPM, NY.
5. Gillis S, Wagter CD, Bohsung J, et al.: An inter-center quality assurance network for IMRT verification: Results of the ESTRO QUASIMODO project. Radiother. Oncol. 76: 340-353, 2005
6. Dutreix A: When and how can we improve precision in radiotherapy? Radiother. Oncol. 2: 275-292, 1984
7. Stewart JG and Jackson AW: The steepness of the dose response curve both for tumor curve and normal tissue injury. Laryngoscope 85: 1107, 1975
8. ICRU: Errors in dosimetry. In: ICRU REPORT 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. 45-50, 1976, ICRU, Washington.
9. Svensson P, Westling P, and Larsson LG: Radiation-induced lesions of the brachial plexus correlated to the dose-time-fraction schedule. Acta Radiol. (Ther. Phys. Biol.) 14: 228-238, 1975
10. Wambersie A, Zreik H, Prignot M, et al.: Variation of RBE as a function of depth in a high energy electron beam in the first millimeters of irradiated tissues determined by observation of skin reactions on patients (a clinical trial). Strahlentherapie 148: 279-287, 1984
11. Dische S, Saunders MI, Williams C, et al.: Precision in reporting the dose in a course of radiotherapy. Radiother. Oncol. 29, 287-293, 1993
12. Wambersie A, Van Dam J, Hanks G, et al.: What accuracy is needed in dosimetry? IAEA: IAEA -TECDOC-734, Proc. Sem. Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery. 11-35, 1994, IAEA, Vienna.
13. Mijnheer BJ: The clinical basis for dosimetric accuracy in radiotherapy, British Institute of Radiology: Radiation incidents: Uncertainties, errors, and accidents in radiotherapy, a

meeting organized by the British Institute of Radiology. 16-20, 1996, British Institute of Radiology, London.

14. ICRP: Clinical detectability of difference in dose prescription and delivery. In: ICRP report 86, Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. Ann. ICRP 30: 20-22, 2000
15. Brahme A: Dosimetric precision requirements in radiation therapy. Acta Radiol. Oncol. 23: 379-391, 1984
16. Bentzen SM: Dose-response relationships in radiotherapy. In: Joiner M and Van der Kogel A eds, Basic Clinical Radiobiology, 4th edition. 56-67, 2009, Hodder Arnold, UK.
17. Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A: What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? Radiother. Oncol. 8: 237-252, 1987
18. Goiten M: Biological matters. In: Goiten M, A Radiation Oncology, Physicist's eye view. 85-110, 2008, Springer, New York.
19. Niemierko A and Goiten M: Implementation of a model for estimating tumor control probability for an inhomogeneously irradiated tumor. Radiother. Oncol. 29: 140-147, 1993
20. Thwaites DI, Mijnheer BJ, and Mills JA: Quality assurance of external beam radiotherapy. In: Podgorsak EB eds, Radiation Oncology Physics, A Handbook for Teachers and Students. 407-450, 2005, IAEA, Vienna.
21. Brahme A, et al.: Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. Acta Oncol. 27: Suppl. 1, 7-76, 1988
22. Van Dyk J and Purdy JA: Clinical implementation of technology and the quality assurance process. In: Van Dyk J eds, The modern technology of radiation oncology. 19-51. 1999, Medical physics publishing, Wisconsin.
23. Thwaites DI, Mijnheer BJ, and Mills JA.: Quality assurance of external beam radiotherapy. In: Podgorsak EB eds, Review of Radiation Oncology Physics, A Handbook for Teachers and Students. 2005, IAEA, Vienna.
24. Palta JR, Kim S, Li JG and Liu C.: Tolerance limits and action limits for planning and delivery of IMRT. In: Palta JR and Mackie TR eds, Intensity-Modulated Radiation Therapy, The State Of The Art. American Association of Physicists in Medicine Medical Physics Monograph No. 29, 593-612. 2003, Medical Physics Publishing, Madison.
25. Venselaar J, Welleweerd H, and Mijnheer B: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiother. Oncol. 60: 191-201, 2001
26. Dong L, Antolak J, Salehpour M, et al.: Patient-specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 56: 867-877, 2003
27. 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会：多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(ver.1). 日放腫会誌 16: 197-203, 2004
28. Schwarz M, Bos LJ, Mijnheer BJ, et al.: Importance of accurate dose calculations outside segment edges in intensity modulated radiotherapy treatment planning. Radiother. Oncol., 69: 305-314, 2003
29. Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al.: American Association of Physicists in Medicine

Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med. Phys. 25: 1773-1829, 1998

30. Mijnheer B, Olszewska K, Fiorino C, et al.: ESTRO Booklet No.7, Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams. 2004, ESTRO, Brussels.
31. IAEA: Technical Report Series No.430: Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004, IAEA, Vienna.
32. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al.: IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparison, a report from AAPM Task Group 119. Med. Phys. 36: 5359-5373, 2009
33. Breen SL, Moseley DJ, Zhang B, et al.: Statistical process control for IMRT dosimetric verification. Med. Phys. 35: 4417-4425, 2008
34. Gerard K, Grandhaye J-P, Marchesi V, et al.: A comprehensive analysis of the IMRT dose delivery process using statistical process control (SPC). Med. Phys. 36: 1275-1285, 2009

〔黒岡〕

付録 1 施設別の線量検証プロトコル

IMRT の線量検証は、電離箱線量計などを使用した評価点線量検証と、フィルムを用いた線量分布検証の 2 つに分類される。IMRT 線量検証に関する文献は、これまでに海外を中心に数多く出されているが、その手順について詳しく言及されたものは少なく、新規に IMRT を開始する施設にとって大きな壁となっている。そこで本章では、本研究班に参加しており、IMRT を実施している施設の線量検証プロトコルをアンケート形式で調査した結果を記載した。特に新規に IMRT を開始する施設は、他章の測定方法と合わせて、施設の線量検証プロトコル作成の参考にしていきたい。

調査対象施設

慶應義塾大学病院
国立がんセンター中央病院
国立がんセンター東病院
埼玉医科大学国際医療センター
東京女子医科大学病院
千葉県がんセンター
(計 6 施設，五十音順)

結果の見方の注意

今回調査を実施した施設では、IMRT を開始してから一定数の症例数を経験しており、その経験に基づいて検証プロトコルの見直しを実施している。そのため、一部の質問では IMRT を開始した当初の検証プロトコルと、現状の見直されたプロトコルの双方の結果を表記した。

1. 基本情報

実施している IMRT 線量検証項目

施設	前立腺		頭頸部	
	開始当初	現状	開始当初	現状
1	A	A	A	A
2	A	A		
3	A	A	A	A
4			A	A
5	A	C	A	C
6	A	B	A	A

A；ポイント線量＋線量分布，B；ポイント線量のみ，C；線量分布のみ

2. 評価点線量検証

2-1. 使用している線量計

	回答施設数
電離箱：0.6 cm ³	5
電離箱：0.01 cm ³	1

2-2. リファレンス線量計以外の線量計を使用している場合の、補正係数の取り扱い。（1施設回答）

$N_{D,w}$ ：リファレンス線量計とのクロスキャリブレーションで得られる補正係数内に含まれる。

k_Q ：リファレンス線量計とのクロスキャリブレーションで得られる補正係数内に含まれる。

k_{pol} ：測定により算出（主にクロスキャリブレーションを実施する時）。

k_s ：測定により算出（主にクロスキャリブレーションを実施する時）。

2-3. 実施している評価点線量検証の種類

施設	前立腺		頭頸部	
	開始当初	現状	開始当初	現状
1	C	C	C	C
2	B	B		
3	A	A	A	A
4			A	C
5	A	D	A	D
6	A	A	A	A

A；各門検証＋全門検証，B；各門検証のみ，C；全門検証のみ，D；未実施（線量

分布検証のみ)

2-4. 使用しているファントム

各門検証		全門検証	
ファントム	回答数	ファントム	回答数
Tough water	5	Tough water	2
Solid water	1	特製シンリンダ 型	1
		CIRS 体幹部	1
		RT-3000	2

2-5. 評価点の数

施設	前立腺				頭頸部			
	Each beam*		Total beam		Each beam*		Total beam	
	開始 当初	現状	開始 当初	現状	開始 当初	現状	開始 当初	現状
1			1	1			1	1
2	3	1						
3	1	1	3	3	1	1	3	3
4					1	0	2or3	1or2
5	1	0	1	0				
6	2	2	3	1	2	2	5	3

*各門検証の評価点の数を示す.

2-6. 治療計画装置での計算線量の取得方法

手法	回答数
体積平均線量	5
点線量	1

電離体積 0.6 cm^3 を使用している施設では全て体積平均線量で実施しており, 0.01 cm^3 を使用している施設は点線量を読み取っている.

2-7. 体積平均線量で読み取る際の規定条件があるか.

手法	回答数
規定あり	2
規定なし	3

回答①: PTV 内で高線量 (原則, 処方線量の 80%以上) かつ低線量勾配である領域

について、電離空洞内の最小/最大線量比 > 0.95 となる評価点（体積）を選択している。

回答②：各門検証の場合、Standard Deviation が約 0.3%（1 回投与線量に対する相対値）、全門検証では約 1.0% になるように評価点の場所を決定している。また Hot spot が生じていない領域を選択している。

2-8. 各門検証の測定深

施設	前立腺	頭頸部
1		
2	10 cm	
3	10 cm	5 cm
4		5 cm
5	10 cm	
6	12 cm	10 cm

どの施設でも、前立腺より頭頸部の方が浅い位置で測定している。これは頭頸部では腫瘍が比較的浅い位置に存在することや、使用するエネルギーが低いことなどを考慮していると考えられる。

2-9. 測定領域

	回答数
腫瘍に該当する領域	6
リスク臓器に該当する領域	2

全施設で腫瘍に該当する領域を測定している。また 2 施設はそれとは別にリスク臓器に該当する領域も測定している。臨床的に意義のあるポイントで測定を行うことが重要である。

2-10. 評価点の位置の選択で注意していること

回答①：MLC 動作が安定した場所とする。極端に狭い gap が通過するような領域や MLC が飛び出して MLC side が測定点の近傍を通過するような領域は避ける。

マイクロ型電離箱線量計を使用しているので、Tongue and Groove 効果に特に注意を払っている。電離箱の有感領域が MLC の真下に来るように座標の設定を行っている。使用している電離箱の長径が 3 ~ 4 mm なので、MLC の真下（1 本の leaf で有感領域が覆われる箇所）に設置すると、Tongue and Groove 効果の影響を受けにくくなる。

電離箱線量計の設置精度の影響を受けにくい場所とする。広く平坦な領域を選択している。ピーク位置などは極力避ける。

回答②：主に電離箱の長軸方向のプロファイルを見て平坦な場所を探す．また MLC の動きが他の領域と大きく異なる領域では測定の不確かさが増大する可能性が高いので避ける．このため，BEV で評価点付近の MLC の動きを確認する．現在では測定誤差が大きい場合のみ確認作業を行っている．

回答③：線量分布の平坦な場所（ $\pm 1.5\%$ / 1 mm 以下）で測定している．

2-11. 測定結果の評価基準（Tolerance level）

施設	前立腺		頭頸部	
	Each	Total	Each	Total
1		1.5%		3%
2	5%	3%		
3	5%	3%	5%	3%
4				3%
5	5%	3%	5%	3%
6	3%	3%	3%	3%

施設 1, 4, 6 は，これまでの症例の統計解析の結果を基に評価基準を設定している．その他の施設では JASTRO のガイドライン「多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(Ver.1)」に従って評価基準を設定している．評価基準の設定方法は第 12 章に詳説されているので参考にすること．

3. 線量分布測定

3-1. 実施している線量分布測定

施設	前立腺		頭頸部	
	開始当初	現状	開始当初	現状
1	A	C	A	C
2	A	C		
3	A	A	A	A
4			A	C
5	A	A		
6	A	D	A	B

A；各門検証＋全門検証，B；各門検証のみ，C；全門検証のみ，D；実施していない。

3-2. 使用しているフィルム

フィルム	回答数	
	各門検証	全門検証
EDR2	2	3
XV2	1	0
Gaf EBT	1	1
Gaf RTQA	1	1

6 施設中 5 施設がフィルムを使用して線量分布の測定を実施している。1 施設のみ多次元検出器を使用して線量分布測定を実施している。

3-3. 使用しているファントム

ファントム	回答数	
	各門検証	全門検証*
Solid water	1	1
Tough water	4	1
RW3		1
I'mRT		1
CIRS 体幹部		1
RT3000		1
特製シリンダ型		1

*部位など、状況によって使い分けている施設があったため、回答数が施設数を上回っている。

3-4. 多次元検出器を使用しているか.

	回答数
Yes	3
No	3

多次元検出器を使用している 3 施設のうち 2 施設は，試験段階としてフィルムとの併用によりデータ収集中との回答であった．1 施設はメインのモダリティとして使用している．

3-5. 評価面とその数

前立腺

施設		1		2		3		5		6	
		開始当初	現状	開始当初	現状	開始当初	現状	開始当初	現状	開始当初	現状
全門 検証	Axial	3	0	3	1	1	1			5	0
	Coronal	1	1					1	1		
	Sagittal							0	1	1	0

頭頸部

施設		1		3		4		6	
		開始当初	現状	開始当初	現状	開始当初	現状	開始当初	現状
全門 検証	Axial	3	0	1	1	3	0	5	0
	Coronal	1	1			0	1	0	0
	Sagittal							1	0

3-6. 各門検証時のフィルムの測定深

	回答数	
	前立腺	頭頸部
5 cm	2	2
10 cm	2	1
12 cm	1	

3-7. 特性曲線（濃度-線量変換曲線）の取得について

施設	1	2	3	4	5	6
取得頻度*	1	2	1	1	1	2
取得方法 [#]	2	1	2	1	1	1
ファントム	Tough	Tough	Tough	Solid	Tough	Tough
深さ	5 cm	5 cm	H & N: 5 cm Prostate: 10 cm	10 cm	5 cm	10 cm
照射野[cm x cm]	4 x 7	5 x 5	6 x 6	10 x 10	5 x 5	30 x 30

*1：毎回測定時，2：1箱に1回

[#]1：Field by field 法，2：MLC セグメント法

特性曲線を1箱に1回取得している2施設は、ラジオクロミックフィルムを使用している施設である。

3-8. 線量分布測定は絶対線量測定 or 相対線量測定のどちらで行っているか

	回答数
絶対線量測定	2
相対線量測定	4

3-9. Normalization point の設定箇所

	回答数
フィルム中心	2
任意の高線量領域	4

3-8で「絶対線量測定」と回答した施設も、相対線量測定を実施する場合についての回答があったため、3-8で「相対線量測定」と回答した施設数よりも、総回答数が多い。

3-10. 線量分布解析で用いている解析手法

解析手法	回答数
ガンマ解析法	6
DTA 法	2
分布の視覚的評価	6
Dose difference	3

どの施設も、解析手法を1つに限っておらず、複数の解析手法を組み合わせで評価を実施している。

3-11. ガンマ解析法の許容基準 (Dose-Difference/DTA)

	回答数
3% / 3 mm	4
3% / 2 mm	2

3-12. ガンマ解析法の結果に対する判定基準を設定しているか

	回答数
Yes	0
No	6

ガンマ解析法は、許容レベルをどのように設定すれば良いのか、エビデンスが明確でないという問題がある。そのため、ガンマ解析法で合否分布の良し悪しと不合格となっている領域を全体像として確認し、合格率などで定量的な評価を行う場合においても、明確な判定基準の決定までは至っていないのが現状ではないだろうか。

3-13. 具体的な線量分布の評価方法（視覚的評価および DTA 評価）

回答①：全門検証で、リスク臓器に隣接する領域に不自然な分布の乖離がないか確認する。特に前立腺の場合、直腸側の 50% dose line が計画線量分布と比較して大きく外側にはみ出していないか確認する。

ガンマ解析において不合格となった領域で、DTA が 3 mm 前後に収まっているか確認する。

回答②：DTA の許容誤差を 3 mm とし、Pass/Fail 試験を行い、Fail が目立つ領域に注目してプロファイルを観察する。

PTV とリスク臓器が隣接する領域の DTA と線量プロファイルを確認する。

回答⑤：線量の変化が急峻な部分のプロファイルを描出して計算値と実測値の視覚的な比較と線量差の比較を実施する。また、フィルムで測定した際、計画と比較して hot spot が生じていないかを視覚的に確認している。

各施設、実施している線量検証項目に大きな相違はないが、評価方法については、各施設で特色の出たプロトコルが作成されている。

調査を実施した 6 施設に共通して、線量分布測定の評価の際にガンマ解析法のみで評価を行わず、必ず他の評価法を併用していることである。ガンマ解析法は、使用するフィルム解析ソフトによってガンマ値の計算方法が異なり、またそれがブラックボックス化している場合もあるため、提示された結果をそのまま受け入れるのは危険である。またガンマ解析法にも欠点があり、それが線量分布評価の妨げになる場合が多いため、効率的で適正な評価を行うために他の評価法を併用することが望ましい。

IMRT の線量検証では、治療計画装置の線量計算精度、機器の幾何学的精度や Record & Verify system を含めた治療システム全体の運転状況など、非常に多くの項目を確認することができる。そのため効率的なプロトコルを組み、そしてそれらの結果に対して適切な評価を行うことが、安全な IMRT を提供するために重要となる。

これから IMRT を開始する施設は、ただ漠然と線量測定をして計算値と合っているかを評価するのではなく、安全で正確な治療を実施するために、何を、どのような方法で、どのような基準で評価および確認しなければいけないのか、明確な意識を持たなければならない。

〔黒岡〕

付録 2 用語集

1. ADC 値, analog to digital converter value

スキャナで読み取ったフィルム濃度を量子化し、ソフトウェアで解析できるようにデジタル化した値。ADC 値は濃度分解能や読み取り最低・最高濃度に依存する。

2. collimator transmission

X-Jaw または Y-Jaw など 2 次コリメータからの X 線の透過を指す。

3. CT 値-相対電子濃度変換, CT number to relative electron density conversion

治療計画装置において深さスケーリングを行うために CT 値から相対電子濃度に変換することをいう。一般に、相対電子濃度が既知のファントムを治療計画で使用する条件にて CT 撮影を行い、CT 値と相対電子濃度を対応させて治療計画装置に登録し使用する。

4. distance to agreements; DTA

位置のずれを検出することを目的とした線量分布評価法の一つ。計画線量分布と測定線量分布について等しい線量を示す点を検索し、その最短距離として定義される。

5. DMLC 方式, dynamic MLC IMRT technique

IMRT 照射技術の一つ。1 つのフィールド内において、MLC の開度を変えながら線量の強度変調を行い、目的の線量分布を作成するという点では SMLC 方式（用語集 13 参照）と同じであるが、MLC を駆動させている間も照射を行う点が異なる。

6. dose difference

線量評価法の一つ。基本的には 2 つの線量分布上の同じ位置について、計画線量と測定線量の線量差を示す。また、この線量差を基準となる値で除して、相対差で評価する場合もある。

7. dpi, dots per inch

スキャナを利用する際の解像度の単位であり、1 インチ (25.4 mm) あたりのドット数を示す。スキャナなどピクセル単位で表示する場合は ppi (pixels per inch) を用いる。

8. EPID, electronic portal imaging device

放射線治療装置に付属した電子ポータル画像取得装置。市販されている EPID では、連続的にデータを収集することにより積算画像の取得が可能である。

9. MLC transmission (inter leaf transmission and intra leaf transmission)

MLC からの X 線の透過を指す。MLC transmission は、inter leaf transmission (リーフ間からの透過) と、intra leaf transmission (リーフ自体からの透過) の 2 つに分類される。

10. portal dosimetry

放射線治療装置付属の EPID を利用してフルエンス分布を検証するシステムで、Varian 社の放射線治療装置におけるそのシステムの総称。

11. predicted image

治療計画装置で計算される EPID 上で予想されるフルエンス分布。predicted image は治療計画時の吸収線量計算に使用される計算アルゴリズムとは異なる計算アルゴリズムで算出されるため、吸収線量分布の計算精度の検証は行えない。

12. RGB

光の三原色で、赤 (Red)、緑 (Green)、青 (Blue) の頭文字である。三原色を全て足すと白色となる。現在では白色光を用いたスキャナが多く、読取時には色分解方式によって RGB の各成分を抽出することが可能である。

13. SMLC 方式, segmental MLC IMRT technique

IMRT 照射技術の 1 つ。MLC で形成されるそれぞれの照射野で、MLC が停止した状態で照射を繰り返し、線量分布を積み重ねていくことにより強度変調を行う方法を指す。MLC が駆動して止まり (step or stop)、止まっている間に照射 (shoot) する動作を繰り返すことから、step and shoot 法もしくは stop and shoot 法とも呼ばれている。

14. tongue and groove (効果)

MLC の側面を凹凸の形状 (tongue and groove) にすることによって隣り合ったリーフを重ね合わせ、リーフ間からの漏えい線を低減させる構造。リーフの移動パターンによっては、この構造に起因して線量が低下する現象 (tongue and groove 効果) が起きる。

15. 95%信頼水準, 95% confidence level

ある母集団を形成するデータの総数の 95%が存在する範囲を指す。区間推定では母平均が存在すると考えられる範囲として定義されるが、本書では前者の意味として使用する。

16. 色再現性, color reproduction

スキャナが入力される元画像の色を再現できる能力。階調度を高く設定しても色再現性が低ければ、実際の階調度は低くなる。

17. 介入レベル, action level

誤差もしくは差として容認できない水準を指す。その範囲を超えた場合、直ちに是正のための作業を必要とする。

18. 各門検証, each beam verification

臨床プランをガントリ角度 0 度に変更し門毎に行う線量検証を指す。線量計に適した線量域にするために MU 値の調整やコリメータ角度を 0 度にする場合もある。

19. ガンマ解析, gamma evaluation method

線量評価法の一つ. 評価用の線量分布上において, 評価点を中心とした設定範囲内で, dose difference と DTA を複合した指標 (ガンマ値) を計算し, 計算した全てのガンマ値の最小値を指標として評価を行う方法. dose difference と DTA に判定基準を設定することができ, 一般的に 3% dose difference / 3 mm DTA が用いられている.

20. ガンマヒストグラム, gamma histogram

横軸をガンマ値, 縦軸を度数で表わし, 各算出点でのガンマ値をヒストグラム形式に表示させる方法と呼ぶ. 微分形式と積分形式があり, 全体の傾向を把握する場合や統計的な解析を行う場合に利用される.

21. 基準条件, reference condition

吸収線量を評価するための測定条件を指す. 標準測定法における高エネルギー光子線の基準条件は, 照射野 10 cm × 10 cm で測定深は水中 10 cm である.

22. 基準媒質, reference medium

吸収線量を評価する際に基準となる媒質を指す. 標準測定法における吸収線量測定の基準媒質は水である.

23. 吸収線量, absorbed dose; D , D_w [Gy]

本報告における吸収線量は特記しない限り水吸収線量を指す.

24. 許容レベル, tolerance level

誤差もしくは偏差として容認できる水準を指す. その範囲を超えると, 是正のための作業が必要となる場合がある.

25. 空間分解能 (解像度), spatial resolution

どこまで細かいものが識別できるかを表す指標. デジタル画像の場合, 空間分解能は表現する格子の細かさに依存し, dpi (dots per inch) や ppi (pixels per inch) で表される.

26. 偶然誤差, random error

繰り返し性のある計測を行った時, 測定の不確かさなどにより, 測定の度に結果が異なる原因となる誤差. 複数回の計測における偏位や変動のバラつき (標準偏差) に相当する.

27. 計画線量, planed dose

検証プランにおける評価点または評価断面の水吸収線量 (分布).

28. 系統誤差, systematic error

ある測定を, 同じ方法を用いて複数回実施した時に, 真の値に対してある傾向を持って計測される誤差のこと. 複数回の計測における偏位や変動の平均値に相当する.

29. 検証プラン, verification plan

臨床プランをファントムに移しこみ, 再計算したプランを指す.

30. 光学濃度, optical density; OD

フィルムの黒化度または濃度を表し, 次式で算出できる.

$$OD = -\log T = \log I/I_0$$

ここで, T はフィルムの光の透過度, I_0 および I はそれぞれ入射光の強度とフィルム透過後の光の強度を示す. OD には未照射フィルムの濃度を減算した正味の光学濃度 (net OD) が用いられる事が多い.

31. 合格率, pass rate

線量検証において, 全評価点に対する判定基準を満たす評価点の割合.

32. 合成標準不確かさ, combined standard uncertainty

1 つの系が複数の段階に分かれて構成されている時, その系全体の標準不確かさを合成標準不確かさと呼び, 各段階の標準不確かさの二乗和の平方根として表す. 各段階の標準不確かさを u_i ($i = 1, 2, 3, \dots, n$) とすると, その系の合成標準不確かさ u_c は次式で表される.

$$u_c = \sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 + \dots + u_n^2} = \sqrt{\sum_{i=1}^n u_i^2}$$

33. 光電効果に対する実効原子番号, effective atomic number

化合物や混合物のように, 複数の原子が含まれた物質に対する光子の減弱特性と, 同一の減弱特性となるような原子の原子番号を指す.

光電効果に対する実効原子番号 $\bar{Z}_1$ は, 次式で与えられる.

$$\bar{Z}_1 = \sqrt[m]{\sum a_i Z_i^m}$$

ここで, a_i は, 全体の電子数に対する i 番目原子 Z_i の電子数の割合である. m は係数で, $m = 2.94$ が用いられているが, 近年の研究からより大きい値 $m = 3.5$ が提案されている.

34. 固体ファントム, solid phantom

放射線計測において水の代わりに使用される固体のファントムを指す. 固体ファントムは, 水代用ファントムと, PMMA などのプラスチックファントムに分けられる. 水代用ファントムは水等価ファントムとも呼ばれる.

35. 残像, ghosting

照射後に検出器に信号が残る現象を指す.

36. シートフェッドスキャナ, sheet fed scanner

走査方式の一つで, リニアセンサを固定してフィルムを移動させながらイメージを読み取

る方式のスキヤナ.

37. 主走査方向, horizontal scanning direction

スキヤナにおいてリニアセンサが配置されている方向.

38. セグメント, segment

セグメントとは, 何かを分割したうちの一つの部分という意味で, SMLC 方式 (用語集 13 参照) において, 強度変調分布を形成するための小照射野の集まりの中の一つを指す.

39. 線源検出器間距離, source to detector distance; SDD

ターゲットから検出器の実効中心までの距離. 本報告では主に EPID の実効中心までの距離をさす.

40. 全門検証, composite beam verification

臨床プランと同一の照射条件で行う線量検証を指す. 線量計に適した線量域にするために MU 値を調整する場合もある.

41. 線量検証, dose verification

立案された治療計画が, 実際の照射で再現されることを定量的に確認する作業. これは同一の照射条件において, 計画線量と測定線量を比較することで実施される. 評価点線量検証と線量分布検証で構成される.

42. 線量上昇効果, post-exposure density growth

照射後, フィルム濃度が一定の期間増加する現象. ラジオクロミックフィルムで顕著であるが, ラジオグラフィックフィルムの EDR2 でも生じる.

43. 線量分布検証, two-dimensional dose verification

立案された治療計画における線量分布が, 実際の照射で再現されることを確認する作業.

44. 相対差, relative difference

2 つの数 (a, b) について a を基準とする場合, 相対差 (%) は $(b-a)/a \times 100$ で表される.

45. 相反則不軌, reciprocity law failure または Schwarzschild effect

照射線量率と照射時間の積である照射線量が一定であっても, 照射時間を大きく変化させた場合にフィルム濃度が一定とならない現象.

46. 測定深, measurement depth

線量測定を実施する深さを指し, 放射線計測においては cm の単位が使用される.

47. 測定線量, measured dose

検証プランと同一の照射条件で測定される水吸収線量（分布）。

48. 体積平均効果, volume averaging effect

線量の変化が急峻な領域で測定を行う場合、測定器の有感体積が測定値に影響を及ぼす現象。測定器の有感体積が大きいほど線量の変化を平均化する為、線量を点で評価するのではなく、電離箱線量計の電離空洞と同体積の水の平均吸収線量（体積平均線量）で評価する場合もある。

49. ダイナミックレンジ, dynamic range

広義では機器が正しく再現できる信号の範囲を言う。フィルムドジメトリにおけるダイナミックレンジは、最大濃度からベースとかぶりの濃度を減算した濃度範囲を指す。

50. 電子に対する平均原子番号, average atomic number

ICRU Report 35 では混合物質における電子に対する平均原子番号 $\bar{Z}_2$ を次式のように定義している。

$$\bar{Z}_2 = \frac{\sum (p_i Z_i^2 / A_i)}{\sum (p_i Z_i / A_i)}$$

ここで、 p_i は i 番目の原子 Z_i の重量比、 A_i は原子 Z_i の原子量である。

51. 電子濃度, electron concentration; ρ_e^* [elec/cm³]

単位体積当りの電子数を指す。電子濃度 ρ_e^* は物質の密度が ρ (g/cm³) の時、次式のように電子密度と密度の積で表される。

$$\rho_e^* = \rho \rho_e$$

52. 電子密度, electron density; ρ_e [elec/g]

単位質量当たりの電子数を指す。物質が原子番号 Z 、質量数 A の元素によって構成され、それぞれの元素の重量比 w が既知の時、電子密度 ρ_e は次式で計算できる。

$$\rho_e = \sum_i \frac{N_A w_i Z_i}{A_i}$$

ここで、 N_A はアボガドロ定数である。

53. 特性曲線, characteristic curve（濃度-線量変換テーブル, density to dose conversion table）

フィルムへの投与線量と濃度との関係を表す曲線。フィルム濃度から線量へ変換するために用いる。

54. 独立検証システム, independent dose verification system

臨床に使用する治療計画装置とは別系統で線量検証が可能な計算システム。従来用いられていた測定データに基づくシステムの他に、Pencil Beam 法やモンテカルロ法などの計算ア

ルゴリズムを有するシステムがある。

55. 濃度分解能, density resolution

どこまで濃度差を細かく識別できるかを表す指標。スキャナ等を用いたフィルム解析系においては階調度と色再現性によって得られる全体の分解能を指す。

56. 判定基準, criterion

線量検証の結果の合否を判定するための基準値のこと。

57. 評価点線量検証, specific point dose verification

立案された治療計画における評価点での吸収線量が、実際の照射で再現されることを確認する作業。

58. 標準不確かさ, standard uncertainty

不確かさを標準偏差の形で表したもの。

59. 品質管理, quality control; QC

現状の品質を測定、基準と比較するプロセスおよび基準を達成するために必要な品質維持活動および調整活動。

60. 品質保証, quality assurance; QA

製品やサービスが、必要とされる品質を満足するという確かな信頼を提供するために計画された、体系立てられた活動。放射線治療に拡張して考えると、ターゲットへの適切な投与処方、正常組織や個人への最小の放射線曝露、治療効果判定のための患者の監視といった、適切な医学的処方および安全の遂行を確実にする、全ての活動と定義される。

61. フィルムドジメトリ, film dosimetry

照射した線量とフィルム濃度の相関関係を利用して線量測定を行う方法。線量分布や幾何学的精度の検証に用いられる。

62. 深さスケーリング係数, depth scaling factor; C_{pl}

固体ファントムの測定深 (cm) を、水中での測定深 (cm) に変換するための係数

63. 不感時間, dead time

検出器が信号を検出してから、次の信号を検出可能になるまでの時間。不感時間の間は信号を検出することができない。

64. 副走査方向, vertical scanning direction

主走査方向と垂直な方向。

65. 不確かさ, uncertainty

測定の結果に附随した、合理的に測定量に結び付けられ得る値のばらつきを特徴づけるパラメータ。すなわち、「誤差」が「真の値」からの測定線量のずれを示すものであるのに対し、「不確かさ」は、測定線量からどの程度のばらつきの範囲内に「真の値」があるかを示すものである。不確かさには、統計解析によってその特性を評価できる「Aタイプ」の不確かさと、統計解析以外の手法により評価する「Bタイプ」の不確かさがある。

66. フラットベッドスキャナ, flat bed scanner

読取部が平面状になっており、その上にフィルムを設置して、読み取り作業を行うスキャナ。読み取る原稿が移動することにより全体をスキャンするものと、原稿は移動せずに直線上にセンサが配列されたカートリッジが副走査方向に移動してスキャンを行うものがある。

67. フルエンススケーリング係数（電離量変換係数）, fluence scaling factor; h_{pl}

固体ファントム中での電離量を水中における電離量に変換し、間接的に水吸収線量を評価するための係数。フルエンススケーリング係数は、水中の基準深と固体ファントム中の水等価基準深での電離量比で決定される。

68. 水等価深, water equivalent depth

水以外の媒質で測定を行う場合、水と吸収・散乱が等価になる深さを指す。

69. 密度, density; ρ

単位体積あたりの質量を指す。放射線計測においては (g/cm^3) の単位が使用される。また、密度の影響を除いて長さを評価する場合は、密度 (g/cm^3) に長さ (cm) を乗じた面積密度 (g/cm^2) が用いられる。

70. モンテカルロ法, Monte Carlo method

事象の発生がある確率分布に従っているものとして、乱数を用いたシミュレーションによって数値解を求める計算手法。放射線物理ではモンテカルロ法により、粒子の散乱や吸収といった相互作用をそれぞれの確率分布に基づいて乱数で決定し、粒子を追跡して、物質内での線量分布などを取得する。

71. 有感層, active layer

ラジオクロミックフィルムの構成層の中でラジオクロミック反応によって変色をする層のこと。ラジオクロミック反応物質が充填されている。

72. ラジオグラフィックフィルム, radiographic film; RGF

放射線によるハロゲン化銀粒子の感光作用を利用した、現像処理が必要なフィルム。

73. ラジオクロミック現象, radiochromic phenomenon

無色透明の放射線感受性単量体が，放射線の電離作用によって重合体構造となり，青色に染色する現象．

74. ラジオクロミックフィルム, radiochromic film; RCF

ラジオクロミック反応を用いた現像処理を必要としないフィルム．透過型フィルム（EBT2 など）と反射型フィルム（RT-QA2 など）に分類される．

75. 臨床プラン, clinical plan

患者の CT データを用いて立案された治療計画を指す．

[橋本]