

多次元検出器による強度変調放射線治療の  
吸収線量分布検証に関する研究

2018年9月

首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 博士後期課程

人間健康科学専攻 放射線科学域

谷 謙甫







# 博士學位論文

多次元検出器による強度変調放射線治療の  
吸収線量分布検証に関する研究

2018年 7月 6日 提出

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士後期課程 人間健康科学専攻

放射線科学域

学修番号：13997603

氏名：谷 謙甫

(指導教員名：齋藤 秀敏)





## 2018年度 博士後期課程学位論文要旨

学位論文題名

多次元検出器による強度変調放射線治療の吸収線量分布検証に関する研究

学位の種類： 博士（放射線学）

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士後期課程 人間健康科学専攻 放射線科学域

学修番号 13997603

氏名： 谷 謙甫

（指導教員名： 齋藤 秀敏 ）

強度変調放射線治療（Intensity modulated radiation therapy; IMRT）は、標的へ、その形状に一致した高線量分布を投与すると同時に、近接するリスク臓器への線量を低減することが可能な効果的な照射方法である。最終的に患者に投与される IMRT 線量分布の品質を保証するためには、リニアック、治療計画装置、臨床において、それぞれ線量分布の確かさを保証する必要がある。IMRT 線量検証の目的は、リニアックの投与線量分布および治療計画装置の計算線量分布の確かさを検証することである。しかし、そのリニアックおよび治療計画装置、双方の線量分布の確かさを検証するための IMRT 線量検証システムもまた不確かさを有している。そのため、最終的に患者に投与される IMRT 線量分布の品質を保証するためには、まず IMRT 線量検証システムの確かさを保証することが重要である。

IMRT 線量検証システムに求められる要件は、1) 吸収線量評価が可能であること、2) 関心領域における累積線量分布評価が可能であること、さらに 3) 3次元での線量分布評価が可能であることである。すなわち 3次元吸収線量分布検証である。一般的な線量検証方法である電離箱線量計による評価点吸収線量検証およびフィルムによる相対線量分布検証では、これらの要件を満たすことは難しい。そのため、3次元吸収線量分布検証を実現するためには、関心領域における累積線量分布評価が可能な多次元検出器を用いることが現在、最も可能性が高いと考えられる。しかし、その多次元検出器を用いて確かな 3次元吸収線量分布検証を実現するためには 2つの問題点がある。本論文では、関心領域における累積線量分布評価が可能な多次元検出器である Delta4（ScandiDos, Inc., Ashland, VA）に注目して、その 2つの問題点に対して、吸収線量分布検証に関する研究を行った。



1 つ目の問題点は、検出器のクロスキャリブレーションにおいて、固体ファントム中の水吸収線量の評価が不確かであるため、多次元検出器の測定線量分布が不確かであることである。そのため、Delta4 検出器の校正線量の確かさについて研究を行った。通常、Delta4 のクロスキャリブレーションでは、固体ファントム中に挿入した電離箱線量計の表示値を、水ファントム中の水吸収線量の標準計測プロトコルと同様に、線量評価を行う。しかし、このフォーマリズムにより得られた吸収線量が確かな固体ファントム中の水吸収線量であるかどうかは明らかになっていない。そのため、本研究では、我々が測定可能な吸収線量は水ファントム中の水吸収線量のみであるとし、電離箱線量計を用いて測定した水ファントム中の水吸収線量から、理論計算により固体ファントム中の水吸収線量を求めた。その理論計算により求めた固体ファントム中の水吸収線量と、固体ファントム中の電離箱線量計の表示値に対して水吸収線量計測プロトコルに従い評価した測定線量を比較した。本比較により Delta4 のクロスキャリブレーションにおける水吸収線量評価の確かさを明らかにし、Delta4 の測定線量分布の確かさを明らかにした。

2 つ目の問題点は、ファントム材質に対する最適な密度スケール係数が明らかになっていないため、ファントム中の計算線量分布が不確かであることである。そのため、Delta4 ファントムの密度スケール係数について研究を行った。Delta4 に関する先行研究は多く、IMRT Patient-Specific QA における臨床使用、IMRT のコミッショニング、または線量計算アルゴリズムの比較など、Delta4 は様々な線量検証に使用されている。しかし、これまでに Delta4 ファントムの最適な密度スケール係数が明らかになっていないため、それらの先行研究では同一システムを使用しているにもかかわらず、密度スケール係数の違いにより、約 2 % の線量差が生じている。そのため、本研究では、測定および計算の相対深部線量の比較から密度スケール係数を求める方法を提案し、本研究の密度スケール係数  $DSF$  を求めた。さらに公称物理密度、公称相対電子密度、 $DSF$  をそれぞれ密度スケール係数に採用し、線量検証を行い、Delta4 ファントムの最適な密度スケール係数を明らかにした。

本研究結果により、Delta4 の測定線量分布および Delta4 ファントム中の計算線量分布の確かさが保証されたため、Delta4 による IMRT の 3 次元吸収線量分布検証が可能になった。今後、本研究結果が、各施設の Delta4 による IMRT 線量検証のためのリファレンスの 1 つとなり、最終的には各患者に投与される IMRT 線量分布の品質の向上に寄与することを期待する。

## 目次

## 要旨

1 章 序論.....	1
1.1 強度変調放射線治療（IMRT）の技術的概要.....	1
1.2 IMRT 線量分布の特長と不確かさ.....	4
1.2.1 IMRT の特長と注意点.....	4
1.2.2 IMRT 線量分布の不確かさ.....	7
1.2.2.1 投与線量分布へ影響を与える因子.....	8
1.2.2.2 計算線量分布へ影響を与える因子.....	10
1.3 IMRT 線量検証.....	13
1.3.1 IMRT 線量検証の目的と許容値.....	13
1.3.2 IMRT 線量検証に使用される代表的な検出器の特性.....	16
1.3.3 IMRT の第 3 者評価.....	19
1.3.4 IMRT 線量検証における問題点.....	21
1.4 研究の目的.....	25
1.5 論文の構成.....	26
2 章 多次元検出器 Delta4.....	28
2.1 Delta4 の概要.....	29
2.2 Delta4 による IMRT 線量検証における問題点.....	31
3 章 電離量変換係数算出のフォーマリズム.....	33
3.1 背景.....	33
3.2 目的.....	40
3.3 方法.....	41
3.4 結果・考察.....	44
3.5 結論.....	48

4章	多次元検出器クロスキャリブレーションのための水吸収線量評価	49
4.1	目的	49
4.2	方法	51
4.3	結果	54
4.4	考察	55
4.5	結論	56
5章	多次元検出器ファントム材質の密度スケーリング係数	57
5.1	背景	57
5.2	目的	59
5.3	方法	60
5.4	結果	64
5.5	考察	68
5.6	結論	70
6章	最適な密度スケーリング係数の評価	71
6.1	目的	71
6.2	方法	73
6.3	結果	75
6.4	考察	84
6.5	結論	86
7章	結語	87
	参考文献	90
	謝辞	96

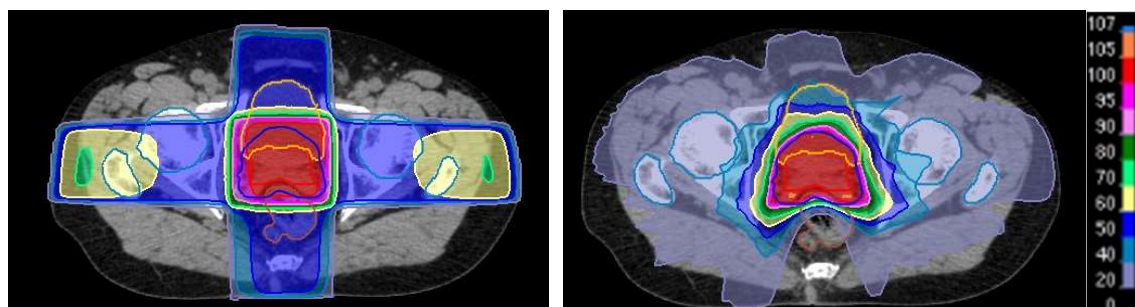


# 1 章 序 論

## 1.1 強度変調放射線治療 IMRT の技術的概要

強度変調放射線治療（Intensity modulated radiation therapy; IMRT）とは、「リスク臓器等に近接する標的への限局的な照射において、空間的・時間的に強度変調を施した線束を利用し、逆方向治療計画にてリスク臓器等を避けながら標的形状と一致した最適な3次元線量分布を作成し治療する照射療法」と、日本放射線腫瘍学会より発刊されたガイドライン<sup>1)</sup>において定義されている。

図 1.1 に前立腺癌に対する、3次元原体照射（3 dimensional conformal radiation therapy; 3D-CRT）、および IMRT それぞれの治療計画線量分布の一例を示した。ビーム角度に依存した線量分布を形成している 3D-CRT に比べて、IMRT では、直腸などのリスク臓器および標的の外側で線量を急峻に低減できていると共に、標的には、その形状に一致した高線量分布を形成している。



(a) 3D-CRT 線量分布

(b) IMRT 線量分布

図 1.1 前立腺癌に対する (a) 3D-CRT および (b) IMRT の計画線量分布の一例



使用する装置によって強度変調方法および照射方法は様々であるが、最も多くの施設で実施されているのは、汎用型リニアックに搭載されている Multi-leaf collimator (MLC) を用いた方法である。本論文では主にこの MLC を用いた IMRT について述べる。

この MLC を用いた強度変調方法には、主に 2 つの方法があり、segmental multi-leaf collimator IMRT (SMLC) と dynamic multi-leaf collimator IMRT (DMLC) に大別される<sup>1)</sup>。SMLC は、複数の固定ガントリー角度において、照射野形状を照射中は一定にし、照射停止中に MLC を移動させ、照射野形状を変化させる方法で、一般的に Step & Shoot と呼ばれている。

DMLC は、複数の固定ガントリー角度において、照射中に MLC を移動させ、照射野形状を連続的に変化させながら強度変調させる方法である。この DMLC に加えて、同時にガントリーを回転させ、そのガントリー回転速度および照射線量率も変調させる回転型の IMRT は、Volumetric modulated radiation therapy (VMAT) と呼ばれている。他の強度変調方法として、TomoTherapy (Accuray) による Helical IMRT や、CyberKnife (Accuray) による多数のナロービームを利用した集光的な強度変調方法などがある。

IMRT では、主に MLC に関して、リニアックの幾何学的誤差および治療計画装置の線量計算パラメータのわずかな違いが、最終的に患者に投与される線量に大きく影響を与える危険性を含んでいる。そのため、IMRT を臨床導入するためには、MLC の位置精度を中心としたリニアックの品質保証に加えて、治療計画装置の線量計算パラメータが最適であるかどうかの検証および最適化を行うコミッショニングを十分に実施する必要がある。しかし、インバースプランニングにて立案される患者ごとに異なる全ての照射条件をこのコミッショニング過程で確認することは困難である<sup>1)</sup>。そのため、いずれの照射方法を利用する場合においても、全ての IMRT 治療計画に対して、治療開始前に線量検証を実施し、リニアックの投与線量分布および治療計画装置の計算線量分布の確かさ、およびその安全性を確認しなければならない<sup>1,3-6)</sup>。

## 1.2 IMRT 線量分布の特長と不確かさ

### 1.2.1 IMRT の特長と注意点

IMRT とはリスク臓器等を避けながら標的形狀と一致した最適な 3 次元線量分布を作成し治療する照射方法である<sup>7)</sup>。そのため、IMRT の特長は、標的には従来よりも高線量を投与することで治療効果を高める可能性があることと同時に、リスク臓器内もしくは近傍で急峻な線量勾配を作成することで、副作用を低減することが可能なことである。

Zelefsky らは、前立腺癌に対する放射線治療において、投与線量の違いによる前立腺特異抗原 (Prostate-specific antigen; PSA) の無再発生存割合、および Grade 2 以上の晩期直腸障害発生率に関して報告している<sup>7)</sup>。この報告では、高リスク前立腺癌における 5 年 PSA 無再発生存割合が、図 1.3 に示したように、81 Gy 投与した群では 67%、75.6 Gy 投与した群では 43%、64.8-70.2 Gy 投与した群では 21%であったことが示され、投与線量の増加により有意に治療成績が向上した。

参考文献 7) Fig.3. Kaplan-Meier actuarial probability of achieving PSA relapse-free survival in unfavorable prognostic risk subgroups according to 3 dose levels.引用

図 1.3 3つの投与線量群の高リスク前立腺癌における PSA 無再発生存割合<sup>7)</sup>



一方、Grade 2 以上の晩期直腸障害発生率については、図 1.4 に示したように、64.8-70.2 Gy を 3D-CRT で投与した群では 5 %程度であったが、75.6 Gy 以上を 3D-CRT で投与した群では、有意にこの発生率が増加した。しかし、IMRT により直腸線量を低減して、81 Gy を投与された群は、3D-CRT による治療を実施した群と比べて、Grade 2 以上の直腸障害発生率を大幅に低減できることが明らかになった。そのため、投与線量の増加を IMRT により実施することで副作用を最小に保ちながら、治療成績が向上する可能性が示された。

参考文献 7) Fig.4. Kaplan-Meier actuarial probability of grade 2 or greater late rectal toxicity, that is rectal bleeding, according to dose.引用

図 1.4 投与線量群別の Grade 2 以上の晩期直腸障害発生率<sup>7)</sup>

IMRT の処方線量は一般的に計画標的体積（Planning Target Volume; PTV）の 95% の体積をカバーする線量（ $D_{95\%}$ ）などの体積処方で定義される。IMRT は標的とリスク臓器間に急峻な線量勾配を作成するため、 $D_{95\%}$  で線量処方される場合、PTV のうち 5% の体積部分でリスク臓器とのオーバーラップがあれば、PTV の最小線量の線量制約を満たしつつ線量勾配を作成することが症例によっては可能である。そのため、前立腺癌では、図 1.5 に示すように、PTV から直腸のオーバーラップ部分を除いた領域に処方線量が投与されるよう計画立案されるのが一般的であり、オーバーラップ部分が大きくならないように画像誘導放射線治療（Image guided radiation therapy; IGRT）を併用することでマージンの縮小などが検討される。しかし、線量勾配を形成している部分はマージンがほぼ無効化するばかりではなく、PTV とリスク臓器のオーバーラップ領域の形状に合わせて線量勾配が形成される。IGRT を用いたとしても、基本的に IGRT は標的の位置を照射中心へ照合するのみである。そのため、IMRT では計画 CT と比較して、治療時の標的とリスク臓器の位置と形状の関係が治療期間に渡り、許容範囲内に保たれていることが非常に重要であり、注意が必要である<sup>8)</sup>。

また、前立腺など多くの臓器は照射中も位置変動（Intra-fractional motion）がある<sup>9)</sup>ため、治療中の位置精度および治療時間の短縮も重要となる。Intra-fractional motion の影響により臨床成績が低下した事例として、Engels らは、IGRT 手法を骨照合から金マーカー照合に変更したことを機に、マージンを 10 mm（直腸側 6 mm）から 5 mm（直腸側 3 mm）に半減させたが、5 年 PSA 無再発率が 91% から 58% に低下したことを報告した<sup>10)</sup>。

IMRT を安全かつ効果的に臨床運用するためには、線量分布の確かさを中心とした物理的項目と、モーションマネジメントを中心とした臨床的項目の両者を、品質保証しなければならない。

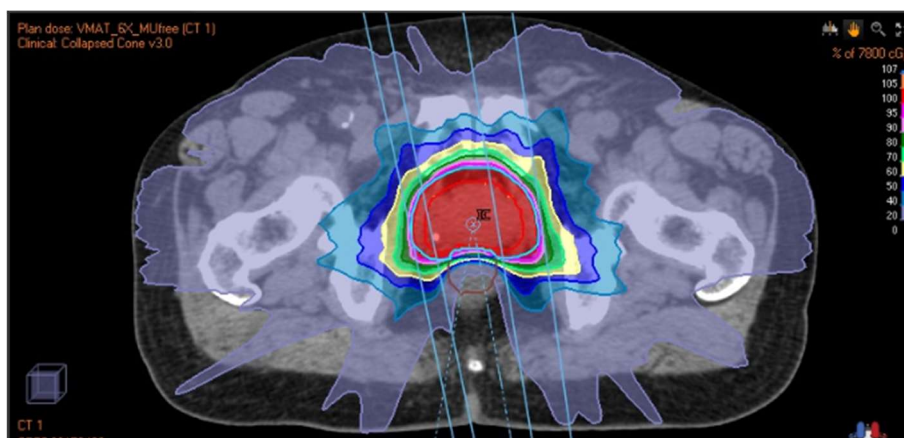


図 1.5 PTV に  $D_{95\%}$  で線量処方した前立腺 IMRT 線量分布の一例

## 1.2.2 IMRT 線量分布の不確かさ

図 1.3 および 1.4 に示したように高リスク前立腺癌では、投与線量が約 5 Gy、およそ 6-7%変化すると、5 年 PSA 無再発生存割合が約 20%変化し、Grade2 以上の晩期直腸障害発生率が約 13%変化した<sup>7)</sup>。

IMRT は理想的な線量分布を作成することが可能である一方、患者に最終的に投与される線量分布の品質は様々な因子の影響を受けて大きく変化する可能性がある。それらの因子が影響を与える品質は、リニアック投与線量分布の確かさ、治療計画装置の計算線量分布の確かさ、およびモーションマネジメントを中心とした臨床的な位置の確かさに大別される。IMRT 線量検証で品質保証する部分は、治療計画のデータ転送を含めて、リニアック投与線量分布および治療計画装置の計算線量分布の確かさである。

IMRT は、照射野内で MLC により形成したセグメントを連続的に変化させることで強度変調を行う。そのため、IMRT 線量分布の確かさにおいて、リニアックおよび治療計画装置では、MLC に関連した投与線量および計算線量の確かさが特に重要となる。1.2.2.1 項では、IMRT 投与線量分布への MLC 位置精度の影響について、1.2.2.2 項では、IMRT 計算線量分布への MLC 線量計算パラメータの影響について述べる。本論文では取り扱わないが、Organ motion<sup>8,9)</sup>、ROI 描出の不確かさ<sup>11-13)</sup>、IMRT 治療計画の質のばらつき<sup>14,15)</sup>なども、IMRT 線量分布の不確かさに大きな影響を与える。

### 1.2.2.1 投与線量分布へ影響を与える因子

IMRT は、照射野内で MLC により形成したセグメントを連続的に変化させることで強度変調を行う。そのため、IMRT の投与線量分布の確かさにおいて最も重要な項目の 1 つとして、MLC の位置精度が挙げられる。3D-CRT では、この MLC の位置精度は主に PTV 辺縁の位置誤差のみに影響していたが、IMRT では線量分布形状全体に、MLC の位置精度が影響を与える。さらに VMAT では、MLC が連続的に動作しながら、ガントリーが回転し、その回転速度および照射線量率も変調する。そのため、リニアックの機械的な位置および線量の確かさは、IMRT の投与線量分布の確かさにおいて非常に重要となる。

MLC 位置精度の IMRT 投与線量分布への影響については、LoSasso ら<sup>16)</sup>が DMLC 方式で、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ことを示した。

実際に MLC の位置誤差が生じる原因に関しては、多くの原因が考えられ、駆動限界、モーター劣化、ガントリー角度およびコリメータ角度に依存する重力の影響<sup>17)</sup>、キャリブレーションエラー、リニアックコンソールと MLC 制御機構の通信遅延<sup>18)</sup>などが挙げられる。この MLC の位置誤差は、駆動限界などに起因するランダムエラーと、キャリブレーションエラーやモーターの劣化などに起因するシステムティックエラーに分類される。

Rangel ら<sup>19)</sup>は、前立腺癌および頭頸部癌の IMRT における MLC のランダムエラーおよびシステムティックエラーの位置誤差の影響を、線量分布および、臨床標的体積 (Clinical Target Volume; CTV) とリスク臓器の等価均一線量 (Equivalent Uniform Dose; EUD) について評価した。図 1.6 に示すように、線量分布に対するランダムエラーの影響は非常に小さかった一方で、システムティックエラーの影響は非常に大きかった。これらの結果に基づき、Rangel ら<sup>19)</sup>は、図 1.7 に示すように、MLC 位置誤差による線量分布の変化が、より大きい頭頸部 IMRT において、ターゲットに対しては 2% の EUD の変化を、リスク臓器に対しては 2 Gy の EUD の変化を基準に、MLC 位置誤差の許容値として、ランダムエラーでは 2 mm、システムティックエラーでは 0.3 mm と報告した。この MLC の位置精度については、米国医学物理学会 (American Association of Physics in Medicine; AAPM) の TG-142<sup>20)</sup>では、1 mm 以内、本邦においては、日本放射線腫瘍学会 QA 委員会<sup>1)</sup>より、許容レベルとして、MLC 位置精度が SMLC で 1.0 mm、DMLC で 0.5 mm、位置および開度再現性が SMLC および DMLC 共に 0.2 mm と参考値として、示されている。

参考文献 19) Fig.1. Cumulative DVHs of a prostate and a H&N IMRT plans with systematic errors of  $\pm 1$  mm and random errors of 2 mm in the MLC position. 引用

(a) 前立腺癌 IMRT

(b) 頭頸部癌 IMRT

図 1.6 MLC 位置を、 $\pm 1$  mm のシステマティックエラーと 2 mm のランダムエラーを発生させた (a) 前立腺癌および (b) 頭頸部癌 IMRT の DVH の変化 <sup>19)</sup>

参考文献 19) Fig. 2. Sensitivity of the EUDs of the structures of interest to systematic errors in all leaves. Every 1 mm error leads to average changes of 2.7% of the prostate CTV EUD and 5.6% of the H&N CTV EUD. 引用

図 1.7 MLC システマティックエラー量に対する前立腺癌および頭頸部癌の CTV の EUD の変化 <sup>19)</sup>

### 1.2.2.2 計算線量分布へ影響を与える因子

治療計画装置は、様々な線量計算パラメータをそれぞれ独自に有している。IMRT のコミッシュニングを行う際には、確かさが保証された測定線量分布に合うように、様々な線量計算パラメータを最適化する必要がある。一般的に、MLC Offset (または Dosimetric Leaf Gap; DLG) や MLC Transmission は、ベンダー推奨の専用の測定を実施することで値を取得するが、多くの場合、それらの値を線量計算パラメータとして使用しても IMRT 線量検証結果は一致しない。

図 1.8 に TrueBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) の 6 MV X 線の VMAT に対する電離箱線量計による評価点吸収線量検証の結果の一例を示した。治療計画装置には Eclipse (Ver. 13, Varian Medical Systems) を使用し、線量計算アルゴリズムには、AcurosXB (計算グリッド 2 mm; 線量付与媒質は水) を使用した。電離箱線量計は PTW31010 Semiflex を使用した。線量計算パラメータは、2 種類検討し、1 つは測定により得た DLG および MLC Transmission を使用して線量計算を実施した Default Parameters である。もう 1 つはコミッシュニングを通じて、それらの線量計算パラメータを最適化して線量計算を実施した Optimized Parameters である。この 2 種類の計算線量に関して、電離箱線量計の測定線量に対する相対線量差を求めた。VMAT の治療計画には、AAPM TG-119<sup>21)</sup> の C-Shape および Multi Target、AAPM Medical Physics Practice Guideline (MPPG) No.5<sup>22)</sup> の Abdomen の Simultaneous Integrated Boost (SIB) プラン、RTOG 0933<sup>23)</sup> の線量制約に従い立案した Hippocampal Avoidance Whole Brain (Brain)、頭頸部 SIB (HnN) を 2 例、全骨盤 SIB (W.Pelvis) を 2 例、使用した。

図 1.8 に示したように、線量計算パラメータが違うこと、また最適化されたことにより、計算線量および線量検証結果は大きく変化した。

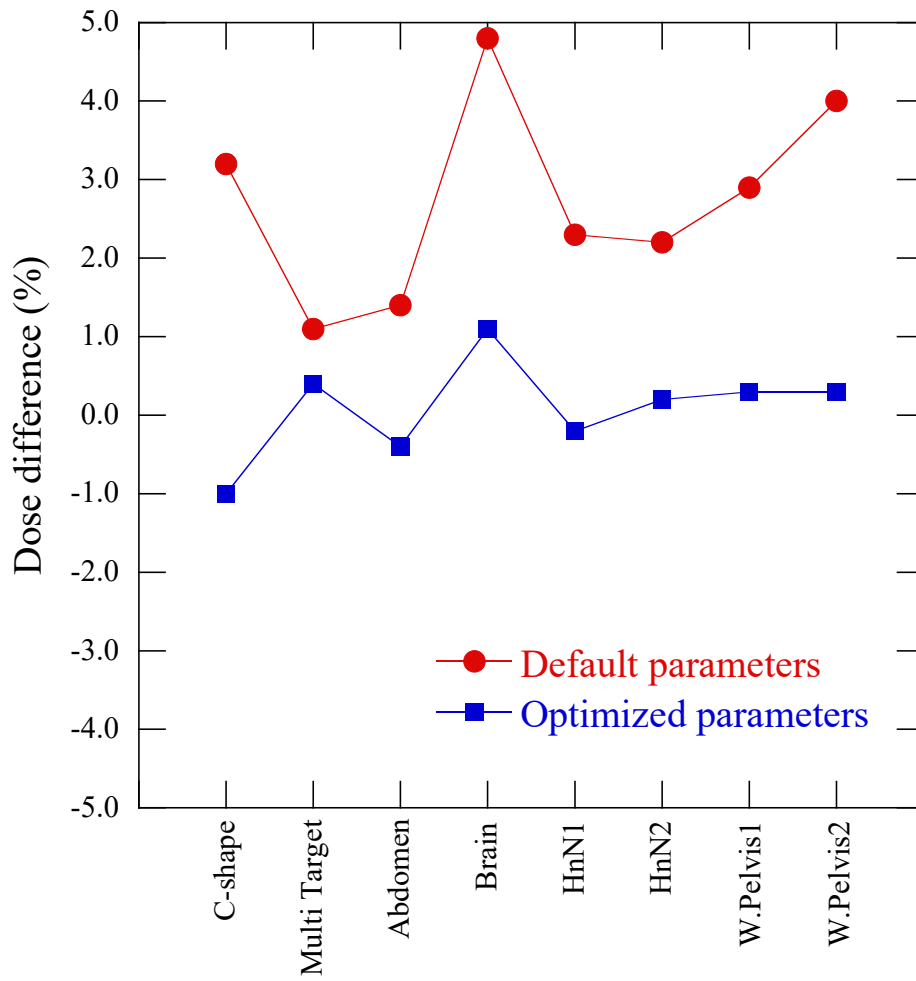


図 1.8 VMAT の電離箱線量計による評価点吸収線量検証結果の一例

Chang ら<sup>24)</sup>は、3 台の TrueBeam リニアックの測定データを、Glide-Hurst ら<sup>25)</sup>は、多施設で実施した 5 台の TrueBeam リニアックのコミッショニング結果を報告している。どちらの報告も、リニアックの個体差は非常に小さく、それぞれリニアック間のビームデータの差はほぼ無視出来る程度のものであると報告している。しかし、DLG および MLC Transmission について、Chang ら<sup>24)</sup>は測定値 (Measured) を、Glide-Hurst ら<sup>25)</sup>はコミッショニングを通じて最適化した値 (Commissioned) を報告しており、それらの結果を表 1.1 にまとめて示す。両者は TrueBeam リニアックの個体差が非常に小さいことを示した一方で、両者が報告した DLG および MLC Transmission には大きな差があった。そのため、MLC 計算パラメータは、コミッショニングを通じた最適化が必要であることが同様に示された。

さらに、ここで非常に重要となるのが、これらの IMRT コミッショニングに使用した線量検証システム自体が最適化されているかどうかである。DLG や Transmission、焦点サイズ<sup>26)</sup>等の線量計算パラメータは、線量検証システムで測定した測定線量分布に一致するように、線量検証システムのファントム中の計算線量分布を調整する。そのため、線量検証システムの測定線量の確かさ、および固体ファントム中の計算線量分布の確かさを保証することが、治療計画装置のための IMRT コミッショニングにおいてはまず重要となる。すなわち IMRT 線量検証システムの確かさ自体も、IMRT 線量分布の品質に影響を与える因子の 1 つである。

本論文では、IMRT 線量検証に用いられる検出器および固体ファントム等の組み合わせを IMRT 線量検証システムと定義する。

表 1.1 Chang ら<sup>24)</sup>および Glide-Hurst ら<sup>25)</sup>が報告した TrueBeam リニアックの DLG および MLC Transmission

X-ray energy	Measured	Commissioned	Measured	Commissioned
	DLG (mm)	DLG (mm)	Transmission (%)	Transmission (%)
6 MV	0.82 ± 0.02	1.33 ± 0.23	1.3 ± 0.1	1.58 ± 0.07
10 MV	0.93 ± 0.02	1.57 ± 0.24	1.6 ± 0.1	1.79 ± 0.04
6 MV FFF	0.71 ± 0.06	1.16 ± 0.22	1.1 ± 0.1	1.36 ± 0.11
10 MV FFF	0.89 ± 0.03	1.44 ± 0.30	1.4 ± 0.1	1.63 ± 0.10



## 1.3 IMRT 線量検証

### 1.3.1 IMRT 線量検証の目的と許容値

IMRT 線量検証とは、IMRT 治療計画におけるリニアックの投与線量分布と治療計画装置の計算線量分布が許容範囲内で一致することを確認する行為である。この IMRT 線量検証の実施目的は、IMRT コミッショニングと Patient-Specific QA に大別される。

IMRT コミッショニングは、主にリニアックおよび治療計画装置の新規導入時に行う IMRT 線量検証である。IMRT コミッショニングでは、複雑な IMRT 線量分布をリニアックが計画通りに照射できるかをまず検証する。さらに治療計画装置の種々の線量計算パラメータが適切であることを検証する。その検証結果に応じて、計算線量分布を測定線量分布に合わせこむように線量計算パラメータを最適化することが、IMRT コミッショニングの主たる線量検証の目的である。

Patient-Specific QA は、IMRT による放射線治療を実施する各患者の治療計画が計画通りに照射可能であること、また投与線量分布と計算線量分布が治療実施のために問題がない範囲内で一致していることを保証するために、治療実施前に行う IMRT 線量検証である。

Patient-Specific QA では、この IMRT コミッショニングで決定された線量計算パラメータを使用した計算線量分布と、定期的実施されるリニアック QA によって品質が担保されたリニアックの投与線量分布の一致度を評価する。そのワークフローの概略を図 1.9 にまとめて示す。

図 1.9 に示したように、Patient-Specific QA において、線量検証結果が許容値外となり、患者計画特有のランダムエラーであった場合、一般的には IMRT 治療計画の再計画が必要となる。ここで問題となるのは、再計画される治療計画は、線量検証結果が改善されるように逆方向治療計画における線量制約を緩くせざるを得ないことである。逆方向治療計画における線量制約を緩くするという事は、すなわち標的への線量均一性を悪化させることや、近接するリスク臓器への線量を増加させることになる。そのような治療計画で Patient-Specific QA の結果が許容値内となったとしても、それは物理的には品質が保証された一方で、臨床的には品質が損なわれることとなる。そのため、可能な限り、Patient-Specific QA で許容値外となることがないように、IMRT コミッショニングを臨床開始前に、十分に確からしく実施することが重要である。

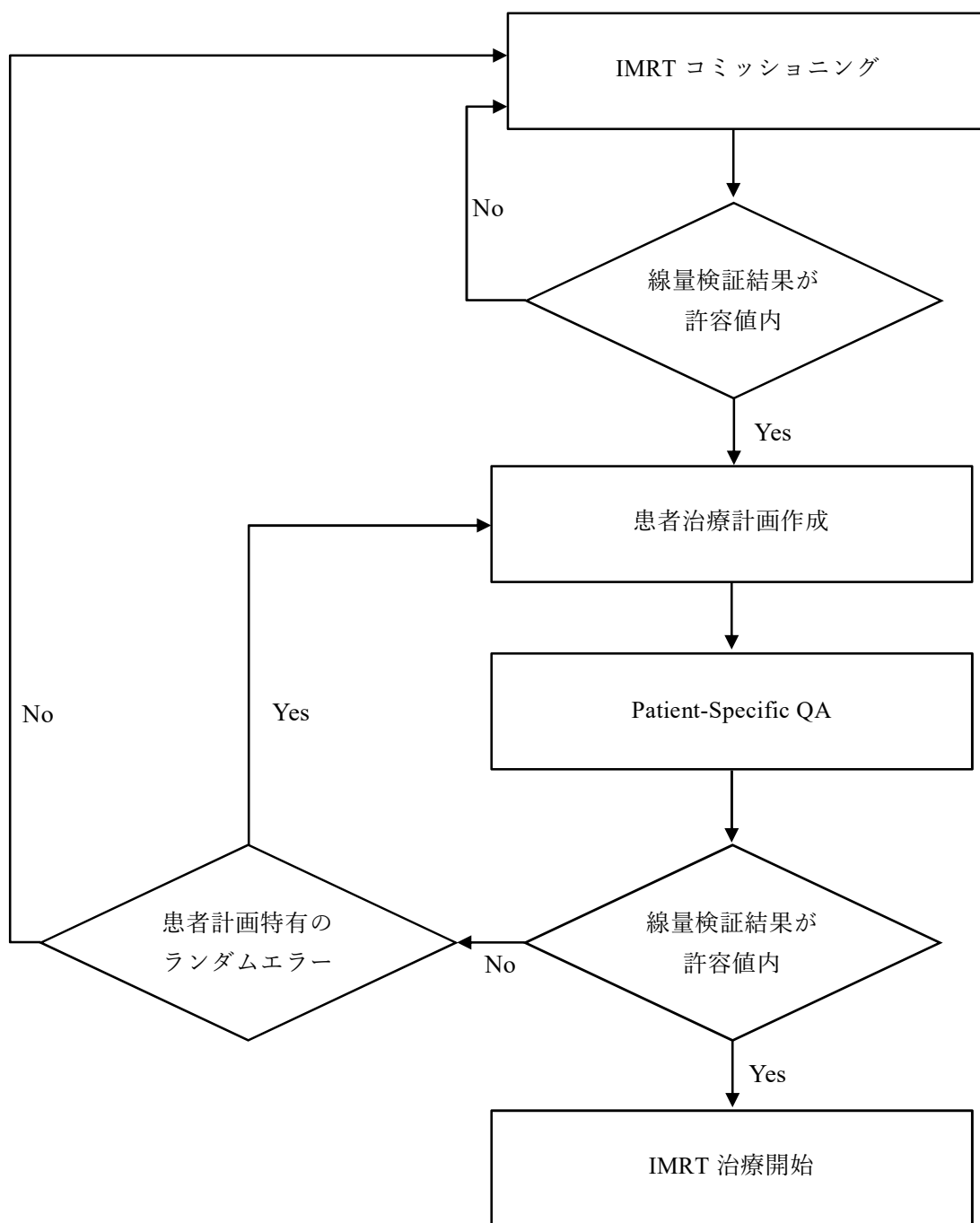


図 1.9 コミッショニングから Patient-Specific QA、治療開始への IMRT 線量検証に関するワークフローの概略

IMRT コミッショニングでは、Patient-Specific QA よりも厳しい許容値で IMRT 線量検証が実施される必要がある。Patient-Specific QA で用いられる許容値は、Dose difference が 3 % 以内および Distance to agreement が 2 mm 以内 (3 % / 2 mm)、またはそれらをクライテリアとして評価した  $\gamma$ -index (低線量しきい値: 10 %) のパス率が、Tolerance limit として 95 %、Action limit が 90 % として示されている<sup>1,27)</sup>。IMRT コミッショニングでは、それらよりも厳しい 2 % / 2 mm のクライテリアによる評価が推奨されている<sup>22)</sup>。図 1.10 に IMRT 線量検証の許容値をまとめた。

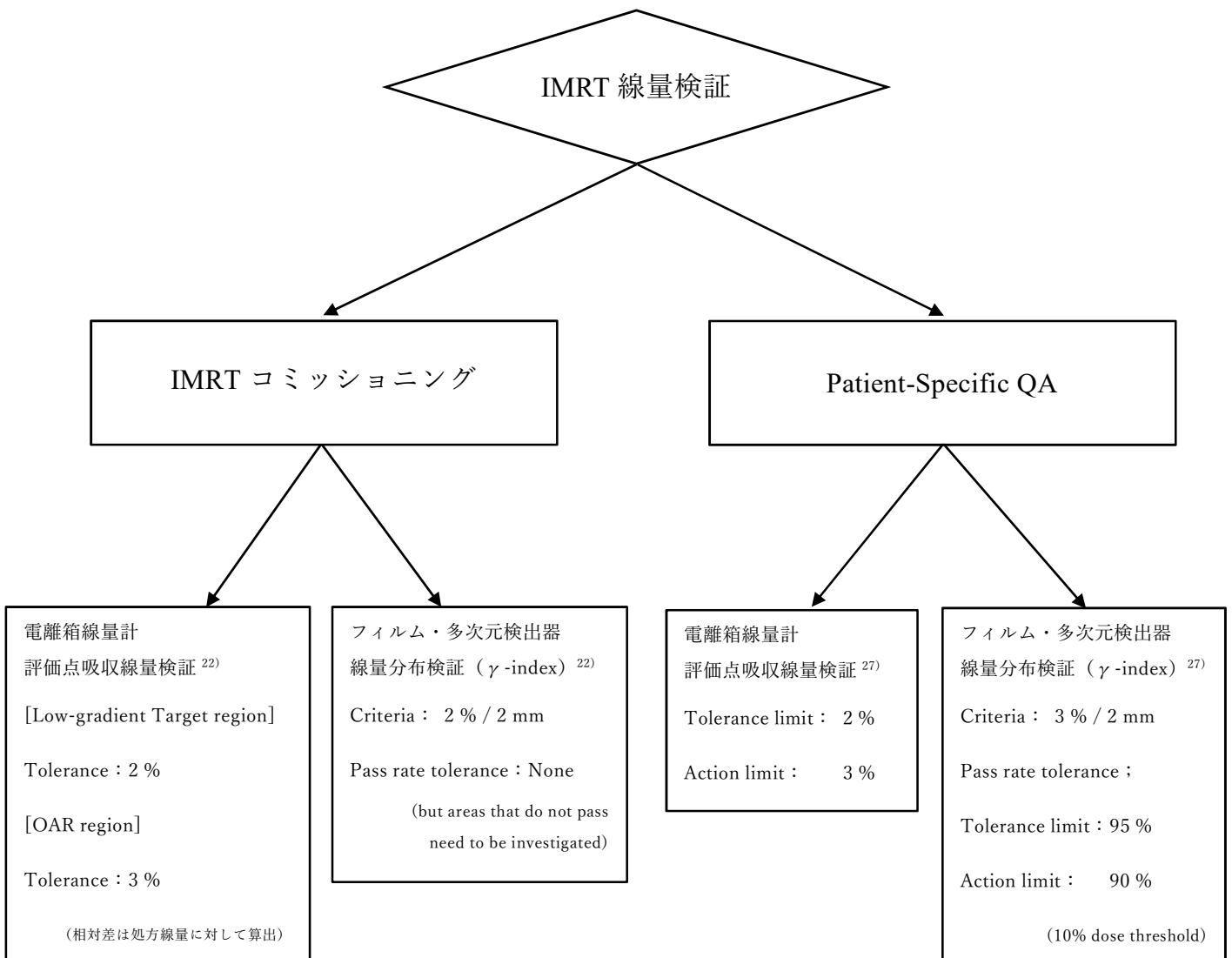


図 1.10 IMRT 線量検証の評価目的および評価方法ごとの許容値

### 1.3.2 IMRT 線量検証に用いられる代表的な検出器の特性

IMRT は多方向から強度変調したビームを照射して、標的の形状と処方に一致した高線量分布を形成し、近接したリスク臓器内もしくは標的との間に急峻な線量勾配を形成する。そのため、IMRT 線量検証では、3次元線量分布全体、特に高線量領域および急峻な線量勾配において、測定線量分布と計算線量分布が一致していることが重要である。理想的には、患者の CT 画像と同一の不均質ファントム中に、正確に吸収線量を評価できる微小検出器が高空間分解能で3次元的に配列された IMRT 線量検証システムを用いて、患者ごとに吸収線量分布全体の評価をすることが望ましいが、それは現実的ではない。そのため、形状と材質が決まっている固体ファントムと、検出器を組み合わせ、固体ファントム中の測定線量分布と、治療計画装置で再計算した固体ファントム中の計算線量分布を比較し、その一致度を評価することが一般的である。

IMRT 線量検証は、電離箱線量計を用いた評価点吸収線量検証とフィルムによる相対線量分布検証が一般的である<sup>1,28)</sup>。全ての IMRT 線量検証システムには利点と注意点がそれぞれあるが、理想的には、1) 吸収線量評価が可能であること、2) 関心領域における累積線量分布評価が可能であること、3) 3次元での線量分布評価が可能であることが求められる<sup>29)</sup>。それらの要件に対して IMRT 線量検証に用いられる検出器の特性を表 1.2 にまとめて示す。表 1.2 では、代表的な IMRT 線量検証用検出器として、電離箱線量計、フィルム、平面検出器および多次元検出器を挙げた。また多次元検出器では、ファントム中心に検出器が配列されているものとファントム中心外に検出器が配列されているものがあり、それらは 2) 関心領域における累積線量分布評価が可能であること、という点において異なるため、別々に扱う事とした。

電離箱線量計は、水吸収線量計測のフォーマリズムが確立されているため、最も確からしい水吸収線量計測が可能である大きな利点を有する。IMRT 線量検証における電離箱線量計の注意点としては、体積平均効果および点線量の評価であることが挙げられる。IMRT では多方向から強度変調した形状が様々なビームの線量を積算して、評価する必要があるが、電離箱線量計では体積平均効果の影響から、基本的には線量勾配が平坦な領域のみ評価可能である。そのような平坦領域における点線量の検証結果が、治療計画全体を代表する検証結果であるかどうかは、判断が難しく、電離箱線量計による評価点吸収線量検証単独では検証能力が十分ではないことが示唆されている<sup>27,30)</sup>。

フィルムにおいては、高空間分解能で相対線量分布を測定できる一方で、そのフィルム濃度を吸収線量分布として評価する事が困難である。そのため、一般的には任意の点で相対線量に正規化する必要があるが、その正規化点により、評価結果が異なるという事が注意点として挙げられる。

平面検出器では、クロスキャリブレーションにより、2次元線量分布を簡便に評価できる一方で、検出器の方向依存性の問題からビーム軸に対して、常に垂直方向に検出器面が位置していないと確からしい測定ができない注意点がある。さらに、ガントリー0度からの線量検証は、Fieldごとの評価 (Perpendicular field-by-field; PFF)<sup>31,32)</sup>や積算線量分布によるプランの評価 (Perpendicular composite; PC)<sup>33,34)</sup>に関わらず推奨されていない<sup>27)</sup>。

多次元検出器に関しては、クロスキャリブレーションにより3次元線量分布を簡便に評価できる一方で、検出器がファントム中心外に配列されている場合は、ほとんどの場合、高線量領域および急峻な線量勾配などの関心領域における評価をする事が難しい。検出器がファントム中心に配列されている多次元検出器では、3次元線量分布を関心領域において、評価する事が可能である。これらの中で最も理想に近いIMRT線量検証システムは、検出器がファントム中心に配列された多次元検出器であると考えられる。

表 1.2 IMRT 線量検証に用いられる代表的な検出器の特性

検出器	電離箱線量計	フィルム	平面検出器	多次元検出器 ファントム中心に 検出器が配列	多次元検出器 ファントム中心外 に検出器が配列
吸収線量評価 が可能	○ 体積効果等の 影響有	× 任意点で相対線量 へ正規化が必要	△ クロスキャリブレ ーションが必要	△ クロスキャリブレ ーションが必要	△ クロスキャリブレ ーションが必要
関心領域の 累積線量分布 評価が可能	△ 平坦領域の 点線量のみ	○	△ 照射方向固定	○	×
3次元線量分布 評価が可能	×	△ 複数回測定が 必要	△ 照射方向に対して 測定方向一定の 元、線量再構成	○	○

検出器に関わらず、一般的な IMRT 線量検証の手順は、図 1.11<sup>28)</sup>に示したように、治療計画装置において患者 CT 画像上で立案した治療計画（図 1.11 (a)）を、線量検証に用いる固体ファントムの CT 画像上で再計算し、計算線量分布を得る（図 1.11 (b)）。さらに立案した治療計画を実際にリニアックにおいて、線量検証用ファントムに照射して、測定線量を得る（図 1.11 (c)）。最終的に、それらの測定線量および計算線量の一致度を評価するが、(b) の検証プランの線量計算をする際には、治療計画装置中で固体ファントムに対して、密度スケール係数を与える必要がある。その値により固体ファントム中の計算線量分布は変化するため、最適な密度スケール係数を用いて検証プランの線量計算を行う必要がある。

本論文において、密度スケール係数とは、治療計画装置において固体ファントムの密度として割り当てる値のこととして定義する。

参考文献 28) 図 6.1 引用

(a) 治療計画                      (b) 検証プラン                      (c) 測定

図 1.11 電離箱線量計による評価点吸収線量検証における (a) 治療計画、  
(b) 検証プランの計算および (c) 測定の各工程の外観<sup>28)</sup>

### 1.3.3 IMRT の第 3 者評価

現行の IMRT 線量検証は、評価の確かさをより向上させる必要があることが第 3 者評価の報告から示されている。Image and Radiation Oncology Core-Houston (IROC) の Molineu らは、図 1.12 (a) に示す頭頸部擬人ファントムを用いて、郵送により実施した IMRT 第 3 者評価の結果を報告した<sup>35)</sup>。この第 3 者評価では、ファントムを水で満たし、CT 撮像、IMRT 計画立案、ファントム設置、そして照射を行う。標的およびリスク臓器を模擬した部分には Thermoluminescent dosimeters (TLD) およびフィルムが挿入され、照射後、郵送し、IROC で解析を行う。許容値は 7%/4 mm と広いクライテリアで評価される。しかし、約 20% のビームがこの広いクライテリアを Pass することが出来なかった。

また、European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO) の Quality Assurance of Intensity Modulated Radiation Oncology (QUASIMODO) ネットワークは、IMRT を実施している 9 施設それぞれのシステムで図 1.12 (b) に示すファントムを用いて、馬蹄形の IMRT プランを作成し、そのファントムに挿入した電離箱線量計の測定線量とその施設の治療計画装置の計算線量とを比較した<sup>36)</sup>。その線量誤差は最大で、標的領域において 3.5%、リスク臓器領域で 5.8% となった。IROC および QUASIMODO 共に、IMRT 第 3 者評価により、施設によって許容値以上の線量誤差が生じていることを示した。

さらに、Kly らは、施設の IMRT 線量検証が必ずしもアクセプトされない治療計画を検出するわけではないことを報告した<sup>37)</sup>。彼らの報告では、施設の IMRT 線量検証を Pass した IMRT プランのうち 14% のプランが第 3 者評価により Fail と判断された。言い換えると、ある IMRT プランが、ある線量検証システムで Pass と判断されたとしても、他の線量検証システムで Pass と判断されるかは定かではないという不確かさが IMRT 線量検証にはあると言える。IMRT 線量検証は、測定線量および計算線量双方に様々な誤差要因を有するため、これらの不一致について様々な原因が考えられるが、まずは IMRT 線量検証に使用する線量検証システムの評価の確かさを向上させる必要がある。

参考文献 35) Fig.1 RPC H&N phantom for IMRT credentialing.引用

参考文献 36) Fig. 1. (a) Transverse and sagittal view of the polystyrene slab (CarPet) phantom conceived for the dosimetric verification of IMRT of prostate cancer. 引用

(a) IROC の頭頸部擬人  
ファントムの外観<sup>35)</sup>

(b) ESTRO QUASIMODO で使用した  
ファントムの模式図<sup>36)</sup>

図 1.12 IMRT 第 3 者評価に使用された (a) IROC の頭頸部擬人ファントムの外観および  
(b) ESTRO QUASIMODO ネットワークのファントムの模式図



#### 1.3.4 IMRT 線量検証における問題点

IMRT 線量検証は、固体ファントム中の検出器による測定線量分布と、治療計画装置で計算された固体ファントム中の計算線量分布とを比較することにより行われる。この IMRT 線量検証は、双方の 3 次元的な線量分布を Gy 単位の吸収線量で評価する吸収線量分布検証により評価されることが理想的である<sup>27,29)</sup>。

図 1.13 に示したように、一般的には、電離箱線量計を用いて評価点の吸収線量を評価する評価点吸収線量検証、およびフィルムを用いて評価断面の相対的な線量分布を評価する相対線量分布検証を組み合わせた、IMRT 線量検証が推奨されている<sup>1,28)</sup>。表 1.2 に示したように、電離箱線量計およびフィルムは、双方共に単独では、吸収線量分布検証を行うことはできない。そのため、電離箱線量計による評価点吸収線量検証とフィルムによる相対線量分布検証は、相互補完的に組み合わせることで吸収線量検証となることが期待される。しかし、実際には、それぞれの検証結果が示すものが異なり、相互補完的な吸収線量分布検証は成り立たない場合が多い。

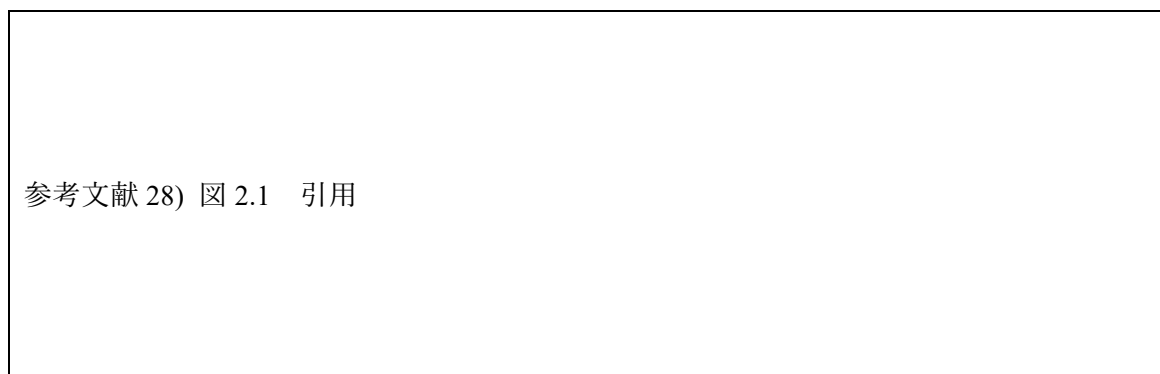
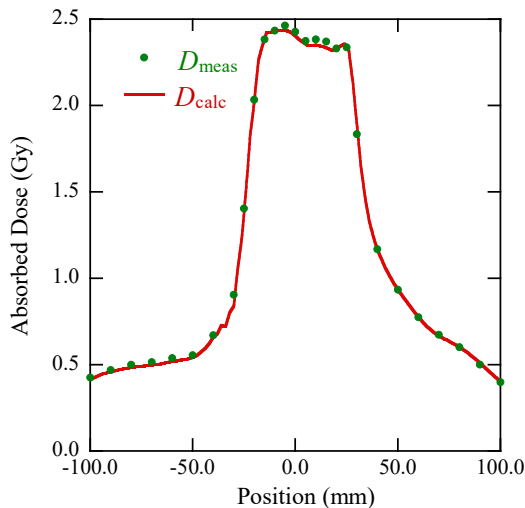
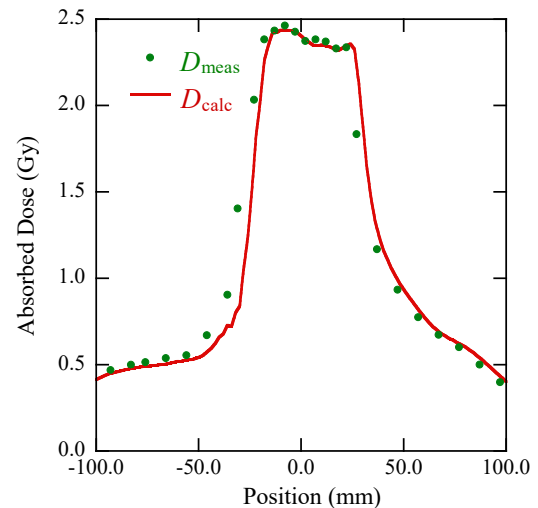


図 1.13 IMRT 線量検証の検証方法および検出器の構成<sup>28)</sup>

図 1.14 に位置誤差がある場合とない場合の測定線量分布 ( $D_{\text{meas}}$ ) と計算線量分布 ( $D_{\text{calc}}$ ) との比較を示した。評価点吸収線量検証では、電離箱の線量勾配が平坦な領域でのみ、確からしい線量検証が可能である。一方で、IMRT は、線量勾配が平坦な領域の吸収線量が一致していることのみならず、急峻な線量勾配が測定と計算で正確に一致していることが重要である。電離箱線量計を用いた評価点吸収線量検証では、図 1.14 のような場合、位置誤差の有無に関わらず平坦領域では測定線量と計算線量が一致しているため、治療計画全体の確かさを保証できるような十分な検証を行うことは難しい<sup>27,30)</sup>。さらに近年では、辺縁処方により標的内の線量を上げて、IMRT 治療計画を作成する手法が普及しており、線量勾配が平坦な領域がない IMRT 治療計画も多い。



(a) 位置誤差 0 mm の測定線量分布と  
計算線量分布との比較

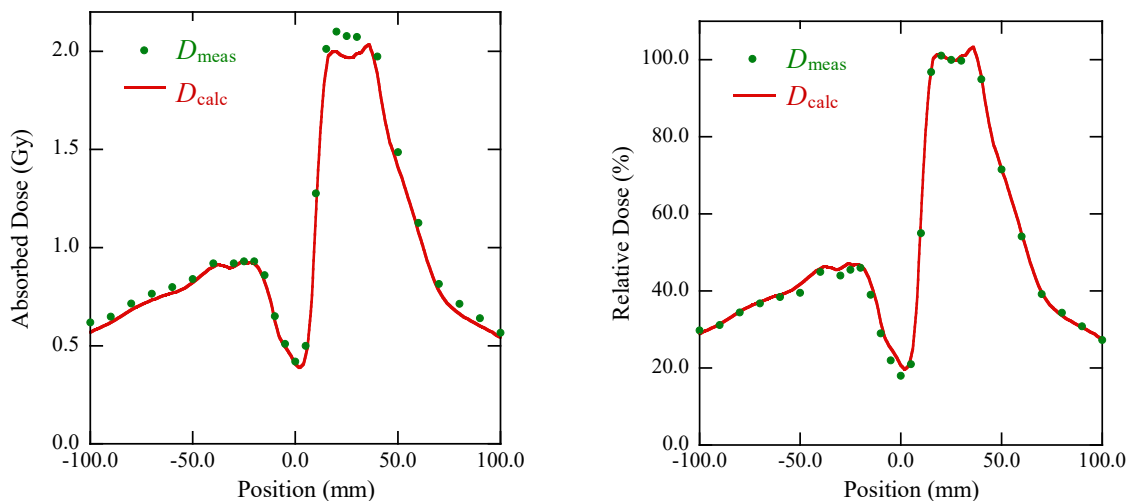


(b) 位置誤差 3 mm の測定線量分布と  
計算線量分布との比較

図 1.14 位置誤差の有無による IMRT 線量検証結果の一例

そういった電離箱線量計による評価点吸収線量検証の不足を補完するためのフィルムを用いた相対線量分布検証は、相対線量への正規化による問題点がある。図 1.15 に吸収線量と相対線量で評価した同一の IMRT 治療計画における線量分布検証の一例を示した。吸収線量で評価した場合は、高線量領域に線量差があることが示されている。一方、高線量領域で相対線量正規化した場合は、正規化位置での線量差が線量分布全体へ影響を与え、相対線量評価では低線量領域で線量差があるかのように示されている。そのため、線量分布検証において、相対線量評価は誤った評価を導くことがあるため、線量分布検証は吸収線量評価で行うことが必要である。さらにフィルムは、スキャナ特性に依存した不確かさなど、正規化の他にも課題があり、確からしい線量検証結果を得ることが難しい。

電離箱線量計による評価点吸収線量検証とフィルムによる相対線量分布検証は、相互補完的な役割を期待されるが、図 1.15 のような場合に、電離箱線量計で確からしい評価点吸収線量検証を高線量領域および低線量領域の双方で行うことができたとしても、フィルムの検証結果は全く逆の矛盾した検証結果を示すことになる。その矛盾は、Patient-Specific QA における Pass か Fail かの判断を難しくさせるだけでなく、IMRT コミッショニングにおける線量計算パラメータの最適化を行う際に、誤った線量計算パラメータの決定へと導くことになる。そのため、単一の 3 次元線量検証システムにおいて、吸収線量分布検証が可能であることが必要である。



(a) 吸収線量で評価した測定線量分布と  
計算線量分布との比較

(b) 相対線量に正規化した測定線量分布  
と計算線量分布との比較

図 1.15 吸収線量と相対線量それぞれで評価した IMRT 線量分布検証の一例

多次元検出器の測定線量は、主に電離箱線量計とのクロスキャリブレーションにより決定される。多次元検出器は、図 1.16 に示したように、固体ファントム中に挿入された電離箱線量計により測定した吸収線量と、検出器板上の中央の検出器の応答とのクロスキャリブレーションを行うことで、Gy 単位で吸収線量分布を測定することが可能になる。しかし、この固体ファントム中に挿入された電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  から固体ファントム中の水吸収線量を評価するフォーマリズムはないため、水ファントム中の水吸収線量評価フォーマリズムに従って吸収線量が評価される。そのため、多次元検出器の測定線量の確かさを保証するためには、クロスキャリブレーションにおける固体ファントム中の水吸収線量評価の確かさを明らかにする必要があるが、その確かさは明らかになっていない。

さらに検出器に関わらず IMRT 線量検証は、固体ファントム中の検出器による測定線量分布と、治療計画装置で計算された固体ファントム中の計算線量分布の比較である。固体ファントム中の計算線量分布を確からしく得るためには、治療計画装置中で固体ファントムに最適な密度スケール係数を与える必要がある。しかし、多くの固体ファントムにおいて最適な密度スケール係数は明らかになっていない。

これらの問題点により現在、どの IMRT 線量検証方法を用いても、吸収線量分布検証により IMRT 治療計画を確からしく検証することが出来ていない。

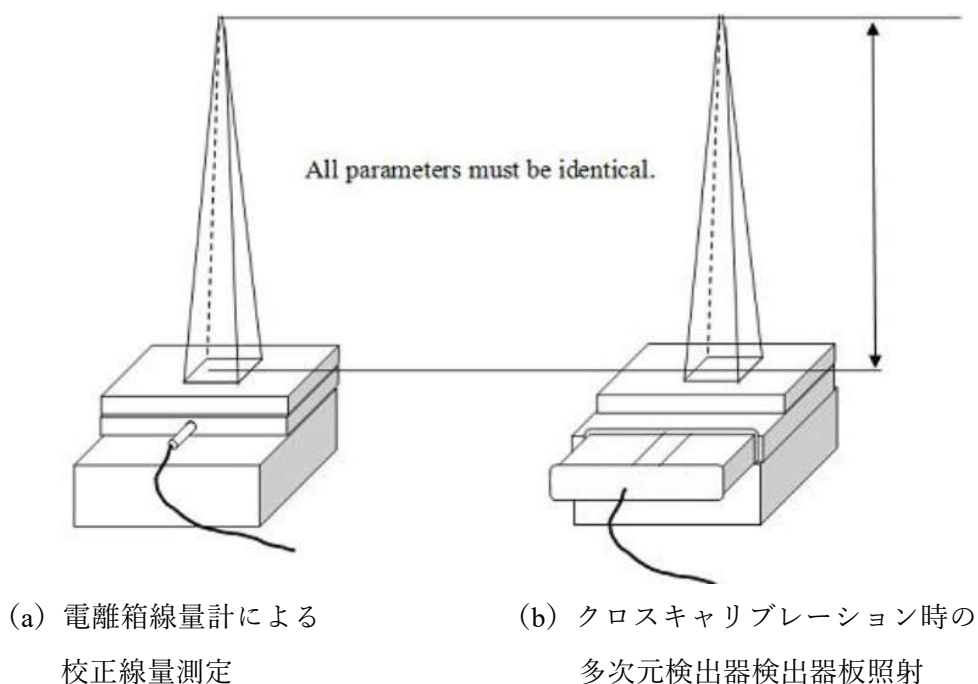


図 1.16 電離箱線量計で測定した吸収線量に対する  
多次元検出器の検出器応答のクロスキャリブレーションの一例

## 1.4 研究の目的

IMRT 線量検証には様々な線量検証システムがあるが、いずれのシステムを使用する場合においても、リニアックの投与線量分布および治療計画装置の計算線量分布の双方を、正しく評価することが重要である。すなわち、使用する検出器の測定線量の確かさを保証すること、および使用する固体ファントム中の計算線量の確かさを保証することが重要である。なぜならば、IMRT 線量検証システムの確かさは、IMRT コミッショニングにより決定される線量計算パラメータの確かさに大きな影響を与えるため、最終的には患者に投与される IMRT 線量分布の確かさに影響を与えることが主な理由である。

IMRT 線量検証のための全てのシステムには、利点と注意点がそれぞれあるが、理想的には吸収線量評価が可能であること、関心領域における累積線量分布評価が可能であること、さらに 3次元線量分布評価が可能であることが求められる<sup>29)</sup>。検出器がファントム中心に配列されている多次元検出器は、他の線量検証システムと比較して、その条件を最も満たす可能性のある線量検証システムである。

しかし、多次元検出器もまた、測定線量および計算線量の双方に不確かさを有している。その不確かさとは、測定線量に関しては、多次元検出器のクロスキャリブレーションにおける校正線量の不確かさである。また計算線量に関しては、固体ファントムに対する最適な密度スケーリング係数が明らかとなっていないことに起因する不確かさである。

そのため、本研究では IMRT 吸収線量分布検証を実現するために、多次元検出器の測定線量、および多次元検出器ファントム中の計算線量の確かさについて、以下の題目について研究を行った。

1. 電離量変換係数算出のフォーマリズム
2. 多次元検出器クロスキャリブレーションのための水吸収線量評価
3. 多次元検出器ファントム材質の密度スケーリング係数
4. 最適な密度スケーリング係数の評価

これら 4つの研究を行うことにより、本研究では、多次元検出器による IMRT 吸収線量分布検証の可能性を検討する。

## 1.5 論文の構成

本論文の第1章では、本研究の背景として、まずIMRTの技術的概要についてまとめ、IMRTでは全ての治療計画に対して、治療開始前に線量検証を実施しなければならないことを述べた。そしてIMRTの臨床的な利点と注意点を述べ、IMRTを安全かつ効果的に実施するためには、標的内のみならず、線量分布全体で投与線量分布と計算線量分布が一致していることが重要であることを示した。またそれら双方の線量分布へ影響を与える因子について示した。次にIMRT線量検証に関して、IMRT線量検証の目的、IMRT線量検証に用いられる代表的な検出器の特性、IMRT第3者評価の結果、IMRT吸収線量分布検証のための問題点についてまとめ、現行のIMRT線量検証には大きな不確かさがあること、さらには吸収線量分布検証を実現できていないことを述べた。そして本研究の目的について述べた。

第2章では、IMRT吸収線量分布検証を実現する可能性が最も高いと考えられる、検出器がファントム中心に配列された多次元検出器であるDelta4の概要を述べた。さらにDelta4によるIMRT線量検証の問題点を、測定線量および計算線量の双方において明確にした。

第3章では、基礎理論となる標準計測における固体ファントムのスケージング、特に光子フルエンススケージング理論について述べる。その光子フルエンススケージング理論を用いた電離量変換係数 $k_{pi}$ を求めるための3種のフォーマリズムの評価を行う。

第4章では、多次元検出器クロスキャリブレーションにおける水吸収線量の評価について検討を行う。第3章において、その確かさを確認した光子フルエンススケージング理論を応用し、測定可能な吸収線量は水ファントム中の水吸収線量 $D_{w/w}$ のみであるという仮定のもと、 $D_{w/w}$ から計算により固体ファントム中の水吸収線量 $D_{w/pi}$ を求めるフォーマリズムを提案する。この計算により求めた $D_{w/pi}$ と通常、Delta4のクロスキャリブレーション時に測定により求める校正線量 $D_{cal}$ を比較し、その確かさを評価する。

第5章では、多次元検出器ファントム材質の密度スケージング係数を求める。本研究では、測定および計算から密度スケージング係数を求める方法を提案し、本研究の密度スケージング係数 $DSF$ を求める。

第6章では、Delta4によるIMRT線量検証における最適な密度スケージング係数を評価する。複数の治療計画装置を用いて、公称物理密度、公称相対電子密度、および $DSF$ を密度スケージング係数としたときのそれぞれの計算線量分布を、Delta4の測定線量分布に対して比較して、最適な密度スケージング係数を決定する。

第7章では、結語として本研究結果をまとめ、Delta4によるIMRTの3次元吸収線量分布検証の可能性について述べる。

## 2 章 多次元検出器 Delta4

現在、IMRT 線量検証システムとして様々なものが利用可能であるが、表 1.2 に示したように、IMRT 線量検証システムに求められる項目<sup>29)</sup>として、吸収線量の評価が可能であること、関心領域における累積線量分布評価が可能であること、および 3 次元線量分布の評価が可能であることが挙げられ、その全てを満たす可能性がある線量検証システムは、ファントム中心に検出器が配列された多次元検出器である。本研究ではこのファントム中心に検出器が配列された多次元検出器である Delta4 (ScandiDos, Inc., Ashland, VA) に注目した。以下にその Delta4 の概要、および Delta4 による IMRT 線量検証の問題点を挙げる。



## 2.1 多次元検出器 Delta4 の概要

Delta4 は円筒形固体ファントム中に、1069 個のシリコンダイオードが配列された直交 2 平面の検出器板を挿入した多列半導体 IMRT 線量検証システムである。その外観を図 1.5 に示す。検出器板中央部分の 6 cm × 6 cm の領域には 5 mm 間隔で、その他の 20 cm × 20 cm の領域には 10 mm 間隔で、面積 0.0078 cm<sup>2</sup> の半導体検出器が配置されている。円筒形ファントムの直径は 22 cm で全長は 40 cm ある。検出器板は、中心から左右にそれぞれ 40°、50° の角度を成して直交に配置されている。また治具を足部に取り付けることで、検出器板形状を図 2.1 に示すような“X”から“+”、つまり Sagittal 面と Coronal 面に配置することが可能である。どちらの形状にあっても 1 度の照射で 2 つの関心断面の線量分布検証を行うことが可能である。

Delta4 の円筒形固体ファントムは、水不等価材質である Polymethyl methacrylate (PMMA) および水等価材質である Plastic Water Diagnostic Therapy (PWDT) の 2 つの材質があり、その組成を表 2.1 にまとめて示す。

また Delta4 は、図 1.16 に示したように、電離箱線量計により測定した吸収線量に対して、Delta4 検出器の応答をクロスキャリブレーションすることによって、吸収線量測定が検出器板上で可能となる。

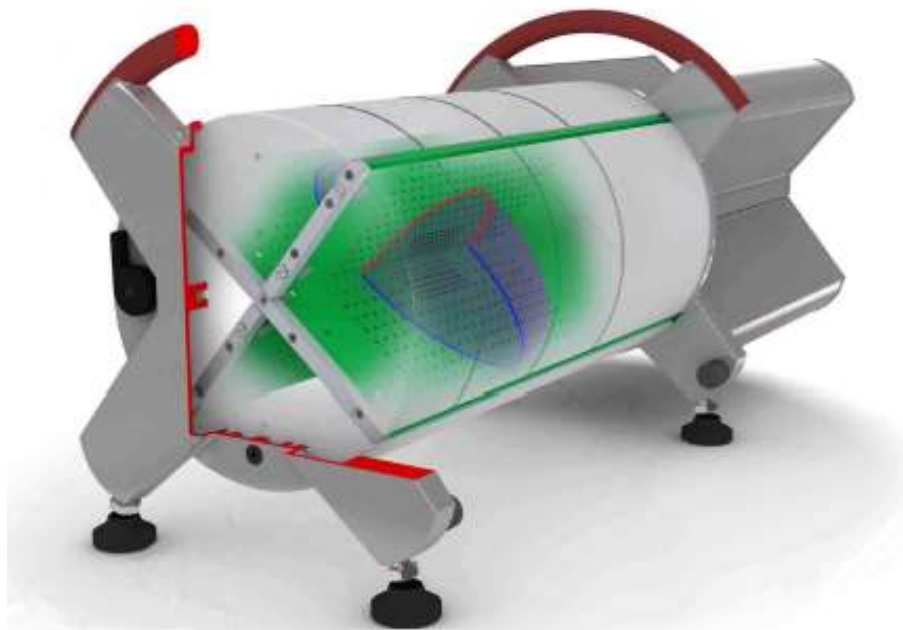


図 2.1 多列半導体線量検証システム Delta4 (ScandiDos) の外観

表 2.1 水、PMMA、および PWDT の元素組成、物理密度 ( $\rho$ )、  
 単位質量あたりの電子密度 ( $\rho_e$ )、単位体積あたりの電子密度 ( $\rho_e^*$ )  
 および実効原子番号 ( $\bar{Z}$ )

Components	Water	PMMA	Plastic Water DT
H	0.1119	0.0805	0.0740
B			0.0226
C		0.5998	0.4670
N			0.0156
O	0.8881	0.3196	0.3352
Mg			0.0688
Al			0.0140
Cl			0.0024
$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	0.998	1.190	1.039
$\rho_e$ [ $\times 10^{23}$ /g]	3.343	3.248	3.220
$(\rho_e)_{\text{pl,water}}$	1.000	0.972	0.963
$\rho_e^*$ [ $\times 10^{23}$ /cm <sup>3</sup> ]	3.336	3.865	3.345
$(\rho_e^*)_{\text{pl,water}}$	1.000	1.159	1.003
$\bar{Z}$ ( $m=3.5$ )	7.51	6.56	7.63

## 2.2 Delta4 による IMRT 線量検証における問題点

Delta4 による IMRT 線量検証は、Delta4 検出器の測定線量分布と、治療計画装置で計算された Delta4 ファントム中の計算線量分布とを比較することにより行われる。Delta4 の測定線量は、基本的に電離箱線量計とのクロスキャリブレーションにより決定される。Delta4 ファントム中の計算線量分布は、治療計画装置中で与えられた密度スケール係数を用いて計算される。そのため、Delta4 による IMRT 線量検証では、クロスキャリブレーションの確かさが Delta4 の測定線量の確かさにおいて重要であり、密度スケール係数の確かさが Delta4 の計算線量分布の確かさにおいて重要である。

Delta4 は図 1.6 に示したように、固体ファントム中に挿入された電離箱線量計により測定した吸収線量と、検出器板上の中央の検出器の応答とのクロスキャリブレーションを行うことで、Gy 単位で吸収線量分布を測定することが可能になる。この電離箱線量計の吸収線量評価は、水ファントム中の水吸収線量計測の標準プロトコル、本邦であれば標準計測法 12<sup>38)</sup>と同様のフォーマリズムで行う。すなわち固体ファントム中に挿入した電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  に、水吸収線量校正定数  $N_{D,w}$  および線質変換係数  $k_Q$  を乗ずることで算出する。しかし、水ファントム中の水吸収線量の標準計測法に従って、固体ファントム中の電離箱線量計の表示値に  $N_{D,w}$  および  $k_Q$  を乗じ、確かな水吸収線量が得られるわけではない。さらに、このクロスキャリブレーションにおいて、フルエンススケール係数（電離量変換係数）を使用すると、固体ファントム中の電離箱線量計により測定した吸収線量は水ファントム中の水吸収線量へと変換される。それに対して、Delta4 の検出器板は、固体ファントム中で照射され、その固体ファントム中での検出器の応答を吸収線量とクロスキャリブレーションするため、このクロスキャリブレーションに電離量変換係数を使用すると、整合性がとれなくなる。そのため、クロスキャリブレーションを行う際、水吸収線量標準計測のフォーマリズムで評価された固体ファントム中の電離箱線量計の吸収線量が、確かな固体ファントム中の水吸収線量であるかどうか、評価をする必要がある。

Delta4 は固体ファントム中に検出器板を挿入した IMRT 線量検証システムであるため、線量検証を行う際には、治療計画装置中でこの固体ファントムに対して、最適な密度スケール係数を割り当てる必要がある。一般的に、密度スケール係数にはファントムの公称物理密度もしくは公称相対電子密度を使用して、線量計算を行う。Seco ら<sup>39)</sup>は、複数の商用固体ファントムの水等価長  $d_{pl}$  ( $= d_w / C_{pl}$ ) を求めるために、深さスケール係数  $C_{pl}$  に物理密度を用いた場合と、相対電子密度を用いた場合で、水等価長の確かさを比較した。Seco ら<sup>39)</sup>は、1 MeV の直径 0.1 mm の光子ペンシルビームを用いて、Monte Carlo

シミュレーション (FLURZnrc user code<sup>40</sup>) において、 $C_{pl}$  に相対電子密度を用いた水等価長を用いることで、どの固体ファントムに対しても正確に光子フルエンスをスケールリングできることを示した。しかし、この検証では、Monte Carlo シミュレーションで、ペンシルビームを用いているため、散乱成分がない 1 次光子の減弱に対してのみ検討が行われた。そのため、治療計画装置中で、固体ファントム全体の密度スケールリングを行い、基準照射野である 10 cm × 10 cm 等の散乱成分も含んだ場合においても、最適な密度スケールリング係数が相対電子密度であるかどうかは明らかになっていない。さらに、Delta4 に関しては多くの先行研究が行われてきたが、Delta4 の PMMA ファントムに対する密度スケールリング係数として、公称物理密度である 1.19 を使用した報告<sup>41,42</sup>)や、1.16<sup>43</sup>)および 1.15<sup>43</sup>)、また 1.14<sup>44,45</sup>)を使用した報告があり、これまで、Delta4 ファントムのための最適な密度スケールリング係数は明らかになっていない。

そのため、Delta4 による IMRT 線量検証は、ファントム中の測定線量分布および計算線量分布の双方に不確かさを有している。

## 3 章 電離量変換係数算出のフォーマリズム

### 3.1 背景

#### 3.1.1 標準計測における固体ファントムのスケーリング

放射線治療における標準線量計測の、基準物質は水である<sup>38,46-48)</sup>。これは、人体軟部組織の70%から80%程度が水であること、および世界中どこでも均一な組成で容易かつ安価に入手することが出来るためである。そのため、リニアック出力校正のための標準計測では、電離箱線量計および水ファントムを用いて、水吸収線量を評価するフォーマリズムが構築されており、水ファントムの使用が強く推奨されている<sup>38,46-48)</sup>。しかし、水ファントムは、特に標準計測のような定められた幾何学的条件での使用以外では、設置や取扱が煩雑である。そのため、より設置が簡便で、使用する上でビームの幾何学的条件が制限され難い、固体ファントムが普及している。固体ファントムには水不等価材質のものから、相対電子密度および実効原子番号が水に近い組成を持つ水等価材質のものまで、多くの種類がある。それらの組成は様々であるため、正確な水吸収線量評価のためには、使用する固体ファントムそれぞれで水との不等価性を考慮する必要がある。

Seuntjens ら<sup>49)</sup>や荒木ら<sup>50)</sup>は、固体ファントム中の電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  から水中の水吸収線量  $D_w$  へ変換するためのフォーマリズムを、電離量変換係数  $k_{pl}$  を用いて、次式で提案している。

$$D_w(d_w) = M_{pl}(d_{pl}) N_{D,w} k_Q k_{pl} \quad (3-1)$$

ここで  $d_w$  は  $D_w$  の水中の測定深さ、 $d_{pl}$  は  $M_{pl}$  のファントム中の測定深さであり、 $d_w$  に対する水等価深である。 $N_{D,w}$  は水吸収線量校正定数、 $k_Q$  は線質変換係数である。

この  $k_{pl}$  は次式で表されるが、理論計算によっても求めることが出来る。

$$k_{pl} = \frac{M_w(d_w)}{M_{pl}(d_{pl})} \quad (3-2)$$

以下に  $k_{pl}$  を理論計算で求める場合について述べる。Spencer-Attix の空洞理論<sup>51)</sup>より、線質 Q における媒質 med の吸収線量  $D_{med}$  は、次式で定義される。

$$D_{med} = \left( \frac{M_{med}}{m_{air}} \right) \cdot \left( \frac{\bar{W}_{air}}{e} \right) \cdot \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{med,air} \cdot P_{Q,med} \quad (3-3)$$

ここで  $M_{med}$  は媒質 med 中の電離箱線量計の表示値、 $m_{air}$  は空洞空気 の質量、 $\bar{W}_{air}$  は空气中で 1 イオン対生成に費やされる平均エネルギー、 $e$  は電気素量、 $(\bar{L}/\rho)_{med,air}$  は媒質の空気に対する制限質量衝突阻止能比、 $P_Q$  は電離箱の全擾乱補正係数である。

式 (3-3) を  $M_{med}$  について解き、式 (3-2) の  $M_w$  および  $M_{pl}$  それぞれに代入すると、 $k_{pl}$  は次式で表せる。

$$k_{pl} = \left( \frac{D_w(d_w)}{D_{pl}(d_{pl})} \right) \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{pl,air} P_{pl}]_Q}{[(\bar{L}/\rho)_{w,air} P_w]_Q} \right) \quad (3-4)$$

また過渡電子平衡が成立している領域において、 $D_{med}$  は次式でも表せる。

$$D_{med} = (K_{col})_{med} \cdot \beta_{med} = \Psi_{med} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med} \cdot \beta_{med} \quad (3-5)$$

ここで、 $K_{col}$  は衝突カーマ、 $\Psi$  は光子エネルギーフルエンス、 $\bar{\mu}_{en}/\rho$  は平均質量エネルギー吸収係数、 $\beta$  は吸収線量と衝突カーマの比である。

式 (3-4) および (3-5) より、 $k_{pl}$  は次式で表せる。

$$k_{pl} = \frac{\Psi_w(d_w)}{\Psi_{pl}(d_{pl})} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,pl} \cdot \beta_{w,pl} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{pl,air} P_{pl}]_Q}{[(\bar{L}/\rho)_{w,air} P_w]_Q} \right) \quad (3-6)$$

式 (3-6) における光子エネルギーフルエンス比  $(\Psi_w(d_w))/(\Psi_{pl}(d_{pl}))$  を求めるために、Nutbrown ら<sup>52)</sup>は、光子フルエンススケージング理論を提案した。Seuntjens ら<sup>49)</sup>や荒木ら<sup>50)</sup>は、その Nutbrown ら<sup>52)</sup>の理論に基づき、異なる幾何学条件における光子フルエンススケージング方法を提案した。

### 3.1.2 Nutbrown らの $k_{pl}$ 算出のフォーマリズム

Nutbrown ら<sup>52)</sup>は、National Physical Laboratory (NPL) でリニアックビームにより、電離箱線量計に水吸収線量校正定数を与えるため、グラファイトカロリメータで計測した吸収線量を、水中の水吸収線量へ変換する光子フルエンススケーリング理論を、以下のように提案した。

まず媒質 med 中のある点  $k$  における光子エネルギーフルエンス  $\Psi_{med,k}$  は、1次光子エネルギーフルエンス  $\Psi_{med,k}^p$  および散乱光子エネルギーフルエンス  $\Psi_{med,k}^s$  に分けられ、 $\Psi_{med,k}$  は次式のように決定される。

$$\Psi_{med,k} = \Psi_{med,k}^p + \Psi_{med,k}^s \quad (3-7)$$

$\Psi_{med,k}^p$  は入射光子エネルギーフルエンスとその減弱として表すことができる。もし媒質がなかった時の点  $k$  における光子エネルギーフルエンスを  $\Psi_{0,k}$  とすると、 $\Psi_{med,k}^p$  は次式で表せる。

$$\Psi_{med,k}^p = \Psi_{0,k} \cdot \exp(-\mu_{med} \cdot d_{med,k}) \quad (3-8)$$

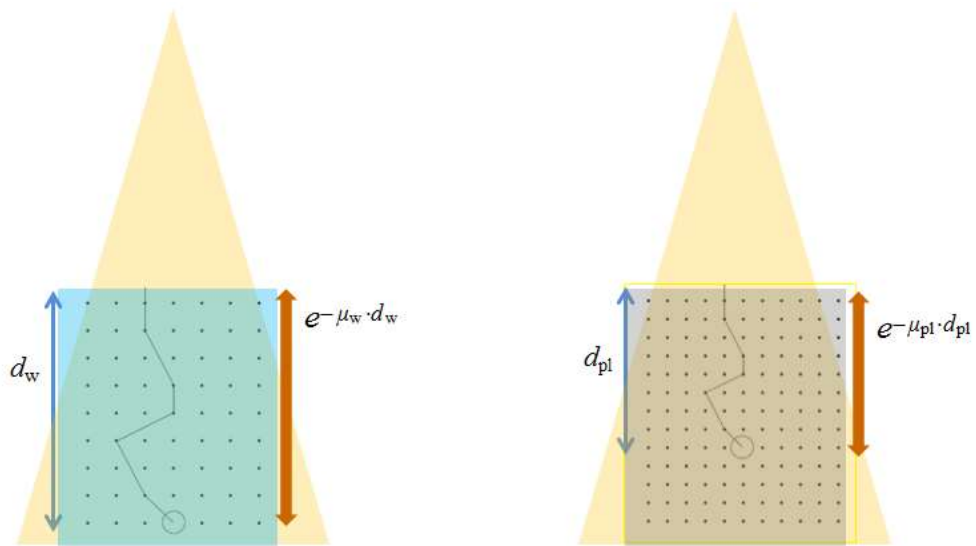
ここで  $\mu$  は光子の線減弱係数 ( $\text{cm}^{-1}$ )、 $d_{med,k}$  は媒質 med の表面から点  $k$  までの距離である。媒質 med 中の点  $k$  における散乱係数を  $S_{med,k}$  ( $=\Psi_{med,k}^s / \Psi_{med,k}^p$ ) とすると、 $\Psi_{med,k}$  は次式で表せる。

$$\Psi_{med,k} = \Psi_{0,k} \cdot \exp(-\mu_{med} \cdot d_{med,k}) \cdot S_{med,k} \quad (3-9)$$

ここで Nutbrown らは、2つの仮定をした。1つは、光子相互作用が全てコンプトン効果であるとする仮定である。もし光子相互作用が全てコンプトン効果であるならば、深さ方向の光子相互作用断面積は、単位体積あたりの電子数、すなわち相対電子密度に比例する。相対電子密度を深さスケール係数  $C_{pl}$  として、 $d_w = C_{pl} \times d_{pl}$  として水と固体ファントムの等価深を設定した場合、その仮定において、次式が成り立つ。

$$\exp(-\mu_w \cdot d_w) = \exp(-\mu_{pl} \cdot d_{pl}) \quad (3-10)$$

その概略を図 3.1 に示す。



(a) 水中での光子相互作用      (b) 固体ファントム中での光子相互作用

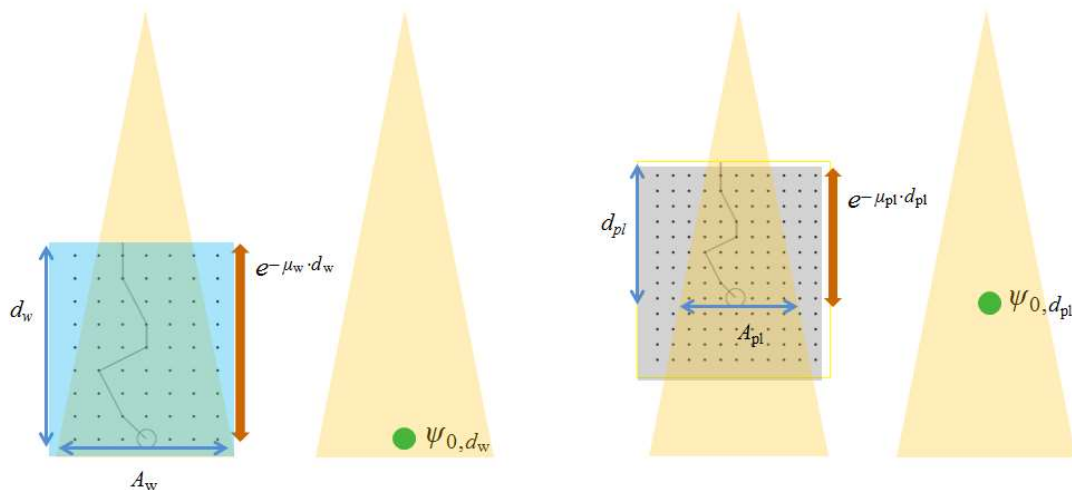
図 3.1 (a) 水中深さに対して、(b) 固体ファントム中の深さを深さスケールすることにより、光子相互作用による減弱を等価にする概略。媒質中の点は電子を模擬したものである。



2つ目の仮定は、深さと同様に照射野も  $C_{pl}$  によりスケールリングする ( $A_w = C_{pl} \times A_{pl}$ ) と、それぞれの測定点  $k$  において、 $\Psi_{0,k}$  に対する  $\Psi_{med,k}^s$  の比が等しくなるとする仮定であり、次式で示す。

$$\frac{\Psi_{w,d_w}^s}{\Psi_{0,d_w}} = \frac{\Psi_{pl,d_{pl}}^s}{\Psi_{0,d_{pl}}} \quad (3-11)$$

またこの時、Nutbrown ら<sup>52)</sup>は、リニアックのコリメータ開度を一定に保つため、線源表面間距離 (Source to surface distance; SSD) を変えることで、散乱成分のスケールリングを行った。その幾何学的条件の概略を図 3.2 に示す。



- (a) 散乱成分スケールリングのための水における光子エネルギーフルエンス比を求めるための幾何学的条件

- (b) 散乱成分スケールリングのための固体ファントムにおける光子エネルギーフルエンス比を求めるための幾何学的条件

図 3.2  $\Psi_{0,k}$  に対する  $\Psi_{med,k}^s$  の比を2つの媒質間で等価にするために、コリメータ開度を一定のまま SSD を変更した際の (a) 水および (b) 固体ファントムにおける幾何学的条件の概略。

散乱係数  $S_{\text{med},k}$  ( $=\Psi_{\text{med},k} / \Psi_{\text{med},k}^{\text{p}}$ ) は、次式で表せる。

$$S_{\text{med},k} = \frac{\Psi_{\text{med},k}}{\Psi_{\text{med},k}^{\text{p}}} = \frac{\Psi_{\text{med},k}^{\text{p}} + \Psi_{\text{med},k}^{\text{s}}}{\Psi_{\text{med},k}^{\text{p}}} = 1 + \frac{\Psi_{\text{med},k}^{\text{s}}}{\Psi_{0,k} \cdot \exp(-\mu_{\text{med}} \cdot d_{\text{med},k})} \quad (3-12)$$

すなわち式 (3-10) および (3-11) より、

$$S_{\text{w},d_{\text{w}}} = S_{\text{pl},d_{\text{pl}}} \quad (3-13)$$

となる。

線源から水中の評価点、および線源からファントム中の評価点までの距離をそれぞれ  $f_{\text{w}}$  および  $f_{\text{pl}}$  とすると、距離の逆 2 乗則より、 $(\Psi_{\text{w}}(d_{\text{w}})) / (\Psi_{\text{pl}}(d_{\text{pl}}))$  は、次式で表せる。

$$\frac{\Psi_{\text{w}}(d_{\text{w}})}{\Psi_{\text{pl}}(d_{\text{pl}})} = \frac{\Psi_{0,d_{\text{w}}} \cdot \exp(-\mu_{\text{w}} \cdot d_{\text{w}}) \cdot S_{\text{w},d_{\text{w}}}}{\Psi_{0,d_{\text{pl}}} \cdot \exp(-\mu_{\text{pl}} \cdot d_{\text{pl}}) \cdot S_{\text{pl},d_{\text{pl}}}} = \frac{\Psi_{0,d_{\text{w}}}}{\Psi_{0,d_{\text{pl}}}} = \frac{f_{\text{pl}}^2}{f_{\text{w}}^2} \quad (3-14)$$

Nutbrown ら<sup>52)</sup>は、これらの深さ、照射野、および距離の逆 2 乗則による補正に加えて、SSD が変わることによる空気中での光子エネルギーフルエンスの減弱の違いや、電子対生成などの他の光子相互作用による影響を別に計算により求め、それらをさらに補正係数として乗じることで、Monte Carlo シミュレーションによる結果と比べて 0.2 % 以内で水とグラフィットの吸収線量比を求めた。

この Nutbrown らの光子フルエンススケージング理論より、式 (3-14) を式 (3-6) に代入すると、Nutbrown らの理論に基づく  $k_{\text{pl}}$  のフォーマリズムは次式で表せる。

$$k_{\text{pl}} = \frac{f_{\text{pl}}^2}{f_{\text{w}}^2} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{w,pl}} \cdot \beta_{\text{w,pl}} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{pl,air}} P_{\text{pl}}]_{\text{Q}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}} P_{\text{w}}]_{\text{Q}}} \right) \quad (3-15)$$

### 3.1.3 Seuntjens らと荒木らの $k_{pl}$ 算出のフォーマリズム

Seuntjens ら<sup>49)</sup>は、Nutbrown ら<sup>52)</sup>の SSD を変える方法は、臨床ではあまり現実的ではないとして、SSD 一定の元での光子エネルギーフルエンスのスケーリング方法を提案した。SSD 一定として、深さのみ水等価深によって補正した場合、Nutbrown ら<sup>52)</sup>の仮定2、つまり散乱成分の補正における仮定を満たさないため、Seuntjens ら<sup>49)</sup>は、固体ファントム中のファントム散乱係数による補正を次式で提案した。

$$\frac{\Psi_w(d_w)}{\Psi_{pl}(d_{pl})} = \left( \frac{f + d_{pl}}{f + d_w} \right)^2 \cdot \frac{S_{p,pl}(A_{pl})}{S_{p,pl}(A_w)} \quad (3-16)$$

ここで  $f$  は SSD、 $S_{p,pl}$  は固体ファントム中のファントム散乱係数である。

式 (3-16) を式 (3-6) に代入し、Seuntjens ら<sup>49)</sup>により提案された  $k_{pl}$  算出のフォーマリズムは次式となる。

$$k_{pl} = \left( \frac{f + d_{pl}}{f + d_w} \right)^2 \cdot \frac{S_{p,pl}(A_{pl})}{S_{p,pl}(A_w)} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,pl} \cdot \beta_{w,pl} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{pl,air} P_{pl}]_Q}{[(\bar{L}/\rho)_{w,air} P_w]_Q} \right) \quad (3-17)$$

荒木ら<sup>50)</sup>は、線源電離箱間距離 (Source to chamber distance; SCD) を一定として、次式による光子エネルギーフルエンスのスケーリングを提案した。

$$\frac{\Psi_w(d_w)}{\Psi_{pl}(d_{pl})} = \frac{S_{p,pl}(A_{pl})}{S_{p,pl}(A_w)} \quad (3-18)$$

式 (3-18) を式 (3-6) に代入し、荒木ら<sup>50)</sup>により提案された  $k_{pl}$  算出のフォーマリズムは次式となる。

$$k_{pl} = \frac{S_{p,pl}(A_{pl})}{S_{p,pl}(A_w)} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,pl} \cdot \beta_{w,pl} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{pl,air} P_{pl}]_Q}{[(\bar{L}/\rho)_{w,air} P_w]_Q} \right) \quad (3-19)$$

## 3.2 目的

3.1 項で述べたように、Nutbrown ら<sup>52)</sup>の光子フルエンススケージング理論をもとに、Seuntjens ら<sup>49)</sup>および荒木ら<sup>50)</sup>は、固体ファントム中の電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  から水ファントム中の水吸収線量を求めるための電離量変換係数算出のフォーマリズムを提案した。彼らは、光子エネルギーフルエンス比  $(\Psi_w(d_w))/(\Psi_{pl}(d_{pl}))$  を求めるために、1 次光子エネルギーフルエンス  $\Psi_{med,k}^p$  のスケージングのため、一様に深さスケージングによる水等価長を適用し、水と固体ファントムの深さを  $C_{pl}$  によってスケージングした。

彼らの方法でそれぞれ異なる点は、散乱光子エネルギーフルエンス  $\psi_{med,k}^s$  をどのようにスケージングするかである。Nutbrown ら<sup>52)</sup>はこの  $\psi_{med,k}^s$  のスケージングのために、SSD を変更し、水等価照射野  $A_{pl}$  ( $=A_w/C_{pl}$ ) となる位置まで固体ファントムを移動した。それにより、水と固体ファントムで、相対的な  $\psi_{med,k}^s$  の線量寄与を同一にし、SSD が変わったことによる影響を距離の逆 2 乗則により補正した。Seuntjens ら<sup>49)</sup>は、SSD 一定のもと、深さスケージングによって生じた深さの違いに対して距離の逆 2 乗則による補正を行い、 $\psi_{med,k}^s$  のスケージングのために、 $S_p$  を用いて、水と固体ファントムにおける  $\psi_{med,k}^s$  の線量寄与の違いを補正した。荒木ら<sup>50)</sup>は、Seuntjens ら<sup>49)</sup>の方法を SSD 一定のもと、適用し、 $S_p$  のみによる  $\psi_{med,k}^s$  のスケージングを提案した。

しかし、これら 3 つの方法を比較して、それらの電離量変換係数  $k_{pl}$  を求めるフォーマリズムの確かさを検討した報告はない。

そのため、本章では、水不等価材質である PMMA ファントムを用いて、 $M_{pl}$  から水ファントム中の水吸収線量を求めるためのフォーマリズムにおける、これら 3 つの光子エネルギーフルエンススケージングを用いた  $k_{pl}$  のフォーマリズムの確かさを比較することを本項の目的とした。

### 3.3 方法

図 3.3 に示した十分な厚さの PMMA スラブファントムを用いた。リニアック (Clinac 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)) の 6 MV X 線を用いて、照射野 10 cm × 10 cm での PMMA ファントム中に挿入した電離箱線量計(TM30013 (PTW, Freiburg, Germany)) の表示値  $M_{pl}$  を深さ 5 cm および 10 cm において測定した。この  $M_{pl}$  を次式により、水ファントム中の水吸収線量へと変換した。

$$D_{w,calc}(d_w) = M_{pl}(d_{pl}) N_{D,w} k_Q k_{pl} \quad (3-20)$$

ここで、 $N_{D,w}$  は二次線量標準機関である医療用線量標準センターにおいて  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線により付与された水吸収線量校正定数、 $k_Q$  は、標準計測法 12<sup>38)</sup>に従い、使用した X 線の  $TPR_{20,10}$  から値を決定した線質変換係数である。また  $M_{pl}$  は、極性効果補正係数  $k_{pol}$ 、イオン再結合補正係数  $k_s$ 、および温度気圧補正係数  $k_{tp}$  を乗じて補正した表示値である。



図 3.3 測定に使用した PMMA ファントムの外観

$k_{\text{pl}}$  には Nutbrown ら<sup>52)</sup>、Seuntjens ら<sup>49)</sup>、および荒木ら<sup>50)</sup>が提案した光子フルエンススケールリング方法をそれぞれ適用した以下の3式を用いた。

(Nutbrown ら<sup>52)</sup> の  $k_{\text{pl}}$ )

$$k_{\text{pl}} = \frac{f_{\text{pl}}^2}{f_{\text{w}}^2} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{w,pl}} \cdot \beta_{\text{w,pl}} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{pl,air}} P_{\text{pl}}]_{\text{Q}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}} P_{\text{w}}]_{\text{Q}}} \right) \quad (3-21)$$

(Seuntjens ら<sup>49)</sup> の  $k_{\text{pl}}$ )

$$k_{\text{pl}} = \left( \frac{f + d_{\text{pl}}}{f + d_{\text{w}}} \right)^2 \cdot \frac{S_{\text{p,pl}}(A_{\text{pl}})}{S_{\text{p,pl}}(A_{\text{w}})} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{w,pl}} \cdot \beta_{\text{w,pl}} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{pl,air}} P_{\text{pl}}]_{\text{Q}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}} P_{\text{w}}]_{\text{Q}}} \right) \quad (3-22)$$

(荒木ら<sup>50)</sup> の  $k_{\text{pl}}$ )

$$k_{\text{pl}} = \frac{S_{\text{p,pl}}(A_{\text{pl}})}{S_{\text{p,pl}}(A_{\text{w}})} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{w,pl}} \cdot \beta_{\text{w,pl}} \cdot \left( \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{pl,air}} P_{\text{pl}}]_{\text{Q}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}} P_{\text{w}}]_{\text{Q}}} \right) \quad (3-23)$$

ここで固体ファントムに対する水の吸収線量と衝突カーマの比  $\beta_{\text{w,pl}}$  は、Nutbrown ら<sup>52)</sup>が、水と炭素の  $\beta_{\text{w,c}}$  は深さによらず一定であること、および  $\beta_{\text{w,c}}$  は 6 MV X 線に対して 1.0006 であることを示したこと、さらには Seuntjens ら<sup>49)</sup>および荒木ら<sup>50)</sup>は  $\beta_{\text{w,pl}}$  を 1.0 とみなしたことより、本論文でも 1.0 とみなした。また  $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,pl}}$  および  $(\bar{L}/\rho)_{\text{med,air}}$  の物理量のデータは、それぞれ3者報告しているが、Nutbrown ら<sup>52)</sup>の報告では材質が水と炭素であること、Seuntjens ら<sup>49)</sup>の報告では、線質指標が  $PDD(10)_x$  であることから、本項では荒木ら<sup>50)</sup>の報告した  $TPR_{20,10}$  に対する  $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,pl}}$  および  $(\bar{L}/\rho)_{\text{med,air}}$  を用いた。

全擾乱補正係数  $P_{\text{med}}$  について、空洞補正係数  $P_{\text{cav}}$ 、変位補正係数  $P_{\text{dis}}$ 、および中心電極補正係数  $P_{\text{cel}}$  は、ファントム材質が変わったとしても理論的には変わらない値であるため、各式中の  $P_{\text{med}}$  は電離箱の壁補正係数  $P_{\text{wall}}$  のみとして扱った。 $P_{\text{wall}}$  は、標準計測法 12<sup>38)</sup> に従い、次式により求めた。

$$P_{\text{wall}} = \frac{\alpha(\bar{L}/\rho)_{\text{wall,air}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{water,wall}} + (1-\alpha)(\bar{L}/\rho)_{\text{water,air}}}{(\bar{L}/\rho)_{\text{water,air}}} \quad (3-24)$$

$$\alpha(t_{\text{wall}}) = 1 - \exp(-11.88 t_{\text{wall}}) \quad (3-25)$$

ここで  $\alpha$  は電離空洞で生じた全電離電荷に対する電離箱壁で発生した二次電子による電離電荷の割合であり、 $t_{\text{wall}}$  は電離箱壁の厚さ ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) である。

PMMA 中のファントム散乱係数  $S_{\text{p,pl}}$  は、PMMA 中で測定した全散乱係数 (Output factor : OPF ;  $(S_{\text{c,p}})_{\text{pl}}(d, A)$ ) から、別に求めたコリメータ散乱係数  $S_{\text{c}}$  を除することで、測定深さごとに  $S_{\text{p,pl}}$  を次式より求めた。

$$S_{\text{p,pl}}(d, A) = \frac{(S_{\text{c,p}})_{\text{pl}}(d, A)}{S_{\text{c}}(A)} \quad (3-26)$$

これらの値を求めることにより、式 (3-20)、(3-21)、(3-22) および (3-23) より変換した 3 種類の水吸収線量  $D_{\text{w,calc}}(d_{\text{w}})$  を得た。

次に、水中の深さ  $d_{\text{w}}$  に電離箱線量計を設置して、水ファントム中の水吸収線量  $D_{\text{w,meas}}(d_{\text{w}})$  を標準計測法<sup>38)</sup> に従い、測定により求めた。その  $D_{\text{w,meas}}(d_{\text{w}})$  に対して、3 種類の  $D_{\text{w,calc}}(d_{\text{w}})$  の相対線量差 (%) を求めた。

またこの時、全ての相互作用を考慮して得た PMMA の  $C_{\text{pl}}$  ( $= 1.155^{53})$ ) を用いて、 $d_{\text{w}}$  を次式より求めた。

$$d_{\text{w}} = C_{\text{pl}} \cdot d_{\text{pl}} \quad (3-27)$$

式 (3-27) より、PMMA 深さ 5 cm に対する  $d_{\text{w}}$  は 5.78 cm、10 cm に対する  $d_{\text{w}}$  は 11.55 cm となった。また照射野  $A_{\text{w}}$  は 10 cm  $\times$  10 cm であるため、 $S_{\text{p,pl}}(A_{\text{w}})$  は 1.00 である、 $A_{\text{pl}}$  は式 (3-27) と同様に 8.66 cm  $\times$  8.66 cm ( $= 10 / 1.155$ ) とした。

### 3.4 結果・考察

#### 3.4.1 コリメータ散乱係数 $S_c$

PMMA 中のファントム散乱係数  $S_{p,pl}$  を求めるために、まず  $SCD = 100 \text{ cm}$  の位置で、コリメータ散乱係数  $S_c$  を求めた。 $S_c$  を求めるためには、ビルドアップの影響を取り除き、荷電粒子平衡を成立させるため、真鍮製、アルミニウム製、PMMA 製のビルドアップキャップ、および PMMA 製のミニファントムのいずれかの使用を選択することが可能である。照射野  $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$  から  $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$  における、それら 4 種の  $S_c$  の測定結果を図 3.4 にまとめて示す。真鍮製ビルドアップキャップ、および PMMA 製ミニファントムにより測定した  $S_c$  は同一の値を示した一方で、アルミニウム製および PMMA 製ビルドアップキャップにより測定した  $S_c$  はそれらとは異なる同一の値を示した。本研究では、AAPM TG-74<sup>54)</sup> の推奨に基づきミニファントムを用いて測定した  $S_c$  を採用することとした。

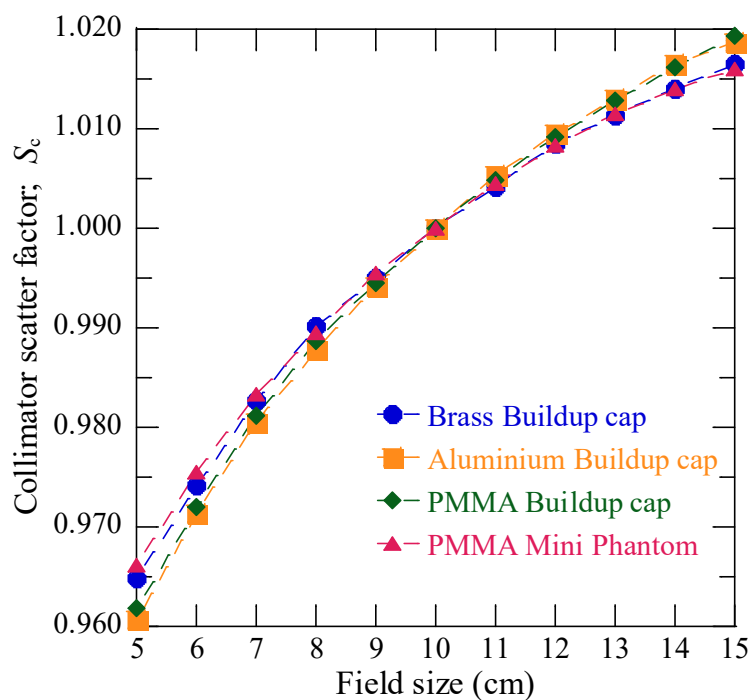


図 3.4 真鍮製、アルミニウム製、PMMA 製ビルドアップキャップ、および PMMA 製ミニファントムで測定した 6 MV X 線のコリメータ散乱係数  $S_c$



### 3.4.2 固体ファントム中の全散乱係数 $(S_{c,p})_{pl}$ およびファントム散乱係数 $S_{p,pl}$

次に PMMA 中での  $(S_{c,p})_{pl}(d, A)$  を、深さ 5 cm および 10 cm にて、SSD = 100 cm および SCD = 100 cm の 2 つの幾何学的条件のもと、測定により求めた。その結果をグラフにまとめて図 3.5 に示す。OPF について、深さによる違いは顕著である一方、線源からの距離の幾何学的条件による OPF の違いは非常に小さく、照射野 8 cm × 8 cm および 9 cm × 9 cm の OPF は 5 cm 深および 10 cm 深それぞれで同一であった。そのため本検討では、線源からの距離の幾何学的条件による違いは無視できるとして、SCD = 100 cm で取得した深さごとのデータを  $(S_{c,p})_{pl}(d, A)$  の値として採用した。

図 3.4 および 3.5 に示した結果から、 $S_{p,pl}(d = 5 \text{ cm}, A = 8.66 \text{ cm} \times 8.66 \text{ cm})$  は 0.992、および  $S_{p,pl}(d = 10 \text{ cm}, A = 8.66 \text{ cm} \times 8.66 \text{ cm})$  は 0.984 に決定した。

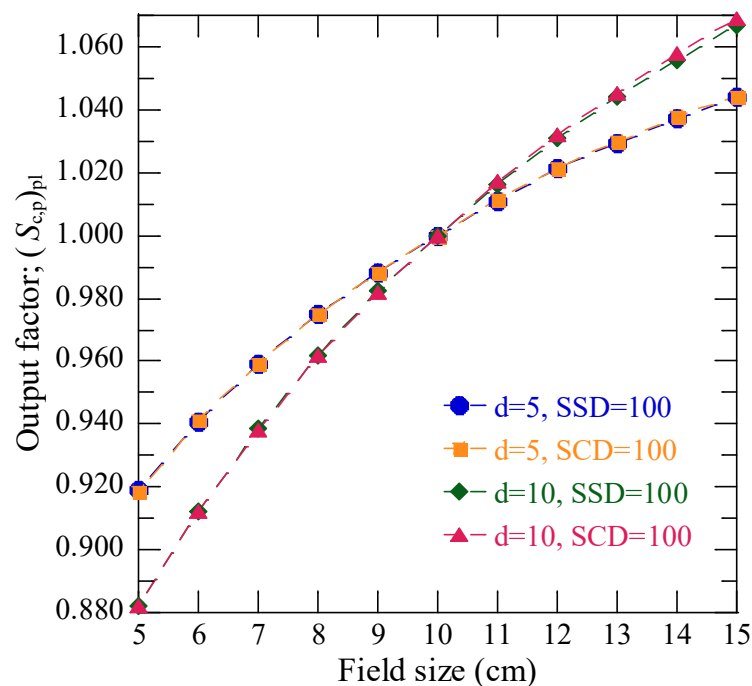


図 3.5 SSD = 100 cm および SCD = 100 cm での深さ 5 cm および 10 cm における PMMA 中で測定した 6 MV X 線の  $(S_{c,p})_{pl}$

### 3.4.3 $D_{w,calc}$ および $D_{w,meas}$

$(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,pl}$  および  $(\bar{L}/\rho)_{med,air}$  の物理量のデータは、荒木ら<sup>50)</sup>の報告した値を使用した。PTW TM30013 (外壁: PMMA) の  $P_{wall}$  は、それらの物理量および式 (4-5) および (4-6) より、ファントム材質が PMMA の時は 1.000、ファントム材質が水の場合は 1.001 となった。Nutbrown ら<sup>52)</sup>は、水とファントムで SSD が大きく異なり、空気中の放射線通過距離が異なるため、空気中での光子フルエンスの減弱を補正項として求め、計算に加えたが本研究では考慮しないこととした。

表 3.1 および 3.2 に 3 種類の  $k_{pl}$  算出のフォーマリズムにより PMMA ファントム中の  $M_{pl}$  から計算した水吸収線量  $D_{w,calc}(d_w)$ 、水ファントム中で測定した水吸収線量  $D_{w,meas}(d_w)$ 、およびその相対差をまとめて示した。

表 3.1 PMMA ファントム中の深さ 5 cm の  $M_{pl}$  から計算した水吸収線量  $D_{w,calc}(d_w)$ 、水ファントム中の深さ 5.78 cm で測定した水吸収線量  $D_{w,meas}(d_w)$ 、およびその相対差

Formalism	$D_{w,calc}$ (cGy)	$D_{w,meas}$ (cGy)	Difference (%)
Nutbrown <sup>52)</sup>	127.1	126.6	0.40
Seuntjens <sup>49)</sup>	166.4	166.2	0.13
荒木ら <sup>50)</sup>	185.5	185.5	0.04

表 3.2 PMMA ファントム中の深さ 10 cm の  $M_{pl}$  から計算した水吸収線量  $D_{w,calc}(d_w)$ 、水ファントム中の深さ 11.55 cm で測定した水吸収線量  $D_{w,meas}(d_w)$ 、およびその相対差

Formalism	$D_{w,calc}$ (cGy)	$D_{w,meas}$ (cGy)	Difference (%)
Nutbrown <sup>52)</sup>	95.5	95.2	0.33
Seuntjens <sup>49)</sup>	122.2	122.3	-0.08
荒木ら <sup>50)</sup>	150.6	150.5	0.08

表 3.1 および 3.2 に示した結果より、どの  $k_{pl}$  算出のフォーマリズムを用いても、 $M_{pl}$  から、確からしい  $D_{w,calc}(d_w)$  を求められた。Nutbrwon ら<sup>52)</sup>の方法が最も相対線量差が大きかったが、これは、SSD を大きく変えたことによる、ファントムの設置精度による影響、また厳密に言うトリニアクビームでは、ターゲットがある程度の大きさを有するため、距離の逆 2 乗則に従う補正の不確かさが増えたことによる影響、さらには、本検討では空気中の光子エネルギーフルエンスの減弱を無視したことなどによるものであると考えられる。しかし、0.4 %以内で、 $D_{w,calc}(d_w)$  および  $D_{w,w}(d_w)$  は一致しており、十分確からしいスケーリングが出来ていると考えられる。

また SCD = 100 cm の場合、つまり荒木ら<sup>50)</sup>の方法において、 $k_{pl}$  を用いずに  $M_{pl}$  に  $N_{D,w}$  および  $k_Q$  のみを乗じた場合、その時の水吸収線量は、5 cm 深で 186.9 cGy、10 cm 深で 153.0 cGy となり、 $D_{w,meas}$  に対する相対誤差はそれぞれ 0.75 % および 1.65 % となる。つまり、深さのみがスケーリングされた状態では、固体ファントムのスケーリングは不十分である可能性がある。 $S_{p,pl}$  の影響が、5 cm 深で 0.8 %、10 cm 深で 1.6 % 程度あるため、 $k_{pl}$  の中でも、散乱成分のスケーリングの影響が大きかったと考えられる。

### 3.5 結論

本章では、標準計測における固体ファントムのスケーリング、およびその中で特に重要となる光子フルエンススケーリング理論について述べた。Nutbrown ら<sup>52)</sup>の提案した光子フルエンススケーリング理論から、Seuntjens ら<sup>49)</sup>や荒木ら<sup>50)</sup>は電離量変換係数  $k_{pl}$  を提案し、固体ファントム中の電離箱線量計で測定した電離電荷から、水ファントム中の水吸収線量を求めるフォーマリズムを提案した。三者のフォーマリズムをそれぞれ用いて、PMMA ファントムの  $k_{pl}$  の確かさについて検討し、どのフォーマリズムも確からしい水ファントム中の水吸収線量を求めることが可能であることが明らかとなった。特にこれらのフォーマリズムにおいては、ファントム散乱の補正の影響が大きく、深さや材質の違いによる物理量のみならず、固体ファントムのスケーリングにおいては、散乱成分のスケーリングが非常に重要であると考えられる。

## 4 章 多次元検出器クロスキャリブレーションのための

### 水吸収線量評価

#### 4.1 目的

第3章において、固体ファントム中の電離箱線量計の表示値から、水ファントム中の水吸収線量を求めるフォーマリズムにおいて、3種の光子フルエンススケージング方法を用いた  $k_{pl}$  を比較および評価した。それぞれファントム中の散乱成分のスケージング方法や幾何学的条件が異なるが、求められた水吸収線量はどれも確からしいことが明らかになった。

Delta4 検出器のクロスキャリブレーションの概略は図 1.16 に示した通りである。Delta4 のクロスキャリブレーションでは、まず固体ファントム中に電離箱線量計を挿入し、その点での吸収線量を測定する。次に、同じ SSD で固体ファントム中に Delta4 検出器板を挿入し、検出器板上の中心素子が電離箱線量計と同じ位置にくるように設置する。それぞれで同一の線量を照射することで、電離箱線量計によって測定した吸収線量に対して、Delta4 検出器板上の中心素子の応答をクロスキャリブレーションする。PMMA では、深さ 4.25 cm で、PWDT では、深さ 4.95 cm でクロスキャリブレーションを行う。校正線量  $D_{cal}$  は、電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  に対して、水ファントム中での水吸収線量評価と同じフォーマリズムで、次式により得る。

$$D_{cal} = M_{pl} \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \quad (4-1)$$

この  $D_{cal}$  によって Delta4 の全ての測定における測定線量が決定されるため、この線量評価の確かさは非常に重要である。

しかし、水ファントム中の水吸収線量の標準計測法によって定められた係数をそのまま固体ファントム中の電離箱線量計の表示値に使用して正しい水吸収線量が得られるとは限らない。さらに第3章において確かさを確認した電離量変換係数  $k_{pl}$  は、 $M_{pl}$  から水ファントム中の水吸収線量  $D_{w/w}$  に変換するための補正係数である。それに対して、Delta4 では、固体ファントム中の水吸収線量  $D_{w/pl}$  により、検出器をクロスキャリブレーションする必要がある。つまり式 (4-1) に、 $k_{pl}$  を使用すると  $D_{cal}$  は、 $D_{w/w}$  となり、固体ファントム中で照射される検出器の応答と整合性がとれなくなる。そのため、Delta4 のクロスキャリブレーション

シヨンにおいて、確からしい水吸収線量を得るために  $k_{pl}$  を使用することはできないので、式 (4-1) によって求められる  $D_{cal}$  が確からしい  $D_{w/pl}$  であるかどうかを評価する必要がある。

そこで本章では、我々が測定可能な吸収線量は、水ファントム中の電離箱線量計の表示値から、標準計測法に従って求めた水吸収線量のみであるとし、測定より求めた  $D_{w/w}$  から理論計算によって、 $D_{w/pl}$  を求めるフォーマリズムを提案する。そのフォーマリズムより、計算より求めた  $D_{w/pl}$  と、式 (4-1) に従い測定より求めた  $D_{cal}$  との相対線量差を評価する。第3章の結果より、 $k_{pl}$  のフォーマリズムにおいて、幾何学的条件は大きく影響しないことが明らかになったため、本項では、荒木ら<sup>50)</sup>と同様に SCD 一定での検討を行う。

## 4.2 方法

### 4.2.1 水ファントム中の水吸収線量 $D_{w/w}$ から固体ファントム中の水吸収線量 $D_{w/pl}$ への変換

過渡電子平衡が成立している領域において、媒質 med 中の媒質吸収線量  $D_{med/med}$  は衝突カーマ  $K_{col}$  を用いて、次式で表せる。

$$D_{med/med} = (K_{col})_{med} \cdot \beta_{med} = \Psi_{med} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{med} \cdot \beta_{med} \quad (4-2)$$

ここで、 $\Psi$  は光子エネルギーフルエンス、 $\bar{\mu}_{en}/\rho$  は平均質量エネルギー吸収係数、 $\beta$  は吸収線量と衝突カーマの比である。

式 (4-2) より、深さ  $d_w$ 、照射野  $A_w$  の水ファントム中の水吸収線量  $D_{w/w}$  と、深さ  $d_{pl}$ 、照射野  $A_w$  の固体ファントム中のファントム吸収線量  $D_{pl/pl}$  との比は次式で表せる。

$$\frac{D_{w/w}(d_w, A_w)}{D_{pl/pl}(d_{pl}, A_w)} = \frac{\Psi_w(d_w)}{\Psi_{pl}(d_{pl})} \cdot \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,pl} \cdot \beta_{w,pl} \quad (4-3)$$

荒木ら<sup>50)</sup>の光子エネルギーフルエンススケージングに従い、SCD 一定のもと、 $(\Psi_w(d_w))/(\Psi_{pl}(d_{pl}))$  は次式で表すことができる。

$$\frac{\Psi_w(d_w)}{\Psi_{pl}(d_{pl})} = \frac{S_{p,pl}(A_{pl})}{S_{p,pl}(A_w)} \quad (4-4)$$

固体ファントムに対する水の吸収線量と衝突カーマの比  $\beta_{w,pl}$  は 1.0 とみなせる<sup>49, 50, 52)</sup>ため、式 (4-3) を  $D_{pl/pl}$  について解き、式 (4-4) を代入すると次式となる。

$$D_{pl/pl}(d_{pl}, A_w) = \frac{D_{w/w}(d_w, A_w)}{\left( \bar{\mu}_{en} / \rho \right)_{w,pl}} \cdot \frac{S_{p,pl}(A_w)}{S_{p,pl}(A_{pl})} \quad (4-5)$$

求めたい吸収線量は、固体ファントム中の水吸収線量  $D_{w/pl}$  であるため、固体ファントムに対する水の制限質量衝突阻止能比を式 (4-5) に乗じ、 $D_{w/pl}$  は次式により表せる。

$$D_{w/pl}(d_{pl}, A_w) = D_{pl/pl}(d_{pl}, A_w) \cdot \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{w,pl} = \frac{D_{w/w}(d_w, A_w)}{(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w,pl}} \cdot \frac{S_{p,pl}(A_w)}{S_{p,pl}(A_{pl})} \cdot \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{w,pl} \quad (4-6)$$

式 (4-6) より、測定した  $D_{w/w}$  から、計算により  $D_{w/pl}$  を求める。



#### 4.2.2 水吸収線量評価のための計算パラメータ

リニアック (Clinac iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)) の 6 MV および 10 MV X 線を用いて、ファントム材質には PMMA ( $d_{\text{pl}} = 4.25 \text{ cm}$ ) および PWDT ( $d_{\text{pl}} = 4.95 \text{ cm}$ ) を使用した。式 (4-6) より求めた  $D_{\text{w/pl}}$  を、照射野  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  で測定した  $D_{\text{cal}}$  と比較するため、本項では、 $A_{\text{w}}$  が  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  となる。 $C_{\text{pl}}$  は Fujita らの報告した値<sup>53)</sup>を引用し、PMMA では、6 MV X 線においては 1.155、10 MV X 線においては 1.151、PWDT では、6 MV および 10 MV X 線において 1.002 と決定した。これらの  $C_{\text{pl}}$  を用いて、PMMA では 6 MV X 線では  $d_{\text{w}} = 4.91 \text{ cm}$ 、 $A_{\text{pl}} = 8.66 \text{ cm} \times 8.66 \text{ cm}$ 、10 MV X 線では  $d_{\text{w}} = 4.89 \text{ cm}$ 、 $A_{\text{pl}} = 8.69 \text{ cm} \times 8.69 \text{ cm}$ 、PWDT では両 X 線エネルギー共に  $d_{\text{w}} = 4.96 \text{ cm}$ 、 $A_{\text{pl}} = 9.98 \text{ cm} \times 9.98 \text{ cm}$  と決定した。そのため、PWDT では、 $S_{\text{p,pl}}(A_{\text{pl}})$  は 1.0 とみなした。PMMA の  $S_{\text{p,pl}}(A_{\text{pl}})$  は第 3 章と同様に測定により求めた。PMMA および PWDT の  $(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{w,pl}}$  および  $(\bar{L} / \rho)_{\text{med,air}}$  の物理量のデータは、荒木らの報告した値<sup>50,55)</sup>より引用した。水ファントム中の水吸収線量  $D_{\text{w/w}}(d_{\text{w}}, A_{\text{w}})$  は標準計測法<sup>12<sup>38)</sup></sup>に従い、測定より求めた。

### 4.3 結果

式 (4-1) より決定した  $D_{\text{cal}}(d_{\text{pl}}, 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})$  は、PMMA では 6 MV X 線において 185.1 cGy、10 MV X 線においては 191.8 cGy、PWDT では 6 MV X 線において 185.0 cGy、10 MV X 線においては 193.0 cGy であった。

測定により求めた PMMA の  $S_{\text{p,pl}}(A_{\text{pl}})$  は 6 MV X 線において 0.991、10 MV X 線において 0.995 であった。水等価深  $d_w$  において測定した  $D_{\text{w/w}}(d_w, 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})$  は、6 MV X 線において、 $D_{\text{w/w}}(4.91 \text{ cm}, 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}) = 183.8 \text{ cGy}$ 、 $D_{\text{w/w}}(4.96 \text{ cm}, 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}) = 183.9 \text{ cGy}$ 、10 MV X 線において、 $D_{\text{w/w}}(4.89 \text{ cm}, 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}) = 192.0 \text{ cGy}$ 、 $D_{\text{w/w}}(4.96 \text{ cm}, 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}) = 191.8 \text{ cGy}$  となった。これらの  $D_{\text{w/w}}$  を、それぞれ  $(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{w,pl}}$  で除し、 $S_{\text{p,pl}}(A_{\text{pl}})$  および  $(\bar{L} / \rho)_{\text{w,pl}}$  を乗じて、式 (4-6) より  $D_{\text{w/pl}}$  を求めた。その  $D_{\text{w/pl}}$ 、測定により求めた  $D_{\text{cal}}$ 、およびその相対線量差を表 4.1 にまとめて示した。

表 4.1 PMMA および PWDT における 6 MV および 10 MV X 線の  $D_{\text{w/pl}}$ 、 $D_{\text{cal}}$  およびその相対差

Phantom material	X-ray energy	$D_{\text{w/pl}}$ (cGy)	$D_{\text{cal}}$ (cGy)	Difference (%)
PMMA	6 MV	185.1	185.0	-0.05
	10 MV	191.9	191.8	-0.04
PWDT	6 MV	184.7	185.0	0.17
	10 MV	192.2	193.0	0.44

#### 4.4 考察

表 4.1 に示したように PMMA および PWDT 共に  $D_{w/pl}$  に対する  $D_{cal}$  の相対差は非常に小さかった。この相対差が小さかった、すなわち式 (4-1) と式 (4-6) がほぼ等価であったことの理由として、本項で提案した式 (4-6) において、 $(\bar{L}/\rho)_{w,pl}/(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,pl}$  が PMMA において、6 MV X 線で 0.998、10 MV X 線で 0.994、PWDT において 6 MV X 線で 1.004、10 MV X 線で 1.002 となり、水吸収線量評価におけるファントム材質の違いの影響が小さかったことが挙げられる。これは式 (4-1) における  $k_Q$  のファントム材質の違いによるものであると考えることができる。この  $k_Q$  に関しては、どちらも水吸収線量を求めていることから  $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$  は共通であり、擾乱補正係数においてファントム材質が異なることによって変化する補正係数は壁補正係数  $P_{wall}$  のみであると考えられる。その  $P_{wall}$  による影響は、PMMA において、6 MV X 線で 0.998、10 MV X 線で 0.998、PWDT において 6 MV X 線で 1.001、10 MV X 線で 1.002 となり非常に小さく、 $(\bar{L}/\rho)_{w,pl}/(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,pl}$  の値と近かった。

また式 (4-6) では  $S_{p,pl}$  の影響を考慮したが、これは式 (4-1) においては、電離電荷、つまり  $M_{pl}$  に含まれていると考えることができる。以上より、 $P_{wall}$  の僅かな影響はあるものの、固体ファントム中に挿入した電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  から、固体ファントム中の水吸収線量を評価するためには、標準計測プロトコルに従って  $N_{D,w}$  および  $k_Q$  を乗じることも確からしい  $D_{w/pl}$  を求められると考えられる。

## 4.5 結論

本章では、Delta4 クロスキャリブレーションにおける固体ファントム中の水吸収線量評価の確かさについて検討するため、我々が測定可能な吸収線量は  $D_{w/w}$  のみであるとし、測定より求めた  $D_{w/w}$  から、理論計算により固体ファントム中の水吸収線量  $D_{w/pl}$  を求めた。その  $D_{w/pl}$  に対して、 $M_{pl}$  を水吸収線量標準計測のフォーマリズムに従って測定より求めた吸収線量  $D_{cal}$  の相対線量差を評価した。Delta4 では、このクロスキャリブレーションで与える吸収線量に従って、検出器の応答と測定線量の関係が決定されるため、この吸収線量の確かさは非常に重要である。本研究では、PMMA および PWDT 共にその差は小さかったため、現行のクロスキャリブレーションにおける水吸収線量の評価方法でも問題がないと考えられる。本研究により Delta4 のクロスキャリブレーションにおける水吸収線量評価の不確かさが除かれ、Delta4 の測定線量は、確からしいことが明らかになった。

## 5 章 多次元検出器ファントム材質の

### 密度スケーリング係数

#### 5.1 背景

現在、リニアックによる外部放射線治療においては、基本的に CT 画像およびその CT 値を利用して、線量計算が行われる。Hounsfield Unit (HU) で表される CT 値は、ピクセルごとの物質中の線減弱係数  $\mu_m$  と水中の線減弱係数  $\mu_w$  を用いて、次式で計算される。

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w} \quad (5-1)$$

放射線治療に用いられる高エネルギー X 線と物質の相互作用はコンプトン効果が主である。これに対して、CT で用いられる X 線と物質の相互作用は光電効果およびコンプトン効果である。したがって、式 (5-1) は CT で使用した X 線線質の線減弱係数であるため、治療計画装置では、予め組成が既知のプラグを数種類挿入した CT 値—密度変換用ファントムを CT 撮像することで、CT 値と密度の関係をテーブル化する。その変換テーブルを用いて、患者 CT 画像中の CT 値を物理密度、もしくは相対電子密度へと変換することで高エネルギー X 線の線量計算に使用する。物理密度、もしくは相対電子密度のどちらを使用するかは、線量計算アルゴリズムに依存する。

相対電子密度を使用する理由は、コンプトン効果の断面積が相対電子密度に従うためである。また物理密度を用いる線量計算アルゴリズムでは、内部に複数の人体物質に対する質量減弱係数などの物理量データを所有しており、物理密度から材質を割り当て、その物理量データを使用するためである。

治療計画装置において、線量検証用固体ファントムのスケーリングを行う場合、その方法は大きく分けて2つある。

1つは固体ファントムをCTで撮影し、CT値-密度変換テーブルを用いて割り当てられた密度で線量計算を行う方法である。しかし、光電効果の断面積は、原子番号の5乗に比例するが、多くの水等価固体ファントムはコンプトン効果に対して水等価、つまり相対電子密度が1.0に近似するように作成されているため、この場合、固体ファントムの実効原子番号も水等価であるかどうか重要となってくる。

2つ目の方法は、CT画像上で、固体ファントム全体を既知の密度に割り当てる方法がある。これは非常にシンプルであるが、公称値を使って線量計算した計算線量分布が妥当であるか、検証をする必要がある<sup>28)</sup>。

## 5.2 目的

IMRT 線量検証の目的は、測定線量分布と計算線量分布の一致度を評価することである。この IMRT 線量検証では、多くの場合、固体ファントムが用いられ、固体ファントム中の測定線量分布と計算線量分布とを比較する。固体ファントム中の計算線量分布を求めるためには、作成した IMRT 治療計画の患者 CT 画像を、線量検証に用いる固体ファントムの CT 画像に置き替えて線量再計算を行う。確かな計算線量分布を得るためには、治療計画装置中でその CT 画像上の固体ファントムに対して、適切な密度スケール係数を与える必要がある。

一般的に固体ファントムの密度スケール係数には相対電子密度が用いられている。これは放射線治療に用いられる高エネルギー X 線において、物質と光子の相互作用はコンプトン効果が主であるためである。Seco ら<sup>39)</sup>は、複数の商用固体ファントムに対して、水に対する固体ファントム中の光子フルエンス比について、Monte Carlo シミュレーションを用いて検討し、相対電子密度を用いて水等価長を求めることで、どの固体ファントムに対しても確からしいスケール係数が可能であることを示した。

しかし、Seco ら<sup>39)</sup>の研究において、Monte Carlo シミュレーションは、直径 0.1 mm の 1 MeV の光子ペンシルビームを用いて行われ、散乱成分のない一次光子の減弱についてのみ、検討が行われた。そのため、基準照射野である 10 cm × 10 cm や、IMRT で用いられる照射野などの、散乱成分を含んだ場合においても、治療計画装置中で固体ファントムに与える密度スケール係数として、相対電子密度が最適であるかどうかは、明らかになっていない。

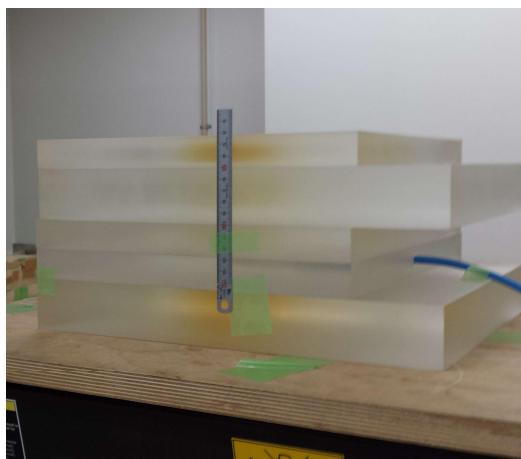
そのため、本章では、密度スケール係数を測定および計算から求める方法を提案し、Delta4 ファントム材質の PMMA および PWDT の密度スケール係数を求めることを目的とした。

## 5.3 方法

### 5.3.1 実効線減弱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の決定

#### 5.3.1.1 実効線減弱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の測定

リニアック (Clinac iX (Varian Medical Systems)) の 6 MV および 10 MV X 線を用いて、照射野 10 cm × 10 cm および 5 cm × 5 cm の Tissue-phantom ratio (*TPR*) を水、PMMA および PWDT 中で測定により求めた。PMMA および PWDT の *TPR* 測定には、Delta4 キャリブレーションスラブファントムをそれぞれ、複数セット用意して、電離箱線量計 (TM30013 (PTW, Freiburg, Germany)) を SCD = 100 cm の位置に設置して測定を行った。その外観を図 5.1 に示す。深さは、PMMA では 4.25、7.05、9.25、および 12.05 cm、PWDT では、4.95、8.45、11.95、および 15.45 cm であり、水中の *TPR* は、それぞれの深さの組み合わせで測定を行った。それらの *TPR* の基準深は最も浅い深さとした。*TPR* カーブを指数回帰曲線で近似した指数関数の傾きを各条件における  $\mu_{\text{eff}}$  と決定した。



(a) PMMA



(b) PWDT

図 5.1 複数セットの Delta4 キャリブレーションファントムを用いた  
(a) PMMA および (b) PWDT における *TPR* 測定の外観



### 5.3.1.2 実効線減弱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の計算

*TPR* の計算に使用した線量計算アルゴリズムを表 5.1 にまとめて示す。

表 5.1 *TPR* の計算に使用した線量計算アルゴリズム、および計算コード・治療計画装置

線量計算アルゴリズム	計算コード・治療計画装置
Monte Carlo Code	the EGSnrc egs-chamber user code <sup>56,57)</sup> BEAMnrc code system <sup>58)</sup>
Adaptive Convolve (AdC)	Pinnacle <sup>3</sup> ver. 9.10 (Philips Radiation Oncology Systems, Fitchburg, WI)
Collapsed Cone Convolution (CCC)	RayStation ver. 4.5 (RaySearch Laboratories, Stockholm, Sweden)
AcurosXB (AXB)	Eclipse ver. 11 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)

*TPR* の計算におけるファントムの幾何学的条件は測定と同条件にモデル化した。そのファントム材質は全て水として、PMMA 用の計算には、物理密度を 1.12、1.13、1.14、1.159、および 1.19 g/cm<sup>3</sup>、PWDT 用の計算には、0.96、0.97、0.98、1.00、および 1.039 g/cm<sup>3</sup> に変更して、計算を行った。

Monte Carlo シミュレーションでは、それらのファントム材質は、PEGS (Preprocessor for EGS<sup>59</sup>) で作成した。ベンダーからの設計図を元にリニアックヘッド内をモデル化したリニアックをシミュレーション上で作成した。そのリニアックモデルを用いて、粒子の Phase space データを線源から 79.9 cm の面で収集し、水中での *TPR*<sub>20,10</sub> および OCR (Off-center ratio) が測定とシミュレーションで一致していることを確認した。それらの Phase space data を全てのシミュレーションにおいて使用した。シミュレーションは統計的不確かさが 0.1% 以下になるまで繰り返し計算した。

治療計画装置での線量計算における 1 辺の計算グリッドは、AXB では 2 mm、他の線量計算アルゴリズムでは 1 mm として線量計算を行った。これは AXB ではコンピュータのメモリ不足のため<sup>60</sup>、いくつかの計算条件において、計算グリッド 1 mm では線量計算が出来なかったためである。これらの計算により得た *TPR* の基準深は測定と同様に、最も浅い深さとした。それらの *TPR* カーブを指数回帰曲線で近似した指数関数の傾きを各条件における  $\mu_{\text{eff}}$  と決定した。

### 5.3.1.3 密度スケーリング係数 $DSF$ の決定

本研究における密度スケーリング係数 ( $DSF$ ) は、各  $TPR$  を代表する値である  $\mu_{\text{eff}}$  を測定と計算の間で比較することにより決定した。各条件それぞれで、測定  $\mu_{\text{eff}}$  を、本比較のための基準値とした。計算  $\mu_{\text{eff}}$  は、複数の密度スケーリング係数に対する関数として得られた。

また、本研究において使用したリニアックおよび治療計画装置は、全てコミッションングされており、 $TPR_{20,10}$  の比較により、個体差および施設間差が十分に小さいことは確認している。しかし、 $\mu_{\text{eff}}$  は非常に感度の高いパラメータであるため、僅かなリニアックの個体差および治療計画装置のモデリングの確かさによって、密度スケーリング係数が 1.0 の点で、それぞれ僅かに異なる。本研究では、それらの僅かな影響を除くために、測定および計算においてファントム中で得た実効線減弱係数 ( $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl}}$ ) を水中もしくは密度スケーリング係数 1.0 において得た  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$  によって除すことで、水中に対するファントム中の  $\mu_{\text{eff}}$  の比  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  を各条件において比較した。

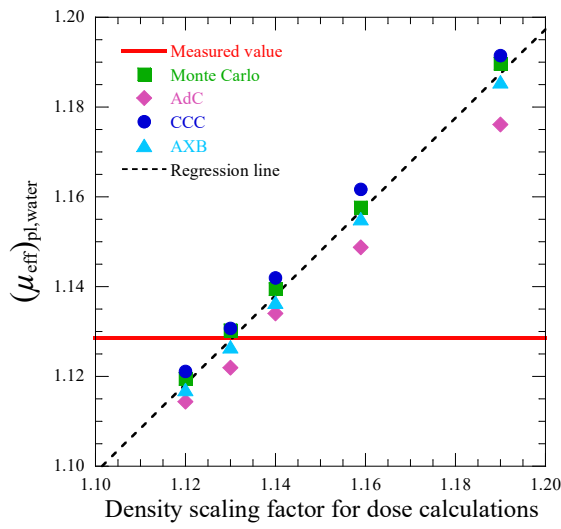
各線量計算アルゴリズムにより得た計算  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  は、各密度スケーリング係数において中央値を取り、その中央値に対して回帰直線を引いた。その回帰直線が、測定  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  と一致した時の密度スケーリング係数を、その X 線エネルギー、照射野サイズおよびファントム材質の  $DSF_{\text{regression}}$  とした。最終的にファントム材質ごとに、 $DSF_{\text{regression}}$  の平均値を求め、その値をそのファントム材質の  $DSF$  と決定した。

## 5.4 結果

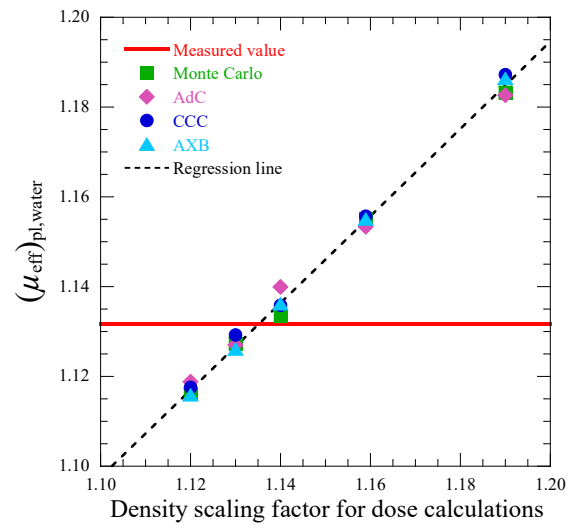
### 5.4.1 測定および計算による $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$

図 5.2 に照射野 10 cm × 10 cm における、測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  および密度スケーリング係数に対する計算 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  の変化を示した。測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  は、スラブファントムでの測定値のみであるため、密度スケーリング係数に対する変化はないので直線で示した。6 MV および 10 MV X 線における測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  はそれぞれ、PMMA では、1.13 および 1.13、PWDT では 0.98 および 0.98 であった。

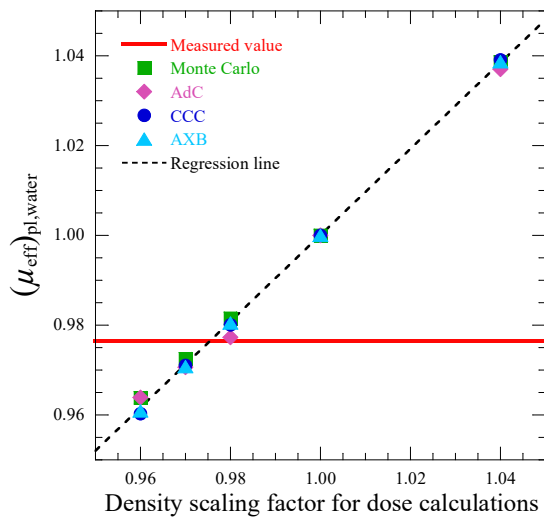
図 5.3 に照射野 5 cm × 5 cm における、測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  および密度スケーリング係数に対する計算 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  の変化を示した。6 MV および 10 MV X 線における測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  はそれぞれ、PMMA では、1.13 および 1.13、PWDT では 0.98 および 0.99 であった。



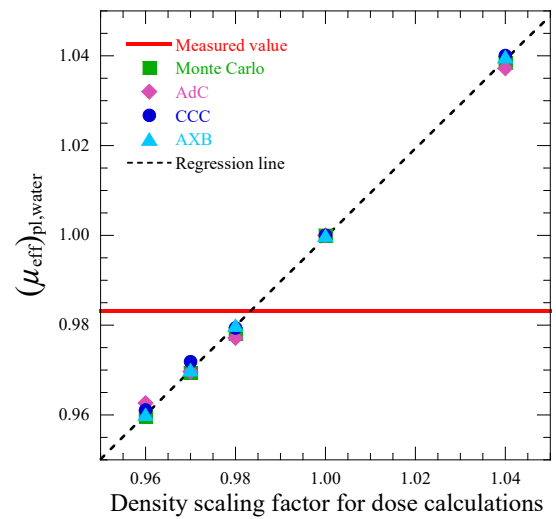
(a) 6 MV X-ray / PMMA



(b) 10 MV X-ray / PMMA

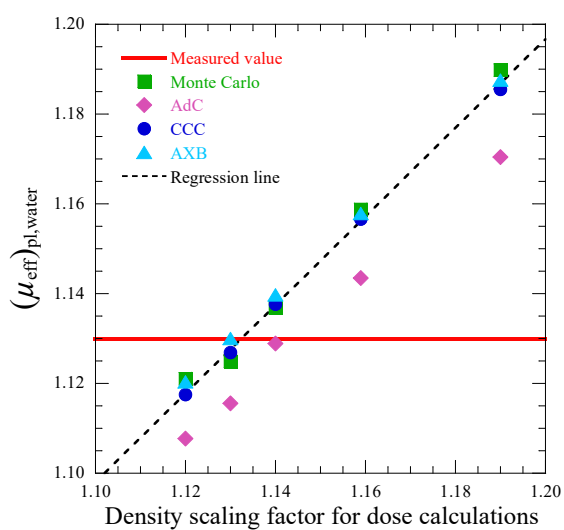


(c) 6 MV X-ray / PWDT

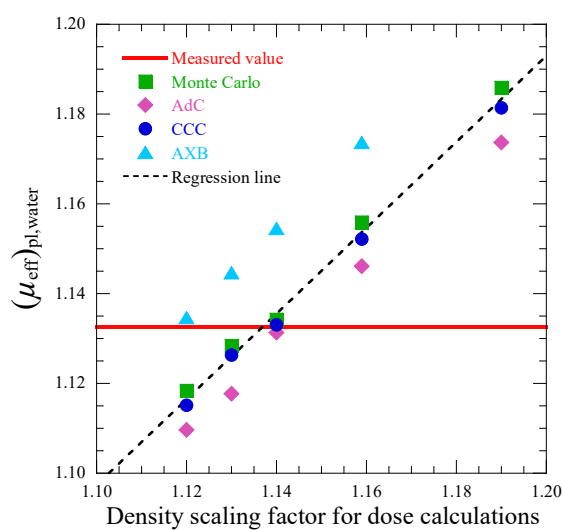


(d) 10 MV X-ray / PWDT

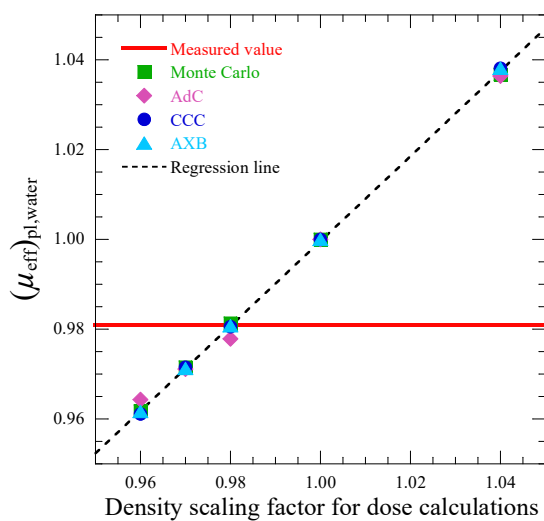
図 5.2 照射野  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  における計算 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ の密度スケール係数に対する変化と測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$



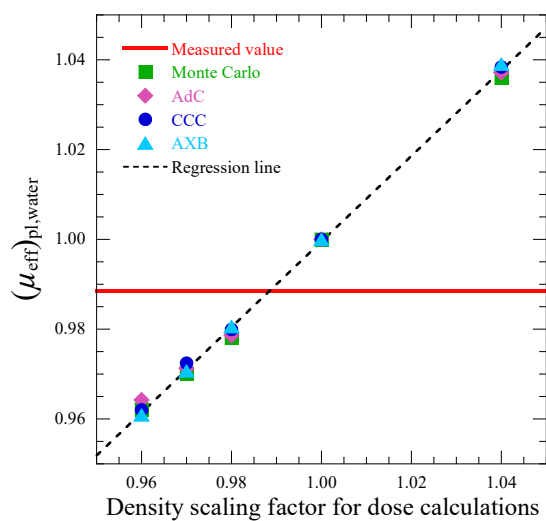
(a) 6 MV X-ray / PMMA



(b) 10 MV X-ray / PMMA



(c) 6 MV X-ray / PWDT



(d) 10 MV X-ray / PWDT

図 5.3 照射野  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  における計算 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ の密度スケール係数に対する変化と測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$

#### 5.4.2 密度スケーリング係数 $DSF$

図 5.2 および 5.3 より、回帰直線が、測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ と一致した時の密度スケーリング係数である  $DSF_{\text{regression}}$  が各条件において決定した。照射野  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  において、6 MV および 10 MV X 線の  $DSF_{\text{regression}}$  は、PMMA では、1.13 および 1.14、PWDT では、0.98 および 0.98 となった。照射野  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  において、6 MV および 10 MV X 線の  $DSF_{\text{regression}}$  は、PMMA では、1.13 および 1.14、PWDT では、0.98 および 0.99 となった。したがって、それらのファントム材質ごとの平均値である  $DSF$  は、PMMA では 1.13、PWDT では 0.98 と決定した。それをまとめて、物理密度および相対電子密度と共に表 5.2 に示す。

また照射野  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  において、X 線エネルギーが 6 MV X 線のと看、MC、AdC、CCC、および AXB の  $sDSF$  は、PMMA で 1.13、1.13、1.15 および 1.12、PWDT で 0.97、0.98、0.98 および 0.97、10 MV X 線のと看、PMMA で 1.13、1.13、1.14 および 1.13、PWDT で 0.98、0.99、0.98 および 0.98 であった。照射野  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  において、X 線エネルギーが 6 MV X 線のと看、MC、AdC、CCC、および AXB の  $sDSF$  は、PMMA で 1.13、1.14、1.15 および 1.11、PWDT で 0.97、0.98、0.99 および 0.98、10 MV X 線のと看、PMMA で 1.13、1.13、1.12 および 1.11、PWDT で 0.99、0.98、0.99 および 0.98 であった。

表 5.2 PMMA および PWDT の物理密度、相対電子密度および  $DSF$

Phantom material	Physical density [g/cm <sup>3</sup> ]	Relative electron density	$DSF$
PMMA	1.190	1.159	1.13
PWDT	1.039	1.003	0.98

## 5.5 考察

固体ファントムのスケーリング係数の決定方法には測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ をそのまま用いる方法が提案され、用いられている。本研究において、結果 5.4.1 に示したように、測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ と *DSF*の間には、大きな差はなかった。しかし、この測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ は、水と固体ファントムの測定深さによって大きく変化する可能性がある。本研究において、水中の *TPR* は、固体ファントムそれぞれの測定深さと同じ深さで求めた。PMMA のための $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$ の測定および計算では、深さは 4.25、7.05、9.25、および 12.05 cm、PWDT のための $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$ の測定および計算では、4.95、8.45、11.95、および 15.45 cm である。6 MV X 線の照射野 10 cm × 10 cm における各 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$ を表 5.3 にまとめて示す。6 MV X 線の照射野 10 cm × 10 cm における PMMA の測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl}}$ は、0.0400 であったため、PMMA の深さ条件で取得した $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$ で除すと、測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ は 1.13 になるが、PWDT の深さ条件で取得した $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$ で除すと、測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ は 1.07 となり、値が大きく異なる。またこれらの深さ条件は、水と固体ファントムに対して、同じ物理長で定義しており、水等価深に換算するとまた結果が異なる可能性がある。さらに物理長で定義した同一の深さ条件が、適切であるかどうかは判断し難い。そのため、本研究において、この測定 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$ と *DSF*が一致したことは、深さ条件に依存した一致であると考えられる。さらに、*DSF*については、 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$ の深さ条件が変わり、値が変わったとしても、図 5.2 および 5.3 の縦軸の値が変化するのみであるため、本研究において新たに提案した測定と計算の比較により求める方法は非常に確からしい密度スケーリング係数の決定方法であると考えられる。

表 5.3 6 MV X 線、照射野 10 cm × 10 cm における水の  
2つの深さ条件での測定および計算による $(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}}$

Depth (cm)	$(\mu_{\text{eff}})_{\text{water}} \text{ (cm}^{-1}\text{)}$				
	Measured	MC	AdC	CCC	AXB
4.25 – 12.05	0.0354	0.0355	0.0355	0.0347	0.0355
4.95 – 15.45	0.0376	0.0376	0.0376	0.0375	0.0379



一般的に線量検証において密度スケーリング係数には、治療計画装置中で、相対電子密度を割り当て、線量計算を実施するが、その密度スケーリングの適切さは、光子ペンシルビームにおける水等価長について証明されたのみである<sup>39)</sup>。3次元線量分布検証において、最適な密度スケーリング係数とは、一次光子相互作用に関する等価長の比ではなく、固体ファントム中の測定線量分布と計算線量分布が一致するよう治療計画装置中で固体ファントムに与える密度スケーリング係数である。したがって、本研究では、ファントム中の散乱成分が含まれる線量分布の変化に対して、測定と計算を比較することで *DSF* を求めた。結果として、*DSF* は相対電子密度よりも低い値として得られた。これが散乱成分の影響と決定するためには、より多くの固体ファントムに対して、同様の検討をする必要があるが、Delta4 ファントム材質において、*DSF* は表 5.2 に示す通り、決定した。

## 5.6 結論

本章では、IMRT 線量検証における Delta4 ファントム中の計算線量分布の確かさを向上させるため、PMMA および PWDT の密度スケール係数  $DSF$  を提案した。本章で提案した  $DSF$  は、物理密度のみならず、相対電子密度よりも低かった。さらに Delta4 に関する先行研究の中で採用されてきた密度スケール係数とはどれとも異なり、それらの中で最も低い値であった。しかし、この  $DSF$  は、基準条件や IMRT での線量検証において、測定線量分布および計算線量分布が一致して、有用であったと言える。そのため次章では、物理密度、相対電子密度および  $DSF$  を密度スケール係数として用いて、複数のプランにおいて線量検証を行い、最適な密度スケール係数を評価する。

## 6 章 最適な密度スケーリング係数の評価

### 6.1 目的

IMRT 線量検証の実施目的は、Patient-Specific QA および IMRT コミッショニングに大別される。Patient-Specific QA は、各患者の IMRT 治療計画が投与線量分布と計画線量分布に相違がないことを保証するために、治療実施前に測定線量分布と計算線量分布との比較を行う IMRT 線量検証である。IMRT コミッショニングは、主にリニアックおよび治療計画装置の新規導入時、または新規に IMRT を開始する際に行う IMRT 線量検証である。IMRT コミッショニングでは、様々な照射条件において、リニアックが計画通りに照射できるかを検証し、さらに治療計画装置の種々の線量計算パラメータが適切であることを検証し、それらを最適化することが、主たる検証目的である。特にこの治療計画装置の線量計算パラメータ最適化のための IMRT コミッショニングでは、品質保証された測定線量分布に対して、計算線量分布を一致させるように、線量計算パラメータを調整する。そのため、IMRT 線量検証における固体ファントム中の計算線量分布の確かさは非常に重要となる。

固体ファントムと多列半導体検出器板から成る IMRT 線量検証システム、Delta4 に関する先行研究は多い。IMRT Patient-Specific QA における臨床使用上の評価<sup>41,42,44,45,61-63</sup>)として、Static IMRT、VMAT および TomoTherapy システムにおいて、その有用性が証明されてきた。さらに、VMAT のコミッショニング<sup>64</sup>)や線量計算アルゴリズムの比較<sup>65,66</sup>)にも用いられており、Delta4 は様々な IMRT 線量検証のために使用されている。それら先行研究の概要等を表 6.1 にまとめて示す。Pham ら<sup>41</sup>)、および Feygelman ら<sup>44</sup>)は、共に Delta4 は臨床での IMRT 線量検証のために有用であると結論づけた。

しかし、それらの研究には密度スケーリング係数の違いにより約 2% の線量差がある。Pham ら<sup>41</sup>)と Feygelman ら<sup>44</sup>)は、同じ光子エネルギー、ファントム材質および治療計画装置に対して、Delta4 を評価しているにもかかわらず、前者は治療計画装置中で Delta4 PMMA ファントムの密度スケーリング係数を 1.19 とした一方で、後者は 1.14 とした。さらに他の研究<sup>61-66</sup>)では、使用した密度スケーリング係数の値は報告されておらず、適切な密度スケーリング係数の値については今まで議論されてこなかった。

そのため、Delta4 による IMRT 線量検証の確かさを向上させるため、複数の商用治療計画装置における最適な密度スケーリング係数を明らかにする必要がある。本章では、前章で求めた *DSF* が Delta4 による線量検証において、最適な密度スケーリング係数であるか

を検証するため、3つの密度スケーリング係数を用いて、単純な条件およびIMRTプランにおいて、Delta4および複数の商用治療計画装置を用いて線量検証を行う。

表 6.1 Delta4に関する主な先行研究における筆頭著者、  
採用された密度スケーリング係数、RTPS、X線エネルギー、および研究の主題

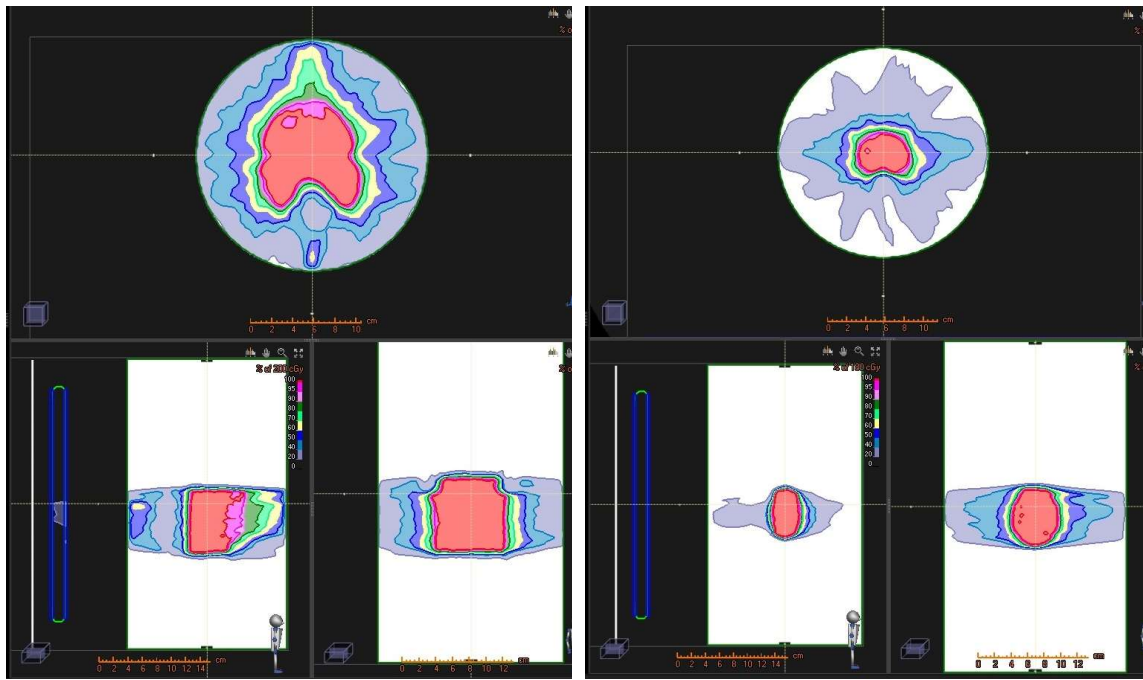
Ref. No.	Author	Density scaling factor	RTPS	X-ray Energy	Study Subject
(41)	Pham T, et al.	1.19	Pinnacle <sup>3</sup>	6 MV	Clinical implementation of Delta4
(42)	Geurts M, et al.	1.19	Tomo Planning Station	6 MV	Evaluation of Delta4 for TomoTherapy
(43)	Kumagai S, et al.	1.16 for 4 MV 1.15 for 10 MV	Pinnacle <sup>3</sup>	4, 10 MV	Founding of effective density
(44)	Feygelman V, et al.	1.14	Pinnacle <sup>3</sup>	6, 15 MV	Evaluation of Delta4 for Step&Shoot IMRT
(45)	Feygelman V, et al.	1.14	Tomo Planning Station	6 MV	Evaluation of Delta4 for TomoTherapy
(61)	Sadagopan R, et al.	NA	Pinnacle <sup>3</sup>	6, 18 MV	Characterization and evaluation of Delta4
(62)	Bedford LJ, et al.	NA	Pinnacle <sup>3</sup>	6 MV	Evaluation of Delta4 for IMRT and VMAT
(63)	Feygelman V, et al.	NA	Pinnacle <sup>3</sup>	6 MV	Evaluation of VMAT QA device
(64)	Bedford LJ, et al.	NA	Pinnacle <sup>3</sup>	6 MV	Commissioning of VMAT
(65)	Fotina I, et al.	NA	Oncentra Monaco	6, 10, 18 MV	Clinical comparison of dose calculation algorithm
(66)	Kragl G, et al.	NA	Oncentra Monaco	10 MV	Evaluation of dose calculation algorithms

(NA：論文中に記載なし)

## 6.2 方法

ファントム材質ごとに、物理密度、相対電子密度および  $DSF$  を密度スケーリング係数として採用した時の Delta4 ファントム中の計算線量分布を、Delta4 の測定線量分布と比較した。PMMA および PWDT の物理密度、相対電子密度、および  $DSF$  は表 6.1 に示した通りである。線量計算アルゴリズムには、AdC (Pinnacle<sup>3</sup> ver. 9.0 (PMMA)、ver. 9.10 (PWDT))、CCC (RayStation ver. 4.5)、および AXB (Eclipse ver. 11) を使用した。

線量検証に用いたプランは3つである。1つは照射野  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  の固定ビーム ( $10 \times 10$ ) である。Delta4 のディテクタ形状が Sagittal-Coronal オプションにより、“+”形状である場合は、ガントリー角度は  $45^\circ$  および  $315^\circ$  から照射し、標準の“X”形状である場合は、ガントリー角度は  $0^\circ$  から照射した。他の2つは、AAPM TG-119<sup>21)</sup>の“mock head&neck”、および“mock prostate”を用いて計画した IMRT であり、その線量分布の一例を図 7.1 に示す。これらの IMRT プランは AAPM TG-119<sup>21)</sup>に示されている線量制約を満たして計画した。IMRT のデリバリー方法は、Pinnacle<sup>3</sup> では step-and-shoot の固定多門 IMRT、RayStation および Eclipse では VMAT である。全ての測定を行う前に、6 MV および 10 MV X 線共に標準計測法 12<sup>38)</sup>に従い、Dose per monitor unit (DMU) を求め、Delta4 ソフトウェア中の daily correction factor にその DMU を反映させることにより、検証時のマシン出力を補正した。全ての線量検証は、global gamma index の  $2\% / 2\text{ mm}$  および  $1\% / 1\text{ mm}$  のクライテリアにおけるパス率 (gGI)、および global dose deviation (gDD) の中央値により評価した。それらの低線量閾値は 20%に設定し、gGI および gDD のノーマライズ線量は、“ $10 \times 10$ ”では、アイソセンターにおける測定線量を、IMRT プランでは 2.0 Gy に設定した。



(a) Mock head&neck

(b) Mock prostate

図 6.1 IMRT 線量検証に使用した AAPM TG-119<sup>21)</sup>のモデルプランにおける Delta4 ファントム中の線量分布の一例

### 6.3 結果

図 6.2、6.3 および 6.4 に 10×10、mock prostate、および mock head&neck における PMMA 製 Delta4 の測定線量分布と、密度スケール係数に PD および *DSF* を用いた時それぞれの Pinnacle<sup>3</sup> の計算線量分布の比較を示した。各図において、各検出素子の測定線量を緑の点で、密度スケール係数に PD を用いたときの計算線量分布を青の破線で、*DSF* を用いたときの計算線量分布を赤の実線で表した。それぞれのプロファイル上の画像は、Delta4 検出器における線量分布画像であり、その画像中の青線は表示した線量プロファイルの比較断面を示している。

全てのプランにおいて、測定線量分布は、密度スケール係数に PD を用いた計算線量分布に比べて、明らかに高かったが、密度スケール係数に *DSF* を採用することで、測定線量分布と計算線量分布は非常によく一致した。

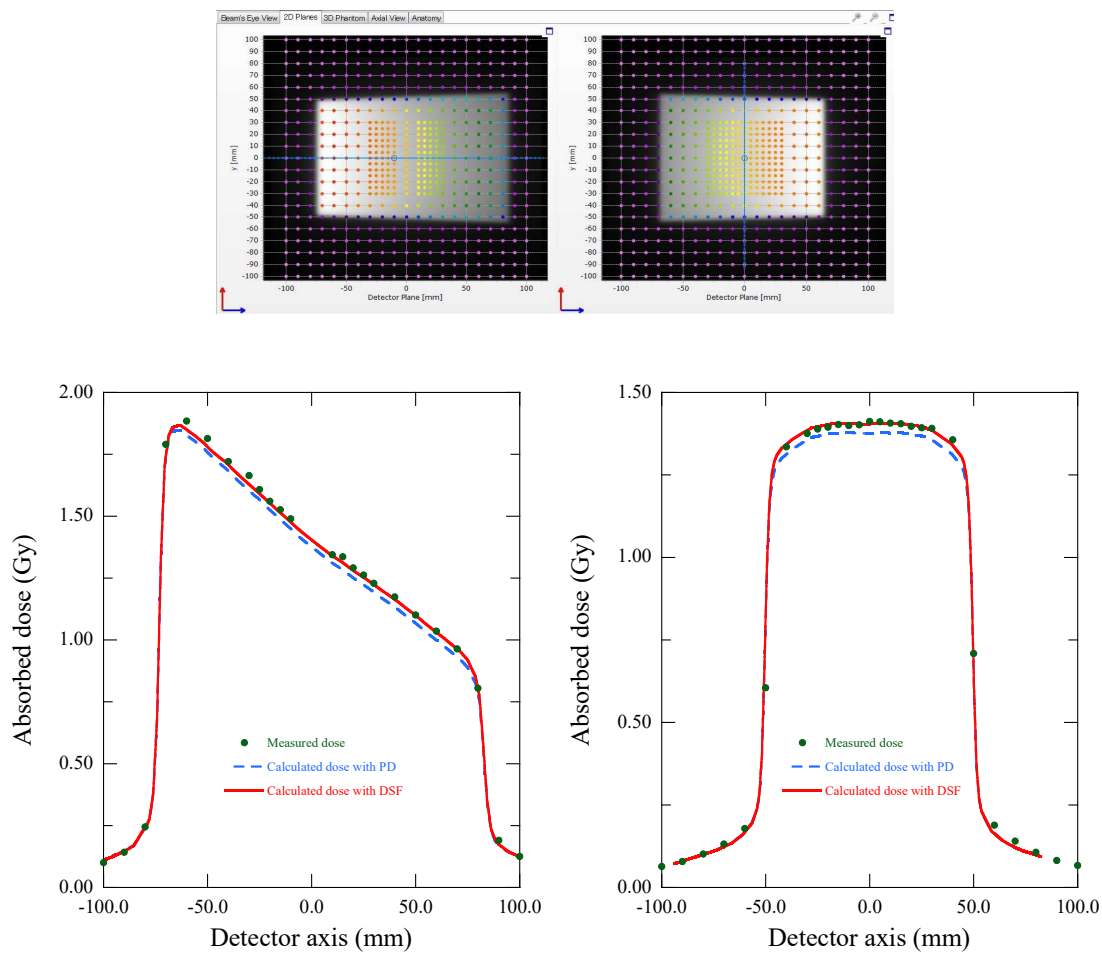


図 6.2 PMMA 製 Delta4 を用いた 6 MV X 線の 10×10 における測定線量分布、および密度スケール係数に物理密度 (PD) および DSF を用いた場合の AdC の計算線量分布の比較。



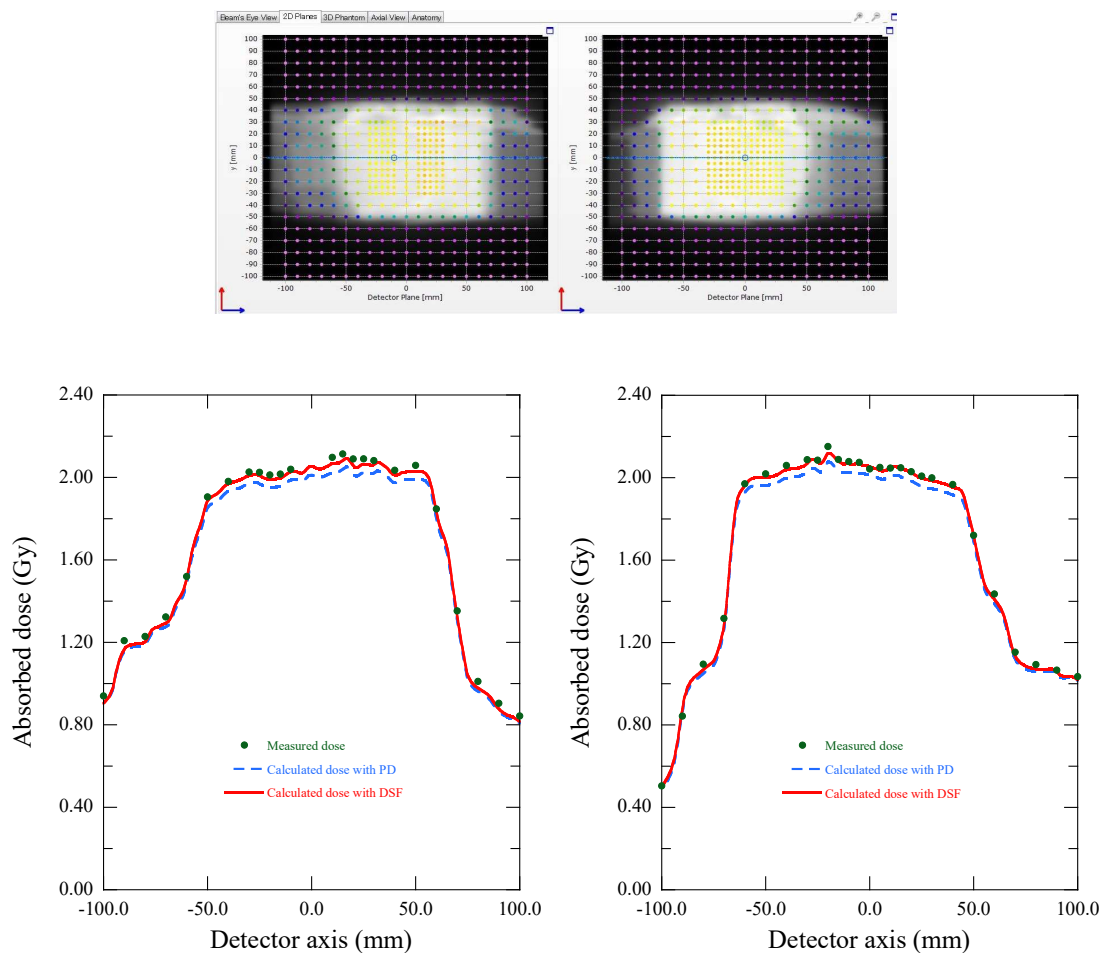


図 6.3 PMMA 製 Delta4 を用いた 6 MV X 線の mock head&neck における測定線量分布および密度スケール係数に物理密度 (PD) および *DSF* を用いた場合の AdC の計算線量分布の比較。

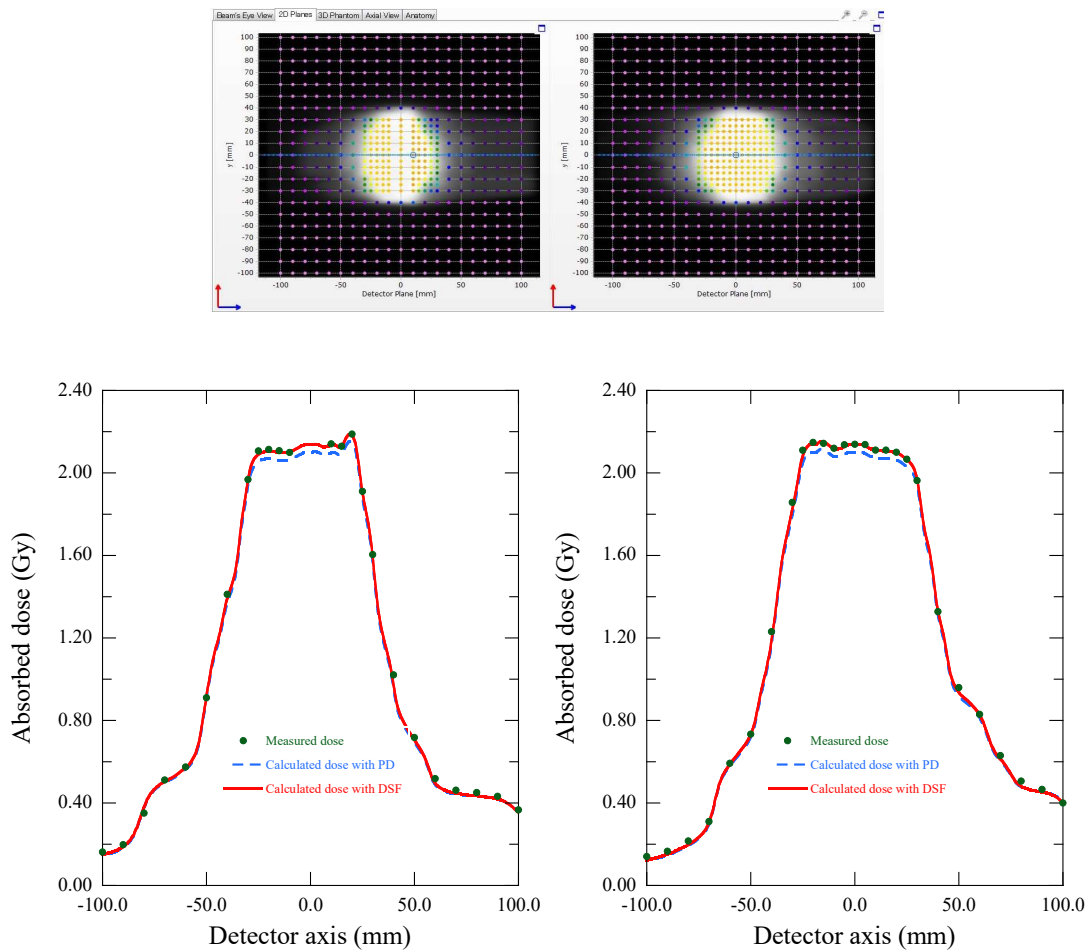


図 6.4 PMMA 製 Delta4 を用いた 10 MV X 線の mock prostate における測定線量分布、および密度スケーリング係数に物理密度 (PD) および *DSF* を用いた場合の AdC の計算線量分布の比較。

図 6.5 に 6 MV X 線における 10×10 プランでの密度スケーリング係数ごとの線量検証結果をグラフ化したものを示した。PMMA ファントムに対する AXB の線量検証結果を除いて、PD から ED、DSF に向かい、gGI のパス率（左軸：棒グラフ）は高くなり、gDD の中央値（右軸：点および実線）は 0 % へ近づいていった。つまり測定線量分布と計算線量分布の一致度が、密度スケーリング係数に DSF を採用することによって、高くなっていることを示している。

図 6.5 において、AdC (ver. 9.0) の PMMA は、密度スケーリング係数に ED を採用した時の検証結果が特異的な変化を示した。密度スケーリング係数は、PD、ED、そして DSF の順に小さくなっている。そのため、計算線量分布は密度スケーリング係数が小さくなるにつれて、順に高くなるはずである。しかし、測定線量分布は一定にもかかわらず、PMMA ファントムに対して AdC で ED を使用した線量検証結果は、PD と DSF の間にはなく、gDD の中央値は、PD から ED にかけて高くなり、ED から DSF にかけて大きく 0 % に近づいた。これは、Dickof<sup>67)</sup>によって報告された古いバージョンの Pinnacle<sup>3</sup> の質量減弱係数データのビンサイズが粗いためであると考えられる。

表 6.2 および 6.3 に本研究における全ての検証プランごとおよび線量計算アルゴリズムごとの、密度スケーリング係数別の gGI のパス率および gDD の中央値をファントム材質ごとに示した。

図 6.5 および表 6.3 に示したように PWDT では、線量計算アルゴリズム、X 線エネルギー、検証プランに関わらず、密度スケーリング係数に DSF を採用したときが最も高い gGI のパス率、および最も 0 % に近い gDD の中央値を示した。PWDT に対して提案した本研究の DSF は線量計算アルゴリズムに依存することなく、測定線量分布と計算線量分布とが非常によく一致する最適な密度スケーリング係数であると考えられる。一方で、PMMA の線量検証結果を表 6.2 に示したように、PMMA では、DSF は 6 MV X 線では AdC および CCC で非常によい一致を示し、10 MV X 線では、AdC において非常によい一致を示した。PD もしくは ED が、6 MV X 線では AXB で、10 MV X 線では CCC と AXB でよい一致を示した。DSF は線量計算アルゴリズムや X 線エネルギーによって大きく変わらなかったのに対して、PMMA ファントムの線量検証結果は、線量計算アルゴリズムや X 線エネルギーによって異なった。

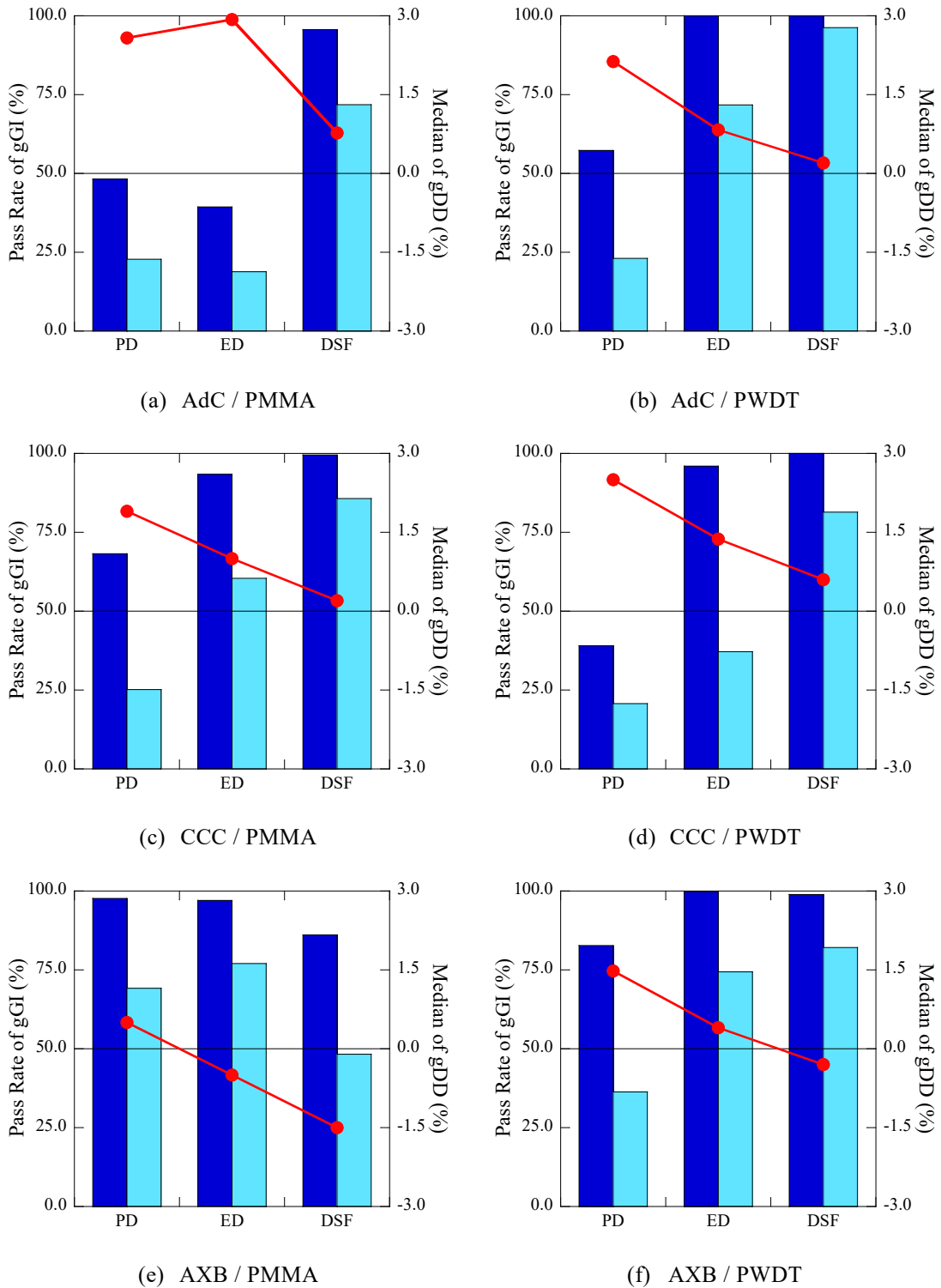


図 6.5 6 MV X 線の 10 × 10 プランの密度スケール係数ごとの線量検証における gGI のパス率 (左軸: 棒グラフ; ■: 2% / 2 mm クライテリア、■: 1% / 1 mm クライテリア) および gDD の中央値 (右軸: 折線グラフ; ●) (PD: 物理密度、ED: 相対電子密度)

表 6.2 PMMA 製 Delta4 による線量検証の密度スケーリング係数ごとの  
gGI のパス率（クライテリア：2 % / 2 mm、1 % / 1 mm）および gDD の中央値

Plan / X-ray Energy Metrics	AdC			CCC			AXB		
	PD	ED	DSF	PD	ED	DSF	PD	ED	DSF
10 × 10 / 6 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	48.3	39.4	95.6	68.2	93.4	99.5	97.7	97.0	86.1
gGI (1 % / 1 mm)	22.8	18.9	71.9	25.2	60.4	85.7	69.2	77.0	48.3
Median of gDD	2.6	2.9	0.8	1.9	1.0	0.2	0.5	-0.5	-1.5
mock head&neck / 6 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	67.2	54.4	98.2	85.6	96.2	99.5	64.5	83.0	97.0
gGI (1 % / 1 mm)	31.9	27.8	81.8	31.9	27.8	81.8	45.2	59.3	77.8
Median of gDD	2.1	2.4	0.5	1.6	0.9	0.2	1.8	1.1	0.3
mock prostate / 6 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	79.8	72.7	100.0	93.5	98.7	98.9	87.6	97.9	99.2
gGI (1 % / 1 mm)	51.3	46.7	87.7	67.3	88.1	89.2	63.7	82.9	92.2
Median of gDD	1.7	1.9	0.1	1.3	0.5	-0.3	1.2	0.5	-0.1
10 × 10 / 10 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	63.4	52.7	98.7	99.0	99.7	96.0	97.5	94.7	83.8
gGI (1 % / 1 mm)	21.6	19.4	75.8	82.0	82.1	61.8	81.7	64.8	38.2
Median of gDD	2.3	2.5	0.7	0.5	-0.2	-0.9	-0.2	-0.9	-1.7
mock head&neck / 10 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	83.2	71.8	99.8	95.2	99.1	99.1	78.7	93.1	98.8
gGI (1 % / 1 mm)	37.2	33.3	89.3	71.1	84.1	85.7	54.5	71.3	82.6
Median of gDD	1.7	1.9	0.5	0.9	0.4	-0.1	1.3	0.7	0.3
mock prostate / 10 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	88.1	82.3	100.0	99.4	99.0	93.4	95.5	98.7	99.0
gGI (1 % / 1 mm)	57.5	53.7	97.2	89.6	84.6	73.7	78.8	88.8	91.1
Median of gDD	1.5	1.7	0.3	0.2	-0.4	-0.9	0.6	0.1	-0.3

表 6.3 PWDT 製 Delta4 による線量検証の密度スケーリング係数ごとの  
gGI のパス率（クライテリア：2 % / 2 mm、1 % / 1 mm）および gDD の中央値

Plan / X-ray Energy Metrics	AdC			CCC			AXB		
	PD	ED	DSF	PD	ED	DSF	PD	ED	DSF
10 × 10 / 6 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	57.3	100.0	100.0	39.1	96.0	100.0	82.7	99.8	98.9
gGI (1 % / 1 mm)	23.1	71.7	96.3	20.7	37.2	81.4	36.4	74.4	82.1
Median of gDD	2.1	0.8	0.2	2.5	1.4	0.6	1.5	0.4	-0.3
mock head&neck / 6 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	74.7	90.1	96.0	73.4	92.8	98.8	62.4	78.7	91.4
gGI (1 % / 1 mm)	53.4	63.8	69.8	52.7	70.0	81.8	42.7	54.5	68.2
Median of gDD	1.4	0.6	0.1	2.1	1.2	0.7	2.1	1.3	0.9
mock prostate / 6 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	74.7	90.1	96.5	79.4	97.2	99.9	72.5	91.9	98.6
gGI (1 % / 1 mm)	53.4	63.8	70.3	58.5	78.1	90.8	48.3	63.9	79.9
Median of gDD	1.4	0.6	0.1	1.9	0.9	0.2	1.9	1.3	0.7
10 × 10 / 10 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	99.0	100.0	100.0	96.9	100.0	100.0	84.0	99.8	100.0
gGI (1 % / 1 mm)	43.2	96.9	95.2	46.6	93.7	97.1	36.0	69.3	87.1
Median of gDD	1.4	0.4	-0.1	1.3	0.5	0.0	1.4	0.7	0.2
mock head&neck / 10 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	90.3	99.4	100.0	84.7	95.2	98.5	63.8	78.3	87.3
gGI (1 % / 1 mm)	62.5	78.3	83.2	56.9	75.9	85.8	37.6	48.2	60.3
Median of gDD	1.1	0.3	0.1	1.7	1.0	0.6	2.2	1.5	1.1
mock prostate / 10 MV									
gGI (2 % / 2 mm)	90.3	99.4	100.0	94.9	99.7	100.0	76.6	90.5	96.6
gGI (1 % / 1 mm)	62.5	78.3	83.7	80.0	93.6	93.9	53.2	67.8	78.4
Median of gDD	1.1	0.3	0.1	1.1	0.3	-0.1	1.9	1.3	1.0

本研究において示した結果は、CCC については、PMMA および PWDT 共に同一施設で線量検証を実施した。また AXB についても、PMMA および PWDT 共に、CCC とは別の施設で両ファントム材質の線量検証を実施した。PMMA ファントムにおいて、CCC では、6 MV X 線では、*DSF* が最もよく一致したのに対して、10 MV X 線では、ED が最もよく一致した。PWDT では、6 MV および 10 MV X 線共に *DSF* が最もよく一致していたため、この PMMA での 10 MV X 線における CCC の不一致はリニアックの線量管理に起因するエラーや治療計画装置の線量計算パラメータに起因するエラーではないと考えられる。また AXB では、PMMA に対する最適な密度スケーリング係数は  $10 \times 10$  では PD である一方、IMRT プランでは *DSF* であるように見えるが、これはこの施設の IMRT の出力が、本研究で用いたプランにおいては、 $10 \times 10$  に比べて約 1% 高いためであると考えられる。PWDT において、AXB は *DSF* が最適な密度スケーリング係数であると示しているが、 $10 \times 10$  に比べて IMRT プランは線量が 1% 程度高い傾向にあることは、PMMA と同様である。

## 6.4 考察

密度スケール係数の選択は、Delta4 ファントム中の計算線量分布の確かさに対して、非常に大きな影響を与える。これは、6 MV X 線の mock head&neck IMRT プランにおいて、密度スケール係数に PD を採用した時と、DSF を採用した時とで、2 % / 2 mm クライテリアの gGI のパス率が、PMMA では平均で 25.8 %、PWDT では平均で 25.2 %異なることから示されている。この密度スケール係数の選択が IMRT Patient-Specific QA において、正確に Pass もしくは Fail の判断を下す上で、もちろん重要ではあるが、この密度スケール係数の選択が最も重要な局面は治療計画装置のための IMRT コミッショニングを実施する時だろう。なぜならば、その IMRT コミッショニングでは、測定線量分布に合うように、治療計画装置内の複数の線量計算パラメータを調整することで、ファントム内計算線量分布を調整する必要があるからである<sup>25,26,68-70</sup>。そのコミッショニングでは、急峻な線量分布を含めた線量分布全体を測定および計算において評価する必要があるため、固体ファントムや多次元検出器の使用は不可避である。もしそのコミッショニングのための IMRT 線量検証を不適切な密度スケール係数を用いて実施した場合、最終的に決定される線量計算パラメータも不適切な値として決定されるだろう。したがって、固体ファントム中の計算線量分布を決定する密度スケール係数を適切に選択することは、IMRT Patient-Specific QA のみならず、治療計画装置のための IMRT コミッショニングにおいても非常に重要である。

Delta4 に関する先行研究において採用されてきた PMMA の密度スケール係数に関して、Pham ら<sup>41)</sup>は Pinnacle<sup>3</sup>において 1.19 を、Geurts ら<sup>42)</sup>は TomoTherapy システムにおいて 1.19 を、Kumagai ら<sup>43)</sup>は Pinnacle<sup>3</sup>を用いて 4 MV X 線において 1.16 を、10 MV X 線において 1.15 を、Feygelman ら<sup>44,45)</sup>は Pinnacle<sup>3</sup>において 1.14 を採用してきた。Feygelman ら<sup>44,45)</sup>が採用したこの 1.14 が先行研究の中では、DSF に最も近い値であった。彼らが採用した PMMA の相対電子密度 1.14 は、AAPM TG-21<sup>71)</sup>がリファレンスとなっている。TG-21<sup>71)</sup>は PMMA の相対電子密度 1.137 を、PMMA の物理密度 1.17 g/cm<sup>3</sup> および水の物理密度 1.00 g/cm<sup>3</sup> から、公称元素組成を用いて理論計算によって求めた。しかし、多くの文献では、PMMA の物理密度は 1.19 g/cm<sup>3</sup> として示されている<sup>38,46,48)</sup>。我々は、Delta4 に使用されている PMMA の物理密度を測定し、その元素分析を行った。この元素分析には、水素および炭素に対して熱伝導度法、酸素に対して、赤外線吸収法によって解析した。結果として、物理密度は 1.19 g/cm<sup>3</sup> であり、元素組成は公称値<sup>38,46,48)</sup>とよく一致した。そのため、この PMMA の相対電子密度が 1.14 であるという報告は、Delta4 のためには適切ではないリフ



アレンスであり、*DSF* は理論的に求められた公称相対電子密度よりも低い最初の密度スケールリング係数である。

本研究では、広く使用されている複数の線量計算アルゴリズムおよび X 線エネルギーにおいて最適な密度スケールリング係数の検討を行った。*DSF* は PWDT において、それらの線量計算アルゴリズムおよび X 線エネルギーに依存することなく、また  $10 \times 10$  においても IMRT プランにおいても、最適な密度スケールリング係数であった。さらに PWDT では、Monte Carlo シミュレーションを含めたどの線量計算アルゴリズムにおいても、 $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  の変化はほぼ一定であった。一方、PMMA においてその変化は一定とはならなかった。特に図 5.2 および 5.3 に示したように、いくつかの条件において、AdC では、他の線量計算アルゴリズムよりも低い値を示し、AXB では、他の線量計算アルゴリズムよりも高い値を示した。それらの PMMA のための密度の比較的高い水において生じた異なりについては、治療計画装置内で使用したデータの 1 つ 1 つを解析することは不可能であるため、明確に原因を特定するのは難しい。ただ少なくとも AdC においては、測定  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  と一致する密度スケールリング係数が *DSF* よりも高く、AXB ではそれが *DSF* よりも低くなる可能性があると考えられる。しかし、その予想に反して PMMA の線量検証では、AXB では PD が最適な密度スケールリング係数であることが表 6.2 で示された。図 5.2 および 5.3 で示したように、AXB の計算  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  と測定  $(\mu_{\text{eff}})_{\text{pl,water}}$  は密度スケールリング係数 1.19 の位置では大きく離れていたにもかかわらず。この理由の 1 つとして、それらの線量計算アルゴリズムでは、PMMA のための密度領域の水における吸収線量計算に、不確かさがある可能性がある。*DSF* は測定と計算において *TPR* の傾きが同じとなるように相対線量分布から求めた密度スケールリング係数である。そのため吸収線量を一致させるために求めた密度スケールリング係数ではないが、もし PMMA のための密度の比較的高い水において、深部線量の傾きとその吸収線量計算に不一致があるとするならば、それは密度スケールリング係数以外で補正すべきだろう。この AXB と PMMA に関する線量検証に関しては、我々は 3 つの施設で同一の検証を行い、かつ線量検証の前に Delta4 の線量校正を実施して行ったが、3 つの施設全てで同じ結果が得られた。そのためこの検証結果は、施設に依存しない確かなものであると考えられる。

## 6.5 結論

本章では、複数の治療計画装置および検証プランを用いて、物理密度、相対電子密度および *DSF* の中で、最適な密度スケール係数の評価を行った。密度スケール係数の違いは、Pass もしくは Fail の判断基準よりも大きな Dosimetric impact を持っている。我々は、測定および計算の *TPR* を比較することにより、PMMA および PWDT の *DSF* を提案し、その有効性を評価した。*DSF* は PWDT において、本研究において使用したどの治療計画装置においても最適な密度スケール係数であることが明らかになった。PMMA では、*DSF* が最適な密度スケール係数とならなかった組み合わせもあったが、本研究結果から、線量計算アルゴリズムの吸収線量計算に不確かさがある可能性が示唆された。本研究結果から、*DSF* は多くの臨床現場において Delta4 ファントム材質のための密度スケール係数に関する 1 つのリファレンスとなると考えられ、*DSF* は Delta4 による IMRT 線量検証の確かさの向上へと貢献する。

## 7 章 結語

IMRT は、標的へ高線量分布を投与すると同時に近接するリスク臓器への線量を低減することが可能な非常に効果的な照射方法である。最終的に患者に投与される IMRT 線量分布の品質を保証するためには、リニアック、治療計画装置、臨床において、総合的に確かさを保証する必要がある。その中で IMRT 線量検証の目的は、リニアックの投与線量分布および治療計画装置の計算線量分布の確かさを検証することである。しかし、そのリニアックおよび治療計画装置の線量分布の確かさを検証する IMRT 線量検証システムもまた不確かさを有している。そのため、最終的に患者に投与される IMRT 線量分布の品質を保証するためには、まずは IMRT 線量検証システムの確かさを保証することが重要である。

本論文では、第 1 章で、IMRT の技術的概要、IMRT 線量分布の特長と不確かさ、および IMRT 線量検証について述べた。IMRT 線量検証には様々な線量検証システムが用いられているが、どれも利点と注意点があることを示した。IMRT 線量検証システムに求められる要件として、理想的には、吸収線量評価が可能であること、関心領域における累積線量分布評価が可能であること、さらに 3 次元での線量分布評価が可能であることを述べた。すなわち 3 次元吸収線量分布検証である。その 3 次元吸収線量分布検証のために、現行の IMRT 線量検証システムの問題点を明確にした。

第 2 章では、多次元検出器 Delta4 の概要を述べ、Delta4 による IMRT 線量検証における 2 つの問題点を明確にした。ひとつは、クロスキャリブレーションにおける水吸収線量評価の不確かさによる Delta4 の測定線量分布の不確かさである。もうひとつは、Delta4 ファントムの最適な密度スケール係数が明らかになっていないことによる治療計画装置が計算する Delta4 ファントム中の計算線量分布の不確かさである。本論文では、これら 2 つの問題点に対して研究を行った。

第 3 章では、標準計測における固体ファントムのスケール理論および方法について述べた。その中で特に重要となる光子フルエンススケール理論について詳細を示した。標準計測におけるスケールでは、深さスケール係数  $C_{pl}$  および電離量変換係数  $k_{pl}$  により、固体ファントム中の電離箱線量計の電離電荷から水ファントム中の水吸収線量へと変換する。そのための  $k_{pl}$  を求める 3 種のフォーマリズムをまとめ、それぞれの  $k_{pl}$  を示し、その確かさについて評価した。PMMA 中の電離箱線量計の表示値  $M_{pl}$  から、それぞれの  $k_{pl}$  を用いて、計算により水吸収線量  $D_{w,calc}$  を求めた。さらに  $M_{pl}$  に対する水等価深および水等価照射野で測定した水ファントム中の水吸収線量  $D_{w,meas}$  を求め、 $D_{w,meas}$  に対する

$D_{w,calc}$  の相対線量差を評価した。 $D_{w,calc}$  および  $D_{w,meas}$  は、全ての条件において、よく一致したため、それらどのフォーマリズムを用いても、 $M_{pl}$  から確からしい水ファントム中の水吸収線量を計算により求められることが明らかになった。

第4章では、Delta4 検出器のクロスキャリブレーションのための固体ファントム中の水吸収線量評価の確かさについて研究を行った。第3章において、その確かさを明らかにした光子フルエンススケールリング方法を応用し、測定可能な吸収線量は水ファントム中の水吸収線量  $D_{w/w}$  のみであるという仮定から、測定により求めた  $D_{w/w}$  から固体ファントム中の水吸収線量  $D_{w/pl}$  を計算により求めるフォーマリズムを提案した。さらに固体ファントム中の電離箱線量計の  $M_{pl}$  に対して水吸収線量の標準計測法に従って、測定により求めた  $D_{cal}$  との相対線量差を比較した。計算により求めた  $D_{w/pl}$  と測定により求めた  $D_{cal}$  は、PMMA および PWDT 共によく一致した。本研究により、Delta4 検出器のクロスキャリブレーションにおいて与えられる固体ファントム中の水吸収線量は、現行の方法を用いても確からしいことが明らかになった。そのため、Delta4 による3次元吸収線量分布検証のための問題点の1つ目である、Delta4 の測定線量分布は確からしいことが明らかになった。

第5章では、Delta4 ファントムの密度スケールリング係数を提案した。本研究では、新たに測定および計算から密度スケールリング係数を求める方法も提案した。特に本方法では、固体ファントム中の散乱光子エネルギーフルエンスも十分に含まれた状態である照射野  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  などにおいて、固体ファントム中の測定線量分布と計算線量分布が同一となる各線量計算アルゴリズムの密度スケールリング係数を求めた。本研究により求めた密度スケールリング係数  $DSF$  は、どの線量計算アルゴリズムにおいても、PMMA および PWDT 共に公称物理密度のみならず、公称相対電子密度よりも低い値を示した。

第6章では、Delta4 による線量検証における最適な密度スケールリング係数を明らかにするための研究を行った。複数の商用治療計画装置を用いて、PMMA および PWDT に対して、密度スケールリング係数に物理密度、相対電子密度および  $DSF$  を用いたときのそれぞれの計算線量分布と測定線量分布との一致度を評価した。PWDT では、線量計算アルゴリズムおよびX線エネルギーに依存することなく、本研究で用いた全ての検証プランにおいて、 $DSF$  が最適な密度スケールリング係数であることが明らかになった。PMMA では線量計算アルゴリズムおよびX線エネルギーによって、計算線量分布と測定線量分布が最も一致した密度スケールリング係数が  $DSF$  であった組み合わせと、物理密度もしくは相対電子密度であった組み合わせがあった。ただし、第5章では、PMMA および PWDT 共に、 $DSF$  を密度スケールリング係数に用いることで測定と計算で相対深部線量の傾きは非常によく一致していた。すなわち相対値で評価すると  $DSF$  でよく一致しているにもかかわらず、絶対値で評

価すると、結果が異なる線量計算アルゴリズムがあった。そのため、この乖離の原因は、一部の線量計算アルゴリズムでは、PMMA のための密度スケーリング係数を与えられた水における吸収線量計算が不確かである可能性が示唆された。すなわち治療計画装置側の問題である可能性があるということである。この吸収線量差の補正も含めて密度スケーリング係数を調整すると線量分布の傾きと吸収線量に矛盾が生じるため、もしこの吸収線量差の補正が必要である場合は、また別の補正係数が必要であると考えられる。本研究結果により、Delta4 による 3 次元吸収線量分布検証のための問題点の 2 つ目である、Delta4 ファントム中の計算線量分布の確かさは、PWDT では線量計算アルゴリズムに依存せず、PMMA では線量計算アルゴリズムによってはさらなる検討が必要な場合もあるが、密度スケーリング係数に *DSF* を用いることで確かさを保証できることが明らかになった。

これらの研究結果により、Delta4 の測定線量分布および Delta4 ファントム中の計算線量分布の確かさが明らかになり、Delta4 による IMRT の 3 次元吸収線量分布検証が可能になったと考えられる。今後、本研究結果が、各施設の Delta4 による IMRT 線量検証のための 1 つのリファレンスとなり、最終的には各患者に投与される IMRT 線量分布の品質の向上に寄与することを期待する。

## 参考文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会QA委員会 IMRT物理QAガイドライン専門小委員会, 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011, 2011.
- 2) Hårdemark B, Liander A, Rehbinder H, et al.: P<sup>3</sup>IMRT: Direct machine parameter optimization. Pinnacle3 White Paper. Royal Philips Electronics N.V., 2004.
- 3) Ezzel GA, 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(8): 2089-2115, 2003.
- 4) Low DA, Moran JM, Dempsey JF, et al.: Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys.* 38(3): 1313-1338, 2011.
- 5) Hartford AC, Galvin JM, Beyer DC, et al.: American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO) Practice Guideline for Intensity-modulated Radiation Therapy (IMRT). *Am J Clin Oncol.* 35: 612-617, 2012.
- 6) Moran JM, Dempsey M, Eisbruch A, et al.: Safety considerations for IMRT: executive summary. *Med Phys.* 36: 5067, 2011.
- 7) Zelefsky MJ, Fuks Z, Hunt M, et al.: High dose radiation delivered by intensity modulated conformal radiotherapy improves the outcome of localized prostate cancer. *J Urol.* 166: 876-881, 2001.
- 8) Chen L, Paskalev K, Xiu X, et al.: Rectal dose variation during the course of image-guided radiation therapy of prostate cancer. *Radiother Oncol.* 95: 198-202, 2010.
- 9) Langen KM, Willoughby TR, Meeks SL, et al.: Observations on real-time prostate gland motion using electromagnetic tracking. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 71(4): 1084-1090, 2008.
- 10) Engles B, Soete G, Verellen D, et al.: Conformal arc radiotherapy for prostate cancer: Increased biochemical failure in patients with distended rectum on the planning computed tomogram image guidance by implanted marlers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 74(2): 388-391, 2009.
- 11) Spoelstra FOB, Senan S, Pechoux CL, et al.: Variations in target volume definition for postoperative radiotherapy in stage III non-small-cell lung cancer: Analysis of an international countouring study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 76(4): 1106-1113, 2010.

- 12) Seppala T, Visapaa H, Collan J, et al.: Converting from CT- to MRI-only-based target definition in radiotherapy of localized prostate cancer. *Strahlenther Onkol.* 191: 862-868, 2015.
- 13) Fiorino C, Vavassori V, Sanguineti G, et al.: Rectum countouring variability in patients treated for prostate cancer: impact on rectum dose-volume histograms and normal tissue complication probability. *Radiother Oncol.* 63: 249-255, 2002.
- 14) Nelms BE, Robinson G, Markham J, et al.: Variation in external beam treatment plan quality: An inter-institutional study of planners and planning system. *Pract Radiat Onco.* 2(4): 296-305, 2012.
- 15) Williams MJ, Bailey MJ, Forstner D, et al.: Multicentre quality assurance of intensity-modulated radiation therapy plans: A precursor to clinical trials. *Australas Radiol.* 51: 472-479, 2007.
- 16) 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(10): 1919-1927, 1998.
- 17) LoSasso T, Chui CS, Ling CC: Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys.* 28(11): 2209-2219, 2001.
- 18) Xia P, Chuang CF, Verhey LJ: Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system. *Med Phys.* 29(3): 412-423, 2002.
- 19) Rangel A and Dunscombe P: Tolerance on MLC leaf position accuracy for IMRT delivery with a dynamic MLC. *Med Phys.* 36(7): 3304-3309, 2009.
- 20) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al.: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 36(9): 4197-4212, 2009.
- 21) Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al.: IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 36(11): 5359-5373, 2009.
- 22) Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, et al.: AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.1.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations – Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys.* 16(5): 14-34, 2015.
- 23) Gondi V, Pugh SL, Tome WA, et al.: Preservation of Memory with Conformal Avoidance of the Hippocampal Neural Stem-Cell Compartment During Whole-Brain Radiotherapy for

- Brain Metastases (RTOG 0933): A Phase II Multi-Institutional Trial. *J Clin Oncol.* 32(34): 3810-3816, 2014.
- 24) Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al.: Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines. *Med Phys.* 39(11): 6981-7018, 2012.
  - 25) Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al.: Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study. *Med Phys.* 40(3): 031719;1-15, 2013.
  - 26) Gardner SJ, Lu S, Liu C, et al.: Tuning of AcurosXB source size setting for small intracranial targets. *J Appl Clin Med Phys.* 18(31): 170-181, 2017.
  - 27) Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al.: Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 45(4): 53-83, 2018.
  - 28) 河内 徹, 遠山 尚紀, 小島 徹他: 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. *Igaku Butsuri. (Japanese Journal of Medical Physics)* 30, 2010.
  - 29) Wagter CD: The ideal dosimeter for intensity modulated radiation therapy (IMRT): What is required? *J Phys Conf Ser.* 3: 4-8, 2004.
  - 30) Childress NL, Bloch C, White RA, et al.: Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. *Med Phys.* 32(1): 153–162, 2005.
  - 31) Nelms BE, Zhen H, Tome WA.: Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys.* 38(2): 1037-1044, 2011.
  - 32) Kruse JJ.: On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies. *Med Phys.* 37(6): 2516–2524, 2010.
  - 33) Podesta M, Nijsten SM, Persoon LC, et al.: Time dependent pre-treatment EPID dosimetry for standard and FFF VMAT. *Phys Med Biol.* 59: 4749–4768, 2014.
  - 34) 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.
  - 35) Molineu A, Hernandez N, Nguyen T, et al.: Credentialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom. *Med Phys.* 40(2): 022101, 2013.
  - 36) Gills 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.



- 37) Kly SF, Molineu A, Kerns JR, et al.: Institutional patient-specific IMRT QA does not predict unacceptable plan delivery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 90(5): 1195-1201, 2014.
- 38) 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における水吸収線量の標準測定法(標準計測法12), 通商産業研究社, 2012.
- 39) Seco J, Evans PM: Assessing the effect of electron density in photon dose calculations. *Med Phys.* 33(2): 540-552, 2006.
- 40) Rogers DWO, Kawrakow I, Seuntjens JP, et al.: NRC User Codes for EGSnrc. NRCC Report PIRS-702. pp. 64-68, 2000.
- 41) Pham T, Luo J: Clinical implementation of a 3D dosimeter for accurate IMRT and VMAT patient specific QA. *Open J Biophys.* 3: 99-111, 2013.
- 42) Geurts M, Gonzalez J, Ojeda PS: Longitudinal study using a diode phantom for helical tomotherapy IMRT QA. *Med Phys.* 36(11): 4977-4983, 2009.
- 43) Kumagai S, Okajima M, Takaya H, et al.: The improvement of discrepancy between radiotherapy treatment planning system and verification system using effective density method. *KEK Proc.* 7: 66-75, 2012.
- 44) Feygelman V, Forster K, Opp D, et al.: Evaluation of a biplanar diode array dosimeter for quality assurance of step-and-shoot IMRT. *J Appl Clin Med Phys.* 10(4): 64-78, 2009.
- 45) Feygelman V, Opp D, Javedan K, et al.: Evaluation of a 3D diode array dosimeter for helical TomoTherapy delivery QA. *Med Dosim.* 35: 324-329, 2010.
- 46) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al.: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys.* 26(9): 1847-1870, 1999.
- 47) McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, et al.: Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys.* 41(4): 041501, 2014.
- 48) 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. 39-41, 2006.
- 49) 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(9): 2945-2953, 2005.
- 50) 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. *J Jpn Soc Ther Radiol Oncol.* 19: 99-107, 2007.
- 51) Spencer LV, Attix FH: A theory of cavity ionization. *Radiat Res.* 3: 239-254, 1955.

- 52) Nutbrown RF, Duane S, Shipley DR, et al.: Evaluation of factors to convert absorbed dose calibrations in graphite to water for mega-voltage photon beams. National Physical Laboratory Report CIRM 37, 2000.
- 53) Fujita Y, Tohyama N, Myojoyama A, et al.: Depth scaling of solid phantom for intensity modulated radiotherapy beams. *J Radiat Res.* 51: 707-713, 2010.
- 54) Zhu TC, Ahnesjo A, Lam KL, et al.: Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: In-air output ratio,  $S_c$ , for megavoltage photon beams. *Med Phys.* 36(11): 5261-5291, 2009.
- 55) Araki F, Hanyu Y, Fukuoka M, et al.: Monte Carlo calculations of correction factors for plastic phantoms in clinical photon and electron beam dosimetry. *Med Phys.* 36(7): 2992-3001, 2009.
- 56) Kawaradow I, Rogers DWO: The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. National Research Council of Canada Report No. PIRS-701, 2006.
- 57) Wulff J, Heverhagen JT, Zink K: Monte-Carlo-based perturbation and beam quality correction factors for thimble ionization chambers in high-energy photon beams. *Phys Med Biol.* 53: 2823-2836, 2008.
- 58) Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al.: BEAM: Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys.* 22: 503-524, 1995.
- 59) Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, et al.: The EGS5 code system. Stanford Linear Accelerator Center Report No. 730/ KEK Report No. 2005-8.
- 60) Varian Medical Systems.: Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide. P1012701-001-A: p29, 2015.
- 61) Sadagopan R, Bencome JA, Martin RL, et al.: Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system. *J App. Clin Med Phys.* 10(2): 104-119, 2009.
- 62) Bedford JL, Lee YK, Wai P, et al.: Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol.* 54: 167-176, 2009.
- 63) Feygelman V, Zhang G, Stevens C, et al.: Evaluation of a new VMAT QA device, or the “X” and “O” array geometries. *J Appl Clin Med Phys.* 12(2): 146-168, 2011.
- 64) Bedford JL, Warrington AP: Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 73(2): 537-545, 2009.
- 65) Fotina I, Kragl G, Kroupa B, et al.: Clinical comparison of dose calculation using the enhanced collapsed cone algorithm vs. a new Monte Carlo algorithm. *Strahlenther Onkol.* 187: 433-441, 2011.

- 66) Kragl G, Albrich, Georg D: Radiation therapy with unflattened photon beams: Dosimetric accuracy of advanced dose calculation algorithms. *Radiother Oncol.* 100(3): 417-423, 2011.
- 67) Dickof P: Density scaling artifacts in dosimetry calculations. *J Appl Clin Med Phys.* 6(3): 118-121, 2005.
- 68) Wen N, Zhao B, Kim J, et al.: IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. *J Appl Clin Med Phys.* 15(5): 74-88, 2014.
- 69) Chen S, Yi BY, Yang X, et al.: Optimizing the MLC model parameters for IMRT in the RayStation treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 16(5): 322-332, 2015.
- 70) Yao W, Farr JB: Determining the optimal dosimetric leaf gap setting for rounded leaf-end multileaf collimator system by simple test fields. *J Appl Clin Med Phys.* 16(4): 65-77, 2015.
- 71) Task Group No. 21, Radiation Therapy Committee, AAPM: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med Phys.* 10(6): 741-771, 1983.

## 謝辞

指導教員である首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 齋藤 秀敏 教授には、お忙しい立場ながらも終始、多くの貴重な御指導御鞭撻を賜りましたことを、深く感謝申し上げます。論文の書き方、文章構成の考え方、研究結果の示し方など懇切丁寧にご指導頂きました。厚く御礼申し上げます。

東海大学 藤田 幸男先生には、本研究を進めるにあたり、研究の方向性やモンテカルロシミュレーションの利用について多くの御指導御鞭撻を頂きました。お忙しいなか、多くの時間を頂き、貴重な御指導を頂きましたことに心より感謝申し上げます。

国立がん研究センター中央病院 脇田 明尚先生には、Eclipse の線量計算データを得るにあたり、お忙しいなか多大なる御指導、御力添えを頂きました。研究結果についても多くの貴重な御高察を賜り、心より御礼申し上げます。

線量計測および線量検証を実施するにあたり業務終了後や休日に快く、御力添えを頂きました、千葉県がんセンター 宮阪 遼平先生、国立がん研究センター東病院 上原 隆三先生、神奈川県立がんセンター 河合 大輔先生、埼玉県立がんセンター 児玉 匠先生、東京歯科大学市川総合病院 鈴木 裕也先生、国立がん研究センター中央病院 相川 亜子先生、岡本 裕之先生、中村 哲志先生に心より感謝申し上げます。宮阪先生、上原先生には、論文を投稿するにあたり修正点について特に多くの御助言を頂きましたことにも重ねて御礼申し上げます。

在学中、本研究のみならず医学物理士として重要な考え方やスキルを向上させていくために、多岐かつ多大なる御指導御鞭撻を賜りました東京ベイ先端医療・幕張クリニック 遠山 尚紀先生、都立駒込病院 木藤 哲史先生に心より感謝申し上げます。本研究は修士課程在学中に都立駒込病院で実施させて頂いた基礎研究から続き、実施されたものであり、唐澤 克之先生をはじめ都立駒込病院放射線治療科の皆様へ深く感謝申し上げます。また本研究に関する多くの実験を快く実施させて頂きました聖路加国際病院の河守 次郎先生をはじめ放射線腫瘍科の皆様へ心より感謝申し上げます。最後に、平板ファントムの貸与等、多くの貴重なお力添えを賜りましたユーロメディテック株式会社の皆様へ厚く御礼申し上げます。

博士課程で培った経験を活かしながら、今後も真摯に精進し続けてまいりたいと思います。

2018年9月30日 谷 謙甫