

解説

医療用加速器におけるコミッショニングの機器と手順  
米国医学物理学学会・治療物理委員会タスクグループ 106 レポート

日本語訳

翻訳者 脇田 明尚 (国立がん研究センター中央病院 放射線治療科)  
橋本 慎平 (がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室)  
河内 徹 (千葉県がんセンター 放射線治療部物理室)  
小島 徹 (千葉県がんセンター 放射線治療部物理室)  
現 埼玉県立がんセンター 放射線治療科)

投稿に際して

近年の放射線治療はコンピュータの進化とともにめざましい技術革新を遂げており、本邦でも、強度変調放射線治療、定位放射線治療をはじめとする高精度放射線治療が多くの施設で実施されるようになってきている。現在では、これらの高精度放射線治療を含むほとんどの治療計画は3次元治療計画装置を用いて立案されており、治療計画装置における線量計算のベースとなる治療装置のビームデータの正確さは、患者さんへ投与する線量の正確さへ直結している。

そのような中、2008年に米国医学物理学学会より、ビームデータ測定に関するタスクグループレポート106 (TG-106) が発刊された。TG-106は、リニアック導入時におけるビームデータ測定の技術的側面、測定機器、および体制に関して記述されたレポートであり、新たに装置導入する際や、継続的な品質管理を行う際に有用なレポートとなっている。また、参考文献が豊富であり、より詳細な情報を求める読者が知識を広げるための参考書として使用することも可能である。

我々は、このTG-106が本邦でも有効に活用されるよう、臨床医学物理研究会および日本医学物理学学会課題別研究班「高精度外部放射線治療の品質保証・品質管理システムの構築」(研究代表者 岡本裕之先生：国立がん研究センター中央病院 放射線治療科)のメンバーの協力のもと、翻訳作業を進め、この度「医学物理」誌へ解説という形で出版の機会を得た。できるだけ逐語訳を心掛けつつも、意味の通りやすい日本語になるよう考慮したつもりであるが、読みづらい箇所が見受けられた場合はご了承ください。原文に関しては、<http://www.aapm.org/pubs/reports/> からフリーでダウンロード可能なので、読者の必要に応じて原文も参照いただければと思う。

このTG-106レポート日本語訳が、多くの放射線治療施設で有効に活用され、安全で高精度な治療を行うための一助となれば幸いである。

翻訳者代表 脇田明尚

## Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM

Indra J. Das

*Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania 19104*

Chee-Wai Cheng

*Department of Radiation Oncology, Morristown Memorial Hospital, Morristown, New Jersey 07962*

Ronald J. Watts

*International Medical Physics Services, San Antonio, Texas 78232*

Anders Ahnesjö

*Uppsala University and Nucletron Scandinavia AB, 751 47 Uppsala, Sweden*

John Gibbons

*Department of Radiation Oncology, Mary Bird Perkins Cancer Center, Baton Rouge, Louisiana 70809*

X. Allen Li

*Department of Radiation Oncology, Medical College of Wisconsin, Milwaukee, Wisconsin 53226*

Jessica Lowenstein

*Radiological Physics Center, MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas 77030*

Raj K. Mitra

*Department of Radiation Oncology, Ochsner Clinic, New Orleans, Louisiana 70121*

William E. Simon

*Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida 32940*

Timothy C. Zhu

*Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania 19104*

(Received 4 February 2008; revised 18 July 2008; accepted for publication 18 July 2008;  
published 22 August 2008)

### 序文

医療用加速器のコミッショニングにあたり、医学物理士は十分な精度の担保、様々な測定法、データの検証、標準的方法の不足、および時間的制約など多くの困難に対処しなければならない。コミッショニングしたビームデータは（今後の QA/QC における）基準となるとともに、最終的には治療計画装置（TPS）で用いられるため、データの収集は高い精度で行われる必要がある。そうすることで患者治療における線量誤差を低減し、ひいては放射線治療の効果の低下を防ぐことができる。ビームデータのコミッショニングは適切な知識と機器を用いて行われるべきであり、測定者によって異なる結果を生むことがあってはならない。これらを達成するために American Association of Physicists in Medicine (AAPM) の治療物理委員会 (Therapy Physics Committee) において、リニアックの物理的コミッショニングと同様に、実践的なビームデータ測定を検討することを目的としてタスクグループ (TG) 106 が組織された。このレポートでは、適切なファントムと検出器の選択、データ測定のためのファントムのセットアップ法（スキヤニングとノンスキヤニング両方）、光子線・電子線の具体的なビームパラメータ取得法と測定誤差の減少方法 (<1%)、ビームデータの加工法および正確なプロファイルを得るための検出器サイズコンボリューションなどに関するガイドラインと勧告を提供する。また、この TG-106 では光子線・電子線のコミッショニングにおけるモンテカルロシミュレーション法の近年のトレンドについても簡潔に論ずる。このレポートに記載された手法は医学物理士にとって一連のビームデータの測定や、臨床使用前および定期的な QA におけるデータの検証を行うにあたって手助けとなるはずである。実践と理論を組み合わせることで、このレポートはビームデータコミッショニングの新しい標準を与えるものである。

TABLE OF CONTENTS

I. はじめに	III.E.3. 遅延時間
I.A. 目的	III.E.4. サンプルング時間と信号
I.B. 背景	III.E.5. 高周波ノイズの干渉
I.B.1. データコミッショニングの必要性	III.F. データファイル
I.B.2. ビームコミッショニングに関する問題	III.F.1. データファイルの構成
I.B.3. このタスクグループについて	III.F.2. ファイルの名前
I.B.4. コミッショニングの作業量	IV. 光子線のビームデータ
II. ファントムの材質と使用法、検出器	IV.A. 光子線スキャンデータ測定
II.A. ファントム材質	IV.A.1. 深部線量
II.B. ファントムの寸法	IV.A.2. 組織最大線量比・組織ファントム線量比 (TMR/TPR)
II.C. 固体ファントム	IV.A.3. 表面線量とビルドアップ領域
II.D. ビルドアップキャップ	IV.A.4. ビームプロファイル
II.E. 検出器	IV.B. MLC データ
II.E.1. 各検出器の有用性	IV.C. 光子線ポイント線量データ
II.E.2. 検出器の種類	IV.C.1. 全散乱係数 ( $S_{cp}$ )
II.E.3. 検出器の選択	IV.C.2. 空中出力係数 ( $S_c$ )
II.E.4. 検出器の応答と補正	IV.C.3. ファントム散乱係数 ( $S_p$ )
III. スキャンシステムのセットアップ	IV.C.4. ウェッジ係数
III.A. スキャナの検証と確認	IV.C.5. トレイ係数
III.A.1. スキャン (フィールド) 線量計とリファレンス線量計	IV.C.6. 小照射野での考慮
III.A.2. ケーブル、コネクタ、アダプタ	V. 電子線
III.A.3. 電位計	V.A. 電子線スキャンデータ測定
III.B. スキャン用水タンク	V.A.1. 深部線量
III.B.1. ポジショニングとラベリング	V.A.2. プロファイル
III.B.2. スキャナの駆動	V.B. 電子線ポイント線量データ
III.B.3. スキャンの方向	V.B.1. コーン係数
III.C. スキャンの駆動機構と動き	V.B.2. カットアウト係数
III.C.1. 配列型検出器の重量	V.B.3. 仮想/実効線源位置
III.C.2. 速度と位置の精度	V.B.4. モンテカルロベースの線量計算のためのデータ
III.C.3. ヒステリシス	VI. ビームデータの加工
III.C.4. 腐食 (さび)	VI.A. データの加工と操作
III.D. 測定前の試験	VI.B. スムージング・ミラーリングおよびサマライジング
III.D.1. ドライラン	VI.B.1. 数学関数とフィルタ
III.D.2. ウォータラン	VI.B.2. スムージングにおけるゆがみ
III.D.3. 飽和試験	VI.C. ノンスキャンデータの加工
III.D.4. 電離体積外効果	VII. まとめと勧告
III.D.5. エネルギー応答性の試験	VII.A. 勧告
III.E. データ取得	VII.B. 注意
III.E.1. スキャンパラメータのプロトコル	VII.C. コミッショニングレポート
III.E.2. スキャン速度	

## I. はじめに

### I.A. 目的

ビームデータのコミッショニングは、適切な知識と機器に基づいて行い、測定者やスキャニングシステムに依存してはならない。測定者によるデータの相違は可能な限り小さくする必要がある (<1%)。これを達成するため、このレポートでは、ファントムのセットアップ、測定技術、ファントムと検出器の選択、誤差の要因および具体的な光子線・電子線ビームデータ測定のための勧告を行い、ビームデータのコミッショニングを容易にすることを目的としている。

### I.B. 背景

#### I.B.1. データコミッショニングの必要性

放射線治療の効果は、患者へ投与される線量の精度と直接関連し、それらは治療計画のプロセスに使用するビームデータの精度に依存する。これらのデータはリニアックの導入時に取得される。また、そのデータは基準値として扱われ、医学物理士は TG-40<sup>1</sup>に記載されているように、定期的にマシンパラメータが変化していないことを確認すべきである。また、治療計画装置 (TPS) の計算アルゴリズムを変更する場合など、TPS に何らかの変化があった場合では、データの追加が必要である<sup>2</sup>。

リニアックの製造工程が安定するにつれて、製造業者は同一のビーム特性を示すよう治療装置を標準化しようとする。TPS に必要なほとんど、あるいはすべてのコミッショニングされたビームデータが “golden” ビームデータとして与えられる場合もある。リニアックと同じベンダーが TPS を提供している場合、“golden” ビームデータはすでに TPS に登録されている可能性がある。このような場合、ビームコミッショニングの際に、ユーザーは必要なすべてのデータを測定するか、あるいは登録されているデータを注意深く検証するかを選択することができる。どちらを選択することが適当かは、リニアックや TPS のモデル、臨床使用に耐えうる精度を持っているかなど、いくつかの要因に依存するだろう。

もし “golden” ビームデータを臨床使用するならば、以下の点を注意深く評価する必要がある。第一に、製造工程においてすべてのリニアックが臨床使

用に耐えうる再現性を保っているという根拠はないということである。例えば、同じ公称エネルギーをもつ装置間でも、ビームパラメータに差が生じることが報告されている<sup>3-5</sup>。第二に、リニアックの導入および受け入れの際の各施設における変更 (ビームエネルギーの変更や、ステアリングの変更によるプロファイルの変化など) は “golden” ビームデータには反映されない。第三に、ソフトウェアのビーム特性は jaw の速度パラメータにより変化し、各施設での速度の相違がソフトウェアのビームプロファイルに影響を与える。第四に、“golden” データが個々のチェックにおいて許容できる結果だったとしても、臨床セットアップにおいて複合的なエラーが生まれ、結果として許容できない可能性がある。最後に、ビームデータコミッショニングを行うことがリニアックの徹底的なチェックにつながり、問題を発見できる可能性があるのに対し、

(“golden” データに対する) 局所的なチェックでは発見できないことも考えられるということである。

しかしながら、少なくとも “golden” データはユーザーが取得したビームデータの検証に対する非常に優れた QA の参考データとなる。これらのデータは MD Anderson Cancer Center における放射線物理センター (Radiological Physics Center) から取得可能であり<sup>6-8</sup>、ユーザーは自施設のデータと他施設のデータを比較し、合理的な範囲で一致するか確認することができる。モンテカルロシミュレーションもまたよい標準データを与える。しかしながらモンテカルロシミュレーションによるデータの検証には、基準となる測定が必要となる<sup>9-13</sup>。

このレポートではリニアックのコミッショニング時に推奨する測定項目については記載していないが、少なくとも以下の項目のデータは取得する必要がある。

- 光子線…深部量百分率 (PDD)、オープンおよびウェッジ照射野の複数の深さにおけるプロファイル (in-plane および cross-plane)、MLC 関連のデータ (intra/inter leaf leakage, MLC 半影部、tongue & groove 効果など)、コリメータ散乱係数、全散乱係数、トレイ係数、ウェッジ係数。

- 電子線…PDD, プロファイル, コーン係数, カットアウト係数, 仮想線源位置。

コミッションングは認定された医学物理士によって行われる必要がある。このレポートに記載された手法はビームデータの測定および臨床使用前のデータ確認や定期的QAの基準データを測定するうえで手助けとなるだろう。TG-53<sup>2</sup>で記載されているTPS関連のコミッションング<sup>1</sup>に関する考慮すべきである。

### I.B.2. ビームコミッションングに関する問題

多くのビームデータ測定は比較的単純であるが、使用する検出器システムとファントムによって結果が大きく変化することがある。検出器はサイズ（標準型、ミニ型、マイクロ型）、タイプ（電離箱・半導体など）、形状（指頭形、球形、平行平板形）など多くの選択肢があり、適切な検出器の選択には困惑させられる。もし不適切な検出器を選択した場合、測定したビームデータの質が低下する場合もある。例えば Fig.1 は 6 MV ビームの小照射野、基準照射野 (10×10 cm<sup>2</sup>)、大照射野の PDD を様々な検出器で取得した結果である。検出器によって小照射野および大照射野で許容できない相違が生じている。

製造業者は受け入れ試験の際にガイドラインと許容範囲を提示する。しかし、治療装置のコミッションングは各施設の医学物理士が責任をもつ必要がある。過去のタスクグループ<sup>14,15</sup>は受け入れ試験に対するガイドラインを示しているが、ビームデータのコミッションングに対しては言及していない。受け入れ試験とコミッションングに関する最近の文献<sup>16</sup>では受け入れ試験に関する様々な側面について詳細が述べられているが、コミッションングについては触れられていない。受け入れ試験とコミッションングについて、誤った認識がある。受け入れ試験は、製造業者が定めるガイドラインに従って行われ、ビームデータの確認はごくわずかである。それに対して、コミッションングは、すべてのビーム

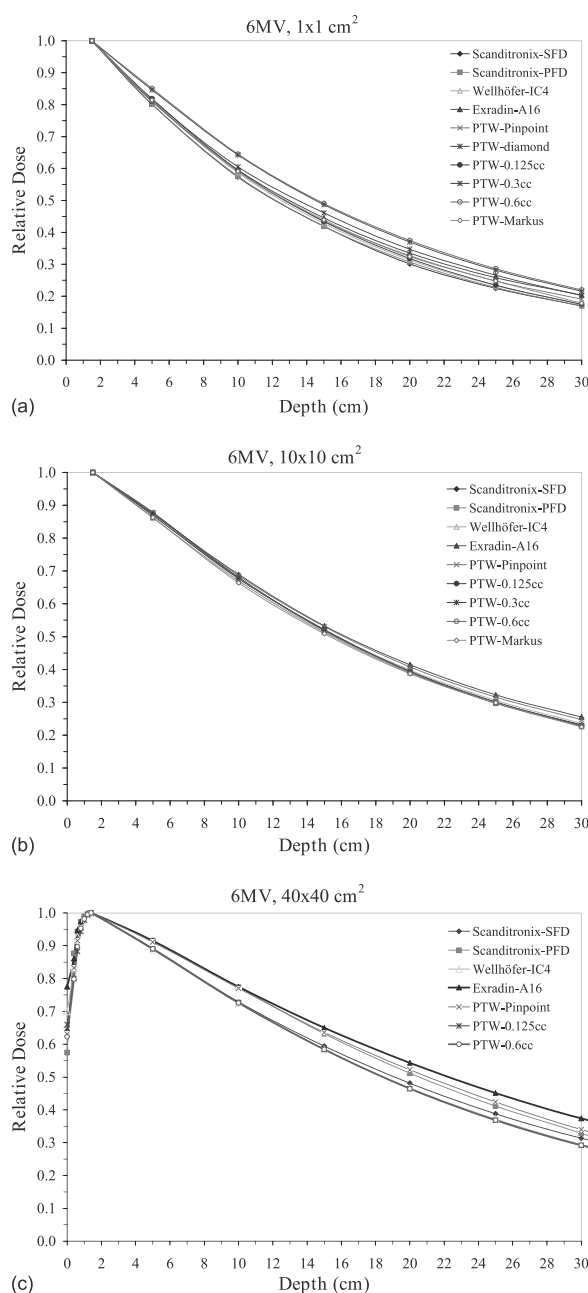


FIG. 1. Depth dose data for a 6 MV beam for (a) 1×1 cm<sup>2</sup>, (b) 10×10 cm<sup>2</sup>, and (c) 40×40 cm<sup>2</sup> fields using different detectors.

データを取得し、そのデータが患者治療に用いられる。臨床使用される線量データのコミッションングに関してはほとんど文書化された情報がないのが現状である。

### I.B.3. このタスクグループについて

このタスクグループは、リニアックのコミッショ

訳者注<sup>1</sup> 池田班による和訳が JSMP ホームページ上に公開されている。

Table I. (a) Typical commissioning measurements for photon beam data for each energy and wedge. (b) Typical commissioning measurements for electron beam data for each energy.

(a)		Square field size (cm)															
Description		1	2	3	4	5	6	8	10	12	14	16	20	25	30	40	>40
Scan data	Application	IMRT data						Traditional radiation oncology fields									Magna Field
	PDD/TMR	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Profiles @	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	5-7 depths																
Nonscan data	Diagonal or star profiles																
	S <sub>c</sub>	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	S <sub>p</sub>	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	WF/TF				x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x		
	Surface dose	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

(b)		Cone size (cm×cm)				
Description		5×5	10×10	15×15	20×20	25×25
Scan data	PDD	x		x		x
	Profiles @	x		x		x
	5-7 depths					
Nonscan data	Cone factor	x		x		x
	Cutout factor	x		x		x
	Virtual source	x		x		x
	Surface dose	x		x		x

ニングに関する物理的な事項について再検討し、適切な検出器、ファントム、および測定方法のガイドラインと勧告を示すことにより、測定誤差を±1%以下とすることを目的としている。このタスクグループは gold standard データを与えるものではないし、特定の TPS に対するデータ測定を取り扱うものでもないが、できる限りあらゆる測定をカバーできるようにしている。このタスクグループの課題は、ビーム特有の性質を特徴づけ記録する、“ビームデータコミッショニング”に対する技術や検出器の選択に対して定められている。一般に、それはこの後の作業である計算アルゴリズムのコミッショニングで使用される。不均質補正に関しても、現代のアルゴリズム (モンテカルロ、convolution/superposition) における重要な側面であるが、この種のコミッショニングは実施するのがより困難であり、TPS に依存する。それゆえこのタスクグループでは不均質補正に関しては範囲外とし、今後のタスクグループで検討することとする。また、別のタスクグループ (SRS<sup>17</sup>, IMRT<sup>18,19</sup>, ヘッド散乱 (TG-74<sup>20</sup>), フィルムドシメトリ (TG-69<sup>21</sup>), 電子線 (TG-70<sup>22</sup>) など) と重複する内容もある。必要に応じて、このタスクグ

ループからそれらのタスクグループのレポートへ直接参照を行っている。TG-106 は検出器、ファントム、測定機器 (電位計)、商用システムの限界と補正など治療装置のコミッショニングに対するガイドラインと勧告を提供する。ただし、SRS<sup>17</sup>, Gamma Knife, CyberKnife, Total Skin Electron Therapy (TSET)<sup>23</sup>, Total Body Irradiation (TBI)<sup>24</sup> などの特殊治療は範囲外としている。このタスクグループは通常のリニアックにおける光子線と電子線のみを対象としている。

**1.B.4. コミッショニングの作業量**

必要とされるコミッショニングデータの量はユーザーの臨床的必要性、TPS、MU 計算プログラム、施設内で必要なデータテーブルなどによって変化する。Table I (a) および (b) は光子線と電子線に対する測定項目の一例である。照射野 1 × 1 cm<sup>2</sup> から 40 × 40 cm<sup>2</sup>、深さ 0 から 40 cm など幅広いデータを、1-3 種類の光子線エネルギーおよび 0-8 種類の電子線エネルギーに対して行う必要があり、リニアックのコミッショニング量は莫大である。取得すべきデータ量と、物理スタッフの労働量を考慮してビーム

データ測定の時間を決定することは重要であり、データの取得時間の見積もりは治療装置の受け入れよりも前に行う必要がある。一例として、2つの光子線エネルギーに対して、6つのスキヤニングデータセット（1つのPDD、5つの深さでのプロファイル）を15の照射野サイズで、5つの条件（オープン、4つの物理ウェッジ）に対して取得する場合、式(1)のように時間が見積もられる。

$$\begin{aligned} \text{Time} \sim & [(\text{PDD} + 5 \text{ Profiles}) / \text{beam energy}] \\ & \times (\text{open} + 4 \text{ wedges}) \times (60 \text{ points/scan}) \\ & \times [1 \text{ s/pts} + 1 \text{ s (movement and delay)}] \\ & \times 15 \text{ fields} \times 2 \text{ energies} \sim 9 \times 10^5 \text{ s} \sim 30 \text{ h.} \end{aligned} \quad (1)$$

機器のセットアップ、装置パラメータの変更、装置のトラブルなどを考慮すると、光子線スキヤニングデータの取得に必要な時間は一般的に1.5週間である。もう1週間はポイントデータの取得に費やし、1-2週間は電子線、残り1週間は検証に必要となる。また、一般的に解析およびレポートの作成には1-2週間を要する。これらを合計するとコミッシュニングに割り当てられる時間は4-6週間となる。しかしながら、ノンスキヤンデータの取得、QAのための基準データの取得、ベンチマーク試験、TPSデータの検証などに追加の時間を見積もる必要がある。コミッシュニングに許された時間内ですべてのデータを取得する必要があるため、とりわけ最低限の物理サポートしか得られない施設では、物理スタッフは困難を強いられるだろう。少数の物理士が迅速にデータを取得しようとするれば、データの質に影響する可能性がある。

もし同タイプでビーム特性を合わせ込んだ複数の装置があれば、Marshallら<sup>25</sup>が報告しているように低エネルギービームに関しては、ビームデータはよく一致するはずである。しかしながら、現代の装置における定量的な評価では1次元のガンマ解析で、2台の同種の装置において、同条件で取得した複数のプロファイルのうち、30%が正確には一致しないことが示されている<sup>26</sup>。適切な解析によるサンプルデータの比較結果が施設内での許容値（基本的には $\pm 1\%$ ）を満たせば、同一装置に対してのみコ

ミッシュニングの一部をカットして時間を削減することは可能である。（スキヤニングにおける）ポイント測定の収集時間の短縮、スキヤニング速度の増加、測定間の遅延時間の削減などによっても全体の時間を減らすことができる。しかしながら、時間削減のためのスキヤニングパラメータの変更はビームデータの質に影響を与える。実際にこれらを行う前に、大照射野のプロファイル測定などのテストスキヤンを行い、ビームデータに誤差を生じないことを確認する必要がある。

## II. ファントムの材質と使用法、検出器

### II.A. ファントム材質

コミッシュニングの際に測定するビームデータはTable Iに示すように (i) スキャンデータ、(ii) ノンスキヤンデータ（ポイントデータ）の2通りが存在する。ポイントデータは固体ファントム（後述）もしくは水ファントムを用いて測定することができる。スキヤンデータの取得はスキヤニング水ファントムを用いて行われ、一般に40 cm深までの中心軸PDDとプロファイルを測定することが可能である。これらには2次元あるいは3次元水ファントムなどいくつかのバリエーションがある。水（スキヤニング）タンクは少なくとも $40 \times 40 \text{ cm}^2$ の照射野を40 cm深で測定できるものでなければ、散乱条件が不十分であり使用すべきでない。また、光子線に対するスキヤニングシステムはcross-planeとin-plane（x方向とy方向）の両方のスキヤンができる必要がある。両方向にスキヤンが可能であることで、簡便にデータ取得でき、スキヤニングタンクの回転によるアライメントエラーを避けることができる。TPSによってはjawによる照射野のデータだけが必要で、MLCはTPSの内部でモデリングされていることがある。しかしながらMLC照射野のデータはモデルの検証のためにやはり必要である。

貯水タンクに水が貯めてあり、スキヤニングタンクに水をポンプでくみ上げるようなシステムの場合、駆動系に藻類が発生しないよう殺菌剤を投与した蒸留水を使う必要がある。もし貯水タンクが使えない場合、水温をモニタリングして、データ測定前には室温と同等にする必要がある。いくつかの検出器では温度に対する補正が十分考慮されていない

ため、できる限り室温に近付けることを推奨する<sup>27</sup>。そのため、室温と平衡状態になるよう水をしばらく室内に置いておく必要がある。

ビームスキニングは一般的に数日間以上かかるため、藻類が発生してビルドアップを形成することがある。これはタンク内の水が透明から曇った状態に変化することが示唆の1つとなる。ごく少量の洗剤や塩素を加えることで藻類を効果的に除去できる。これらは測定を開始する前か、水が濁りだしたら即座に行う必要がある。洗剤を加えることのもう一つの利点は表面張力を減少させ、セットアップ時の検出器位置を視覚的にわかりやすくできる点である。多くのスキニングシステムの製造業者はハードウェアを保護するための薬品を提供している。

加えて、スキニングデータ取得中の水の蒸発も一般的な問題である。スキニングタンクの大きさにもよるが、水の蒸発は時に無視できないほど検出器の深さを変えてしまうことがあるので、特に長期間に及ぶスキニングでは、定期的に水面を確認することを推奨する。ビームスキニングを終了した際は、スキニングタンク内の水を完全に排出し乾燥させる必要がある。時にはスキニングのハードウェアに対し少量のオイルを注す必要がある場合もある。ミネラル沈着や藻類の発生はハードウェアのダメージとなるため、スキニングタンク内に水を残さないことを推奨する。

## II.B. ファントムの寸法

スキニングタンクのサイズは最大照射野のプロファイル測定に対して十分大きい必要がある（光子線では  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  に加えて十分な側方ビルドアップ（5 cm）とオーバースキャン距離を含めたサイズ）。TPS によっては、モデリングのために最大照射野かつ 40 cm 深で横方向により大きなスキャンや、対角線方向のスキャンを必要とする場合もある。適切なスキニングタンクサイズを決定するため、オーバースキャン領域と 40 cm 深でのビームの広がりやを考慮する必要がある。最大照射野の 1.6 倍が安全であり、単純計算では  $75 \times 75 \text{ cm}^2$  が理想的なサイズである。もしスキニングソフトウェアが対角線方向のスキャンに対応していなければ、テーブルを回

転させてデータを取得する必要がある。一般的にコリメータを回転させてもフラットニングフィルタの形状情報は得られないため、コリメータ回転によってこれらのデータを取得してはならない。

対角線方向のプロファイルでは  $75 \times 75 \text{ cm}^2$  より大きなスキニングタンクが好ましいが、現実には SSD = 100 cm、30 cm 深以上、照射野  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  という条件の対角線方向プロファイル+5 cm のオーバースキャンを測定できる商用のスキニングシステムはほとんど存在しない。妥協点として、照射野の片側半分のみをスキャンする方法（ハーフスキャン）があるが、ハーフスキャンでは最大照射野測定に対して中心軸にオフセットを加えて測定しなければならない。ハーフスキャンを行う前に、オープン照射野の非対称性が 0.5% 以下であることを確認することにより、ミラーコピーしたデータが全体を表しているとみなすことができる。また、より深い領域では横方向の散乱を十分に考慮するため、ハーフスキャン時には中心軸より最低でも +5 cm 反対側までスキャンすることが推奨される。ハーフスキャンはセッティングにより長い時間を要する。TPS の要件によるが、スキャンの完全なデータセットを作成するためにデータ操作が必要になる場合もある。時間削減を行うにしても、入力データとしてシステム（TPS）に適合したデータであるか確認する必要がある。

## II.C. 固体ファントム

ポイント線量およびノンスキャンデータ（出力係数、表面線量、漏えい/透過測定、ウェッジおよびトレイ係数など）の測定は水ファントムで可能で、多くの場合スキニングシステムを用いて行われるが、水を模擬した固体ファントムも簡便性から用いることができる。アクリルやポリスチレンなど水以外のプラスチック素材は Table II や他の文献<sup>28,29</sup>に示すように電子濃度、阻止能（S）、質量エネルギー吸収係数（ $\mu_{\text{en}}/\rho$ ）などが異なり補正が必要であるため、注意して使用しなければならない。Tello<sup>29</sup>らは、水に対して固体ファントム内での光子や電子の挙動がビームのエネルギーによって異なることを示し、固体ファントムの放射線学的特性が正確には水と異なることが指摘されている。



Table II. Physical characteristics of commercially available water equivalent materials. NA: Nuclear Associates, NY; Radiation Product Design, Albertsville, MN; RMI: Radiation Measurements, Inc., Middleton, WI; CIRS: Computerized Imaging Reference Systems, Inc. Norfolk, VA.

Material, manufacturer	Color	Density (kg/m <sup>3</sup> )	$(\mu_{en}/\rho)_{med}^{water}$			
			6 MV	10 MV	15 MV	18 MV
Polystyrene, NA, RPD	Opaque	1050	1.035	1.037	1.049	1.059
Acrylic/PMMA, RPD	Clear	1185	1.031	1.033	1.040	1.044
Solid water, RMI	Maroon	1030	1.032	1.039	1.049	1.052
Plastic water, CIRS	Lavender	1012	1.032	1.031	1.030	1.030
White water-RW-3, NA	White	1045	1.035	1.036	1.049	1.056

固体ファントムは検出器形状に合わせた穿孔加工が必要で、検出器を挿入した状態で kV の X 線で撮影し、形状の一致を確認すべきである。検出器ごとの形状に合わせて加工されたファントムを使用する必要がある。検出器を固体ファントムに挿入したのち、温度が平衡になるまで置いておく必要がある<sup>30</sup>。ファントムの品質は CT を撮像し、アーチファクトや CT 値を介して電子濃度の不均質な部分がないかを確認すべきである。また、ファントムは MV のエネルギーにおいて水と同等の挙動を示すように作られているため、kV の CT 値が水と異なっている可能性がある点に注意する。

#### II.D. ビルドアップキャップ

空中出力係数、もしくはヘッド散乱係数 ( $S_c$ ) の測定では、従来ビルドアップキャップもしくはミニファントムが用いられてきた。商用で利用可能なビルドアップキャップ (Radiation Products Design, Albertsville, MN<sup>230</sup>) はエネルギーによっては混入電子を除去するのに十分でない場合がある。TG-74<sup>20</sup> では二次電子平衡を達成し、混入電子を除去できるミニファントムの使用が推奨されている。4 × 4 cm<sup>2</sup> 以下の小照射野では水等価のミニファントムを用いる場合は SCD = 300 cm にする方法が使用されている。また、TG-74 では高原子番号 (high-Z) の材質のミニファントムを用いて、すべての  $S_c$  を同一の距離で行うことがよりよい方法として推奨されている。金属のミニファントムをアイソセンタで使用できるよう、TG-74 で適切な補正係数が示されている<sup>31</sup>。ミニファントムの典型的な長軸方向の長さは 10 g/cm<sup>2</sup> だが、補正係数を適用すればこれ以外の長さも使用可能である<sup>32</sup>。詳細は TG-74 に記載されている。 $S_c$  の測定は十分な厚さのビルドアップキャ

ップを選ぶことが重要であり、さもなければ誤ったデータを取得する可能性がある。Sec. IV. C. で詳述する。

#### II.E. 検出器

##### II.E.1. 各検出器の有用性

様々な製造業者が幅広い種類の検出器を作っており、電離箱、半導体、ダイヤモンド検出器などが存在する。これらの検出器はサイズによって標準型、ミニ型、マイクロ型に分類できる。明確な定義はないが、電離箱は有感体積によって以下のように分けられる。

- 標準型 ( $\sim 10^{-1}$  cm<sup>3</sup>) - 標準的なファーマ形電離箱は 0.6 cm<sup>3</sup> の有感体積を有している。
- ミニ型 ( $\sim 10^{-2}$  cm<sup>3</sup>) - ミニ型の電離箱は平均として 0.05 cm<sup>3</sup> の有感体積を有している。
- マイクロ型 ( $\sim 10^{-3}$  cm<sup>3</sup>) - マイクロ型の電離箱は平均として 0.007 cm<sup>3</sup> の有感体積を有しており、定位照射や Gamma Knife、CyberKnife、IMRT など小照射野の測定に適している。

##### II.E.2. 検出器の種類

###### II.E.2.a. 電離箱

電離箱はエネルギー、線量、線量率に対する安定性や再現性が良好であることから、放射線の発見時より現在まで幅広く使われている。電離箱は国家標準に対して校正することが可能で、線量を直接測定することができる。電離箱は比較的安価で、容易に入手でき、様々な形状 (円筒形、球形、平行平板形など) とサイズ (標準型、ミニ型、マイクロ型) のものが製造されている。Humphries と Purdy<sup>33</sup> は様々なビームデータスキニングのための電離箱とその特性をリスト化した。しかし、現在では多くのベ

ンダーが放射線計測における様々な利用のために異なった電離箱を販売している。最新の研究成果や必要性に基づいた、使用目的ごとの放射線検出器の分類は様々な製造業者 (PTW, BEST, IBA, Standard Imaging など) から得ることができる。

#### II.E.2.b. ダイオード

半導体ダイオード検出器は光子線・電子線いずれにおいてもビームデータ測定に広く用いられている。ダイオードの特徴は速い応答時間 (電離箱では msec であるのに対し  $\mu\text{sec}$  オーダー) と優れた空間分解能を持つこと、電圧を印加する必要がないこと、高感度であることが挙げられる。加えて、ダイオードは臨床使用されうる 4-20 MeV の電子線において、シリコンと水の間における質量衝突阻止能比がエネルギーに依存しない<sup>34,36</sup>。それゆえ、ダイオードは特に電子線の測定において有効な検出器となる。特定のダイオードは特定の放射線にのみ使用すべきであり、電子線用は電子線の、光子線用は光子線の測定にのみ使用できることに注意する必要がある。また、ダイオード検出器は温度、線量率 (SSD の違いやウェッジ使用時など)、エネルギー<sup>34, 36-38</sup>に対して依存性があり、また角度依存性があるものも存在する。TG-62<sup>39</sup>で推奨されている精度を達成するためには、これらの依存性を補正するか、線量率やエネルギーへの依存性が最も小さなダイオードを使用すべきである。ビームデータ取得におけるダイオード検出器の使用に関しては矛盾する文献<sup>40,43</sup>が存在するので、ダイオード検出器を使用する前に、各施設で電離箱と比較して正常な動作とデータの正確性を確認すべきである。

#### II.E.2.c. 配列型検出器

配列型検出器はオープンビームに対して同時測定が可能であるので、特にソフトウェッジ (ダイナミックウェッジやバーチャルウェッジ) のプロファイル測定に適している。製造業者によって検出システムは (空気あるいは液体で満たされた) 電離箱アレイかダイオードアレイとなっている。複数の検出器が直線的に配置されているため、データ測定を行う前に、各検出器の増幅率を決定するため製造業者の定めた照射野サイズで感度校正を行わなければ

ならない。多くの場合は工場出荷時に適切に校正されているが、使用前にチェックを行うことは精度を担保する上で必要である。電離箱アレイとダイオードアレイでダイナミックウェッジに対する測定に違いはないことが報告されているので、どちらのシステムも使用可能である<sup>44,45</sup>。

#### II.E.2.d. ダイヤモンド検出器

ダイヤモンド検出器は電子-正孔対の可動性に優れた固体検出器で、電離放射線の測定に対して魅力的な半導体検出器である。ダイヤモンド検出器の (測定) 理論はダイオード検出器と非常に似ており、電離放射線が吸収されると物質の伝導性が一時的に変化する<sup>46-50</sup>。ダイヤモンド検出器の応答は吸収線量率に正比例し、方向依存性は示さず、組成は人体に近い。有感体積は  $1.0\text{-}6.0\text{ mm}^3$  と非常に小さく、小照射野のポイント線量測定とプロファイル測定に適している。ダイヤモンド検出器はわずかに線量率依存を示すが、水中におけるスキヤニング測定に使用することができる。ダイヤモンド検出器は製造が難しいため、ほかの固体検出器に比べて高価である。

#### II.E.2.e. 熱蛍光線量計

熱蛍光線量計<sup>51</sup> (TLD) はポイント線量の測定や in-vivo ドシメトリに使用されてきた。TLD の形状はロッド形、チップ形、パウダー状など様々である。ロッド形とチップ形は、適切に熱処理 (アニーリング) することで再使用することができる。TLD は強いエネルギー依存性やフェーディング現象、非線形な線量出力を持つ。しかしながら、これらの効果は MV ビームに対しては比較的小さい<sup>52,53</sup>。精度は照射法と測定法に依存し、 $\pm 5\%$ 以下の精度を達成することができ<sup>54</sup>、Radiological Physics Center と calibration laboratories では $\pm 1\%$ 以下の精度での測定を達成している。TLD はコミショニングデータの測定には不向きであるが、小照射野や IMRT のポイント線量の検証に用いることができる。

#### II.E.2.f. フィルム

フィルムは光学濃度の変化に基づく線量測定に用いられる。TG-69<sup>21</sup>に示されているように、一般

的にフィルムは照射野サイズ、深さ、ビームエネルギー、現像機の状態やその他の要因に影響を受ける。フィルムには、ハロゲン化銀を含むものと、ガフクロミックフィルムの2種類が存在する。TG-69とTG-55<sup>55</sup>では、それぞれハロゲン化銀フィルムとガフクロミックフィルムに対して概説されている。ハロゲン化銀フィルムは光子線に対して強いエネルギー依存性を示すが、MeV領域の電子線では比較的影響が少ない。この理由からフィルムは電子線に対して使用することができる<sup>22,56</sup>。フィルムによって取得されたビームデータは電離箱によるものに比べて精度が低いかもしれないが、小照射野やソフトウェッジの2次元線量分布を取得することができる。Yinの報告のように、小照射野に対してフィルムを用いる場合、フィルムスキャナによるぼけを考慮する必要がある<sup>60</sup>。

#### II.E.2.g. MOSFET 検出器

MOSFET 検出器は臨床における測定<sup>61</sup>とIMRT検証<sup>62</sup>の使用において発展してきた。微小サイズであることから、MOSFETは小照射野の測定、小線源治療、in-vivoドシメトリに適している。MOSFETの再現性、直線性、エネルギー・角度依存性などは従来の検出器と同等である<sup>61</sup>。MOSFETは寿命(測定可能な総線量)が短いため、ビームデータコミッションには向かず、特定のポイント線量測定に使用される。

#### II.E.2.h. Bang gel 検出器

Bang gel 検出器<sup>63</sup>は組成が人体に近く、3次元線量分布を高分解能で測定できる。幅広いエネルギーに対して依存性はなく、3次元線量分布を測定するのに理想的である。線量分布のイメージを作成するのにMRIやCT、optical CTが必要となり、これらの撮像技術はアーチファクトの影響を受けやすい。一般的に、ゲルを用いた測定では多くの手順を必要とし、SRSやIMRTを除いてビームデータコミッションには適さない。

#### II.E.3. 検出器の選択

スキャニング水ファントムを用いたビームデータ測定には電離箱、ダイオード、ダイヤモンド検出

器がよく適している。電離箱はその有効性、価格、精度、使いやすさから最も一般的に使用される。検出器は測定データをどのように使用するか、照射野サイズ、分解能、データ収集に必要な時間などの観点から慎重に選択する必要がある。例えば、一般的な内径4-6 mmの電離箱は $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 以上の照射野サイズの測定に有効であるが、IMRTなどに必要とされる小照射野における測定には適当でなく、半影領域にぼけが発生し正確に測定することはできない。 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 以下の測定には、多くの場合ある程度小さな体積の電離箱かダイオードが用いられる<sup>64-68</sup>。小さな体積の電離箱やダイオードは小照射野と比較して大照射野に対して異なる特性を示すため、すべての照射野サイズで用いることはできない。小照射野のプロファイルはSFD (Stereotactic field diodes)やピンポイントチェンバーのようなマイクロ型検出器で測定する必要がある。これらの検出器はシグナルが比較的小さいため、Sec.III.A.3.gで議論されるようにスキャニング(サンプリング)時間を増やしてSN比を改善する必要がある。

#### II.E.4. 検出器の応答と補正

有限の体積をもつ検出器はプロファイルの広がりに対して有感体積で平均された応答を示す。もし小体積の検出器が使えないならば、デコンボリューション法(逆畳み込み積分)が使用できる<sup>69-76</sup>。測定されたプロファイルの検出器サイズによる半影領域の広がりにはdetector convolution kernelによって説明でき<sup>70-76</sup>、真の半影領域をdetector convolution kernelを用いて外挿することが可能である。デコンボリューション法はノイズの影響を受けやすく、ノイズを除去する必要がある<sup>72</sup>。この問題は半影とdetector convolution kernelの両方が解析的関数で記述できれば解決できる。半影とdetector convolution kernelの解析的関数にはいくつかの研究があるが<sup>77,78</sup>、このような冗長なプロセスを避けるためにも小照射野の測定にはマイクロチェンバーを用いたほうがよい。デコンボリューション法は複雑で、多数のプロファイルに対して用いるには時間がかかるため、商用ソフトウェアが利用可能でない限り、限定したデータセットに対する最終的な選択肢として利用すべきである。

### III. スキャニングシステムのセットアップ

適切に水ファントムシステムをセットアップすることはワークフローの改善につながるが、より重要なことは、大量のデータ処理や再測定などにつながる最適でないデータを得る可能性を減らすことである。ファントムの設置やデータ収集の計画を立てる前に、まずは現在のケーブル配線を確認する必要がある。もし、現在使用されているケーブルがスキャンに利用できなければ、新たにケーブルを配線する必要がある。また、治療装置のコンソールとファントム制御用の PC を並べて使用することで不要な動作が減るため、データの収集時間を短くすることができる。

#### III.A. スキャナの検証と確認

近年使用されている 3D スキャニングシステムは非常に高精度で正確である。しかしながら Mellenberg<sup>79</sup> や、Humphries と Purdy<sup>33</sup> が提案したスキャニングシステムの基本的な QA は行うべきである。定期的か、少なくとも水ファントムの使用前にはアームが x、y、z、対角線方向に自由に動くことを確認することで品質を保証することができるであろう。スキャニングシステムの製造業者は年に一回行われるべき予防的メンテナンスサービスを提供している。スキャニングシステムの正確さと直線性は長い距離を走査してチェックすべきである。コミッショニング用のビームデータを測定する前には、接続ケーブルの漏電や再現性と同様に、スキャニングタンクの物理的な状態（水の漏れや、ひび）や機械的な安定性を確認するべきである<sup>33</sup>。

すべての部品が同じ製造業者によって作られているシステムの場合、一般的には良好なデータが収集できる組み合わせだと考えられるが、ユーザーは使用前に不具合や通信エラーの有無を確認すべきである。さらに、水槽と同じ製造業者が販売している部品（特に検出器）においても、それぞれに互換性がない場合もある。Schmid と Morris<sup>80</sup> が開発したような、スキャナと治療装置を同期させることにより照射野などを自動に変化させるシステムは正確に動作するかを試験しなければならない。このような未来的なシステムは商用装置ではまだ利用

できない。

様々な用途に応じた専用の検出器が増えてきたため、ユーザーは新しいアクセサリ（検出器、ケーブル、コネクタ、アダプタ）と既存のスキャニングシステムを接続する必要がある。その結果、様々な器具を組み合わせる使用することになり、ユーザーはそれら統合システムの性能を確認しなければならない。一般的には、スキャニングシステムごとに適切な検出器のアタッチメントが必要となる。

#### III.A.1. スキャニング (フィールド) 線量計とリファレンス線量計

一般的には、スキャニングタンク内をプログラムのおおりに移動して測定を行うフィールド線量計（もしくはスキャニング線量計）と、照射野内に固定して測定を行う（出力のばらつきを補正する）リファレンス線量計の二つの線量計がスキャニング測定に必要となる。リファレンス線量計を用いることで出力の瞬間的な変動やドリフトを除去することができるため、すべての測定において使用することを強く推奨する。

フィールド線量計とリファレンス線量計は、スキャンの正確さと再現性を保つために、特注もしくは専用の保持具で必ず固定しなくてはならない。散乱線が測定データの精度に影響を及ぼすので、金属製の保持具は避けるべきである。使用する線量計とスキャニングシステムの製造業者が異なる場合は、新しい線量計の製造業者が作成した適切なアダプタを使用すべきである。水中の線量を測定する際に、線量計をテープや添え木で固定すると、固定が緩くなってしまうため、再現性の低いデータを収集してしまうことになり、コミッショニングの時間が増加するため行ってはならない。

リファレンス線量計はフィールド線量計のスキャン範囲上には設置してはならない。リファレンス線量計がフィールド線量計のスキャン範囲上にきてしまうような小さな照射野の場合には、リファレンス線量計を使用する代わりに、スキャン時間を長くしてデータ量を増やす方法が用いられる。

リファレンス線量計とフィールド線量計の種類は前述 (II.E.3.) のように、測定するビームデータの用途に応じて選ぶべきである。また、二つの線量

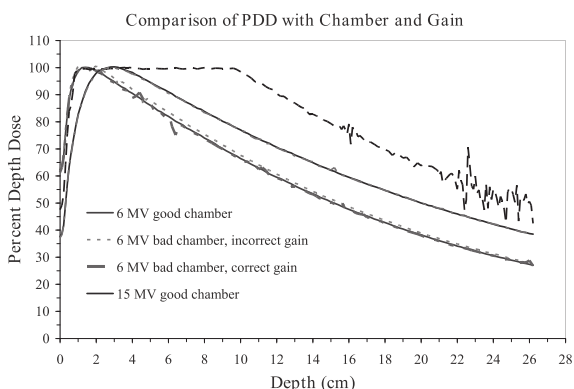


FIG. 2. Comparison of depth doses with good and bad chambers with correct and incorrect bias.

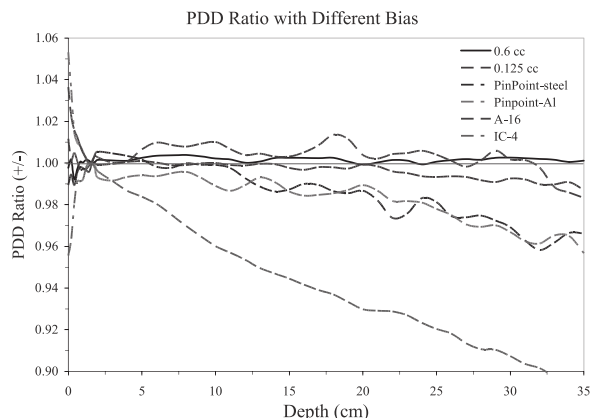


FIG. 3. Ratio of depth doses with positive and negative ( $\pm$ ) polarity on various chambers.

計は同じものである必要はないが、線量計をスキャニングシステムに接続する場合は下記の点について考慮しなくてはならない。

#### III.A.1.a. 検出器の保持具

一般的に、スキャニングシステムとセットで販売される検出器は長軸の長さと同径がほぼ同じ寸法である。もしそうでない場合には、走査方向を決定する際に検出器の寸法の影響を考慮すべきである。また、検出器の寸法とは別に、走査方向を考慮しなくてはならない。ビームの中心軸に関して、検出器の長軸は3つの方向に設置可能である。(1) 長軸はビーム軸に垂直で gun-target 方向 (y 方向) に平行、(2) 長軸はビーム軸に垂直で left-right 方向 (x 方向) に平行、(3) ビーム軸に平行、の3つである。検出器の向きはプロファイルや半影部分の測定で重要となり、Sec. IV A 4 a. で議論される。検出器は、走査方向に対して最小の体積になるように設置すべきである。ビーム軸と平行に設置する場合は漏電や電離体積外効果 (Sec. III D 4 で議論される) について考慮すべきである。

#### III.A.1.b. 印加電圧 (バイアス)

ほとんどの電離箱線量計は 300 V から 400 V の間の電圧で使用される。一方、ダイオード検出器の場合、電圧は 0 V に設定しなくてはならない。ダイヤモンド線量計は一般的に 100 V で使用される。検出器を電位計に接続する前に、ユーザーは検出器のタ

イプと電圧の適正な条件に精通しておくことを推奨する。データ収集中に検出器を変更した場合や、電位計の電源を入れる前には、バイアスの必要条件の確認が必要である。誤ったバイアスで使用すると検出器を損傷する可能性がある。Fig. 2 は漏電が起きている電離箱と正常に動作する電離箱で、設定ゲインが正しい場合と正しくない場合の PDD を示している。スキャンデータが異常なパターンを示す場合や、スパイク状を示す場合は、バイアスやゲインが適切でない可能性がある。スキャン中にそのような現象が起きた場合は、すぐに測定を中止し、検出器のバイアスが適切かチェックすべきである。

#### III.A.1.c. 極性

電離箱線量計の信号の極性は、高電圧バイアスの極性により決定され、もし高電圧バイアスの制御が電位計で行われているのであれば問題はない。しかし、ダイオード検出器の信号の極性は、検出器の構造に依存する。製造業者は同様のモデルのダイオード検出器に対して両方の極性を提示してくれる可能性がある。そのためユーザーはダイオード検出器を購入する際は、所有の電位計で使用できる極性が確認しなくてはならない。一般的に、ほとんどの検出器はどちらの極性であっても使用することはできるが、ユーザーはどちらの極性でも値が一致していることを確認しなくてはならない。Fig. 3 は様々な検出器において極性が+の場合と-の場合に得られた PDD の比を示している。1.0 の線は極性効果が

ないことを意味しており、その場合はどちらの極性でも測定が可能であるが、幾つかの検出器は大きな差を示した。Kim ら<sup>81</sup>は低線量率の測定の際にも、指頭形電離箱の極性効果を評価する必要があることを発表した。一般的には、極性により若干の違いが起こることは予想されるが、極性による差は0.5%以内に抑えるべきである。データ収集は、繰り返し測定において再現可能な一貫した一つの極性において行うことを勧める。Fig. 3で示したように、一つの極性ですべての測定を行い、極性効果の影響が小さい検出器を用いることで、全体の誤差を低く抑えることができる。

#### III.A.1.d. 再結合

イオン再結合は高電圧（300 V 以上）で使用するスキャン用の電離箱では特に問題ないが、製造業者が推奨している電圧の設定は確認しておくべきである。また、電離体積の小さな電離箱の場合、標準的な300 Vより低い電圧が推奨されている場合がある。もし可能であればスキャンで使用する線量率で、印加電圧を推奨の半分の値にして再結合効果<sup>82</sup>を確認し、再結合補正の必要がないことを確認すべきである。

#### III.A.1.e. 感度

検出器の感度は必ず、妥当なSN比で、かつ信号が飽和しない程度にしなければならない。スキャンを行う前に、検出器の感度に適した電位計の測定レンジを確認しておくべきである。検出器の感度は、検出器の製造業者から入手できる。また、リファレンス線量計とフィールド線量計の感度は同程度にすべきである。スキャン用のソフトウェアには、リファレンスとフィールドの電位計の信号が均等になるよう自動的にゲインを調整するものもある。照射野サイズを変えた際にゲインの確認を行うことは重要で、当然、オープン照射野からウェッジ照射野に変更した場合はゲインの調整が必要となる。

#### III.A.1.f. エネルギー応答

一般的に、電離箱線量計の高エネルギー光子線に対するエネルギー応答はほぼ一定で、特に補正を行う必要はない。一方、ダイオード検出器はエネルギ

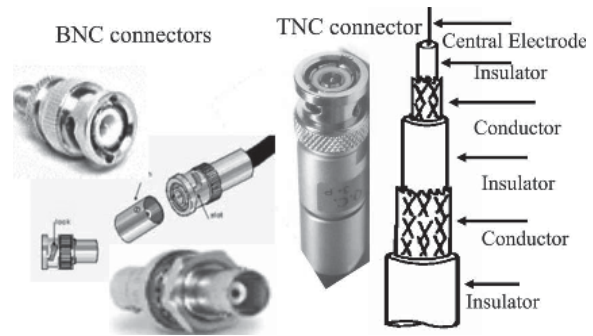


FIG. 4. BNC, TNC, and components of the triaxial cable.

ーにより応答が変化するため、測定値に影響を及ぼす。ダイオード検出器のエネルギー応答は6 MV 光子線、照射野  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  の条件でPDDを測定し、電離箱線量計のPDDと比較することで確認できる。もし、ダイオード検出器で測定したPDDの傾きが電離箱線量計で測定したものよりも緩やかであれば、それはエネルギー応答の変化を表している。一般的に、検証によって特定の補正法が妥当であると認められない限りは、ダイオード検出器は大照射野のPDDの測定には使用すべきではない。

#### III.A.2. ケーブル、コネクタ、アダプタ

高精度なデータ測定を行うためには、高品質なケーブルと電位計が必要となる。もしそれらを使用しなければ、様々な要因により測定値は不確かなものになる。それらの要因のいくつかはケーブルの（信号）忠実度やコネクタの品質、アダプタなどとの適合性と関係がある。ユーザーは以下の章で述べる様々なタイプのコネクタに関する知識が必要になる。

##### III.A.2.a. BNC コネクタおよびTNC コネクタ

BNC（かぎ爪式 Bayonet Neill - Concelman）はその発明者にちなんで名づけられており、爪をひねりながらストッパーに装着するタイプのアタッチメントを持つ。これは、2軸および3軸の両方に対して製造されている。TNC（ねじ山式 Threaded Neill-Concelman）はBNCのねじ山式である。両者とも線量測定によく用いられ、多少の慣れが必要である。Fig. 4に接続部分の例を示したが、BNCとTNCコネクタの外見は良く似ている。コネクタの中でも

接続部の種類 (BNC、TNC など)、オス・メス、導体の種類 (2 軸、3 軸) など様々な組み合わせがある。特に括弧内の例に挙げたものは、スキャニングタンクで使用される検出器と電位計を接続する部分に広く使用されている。ある製造業者は「3 軸型」を改良したコネクタを採用しており、このコネクタの見た目は 2 軸だが、電極がコネクタに内蔵されている。コネクタの詳細については製造業者 (CNMC 社、Standard Imaging 社、PTW 社、Wellhöfer 社など) から確認できる。あらかじめ製造業者ごとのコネクタの形状を把握しておくことにより、将来製造業者から新しい検出器を購入する場合に役に立つ。

- オス: 中心の導線がピン状のもの
- メス: 中心の導線がソケットホール状のもの
- 3 軸: 3 本の伝導体が同心状に配置された、ケーブルもしくはコネクタ
- 2 軸: 2 本の伝導体が同心状に配置された、ケーブルもしくはコネクタ
- アダプタ: 異なる種類のコネクタ同士を接続するための、変換用コネクタもしくは短いケーブル

III.A.2.b. 一般的な接続エラー

ほとんどの線量測定およびスキャニングシステムにおいて 3 軸ケーブルが採用されている。電離箱線量計は 3 軸ケーブルに直接接続できるが、いくつかの製造業者が用いている 3 軸ケーブルの場合、通常の電離箱線量計は接続できず、専用のアダプタが必要となる。PTW 社は特殊な 3 軸ケーブルを採用している業者の一つである。ダイオードの場合、アノードとカソードの 2 つの電極があり、2 軸ケーブルが必要になる。電離箱線量計の場合 3 つの電極 (集電極、ガード、HV バイアス) があるため、3 軸ケーブルが必要になる。ダイオード検出器の場合、適切なアダプタを使用することにより 3 軸ケーブルを使用できるが、電離箱線量計と 2 軸ケーブルは接続することはできない。さらに、電離箱線量計を使用する場合は高電圧を印加するため、人や電子機器へ感電することがないように必ず注意をしなければならない。また、ケーブルなどを接続する際は電圧を落とした状態で行わなければならない。

電離箱線量計用の電位計とダイオード検出器の

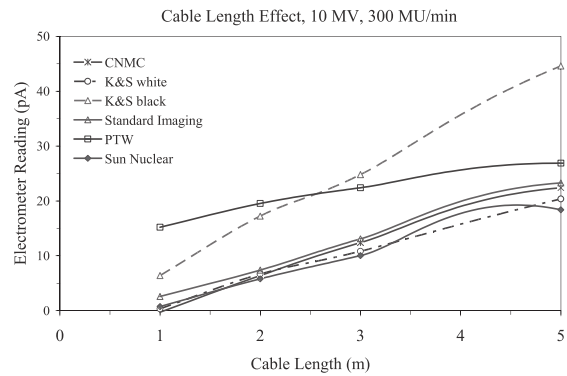


FIG. 5. Effect of cable length in radiation beam. The cables are of different types from various manufacturers.

接続の際に最も良く起きる誤りは、2 軸の BNC コネクタと 3 軸の BNC コネクタを無理やり繋げることである。この場合、(1) コネクタ部分が破損する、(2) 電位計の高電圧が誤った接続によりショートして検出器や電位計が破損する、などの重大な事故が起きる。また、ケーブルをねじる、曲げる、力を加えるなどの行為はショートの原因となるため、絶対に行ってはならない。不適切な組み合わせでも信号を取得することができるかもしれないが、そのような信号には再現性がない。

III.A.2.c. 漏れ電流

データ収集に使用するケーブルは、ケーブルの品質や取扱状況、維持状態により一定量の漏れ電流が発生する。きつくねじ曲げられたケーブルを使用した場合、ノイズが発生する。たいていの市販ケーブルの漏れ電流は  $10^{-13}$ - $10^{-14}$  A 程度である<sup>83-85</sup>。ケーブルの曲げ、ねじり、乱雑な保管などにより、漏れ電流は明らかに大きくなる。小照射野や照射野外の測定の際には、測定の信号に比べノイズが多くなりうる。漏れ電流は一般的に、ケーブルの品質、照射されているケーブルの長さ、コネクタに依存する。いくつかの電位計は、零点調整により漏れ電流をオフセットすることができる。零点調整はビームオフの状態で行うべきである。検出器マウントの向きによって照射されるケーブルの長さが変わるため、漏れ電流の量に影響を与える。

Fig. 5 は、異なる製造業者の様々な種類のケーブル

ルにおける、照射野内に入るケーブルの長さによる測定値の変化を示している。Dasら<sup>86</sup>は、電子線の測定時には照射野内に入るケーブルの長さが測定値に重大な影響を及ぼすと報告している。そのため、ケーブルが照射野内に広い範囲で含まれる場合、特別な考慮が必要となる。スキャンを行う前に、水中に入るケーブルの検出器に近い部分に傷や、きつく曲がる部分がないか調べておくべきである。ケーブルの湾曲や小さな傷は断線の原因となり、絶縁誘導体やノイズ低減材がダメージを受けた場合と同様で、水に沈めて測定を行うと電位計に電気的な問題を起こす。

### III.A.3. 電位計

スキャニングシステムに用いられる電位計は、広いダイナミックレンジを持ち、 $10^{-6}$ から $10^{-14}$ Cの範囲の電荷を測定することができる。スキャンを行う前に電位計の零点調整を行うべきである。また、使用する前に測定レンジを変更しても応答（測定値）の直線性が保たれていることを確認しておくべきである。読み値は、検出器と電位計の応答を合成した値である。一般的に検出器の応答はマイクロ秒だが、電位計の応答はミリ秒であるため、電位計の応答はスキャンにおいて極めて重要となる。

#### III.A.3.a. 測定の極性

電位計の入力極性は2極型と1極型に分けられる。2極型は正と負の両極性で測定が可能だが、1極型は片方の極性の電荷しか測定することはできない。詳しくは、上記の極性の部分（III.A.1.c.）と漏れの部分（III.A.2.c.）を参照。

#### III.A.3.b. 入力オフセット電流（漏れ電流）

測定値には測定信号に交じり、漏れ電流も信号として含まれている。たいていの測定条件であれば漏れ電流は問題にならないが、上記のとおり、感度の低い小体積の線量計によるプロファイル測定の際には問題となる場合がある。

#### III.A.3.c. 入力オフセット電圧

電位計もまた、反転入力と非反転入力との間に入力オフセット電圧を生じる。理論的には二つの入力

端子の電圧は同じかそれに近い。もし、1 mV程度の入力オフセット電圧が生じると、電離箱線量計において漏れ電流のような効果を生じる。もし、ダイオード検出器で測定を行うと、入力オフセットにより直接読み値に値が加えられてしまう。

#### III.A.3.d. 連続性

小体積の電離箱は低いバイアス電圧でもイオンが収集されるという問題がある。数 mV のガードと電極の間に生じる程度の電圧でも、飽和しない程度のイオンの収集が可能である。この程度の電圧は、電位計のガードと電極間の入力オフセットとして存在する。そのため、バイアス電圧が正確に印加されていない場合や、電離箱の高圧電極がきちんと接続されていない場合でも、電荷は測定されてしまう。

侵襲的な（機械的な）テストとは別に、連続性を保証するためのテストがある。もし電位計とバイアスを調整できる場合、ビームデータの測定中に極性を変更し、測定値の極性が変化するか確認する。もし、通信が途絶えている場合や、入力オフセットがある場合は極性を変えても信号は変化しないため、極性ととも信号の変化が確認できれば、連続性が保証される。

連続性が保てない事例として、水中に検出器とケーブルを入れた場合が考えられる。コネクタやアダプタ、ケーブルなどの取り扱いが適切でない場合、正しい条件下でも電離箱のバイアス電圧がショートしてしまうことがある。以下の章で詳しく述べる空中および水中での測定の比較では、違いを示すことがある。また、前述の極性反転テストでもそれらの問題は明らかになる。

#### III.A.3.e. ゲインと自動レンジ調整

電位計は様々なゲインの選択が可能で、検出器の感度の違いに合わせて選択することができる。ゲインは自動もしくは手動で設定することができ、手動でゲインを設定する場合、基準点でフィールド線量計とリファレンス線量計の感度がほぼ等しくなるように設定するべきである。

#### III.A.3.f. 信号の飽和

初期設計でスキャニングシステムに組み込まれ



ていない検出器を使用する場合、電位計の測定レンジから測定値が外れてしまう場合がある。小体積の電離箱の場合、感度は  $0.5 \text{ nC/Gy}$  である、ダイオードでは  $50 \text{ nC/Gy}$  かそれ以上の場合もあり、感度差が 100 倍近くになる。もし、小体積の電離箱の測定レンジでダイオード検出器を使用すると、信号は容易に飽和してしまう。信号の飽和状況から、スキャンの異常を分析すべきである。このような状況は、ウェッジプロファイルのように信号が大きく変化する測定で発生する。

### III.A.3.g. 信号ノイズ比

飽和とは逆に、信号不足のためにノイズが信号より大きくなる場合、信号ノイズ (SN) 比は小さくなる。適切な検出器とゲイン、低ノイズの高品質ケーブルを選び、高い SN 比を保つべきである。光子線の半影部分の測定や、電子線の制動放射によるテール部分の測定の際に、スキャンデータが滑らかでない場合は SN 比を確認するべきである。スキャニングの際には SN 比を少なくとも 100 以上に維持することが良い基準となる。

### III.A.3.h. 応答時間

電位計の応答時間は、信号の変化の検出速度を決定する。ビームの辺縁部分でスキャン速度が速い場合、検出器の信号は急速に変化する。もし応答時間が長くスキャン速度が速い場合、半影部分の形状は広がる。スキャニングシステムにより異なるアプローチと多様な応答時間を持つため、数値を一般化して提供することは困難である。現在のスキャニングシステムの典型的な応答時間は  $10 \text{ ms}$  以下で、スキャン速度は  $1$  から  $500 \text{ mm/s}$  で移動できることから、最高  $100 \text{ mm/s}$  までのスキャン速度にすれば問題ないであろう。

## III.B. スキャニング用水タンク

### III.B.1. ポジショニングとラベリング

スキャニングタンクの適切な設置とラベリング (軸名の設定) は、測定データの品質保証と、スキャンデータのエラーの原因を検出するためには不可欠である。スキャニングタンクの重みで治療寝台の支持機構は簡単に壊れてしまうため、決して寝台

上にタンクを置いてはいけない。一般的には、水を貯めたスキャニングタンクの重さは  $280 \text{ kg}$  近くになり、寝台の重量制限を超えてしまう。そのため、ほとんどの製造業者はスキャニングタンクを貯水タンクの上に保持できるようなシステムか、もしくはそれらを別々にして専用の頑丈な保持具で支えるような頑丈なシステムを提供している。スキャニングタンクは、検出器を動かす際に駆動部の動きが最小になるように設置すべきである。例えば、多くの 3D システムでは x 方向のスキャンは検出器のみが駆動アームに沿って駆動するが、y 方向のスキャンの際はアーム全体を動かす必要がある。x 方向のスキャンでは駆動部分が少ないため、水面が揺れる割合が少なく、よりきれいなデータ収集が可能となる。また、治療計画装置内での座標とスキャンの際の座標が一致するようにスキャニングタンクを設置するべきである。コミッショニング中での座標のラベリングの変更は、余計な時間を生じさせ、混乱を招くため行うべきではない。

スキャニングタンクの原点  $(0,0,0)$  は装置のアイソセンタに近づけるべきで、離れていると大きな照射野を測定する際に問題となることがある。x 軸はレーザの cross-plane (left-right 方向) に合わせ、y 軸は in-plane (gun-target 方向) に合わせるのが良い方法である。x プロファイルと y プロファイルの差は 1% 程度見込まれ、たいていの装置はこのあたりが許容値となる。Siemens 社の治療装置のようにビームステアリングが in-plane 方向のみの場合は、x 方向のプロファイルはより滑らかになり、問題は少なくなる。また、可能であれば製造業者が提供する測定軸の調整装置を使用すべきである。多くのスキャニングシステムには x、y、z のラベリングシステムが組み込まれている。ラベリングは TPS と一致させることが望ましい。

### III.B.2. スキャナの駆動

検出器をスキャニングタンクの四隅に動かし、どの点でも水面と検出器の水平レベルが一致していることを確認する必要がある。もし、検出器の水平レベルを確認するためのキャップ型の専用器具を所有しているのであれば使用すべきである。また、検出器上のマークやその他の確認用器具を利用す

ることも水面との一致を確認できる。

### III.B.2.a. ビーム中心軸のスキャナの駆動

z 軸方向の検出器は、ガントリ角度 0 度の中心軸に沿って平行に動かなければならず、下記の方法で確認することができる。

- 重錘に沿って垂直方向にアームを動かし、正確に垂直に移動しているか確認する。
- jaw を検出器の側面および先端から 1 mm 程度開き、検出器を水面から垂直に沈め、照射野内のクロスヘアと検出器、および光照射野端と検出器の位置関係を見ることで軸を確認する。もし軸がずれていれば明らかに検出することができる。

これらのテストは、スキャニングタンクの水平調整に影響するため、水は満杯の状態で行うべきである。

### III.B.2.b. ゼロ点の深さ

SSD を設定する際は、位置決めレーザ、ODI、メカニカルポイントなどから、少なくとも二つの方法により確認すべきである。レーザが距離計として機能するのであればとても簡便な方法であるが、この方法の場合レーザの位置精度を確認しておく必要がある。水面をレーザおよびメカニカルポイントの位置に正確に一致させ、検出器の中心を水面にセットする。円筒形の電離箱の場合セットは容易で、下から見て水面に反射した電離箱の形状で決定できる。Fig. 6 のように、(水中の) 電離箱と水面に反射した像がきれいな円を描いていれば、電離箱中心と水面が正確に一致している。このポジションをゼロ点とし、スキャンに使用する PC に座標をセットすべきである。水の蒸発によって水面は変化する可能性があるため、測定日の最初と、その後少なくとも 6 時間おきに水面を確認すべきである。あるスキャニングシステムはスキャン時に (検出器および駆動アームが) 水に沈んだ分水面を変更するモータを持つ。ソフトウェアは水の変位に基づいて深さを変更するが、スキャニングタンクが大きい場合はこの誤差は小さい。このようなスキャニングシステムを使用する場合は、操作は十分に気をつけるべきで、使用前にソフトウェアによる補正が正確か確かめておくべきである。

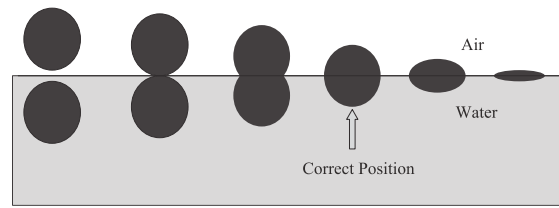


FIG. 6. Sequential appearance of chamber and its reflection in water viewed from tank side. The correct position is when both images form a perfect circle.

### III.B.2.c. 電離箱の変位

水面と検出器の位置を正確な SSD に合わせることで、スキャニングシステムの原点を設定することができる。いくつかの測定プロトコルでは検出器の幾何学的中心は測定点ではないため、測定の際は実効中心に変位する必要がある。光子と電子で実効中心は異なり、さらにプロトコルによっても実効中心は異なる<sup>訳者注 2 82,87,88</sup>。円筒形電離箱を水ファントム中で使用する場合、Fig. 6 に示すように幾何学的中心は正確に設置することができ、電離箱線量計のシフトはこの初期位置から行うことができる。多くのスキャニングシステムではこのオフセットをソフトウェア上で、もしくは手動で設定できる。もしスキャニングシステムのソフトウェアでオフセットを補正すると、測定した値に関連する深さは整数ではなくなる。多くの電離箱のオフセットは 1.5 mm から 2.0 mm の間で、ゼロ点から下側にシフトさせる。この方法により、正確な深さでの測定が可能となる。

### III.B.3. スキャニングの方向

多くのスキャニングシステムはスキャニングタンクとガントリの軸の関係を定義することができる。一般的には y 軸は gun-target 方向で、x 軸は cross-plane 方向であるが、この位置づけとスキャン方向が正しいことを確認しなければならない。設置する位置関係とスキャニングシステムに定義する位置関係が正しくない場合、TPS に入力するデータを誤る可能性がある。例えば、TPS に 45 度のウェ

<sup>訳者注2</sup> 標準測定法 01 および標準計測法 12 においては、光子線のための変位量は  $0.6r_{\text{cyl}}$  であり、 $r_{\text{cyl}}$  は電離空洞の半径を示す。

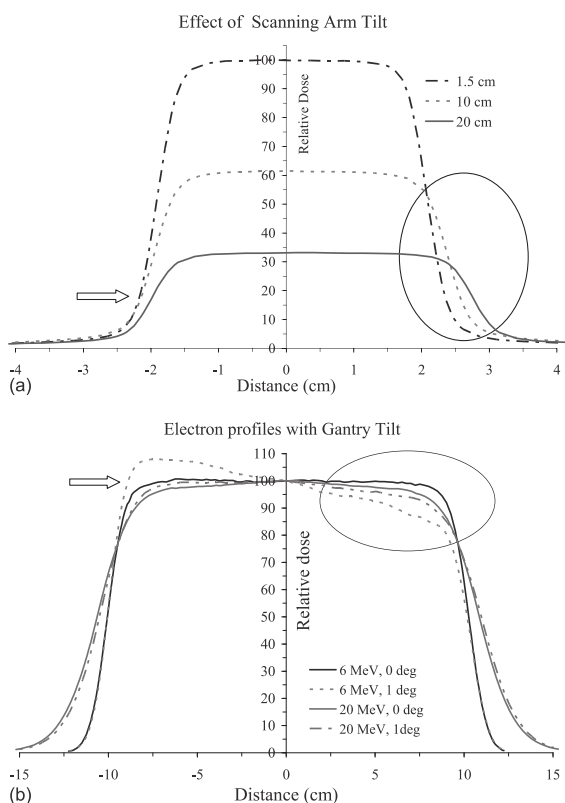


FIG. 7. (a) Beam profiles of a 6 MV beam at different depth with scanning arm tilt for a 4×4 cm<sup>2</sup> field, (b) electron beam profiles at depth of 80% depth dose for 20×20 cm<sup>2</sup> cone with gantry tilt. Arrows and circle are shown to represent the impact of arm and gantry tilt.

ッジプロファイルを入力するときに、実際に測定したデータがウェッジの非勾配方向である場合は、深刻なデータ入力ミスにつながる。

### III.B.3.a. スキャン軸のアライメント

正確なデータ測定を行うためには、ガントリの y 方向 (in-plane) と x 方向 (cross-plane) に対して、スキャニングタンクを正確に合わせなければならない。これは、スキャニングタンクの側面にあるマークとレーザを合わせるか、検出器の保持具をフィールドの端に合わせることで達成される。これはまた、軸に沿って検出器を手動で移動させたときに、検出器中心がクロスヘアなどの点でも一致することを保証すれば確認できる。位置合わせを正確に行わないと、測定したプロファイルの照射野サイズは正確ではなくなり、ウェッジプロファイルなどのデ

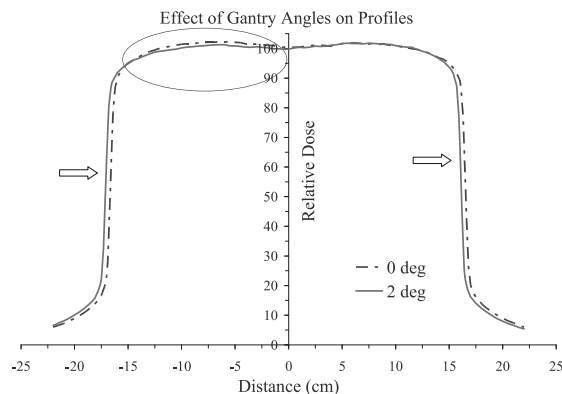


FIG. 8. Effect of gantry angle tilt on the profiles of a 6 MV beam for 30×30 cm<sup>2</sup> field at 10 cm depth.

ータも正確ではなくなる。もし、Fig. 7のように光子線や電子線のプロファイルが適切な形状でない場合は、アームや水槽が傾いていることが考えられ、調整を行うべきである。

### III.B.3.b. スキャニングタンクの傾き

スキャニングシステムの水平度の調整はスキャニングタンク全体で行うか、アームだけで行うかの2通りある。光子線の測定において、アームの傾きが対称性に与える影響は小さい。しかし、Fig. 7(a)に示すように、アームが傾いている場合、個々のスキャンの中心は深部になるほどずれる。小照射野やウェッジ照射野でこの影響は重大で、PDDは中心軸からずれ、ウェッジの厚みが異なる部分を測定することになる。電子線では、Fig. 7(b)が示すように、特に線量勾配が急な低エネルギーの場合は、 $d_{max}$ 以降の深さでアームの傾きによる影響は顕著に表れる。

### III.B.3.c. ガントリの傾き

スキャン中にガントリが傾いている場合、cross-planeのプロファイルやPDDに影響を及ぼす。この影響は小さいが、深部でプロファイルの非対称が生じる (Fig. 8)。スキャン前にガントリを水平にすることは不可欠で、cross-plane方向の測定で非対称を避けるため、ガントリ角度は精密な水準器で確認すべきである。

### III.C. スキャンの駆動機構と動き

#### III.C.1. 配列型検出器の重量

水ファントムシステムにおいて、(検出器の) 保持具とスキャン機構は比較的小さく軽い検出器を想定して作られている。幾つかの配列型の検出器は保持具の制限を超えた重さである。スキャニングシステムで配列型検出器を使用する前に、製造業者に確認をとらねばならない。配列型検出器の重さとサイズの影響を考慮するため、データ収集の前にスキャンアームの動きを確認すべきである。

#### III.C.2. 速度と位置の精度

検出器の信号の強度、感度、電位計の収集時間、位置精度によっては検出器の移動速度にスキャニングシステムが対応できない場合がある。これらを確認するために、最高速度と最低速度において、20 cm の照射野で 40 cm の範囲をスキャンし、二つのプロファイルと比較すべきである。もし相対的な形状は一致していて、位置がシフトしていれば、スキャン速度に限界があることが確認できる。

#### III.C.3. ヒステリシス

スキャナの位置のエンコーディングにおいてヒステリシスが起きていないか確認すべきである。ヒステリシス現象は一般的に旧型のスキャニングシステムで問題になり、この現象は同じ照射野で、中程度のスピードで往復してスキャンを行うことで確認できる。もし、二つのプロファイルが完全に一致していない場合、スキャンの動作にヒステリシスが起きていることになる。このような現象が発生した場合は製造業者に修理を依頼し、スキャニング測定に使用すべきではない。

#### III.C.4. 腐食 (さび)

水への添加物や保存方法などについては業者の提案に従うべきである。長期にわたり使用しない場合、特に日をまたぐような場合は、スキャン機構を水に浸しておくべきではない。

### III.D. 測定前の試験

#### III.D.1. ドライラン

新しいスキャナを使用してビームデータを測定

する前には、事前に測定テストを行うべきである。また、装置の精度管理のための毎年の校正を行う前にも、事前の測定テストは不可欠である。すべてのケーブルを接続してスキャニングタンクに水を貯めない状態で、フィールド線量計をアイソセンタ上に設置し、リファレンス線量計はフィールド線量計のスキャン範囲上に入らないように適切に設置する。スキャン用の検出器にビルドアップキャップを装着し、電位計に必要な調整を行い、 $20 \times 20 \text{ cm}^2$  の照射野で、 $-20$  から  $20 \text{ cm}$  まで空中でスキャンを行う。スキャナによっては、リファレンス線量計から信号がない場合、スキャンが停止するためドライランを行えないタイプもある。

測定を繰り返し行い、検出器がクロスヘア中心に達したら照射を中断する。スキャンデータを保存して、スキャナのソフトウェアやスプレッドシートを使用して、次の項目を解析、検討を行う。

- ノイズ：プロファイルの平坦な部分の標準偏差を求める。これは照射時のノイズの標準偏差を示している。
- SN 比：同じ領域で、標準偏差と平均値の比 (変動係数) の計算を行う。この値は SN 比に近い値となる。
- 時定数：照射を止めた時点から検出器の信号がなくなるまでの時間を測定する。これは、検出器に残る電荷も含めた、時定数もしくは応答時間と関係している。
- 漏れ電流：照射を行っていないときの値が落ちて平坦になった領域の、平均値と標準偏差を求める。
- 電位計オフセット：もし、電位計にゲインの自動調整機能がないのであれば、照射を行っていない部分の標準偏差と、平坦に照射されている部分の標準偏差はほぼ同等になるべきである。照射していない場合の値の平均値は電位計のオフセットで、同じゲインにおける測定ではすべてのデータから減算すべきである。
- 極性：もし電位計が 2 極であれば、(信号が) 負の値をとることもあり、平均値が負になることもある。(オフセットを差し引く場合などに) 負の平均値を減算する場合は、結果として正の値を加算することになるので、正負の符号は残し

ておくべきである。

- 無効な値：照射を行っていない時の値（バックグラウンド）が常に 0 で変動がない場合、データが強制的に 0 に補正されている可能性がある。これにより、半影部分やテールの部分に測定誤差が起きる可能性がある。

### III.D.2. ウォータラン

検出器とケーブルが浸水した状態で、ケーブルのジャケットの亀裂や漏電が起きている場合、測定機器の回路のパラメータが変化し、測定結果も変化する可能性がある。もしコネクタが防浸型でないのであれば、水に沈めてはならない。スキャニングタンクに水を貯め、検出器とケーブルを水に沈めた後、確認を行うまでに 30 分かそれ以上経ってから行うのが最適である。ドライランと同じテストを繰り返し、それらのパラメータがほぼ一致していることを確認する。ノイズの標準偏差が増加した場合、スキャン可能な最大深での測定が再度必要となる。この測定値の SN 比は最も低くなるはずであるが、この SN 比は既知のシステムの感度かそれ以上であるべきである。

### III.D.3. 飽和試験

上記のドライランと同じ手順で、線量率を最大と中程度に設定して  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  の照射野の測定を行い、プロファイルの比較を行う。

### III.D.4. 電離体積外効果

スキャン用の電離箱線量計の電離体積は非常に小さいため、ケーブルやコネクタなどの電離体積以外の部分（Extracameral volume）に散乱線や一次線が照射されると、電離が起きて測定信号に影響を及ぼす（電離体積外効果：Extracameral effect）<sup>83,84,89</sup>。Extracameral volume は、収集効率の高い電離空洞内部から生じるのではないため、一定ではない。飽和テスト終了後に検出器をマウントから外して電位計の近くにおき、最大線量率で照射した場合と照射を行わない場合の検出器の応答を記録する。検出器の反応が変化した場合、それは Extracameral volume による影響である。これは、検出体積が Extracameral volume に比べ小さいためだと考えられる。この効果

が有意であるか、プロファイルのテール部分の測定値を比較することで確認しなくてはならない。

### III.D.5. エネルギー応答性の試験

ダイオード検出器で PDD を測定する場合、エネルギー応答は 6 MV の光子線の大照射野（ $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ）における大きな体積の電離箱で測定した PDD と比較することで、評価することができる。 $d_{\max}$  以降の深さの PDD において、電離箱線量計に比べダイオード検出器の線量曲線の減弱する傾きが小さい場合、これはエネルギー応答の違いを示している。ここで使用する大きいサイズの電離箱線量計（例えば  $0.6 \text{ cm}^3$ ）は、他のすべての試験に合格しており、システムの漏れ電流の影響などを受けないことが前提である。

### III.E. データ取得

データ収集は混乱を避けるために、系統立てて行うべきである。多くのスキャニングシステムにおいてデータ収集の手順を整えることは、のちのデータ解析の効率を大幅に向上させる。また、データの一貫性と正確さを向上させるために、同じセットアップで取得できるデータは同時に収集するべきである。Table I のようなスプレッドシートを用いて測定項目を整理することで、データ収集をすばやく処理できる。

#### III.E.1. スキャンパラメータのプロトコル

データ収集には、使用するソフトウェアに依存する幾つかの要素がある。データの質は、スキャン速度、遅延時間、サンプリング時間に依存するため、ソフトウェアの特徴を活用して最適なデータ収集をすべきである。Sec. I B 4 で述べたように、ビームコミッションには多くの時間が必要となる。式 (1) で示すように、スキャン速度を上げ、サンプリング時間を短くして粗い収集を行うと全体のスキャン時間は減るが、低エネルギー電子線ではスキャン速度を上げてサンプリング時間を減らすと最適なデータは得られない。これらの詳細は各セクションで述べる。

#### III.E.2. スキャン速度

スキャン速度を速くするとノイズは増加し、また、アームの動きにより波が立つことで測定値も波打つ。これは、低エネルギー電子線において  $d_{\max}$  以上の深さのプロファイルを測定する際に大きな影響を及ぼす。アームが速く動きすぎると水面が波立ち上下するため、測定深に影響を与える。この影響は Fig. 9 で示されており、PDD でも同じように波打った曲線が観察される。スキャン速度は、小さな電離体積の電離箱を使用した小照射野の測定にも重大な影響を与える。電離体積が小さな電離箱の場合は信号が小さいため、スキャン速度を遅くすることで信号量を増やし、統計的変動を減らす必要がある。

### III.E.3. 遅延時間

遅延時間とは隣り合う測定点間を移動する時間を指す。長い遅延時間をとることで測定時間は長くなるが、低エネルギー電子線の測定のように小さなさざ波の影響を大きく受ける場合には、それらの影響の低減に有効である。

### III.E.4. サンプリング時間と信号

サンプリング時間とは、検出器がデータ収集のために停止している時間を指す。サンプリング時間は、電位計のゲインや検出器のサイズ（信号の量）によって調整すべきである。また、データ収集を行う前に、測定を行う最大深度の半影領域にて信号の量を確認し、適切なサンプリング時間を決定すべきである。また、割り当てられたコミッション時間を超えないようなサンプリング時間を設定することも必要である。

### III.E.5. 高周波ノイズの干渉

測定システム全体の伝導性遮蔽体（電離箱やダイオードのシェル、ケーブルのシールド、コネクタアダプタ、電位計のコネクタ、電位計の筐体）が正常であれば、検出器の信号に対して高周波による干渉はない。単純な伝導性遮蔽体のテストは、乾燥した部屋の中でフロアに靴をつけて引きずりながら歩く、測定システムの上で手を振るなどの行為を行い、静電気を発生させることで行うことができる。さらに、部品に触れた場合の測定応答の変化を確認することで、接続の問題を明らかにすることができる。

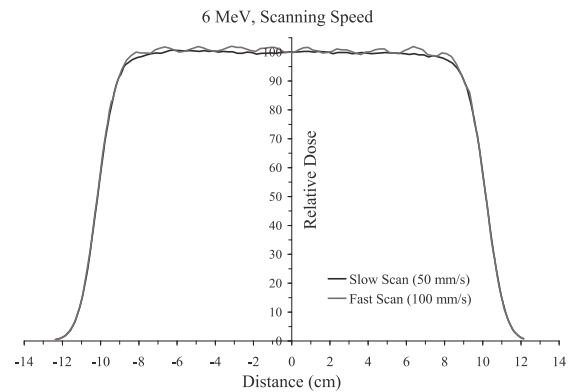


FIG. 9. Impact of scanning speed on the quality of electron profile.

## III.F. データファイル

### III.F.1. データファイルの構成

データ検索を簡便にするために、光子線のデータと電子線のデータは異なる名前のフォルダに分けて保存すべきである。さらに、光子線のフォルダの中でもオープンやウェッジなどの名前のフォルダを作ることによって、細分化することができる。優れたファイルの構成を組み上げることで、多くのデータの中から特定のデータを探し出す作業時間を大幅に抑えることができる。

### III.F.2. ファイルの名前

データを収集する際に、のちのデータ検索を簡便にするために、ファイル名の決定法を確立しておくべきである。多くのスキャニングシステムでは、自動的にファイルの名前が割り当てられるか8文字以内までと限定されており、これらは名前の決定法を複雑にする。もしファイル名の文字数が8文字以内で限定されてしまう場合、混乱しないような名前をつけることや、重複しない名前を付けるための工夫が必要となる。ファイル名の決定法の例として、エネルギー・オープンまたはウェッジ・スキャン方法のように区分けする（例：6P15WDD）。たとえWindowsのファイル名制限のみであったとしても、「6 MV open depth dose set」や「18 MV 15 deg wedge 10×10 profiles」のように、のちに検索する際に混乱しないようなファイル名の決定法を採用すべきである。いくつかの旧式のシステムでは、ファイルはシングルファイルとして内部に保存されるものも

ある。このような場合では、のちに検索や解析に役立つように、個々のスキャンデータを保存する際に詳細なコメントを記入するべきである。

#### IV. 光子線のビームデータ

##### IV.A. 光子線スキャンデータ測定

必要となる測定項目は、線量計算システム (TPS、MU 計算システム、など) に依存する。また特殊な治療法では治療計画システムの正確さを確認するための追加データを測定する必要がある<sup>2</sup>。これら全てのデータはスキャン測定と非スキャン測定 (ポイント線量測定) により取得される。スキャン測定は、照射条件 (例: 照射野サイズ、SSD、補助器具の有無、等) を固定した状態で異なる位置の線量を連続的に測定する方法であり、深さ方向や軸外方向の線量変化を測定する。一方で、非スキャン測定は照射条件を様々に変化させて線量の変化を測定する方法で、通常は線量をノーマライズする基準深で測定する。Table I に示したスプレッドシートは多量のデータの体系的な管理に有用である。このとき、同時にファイル名なども一括して管理する必要がある。

##### IV.A.1. 深部線量

PDD は一定の SSD (通常のリニアックでは線源回転軸間距離である 100 cm) で測定する。受け入れ試験における PDD 測定では特定の測定機器 (例えば、工場出荷時のビームパラメータに一致させるため、リニアックの設置者が用いる Wellhofer Buddelschiff や PTW システムなど) が用いられる。しかし、これらのデータはビームモデリングやコミッショニングで用いてはならない。この他に、スキャン速度、ステップ、ゲインなどに注意が必要である (III 章参照)。また、深部線量の測定では水面の波立ちを最小にするため、タンクの底から測定を開始するなどスキャン方向を考慮する必要がある。

##### IV.A.1.a. 標準的な SSD と非標準的な SSD

各種のスケールリング手技で生じる誤差を最小にするため、データは臨床でのセットアップ条件に近い条件で取得する。一般的にアイソセントリックな照射法では校正深が 10 cm、SSD が 90 cm であるため、

TPS では SSD を 90 cm としてコミッショニングを行う。しかし、TPS ベンダーは慣習的に SSD=100 cm を指定する場合がある。さらに、現在の一部の線量校正プロトコル<sup>訳者注<sup>3</sup></sup>では、SSD=100 cm の PDD が必要である。よって、ビームコミッショニングの 1 つとして、様々な SSD で線量を確認するべきである。

以下に、SSD が変化した場合に深部線量に影響する因子を示す。光子線の深部線量は SSD の変化によって各成分が異なる変化を示すため、単純な距離補正では不十分である。このため、指定された SSD での測定を必ず実施し、異なる SSD で得たデータは整合性を確認するための QA として位置付けるべきである。:

- 混入電子 (Electron contamination) : 表面線量とビルドアップ領域では混入電子が複雑に影響する。混入電子は照射野サイズ、光子エネルギー、SSD、ビーム修飾器具、ビーム角度などを含む様々な因子に影響される<sup>90-101</sup>。この変化は製造業者による適正な技術により可能な限り低減されているが、通常、各 SSD における混入電子の変化は補正できない<sup>102, 103</sup>。混入電子の相対的な量は空気層の長さ (≒ SSD) で変化し、長い SSD ではヘッド散乱電子の空中散乱が増大するため混入電子は減少する。
- 一次線量 (Primary dose) : 一次線量は異なる SSD に対して距離の逆二乗則を適用することで補正可能である。ただし、側方電子平衡が成立しない小照射野では深さにより照射野サイズが変化し、平衡レベルが変化するため補正は困難である。
- 散乱線量 (Scatter dose) : 大照射野ではファントム内で生じる散乱線が増大するため距離の逆二乗の影響が弱まる。この散乱線は異なる SSD で取得される (混入電子の到達深度以降の) PDD が差異を生じる主な原因である。
- ヘッド散乱線 (Head scatter) : ヘッド散乱線はガントリヘッド内で生じた散乱線であり、

訳者注<sup>3</sup> AAPM TG-51 など

その主線源（フラットニングフィルタ）からの逆二乗に従う。ヘッド散乱光子の実効線源位置はフラットニングフィルタ付近にあるため、逆二乗の影響はターゲットからの直接光子とヘッド散乱光子で異なる。さらに、PDD（直接光子とヘッド散乱光子の混合）と側方の線量プロファイル（実効線源位置がファントムに近づくため、ヘッド散乱光子は直接光子より外側に広がる）で異なる影響をもたらす。

- エネルギー（Energy）：表面で同じ照射野サイズであっても、SSDが異なる場合は異なる実効エネルギースペクトルを示す。これは散乱線の成分が異なるため、軸外における線質の軟化は軸外角度に依存する。
- 半影（Penumbra）：電離箱がサイズによって有意の広がり関数を持つため、電離箱を用いて測定したある SSD の半影から他の SSD の半影を決定することは困難である。小型の検出器が使用できない場合、プロファイルはデコンボリューション（逆畳み込み積分）で得ることができる（Sec. IV A 参照）。

（小照射野を除く）簡単な QA では、僅かな SSD の違いに対して逆二乗則による補正が可能である。ただし、それ以外では異なる SSD で得たデータを補正して用いることは推奨されない。

#### IV.A.1.b. 異なる SSD における PDD の変換

PDD は、SSD 一定の治療やその他の深部線量データ（例えば TMR/TPR）を決定するために用いられる。慣習的に PDD は SSD=100 cm で評価されるが、SSD=90 cm などでも測定されることがある。短い SSD では大照射野の測定で十分なファントムサイズを容易に準備できる。PDD は照射野（ $s$ ）と深さ（ $d$ ）に加え SSD の関数である。異なる SSD で測定された PDD の関係を求める方法が様々な文献で報告されている<sup>88,104</sup>。

#### IV.A.1.c. 延長した距離におけるビームデータ

全身照射（total body irradiation, TBI）や全皮膚電子線照射（total skin electron irradiation）のような特

殊な治療法では、深部線量、TPR または TMR、線量プロファイルは、AAPM のレポートに記述されているようにそれぞれ延長した距離で取得する必要がある<sup>23,24</sup>。しかし、水槽のサイズが限定されるためこれらのデータ収集は困難である。さらに、これらのデータは十分なサイズのファントムを用いたポイント線量測定によって検証する必要がある。

#### IV.A.2. 組織最大線量比・組織ファントム線量比 (TMR/TPR)

TMR の測定は多大な時間を要する。水ファントムによっては、既知の水量をポンプで汲みだすことによって TMR/TPR を測定するシステムを有するが、それぞれポイント線量測定により正確さを検証する必要がある。最も簡単な TMR/TPR の取得法は、深部線量測定から変換して作成する方法である。多くのソフトウェアでは BJR Supplement 25<sup>104</sup> に示された Khan ら<sup>88</sup> の手法を採用した変換プログラムが組み込まれている。深さ  $d$  と照射野  $r_d$  の TMR は、PDD から次式で算出できる。

$$TMR(d, r_d) = \frac{PDD(c, d_r, SSD)}{100} \cdot \frac{(SSD + d)^2}{(SSD + d_{max})^2} \cdot \frac{S_p(r, c_{d_{max}})}{S_p(r, c_d)} \quad (2)$$

変換の妥当性を確認するため、式(2)で得た TMR は大照射野、小照射野および深部で必ず検証しなければならない。また、これらの表の作成には PDD の補間が必要であるため、小照射野の TMR ではさらに小照射野の PDD が必要である。ベンダーが提供するソフトウェアを用いて PDD から TMR に変換する場合、小照射野と深部では外挿による誤差が生じていないことを必ず確認する必要がある。ポイント線量測定によりこれらの妥当性を確認することを推奨する。

#### IV.A.3. 表面線量とビルドアップ領域

表面線量は装置に依存し、照射野サイズ、線源-表面間距離、ビーム修飾器具およびビーム入射角度など多くのパラメータの影響を受ける<sup>97,105-115</sup>。通常、



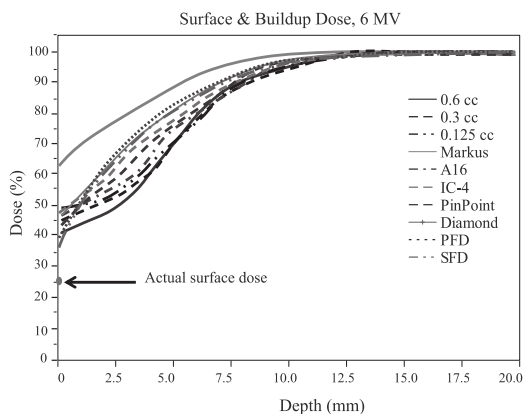


FIG. 10. Surface and buildup dose for  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> field of a 6 MV beam with various detectors. The actual surface dose is also marked by the arrow.

リニアックのコミッショニングでは表面線量の測定が含まれる。ビルドアップ領域と同様、表面付近は急峻な線量勾配であるため検出器の選択に細心の注意が必要である<sup>115-118</sup>。Fig. 10は異なる検出器で測定したビルドアップ領域と表面線量を示す。通常、ビーム方向の検出器有感部の大きさは可能な限り小さくする。表面線量の測定では走査式の測定器を使用しないことを強く推奨する。

表面線量の測定では外挿電離箱が最適である。しかし、入手困難であり、非常に測定時間がかかる問題がある。よって、その代用として平行平板形電離箱が表面線量とビルドアップ領域の線量測定で一般的に用いられているが、平行平板形電離箱はビルドアップ領域、特に表面近傍で線量を過大評価する<sup>90,119</sup>。これは外挿電離箱と比較して電極間隔が大きいことと、ガードリングが小さいことに起因する。よって、小さい電極間隔と幅の広いガードリングを備えた電離箱を用いることでこの不正確さは低減できる。さらに、電離箱の極性効果は正負の極性で得られた読み値を平均することで補正可能である<sup>90</sup>。薄層 TLD、有感体積の小さいダイオード検出器、MOSFET、ラジオクロミックフィルムによる表面線量の測定も報告されている<sup>117,120,121</sup>。

#### IV.A.4. ビームプロファイル

##### IV.A.4.a. プロファイル (半影部と軸外線量比)

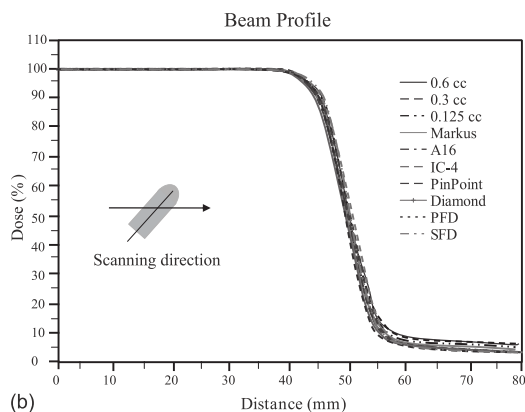
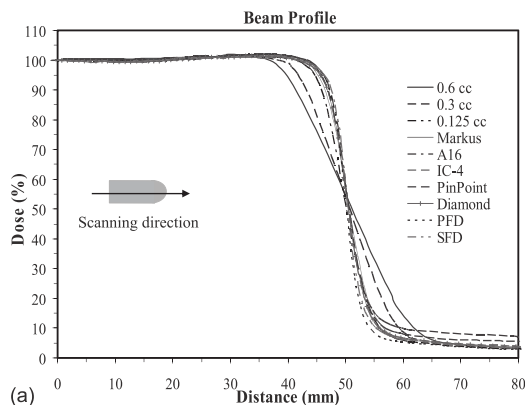


FIG. 11. Effect of chamber orientation on photon beam profiles for a  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> fields: (a) long axis scan, (b) short axis scan with various size detectors. Only half scans are shown.

小照射野と線量勾配が急峻な領域における線量プロファイル (= 軸外線量比) の測定では、検出器の設置方向が極めて重要である。Fig. 11に示すように、比較的大きい照射野における線量プロファイル測定では、適切な検出器とその設置方向が選択されなければならない。Fig. 11はプロファイル測定における体積平均効果を示し、スキャン方向で有感部が薄い(空間分解能が高い)検出器がプロファイル測定に適している。

通常、コミッショニングでは in-plane (gun-target 方向) と cross-plane (left-right 方向) の線量プロファイルが必要である。in-plane と cross-plane を任意に選択できる場合、cross-plane プロファイルを取得すべきである。これは、一部の装置では加速電子を調整する gun-target 方向で、非対称性や平坦性が欠如する可能性があるためである。cross-plane のプロ

ファイルは安定しており、データ収集ではこの走査方向を選択する必要がある。

線量プロファイルは、コミッショニング期間に TPS への入力やその他の手計算、市販のソフトウェアを用いた MU 計算用に取得する。測定条件は TPS に依存するが、多くの TPS ではオープンとウェッジ照射野について半影部と軸外線量比をモデル化するため、小照射野から最大照射野の線量プロファイルが必要とする。データ間隔は半影部で少なくとも 1 mm、その他は 2 mm を超えない間隔が望ましい。プロファイルデータから軸外線量比の表を作成する際は中心軸の値で規格化し、アイソセンタ面での軸外距離に縮尺を合わせる必要がある。多くのスキャニングシステムに付属するソフトウェアはこの機能を備えている。

線量プロファイルの測定数は TPS に依存し、定められた照射野と深さで取得する。ビームの基本的な形状は深さまたは照射野で大きく変化しないため、プロファイルは過剰に取得する必要はない。通常、 $6 \times 6 \text{ cm}^2$  までは 1 cm 間隔の照射野、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$  以上では 5 cm 間隔の照射野で取得すれば十分である。また深さについては 5-7 種類の深さで取得し、 $d_{\text{max}}$  を含む 5 cm 間隔で十分である。また、一部の TPS では in-plane と cross-plane に加え対角線上 (diagonal-plane) のプロファイルが必要である。

#### IV.A.4.b. スターパターン

一部の TPS アルゴリズムではコリメータ回転軸と垂直な面のいくつかの角度で線量プロファイルが必要な場合がある。この線量プロファイルは一般的に  $10^\circ$  間隔、最大照射野の  $d_{\text{max}}$  または水中深さ 10 cm で取得され、スターパターン (star-pattern) と呼ばれる。一部のスキャニングシステムは特定の角度でスターパターンを取得するソフトウェアが内蔵されている。ソフトウェアが利用できない場合は、装置のカウチ回転台で水槽を回転することで取得する。スターパターンはフラットニングフィルタの特性 (形状情報) を決定するためのものであるため、コリメータを回転して取得してはならない<sup>122</sup>。

#### IV.A.4.c. 物理 (ハード) ウェッジ

Table I(a)に示すように、ウェッジ方向の線量プロ

ファイルも測定する。線量勾配が急峻な領域ではより小さい間隔で測定する必要がある。物理ウェッジでは勾配方向と非勾配方向でビームの減弱が生じる。大照射野の辺縁ではウェッジに斜入射することにより、軸外であるほど減弱が大きいことに注意が必要で、これを評価するため、非勾配方向でもデータを取得する<sup>123, 124</sup>。

#### IV.A.4.d. ソフト (エレクトロニック) ウェッジ

ソフトまたはエレクトロニックウェッジ (ダイナミックウェッジ、バーチャルウェッジ) の線量プロファイルを測定するためには、一般的なスキャニングシステムとは異なる測定機器が必要である。ソフトウェッジはビーム照射時にコリメータを開閉駆動する。この場合のウェッジプロファイルは単一の電離箱を使用する標準のスキャニングシステムでは測定できない。各測定点で全散乱線の影響を考慮した測定を行うため、フィルムや、スキャニングシステムの駆動部にマウントできる 1 次元検出器 (列型検出器、素子は電離箱またはダイオード)<sup>44, 45, 59</sup> が用いられる。しかし、多くのスキャニングシステムではこのマウントオプションなど組み合わせで使用できる検出器に制限があり、また施設によっては費用も問題となる。その他の選択肢として Profiler (Sun Nuclear, Melbourne, FL) のようなダイオードアレイと、ほぼ水等価とされる固体ファントムを用いて少なくとも 20 cm までの異なる深さで測定する方法がある。ダイオードアレイは水中スキャンと良好な一致を示しており<sup>45</sup>、TPS へのデータ転送が可能である場合が多い。ただし、ダイオードアレイは測定可能な最大照射野が限られている。その他の選択肢としては、フィルムを固体ファントムに挿入し、画像解析ソフトで線量プロファイルを取得する方法がある。フィルムを用いた線量測定では濃度-線量応答曲線を作成して校正を行う必要があり、また自動現像機の QA も必須である。フィルムを用いた線量測定の問題点は特性曲線の線質依存性<sup>21</sup>とフィルムサイズによる測定範囲の制限である。

#### IV.B. MLC データ

近年、MLC はリニアックに標準搭載されており、用途に合わせて様々なサイズ (レギュラー、ミニ、

マイクロ)がある。機械的安定性と特性は様々な製造業者に対する報告に基づいて、装置のアクセプタンステストで検証されなければならない<sup>125-145</sup>。通常、MLCの取得すべきコミショニングデータは臨床使用に依存するが、それ以上にTPSに依存する。MLCの設計とコミショニングに関する詳細はAAPM Report 72<sup>145</sup>とIPEM Report 94<sup>16</sup>で提供されている。しかし、下記のパラメータは各光子エネルギーと、重力の影響を検証するため、少なくとも4つのガントリ角度(0°、90°、180°、270°)で定量化されなければならない<sup>146,147</sup>。

- 光照射野と放射線照射野の一致。
- MLC 間隙の漏洩 (Inter-leaf leakage)
- MLC 中の漏洩透過 (Intra-leaf leakage)
- 照射野内の Tongue and Groove 効果
- 半影部

加えて、線量測定で重要となる位置の正確さはフィルムまたはEPIDで決定する<sup>147,149</sup>。MLCの先端が湾曲している場合(ラウンドエンドMLC)は、50%等線量線がMLC先端に一致しないことを考慮してMLC位置のオフセット距離を決定する必要がある<sup>141</sup>。半影部を除く上記のパラメータは全てフィルムを用いた線量測定によって取得しなければならない。MLC間隙(inter-leaf)とMLC中(intra-leaf)の漏洩線量は高い解像度をもつフィルムかEPIDで測定できる。バックアップ用のjawを伴うMLCでは、jawを格納した状態で取得しなければならない。光学濃度と線量の関係を得るため、リファレンスフィルムは基準深で照射すべきである。その他のjawを全開しMLCのみ全閉し、全てのMLCが含まれる大きいサイズのフィルムを用いて照射する。MLC照射野サイズと比較してフィルムが小さいときは短いSSDで測定する。これは基準照射の10~20倍必要となるMUを低減することにも役立つ。MLC間隙とMLC中の漏洩線量を取得するため、フィルムは現像後にスキャンし、光学濃度を線量に変換する必要がある。さらに、取得したMLC漏洩線量はメーカーごとに文献値と比較する必要がある<sup>150</sup>。

#### IV.C. 光子線ポイント線量データ

各TPSに必要なデータは様々である。しかし、少

なくとも手計算による線量計算では以下のデータを収集する必要がある。

##### IV.C.1. 全散乱係数

治療装置の出力係数は、基準となる水中深さの照射野(10×10 cm<sup>2</sup>)に対する任意の照射野の線量比として定義される。全散乱係数(Total scatter factor, S<sub>cp</sub>)は同じMU設定値(M)においてある照射野と基準照射野の線量比として定義される。両者は十分に大きい水ファントム中で基準深に設置した線量計で測定する。

$$S_{cp}(s) = \frac{D(s, d_{ref})/M}{D(s_{ref}, d_{ref})/M}, \quad (3)$$

ここで、Dは任意の照射野sと基準照射野s<sub>ref</sub>について、水中の基準深d<sub>ref</sub>で測定した線量であり、MはMU設定値である。各照射野で側方向のビルドアップを確立させるため、大きいサイズの水ファントムを使用する。深さ方向は後方散乱を考慮し、最深の測定点から少なくとも10 cmはファントムが必要である。また、全散乱係数は測定深で変化し、例えば深さ10 cmとd<sub>max</sub>では全く異なることに注意する必要がある。測定前に必要なデータを確認しておくことが重要である。

##### IV.C.1.a. 測定

Table Iに示されるように、出力係数は基準点(例、10 cm または d<sub>max</sub>)、SSD または SAD=100 cm において各照射野サイズで測定する。理想的には、モニタ電離箱の校正と同じ方法(SSD法またはSAD法)で出力係数の測定を行うことが望ましい。IMRTでは、小照射野の出力係数が必要であるため小型電離箱を用いる。電離箱の体積平均効果を避けるため、電離箱サイズは最小照射野と比較して少なくとも(直径または長さの)各側面で0.5 cmは小さくなければならない。これら小型電離箱で得たデータは比較的大きい照射野で大きいサイズの電離箱で測定したデータと比較し、照射野に対するS<sub>cp</sub>曲線が良好に一致し、スムーズにつながることを確認することが望ましい。この場合、小型電離箱は基準となる照射野10×10 cm<sup>2</sup>で顕著にSTEM効果やケーブル照射の影響を示す可能性がある。また、3×3 cm<sup>2</sup>以下では電離箱の読み値に体積平均効果が生じる可

能性があり、設置精度と線量プロファイルに依存して5-10%程度低い値を示す場合がある<sup>151-153</sup>。

#### IV.C.1.b. モンテカルロ法によるアプローチ

モンテカルロ法は放射線治療に関する物理的なプロセスを正確にモデル化することができ、どんなに複雑なジオメトリであっても効果的であることが証明されている<sup>154-156</sup>。原理的には、Phase-spaceデータ（粒子情報データ）を利用し、適切なベンチマークテストを行うことによってほとんど全ての状況で正確な線量計算が可能である。詳細な加速器ヘッドジオメトリを用いたシミュレーションによって、モンテカルロ法は加速器ヘッド部の各構成要素で生じる粒子情報を正確に決定できるため、ビームの特性を明らかにすることが可能である<sup>157, 159</sup>。特に、モンテカルロ計算は、(1) 相対散乱係数を決定すること、(2) 散乱係数の各構成成分を分析すること、(3) 散乱係数の測定のための新しい手法を考案すること、で用いられてきた<sup>10, 11, 13</sup>。例えば、モンテカルロ計算は小照射野でコリメータ（jawとMLCなど）からの散乱線の寄与が顕著であることを示している<sup>160-162</sup>。モンテカルロ法は測定の検証や小照射野のデータ作成で用いられている<sup>13, 153, 163, 164</sup>。

#### IV.C.2. 空中出力係数

$S_c$ は空中出力係数（in-air output factor<sup>165</sup>）、コリメータ散乱係数（collimator-scatter factor<sup>88</sup>）、ヘッド散乱係数（head scatter factor<sup>166, 167</sup>）ともいわれる。後2者は出力係数の1要素であることが強調される場合に用いる。TG-74（Ref. 20）では空中出力係数 $S_c$ の詳細が示されており、任意の照射野と基準照射野の、単位MU設定値あたりの空気中における水の一次衝突カーマ; $K_p$ の比として定義される。

$$S_c = \frac{K_p(c; z_{\text{ref}})/M}{K_p(c_{\text{ref}}; z_{\text{ref}})/M}, \quad (4)$$

ここで $c$ は任意のコリメータセット、 $c_{\text{ref}}$ は基準のコリメータセットを示し、通常は $10 \times 10 \text{ cm}^2$ である。さらに、 $z_{\text{ref}}$ は基準の線源-検出器間距離であり、通常は $100 \text{ cm}$ である。また、一次衝突カーマは治療ヘッドで生じた全ての散乱線を含むが、周囲のファ

ントムで生じた散乱線による衝突カーマは含まないことに注意が必要である。

実験的に、 $S_c$ は混入電子を排除する十分な厚さのミニファントムを用いて、電離箱で測定した電荷の比から求める<sup>32</sup>。ミニファントムの側方向のサイズは検出器位置で側方電子平衡が成立し、同時に側方からの混入電子を取り除くサイズとすべきである。また、ミニファントムの組成は慎重に選択しなければならないが、 $c$ と $c_{\text{ref}}$ 間のスペクトルの違いによって物質に依存した有意な水中カーマ比の差を生じさせないことが重要である。しかし、線質が基準条件から異なる条件下（例、物理ウエッジの使用）では、 $S_c$ はエネルギーフルエンス比の評価値であり、衝突カーマと測定深までの減弱によって変化することに注意が必要である。

慣習的に、 $S_c$ はビルドアップキャップを付けた電離箱を用いて測定する場合がある。ここで、ビルドアップキャップの選択は非常に重要で、キャップ厚は過小であるよりは過大である方が良い。キャップの厚さが不十分な場合、電離箱の応答は光子とキャップの相互作用で生じた電子のみではなく、ビーム中の混入電子も含むため誤差の原因となる。TG-74を参照し、適切なサイズのビルドアップキャップを選択する必要がある。キャップの厚さが不十分な場合は照射野サイズに対する空中出力係数（ $S_c$ ）が著しく変化するため、その結果としてファントム散乱係数（ $S_p$ ）は照射野に対して平坦となる。小照射野（ $\leq 4 \times 4 \text{ cm}^2$ ）で同じミニファントムを用いる場合は距離を離して測定できる。この場合、異なるSSDで取得した2つの $S_c$ を統合できるように、延長距離でも $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の出力係数を測定することが重要である。TG-74では全ての $S_c$ を同じSSDで測定するため、高原子番号のミニファントムの使用を推奨している。測定可能な最小照射野は、ミニファントムの外周から少なくとも $1 \text{ cm}$ の範囲が照射される条件である。

#### IV.C.3. ファントム散乱係数

ファントム散乱係数（ $S_p$ ）はファントム中の基準深 $d_{\text{ref}}$ における照射野サイズ $s$ と基準照射野 $s_{\text{ref}}$ との散乱係数比として定義される。

$$S_p(s) = \frac{SF(s, d_{ref})}{SF(s_{ref}, d_{ref})} \quad (5)$$

ここで  $SF$  は、同じ照射野サイズと深さで、同じ位置における、一次線の線量 ( $D_p$ ) に対する水中の全線量 ( $D$ ) の比である。また、ファントム散乱係数は近似的に次式で決定できる。

$$S_p(s) \approx \frac{S_{cp}}{S_c} \quad (6)$$

式(6)の  $S_p$  は、式(3)と式(4)で定義される  $S_{cp}$  と  $S_p$  を用いて取得する。一次線の吸収線量と衝突カーマの比  $\beta_p$  を用いて、一次線量と一次水衝突カーマの関係を表せる ( $D_p = \beta_p K_p$ )。式(6)は、一次線の線量-カーマ比が照射野サイズに依存しない場合

[ $\beta_p(s) = \beta_p(s_{ref})$  ]、厳密に成立する。

#### IV.C.4. ウェッジ係数

##### IV.C.4.a. 物理ウェッジ

通常、ウェッジ係数はウェッジ角度、深さ、光子エネルギーおよび照射野サイズに依存する<sup>168-173</sup>。物理ウェッジの係数は基準深 (10 cm または  $d_{max}$ )、SSD=100 cm において異なる照射野で測定する。加速器の中には大照射野でウェッジ係数が照射野に強く影響されるものがあり、その場合広範囲の照射野範囲に対して測定するべきである<sup>170, 171, 174</sup>。ほとんどの TPS では、それぞれの照射野についてウェッジ係数を決定することができる。

検出器をビーム中心に正確に設置することが重要であるため、検出器の長軸を非勾配方向に配置し、60°ウェッジを用いて対向する2つのコリメータ角度 (90°と 270°など) で読み値の一致を確認する。検出器がビーム中心に配置されていることを確認した後、一方のウェッジ方向と 180 度反対に挿入したウェッジ方向で測定する。ウェッジ係数は一定のコリメータ角度で得た2つのウェッジ方向の読み値の平均をオープン照射野の読み値で除して得る。ウェッジ係数は取得する深さによって顕著に異なる場合がある。基本的に、ウェッジ係数の測定深は TPS によって指定されている。しかし、手計算用にオープン照射野とウェッジ照射野の PDD 表や TMR 表を別々に用いる場合、ビームハードニング補正を2重に行わないためウェッジ係数は  $d_{max}$  で取得する方が適切である。Varian 社の lower と upper ウェッジな

ど2種類の設置方法で物理ウェッジを利用できる場合、データの検証が必要である。これは照射野と深さについて数点で確認すれば良く、Cheng ら<sup>175</sup>は lower と upper のウェッジ係数はほぼ一致することを示している。

##### IV.C.4.b. ソフトウェッジ

ソフトウェッジはエレクトロニックウェッジまたは非物理ウェッジと呼ばれ、商標ではダイナミックウェッジまたはバーチャルウェッジとして知られている。これらは製造業者によって動作が異なる。Varian 社はエンハンスドダイナミックウェッジ (Enhanced dynamic wedge; EDW)、Siemens 社はバーチャルウェッジ (Virtual wedge; VW) を採用している<sup>176-179</sup>。両製造業者とも一方の Y-jaw を駆動して線量勾配を生じさせ、他方の Y-jaw は静止させている。EDW と VW の主な違いは、EDW は jaw の移動速度と線量率が変化するのに対し、VW は jaw の移動速度が一定で解析関数に従って線量率を変化させる点である。

ソフトウェッジのウェッジ係数は物理ウェッジの係数とは全く異なる。EDW のウェッジ係数はオープン照射野の中心で深さ 10 cm について定義され、照射野サイズとウェッジ角度に依存し、物理ウェッジと比較して 10%-30%高い数値を示す。線質が変化しないため EDW のウェッジ係数は深さに影響されないことが報告されている<sup>175, 180</sup>。一方で Siemens 社の VW では、ウェッジ係数は照射野およびウェッジ角度にほとんど依存せず、1.0% ± 2%の範囲の値を示す。ウェッジ係数は、異なる照射野サイズについて SSD/SAD=100 cm でベンダーによって指定された基準深 (10 cm または  $d_{max}$ ) で測定する。さらに、ウェッジ係数は固定 jaw の位置より駆動 jaw のサイズに依存するため、長方形照射野のウェッジ係数を追加して測定すべきである。例として、Varian 社の EDW の 10 × 20 cm<sup>2</sup> のウェッジ係数は 10 × 10 cm<sup>2</sup> のウェッジ係数と非常に近い値を示し、これは物理ウェッジでは生じない現象である。

##### IV.C.4.c. ユニバーサルウェッジ

Elekta 社のリニアックでは、異なるウェッジ角度を生成するため、オープン照射野と内蔵式の 60° 物

理ウェッジ照射野をソフトウェアによる制御で合成する手法を採用している。ウェッジはモータ駆動で照射野内に出し入れされる。このタイプのウェッジシステムは内部ウェッジまたはユニバーサルウェッジとして知られている。ウェッジ係数はTPSで必要となる様々な照射野サイズと深さで取得する必要があり、多くの文献で示されている<sup>181-184</sup>。

#### IV.C.5. トレイ係数

ブロックトレイ、MLC、jawの透過係数は水中の基準深（10 cm または  $d_{\max}$ ）で測定され、オープン照射野に対するブロックトレイ、MLC および jaw 直下での読み値の比で定義される。MLC や jaw の透過は非常に小さいため、電位計/検出器システムの直線レンジに含まれ、統計的不確かさを排除できるようMU値は十分に大きく設定する必要がある。トレイ透過係数は水ファントムなしでも測定することができる。

#### IV.C.6. 小照射野での考慮

一般的な放射線治療で用いられる照射野は  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  から  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  である。しかし、IMRT、SRS、CyberKnife、Gamma Knife など高精度で特殊な放射線治療では数 mm の極端に小さい照射野を使用する。小照射野の線量測定に関する問題点の詳細なリストと将来の動向は Das ら<sup>152</sup>によって議論されている。特に、側方電子平衡の欠如<sup>186</sup>、半影部と検出器サイズ<sup>152</sup>、エネルギースペクトルの変化に伴う線量測定に関するパラメータや阻止能比の変化<sup>163, 187-189</sup>など、小照射野の線量測定は多くの知識を必要とする。小照射野の線量測定の問題と傾向は多くの著者によって議論されている

11,13,64,66,67,151,152,163,164,187-202。

小型検出器においても、エネルギー、線量および線量率依存性が小さい検出器が望ましい。マイクロ型電離箱（約  $0.01 \text{ cm}^3$ ）は小照射野の線量測定に有効であるが、信号に対するノイズの比率が増大するため評価が必要である。さらに、Sauer ら<sup>164</sup>や Francescon ら<sup>153</sup>が示すように、これらの検出器では擾乱係数について考慮する必要がある。照射野中心でのスキャン測定で、検出器直径の範囲で線量が1%以上変化する場合は、より小さい検出器に変更す

べきである。出力係数は検出器の設置精度に強く影響されるため、設置位置の検証は重要である<sup>151,202</sup>。これは xy 両方向でスキャンし、最大値を示すことを確認する方法で行う。近年、より精度の高い方法が Li ら<sup>203</sup>によって提案されている。小照射野では照射野サイズの僅かな誤差によって顕著に出力が変化するため、実際の照射野サイズも検証する必要がある。しかし、側方電子平衡が成立しない条件では正確な照射野サイズが得られない場合がある。特に、電子平衡成立条件と比較して最大値が過小評価された場合、半値（half-maximum）が低線量レベルよりもシフトする（つまり、線量プロファイルの外側にシフトする）ことによって照射野サイズを過大評価することがあり、注意を要する。また、光照射野とコリメータ移動位置をそれぞれ調整することで、照射野端の位置を管理する必要がある。

## V. 電子線

### V.A. 電子線スキャンデータ測定

#### V.A.1. 深部線量

Followill らによって示されているように、電子線の深部線量特性は、施設や装置毎に大きく異なる<sup>204</sup>。よってコミッショニングでは、装置毎にビームデータを測定することが推奨される。電子線のビームデータ測定には、ダイオード検出器、平行平板形電離箱、指頭形電離箱やフィルムなどが用いられる。

良質なPDDを取得するには、正確な0 mm深の決定が重要である。指頭形電離箱の実効中心は、幾何学的中心から  $0.5r_{\text{cyl}}$  線源側である<sup>56,145</sup> 訳者注<sup>4</sup>。6 MeVなどの低エネルギー電子線の深部電離量曲線（Percentage Depth Ionization, PDI）を取得することで、0 mm深が正しい設定であるか確認できる。正しいPDI曲線は、製造業者にかかわらず6 MeVでは平均  $1.1 \pm 0.2 \text{ cm}$  の最大深 ( $d_{\max}$ ) となるはずである。この電離量による  $d_{\max}$  が 0.2 cm 以上異なると、0 mm 深の設定が誤っている可能性があるため、電離箱と水面の設置を再確認する必要がある。

PDI 曲線は全エネルギーのリファレンスとなるコーン ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$  や  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ) で、実用飛程 ( $R_p$ ) + 10 cm の深さまで 0.1 cm 間隔で測定するべきであ

訳者注<sup>4</sup>  $r_{\text{cyl}}$  は電離空洞の半径である。

る。電子線データのコミッショニングは、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$  または  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  がリファレンスのコーンとして使用される。リファレンスとなるコーンを使用した全エネルギーの PDI 曲線から、プロファイルスキャンをする深度  $d_{\text{max}}, d_{90}, d_{80}, d_{70}, d_{60}, d_{50}, d_{40}, d_{30}, d_{20}$ , および  $R_p$  が決定される。厳密に言えば、 $R_p$  はビームを補正した深部量百分率 (PDD) から求められるべきであるが、 $\text{SSD} \geq 100 \text{ cm}$  では、深部線量による  $R_p$  と深部電離量による  $R_p$  の相違はわずかである。

電離箱による水中での PDI 曲線は、適切な変位補正係数と水/空気の平均制限質量衝突阻止能比を使用して、深部線量曲線に変換しなければならない。ほぼ全てのスキャンシステムに、電離量を線量に変換するためのプログラムが実装されている。これらを使用する場合は、リファレンスデータを基に、各深さで変換精度を検証しなければならない

22,56,88,205。

III章で記述したスキャン速度、遅延時間やサンプリング時間は、測定データの質に影響を与えるため、慎重に設定しなければならない。Fig. 12 に水の波立ちによる PDD 曲線への影響を示す。このような場合は、スキャンパラメータの再設定が必要である。電子線のスキャンで理想的な測定器は、空間分解能の高い小型の電子線用ダイオード検出器である。その理由は、(1) 電離量から線量に変換する必要が無い<sup>訳者注5</sup>。(2) 測定点の変位を行う必要が無い。ただし、防水コーティング (通常 $\sim 0.2 \text{ mm}$ ) が施されているダイオード検出器には当てはまらない可能性がある。

いくつかの TPS では、制動放射線成分の情報が重要となる。制動放射線は、(1) ガントリヘッド、(2) 鉛ブロックおよび(3) 水と電子線の相互作用により発生する。それぞれの影響を除去することで、制動放射線の割合を正確に取得できる方法を Zhu らが報告している<sup>206</sup>。

電子線用ダイオード検出器でカットアウト照射野による PDD を測定する場合、ダイオードと光子線との相互作用にエネルギー依存性があるため、制

<sup>訳者注5</sup> 水/シリコンの平均制限質量衝突阻止能比が、使用するエネルギーにわたり大きく変化しないため。

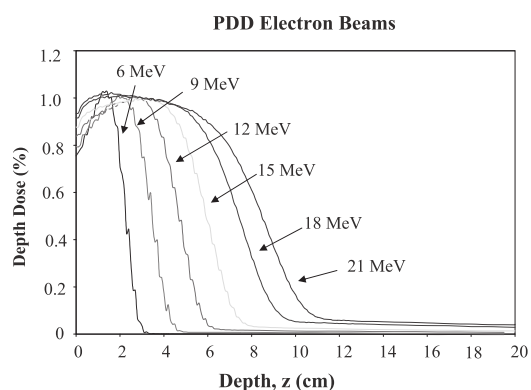


FIG. 12. Effect of water ripple on low energy electron beam depth dose.

動放射線成分の評価は正確ではない<sup>訳者注6</sup>。

#### V.A.2. プロファイル

多くの TPS では一般的に、 $d_{\text{max}}, d_{90}, d_{70}, d_{50}, d_{30}$  と  $d_{10}$  (つまり、100%、90%、70%、50%、30%と 10% 線量の深さ) などの深さでの線量プロファイルを必要とする。ただし、線量プロファイルを取得しなければならない深さは、TPS の仕様によって異なる。特に低エネルギー電子線では、 $d_{\text{max}}$  より深い位置でのプロファイルの測定に注意が必要となる。プロファイル形状が顕著に非対称であれば、スキャンングタンクやスキャンアームの水平、ガントリ角度などの再確認が必要である。低エネルギー電子線の深い位置での線量プロファイルは、でこぼことした形状となることがある。電位計のゲイン、リファレンス検出器の設置位置、スキャン方向、検出器の移動速度、サンプリング時間、繰り返し数、などスキャンの改善のためにいくつかの要因を検討すべきである。臨床モードで検証する必要があるが、リニアックによっては、サーボ制御をオフにすることによってプロファイルを改善することができるものがある。また、特定のスキャンシステムでは、プロファイルは自動ゲイン設定とバックグラウンドを再調整することによって改善される可能性もある。Fig. 9 に、電子線プロファイルのスキャン速度によ

<sup>訳者注6</sup> 正確な制動放射線成分を取得するためには、電離箱線量計で測定する必要がある。

る影響を示す。良好なプロファイルデータを取得するためには、スキャン速度の低減やサンプリング時間の延長が必要となる。

## V.B. 電子線ポイント線量データ

### V.B.1. コーン係数

任意のコーンの出力係数は、基準サイズのコーン（通常は  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  または  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ）の最大深吸収線量 ( $D_{dmax}$ ) に対する任意のコーンの  $D_{dmax}$  の比である。 $25 \times 25 \text{ cm}^2$  のコーン係数は、 $30 \times 30 \text{ cm}^2$  以上の水ファントムか固体ファントムで測定すべきである。同一の製造業者による同じモデルの治療装置（例えば 2 台の 21EX）であっても、コーン係数は異なることがあるが、その差は大きくはない（2%程度）だろう。同一モデルの異なる装置のコーン係数を流用する場合は、あらかじめ全てのエネルギーとコーンでコーン係数を測定して、確認することを推奨する。

### V.B.2. カットアウト係数

カットアウト係数は、各コーンでのカットアウトの有無による、それぞれの  $d_{max}$  での線量比である<sup>訳者注7</sup>。頻繁に用いるカットアウト係数は、エネルギー毎の表を準備すると良い。カットアウトの形状は長方形、円、楕円や正方形などがある。カットアウト係数は、通常それらの等価正方形で表としてまとめられる。電子線の等価正方形と出力線量の算出は、他の文献で詳細に述べられている<sup>22,56,205,207</sup>。

$1 \times 2 \text{ cm}^2$ 、 $2 \times 2 \text{ cm}^2$  などの非常に小さいカットアウトの  $d_{max}$  は、大きなカットアウトと異なることがあるため、各カットアウトで測定により決定する必要がある。この場合、電離箱の選択と設置位置精度が、非常に重要となる。

SSD=110 cm のように距離を延長したカットアウト係数は、(1) 測定を行う、または、(2) コミッショニングされた 100 cm SSD でのカットアウト係数から、仮想 SSD を用いる、の 2 つの方法で算出できる。2 つの方法（測定と仮想 SSD による算出）間の相違は 2%以内である。±2%の線量精度で様々な

SSD と不整形なカットアウトの線量/MU を予測するために、クラークソン法に類似した扇形積分法を使用することが報告されている<sup>208,209</sup>。

### V.B.3. 仮想/実効線源位置

電子線は物質を通過する際に散乱されるため、厳密な距離の逆二乗則に従わない。特に、コリメータとコーンからの散乱電子線は、単一の線源としての特性に従わない<sup>210</sup>。この特性を把握するために、逆二乗則が適用できるような仮想的な線源位置を決定する方法がある<sup>56</sup>。

バーチャルソース（仮想線源）を推定する方法としてギャップ法と  $\sigma_{\theta\gamma}$  法<sup>205,211</sup> が提案されている。Khan によるギャップ法もしくは実効 SSD 法は、各距離における電子線線量を逆二乗則によって計算するための手法である<sup>88</sup>。この手法は比較的単純で、装置、照射野サイズ、エネルギーに依存する実効 SSD の決定が必要となる。電子線コーンと水面のギャップを変化させながら  $d_{max}$  で測定を行い、ギャップに対する  $I_0/I$  の平方根をプロットすると、その傾きによって実効 SSD が決定される。ICRU-35 と van Battum らによって述べられている Sigma-theta- $\gamma$  ( $\sigma_{\theta\gamma}$ ) は、最終的な照射野限定器のある平面での、ガウス分布として見積られた角度分布の二乗平均値の平方根（root-mean-square）である<sup>205,211</sup>。この方法は、最大サイズのコーンを用いて、異なるアイソセンタ検出器間距離で、フィルムや<sup>217</sup>ダイオード<sup>34</sup>で測定された空中での半影部分（20-80%）のプロファイルを必要とする。

### V.B.4. モンテカルロベースの線量計算のためのデータ

モンテカルロシミュレーションによる電子線ビームのコミッショニングに関する研究が広く行われている<sup>13,157,210,218-221</sup>。それらは、モンテカルロ法によってビームデータを作成できる可能性を明らかにした。Phase-space データ（各粒子の電荷、位置、方向、エネルギーとヒストリ・タグのデータ）は、モンテカルロベースの治療計画に必要とされる。モンテカルロ計算の妥当性を検証するため、モンテカルロシミュレーションと測定とを組み合わせる必要がある。従来の測定データ（例えば、PDD、プロ

訳者注7 カットアウトとは電子線コーンの先端部に設置するブロックを指す。



ファイル、出力係数、絶対線量)に加えて、モンテカルロベースのシステムのために他のコミッショニング情報が必要なことがある<sup>9,13,220-226</sup>。

電子線のコミッショニングで、モンテカルロ計算によって得たエネルギースペクトルと線量計算を実証するためのデータが必要となることがある。それぞれのモンテカルロ・アルゴリズム、例えばボクセル・モンテカルロ<sup>222</sup>またはマクロモンテカルロ<sup>223,224</sup>で、コミッショニングに必要なデータセットが異なることがある。

## VI. ビームデータの加工

### VI.A. データの加工と操作

スキャンおよびノンスキャンのビームデータ取得後、TPS にデータを登録する前に加工が必要になることがある。多くのスキニングシステムでは、プロファイルのセンタリング、スムージングや対称化など、多数のツールが使用できる。加工の程度は、スキャナのタイプ(ダイオードや連続的な線量率モードでのスキャン)、セットアップ精度および装置自体の特性などに依存する。

### VI.B. スムージング・ミラーリングおよびサマライジング

すべての測定データは、システムに依存したノイズを含む。スムージングとフィルタリング操作は、ノイズを除去し、真のデータを取り出すことに役立つ。これは低域通過フィルタでもあり、非連続的、鋭敏、棘状などの高周波成分を除去する。スムージング法には、最小二乗、中央値、算術平均、幾何平均、移動平均、3次スプライン、指数関数、包絡線、ガウシアン、フーリエ変換、ベジェ法など、多数の手法がある<sup>227-229</sup>。しかしながら、すべての手順が、満足できる結果を与えるというわけではない。どの手順が、測定した曲線の本質的な形状を損なわずに、ノイズを低減できるかを判断するため、異なるスムージング操作を試さなければならない。すなわち、60°ウェッジの線量プロファイルで、棘状のノイズを除去するような場合である。過度のスムージングが必要な場合は、スキャン速度の低下やサンプリング間隔の延長などを行い、データを改善させることが必要となる。

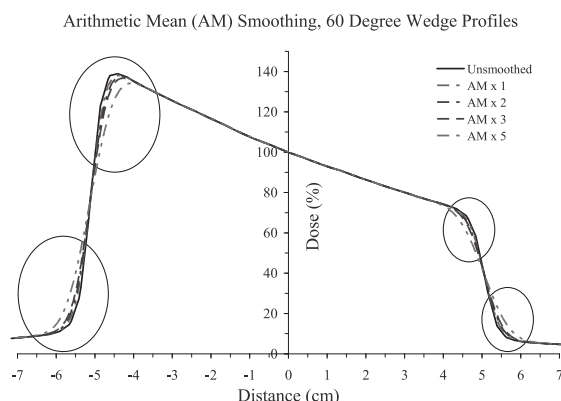


FIG. 13. Effect of data smoothing on the 6 MV 60° wedge profiles. Circles are drawn to show the effect of smoothing.

センタリング・ツールは、オープン照射野では適切に機能する。しかしながら、再センタリングの量が過剰である(例えば0.05 cmを超える)場合は、スキャンセットアップのビーム中心の改善を検討する必要がある。例えば、センタリング・ツールはウェッジを用いた照射野には機能しないため、位置誤差を生じる可能性がある。

プロファイルの対称化を行う“make symmetrical”や“mirror”ツールは、オープン照射野では有用であろう。しかしながら、除去すべき非対称の量が過剰な場合(オープン照射野のスキャンで0.5%を超える非対称性など)、3次元水ファントムが水平設置されているか、またビームの対称性などを確認すべきである。これはウェッジ照射野からオープン照射野の非対称を除去する方法は無いためである。測定データに重大な加工(すなわち、センタリング、スムージング、非対称を修正するミラーリング)を必要とする場合は、データの再取得を検討すべきである。良好な測定データセットは、最低限の加工で十分である。

#### VI.B.1. 数学関数とフィルタ

たいていスキニングシステムは、スムージング、ミラーリングおよびサマライジングに使用する関数とフィルタの詳細な説明書が用意されている。システムの情報は、製造業者の説明書を参照して得る必要がある。スキニングシステムに付属する通

常のソフトウェアは、移動平均、3次スプライン、内挿機能とフーリエ変換などが利用できる。あらかじめ基準となる照射野データと比較して、これらの機能の有効性を確認しなければならない。

### VI.B.2. スムージングにおけるゆがみ

多くのスキャニングシステムは、測定データをスムージングするために様々なフィルタが用意されている。もっともよく利用されるものは、3次スプライン法である。ただしオリジナルデータをスムージングすることで、データを歪めてしまうことがある。特に、半影部やウェッジプロファイルのような線量勾配の大きな領域で顕著となる。Fig. 13に、スムージングを繰り返したことによるプロファイルの変形を示す。

スムージングが何回まで許容されるかについてのルールや報告はない。一般的にはデータを歪めずに、単純にスムージングできるようなオリジナルデータを取得する必要がある。1~2回のスムージングは許容されるだろう。事後評価のためにオリジナルのデータを無加工の状態で保存することを強く推奨する。

### VI.C. ノンスキャンデータの加工

ノンスキャンデータについては、ビームパラメータの明確なエラー（外れ値）を強調できるため、グラフ化を勧める。例えば、照射野サイズに対する $S_c$ 、 $S_p$ のプロットは、小さい照射野で急激に変化し、一方大きな照射野では、緩やかなカーブを示さなければならない。明らかにカーブに沿わない測定点は、計算間違いを再確認すべきである。また必要に応じて、データの精度を向上させるため再測定しなければならない。

## VII. まとめと勧告

### VII.A. 勧告

他のレポートと同様、この文章も執筆時の最新状況を反映したものである。今後の治療装置、治療計画、測定技術の発展により、このレポートでの推奨が状況と合わなくなることも考えられるため、読者は常に最新の技術を把握し、このレポートは一般的な手順書として活用すべきである。

- (1) 装置の種類、TPSに特有な必要条件、操作上の問題点、装置の操作状態とビームエネルギーによるデータ取得の範囲を規定する。
- (2) 式(1)の仮定に基づいて、装置のコミッショニングのために必要な時間を概算する。
- (3) 感度が高く、体積が小さく、ノイズが小さく、かつ線量率依存性およびエネルギー依存性の小さい適切な検出器を用いる。
- (4) 体積の小さい電離箱線量計は、光子線の相対線量測定に望ましい。
- (5) 電子線用ダイオード検出器は、電子線の相対線量の測定に望ましい。ただし、制動放射線に対する応答が異なる事があるため、制動放射線成分は電離箱線量計で測定する。
- (6) 測定を開始する前に、スキャニングシステムのラベリング（xやyなど軸名の設定）と設置位置を確認する。
- (7) スキャニングシステムには、適切な速度、遅延時間およびサンプリング時間を設定する。
- (8) PDDのスキューンは、表面→深部より深部→表面の方向で取得する。
- (9) データの取得に要する時間と精度を考慮して、適切な測定間隔を設定する。
- (10) 検出器に適切な印加電圧と極性を設定する。
- (11) 照射野に入るケーブルの長さは、可能な限り短くする。
- (12) データ測定の空間分解能が最高となるように、検出器の短軸を測定方向と一致させる。
- (13) TPSの基準条件にできるだけ近い正規化の点と手順を用いる（例、光子線は、表面では混入電子による誤差を回避するため、 $d_{max}$ で正規化しないなど）。
- (14) すべての測定データに、簡潔なレポートを書く。
- (15) レポートと測定データを再確認する。十分な経験を有する認定医学物理士が測定データの独立検証を行い、レポートを作成する。
- (16) すべての電子データ、解析データおよびスプレッドシートのバックアップを取る。
- (17) ベンダーから提供されたデータは、参照用としてのみ利用すべきである。コミッショニングデータの代用としてはならない。

**VII.B. 注意**

- (1) 製造業者が提供したデータに依存してはいけない。ビームデータは同じ製造業者の同じモデルの装置間でも異なるため、常に精度を確認しなければならない。
- (2) 受け入れ試験のデータは、コミッシュニングデータの代用とはならない。受け入れ試験のデータは参照のみを目的としており、限定的な散乱条件下で測定されている可能性がある。
- (3) 検出器の軸方向（スキャン方向と検出器の長軸とを一致させるような設置）でスキャンしてはいけない。
- (4) スムージングまたは数学的フィルタを多用して、データを過度に加工しない。
- (5) 測定データには十分に注意を払う。以降のスキャンを実施する前までに、すべての不具合の問題点を調査して把握する必要がある。
- (6) 少なくとも一日に一度は、水ファントムの水平を確認する。

**VII.C. コミッシュニングレポート**

コミッシュニング結果のレポートは、将来的に検証することができ、訴訟の際に説明責任を果たせるように、明確かつ具体的に記述し、さらに署名と日付も記載することを推奨する。

以下は、コミッシュニングレポートに記載しなければならない項目の例である。

- (1) 正式なコミッシュニングレポートは、以下の項目を明確に概説する。(測定計画の範囲(目的)、測定項目、方法、使用した装置、結果および適切な注意が施された正規化手順)
- (2) オープン照射野の光子線 PDD と TMR の表
- (3) ウェッジ照射野の光子線 PDD と TMR の表
- (4) 光子線の出力係数 ( $S_{cp}$ 、 $S_c$ 、 $S_p$ ) の表
- (5) 照射野と深さに依存するウェッジ係数の表
- (6) ソフトウェッジ係数の表
- (7) 透過係数の表
- (8) 任意の深さにおける、最大照射野でのオープン照射野の軸外線量の表
- (9) 任意の深さにおける、最大照射野でのウェッジ照射野の軸外線量の表

- (10) 任意の深さにおける、最大照射野でのソフトウェッジ照射野の軸外線量の表
- (11) 電子線コーンの出力線量比と実効線源距離 (effective SSD)
- (12) 電子線の PDD 表
- (13) 電子線と光子線の PDD とプロファイルから算出した、基準照射野での等線量曲線。
- (14) すべてのスキャンデータの印刷物
- (15) 施設内や異なる施設での類似装置のデータとの比較。むやみにデータを使用してはならないが、ベンダーが提供した“golden”データと比較することは問題ない。
- (16) ベンダーが提供したデータとの比較結果。ただし提供されたデータは、参照用としてのみ使用し、コミッシュニングデータの代用とはならない。
- (17) すべての電子データ、解析されたデータとスプレッドシートのバックアップを取る。
- (18) ビームデータの取得方法とその条件の詳細を、報告書として残す。

**謝辞**

レポートの編集と指揮を執って頂いた Sun Nuclear 社の James Pinkerton 氏に、厚く感謝を申し上げます。このレポートを校閲した Ying Xiao 氏、David Followill 氏、Per Halvorsen 氏、Douglas Frye 氏、および治療物理委員会 (TPC) の他の多くの委員に感謝致します。

**参考文献**

- <sup>1</sup>TG-40, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” *Med. Phys.* **21**, 581–618 (1994).
- <sup>2</sup>TG-53, “American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning,” *Med. Phys.* **25**, 1773–1829 (1998).
- <sup>3</sup>P. D. LaRiviere, “The quality of high-energy x-ray beams,” *Br. J. Radiol.* **62**, 473–481 (1989).
- <sup>4</sup>A. Kosunen and D. W. O. Rogers, “Beam quality specification for photon beam dosimetry,” *Med. Phys.* **20**, 1181–1188 (1993).
- <sup>5</sup>N. I. Kalach and D. W. O. Rogers, “Which accelerator photon beams are clinic-like for reference dosimetry purposes?,” *Med. Phys.* **30**, 1546–1555 (2003).
- <sup>6</sup>D. S. Followill, R. C. Taylor, V. M. Tello, and W. F. Hanson, “An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses,” *Med. Phys.* **25**, 1202–1205 (1998).

- <sup>7</sup>R. C. Tailor, V. M. Tello, C. B. Schroy, M. Vössler, and W. F. Hanson, "A generic off-axis energy correction for linac photon beam dosimetry," *Med. Phys.* **25**, 662–667 (1998).
- <sup>8</sup>R. C. Tailor, D. S. Followill, and W. F. Hanson, "A first order approximation of field-size and depth dependence of wedge transmission," *Med. Phys.* **25**, 241–244 (1998).
- <sup>9</sup>A. Tzedakis, J. Damilakis, M. Mazonakis, J. Stratakis, H. Varveris, and N. Gourtsoyannis, "Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams," *Med. Phys.* **31**, 907–913 (2004).
- <sup>10</sup>G. X. Ding, "An investigation of accelerator head scatter and output factor in air," *Med. Phys.* **31**, 2527–2533 (2004).
- <sup>11</sup>G. X. Ding, "Using Monte Carlo simulations to commission photon beam output factors – a feasibility study," *Phys. Med. Biol.* **48**, 3865–3874 (2003).
- <sup>12</sup>P. J. Keall, J. V. Siebers, R. Jeraj, and R. Mohan, "The effect of dose calculation uncertainty on the evaluation of radiotherapy plans," *Med. Phys.* **27**, 478–484 (2000).
- <sup>13</sup>G. X. Ding, D. M. Duggan, and C. W. Coffey, "Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods," *Phys. Med. Biol.* **51**, 2549–2566 (2006).
- <sup>14</sup>TG-10, "Code of practice for x-ray therapy linear accelerators," *Med. Phys.* **2**, 110–121 (1975).
- <sup>15</sup>R. Nath, P. J. Biggs, F. J. Bova, C. C. Ling, J. A. Purdy, J. Van de Geijn, and M. S. Weinhaus, "AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45," *Med. Phys.* **21**, 1093–1121 (1994).
- <sup>16</sup>IPEM Report No. 94, "Acceptance testing and commissioning of linear accelerators," Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2007.
- <sup>17</sup>AAPM Report No. 54, *Stereotactic Radiosurgery: Report of the Task Group 42, Radiation Therapy Committee*, AAPM Report No. 54 (American Institute of Physics, Woodbury, NY, 1995).
- <sup>18</sup>G. Ezzell, J. Galvin, D. Low, J. R. Palta, I. Rosen, M. B. Sharpe, P. Xia, Y. Xiao, L. Xing, and C. Yu, "Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee," *Med. Phys.* **30**, 2089–2115 (2003).
- <sup>19</sup>TG-120, "Dosimetry tools and techniques for IMRT," *Med. Phys.* **38**, 1313–1338 (2011).
- <sup>20</sup>TG-74, "Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: In-air output ratio,  $S_{p,c}$ , for megavoltage photon beams," *Med. Phys.* **36**, 5261–5291 (2009).
- <sup>21</sup>S. Pai, I. J. Das, J. F. Dempsey, K. L. Lam, T. J. LoSasso, A. J. Olch, J. R. Palta, L. E. Reinstein, D. Ritt, and E. E. Wilcox, "TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry," *Med. Phys.* **34**, 2228–2258 (2007).
- <sup>22</sup>TG-70, "Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25," *Med. Phys.* **36**, 3239–3279 (2009).
- <sup>23</sup>AAPM Report No. 23, *Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry*, AAPM Report No. 23, (American Institute of Physics, Woodbury, NY, 1988).
- <sup>24</sup>AAPM Report No. 17, "The physical aspects of total and half body photon irradiation," American Association of Physicists in Medicine, 1986.
- <sup>25</sup>M. G. Marshall, "Matching the 6-MV photon beam characteristics of two dissimilar linear accelerators," *Med. Phys.* **20**, 1743–1746 (1992).
- <sup>26</sup>J. Hrbacek, T. Depuydt, A. Nulens, A. Swinnen, and F. Van den Heuvel, "Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional gamma analysis," *Med. Phys.* **34**, 2917–2927 (2007).
- <sup>27</sup>I. J. Das and T. C. Zhu, "Thermal and temporal response of ionization chambers in radiation dosimetry," *Med. Phys.* **31**, 573–578 (2004).
- <sup>28</sup>A. Ho and B. R. Paliwal, "Stopping-power and mass energy-absorption coefficient ratios for solid water," *Med. Phys.* **13**, 403–404 (1986).
- <sup>29</sup>V. M. Tello, R. C. Tailor, and W. F. Hanson, "How water equivalent are water-equivalent solid materials for output calibration of photon and electron beams?," *Med. Phys.* **22**, 1177–1189 (1995).
- <sup>30</sup>R. C. Tailor, C. Chu, D. S. Followill, and W. F. Hanson, "Equilibration of air temperature inside the thimble of a Farmer-type ion chamber," *Med. Phys.* **25**, 496–502 (1998).
- <sup>31</sup>L. Weber, P. Nilsson, and A. Ahnesjö, "Build-up cap materials for measurement of photon head-scatter factors," *Phys. Med. Biol.* **42**, 1875–1886 (1997).
- <sup>32</sup>J. Li and T. C. Zhu, "Measurement of in-air output ratios using different miniphantom materials," *Phys. Med. Biol.* **51**, 3819–3834 (2006).
- <sup>33</sup>L. J. Humphries and J. A. Purdy, in *Advances in Radiation Oncology Physics Dosimetry, Treatment Planning, and Brachytherapy: Medical Physics Monograph No. 19*, edited by J. A. Purdy (American Institute of Physics, New York, 1992), pp. 111–147.
- <sup>34</sup>G. Rickner, "Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields," Uppsala Universitet, 1983.
- <sup>35</sup>G. Rickner and E. Grusell, "Effect of radiation damage on *p*-type silicon detectors," *Phys. Med. Biol.* **28**, 1261–1267 (1983).
- <sup>36</sup>G. Rickner and E. Grusell, "General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry," *Phys. Med. Biol.* **32**, 1109–1117 (1987).
- <sup>37</sup>A. S. Saini and T. C. Zhu, "Temperature dependence of commercially available diode detectors," *Med. Phys.* **29**, 622–630 (2002).
- <sup>38</sup>A. S. Saini and T. C. Zhu, "Dose rate and SDD dependence of commercially available diode detectors," *Med. Phys.* **31**, 914–924 (2004).
- <sup>39</sup>TG-62, *Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. Report of the AAPM radiation therapy committee Task Group No. 62* (Medical Physics, Madison, WI, 2005).
- <sup>40</sup>I. Griessbach, M. Lapp, J. Bohsung, G. Gademann, and D. Harder, "Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams," *Med. Phys.* **32**, 3750–3754 (2005).
- <sup>41</sup>J. Shi, W. E. Simon, and T. C. Zhu, "Modeling the instantaneous dose rate dependence of radiation diode detectors," *Med. Phys.* **30**, 2509–2519 (2003).
- <sup>42</sup>H. Song, M. Ahmad, J. Deng, Z. Chen, N. J. Yue, and R. Nath, "Limitations of silicon diodes for clinical electron dosimetry," *Radiat. Prot. Dosim.* **120**, 56–59 (2006).
- <sup>43</sup>L. L. Wang and D. W. Rogers, "Monte Carlo study of Si diode response in electron beams," *Med. Phys.* **34**, 1734–1742 (2007).
- <sup>44</sup>N. P. Sidhu, "Interfacing a linear diode array to a conventional water scanner for the measurement of dynamic dose distributions and comparison with a linear ion chamber array," *Med. Dosim.* **24**, 57–60 (1999).
- <sup>45</sup>T. C. Zhu, L. Ding, C. R. Liu, J. R. Palta, W. E. Simon, and J. Shi, "Performance evaluation of a diode array for enhanced dynamic wedge dosimetry," *Med. Phys.* **24**, 1173–1180 (1997).
- <sup>46</sup>M. Heydarian, P. W. Hoban, W. A. Beckham, I. A. Borchardt, and A. H. Beddoe, "Evaluation of a PTW diamond detector for electron beam measurements," *Phys. Med. Biol.* **38**, 1035–1042 (1993).
- <sup>47</sup>P. W. Hoban, M. Heydarian, W. A. Beckham, and A. H. Beddoe, "Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam," *Phys. Med. Biol.* **39**, 1219–1229 (1994).
- <sup>48</sup>V. S. Khrunov, S. S. Martynov, S. M. Vátnisky, I. A. Ermakov, A. M. Chervjakov, D. L. Karlin, V. I. Fominych, and Y. V. Tarbeyev, "Diamond detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields," *Radiat. Prot. Dosim.* **33**, 155–157 (1990).
- <sup>49</sup>W. U. Laub, T. W. Kaulich, and F. Nusslin, "Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4–25 MV photon beams," *Med. Phys.* **24**, 535–536 (1997).
- <sup>50</sup>S. Vátnisky and H. Järvinen, "Application of natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy," *Phys. Med. Biol.* **38**, 173–184 (1993).
- <sup>51</sup>Y. S. Horowitz, "The theoretical and microdosimetric basis of thermoluminescence and applications to dosimetry," *Phys. Med. Biol.* **26**, 765–824 (1981).
- <sup>52</sup>P. N. Mobit, P. Mayles, and A. E. Nahum, "The quality dependence of LiF TLD in megavoltage photon beams: Monte Carlo simulation and experiments," *Phys. Med. Biol.* **41**, 387–398 (1996).
- <sup>53</sup>P. N. Mobit, A. E. Nahum, and P. Mayles, "The energy correction factor of LiF thermoluminescent dosimeters in megavoltage electron beams: Monte Carlo simulations and experiments," *Phys. Med. Biol.* **41**,

- 979–993 (1996).
- <sup>54</sup>L. Duggan, C. Hood, H. Warren-Forward, M. Haque, and T. Kron, "Variations in dose response with x-ray energy of LiF:Mg, Cu, P thermoluminescence dosimeters: Implications for clinical dosimetry," *Phys. Med. Biol.* **49**, 3831–3845 (2004).
- <sup>55</sup>A. Niroomand-Rad, C. R. Blackwell, B. M. Coursey, K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin, A. S. Meigooni, R. Nath, J. E. Rodgers, and C. G. Soares, "Radiographic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55," *Med. Phys.* **25**, 2093–2115 (1998).
- <sup>56</sup>TG-25, "Clinical electron beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25," *Med. Phys.* **18**, 73–109 (1991).
- <sup>57</sup>R. Ramani, A. W. Lightstone, D. L. Mason, and P. F. O'Brien, "The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery," *Med. Phys.* **21**, 389–392 (1994).
- <sup>58</sup>J. L. Robar and B. G. Clark, "The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry," *Med. Phys.* **26**, 2144–2150 (1999).
- <sup>59</sup>D. D. Leavitt and E. Klein, "Dosimetry measurement tools for commissioning enhanced dynamic wedge," *Med. Dosim.* **22**, 171–176 (1997).
- <sup>60</sup>F. F. Yin, "Physical penumbra change of beam profile due to film digitization," *Med. Phys.* **22**, 803–805 (1995).
- <sup>61</sup>R. Ramani, S. Russell, and P. F. O'Brien, "Clinical dosimetry using MOSFETs," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **37**, 959–964 (1997).
- <sup>62</sup>C. F. Chuang, L. Verhey, and P. Xia, "Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification," *Med. Phys.* **29**, 1109–1115 (2002).
- <sup>63</sup>G. S. Ibbott, M. J. Maryanski, P. Eastman, S. D. Holcomb, Y. Zhang, R. G. Avison, M. Sanders, and J. C. Gore, "Three-dimensional visualization and measurement of conformal dose distributions using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel dosimeters," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **38**, 1097–1103 (1997).
- <sup>64</sup>R. K. Rice, J. L. Hansen, G. K. Svensson, and R. L. Siddon, "Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays," *Phys. Med. Biol.* **32**, 1087–1099 (1987).
- <sup>65</sup>P. Francescon, S. Cora, and P. Chiovati, "Dose verification of an IMRT treatment planning system with BEAM, EGS-based Monte Carlo code," *Med. Phys.* **30**, 144–157 (2003).
- <sup>66</sup>W. U. Laub and T. Wong, "The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT," *Med. Phys.* **30**, 341–347 (2003).
- <sup>67</sup>F. Sanchez-Doblado, R. Capote, A. Leal, J. V. Rosello, J. I. Lagares, R. Arrans, and G. H. Hartmann, "Micro ionization chamber for reference dosimetry in IMRT verification: Clinical implications on OAR dosimetric errors," *Phys. Med. Biol.* **50**, 959–970 (2005).
- <sup>68</sup>F. Araki, "Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system," *Med. Phys.* **33**, 2955–2963 (2006).
- <sup>69</sup>G. Bednarz, S. Huq, and U. F. Rosenow, "Deconvolution of detector size effect for output factor measurement for narrow Gamma Knife radiosurgery beams," *Phys. Med. Biol.* **47**, 3643–3649 (2002).
- <sup>70</sup>P. D. Higgins, C. H. Sibata, L. Siskind, and J. W. Sohn, "Deconvolution of detector size effect for small field measurement," *Med. Phys.* **22**, 1663–1666 (1995).
- <sup>71</sup>F. Garcia-Vicente, J. M. Delgado, and C. Peraza, "Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector," *Med. Phys.* **25**, 202–207 (1998).
- <sup>72</sup>P. Charland, E. el-Khatib, and J. Wolters, "The use of deconvolution and total least squares in recovering a radiation detector line spread function," *Med. Phys.* **25**, 152–160 (1998).
- <sup>73</sup>D. Herrup, J. Chu, H. Cheung, and M. Pankuch, "Determination of penumbral widths from ion chamber measurements," *Med. Phys.* **32**, 3636–3640 (2005).
- <sup>74</sup>K. S. Chang, F. F. Yin, and K. W. Nie, "The effect of detector size to the broadening of the penumbra—A computer simulated study," *Med. Phys.* **23**, 1407–1411 (1996).
- <sup>75</sup>C. H. Sibata, H. C. Mota, A. S. Beddar, P. D. Higgins, and K. H. Shin, "Influence of detector size in photon beam profile measurements," *Phys. Med. Biol.* **36**, 621–631 (1991).
- <sup>76</sup>D. J. Dawson, J. M. Harper, and A. C. Akinradewo, "Analysis of physical parameters associated with the measurement of high-energy x-ray penumbra," *Med. Phys.* **11**, 491–497 (1984).
- <sup>77</sup>P. Metcalfe, T. Kron, A. Elliott, T. Wong, and P. Hoban, "Dosimetry of 6-MV x-ray beam penumbra," *Med. Phys.* **20**, 1439–1445 (1993).
- <sup>78</sup>T. Kron, A. Elliott, and P. Metcalfe, "The penumbra of a 6-MV x-ray beam as measured by thermoluminescent dosimetry and evaluated using an inverse square root function," *Med. Phys.* **20**, 1429–1438 (1993).
- <sup>79</sup>D. E. Mellenberg, R. A. Dahl, and C. R. Blackwell, "Acceptance testing of an automated scanning water phantom," *Med. Phys.* **17**, 311–314 (1990).
- <sup>80</sup>M. G. Schmid and R. L. Morris, "A water phantom controller for automated acquisition of linac beam parameters," *Med. Phys.* **16**, 126–129 (1989).
- <sup>81</sup>Y. K. Kim, S. H. Park, H. S. Kim, S. M. Kang, J. H. Ha, C. E. Chung, S. Y. Cho, and J. K. Kim, "Polarity effect of the thimble-type ionization chamber at a low dose rate," *Phys. Med. Biol.* **50**, 4995–5003 (2005).
- <sup>82</sup>TG-51, "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams," *Med. Phys.* **26**, 1847–1870 (1999).
- <sup>83</sup>B. Gross, "The Compton current," *Z. Phys.* **155**, 479–487 (1959).
- <sup>84</sup>J. F. Fowler and F. T. Farmer, "Conductivity induced in insulating materials by x-rays," *Nature (London)* **173**, 317–318 (1954).
- <sup>85</sup>J. J. Spokas and R. D. Meeker, "Investigation of cables for ionization chambers," *Med. Phys.* **7**, 135–140 (1980).
- <sup>86</sup>I. J. Das, J. F. Copeland, and H. S. Bushe, "Spatial distribution of bremsstrahlung in a dual electron beam used in total skin electron treatments: Errors due to ionization chamber cable irradiation," *Med. Phys.* **21**, 1733–1738 (1994).
- <sup>87</sup>I. J. Das, S. W. McNeeley, and C.-W. Cheng, "Ionization chamber shift correction and surface dose measurements in electron beams," *Phys. Med. Biol.* **43**, 3419–3424 (1998).
- <sup>88</sup>F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd ed. (Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 2003).
- <sup>89</sup>G. S. Ibbott, J. E. Barne, G. R. Hall, and W. R. Hendee, "Stem corrections for ionization chambers," *Med. Phys.* **2**, 328–330 (1975).
- <sup>90</sup>B. J. Gerbi and F. M. Khan, "Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ion chambers," *Med. Phys.* **17**, 17–26 (1990).
- <sup>91</sup>R. L. Stern and H. D. Kubo, "Considerations for superficial photon dosimetry," *Med. Phys.* **22**, 1469–1470 (1995).
- <sup>92</sup>B. Nilsson and A. Brahme, "Electron contamination from photon beam collimators," *Radiother. Oncol.* **5**, 235–244 (1986).
- <sup>93</sup>R. Sjögren and M. Karlsson, "Electron contamination in clinical high energy photon beams," *Med. Phys.* **23**, 1873–1881 (1996).
- <sup>94</sup>B. Nilsson, "Electron contamination from different materials in high energy photon beams," *Phys. Med. Biol.* **30**, 139–151 (1985).
- <sup>95</sup>F. M. Khan, V. C. Moore, and S. H. Levitt, "Effect of various atomic number absorbers on skin dose for 10-MeV x rays," *Radiology* **109**, 209–212 (1973).
- <sup>96</sup>P. J. Biggs and M. D. Russell, "An investigation into the presence of secondary electrons in megavoltage photon beams," *Phys. Med. Biol.* **28**, 1033–1043 (1983).
- <sup>97</sup>T. C. Zhu and J. R. Palta, "Electron contamination in 8 and 18 MV photon beams," *Med. Phys.* **25**, 12–19 (1998).
- <sup>98</sup>P. J. Biggs and C. C. Ling, "Electrons as the cause of the observed dmax shift with field size in high energy photon beams," *Med. Phys.* **6**, 291–295 (1979).
- <sup>99</sup>E. D. Yorke, C. C. Ling, and S. Rustgi, "Air-generated electron contamination of 4 and 10 MV photon beams: A comparison of theory and experiment," *Phys. Med. Biol.* **30**, 1305–1314 (1985).
- <sup>100</sup>B. E. Bjärngard, P. Vadash, and T. Zhu, "Doses near the surface in high-energy x-ray beams," *Med. Phys.* **22**, 465–468 (1995).
- <sup>101</sup>A. Lopez Medina, A. Teijeiro, J. Garcia, J. Esperon, J. A. Terron, D. P. Ruiz, and M. C. Carrion, "Characterization of electron contamination in megavoltage photon beams," *Med. Phys.* **32**, 1281–1292 (2005).
- <sup>102</sup>E. E. El-Khatib, J. Scrimger, and B. Murray, "Reduction of the bremsstrahlung component of clinical electron beams: implications for electron arc therapy and total skin electron irradiation," *Phys. Med. Biol.* **36**, 111–118 (1991).
- <sup>103</sup>H. Svensson, "Influence of scattering foils, transmission monitors

- and collimating system on the absorbed dose distribution from 10–35 MeV electron irradiation,” *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.* **10**, 443–453 (1971).
- <sup>104</sup>BJR Supply 25, “Central axis depth dose data for use in radiotherapy: 1996,” *Br. J. Radiol. Supplement 25*, British Institute of Radiology, 1996.
- <sup>105</sup>N. Dogan and G. Glasgow, “Surface and build-up region dosimetry for obliquely incident intensity modulated radiotherapy 6 MV x rays,” *Med. Phys.* **30**, 3091–3096 (2003).
- <sup>106</sup>A. R. Hounsell and J. M. Wilkinson, “Electron contamination and build-up doses in conformal radiotherapy fields,” *Phys. Med. Biol.* **44**, 43–55 (1999).
- <sup>107</sup>A. Lamb and S. Blake, “Investigation and modeling of the surface dose from linear accelerator produced 6 and 10 MV photon beams,” *Phys. Med. Biol.* **43**, 1133–1146 (1998).
- <sup>108</sup>M. G. McKenna, X. G. Chen, M. D. Altschuler, and P. Block, “Calculation of the dose in the build-up region for high energy photon beam. Treatment planning when beam spoilers are employed,” *Radiother. Oncol.* **34**, 63–68 (1995).
- <sup>109</sup>D. P. Fontenla, J. J. Napoli, M. Hunt, D. Fass, B. McCormick, and G. J. Kutcher, “Effects of beam modifiers and immobilization devices on the dose in the build-up region,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **30**, 211–219 (1994).
- <sup>110</sup>E. C. McCullough, “A measurement and analysis of buildup region dose for open field photon beams Co-60 through 24 MV,” *Med. Dosim.* **19**, 5–14 (1994).
- <sup>111</sup>F. Habibollahi, H. M. O. Mayles, P. J. Winter, D. Tong, I. S. Fentiman, M. A. Chaudary, and J. L. Hayward, “Assessment of skin dose and its relation to cosmesis in the conservative treatment of early breast cancer,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **14**, 291–296 (1988).
- <sup>112</sup>D. E. Vélkley, D. J. Manson, J. A. Purdy, and G. D. Oliver, “Buildup region of megavoltage photon radiation sources,” *Med. Phys.* **2**, 14–19 (1975).
- <sup>113</sup>E. E. Klein, J. Esthappan, and Z. Li, “Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator,” *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **4**, 1–7 (2003).
- <sup>114</sup>K. Y. Quach, J. Morales, M. J. Butson, A. B. Rosenfeld, and P. E. Metcalfe, “Measurement of radiotherapy x-ray skin dose on a chest wall phantom,” *Med. Phys.* **27**, 1676–1680 (2000).
- <sup>115</sup>S. Kim, C. R. Liu, T. C. Zhu, and J. R. Palta, “Photon beam skin dose-analyses for different clinical setups,” *Med. Phys.* **25**, 860–866 (1998).
- <sup>116</sup>D. J. Manson, D. Vélkley, J. A. Purdy, and G. D. Oliver, “Measurements of surface dose using build-up curves obtained with an extrapolation chamber,” *Radiology* **115**, 473–474 (1975).
- <sup>117</sup>S. Heukelom, J. H. Lanson, and B. J. Mijnheer, “Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes,” *Phys. Med. Biol.* **36**, 47–59 (1991).
- <sup>118</sup>D. Georg, B. De Ost, M. T. Hoornaert, P. Pilette, J. Van Dam, M. Van Dyke, and D. Huyskens, “Build-up modification of commercial diodes for entrance dose measurements in ‘higher energy’ photon beams,” *Radiother. Oncol.* **51**, 249–256 (1999).
- <sup>119</sup>D. E. Mellenberg, “Determination of buildup-up region over-response corrections for a Markus-type chamber,” *Med. Phys.* **17**, 1041–1044 (1990).
- <sup>120</sup>M. Butson, A. Rozenfeld, J. N. Mathur, M. Carolan, T. P. Y. Wong, and P. E. Metcalfe, “A new radiotherapy surface dose detector: The MOSFET,” *Med. Phys.* **23**, 655–658 (1996).
- <sup>121</sup>M. J. Butson, J. N. Mathur, and P. E. Metcalfe, “Radiochromic film as a radiotherapy surface-dose detector,” *Phys. Med. Biol.* **41**, 1073–1078 (1996).
- <sup>122</sup>A. Ahnesjö, L. Weber, A. Murman, M. Saxner, I. Thorslund, and E. Traneus, “Beam modeling and verification of a photon beam multisource model,” *Med. Phys.* **32**, 1722–1737 (2005).
- <sup>123</sup>P. Keall, S. Zavgorodni, L. Schidt, and D. Haskard, “Improving wedged field dose distributions,” *Phys. Med. Biol.* **42**, 2183–2192 (1997).
- <sup>124</sup>U. Myler and J. J. Szabo, “Dose calculation along the nonwedged direction for externally wedged beams: Improvement of dosimetric accuracy with comparatively moderate effort,” *Med. Phys.* **29**, 748–754 (2002).
- <sup>125</sup>I. J. Das, G. E. Desobry, S. W. McNeeley, E. C. Cheng, and T. S. Schul-theiss, “Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator,” *Med. Phys.* **25**, 1676–1684 (1998).
- <sup>126</sup>J. M. Galvin, K. Han, and R. Cohen, “A comparison of multileaf collimator and alloy-block field shaping,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **40**, 721–731 (1998).
- <sup>127</sup>P. Xia, P. Geis, L. Xing, C. Ma, D. Findley, K. Forster, and A. Boyer, “Physical characteristics of a miniature multileaf collimator,” *Med. Phys.* **26**, 65–70 (1999).
- <sup>128</sup>J. R. Sykes and P. C. Williams, “An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **43**, 3157–3165 (1998).
- <sup>129</sup>S. Webb, T. Bortfeld, J. Stein, and D. Convery, “The effect of stair-step leaf transmission on the ‘tongue-and-groove problem’ in dynamic radiotherapy with a multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **42**, 595–602 (1997).
- <sup>130</sup>A. S. Shiu, H. M. Kooy, J. R. Ewton, S. S. Tung, J. Wong, K. Antes, and M. H. Maor, “Comparison of miniature multileaf collimation (MMLC) with circular collimation for stereotactic treatment,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **37**, 679–688 (1997).
- <sup>131</sup>D. A. Low, J. W. Sohn, E. E. Klein, J. Markman, S. Mutic, and J. F. Dempsey, “Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy,” *Med. Phys.* **28**, 752–756 (2001).
- <sup>132</sup>AAPM Report No. 72, *Basic Applications of Multileaf Collimators: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 50*, AAPM Report No. 50 (American Institute of Physics by Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2001).
- <sup>133</sup>T. LoSasso, C. Chui, and C. Ling, “Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode,” *Med. Phys.* **28**, 2209–2219 (2001).
- <sup>134</sup>M. Woo, P. Charland, B. Kim, and A. Nico, “Commissioning, evaluation, quality assurance and clinical application of a virtual micro MLC technique,” *Med. Phys.* **30**, 138–143 (2003).
- <sup>135</sup>J. E. Bayouth and S. M. Morrill, “MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications,” *Med. Phys.* **30**, 2545–2552 (2003).
- <sup>136</sup>J. M. Galvin, A. R. Smith, and B. Lilly, “Characterization of a multi-leaf collimator system,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **25**, 181–192 (1993).
- <sup>137</sup>T. J. Jordan and P. C. Williams, “The design and performance characteristics of a multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **39**, 231–251 (1994).
- <sup>138</sup>M. S. Huq, I. J. Das, T. Steinberg, and J. M. Galvin, “A dosimetric comparison of various multileaf collimators,” *Phys. Med. Biol.* **47**, N159–N170 (2002).
- <sup>139</sup>G. H. Hartmann and F. Fohlich, “Dosimetric characterization of a new miniature multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **47**, N171–N177 (2002).
- <sup>140</sup>F. Crop, N. Reynaert, G. Pittomvils, L. Paelinck, W. De Gersem, C. De Wagter, L. Vakaet, W. De Neve, and H. Thierens, “Monte Carlo modeling of the ModuLeaf miniature MLC for small field dosimetry and quality assurance of the clinical treatment planning system,” *Phys. Med. Biol.* **52**, 3275–3290 (2007).
- <sup>141</sup>A. L. Boyer, T. G. Ochranc, C. E. Nyerick, T. J. Waldron, and C. J. Huntzinger, “Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator,” *Med. Phys.* **19**, 1255–1261 (1992).
- <sup>142</sup>E. E. Klein, W. B. Harms, D. A. Low, V. Willcut, and J. A. Purdy, “Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: Dosimetry, networking, simulation, and quality assurance,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1195–1208 (1995).
- <sup>143</sup>V. P. Cosgrove, U. Jahn, M. Pfaender, S. Bauer, V. Budach, and R. E. Wurm, “Commissioning of a micro multileaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery,” *Radiother. Oncol.* **50**, 325–336 (1999).
- <sup>144</sup>G. J. Budgell, J. H. Mott, P. C. Williams, and K. J. Brown, “Requirements for leaf position accuracy for dynamic multileaf collimation,” *Phys. Med. Biol.* **45**, 1211–1227 (2000).
- <sup>145</sup>TG-50, *American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Report No. 72. Basic Application of Multileaf Collimators* (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2001).
- <sup>146</sup>C. D. Mubata, P. Childs, and A. M. Bidmead, “A quality assurance

- procedure for the Varian multi-leaf collimator," *Phys. Med. Biol.* **42**, 423–431 (1997).
- <sup>147</sup>M. F. Clarke and G. J. Budgell, "Use of an amorphous silicon EPID for measuring MLC calibration at various gantry angle," *Phys. Med. Biol.* **53**, 473–485 (2008).
- <sup>148</sup>G. Mu, E. Ludlum, and P. Xia, "Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer," *Phys. Med. Biol.* **53**, 77–88 (2008).
- <sup>149</sup>H. V. James, S. Atherton, G. J. Budgell, M. C. Kirby, and P. C. Williams, "Verification of dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device," *Phys. Med. Biol.* **45**, 495–509 (2000).
- <sup>150</sup>S. M. Huq, Y. Yu, Z.-P. Chen, and N. Suntharalingam, "Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator," *Med. Phys.* **22**, 241–247 (1995).
- <sup>151</sup>C. W. Cheng, S. H. Cho, M. Taylor, and I. J. Das, "Determination of zero field size percent depth doses and tissue maximum ratios for stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: Comparison between experimental measurements and Monte Carlo simulation," *Med. Phys.* **34**, 3149–3157 (2007).
- <sup>152</sup>I. J. Das, G. X. Ding, and A. Ahnesjö, "Small fields: Non-equilibrium radiation dosimetry," *Med. Phys.* **35**, 206–215 (2008).
- <sup>153</sup>P. Francescon, S. Cora, and C. Cavedon, "Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study," *Med. Phys.* **35**, 504–513 (2008).
- <sup>154</sup>D. W. O. Rogers and A. F. Bielajew, in *The Dosimetry of Ionizing Radiation Volume III*, edited by K. R. Kase, B. E. Bjarngard, and F. H. Attix (Academic, New York, 1990), pp. 427–539.
- <sup>155</sup>T. R. Mackie, in *The Dosimetry of Ionizing Radiation Volume III*, edited by K. R. Kase, B. E. Bjarngard, and F. H. Attix (Academic, New York, 1990), pp. 541–562.
- <sup>156</sup>P. Andreo, "Monte Carlo techniques in medical radiation physics," *Phys. Med. Biol.* **36**, 861–920 (1991).
- <sup>157</sup>D. W. O. Rogers, B. A. Faddegon, G. X. Ding, C.-M. Ma, and J. We, "BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units," *Med. Phys.* **22**, 503–524 (1995).
- <sup>158</sup>D. Sheikh-Bagheri and D. W. Rogers, "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code," *Med. Phys.* **29**, 391–402 (2002).
- <sup>159</sup>I. J. Chetty, B. Curran, J. E. Cygler, J. J. DeMarco, G. Ezzell, B. A. Faddegon, I. Kawrakow, P. J. Keall, H. Liu, C. M. Ma, D. W. Rogers, J. Seuntjens, D. Sheikh-Bagheri, and J. V. Siebers, "Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning," *Med. Phys.* **34**, 4818–4853 (2007).
- <sup>160</sup>K. De Vlamynck, C. De Wager, and W. De Neve, "Diamond detector measurements near simulated air channels for narrow photon beams," *Radiother. Oncol.* **53**, 155–159 (1999).
- <sup>161</sup>C. M. Ma, M. Ding, J. S. Li, M. C. Lee, T. Pawlicki, and J. Deng, "A comparative dosimetric study on tangential photon beams, intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and modulated electron radiotherapy (MERT) for breast cancer treatment," *Phys. Med. Biol.* **48**, 909–924 (2003).
- <sup>162</sup>X. R. Zhu, M. T. Gillin, K. Ehlers, F. Lopez, D. F. Grimm, J. J. Rownd, and T. H. Steinberg, "Dependence of virtual wedge factor on dose calibration and monitor units," *Med. Phys.* **28**, 174–177 (2001).
- <sup>163</sup>F. Verhaegen, I. J. Das, and H. Palmans, "Monte Carlo dosimetry study of 6 MV stereotactic radiosurgery unit," *Phys. Med. Biol.* **43**, 2755–2768 (1998).
- <sup>164</sup>O. A. Sauer and J. Wilbert, "Measurement of output factors for small photon beams," *Med. Phys.* **34**, 1983–1988 (2007).
- <sup>165</sup>S. Kim, J. R. Palta, and T. C. Zhu, "A generalized solution for the calculation of in-air output factors in irregular fields," *Med. Phys.* **25**, 1692–1701 (1998).
- <sup>166</sup>K. R. Kase and G. K. Svensson, "Head scatter data for several linear accelerators (4–18 MV)," *Med. Phys.* **13**, 530–532 (1986).
- <sup>167</sup>M. Tatcher and B. Bjarngard, "Head-scatter factors and effective x-ray source positions in a 25-MV linear accelerator," *Med. Phys.* **19**, 685–686 (1992).
- <sup>168</sup>R. D. Bar-Deroma and B. E. Bjarngard, "The relation between wedge factors in air and water," *Med. Phys.* **21**, 1043–1047 (1994).
- <sup>169</sup>S. Heukelom, J. H. Lanson, and B. J. Mijnheer, "Wedge factor constituents of high energy photon beams: Head and phantom scatter components," *Radiother. Oncol.* **32**, 73–83 (1994).
- <sup>170</sup>E. C. McCullough, J. Gortney, and C. R. Blackwell, "A depth dependence determination of the wedge transmission factor for 4–10 MV photon beams," *Med. Phys.* **15**, 621–623 (1988).
- <sup>171</sup>J. R. Palta, I. Daftari, and N. Suntharalingam, "Field size dependence of wedge factors," *Med. Phys.* **15**, 624–626 (1988).
- <sup>172</sup>R. C. Taylor, D. S. Followill, and W. F. Hanson, "A first order approximation of field size and depth dependence of wedge transmission," *Med. Phys.* **25**, 241–244 (1998).
- <sup>173</sup>S. J. Thomas, "The effect on wedge factors of scattered radiation from the wedge," *Radiother. Oncol.* **32**, 271–273 (1994).
- <sup>174</sup>S. J. Thomas, "The variation of wedge factors with field size on a linear accelerator," *Br. J. Radiol.* **63**, 355–356 (1990).
- <sup>175</sup>C. W. Cheng, W. L. Tang, and I. J. Das, "Beam characteristics of upper and lower physical wedge systems of Varian accelerators," *Phys. Med. Biol.* **48**, 3667–3683 (2003).
- <sup>176</sup>E. E. Klein, R. Gerber, X. R. Zhu, F. Oehmke, and J. A. Purdy, "Multiple machine implementation of enhanced dynamic wedge," *Instrum. Control Syst.* **40**, 977–985 (1998).
- <sup>177</sup>J. P. Gibbons, "Calculation of enhanced dynamic wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields," *Med. Phys.* **25**, 1411–1418 (1998).
- <sup>178</sup>G. E. Desobry, T. J. Waldron, and I. J. Das, "Validation of new virtual wedge model," *Med. Phys.* **25**, 71–72 (1998).
- <sup>179</sup>M. J. Zelefsky, T. Hollister, A. Raben, S. Matthews, and K. E. Wallner, "Five-year biochemical outcome and toxicity with transperineal CT-planned permanent I-125 prostate implantation for patients with localized prostate cancer," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **47**, 1261–1266 (2000).
- <sup>180</sup>E. E. Klein, D. A. Low, A. S. Meigooni, and J. A. Purdy, "Dosimetry and clinical implementation of dynamic wedge," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **31**, 583–592 (1995).
- <sup>181</sup>M. H. Phillips, H. Parsaei, and P. S. Cho, "Dynamic and omni wedge implementation on an Elekta SL linac," *Med. Phys.* **27**, 1623–1634 (2000).
- <sup>182</sup>H. Shackford, B. E. Bjarngard, and P. Vadash, "Dynamic universal wedge," *Med. Phys.* **22**, 1735–1741 (1995).
- <sup>183</sup>B. D. Milliken, J. V. Turian, R. J. Hamilton, S. J. Rubin, F. T. Kuchnir, C. X. Yu, and J. W. Wong, "Verification of the omni wedge technique," *Med. Phys.* **25**, 1419–1423 (1998).
- <sup>184</sup>J. Dai, Y. Zhu, and X. Wu, "Verification of the super-omni wedge concept," *Phys. Med. Biol.* **46**, 2447–2455 (2001).
- <sup>185</sup>S. C. Sharma and M. W. Johnson, "Recommendations for measurement of tray and wedge factors for high energy photons," *Med. Phys.* **21**, 573–575 (1994).
- <sup>186</sup>A. E. Nahum, "Perturbation effects in dosimetry: Part I. Kilovoltage x-rays and electrons," *Phys. Med. Biol.* **41**, 1531–1580 (1996).
- <sup>187</sup>F. Sanchez-Doblado, P. Andreo, R. Capote, A. Leal, M. Perucha, R. Arrans, L. Nunez, E. Mainegra, J. I. Lagares, and E. Carrasco, "Ionization chamber dosimetry of small photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams," *Phys. Med. Biol.* **48**, 2081–2099 (2003).
- <sup>188</sup>R. Capote, F. Sanchez-Doblado, A. Leal, J. I. Lagares, R. Arrans, and G. H. Hartmann, "An EGSnrc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets," *Med. Phys.* **31**, 2416–2422 (2004).
- <sup>189</sup>P. Björk, T. Knöös, and P. Nilsson, "Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams," *Phys. Med. Biol.* **49**, 4493–4506 (2004).
- <sup>190</sup>A. Wu, R. D. Zwicker, A. M. Kalend, and Z. Zheng, "Comments on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery," *Med. Phys.* **20**, 777–779 (1993).
- <sup>191</sup>J. Seuntjens and F. Verhaegen, "Comments on ionization chamber dosimetry of small photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams," *Phys. Med. Biol.* **48**, L43–L45 (2003).
- <sup>192</sup>A. O. Jones and I. J. Das, "Comparison of inhomogeneity correction algorithms in small photon fields," *Med. Phys.* **32**, 766–

- 776 (2005).
- <sup>193</sup>M. Roach, M. DeSilvio, C. Lawton, V. Uhl, M. Machtay, M. J. Seider, M. Rotman, C. Jones, S. O. Asbell, R. K. Valicenti, S. Han, C. R. Thomas, and W. S. Shipley, "Phase III trial comparing whole-pelvic versus prostate-only radiotherapy and neoadjuvant versus adjuvant combined androgen suppression: Radiation therapy oncology group 9413," *J. Clin. Oncol.* **21**, 1904–1911 (2003).
- <sup>194</sup>C. Martens, C. De Wager, and W. De Neve, "The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy," *Phys. Med. Biol.* **45**, 2519–2530 (2000).
- <sup>195</sup>I. J. Das, M. B. Downes, A. Kassaei, and Z. Tochner, "Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery-radiotherapy," *J. Radiosurg.* **3**, 177–185 (2000).
- <sup>196</sup>L. B. Leybovich, A. Sethi, and N. Dogan, "Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification," *Med. Phys.* **30**, 119–123 (2003).
- <sup>197</sup>J. W. Sohn, J. F. Dempsey, T. S. Suh, and D. A. Low, "Analysis of various beamlet sizes for IMRT with 6 MV photons," *Med. Phys.* **30**, 2432–2439 (2003).
- <sup>198</sup>G. X. Ding, J. E. Cygler, and C. B. Kwok, "Clinical reference dosimetry: Comparison between AAPM TG-21 and TG-51 protocols," *Med. Phys.* **27**, 1217–1225 (2000).
- <sup>199</sup>G. Ding, "Dose discrepancies between Monte Carlo calculations and measurements in the buildup region for a high-energy photon beam," *Med. Phys.* **29**, 2459–2463 (2002).
- <sup>200</sup>F. Haryanto, M. Fippel, W. Laub, O. Dohm, and F. Nusslin, "Investigation of photon beam output factors for conformal radiation therapy-Monte Carlo simulations and measurements," *Phys. Med. Biol.* **47**, N133–N143 (2002).
- <sup>201</sup>H. Bouchard and J. Seuntjens, "Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams," *Med. Phys.* **31**, 2454–2465 (2004).
- <sup>202</sup>F. F. Yin, J. Zhu, H. Yan, H. Gaun, R. Hammoud, S. Ryu, and J. H. Kim, "Dosimetric characteristics of Novalis shaped beam surgery unit," *Med. Phys.* **29**, 1729–1738 (2002).
- <sup>203</sup>S. Li, A. Rashid, S. He, and D. Djajaputra, "A new approach in dose measurement and error analysis for narrow photon beams beamlets shaped by different multileaf collimators using a small detector," *Med. Phys.* **31**, 2020–2032 (2004).
- <sup>204</sup>D. S. Followill, D. S. Davis, and G. S. Ibbott, "Comparison of electron beam characteristics from multiple accelerators," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **59**, 905–910 (2004).
- <sup>205</sup>ICRU 35, *Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 to 50 MeV*, ICRU Report 35 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1984).
- <sup>206</sup>T. C. Zhu, I. J. Das, and B. E. Bjärngard, "Characteristics of bremsstrahlung in electron beams," *Med. Phys.* **28**, 1352–1358 (2001).
- <sup>207</sup>M. D. Mills, K. R. Hogstrom, and P. R. Almond, "Prediction of electron beam output factors," *Med. Phys.* **9**, 60–68 (1982).
- <sup>208</sup>P. A. Jursinic and T. R. Mackie, "Characteristics of secondary electrons produced by 6, 10, and 24 MV x-ray beams," *Phys. Med. Biol.* **41**, 1499–1509 (1996).
- <sup>209</sup>F. M. Khan, P. D. Higgins, B. J. Gerbi, F. C. Deibel, A. Sethi, and D. N. Mihailidis, "Calculation of depth dose and dose per monitor unit for irregularly shaped electron fields," *Phys. Med. Biol.* **43**, 2741–2754 (1998).
- <sup>210</sup>C. M. Ma, B. A. Faddegon, D. W. Rogers, and T. R. Mackie, "Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy," *Med. Phys.* **24**, 401–416 (1997).
- <sup>211</sup>L. J. van Battum and H. Huizenga, "On the initial angular variances of clinical electron beams," *Phys. Med. Biol.* **44**, 2803–2820 (1999).
- <sup>212</sup>E. R. Cecatti, J. F. Goncalves, S. G. P. Cecatti, and M. P. Silva, "Effect of the accelerator design on the position of the effective electron source," *Med. Phys.* **10**, 683–686 (1983).
- <sup>213</sup>A. Jamshidi, F. T. Kuchnir, and C. S. Reft, "Determination of the source position for the electron beams from a high-energy linear accelerator," *Med. Phys.* **13**, 942–948 (1986).
- <sup>214</sup>K. Y. Quach, M. J. Butson, and P. E. Metcalfe, "Comparison of effective source-surface distances for electron beams derived from measurements made under different scatter conditions," *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* **22**, 99–102 (1999).
- <sup>215</sup>D. M. Roback, F. M. Khan, J. P. Gibbons, and A. Sethi, "Effective SSD for electron beams as a function of energy and beam collimation," *Med. Phys.* **22**, 2093–2095 (1995).
- <sup>216</sup>F. M. Khan, W. Sewchand, and S. H. Levitt, "Effect of air space on depth dose in electron beam therapy," *Radiother. Oncol.* **126**, 249–251 (1978).
- <sup>217</sup>L. J. van Battum and H. Huizenga, "Film dosimetry of clinical electron beams," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.*, **18**, 69–76 (1990).
- <sup>218</sup>C. M. Ma and S. B. Jiang, "Monte Carlo modeling of electron beams from medical accelerators," *Phys. Med. Biol.* **44**, R157–R189 (1999).
- <sup>219</sup>S. B. Jiang, A. Kapur, and C. M. Ma, "Electron beam modeling and commissioning for Monte Carlo treatment planning," *Med. Phys.* **27**, 180–191 (2000).
- <sup>220</sup>A. Kapur, C. M. Ma, E. C. Mok, D. O. Findley, and A. L. Boyer, "Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator," *Phys. Med. Biol.* **43**, 3479–3494 (1998).
- <sup>221</sup>J. A. Antolak, M. R. Bieda, and K. R. Hogstrom, "Using Monte Carlo methods to commission electron beams: A feasibility study," *Med. Phys.* **29**, 771–786 (2002).
- <sup>222</sup>J. E. Cygler, G. M. Daskalov, G. H. Chan, and G. X. Ding, "Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning," *Med. Phys.* **31**, 142–153 (2004).
- <sup>223</sup>G. X. Ding, D. M. Duggan, C. W. Coffey, P. Shokrani, and J. E. Cygler, "First macro Monte Carlo based commercial dose calculation module for electron beam treatment planning—New issues for clinical consideration," *Phys. Med. Biol.* **51**, 2781–2799 (2006).
- <sup>224</sup>R. A. Popple, R. Weinber, J. A. Antolak, S. J. Yè, P. N. Pareek, J. Duan, S. Shen, and I. A. Brezovich, "Comprehensive evaluation of a commercial macro Monte Carlo electron dose calculation implementation using a standard verification data set," *Med. Phys.* **33**, 1540–1551 (2006).
- <sup>225</sup>M. Udale Smith, "Monte Carlo calculations of electron beam parameters for three Philips linear accelerators," *Phys. Med. Biol.* **37**, 85–105 (1992).
- <sup>226</sup>J. Sempau, A. Sánchez-Reyes, F. Salvat, H. Oulad ben Tahar, S. B. Jiang, and J. M. Fernández-Varea, "Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE," *Phys. Med. Biol.* **46**, 1163–1186 (2001).
- <sup>227</sup>P. R. Bevington, *Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences* (McGraw-Hill, New York, 1969).
- <sup>228</sup>W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery, *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing* (Cambridge University Press, New York, 1992).
- <sup>229</sup>MATLAB documentation version 7.2.0.232 The Mathworks, Natick, MA, 2006.
- <sup>230</sup>www.rpdinc.com.



**翻訳者（翻訳順）**

脇田 明尚（国立がん研究センター中央病院 放射線治療科）  
橋本 慎平（がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室）  
河内 徹（千葉県がんセンター 放射線治療部物理室）  
小島 徹（千葉県がんセンター 放射線治療部物理室  
現 埼玉県立がんセンター 放射線治療科）

**翻訳協力者（五十音順）**

大友 結子（がん研究会有明病院 放射線治療部）  
岡本 裕之（国立がん研究センター中央病院 放射線治療科）  
黒河 千恵（順天堂大学大学院医学研究科 臨床腫瘍学）  
佐々木浩二（磐田市立総合病院 医療技術部医学物理室）  
辰己 大作（大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部  
現 都島放射線科クリニック）  
藤田 幸男（東北大学大学院医学系研究科 放射線治療科）  
宮下 久之（同愛記念病院 放射線科  
現 東京都健康長寿医療センター 放射線診療科）  
宮部 結城（京都大学大学院医学研究科 放射線腫瘍学・画像応用治療学）

**翻訳者代表**

脇田 明尚（わきた．あきひさ）  
国立がん研究センター中央病院 医学物理士。  
現在の職場では主に治療装置の品質管理、高精度放射線治療計画の立案などを行っている。  
E-mail: awakita@ncc. go. jp



**American Association of Physicists in Medicine**

One Physics Ellipse  
College Park, MD 20740-3846  
(301) 209-3350  
Fax (301) 209-0862  
<http://www.aapm.org>

*Office of the Executive Director*

Angela R. Keyser  
Phone: 301-209-3385 Fax: 301-209-0862  
E-mail: [akeyser@aapm.org](mailto:akeyser@aapm.org)

**VIA E-MAIL**

Akihisa Wakita  
Medical Physicist  
Division of Radiation Oncology  
National Cancer Center Hospital  
Tsukiji, Tokyo 104-0045  
JAPAN

November 7, 2011

Dear Mr. Wakita

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) hereby grants permission to the Japan Society of Medical Physics to translate the following AAPM publication into Japanese and post on their website:

Das, I., et al. "Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM". *Med. Phys.* 35(9) 4186-4216 (2008).

Please let us know if you have any questions or require additional information.

Sincerely,

Angela R. Keyser