

### 3.5.6. ビームと開口部の表示 *Beam and aperture display*

現代の 3D 計画システムでは、治療計画者がビームの構成を設計し、評価するのを助けるためにさまざまなタイプの表示と解剖学的表現が使えるようになっている。ビームと解剖構造の関係に関して表 3-16 で述べられる表現の正確さを検証することで誤解を避けることが重要である。

ビームの解剖構造への投影に関する検査は、どのようにさまざまな解剖学的対象が投影されるべきかの計算に基づくことができ、またそれはフィルムあるいはファントムを使ったシミュレータで確かめることができる。計算アプローチは、少なくとも一回システムの精度を確かめるのに用いるべきである。しかし、シミュレータに基づいたチェックは他の RTPQA テストと組み合わせを行うことができるルーチン検査に適當かもしれない。

表 3-16. ビーム幾何学的表示テスト **Beam Geometry Display Tests**

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
軸方向のビームの拡がり Axial beam divergence	軸方向スライスで放射状ビームと開口部辺縁との交差をテストする。	不正確な拡がりや、照射野サイズあるいは開口部の形状の選択に間違いをもたらす。
非軸方向の拡がり Non-axial divergence	矢状方向、冠状方向、斜め方向のスライスで放射状ビームと開口部辺縁との交差をテストする。完全に 3-D でないシステムでは、投影に関して考慮に入れるべき 2-D の限界があるかもしれない。	不正確な拡がりや、特に 3-D 効果が完全に理解されない場合、照射野サイズあるいは開口部の形状の選択に間違いをもたらす。
BEV/DRR 表示 BEV/DRR displays	<ul style="list-style-type: none"> <li>軸方向スライスで定義される輪郭/構造の投影を BEV-タイプ表示で検証する。DRR 表示のためにグレイスケール・イメージと比較する。わずかな内部構造を持つ単純なファントムで最も容易に確認される。</li> <li>放射状ビームの投影と開口部辺縁を検証する。</li> <li>異なるいくつかの SSDs と投影距離でチェックする。</li> </ul>	投影が不正確であると、特に 3-D 効果が完全に理解されない場合、間違った開口部の形状の選択につながる。
3-D 表示 3-D displays	<ul style="list-style-type: none"> <li>2-D 平面で定義される開口部が 3-D で正確に投影されることを検証する。</li> <li>構造とビームと開口部の端との関係が正しいことを検証する。</li> <li>システムの 2-D 限界を考慮されねばならない (例えば 2-D システムは第 3 の方向で正しく拡がりを表示しないかもしれない)。</li> </ul>	投影が不正確であると、特に 3-D 効果が完全に理解されない場合、間違った開口部の形状の選択につながる。
患者とビームのラベル Patient and beam labels	<ul style="list-style-type: none"> <li>ビームに関する患者の方向と方向注釈を検証する。</li> <li>2-D あるいは 3-D 表示に関連した機</li> </ul>	不正確にラベルをつけると、治療技師または医者を誤解させることになる。

械位置の表示またはアイコンの方向  
と注釈の正確性を検証する。

### 3.5.7. 補償器具 Compensators

補償器具は、RTP システム内であるいは別の独立したシステムによってデザインできる。どちらにせよ、サイズ、形状、厚みの変化、バリエーションと関連するビームなどの補償器具の情報の入力の正確さは、確かめられなければならない。補償器具の表示と仕様は、ウェッジ、ブロックや他のビーム修飾用具と同じように確認することができる。補償器具作成装置に補償器具の情報を自動転送可能か確認しなければならない。計算精度は4章で評価される。

### 3.6. 線量計算の操作上での問題 Operational aspects of dose calculations

線量計算はしばしば治療計画プロセスの核心として考えられている。しかしこれは治療計画の多くの側面の単なる1面とみなしたほうがよいかもしれない。線量計算の品質保証は、単にアルゴリズムが正しく機能すること、また計算線量が測定線量に一致することの確認以上のことを含む。計算が実行される前には、多くのパラメータがあるものはユーザが明確に、またはシステムのデフォルトによって規定せねばならず、これらのパラメータが結果として線量分布に影響を与える。

必要とされる計算法の操作面でのチェックの見通しは、RTP システム実施の洗練度に完全に依存している。しかし、たとえ下記の詳細の全てを RTP システムが明確に扱うというわけではないとしても、大部分の問題は計画のプロセス内のどこかで、明確にしるあるいは暗黙にしる扱われているので、各施設は各々の問題の関連性を考慮すべきである。

#### 3.6.1. 方法論とアルゴリズム用途 Methodology and algorithm use

表 3-17 に RTP QA プログラムの一部として調査すべき問題を列挙する。

表 3-17. 方法論とアルゴリズム使用法テスト Methodology and Algorithm Use Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
計算すべき領域 Regions to be calculated	計算すべき領域を同定するのに使う方法が正確に機能しているか評価し、確認する。	重要な計算領域を計算しなければならない。
計算グリッドの定義 Calculation grid definition	以下の機能が適切に行われるか評価し、検証する。 <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 計算グリッドのサイズの定義</li> <li>・ 均一および/または不均一のグリッド間隔の使用</li> <li>・ グリッド点の間での線量を決定する内挿法</li> <li>・ グリッドサイズ、間隔、範囲が変化した場合に計算が無効とすること</li> <li>・ 線量計算点が画像座標系、機器座標系との関連で規定される座標系の適切さもチェックせねばならない。</li> </ul>	不正確なグリッドの使用は場所の不正確、計算誤り、表示の不正確、不整列、線量とビームの不揃いを招く。

密度補正の状況 Status of density corrections	補正状況を正しく記載しているか検証する。補正の状態をどのように保存し、文書化するかを決定する。	誤った線量分布により誤った解釈、不正確なモニタユニット値の算出が起こり得る。
保存された計画の情報を読み出し Reading saved plan information	保存された解剖学的構造、ビーム、線量と線源の情報に関連する機能を検証する。 テストはシステムについての詳細な知識で設計されなければならない。	ちょうどオリジナルの線量計算を正しく行うのと同程度に重要である。
計算の正当性の論理 Calculation validity logic	解剖学的構造、ビームの定義、ビームの重みづけあるいは規格化で変化が生じたときに線量分布の再計算のためのシステムとしてのルールを評価する。しばしば影響を受けたビームだけが再計算される。	論理が不正確であると 1) 貴重な時間と資源の浪費、あるいは 2) 正当でない線量計算が不正確な解釈に繋がる。
線量計算アルゴリズムの選択 Dose calculation algorithm selection	デフォルト・アルゴリズム選択が適切で、選択されたアルゴリズムが実際に使われたものであることを検証する。	複数のアルゴリズムが利用できる場合、たぶん、異なるアルゴリズムは特殊な目的のために使われるであろう。

### 3.6.2. 密度補正 Density corrections

大部分の線量計算アルゴリズムの一部を成す密度補正の精度については次章で議論される。しかし、不均一補正に関係する数多くの操作上の問題は、線量計算メカニズムについてのここでの議論となる（表 3-18）。

**表 3-18. 密度補正事項 Denisty Correction Issues**

密度補正の有無を切り換えた際、それぞれの補正の有無で新たに計算をすべきである。

幾つかの RTP システムは、CT に基づく密度分布か、容積ごとに割り当てられた密度分布の何れかを使用する。何れの場合にも正しい密度分布が使われ、そして、計画のデータファイル内とハードコピー出力で適切に書かれていることをユーザは確認しなければならない。

CT 値から Hounsfield Unit への変換については装置とベンダーに依存する。また CT 校正にも依存していることがありえる。変換はルーチン検査の対象でなければならない<sup>17</sup>。

ある点での相対電子密度を表示するツールが適切に機能するかは検証すべきである。

## 3.7. 計画の評価 Plan evaluation

### 3.7.1. 線量表示 Dose display

線量分布の表示の分析は、特に解剖学的データに関連して、どのようにして治療計画が最適化すべきかについて医師と計画者が決定を下すための主要な方法の1つである。一連の要点は表 3-19 に列挙される。全てのテストで、線量の正確さが測定線量ではなく計算線量での表示に一致していることをユーザが良く知っていることが重要である。計算と測定との間での一致に関しては4章で議論される。

テストは、まず1つのビームで、それから複数のビームで単純な多門の照射野形成で行わねばならない。同様に、小線源治療のテストは、1本の線源からはじめ、それから多数の線源で実行されなければならない。RTPシステムは点線量を2Dと3D線量分布とは独立して計算するので必ずしも正確には一致しない場合があることをユーザは知っていなければならない。どんな違いも文書化せねばならない。

表 3-19. 線量表示テスト Dose Display Test

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
線量計算点 Dose points	以下を検証する： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 点は望みの3D座標で定義されている。</li> <li>・ 点は3D位置で正確に表示されている。</li> <li>・ その点での線量が正確に表示されている。</li> </ul>	リスク臓器の線量と線量分布のありさまを研究するのに使われる点の表示。
相互作用点の線量 Interactive point doses	以下を検証する： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 点座標が正確に表示のカーソル位置に対応している。</li> <li>・ その点での線量が正確に表示されている。</li> </ul>	問題は計画の最適化の結果に影響を及ぼすかもしれない。
一貫性 Consistency	以下を検証する： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 交差面での線量が一致する。</li> <li>・ 異なった表示を用いても表示された線量は一致する。</li> </ul>	一貫性のなさは、アルゴリズムの限界・問題を示し、評価不能をひきおこす。
線量グリッド Dose grids	間隔が小さくても大きくても線量がグリッド点の間で正確に内挿されている、ことを検証する（例えば文献 74 参照）。	殊に半影の領域で、内挿が不正確であると線量結果は間違いになる。
2次元の線量表示 2-D dose displays	以下を検証する： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 等線量線（IDLs）が正確に位置する。</li> <li>・ 色調表示の表示がIDLsに正確に対応しており、点線量表示と一致する。</li> </ul>	これは PTV のカバーが現実適切かを決める時に使う主な表示法である。
等線量表面 Isodose surfaces	以下を検証する： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 多くの小さなばらばらの体積になっている高い線量域で、表面が正確に表示されている。</li> <li>・ 表面は平面上の等線量線と一致する。</li> </ul>	過大または過小に標的をカバーしているような計画が使用されるか、または解剖学的構造に関して誤った線量分布を表示するかもしれない。
ビーム表示 Beam display	以下を検証する： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ ビーム位置と照射野サイズが正確である。</li> <li>・ ウェッジが示されて方向も正確で</li> </ul>	線量分布は正確に配置されるべきで、でなければ全計画が疑われるべきである。

- ある。
- ・ ビーム辺縁と開口部が正確に示されている。

### 3.7.2. 線量体積ヒストグラム Dose volume histograms

DVH の使用は現代の治療計画の重要な一部である。一見使いやすく単純な線量分布及び解剖モデルは、さまざまなグリッド配置のタイプのエラー<sup>39</sup>に陥る傾向があるので、この機能のテストをデザインする場合は注意を払わねばならない。テストすべき、チェックすべき項目は表 3-20 に列挙される。

表 3-20. DVH テスト DVH Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
関心体積領域 VROI の同定 Volume region of interest(VROI) identification	構造の記載に対し DVH をつくるのに使うボクセル VROI の生成をテストする。	VROI の同定を誤ると不正確な DVH になる。
構造の同定 Structure indetification	対象（正常組織—標的の VROI と DVH）のブール関数的な組み合わせをテストして、多くの構造に関わっているボクセルがどのように扱われるかをみる。	組み合わせの VROI も不正確であると、不正確な DVH になる。
ボクセルの線量内挿 Voxel dose interpolation	各々のボクセルに内挿された線量の正確さを検証する。	1 つの三次元グリッドからもう一方に内挿することが、グリッドに基づいたアーチファクトあるいは不正確さにつながり得る。
構造体積 Structure volume	不規則な形の対象で体積の決定の正確さを検証する。規則的な形(特に矩形の対象物)が多くのグリッド由来のアーチファクトに左右され得る。	構造体積は、多くの NTCP モデリングの基礎である。また医師が計画評価を考慮する際に、この体積は直接使われるかもしれない。
ヒストグラムのビンサイズとその上限（あるいは限界） Histogram bins and limits	適当なヒストグラムのビンサイズが使われていることを検証する。	DVH に対してビンサイズが不适当であると、誤った DVH に至る可能性がある。
DVH の計算 DVH calculation	既知の線量分布を使って DVH 計算のアルゴリズムをテストする。	基本的計算は信用できるものでなければならない。でなければ計画評価において不正確な臨床判定が起こるかもしれない。
DVH タイプ DVH types	DVH タイプは標準型(直接)、微分型、そして積分型 <sup>67</sup> がすべて正しく計算され、表示されることを検証する。	各々の種類の DVH 表示は、特定の状況で役立つ。

DVHのプロットと出力 DVH plotting and output	既知の線量分布を使って DVH のプロットと出力をテストする。	ハードコピー出力は正しくなければならない。これが医師の意思決定に使われるから。
計画と DVH の規格化 Plan and DVH normalization	計画の規格化(線量)値と DVH 結果との関係を検証する。	計画の規格化は、DVH の線量軸に対して重要である。
線量と VROI グリッド効果 Dose and VROI grid effects	線量と VROI グリッドの関係を直視し、理解する。	グリッド由来のアーチファクトは体積、線量、DVH や計画の評価でエラーを生じ得る。
異なる症例での DVH の使用 Use of DVHs from different cases	DVH ビンサイズ、線量グリッドが異なる別の症例の DVH を正しく使用出来るかをテストする。	異なる計画の DVH の比較はビンサイズなどに非常に左右される。

### 3.7.3. NTCP/TCP と他のツールの使用 *Use of NTCP/TCP and other tools*

現代の計画システムには、競合する複数の治療計画の評価を支援するために正常組織合併症確率 (NTCP) および腫瘍制御確率 (TCP) モデルに基づく計算を含んでいるものもある。これらの機能が臨床計画に使われるのなら、QA プログラムに含めることが必須である。NTCP と TCP モデルの多くのパラメータ、あるいは実際にそのモデル自体が良く知られていないために顕著な論争の対象になりうることに注意すべきである。NTCP/TCP 計算機能の検証チェックは、(1) モデルの正確な実装、そして (2) 医師と物理士が使うことを予期されるパラメータの値、を検証すべきである。また、モデルの臨床「予測」がそれらの値を解釈している医師の考えと一致することを確かめることが望ましい。しかしこれは明らかに医師の臨床判断が無視できない領域である。

### 3.7.4. 複合計画 *Composite plans*

幾つかの計画システムでは、異なる計画からの線量分布を加算 (減算)<sup>15</sup>して、患者の全計画を表す複合線量分布を作成することが可能である。この「複合計画」は、多くは線量、合併症確率その他を評価するための計画であるかもしれない。複合計画で全ての入力データのチェックに加えて、以下の要点をチェックすべきである：

- ・ 構成要素としての各々の計画ごとの処方線量の入力。
- ・ 分割計画 (の生物効果) の修正の利用可能。
- ・ 個々の計画の線量分布を共通のグリッドに内挿すること。
- ・ 異なった線量単位 (例えば%、一日線量、総線量、線量率) での計画の扱い。
- ・ 加算/減算の精度。

## 3.8. ハードコピー出力 *Hardcopy output*

RTP システムのハードコピー出力にはテキスト情報、任意平面上での 2D 線量分布のプロット、DVH、BEV と DRR 表示、そして解剖学敵構造、ビームと線量の 3D 表示をも含む場合がある。さまざまなタイプのハードコピーは治療計画の実行及び記載に用いられるので、この情報の正確

さは重大である。

表 3-21 は、さまざまな種類の出力に必要で、さまざまな状況で確かめるべき最小限の情報を列挙する。加えて、全ての出力には患者の名前と ID、および治療計画 ID、計画のバージョン番号または時刻/日付のスタンプを含むべきである。

**表 3-21. ハードコピーの出力情報 Hardcopy Output Information**

テキストプリントアウト text printout	<ul style="list-style-type: none"> <li>各ビームの治療機器/モダリティ/エネルギー</li> <li>各ビームの機器固有の座標でのビームパラメータ (例: 照射野サイズ、ガントリー角度)</li> <li>各ビームの 3-D でのアイソセンター位置</li> <li>各ビームの SSD 設定</li> <li>各ビームのビーム修飾用具の有無と方向 (例: ブロック、ウェッジ、補償器具、ボラス)</li> <li>使用する計算アルゴリズム</li> <li>不均質補正を使用したかどうかと患者の不均質データの原資料</li> <li>線量計算グリッドサイズ</li> <li>計算点の線量とその位置</li> <li>計画の正規化</li> <li>MU 値 (すべてのシステムで計算されるとは限らない)</li> <li>予定のビームウェイトにより MU を計算する方法 (MU を計算しないシステムについて)</li> <li>計画/ビームのバージョン番号と計算した日時</li> <li>ユーザのコメント</li> </ul>
2-D 線量分布表示 2-D dose plots	<ul style="list-style-type: none"> <li>表示面の位置/方向</li> <li>スケールファクター</li> <li>照射野の断面 (照射野ラベルつき)</li> <li>ビーム修飾用具の有無とその方向</li> <li>患者の輪郭/グレイスケール情報</li> <li>線量情報 (例: 等線量曲線)</li> <li>計算点の位置</li> </ul>
BEV または DRR BEV or DRR	<ul style="list-style-type: none"> <li>SSD/SAD/SFD</li> <li>スケールファクター</li> <li>関連する照射野</li> <li>視点方向</li> <li>照射野の整形 (ブロック形状および/または MLC 開口部形状)</li> <li>患者の解剖学的情報</li> <li>中心軸の位置</li> </ul>
DVHs	<ul style="list-style-type: none"> <li>プロットの説明</li> <li>スケールと単位</li> <li>症例、計画、その他の識別情報</li> <li>関連する解剖構造の情報</li> </ul>
3-D 表示 3-D displays	<ul style="list-style-type: none"> <li>スケールファクター</li> <li>視点の方向</li> <li>ビームの位置/方向</li> <li>解剖学的構造と線量の識別</li> <li>等線量表面</li> </ul>

### 3.9. 治療計画の実施と確認 *Plan implementation and verification*

治療計画が完了し、一旦承認されたら、プランは実行されなければならない。実行には、治療計画システムの治療パラメータを実際の治療装置での設定へ転送することから始め、計画装置の情報から計算される、ブロック、補償器具やボータスの作成、ビーム修飾用具の適切な使用と位置決め/方向付け、適切な患者の位置取りなどを含む。全てではないにしても多くのこの情報の出力は計画システムのハードコピー出力により得られるので、計画実施のテストは RTP システム (項目 3.8 参照) からのハードコピー出力の確認の後に実行すべきである。

#### 3.9.1. 座標系とスケールの取り決め *Coordinate systems and scale conventions*

RTP システムで使われる命名法と取り決めが、部門であるいは治療装置で使われるそれと同一でないということが潜在的な問題として生じ得る (項目 3.5.2 参照)。その一部は、表 3-22 に列挙される。

RTP QA プログラムは RTP システム内の各パラメータ (名前、装置、スケール (物差し)、解像度) が代表する方法、またそれが物理的に治療装置へ転送されるべき方法を確認し記録しなければならない。

表 3-22. 命名と読み出しの取り決め項目 *Nomenclature and Readout Convention Issues*

---

ガントリー、コリメータ、寝台の各々の角度についての取り決め
コリメータ jaw のラベルと読み出し法
独立した (非対称) jaw のラベルと読み出し法
MLC リーフのラベルと読み出し法
照射野のラベル
ウェッジの方向とラベル
照射野修飾用具の表示とラベル
寝台の座標と方向のラベル
寝台先端の方向
固定器具の位置

---

#### 3.9.2. データ転送 *Data transefer*

多数の潜在的な問題が、治療計画情報を RTP システムから診療記録、治療装置、記録検証(R/V) システム、その他へ転送する間に発生し得る。表 3-23 に列挙される問題は、計画プロセスでの QA の一部として考慮されなければならない。

パラメータの正確な転送は、単純なもの (例: 軸方向 1 門照射) から複雑なもの (例: 多門 non-coplanar や斜入照射) に亘る一連の計画テストで検証されるべきである。この計画では、RTP システムで使われたすべての方法が、治療装置情報、コリメータ・寝台やガントリーの正確な設定、治療距離延長技法、そしてウェッジ、ボータス、ブロック、補償器具などのビーム修飾用具の使用と方向づけなどを指示するために使えるようにすべきである。各テスト例で、ユーザはファントムを使用して治療装置上で計画を実行すべきで、それからその実行が正しいかどうかを視覚での点検で、あるいはポータルフィルム、画像を使用して検証すべきである。

表 3-23. データ転送項目 Data Transfer Issues

手作業で計画情報を記録用紙あるいは記録検証システムへ転送すると、重大な転記エラーが生ずる可能性がある<sup>70</sup>。

ブロックと補償器具は計画システムの情報を用いて作られる。これらのサイズ、形状、照射野内での位置について、その正確性を検証すべきである。直交および斜入照射野に用いられる修飾用具も、単純あるいは複雑にかかわらず、形状を検証すべきである。

MLC 形状情報は、何度も治療計画システムから治療装置（または、その反対方向）へ転送される<sup>63,68,38</sup>。これは明らかに重要な QA 項目なので、注意深い検証およびルーチンのチェックを行わなければならない。

一連の計画情報を RTP システムから治療装置あるいは記録検証システムに自動転送することに対する QA が、コンピュータ制御放射線治療システムに関する最近の文献<sup>64,65,73</sup>で詳細に議論されている。

### 3.9.3. 照合画像の検証 Portal image verification

3D 計画システムは、ポータルイメージとシミュレータ・イメージを取り入れ、それを登録し、あるいは少なくともそれらの画像を BEV 表示および/または DRRs のような RTP システムでの画像と比較する能力まで含むかもしれない。この、プロセスの中の一部に対する QA のいくつかは放射線治療の統合的 QA プログラムについての報告である TG 40 の中で記載される<sup>2</sup>。これらの特徴についての QA については（少なくとも）表 3-24 に列挙される問題に言及すべきである。

表 3-24. 照合画像の検証項目 Portal Image Verification Issues

照合画像またはシミュレータ画像の、デジタルイメージャーから直接に、あるいはレーザーデジタルタイザーシステムからの取り込み。

計画に使う特定の座標系が付いた照合画像またはシミュレータ画像の画像登録機能。登録の品質はしばしばユーザに依存するので、登録ごとに登録の品質を確かめる QA 手順を臨床の過程の中に組み込むべきである。

画像強調ツール。このツールの多くの機能は、計画プロセスの他の場面で実際に画像や登録の方法を変えることができる。

登録簿機能。RTP システム内部において、さまざまな画像が計画および/または照射野に対し適切に関連づけられていることを確認しなければならない。

### 3.10. 小線源治療 Brachytherapy issues

小線源治療に関する多くの問題が、最近の 2 つの文献、NCI-助成の Interstitial Collaborative Working Group の報告<sup>40</sup>および最近の AAPM Task Group 43 の報告<sup>41</sup>で議論された。しかし、これらいずれの報告でも、小線源治療の RTP の QA プログラムに取り入れるべき QA の全ては述べられていない。多くの項目は外照射ビームの RTP と同様に取り扱うことができるが、特に重要な QA 項目について以下に述べる。

- ・ 小線源治療での線源配置は個々の線源により構成される。しかし、線源をリボン状、曲線状

あるいはアプリケーションの形に組み立てることもしばしば行われる。組み立てた線源に影響を与えるパラメータの変更が、正しく行われているかを確認すべきである。

- ・ 線源ライブラリ中に記載されている各々の線源についての性質または属性は、コミッションングの間およびその後の検査において検証すべきである (付録5参照)。
- ・ 入力、表示、最適化計画と評価に関するテストのうち、小線源治療の計画にやや特異な項目を表3-25に示す。また、付録5で更に考察を加える。
- ・ 各施設で小線源治療計画の全プロセスを確かめるための臨床“システム”テストまたはベンチマーク・テストは、基本的な小線源治療手順(乳腺組織内挿入、婦人科セシウム線源治療など)ごとに実施するよう、当該のTask Groupより勧告されている。

更に詳細な小線源治療計画のためのQAは、4.7項と付録5に示す。

表3-25. 線量に関与しない小線源治療テスト Non-Dosimetric Brachytherapy Tests

項目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
線源入力と幾何学的精度 Source input and geometrical accuracy	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ デジタイザと直交あるいはステレオシフトフィルムを使用した線源位置入力法の場合は、データ入力ソフトウェア、フィルムの取得過程、線源同定およびその他の関連事項についてチェックすべきである。シード線源入力後の3-D座標の表示も確認すべきである。</li> <li>・ シード線源の自動識別と位置確認ソフトウェアを検証すべきである。</li> <li>・ CT画像を使用する線源位置入力の場合は、他のテストも行うべきである。</li> <li>・ アプリケーション内の線源移動ラインの識別には、上記の中の適切な試験を実行すべきである。加えて、移動ライン上の線源停止点または線源位置の精度も確かめるべきである。</li> </ul>	小線源治療の線量計算は、線源位置の精度に非常に影響される。
線源の表示 Source display	<p>以下の線源位置表示の精度を検証する：</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 2Dスライス。CTと再構成された画像、およびCTによらない小線源治療でよく使われる任意の平面を含む。</li> <li>・ 3次元表示。</li> <li>・ 特殊な表示、定位脳線源挿入の計画<sup>77</sup>で使用されるプローブアイビュー(Probe's Eye View)など。</li> <li>・ ファントム内の模擬線源がスキャン可能、およびDRRがX線写真による線源同定と位置決定のチェックのため作成可能である。</li> </ul>	線源位置の正確な表示は、治療計画の進行と最適化にとって重要である。
最適化と評価 Optimization and evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 小線源治療自動最適化ツールをテストする。例えば、後装填装置で特定の線量分布を形成するための線源停止点および照射時間の自動決定など。テストは、使用するアルゴリズムに非常に特化した方法で行うべきである。付録5参照。</li> <li>・ DVHのような他の標準ツールをテストする。</li> </ul>	最適化と評価ツールが正確に機能しないと、最適な状態にならないか、不正確な治療の原因となる可能性がある。

## 第4章：線量計算のコミッショニング Dose calculation commissioning

歴史的には、多くの治療計画の品質保証は元来線量に関連する問題点、とくに線量計算の検証と関係してきた。多くの RTP システムのユーザが線量計算の重要性を実感したので線量の計算値と測定値との一致を照合するためにいくつかのテストを行った。さらにすでに出版されている多くの報告書はもっぱら 2D 線量計計算<sup>5-10</sup>の検証のみに集中してきたが、Van Dyk<sup>18</sup>による最近の研究は線量に関連する QA の多くの特別の勧告が含まれている。

しかしながら、これらの研究はどれも新しい RTP システムの線量計算のコミッショニングに適用しなければならない問題点と技術について詳細に扱っていない。この章では、治療計画の線量計算のコミッショニングの1つの一貫した方法・手引き書を提示する。もちろん、他の構成や方法が可能であるが、この手引き書は線量計算と治療計画という状況の広範囲に渡って柔軟でしかも適合し得る。

### 4.1. はじめに Introduction

治療計画の線量計算のコミッショニング時に目立って特徴的に現れるいくつかの異なった用語は次のように定義される。

- 入力データのチェック。殆どの RTP システムにはいくつかの入力データが必要である。線量に関連する QA プログラムで要求される最も基本的なチェックの1つは RTP システムが入力データを正確に再現することを検証することである。
- 計算アルゴリズムの検証。計算アルゴリズムの検証を試験する目的は計算アルゴリズムが正しく機能しているかを実証することであり、<sup>16</sup> そのアルゴリズムが物理的状態の予言をいかに良く決定することではない。不十分なアルゴリズムのモデルでは計算結果が測定データと良く一致しないが、そのアルゴリズムの立脚するモデルが不十分な場合にはこれは十分想定される。アルゴリズムの検証は線量計算アルゴリズムとその実施の詳細な知識を必要とし、放射線腫瘍物理士の個々のテスト能力を簡単に超えている。
- 線量計算の検証。線量計算の検証試験は予想されるあるいは代表的な臨床のある条件の範囲でユーザの各ビームでの計算線量と測定線量とを比較する。これらの比較はユーザが RTP システムを操作し得られた線量計算値と、ユーザが測定したデータとの全てにわたる一致（あるいは不一致）を反映している。幾つかの試験テストで示された不一致はソフトウェアや計算アルゴリズムに必ずしも関係せず、RTP システムの使用及び/または測定データの不具合を単純に反映しているのかもしれない。
- 線量計算アルゴリズムの適用可能性と限界。線量計算アルゴリズムに関して実行できる上でのいくつかの最も重要なチェックは、アルゴリズムの適用可能性の限界を調査するチェックである。ユーザは、各アルゴリズムで“封筒の糊代を閉じる”ような臨床状況に対する線量計算が排除されるか、あるいは適切に解されているかどうか、各アルゴリズムの限界を理解しなければならない。これらの試験は臨床使用上予想されるよりもより極端である

かもしれない。

- 臨床使用範囲を超える線量検証。これらのチェックは、実際に線量計算の有用性について臨床上の限界が決定されるこの場合を除いては上述したアルゴリズムの限界のチェックと同じである。モデルがある臨床状況にとって十分なものと不十分なもの双方の臨床状況の評価が必要である。3D 不均質(組織)、原体照射野形状、IMRT、その他様々の複雑な線量関連の問題を考慮した非常に複雑な 3D 線量計算アルゴリズムを用いて調査しなければならない非常に広範囲に渡る臨床使用がある。

放射線腫瘍物理士はいくつかの基礎的な線量に関する QA の実情を知るべきである：

- 大抵の線量計算検証試験は伝統的にある(特定の)臨床上の範囲での測定値と計算値との比較を意味している。その施設の治療計画がより複雑となる時、線量関連のテストの範囲は広げるべきであり、結局は十分広範囲になろう。様々の効果あるいは試験されるべき条件を同一と見なすことおよび各効果を試験するであろう(場合の)限界を定義することは医学物理士がテストを運営するのを助けることとなろう。
- 計算検証試験は一般的に2つのカテゴリーになる：(1) 通常解釈が容易な単純な水ファントムタイプの幾何条件を含む比較、(2) 測定上の不確定さ、入力データ・パラメータのフィッティング・アルゴリズムのコーディングおよび/または設計でのエラー、計算グリッドの効果、およびいくつかの他の不確かさが結果の全てに含まれるので、解釈することが困難な臨床現実的条件で、(しばしば人体模擬 (anthropomorphic) ファントムで)複雑な幾何学を含んだ比較。これらの複雑な試験はある特別な計算に対するシステム全体の精度を評価するのに重要であるが、不一致の説明を有効にすることには限界がある。
- しばしば努力を最小にするために、いくつかの試験と測定データが RTP システムの多くの観点を試験するために繰り返し用いられる。これが実施される時、試験はできるだけ独立になるように設計されるべきであり、それによって必要な時に適切な分析や行動が取られる。
- 計算結果と測定値とを比較することは競争ではない。測定とパラメータの決定を行うことおよび計算検証の作業は次に示す仮定の下で始めるべきである。すなわち、カバーしきれない多くのエラーと不一致が存在することおよびこれらはチーム全体がオープンで協力的な形で解決しなければならないことである。

次の3つの勧告は RTP システムに関与する放射線腫瘍物理士、医師、管理者、線量測定士のすべてに対して線量関連の QA の重要性を強調している。

- (1) 臨床使用における外部照射と小線源治療の線量計算の検証は治療計画装置のコミッションングでの非常に重要な部分である。どんな線量計算でも临床上使用される前に、広範囲一連の試験事例(テストケース)について治療計画、線量測定、線量計算、比較、解析および評価がなされなければならない。
- (2) いかなる特定の施設のための QA プログラムのコミッションングの一部としてデザインされた特定のテストケースは、関連した RTP システム、临床上使用される(されるであろう)方法、および多くの他の臨床依存因子及び装置依存因子による。最も基本的な試験は類似

しているとは言え、もしQAプログラムが近代的で洗練された放射線腫瘍部門に有効でしかも達成可能なら、各クリニックで試験手段を最適化することは必須である。

- (3) 精密な水ファントム走査装置、校正されたフィルムデジタイザ、TLD 読みとり装置、同様の検出装置、測定用ファントム装置（人体模擬ファントムを含む）のような用具はQAを実施する上で容易に利用可能でなければならない。もしもこの適切な用具にアクセスすることが困難あるいは不可能であれば、このQA試験に要求される努力は劇的に増大するので、この用具は個々のクリニック内の現場で維持しなければならない。テスト用具のQAプログラムはQA装置が効果的に働くように設けなければならない。

#### 4.2. 自己一貫したデータセットの測定 *Measurement of self-consistent dataset*

自己一貫したデータセットの測定はRTPシステムのコミッショニングとQAの基本部分である。測定データセットは最初にその施設の治療ビームのモデル化のためのRTPシステムの入力データとして、またその後には線量計算検証試験に用いられる。特に3D線量計算アルゴリズムに対して基本データはビームあるいは線源のすべての線量関連の特性が適切に記載できる方法で測定されるべきである。

##### 4.2.1. 自己一貫性 *Self-consistency*

各施設での測定データの必要性は基本的にはRTPシステムのビームのモデル化とQAにとっての必要事項とに依存するだろう。最小限の要求としては、多くの治療計画装置は深部線量、および多数のオープン照射野の中心軸上の1面または複数面で、1個またはそれ以上の深さでのビームプロファイルが必要で、また同様にウエッジおよび他の付属装置（device）で修飾された照射野についても必要である。多くのRTPシステムではもっと必要である。ビームのモデリングに必要なデータに加え、データは線量計算検証試験用としても得られなければならない。

自己一貫した一組のデータセットを作成することが最も重要である。例えば、深部線量曲線、軸、矢状面および冠状面上のビームプロファイル、および/または2Dの線量分布のすべて、ならびに他のデータが特定の実験で、お互い全て一貫性を有しており、また、その実験のためにひとつの自己一貫した線量分布に結合され得ることを、これは意味する。これは相対的な測定のセットを獲得することによって一般的に達成され得る。それから相対または絶対測定データのどちらかの小さなサブセットによって相互に関係づけられる<sup>42</sup>。一組のデータセットの自己一貫性を保証する方法に関する勧告が表4-1に示される。

##### 4.2.2. データ解析、操作および保管 *Data analysis, handling, and storage*

上述したように測定データ（深部線量曲線、ビームプロファイル、2D線量分布等）は一組の自己一貫したデータセットに含まれねばならない。これは注意深いデータハンドリング、解析、再規格化を意味し、この多くはRTPシステムで実施されるかも知れない。

- 後処理. すべての測定は相対的あるいは絶対的な線量に変換されなければならない。
- スムージング. しばしば生データは測定技術のアーチファクトを除去してスムーズ化されるべきである。スムージングがあまりにも強力に現実の線量変化からスムーズし過ぎないこ

とを保証するために注意が払われねばならない。

- 再規格化。すべてのデータ（深部線量、ビームプロファイル等）はデータセットを一貫したものにするために再規格化されるべきである。
- タスクグループは治療計画装置のベンダーが治療計画装置内の精巧なデータ入力、保管、解析、再規格化、表示および他の可能性を、医学物理士が測定データを利用<sup>15,43</sup>するのを手助けするために提供しよう勧告している。

#### 表 4-1. 自己一貫性のデータセットを得るための方法 **Methods for Obtaining a Self-Consistent Dataset**

種々の別個の一連の測定を要求されるデータは、同じ測定時間内に得られるように、測定をデザインする。

最も短い時間範囲内で代表的な線量測定を得ることにおいて矛盾がない可能な測定を行なう。

すべての類似の測定のためには同じ装置と手順を使う。

お互いに異なった測定方法によって得られた測定値を関連付けなさい。理想的には、測定は独立し、むしろ異なったタイプの線量計で繰り返されるべきである。

走査用の電離箱で測定をするとき、出力変動を説明する参照用電離箱を使う。

マシンアウトプットと測定システムの一貫をモニタするために10×10cm<sup>2</sup>フィールドの10センチ深さでの線量のような基本的測定を定期的に繰り返さなさい。ある特定の状況で、温度平衡になった水の使用そして/あるいは大気圧のモニタリングをこの測定は必要とするかもしれないことに注意する。

#### 4.3. RTP システムへのデータ入力 **Data input into the RTP system**

全ての RTP システムは、特定の治療装置のビームと密封小線源治療の線源に関連するデータの輸入を必要とする。必要なデータは、システムのベンダーによって指定され、システムで使われている線量計算アルゴリズムのタイプにより実質的に依存し変わり得る。タスクグループは、強く以下を勧告する：

- ベンダーはシステムに必要なデータを添付書類に詳細に記し、ユーザがシステムを購入する前にこの情報を入手できるようにすべきである。
- 該当する治療装置が完全に同じ特性をもつことが知られていない限り、RTP システムの中にコミッションされたその特定の治療装置で測定したデータのみを使うべきである。他のビームデータあるいは加速器ベンダー（またはそれ以外）によって提供された“代表的な”データを線量計算検証テストに決して使用してはならない。深部線量やプロファイルのような一般的な線量分布データは、ソフトウェアに矛盾がないかの検査に役立つだけである。
- ビームデータの準備や解析に用いたデータの収集と処理、再規格化とデータスムージング手順を文書化したデータ記録帳を保存すべきである。データ源、測定したデータと測定に関与した人を、記録しなければならない。記録帳は、治療計画システムが存在している期間は

保持されなければならない。

#### 4.3.1. 一般的な考慮事項 *General considerations*

どの特定の RTP システムでも線量計算へのデータ入力の種類と、その入力に使われる方法は非常にさまざまである。それゆえ、それぞれ固有の状況により、以下の問題をユーザは処理すべきである：

- 購入の前に、システムに必要なデータを明瞭に理解する必要がある。しばしば、物理士は特にこの情報を要求する必要がある。というのは製造者の購入前の情報にはそれが必ずしも明らかに示されないからである。ビーム データに必要なことを知ることで、要求される新しいビーム データの量を正確に見積ることが許されるだろう。
- 現在利用できるデータについて再調査を確実に実行すべきである。既存のビーム データが、数年前に得られたかもしれない、あるいは正しいフォーマットでないかもしれない、あるいは適切に文書化されていないかもしれない、あるいは新しい RTP システムとは無関係かもしれない。
- 使用する前に、測定されたデータの修正を必要としており、システムに必要なデータは再規格化、もしくは再フォーマットしなければならないかもしれない。
- M. U. 値の設定が RTP システムによって作成される場合、モニタユニットの計算アルゴリズムと方法が当該部門において使用されている現在のシステムと比較されるべきである。新しいシステムを使う前に、方法間のどんな違いでも完全に理解して解決しなければならない。
- システムをインストールするとき、光子ビーム、電子線、密封小線源治療の線源のデータの少なくとも1つの完全なセットを入力用として入手しておくべきである。ベンダーによるトレーニングはそこでデータ入力とビームパラメータのフィッティング過程を含むことが出来る。
- ビームデータの追加（RTP システムに必要されている以上の）は常に必要であろう。これらのデータは、慎重に準備され検証データセットの一部として取り扱うべきである。

#### 4.3.2. コンピュータ制御された水ファントムからのデータのコンピュータ転送 *Computer transfer of data from a computer controlled water phantom*

コンピュータ制御された水ファントムシステム（WPS）から RTP システムへデータを直接転送する方法は、RTP システムにデータを入力する最も一般的な方法である。タスクグループは、ベンダーがユーザと WPS ベンダーに必要なデータと（または）ファイル構造に関する情報を提供するように勧める。それにより、各 WPS から各 RTP 装置まで直接データ転送が可能となる。物理士が考慮しなければならないデータ転送の項目を、表 4-2 に挙げている。

#### 4.3.3. 手動によるデータ入力 *Manual data entry*

コンピュータによるデータ転送が可能でない場合、データを RTP システムへマニュアルで入力する必要があるだろう。これは、キーボードとデジタルタブレットを使用して、通常達成される。

手動によるデータ入力には、以下のことを考慮すべきである：

- ・ データ入力開始前に、デジタイザの精度を試験すべきである。このテストには、データがデジタイザで入力できる固有の精度の決定を含むべきである。特に低線量部で、顕著なデータ入力ミスがデジタイザの不正確さのために起こるかもしれない。
- ・ 標準的でないスケールでプロットされたデータのデジタル化には、特別な注意を払うべきである。
- ・ 特にプリントアウトの誤りに対して、データのキーボード入力を慎重にチェックすべきである。

#### 4.3.4. 入力データの検証 *Verification of input data*

データが RTP システムへ入力されたあと、ユーザはデータが正しく入力されたことを確かめなければならない。

- ・ 2D アルゴリズムは、通常入力データに直接基づいている。データ入力は、入力データによって使用された照射野サイズの線量分布を作成すること、及び入力データと比較することで検証できる。
- ・ 多くの 3D 線量計算アルゴリズム、例えばコンボリューションアルゴリズム<sup>44,45</sup>は、より複雑で、入力データには直接基づかない。これらのアルゴリズムに対しては、入力データの多くは、測定した線量分布に直接関連がなくて、むしろ装置非依存の計算結果に関係している<sup>46</sup>。

いずれにしても、全ての入力データは、望ましくは2人が独立してだが、検証すべきである。そして全ての相違は解決されなければならない。あるいは少なくともよく特徴づけて理解されなければならない。その理由は、全入力データは計算と測定データのこれからの全ての比較に影響するからである。

表 4-2. 水ファントムシステムのデータの項目 **Water Phantom System Data Issues**

WPS と RTP システムの間でのデータ互換の適合性が購入の前に判定されるべきである。時には WPS または RTP システムベンダーは、交換ソフトウェアを提供するだろう。

データ取得前または転送前に、ファイルネーミング/ラベリングの取り決めが決定されるべきである。ファイルは、両方のシステムの上で独自に識別すべきである。

各 WPS データファイルの文書化には、次のものを含むべきである：

- ・ WPS 内でのファイル名
- ・ もし異なるなら、RTP システム内でのファイル名
- ・ 測定の日付
- ・ ビームのエネルギー、照射野サイズと形状、ガントリー角/コリメータ角、ビーム修飾用具のような照射装置のパラメーター
- ・ 如何なる特徴（例えば空気含有による不均質：an air inhomogeneity）も含むファントムセットアップ
- ・ WPS の 3D 座標系及びその系とビーム座標系との関係
- ・ 走査方向、走査様式、走査の深度/場所の様な走査パラメータ

記録は WPS 内に格納される情報に加えてデータ記録帳に保存されるべきである。

データ交換リンクは、まず初めに小さなテストデータサンプルでテストされるべきである。フォーマット修正が正しく行われ、そして、測定線量値は実質的に変わらないことの検証。

#### 4.4. 線量計算アルゴリズムのパラメータ決定 *Dose calculation algorithm parameter determination*

多くのシステムでは、一旦ビームデータが RTP システムへ入力されたなら、ビームパラメータはビームモデルが測定データに合うように決定されなければならない。選択するビームモデルのパラメータは、線量計算の正確さに直接影響を及ぼすので細心の注意を持って決定しなければならない。パラメータ決定過程の詳細は大いにシステムに依存しこのレポートが扱う範囲を越えているが、この過程の結果の文書化は以下で述べられる重要な項目である。ユーザは、以下の事をすべきである：

- ・計算アルゴリズムで使われる如何なるビームモデルデータファイルあるいは同様のデータを再検討し最終的なパラメータが正しいということを検証する。
- ・線量計算、パラメータ決定の過程で行ったフィットとその他のチェック及びそれらの活動結果を文書化する。
- ・データ源、パラメータの決定に使用した方法、推定したパラメータの精度あるいは感度、何らかの他の重要な情報をまとめなさい。この情報は、RTP システムの記録帳に保管されるべきである。

#### 4.5. 線量に関することの比較と検証の方法 *Methods for dosimetric comparison and verification*

線量計算の検証テストでは、計算された線量分布と測定されたものを比較する。2D 線量分布を比較する標準の方法は、計算値と測定値のクロスビームプロファイルの形、深部線量の形または等線量分布の形でハードコピープロットの重ね書きからなる。全体の 3D 線量分布の定量的比較には、例えば表 4-3 でリストされているようなより洗練された技術が、解析を実行するのにさらに必要である。

これらの手法を使用するのに、RTP システムは、1D、2D と 3D で測定された線量分布を取り扱うことが可能でなければならない。この種の機能性が提示された<sup>15,43</sup>ものの、多くの商用の RTP システムにおいてまだそれらは利用できない。タスクグループは、ベンダーが RTP システムに全てのこの種の大規模なデータ解析と表示機能を盛り込むことを勧告する。

表 4-3. データの比較法 *Data Comparison Methods*

比較 <i>Comparison</i>	理由 <i>Reasons</i>
1D の線上比較 1-D line comparisons	深部線量とビームプロファイルの比較は、測定データに直接関係した基本的チェックを提供する。
FDD の差と TPR の差の表 FDD and TPR tables of differences	FDD (fractional depth dose : 相対深部線量) の計算値と測定値の相違または照射野サイズと深さの関数としての TPR (組織ファントム比) 値の表は、全体的なデータの一致を解析するのに役立つ <sup>14,78</sup> 。相違の

	表を使用して算出される統計量もまた有用である。
2D の等線量線 2-D isodose lines	軸平面で重ね書きされる等線量曲線に加えて、矢状面と冠状面への重ね書きと 3D 不等角投影表示 <sup>14</sup> は、3D 線量比較に役立つ。
カラーウォッシュ線量表示 Colorwash dose displays	カラーウォッシュ表示が計算値と測定値の線量差の視覚化を支援する。システムのいくつかは、平面もしくは不等角投影表示上に対話方式で線量領域のカラーウォッシュ表示を許容する。
線量差の表示 Dose difference displays	線量分布の測定値と計算値の差をとることで作成された 1D、2D あるいは 3D での線量差分布のグラフ表示は、分布の僅かな差を強調するのに有用である <sup>14</sup> 。
DVH 解析 DVH analysis	関心のある 3D 体積をくまなく線量比較した結果は、作成した線量の違いの分布のヒストグラム (3D での DVH) で要約される <sup>15,71</sup> 。
距離マップ Distance maps	線量分布で特定の等線量線の測定値と計算値の間の距離を示す距離マップは、特に大きい勾配部で役立つ <sup>81</sup>

#### 4.6. 外照射ビーム計算の検証 *External beam calculation verification*

##### 4.6.1. はじめに *Introduction*

ある特定の計算アルゴリズムあるいは個々のビームパラメータ化のコミッションニング中に、使用すべき実験及び計算検証チェックを計画することと組織することに対しては数多く(しかし、有効な)の異なるアプローチがある。この節では、1つのアプローチを概説する。我々は、放射線腫瘍物理士が彼/彼女の病院に特有な臨床ニーズ、線量計算アルゴリズム、治療装置と治療方法を分析し、それからこのアウトラインをその個々の状況に合わせて修正することを勧告する。

各種の計算テストは、入力チェック、アルゴリズムテストまたは計算検証チェックとしてはっきりと認識されるべきである。何らかの状況で、多様なニーズを満たすのに1つまたはそれ以上のテストが用いられるかもしれない。たとえば、1つの特定のテストに対して次の2つの異なる観点より調べることができる:(1)アルゴリズムは正しく機能しているかどうか;そして、(2)結果は臨床的に受け入れられるかどうか。

各テストに対して、放射線腫瘍物理士は、計算がどれくらいうまく機能することになっているかを知っているべきである。これは重要であって、その一致することで(1)期待される最良のものか;(2)改良されうるか;(3)問題の存在を示しているかが決定でき得る。この決定は、アルゴリズムの物理的知識とその実施法の知識、ユーザのパラメータ化とモデルの使用法の知識、計算が、比較されるものに対するデータの精度の知識に依存する。

##### 4.6.2. 要求精度と(または)達成可能精度 *Required and/or achievable accuracy*

治療計画に要求されるあるいは達成可能な線量に関する精度は、議論がよくされている項目である。Cunningham らは、線量投与において全体として5%の精度が放射線生物学的な観点から良い目標になりうるかも知れないことを示した<sup>47</sup>。彼は、ビーム校正で2.5%の精度が達成され、3%-4%が相対線量の計算で、約3%-4%は投与線量で、全体としての精度は5%と6%の間で得られると結論している。Van Dyk が先導するカナダのグループは、線量に関連した全過程の“許

容基準 Criteria for Acceptability”を決定するのに多くの労力を費やした<sup>18</sup>。彼らの報告で考慮されている状況に適用すると、この提案は非常に有用で、ユーザのための良いガイドになりうる。しかし、それぞれの計画システム、病院、線量に関連した状況には、その固有の必要条件、能力及び制限があるだろう。さまざまな計算アルゴリズムで可能な精度には極端に広い幅がある。その中で、ユーザに特有な実施及び状況で期待できる精度をユーザが決定することが重要である。

この報告において、我々は、Van Dyk ら<sup>18</sup>が使用したのと同様な線量計算法の精度評価の方法を提唱する。計算値と測定値との一致の解析に対しては、1つのビームによる線量分布は図4-1のごとくいくつかの部分に分けられる：

- ・ ビーム内（ビームの中央の高い線量部分）
- ・ 半影部分（各ビーム/ブロック端の 0.5cm 内側と 0.5cm 外側）
- ・ 外部の部分（半影の外側）
- ・ ビルドアップ領域（表面から  $d_{max}$  まで、ビームの内外両方を含めて）
- ・ 中心軸
- ・ ビーム規格化点での絶対線量

これらの領域は別々に分析されるべきである。それにより計算値とデータが合うかどうかの妥当な評価が、線量勾配の大きい部分と小さい部分を一緒にすることなく行える。

表4-4は、提案された分析法を示し、許容基準の例を含んでいる。これらの基準は、線量について計算値と測定値の一致に関する変動の種類を示した例にすぎず、これらの変動は洗練された線量計算アルゴリズムに対して予想されるかもしれない。各状況に対して、何らかの特殊なアルゴリズムあるいはデータセットの精度は、これらの期待値に影響を及ぼすかもしれない。各病院の放射線腫瘍物理士は、各状況に対しての期待値を評価しなければならない、そしてその特定のビームとアルゴリズムを比較する基準を決定しなければならない。表4-4で例として示されている基準は、タスクグループのメンバーの共通の期待に基づいているので、何か特定の状況に対する目標あるいは要求として用いられるべきではない。

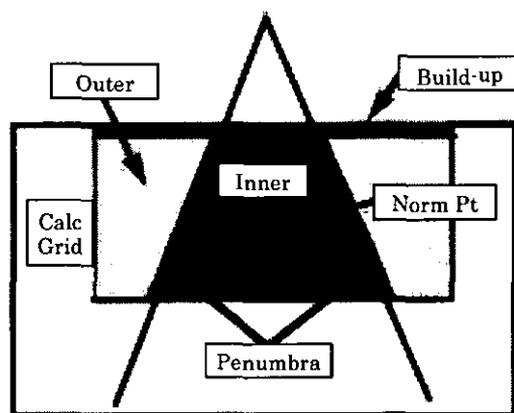


図4-1. 光子の線量計算の一致解析のための領域図、テキストを見よ。

Regions for photon dose calculation agreement analysis. See text.

表 4-4. 基準例とともに、外照射線量計算の受け入れ基準に対して提案されたフォーマット\*。

**Suggested Format for Acceptability Criteria for External Beam Dose Calculations, with Example Criteria\***

(示されている基準は、タスクグループのメンバーの共通の期待に基づいているので、何か特定の状況に対する目標あるいは要求として用いられるべきではない。)

状況 Situation	規格化点での絶対線量 (%)** Abs. Dose @normpt (%)**	中心軸 (%) Central Axis(%)	ビーム 内(%) Inner Beam(%)	半影 (mm) Penumbra (mm)	ビーム外 (%) Outer- Beam (%)	ビルドアップ領域 (%) Buildup Region(%)
均質ファントム :						
Homogeneous phantoms:						
正方形照射野 Square fields	0.5	1	1.5	2	2	20
矩形照射野 Rectangular fields	0.5	1.5	2	2	2	20
非対称照射野 Asymmetric fields	1	2	3	2	3	20
ブロック照射野 Blocked fields	1	2	3	2	5	50
MLC 整形照射野 MLC-shaped fields	1	2	3	3	5	20
ウェッジ照射野 Wedged fields	2	2	5	3	5	50
外表面の変化 External surface variations	0.5	1	3	2	5	20
SSD の変化 SSD variations	1	1	1.5	2	2	40
不均質ファントム						
*** :						
Inhomogeneous phantoms						
平板での不均質 Slab inhomogeneities	3	3	5	5	5	-
3D での不均質 3-D inhomogeneities	5	5	7	7	7	-

\* パーセンテージは 中心軸で規格化した線量に対するパーセントで示されている。表に例として示されている基準は、タスクグループのメンバーの共通の期待に基づいているので、何か特定の状況に対する目標あるいは要求として用いられるべきではない。

\*\* 規格化点での絶対線量の値は、標準のビーム校正点に関係する。それらは、標準校正条件で絶対線量を決定することに関連する全ての不確定度を含まない。