

とベンダーによって合意されねばならない。

受け入れ試験はシステムの設置後であつ臨床実施の前にシステムを使って実施すべきである。ハードウェアとソフトウェア機能のテストは、ユーザが実施すべきである。かなりの時間を線量計算やその他のアルゴリズムの精度についての詳細なベンチマーク・テストを実施することに費やすかもしれないので、これをユーザかベンダーのどちらが実施するかは受け入れ試験の手順の決定時に決めるべきである。これらをベンダーが実施した場合、ユーザは結果を検証するためにそのうちのいくつかまたは全てについて繰り返しを要求してもよい。

受け入れ試験の結果は注意深く、定義された手順からのどんな逸脱をも含めて文書に残し、治療計画システムがそこで使われる間中、保存すべきである。表 2-2 に、受け入れ試験に含められる若干の項目例を挙げる。

表 2-2. 受け入れテストの特徴 Acceptance Test Features

トピック Topic	テスト Tests
CT 入力 CT input	ベンダー準備の CT スキャン標準セットに基づき、ユーザが採用予定の形式によって書かれる解剖学的記載の作成。
解剖学的記載 Anatomical description	上記 CT スキャン標準データに基づく患者モデルの作成。表面輪郭、内部解剖その他の描出。3-D での対象の作成と表示。
ビームの記載 Beam description	ベンダー準備の標準ビーム記載を用いての全てのビームの技術機能が作動することの確認。
光子ビーム線量計算 Photon beam dose calculations	標準光子ビームデータセットでの線量計算の実行。テストには種々のオープン照射野、異なる SSD、ブロック照射野、MLC 形成の照射野、不均質事例、多門での計画、非対称の jaw での照射野、ウェッジを使用した照射野などを含むべきである。
電子ビーム線量計算 Electron beam dose description	標準電子ビームデータでの一連の線量計算の実行。オープン照射野、異なる SSD、ブロック・MLC で形成した照射野、不均質事例、表面不整形事例その他を含むべきである。
小線源治療の線量計算 Brachytherapy dose calculations	各種の単一線源および複数線源での線量計算の実行。タンドムとオボイドを用いた婦人科領域への挿入、乳腺への 2 平面挿入などの標準的な技術を含む。
線量表示、線量体積ヒストグラム Dose display, dose volume histograms	線量計算結果の表示。DVH コードが記載通り機能するか確かめるため、ベンダーが準備した標準線量分布を用いる。ユーザが作った線量分布を追加で使ってもよい。
ハードコピーの出力 Hardcopy output	与えられた一連の計画でのすべてのハードコピー文書のプリントアウト。すべてのテキスト・グラフ情報が正しく出力されていることの確認。

第3章：線量の関与しないコミッショニング *Nondosimetric Commissioning*

現代の RTP プロセスは線量計算に直接に関係しない多くの側面を含む。従ってその QA プログラムも、これらの重要な線量に関与しない問題を取り扱わねばならない。QA 手順がカバーすべき大部分の一般的な主題を以下に示すが、これで可能な線量に関与しない問題の全てを網羅しているというわけではない。

この章で扱われる問題の多くのリストは、複雑な 3D 治療計画システムにだけ適用されるように見えるかもしれない。しかし、これらの問題は、多くはシステムのいくつかの簡単な特徴を試験することで終わるかもしれないにしても、2D システムの場合も考慮すべきである。また逆に進歩したシステムの所有者や特定技術を開発した技術者には不十分かもしれない。この章の目的は、放射線腫瘍学物理士が当該施設の治療計画の技術とシステムに適した QA プログラムの設計を助ける枠組みを提供することである。ここに羅列した項目すべての完全なテストに要する膨大な仕事を考えれば、施設で臨床に使用する RTP システムの機能だけをまず試験すべきと思うのは道理である。しかしたとえ、項目の中のあるものが検査、計画技術の進歩またはシステムの設計を見越して、その項目が明確に使われようとしなくても、理解しておくことが重要であろう項目もあることを知っておくべきである。用語で確認する (confirm) と検証する (verify) はこの章全般に亘って様々な可能性のテスト手段や項目が議論される際に使われる。治療計画システムの実施と文書化に必要な方法が、治療計画システムそのもの、あるいは考慮すべき項目にまた大きく依存することを知るべきである。

3.1. はじめに *Introduction*

この章はおそらくこの報告の中で最も複雑な章である。従来の 2D 治療計画を扱うシステムにだけ精通している物理士にとっては、この章での用語と作業にはなじみがないかもしれない。なぜなら、現代の治療計画システムの複雑さの多くで明らかなのは線量に関与しない問題にあるからである。この報告で勧告する治療計画プロセスの線量に関与しない面の QA テストは表 1-2 で要約された実際の臨床プロセスに従う。この表はこの章を通じて役立つガイドになる。最初の部分では、患者情報の取得、位置決めと固定に始まり、画像取得、画像情報から患者の適切な解剖モデルへの変換を扱い、続いてビームの幾何学的情報、照射開口部の定義、ビーム修飾用具の同定と記述、治療の機器、方法とエネルギーについての議論になる。その次では線量計算アルゴリズムの選択と不均質補正を含む線量計算の操作上の側面を述べる。次は治療計画の評価で、線量表示と DVH に関連する問題を含む。次の部分は計画のドキュメンテーション、実施、検証、そして治療計画装置から治療装置と患者記録への計画情報の転送である。それから小線源治療での線源の定義、形状、表示と線量計算を含んだ線量に関与しない QA 問題に取り組む。最後は系統的な治療計画プロセスの最終チェックに使われる「最初から最後まで」の総合試験についての記述である。

3.2. 患者位置決めと固定 *Patient Positioning and Immobilization*

患者の位置決めと固定は、計画上の決定事項の多くがこれらの計画プロセスからのデータに基づくので、治療計画プロセスの重要な一部である。

3.2.1. 患者固定 *Immobilization*

患者固定の目的は、患者が再現性のある方法（治療の技術的な目的にも合致させて）で位置取りするのを助け、治療の間、静止したままであることを助けることである。固定技術には両腕を特殊な置き方をするという単純なものから、侵襲的的定位装置の使用という複雑なものまである。固定の質は、治療の計画・実行段階の度毎に患者位置決めの際の再現性や治療の正確性にまでも影響しかねない。特殊な固定器具を用いると画像の質やモニタユニット計算に変化を及ぼしかねないため、これらの影響を臨床適用の前に調べておくべきである。どんな固定装置も現実には患者に静止状態を保つことはほとんど不可能なので、例えば固定装置を使っているにもかかわらず動きと位置決めに関するエラーはしばしば関心事であり続ける。

3.2.2. 位置決めとシミュレーション *Positioning and simulation*

次の段階は治療体積の位置決めである。これは患者、腫瘍、標的と正常構造の位置を定義することを含む。従来法では直角方向X線撮影が可能なシミュレータ、輪郭の手入力、仮アイソセンタを決めるレーザー・マークで可能であった。しかし現在では画像を基にした RTP システムと“バーチャル（仮想）”シミュレーションの開発で、CT 画像を用いた位置決め方法が頻繁に使われる。

どんな形での取得にせよ、患者の位置情報はその後の計画と分析のためには正確に得られ、正確に RTP システムに転送されなければならない。同程度の精度要件は、シミュレーションの間に得られるビームの幾何学情報その他にもあてはまる。従ってシミュレータ、CT スキャナや「仮想」シミュレータは、機械面及び画像面双方の品質テストを含む厳しい QA プログラムにさらされるべきである。例えばシミュレータおよび CT/MR スキャナに対してすべてのビームと寝台のパラメータ、レーザー照準システムと等高線（gradicules）に関する幾何学的精度を評価すべきである。シミュレータの QA は多くの論文^{2,22,23}の主題であった。読者はそれらを参照されたい。CT スキャナのための QA は、項 3.3.1 で議論される。CT-シミュレーション・ソフトウェアは治療計画システムの幾何学の側面と主として関係するので、その QA はこの報告でカバーされる。

3.3. 画像取得 *Image acquisition*

患者解剖の定義に用いられる一連の「画像」は、1枚の手入力輪郭と直角2方向シミュレータフィルムのように単純なものから、別々の手段で得られた一連の横断面画像のように複雑なものまでありうる。画像は平面X線写真（フィルムまたはデジタル）CT、MR、PET、SPECT や超音波など多くの手段から得られる。大部分は解剖生理の視覚化のために使われるが、画像手段の用途にはまた他の理由がある。例えば CT は正確な線量計算に必要な患者の電子密度の 3D マップ

を生成するのに頻繁に用いられる。

特に取得した画像データが正確でなかった場合などに、データの取得の仕方が計画プロセスの後の段階で劇的に影響するかもしれない。画像取得のQAは、画像が最適な方法で得られて、また正確にRTPシステムへの転送とその中での使用が行われたことを保証せねばならない。

3.3.1. 画像のパラメータ *Imaging parameters*

多数の画像システムでそのパラメータが画像データの使われ方に影響を及ぼし得る。例えばピクセルサイズ、スライス厚、CT値の尺度と体位座標のような画像のパラメータに不正確な設定・読み込みがあることで、RTPシステムのデータ利用が不正確になることがありうる。さらに、横断面画像の中でパーシャルボリューム効果の理解が不足していると、画像からの解剖情報その他の同定が不正確になるかもしれない。従って画像取得でのパラメータの制御は、各患者に適用するQAプロセスの重要な一部である。

画像情報を正確に使用するため、この報告では各疾患部位に最適な、開発中である標準の画像取得プロトコルを勧告する。これらのプロトコルを普通に使い、臨床手順のルーチン点検のプロセスで確かめるべきである。これには以下の情報を含むべきである：

- ・ スキャンすべき患者の範囲
- ・ 患者の位置とあらゆる固定器具
- ・ 座標系の参照として患者表面に置かれた放射線不透過マークの位置とタイプ
- ・ スライス間隔、スライス厚などのスキャンパラメータ
- ・ 腹部および/または胸部をスキャンする患者の呼吸についての情報
- ・ 造影剤使用に関する方針（CT、MRその他の手段で）

シミュレータ(項3.2.2.参照)と、CT,MRなどその他の画像手段のQAとコミッションングについては、それぞれAAPMの関連タスクグループ^{2,24,25}その他の有益な業績²⁶に基づく勧告に従って実行すべきである。

3.3.2. 画像取得システムの中のアーチファクトと歪み *Artifact and distortion in image acquisition systems*

全ての画像システムはアーチファクトおよび/または幾何学的歪みを受けやすいので、画像情報はそれを使用する前に修正ないし解釈しておくことが必要かもしれない。歯や充填物のような高密度の解剖構造の近傍でのCT画像の線状（縞状）アーチファクト、CT造影剤が使われる際の組織密度の造影による修正、MR画像内の歪み（外部の基準マーカで歪みを生じる組織/空気のインタフェースのような磁気感受性の変化面の近傍）、あるいは画像体積上の異なった位置での画像値（Hounsfield値）の系統的なバリエーションなどのように例は多い。それで画像プロトコルは、アーチファクトを最小にしようとするべきであり、生じた場合にアーチファクトを容易く識別できるようにし、画像データの修正に委ねられるべきである。種々の画像手段での幾何学的歪みと不正確さについては、CT¹⁷およびMRI²⁰の文献で議論されている。

これらアーチファクトは特殊な状況に依存するがソフトウェア特有の問題には依らないので、この問題を扱うQAプロセスは臨床計画プロセスの一部である。この問題の詳細な議論はこの報

告の範囲を越えるが、ユーザは表 3-1 に示されたアーチファクトの種類を、それから生じた問題の解決、回避、代償の方法とともに知っているべきである。

表 3-1. 画像アーチファクトとその結果 **Some Imaging Artifacts and Their Consequences**

アーチファクト Artifact	結果 Consequence
有限ボクセルサイズ Finite voxel size	標的体積・構造輪郭の描出でのエラー、特に小さな標的あるいは厚いスライス幅での描出の際に顕著。
パーシャルボリューム効果 Partial volume effects	ボクセル・グレイスケール値と自動輪郭抽出で得られた輪郭でのエラー。
高密度不均質 High-density heterogeneities	CT 画像での線状アーチファクト。密度の値と画像情報に関して代表値とならない。
造影剤 Contrast agents	ボクセル・グレイスケール値のエラー。CT による電子密度のエラー、他の手段への画像情報の解釈のエラーを生じるかもしれない。
MR 歪み MR distortion	磁場均等性に依存している MR 画像の幾何学精度の歪み。インタフェースの磁化率の変化、その他の効果。画像情報の幾何学的位置関係の不正確さを招くかもしれない。
常磁性体 Paramagnetic sources	MR 画像の局所的歪み

3.4. 解剖学的記述 *Anatomical description*

患者の解剖学的なモデル、記載は RTP のうちの最も重要な問題の 1 つである。3-D 計画の導入で個々の患者の解剖知識は非常に増大した。周知のように、もし腫瘍、標的あるいは正常組織を間違えて識別すれば、線量分布についての知識が非常に正確であっても利益をもたらさない。従って解剖学的記載の QA にはかなりの努力を費やすべきである。これにかかわるテストの多くは使用する RTP システムに依存しているので、この章では、特定のテストを詳細に記載するのではなく、考慮すべき問題とその重要性の描出に絞る。

3.4.1. 画像変換と入力 *Image conversion and input*

近年では CT 画像情報を基礎にして解剖モデルを形成するようになっている。他の、例えばデジタル X 線写真などの画像手段も取り込むことができる。典型的にはこれらの画像情報は、ベンダーに特有のコンピュータシステムから、通常はベンダーに特有の画像・ファイル形式・転送メディアあるいはネットワークのいずれかで RTP システムに移される。テストすべき問題を表 3-2 に掲げる。これらの多くは、画像装置用のさまざまな性能を持ったファントムのスキャンにより実施できる。付録 1 で、このタスクグループは、すべての画像取得システムのベンダー、すべての RTP システムのベンダーがイメージ入出力に標準 DICOM 画像フォーマット³³を利用可能にするよう勧告する。これにより多数のイメージ変換方式がこの統一フォーマットに集約できる。複数のデータセットを使う必要がある場合の登録方法については項目 3.4.5. の中で述べる。

表 3-2. 画像入力テスト Image Input Tests

トピック Topic	テスト Tests	理由 Reasons
画像幾何学 Image geometry	各画像での幾何学的記載を決定するパラメータの記述と検証 (例: ピクセル数、ピクセルサイズ、スライス厚み)。	ベンダーや CT 特有のファイル形式と処理法が RTP システムへの変換の際に特徴的な幾何学的エラーを作りうる。
スキヤンの幾何学的位置と方向 Geometric location and orientation of the scan	各画像での幾何学的位置を決定するパラメータ、特に右-左、頭-足方向の記述と検証。	ベンダーや CT 特有のファイル形式と処理法が RTP システムへの変換の際に特徴的な幾何学的エラーを作りうる。
テキスト情報 Test information	全てのテキスト情報が正しく転送されていることの検証	氏名の間違いやスキヤンシーケンスの識別での不正確さは、スキヤンの誤用または誤解を招くかもしれない
画像データ Imaging data	グレイスケール値の精度、特に CT 値から電子密度への変換に対する検証。	間違ったグレイスケール値のデータは、不正確な解剖位置同定あるいは不正確な密度補正につながるかもしれない。
画像アンラッピング Imaging unwarping (removing distortions)	元の画像と修正画像がシステム内で正確に同定できることを保証する記述ツールを含んだすべての特性のテスト。	画像処理情報を修正する方法論が不正確なデータをそこに残すかもしれない。

3.4.2. 解剖構造 Anatomical structures

古い 2D RTP では、利用できる唯一の解剖情報は 1 または数スライスにとられた異なる解剖構造の 1 つかそれ以上の輪郭だけであったので、解剖構造の記載はごく単純だった。QA は、描出装置 (デジタイザなどの装置) がある特定の輪郭に対して望まれる座標を正確に入力していることを確認する以外にほとんど要求されなかった。しかし 3D 計画システムでは、患者のために使用される解剖モデルはずっと複雑であり、より完全な一連のテストが必要である。表 3-3 に要約されるように、点、輪郭、スライス、3D 構造、3D 外輪郭記載と、自己一貫的な体積測定 (計算) に関する記載などの多くのデータセットまでも含む多段階の対象へ、2D システムでの基本となる輪郭から取って代わられた。

表 3-3. 解剖学的構造の定義 Anatomical Structure Definitions

用語 Term	記載 Discription
3D 解剖構造 3-D anatomical structure	解剖対象をボクセル、表面、スライス、輪郭その他の記載によって描出する 3-D 構造。
ボクセル記載 Voxel description	特定の 3-D 構造を記載するため使用される 3-D ボクセル値のセット。

表面記載 Surface description	3-D 構造の境界を規定する表面メッシュ。
スライス Slices	2-D 平面。通常は 2-D 画像 (CT など) に対応する。
輪郭 Contours	スライスあるいは平面画像で作られた 2D アウトライン。 一般に 3D 解剖構造の記載を作るのに用いられる。
参照線 Reference lines	治療計画に関連した特定の解剖構造その他の特徴をマークするいくつかの直線ないし曲線の一部分。
点 Points	3D に定義される点は、通常はマーカーとして使われる。
構造の電子密度の記載 Density description	ある構造の電子密度についての記載。1 つの容積密度として割り当てられる値として定義されるか、CT データから導かれるか。
関心領域の記載 Region-of-interest(ROI) description	各関心領域の 3D 構造についてのボクセルあるいは表面の記載。DVH その他の統計の計算に使用される。
データセット Dataset	幾何学上自己完結したデータのセット (例: 1 回の取得で得られる一連の CT スキャン)

3.4.2.1. 3D 構造 3D Structures

RTP システムの 2D と 3D との間の主な差異の 1 つは、解剖構造の記載法が異なることである。2D では、大部分の構造は軸方向の 1 または 2、3 スライス の 2D 輪郭で定義され、また輪郭は一般に 1 つのスライスと隣のスライスとで互いに関連しない。3D では、3D 構造は各解剖対象について作成される。この構造はしばしば幾種類かの画像データセット (例: CT) の多数のスライスで描出された一連の輪郭で定義され、特定の構造の輪郭もすべて関連している。3D RTP システムは、表 3-4 で掲げるように、3D 解剖構造についての記載の機能性を確認する様々な異なる手順を要求することもある。

表 3-4. 解剖学的構造のテスト Anatomical Structures Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
構造の属性 Structure attributes	タイプ (例: 外表面、内部構造、不均一性) とそのタイプに依存する可能性の検証。	不正確な属性は構造の不正確な使用に繋がるかもしれない。
相対電子密度の定義 Relative electron density definition	相対電子密度の正確な定義が使われていることの検証。 ・ 内部構造の至る所に特有の相対電子密度を設定する割り当てられた容積密度。 ・ CT 値から得られる相対電子密度 (項目 3.4.3.密度のテスト、表 3-6)	線量計算の間に使用される相対電子密度は、相対電子密度の定義のための方法の選択とその正しい実施に依存する。

	参照)。	
表示の特徴 Display characteristics	構造を表示するときに描かれる色、レンダリングのタイプ、輪郭のタイプのチェック。	表示エラーは、誤解による計画エラーを引き起こすことがある。
自動分割パラメータ Auto-segmentation parameters	各構造に対する自動輪郭抽出のパラメータと構造ごとに対する自動構造定義の他のタイプのチェック。	不正確なパラメータは不正確な構造定義をもたらす。パラメータは、各々の構造に対して別々に定義されよう。
輪郭から作成された構造 Structure created from contours	以下のような問題の分析： <ul style="list-style-type: none"> ・ 非軸輪郭が使用できるか？ ・ 輪郭点の数は限られているか？ ・ 鋭い角の、輪郭への反応はどうか？ ・ 輪郭を失うとどうなるか？ ・ 輪郭と輪郭との間に規則的な間隔を開けるか？ ・ 線量アルゴリズムは、二股構造を扱えるか？ 	これは、3-D 構造を定義する最も一般の方法である。機能性、用途または解釈におけるエラーは、多数の患者で治療計画において系統誤差につながり得る。
他の構造から拡張ないし縮小して構築された構造 Structure constructed by expansion or contraction from another structure	以下のような問題の分析： <ul style="list-style-type: none"> ・ 拡張アルゴリズムの限界はどこか？ ・ 2-D または 3-D 拡張？3-D であれば検証は3-Dで行うべき。2-D であれば3-Dとの関係を理解するべき。 ・ 複雑な表面構造（例：鋭い点、四辺形の角、凸状、その他）におけるアルゴリズムの検証。 ・ 記録に関する問題のチェック。（例：拡張はもとのビーム構造の変化にもとづき更新されたか？）。 	PTVs はしばしば CTV からの拡張により規定される ⁶⁶ 。拡張に関するエラーは標的の定義のエラーに繋がる。
非軸輪郭から構築された構造 Structure constructed from non-axial contours	<ul style="list-style-type: none"> ・ テストは軸輪郭からの構造の作成の場合と同じであるが、全ての輪郭方向からは独立して実行されるべきである。 ・ 構造定義に対する記録の検証。 	多くの独立した困難さはデータ構造とコードデザインの根底にある 3-D 構造によって依存関係がある ^{72,80} 。
3D 構造終端処理 “Capping”(how end of structure is based on contours)	<ul style="list-style-type: none"> ・ 全ての 3D 構造終端処理が正しく実行され、3-D の意味合いが理解されていることを検証。 ・ 異なる構造で初期値での 3D 構造終端処理の記述。 ・ 各々の 3D 解剖構造のための臨床プロトコルの確立。 	3D 構造終端処理は、線量計算、標的体積の形状、BEV 表示と DRR の作成、肺密度への影響、その他の計画上重要な部分に影響を及ぼしうる。

<p>構造定義 Structure definition</p>	<ul style="list-style-type: none"> 単純な輪郭を利用した基本的な表面生成機能の検証。テスト例は付録2を参照。 表面メッシュの正確な形成が手作業のより計算されている状況におけるテスト例の実行。 極端な症例（例：鋭く上がった輪郭、閉じていない輪郭）に対する表面生成機能の検証。テストはアルゴリズムに依存するだろう。 	<p>これらの試験は、アルゴリズムが通常正しく機能するということがユーザに納得させるべきである。</p>
--------------------------------------	---	--

3.4.2.2. 輪郭 Contours

解剖構造は、様々な方法によって RTP システムに入力可能である。最も典型的な手段は患者の多くの横断スライスから輪郭を作り、その後一連の輪郭から 3D 構造を作る。輪郭定義に関する QA のテストは、表 3-5 で考慮される。

表 3-5. 輪郭テスト Contour Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
<p>手動輪郭獲得 Manual contour acquisition</p>	<ul style="list-style-type: none"> 輪郭獲得の明確な標準手続きの定義。 デジタル化の完成度を確保するために AP と横方向の各参照点での距離と SSDs のチェックと文書化。 レーザー配置マークのチェック。 	<p>組織的なおよび／または患者特有のエラーを予防するために、手作業での輪郭取得への標準チェックの組み込み。</p>
<p>デジタル化過程（ハードウェア及びソフトウェア） Digitization process (hardware & software)</p>	<ul style="list-style-type: none"> 幾何学的精度をチェックするために、毎週標準の輪郭のデジタル化を行うか、さもなければ、過程に関連する他のチェックを行う。テスト例は付録2を参照。 デジタイザの全表面にわたって、デジタイザの幾何学的精度の検証。 文献 12,75.の例を参照。 	<p>デジタル化装置の幾何学図形の正確さは、極めてユーザに依存する。デジタル化のシステムの多くは位置に依存する歪みに悩まされる。また、時間に依存することもあり得る。</p>
<p>2-D 画像上での輪郭描出 Contouring on 2-D images</p>	<p>検証：</p> <ul style="list-style-type: none"> 画像表示と関連する輪郭表示の精度。 計画システムが線量を計算する座標系での輪郭の 3-D 位置。 極端な状況（例：入力点が多すぎた、環状の輪郭、生成された複数の閉鎖輪郭）での、輪郭描出アルゴリズムの反応。 各々の輪郭とそれから派生する 3D 構造の識別。 <p>テストに含むべきかもしれない：</p> <ul style="list-style-type: none"> スキャンしたファントム上への構造 	<p>CT 画像上での輪郭描出は、多くの三次元計画にとっての基礎である。輪郭の座標または表示でのエラーは、計画に使用される解剖の不正確さにつながり得る。輪郭精度は、画像タイプあるいは方向にも依存し得る。</p>

	<p>の輪郭描出とファントム構造の既知の座標と輪郭の比較。</p> <ul style="list-style-type: none"> ソフトウェア上で造られたグレイスケールファントム上での構造の輪郭描出。これは如何なる画像取得やピクセル平均化に伴うエラーを除去する。 各々の種類の画像に対して、また各々のスライス方向に対して(矢状方向、冠状方向、軸方向、斜め) 各々のスライス方向のために一連のテストが実行されるべきである。なぜなら輪郭描出の特徴および/または輪郭の使用はこれらのパラメータに依存しているかもしれないから。 	
<p>輪郭自動追跡 Autotracking contours</p>	<ul style="list-style-type: none"> さまざまな状況（例えば異なるグレイスケール勾配、異なるイメージ・タイプ、マーカー、コントラスト、画像アーチファクト）での輪郭追跡するアルゴリズムの適切な反応の検証。 テストは、スキヤンファントム、あるいは前述のシミュレーションしたグレイスケールファントムを含み得る。パーシャルボリューム効果はスライス厚の変化がグレイスケール値に及ぼす効果をモデル化する画像を使って最も容易にソートされる。 	<ul style="list-style-type: none"> 自動追跡される閾値を識別するのに用いられる勾配範囲は、輪郭のサイズと位置に影響を及ぼし得る。 パーシャルボリューム効果に関する誤解は、不適切な輪郭描出に繋がるかも知れない。
<p>二股構造 Bifurcated structures</p>	<p>以下のような問題の分析：</p> <ul style="list-style-type: none"> そのシステムは特定構造について1スライス当たりに複数の輪郭を維持することができるか？ それは正しく 3D 構造を形成できるか？視覚的に 3D の表面と DVH のチェック。 	<p>二股構造を作成するためのアルゴリズムは、これらの構造の体積の算出に影響を及ぼすかもしれない。</p>
<p>投影画像 (DRRs, BEVs) 上の輪郭 Contours on projection images(DRRs, BEVs)</p>	<ul style="list-style-type: none"> 投影された画像上で定義される点が 3D データを通じて線を定義できることのチェック。 完全な 3D 表示で見るとき、投影された画像上に描かれた輪郭が正しく投影されていることのチェック。 さまざまな軸方向、矢状方向、冠状方向のスライスでの輪郭の交差のチェック。 	<p>投影画像の輪郭の不正確な取り扱い、計画表示の誤解につながる可能性がある。</p>
<p>CT スキャン上の輪郭 Contours on CT scanograms</p>	<p>投影画像で行われるテストと同じ。</p>	<p>CT スキャン画像は、軸方向には分離が良いが矢状方向にはごくわずかな分離である。</p>

表面からの輪郭抽出 Extractiong contours from surfaces	<p>実施の場合の一般的限界と機能の決定：</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 輪郭は任意方向のスライスに切ることができるか？ ・ 輪郭を定義するのに必要な点を十分に正確に用いているか？ ・ 抽出された輪郭は、元々描かれた輪郭に上書きするか？ ・ 1スライス上で複雑な構造が多数の独立した輪郭を作るときに、何が起こるか？ 	<p>軸方向、非軸方向画像や再構成画像への輪郭抽出は、解剖学的構造の 3D 記述を量的にチェックする最良の方法の 1 つを供給する。</p>
---	---	--

3.4.2.3. 点と線 Points and lines

システムの中に定義される点と線の表示と幾何学的図形の定義は、それが定義された画像の幾何学的位置を正確に反映しなければならない。データセットが多数の場合、点と線の定義は画像のセットや座標系の全てで確認せねばならない。

3.4.3. 密度表現 Density representation

大部分の画像に基づく計画システムでは、CT データが解剖位置情報だけでなく患者モデル全体を通じての相対電子密度（単位体積当たりの電子数）分布を定義するために使われる。この情報を使うことにより密度補正した線量計算ができる。表 3-6 で密度記載に関する問題を議論する。

密度補正下での線量計算を実際に行うことと相対電子密度情報の具体的な使用は、線量に関する QA の一部分であって、4 章において議論される。

表 3-6. 密度表現テスト Density Discription Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
相対電子密度の表現 Relative electron density representation	<ul style="list-style-type: none"> ・ システムが正しい相対電子密度を表現できるか検証。テスト例は付録 2 を参照。 ・ 輪郭・画像の修正の際に、表現法が正しく維持されることを検証。 	相対電子密度の情報が不正確であると、線量計算が不正確になる。
CT 値の変換 CT number conversion	CT 値（画像のグレイスケール値）、Hounsfield 値から相対電子密度への変換が正確に行われているか検証。変換は CT スキャナ次第で異なり得る。	変換が不正確であると、密度補正された計算の結果が不正確になり得る。
編集 Editing	相対電子密度を編集するのに用いられる機能が適切に操作できることを検証。	画像のグレイスケール値は、造影剤や画像のアーチファクトがあると変化し、抽出した相対電子密度が不正確になる。
測定ツール Measurement tools	相対電子密度を測定するのに用いる表示ツールを検証。	不正確な情報は、計画でのエラーになる。

3.4.3.1. ボーラスとその3D密度分布の取り込み *Bolus and editing the 3D density distribution*

ボーラスは少なくとも3通りに治療計画において使われ得る:

- ・ 患者の体表面上の外部ボーラスとして定義される。
- ・ ある特定領域のCTベースの電子密度が修正される(造影剤の効果を除去する)。
- ・ ボーラス材を副鼻腔または他の体腔へ挿入する。
- ・ 3つの場合で、ボーラスはそれぞれに残りのRTPシステムに影響を及ぼし得る。ボーラスに関するテストの問題は、表3-7に列挙される。

表3-7. ボーラステスト **Bolus Tests**

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
ボーラス内の電子密度 Electron density within bolus	ボーラスを置いた治療領域の密度が割当て値に収まっているか検証。特にボーラスの使用がCT画像の作成への影響を検証。	電子密度が不正確であると、密度補正された線量計算が不正確になる。
密度測定ツール Density measurement tools	ツールが、ボーラス内の正しい密度値を読んでいることを検証。	密度値読み込みのエラーは、正確な動作の確認を難しくする
自動化したボーラスデザイン Automated bolus design	以下を検証: ・ ボーラスが正しく設計されているか。 ・ ボーラスの情報が正しく制作者へ出力され、物理的に正しく作られるか。	作業工程が不正確であると、ボーラスの設計または実施の間違いにつながる。
ビームの割り当て Beam assignment	ボーラスが1本のビームだけか、全計画に亘って関係しているかを確認。	不正確な計算結果になり得る。
線量計算 Dose calculation	ボーラスが線量計算に組み込まれているか検証。	不正確な計算結果になり得る。
モニタユニット計算 Monitor unit calculation	ボーラス使用時のモニタユニット計算が適切な方法かを確認。	MU値計算または患者のセットアップが不正確になる可能性がある。
出力とグラフィック表示 Output and graphic displays	・ ボーラスが全ての表示とハードコピー出力に適切に表示されていることを検証。 ・ ボーラスが計画の中で、あるいはハードコピー出力で適切に記載されていることを検証。	ボーラスのセットアップあるいは治療中での使用が不正確になる可能性がある。

3.4.4. 画像の使用と表示 *Image use and display*

表3-8の場合のように、画像情報の使用と表示のさまざまな方法は、RTP QA プログラムの中で考慮されるべきである。

表 3-8. 画像利用と表示テスト Image Use and Display Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
グレイスケールのウインドウ幅とレベルの設定 Grayscale window and level settings	<ul style="list-style-type: none"> ウインドウ幅とレベル設定の機能性を検証。 表示ウインドウ幅/レベル値がスキャナ/フィルム上のそれと一致するかを確定。 	ウインドウ幅/レベル設定は、画像データの解釈に大きな影響をもたらす。
再フォーマット画像の作成と用途 Creation and use of re-formatted images	<ul style="list-style-type: none"> 画像の幾何学的位置の精度を検証。 グレイスケールでの再構成の正確さ、そのプロセスで行われた内挿の正確さを検証。 新しい画像と元の画像との間での整合性をチェック。 	矢状方向、冠状方向、斜め方向の再構成は治療計画で使われる3-D表示機能の重要な一部である。
撮影用テーブル情報の除去 Removal of imaging table	患者の撮影撮影用テーブルなど、望ましくない情報を除去する能力があるか検証。	治療の際には存在しない材料を含んだCT情報を使用した線量分布は、真の線量分布ではない。
画像に関連したスライスの幾何学的精度 Geometrical accuracy of slices associated with images	当該スライスの幾何学的位置の精度を、患者解剖のその他の部位との関連で検証。	幾何学的位置の不正確さは、三次元視、また計画でのエラーにつながり得る。
関心領域分析 Region-of-interest analysis	一連の状況内で関心領域内部(スライス面と体積)の平均、最小、最大のCT値を検証。	CT値と電子密度は、線量計算結果の精度の評価に重要である。
位置の測定 Positional measurements	各表示タイプの座標系で、点座標、距離、角度を検証。	位置の測定は、ビームの設定や解剖ランドマークを識別するなどの重要な計画と評価目的にしばしば使われる。
3-D対象物のレンダリング 3-D object rendering	色、その他のレンダリング機能を確認。	不正確なレンダリングは、幾何学的状況を誤って伝えるかもしれない。
複数ウインドウ表示の用途 Multiple window display use	治療計画の進行中に多数のウインドウ表示での各パネルがいつも最新であることを検証。	不一致は、不正確な計画決定に至ることがあり得る。

3.4.5. データセットの登録 Dataset registration

3D計画利用による大きな進歩の1つは、CT、MR、PET、SPECT、超音波とX線撮影などさまざまな異なる画像取得手段によって画像情報を定量的に活用出来るようになったことである。

この情報を使用するためには、計画システムは、1つの画像手段から得られるデータと別の画像手段から得られた同様なデータを定量的に登録が出来るツールを含まなければならない。データセットの登録と多数のデータセットがうまく機能することのチェックは、一般的コミッショニングテストの際と、データセット情報が特定の症例で正しく使われていることを確認するために、ルーチン手段の際にも行われる。

RTP へのデータセットの登録と多数のデータセットの使用は、他の領域も同じであるが、大きく複雑な領域で、その登録の方法やQAについての詳細な議論はこの報告の範囲を超える。このタスクグループは、AAPM がもう1つのタスクグループを作って、特にデータセット登録の技術の使用とQAに関して報告する任務を持たせることを勧告する。読者は更なるガイダンスのために関連した登録に関する文献^{27,31,20,32,79}を参照すべきである。

3.5. ビーム *Beams*

一般の計画装置システムが扱う、次の主な部分は照射ビームのモデル化と相互作用についてである。多数の側面からのビームの定義と、用途機能性はQAプログラムで確認しなければならない重要な項目である。

3.5.1. ビームの配置と定義付け *Beam arrangements and definition*

表 3-9 にビームの仕様を作るのに必要なパラメータの一部を列挙する。明らかに、治療計画のプロセスで多くのビームはつくられ、編集され、保存され、使用されるので、全てのビームパラメータの挙動を理解し、文書化し、テストすることは必須である。これらのパラメータがどのように使われるか、いつ修正できるかを理解することはQAプログラムをデザインする上で重要かつ困難な部分である。

表 3-10 に、RTP システムで MLC を記載するパラメータを列挙する。この一部が記載から失われると、システムが特定の MLC にどのようにモデル化できるかに関して支障を生じる。

RTP システムが望みのビーム形成の忠実な再現を保証するには表 3-11 に挙げた問題を検証せねばならない。

表 3-9. ビームパラメータ **Beam Parameters**

ビームについての記載 <i>Beam description</i>
・治療装置
・治療手段
・エネルギー
ビーム幾何学 <i>Beam Geometry</i>
・アイソセンター位置とテーブル位置
・ガントリー角度
・テーブル角度
・コリメータ角度

照射野の定義	Field Definition
	<ul style="list-style-type: none"> ・ 線源- コリメータ間距離 ・ 線源- トレイ間距離 ・ 線源- MLC 間距離 ・ コリメータ設定（対称か非対称か） ・ 開口部の定義、ブロック形状、MLC 設定 ・ 電子線アプリケータ ・ 皮膚コリメーション
ウェッジ	Wedges
	<ul style="list-style-type: none"> ・ 名称 ・ タイプ（物理的、ダイナミック、自動） ・ 角度 ・ 照射野サイズの限度 ・ 方向 ・ アクセサリの制限（blocks、MLC、その他）
ビーム修飾用具	Beam Modifiers
	<ul style="list-style-type: none"> ・ 光子線補償器具 ・ 光子線 / 電子線でのボーラス ・ さまざまな種類の強度変調
規格化	Normalizations
	<ul style="list-style-type: none"> ・ ビーム規格化点でのビームウエイトあるいは線量 ・ 計画の規格化

表 3-10. MLC パラメータ MLC Parameters

リーフの幅 Leaf width	リーフの移動距離（最小、最大）、照射野サイズの最小と最大
リーフの数 Number of leaves	リーフ間のオーバーラップ（多くの MLC で凸縁と溝の設計はこのパラメータに影響を及ぼす）
中心線を越えてのリーフの移動距離 Distance over midline that can be traveled by a leaf	リーフ間の最大伸長
リーフキャリッジの移動 Moment of the leaf carriage	リーフ同士の相互嵌合が可能かどうか
リーフの透過 Leaf transmission	リーフ位置の読み出し精度
相対するリーフ間の最小のすき間 Minimum gap between opposing leaves	ジョウアルゴリズム（MLC 形状と関係づけてどのようなジョウ位置が必要か）
リーフのラベル Leaf labels	リーフの端のデザイン（曲線か、集束形か）
リーフの編集能力 Leaf editing capabilities	リーフの側面のデザイン
DMLC のリーフの作動能力 Dynamic leaf motion(DMLC) capability	DMLC のリーフの同期

表 3-11. ビーム形状テスト Beam Configuration Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
装置のライブラリ Machine library	利用できる装置とビームのライブラリが正しいかの検証。臨床使用のビームは、研究その他のビームとは分離しなければならない。	不正確なビーム選択は、誤った線量計算とモニタユニット (M.U.)に導く。
装置/ビームアクセサリ Machine/beam accessories	機械および電子線用コーン、ウェッジ等のビームに特有のアクセサリが利用可能なことが正しいかの検証。	アクセサリの間違いは、使えないか、不正確か、間違った計画になる。
パラメータの限度 Parameter limitations	ジョウ、MLC、ウェッジや補償フィルター、MLC、電子線照射具を使用する時の照射野サイズの限度が正しいことの検証。MUの限度、MU/度の限度、角度限度（ガントリー、寝台、コリメータ）などの検証。	限度が正しくないと計画は使えない。
ビームの名称と数 Beam names and numbers	ユーザが決めたビームの名称と数を正しく使用し、表示しているの検証。	不正確な番号付け/名称は、文書を混乱させるため不正確な治療に導くことがありうる。
読み出し Readouts	<ul style="list-style-type: none"> ガントリー、コリメータと寝台の角度の読み出しの正確な使用と表示の検証。 寝台、コリメータジョウおよびMLCの直線移動読みの正確な使用と表示の検証。 名称と運動限度の確認。 	RTP システムの読み出しの情報と装置情報との間の不一致は系統的治療エラーにつながる。
ビームテクニックのツール Beam technique tools	アイソセンターの移動あるいは SSD の設定を行うようなツールの正確な機能性の検証。	これらの特性が不正確に機能することは、計画での内部の誤りに導くだろう。
ウェッジ Wedges	規則付け、方向、照射野サイズの限界および利用可能性などのウェッジの特徴付けが正しいかの検証。	これは、計画段階あるいは治療期間中のウェッジの使用を不正確に導くことがありうる。
補償器具 Compensators	用途と表示が正しいかの検証	治療期間中の不正確な使用は、線量測定面での重要なエラーを生じるかもしれない。

3.5.2. 治療装置の記載、限度と読み出し Machine description, limits and readouts

現代の計画システムでは治療装置の能力をより一層引き出そうとするので、各特定治療装置の能力の限界についての洗練された記述は、計画システム内のビーム技術モジュールの一部になっていなければならない。複雑なシステムでは、以下を利用するかもしれない：

- ・多数のエネルギー/線質および/または特定の手段
- ・個々の jaw と MLC のリーフの駆動限界
- ・ウェッジの数、タイプと方向
- ・患者 I.D.の登録法
- ・装置角度の取り決め、限度と動きの中での読み出し精度
- ・駆動スピード (可能なら)
- ・治療装置の全形状の幾何学的表現

このタスクグループはガントリー角度、コリメータ角度、寝台角度、ウェッジの方向、MLC のリーフの仕様と患者の方向を指定するために IEC 1217 協定 (conventions)³⁴ の採用を勧告する。しかし、この標準が広く使われるまでは、ユーザは自分の治療装置での取り決めと RTP システムで使われる両方を知っている必要がある。可能な場合、計画システムが治療装置に一致させて設定すべきである。不可能な場合、ユーザは計画システムのパラメータをもって治療装置のパラメータとすることを決定し、文書化しなければならない。テストは、表 3-12 で提案される。

表 3-12. システム読み出し規定と動作記述テスト System Readout Conventions and Motion Descriptions Testing

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
システムの一般的取 り決め General system con- ventions	計画システムでの取り決めがシステム の記載事項と一致し、使用期間中ずつ と使われることを検証する。	この問題は治療に関する系統 エラーの原因になりうる。
システム内部の整合 性 Internal consistency	機器セッティング及び種々のガントリ ー、コリメータ、標的の角度でのビー ムの 2-D および 3-D 表示のビーム方向 を確かめる。 表示ビーム方向がパラメータ特性と計 算された線量分布とに一致しているか 確認する。例えばユーザは、ビームが ガントリーから出るに従い広がるこ と、ウェッジ使用の照射野でホットス ポットがウェッジ先端の下の部分に出 現することを確認すべきである。	この問題は計画システムに関 する系統エラーの原因になり うる。
読み出し Readouts	計画システムの (必要に応じ変換され た) パラメータが望みの治療計画の実 施に必要な実際の装置セッティングと 一致しているかを検証する。これは治 療装置を計画システム仕様に従い設定 すること、計画システムの表示、殊に 3-D の室内俯瞰の表示画面と比較する ことで確認できる。	エラーは特殊だが治療に関す る系統エラーの原因になりう る。
テストの頻度 Test frequency	RTP システムへの計画のコミッショ ニングの時に、またソフトウェアの大幅	新リリースの際にチェックし ない限り、系統エラーを見逃

	アップデートの度毎にこの情報の精度を検証する。	がすかもしれない。
マルチユーザの環境 multi-user enviroment	マルチユーザ環境、ネットワーク環境で一定のビーム情報を保証する方法を樹立する。	ユーザは、計画をお互いに邪魔したり、マシンデータベースにアクセスしたり、同様の問題を起こしたりするかもしれない。

3.5.3. 幾何学的な精度 Geometric accuracy

計画の中での各ビームの位置と方向は実際の状況に対応しなければならない。変換の精度はソフトウェアと、現場の治療計画と治療実施手順の両方に依存するから、計画システムのビーム座標から実際の患者における照射野設定座標への変換精度を継続的にモニタせねばならない。

幾何学的精度の更なるチェックは、以下に列挙される：

- ・ 各パラメータの幾何学的解像度と精度は、ビーム記載ファイル内での座標値を用い、RTPシステムの内部の情報のグラフィック表示と同様に評価せねばならない。
- ・ パラメータ間での正しい相関を検証するために複雑な組合せ動作を入力し、表示すべきである。

3.5.4. 照射野形状の設計 Field shape design

照射野開口部は、矩形コリメータ、不整形集束ブロック、不整形の電子線用カットアウトやMLCを使用して形成でき、いくつかの方法でRTPシステムに入力できる。照射野形状の入力方法は全てチェックすべきである。照射野形状のデザインについての問題は、表 3-13 に記載される。

表 3-13. 照射野形状設定テスト Field Shape Design Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
ブロックのタイプ Block type	システムが「島状ブロック」(開口部がブロック形状を描出する場合)か「apertureブロック」または「conformalブロック」即ち描出された開口部がオープン照射野を囲む場合かを区別することを検証する。広がりのあるブロックとそうでないのとの区別も考慮すべきである。	ブロックするのかわかるのかを間違えて同定するかもしれない。
ブロックの透過 Block transmission	フルブロック、部分透過ブロックでブロックの透過ないしはブロック厚みの仕様が正確かを検証する。	透過係数の入力ないしは実施が不正確であるとブロック下での線量の不正確につながる。
MLC リーフの適合 MLC leaf fits	すべての MLC リーフを望みの照射野形状に適合させるために使う全方法を記載しテストする。	開口部形状が不適切であると正常組織に過剰線量を与えたり、標的の一部を照射しないかもしれない。

電子線アプリアケータ Electron applicators	電子線アプリアケータの利用の可能性とサイズを検証する。	計画されても使えないものになる。
ハードコピー出力 Hardcopy output	ビームの開口部やその作成 (MLC リーフ位置、BEV 面の図など) に使われた出力のすべてを表示精度の確認のためにチェックする。	記載が不適當であると開口部の作成の不正確、あるいは臨床 QA チェックの不適切につながるかもしれない。

3.5.4.1. 開口部の手作業での入力 Manual aperture entry

照射野形状はいくつかの方法で手作業により入力が可能である。例えばシミュレータフィルムに描かれたブロックの形状をデジタル化する、マウスで BEV 表示³⁵として描く、キーボードあるいはマウスを使って MLC のリーフを動かすなど。開口部の手作業での入力のテストは表 3-14 に記載される。

表 3-14. 手動開口入力テスト Manual Aperture Entry Tests

題目 Topic	テスト Tests	理由 Reasons
フィルム拡大率 Film magnification factors	フィルムのデジタル入力での拡大率が正しいかを確認する。	不正確なブロック形状を計画で使うことになるかもしれない。
特別な描画支援装置 Special drawing aids	決められた半径で円形のカーソルを描くような支援装置での幾何図形の精度をチェックする。	開口部のデザインで不正確な辺縁形成になるかもしれない。
開口部の設定での辺縁点の数 Number of points in aperture definition	規定点の数に関する制限が及ぼす効果について評価する。	不正確な開口部形状になるかもしれない。
開口部の編集 Editing apertures	アルゴリズムがどのように開口部の編集を扱うか評価する。	不正確な開口部形状になるかもしれない。
BEV/DRR 上での開口部の設定 Defining apertures on BEV/DRR displays	幾何構造を確認する。殊に表示された「BEV 面」の位置の線源からの距離を確認する。	不正確な開口部形状の解釈につながるかもしれない。
3D 投影 3-D projections	BEV/DRR 表示に輪郭、構造と三次元点を含んだ解剖情報が正しく三次元的に投影されることを確認する。	不正確な開口部のデザイン、ビーム方向の選択につながるかもしれない。

3.5.4.2. 開口部の自動決定 Automatic aperture definition

形状自動作成アルゴリズムはブロックや MLC の形状を作成するのに頻繁に使われる^{36,35,37}。この機能がある 3D 表面から BEV 面上への 3D の投影、さらには正しい開口部を作成する自動ルーチンへと続くので、もっと複雑なテスト手順が必要かもしれない。このアルゴリズムは、解剖構造あるいはビーム開口部での表現の些細なことに影響され得るので、様々な一連の状況につ

いて慎重に確認すべきである。

3.5.4.3. MLC についての特殊な特徴 *Special MLC features*

上述の問題に加えて、MLC で決まる開口部の場合に特に考慮すべきことがある。MLC リーフの、予定位置と記録位置とが正確に一致しているかは検証せねばならない。また、リーフを描かれた開口部に適合させる異なった方法（文献 38 の記載参照）は、アルゴリズムが正確に働かなければ期待する結果からはずれるから、個々の開口部の形状についてテストせねばならない。テストは、様々に変化する辺縁やへこんだ形などを含み、開口部から正常組織を除かねばならない。

3.5.5. ウェッジ *Wedges*

ウェッジの使用は、大部分の治療計画と照射での重要な構成要素である。QA に対する一般の関心は、表 3-15 に列挙される。

表 3-15. ウェッジテスト *Wedge Test*

題目 <i>Topic</i>	テスト <i>Tests</i>	理由 <i>Reasons</i>
ウェッジ方向と角度に関する仕様 <i>Orientation and angle specifications</i>	ハードコピー出力を含めてウェッジの方向と角度に関する仕様が計画システムを通じて一貫していることを確認。もし可能なら、それらは治療機器の取り決めに合致すべきである。	RTP システムと合致しないウェッジのラベルづけと方向の取り決めは、計画と治療に混乱を生じることがありうる。
2D 表示 <i>2-D display</i>	異なるビーム方向、コリメータ回転とウェッジ方向において異なる 2 次元平面（平行、直角、斜め）でのウェッジの表示をチェックする。	計画あるいは治療でウェッジ方向の間違いを予防するには視覚での方向検査が最も効果的である。
3D 表示 <i>3-D display</i>	上述の条件で三次元の room view 表示でのウェッジの表示をチェックする。	ウェッジ方向の不正確さは大きな線量の違いにつながる。
方向と照射野サイズの限界 <i>Orientation and field size limitations</i>	治療装置で許容されないウェッジ方向や照射野サイズが計画システムでも許容されないことを検証する。この限界は各々のビームのエネルギー毎に別々に規定されるかもしれない、各々のエネルギー/ウェッジの組み合わせについて試験せねばならない。	実施できない計画になるかもしれない。
自動ウェッジ（装置ヘッド）内側のウェッジ <i>Autowedges(wedges inside the head of the machine)</i>	照射野をオープンな部分とウェッジの入った部分とに分割することが RTP システム上でと治療機械上で一致することを確認する	不正確な線量分布あるいはモニタ単位になるかもしれない。
ダイナミックウェッジ ⁶⁹ <i>Dynamic wedge</i>	RTP システムの中での実施により治療装置と同じ能力、限界、方向と患者 I. D. の規則を持っていることを検証する。	可能なダイナミックウェッジの不正確な使用。