

いてユーザの質問に正確かつ率直に返答すべきである。

#### A1.1.4. バージョンのアップデート *Version updates*

新バージョンを導入すべきかどうか、そして、それを臨床使用するためにリリースする前にどれくらいのテストをするべきかをユーザが常に決めなければならないので、治療計画システムのための新しいソフトウェアアップデートの到着は、常に QA の見地から困難を生じる。古いバグは修正されたかもしれないが、おそらく新しいバグが入り込んでいるだろう。通常、解析しテストすべき新しい機能もまた存在する。表 A1-2 ではベンダーから提供された文書に対する幾つかの提案をリストする。それは RTP システムの新バージョンが臨床用途のためにリリースされる前に、どんな特別なテストあるいは他の作業を必要とするかをユーザ側の物理士が決定するのに役立つだろう。ベンダーは十分な情報を提供しなければならない、それによってユーザが全てのシステムの再コミッションへの予測無しで、テストする必要があるものは何かについての賢明な選択が出来る。

#### A1.1.5. データフォーマットのリリース *Release of data formats*

データの入出力のために使われる全てのファイルに対し、我々は、そのベンダーが DICOM-RT のような標準化されたフォーマットの取り決めを採用するように強く勧告する。規定に関係なく、それらのデータ転送メカニズムの正しい実施例と一緒に、ベンダーはこれらのファイルのフォーマットと内容の詳細な記載をリリースすべきである。ベンダーが全ての画像を DICOM 画像フォーマットで使い（そして情報をリリースし）、そして水ファントム・システムからの入力で利用されるデータフォーマットもまたリリースされるように、われわれは勧告する。AAPM データ交換フォーマットのような他の一般的使用フォーマットは、DICOM-RT が広く受け入れられるまでは維持されるべきである。

#### A1.1.6. ユーザとの連絡 *Communication with users*

ベンダーは、かれらのユーザと連絡を取り合うべきである。各ベンダーまたはシステム供給者はエラー報告手順を確立すべきである。この手順はユーザがエラーをベンダーに報告するためのやり方だけでなく、全てのユーザにエラー、計画システムの潜在的に紛らわしい動作、またはユーザが知るべき他の情報を直ちに知らせるための方法も含むべきである。各ベンダーはユーザがタイムリーな技術サポートを得るための手順もまた確立すべきである。双方のこれらの手順は、最初の RTP システムトレーニングの時に文書を提供し、そして完全にユーザに説明されるべきである。

#### A1.1.7. ベンダーに対する追加の提案 *Additional suggestions for vendors*

ソフトウェア・パッケージに対して良い QA プログラムを設計するために、その設計に関する情報を持っていることは役立つ。システムの設計は確かにベンダーによく知られているので、行われることができるテストのセットを提案することによって、そしてユーザがこれらのテストを行うのを手伝うそれらの RTP システム中にツールを提供することによって、ベンダーがそれらのユーザの RTPQA の努力を支援できる。

表 A1-3 にはユーザを援助する RTP システムのベンダーへのいくつかの提案をリストで示す。

多分最初に最も重要なことは、ユーザが臨床 QA テスト の実行に協力する目的を持つユーザ グループの形成にベンダーの支援を勧告することである。この報告が明らかにするように、実行すべきテストの範囲は、特に近頃の一般的な病院やヘルスケアでの厳しい財政難からすると1つ特定の病院が管理出来るものより膨大である。ユーザにとって合理的に完全な臨床 QA プログラムを実行する唯一の現実的方法は、情報の共有、必要とされるテストの分類、それらのテストの結果を共有することかもしれない。

**表 A1-1. ベンダーによって提供された文章 Vendor-Provided Documentation**

ユーザーズマニュアル User's manual	ユーザーズマニュアルは、システムが提供するあらゆる操作をどのように実行するかを（ユーザの見地から）記述するべきである。
オペレーションマニュアルの理論 Theory of operation manual	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ オペレーションマニュアルの理論は、システムがどのように機能するかを記述すべきである。このマニュアルには、完全な理解に必要なすべての数式、図表を含む全てのアルゴリズム（線量計算、表面作成など）に関する詳細を含むべきである。</li> <li>・ このマニュアルは、計算値が臨床的に受け入れ可能（または不可能）な結果となる場合の幾つかの適応範囲を提供するデータを示（または引用）すべきである。</li> <li>・ ユーザが正確にグラフィック描写を解釈できるように、このマニュアルは十分詳細にレンダリングのどんな非自明の幾何学的計算でも説明するべきである。とくに、すべてのスケール係数の意味は、説明されなければならない。</li> </ul>
システム設計 System design	システム設計は制約、期待と多分将来の計画を含めて、完全に、記述されるべきである。この情報は多くのユーザの質問あるいは関心事を満たすのに役立つ。
品質保証の文書 Quality assurance documentation	QA 文書はテスト、ベータテスト結果と他のそのような内部の QA プロシージャの有用な要約を含むべきである。この情報は、ユーザが RTP システムの開発の間に使用された QA のそれら自身の評価を下すことを可能にする。
システム管理ガイド System management guide	そのシステム管理ガイドは、ユーザがシステムの正しい導入と利用を保証するのに役立つ情報を含むべきである。
データ要件 Data requirements	それぞれの計算アルゴリズムによって必要とされるデータ（測定とその他）は、コミッションングが必要とすると思われる仕事の正確な

---

	評価をユーザがするのに役立つだろう。
テストデータセット Test dataset	ユーザが、システムの正しく機能することを検証出来るために、テストデータセットは供給されるべきである。このデータセットはデータファイルとテスト手引きを含むべきである。予想されるテスト結果は、正確に線量計算の結果と写実的なディスプレイと他のハードコピーの外観を示して、提供されるべきである。

---

**表 A1-2. バージョンアップに対して提案されたベンダーの文書 Suggested Vendor Documentation for Version Updates**

バグまたは修正された問題の詳細リスト。

それらの修正の可能な言外の意味。

新しい特徴のリスト。

以前と違って機能する構成要素のリスト。

ユーザによって実行されるかもしれないテストのための提案。

新リリースのベータテストから関連のある結果。

古い患者データそして／あるいは治療装置データを新しいバージョンに必要なすべて新しいフォーマットに変換するために十分に文書化された手順とソフトウェアの提供。

周知のバグと限界のリスト、もし利用可能であるなら、回避策を持ったリスト。

---

**表 A1-3. ベンダーに対する追加提案 Additional Suggestions for Vendors**

臨床 QA テストを計画し、実行し、ベンダーの RTP システムの結果を広めるためにユーザグループを作成。

計画システムとその使用に対して、施設で責任をもつ責任物理士の指名をそれぞれのユーザ施設で奨励。この責任物理士が多く計画システムの問題と内容を取り扱うために適切に訓練されることを保証。

アルゴリズム検証のために標準化されたデータセットの作成と使用を支援。

システム操作および／または線量計算の正確さを検証するために放射線腫瘍学物理士によって行えるテスト手順を提案。

以下の項目を含む、臨床 QA テストを支援する RTP システム内部ツールの開発と実行：

- ・ バッチ処理方式での計算テスト
  - ・ 測定データの入力と利用するためのツール
  - ・ 計算検証テスト（たとえば表 4-3 でのツール）のための分析ツール
  - ・ 重要な計算の重複チェック
  - ・ ファントムイメージデータセットの作成ツール
  - ・ データファイルと RTP ソフトウェアの妥当性と保護のテストに対するツール
-

- 
- ・ ユーザが規格化の分析を実行することができるように情報の提供 ----- MU 値計算プロセス
  - ・ ビームに幾何学的なそして線量に関連した情報の自動化された点検を取り入れて、そしてシステム設計の中に規格化プロセスの計画<sup>13</sup>
- 

## **A1.2. ユーザの責任 User responsibilities**

RTP システムのユーザもまた、ソフトウェアシステムとその利用の QA に対し多くの責任がある。

### **A1.2.1. 責任物理士 Responsible physicist**

各々の施設において、RTPシステムの導入、実施、テスト、そして使用の全ての側面を監視し管理する、そしてベンダーとのやり取りをする責任物理士を指名することは極めて重要である。この人物はQAプログラムのキーパーソンである。責任物理士は、この責任を成し遂げることができるように、特別な訓練を受けるべきである。

### **A1.2.2. 文書 Documentation**

我々はすべてソフトウェアユーザが考えあぐんでいる言う状況を経験した：“私は文書を分析し読む必要があると思う。” それぞれの現場においての責任物理士は、全てのユーザがベンダーの文書を読んで、そして理解したことを保証することに責任がある。もちろんベンダーの文書は、それ自身の品質保証プログラムが必要であり、ユーザグループとの協力はベンダーの文書の欠けや内容不十分な部分を確認する最良の方法かもしれない。

### **A1.2.3. ユーザの訓練 User training**

上記の記載事項は同様に訓練に当てはまる。ユーザは、RTPシステムの使用法を正確に学ぶことに責任のある人である。どんな量のベンダーの努力も、ユーザ側の努力の欠如を克服することができない。

### **A1.2.4. ソフトウェアの品質保証 Software quality assurance**

ベンダーは使用方法の正当性をユーザに確信させるためにソフトウェアQA手順について出来るだけ多くの情報を提供しなければならない、と既に述べた。ユーザは、提供された情報を正しく理解し使用することを試みなければならない。

### **A1.2.5. バージョンのアップデート Version updates**

新しい RTP システムソフトウェアのアップデートのテストと実行は、物理士の臨床責任の重要な部分である。A.1.1.4 章において述べたように、ソフトウェアの新しいバージョンに必要な決定やテストは難しい問題である。ユーザはベンダーにより供給されるアップデートに関して全ての情報を分析しなければならず、その分析によって示唆されるいくつか種類のテストに優先順位を付けなくてはならない。モニタユニット値の計算、線量計算、装置及びビーム機能性、または解剖学的モデリングの変更や輪郭とイメージ入力機能といったシステムの重要な部分の変更は、そのシステムが重要な結果に影響するかも知れないので、詳細なテストが要求されるだろう。放射線腫瘍学物理士は RTP システムがある特定の施設でどのように利用され、その知識に基づくテストについてどのように解決するかを常に分析しなければならないが、他の変更では多くの

テストを必要としない。

#### A1.2.6. データフォーマットの使用 *Use of data formats*

ベンダーによって提供されたデータフォーマットをエクスポートするか、あるいは RTP システムの中にデータを読み込むために使うユーザによって開発されたソフトウェアは、ベンダーソフトウェアと同じようにQAテストと検証のソフトウェアに固執しなくてはならない。意図したようにそれら両者の間のコードのセットとインタフェースが実際に働くことを保証するため、慎重に全てのデータ転送機能をチェックすることはユーザの責任である。

#### A1.2.7. 教育とベンダーとのコミュニケーション *Education and communication with vendor*

ベンダーとのすべてのコミュニケーションとベンダーによって提供されたすべての文書やトレーニングが、ユーザによって適切に利用されることを保証するのは責任物理士の責任である。ソフトウェアのバグや他の問題はすぐにベンダーに報告し、そして間違いや問題修正についてのベンダーの情報は施設において直ちにすべての適切なスタッフに広められるべきである。

### 付録 2：線量に関与しないテスト *Nondosimetric tests*

この付録の目的は、ソフトウェアに基づく作業の正式のテスト手順をつくらなかった人のために、幾つかの簡単なテストフォーマットの例を与えることである。これらのテストは（RTP システムから独立している）一般的なテストであるようには意図されない、どちらかと言えば、それらは正式の RTP システムテストが必要とする多くのテスト手順を組み入れなければならないシステム特定の詳細例である。それゆえに、それら特定題目のいかなる真のテスト（例えば、下記テスト 2.1.1 で示される、デジタイザーでの機械的な輪郭入力テスト）でも、テストされる RTP システムのために明確に設計されなければならない。それらのテスト手順を、どんな現場においてでも必要とされるテストへの料理の本のアプローチとしてではなく、特定の連続のテストをどのように設計するか例として用いなさい。

---

テスト：2.1.1

件名：デジタイザーでの機械的な輪郭入力

ファイル：nondosim\_2\_1\_1.w

著者：xxxx

最終変更：14 October 1993

修正：

23 March 1993 xxxxxx Initial Draft

14 October 1993 xxxxxx Procedure

#### 1. 目的

このテストの目的は、機械的な輪郭入力用の電磁デジタイザーの正確さを検証することである。デジタイザ校正、デジタイザー入力データのプログラム用途、複数カットの作成とそれらカット

の z 位置入力を含み、いくつかの機能は同時にテストされる。

## 2. 関連したテスト

テスト 2.1.2（キーボードによる輪郭入力）、2.4（表面形成）、2.5（キャッピング）、2.7（輪郭抽出輪郭抽出）、4.2（容積密度マトリックス形成）、6.2.2（測定オプション）、7.2（BEV 解剖学的投影）、15.1-15.3（ハードコピー出力）は、この場合において入力される解剖学的構造に基づいている。

## 3. テストの理論

3つのカット上に配置されたいくつかの簡単な手入力輪郭は、輪郭入力、表面生成、そしてその他の特色をテストするのに利用される。マウスやカーソルによる（システム内部の）読み出し、それからまたカットの BEV スケールプロットやハードコピープロットの測定により、座標の精度をチェックしなさい。

## 4. テスト手順

### 1. 新規症例の作成：Test\_Manual\_1

2. 体輪郭、腫瘍、骨、（密度 2.0）、肺（密度 0.2）の作成。容積密度の使用。

3. 輪郭のためにデジタイザー入力の選択。

デジタイザー上に全ての輪郭/カットを含むグラフ紙をテープで貼り付け、そしてグラフ紙を動かさずに全ての輪郭を入力しなさい。

### 4. z=0 での軸横断カット 1。

体輪郭は、原点を中心とした 30×20cm の矩形輪郭。

骨は(-5,5)を中心とした一辺 5cm の三角形。

腫瘍は、原点を中心とした 7×7cm の正方形。

肺は、(6,0)を中心とした 10cm 直径の円。

### 5. z=10 での軸横断カット 2。

体輪郭は(-5,10)、(15,10)、(15,-10)、(-5,-10)の正方形輪郭。

骨は(0,5)を中心とした一辺 5cm の三角形。

腫瘍は原点中心での 5×5cm の正方形。

肺は(6,0) を中心とした 6cm 直径の円。

### 6. z=-8 での軸横断カット 3。

体輪郭は原点を中心とした 20cm 直径の円輪郭。

骨は(-5,5) を中心とした位置で、カット 1 及び 2 とは反転した一辺 5cm の三角形。

入力モードをキーボードに変更しなさい。

腫瘍は原点中心で(-5,5)、(5,5)、(5,-5)、(-5,-5)の 10×10cm の正方形。

肺は(6,0)を中心とした(3,3)、(9,3)、(9,-3)、(3,-3)の 6×6cm の正方形。

7. 各々の輪郭上に定義された各々の点にある点を移動させるのに基準編集点を使用し、そして全ての線終点のスライスとリファレンス座標を読み出しなさい。円の直径を検証しなさい。

8. 解剖学的構造を保存しなさい。解剖学的構造のプリントアウトと輪郭の座標、そしてカッ

トのz位置を検証しなさい。

## 5. テスト結果と評価

入力の検証は、構造の終点を検証するために参照点のマウス/カーソル編集を利用することで質的に行われる。量的チェックは解剖学的構造ファイルの出力を使い記録される。もし直線で作られた構造の終点の場所が2ミリ以上不正確なら、輪郭を再入力しその誤差が貧弱なデジタイザー技術ではないことを確認しなさい。

## 6. 解析とまとめ

まとめは解剖学的構造ファイルの座標と想定していた座標とを自動的に比較すべきである。もし手作業で行う場合、1ミリ以上正しくない点を記録しなさい。

---

テスト：2.4.

件名：表面生成

ファイル：nondosim\_2\_4.w

著者：xxxxx

最終変更：23 March 1993

修正：

19 January 1993 xxxxxx Initial Draft

23 March 1993 xxxxx Change capping methods

### 1. 目的

このテストの目的は表面生成アルゴリズムの一般動作の正確さを検証することである。このテストは複雑な輪郭形状などの詳細な動作に対してアルゴリズムをテストするように設計されていない。このテストはまた、キャッピング(2.5)、直交面作成(2.11)、そして輪郭抽出(2.7)をチェックする。

### 2. 関連テスト

テスト 2.1.1 (デジタイザーによる輪郭入力)、2.1.2 (キーボードによる輪郭入力)、2.4 (表面生成)、2.5 (キャッピング)、2.7 (輪郭抽出)、2.11 (直交面生成)、4.2 (容積密度行列生成)、6.2.2 (測定オプション)、7.2 (BEV 解剖学的構造投影)、15.1-15.3 (ハードコピー出力) は、この場合、入力された解剖学的構造の基本とされる。

### 3. テストの理論

いくつかの単純な輪郭からの表面の生成はテストされる。3D表示は表面の質的な点検のために使われる。表面からの輪郭抽出は量的なチェックをするために使われる。

### 4. テスト手順

1. 症例入力：Test\_Manual\_1

2. 各々の構造の表面作成の特質を確認：

体輪郭=CLOSE 5cm

骨=CAP 2cm

腫瘍=上側：EXTEND 2cm、下側：開いたまま

肺=CAP 4cm

3. すべての表面作成
  4. 望んだ通りの構造の特質との一般的な一致のために、質に関する全ての構造を調査するのに必要とされる、AP、側方と他の射影で表示を作る。
  5. 構造検査が出来るように直交平面を作る：原点の冠状面、矢状面、Y=+5カット座標（骨を横切る）での冠状面。
  6. すべての新しいカット上へすべての輪郭を切る。
  7. 解剖学的構造ファイルの保存とプリントアウト。輪郭のカット座標、そしてそのカットの z 位置を検証。
  8. カットや構造輪郭を質的に調査するために、AP 方向、側方向と他方向の投影から三次元表示を利用して新しいカットの位置を再検討。各々の構造のキャッピングのチェック。
  9. 保存された解剖学的構造ファイルを調査。直交カットとそのカットの z のデータセット変換のカットを検証。
  10. 解剖学的構造ファイルでは、直交カット上で抽出された輪郭を検証。
5. テスト結果と評価
- 入力の検証は、構造の終点を検証するために参照点のマウス/カーソル編集を利用することで質的に行われる。量的チェックは解剖学的構造ファイル出力を使用して記録される。
6. 解析とまとめ
- まとめは、自動的に構造ファイルの座標と予定していた座標を比較すべきである。もし手作業で行う場合、1mm 以上不正確な点は記録し、その理由について 3D 表示を調べなさい。

---

テスト：4.2

件目：容積密度の生成

ファイル：nondosim\_4\_2.w

著者：xxxx

最終変更：23 March 1993

修正：

23 March 1993 xxxxxxxxxx Initial Draft

1. 目的

このテストの目的は容積密度マトリックス生成の正確さを検証することである。

2. 関連したテスト

テスト 2.1.1 (デジタイザによる輪郭入力)、2.1.2 (キーボードによる輪郭入力)、2.4 (表面生成)、2.5 (キャッピング)、2.7 (輪郭抽出)、2.11 (直交面生成)、4.2 (容積密度行列生成)、6.2.2



(測定オプション)、7.2 (BEV 構造投影)、15.1-15.3 (ハードコピー出力) は、この場合、入力された構造の基本とされる。

### 3. テストの理論

簡単な輪郭手入力からの容積密度の生成は、(1)密度カーソルユーティリティを利用することで、(2)密度ファイルイメージのグレイスケール表示を利用することでチェックされる。

### 4. テスト手順

1. 症例登録 : Test\_Manual\_1

2. 各々の構成の表面作成の特質をチェック :

体輪郭=CLOSE 5cm

骨=CAP 2cm

腫瘍=上側 : EXTEND 2cm、下側 : 開いたまま

肺=CAP 4cm

3. 表面を作成。

4. 外部照射ビーム モジュールへ進み、180度(AP)のガントリー角度でアイセントリックな20×20ビームを作成。

5. そのシステムで密度マトリックスを生成するために単純な線量計算を実行。

6. すべてのカットについて不均質内部の密度を検証するため、ユーティリティメニューで深部/密度の読み出しを使用。

7. 解剖学的構造定義のモジュールに戻り、正確な密度マトリックス画像を表示させるためカットごとの表示画像に変更。適切な密度で正確な領域を均一に覆う密度マトリックスを、視覚そしてグレイスケールウインドウ/レベルを使用して検証。

### 5. テスト結果と評価

密度測定オプションで表示された密度の値は、CT値と同様に使われた電子密度ルックアップへ割り当てられた密度に依存するので、割り当てられた密度に対するこの変換は記録しなければならない。チェックを文書化する1つの方法は、計画からのハードコピー出力を使用すること、そして検証した点および密度を平面図上に鉛筆で記録することである。

### 6. 解析とまとめ

密度の結果について、すべての予想しない性質は要約し調査しなさい。

---

テスト : 7.2

件名 : BEV 解剖学的構造の投影

ファイル : nondosim\_7\_2.w

著者 : xxxx

最終変更 : 23 March 1993

修正 :

23 Match 1993 xxxxxxxxxx Initial Draft

## 1. 目的

このテストの目的は、解剖学的構造の BEV 投影の正確さを検証することである。

## 2. 関連したテスト

テスト 2.1.1 (デジタイザーによる輪郭入力)、2.1.2 (キーボードによる輪郭入力)、2.4 (表面生成)、2.5 (キャッピング)、2.7 (輪郭抽出)、2.11 (直交面生成)、4.2 (容積密度行列生成)、6.2.2 (測定オプション)、7.2 (BEV 解剖学的構造投影)、15.1-15.3 (ハードコピー出力) は、この場合、入力された解剖学的構造の基本とされる。

## 3. テストの理論

このテストは、BEV 投影アルゴリズムの幾つかの基本的なチェックのため TEST\_MANUAL\_1(テスト 2.4)で定義された構造を使用する。

## 4. 検定手順

### 1. 症例入力 : Test\_Manual\_1

### 2. 各々の構成の表面作成の特質をチェック :

体輪郭=CLOSE 5cm

骨=CAP 2cm

腫瘍=上側 : EXTEND 2cm、下側 : 開いたまま

肺=CAP 4cm

### 3. ビーム生成 :

ビーム 1 : アイソセンター原点、20×20、ガントリー180度(AP)。

ビーム 2 : ビーム 1 のコピー、SSD=80 をセット。

ビーム 3 : ビーム 1 のコピー、z=+10、20×40 照射野セット。

ビーム 4 : ビーム 1 のコピー、ガントリー90度にセット。

4.ハードコピーのプリントアウトは確かで、確かな線量であるために、いくつかの種類簡単な線量計算を実行。

5. 各々のカットのために BEV と平面図を含む計画のハードコピーのプリントアウトを作成。

6. BEV 表示 (グラフィックスクリーン上) とハードコピーした BEV 平面図を比較。

7. 量的にハードコピーされた BEV 平面図と各々の体輪郭位置の計算位置を比較。

## 5. テスト結果と評価

BEV 表示とハードコピーの質的な一致は視覚によってチェックされる。付け加えて、BEV 平面図上の基準線は、体輪郭上でさまざまな点の正しい場所を検証するのに使用できる。

## 6. 解析とまとめ

BEV 体輪郭の場所で、すべての予想しない性質は要約し調査しなさい。

---

テスト : 15.1-15.3

件名：ハードコピー出力チェック

ファイル：nondosim\_15\_1.w

著者：xxxx

最終変更：23 March 1993

修正：

23 March 1993 xxxxxxxxxx Initial Draft

#### 1. 目的

このテストの目的は、そのシステム中に表示されるデータでハードコピーのアウトプットの一貫性を検証することである。

#### 2. 関連したテスト

テスト 2.1.1 (デジタイザーによる輪郭入力)、2.1.2 (キーボードによる輪郭入力)、2.4 (表面生成)、2.5 (キャッピング)、2.7 (輪郭抽出)、2.11 (直交面生成)、4.2 (容積密度行列生成)、6.2.2 (測定オプション)、7.2 (BEV 解剖学的構造投影)、15.1-15.3 (ハードコピー出力) は、この場合、入力された解剖学的構造の基本とされる。

#### 3. テストの理論

このテストは、BEV 投影アルゴリズムの幾つかの基本的な確認のため TEST\_MANUAL\_1(テスト 2.4)で定義された解剖学的構造を使用する。

#### 4. テスト手順

1. 外部照射ビーム計画のためのケース Test\_Manual\_1 を入力。

2. オリジナルの計画 1 (テスト7.2として) を計画2にコピー。

ビーム2-4を削除。

ビーム1をビーム2にコピーし、ガントリー角度を90度に変更。

3. 以下の計算点の追加：(0,0,0)、(-8,0,0)、(-8,0,-8)、(0,5,0)、(0,5,10)

4. 計算グリッドを 0.5cm のデフォルト (体輪郭) サイズに設定し、計画をアイソセンターに規格化し、アイソドーズリファレンスポイントを 100%とする。

全てのカットに対して計算を実行。

5. 全てのカットで 10 ごとに 10 から 190 まで等線量線を表示する。

6. 全てのカットのハードコピーの出力を作成。

7. 等線量曲線を表示し、ハードコピーのプリントアウトに対して、そしてシステム中の既知 (または、少なくとも要望) 情報に対して、全ての計画システム出力情報をチェックするためのハードコピー表示オプションを使用。

#### 5. テスト結果と評価

表示された値、ハードコピー値と既知の計画パラメータの間で、すべての相違は記録する。

#### 6. 解析とまとめ

出力では、すべて予期しないことは要約し調査する

**付録3：光子線線量計算のコミッショニング Photon dose calculation commissioning**

この光子線線量計算のテストプランは、臨床的コミッショニングと関連する光子線計算の大部分のテストを体系づける1つの方法の例として提案する。このテストは、アルゴリズムテストあるいは臨床検証テストのように種類で分類するよりも、状態（たとえば開放照射野）にしたがってレイアウトされている。表 A3-1 は、それぞれのテスト状態に対してチェックする種類の要約である。

この付録の主要部は、それぞれのテスト状態に対してコミッショニングで必要とされるテストの種類を解説している。このテストプランは単なる1例で、テストに必要な規定ではない。ある施設のテスト計画はその施設特有の要件に基づいて、放射線腫（学）瘍物理士が注意深くテストの各段階の種類の重要性を評価し、臨床的に最も重要なチェックが最初に行われるようにコミッショニング手順を優先順位付けした後に進めるべきである。

**表 A3-1. 光子線コミッショニングテストの内容 Photon Commissioning Test Situation**

内容 Situation	データ入力 Data Input	アルゴリズム検証 Algorithm Verification	計算検証 Calculation Verification	ビームモデルパラメータチェック Beam Model Parameter Checks
開放正方形照射野 Open square fields	必要	必要	必要	必要
矩形照射野 Rectangular fields	-	必要	必要	-
SSD の変化 SSD variations	-	必要	必要	-
外部形状の変化 External shape variations	-	必要	必要	-
ウェッジ使用時の照射野 Fields with wedges	必要	必要	必要	必要
整形ブロック使用時の照射野 Shaped blocked fields	おそらく必要	必要	必要	必要
MLC 整形照射野 MLC-shaped fields	おそらく必要	必要	必要	-
非対称ジョウの照射野 Asymmetric jaw fields	-	必要	必要	必要
不均質度 inhomogeneities	-	必要	必要	-
補償フィルタ Compensators	必要	必要	必要	必要
臨床的検査 Clinical tests	-	-	必要	必要

### A3.1. 深部量 Depth dose

どんな深部線量アルゴリズムでも最も重要なそして基本的なテストの1つは、標準的な解放照射野状態の深部線量を正確に予測する能力である。ここで、表 A3-2. に示すように、相対深部線量 (fractional depth dose, FDD) と組織ファントム比/組織最大線量比 (TPR/TMR) の計算値を測定したデータと比較する。

表 A3-2. 深部量データ Depth Dose Data

標準 SSD での FDD FDDs at standard SSD	標準 SSD のいくつかの開放照射野の FDD 曲線： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ SSD:90 cm</li> <li>・ 基準深：10 cm</li> <li>・ 照射野：3×3、4×4、5×5、6×6、7×7、8×8、10×10、12×12、14×14、17×17、20×20、25×25、30×30、35×35、40×40</li> <li>・ 種々の等価正方形で示された矩形照射野</li> </ul>
その他の SSD での FDD FDDs at other SSDs	臨床使用範囲をカバーする他の SSD での FDD 表： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ SSDs：80 と 110 cm</li> <li>・ 照射野：5×5、10×10、20×20、30×30</li> </ul>
TPR、TMR	多くの照射野と深さ「における」「での」TPR または TMR。これらの測定は大変な労力を必要とするので、以下に制限： <ul style="list-style-type: none"> <li>・ 照射野：5×5、10×10、20×20、30×30、そして 40×40</li> <li>・ 深さ：規準 <math>d_{max}</math>、5、10、そして 20 cm</li> <li>・ 基準点：10×10、d=10 cm</li> <li>・ 他のすべての照射野について、FDD から TPR/TMR への検証計算を計算する。</li> </ul>

### A3.2. 出力係数 Output factors

出力係数の正確な使用は、RTP システムからモニタユニットを導出するための基本である。表 A3-3 に、いろいろと必要とする出力係数について、いくつか必要なチェックを記載しているので、計算結果を測定結果と比較すべきである。

表 A3-3. 出力係数 Output Factors

ファントム散乱係数 ( $S_p$ ) Phantom Scatter Factor( $S_p$ )	これらのデータは、標準 FDD データで使われる同じ照射野で、代表値として得られる。 <ul style="list-style-type: none"> <li>・ SSD：回転中心</li> <li>・ 規準深：10×10、10 cm 深さ</li> </ul>
コリメータ散乱係数 ( $S_c$ ) Collimator Scatter Factor( $S_c$ )	これらのデータは、標準 FDD データで使われる同じ照射野で、代表値として得られる。 <ul style="list-style-type: none"> <li>・ SSD：回転中心</li> <li>・ 規準深：10×10、10 cm 深さ</li> </ul>
ウエッジ係数 Wedge factors	計画システムに使用され、要求されているとして <ul style="list-style-type: none"> <li>・ SSD：回転中心</li> <li>・ 規準深：10×10、10 cm 深さ</li> </ul>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>種々の照射野でのウェッジ係数 (5×5, 10×10, 20×20, 最大)</li> </ul>
トレイ係数 Tray factors	<p>計画システムに使用され、要求されているとして</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>SSD： 回転中心</li> <li>規準深： 10×10, 10 cm 深さ</li> </ul>
その他の係数 Other factors	<p>計画システムに使用され、要求されているとして</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>SSD： 回転中心</li> <li>規準深： 10×10, 10 cm 深さ</li> </ul>

### A3.3. オープン照射野のデータ *Open field data*

多くの線量計算のモデル化と/または検証に対する基礎のスタート条件は、オープン照射野である。表 A3-4 は、二次元等線量曲線と図あるいはもしデータと解析ツールが利用できるなら完全な三次元の比較で出来るオープン照射野のチェックをリストしている。

表 A3-4. オープン照射野データ *Open Field Data*

正方形照射野、標準 SSD Square fields, standard SSD	<p>標準 SSD での 2-D 線量分布</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>中心軸上断面での照射野サイズ： 3×3, 5×5, 10×10, 20×20, 30×30, 40×40</li> <li>矢状断面での照射野サイズ： 5×5, 20×20, 40×40</li> </ul>
正方形照射野、拡張 SSD Square fields, extended SSD	<p>2-D 線量分布： SSD 90 と 110cm</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>照射野サイズ： 5×5, 10×10, 20×20, 30×30</li> </ul>
矩形照射野 Rectangular fields	<p>矩形照射野の深部量の性質をテストすべきである。少なくとも等価正方形が再現されることを点検。例えば、6 と 12 cm<sup>2</sup> に等しい等価正方形照射野で一連の矩形照射野を使用。</p>

### A3.4. 患者形状の影響 *Patient shape effects*

患者形状の影響は、簡単なファントムで検討でき、それによって形状の違いが原因の具体的な影響が容易に検討できる（表 A3-5）。

表 A3-5. 患者形状の影響 *Patient Shape Effects*

斜入射 Oblique incidence	<p>斜入射データは可能な最大角度で得るべきである。30°斜入射で 30×30 の照射野は水ファントムでかろうじて可能であろうし、そして 40°斜入射では 10×10 の照射野も可能だろう。</p>
入射面の凸凹 Surface irregularity	<p>平坦でない表面輪郭の影響を見るには、ファントム表面に 30×30 照射野で入射する大きな階段 (5 cm) を持つ階段ファントムを使用。線量グリッドサイズの影響を評価するためには、線量グリッドの間隔の半分だけ横方向にずらしたビームで、計算を繰り返す。</p>
接線ジオメトリ Tangential geometry	<p>10×20 の接線照射野によって正方形ファントムの軸上平面に投与される線量を測定。アイソセンターの絶対線量がわかっているなら MU を規格</p>

	化。等線量線を比較。
正方形ファントム Square phantom	大きい正方形ファントムへ 20×20 または 25×25 のビームを垂直に。ファントムの中心へのビームと、ファントムの中心からずらしてビームの一方の端をファントムから外した測定値との比較。

#### A3.5. ウェッジ *Wedges*

それぞれの角度を持つ物理学的 (またはダイナミック) ウェッジと各光子線に対する測定値を使用して線量計算を検証 (表 A3-6)。もし三次元線量マトリックスを計算できるなら、線量分布は (最低限) 軸、矢状両軸断面でチェックしなければならない。すべての状態で、ファントムは標準 SSD の位置におき、すべての測定は特定の深さ、一般にはアイソセンターで規格化される。軸と矢状断面の等線量測定は、中心軸を含む面で行う。さらに拡張 SSD の計算もまた検証すべきである。

表 A3-6. ウェッジ *Wedges*

入力データ Input data	入力データの最小限セットは最大ウェッジ照射野に対する軸・矢状断面での二次元等線量分布を含めなければならない。
深部量 Depth dose	ウェッジ照射野の深部量曲線はそれぞれのウェッジに対して照射野、SSD、他を変化させて検証しなければならない。 ・ 少なくとも 5×5、10×10、20×20、最大照射野
照射野サイズチェック Field size checks	2-D 等線量分布 : ・ 縦断面 : 5×5、10×10、20×20、最大照射野 ・ 横断面 : 10×10、最大照射野 ・ $d=d_{max}$ 、 $d=10$ 、 $d=20$ cm (または完全 3D 分布) での冠状断面 : 10×10、最大照射野
拡張 SSD Extended SSDs	軸断面二次元等線量分布 : ・ SSD : 80 と 110 cm ・ 照射野 : 10×10、20×20
非対称および整形照射野 Asymmetric and shaped fields	非対称および/または整形ウェッジ照射野でも、少なくとも標準 SSD で検証しなければならない。

#### A3.6. ブロック *Blocks*

ブロックの検査を表 A3-7 に示す。ブロックされた照射野の線量計算には、しばしば RTP システムでは 2 つの方法が用いられている : (1) 相対線量分布 (例えば、等線量曲線) を予測する、そして (2) 遮蔽することによる計画規準点への線量の変化を計算する。両方法の線量検証チェックを同時に行うために、それぞれのテストケースのデータは、規準点の線量はブロックの影響を反映させるため、ブロックなし (しかしトレイを含む) の規準点で得られる値に規格化すべきである。これらの規格化条件は、ブロックによる絶対線量の違いを知るために、それぞれブロックされた照射野の電離箱による規格化測定がブロックの有無 (ただしトレイを含む) で行われ

ることを必要としている。表面汚染の影響を最小にするために、 $d_{max}$ を超える一定の深さで線量を規格化する。他の注積が無い限り、それぞれのケースは標準SSDで行う。すべてのチェックは、深さ  $d_{max}$ 、10、そして 20 cm 深さの中心軸を含む軸断面と矢状断面線量分布、そして冠状断面の線量分布を測定する。

表 A3-7. ブロック Blocks

入力データ Input data	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 4×15 にブロックされた 15×15</li> <li>・ 20×20、10×10、5×5 にブロックされた 30×30</li> <li>・ 20×20、10×10、5×5 の大きさの島状ブロックを用いた 30×30</li> </ul>
SSD チェック SSD checks	SSD 80 と 110 cm での 10×10 にブロックされた 30×30
原体ブロック Conformal blocks	卵形状、C 形状、Squiggle 形状（図 A3-1 参照）
透過ブロック Transmission blocks	30×30 照射野内で、（主ビームが）10%、25%、50%の計算透過率を持つ 10×10 島状ブロック。また、100%透過の線量計算も行う。
臨床点検 Clinical checks	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ マントル照射野のブロック</li> <li>・ 脊髄のブロック</li> </ul>

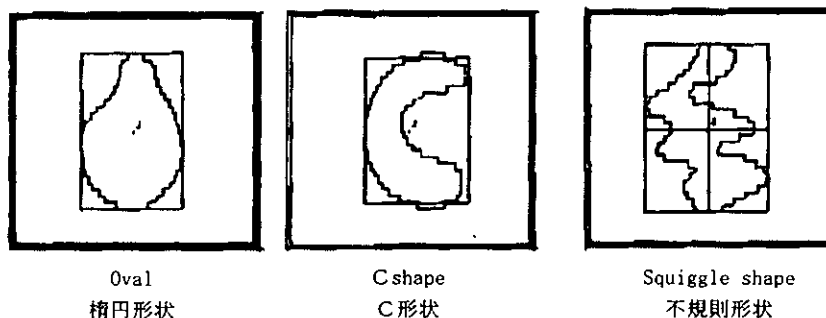


図 A3-1. MLC の形状。 MLC Shapes.

### A3.7. マルチリーフコリメータ *Multileaf collimator*

マルチリーフコリメータのテスト（表 A3-8）は、ブロック照射野を用いた検証のチェックと原則は同じである。

表 A3-8. MLC

入力データ Input data	普通のブロックの場合と同じ
標準形状 Standard shapes	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 円形照射野（<math>r = 3</math> cm）</li> <li>・ 対角線エッジテスト： MLC エッジに対して 15、30、45 と 60°</li> </ul>



SSD チェック SSD checks	SSD 80 cm と 110 cm の円形状
原体形状 Conformal shapes	楕円形状、C形状と、不規則曲線を持つ形状 (図A3-1参照)
リーフ透過 Leaf transmission	小照射野 (5×5) に閉じたまま、ジョウ開放。 1000cGy以上またはその線量を投与、そしてリーフ透過が測定できる。
臨床チェック Clinical checks	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ マントル照射野ブロックまたは他の大きな普通の治療に使用する MLC形状</li> <li>・ 脊髄ブロック</li> <li>・ その他</li> </ul>

### A3.8. 非対称照射野 *Asymmetric fields*

これらのテストは、ウェッジそしてブロック/MLCの使用も含め、MLC および/またはジョウ (jaws) の非対称の使用をチェックする (表 A3-9)。この1つの方法は、照射野の中心からコリメータの一角へ細かく調べられた 10×10 照射野を使用することである (以下に記載するように)。大きな照射野も同じやり方でチェックできる。

すべての測定は標準 SSD で行い、10×10 対称照射野の特定深さでの中心軸上の値で規格化する。照射野の方向は、普通は横方向に対する X1 と X2 と普通は縦方向に対する Y1 と Y2 のコリメータ動きの IEC 基準値に基づく。非対称照射野に必要な最少のテストは、これらの照射野に使われる線量計算アルゴリズムの高度の知識に完全に依存する。いくつかのアルゴリズムでは、非対称照射野のテストに対して表 A3-3、A3-4、そして A3-6 の大部分を含めるべきである。

表 3-9. 非対称照射野テスト *Asymmetric Field Tests*

Jaw X1	Jaw X2	Jaw Y1	Jaw Y2	他 other
5	5	5	5	-
0	10	5	5	-
-5	15	5	5	-
-10	20	5	5	-
5	5	0	10	-
5	5	-5	15	-
5	5	-10	20	-
0	10	-10	20	-
-5	15	-10	20	-
-10	20	-10	20	-
-10	20	-10	20	W45
-10	20	-10	20	Block
-10	20	-10	20	MLC
-10	20	-10	20	shape

### A3.9. 密度補正 *Density corrections*

これらのテストの目的は、密度補正のアルゴリズムを確証することであって、テストは使われ

ている補正方法の性質に基礎をおかなければならない。例えば、もしアルゴリズムが簡単な等価 path length 近似を使っているなら、アルゴリズムの検証は非常に簡単な 1D ファントムテストで行うことができる。さらに複雑なアルゴリズムではより複雑な検査が必要になる。

しかし、さらに臨床的に適切な一連のジオメトリについて計算アルゴリズムの精度の記載が重要である。現時点の補正テストの基礎（表 A3-10）は、Rice ら<sup>61</sup>による不均等性補正測定のベンチマークセットである。これらのデータは、テスト済みのいくつかの異なったジオメトリと2つの異なった線質で、一般的にビームの中心軸に沿った測定だけに限定されている。さらに一般的な二次元と三次元不均等データが利用できれば、これらのテストケースにはこのテストにも含まれるべきである。

**表 A3-10. 密度補正 Density Corrections**

アルゴリズムの検証テスト Algorithm verification tests	いろいろな不均等のある正方形ファントムを使用する。これらのテストは、臨床結果を解析することなく、アルゴリズムが正確に働くことを検証する。
ベンチマークデータ Benchmark data	いくらかの基本的な、しかし臨床的に適切なジオメトリでの補正方法の精度を文書で証明するために、Rice <sup>61</sup> によって測定、報告されたデータセットを使用する。4 と 15 MV の両方の Rice データセットに含まれている四つのすべてのジオメトリについて結果をチェック。さらにベンチマークデータ、特に種々のジオメトリに関して 2D と 3D のデータが必要である。
2D と 3D の不均等性のチェック 2-D and 3-D inhomogeneity checks	一層、部分層、複雑な 2D と 3D 不均等ジオメトリに対する深部量とプロファイルを測定。これらのテストはベンチマークデータ上で行うことができ、もし可能なら、使用するビームに対するビーム定義/パラメータ化は、使用者の臨床ビームに合わせた同じ流儀に注意深く仕上げられなければならない。

### A3.10. 補償材 Compensators

補償材に対して使用される試験の種類は、実行される補償の種類に大きく依存する (Table A3-11)。組織欠損部の補償は、各照射野に対する補償材を作成するために患者の輪郭だけを用い、そして、線量計算に対して補償材の予想される挙動に近づく解剖学的モデルにおいて平らな表面を作成する。補償装置を設計するために、アルゴリズムは計算された線量分布を使用し患者輪郭だけではないため、線量補償はいつそう複雑である。線量補償(計算)アルゴリズムは、また同時に複数のビームについて線量の最適化を行う。

### A3.11. 人体ファントム Anthropomorphic phantoms

人体ファントムによるいくつかの試験は、全体の(線量)計算アルゴリズムの最終的で完全な試

験のために用いることができる(Table A3-12)。これらのテストケースは、臨床で用いられる治療技術と類似していなければならない。

**表A3-11. 補償材 Compensators**

組織欠損部の補償 Missing tissue compensation	単純なファントム試験が必要： <ul style="list-style-type: none"> <li>側方頭頸部照射野</li> <li>肺ブロックを持った前方マントル照射野</li> </ul>
線量補償 Dose compensation	患者と補償材の多くの異なる配置は、密度補正が用いられる場合にとくにチェックされる必要がある。アルゴリズムの複雑さは試験項目作成では主な指針にされるべきである。以下の代表的な照射野が含まれる： <ul style="list-style-type: none"> <li>側方頭頸部照射野</li> <li>肺ブロックを持った前方マントル照射野</li> <li>非同一面の脳治療計画、3照射野</li> <li>非同軸の腹部治療計画、3照射野</li> </ul>

**表 A3-12. 人体ファントム Anthropomorphic phantoms**

マントル照射野 Mantle field	TLDかフィルムを用いたファントムの冠状中央線を含む面での線量の検証
接線（切線）乳房照射野 Tangential breast fields	肺を含む軸平面での線量の検証
3照射野の非同一面の計画 3-field non-coplanar plan	axial, sagittal, and/or coronal planesでの線量の検証

**付録4：電子線の線量計算コミッショニング Electron dose calculation commissioning**

光子線の付録3のように、この付録4では電子線線量計算のコミッショニングに適用するテストプランの一例を示す。テストは(線量計算)アルゴリズムの検証と個々のビームのコミッショニングの両方を含んでいる。治療計画で、同じテストは両方の目的を満たすためにしばしば使用できる。どのような試験が厳密に要求されるかの決定は、関係する特定の(計算)アルゴリズム、電子線ビームの種類とそれらのエネルギーの注意深い分析、そしてこれらのビームがある特定の臨床ではどのように用いられるかに依存するだろう。

**A4.1. 深部線量とオープン照射野 Depth dose and open fields**

データは標準の治療距離(典型的にSSD=100 cm)で得られている。Table A4-1に、いろいろなアプリケーションサイズと一致するように選択された標準照射野サイズに対する基本的な相対深部線量(fractional depth dose: FDD)と2次元の線量プロファイルの例が示されている。

**表A4-1. オープン照射野 Open Fields**

ビーム中心軸上のFDD FDD on Cx	標準SSDで、いくつかの照射野サイズに対する各エネルギーのFDD曲線 ・ SSD : 100 cm ・ 基準深 : $d_{max}$ ・ 照射野 : 4×4, 6×6, 10×10, 15×15, 20×20, 25×25
プロファイル/2-D線量分布 Profiles/2-D dose distribution	各エネルギーに対する軸平面での2-D等線量分布 ・ SSD : 100 cm ・ 照射野 : 4×4, 6×6, 10×10, 15×15, 20×20, 25×25
冠状のもしくは3-Dのデータ Coronal or 3-D data	3-Dアルゴリズムに対しては3-Dの検証で行うべきである。多数の冠状面での線量分布の測定、あるいは3-Dの線量分布を作成する。

**A4.2. 出力係数 Output factors**

出力係数の正しい使用は、RTPシステムからモニタユニット値を算出するのに不可欠である。もし、RTPシステムがモニタユニット値の計算をサポートしているなら、モニタユニット計算に関係するいくつかの係数が評価されなければならない(表 A4-2)。

**表A4-2. 出力係数 Output Factors**

出力係数 Output factor	標準FDDデータに対して用いられる照射野で典型的に得られる ・ SSD : 100 cm ・ 基準深 : 15×15の $d_{max}$ で
実効線源距離 (ESD) Effective source distance (ESD)	距離の逆二乗則補正に用いる実効線源距離を決定するために距離の関数として出力を測定する。
整形照射野に対する出力 Output for shaped fields	多くのクリニックでは標準の整形照射野のあるセットに対する出力係数を決定する。

**A4.3. 拡大された距離 Extended distance**

もし臨床の治療でいくつかのSSDが使用されるなら、これらSSDのオープン照射野の性質は検証が必要かもしれない(表 A4-3)。

**表A4-3. 拡大された距離 Extended distance**

ビーム中心軸上のFDD FDD on Cx	FDD曲線はいろいろなSSDでの照射野サイズで各エネルギーに対して測定される。 ・ SSD : 110 cm, 臨床的に用いられる他のSSD
--------------------------	---