

放射線治療計画のための品質保証

米国医学物理学会放射線治療委員会タスクグループ53報告

日本語訳

**American Association of Physicists in Medicine
Radiation Therapy Committee Task Group 53:
Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning**

厚生労働省科学研究費補助金（効果的医療技術の確立推進臨床研究事業）

「放射線治療の技術評価と品質管理による予後改善のための研究」

（H15—効果（がん）—017）

平成15年度研究報告書(第2部)

主任研究者 国立がんセンター中央病院放射線治療部 池田 恢

第2版への序

AAPM の TG53 は米国において品質保証 (QA) 担当者が各施設で「放射線治療計画装置のための QA プログラムを作成するため」の助けとなるガイドラインとして作成され、1998年に公表されたものです。そのスタンスはあくまで QA 担当者が自施設で QA プログラムを作る、そのときの取捨選択の材料とガイドである、という点で他のガイドラインと異なっております。

日本語訳は (案) として 2004 年 4 月に一応の完成をみました。その後、日本放射線腫瘍学会及び日本医学物理学会のいずれも QA 委員会に提出してご批判をいただきましたが、「完成度が高い」というおほめの言葉のほか特に大幅な修正を求められる事項はありませんでした。

一方で放射線治療分野での過誤は投与線量の多さから重大な事故に繋がりがねないことから、わが国で放射線治療の品質管理 (QC)・QA に対する関心が急速に高まっています。この訳 (案) の完成と相前後して放射線治療関係の医療事故が多発し、その多くが放射線治療計画及びその装置に関係し、またその導入時の受け入れとコミッショニングに関係するものであったことは当事者としても誠に残念に思います。そして受け入れとコミッショニングに関して施設側に責任があること、それを解決するため作成されたという TG53 が米国で本来目的としたことは、まさにわが国でも緊急に必要と考えられることから、その内容の微妙なニュアンスまで含めてより正当にご理解いただく必要があると考え、このたび第2版の形で日本放射線腫瘍学会及び日本医学物理学会の関係者の方々に頒布させていただくことと致しました。また「(案)」を削除し、第1版とのごく僅かの違いは巻末の正誤表に明示しました。

ESTRO ではより具体的な放射線治療計画に関する QA が制定されているようです。わが国でも日本画像医療システム工業会がその立場で「高エネルギー放射線治療システム装置受渡ガイドライン」を作成しました。わが国学会の内部でも、日本医学物理学会ではわが国独自の放射線治療計画装置の QA ガイドラインをより具体的に作ろうとする動きがあるのは望ましいことです。またこの TG53 自体は今日の CT シミュレータの QA を扱ってはいないので、その詳細は TG66 (2003 年) を参照する必要があります。様々な動きや制約の中で、しかしながら日本語に訳されたものによって、より詳細にこの TG53 を理解できるかと思い、第2版としての頒布を企図した次第です。疑問な点があれば原典を参照していただき、その上で訳者 (あるいはその代表) にお知らせいただければ幸甚に存じます。

2004 年 11 月

訳者代表 国立がんセンター中央病院放射線治療部 池田 恢

序に代えて

これは米国医学物理学会 AAPM のタスクグループ 53 (TG53) 報告の日本語訳(案)であり、また厚生労働省科学研究費補助金(効果的医療技術の確立推進臨床研究事業)「放射線治療の技術評価と品質管理による予後改善のための研究」平成15年度報告書の第2部になる。われわれは高精度放射線治療、また放射線治療計画装置の品質保証(QA)を行うに当たって班活動の一環としてこの日本語訳(案)を作成した。

この報告の目的は、現代の放射線治療計画の品質保証プログラムを臨床医学物理士が開発・実行するための包括的で現実的な手助け、ガイドであり、AAPM からの「放射線治療のための統合的な QA」に関する先のタスクグループ 40 (TG40) からの最近の報告などを除けば治療計画の品質保証(QA)という主題に関して初めてのガイダンスである。この TG53 の特徴は、TG40 の流れに沿っているが、TG40 はそれ自体がガイドラインであったのに比べ、TG53 は遵守すべきガイドラインの要素は少なく、むしろそれを実施する各施設の臨床的目的や特殊性に応じて施設に計画装置の物理責任者を置き、設置施設での QA 項目の優先順位を決めるなどの作業に当たってのガイドになっている、という特徴がある。

日本語への訳出の作業は粗訳を2003年初めに作り、それをもとに逐一文章訳を行った。これには2003年9月から2004年2月までを費やし、月1回ほぼ全員が集まり訳出した。関係者は五十音順に池田恆(国立がんセンター中央病院)(訳者代表)、鬼塚昌彦(九州大学)、河野良介(放射線医学総合研究所)、佐方周防(医用原子力研究推進財団)、田伏勝義(名古屋大学)、中村譲(埼玉医科大学)、西尾禎治(国立がんセンター東病院)、速水昭宗(大阪大学歯学部)、水野秀之(埼玉県立がんセンター)である。

できるだけ逐語訳を心掛けたが、なかには日本語が定まっていない、あるいは関係者には思いつかない、などのため適切な訳語になっていない部分もあるかとも思われる。あるいは文意が汲み取れない、という場合もあるかとも思われる。その場合には修正を加えたいと思っている。その意味でこの版はなお日本語訳(案)であると思っているので、忌憚のないご意見、ご指導を訳者代表にまでお願いしたい。また、いずれは日本医学放射線学会、日本放射線腫瘍学会、日本医学物理学会、日本放射線技術学会の品質保証関係の委員会に提出してご批判、ご指導をいただいて各学会の承認を受け、あるいは関連業界の担当者などからもご意見を承りたいと考えている。班としては3年間の活動が一段落したが、われわれとしてはサポートが続けば今後も QA 活動を継続するとともに放射線治療計画装置の QA についても眼を向けたいと思っている。またこの日本語訳(案)についてもわが国のこの種のガイドライン作りの足掛かりになるとすれば訳に関係した者達にとって望外の喜びである。

厚生労働省科学研究費補助金(効果的医療技術の確立推進臨床研究事業)「放射線治療の技術評価と品質管理による予後改善のための研究」(H15—効果(がん)—017)

主任研究者 国立がんセンター中央病院放射線治療部 池田 恆



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>

January 14, 2004

Hiroshi Ikeda, M.D.
Head, Division of Radiation Oncology
National Cancer Center Hospital
5-1-1 Tsukiji Chuo-ku, Tokyo
104-0045 JAPAN

VIA Fax: (81-3-3547-5291)

Dear Dr. Ikeda:

The American Association of Physicists in Medicine hereby grants permission for *Hiroshi Ikeda* to translate the material outlined below into Japanese with the understanding that the translation properly reference the original material.

AAPM Task Group report # 53 (Radiation Information for Hospital Personnel (1995)
Radiation Committee.

Whole Task Group Report

Sincerely,

Angela R. Keyser
Executive Director

Med.Phys. 25(10), 1773-1829(October 1998)

**American Association of Physicists in Medicine
Radiation Therapy Committee Task Group 53:
Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning**

アメリカ医学物理学会

放射線治療委員会タスクグループ 53 :

放射線治療計画のための品質保証

Benedick Fraass ^{a)}

University of Michigan Medical Center, Ann Arbor, Michigan

Karen Doppke

Massachusetts General Hospital, Boston, Massachusetts

Margie Hunt

Fox Chase Cancer Center, Philadelphia, Pennsylvania

and Memorial Sloan Kettering Cancer Center, New York, New York

Gerald Kutcher

Memorial Sloan Kettering Cancer Center, New York, New York

George Starkschall

M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Robin Stern

University of California, Davis Medical Center, Sacramento, California

Jake Van Dyke

London Regional Cancer Center, London, Ontario, Canada

(受付 : 1997 年 12 月 15 日; 受理 ; 1998 年 8 月 4 日)

近年臨床の放射線治療計画と計画システムには三次元 (3D) 治療計画システムや原体治療計画・照射技術が含まれてきて、洗練度と複雑さが増した。このため臨床治療計画に適用できる一連の包括的な品質保証 (QA) ガイドラインが必要となった。この文書は、AAPM の Radiation Therapy Committee のタスクグループ 53 の報告である。この報告の目的は、現代の放射線治療計画の品質保証プログラムを臨床医学物理士が開発・実行するための包括的で現実的な手助け、ガイドである。治療計画 QA の需要の範囲は非常に広く、患者解剖の画像から、マルチリーフコリメータ開口からの複雑なビームに関する 3D ビームの記述、3D 線量計算アルゴリズムと線量体積ヒストグラム(DVH)を含んだ複雑な計画評価ツールにまで及ぶ。タスクグループは各施設で

個々に需要に見合った QA プログラムを作成する作業組織を構築することを勧告し、受け入れテスト法や、計画システムと計画プロセスのコミッショニング、ルーチンの品質保証、進行中の計画プロセスの QA の実施に関する問題を提唱する。殊更に特定の QA テストを定めるのではなく、この報告は放射線腫瘍学物理士が臨床現場で包括的で実地的な治療計画 QA プログラムをデザインできるように枠組みとガイダンスを提供する。 1998 American Association of Physicists in Medicine. [S0094-2405(98)03410-5]

キーワード：治療計画、品質保証、3D 治療計画

緒言 PREFACE

この文書は、AAPM の Radiation Therapy Committee のタスクグループ 53 の報告である。この報告の目的は、現代の放射線治療計画の品質保証プログラムを臨床医学物理士が開発・実行するための包括的で現実的な手助け、ガイドである。これは AAPM からの「放射線治療のための統合的な QA」に関する先のタスクグループ 40 からの最近の報告など^{1,2}を除けば治療計画の品質保証(QA)という主題に関しては初めてのガイダンスである。この勧告にもとづき放射線腫瘍学の経験の蓄積を踏まえ、治療計画 QA に関する AAPM 勧告の更なる発展版が出ることを期待する。

原体照射などの照射法の支援に要する治療計画が複雑なことから、近年、支援する治療計画システムに適用し得る包括的 QA ガイドラインの必要性が生じてきた。このタスクグループは AAPM から、受け入れテスト、特徴付け、コミッショニングから臨床システムでの使用のルーチン QA まで、必要な QA の方法とテストの頻度についての見通しと内容について勧告する依頼を受けた。これらの QA 手順は、今後は臨床で使用する治療計画手順の複雑さと機能性に応じて調整されよう。この報告は個々の品質保証プログラムをこの枠内で設計、実行するための全体的な骨組みを提供している。

この報告は放射線腫瘍学物理士が施設で治療計画臨床応用のための QA プログラムを作成する際の援助を目的とする。付録 1 にまとめられている勧告を除き、全般に治療計画システムのベンダーや他のプロバイダが実行すべき QA 活動を議論していない。設計、ソフトウェア工学、テスト、確認、包装、マーケティングやその他、市販の治療計画システムを安全に使用するため準備する多くの重要な QA 作業は、このタスクグループの範囲には含まれない。従ってこの文書は、放射線治療計画の臨床用途のための QA プログラムを作り、維持する際の放射線腫瘍学物理士の責任だけを考慮している。

この報告はまた、治療計画のプロセスでの QA に絞られ、治療計画システムの QA、あるいはコミッショニングについては問題にしない。治療計画システム（ソフトウェアとハードウェア）も広範にテストされるだろうが、治療計画 QA プログラムでは、システムがどう使用されるかや、治療計画プロセスとどう相互作用するかについても考慮しなければならない。だから、自己一貫

性をもって方法についてのチェックを含んでいる治療計画プロセスを作成することは、治療計画 QA プログラムの主な構成要素である。

適切な治療計画 QA プログラムをうまく実行するために、十分な資源を割り当てねばならない。放射線腫瘍学物理士は、放射線治療現場の治療計画のニーズの規模と複雑さを確認するのに十分な時間を割り、その情報を基に適切な QA プログラムを設計し実行せねばならない。治療計画のプロセスはある種の複雑さをもっているため、品質保証の必須項目は、小さい放射線治療施設のものがアカデミックで大きなメディカルセンターのとは何ら劣っているべきではない。

報告の最初（Part A）は放射線腫瘍学管理責任者へ向けた要約である。Part B は、放射線腫瘍学物理士を対象とし、この報告の大部分をなす。Part B はこの Task の概観の輪郭を描き、若干の定義と用語を紹介して、治療計画結果の精度に対する目標を確立するなどの導入で始まる。第2章は治療計画システムの仕様と受け入れテストについて述べる。第3章と第4章とがこの報告の大部分で、計画システムの線量に関与しない部分と線量に関与する部分のそれぞれのコミッショニングにつき記載する。第5章に治療計画システムのルーチンのテストを記述する。第6章では全治療計画プロセスの中で QA を適用する方法を議論する。第7章は、治療計画 QA プロセスの重要な一部であるコンピュータシステムの管理活動をリストに掲げる。最終章にこの Task グループの重要な勧告を要約する。付録1では業者とユーザ双方の責任についての勧告とコメントを示す。付録2は読者にどのようにテスト手順を設計、実施するかアイデアを提供するため、線量に関与しないテスト手順の例を示す。付録3、4と5は、光子線、電子線と小線源治療それぞれに対する線量計算コミッショニングテストの例である。

この報告での多くの用語は、他の AAPM タスクグループの報告のものと共通する：

- ・ 「しなければならない (Shall or Must)」はその活動がさまざまな規制機関から要求される場合に使われる。
- ・ 「勧告する (Recommend)」はタスクグループが、通常はその手順が書かれてある通りに従うべきであると期待するときに使われる。しかし、他の報告や技術、優先事項によりその勧告を修正する場合も生じるかもしれない。
- ・ 「すべきである (Should)」は状況の部分的な分析により、ある特殊な活動が実行される方法を変えるかもしれないことを期待するときに使われる。

この報告では、各現場で治療計画のための包括的な QA プログラムを制定することを勧告する。これは特に放射線腫瘍学物理士に対してであるが、それだけでなく線量測定士／治療計画士、放射線腫瘍医、放射線治療技師や、可能ならコンピュータ支援スタッフまで含めて注意を必要とする多くの仕事がある。特に臨床医療の方向性が小型化や大規模な再編を伴うこの時期に、病院管理者と医療費返済基金のプロバイダが、高品質放射線療法を実施するに当ってこんなに重要な部分となるというある手順について、適切な品質保証の本質を理解することは非常に重要である。コスト減少を考慮しなければならないとしても、それはまず臨床現場で治療計画プロセスの複雑さと効率を確立してから妥協を講じるべきである。ある特定の照射法が確立したとき、適切な QA プログラムがそのプロセス支援のため実施されることは患者の安全と幸福のために必須で

ある。この報告では、我々は経済性や効率を高品質ケアの必要性に釣り合わせようとしてきた。この勧告が社会の中の至る所で使われるようになると、放射線腫瘍学物理士にとってはコストを妥当な限り低く保ちながらも治療の質を改善するため、それらの品質保証のツールとプログラムを改良することが重要になるであろう。

OUTLINE アウトライン

緒言(p2) Preface

パートA：放射線腫瘍学管理責任者のための情報(p8)

Part A: INFORMATION FOR RADIATION ONCOLOGY ADMINISTRATORS

パートB：臨床放射線治療の治療計画のための品質保証(p11)

Part B: QUALITY ASSURANCE FOR CLINICAL RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING

第1章：はじめに(p11) Introduction

1.1. はじめに(p11) Introduction

1.2. 一般的な定義と目的(p11) General Definitions and Aims

1.3. 概観(p12) Scope

1.4. 最初の勧告（この報告書の使い方）(p13) Initial recommendations (how to use this report)

1.5. 治療計画プロセス(p13) The treatment planning process

1.6. 不確定度の原因(p14) Sources of uncertainties

1.7. 要求される許容度と精度(p16) Required and/or desired tolerances and accuracy

第2章：治療計画システムの受け入れテスト(p18) Acceptance tests for treatment planning systems

2.1. 受け入れテスト(p18) Acceptance testing

2.2. 仕様の決定(p18) Determination of specifications

2.3. 受け入れテストの手順(p19) Acceptance testing procedure

第3章：線量の関与しないコミッショニング(p21) Nondosimetric Commissioning

3.1. はじめに(p21) Introduction

3.2. 患者位置決めと固定(p22) Patient positioning and immobilization

3.2.1. 患者固定(p22) Immobilization

3.2.2. 位置決めとシミュレーション(p22) Positioning and simulation

3.3. 画像取得(p22) Image acquisition

3.3.1. 画像のパラメータ(p23) Imaging parameters

3.3.2. 画像取得システムの中のアーチファクトと歪み(p23) Artifacts and distortion in image acquisition systems

3.4. 解剖学的記述(p24) Anatomical description

3.4.1. 画像変換と入力(p24) Image conversion and input

3.4.2. 解剖構造(p25) Anatomical structures

- 3.4.2.1. 3D構造(p26) 3D structures
- 3.4.2.2. 輪郭(p28) Contours
- 3.4.2.3. 点と線(p30) Points and lines
- 3.4.3. 密度表現(p30) Density representation
- 3.4.3.1. ボーラスとその3D密度分布の取り込み(p31) Bolus and editing the 3D density distribution
- 3.4.4. 画像の使用と表示(p31) Image use and display
- 3.4.5. データセットの登録(p32) Dataset registration
- 3.5. ビーム(p33) Beams
- 3.5.1. ビームの配置と定義付け(p33) Beam arrangements and definition
- 3.5.2. 治療装置の記載、限度と読み出し(p35) Machine description, limits and readouts
- 3.5.3. 幾何学的な精度(p37) Geometric accuracy
- 3.5.4. 照射野形状の設計(p37) Field shape design
- 3.5.4.1. 開口部の手作業での入力(p38) Manual aperture entry
- 3.5.4.2. 開口部の自動決定(p38) Automatic aperture definition
- 3.5.4.3. MLCについての特殊な特徴(p39) Special MLC features
- 3.5.5. ウェッジ(p39) Wedges
- 3.5.6. ビームと開口部の表示(p40) Beam and aperture display
- 3.5.7. 補償器具(p41) Compensators
- 3.6. 線量計算の操作上での問題(p41) Operational aspects of dose calculations
- 3.6.1. 方法論とアルゴリズム用途(p41) Methodology and algorithm use
- 3.6.2. 密度補正(p42) Density corrections
- 3.7. 計画の評価(p42) Plan evaluation
- 3.7.1. 線量表示(p42) Dose display
- 3.7.2. 線量体積ヒストグラム(p44) Dose volume histograms
- 3.7.3. NTCP/TCPと他のツールの使用(p45) Use of NTCP/TCP and other tools
- 3.7.4. 複合計画(p45) Composite plans
- 3.8. ハードコピー出力(p45) Hardcopy output
- 3.9. 治療計画の実施と確認(p47) Plan implementation and verification
- 3.9.1. 座標系とスケールの取り決め(p47) Coordinate systems and scale conventions
- 3.9.2. データ転送(p47) Data transfer
- 3.9.3. 照合画像の検証(p48) Portal image verification
- 3.10. 小線源治療(p48) Brachytherapy issues
- 第4章：線量計算のコミッショニング(p50) Dose calculation commissioning
- 4.1. はじめに(p50) Introduction
- 4.2. 自己一貫したデータセットの測定(p52) Measurement of self-consistent dataset
- 4.2.1. 自己一貫性(p52) Self-consistency

- 4.2.2. データ解析、操作および保管(p52) Data analysis, handling, and storage
- 4.3. RTPシステムへのデータ入力(p53) Data input into the RTP system
 - 4.3.1. 一般的な考慮事項(p54) General considerations
 - 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(p54) Computer transfer of data from a water phantom
 - 4.3.3. 手動によるデータ入力(p54) Manual data entry
 - 4.3.4. 入力データの検証(p55) Verification of input data
- 4.4. 線量計算アルゴリズムのパラメータ決定(p56) Dose calculation algorithm parameter determination
- 4.5. 線量に関することの比較と検証の方法(p56) Methods for dosimetric comparison and verification
- 4.6. 外照射ビーム計算の検証(p57) External beam calculation verification
 - 4.6.1. はじめに(p57) Introduction
 - 4.6.2. 要求精度と (または) 達成可能精度(p57) Required and/or achievable accuracy
 - 4.6.3. 光子計算の検証実験(p60) Photon calculation verification experiments
 - 4.6.4. 電子線計算の検証実験(p60) Electron calculation verification experiments
- 4.7. 密封小線源治療における計算の検証(p60) Brachytherapy calculation verification
- 4.8. 絶対線量の出力と計画の規格化(p61) Absolute dose output and plan normalization
 - 4.8.1. 規格化と MU計算に関する QAの一般的ガイドライン(p61) General guidelines for QA for normalization and MU calculation
 - 4.8.2. プロセス内でのステップの検証(p61) Verification of the steps in the process
- 4.9. 臨床での検証(p64) Clinical verifications
- 第5章：定期的な品質保証テスト(p64) Periodic quality assurance testing
- 第6章：毎日の計画過程の一部としてのQA(p68) QA as part of the daily planning process
- 第7章：システム管理とセキュリティ(p70) System management and security
 - 7.1. 管理者(p71) Management personnel
 - 7.1.1. 責任物理士(p71) Responsible physicist
 - 7.1.2. コンピュータシステム管理者(p71) Computer systems manager
 - 7.2. コンピュータシステム管理者のタスク(p71) Computer system management tasks
 - 7.3. データ管理タスク(p72) Data management tasks
 - 7.4. コンピュータネットワーク(p73) Computer networks
 - 7.5. システムセキュリティ(p73) System security
- 第8章：勧告の概要(p74) Summary of recommendations
- 第9章：結論(p77) Conclusions
- 付録1：ベンダーとユーザの責任(p78) Vendor and user responsibilities
 - A1.1. ベンダーの責任(p78) Vendor responsibilities

- A1.1.1. 文書(p78) Documentation
- A1.1.2. ユーザの訓練(p79) User training
- A1.1.3. ソフトウェアの品質保証(p79) Software quality assurance
- A1.1.4. バージョンのアップデート(p80) Version updates
- A1.1.5. データフォーマットのリリース(p80) Release of data formats
- A1.1.6. ユーザとの連絡(p80) Communication with users
- A1.1.7. ベンダーに対する追加の提案(p80) Suggestions for vendors
- A1.2. ユーザの責任(p83) User responsibilities
 - A1.2.1. 責任物理士(p83) Responsible physicist
 - A1.2.2. 文書(p83) Documentation
 - A1.2.3. ユーザの訓練(p83) User training.
 - A1.2.4. ソフトウェアの品質保証(p83) Software quality assurance
 - A1.2.5. バージョンのアップデート(p83) Version updates
 - A1.2.6. データフォーマットの使用(p84) Use of data formats
 - A1.2.7. 教育とベンダーとのコミュニケーション(p84) Education and communication with vendor
- 付録 2 : 線量に関与しないテスト(p84) Example QA tests
- 付録 3 : 光子線線量計算のコミッショニング(p91) Photon dose calculation commissioning
 - A3.1. 深部量(p92) Depth dose
 - A3.2. 出力係数(p92) Output factors
 - A3.3. オープン照射野のデータ(p93) Open field data
 - A3.4. 患者形状の影響(p93) Patient shape effects
 - A3.5. ウェッジ(p94) Wedges
 - A3.6. ブロック(p94) Blocks
 - A3.7. マルチリーフコリメータ(p95) Multileaf collimator
 - A3.8. 非対称照射野(p96) Asymmetric fields
 - A3.9. 密度補正(p96) Density corrections
 - A3.10. 補償材(p97) Compensators
 - A3.11. 人体ファントム(p97) Anthropomorphic phantoms
- 付録 4 : 電子線の線量計算コミッショニング(p98) Electron dose calculation commissioning
 - A4.1. 深部線量とオープン照射野(p98) Depth dose and open fields
 - A4.2. 出力係数(p99) Output factors
 - A4.3. 拡大された距離(p99) Extended distance
 - A4.4. 整形照射野(p100) Shaped fields
 - A4.5. ECWGテストケース(p100) ECWG test cases
- 付録 5 : 密封小線源の線量計算のコミッショニング(p102) Brachytherapy dose calculation commissioning

- A5.1. 線源入力法(p103) Source entry methods
- A5.2. 線源管理簿(p104) Source library
- A5.3. 線源強度と減衰(p105) Source strength and decay
- A5.4. 単一線源の線量計算(p106) Single source dose calculations
- A5.5. 複数線源の線量計算および最適化アルゴリズム(p108) Multiple source dose calculations and optimization algorithms
- A5.6. 全体的なシステムテスト(p108) Global system tests
- A5.7. 他のテスト(p109) Other tests
- 文献(p110) References

PART A : INFORMATION FOR RADIATION ONCOLOGY ADMINISTRATORS

パートA：放射線腫瘍学管理責任者のための情報

正常組織の合併症を最小限にし、治癒・局所制御を得ることががんの放射線治療の目的である。患者照射に適用される詳細な技術について決定していく点で、治療計画のプロセスは、その目的を達成するための手助けになる。用語「治療計画」は、時には主にコンピュータによる線量分布の作成と、治療の時間またはモニタユニットの計算のような線量計算手順に関連する手順と狭義に解釈された。実際には、治療計画は単なる線量計算の実行より非常に幅広いプロセスであり、患者の治療計画の全ての段階を含む。

- ・ 治療計画プロセスでの第一段階は、患者の位置決めと固定法で、治療に最適な患者の位置が決まり、治療の間、患者がその位置で留まるために必要な固定具が作られる。
- ・ 次に患者の腫瘍（標的体積）のサイズ、範囲や部位、及び正常器官や外部輪郭の解剖位置との関係を、決定せねばならない。このステップ（位置決めまたはシミュレーションと言う）では、腫瘍と正常器官の画像を作り、患者の外部輪郭を得るため、特別な器材（シミュレータ、CTシミュレータ、CTスキャナ、その他のイメージング手段）を使う。全てではないが、ある症例では、照射野はこのステップを通じて計画され、即ち「シミュレート」される。例えば以前の放射線療法、同時併用化学療法やその他の放射線に感受性のある状況などの情報は計画プロセスに組み入れなければならない。
- ・ 上記の初め2つの手順が完了して初めて、従来の「治療計画」あるいは「線量計画」が開始できる。治療計画プロセスでのこの段階はコンピュータ化放射線治療計画システム

（RTPシステム）を使って実施する。RTPシステムは、コンピュータ・ソフトウェア、グラフィック表示を含む少なくとも1台のコンピュータ・ワークステーション、患者および治療装置情報の入力装置と、患者の治療・記録のためのハードコピー・プリントアウトを得る出力装置から成る。位置決めとシミュレーションにより得られた患者の解剖学的情報と照射野情報をすべてRTPシステムに入力する。必要な照射野が設定される。治療計画装置で患者体内の線量分布が計算され最適化される。最終の治療計画を放射線腫瘍学物理士

が評価し、放射線腫瘍医が承認する。

- ・ 治療計画プロセスの最終段階は計画の検証で、治療の開始前に計画した治療の精度をチェックすることである。この段階で、患者は「計画の検証」シミュレーションまたは「セットアップ」(患者の治療機器上でのシミュレーション)などの手順を追加するため放射線治療部門に戻ることもある。追加のX線撮影画像を撮ることもある。そして計画通りに治療装置から患者に照射するため、治療情報は計画システムから他のコンピュータ・システム(記録照合システム、治療遂行システム)に移されることもある。

上述から明らかに、治療計画プロセスとはその全体からして多職種の人員の労力を伴った入り組んだ複雑な一連の仕事である。

過去10年の間に治療計画と治療計画システムはものすごく複雑さと洗練の度合いが増した。従来のRTPシステムでのソフトウェア機能に加え、洗練されたオプションである三次元(3D)表示やbeams-eye-view(BEV)表示、digitally reconstructed radiographs(DRRs)、三次元線量計算と表示、DVHのような計画評価ツールなどが最新のシステムでは標準仕様になった。治療自体がより複雑になるにつれ治療計画プロセスはさらに複雑になるかもしれない。たとえば、electronic portal imaging(EPI(D))、マルチリーフコリメータ(MLC)とコンピュータ自動制御による治療の実施は、すべて患者ケアと治療実施効率を良くする可能性をもたらすオプションであるが、その施行と品質保証のためには治療のコミッショニングと計画レベルの双方でさらに人員労力の増加が必要となる。

ICRU³は、照射線量が定められた処方線量の5%以内に投与されるよう勧告している。これは、治療プロセスの個々のステップ(治療計画を含めて)の中の不確定度が、引用された5%より有意に少なくあるべきということで、価値ある目標である。毎日のように自然にしばしばランダムに生じる治療遂行上の小さい誤差と異なり、治療計画プロセスで生じる不確定度または誤差は、全治療コースを通じて系統的で一定になりやすい。したがって、それは腫瘍制御および/または正常組織合併症の不利益が大きくなる可能性を内包している。ICRU勧告と一致する、系統誤差の可能性を最小限にする厳しいQA必要条件が要求されることは明らかである。

治療計画 QA プログラムの特定な目的が ICRU 線量投与標準を満たすこと、および計画と治療遂行システムにおいて増加した複雑さ・洗練度に関連した特定の QA 問題に取り組むことを含むにしても、全体的な目的は放射線治療患者のケアの向上であるべきである。その目標に合わせるには、治療装置と画像装置、コンピュータ治療計画システム、コンピュータ・データ収集システムとファントムのような放射線測定装置などの適切な器材を必要とし、それとともに放射線腫瘍医、放射線腫瘍学物理士、線量測定士と放射線技師など全ての専門分野で十分な職員を置くことが必要である。実際に新しく、洗練されたシステムがある部門に導入されたときは QA プログラムのために必要なスタッフを現実的に評価することが大切である。明らかに複雑さが加わっている治療計画システムの安全使用を保障するにはもっと多くのスタッフが必要で、それによって複雑な QA 手順を実際に完了させられる。従って、現代の 3D 治療計画には必要条件ではないが、Blue Book⁴に記載された職員レベルの数を放射線治療施設が最小限でも置くべきであるとする

タスクグループ 40 の勧告²に我々は同意する。

TG 40 の報告²にあるように、ある施設のための QA プログラムはその施設の QA 委員会で作り、治療計画 QA プログラムはその施設委員会で再検討と承認を受けるべきである。治療計画プロセスのための QA、治療計画システムのための QA がまず放射線腫瘍学物理士の責任下にあることは、このタスクグループの意見である。けれども他の施設メンバーの支持は、プログラムの成功にとって必須である。総合的な放射線腫瘍学 QA に関する施設内のさまざまなメンバーの責任分担はタスクグループ 40 に示されているが、それらの勧告について、治療計画 QA での各グループの役割をさらに強調する形で以下に再掲する*。

*TG40 の用語の日本語訳とは異なる。

放射線腫瘍医 *Radiation oncologist*

放射線腫瘍医のみが線量処方、腫瘍や関連する標的体積の位置決め、あらゆる線量測定上の制約、あるいは正常組織の線量制約を含む治療計画プロセスと、治療計画の最終的な承認という重要な側面に対して責任がある。彼らは、相応の委員会 (American Board of Radiology またはそれと同等なもの) より証明を受け、適切な州の免許証を所持しているべきである。

放射線腫瘍学物理士 *Radiation oncology physicist*

放射線腫瘍学物理士は、治療計画の QA プログラムの立案と実行に対してまず責任がある。物理士は、患者のため治療計画システムへの入力を要するデータを作り、指示して、全てのコンピュータ線量測定計画をチェックする。さらに実行すべきテスト、許容度とテスト頻度を含む治療計画の施設 QA プログラムを決定する。また、QA プログラムにより判明する矛盾や問題を理解して適切に対応する。放射線腫瘍学物理士は ABR の Radiation Oncology Physics の、あるいは ABPM (あるいはカナダの同等組織) で認定され、州の専門資格を持つことを勧告する。

診療放射線技師 *Radiation therapist*

診療放射線技師はしばしば特に患者の位置決めと固定、シミュレーションあるいは位置決め、計画確認という治療計画プロセスのいくつかに関与し、あるいは責任がある。診療放射線技師は機器の誤動作または故障を見つけることができ、機器操作の安全限度を理解し、また治療計画のエラーが生じたときに器材か、患者関連の問題か、操作者の間違いかを判断できなければならない。診療放射線技師は American Registry of Radiologic Technologists による Radiation Therapy Technology での認定証明書あるいはそれと同等のもの、および州限定でない免許証を持つことを勧告する。

医学放射線線量測定士 *Medical radiation dosimetrist*

医学放射線線量測定士は患者のデータ取得、放射線治療の設計と、手計算あるいはコンピュータ利用による線量分布計算に責任をもつ。放射線腫瘍学物理士と放射線腫瘍医の指示を受け、線量測定士は各患者の選ばれた治療計画を作成し、文書化する。最終的には、放射線腫瘍学物理士によりチェックされ、放射線腫瘍医により承認される。線量測定士は、また治療計画 QA プログラムの種々の側面で、放射線腫瘍学物理士を助ける場合もある。医学線量測定士が Medical Dosimetry Certification Board の専門資格を有するか、できれば、少なくとも学会認定と同等の資格

を所有することを勧告する。

まとめると、治療計画プロセスとは部門内の多くの人々により実行される多数の複合のステップを経ることを理解することが重要である。治療計画のための QA プログラムは、したがって、プロセスを全体として目的視せねばならず、全体を通した不確定度が蓄積された場合の効果を評価しなければならない。強力な QA プログラムが作られ、適当な器材、人員と時間が実行のために利用できることを必須にするためには、以前に比べ治療計画が複雑になっていると繰り返し主張することは重要である。治療計画のための QA には臨床上での側面、物理上での側面、あるいは管理上の側面がある。そして、多くの人によるチームワークが実施を成功に導くのに必要である。

Part B: QUALITY ASSURANCE FOR CLINICAL RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING

パート B : 臨床放射線治療の治療計画のための品質保証

第 1 章 : はじめに

1.1. はじめに Introduction

治療計画プロセスの正確な遂行と放射線腫瘍学物理士の重要な責任を保証しつつ、放射線治療計画(RTP)は既に永らく放射線治療の過程での重要な一部としてありつづけてきた。近年三次元 (3D) 画像とそれに基づく計画が多数の臨床現場で始められるとともに、いよいよ治療計画 QA のための包括的プログラムの必要性がより明確になり始めた。AAPM の TG 40 は近年、治療プロセスでの QA 指針を発行した²が、これは治療計画の QA についての非常に一般的な議論に留まっている。そこで我々はこの報告で、放射線腫瘍学物理士が現場で使われる治療計画システムとそのプロセスのために、適切な QA プログラムを作成するための方法論を提唱する。その QA プログラムは施設間では大きく異なるであろうが、各施設の QA の努力を最も重要な領域へ向けるようにこの報告は使われるべきである。

1.2. 一般的な定義と目的 General Definitions and Aims

放射線治療計画プロセスとは、腫瘍制御のため、患者に大線量を与えるのに使われる放射線(あるいは小線源)のビーム数、方向、タイプと性質を決めるプロセスと定義される。しばしば治療計画は治療計画者と医師が標的体積の決定、ビーム方向と形状の決定、線量分布計算、線量分布評価の作業の各過程で、コンピュータ治療計画システムの助けを借りて実施する。RTP システムは、ソフトウェア・パッケージ、ハードウェア・プラットフォームと周辺装置から成る。診断検査 (画像、X 線写真、その他の検査)、臨床での所見やその他の情報は、質的あるいは量的

に取り入れられる (CT 画像情報による患者解剖モデルの作成が一例)。治療計画プロセスは、必要な画像を得ることの評価から毎日の治療の精度分析まで、幅広い作業範囲を含む。この治療計画プロセスの幅広い定義は 1.5 節で更に記載される。

臨床放射線治療の治療計画のための品質保証に関するこの報告の目的は、QA プログラムを作るとき、考慮すべき問題を詳述することである。異なる施設間では治療計画の能力とその臨床利用に大きな相違がありえる。従ってこの報告は各施設で適用すべき標準 QA プログラムについて定義するものではない。むしろ、各施設の放射線腫瘍学物理士は、この報告を通覧し、そのガイドラインを使って最重要の問題を決め、そして RTP QA プログラムをその問題に集中させるべきである。各施設での QA プログラムの骨格の例はここに見出されるが、その具体的な詳細は個々に決定されるべきである。

1.3. 概観 Scope

過去数十年に亘り治療計画システム内、治療計画プロセス内では、通常は線量計算の結果と関連事項、即ちウェッジ角度の選択程度のことだけが決められていた。計画の多くは医師により、多くはシミュレータで行われ、ビームの数と方向、照射野サイズ、照射野形状、その他関連事項がすべて決められた。このような環境での QA 業務は線量計算関連の問題に絞られていたのは自然であった^{5,...10,1}。

しかし今日多くの施設で 3D 治療計画における能力の飛躍的な増大につれ、RTP 内部で決められる治療に関する決定の重大さと複雑さも飛躍的に増している。完全な 3D 計画により、治療すべき領域、正常組織線量の重要性、ビームの方向とエネルギー、照射野サイズ、ビーム開口部、その他多くのいかに患者を照射するかに関連した問題の決定は、治療計画者、医師および物理士の共同により治療計画の過程で行われる。RTP QA プログラムの概要はこれに伴い著しく増えるに違いない。従ってこの報告は全ての治療計画プロセスにまで広がり、計画の線量計算と表示だけに限定はしていない。

近年、治療計画の QA への努力の範囲を広げる数多くの試みがなされてきた^{11...17}。Van Dyk らの Ontario Cancer Institute, Ontario Cancer Treatment and Research Foundation からの報告は治療計画コンピュータのコミッショニングと QA に関する勧告を含んでおり¹⁸、治療計画に関わる全ての放射線腫瘍学物理士が、慎重に通覧すべき RTP QA へのアプローチについての非常に価値ある記述である。しかし、その報告では画像情報に基づく 3D 計画装置の利用度と使用の増大につれ重要性を増した問題の多くを扱わなかった。

この報告では治療計画プロセスのための QA プログラムのデザインへの包括的な取り組み方を記載する。取り組むべき QA 項目を以下に示す：

- ・ RTP システム導入の際の受け入れテストと仕様の確認 (2 章)
- ・ 計画の線量に関与しない側面からのテスト、文書化と特徴化 (3 章)
- ・ 計画システムの線量に関与する側面の測定、テストと確認 (4 章)
- ・ ルーチンの QA テスト (5 章)

- ・ 計画と治療の全過程を通じての治療計画の臨床使用での QA (6 章)
- ・ QA プログラムの一部としてのコンピュータ・システムマネジメント (7 章)
- ・ ソフトウェアの品質保証とベンダーサポート領域でのベンダーと使用者の責任。但し、この議論は報告の非常に重要な部分ではあるが、QA プログラムの主要な部分である直接の活動内容より、むしろベンダーとユーザとの間の相互活動を扱うので、付録 1 に含めている。

1.4. 最初の勧告 (この報告書の使い方) *Initial recommendations (how to use this report)*

この報告書を読者に理解し効果的に使用していただくためのいくつかの勧告を表 1-1 に示す。

表 1-1. 一般的勧告と使用のガイドライン *General Recommendations and Guidelines for Use*

1. この報告は、十分な RTP QA を行うためにしなければならないすべての処方箋的な項目リストではない。施設が RTP QA プログラムを作成するとき、考慮すべき問題についての包括的な要約を目的としている。施設はこの報告で列挙される項目の全てを実行する必要はない。
2. このタスクグループは、ある特定の計画システムのユーザ同士が、ベンダーの援助の有無に関わりなく、それに必要な包括的 QA の作成、実行に関してお互い結束して助け合うべきことを勧告する。どんな施設でも 1 施設だけでは複雑な商用計画システムに適切とされても全ての品質保証を実行することは出来そうにない。
3. 各施設が内部で治療計画のために 1 人の放射線腫瘍学物理士を「責任物理士」として任命することは非常に重要である。この地位は、その特定の治療計画システムの実施、品質保証と施設内の臨床用途に対する全責任を示し、ベンダーの RTP サポートあるいはその他施設外部の治療計画関係者との最も適当な接点となる。
4. 治療計画システム・ベンダーは、重要な QA とテストの要求項目がある (付録 1 参照)。しかしこの報告ではその施設で適切な放射線治療計画システムの使用を保証するために放射線腫瘍学物理士が実行すべき仕事の種類についてのみ述べている。
5. この報告はいわゆる「3-D RTP システム」といわれる RTP システムだけに関連する多くの問題の議論を含むが、それより高度あるいは複雑でない RTP システムを持つ施設もこの報告を利用すべきである。問題のいくつかは、より単純な計画システムではより簡単に扱われているが、そうであっても計画プロセスのシステムのどこかで、問題は明確にしる暗黙のうちにしる必ず存在している。いずれにしても、治療計画のプロセスは同じように分析されるべきであり、また、QA プログラムはその状態に見合わせて適切に修正すべきである。

1.5. 治療計画プロセス *The treatment planning process*

1.2 節で述べたように治療計画プロセスとはどのように放射線治療を実践するか決定に関連する全活動を指す。表 1-2 に治療計画プロセスの一般的なモデルを挙げる。このモデルは施設特有の詳細にわたることを全て含むつもりではなく、ほとんどは主要部分のみを取り上げている。

表 1-2. 臨床治療計画プロセス *The Clinical Treatment Planning Process*

1. 患者の位置決めと固定 *Patient Positioning and Immobilization*

-
- ・患者の参照点あるいは患者の座標系の確定。

2. 画像取得と入力 Image Acquisition and Input

- ・CT、MR その他の画像情報の取得と計画システムへの入力。

3. 解剖情報の定義 Anatomy Definition

- ・正常臓器とリスク臓器の構造についての輪郭と表面の規定と表示。
- ・最初のシミュレーション輪郭、フィルム、患者の位置情報、その他全ての情報 (CT, MR 画像など) の幾何学的 (立体的) 登録。
- ・標的輪郭の規定と多数の画像からの標的情報の取得、表面処理を用いた三次元外輪郭の作成。
- ・CT からあるいは他の領域密度指定の情報からの電子密度表示の作成。

4. ビーム／線源の技術 Beam/Source Technique

- ・使用するビームまたは線源配置の決定。
- ・Beam's eye view 表示の作成。
- ・照射野の形成 (ブロック、MLC)。
- ・ビーム修飾用具 (補償フィルタ、ウエッジ等) の決定。
- ・ビームまたは線源の重み付けの決定。

5. 線量計算 Dose Calculations

- ・線量計算のアルゴリズムと方法、計算グリッドとウインドウなどの選択。
- ・線量計算の実行。
- ・線量の相対値と絶対値の規格化の設定。
- ・処方線量の入力。

6. 計画の評価 Plan Evaluation

- ・2D あるいは 3D での線量分布表示の作成。
- ・視覚による比較。
- ・DVH の解析。
- ・NTCP/TCP 値の算出、解析。
- ・自動最適化ツールの使用。

7. 計画の実施 Plan Implementation

- ・計画通りに実際の患者を配置 (計画検証シミュレーションで実行される)。
- ・モニタユニットまたは挿入時間の算出。
- ・ハードコピーの出力。
- ・記録・検証システムへの計画の転送。
- ・治療装置への計画の転送。

8. 計画の再確認 Plan Review

- ・実施前の計画のあらゆる側面からの再確認。
-

1.6. 不確定度の原因 Sources of uncertainties

治療計画は多くの不確定度を含んでいて、すべてが計画と治療の精度に影響を及ぼしうる。

QA の見地からは、各々の不確定度を見積もり、その結果予想できる計算した線量分布での不確定度を決定すべきである。いくつかの不確定度の原因を以下に示す。

- ・患者の位置決め Patient localization

CT スキャン、シミュレーション、治療その他一連の手順の間での、臓器運動まで含んだ患者の動きがあると、照射ビームに関して患者、標的および／または正常リスク臓器構造の位置が不確定となる。

- *画像情報 Imaging*

画像情報の転送、変換または画像データの使用に関して問題があると、それは解剖部位とビームとの関係で幾何学図形の不確定度の増加につながる。複数の画像手段を使用すると、各々で幾何学的な画像セットを登録する必要があり、更にこの問題を増幅させる。不確定度が増すことは幾何学的歪み[MR の場合]、あるいは／または解像度に乏しいこと[PET、SPECT の場合]により生じる。

- *解剖情報の定義 Definition of the anatomy*

患者の解剖モデルを定義するのが不正確であると、これは全ての RTP プロセスの中で最も大きな不確定度の原因の 1 つとなりうる。関係する各ステップ（輪郭抽出、輪郭のメッシュ化、表面および体積測定表示を作ること）で、幾何学図形の不確定度を含む。さらに、医師による腫瘍、標的体積の描出は医師に大きく依存し、複数医師の間であるいは同一医師でも異なった時期で相違することは示されている^{19,20}。

- *ビーム情報の確定 Establishment of beam geometry*

治療計画のビームの幾何学的精度は、各々の機械パラメータの精度と許容度に、また毎日の治療でのセットアップ誤差の頻度と大きさに依存する。誤差頻度が 1% という桁で記載されている²¹。コンピュータによる記録・照合システムやマルチリーフコリメータ (MLCs) の使用でこれらエラーの一部が減るかもしれないが、ランダムエラーの予防を助ける代わりにシステム誤差がより多くなるかもしれない。

- *線量計算 Dose calculation*

不確定度の原因はもともとの測定データの正確さ、機械出力の安定性、測定機器の精度と感度、データ分析の品質、データの RTP システムへの転送やそのデータの使われ方を含む。計算アルゴリズムに関連する不確定度は、不適切な物理モデル、適切な物理情報の不足、不適当な近似、大き過ぎる計算グリッドの使用、不十分なパラメータ化や基本アルゴリズム自身の制約やそれを使用する上での制約によって起こる。

- *線量表示と計画の評価 Dose display and plan evaluation*

線量表示での不確定度は、大部分は線量分布の表現がどれくらい正確かに依存するが、また、与えられた情報がどれくらい明らかに示されるかにも関係する。Dose Volume Histograms (DVH) は解剖学的定義、対象を表す方法、線量計算グリッドの解像度と範囲、DVH 作成の根底にある方法論の解像度、およびいかに DVH が示されるかに影響を受けやすい。Normal tissue complication probability (NTCP) や tumor control probability (TCP) のようなツールが使用される場合には、それらのモデルの信頼度と臨床的信用度は、モデルをパラメータ化するのに利用される限られた臨床データとともに考慮せねばならない。

・ 計画の実行 *Plan implementation*

エラーは、計画を患者記録（カルテまたは電子カルテ）に転記する場合の写し違い、患者や計画セットアップの不十分な記載がある場合では治療者の誤解によっても生じる。

1.7. 要求される許容度と精度 *Required and/or desired tolerances and accuracy*

治療計画にとって要求される、あるいは達成可能な精度を決定することは RTP QA プログラムの作成上では非常に難しい部分である。ここで我々は勧告値の表を提示しない。なぜならある種の計画システムで達成可能なことが別のシステムでは明らかに全くできない、ということがあるからである。(1)施設に特有なある臨床範囲に対応した RTP システムでの精度の決定、および(2)その精度に関する期待値が、どんな特定の臨床状況で、つくられた治療計画の種類その他の施設状況のために修正されなければならないか、を決定することは、放射線腫瘍学物理士の責任である。

我々は RTP システムにおいて期待する洗練度の範囲がどれだけ異なるかについて、例として 2 つの異なる治療計画システムのさまざまな側面での期待精度を提示する：

- ・ 「Traditional」これは、2D 治療計画のプロトタイプで、輪郭入力の手入力である（CT データはない）。軸方向ビームだけを使用し、ブロック・補償フィルタを使用しない。そのためビームからの線量分布計算のデータは 2D モデルしか入れていない。
- ・ 「3D」これは完全な 3D システムで、通常の治療機器の可能なすべてを搭載し、現代の 3D 電子線ペンシルビーム計算法、3 次元散乱、3 次元不均一補正、その他を考慮に入れた現代の 3D 光子ビーム計算法を含む。

表 1-3 では、上記の 2 種類の計画システムで到達できるであろう精度の範囲を提示する。

表 1-3. Traditional と 3-D RTP Systems との間の相違事項として選択されるかもしれない、一般に達成できる許容度の選択の幅の背景となる理由づけをこの表は示す This Table Illustrates the Reasoning Behind the Choice of Ranges of Generally Achievable Tolerances Which Might Be Chosen as a Demonstration of Differences Between "Traditional" and "3-D" RTP Systems

項目 Issue	従来法 Traditional	3-D	理由 Reasons
体横断面での輪郭の入力 Entry of axial contours	0.3cm	0.1cm	従来法での輪郭は機械的に得られ、3-D では CT から得られる。
Clinical target volume (CTV)が与えられたときの体横断面での planning target volume (PTV)輪郭の生成 Creation of planning target volume(PTV) axial countours, given a clinical target volume(CTV)	0.5cm から 1.0cm (注： 原文では 10cm と記載)	0.3cm	従来システムは CTV の周りに 2-D で PTV を手書きで描く。2-D 輪郭の他の面への拡張は不正確である。3-D システムではソフトにより CTV 周りから 3-D 拡張の形で PTV を生成できる。

標的輪郭生成のための MRI の使用 Use of MR images for target delineation	1.0–2.0 cm	0.2–0.5 cm	従来システムは登録と輪郭転送がすべて手作業。3-D システム登録では最良 2mm の再現性があり、歪み補正、MRI 輪郭の CT データへの転送が可能。
ビーム位置精度 Beam location resolution	0.5cm	<0.1 cm	従来システムではビーム中心が計算軸上あるいはその CT 上でしか計算が出来ない。3-D システムではどんな特定のアイソセンター座標でも計算出来る。
コリメータ設定 Collimator setting	0.5cm	0.1cm	ジョウの位置の精度は一般的には 1mm だが従来法では照射野幅・長さを精度 0.5cm 程度にしか規定できない。
開口部の定義 Aperture definition	0.3cm あるいはそれ以上	0.1cm	従来法の初期システムではブロック形状は形成されないがデジタイザで入力可能なものもある。3-D システムではコンピュータで形成された開口部を使える。
絞り込みと開口部の表示 Collimation and aperture display	数 cm までいろいろ	0.1cm	従来システムでは開口部形状や広がり効果を表示できないものもある。
ガントリー角度 Gantry angle	1 度	<1 度	3-D システムでは一般的には 0.1 度である。
寝台とコリメータ角度 Table and/or collimator	規定なし	<1 度	従来システムでは許容されず、表示もされなかった。
中心軸面でのビーム幅の 80% 領域での線量 Dose central 80% of beam width, central axis slice	1%	1%	従来法のビームモデルは実測値を再構築する。一方 3-D システムではこの状況で必ずしも実測値によらないので良くなっていないかもしれない。
非中心軸面でのビーム幅の 80% 領域での線量 Dose central 80% of beam width, non-axial slice	>10%	1%	従来法のビームモデルはビーム軸外での振る舞いを扱っていなかった。3-D モデルでは正確さは軸方向と非軸方向とは同じである。
オープン照射野での半影部 (80%–20%) の線量 Dose in penumbra(80% to 20%), open field	2–5mm	1–5mm	グリッド効果、モデルに依存する。
ブロックの入った照射野の規格化点の線量 Dose to normalization point in	10%	2%は達成可能 (たぶ	従来法のブロックの入った照射野の規格化点の線量は水ファントムで計測した矩形オープン照射野で

blocked field		ん)	の中心軸面でのビームによる規格化のみ。3-D の規格化ではブロック下の散乱や不均一効果その他あらゆる効果を含む。
ブロック下の線量 Dose under block	>100%	2%	従来法ではブロックは扱えないので、ブロック下では大きな誤差を生じる。3-D モデルではおそらく精度 1-2% でブロック下の線量を計算できる。
ブロック半影部での線量 Dose in block penumbra	>1cm	1mm	従来システムではブロック半影はモデル化されていない。
DVH の精度 DVH accuracy	規定なし	多くの要素に依存する	DVH の精度は、線量計算グリッド、関心領域のグリッドの体積測定、対象の区分化の精度、ヒストグラムのビンサイズ、計画の規格化に依存する。
予測された NTCP 値 Predicted NTCP value	規定なし	モデルと入力データに依存	DVH と NTCP モデルがあれば、NTCP 計算は検証できる。しかし、臨床上での精度または適合性についてはこの報告の範囲を越える。

第 2 章：治療計画システムの受け入れテスト Acceptance tests for treatment planning systems

2.1. 受け入れテスト Acceptance testing

QA テストは、時々受け入れテストと混同される。この報告では、受け入れテストを次の意味で使用する：受け入れテストとは、RTP システムがその仕様書通りに稼働することの確認のために行うテスト。RTP システム仕様書に少ししか手を入れない場合は、受け入れテストを設定する必要や可能性はほとんどない。受け入れテストは RTP システム取得の際にある人が(1)これが種々の状況下でどのように動くべきかを知りたい場合、(2)システムが仕様通り設計され稼働するということを照合するため、公式受け入れテストを行えるようにしたい場合に、厳密で注意深い仕様決定の必要性を浮かび上がらせる。

2.2. 仕様の決定 Determination of specifications

現代の 3D RTP システムの仕様書の作成に関する詳細な議論は大きい作業で、この報告の範囲を超えるが、短い 2、3 のコメントをここに記す。

仕様書は、量を測れるか調査できるか測定できるかに関する合理的な制約でなければならない。例えば線量計算での 2% の精度を要求する仕様書を書くのは、意味がない。あまりに漠然としている。どこで？ どんな状況下で？ どんな入力ビームデータで？ 加えて、ベンダーは概して

個々の施設データについて品質のテストや検証をできないから、仕様書を充足することは通常施設特有のビームデータに依るべきではない。

仕様書にふさわしい項目は、大きく 3つのカテゴリーに分けられる：

- ・ コンピュータ・ハードウェア：
CPU のほか、RTP システムの一部となる表示モニタ、プリンタ・プロッター、テープドライブなど全ての周辺装置を含む。
- ・ ソフトウェアの特徴と機能：
ソフトウェア特徴仕様書の多くは、量的表現よりむしろはい・いいえ、またはある・なしタイプにする。
- ・ ベンチマーク・テスト：
ベンチマーク・テストの実施により、特定のビームデータ、特定条件下での線量計算アルゴリズムの精度がわかる。計算時間もまた計測できる。

放射線腫瘍学物理士が既製の特定システムの選択でなく新しく RTP システムの購入のために仕様書を書くのであれば、まずその施設でのニーズと必要条件を慎重に評価せねばならない。これには治療計画システムが将来どのように使われるかの評価をも含む。単なる線量計算能力だけでなく治療計画プロセスの全ての側面を考慮すべきである。どんな機能と能力が必要か？使われる入力方式は何か？（どのベンチマークテストで示される）どのレベルの性能が望ましいか？これらの必要条件は、その後、量的表現で記述し、テストすることが可能な仕様書に翻訳する必要がある。表 2-1 で例示されるように、仕様書自体は各々の項目と要求仕様を明瞭に定義すべきである。理想の仕様書ができたなら、物理士は仕様書の最終合意に達するためにベンダーと交渉する必要がある。

表 2-1. 線量計算精度の仕様の例 Example Dose Calculation Accuracy Specification

NCI の ECWG 電子ビームデータセットは、システム内にある 3-D 電子ペンシルビーム法による線量計算の精度についての一連の線量計算確認検査のために使うものである。

1. ベンダーは、アプリケーションサイズが 6x6, 15x15 で、それぞれ SSD 100 と 110 でオープン照射野での電子ビームの線量計算が、投影照射野の中央部 80%領域で、ECWG の測定データと $\pm 3\%$ の範囲で一致すること、また 10,20,50,80 および 90%等線量曲線（ビーム中心軸の d_{max} を 100%とした相対値）がそれぞれの測定による曲線の 2mm 範囲内にあることを示さねばならない。

2. ベンダーは…

2.3. 受け入れテストの手順 Acceptance testing procedure

仕様書には特定のテストをあらかじめ想定して書くべきである。テストの手順がそのテスト対象を実際にテストできているか、それで仕様が満足されることが決められると確認することが重要である。考え方は、必要な全体の仕事を最小にし、なおかつ QA とコミショニングテストやその他の受け入れテストとも至適に関連させた形に正確な手順とテストの順序を考えるべきである。それから手順は、個々の詳細手順を明瞭に記した文書として書くべきである。使用手順はユ

ーザとベンダーによって合意されねばならない。

受け入れテストはシステムの設置後でか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テスト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。

受け入れテストの結果は注意深く、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、受け入れテスト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 discription	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、非対称のジョウでの照射野、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 discription	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テスト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テスト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。次の部分は計画の文書化、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」の総合テスト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、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 とコミッショニングについては、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 3.4.5.5 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： ・ 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： ・ 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	・ 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)	・ 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。

構造定義 Structure definition	- 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に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: 鋭くとがった輪郭、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。	これらのテストは、アルゴリズムが通常正しく機能するということをユーザに納得させるべきである。
------------------------------	--	--

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、その後の一連の輪郭から 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
手動輪郭獲得 Manual contour acquisition	- 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認するために 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。	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。
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)	- 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。	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。
2-D 画像上での輪郭描出 Contouring on 2-D images	検証: - 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。 テストに含むべきかもしれない: - スキャンしたファントム上への構造	C T 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。

	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。 - 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。	
輪郭自動追跡 Autotracking contours	- 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、スキャンファントム、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ゾートされる。	- 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。
二股構造 Bifurcated structures	以下のような問題の分析： - そのシステムは特定構造について1スライス当たり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。	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。
投影画像 (DRRs、BEVs) 上の輪郭 Contours on projection images(DRRs, BEVs)	- 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。	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。
CT スキャン上の輪郭 Contours on CT scans	投影画像で行われるテストと同じ。	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。

表面からの輪郭抽出 Extractiong contours from surfaces	実施の場合の一般的限界と機能の決定： ・ 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？	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。
---	--	---

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	・ 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 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	- 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	- 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、一般的コミッションテストの際と、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}を参照するべきである。

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

- ・ 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
- ・ 電子線アプリケーション
- ・ 皮膚コリメーション

ウェッジ Wedges

- ・ 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

- ・ 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

- ・ 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 値の限度、MU 値／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	- 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／または特定的手段
- ・個々のジョウと 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 conventions	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、使用期間中ずっと使われることを検証する。	この問題は治療に関するシステム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システム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システム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、システムエラーを見逃

	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 environment	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、以下に列举される：

- ・ 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。

電子線アプリーケータ Electron applicators	電子線アプリー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、BEV 表示³⁵にマウスで描く、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 <i>room view</i> 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テストせねばならない。	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。

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 RTP QA 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	- 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。 - 放射状ビームの投影と開口部辺縁を検証する。 - 異なるいくつかの SSDs と投影距離でチェックする。	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	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。 - 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。 - 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)。	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	- ビームに関する患者の方向と方向注釈を検証する。 2-D あるいは 3-D 表示に関連した機	不正確にラベルをつけると、治療技師または医者による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への入力への正確さは、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、多くのパラメータを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、明確にしあるいは暗黙にし扱われているので、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。 - 計算グリッドのサイズの定義 - 均一および／または不均一のグリッド間隔の使用 - グリッド点の間での線量を決定する内挿法 - 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 - 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。	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¹⁷⁾。

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 線量分布とで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： - 点は望みの 3D 座標で定義されている。 - 点は 3D 位置で正確に表示されている。 - その点での線量が正確に表示されている。	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： - 点座標が正確に表示のカーソル位置に対応している。 - その点での線量が正確に表示されている。	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： - 交差面での線量が一致する。 - 異なった表示を用いても表示された線量は一致する。	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： - 等線量線 (IDLs) が正確に位置する。 - 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。	これは PTV のカバーが現実に対応性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： - 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。 - 表面は平面上の等線量線と一致する。	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： - ビーム位置と照射野サイズが正確である。 - ウェッジが示されて方向も正確である。	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。

- ・ 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³⁹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 identification	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適当であると、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 ⁶⁷ 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)¹⁵ 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	- 各ビームの治療機器／モダリティ/エネルギー - 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） - 各ビームの 3-D でのアイソセンター位置 - 各ビームの SSD 設定 - 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、ボース） - 使用する計算アルゴリズム - 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 - 線量計算グリッドサイズ - 計算点の線量とその位置 - 計画の正規化 - MU（すべてのシステムで計算されるとは限らない） - 予定のビームウェイトによりモニタユニットを計算する方法（MU を計算しないシステムについて） - 計画/ビームのバージョン番号と計算した日時 - ユーザのコメント
2-D 線量分布表示 2-D dose plots	- 表示面の位置/方向 - スケールファクター - 照射野の断面（照射野ラベルつき） - ビーム修飾用具の有無とその方向 - 患者の輪郭/グレイスケール情報 - 線量情報（例：等線量曲線） - 計算点の位置
BEV または DRR BEV or DRR	- SSD/SAD/SFD - スケールファクター - 関連する照射野 - 視点方向 - 照射野の整形（ブロック形状および／または MLC 開口部形状） - 患者の解剖学的情報 - 中心軸の位置
DVHs	- プロットの説明 - スケールと単位 - 症例、計画、その他の識別情報 - 関連する解剖構造の情報
3-D 表示 3-D displays	- スケールファクター - 視点の方向 - ビームの位置/方向 - 解剖学的構造と線量の識別 - 等線量表面

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、補償器具やボーラスの作成、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
コリメータジョウのラベルと読み出し法
独立した (非対称) ジョウ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、ボーラス、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⁷⁰。

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^{63,68,38}。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^{64,65,73}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²。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⁴⁰および最近の AAPM Task Group 43 の報告⁴¹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、コミッショニ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有な項目を表 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	・ 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。 ・ 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。 ・ 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。 ・ アプリケーター内の線源移動ラインの識別には、上記の中の適切なテスト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。	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	以下の線源位置表示の精度を検証する： ・ 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。 ・ 3 次元表示。 ・ 特殊な表示、定位脳線源挿入の計画⁷⁷で使われるプローブアイビュー(Probe's Eye View)など。 ・ 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。	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	・ 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。 ・ DVH のような他の標準ツールをテストする。	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⁵⁻¹⁰の検証のみに集中してきたが、Van Dyk¹⁸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テスト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、¹⁶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．線量計算の検証テスト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。これらのテスト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テストは伝統的にある(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テストされるべき条件を同一と見なすことおよび各効果をテストするであろう(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。
- 計算検証テストは一般的に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临床上現実的条件で、(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。これらの複雑なテスト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、いくつかのテストと測定データが RTP システムの多くの観点をテストするために繰り返し用いられる。これが実施される時、テスト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ニ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、広範囲一連のテスト事例(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ニ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。最も基本的なテスト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、各クリニックでテスト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 テスト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テストに用いられる。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テスト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⁴²。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^{15,43}するのを手助けするために提供するように勧告している。

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於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る。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致をモニタするために $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 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入力を必要とする。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で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。
- モニタユニットの設定が 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イザ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テストすべきである。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^{44,45}は、より複雑で、入力データには直接基つかない。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⁴⁶。

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^{15,43}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 ^{14,78} 。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 ¹⁴ 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 ¹⁴ 。
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 ^{15,71} 。
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 ⁸¹

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つ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⁴⁷。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¹⁸。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¹⁸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ず、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。

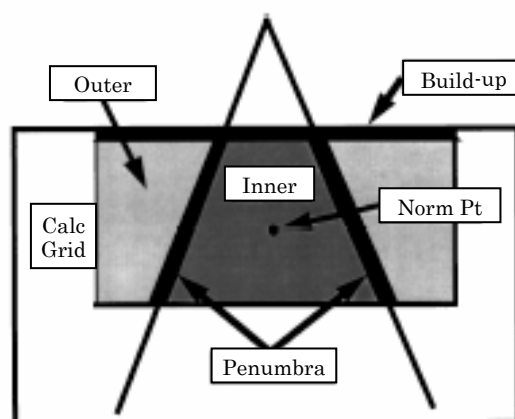


図 4-1. 光子の線量計算の一致解析のための領域図、テキストを見よ。

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。

*** 電子非平衡の領域の除外。

4.6.3. 光子計算の検証実験 *Photon calculation verification experiments*

一般的な光子計算のテスト計画は、付録 3 で詳述する。この計画は、一連のテストからなる。そのテストは深部線量曲線の基本的なチェックから、複雑にブロックされた照射野と不均質ファントムを扱う洗練された線量計算状況にまで及んでいる。臨床的に最も重要なチェックが最初に実行されるように、放射線腫瘍物理士は各種のテストの重要性を評価して、検証チェックに優先順位をつけるべきである。このリストは、規範というよりむしろ実行すべきテストの例として働くことを意図している。

4.6.4. 電子線計算の検証実験 *Electron calculation verification experiments*

付録 4 には、電子線の線量計算アルゴリズムの検証と臨床テストに対して要求されるかも知れない実験のまとめが含まれている。これらの測定のサブセットは、おのおのの特定の電子線の初期のコミショニングに対してもまた要求されている。

4.7. 密封小線源治療における計算の検証 *Brachytherapy calculation verification*

密封小線源治療における線量計算の検証は、外部照射ビーム計算と同様に多くの関心を持って取り組むべきである。しかし、ここでは、しばしば外部照射ビームよりも状況はより簡単である。その理由は：

- ・一般的な特徴をもつ標準線源が使われる。
- ・ほとんどの線量に関連するパラメータは、個々の測定よりむしろ文献から得られる。
- ・計算アルゴリズムは、しばしば非常に単純である。
- ・しばしば、複数の計算モデルをユーザは利用できる。これらのモデルを使用する際、正しい係数の決定を行うために、十分な注意を払うように訓練されなければならない。なぜならそれらが線源の形状に依存するからである。
- ・ある種の計算の複雑さ（例えば骨や空気による不均質の影響またはアプリケーション遮蔽の影響）は、一般に無視される。しかし、これらの影響が無視されるとき、ユーザはそれらの近似が意味することを理解しなければならないことに注意する。

数多くの刊行された報告は、密封小線源治療計画の QA プログラムの作成に関連する多くの役立つ情報を含む。そして、我々は以下の参考文献を再吟味し、検討することを勧告する：

- ・NCI 助成の Interstitial Collaborative Working Group レポート⁴⁰。
- ・密封小線源治療線源についての AAPM タスクグループ 43 報告⁴¹。
- ・AAPM の密封小線源治療の実施規約の AAPM タスクグループ 56 報告⁴⁸。
- ・密封小線源治療 QA について他にさまざま刊行された本と論文^{49–53}。

付録 5 には、線量計算と線源位置同定法のテストを含む数多くの密封小線源治療のテスト手順の例がある。線量計算検証テストは使用される密封小線源治療の線源の各形状それぞれに対して行うべきで、さらに線源位置同定法の各方法についてもチェックすべきであることをこのタスクグループは勧告する。

4.8. 絶対線量の出力と計画の規格化 *Absolute dose output and plan normalization*

それぞれの治療計画がどのように規格化されるかは、モニタユニットがどのように計算されるべきかを決め、次に患者へ与えられる実際の線量を決定するので、RTP システムの最も重要な部分の 1 つである。RTP システムで利用出来るさまざまな計画規格化方法のすべての検討は (1) それらが期待されるように作動し；そして (2) 部門の中で治療照射システムが正しく使用される、ことを確かめることが重要である。この節は主に外部照射計画を扱っており、小線源治療での線量仕様基準と線源停留時間の規格化のような類似問題は、付録 5 で扱う。

4.8.1. 規格化と M.U. 値計算に関する QA の一般的ガイドライン *General guidelines for QA for normalization and MU calculation*

この主題についてこのタスクグループの最初で最も基本的な勧告は次のものである：

治療計画規格化とモニタユニット計算プロセス全体の完全なチェックは、一連の異なる種類の計画について実行しなければならない。それぞれの治療計画はいくつかの異なる方法で規格化されるべきである。それぞれの方法に対して、計画処理に必要なモニタユニットの計算に使用出来る方法をユーザは利用すべきである。異なる方法は (1) 正しいモニタユニットと線量が常に得られ；そして (2) 異なる方法の結果は (許容範囲内で) 同じであることを保証するために比較されるべきである。

規格化/MU 計算プロセスの検討は、各施設で行われるべきである。もちろん施設は、入力データあるいは結果の複雑さと誤った解釈の可能性を最小にするために、このプロセスの標準化を試みるべきである。放射線腫瘍物理士は、故意のエラーまたはシステム機能の誤用に直面するようなどんなありそうな状態の組み合わせでも、そのプロセスが期待されたように機能することの確認を試みるべきである。計画の処方、規格化とモニタユニット計算プロセスは施設間で大いに異なるので、各施設ではシステムのこの面に関連して起こり得る障害に対して注意深い分析が行われるべきである。設計、方法論、アルゴリズムおよび安全性チェックの詳細な知識が、RTP システム設計の一部として必要である。タスクグループは、ユーザが規格化/MU 計算プロセスなどの分析を実施できるよう、ベンダーが十分な情報を提供するように勧告する。

同様にタスクグループはベンダーへ、ビームと計画規格化を通じて行われる幾何学的及び線量に関与する情報の自動チェックを RTP システム設計に組み込むように勧告する¹³。このようなチェックはソフトウェアのエラーだけではなく、間違ったシステムの使用そして規格化点および/または方法の選択についての判断のエラーも検出することができる。システムによって生成されたエラーまたは警告メッセージは、間違った治療に導くかもしれない不適当または間違った規格化状態を、ユーザが避けるのを助けることができる。

4.8.2. プロセス内でのステップの検証 *Verification of the steps in the process*

特定の治療計画に処方された線量を与えるのに必要とするモニタユニットを決定するために、計画プロセス内にはいくつかのステップがあり、下記が含まれる：

- 相対的ビーム荷重が計画技術の一部として用意される。

- 相対的計画規格化方法の全体が、治療計画に対して選ばれる。
- 総線量および分割回数が医師によって処方される。
- 特定の処方点または等線量レベルが医師によって選ばれる。
- 処方線量が投与されるように、モニタユニットが計算される。

プロセス内の各ステップを入念に調査し、適切なテストを行うべきである。

相対的ビーム荷重 Relative beam weights

いくつかのビームからの線量を加算するために、それぞれのビームの相対的ビーム荷重を決定する何らかの方法が、それぞれの RTP システムで使用されている。この相対的荷重は、そのビーム規格化点で定義された線量、その照射野のモニタユニット値の相対数かもしれないし、またはエネルギーフルエンスに関係があるかもしれない。典型的には、RTP システムではそれぞれのビームで選ばれた規格化点（ビーム基準点）に投与される相対的な線量を計算する（古いシステムでは、この点はそれぞれのビーム中心軸上の d_{max} かもしれないし、アイソセンター計画法ではアイソセンターかもしれない）。さらに複雑なシステムでは、 d_{max} またはアイソセンターがいつも適切ではないかもしれないので、ビーム規格化点はそれぞれのビームで異なるかもしれない。

ビーム規格化点が確認された後、ある相対的な線量（ビーム荷重と呼ばれる）がそれぞれのビームの規格化点に投与され、次に個々のビームの線量分布は計画の線量分布を作るために加算される。いくつかのチェックすべきビーム荷重の問題を表 4-5 に列挙する。RTP システムの内部でビーム荷重のために使われたいずれの方法に対して、類似の問題が問いかねられなければならない。

総体としての相対的計画規格化 Overall relative plan normalization

相対的な線量分布が得られた後、ほとんどの RTP システムは全分布の規格化で定義された点（計画規格化点、または計画基準点）に指定された線量を与えることが出来る。計画基準点の値は、相対的な線量、一分割あたりの絶対線量、あるいは全治療の線量かもしれない。テストの問題を表 4-6 に列挙する。

線量処方として選ばれた等線量レベル Isodose level chosen for dose prescription

画規格化機能の普通の用途は、計画のアイソセンターで 100 % に計画を規格化すること、次に計画標的体積 (PTV) を囲む最小等線量線（等線量面）を選択すること、この等線量レベルを処方線量として用いることである。処方プロセスのこの部分がどのモニタユニット計算方法にも含まれることは重要である。代わりに、100 % の等線量曲線レベルが PTV をカバーするように、計画規格化点の線量を増やすこと（例えば、105 % に）で、同じ結果が得られる。

計画処方線量を投与するモニタユニット (MU) の計算 calculation of monitor units (MU) to deliver prescribe dose for a plan

個々の計画に対する MU 値の計算についての QA は、RTP システムの内部で使われた方法、もし使用されているなら外部の MU 値計算プログラムや技術にももちろんおおいに依存している。いかに正確に計画システムが計算し、ビーム規格化点そして計画規格化点の線量を表示するかの

問題の全てが最も重要になるのは正にここにある。MU 値計算の方法論は、RTP システムの内部で用いられた規格化の方法と完全に結び付かなければならず、でなければ患者に間違った線量が投与される結果となるであろう。表 4-7 はいくつかの追加の勧告を含む。

表 4-5. 相対的ビーム荷重の問題 Relative Beam Weight Issues

どのようにビーム基準点は選択されるか？ 違った基準点が別のビームに割り当てられているか？

ビーム基準点の位置は、利用出来るすべてのオプションで、選ばれた座標系と一致するか？

もしビーム基準点がブロックの下や近くまたはマルチリーフコリメータの端にあるなら、どうなるか？ どれほどビーム端の近くに、基準点を置くことができるか？

もしビーム基準点が不均質の内部または後方にあるなら、どうなるか？

もしビーム基準点が患者の外部表面の外側にあるなら、どうなるか？

もし CT 寝台のような物体が患者画像中に存在するなら、どうなるか？もしそこに深刻な CT アーティファクトがあるなら、どうなるか？

どのように基準点の線量は計算されるか？ ブロック/MLC、ビーム修飾用具、不均質補正の影響を考慮に入れているか？

不適切な基準点が選択されると、警告が与えられるか？

表 4-6. 総体としての計画規格化の問題 Overall Plan Normalization Issues

どのように計画基準点が選択されるか

計画基準点の位置は、利用出来るすべてのオプションで選ばれた座標系と一致するか？

もし計画基準点がブロックの近くや下またはマルチリーフコリメータの端にあるなら、どうなるか？

もし計画基準点が不均質の内部または後方にあるなら、どうなるか？

もし計画基準点が患者の外部表面の外側にあるなら、どうなるか？

利用出来るそれぞれの規格化方法で、どのように基準点線量は計算されているか？ブロック／MLC、ビーム修飾用具、不均質の関係の影響は考慮されているか？

線量単位が正しく扱われているか？

計画規格化は、他の関連したパラメータ（例えば、ビーム基準点の線量）の適正な変更の原因となるか？

不適当な規格化の選択がされると、警告が与えられるか？

表 4-7. MU/規格化プロセスの項目 MU/Normalization Process Issues

ビーム規格化、計画規格化、等線量レベル処方と MU 計算の様式でのそれぞれの置き換えは検証されなければならない。

一連の標準的な臨床プロトコルの事例が計画されるべきで、それぞれの照射野について MU が計算されるべきである。これらの照射野と計画によって実際に投与された線量は、その後測定かあるいは標準の MU 計算データの利用を通してのいずれかによって独立に検証することができる。MU の手計算方法は、近代的な RTP システム線量計算よりそれほど正確ではないようで、それで必ずしも複雑な事例の黄金律として用いられないことに注意。

これらの標準の事例では、規格化/MU 計算プロセスの置き換えをできるだけ多く用いるべきで、得られた MU は比較されるべきである。これらの結果は、エラーまたは誤った解釈を検出することだけではなく、同一事例に使用できた別の方法のおよその精度を得るためにも、解析されるべきである。

もし可能であれば、RTP システムの計算は線量手計算の方法（上記のように、これがいつも可能ではないけれども）によってチェックされるべきである。

4.9. 臨床での検証 Clinical verification

RTP システムと RTP プロセスの系統的な振る舞いでの合理的な最終チェックは、一連の臨床のテストを含んでいる。これらのテストは、線量計画、最終の線量分布、モニタユニット設定計算を含めた計画プロセスの遂行全体を通して、計画に関与する重要な機能の大部分をチェックするよう立案されるべきである。コミッショニングデータと/あるいは適切なファントムにおいて得られた特別な測定が、線量と MU の結果を検証するために使用出来る。複雑度段階レベルを持ついくつかのテストケースは選択可能である。例えば：

- ・ いくつかのブロックが置かれた正方形の手作業による輪郭
- ・ 手作業の輪郭を使つての乳腺の接線治療計画
- ・ 密度相関の利用でのファントムに対する CT ベースの計画
- ・ ファントムを用いコンフォーマル・ブロックングを使ったノンアキシシャルおよびノンコープラナ照射野を含む 3D CT ベースの計画

小線源治療計画は、単一および多数の線源配置、異なった線源強度仕様、線源の位置同定方法を含む計画によって、同様にテストされるべきである。そのような一連の臨床テストは、(適切であれば)、同様にルーチンテスト、線量関連のチェックと実際の RTP 活動の再調査のために使用できる。

第 5 章：定期的な品質保証テスト Periodic quality assurance testing

この章では明記された間隔で定期的に行うべきテストについて論じる。

この定期テストは、新しい RTP システムのコミッショニング、あるいはソフトウェアの新しいバージョンの受け入れやコミッショニングには準ずるものではない。AAPM タスクグループ 40 のレポート²が放射線治療部門で、多くの異なった QA プロセスの部分にいくつかの時間間隔を

提案したのと全く同様に、このタスクグループはある特定の間隔毎に行われるべき種々のテストを提案する。これらルーチンテストのためのテスト設計のプロセスを繰り返す代わりに、コミッショニングテストの一部分を使うことが可能と判るかもしれないので、RTP プロセスの定期的な QA テストに必要なものは、最初のシステムコミッショニングの前に考慮されるべきである。

構成要素のうちのあるものでは頻回の定期テストを必要としないかもしれないが、QA プログラムを開発するとき、RTP システムと RTP プロセスの全構成要素を考慮する必要がある。RTP システムのようなソフトウェアデバイスに対しては、ソフトウェアを使うプロセスと同様に、データファイル、ソフトウェアの実行可能モジュールの健全性、ハードウェア周辺機器および全般システム構成での障害あるいは問題について関心を持たねばならない。RTP システムに対するルーチンの定期 QA プログラムの主目的には以下の項目がある：

- ・線量とモニタユニット値の計算に使用される外照射および小線源治療の情報が含まれた RTP のデータファイルの健全性とセキュリティの確認。
- ・デジタイザタブレット、CT、MR、ビデオデジタイザ、シミュレータ制御システムと機械的にシミュレータから輪郭を得る器具などの、データ入力に使う周辺機器の正確な機能と精度の検証。装置それ自身、ネットワーク、テープドライブ、ソフトウェア、転送のプログラム、その他デバイスから RTP システムまでの情報転送に関与する構成要素は別々に考慮せねばならない。
- ・実際の RTP システムのソフトウェアの健全性のチェック
- ・プリンタ、プロッタ、自動転送プロセス、コンピュータ制御ブロックカッターそして／あるいは補償器具製作装置への接続を含めて、出力装置とソフトウェアの正確な動作と精度の確認。

RTP プロセスへのいくつかの面での追加に対し実施されている QA が、放射線治療物理での品質保証についての 1991 年の ACMP シンポジウムですでに述べられている^{12,17}。

最近、2つの論文^{2,18}でルーチンの信頼性テストの頻度に関して類似の勧告が出された。この情報を基礎として、表 5-1 で詳述されるように、このタスクグループは RTP システムのさまざまな部分の定期的なテストを勧告する。製造業者は、彼らの計画システムで実施中の QA に関して彼ら自身の勧告書を頻繁に作成する。放射線腫瘍学物理士はすべての勧告を再検討し、計画システムの特徴とそのユーザ基盤とに適合するように、定期テストのプログラムを開発すべきである。RTP システムの個々の特定機能に対するテストの頻度は、その機能がどのように臨床で使われるか、そして安全面からどれくらい重要であるかによるべきである。

上記の勧告書の 1 つとして、主要な修理、チューニング、あるいはビームパラメータあるいはマシンに対する他の変更の後に必要とされる、個々のビームに対する再コミッショニングのチェックがある。1つの可能な再コミッショニングのためのプロトコルを表 5-2 に示す。複雑な 3 次元線量計算アルゴリズムに関係する仕事量は、ビーム毎に、数時間から何日にもなることがあり得る。必要な新しい仕事量を最小にするために、AAPM タスクグループ 40² と 45⁵⁴ は、各治療装置の年度の QA を、その装置に使用する RTP システムの QA と一緒に行うべきであ

ると勧告していることに注意。

異なった治療装置およびビームが増えれば増える程 (QA プログラムを含めて)、QA テストに要する時間は増える。そこで、一年すべてを見渡した系統的再調査を考慮すべきである。各施設に特定の問題を注意深く優先順位付けすることは重要である。さもないとシステムについて実施中の QA の仕事は非常に時間を要するものとなり、資金のやりくりや、QA の達成が難しくなるであろう。

表 5-3 で示されるような一連の再確認とトレーニングのセッションを、定期的 QA プログラムの一部として含めるよう勧告する。

表 5-1. 定期的な放射線治療計画プロセス QA チェック Periodic RTP Process QA Checks

勧告される頻度 Recommended Frequency	項目 Item	コメント/内容 Comments/Details
毎日 Daily	エラー記録	システムの障害、エラーメッセージ、ハードウェア故障やその他の問題を列挙した記録簿の再検討。リストを選別し、重大な問題は発生したその日に修復。
	変更記録	ハードウェア/ソフトウェア変更の記録の保存。
毎週 Weekly	デジタイザ	プロッタのスケールと他のグラフィック形式での出力を含むすべてのハードコピー出力の再検討
	コンピュータ ファイル	すべての RTP システムデータファイルと実行可能プログラムの健全性をチェックサムあるいは他の簡単なソフトウェアチェックを使用した検証。チェック用ソフトウェアはベンダーが準備すべきである。
	臨床の計画の 再検討	臨床治療計画の活動の再検討。エラー、問題、障害、難易性の議論。問題の解決。
毎月 Monthly	RTP システム への CT データ 入力	幾何学的な精度に対する治療計画システム内の CT データ、(QA とスキャナーの使用に依存もしている) CT 値の一貫性と得られた電子密度の再検討。
	問題の再検討	(RTP システムと臨床治療計画の双方に対して) すべての RTP の問題の再検討、解決すべき問題の優先順位付け。
	RTP システム の 再検討	RTP システムのソフトウェア、ハードウェアとデータファイルすべてについての現在の機器構成と状態の再検討。
毎年 Annual	線量計算	個々のビーム/線源に対して測定線量と計算線量との一致の許容性の再検討。
	データと I/O 器 具	デジタイザタブレット、ビデオ・レーザデジタイザ、CT 入力、MR 入力、プリンタ、プロッタ、その他の画像

出力器具の動作と精度の再検討。		
	重要なソフトウェアツール	BEV/DRR 生成とプロットの精度、CT の幾何学的配置、密度変換、DVH 計算その他の重要なツール、マシンに特定の変換、データファイル、その他の重要なデータの再検討。
随時 Variable	ビームのパラメータ化	機器の更新あるいは不具合のため、チェック及び/あるいは再コミッショニングが必要となるかもしれない。
	OS を含むソフトウェアの変更	RTP 装置のソフトウェア、画像転送ソフトのような支援・追加ソフトウェア、あるいは OS の変更のため、チェックおよび/あるいは再コミッショニングが必要となるかもしれない。

表 5-2. ビーム再コミッショニングに対する勧告書 Recommendations for Beam Recommissioning

RTP システム再コミッショニングに使用のデータセットは、年一回のリニアック再コミッショニングの一部として再測定するデータセットに、可能な限り類似させて作る。

データ検索や新しいテストケースの作成などに費やす時間を節約するため、これらの標準データ、関連した治療計画、その他の必要な情報は一緒に保存。

データ、データファイル及びその他の再コミッショニングテストで使われる関連情報の一定性を確認するため、チェックサンプログラムあるいは他のソフトウェア分析ツールの使用。

TPR 、 TMR 、標準の SSD での FDD データの新しい表の検証。

ファントム散乱係数、コリメータ散乱係数、ウェッジとトレイ係数その他の RTP システム内部で実行されるモニタユニット計算に寄与するすべての要因についての検証。オープンおよびウェッジを用いた照射野での軸外ビームプロファイルの検証。

等線量曲線を再作製するための、正方形・長方形の照射野サイズの標準セットの使用。

临床上重要な他の 2 種類の SSD での FDD 、プロファイルと等線量曲線データよりなるサブセットの検証。

(もし通常の操作モードと異なったとしても) 不整形照射野の入力法を使用した標準的な正方形と整形された照射野での線量計算。

個々のエネルギーに対していくつかの標準的なブロック形状を使ったブロック照射野の線量分布の検証。

個々のエネルギーに対していくつかの標準的な形状での MLC で整形した照射野の線量分布の検証。

個々の電子のエネルギーとアプリケーションに対して標準の SSD 深部線量と出力係数の検証。

個々の電子エネルギーに対して標準の SSD で標準セットの (小、中、大) アプリケーターサイズで線量プロファイルと等線量曲線の検証。

いくつかの形／エネルギーの組み合わせで整形した電子照射野での線量分布の検証。

もしエネルギーに依存する密度補正アルゴリズムを使うなら、個々の光子と電子のエネルギーについて密度補正アルゴリズムによる結果の再検討。

あるエネルギーと解剖学のモデルの選択に対して CT ベースの、そしてバルク密度計算の再検討。

治療計画に基づいたモニタユニット計算に関する一連の手順についてのチェックの実行。

表5-3. 定期的なトレーニングと再確認 Periodic Training and Review

トピック Topic	説明 Description
スタッフのトレーニング Staff training	各施設はその特定の RTP のシステムとプロセスの使用のための教育 (と再教育) を受けるスタッフに対する手順を開発すべきである。
臨床計画の再確認 Clinical plan review	臨床計画の再確認に関する正式の方法及び再確認される特定のパラメータのセットをもって開発すべきである。特定の計画に関して疑問が生じるとき、計画された治療例を持っている計画ライブラリは大変有用である。
エラーの再確認 Error review	発見されたどんなエラーでも正式の再確認書は全スタッフの代表者に提示されるべきである。
QA プログラムの再確認 QA program review	QA プログラムと計画プロセスを改善する継続的な努力を文書化することは患者治療のエラーを減らすための施設の努力の一部とすべきである。

第6章：毎日の計画過程の一部としての QA QA as part of the daily planning process

RTP システムのすべての品質保証テストおよび手順が確立した後においても、考慮しなければならない QA 手順の主要な部分がまだある。複雑な治療計画とそれに関連した QA による経験は、QA プログラムの最も重要な部分が線量に関連するテストか、あるいは線量に関連しないテストのいずれでもないという結論に導いた；それは臨床での計画／投与過程のデザインと実行であり、それにより、個々の患者、計画における計画、投与のすべての面を包括的にチェックするための QA 要素が統合される。

QA チェックを含むために、計画／投与過程を慎重にデザインしなければならない理由は幾つかある：

- ・ 最近の治療計画システムは30–50人・年の仕事によって完成されたもので、百万行ものコードからなるであろう。よく設計され導入されたソフトウェアシステムでさえまだコードの100–1000行当たりになくともひとつのソフトウェアエラーを含んでいることは、ソフトウェアエンジニアリングの世界ではよく知られている。¹⁶それゆえ、ソフトウェアのエラーはいつでも存在し、臨床状況によっては目立ってくるものもあるであろう。

- ・最近の RTP システムは、複雑なデータ構造やアルゴリズムを含んでおり、多大なる自由度を提供している。システム全体は言うまでもなく、このようなシステムのどんな 1 つのセクション上でも徹底的なテストを行うことは不可能である。そのため、システムの正しい動作を保証するための助けとして、他の QA ツールが使用されなければならない。
- ・治療の計画／投与の全過程においては、複雑な手順・決定の全てが含まれている。過程に対して実施中の QA では、ユーザが正しい決定を行い、計画ソフトを正しく使用することを保証することができる。
- ・ある特定の患者に対して、患者インフォメーションを使う、あるいは治療計画を設計する最適な方法は明白ではないかもしれないので、標準的な計画プロシージャの多数のバリエーションが使用されるかもしれない。実際、これまで一度も考えられたことがなかった新しい手法が、治療計画過程におそらく出現するだろう。治療計画過程の継続的な QA は、これらの新しい開発の合理性を確認するのを助けて、そして実施前に追加の検証チェックを必要とするかもしれないそれらの計画を知らせる手助けをするだろう。

QA を毎日の治療計画過程に組み込むための方法の例を下記、表 6-1 に幾つか示す。これらの幾つかは、AAPM のタスクグループ 40²によっても勧告されている。

表 6-1. 治療過程中の QA QA During the Treatment Process

テスト Test	理由 Reasons
複数平面の再構成画像 Multiplanar reconstructed images	・ 画像データセット間の不一致は、再構成画像における不一致あるいはアーチファクトを生じる。 ・ 軸方向画像上に可視化するのが困難なビーム方向や患者の解剖学的情報は、非軸方向画像により容易に見られることが多い。 ・ 3D 構造から切り取られた輪郭を再構成画像に載せることによって、1) 元の軸方向輪郭、2) 3D 構造、3) 他の画像にその構造を描出する方法に関する矛盾、問題点がわかるだろう。
3D の表面の表示 3-D surface displays	表面を表示させることで 2D 輪郭の一致、妥当性を検証することに役立つ。
入力データセットの再確認 Dataset registration review	担当医師は、入力された多種のデータセットの登録の精度や、腫瘍や重要部位の輪郭描出等におけるデータセット間の情報の転送について確認すべきである。
標的決定のチェック Target definition checks	CT により決定された標的体積を BEV 画像に投影し、シミュレータフィルムと比較することにより、医師、スタッフが標的位置、患者位置合わせ、ビーム方位をチェックすることに役立つ。
ポイント線量の計算 Point dose calculations	指示点、規格化の点の線量を手計算することは、患者に線量が正しく投与されていることを検証するのに役立つ。
計画の可視化、文書化技術 Plan visualization and documentation techniques	適当な非軸方向面をプロットさせることを利用して、ビームが非軸方向のビーム、ウェッジ、ブロックの位置関係、電子線カットアウトの精度を示すことができる。

治療計画の再確認 Treatment plan review	治療医あるいは2人目の治療計画者／物理士は、治療実施前に、すべてのパラメータを含め、計画の再確認をすべきである。
モニタユニットの再確認 Monitor unit review	モニタユニットの計算はできれば治療前に、遅くとも3回目の照射または総線量の10%が投与される前に確実に2人目の物理士によって再確認されるべきである。
SSD のチェック SSD Checks	シミュレーション時、そして治療期間中に定期的に、各治療照射野の中心軸における SSD を測定し、治療計画に用いられている値と比較するべきである。
外照射ビーム計画実施の再確認 External beam plan implementation review	- 物理士または治療技師は、初回治療の前に、すべての治療条件が、計画通りに正しく患者カルテと記録検証システムに転送されているかを確認すべきである。 - 照射野の定期的なフィルム撮影、画像取得は患者位置の正確さ、ブロックの向きの正確さを検証するのに役立つ。 - 治療計画が実行できることの考慮（ガントリーと治療台かつ／または患者かつ／またはその他固定具との干渉、衝突に関して）。
小線源治療計画実施の再確認 Brachytherapy plan implementation review	- 物理士または治療技師は、小線源治療の線源が患者へ挿入される前に、すべての線源、計画の情報が治療計画装置から治療記録、患者カルテに正しく転送されているかを確認すべきである。 - 治療開始前に、線量計算と処方が正しく、適切であることを検証すべきである。 - 可能であれば、線源装填後なるべく速やかに、線源位置、装填を確認すべきである。

第7章：システム管理とセキュリティ System management and security

初期の頃、RTPシステムは、時には独自のハードウェアに基づくスタンドアローンのコンピュータシステムであった。しかし、現在の計画システムのほとんどは、汎用コンピュータハードウェアシステムとシステムソフトウェア、標準の周辺機器とRTPソフトウェアから構成される。そのRTPシステムはネットワーク化されたり、枝分かれしたグラフィックスワークステーション、サーバーと周辺装置が集合した複合システムでありうる。そして、その全ては、システムが機能を維持するために、高度なシステム管理を必要とする。これらのシステムの正確な管理は、治療計画に対するQAプログラム全体の中の一部としてでなければならない。

RTPシステムコンピュータに保存される装置データと患者データは、記録簿あるいは患者カルテに保存されるときにも、メンテナンスやセキュリティに関してこれらのデータと同じ状態を保つように考慮すべきである。そのような情報が安全で適切に維持されることを保証する治療計画に携わる物理士は、データが壊れたり、失われたり、不適切に使われたりしないように注意しなければならない。以下のガイドラインと責任が、物理士が一連のRTPシステムの管理とセキュリティの方法を開発するのに役立つ。

7.1. 管理者 *Management personnel*

治療計画のすべての管理は、次の2つの明確な責任領域を含む：(1) 治療計画とRTPシステムの全ての面に対する責任、そして、(2) RTPシステムのハードウェアとソフトウェアに関する技術的な責任。一般に、これらの責任は、2人の異なる人で分担されるかもしれないが、必ずしも2人必要というわけではない。

7.1.1. 責任物理士 *Responsible physicist*

“責任物理士”あるいは“治療計画システム管理者”は、治療計画領域での豊富な経験をもつ放射線腫瘍学物理士であるべきである。この人物は治療計画システムのメンテナンス、使用とセキュリティに関して責任がある。新しいバージョンのリリース、QAテストの必要性、コミッショニング、臨床利用と計画上での問題の解決の決定はすべて治療計画システム管理者によって行われる。コンピュータシステム管理者の活動が計画システムとコンピュータに影響するとき、治療計画システム管理者はコンピュータシステム管理者の活動もまた監督する。

7.1.2. コンピュータシステム管理者 *Computer systems manager*

RTPの用途のような現代のコンピュータシステムでの管理には、例えPCベースのシステムであっても、経験豊かなコンピュータシステム管理者が必要である。そのコンピュータシステム管理者は、一般にシステムハードウェアとソフトウェアのメンテナンス、計画システムデータと患者情報のバックアップ、関連したコンピュータネットワークのメンテナンス、その他の種類のコンピュータ間の通信のメンテナンス、コンピュータシステムのセキュリティ、その他に対して責任がある。コンピュータシステム管理者は、責任物理士の総括的な監督と責任の下で機能しなければならない。その結果、コンピュータシステム管理は計画システムの臨床利用の一般的需要と一致する。

コンピュータシステム管理者は、最も一般に使用されるOSコマンドについて熟知しているべきである。多くの放射線治療現場で使用されている、すぐ使える治療計画システムであっても、OSコマンドに関する実用知識は治療計画コンピュータの操作を最大限発揮するために必要である。ファイルのコピー、バックアップの実行などのファイル管理作業は、コンピュータOS環境の範囲内で実行されると、単純化できる場合が多い。加えてコンピュータシステム管理者は、治療計画コンピュータにある、治療計画システムに必ずしも必要でないソフトを含め、全てのソフトウェアに精通していなければならない。

7.2. コンピュータシステム管理者のタスク *Computer system management tasks*

コンピュータシステム管理に関係する最も重要な作業の1つは、コンピュータシステムのハードウェアとソフトウェアの維持管理である。ハードウェアの維持には、時としてサービス契約あるいは専任ハードウェアサービス要員が必要かも知れない。システム管理者とは、責任物理士にサービス契約の必要性和経済的な実行可能性を助言するだろうし、予定のメンテナンスと同じく予定外の修理のためにサービス組織に連絡できる権限を持った人物である。ソフトウェア管理は多くの点でずっと複雑な作業である。新しいシステムソフトをアップグレードすることについて

の決定は、計画ソフトウェアに新しいシステムソフトと非互換性の部分があり得るし、それが潜在的にプログラムエラーあるいは他の問題を生じる可能性があるので、些細なことではない。コンピュータシステム管理者は、さらにディスク容量、ユーザアカウント、記憶容量と他の資源をモニタすべきである。

コンピュータシステム管理者のもう1つの作業は、システムの操作に要する補給品の獲得である。様々なプリンタとプロッタの補給品と磁気媒体が、治療計画システムのルーチン機能のために必要かもしれない。システム管理者はシステムに対して正確な供給要求を決定するために最良に資格付けされているであろう。システムソフトウェアとRTPソフトウェアから特定のビームと患者のデータに至るまで、多くの重要な情報がシステムハードディスクに保存される。コンピュータ上のファイルが壊れる場合、あるいは、ハードディスクの故障に備えて、全ての情報の定期的なバックアップは欠かせない。バックアップの頻度は（1）失われた情報を再生成するのに必要とされる努力、（2）情報の変化の度合い、によって決定すべきである。典型的なバックアップのスケジュールは、以下に与えられる：

- ・毎日：新規の、あるいは変更されたファイル全ての累積的なバックアップ。これは毎日行われる全ての仕事が消失しないことを保証する。
- ・毎週：全ての治療計画関連のファイルのバックアップ。多くの治療計画は計画を立て始めてから、一週間の間に最適化され、実行される。
- ・毎月：システムソフトウェア、RTPソフトウェア、ビームデータファイル、治療計画ファイルを含むシステム全てのバックアップ。

7.3. データ管理タスク *Data management tasks*

以前の患者のデータは、利用できるディスクの容量がいっぱいになったとき、適切なメディアに記録されるべきである。収集されたデータは、法的理由で、研究のために、および／または将来患者が再治療のためにその病院に帰ってくる場合に必要とされるかもしれない。記録装置から治療計画データを正確に復元し使用する機能は、現在のデータとの融合を含めて、重要な問題を引き起こすかもしれないので、テストされなければならない。記録されたデータと治療計画システムの現バージョンとの互換性も、別の問題発生源である。RTPシステム開発者が移出入経路の有効性を保証することは重要である。

記録用の媒体を選ぶ前に、必要な記憶容量について考慮されるべきである。CTや可能ならばMRの画像による3D計画と3D線量分布で、一人の患者のデータは50から100 MBのスペースを取り得る。記録されたデータの読み出しを容易にするよう慎重に記録を維持すべきである。患者情報の記録・読み出しのために文書化された方針と手順は、開発され、継続され、維持されるべきである。適切なシステムとRTPソフトウェアを含むバックアップは起動可能なように維持されるべきである。その手順は、媒体の変質で情報の消失が起らないように5から10年毎の磁気テープ記録の更新や出来れば重要なバックアップテープの現場以外での保存に対しても用意するべきである。

7.4. コンピュータネットワーク *Computer networks*

コンピュータネットワークを使うことは、多くの施設でのRTP過程の重要な一部になってきている。CTおよび／またはその他の画像データは、コンピュータネットワーク接続を通じてRTPシステムに入力されることが多い。多数のワークステーションはネットワークによってたいていつながっていて、その結果、全ワークステーションが同じ患者のデータを共有できる。記録検証システムなど、部門の他のコンピュータシステムとの通信も、ネットワーク接続を用いて可能となる。これらのリンクは各々について治療計画の過程に重大な結果を及ぼし得るので、コンピュータシステム管理者が維持しなければならない。全てのネットワーク接続に対するセキュリティは、以下で議論される。

7.5. システムセキュリティ *System security*

治療計画システムハードウェア、ソフトウェア、ネットワークと患者およびビームデータに対するセキュリティは、計画システム管理者とコンピュータシステム管理者双方が慎重に管理すべき重要な問題である。治療計画ソフトウェアや治療計画システムデータへのアクセスを制限するための手順は存在するべきである。治療計画システムあるいは患者とビームのデータへのアクセスのためのパスワードの使用はすべてのシステムで導入されるべきであり、これはネットワーク化されたコンピュータでの必要条件である。

RTPシステムがより洗練されるにつれ、セキュリティ問題も、かなり複雑になってきた。いくつかのセキュリティ問題を、表7-1に例示する。

RTPシステムの本当のセキュリティには、ネットワークのアクセスおよび／または能力が変化するような新しい状況を絶えず確認する、複合的なハードウェア/ソフトウェア戦略を必要とする。

表7-1. セキュリティ問題 *Security Issues*

RTP ソフトウェアは線量測定士や医師を含めて、そのシステムを使えるように許可を与える全ての個人に対して利用できるべきであるけれども、それへのアクセスは制限されるべきである。（しかし）そのシステムで使う基礎データへのアクセスには、ずっと厳重なセキュリティが必要である。

データに行われた変更とその変更に対する理由を示して、RTPシステムの基礎データを変更した全ての個人情報の記録を保存すべきである。

患者計画データは、望まれない変更がかからないように、また患者の守秘事項を、保護されなければならない。

計画ソフトウェア、線量計算アルゴリズムに関係するデータファイルや患者治療計画データに対するセキュリティには、はっきりしたセキュリティコントロールがシステム中に設計されることが必要である。

ネットワークセキュリティは、計画システムハードウェア、ソフトウェア、あるいは患者デ

ータへの望まれない侵入を全て防がなければならない。

RTP システムコンピュータは予期しないネットワークアクセスに対して、特にインターネット上に出現するウイルスの経歴や、コンピュータシステムに勝手に侵入してくる場合を考えて、安全であるべきである

第 8 章：勧告の概要 Summary of recommendations

この章では、タスクグループの勧告の重要な部分を示す。レポートの該当する節の詳細は、各条の末尾の括弧内に示される。

- 治療計画に対する適切な品質保証プログラムを実行するには、十分な資源をうまく割り当てなければならない。放射線腫瘍学物理士は、QA プログラムの計画、機材、および実行に際して十分な時間と資源の提供を受けなければならない。(序文)
- RTPのQAプログラムの目標を達成するためには、十分な機材ならびに放射線腫瘍医、放射線腫瘍学物理士、医学放射線線量測定士、および診療放射線技師を含めたあらゆる専門分野の人材配置が必要である。(パートA)
- QAプログラムのために要求される人材配置を現実的に評価することは、特に新しい高度なシステムをある部門に導入する際には重要である。治療計画が高度化するにつれて、そのシステムの安全使用とQA手順の実施を保証するために、RTPのQAに対するサポートの強化が求められるようになるだろう。(パートA)
- 放射線治療計画に携わるスタッフには、様々な認定資格が要求されるべきである。(パートA) :
 - 放射線腫瘍医は、ABR (American Board of Radiology) または同等機関の認定を受け、適切な医療資格を有するべきである。
 - 放射線腫瘍学物理士は、ABR または ABMP (American Board of Medical Physics) (または該当する場合には CCPM (Canadian College of Physicists in Medicine)) の認定を受け、該当する場合には適切な州政府免許を有するべきである。
 - 医学放射線線量測定士は、MDCB (Medical Dosimetry Certification Board) の認定を受けるべきである。
 - 診療放射線技師は、ARRT (American Registry of Radiologic Technologists) が定める放射線医療技術の資格証明書を有し、該当する場合には、放射線医療技術に関する無制限の州政府免許を有するべきである。
- 各医療機関の放射線腫瘍学物理士は、本レポートを精読し、最重要項目を決定するためにそのガイドラインを活用し、それらの最重要項目の RTP QA プログラムに集中するべきである。(第 1.2 章)
- 本レポートは、十分な RTP の QA 実施のために不可欠なあらゆる事項を規範的に列挙したものではなく、ある特定施設が RTP の QA プログラムを作るに際して考慮すべき事項をまとめることを目的としている。(第 1.4 章)
- 特定の市販の RTP システムのユーザは、当該システムのベンダーによる援助の有無にかかわらず、特定の計画システムで求められる包括的な QA を作成し、実施するに当たって互い

に結束し合うべきである。（第1.4章）

- 各施設が、治療計画の実行と品質保証と臨床適用、およびベンダーとの連絡に関する全般的責任を負う者として、ある放射線腫瘍学物理士を当該施設における治療計画の“責任物理士”に指名することは重要である。（第1.4及び7.1.1章）
- 放射線腫瘍学物理士は、臨床状況の範囲で RTP システムの精度を決定しなければならない、そして施設状況を考慮し精度の期待値を修正しなければならない。（第1.7章）
- 放射線腫瘍学物理士は、RTPシステムが仕様通りに動作するかを検証できる正規の受け入れテストの作成を求められる場合に、当該システムの取得に関する一連の厳しい仕様書を慎重に立案しなければならない。（第2.1章）
- 仕様書は、特定の受け入れテストを念頭に置いて作成しなければならない。受け入れテストの手順書は、ユーザとベンダーの両者で作成し、同意されるべきである。（第2.3章）
- ほとんどのコミッショニングテストの手順および優先順位は、その RTP システムや、様々な特色を持つ各施設の使用に依存して個別に設定する必要がある。（第3章）
- AAPMは、更に別のタスクグループを設けて、特にデータセット登録方式に関する利用と品質保証についての報告書を作成すべきである。
- 施設での治療計画が高度化しているので、線量に関与したテストの範囲を拡大しなければならない、物理士はテストを慎重に立案してその適正な範囲を定めなければならない。（第4.1章）
- 複雑な人体ファントムによるテストはシステム全般の精度を評価するのに有用であるが、その相違を説明する上での有用性には限界がある。（第4.1章）
- 幾つかのコミッショニングテストやデータは、計画システムの多数の局面をテストするために使用される。これらのテストは、適切な解析が行われるように、可能な限り独立にするように計画されるべきである。（第4.1章）
- 臨床に用いる外部照射や小線源治療の線量計算の検証は、RTP システムのコミッショニングで非常に重要な部分の1つである。どのような線量計算でもそれを臨床で利用する前に、一連の包括的なテストケースについて、計画、測定、計算、比較、解析し、評価しなければならない。（第4.1章）
- ある特定施設でコミッショニングおよびQAプログラムの一部として計画された特定のテストケースは、関係するRTPシステム、そのシステムが臨床上使われる（または使われるであろう）方法、そして他の多くの施設およびシステムに由来する要素に依存する。医療施設ごとのテスト手順の最適化は、QAプログラムが効果的でありかつ達成可能であれば欠くことは出来ない。（第4.1章）
- データセット（線量計算のコミッショニングと検証チェックのために使用される）中の自己一貫性がまず重要であり、それは相対または絶対測定の小さなサブセットで相互関係づけられた相対測定値のセットを得て達成される。（第4.2章）
- タスクグループは、RTP システムのベンダーがユーザによる測定データの活用を援助するために、RTP システム内に組み込まれた高性能のデータの入力、保存、解析、再規格化、表示、その他機能の提供を勧告する。（第4.2章）

- ベンダーは、それらシステムに必要なデータをシステム文書に明記して、システム購入前にユーザがこの情報を入手できるようにすべきである。（第4.3章）
- 対象の治療装置がまったく同じ特性を持っていると知られていない限り、RTP システムにコミッションしている特定の治療装置で測定したデータのみを使用すべきである。加速器ベンダー（またはその他の人）から提供される他のビームデータや“典型的な”データは、線量計算の検証テストには絶対に使用するべきではない。（第 4.3 章）
- データ取得、データ取り扱い、再規格化、そして/またはビームデータの準備や解析で使われるデータスミージング手順を文書化したデータ記録簿を保管すべきである。データの出所、測定実施日、および測定担当者を記録すべきである。ログブックは治療計画システムが存続する限り保管・整備されるべきである。記録簿は、治療計画システムの存在期間中は保管すべきである。（第 4.3 章）
- ベンダーは、全ての水ファントムシステムからRTPシステムへ直接データを転送できるように、必要なデータおよび/またはファイル構造に関する情報をユーザとWPSベンダーに提供すべきである。（第4.3.2章）
- ユーザは、計算アルゴリズムに使用されるあらゆるビームモデルのデータファイルまたは同様のデータを再検討し、最終的なパラメータが正確であることを検証すべきである。（第 4.4章）
- ユーザは、線量計算、フィット、そしてパラメータ決定の過程に使われた他のチェックおよびそれらの作業の結果を詳細に記録すべきである。（第4.4章）
- ユーザは、データソース、パラメータ決定に使用した方法、パラメータの予想される精度または感度、およびその他の目立った情報を要約すべきである。この情報は、RTP システムの記録簿に保存されるべきである。（第 4.4 章）
- ベンダーは、大量データの解析と表示に関する機能を RTP システムに含めるべきである。（第 4.5 章）
- 放射線腫瘍学物理士は、臨床上の要求、線量計算アルゴリズム、治療装置、そして各病院に特有の治療技術を解析・分析し、状況に合わせるようにタスクグループのコミッショニングのアウトラインを修正しなければならない。（第 4.6.1 章）
- 各施設の放射線腫瘍学物理士は、各状況で望まれるものを見極め、そして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。（第4.6.2章）
- 放射線腫瘍学物理士は、臨床上で最も重要なチェックを最初に実施するために、各段階を追ったテストの重要性を評価し検証チェックの優先順位をつけるべきである。（第4.6.3章）
- 小線源治療のコミッショニングおよびQAプログラムを作成する場合には、さまざまな小線源治療タスクグループのレポートも参考にすべきである。（第4.7章、付録5）
- 線量計算の検証テストは、使用する治療用小線源のタイプごとに実施すべきであり、そして線源位置同定の各方法もチェックすべきである。（第 4.7 章、付録 5）
- 全ての治療計画の規格化とモニタユニット計算のプロセスの完全なチェックは、一連の異なった種類の計画に対して実施されなければならない。各計画は複数の方法で規格化すべきであり、そしてその方法ごとに、ユーザはプランの実行に必要なモニタユニットの計算に利用できる方法を使用すべきである。（第 4.8 章）

- ベンダーは、ビームと計画の規格化に利用される幾何学的情報および線量に関する情報についての自動チェックをRTPシステムの設計に組み入れるべきである。(第4.8.1章)
- MU/規格化プロセス中の各ステップを、慎重に検討しテストすべきである。(第4.8.2章)
- RTPシステムとRTPプロセスの系統的な動作は、一連の臨床テストによってテストされるべきである。(第4.9章)
- 包括的な小線源治療計画の動作は、外部照射計画と同様に、1つまたは複数の線源配置、線源強度仕様書および線源位置同定法によるプランを用いてテストされるべきである。(第4.9章)
- 各放射線腫瘍学物理士は、本タスクグループとRTPシステムベンダーの全ての勧告を検討し、計画システムの特性とユーザ基盤とに合致する定期テストのプログラムを作成すべきである。(第5章)
- 年間を通して全ての機器データの系統的な再検討を考慮すべきである。各施設での特定の事項に関して慎重に優先順位を付けることは重要である。(第5章)
- 計画スタッフを対象とする一連の検討と研修会を開くことを勧告する。(第5章)
- QAプログラムの最重要部分は、線量に関与するまたは関与しないテストのどちらでもない；それは、患者ごと計画ごとに計画や照射の全側面が包括的にチェックできるように、QA要素を組み合わせた臨床計画/照射プロセスの計画と実行である。(第6章)
- コンピュータシステムの管理者は、コンピュータシステム管理が計画システムの臨床利用の全般的な要求に合致するように、責任物理士の監督責任の下で活動しなければならない。(第7.1.2章)
- 治療計画のソフトウェアとデータについて、セキュリティは極めて重要である。RTPソフトウェア、システムデータ、および患者データへのアクセスを制限するような手順を実施しなければならない。(第7.5章)
- ベンダーおよびRTPシステムユーザは、非常に多くの責任(付録A1に列挙)を理解しなければならない。(付録A1)
- ベンダー、ユーザグループおよび個々の施設がアルゴリズム検証テストに使用するアルゴリズム検証に有用な包括的光子線のデータセットは、AAPMによって作成されるべきである。(付録A3)

第9章：結論 Conclusions

現代の放射線治療計画のために包括的で現実的な品質保証プログラムを作ることは膨大で完結し得ない作業である。このタスクグループのレポートは、その作業への1つのやり方を記述するとともに、QAプログラム作成の際に考慮しなければならない多くの項目を記述することを目指している。このタスクグループの重要な勧告は、どんなRTPのQAプログラムもそのプログラムを作っている特定の施設に個別化されていなければならないということであり、そのためその施設での高い優先順位の問題に努力を集中することである。このレポートに示すガイダンスにより、この作業に責任のある放射線腫瘍学物理士がQAプログラムをより容易に作成出来る

ようになることが望まれる。

治療計画の利用が臨床現場で進歩するように、その QA プログラムもまた、発展していく治療計画の機能や用途を扱うために進化しなければならないことは明らかである。タスクグループは、RTP が最新の 3D 計画機能を含んで発展するように、そのための RTP の QA への要求も進化するであろうと、明瞭に理解している。治療計画の分野ではその進化と発展が続くであろうから、われわれはこの勧告の継続的な再評価と修正を望んでいる。

謝辞 Acknowledgments

このタスクグループは、このレポート自体の品質に顕著に貢献された多くの顧問の方々による我々への助言に深く感謝している。我々はタスクグループの作業を始める際に助言してくれた Jon Jacky 博士、また治療計画の品質保証について彼のたくさんの臨床経験が参考になり、この主題に取り組むヨーロッパとの連帯を提供してくれた Iain Bruinvis 博士に特に感謝する。我々はまた、このレポートの小線源治療の部分がより役立つように、この分野での進行中の QA とよりよく合致するよう強力に援助してくれたことで、Jeff Williamson 博士と Glenn Glasgow 博士とに感謝する。最後に、タスクグループは、役立つコメントと提案をしてくれた、Jatinder Palta、Nick Detorie、John Kent、Eric Klein、Rock Mackie、Radhe Mohan と Mike Schell に感謝する。

付録 1 : ベンダーとユーザの責任 Vendor and user responsibilities

この付録では、治療計画ソフトウェアの QA に関して、ベンダーとユーザ各々の責任の一部を解説する。RTP システムのようなソフトウェアの開発で使われる一般的な QA 方法論の詳細な解説はこの報告の範囲を越えている。但し、RTP ソフトウェアのベンダーまたは供給者の責任とそのソフトウェアのユーザの責任のより一般的な論題は、この報告の重要な部分である。

A1.1. ベンダーの責任 Vendor responsibilities

重要な研究プログラムを持つあるセンターでは自ら RTP システムを開発するかもしれないが、医療施設でのほとんどの放射線治療計画システムは商業ベンダーから購入される。一般に、商業的でも非商業的な RTP システムでも双方とも、その開発とテストを通じて適用されたソフトウェアの基本的な品質と品質保証手順は当然ベンダー（又は供給者）の責任である。A1.2 節では、ソフトウェアのユーザの類似した責任は概説される。

A1.1.1. 文書 Documentation

全体的な設計の記述、オペレーションの理論、計画プロセスのそれぞれの段階で何が行われているかの限界と詳細な説明を含め、どのように RTP ソフトウェアが動作するかの広範囲にわたる文書がベンダーによって提供されるべきである。文書の必要項目は、表 A1-1 で要約される。Van Dyk¹⁸ と Dahlin⁵⁵ も同じくベンダーに対して文書の必要項目を勧告している。

A1.1.2. ユーザの訓練 *User training*

ベンダーは、質の高い訓練をユーザに提供しなければならない。高度化する計画システムのために、この訓練はただ単にユーザにソフトウェアボタンの機能を教える以上の事を含めるべきである。それは、また、経験豊かなユーザだけが遭遇するだろう他の有益な計画方法と高レベルな問題点をも含むべきである。ビームデータ、計算値の検証と問題の解決を担う物理士は異なったまたは追加される訓練を必要とするかもしれないけれども、しばしば、治療計画者にとってある種の訓練は必要である。

A1.1.3. ソフトウェアの品質保証 *Software quality assurance*

ベンダーは、設計、開発、テスト、文書に利用されるソフトウェア品質保証のプログラムの詳細を提供すべきであり、そしてそのソフトウェアをリリースすべきである。ベンダーはユーザに、利用する QA 方法論の明瞭で基本的な解説を計画すべきであり、それでユーザはベンダーが行った QA テストの種類の実際的な知識を持てる。ソフトウェア QA に含まれた問題の一部の一般的検討は、たとえば文献 56 と 57 を参照しなさい。

製品のユーザは、ベンダーのソフトウェア品質保証プログラムに影響を及ぼす力がある。

Accelerator Safety for Computer-Controlled Medical Accelerators⁵⁸ についての AAPM タスクグループ 35 の報告で提案されたように、ユーザはソフトウェアの提供者から十分な文書を要求するべきであり、それでユーザはシステム設計、実行および品質保証プログラムは意図した臨床利用のために十分に力があることを納得出来る。それが彼ら自身の QA プログラムを設計するので、この種の文書はユーザへの重要な手助けになる。ユーザはベンダーに適切にベンダーによって提供されるか、あるいはユーザによって理解できると比べて同じぐらい多くの情報を提供するように圧力をかけなくてはならない。この取り組みに対する多くの動機づけの 1 つとして、ユーザは治療計画システムのような大きなソフトウェアシステムの中には通常エラーがあることを知っておくべきである¹⁶。

ベンダーは、いくつかのやり方で RTP 製品に費やされた QA の努力を評価することにおいて、ユーザを手助けすることが出来る：

- ・ベンダーは、ユーザあるいは内部スタッフのどちらかによって、RTP システムで見つかったそれぞれの問題とどのようにその問題を解決したかの記録を保管するべきである。この記録は全ての顧客と顧客になりそうな人が利用可能であるべきである。
- ・ベンダーは、なぜ彼らの製品に対する QA プログラムが健全であると信頼するのかを、顧客に進んで知らせるべきである。
- ・ベンダーは、ユーザに説明できる合理的なソフトウェア開発のプロセスを続けて行くべきである。
- ・多くの開発資料には所有権があるが、もしユーザの重要な関心事を扱う場合、ベンダーは何故それが存在するかを示しそしてそれらの文書の一部をリリースする用意ができていべきである。
- ・ベンダーはスタッフの数、彼らの訓練と経験、そして製品の開発と保守に専念した努力につ

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ず、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に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 RTP QA 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）記述すべきである。
オペレーションマニュアルの理論 Theory of operation manual	・ 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。 ・ 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。 ・ 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べきである。とくに、すべてのスケーリング係数の意味は、説明されなければならない。
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、コミッショニ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確認出来るために、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の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 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情報の提供 ----- MU 計算プロセス
 - ・ ビームに幾何学的なそして線量に関与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¹³
-

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プログラムのキイパーソンである。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：“私は文書进行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で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ない、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 of the test) 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、特定の一連のテストをどのように設計するか of the example as an example.

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。デジタイザー校正、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 $30 \times 20\text{cm}$ 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 $7 \times 7\text{cm}$ 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 $5 \times 5\text{cm}$ 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 $10 \times 10\text{cm}$ の正方形。

肺は $(6,0)$ を中心とした $(3,3)$ 、 $(9,3)$ 、 $(9,-3)$ 、 $(3,-3)$ の $6 \times 6\text{cm}$ 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一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 xxxxxx 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 xxxxxxxxx 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 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 March 1993 xxxxxxxxx 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、いくつかの種類の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 Verifica- tion	計算検証 Calculation Verifi- cation	ビームモデルパラ メータチェック Beam Model Pa- rameter 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. 深部線量 *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. 深部線量データ 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 : - SSD:90 cm - 基準深 : 10 cm - 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 - 種々の等価正方形で示された矩形照射野
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 : - SSDs : 80 と 110 cm - 照射野 : 5×5、10×10、20×20、30×30
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 : - 照射野 : 5×5、10×10、20×20、30×30、そして 40×40 - 深さ : 規準 d_{max}、5、10、そして 20 cm - 基準点 : 10×10、d=10 cm - 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。

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。 - SSD : 回転中心 - 規準深 : 10×10、10 cm 深さ
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。 - SSD : 回転中心 - 規準深 : 10×10、10 cm 深さ
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 - SSD : 回転中心 - 規準深 : 10×10、10 cm 深さ

	種々の照射野でのウェッジ係数 (5×5, 10×10, 20×20, 最大)
トレイ係数 Tray factors	計画システムに使用され、要求されているとして - SSD : 回転中心 - 規準深 : 10×10, 10 cm 深さ
その他の係数 Other factors	計画システムに使用され、要求されているとして - SSD : 回転中心 - 規準深 : 10×10, 10 cm 深さ

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	標準 SSD での 2-D 線量分布 - 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 - 矢状断面での照射野サイズ : 5×5、20×20、40×40
正方形照射野、拡張 SSD Square fields, extended SSD	2-D 線量分布 : SSD 90 と 110cm 照射野サイズ : 5×5、10×10、20×20、30×30
矩形照射野 Rectangular fields	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 ² に等しい等価正方形照射野で一連の矩形照射野を使用。

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	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。
入射面の凸凹 Surface irregularity	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。
接線ジオメトリ Tangential geometry	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

	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。他の注釈が無い限り、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	4×15 にブロックされた 15×15 20×20、10×10、5×5 にブロックされた 30×30 20×20、10×10、5×5 の大きさの島状ブロックを用いた 30×30
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	- マントル照射野のブロック - 脊髄のブロック

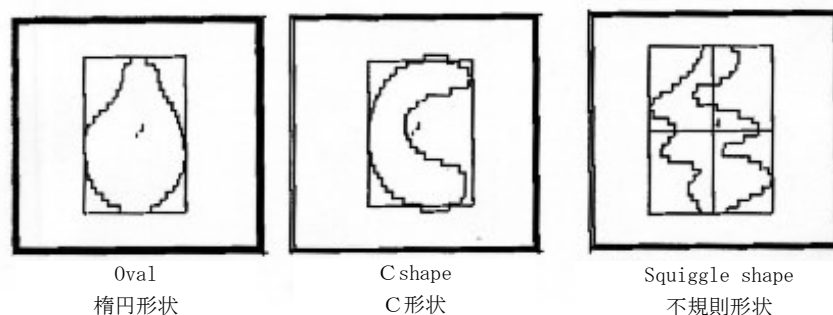


図 A3-1. MLC の形状。 MLC Shapes.

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	- 円形照射野 ($r = 3$ cm) - 対角線エッジテスト: MLC エッジに対して 15、30、45 と 60°

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	・ 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 ・ 脊髄ブロック ・ その他

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認することであって、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⁶¹ 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	いくつかの基本的な、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 ⁶¹ 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テストの種類は、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テストは、全体の (線量) 計算アルゴリズムの最終的で完全な

テスト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	単純なファントムテストが必要： - 側方頭頸部照射野 - 肺ブロックを持った前方マントル照射野
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テスト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： - 側方頭頸部照射野 - 肺ブロックを持った前方マントル照射野 - 非同一面の脳治療計画、3照射野 - 非同軸の腹部治療計画、3照射野

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。どのようなテスト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	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
FDD on Cx	- SSD : 100 cm - 基準深 : $d_{\max}$ - 照射野 : $4 \times 4, 6 \times 6, 10 \times 10, 15 \times 15, 20 \times 20, 25 \times 25$
プロファイル/2-D線量分布	各エネルギーに対する軸平面での2-D等線量分布
Profiles/2-D dose distribution	- SSD : 100 cm - 照射野 : $4 \times 4, 6 \times 6, 10 \times 10, 15 \times 15, 20 \times 20, 25 \times 25$
冠状もしくは3-Dのデータ	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。
Coronal or 3-D data	

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。
FDD on Cx	SSD : 110 cm, 臨床的に用いられる他のSSD

	- 基準深: $d_{\max}$ - 照射野サイズ: $6 \times 6, 15 \times 15, 25 \times 25$
プロファイル/2D線量分布 Profile/2-D dose distribution	各エネルギーに対する軸平面での2D等線量分布 - SSDs: 110 cm, 臨床的に用いられる他のSSD - 照射野サイズ: $6 \times 6, 15 \times 15, 25 \times 25$
冠状断もしくは 3D データ Coronal or 3-D data	3Dアルゴリズムは3Dの検証で行われるべきである。多数の冠状面での線量分布の測定、あるいは3Dの線量分布を作成する。

A4.4. 整形照射野 Shaped fields

一連の整形照射野に対する測定は、表 A4-4に示されるように遮蔽ブロックの効果が考慮に入れられるシステムに対しては必要である。

表A4-4. 整形照射野 Shaped Fields

Expt #	形状 Shape	アプリケーション Applicator	SSD	FDD (x, y)	2D 平面 2D planes	BEV, 3D
1	円形最大 $r=12\text{cm}$	25×25	標準	Cx	$y=0$ $x=0$	Yes
2	円形 $r=2\text{cm}$	6×6	標準+10	Cx	$y=0$	Yes
2...S110	円形 $r=2\text{cm}$	6×6	標準	Cx	$y=0$	Yes
3	卵形 8×20	20×20	標準	Cx	$y=0$	Yes
4	“C” 型	25×25	標準	Cx	$y=0$ $x=0$	Yes
5	スクイグル	25×25	標準	Cx	$y=0$ $x=0$	Yes
6	ECWGハウ スブロック	15×15	標準	(0, 3) (0, -3)	$y=3$ $y=-3$ $x=0$	Yes

A4.5. ECWGテストケース ECWG test case

テストケースの包括的なセットは、Electron Contract Working Group (ECWG)⁶²に記述されている。このデータセットは、標準的な測定配置とより複雑な臨床配置の両方を説明する状況のなかで種々のアルゴリズムの比較のために使われるよう設計された。すべての可能性のある状況をカバーするように作成されていないが、このデータセットは電子線治療に対して通常用いられる臨床配置の大部分を扱う。すべてのテストケースは、Varian Clinac 1800 直線加速装置から得られた2つの電子線エネルギー (9と20 MeV) に基づいている。各テストケースに対して測定された特定のデータはECWGによって決められた。測定に対して以下の一般的なガイドラインが各テストケースについて用いられた: (1) 1つあるいはそれ以上の深部線量曲線; (2) 各横断面に対する5つあるいはそれ以上の線量プロファイル(しばしば放射状と軸方向の両方の横断面); (3) 固体水

等価ファントムを用いたフィルムによるビームズアイビュー(BEV)面の線量測定。28個のECWG実験の各々に対する配置が説明されている⁶²。そして、実験の各々に使用された特定の線量測定面が示されている(表 A4-5)。一般(参考文献62参照)が入手可能なこのベンチマークデータセットは、基本的な(線量計算)アルゴリズム検証テストに対する良い選択である。

表A4-5. ECWGテスト ECWG Test

1. 基本的な標準幾何学 Basic Standard Ge- ometry Tests	実験1-4は標準的な基準テスト：SSD=100 cmで照射野サイズ6×6, 15×15 cm。追加的な実験5-8は、SSD=110 cmで同じ照射野サイズとエネルギーからなる。これらの8つの実験は計算と実測線量の基本的な一致を例証する。		
	ECWG 1-1	9 MeV 15×15	100 SSD
	ECWG 2-1	9 MeV 6×6	100 SSD
	ECWG 3-1	20 MeV 15×15	100 SSD
	ECWG 4-1	20 MeV 6×6	100 SSD
	ECWG 5-2	9 MeV 15×15	110 SSD
	ECWG 6-2	9 MeV 6×6	110 SSD
	ECWG 7-2	20 MeV 15×15	110 SSD
	ECWG 8-2	20 MeV 6×6	110 SSD
2. 照射野整形 Field Shaping	実験9-12はいろいろな整形照射野の線量を調べる。		
	ECWG 9-3	9 MeV	15×15を3×12にblock
	ECWG 10-3	20 MeV	15×15を3×12にblock
	ECWG 11-4	9 MeV	House block
	ECWG 12-4	20 MeV	House block
3. 脳ー脊髄治療照射野 Cranio-Spinal Treat- ment Fields	実験13は脳ー脊髄治療をシミュレーションする。		
	ECWG 13-5	20 MeV	25×25を110 SSDで5×30 対角線にブロック
4. 小さな眼球ブロック Small Eye Blocks	実験14はしばしば眼窩の治療に用いられるような直径1cmの眼球ブロックを持った小さな円形照射野(直径5cm)をテストする。		
	ECWG 14-6	20 MeV	眼球ブロックを持った直径5cm照射野
5. 斜入と不整形な患者 表面 Oblique Incident and Irregular Patient Sur- faces	実験15-20は入射ビームが表面に垂直でない場合を調べる：斜入、ステップ ファントム、及び“鼻”ファントム		
	ECWG 15-7	9 MeV 斜入	
	ECWG 16-7	20 MeV 斜入	
	ECWG 17-8	9 MeV ステップファントム	
	ECWG 18-8	20 MeV ステップファントム	
	ECWG 19-9	9 MeV 鼻シミュレーション	
	ECWG 20-9	20 MeV 鼻シミュレーション	
6. 不均質ファントム Heterogeneous Phan- toms	平板ー不均質（胸壁）は実験21-22でテストされる。長く厚さの薄い空気ー不均質（頸部や洞）は実験23-24でテストされる。同様な骨ー不均質（肋骨、顔面骨）は実験25-26でテストされる。3-D(L-形) 骨-不均質は実験27-28で検討される。		
	ECWG 21-10	9 MeV 平板ー不均質	
	ECWG 22-11	20 MeV 1/2平板ー不均質	

ECWG 23-12	9 MeV 「細長い」 「直線状の」 骨－不均質
ECWG 24-12	20 MeV 「細長い」 「直線状の」 骨－不均質
ECWG 25-13	9 MeV 「細長い」 「直線状の」 空気－不均質
ECWG 26-13	20 MeV 「細長い」 「直線状の」 空気－不均質
ECWG 27-14	9 MeV L－形の骨－不均質
ECWG 28-14	20 MeV L－形の骨－不均質

付録 5 : 密封小線源の線量計算のコミッショニング Brachytherapy dose calculation commissioning

ここでは、小線源治療の線量計算において、臨床的コミッショニングに付随するテストを構成する際の 1 つの例を示す。この提案は、最も普遍的に用いられている治療用小線源および治療法をカバーしている。もっと複雑で特別な治療を行っている病院、あるいは新開発のおよび/または異なる線源を使用しているところでは、追加のテストが必要であろう。表 A5-1 に、各種の治療用小線源のコミッショニングとして勧告されている一般的なタイプのテストを示す。

小線源治療のコミッショニングテストは、(1) 線源入力法、(2) 線源管理簿の内容、(3) 線源強度とその減衰、(4) 単一線源計算のテスト、(5) 複数線源計算のテスト、および(6) その他のテスト、に分けられる。

表 A5-1. 一般的な小線源治療線量計算のコミッショニングテスト General Brachytherapy Dose Calculation Commissioning Tests

テスト Tests	^{137}Cs	^{192}Ir	^{125}I	その他 Others
線源入力テスト Source entry tests	直角 2 方向法の フィルムからの 線線源入力	直角 2 方向法の フィルムからの シード, リボンの 入力	直角 2 方向法の フィルムからの シード, ランダム シードの入力	ステレオ法のフ ィルムからのシ ード入力, CT に よる線源および シードの入力, 3 フィルム法によ るシードの入力
線源登録簿の記載 Source library de- scription	各種線線源の構 造	短期的なシード 入出庫管理の実 施が必要	短期的なシード 入出庫管理の実 施が必要	特別な入出庫管 理の要求がある かもしれない
線源強度+減衰 Source strength+ decay	必要	必要	必要	必要
単一線源のテスト Single source tests	必要	必要	必要	必要

複数線源治療のテスト Multiple source implant tests	婦人科系、フレッチャースーツ 形アプリケーション	2 平面による胸壁のブースト	立体刺入	必要
異なる線源の組合せのテスト Mixed source type tests	必要	必要	必要	必要
その他 Miscellaneous	低線量率アフタローダ	高線量率アフタローダ	定位的脳刺入 ・ アイプラー ・ 計画的な前立腺立体刺入	その他

A5.1. 線源入力法 Source entry methods

RTPシステムに線源データを入力する方法は、注意深くテストしなければならない。幾つかの例を表A5-2に示す。ただし、患者内の線源位置の時間的変化の取扱いは、本報告の意図の範囲を超えていることに注意されたい。

表 A5-2. 線源入力法 Source Entry Method

直角 2 方向法のフィルム Orthogonal films	- 線源配置のサンプルを作成し、(線源フィルム間距離の異なる) 2 枚のフィルム上に投影、デジタイザで線源を入力する。 2 枚のフィルム上の線源を幾つかランダムに取り違えて同定し、システムがこの問題に正しく対応するかを確かめる。 - 拡大率関係の機能をチェックするため、正確ではない拡大率をセットする。 - 線源配列の誤りに対処する機能をチェックするため、誤った線源配置を作成する。
ステレオシフト法のフィルム Stereo shift films	直角 2 方向法フィルムと同じテストを用いる。
キーボード入力 Keyboard entry	キーボードよりの入力を検証する。

CT ベースの線源位置同もし、CT ベースの治療用小線源の位置同定が使用でき、また臨床に用い

定 CT-based source localization	られるときは、この方法もテストしなければならない。この場合、CTアーチファクトや他の原因により線源の同定および位置取得が妨げられないことを確認するため、既知の位置に模擬シードをセットしたファントムのCTスキャンによるテストが必要となろう。
カテーテル配列位置 Catheter Trajectory Geometry	最近の高および低線量率アフタローディング装置に使用される RTP システムでは、線源を装填するカテーテルの配列を再構成するアルゴリズムを持つものが多い。これらのアルゴリズムは、それ単独に注意深くチェックする必要がある。
定位小線源治療 Stereotactic implant	もし CT ベースによる定位小線源治療が可能で、臨床に用いるならば、その過程は注意深くテストしなければならない。多くの問題点、例えばスライスの厚みおよび間隔、部分体積効果、などを考慮しなければならない。

A5.2. 線源管理簿 Source library

RTPシステムへの線源の出し入れを含む、管理簿内にある線源の正しい出入庫管理が、正確な小線源治療の治療計画と線量計算に不可欠である。これは、最初のコミッショニングおよび日常のQAの双方において重要な問題である：

- ・ コミッショニングでは、および後のチェックにおいても、管理簿中に記されている各線源の特性あるいは属性を検証すべきである。
- ・ 線源の情報は、管理簿自身だけではなく計算された線量分布でもチェックすべきである。
- ・ 基礎的なデータセットを含めてアルゴリズムの互換性を、臨床適用面から見積もっておくべきである。（例えば、対称的な点線源近似の妥当性、アプリケーションによる遮蔽の補正、非等方性定数の必要性、特定のプロトコルに必要な特別なデータの選択、などを考慮する。）
- ・ 線源供給側と施設側の校正作業における、線源強度、単位および変換係数の互換性について考慮する。
- ・ 表A5-3に、線源管理簿中でチェックすべき幾つかの関連情報のリストを示す。

表 A5-3. 線源登録簿の情報 Source Library Information

放射性核種 Radionuclide	実効長 Active length
線源形式 Source type	全長 Overall length
型名／販売元 Model number/vendor	容器厚 Capsule thickness
線源強度 Source strength	容器の組成 Capsule composition

線源強度の単位 Source strength units	濾過 Filtration
名称 Name	アルゴリズムのタイプ Algorithm type
コード Coding	アルゴリズム用パラメータ Algorithm parameters
入手法 Availability	非等方性の補正 Anisotropy correction
壊変定数 Decay constant	その他の特性 Other features
半減期 Half life	

A5.3. 線源強度と減衰 Source strength and decay

ほとんど全ての小線源の線量計算は絶対線量または線量率モード(投与された全線量あるいは線量/時間が代表的)なので、絶対線量に直接関連する計算式中の要素の検証が不可欠である。多くの古いタイプのRTPシステムでは、放射能および照射線量率定数などの定数が用いられているが、一方、AAPMタスクグループ 43は小さいシードや他の点状線源の線量計算法について空気カーマ強度および線量率定数を勧告している⁴¹。針および管状線源は一般的にこれと異なり、2次元のルックアップ表および/あるいはジーベルト積分法といった方法がよく用いられる。それゆえ、各線源について、供給側で規定された強度をRTPシステムのそれに移し替えるときは、計算に用いられる方法を熟知しておかなければならない。表A5-4に幾つかの問題点のリストを示す。

表 A5-4. 線源強度、放射能および減衰 Source Strength, Activity, and Decay

線源強度の仕様 Source strength specification	各線源および線源形式について、線源強度の仕様をチェック： ・ 基準空気カーマ率 ・ 空気カーマ強度 ・ 見かけの放射能 (明示放射能)(mCi) ・ 見かけの放射能 (明示放射能)(MBq) ・ 等価な Ra の量 (mgRaeq)
線源強度の変換 Source strength conversion	線源供給側と RTP システムの間の線源強度記載に関する 全ての変換を検証。各線源形式について、別々に必ず行うこと。
壊変定数、線量に関する定数、および関連するパラメータの記載	線源の各形式について、壊変定数、半減期、平均寿命、線量に関する定数、および関連するパラメータの記載をチェック。

Specification of decay

constants, dose constants,
and related parameter

線源強度の減衰 各線源形式について、個々の線源強度の減衰が正確に行われていること
Source strength decay を検証する。線源強度を規定する時間（例：開始時，中間時）を決定する。

線源入出庫管理の動作 RTP システムでの線源管理簿あるいは在庫管理の動作の正確性を検証
特性 する。

Source inventory func- ・ 在庫している線源の減衰は正しく行われているか。
tionality ・ 通常の在庫管理ではなく，ケース毎に注文される線源（イリジウム，ヨウ素，その他）はどのように取り扱われているか。

絶対線量および線量率 どの線源出力表記法を用いても，同じ結果となることを確認するため，
Absolute dose and dose 一連の治療計画および線源強度，その他を用いてみる。総線量，当初線
rate 量率，挿入中の平均線量率，永久刺入の合計線量およびその他の使用で
 できる線量表記／記載法について考察する。

A5.4. 単一線源の線量計算 *Single source dose calculations*

小線源治療では，アルゴリズムの検証と臨床上行うべきコミショニングテストを分けて考えるとよい。

- ・ 用いる線量計算アルゴリズムの各々は，臨床で使う可能性のある範囲について，別のコンピュータによる計算，または正確（または近似的）な手計算と対比させてチェックすべきである。
- ・ 更に，個々の線源形状について，アルゴリズムを履行した結果を，既発表の基準データ（モンテカルロ計算または測定による）と対比させてチェックすべきである。もし，そのようなデータが得られない場合は，手計算による近似値と比較する。ここでアルゴリズムの検証と計算の検証の双方のチェックがなされる。ただし，計算とデータの間によい一致が得られなくても，システムの動作が正常でないことを意味するものではない

更に，小線源治療の線量計算テストの全体計画には，表A5-5にリストしたような問題点の考察を加えるべきである。

RTPシステム内にモデル化されている線源は，各々の形状毎に検証済の線量計算結果を持っていなければならない（表A5-6）。ユーザは，線源幾何学係数，非等方性関連事項，および等方的な計算に用いる非等方性係数といった問題点を熟知している必要がある。

表 A5-5. 小線源治療の線量計算の問題点 *Brachytherapy Dose Calculation Issues*

各線源形式について線量モデルを確認。点線源，線線源，端効果を考慮した線線源，非等方性，などが全て用いられている。

線源形式について (文献からの)線量モデル用入力データを確認。使用および比較のために選択した基本の文献データセットは、同じものでなくてはならない。

線源管理簿の確証チェック (A5.2 章を参照)。

線源管理簿にある各線源形式毎に、1 個の線源についての、1 点の線量、2D および 3D の線量分布を手計算と比較。

少なくとも 1 個の線源形式について、複数線源配置による 1 点の線量、2D および 3D 線量分布を手計算と比較。

各線源形式毎に、線量分布の非等方性または方向依存性についての特性をチェック。もし、非等方性が考慮されていないならば、線量分布のドキュメントにそのことを記入しておくべきである。

放射能の減衰補正後の絶対線量または線量率、壊変定数、線源強度の単位、線量記載法 (例：線量率または総線量) の確認。

アプリケーションによる遮蔽効果は、それが考慮されていなくても、説明および記録すべきである。

線源より決められた距離において線量計算の正しい状態を検証。組織による多重散乱および減衰を含んでいる場合のあることに注意する。

表 A5-6. 単一線源 Single Source

等方的な線量計算 Isotropic dose calculation	ある決まった座標に線源を置き、その線源の 2D 等線量分布を計算、既発表のデータと比較する。線源より遠い距離における線量の評価には手計算を使用できる。
非等方性関数 Anisotropic factors	非等方的な線量分布をモデル化できる計算法のときは、方向に注意しながら線源を配置し、基本的な等方性テストを繰り返すべきである。
線源幾何学係数 Geometry factors	同じタイプおよび強度の線源で、長さの異なるものについて計算を行い、幾何学係数が適切に使用されていることを確認。
遮蔽効果 Shielding effects	遮蔽の位置および影響 (減衰) を確認。

A5.5. 複数線源の線量計算および最適化アルゴリズム *Multiple source dose calculations and optimization algorithms*

小線源治療のほとんどの計画では絶対線量が重要なので、複数線源での動作の検証および幾つもの線源からの寄与の合計が正しいことの確認が肝要となる。表A5-7に、異なる線源形状について、その広い使用法より選んだお勧めのテスト法を幾つか示す。

更に、RTPシステムは、複数線源の単純な加算に加えて、標準的な治療および特に高線量率リモートアフタローダに対する最適化アルゴリズムを持っている場合がある。これらは、ユーザが治療に用いる線源の位置や（停止）時間を決定する際の助けになるものである。そのアルゴリズムには、かなり複雑な線量体積ヒストグラム解析あるいは他の新しいアルゴリズムが含まれているときもあり、最適化の有効性だけではなく最適化機能の適切な使用に対するユーザの理解と訓練のチェックを含めて注意深くテストすべきである。

表 A5-7. 複数線源治療および最適化 Multiple Source Implants and Optimization

¹³⁷ Cs	3 個の線源による標準的なテストケース（例：タンデム）を作成し、複数線源構成における合計機能が正確であることを確認する。
¹⁹² Ir リボン ¹⁹² Ir strings	複数のリボンによる標準的な治療を作成し、リボン在庫管理および線量計算に関する機能が正確であることを検証する。
¹²⁵ I 立体刺入 ¹²⁵ I volume implant	¹²⁵ I の標準的な立体刺入を作成し、シード在庫管理、線量計算、および線量処方ツールが正確であることを検証する。
線源最適化 Source optimization	もし使用できるならば、標準的な解剖構造および線量制限条件を用い、一連の状況および制限条件下で、最適化アルゴリズムの動作が期待通りであることを検証する。
HDR 停止時間の最適化 HDR dwell time optimization	実際に起こりうる解剖構造および線量制限条件を用い、HDR システム用の RTP システムが搭載している停止時間最適化アルゴリズムの動作が正確であることを検証する。

A5.6. 全体的なシステムテスト *Global system tests*

複数線源治療の動作が正しいことを検証したら、幾つかの全体的なシステムテストをするとよい。幾つかの例を表A5-8に示す。これらは一般的な小線源治療の手順をモデル化したものであるが、システムの総合的な動作をテストするように作られており、線源入力、線源登録簿からの線源の特定、線源配置、線量計算、および線量分布の評価が含まれている。これらのシステムテストの手順は、病院で行われる通常の手法にできるだけ近いものにすべきである。

表 A5-8. 全体的なシステムのテスト Global System Tests

¹³⁷ Cs:子宮頸癌治療 ¹³⁷ Cs: Fletcher- Suit Gyn implant	タンデムおよびオボイドの双方を用いる標準的な子宮頸癌治療を作成し、線源の識別および同定、線量計算、線量処方、計画の評価、線源遮蔽効果などについて確認する。
¹⁹² Ir 胸壁ブースト ¹⁹² Ir breast boost	2 平面の胸壁ブースト刺入を作成し、線源の識別および同定、線量計算、線量処方、計画の評価について確認する。
¹²⁵ I 立体刺入 ¹²⁵ I Volume implant	¹²⁵ I の立体刺入 (例：前立腺)を作成し、線源の識別および同定、線量計算、線量処方、計画の評価について確認する。
混合線源テスト Mixed sources tests	いろいろな線源を組み合わせた場合のテストも行うべきである。このテストの基準として、臨床に用いられているプロトコールがいずれも役立つであろう。

A5.7. 他のテスト Other Tests

小線源治療計画で、幾つかの以上に記した以外の手順あるいはタイプを臨床に使用するときは、コミッショニングおよびテストを行わなければならない (表A5-9)。

表 A5-9. 他のテスト Other Tests

¹²⁵ I アイプラーク ¹²⁵ I eye plaque	・ プラークの位置決めのため、眼に取り付けるタンタルリングの位置同定と決定 ・ プラークの後方散乱および他の作用による線量分布への影響の有無
高線量率アフターローダー High dose rate afterloader	・ 線源軌道の決定 ・ 最適化および停止時間アルゴリズムが正確に動作することの検証 ・ 線源停止位置および時間データの出力 ・ 線源停止位置および時間データのアフターローダーへの転送 ・ 高線量率線源についての特別なモデル ・ 定期的な線源交換時に要求される再コミッショニング。線源強度の正しい設定および患者治療時の線源強度が分割毎に正しく変換されているか確認する。
定位挿入治療 Stereotactic implant	・ 線源位置の同定について追加されたチェック ・ 線源座標が正確に定位用フレーム座標に変換されていることの確認 ・ 線源装着および配置最適化に関するコードが、特定の制限条件下で正しく動作することの確認

文献 : References

1. AAPM Report # 55, "Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, Radiation Therapy Committee Task Group #23," edited by D. Miller (American Institute of Physics, College Park, MD, 1995).
2. G. Kutcher *et al.*, "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40," *Med. Phys.* **21**, 581-618 (1994).
3. ICRU: ICRU Report 29, "Dose specifications for reporting external beam therapy with photons and electrons," Bethesda, MD, International Committee on Radiation Units and Measurements, 1978.
4. ISCRO: Report of the InterSociety Council for Radiation Oncology, 1992.
5. D. Lepinoy *et al.*, "(SFPH) quality assurance program for computers in radiotherapy," progress report IEEE 322-327, 1984.
6. E. McCullough and A. Krueger, "Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: External photon beams," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **6**, 1599-1605 ~1980).
7. U. Rosenow, H.-W. Dannhausen, K. Luebbert, F. Nuesslin, J. Richter, B. Robrandt, W.-W. Seelentag, and H. Wendhausen, "Quality assurance in treatment planning. Report from the German Task Group," in *The Use of Computers In Radiation Therapy*, edited by I. A. D. Bruinvis, P. van der Giessen, H. van Kleffens, and F. Wittkamper (North-Holland, Amsterdam, 1987), pp. 45-58.
8. O. Sauer, G. Nowak, and J. Richter, "Accuracy of dose calculations of the Philips treatment planning system OSS for blocked fields," in *The Use of Computers In Radiation Therapy*, edited by I. A. D. Bruinvis, P. van der Giessen, H. van Kleffens, and F. Wittkamper (North-Holland, Amsterdam, 1987), pp. 57-60.
9. C. Westmann, B. Mijnheer, and H. van Kleffens, "Determination of the accuracy of different computer planning systems for treatment with external photon beams," *Radiother. Oncol.* **1**, 339-347 (1984).
10. R. Wittkamper, B. Mijnheer, and H. van Kleffens, "Dose intercomparison at the radiotherapy centers in The Netherlands. 2. Accuracy of locally applied computer planning systems for external photon beams," *Radiother. Oncol.* **11**, 405-414 (1988).
11. C. Burman, G. Kutcher, M. Hunt, and L. Brewster, "Acceptance testing criteria for a CT based 3D treatment planning system," *Med. Phys.* **16**, 465 (1989) [Abstract].
12. B. Curran and G. Starkschall, "A program for quality assurance of dose planning computers," in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkschall and J. Horton ~Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1991), pp. 207-228.
13. B. A. Fraass, "Quality assurance for 3-D treatment planning," in *Teletherapy: Present and Future*, edited by J. Palta and T. Mackie (Advanced Medical Publishing, Madison, WI, 1996), pp. 253-318.
14. B. A. Fraass and D. L. McShan, "Three-dimensional photon beam treatment planning," in *Medical*

- Radiology* ~Springer, New York, 1995), pp. 43-94.
15. B. A. Fraass, M. K. Martel, and D. L. McShan, "Tools for dose calculation verification and QA for conformal therapy treatment techniques," in *Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*, edited by A. R. Hounsell, J. M. Wilkinson, and P. C. Williams (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1994), pp. 256-257.
 16. J. Jacky and C. White, "Testing a 3-D radiation therapy planning program," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **18**, 253-261 (1990).
 17. R. K. Ten Haken, M. Kessler, R. Stern, J. Ellis, and L. Niklason, "Quality assurance of CT and MRI for radiation therapy treatment planning," in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkschall and J. Horton (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1991), pp. 73-103.
 18. J. Van Dyk, R. Barnett, J. Cygler, and P. Shragge, "Commissioning and quality assurance of treatment planning computers," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **26**, 261-273 (1993).
 19. G. Leunens, C. Menten, C. Weltens, J. Verstraete, and E. van der Schueren, "Quality assessment of medical decision making in radiation oncology: Variability in target volume delineation for brain tumors," *Radiother. Oncol.* **29**, 169-175 (1993).
 20. R. K. Ten Haken, A. F. Thornton, H. M. Sandler, M. L. LaVigne, D. J. Quint, B. A. Fraass, M. L. Kessler, and D. L. McShan, "A quantitative assessment of the addition of MRI to CT-based, 3D treatment planning of brain tumors," *Radiother. Oncol.* **25**, 121-133 (1992).
 21. K. Podmaniczky, R. Mohan, G. Kutcher, C. Keslter, and B. Vikram, "Clinical experience with a computerized record and verify system," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **11**, (1985).
 22. N. Suntharalingam, "Quality assurance of radiotherapy localizer/simulators," in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkschall and J. Horton (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1991), pp. 61-72.
 23. J. Van Dyk and K. Mah, "Simulators and CT scanners," in *Radiotherapy Physics in Practice*, edited by J. Williams and D. Thwaites (Oxford University Press, Oxford, 1993), pp. 113-134.
 24. P. Lin *et al.*, *AAPM Report 39: Specification and Acceptance Testing for Computed Tomography Scanners* (American Institute of Physics, New York, 1993), p. 95.
 25. J. Och, G. Clarke, W. Sobol, C. Rosen, and S. Mun, "Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group No. 6," *Med. Phys.* **19**, 217-229 (1992).
 26. D. Loo, "CT acceptance testing," in *Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*, edited by J. Siebert, G. Barnes, and R. Gould (American Institute of Physics, New York, 1991), pp. 1042-1066.
 27. J. Balter, C. Pelizzari, and G. Chen, "Correlation of projection radiographs in radiation therapy using open curve segments and point," *Med. Phys.* **19**, 329-334 (1992).
 28. B. A. Fraass, D. L. McShan, R. F. Diaz, R. K. Ten Haken, A. Aisen, S. Gebarski, G. Glazer, and A.

- S. Lichter, "Integration of magnetic resonance imaging into radiation therapy treatment planning," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **13**, 1897-1908 (1987).
29. M. L. Kessler, S. Pitluck, P. L. Petti, and J. R. Castro, "Integration of multimodality imaging data for radiotherapy treatment planning," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **21**, 1653-1667 (1991).
 30. C. Pelizzari and G. Chen, "Registration of multiple diagnostic imaging scans using surface fitting," in *The Use of Computers in Radiation Therapy*, edited by I. A. D. Bruinvis, F. H. van der Giessen, H. J. van Kleffens, and F. W. Wittkamper (North-Holland, Amsterdam, 1987), pp. 437-440.
 31. P. Petti, M. Kessler, T. Fleming, and S. Pitluck, "An automated imageregistration technique based on multiple structure matching," *Med. Phys.* **21**, 1419-1426 (1994).
 32. A. F. Thornton, H. M. Sandler, R. K. Ten Haken, D. L. McShan, B. A. Fraass, M. L. LaVigne, and B. Yanke, "The clinical utility of MRI in 3D treatment planning of brain neoplasms," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **24**, 767-775 (1992).
 33. Digital Imaging and Communications in Medicine ~DICOM), National Electrical Manufacturers Association ~NEMA) DICOM PS 3 (Set), 1998.
 34. IEC: IEC 1217, "Radiotherapy equipment: Coordinates, movements and scales," 1996.
 35. B. A. Fraass, D. L. McShan, and K. J. Weeks, "Computerized beam shaping," in *Proceedings of the 1988 AAPM Summer School, Computers in Medical Physics*, Austin, TX 1988 (unpublished), pp. 333-340.
 36. L. Brewster, G. Mageras, and R. Mohan, "Automatic generation of beam apertures," *Med. Phys.* **20**, 1337-1342 (1993).
 37. D. L. McShan, B. A. Fraass, and A. S. Lichter, "Full integration of the beam's eye view concept into clinical treatment planning," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **18**, 1485-1494 (1990).
 38. R. Mohan, "Field shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimation," *Sem. Rad. Oncol.* **5**, 86-99 (1995).
 39. A. van't Veld and I. A. D. Bruinvis, "Influence of shape on the accuracy of grid-based volume computations," *Med. Phys.* **22**, 1377-1385 (1995).
 40. L. Anderson *et al.*, *Interstitial Brachytherapy: Physical, Biological, and Clinical Considerations* (Raven, New York, 1990), p. 360.
 41. R. Nath, L. Anderson, G. Luxton, K. Weaver, J. Williamson, and A. Meigooni, "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43," *Med. Phys.* **22**, 209-234 (1995).
 42. R. K. Ten Haken, B. A. Fraass, and K. Lam, "Dosimetry and data acquisition," in *Teletherapy: Present and Future*, edited by J. Palta and T. Mackie (Advanced Medical Publishing, Madison, WI, 1996), pp. 191-219.
 43. R. Stern, B. A. Fraass, A. Gerhardsson, D. L. McShan, and K. L. Lam, "Generation and use of measurement-based 3-D dose distributions for 3-D dose calculation verification," *Med. Phys.* **19**,

- 165-173 (1992).
44. A. Ahnesjo, "Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media," *Med. Phys.* **16**, 577-592 (1989).
 45. T. R. Mackie, J. W. Scrimger, and K. K. Battista, "A convolution method of calculating dose for 15-MV x-rays," *Med. Phys.* **12**, 188-196 (1985).
 46. T. R. Mackie, A. F. Bielajew, D. W. O. Rogers, and J. J. Battista, "Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code," *Phys. Med. Biol.* **33**, 1-20 (1988).
 47. J. Cunningham, "Quality assurance in dosimetry and treatment planning," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **10**, 105-109 (1984).
 48. R. Nath, L. Anderson, J. Meli, A. Olch, J. Stitt, and J. Williamson, "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56," submitted, 1997.
 49. P. Feroldi, M. Galelli, and S. Belletti, "A comparison of accuracy of computer treatment planning systems in brachytherapy," *Radiother. Oncol.* **24**, 147-154 (1992).
 50. A. Visser, "An intercomparison of the accuracy of computer planning systems for brachytherapy," *Radiother. Oncol.* **15**, 245-258 (1989).
 51. J. Williamson, "Practical quality assurance in low-dose rate brachytherapy," in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkschall and J. Horton (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1991), pp. 139-182.
 52. J. Williamson, G. Ezzell, A. Olch, and B. Thomadsen, "Quality assurance for high dose rate brachytherapy," in *Textbook on High Dose Rate Brachytherapy*, edited by S. Nag (Futura, Armonk, NY, 1994), pp. 147-212.
 53. J. Williamson, B. Thomadsen, and R. Nath, *Brachytherapy Physics*, (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1994), p. 715.
 54. R. Nath, P. Biggs, F. Bova, C. Ling, J. Purdy, J. van de Geijn, and M. Weinhaus, "AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45," *Med. Phys.* **21**, (1994).
 55. H. Dahlin, I. Lamm, T. Landberg, S. Levernes, and N. Ulso, "User requirements on CT based computerized dose planning systems in radiotherapy," *Acta Radiol.: Oncol.* **22**, 398-415 (1983).
 56. B. Littlewood and L. Strigini, "The risks of software," *Sci. Am.*, 62-75 (November 1992).
 57. N. Leveson, "Software safety: Why, what and how," *Comput. Surveys* **18**, (1986).
 58. J. Purdy *et al.*, "Medical accelerator safety considerations: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 35," *Med. Phys.* **20**, 1261-1275 (1993).
 59. Digital Imaging and Communications in Medicine ~DICOM), Supplement 11, Radiotherapy Objects, ACR-NEMA Sup 11, (Final Draft, June 1997, unpublished).
 60. B. Baxter, L. Hitchner, and G. Maguire, *AAPM Report No. 10: A Standard Format for Digital Im-*

age Exchange (American Institute of Physics, New York, 1982).

61. R. Rice, B. Mijnheer, and L. Chin, "Benchmark measurements for lung dose corrections for x-ray beams," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **15**, 399-409 (1988).
62. A. Shiu *et al.*, "Verification data for electron beam dose algorithms," *Med. Phys.* **19**, 623-636 (1992).
63. A. L. Boyer, "Basic applications of a multileaf collimator," in *Teletherapy: Present and Future*, edited by J. Palta and T. Mackie (Advanced Medical Publishing, Madison, WI, 1996), pp. 403-444.
64. B. A. Fraass, D. L. McShan, M. L. Kessler, G. M. Matrone, J. D. Lewis, and T. Weaver, "A computer-controlled conformal radiotherapy system. I. Overview," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1139-1157 (1995).
65. B. A. Fraass, D. L. McShan, G. M. Matrone, T. A. Weaver, J. D. Lewis, and M. L. Kessler, "A computer-controlled conformal radiotherapy system. IV. Electronic chart," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1181-1194 (1995).
66. ICRU: ICRU Report 50, "Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy," Bethesda, MD, International Committee on Radiation Units and Measurements, 1993.
67. M. L. Kessler, R. K. Ten Haken, B. A. Fraass, and D. L. McShan, "Expanding the use and effectiveness of dose-volume histograms for 3D treatment planning, I. Integration of 3-D dose-display," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **29**, 1125-1131 (1994).
68. 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," *Med. Phys.* **33**, 1195-1208 (1995).
69. D. D. Leavitt, M. Martin, J. H. Moeller, and W. L. Lee, "Dynamic wedge field techniques through computer-controlled collimator motion and dose delivery," *Med. Phys.* **17**, 87-91 (1990).
70. G. Leunens, J. Verstraete, W. Van den Bogaert, J. Van Dam, A. Dutreix, and E. van der Schueren, "Human errors in data transfer during preparation and delivery of radiation treatment affecting the final result: 'Garbage in, garbage out,'" *Radiother. Oncol.* **23**, 217-222 (1992).
71. T. R. Mackie, P. Reckwerdt, T. McNutt, M. Gehring, and C. Sanders, "Photon beam dose computations," in *Teletherapy: Present and Future*, edited by T. Mackie and J. Palta (Advanced Medical Publishing, Madison, WI, 1996), pp. 103-135.
72. D. L. McShan and B. A. Fraass, "3D treatment planning. II. Integration of grayscale images and solid surface graphics," in *The Use of Computers in Radiation Therapy*, edited by I. A. D. Bruinvis, F. H. van der Giessen, H. J. van Kleffens, and F. W. Wittkamper (North-Holland, Amsterdam, 1987), pp. 41-44.
73. D. L. McShan, B. A. Fraass, M. L. Kessler, G. M. Matrone, J. D. Lewis, and T. A. Weaver, "A computer-controlled conformal radiotherapy system. II. Sequence processor," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1159-1172 (1995).

74. I. Rosen and R. Lane, "Positional accuracy of isodose lines as a function of dose matrix resolution," Phys. Med. Biol. **35**, 423-427 (1990).
75. I. Rosen, R. Lane, and C. Kelsey, "Accuracy of a two-sensor sonic digitizer," Med. Phys. **6**, 536-538 (1979).
76. S. Schoepel, M. LaVigne, M. K. Martel, D. L. McShan, and B. A. Fraass, "Computed tomography-based dosimetry of gynecological intracavitary brachytherapy: A new method for source localization," Endocurie Hypertherm. Oncol. **8**, 137-143 (1992).
77. R. K. Ten Haken, R. F. Diaz, D. L. McShan, B. A. Fraass, J. A. Taren, and T. W. Hood, "From manual to computerized planing for 125-I stereotactic brain implants," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **15**, 467-480 (1988).
78. J. van de Geijn and B. Fraass, "The net fractional depth dose: A basis for a unified analytical description of FDD, TAR, TMR, and TPR," Med. Phys. **11**, 784-793 (1984).
79. M. van Herk and H. Kooy, "Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching," Med. Phys. **21**, 1163-1178 (1994).
80. M Weinhou, Z Li, and M. Holman, "The selection of portal aperture using interactively displayed beam's eye sections," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. **22**, 1089-1092 (1992).
81. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "A technique for quantitative evaluation of dose distributions," Med. Phys. **25**, 656-661 (1998).

用語集

英単語・英熟語

日本語訳

3-D object rendering	3D 対象レンダリング
3-D visualzation	3D 視、3D 可視化
acceptance test (-ing)	受け入れテスト、受け渡しテスト
anatomical modeling	解剖学的構成
anatomical object	解剖学的目的
anatomical representation	解剖学的表現
anatomical structure	解剖学的構造
anatomy	解剖学
anatomy definition	解剖情報
anthropomorphic phantom	人体（模擬）ファントム
AP	前後方向
auto-segmentation parameter	自動分割パラメータ
autostructure definition	自動構造定義
autotracking contour	輪郭自動追跡
autowedge	オートウェッジ
axonometric display	不等角投影表示
beam accessory	ビームアクセサリ
beam arrangement	ビームのアレンジ

beam configuration	ビーム構成
beam modifier	ビーム修飾用具
beam-anatomy projection	ビームと解剖学的構造の投影
beam's eye view、BEV	ビームズアイビュー
bifurcated structure	二股構造、二分岐構造
brachytherapy	小線源治療
bulk density	容積密度
bulk density matrix generation	容積密度マトリックス形成
capping	キャッピング (3D 構造終端処理)
collimator jaw	コリメータジョウ
commissioning	コミッショニング
commissioning test	コミッショニングテスト
compensator	補償器具
compensator maker	補償器具作成器
composite plan	合成計画
comprehensive	包括的、統合的
computer-controlled radiotherapy system	コンピュータ制御放射線治療システム
convoluted shapes	絡み合った形状、重畳形状
delivery	照射、投与
density conversion	濃度変換
density measurement tool	密度測定ツール
digitally reconstructed radiograph	デジタル処理画像、デジタル再構成画像
digitization device	デジタル化機器
digitization system	デジタル化システム
digitizer	デジタイザ
distinct closed contour	閉鎖輪郭
dose compensation	線量補正
dose compensation algorithm	線量補正 (計算) アルゴリズム
dose delivery standard	線量投与標準
dose distribution	線量分布
dose volume histogram	線量体積ヒストグラム
dosimetric	線量に關与する、線量測定の
dwell time	線源停留時間
dynamic wedge	ダイナミックウエッジ
effective source distance	実効線源距離
electron applicator	電子線アプリーケータ (照射筒)
Electron Contract Working Group (ECWG) test	ECWG テスト
extended distance	延長距離、延長 SSD、拡張距離、拡張 SSD
extended treatment distance technique	延長治療距離技法、拡張治療距離技法
external beam module	外部照射ビームモジュール
features	特徴
fractional depth dose (FDD)	相対深部線量
functions	機能
gradicules	等高線
heterogeneous phantom	不均質ファントム
hot spot	ホットスポット

Hounsfield number	Hounsfield 値
IEC 1217 conventions	IEC1217 規定
image artifact	画像アーチファクト
implementation	実施
incorrect margin	不正確な辺縁形成
interdigitation	相互嵌合(MLC の)
isodose reference point	アイソドーズリファレンスポイント
issue	問題、要点、論点
jaw algorithm	ジョウアルゴリズム
jaw position	ジョウ位置
laser digitizer system	レーザーデジタイザシステム
leaf carriage	リーフキャリッジ
machine database	マシンデータベース
machine library	機械ライブラリ
missing tissue compensation	組織欠損部の補正
monitor unit	モニタユニット
multiple cuts	複数カット
non-axial contour	非軸輪郭、軸外輪郭
nondosimetric	線量に関与しない、非線量測定
normalization	規格化
norm-pt	基準点
open field	オープンフィールド、矩形照射野
orthogonal cut generation	直行面作成
output factor	出力係数
particular clinic	診療所
patient planning data	患者計画データ
patient treatment planning data	患者治療計画データ
photon compensator	光子補償器具
prescription	処方
process	プロセス、過程
QA program	QA プログラム
radiation oncology physicist	放射線腫瘍物理士
radiotherapy simulator	放射線治療用シミュレータ
record and verify system	記録検証システム
reference point editor	基準点編集
region-of-interest	関心領域
rendering	レンダリング
responsible physicist	責任物理士
review	再確認
room view	室内監視モニタ
RTP	放射線治療計画
RTP system	RTP システム
sagittal, coronal, axial, oblique	矢状、冠状、軸、斜め
scanned phantom	スキャンファントム
shaped field	整形照射野
shaped focused block	収束形状ブロック

simulator film	シミュレータフィルム
skin collimation	皮膚コリメーション
sophistication	洗練
source library	線源ライブラリ
source-surface distance,SSD	線源表面間距離
special drawing aid	特別な描画援助器具
specifications	仕様
structure attribute	構造の属性
surface expansion	表面処理
task group	タスクグループ
tissue-maximum ratio、TMR	組織最大線量比
tissue-phantom ratio、TPR	組織ファントム比
tongue and groove design	凸縁と溝、さねはぎ（目違い継ぎ）のデザイン
treatment delivery	治療の実施
treatment machine	治療装置
treatment planning system manager	治療計画システム管理者
uncertainty	不確定度
variable margin	様々な辺縁
verification	確認、検証