ヘリカルトモセラピーの品質保証

米国医学物理学会放射線治療委員会タスクグループ148報告

日本語訳

QA for helical tomotherapy; Report of the AAPM Task Group 148

翻訳者代表 木藤 哲史(がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室)

翻訳者 清水 秀年(愛知県がんセンター中央病院 放射線治療部) 佐々木 浩二(群馬県立県民健康科学大学大学院 診療放射線学研究 科 放射線治療学研究分野) 久保田 隆士(愛知県がんセンター中央病院 放射線治療部) 福間 宙志(名古屋市立大学病院 中央放射線部) 橋本 慎平(がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室)



American Association of Physicists in Medicine One Physics Ellipse College Park, MD 20740-3846 (301) 209-3350 Fax (301) 209-0862 http://www.aapm.org

Office of the Executive Director Angela R. Keyser Phone: 301-209-3385 Fax: 301-209-0862 E-mail: akeyser@aapm.org

DATE OF REQUEST: October 15, 2014

FROM:

Satoshi Kito, MS., Medical Physicist, Radiation Physics Section, Tokyo Metropolitan Cancer and Infectious Diseases Center Komagome Hospital

EMAIL ADDRESS: skitou@cick.jp

1. Permission is granted to:

Yuta Shibamoto, M.D. Professor and Chairman Department of Radiology Nagoya City University

2. Permission is requested to use the following material:

Katja M. Langen, Niko Papanikolaou, John Balog, Richard Crilly, David Followill, S. Murty Goddu, Walter Grant III, Gustavo Olivera, Chester R. Ramsey and Chengyu Shi, "QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148." Med. Phys. 37(9), 4817-4853 (2010).

3. For what purpose:

The material will be translated into Japanese and attached as a reference literature to "The QAQC Manual for TomoTherapy Users," which will be published in 2014 and distributed to only Japanese Tomotherapy users and JSMP, JASTRO and JSRT members in Japan, free of charge.

Authors seeking permission must also notify the first author of the article from which permission is being sought.

The translated document needs to include the following disclaimer in both English and Japanese:

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) published the original version of this document in the English language. This translation has not been verified by AAPM.

Permission is hereby granted:

Angela

October 27, 2014 Date

The Association's Journals are Medical Physics and Journal of Applied Clinical Medical Physics Member Society of the American Institute of Physics and the International Organization of Medical Physics AAPM タスクグループ 148 報告書(訳)の発行に当たって

愛知県がんセンター中央病院放射線治療部の古平です。このたび Tomotherapy 物理部会のご尽力で AAPM-TG-148 報告書の和訳が日本医学物理学会ホームペー ジに掲載される運びとなりました。

トモセラピーは 2005 年に国内1号機が導入され、以後 2016 年9月現在で48 施設 52 台が導入され日常臨床に浸透しています。IMRT の臨床実践において高い パフォーマンスを発揮し本邦の放射線診療に重要な役割を担ってきました。一 方で包括的・効率的でユニークなシステムを具有するため、新規導入施設では導 入時のアクセプタンス・コミッショニング、および通常治療の治療計画・物理 QA・照合・検証手順を個別での対応が必要となり、また手順や評価規準も一般化 されていませんでした。

これらの課題に 2010 年に米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine : AAPM)はTG 148 report を発行し、検証項目や試験 方法、画像確認の試験などを具体的に記載し、その実施頻度や許容値の指標を示 しました。

2010 年以降の治療技術(TomoDirect[™]、TomoEDGE[™])には対応できない部分に 配慮も必要ですが、本著はトモセラピー運用に際しその品質管理・品質保証の一 助となり標準化した信頼度の高い運用への一助になると考えています。

本報告書の活用によりトモセラピーが日常臨床でさらに安全で有効に利用されることを祈念し巻頭のご挨拶とさせていただきます。

平成 28 年 12 月吉日

愛知県がんセンター中央病院 放射線治療科 部長 古平 毅

TG-148の翻訳に際して

近年の放射線治療の発展は目覚ましく、特に強度変調放射線治療(IMRT)、画 像誘導放射線治療(IGRT)、定位放射線治療などの高精度放射線治療については、 これに特化・専用化された照射装置が次々に商品化されております。トモセラピ ーはそのさきがけとも言える IMRT/IGRT 専用装置であり、治療計画から検証、 照合、照射にいたるまでのワークフローは洗練されています。また、治療実務に 対するマニュアルも整備されており、装置の導入から受入試験・コミッショニン グ、症例治療開始までの作業手順も分かりやすく示されています。

一方で、洗練されたトモセラピーシステムの物理技術的な部分をユーザに分かりやすく説明するために、2010年に米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM)は、TG-148報告書を発行いたしました。TG-148は、2009年に同学会から発行された放射線治療装置の包括的な精度管理プログラムの基準となったTG-142の概念を継承しつつ、トモセラピーに特化した精度管理項目の考え方、方法、頻度、許容値を示しております。翻訳者らは、このTG-148の日本語訳が日本におけるトモセラピーユーザにとって多くの情報を得るきっかけになると考え、AAPMから許可を得て公開することといたしました。

TG-148 日本語訳が、トモセラピーの導入施設だけでなく導入を検討している 施設やトモセラピーに興味を頂いている方々の参考となれば幸いです。

AAPM TG-148 レポート翻訳者代表 木藤哲史

Med. Phys. 37(9), 4817-4853 (September 2010)

QA for helical tomotherapy; Report of the AAPM Task Group 148

米国医学物理学会

AAPM タスクグループ 148 報告書: ヘリカルトモセラピーの品質保証

Katja M. Langen

Department of Radiation Oncology, M. D. Anderson Cancer Center Orlando, Orlando, Florida 32806

Niko Papanikolaou

Department of Radiation Oncology, Cancer Therapy and Research Center, University of Texas Health Science

Center at San Antonio, San Antonio, Texas 78229

John Balog

Mohawk Valley Medical Physics, Rome, New York 13440

Richard Crilly

Department of Radiation Medicine, Oregon Health and Science University, Portland, Oregon 97239

David Followill

Section of Outreach Physics, University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas 77030

S. Murty Goddu

Department of Radiation Oncology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri 63110

Walter Grant III

Department of Radiology/Section of Radiation Oncology, Baylor College of Medicine, Methodist Hospital,

Houston, Texas 77030

Gustavo Olivera

TomoTherapy, Inc., Madison, Wisconsin 53717 and Department of Medical Physics, University of Wisconsin,

Madison, Wisconsin 53706

Chester R. Ramsey

Thompson Cancer Survival Center, Knoxville, Tennessee 37916

Chengyu Shi

Department of Radiation Oncology, Cancer Therapy and Research Center, University of Texas Health Science

Center at San Antonio, San Antonio, Texas 78229

(Received 9 February 2010; revised 27 April 2010; accepted for publication 15 June 2010;

published 20 August 2010)

ヘリカルトモセラピーは、放射線治療に用いるために治療計画装置と照射装置が統合された比較的新しいモダリティである。AAPM 放射線治療物理委員会は、ヘリカルトモセラ ピーの装置設計の特異性と日常の品質保証との関係を考慮して、このモダリティを精査し、 方法論に関連した品質保証のための勧告をするために TG-148 を発刊した。このタスクグ ループ固有の目標は、(a)品質保証の技術、頻度、および許容値を議論することであり、(b) この装置に適切な線量検証手法を議論することである。この報告はタスクグループによる 成果の要約であり、ヘリカルトモセラピー装置における独立した包括的な品質保証プログ ラムを確立させるために必要な技術的見識を持った、実践的な臨床医学物理士に供する目 的がある。この報告で強調したいことは、提案した QA プログラムの論理的な根拠を記述 しており、実践可能な試験例やタスクグループ委員から集められた経験と既刊文献から得 られた知見を提供しているということである。技術が発展を続け、ヘリカルトモセラピー 装置の包括的な品質保証を行うために将来採用されるような試験手順も発展することが期 待される。© 2010 American Association of Physicists in Medicine. (DOI: 10.1118/1.3462971)

キーワード:ヘリカルトモセラピー、品質保証

目次

I. INTRODUCTION 序文・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・5
II. GLOSSARY AND ABBREVIATIONS 用語と略語・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
III. SYSTEM OVERVIEW 装置の概略・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
IV. SYSTEM SPECIFIC ACCEPTANCE AND COMMISSIONING ASPECTS 装置の特殊な
アクセプタンスとコミッショニングの概要・・・・・・・・・・・・・・・・・・12
V. TREATMENT DELIVERY FOR HELICALTOMOTHERAPY ヘリカルトモセラピーの
治療照射・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13
V.A. Introduction 導入・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13
V.A.1. Unique aspects of helical tomotherapy treatment delivery ヘリカルトモセラピー
治療照射の特徴・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13
V.B. Periodic quality assurance 定期的な品質保証・・・・・・・・・・・・・15
V.B.1. Mechanical alignments 幾何学的なアライメント・・・・・・・・・・・15
V.B.2. Beam parameters ビームパラメータ・・・・・・・・・・・・・・・・・21
V.B.3. Synchrony tests 同期性試験・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・28
VD 4 Missellamours agreets その他の特徴 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
v.b.4. Miscenaneous aspects ~ 0他的状况 · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·

VI. TREATMENT IMAGING FOR HELICAL TOMOTHERAPY ヘリカルトモセラピーの
ための治療画像・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・37
VI.A. Introduction 導入・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・37
VI.A.1. Unique aspects of megavoltage CT imaging MVCT画像の特性の概略・・・・37
VI.B. Periodic quality assurance 定期的な品質保証・・・・・・・・・・・・・・
38
VI.B.1. Spatial/geometry tests 空間的/幾何学的な試験・・・・・・・・・・・・・・・・38
VI.B.2. Image quality tests 画質試験・・・・・・・・・・・・・・・・・・・41
VI.B.3. MVCT dosimetry MVCT線量測定・・・・・・・・・・・・・・・・44
VI.B.4. Image export for analysis 解析のための画像エキスポート・・・・・・・45
VII. TREATMENT PLANNING FOR HELICAL TOMOTHERAPY ヘリカルトモセラピ
ーの治療計画・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
WI.A. Introduction 導入・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・46
Ⅶ.A.1. Unique aspects of helical tomotherapy treatment planning ヘリカルトモセラピー
治療計画の特徴・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・46
Ⅶ.B. Periodic quality assurance 定期的な品質保証・・・・・・・・・・・・・・49
Ⅶ.B.1. Geometric validation tests 幾何学的検証試験・・・・・・・・・・・・49
VII.B.2. Dosimetric validation tests 線量検証試験・・・・・・・・・・・・50
VII.B.3. Clinical treatment plan QA 臨床治療計画 QA・・・・・・・・・・・・51
WI.C. MVCT-based treatment planning MVCT に基づいた治療計画・・・・・・・53
VIII. SUMMARY AND RECOMMENDATIONS 結論と勧告・・・・・・・・・・54
VIII.A. Daily 日毎・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・54
VIII.B. Monthly 月毎・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・54
VIII.C. Quarterly 3月毎・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・54
VIII.D. Annual 年毎・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・54
VIII.E. Major Component replacement 主要部品の交換後・・・・・・・・・・・54
付録 A: WORKSHEET A: HELICAL TOMOTHERAPY PHOTON BEAM CALIBRATION
A: ワークシート A: ヘリカルトモセラピー光子線の校正・・・・・・・・・59
付録 B: NOTE ON CONTROL XML FILES AND CONTROL SINOGRAMS 制御 XML フ
ァイルと制御サイノグラムの注意・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・62
付録 C: RADIATION SAFETY 放射線安全・・・・・・・・・・・・・・・・・・62
付録 D: EXAMPLE OF DAILY TEST PROCEDURES 日常試験プロシージャの例・・・63
付録 E: PATIENT ARCHIVES 患者アーカイブス・・・・・・・・・・・・・・・・64
付録 F: TREATMENT PLANNING TIPS 治療計画 TIPS・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・

I. INTRODUCTION 序文

タスクグループレポート 40 (TG-40) はすべての外部照射装置に適用される放射線治療に おける包括的な品質保証についての概要を述べたものである¹。放射線治療の加速器に特化 した実用上必要な項目は TG-45 に書かれている²。両レポート共に包括的なものであり、医 学物理分野における基本的なガイドラインを提供した。

放射線治療分野における新しい技術の導入に伴い、新しい治療装置に適応したガイドラ インを提供する必要が生じている。新しい技術に関する品質保証は TG-142 に述べられてい る³。TG-142 は比較的新しい技術についての基本的な品質管理のためのガイドラインを提 供してはいるが、従来の商用の C アーム型加速器とは異なり、特有の品質保証の勧告を必 要とする商用技術が出現している。ヘリカルトモセラピーもそのような技術の一つである。 このタスクグループレポートの目的は TG-142 のガイドラインに基づくと同時にヘリカル トモセラピーに特化した品質保証のためのガイドラインを提供することである。

例えば「出力不変性 (output constancy)」のようにかなりの数のTG-142勧告項目がヘリ カルトモセラピーに対してもそのまま適用できる。本レポートにはTG-142やその他の関連 した複数のタスクグループレポートのガイドラインで可能なものを取り入れた。しかし、 これまでの品質保証のための勧告の多くの項目には「光照射野 (light field test)」のように ヘリカルトモセラピーには適用することがふさわしくない項目がある。一方で、トモセラ ピー治療装置の重要な特徴が従来のQA方法では試験されなかった。このタスクグループレ ポートはヘリカルトモセラピー装置全体の試験内容の包括的な推奨と、各々の推奨試験頻 度を提供する。既存のタスクグループレポートの参照文献は、このレポートの適切なとこ ろで言及している。TG-40に記述されている、施設での包括的な品質保証プログラムの設 立に関する一般的な品質保証ガイドラインは、このレポートでは取り上げていない。

ヘリカルトモセラピーは Wisconsin 大学 (Madison) で開発された IMRT の照射技術の一 つで、その後に TomoTherapy 社 (Madison, Wisconsin) から商品化された。TomoTherapy 社は この照射方式を利用する治療装置を製造し、販売する唯一のベンダである。そのため、この レポートで議論する手順と勧告は、TomoTherapy 社の治療装置に特化したものになる。トモ セラピーの装置は IMRT の照射と megavoltage computed tomography (MVCT) を撮影する機 能を併せ持っている。この装置は 2003 年に臨床使用され、現在世界中に 280 台以上設置さ れている。将来的にはさらなるトモセラピー特有の照射技術が開発されることが期待され る。ガントリ角を固定して使用するモードと、y-jaw を動的に使うモードが現在開発中であ る。このレポートではこれらの照射技術は扱わない。開発中の技術に特化した QA 手順は、 それらが商用化された後作らなければならないだろう。

このタスクグループレポートでは、トモセラピーシステムとその独自の特徴を提供する。 照射、撮像、治療計画についての品質保証は3つの章に分けて記述する。それぞれの品質保 証のための概略については、推奨される頻度に従って節8に要約されている。付録には、現 場の医学物理士に興味を持ってほしい論文を掲載した。

II. GLOSSARY AND ABBREVIATIONS 用語と略語

<u>Virtual Water[™] phantom</u>; Virtual Water[™] ファントムは TomoTherapy 社から提供されている直径 30 cm、長さ 18 cm の円柱形をした固体ファントムのことで、ユーザの間では"チーズ・ファントム"と呼ばれることが多い。このファントムを用いて幾種類もの品質保証項目を実施することができる。このファントムは半円柱形の二つに分割することができる。さらに CT 値測定用プラグだけでなく電離箱を配置するための穴も開けられている。このファントムの略図と写真を図1に示す。

TomoTherapy coordinate system convention; トモセラピーの座標系は、患者が頭を奥側にして 仰臥位で寝台上に寝ている時、患者の左側に向かって x の値が増加、患者の頭側に向かって y の値が増加、患者の前側に向かって z の値が増加する。この座標系は固定されており、ガ ントリが回転しても影響を受けない。図 2 に治療装置の写真と座標系を示した。

DQA; Delivery Quality Assurance の略。この手順は TomoTherapy 社の治療計画装置に組み込まれている。患者計画は新しい CT 解剖に対して再計算される。この CT 解剖は、通常はファントムである。DQA 計画をファントムに照射し測定した線量は、品質保証のために線量計算値と比較することになる。

<u>Field width/slice width</u>; 照射野幅 / スライス幅。X 線束の longitudinal 方向の長さ (y 軸方向) は、文献ではよく"field width"と記述されている。本報告では、標準の放射線診断分野の慣 例に従い、照射野の longitudinal の広がりとして"slice width"という単語を用いる。

Helical Tomotherapy; ヘリカルトモセラピー。ヘリカルトモセラピー特有の照射技術。

<u>Modulation factor</u>; モジュレーションファクタ。プラン中、最も長いリーフ開口時間をその 他の開口時間がゼロでない全リーフの平均開口時間で割った値。

<u>MVCT</u>; Megavoltage computed tomography の略。

<u>Output</u>;出力。トモセラピーの治療計画はモニタユニット値ではなく、時間の管理に基づいている。したがって本装置の出力は単位時間あたりの線量で測定される。このタスクグループでは、この意味で「出力」という言葉を用いる。

<u>Pitch</u>; ピッチ。ガントリ 1 回転ごとの寝台移動距離を治療スライス幅で割った比として定義される。

Sinogram; サイノグラム。プロジェクションごとのデータを収めたバイナリファイル。いく つかの種類が存在し, ディテクタデータから取り出されたイメージサイノグラムや、各プロ ジェクションあるいは出力パルスごとのフルエンスまたは MLC データを含むコントロー ルサイノグラムなどがある。

<u>Treatment plane</u>; longitudinal (y) 方向における放射線照射野の中心として定義される平面で ある。x 方向とz 方向では、この面は回転するファンビームと平行である。 TomoTherapy; ヘリカルトモセラピーの照射技術に基づく装置を製造・販売する会社。 <u>Virtual isocenter</u>; 仮想アイソセンタ。治療断面はガントリのボア内部に位置しており、患者 のセットアップを容易にするために、治療アイソセンタから y 方向にマイナス 70 cm (ガン トリのボアの外に)に仮想のアイソセンタを定義している。CT シミュレータ装置のように 本体ボアの外でレーザ投影によって指し示される。

XML file; XML ファイルは計画用ソフトウェアによって治療計画の最終段階で作られ、装置の種々の構成部品のための配信指示を含んでいる。品質保証試験用の照射の指示をするために、treatment planning system (TPS)から独立してこのファイルを作ることも可能である。 これを実行するツールはオペレータステーションのソフトウェアに含まれている。



図 1. 上列:ベンダから提供される円柱形 Virtual WaterTMファントムの正面図と写 真。矢印1が示す黒丸一つ一つは Virtual WaterTMで作られたプラグで、矢印2で示 すように電離箱を挿入するために外すことができる。写真はコロナル面にフィル ムをはさみ、フィルムよりも上方に電離箱を配置した状態の正面。下列:ファン トムの背面図と写真。テストプラグを入れるために20の穴が開けられている。全 ての穴は円柱形 Virtual WaterTMプラグや写真で示すような密度校正のためのプラグ を挿入することができる。解像度の評価と電離箱のためのプラグも利用できる。



図2.トモセラピーが採用している座標系。

III. SYSTEM OVERVIEW 装置の概略

トモセラピー装置は、ヘリカル CT スキャン装置とよく似た特有の幾何学的構造を有して いる。ビームはスリップリング状ガントリに搭載された 6 MV の直線加速器から発生する。 ビームはまずプライマリコリメータを通過し、可動調整できる jaw によってファンビーム 形状に整えられる。更なるコリメーションのために、バイナリ動作の(開くか閉じるか二元 式)のマルチリーフコリメータ (MLC) が使われる。治療中、患者が回転ビーム断面を通過 して連続的に移動する間、リング状ガントリは連続回転を行う。このように、線量はヘリカ ル方式で投与される。リング状ガントリには、加速器と対向する位置に MVCT 画像を得る ための検出装置も搭載されている。治療室に必要となる遮蔽材を減らすためにビームスト ッパが使われている。図3にトモセラピー装置に共通の配置を示した。回転中心と線源の距 離は 85 cm、線源とディテクタの距離は 145 cm である。トモセラピー装置のディテクタは 第3世代の CT 装置において標準的なものを使用している。その検出器は線源に焦点があっ ておらず近いところに焦点を持っている。ガントリの開口直径は 85 cm である。

ファンビームはアイソセンタにおいて transverse (x) 方向に 40 cm の広がりを持つ。S-I (superior-inferior) 方向すなわち y 方向に関しては調整可能な jaw によってコリメートされる。この y-jaw は原則的には 5 cm 以下であればどのようなサイズにもビームコリメーションできるが、実際に臨床に使われるのは治療計画装置にコミッションされた 3 通りの治療スライス幅 (アイソセンタでの y 方向の開きが、1.0、2.5、5.0 cm)のみである。図4 に加速管とコリメーションシステムの側面図を示す。なお、トモセラピー装置は照射野平坦化フィルタを搭載していない。

ファンビームを x 方向(加速管が真上にある時)に区切るために 64 枚のリーフからなる バイナリコリメータが使われる。MLC リーフは図 4 で示すように y 方向に開閉する。各々 の MLC は全開または全閉のいずれか一方のポジションしかとらず、強度変調はリーフごと の開時間で得られる。この MLC は圧縮空気によって動作する。MLC は照射野を挟んで二 カ所に分かれた MLC バンクに格納されている。リーフが閉じられるときは、治療スライス 幅の全体を跨ぐように移動し、対向する jaw の下すなわち照射領域を越えた位置で停止す る。これによりリーフの速い動き(およそ 20 ms)を実現できる。リーフの組成は 95%タン グステンであり、10 cm の厚さを有する。MLC はビームの transverse 方向に対してのみフォ ーカスされている。図 5 に MLC の図と写真を示す。図は同時に MLC のリーフ番号に関す る定義も示している。全ての偶数番号のリーフ群は、後面側(アイソセンタから y 軸の増加 する方向に位置する)の MLC バンクに属している。同様に、全ての奇数番号のリーフ群は 前面側(アイソセンタから y 軸の減少する方向)の MLC バンクに属している。

1 枚の MLC が受け持つ治療ビームの領域を"ビームレット"と定義する。各ビームレット のアイソセンタにおける y 方向の長さは y-jaw のセッティング値で決定され、x 方向はアイ ソセンタで 0.625 cm (ビームの幅 40 cm を 64 等分) である。

治療計画では、ガントリの1回転(360度)を51のセクションに分割計算される。分割 された単位はプロジェクションと呼ばれる。各プロジェクションについて、1枚1枚のMLC は治療計画によって特定の開口時間が決められている。あるリーフはプロジェクションの 継続時間のうち、その移行時間を調整することによりほとんどの時間開いていることもあ るし、他のリーフの中には一つのプロジェクションの中で全く開かないこともある。図6は 頭頚部の治療でガントリが回っている間のMLCの使われ方を描いたものである。図には二 つおき(3分の1)のプロジェクションだけ描かれている。

患者寝台を足方向から見たとき、あるいは図3で見ると、ガントリの回転方向は時計回り である。ガントリ角度は IEC 標準 (International Electrotechnical Commission standard) に基づ いて付けられている。すなわち、ビームが垂直に下向きのときガントリ角度は"0"であり、 ガントリ角度はガントリの時計方向の回転に伴って0度~359度まで増加する。

装置本体とは別に、照射室で通常見られるものとは異なる配置の 2 つのレーザ装置が設 置されている。治療断面は本体のボア内であり、患者セットアップの為にボアの外に仮想ア イソセンタが定義されている。仮想アイソセンタと実際の治療面にあるアイソセンタとの 距離は y 方向に 70 cm 離れている。仮想アイソセンタを投影するために固定式の緑色レー ザ装置が用意されている。それに加えて、可動式の赤色レーザ装置が設置されている。この システムは CT シミュレータ装置でよく見られるマーキング装置と同じものである。赤レー ザは、レーザの軌道が可動できるような場所に取り付けられている。赤レーザがホームポジ ションにあるときは仮想アイソセンタを指示している。室内には合計で 5 つの赤レーザ装 置があり、その内訳は coronal が 2 つ、axial が 2 つ、sagittal が 1 つである。治療計画システ ムにおいて、患者セットアップ用の皮膚マークに赤レーザを投影するようにできる。したが って赤レーザの位置は治療計画特有である。患者は赤レーザと緑レーザによってセットア ザは物理的な精度試験でよく使用される。図7に室内のレーザ設置図を示す。図には lateral と sagittal のみ示されている。赤、緑の coronal レーザ装置は描かれていない。



図3.トモセラピー装置の主要構成の略図。



図 4. ビームコリメーションに関わる構成の側面図。この図では加速器は 12 時の 位置にある。



図 5. トモセラピーの MLC の概略図を示す。左図は全ての MLC が開口している 状態を示す。右図はいくつかの MLC が閉口している状態を示す。全てのリーフが 閉口状態の MLC の写真も示す図において、MLC は 6 時の位置にあり、観察者は アイソセンタから MLC を見下ろしている。



図 6. MLC の使用法の説明図。頭頸部治療中にガントリが1回転する間の51プロ ジェクションのうち2つおきに、正規化されたリーフ開口時間を示す。17枚の各 図は、対応するプロジェクションが実行されている間の64枚の各 MLC(各図に おいて transverse 軸に沿った64 個の棒によって表現されている)の相対的な開 口時間(棒線の高さ)を示す。底の軸(transverse 軸)に沿って並ぶ棒線64本分 のスペースが64枚のリーフに対応している。これらの各々のプロジェクション で、外側に位置するリーフはそのビームレットが腫瘍の占める領域を通過するこ とがないので、決して開口することがないことを示している。



図 7. 天井から見た治療室内レーザライメントの概略図。緑レーザは固定されてお り、赤レーザは可動式である。ホームポジションにあるとき、赤レーザは緑レー ザと重なって投影される。ピンク色に塗られた領域は赤レーザが移動して指し示 すことができるおおよその範囲を示している。

IV. SYSTEM SPECIFIC ACCEPTANCE AND COMMISSIONING ASPECTS 装置の特殊な アクセプタンスとコミッショニングの概要

線量の照射方法と各々のハードウェアに加えて、装置の概略上独自であるのは、全てのト モセラピーの治療計画装置は、装置一台一台に固有のビームモデルを使うのではなく、各装 置に共通のビームモデルを用いているということである。(いくつかの初期装置は固有のビ ームモデルを持っていたが、その内のいくつかの装置は早い時期に、共通ビームモデルを使 うように再コミッションされている。)共通ビームモデルに適合するように各装置は工場出 荷時に調整されている。各装置は施設における ATP (acceptance testing procedure)の間に、各 パラメータが共通ビームモデルに適合していることを確認される。そのため、従来の装置で のコミッショング業務の多くは、トモセラピーには適用できない。全ての定期的な QA 手順 のためにベースラインデータを収集するというようなその他の従来型コミッショニング手 順は、ヘリカルトモセラピーにも適用できる。

このタスクグループは施設の物理士がアクセプタンス試験にしっかりと関わることを推 奨する。物理士は TomoTherapy 社から規定されたアクセプタンス試験手順によってデータ を収集し保管記録しなければならない。定期的に継続してデータを確認する試験に関して は、その基本となるデータの取得は装置のアクセクプタンス終了の直後で、最初の治療の前 であるべきである。その他にも毎日、毎月、3ヶ月、年1回に推奨される全ての品質保証の ための試験も治療の前に実施しておかなければならない。年1回に推奨される品質保証の ための概要の多くは、アクセプタンス試験手順の過程でカバーできる。例えば、アクセプタ ンス試験の過程は、章 VのB.1とB.2に記述した機械的なアライメントやビームパラメー タの試験などを含む。推奨どおりに施設の物理士がATPの過程に積極的に関与していれば、 ATPの過程でカバーされる試験は治療に先立って再取得する必要はない。

V. TREATMENT DELIVERY FOR HELICALTOMOTHERAPY ヘリカルトモセラピーの 治療照射

V.A. Introduction 導入

ヘリカルトモセラピーのビーム照射は変調方法が独自の方法であり、この照射方法に合わせて最適化された品質保証試験を用いる必要がある。一部の試験は従来の直線加速器で 実施されているものと同様であるが、それ以外はヘリカルトモセラピーに特有なものであ る。

装置の状況は、従来の試験手順による方法からヘリカルトモセラピーによる照射中に取 得したオンボードディテクタデータを利用した手順による方法まで、頻繁に色々な方法で 試験することができる。ユーザが開発したトモセラピー特有の試験手順の報告がある ⁵⁷。 ベンダによって開発された試験手順の多くはオンボードディテクタを用いているが、他の 試験はフィルムを基本としている。ディテクタのデータを利用したいユーザのために、付録 Eに、データの保存場所とアクセス方法に関する説明を記している。フィルムを用いた試験 は、X線フィルムまたはラジオクロミックフィルムによって実施可能である。

ヘリカルトモセラピーはまだ比較的新しいモダリティであるので、さらなる試験手順が 提案されることが予想される。この章の目的は、装置のどのような項目を検査すべきかにつ いて記述することである。ユーザまたはベンダによって開発された試験手順の実例を提示 する。しかし、時間が経過すれば新しい試験手順が開発されるであろう。そして、特殊な試 験方法を指示することや、これからのより良好な試験手順や機器の使用を禁止することが この章の目的ではない。

V.A.1. Unique aspects of helical tomotherapy treatment delivery ヘリカルトモセラピー治療照 射に特有なこと

ヘリカルトモセラピーでは、治療中にガントリ、治療寝台および MLC リーフのすべてが 動き、動的な照射を用いている。そのため、高度な原体照射治療となる。照射の複雑さは、 トモセラピー制御装置の広範囲な組込みと自動化のため、エンドユーザからは見えない。

トモセラピービーム照射装置には、物理士が認識しておく必要があるいくつかの固有の

項目がある。装置の出力は、従来のモニタユニットごとの吸収線量ではなく単位時間当たり の吸収線量(線量率)に関して定義される。従って、ガントリ回転、テーブル移動および MLC 開度のような治療計画パラメータは、全て時間が基準となる。治療計画においては線量率が 一定であるとして計算され、治療プランは計算された時間が経過することによって終了す る。

線量率が許容される範囲内かを監視するために、2 つの平行平板透過型電離箱が y-jaw の 上流側に設置されている。装置のキャリブレーションの後、平行平板透過型電離箱からの信 号レベルとそれらの変動がモニタされる。これらの信号レベルは、公称レートと呼ばれる。 公称レート値の設定は、アクセプタンス試験 (ATP)の時に、ベンダによって行われる。2つ の別々のモニタ線量計に対する線量率試験が実施される。治療は、(i)モニタ線量計読み値 が、3 秒以上公称レートから 50%以上異なるか、(ii)モニタ線量計読み値が、3 連続の 10 秒 の回転間に公称レートから 5%以上異なるときに終了する。秒ごとに新しい 10 秒ウインド ウが開始され、公称線量率の 50%から 95%間の線量率が続くと 12 秒後にインターロックが 働く。これらの 2 つの線量率試験は、おのおのの電離箱に独立して適用され、どちらの電離 箱でも線量率に異常が検出された場合治療にインターロックがかかる。

治療中断前の線量率のばらつきによる線量への影響は、簡単には見積もることができな い。治療中、標的体積はビーム面中を移動するので、ビーム面からすでに移動してしまった 標的体積や、まだビーム面へ移動しきていない標的体積は影響を受けない。線量率が変動し ている間に治療された組織体積のみが影響を受ける。したがって、影響を受けた体積は、フ ァンビームスライス幅に加えて、寝台が線量率変動期間に移動した距離により限定される。 影響を与えた照射時間の割合は計画パラメータに依存する。与えられた標的ボクセルは、 pitch 値によって割り当てられたガントリ回転周期と等しい時間中、ビーム面内にあるよう にスケジュールされている。さらに線量への影響は、線量率が変動している間に実行された MLC パターンに依存する。よって、線量率変動の線量への影響は計画に依存するが、一般 的に予定された照射予定時間の一部の、照射を受けた体積の一部分に限定される。

モニタ線量計の構造は、2つの密封された平行平板透過電離箱から成る。一つの電離箱は 分割されておらず、収集体積の半径は約7cmである。この体積からの信号は、モニタユニ ット1信号を得るために利用される。第2の電離箱は、内側体積と外側のリング体積に分 割される。内側体積は、約5cmの半径を持つ。この内側体積からの信号は、モニタユニッ ト2信号を導き出すために利用される。外側のリングは、さらに6つの部分に分けられる。 これらの外側の区域からの信号は利用されない。モニタ線量計信号は、補助データモニタリ ング装置を介してユーザが利用可能である。

オペレータ画面に表示されるモニタユニット読み値は、モニタ線量計の信号から得られる。モニタ線量計の信号は、85 cm SAD、5×40 cm²の静止照射野において 1.5 cm 深で測定された cGy/min で表示された装置の出力が、モニタユニット値と数値的に一致するように

スケーリングされる。このスケーリング処理は、ATP の間にベンダによって行われる。示さ れるモニタユニット率は、瞬間的な線量率ではなくプロシージャの始まりからの平均線量 率である。ソフトウェアバージョン 4.0 では、治療プロシージャで示された線量率は、ウォ ームアップを除いた直近の 10 秒間の平均線量率である。ウォームアップの終わりから 10 秒 が経過していない場合は、表示はウォームアップからの平均線量率を示す。QA プロシージ ャでは、ウォームアップ時間は表示された線量率に含まれる。

ビームがオンになった初期の出力は不安定である。このビームの不安定性はあらかじめ わかっているため、すべての照射プランで全 MLC リーフが、最初の 10 秒間閉じている。 ユーザが治療計画装置以外で試験プロシージャを作成する場合には、少なくともプロシー ジャの最初の 10 秒間 MLC を閉じるように作成することを勧告する。

プロシージャのタイミング、サブシステム同期およびプロシージャの終了は、一次タイマ で管理される。三つの独立したコンピュータ時計は、予定されたプロシージャの時間から6 秒経過した後にそれぞれがビームを終了するように、バックアップタイマとして利用され る。

V.B. Periodic quality assurance 定期的な品質保証

この節では、非通常時の状態(例えば、ガントリ静止位置やコミッションされていない jaw の配置)で装置を動かす必要があるプロシージャを使用している。

必要なプロシージャの大部分は、ベンダによって利用しやすいように作られている。一方 で、ユーザはオペレータステーションにおいて、これらのプロシージャを作ることができる (付録 B 参照)。この章では、幾何学的なアライメント、ビームパラメータ、同期と多方面 について記載されている。また、この章は校正プロシージャについての記載も含む。

V.B.1. Mechanical alignments 幾何学的なアライメント

幾何学的なアライメント(試験)は、年に1回、またアライメントの精度が低下したと考 えられるときに確認しなければならない。このレポートでは、特定のアライメントを確認す ることを推奨する。これらのアライメントを確認するために、ベンダによって作られたテス トプロシージャを利用することができる。ユーザが、代替のテストプロシージャを作ること もできる。ほとんどの試験はフィルム測定器を使用し、通常のフィルムもしくは画像解析ツ ールを分析に使用することができる。ベンダは、フィルム解析ツールを提供している。

節 V.B.1.a-c の項目は、y-jaw、MLC および回転面に対する放射線源(リニアック)のアラ イメントを確認する試験である。V.B.1.d-f の項目は、各々の治療スライスの中心に加え、回 転面に対する y-jaw と MLC のアライメントを確認する試験である。

V.B.1.a. y-jaw centering. y-jaw のセンタリング y 方向における放射線源のアライメント

は y-jaw に対して確認される。線源がコリメートされた照射野の中心にあるかを確認するためにこの試験は行われる。構成部品の交換や、このアライメントに影響するくらい構成部品を動かした場合、このアライメントを確認するべきである。y-jaw のセンタリングは1年に1回、確認することが推奨されている。

このプロシージャは IEC-y 方向に沿って、2 mm の jaw size で 11 ステップ動く。y-jaw を 狭くすると、この試験の感度が増幅される。y-jaw の開度が軸外に 24 mm、20 mm、10 mm、 5 mm、0 mm、-5 mm、-10 mm、-15 mm、-20 mm、-24 mm と y-jaw の開度を変位し、ビーム を一定の時間照射する。longitudinal に安定した有感体積を有する電離箱をアイソセンタに 配置し、各ステップで出力を測定する。ベンダは、この試験に ExradinA17 電離箱を使用す る。電離箱は変位したビームの出力を測定するため、十分な長さにわたって直線応答を持っ ていなければならない。

出力は軸方向 jaw 変位の関数としてプロットされる。データを放物線でフィットするこ とで決定した頂点にビーム出力の最大値が存在するとき、線源(位置)は y-jaw に対して整 合している。例えば、図8はこのプロシージャから得たデータセットの一例を示している。 放物線の頂点(最大出力)を見つけるために、曲線の導関数を使うことにより、各々の jaw

の変位を検出することができる。例えば、ある導関数 $\frac{\delta \text{ signal}}{\delta x} = -0.0162x + 0.0079$ (ここ

で、x は mm 単位の jaw の変位量) において、最大出力は 0.49 mm の jaw 変位にある。y-jaw の焦点は、X 線源の上方 5 cm にある (アイソセンタの上方 90 cm)。それは、アイソセンタ において線源の変位量が 18 (= 90/5)倍に拡大されており、前述の例において、実際の線源の ズレは 0.03 (= 0.49/18) mm であることを意味している。ベンダの仕様書によると、線源位 置は 0.3 mm 以内で、(コミッショニング時に確定した) 公称位置に一致するべきである。タ スクグループはこの許容値を堅持することを勧告する。

V.B.1.b. x-alignment of source. 線源の x-アライメント x 方向における線源の位置は、 MLC の位置に対するものとして確認する。この試験に関し、MLC tongue and groove (T&G) 効果が有効である。この効果は、近接した MLC が閉じているとき、放射線が直接通過する ことを妨ぐためのリーフの T&G 構造により生じる。2 つの近接したリーフが同時に開く場 合と比較して、順番に開く場合にはこの構造の結果としてフルエンス出力が異なる。

T&G 効果は、MLC が線源の焦点に合っている場合に最小となる。この最終的な効果が、 線源と MLC のアライメントに対する試験に使われる。ベンダは、偶数番の全ての MLC を 開き、次に奇数番の全ての MLC を開いたときの出力プロファイルを取得するために MVCT のディテクタアレイを使用する。この照射順序は T&G 効果を最大にする。線源の x アライ メントを試験するために、偶数番のリーフプロファイルと奇数番のリーフプロファイルが 加算され、全ての MLC が開いた状態で取得された出力プロファイルで除算される。線源が MLC に対して適切にアライメントされている場合、この正規化 T&G プロファイルは、中 心について対称となる。図9に正規化した T&G データを示す。"out of focus"の値は、プロ ファイルの左右の対称性に基づいて計算されている。out of focus の値を算出するために、 T&G プロファイルを左右に分割する。両側において、平均 T&G 信号と T&G 信号の標準偏 差を計算する。2 つの平均 T&G 信号の小さい側の値を大きい側の値で除算する。これによ り、絶対的な信号の対称性を表現する割合 a を算出する。標準偏差の対称性を表現するため に、全体の平均 T&G 信号(両側にわたった平均信号)に各々の標準偏差を個々に加えるこ とにより 2 つの合計を算出する。2 つの合計のうち小さい側の値であるパラメータ b を計算 するために、大きい側の値の合計で割り算する。ベンダの out of focus の値は以下の式に基 づいている。

% out
$$- of - focus = 100\% \times (1 - \frac{a+b}{2})$$

この値と数値で表した線源の transverse 方向のオフセットとの間の経験的な関係は、ベンダ によって確立された。ベンダは、out of focus について最大 2%の許容値を明示している。こ れは、0.34 mmの transverse 方向の線源位置のオフセットと一致する。この試験のデータ収 集と分析を容易にするために、タスクグループはベンダと協力して実施することを推奨し ている。しかしながら、フィルムによる T&G プロシージャが文献に報告されており、独立 して T&G プロファイルにて対称性を評価できる⁸。タスクグループは線源の x アライメン トに対するベンダの許容値を適応することを推奨する。

V.B.1.c. y-jaw divergence/beam centering. y-jaw divergence/ビームセンタリング ビーム面 とともに y-jaw のアライメントは、治療ビームの中心横断面が回転軸に垂直に交わることを 保証するため確認しなければならない。すなわち、ガントリが0度でビームがガントリ回転 面の周りに対称に広がっているとき、横から見た場合、点が真っ直ぐに降りていることにな る。このアライメントは、もし影響を及ぼし得る構成部品を交換したり、取り外したりした 場合に確認する必要がある。1年に1回、y-jaw/ビームセンタリングを確認することが推奨 される。

下記のテストプロシージャは y-jaw divergence を確認するために使用ことができる。フィ ルムはソリッドウォータ板 (2 cm 深)の間に水平に置き、固定緑レーザによって定義され ているアイソセンタより下方に置く。試験の感度を最大にするため、線源から可能な限り離 れた位置に置く。通常、実現可能な距離はアイソセンタから約 23-25 cm 下方である。コリ メータは、通常の臨床的な照射野を形成するようにセットし、ガントリ角度は0度とする。 MLC 照射野は中心軸の片側のリーフのみが照射中に開くように形成する。垂直なビームに よりフィルムを照射する。ガントリを 180 度とし、同じ治療スライス幅と MLC パターンで 2 回目の照射を行う。図 10 にこのテストプロシージャの説明を示す。 y-divergence 試験の現像フィルムを図 11 に示す。ビームの拡散がガントリ回転面の中心 にあるかを確認するため、両方の照射野の中心を測定する。フィルムの分析は、2 つの照射 野の A1 と B1 のプロファイルを覆うことが必要である。各ビームの中心は、各ビームプロ ファイル (A1 と B1) に対して半値幅 (FWHM)の中心として定義される。2 つの照射野の 中心の差は、三角形の相似関係により、アイソセンタでのビーム拡散に変換することができ る。すなわち、アイソセンタでの拡散は、フィルム上の照射野間で測定した差に 85 cm/(2 × d)を乗じることで求めることができる。ここでdは、フィルムが配置されたアイソセン タからの距離である。例えば、フィルムがアイソセンタ下方 25 cm に配置されており、フィ ルム上でのビーム中心間の差が 0.3 mmの場合、ビーム拡散はアイソセンタ位置で 0.51 mm[すなわち、0.3 mm× (85/50)]に変換されるであろう。アイソセンタの垂直からのビーム 軸の拡散は、ベンダの仕様書により 0.5 mm 以下になるべきである。タスクグループはこの 許容値を支持することを推奨している。

V.B.1.d. y-jaw/gantry rotation plane alignment. y-jaw/ガントリ回転面のアライメント yjaw が回転面に平行であるかを確認しなければならない。これは1年に1回を基本とし、ア ライメントの精度が落ちうるときは常に確認する必要がある。y-jaw divergence/ビームセン タリング試験のフィルム結果をこの分析に使うことができる。図12は許容できるときと許 容できないときのフィルム結果の略図を示す。

まず、このフィルムのプロファイルを両方の照射野に沿って、数ポイントで調べる(図11 の A5-A1 と B1-B5 の位置)。プロファイル中心の y 位置は、50%強度の半影位置間の中心 点として定義する。この位置は、広いプロファイルと狭いプロファイルに対して x と y の 両方を別々に記録する。結果をプロットし、直線の傾きを確認する。物理的な jaw の捻れ は、フィルムで測定した照射野間の角度の半分に等しいということに注意する。物理的な jaw の捻れは、0.5 度未満であるべきである。これはベンダが設定した許容値であり、タス クグループはこの許容値の遵守を推奨する。この許容値は、10 cm の軸外における線量分布 が 1 mm の空間的な精度をもつことを保証している。

V.B.1.e. Treatment field centering. 治療照射野のセンタリング 臨床で使用する全ての照射 野は、共通の中心になければならない。構成部品をこのアライメントに影響を及ぼし得る方 法で交換したり取り除いたりした場合、このアライメントを確認するべきである。1年に1 回、照射野の中心を確認することが推奨される。

照射野の中心を確認するために、静止垂直照射野で、85 cm の線源-フィルム間距離でビーム軸に垂直にフィルムを置く。ビルドアップとして 1-2 cm のソリッドウォータの使用を 推奨する。制御サイノグラムは、11-18、29-36、47-54 の MLC が開くように設定する。y-jaw を公称 2.5 cm 幅に設定し、フィルムに照射する。次に MLC が 2-9、20-28、38-45 と 56-63

を開口するように設定し、y-jaw を臨床使用する他のビーム幅に設定する。MLC のナンバリ ングの法則については、節IIIの中の MLC に関する説明を参照されたい。

フィルムに2回目の照射をして現像する。図13に示された例では、5 cm の校正照射野が 臨床使用する2.5 cm の照射野に対して試験されている。異なる治療スライス幅を横断して 取得したプロファイルは、ベンダの推奨によりアイソセンタで0.5 mm 以内で照射野中心の 一致を示すべきである。タスクグループはこの許容値を支持することを推奨する。試験は、 各臨床照射野について繰り返されるべきである。

V.B.1.f. MLC alignment test. MLC アライメント試験 回転中心に対する MLC の transverse 方向のアライメントを、1年に1回を基本として MLC を交換した後にも確認するべきであ る。同様に、MLC が回転面に平行に配置されているかを確認するべきである。

これら 2 つのパラメータを確認するために、フィルムによる試験を実施することができ る。フィルムをアイソセンタに置き、2 枚の中心の MLC (32 と 33) に加えて、2 枚の軸外 の MLC (27 と 28) を開く。ガントリ角度 0 度でフィルムに照射する。ガントリを 180 度に 移動して、2 枚の軸外の MLC (27 と 28) のみを開く。現像フィルムは、図 14 のように見 えていなければならない。外側の 2 つの領域は、お互いに平行であるべきである (MLC は 回転面に平行に配置されている)。中心領域は、外側の 2 つの領域間の中心にあるべきであ る (MLC の transverse 方向のオフセットがない)。照射野中心から照射野の両端までの距離 の差は、MLC オフセットを計算するために使われる。照射野中心から照射野の両端までの距離 の差は、MLC オフセットを計算するために使われる。照射野中心から照射野の両端までの 距離の差と捻れが上記のフィルムプロシージャを使用して測定されるならば、MLC のオフ セットと捻れは、2 倍に拡大されるということに注意しなければならない。その理由は、ズ レが 2 回の照射の各々から加算されるためである。そのため、MLC オフセットは中心から 左右の照射野のオフセットの間の差を 2 で除した値に等しい。ベンダの仕様書によると、 MLC オフセットはアイソセンタで 1.5 mm 未満であるべきあり、MLC の捻れは 0.5 度未満 であるべきである。タスクグループは、ベンダの仕様書を採用することを推奨する。



図 8. y-jaw センタリングのプロシージャで測定したデータの例。測定したデータは 2 次関数でフィットされている。



図9. オンボードディテクタアレイで収集した正規化tongue and grooveのデータ。これらのデータから計算されたout-of-focusの値は 1.05%である。



図10. y-divergence 試験のセットアップ略図。フィルム結果の略図が同様に示されている。右側の図において、ビームは回転軸に対して対称に拡散していない。この状況は、jawのエンコーダの調整を必要とするであろう。



図11. 回転面に対するビームtransverse軸のアライメントを確認するために照射した フィルム。ガントリ回転面に対するy-jawアライメントの数値分析に関して(節 V.B.1.d)、2つのビームのより短いほうの長さをカバーする幾つかの軸外距離でy-プロファイルを測定する。



図12. Jawの捻れのフィルム結果略図



図13. 臨床ビームにおけるtransverse軸のセンタリング試験に関するフィルムの図。



図 14. MLC アライメント/ 捻れ試験。

V.B.2. Beam parameters ビームパラメータ

トモセラピーは独特なヘッド構造を有するため、線量プロファイルも独特な形状になる。 例えばフラットニングフィルタを搭載していないため、transverse 方向の線量プロファイル は円錐状になる。モンテカルロシミュレーションによるトモセラピーのビーム特性の詳細 は Jeraj⁹らや Sterpin¹⁰らにより報告されている。

定期的な QA では、PDD や縦横方向の線量プロファイル、出力の不変性を確認するべき であり、推奨される QA の頻度や許容値は次節で論じられる。もし、測定した値が許容値か ら逸脱した場合、装置のパラメータを調整する必要があり、この調整はサービスモードで行 う必要がある。理想的には、調整はフィールドサービスエンジニア(FSE)が行い、施設の 医学物理士が確認を行う。物理士の判断によっては、出力の調整および確認を施設の医学物 理士が行うこともできる。エネルギーの調整や線量プロファイルの調整は FSE が行い、確 認は施設の医学物理士が行うべきである。

V.B.2.a. Beam quality. 線質 装置の線質と治療計画装置内でモデリングされたデータの 線質の一致を確認するべきである。図 15 に PDD の測定値と計算値を示す。トモセラピー の 10 cm 深における PDD は一般的なリニアック装置の PDD と比べ低い。これは、フラッ トニングフィルタが装着されていないため実効エネルギーが低く、また、PDD の測定が SSD 85 cm で行われるためである。しかし、低エネルギー光子を除くために一様にフィルタリン グされている。

PDD の測定方法とエネルギーの不変性の確認方法には様々な方法がある。例えば、ビームエネルギーの不変性は、線量率を同時に計測して水等価ファントム中における異なる2 つの深さの TMR の測定や、異なる厚さのフィルタの透過率で求めることができる。TG-142 では線質 (PDD₁₀や TMR_{10.20})の変化の許容値は1%以内とされている。線質の不変性の確 認は1カ月間隔で行うべきである。この間隔は、1年おきの測定を推奨している TG-142 と 比べ短い。これは、トモセラピーのターゲットの消耗が一般的な C アーム式のリニアック に比べ早いためである。ターゲットの寿命が終わるまでの間に連続的に線質は変化するが、 線量的に有意な変化が起こるのは寿命が終わる直前である。したがって、ユーザは線質を頻 繁に確認し、ターゲットの消耗が確認されたら測定を行う間隔を短くするべきであろう¹¹。 年単位の測定では、それぞれのスライス幅において、モデリングビームからの線質の変化を 確認するべきである。ビームモデリングは水中における PDD と一致するように作られる。 そのため、年単位の QA では、ビームデータの比較のために水ファントムでの測定が必要と なる。トモセラピーの口径は 85 cm であるため、使用する水ファントムは制限される。最近 では、サードパーティのベンダでもトモセラピー装置で使用できる専用の水ファントムが 開発されている。

V.B.2.b. Cone (transverse) beam profiles. コーン (transverse 方向の) ビームプロファイル トモセラピーはフラットニングフィルタを搭載していないため、transverse 方向の線量プロ ファイルは円錐状であり、照射野辺縁の線量強度は中心軸に比べ 50%程度低下する (図 16 参照)。TG-142 では、transverse 方向の照射野サイズの不変性の確認は月に一度、ビームモ デルとの比較は年に一度行うべきとされている。TG-142 ではフラットニングフィルタが搭 載されていない装置の場合、月ごとの transverse 方向の線量プロファイルの不変性の許容値 は 1%以内とされている。この値は照射野サイズの 80%の範囲内における複数点の測定値と 基準値の絶対差の平均値である。ここで言う基準値とは、コミッショニング時に測定された データである。年単位の測定では線量プロファイルの不変性はビームモデルに対して評価 するべきである。ビームモデルのデータは装置の設置時やコミッショニング時にベンダか ら入手することができる。不変性の評価法と許容値は月 1 回のものと同様である。

例えば、transverse 方向の線量プロファイルは MVCT 用のディテクタを用いて取得するこ とができるが、その評価には TomoTherapy 社の技術者の協力が必要となる。軸外距離によ りディテクタの収集効率が変化するため、ディテクタで取得したデータと線量プロファイ ルは異なる。しかし、線量プロファイルが変化した場合、ディテクタで取得するデータも変 化するため、transverse 方向のプロファイルの不変性の確認にディテクタのデータを用いる ことができる^{5,12}。また、サードパーティのベンダが販売しているダイオードアレイを用い て線量プロファイルの測定を行うことができる¹²。フィルムも線量プロファイルの測定に 使用することができる。PDD と同様に線量プロファイルの変化からもターゲットの消耗を 判断することができる¹²。月単位の確認では、コミッショニングされた少なくとも一つのス ライス幅の transverse 方向の線量プロファイルを確認するべきである。年単位では、すべて のコミッショニングされたスライス幅のビームモデルに対する線量プロファイルの一致を 確認するべきである。現在、ビームモデルは水中における線量プロファイルとして利用でき るため、水ファントムを用いた測定を年単位でするべきである。

本来、ディテクタの位置による感度は一定であるとされているが、この仮定は明確に確認 されていない。ディテクタは機械的な動きがないよう、ガントリに堅固に固定されている。 しかし、もしディテクタで取得したプロファイルが変化しており、その変化がターゲットの 消耗や部品の交換では説明できない場合は、フィルムやダイオードアレイで線量プロファ イルを確認してディテクタの反応を確認しなくてはならない。年単位の水槽を用いた線量 プロファイルの取得は、ディテクタの不変性の確認にもなる。

V.B.2.c. Longitudinal beam profiles. longitudinal 方向のビームプロファイル longitudinal 方 向の線量プロファイルの不変性はトモセラピーでは特に重要である。患者に照射される線 量は寝台が移動した際の longitudinal 方向プロファイルの重ね合わせとなるため (MLC の動 きは無視する)、longitudinal 方向のプロファイルが変化すると投与線量も変化する¹³。例え ば、スライス幅1 cm で 10% (1 mm)線量プロファイルが変化すると投与線量もおおよそ 10% 変化する。そのため、longitudinal 方向の線量プロファイルの FWHM の頻繁な確認が推奨さ れる。transverse 方向の線量プロファイルの測定が線質の不変性の確認であったのに対して、 longitudinal 方向の線量プロファイルの測定はスライス幅の確認であり、ビームの半値幅の 試験が推奨される。longitudinal 方向の計算値と測定値のプロファイルを図 17 に示す。 longitudinal 方向のプロファイルの不変性はコミッショニングされたすべてのスライス幅に ついて毎月行うべきである。これについての有効なモニタリング方法が幾つかある。 longitudinal 方向の線量プロファイルの測定方法は、電離箱を設置した状態で寝台を動かし、 一定の周期で電荷を収集する。この試験は寝台移動速度が一定であることが前提条件であ る。もしこの試験に合格しなかった場合、寝台の移動精度を確認するべきである (V.B.3.b: 寝台速度の均一性参照)。その他の方法として、フィルムを用いて longitudinal 方向の線量プ

ロファイルを測定し、不変性の確認を行う方法がある。線量プロファイルの FWHM は 1% 以上変化してはならない。そのため、FWHM の許容値はスライス幅によって異なり、スラ イス幅 5.0 cm、2.5 cm、1.0 cm では、それぞれ 0.5 mm、0.25 mm、0.1 mm となる。3 種類の スライス幅の中で、スライス幅 1 cm の FWHM は 1%以内の許容値を超える可能性が高い。 この試験はセットアップの影響を強く受けるため、試験に合格しなかった場合はセットア ップを確認することに留意する。もし連続して試験に合格しなかった場合、jaw のエンコー ダの調整などをベンダに依頼する。

治療計画装置の線量計算精度を担保するには、正確な Jaw の設定が必要となる。そのた め、節 VII.B.3 に記載されているような治療計画の QA や節 V.B.2.d (出力不変性) に記載さ れている回転出力試験を行うことで、Jaw の位置精度を確認できる。TG-142 では照射野サ イズの表示の確認は毎日行うことを推奨しているが、このタスクグループでは longitudinal 方向の線量プロファイルの確認を毎月行うことを推奨している。DQA の結果が合格しなか った場合、より多くの頻度で longitudinal 方向の線量プロファイルの測定を行うことが推奨 される。

計算と実測の線量プロファイルの確認は年ごとに行うべきである。ビームモデルデータ と比較するために、年ごとに最新のデータを水ファントムで取得するべきである。

V.B.2.d. Output constancy. 出力不変性 出力の不変性試験は毎日行うべきである。出力の 測定は固定および回転照射で行うことを推奨する。トモセラピーの出力はオペレーティン グ温度に左右されるため、公称温度(40度)の2度以内の場合にのみ測定を行う。この温 度はモニタリングされており、水の加熱冷却回路で制御されている。

固定照射の出力測定を毎日行っている場合、回転照射は週ごとに行うべきである(回転照 射を毎日行っている場合は、固定照射は週ごと)。固定照射の場合、ガントリを固定して一 定時間照射を行う。照射開始直後は線量率が不安定であるため、最初の 10 秒間 MLC は閉 じた状態で照射を行うべきである。患者への照射のように、ガントリを回転させながら寝台 を動かし、リーフの開閉時間を調整したプロシージャでも線量の不変性を確認するべきで ある。このプロシージャは治療計画装置を使用して作成するべきである。

電離箱線量計や同等の測定精度の線量計は日々の出力の不変性確認に利用することがで きる。日々の出力は3%以内に含まれるべきである。毎月の確認の場合、回転および固定照 射の出力の不変性は校正された電離箱線量計を使用して確認するべきである。もし、校正さ れた電離箱線量計を日々の出力確認に使用している場合、他の電離箱を使用するべきであ る。それぞれの月ごとの出力確認は2%以内に含めなければいけない。これらの許容値と確 認の頻度はTG-142³と同様である。

それぞれの出力は許容値内に含まれているべきである。それぞれの出力が同じ傾向で変動した場合には装置の出力を調整する。出力変動の傾向がそれぞれ異なり、片側のみが許容値

内に入るような難しい状況も発生する。装置のメンテナンスと同時期に出力が変動した場合、メンテナンスの記録を確認するべきである。例えば、MLCの交換が行われた場合、治療計画装置に登録する MLC のデータを入れ替えるため、回転照射の計画を再度行わなくてはならない(VIII.E: 主要構成部品の交換を参照)。また、回転照射中の角度ごとの出力変動の 周期や振幅が変化しないかを確認するべきである。

トモセラピーの照射は時間基準(照射は一定の時間で止まる)で行われている。この方法 は出力の安定性に依存しており、線量率の変動に敏感である。トモセラピーの線量率のモニ タリング装置の詳細については節 V.A.1 の"ヘリカルトモセラピー治療照射に特有なこと" に記載されている。線量率のモニタリングは二つの透過型電離箱からの信号に基づいてい る。これらの信号は、表示や記録用にモニタユニット1と2の読み値に変換される。2つの 電離箱の生の信号は、線量率が数値的に等しくなるようにそれぞれに変換係数を持ってい る。毎月、それぞれの線量率の表示が2%以内で一致していることを確認するべきである。 それぞれの MU 値の表示の変位は、2つのモニタ電離箱の生の読み値の変位を示している。 しかし、それぞれの線量率のインターロックを同一のトリガーレベルに再設定するには、ト リガーレベルを基本とした公称カウントレートをリセットする必要がある。信号-MU 変換 係数の調整は MU 値の表示のみに影響を与えており、実際の出力には影響を与えない。ト リガーレベル(出力)を基準とした公称カウントレートの再設定は、ベンダと一緒に行うべ きである。透過型の電離箱は線量率のモニタにのみ、すなわち、線量率が許容値を超えた場 合に照射が中断される際に使用されており、照射の終了が時間で管理されているので、プロ シージャの終了に照射を停止させることには使われない。

ガントリ角度による出力の変動(回転出力変化)は毎月確認するべきである。この試験は、 TG-142 で年ごとの測定が推奨されているガントリ角度ごとの出力不変性試験に似ている。 しかし、トモセラピーではガントリが回転したままで測定が行われる。このタスクグループ で回転出力変動の確認の頻度を増すことを推奨しているのは、時間で照射を管理する装置 の場合、角度ごとの線量率の変動に強く影響を受けるためである。回転出力の変動は一般的 に、数回転中の出力のランダムな変動(1標準偏差)で表され、1~2%以内に含まれる¹⁴。 長期間における回転出力の変動の情報はない。

回転出力変動のテストプロシージャについては、すべての MLC を開きガントリを連続し て回転させ照射をするべきである。例えば回転出力の測定は、電離箱線量計をアイソセンタ に設置して角度ごとの線量を測定するか、モニタ線量計で測定を行う¹⁵. モニタ線量計では 角度ごとの信号が記録、保存される(付録 E 参照)¹⁵。治療寝台の減弱の影響を避けるため に、電離箱線量計でデータを取得する場合、治療寝台は治療断面から退避させなければなら ない。すなわち、治療寝台をボアから退避させる。サービスメンテナンスの一環としてサー ビスエンジニアが回転出力の変動の測定をしていた場合、施設の医学物理士はそのデータ を確認して、毎月の測定の代わりに用いても良い。 ベンダの回転照射時の出力変動の許容値は平均出力の±2%である。TG-142 で行われてい る類似したガントリ角度ごとの出力不変性試験の許容値は、基準値との相対差と定義され ている³。ベンダの許容値は最新の研究結果に基づいていることから^{11,14}、このタスクグル ープではこの許容値を順守することを推奨する。

回転出力の変動は治療計画に反映されておらず、変動による線量への影響は最新の二つ の論文で調査されている。照射は様々な方向から行われるため、出力線量と計画線量の差異 は回転による出力の変動より小さくなる^{11,14}。Flynn らは許容できるランダムな出力変動の 振幅を算出する式を確立した。受け入れられる許容値では計画線量と出力線量の差が2%以 内の部分が線量体積中の95%以上となることが必要となる。βをランダムな出力変動とする と、最大許容システマティック振幅 A=0.34× (10-β)で表される。この結果から Flynn らは、 ベンダの許容幅2%は必要要件より厳しいと結論付けた。図18に回転出力の変動を示した。 システマティック変動およびランダム変動(1 標準偏差)の測定結果は1%であった。この 事例では、3%の振幅を持つシステマティック変動は Flynn の基準を満たす。



図 15. 水槽で測定された PDD (2.5×40 cm²照射野) とモデル PDD の例。データは、 SSD 85 cm で測定した。



図 16. 水槽で測定された transverse ビームプロファイル (2.5×40 cm² 照射野) と各

モデル transverse プロファイルの例。データは、SSD 85 cm で、15 mm、50 mm、100 mm、150 mm、200 mm で測定した。



図 17. 水槽で測定された longitudinal ビームプロファイル (2.5×40 cm²照射野) と各モデル longitudinal プロファイルの例。データは、SSD 85 cm で、15 mm、50 mm、100 mm、150 mm、 200 mm で測定した。



図 18. 測定されたガントリ回転に伴う出力変動。ガントリ回転周期は 20 秒であった。1%の振幅を伴う正弦波曲線が示されている。

V.B.3. Synchrony tests 同期性試験

トモセラピー治療計画の照射には、ガントリ回転とテーブル運動との同期が必要である。 治療期間にわたり、これらのパラメータのどのような不正確さまたはドリフトも治療精度 を損なう。定義された試験は、標準治療シナリオ(すなわち longitudinal 方向の延長が約 20 cm までの標的)を想定する。治療が TBI または CSA 照射のような複雑なプロシージャを 含む場合には、これらの試験は必要に応じて修正される。

V.B.3.a. Gantry angle consistency. ガントリ角度の一貫性 正確にガントリ角度を同定す

るための装置性能は、定期的に試験しなければならない。この性能は年4回試験することを 推奨する。以下は、試験手順の例である 6。

この試験では、2枚のフィルムを回転平面に平行に、仮想アイソセンタの両側の3 cm 離 れた位置に設置する必要がある。最低40回転に対して2.5 cmのスライス幅と0.1のpitchを 指示する照射シーケンスを作成する。制御サイノグラムは、0度、120度および240度の投 影の中心において、中央の2つのリーフ(32と33)を開くように設定する。セットアップ でフィルムに記録された水平線を利用して、治療開始時の角度が正しいか、24回転後にこ のパターンが再現されているかどうかを、生成されたスターパターンによって確認するこ とができる。ガントリ角度は、許容値1度以内で再現されなければならない。

V.B.3.b. Couch speed uniformity. 寝台速度の一様性 ビーム照射と寝台位置を正確に同期 させる装置性能は、定期的に試験する必要がある。この試験は、年4回実施することを推奨 する。以下は、試験手順の例である。この手順は、寝台移動の一様性を試験する⁶。

1.5 cm のビルドアップファントムをのせたフィルムをテーブルの上面にテープで貼り付ける。ガントリは0度静止位置で絞りは1 cm とし、全ての MLC リーフを開いた状態で照射する。照射過程における20 cm の寝台移動距離は、臨床的に利用される代表的な条件(例えば、2.5 cm スライス幅の0.3-0.5 mm/s)を設定すべきである。フィルムをスキャンし、寝台移動の軸に沿ってプロファイルを作成する。この線に沿った相対的な光学濃度は、2%未満の変化でなければならない。この試験手順はビーム出力が安定しているかどうかに依存している点に注意しなければならない。この試験が許容範囲を満たさない場合は、静止ガントリプロシージャのビーム出力の不変性を評価しなければならない。

V.B.3.c. Couch translation/gantry 寝台移動/ガントリ回転 寝台移動とガントリ回転との 同期は、年4回の頻度で試験しなければならない。以下は、試験手順の例である⁶。

この試験では、1.5 cm のビルドアップを付加したフィルムを寝台上に配置する。公称 1.0 cm ビーム、1 pitch で 13 回転の回転照射が行われる。制御サイノグラムは2 回目、7 回目、および 12 回目の回転において、半回転で全てのリーフが開くようにセットする。照射したフィルムをスキャンし、テーブル移動の方向に沿ってプロファイルを作成する。このプロファイルにおいて、5 cm 離れたところに 1 mm 以内の精度で極大値が生じなければならない。

V.B.4. Miscellaneous aspects その他の状況

V.B.4.a. Interrupted treatment procedures. 中断された治療プロシージャ 治療が中断さ れた場合、ヘリカルトモセラピー装置では治療を完了するためのプロシージャが作成され る。この完了プロシージャが正確に作成されることを毎月試験しなければならない。この試 験は、全てのコミッションされたスライス幅に対して、順に毎月実行しなければならない。 各スライス幅はコミッションされたスライス幅の数によって 2-3 ヵ月毎に試験する。

以下は試験の例である。基準とする治療計画をファントムに照射し、フィルムを用いて coronal 断面の線量分布を測定する。新しいフィルムに対して照射を繰り返し、照射中に中 断する。完了のためのプロシージャが作成され、照射が完遂する。現像されたフィルムにお いて、中断された照射と完全な照射とを比較した結果が、照射された線量の3%以上、かつ y方向の線量分布における全長 (FWHM) が1 mm 以上異なってはならない。この試験は中 断されたプロシージャと完了のためのプロシージャにおけるファントム位置の一致に依存 するので、最初の治療プロシージャが中断された直後に完了プロシージャを作成して照射 することが望ましい。これらの2つのプロシージャ照射の間で、ファントムを移動してはな らない。

V.B.4.b. Laser localization. レーザ位置確認 一般的に、ヘリカルトモセラピー寝台の上で、 壁に据え付けた外部レーザと皮膚マークを一致させることによって、患者の治療位置が決 定される。理論的には、治療前の MVCT 画像の使用により、患者の位置確認のための外部 レーザ装置の重要性は低い。しかしながら臨床的な治療においては、外部レーザの使用によ り患者のロールを減らすことができ、患者の位置決めの過程の助けとなる。そのため、ヘリ カルトモセラピー装置に使用される外部レーザ装置は、放射線治療で使用される他の撮像 装置や治療装置で用いられるものと同様の基準で保守されなければならない。

固定された(緑)レーザ平面と治療アイソセンタの正確な longitudinal 方向の間隔は、小 さな放射線照射野と、固定されたレーザによって仮想アイソセンタに印をつけられたフィ ルムを用いて毎年試験しなければならない。放射線照射野の中心は、1 mm 以内でレーザ位 置と一致していなければならない。治療照射野は 0.3 度(中心から 20 cm で 1 mm のオフセ ット)以内で、レーザと平行であるべきである。仮想アイソセンタ位置の一致と lateral-vertical 平面の中心は、固定レーザの交点に対象物を設置し、これを撮像することによって試験する ことができる。この物体は、中心 MVCT ピクセルに描画されなければならない。「Scan」タ ブの MVCT ボクセルサイズは、lateral および vertical 方向に 0.8 mm であるため、この試験 によって約±1 mm 以内での一致を試験することができる。

固定レーザに対する可動レーザの正確な移動は、赤レーザと緑レーザのオフセットが既 知のあらかじめ定義されたプランを用いて、毎月試験するべきである。緑レーザに対する赤 レーザの移動量は、計画された移動量の1mm以内になければならない。

初期設定では、緑および赤レーザは非 SBRT/SRS では 1.5 mm 以内、SBRT/SRS 治療では 1 mm 以内で一致しなければならない。これは、毎日試験しなければならない。レーザ装置 は互いに独立している。そして、装置初期設定で2つの装置が一致していない場合、物理士 は2つのレーザ装置のどちらが変化したかを検討しなければならない。この試験は、本質的 に両方のレーザ装置の不変性を試験する。

V.B.4.c. Treatment couch. 治療寝台 治療寝台の試験は、毎月行うことが推奨される。寝 台のたわみだけではなく、数値表示、寝台ピッチ、ロールとヨーを試験しなければならない。

移動した物理的距離と数値表示との一致を試験しなければならない。20 cm 以上の距離で、 1 mm 以内で一致しなければならない。寝台の垂直方向位置によって、寝台の longitudinal 方 向にズレを生じるので、ルーム座標系の正確な longitudinal 方向の位置は異なる寝台高さで 確認しなければならない。

静止した寝台が水平に調節されているかを試験し、ピッチとロールは 0.5 度未満でなけれ ばならない。longitudinal 方向の寝台移動は、治療平面に対して垂直でなければならない。こ れは、異なる longitudinal 方向の寝台位置において、寝台アラインメントを sagittal レーザと 照合することによって試験することができる。20 cm 以上の距離で、transverse 方向の寝台 位置の偏差は 1 mm 未満でなければならない。アイソセンタにおいて、仮想アイソセンタと 治療平面との間の寝台たわみは、ベンダの規格により加重されていない寝台において 5 mm 未満でなければならない。

V.B.5. Calibration 校正

V.B.5.a. TG-51 equivalent calibration. 静止ビームのTG-51 と等価な校正 ヘリカルトモセ ラピー装置の開発と臨床的使用は、医学物理士に対して難題を提示した。ヘリカルトモセラ ピー装置は、従来の C アームガントリ型の治療用加速器で行われるのと同じ方法、同じ精 度での線量出力の校正を必要とする。北米における高エネルギー光子の臨床的基準線量測 定の勧告された手順は、AAPM TG-51 レポートである¹⁶。 このプロトコルは、Accredited Dosimetry Calibration Laboratory (ADCL)、National Institute of Standards and Technology (NIST)、 またはカナダの National Research Council (NRC) からの ⁶⁰Co で校正された水吸収線量校正 定数をもった電離箱線量計に基づく。

TG-51 プロトコルで用いられる定義式は:

$$D_{\rm w}^{\rm Q} = M \times k_{\rm Q} \times N_{\rm D,w}^{\rm 60\,Co} \tag{2}$$

 D^{Q}_{w} は測定点における(電離箱がないときの)吸収線量、Mは必要な補正をおこなった電位

計の表示値、 $N_{D,w}^{60}$ Co 水吸収線量校正定数、 k_Q は線質変換係数であり、対象とする線 質 Q と吸収線量校正定数が ADCL によって決定されている 60 Co 線質との間での水吸収線 量校正定数の変化を説明する。TG-51 プロトコルで使用される k_Q 値は、電子汚染のない理 想的な光子ビームにおける 10×10 cm² 基準照射野、100 cm SSD における 10 cm 深部量百分 率の関数として TG-51 に表が掲載されている。いくつかの市販の放射線治療装置では、こ れらの基準条件での深部量百分率の測定ができない。この問題を認め、AAPM は国際原子 力機関(IAEA)と協力して適切な校正法を開発するために、「TG-51 に適合しないビームに 対する線量校正プロトコルに関する専門調査委員会」を編成した。

ヘリカルトモセラピー装置の物理的な制限は 100 cm SSD で 10 × 10 cm² 照射野を形成出 来ないことである。しかし、5×10 cm² 照射野は 85 cm SSD で作成できる。longitudinal(y)方 向での最大照射野サイズは 5 cm である。さらに、アイソセンタから低くなる方向への寝台 可動範囲は最大 28 cm しかない。適切な後方散乱のための十分なファントムを設置できな いため、100 cm SSD で 10 cm 深における光子の正確な深部量百分率の測定ができない。加 えて、ヘリカルトモセラピー装置はフラットニングフィルタを備えていないので、深部線量 データはフラットニングフィルタを持つ同じ公称光子エネルギーの加速器の深部量データ とはわずかに異なる。TG-51 の幾何学的な PDD 標準条件を作成できないため、ヘリカルト モセラピーの標準校正を行うときに TG-51 の kQ表を使用するためには、ヘリカルトモセラ ピーの線質を決定する代わりの方法が必要である。

IAEA-AAPM 合同委員会はヘリカルトモセラピー固有の基準条件において静止ビームに おける水吸収線量を決定するための校正形式を提案している¹⁷。この照射野は装置固有基 準(msr)照射野と呼ばれる。msr 照射野はヘリカルトモセラピー装置(すなわち85 cm SSD、 5×10 cm²照射野) で作成可能な標準状態を使用した静的な照射野である。

本タスクグループは正式な手順が確立されるまで、この提案された手順を継続すること を推奨する。TG-51 校正プロトコルの拡張である以下の式は、提案された水吸収線量の計算 を詳述する(提案されているフォーマリズムは IAEA TRS-398 の用語を用いている¹⁸。この 用語は Alfonso らの元文献との比較を容易にするために用いられる¹⁷。):

 $D_{\rm w,Q_{msr}}^{\rm f_{msr}} = M_{\rm Q_{msr}}^{\rm f_{msr}} \times N_{\rm D,w,Q_0} \times k_{\rm Q,Q_0} \times k_{\rm Q,Q_0}^{\rm f_{msr},f_{ref}}$ (3)

Q は従来の TG-51 による 100 cm SSD、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 照射野における線質 [%dd(10)_x]、 Q_{msr} は 装置固有の基準照射野 f_{msr} (5 cm × 10 cm 照射野、85 cm SSD) における線質 [%dd(10)_x]、 $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ は照射野 f_{msr} における必要な補正をおこなった線量計の表示値、 N_{D,w,Q_0} は基準線質 Q_0 (通常は 60 Co) に対する標準校正機関 (ADCL や NRC) により決定される水吸収線量校 正定数、 k_{Q,Q_0} は従来の基準照射野 f_{ref} (10×10 cm² 照射野、100 cm SSD) における線質 Q の 線質変換係数、 $k_{Q_{msr,Q}}^{f_{msr},f_{ref}}$ は従来の基準照射野 f_{ref} と装置固有の基準照射野 f_{msr} との間での照射 野、幾何学的配置、ファントム材質、および線質の相違を補正する係数である。

この式において鍵となる項は $k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr,Q}}^{f_{msr},f_{ref}}$ であり、これは校正ビームから装置固有基準ビームへの補正係数を変換する。

$$k_{\rm Q,Q_0} \times k_{\rm Q_{\rm msr,Q}}^{\rm f_{\rm msr},f_{\rm ref}} = \frac{\left[(L / \Gamma)_{\rm air}^{\rm water} P_{\rm wall} P_{\rm repl} P_{\rm cel} \right]_{\rm HT(SSD=85\ cm,FS=5\ 10\ cm^2,depth=10\ cm)}}{\left[(L / \Gamma)_{\rm air}^{\rm water} P_{\rm wall} P_{\rm repl} P_{\rm cel} \right]_{\rm 60\ Co(SSD=100\ cm,FS=10\ 10\ cm^2,depth=10\ cm)}}$$
(4)

(L/ r)^{water}は平均制限質量衝突阻止能比、P_{wall}は電離箱壁補正係数、P_{repl}はフルエンスと勾 配補正係数、P_{cel}は中心電極に対する補正係数である。

この補正係数を決定する方法は、Thomas らによって説明された¹⁹。この文献では、補正 係数は $k_{Q(HTTG-51)}$ と呼ばれている。HT はヘリカルトモセラピーを示す。線質変換係数は、10 × 10 cm² 照射野, 100 cm SSD における深部量百分率の関数%dd(10)_{x[HTTG-51]}として TG-51 で 詳述されているため、Thomas らはトモセラピー基準照射野(10 cm 深、85 cm SSD、5 × 10 cm² 照射野)で測定される線質%dd(10)_{x[HTref]}を特徴づける変換関数を導き出した。この関係 は 3 次多項式[式(5)]で表現されており、図 19 にその関係を示している。



図 19. %dd(10)_{x[HT ref]}と%dd(10)_{x[HT TG-51]}の関係[Thomas ら(Ref. 19)によって作成]。

表 1. 指頭形電離箱に対するビーム線質%dd(10)xの関数とした光子ビームに対する *kq*の値は、臨床の基準測定に共通して用いられている。表の値は、%dd(10)xの直線 補間で求められる。電離箱の特性は TG-51 プロトコルの表 3 にまとめられている。 A1SL 電離箱は、Thomas ら (Ref. 19) によるものである。



電離箱	58	63	66
Capintec PR-05/PR-05P	0.999	0.997	0.995
Exradin A1 Shonkaª	0.999	0.998	0.996
Exradin A12 Farmer	1	0.999	0.996
Exradin A1SL miniature Shonka	0.999	0.998	0.996
PTW N30001 0.6cc Farmer ^ь	1	0.996	0.992
PTW N30002 0.6cc all Graphite	1	0.997	0.994
PTW N30004 0.6cc Graphite	1	0.998	0.995
PTW 31003 0.3cc waterproof ^c	1	0.996	0.992
WellhoferIC-10/IC-5	1	0.99	0.996

^a過去, Exradin で空洞径が 2 mm でない電離箱が A1 として設計されていたが,こ

の表に記載されている A1 の空洞径は 2 mm である.

^bPTW N30001 は 以前の PTW N23333 と同等品である.

°PTW N31003 は 以前の PTW N233641 と同等品である.

Thomas らによって算出された多項式を以下に示す。

 $(10)_{x[HT TG-51]} = 1.35805 \cdot (\% dd(10)_{x[HT ref]})^3$

 $-244.493 \cdot (\% dd(10)_{x[HT ref]})^2$

 $+14672.98 \cdot \% dd(10)_{x[HT ref]}$

-293479.4

(5)

式(5)のフィットにおける最大誤差は 0.3%である。式(5)に示す関係を使用するためには適切な大きさの電離箱を用いて%dd(10)_{x[HT ref]}を測定しなければならない。ヘリカルトモセラピー光子ビームは平坦化されていないので、クロスプレーン方向のビームプロファイルは山を持つ。そして、ビームが一様で平坦であるとみなせるプロファイルの小さな部分(< 2 cm)が存在する。%dd(10)_{x[HT ref]}は、先のプロファイルカーブの平坦な部分よりも円筒径が小さい電離箱で測定しなければならない。この大きさを制限して深部量百分率測定をビームの平坦な部分で行うことにより、体積平均効果を最小化し、電離箱のビーム中心への設置に関する誤差を低下させることを保証する。表 1 に掲載された従来のファーマ形電離箱の 直径は 6.3 mmを超えておらず、この要求を十分に満たす。

図 19 に示された関係は Exradin A1SL 電離箱 (Standard Imaging, Middleton, WI) を使用す る前提で導き出されたが、大きさの要求を満たしていれば他の電離箱にも適用できる。そし て、TG-51 に定義されるように、正確な深部線量百分率データは実効測定点に対する正確な 変位 (0.6r_{cav}) を加えて測定する。
ヘリカルトモセラピー装置の線質を決定するときに考慮すべきもう一つの点は、%dd (10)_{x[HT ref]}に由来する小さな誤差は基準吸収線量の計算に使用される k_Q値に有意な影響を与 えないということである。ヘリカルトモセラピー装置で測定された%dd (10)_{x[HT ref]}値(すな わち 60%~64%)の範囲では、k_Q値は TG-51 と Thomas らにより提供される通常用いられる 円筒形電離箱のほとんどで一定であり、それぞれ 0.999 から 0.995 の間で変化する ^{16,19}。%dd (10)_{x[HT TG-51]}の決定については、基準吸収線量の最終的な計算において、一般的にわずか 0.1% 以下の誤差しか生じない。

ヘリカルトモセラピーの線質を決定し、その結果から $k_{0.00} \times k_{0.00}^{f_{max}, f_{ref}}$ 積を決定するために、

このタスクグループが推奨する方法は、上述の Thomas ら¹⁹によって説明された等価線質 算出式を使用することである。この特別な方法によって、物理士は線質指標である%dd (10)_{x[HT ref]}値(すなわち 5 × 10 cm²照射野、85 cm SSD、10 cm 深における深部量百分率)を 同定し、Thomas らによる関係式を用いて等価線質指標%dd (10)_{x[HT TG-51]}を決定することが 必要である。一度、等価線質指標%dd (10)_{x[HT TG-51]}がわかれば、表 1 と TG-51 に記載された

 k_Q 値は、式 (3) 中の $k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{mero}}^{f_{mer},f_{ref}}$ 項と置換される。表 1 は TG-51 の表 1 の再掲であり、

Thomas らにより算出された Exradin A1SL 電離箱の ko 値を含んでいる^{19,20}。

ヘリカルトモセラピー装置の校正プロトコルは、TG-51 プロトコルで規定された手順と 同様である。

- (1) 5×10 cm² 照射野、85 cm SSD(または SAD)で中心電極が 10 cm 深になるように、 電離箱を水ファントム中に配置する。電離箱は室温とファントム温度と平衡をとっ ておかなければならない。
- (2) 温度と気圧を記録して、温度気圧補正係数 PTP を決定する。
- (3) 規定の印加電圧において単位時間あたりの電離量指示値 Mrawを測定する。
- (4) 半分の印加電圧において単位時間あたりの電離量指示値 M^L_{raw}を測定する。2 点電圧
 法により TG-51 におけるイオン再結合補正係数 P_{ion} を求める。
- (5) 反対極性の規定印加電圧において単位時間あたりの電離量指示値 $M^+_{
 m raw}$ を測定する。 TG-51における極性効果補正係数 $P_{
 m pol}$ を求める。
- (6) **TG-51**により電離箱の指示値を補正する:

$$M_{Q_{\rm msr}}^{\rm f_{\rm msr}} = M_{\rm raw} \times P_{\rm TP} \times P_{\rm ion} \times P_{\rm pol} \times P_{\rm elec}$$
(6)

(7) 次式により 10 cm 深における単位時間あたりの水吸収線量を求める

$$D_{\mathrm{w},\mathrm{Q}_{\mathrm{msr}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{msr}}} = M_{\mathrm{Q}_{\mathrm{msr}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{msr}}} \times N_{\mathrm{D},\mathrm{w},\mathrm{Q}_{0}} \times k_{\mathrm{Q},\mathrm{Q}_{0}} \times k_{\mathrm{Q}_{\mathrm{msr}},\mathrm{Q}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{msr}},\mathrm{f}_{\mathrm{ref}}}$$
(7)

(8) 臨床ビームの、SSD セットアップにおける%dd(10)または SAD セットアップにおける TMR(10)を用いて、最大線量深 d_{max} における水吸収線量を算出する。

ヘリカルトモセラピー装置における静止出力を算出するために、付録Aのワークシート を使用することができる。ワークシートは、TG-51 プロトコルにおけるワークシート A に 基づいている¹⁶。

静止出力校正は患者の治療に通常用いられない方法で行われるが、装置 QA の重要な項 目である。このモードは、すべての治療の動きを除いた単純で基本的な装置の特性を与え る。更に静止出力校正は、確立された校正プロトコルを使用して年に一度それらの装置を調 整するために物理士が必要とするほとんどの州の規制条件を満たす。上述の方法論は、TG-51 プロトコルの単純な拡張であり、州規制の範囲内で毎年の校正必要条件を満たさなけれ ばならない。

VB.5 b. Output calibration (rotational procedure). 回転プロシージャによる出力校正 患者は静止した変調されていないビームでは治療されないため、ヘリカルトモセラピー装置の出力は、むしろ回転ビームによって検証すべきである。前述した IAEA/AAPM の校正形式は、ヘリカルトモセラピー装置におけるこの問題について言及している¹⁷。これは、静止照射野線量測定に加えて、複合照射野の照射に基づいた第2の校正方法を与える。この校正形式は、校正ファントムに対して物理士が回転状態のプランクラス固有基準 (pcsr) 照射野を制作し、装置の出力を決定するためにこの照射野の中で測定を行うことを提唱している。IAEA/AAPM の校正形式によるこの pcsr 照射野は、「最終的な臨床における照射方式にできるだけ近いが、均一な吸収線量を拡張した幾何学的に単純な標的体積に照射する」。

pcsr 照射野は、基準検出器のサイズより大きな領域に均一な線量を与えるように設計さ れていなければならない。IAEA/AAPM の校正形式が pcsr 照射野の詳細を具体的に述べて いないのに対して、このタスクグループでは、最低でも 15 cm の長さを持つ 30 cm 直径の水 等価ファントム内の直径 8 cm で長さ 10 cm の標的に 2 Gy の一様な線量を照射する治療計 画を作成することを勧告する。ベンダによって提供された円柱形 Virtual WaterTM ファントム は、これらの要求を満たす。5 cm スライス幅と 0.287 の pitch を使用することが推奨される。 治療計画パラメータに関する詳細な説明とファントムを用いた治療計画に関する説明は VII 節に示す。円柱形水等価ファントムの CT を撮影し、均一な線量を pcsr 照射野に照射す る治療計画を作成する。ファントムには電離箱を設置しないで CT 撮影を行わなければなら ない。プランを計算した後、CT 画像中の電離箱有効体積を同定し、この体積に対する平均 線量を測定値との比較に用いる。 pcsr 照射野の中央に適切な電離箱を設置したファントムを治療寝台上に設置する。均一 な線量分布のプランを照射し、電離量(プランを照射した時間の積算電荷)を測定する。pcsr 照射野の吸収線量は以下の式を使用して算出できる。そして、これは式(3)の拡張である。

$$D_{\mathrm{w},\mathrm{Q}_{\mathrm{pcsr}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{pcsr}}} = M_{\mathrm{Q}_{\mathrm{pcsr}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{pcsr}}} \times N_{\mathrm{D},\mathrm{w},\mathrm{Q}_{0}} \times k_{\mathrm{Q},\mathrm{Q}_{0}} \times k_{\mathrm{Q}_{\mathrm{msr},\mathrm{Q}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{msr}},\mathrm{f}_{\mathrm{ref}}} \times k_{\mathrm{Q}_{\mathrm{pcsr}},\mathrm{Q}_{\mathrm{msr}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{pcsr}},\mathrm{f}_{\mathrm{msr}}}$$
(8)

 $M_{Q_{per}}^{f_{per}}$ は照射野 f_{pes}における補正された指示値である。 $k_{Q_{per},Q_{max}}^{f_{per},f_{max}}$ はヘリカルトモセラピー固 有の基準照射野 f_{msr} とプランクラス固有基準照射野における、照射野、ジオメトリ、ファン トム材料、および線質の条件の相違を補正するための係数である。 $k_{Q_{per},Q_{max}}^{f_{per},f_{max}}$ はほとんどの 通常用いられる電離箱においては 1.003 に等しい(IAEA/AAPM 校正形式では、 $k_{Q_{max},Q_{max}}^{f_{max},f_{er}}$ 値は ヘリカルトモセラピーmsr 照射野 5×10 cm² に対して 0.997 が与えられる。ヘリカルトモセ ラピーでは 5、 2.5、 1 cm 照射野幅の pcsr 照射野に対する $k_{Q_{per},Q_{max}}^{f_{per},f_{er}}$ は NE2611 電離箱に対し て 1.000、 1.000、 0.997 が与えられる¹⁷。 これは、5 および 2.5 cm 幅の pcsr 照射野に対 して $k_{Q_{per},Q_{max}}^{f_{per},f_{er}}$ の計算値 1.003 を与える。しかしながら、報告された $k_{Q_{per},Q_{er}}^{f_{per},f_{er}}$ 値の 3を与える。しかしながら、報告された $k_{Q_{per},Q_{er}}^{f_{per},f_{er}}$ 値の適切な調整が必要となる可能性がある)。

物理士は、装置固有基準照射野における線質%dd (10)_{x[HT ref]}を得て、さらに、Thomas らの 関係式を用いて従来の基準照射野における線質%dd(10)_{x[HT TG-51]}を得るために静止ビーム出 力校正で概説したと同じ手順に従わなければならない。線質を知ることにより、校正で使用 される特定の電離箱の $k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr,Q}}^{f_{msr},f_{ref}}$ を得ることができる。付録 A のワークシートで概説し

たように、 pcsr 照射野の修正された電位計指示値 $M_{\mathrm{Q}_{\mathrm{pcsr}}}^{\mathrm{f}_{\mathrm{pcsr}}}$ を決定するべきである。付録 A の

ワークシートは、式(8)のプランクラス固有基準照射野の吸収線量 $D_{w,Q_{pesr}}^{f_{pesr}}$ 計算を補助するために用いることができる。pcsr 照射野における水吸収線量は、患者治療に用いるものと同じモードで照射される。pcsr 状況の下で決定された吸収線量は、トモセラピー治療計画ソフトウェアによって算出された値と比較することができる。計算線量と測定線量との相違が同定され、それが1%を上回った場合、タスクグループは装置出力の調整をすることを推奨す

る。

V.B.5.a 節で説明された静止校正手順は校正手順の一部であるが、静止下の出力期待値を 計画装置からの期待値と比較することができないため、その使用は限定される。したがっ て、pcsr 照射野によるモセラピー装置の校正は重要な校正方法である¹⁷。

V.B.5.c. Independent verification of calibration. 校正の第三者検証 トモセラピー校正の第 三者による検証を最初の患者治療を行う前に行い、毎年これを繰り返すことが推奨される。 ヒューストンの放射線物理センター (rpc.mdanderson.org/RPC/home.htm) は、NCI 臨床試験 参加者によって第三者による検証に使用できる郵送 TLD モニタリングを提供している。他 の施設は、Radiation Dosimetry Services (www.mdanderson.org/education-and-research/

resourcesfor-professionals/scientific-resources/core-facilities-andservices/radiation-dosimetryservices/index.html.)のような無料の遠隔監査サービスの一つと連絡を取ることが推奨される。 地方の規制によっても、装置の校正の第三者による検証が必要であろう。

VI. TREATMENT IMAGING FOR HELICAL TOMOTHERAPY ヘリカルトモセラピー のための治療画像

VI.A. Introduction 導入

IMRTを照射する能力に加えて、トモセラピー装置は各治療前に患者の画像を得ること ができる。これらの画像を位置決めの確認のために取得し、必要ならば治療のために患者 の位置を修正する。不正確な患者の位置決めは線量分布の幾何学的な配置ズレにつなが る。

AAPM TG-142では、画像誘導についてシリアル及びコーンビームCTに対する推奨がある³。幾何学的な精度、画質、撮影線量の定期的な試験がTG-142で推奨されている。節 VI.A.1の目的は、トモセラピー装置の画像という面に関する各QAプロシージャを説明する ことである。

VI.A.1. Unique aspects of megavoltage CT imaging MVCT 画像の特性の概略

トモセラピー装置の画像取得に使われる放射線ビームは、治療ビームの発生に用いられ るものと同じ加速管から発生する。そのため、ビームのエネルギーはMV領域であり、画 像モダリティとしてはMVCT画像と表現される。MVCT画像の取得のときは、加速器はそ の入射電子ビームの公称エネルギーが3.5 MeVになるように調整される³。トモセラピーシ ステムに用いられている検出器は、以前に述べたように円弧状のCTキセノンディテクタで ある²¹⁻²³。標準的なマトリクスサイズは512×512ピクセルであり、FOVは40 cmである。画 像再構成にはフィルタ補正逆投影アルゴリズムが使われている²³。 ユーザインターフェースにおいて、オペレータはスキャン長とスライス厚の選択が必要 となる。3種類のpitch幅(1,2と3)が用意されており、これらはfine、normal、coarseに対応 している。画像撮影モードの標準的なy-Jaw幅は4 mmであり、準備されているpitch幅は2 mm、4 mm、6 mmの公称スライス厚に対応している。画像収集中の回転周期は10秒固定で ある。ハーフスキャン再構成を使うことにより、1スライスあたり5秒で収集されることに なる。画像収集のための線量は選択したpitchや画像化される構造の厚さに依存するが、大 抵は1-3 cGy程度である²⁴。全スキャン時間は選択されたスライス数に依存する。

トモセラピーのオペレータステーションには、マニュアル、あるいは自動線形体輪郭照 合のための画像照合ツールが含まれている。自動照合ツールは通常マニュアル照合よりも 早いが、自動的に照合された画像は経験のあるユーザがその精度を確認することが重要で ある。

kVCTとMVCTボクセルの大きさは、異なったサイズである。kVCT画像は可変FOVとして扱われ、治療計画装置にインポートされる際に256×256のマトリクスにダウンサンプリングされるのに対し、MVCT画像は40 cmのFOVで512×512と固定である。自動画像照合中、最近傍法が画像補間に用いられている。

理想的な条件におけるファントムのMVCTとkVCTの画像照合では、ボクセルサイズの半 分程度のオーダの照合精度があるとされている^{25,26}。kVCTやMVCTの2つのボクセルのうち 大きい方にその精度が制限される。longitudinal方向においては、MVCTの画像pitchに伴っ てボクセルサイズが変化し、superior-inferior方向の照合の正確さはMVCTのスライス厚が 増加すると低下する²⁶。

VI.B. Periodic quality assurance 定期的な品質保証

VI.B.1. Spatial/geometry tests 空間的/幾何学的な試験

MVCT画像取得の第一の目的は画像誘導である。よって、再構成画像の幾何学的な精度 と画像照合の精度及び不変性は試験すべきである。適切なファントムを用いた試験方法を 以下に説明する。

画像照合精度は利用する被写体に依存している、つまり試験に用いたファントム自身に 依存するということを注意しなければならない。例えば、superior-inferior方向にほとんど 変化がないファントムよりも、両方の画像を特徴づけるのを容易にするような高コントラ スト構造物(1~2 mmの金属球等)があるファントムのほうが正確に照合できる。同様に、 スキャン幅やパラメータは活用できる情報に影響を与え、これは照合精度に影響を与える ^{26,27}。患者の解剖学的変化は、直線的な形状を持ったファントムの位置決めでは生じない ような複雑化や主観性等の問題を付加してしまうため、患者画像の照合は解剖学的位置に 依存し、更に主観的になることを理解しておく必要がある。臨床的な照合の正確さは実際 の患者画像、治療技師、臨床的な位置照合(調整)方法を用いて決定される²⁸⁾。 *VI.B.1.a. Geometric distortions. 幾何学的な歪み* 寸法やオリエンテーションなどについて、MVCT画像における構造物の正確な再構成は、既知の寸法とオリエンテーションを持った固体ファントムで試験できる。その推奨頻度は月に1回である。

ベンダが提供している円柱形Virtual WaterTMファントム、あるいはそれと同じ様なサイズのファントムを用いることができる。

配置されているオブジェクトのlateral、longitudinal、vertical方向の距離、MVCT画像に表示されているファントムのオリエンテーションはファントムの物理的距離とオリエンテーションで比較することができる。ファントムに埋め込む、あるいは貼り付けた微小金属マーカを用いることによって、ファントム体表面が画像取得面に対して平行であるために体積平均効果を生じるような状況において、特にlongitudinal方向に対してこの試験の正確さを向上させる。MVCT画像からの空間情報はこのソフトのカーソル位置読み取り機能を用いることで推定することができる。"fine"スキャン、つまり公称スライス厚2 mmがこのスキャンにたいしての推奨である。MVCT画像上のファントムのオリエンテーションは正確にするべきである。MVCT画像には、許容できない再構成アーチファクトがあってはいけない。臨床ルーチンに使われる通常のスキャン長に近づけるために、最低でも20 cmスキャン長がこの試験に推奨される。MVCT画像上で計測された、埋め込まれた物体の大きさや標準マーカ間の距離は、non-SRS/SBRTで2 mm、SRS/SBRTで1 mm以内とするべきである。推奨される試験頻度及び許容値はTG-142に準拠する。

寸法やオリエンテーションについてのMVCTの正確な再構成は、画像装置に関連したハ ードウェアやソフトウェアに影響を与えるような装置メンテナンス作業後に試験するべき である。

VI.B.1.b. Imaging/treatment/laser coordinate coincidence 画像/治療/レーザ系の一致性 治 療装置と画像照合装置の一致性は如何なるIGRT装置でも試験するべきである。この試験の 意味は、トモセラピーMVCT装置のような画像収集のために治療ビームを用いる装置では やや変化する。ビーム線源がMVCT装置と同一である一方で、画像収集、再構成、照合 は、幾何学的な一致性の矛盾を伴ったハードウェアやソフトウェアによる影響も含んでい る。そのため、1年定期点検やソフトウェアップグレード後にファントムによる画像照合 や一連の治療におけるend-to-end試験の実行が推奨される。この試験において、ファントム は患者と同じ治療手順とする。ファントムをCT撮影してプランを治療計画装置で作成した 後、MVCTでファントム位置のアライメントを確認し、最終的にそのファントムに照射す る。ファントム内の線量分布は、画像と治療座標の一致を調べるために試験される。

ファントムは、治療計画装置で計算された線量分布を比較できるようにするために、フ ィルム測定器、または線量分布を測定できる検出器を設置可能なものが必要である。例え ば、電離箱や半導体多列検出器はファントム内の線量分布を直接測定することが可能であ る。同様に、ベンダが提供している円柱形Virtual WaterTMファントムはコロナル面やサジ タル面へのフィルム設置が可能であるため、この試験に用いることができる。この場合、 投与された線量分布はファントムに対して相対的に照合されている。この照合はDQA解析 パネル利用できる"General"照合ツールのTomoTherapy DQAパネルで実行できる。この照合 ツールは、フィルムとCT画像内の任意の二点を同定する方法に基づいてフィルム照合を可 能にしている。あるいは、線量分布面を治療計画装置からエキスポートしてサードパーテ ィのソフトウェアで解析することができる。この試験は画像照合と照射プロセスの複合し た精度を評価する。同様の試験がSoissonらによって報告されている²⁹。その許容値は画像 照合と線量計算時の幾何学的な不確実性に対応している。各幾何学的な不確かさがボクセ ル長またはそれ以下のオーダと想定されるなら、この許容値は2つの不確かさの自乗の和 で計算される。治療装置と画像照合装置との一致性の推奨許容値はnon-SRS/SBRTで2 mm、SRS/SBRTで1 mmである。画像照合パラメータと線量計算グリッドはそれに対応する ように選択する必要がある。

1年毎の試験では治療装置と画像照合装置の座標の一致を確認する。画像照合装置と緑 レーザ装置の一致性の試験は、日々あるいは月毎の不変性の試験の基準としての緑レーザ 装置を確立させる目的がある。この一致性は、画像照合後にファントム上の緑レーザ位置 が治療計画装置で示された目的位置と一致していることを確認することで検証することが できる。この試験を実施する時は、ファントムを仮想アイソセンタで位置決めした後に治 療面へ移動したときに、寝台の高さにたわみがあるかもしれないことに注意しなければな らない。通常、寝台のたわみはベンダが提供する円柱形Virtual WaterTMファントムが寝台 上に設置されているなら、3 mm程度である。このオフセットを回避するためには、緑レー ザに対するファントムの位置を治療位置で確認するべきである。この試験で推奨される許 容値はnon-SRS/SBRTで2 mm、SRS/SBRTで1 mmである。

代用として用いる緑レーザ装置は、それ自体の動作がトモセラピー本体の動作とは独立 しており、それ故、その位置は装置のソフトウェアやハードウェアップグレードに影響さ れないために利用しやすい。

日々の試験として、治療座標に関連する画像座標の正確な位置を試験するために、緑レ ーザ装置に対する再構成画像の正確な位置を試験することが推奨される。この試験につい て、一つの方法として例えば高コントラストな構造物を持ったファントムを赤または緑レ ーザに位置合わせし、スキャンするなどがある。MVCTで再構成された構造物の位置は、 固定された緑レーザ装置で照合した構造物の実際の位置と一致していなければならない。 この試験で推奨される許容値はnon-SRS/SBRTで2 mm、SRS/SBRTで1 mmである。この試 験には、fine MVCTスキャンモードの使用が推奨される。治療座標と画像照合座標の一致 性の日々の試験における許容値はTG-142の勧告に準拠する。正確なkVCT画像とMVCTと の照合は正確なMVCT画像の位置照合に依存しており、上記の一致性は節VI.B.1.cで記述される画像照合試験で検証できる。

VI.B.1.c. Image registration and alignment (position/repositioning). 画像照合とアライメント (位置/再設定位置について) 設置位置再現性試験を伴った日々の画像照合とアライメン トの精度の試験を推奨する。「ファントム」患者プランの作成は多様な側面において試験 に用いられる。例えば、MVCT画像の前に意図的にずらして設置されたファントムを、画 像誘導プロセスの機能性と不変性を見るためにスキャンし、照合する。画像のアーチファ クトを確認するために画像の視覚的な検査を同時に行う。画像照合プロセスは、高コント ラスト構造物が入ったファントムで1 mm以内の再現性がなければならない。Fineスキャン 機能の使用を推奨する。照合後の位置決めプロセスを実行し、実際の治療寝台と赤レーザ とのシフト量は1 mm以内で意図したシフト量と一致していなければならない。ベンダが提 供している円柱形Virtual Water™ファントムはこの試験に利用することができる。最終的 に照射後照合とアライメント、ファントムのアライメントは緑レーザに対して1 mm以内で 正確に一致していなければならない。日々の位置/再設定値試験に対する理想的な許容値は TG-142で推奨されている。他の側面から画像照合の不変性とアライメントプロセスを試験 するファントムプランの例は、付録Dに記載されている。

VI.B.2. Image quality tests 面質試験

画質及び線量の試験は、装置の初期性能を定量化し、定期的にこの性能を監視すること を推奨する。機器アクセプタンス時の定量的な試験によって、ユーザは推奨値と比較して 装置の性能を判断することができる。定期的なモニタリングによって、ユーザは画像パラ メータの劣化を定量化することができる。

画質の劣化は、ビームコリメーションやMVCTディテクタのシステム、あるいはターゲ ットの摩耗に起因するMVCTビームの変化などの性能劣化を知らせている。longitudinal方 向のMVCTのスライス幅を規定しているプライマリy-jawの精度は、患者線量に影響を与え る。ファンビームが意図していたものよりも広い場合は患者に不必要な線量を与えること になる。画像中のリングアーチファクトの発生は、ディテクタシステムの不調を示してい る。Hounsfield Unit(HU)-電子濃度変換テーブルはターゲットの摩耗によって変化する可能 性がある。

画像ノイズ、均一性、空間分解能、コントラストとMVCT線量をモニタリングすること が推奨されている。CT値の再現性と画質均一性はMVCT画像が線量計算に用いられる際に 重要となる。そのため、月毎のMVCT QAプロトコルはMVCTの利用の仕方によって変化 する。画質についての月毎の試験はTG-142の推奨値に準拠する。 VI.B.2.a. Random uncertainty in pixel value (noise). ピクセル値のランダムな不確実性(ノ イズ) 画像ノイズを試験する時は、水または水等価な均一のファントム画像が用いられ る。このノイズは関心領域 (ROI) 内のHUの標準偏差 (GCT) を計算することで推定するこ とができる。ノイズは、スキャナのコントラストスケール (CS) が補正された上で、水の 線減弱係数に対して表される²²。従って、

Noise =
$$\sigma_{CT} \times CS \times 100 / \mu_{water}$$
 (9),

但し

 $CS = (\mu_{polycarbonate} - \mu_{water}) / (HU_{polycarbonate} - HU_{water})$ (10)

である。

上記の方法を用い、MVCT画像に対してノイズ値3.7-3.8が公表されている³⁰。これは、均 ーな水槽における35-36 HUの標準偏差に相当する。関心領域を選ぶ時、ユーザはMVCT画 像の中心で頻繁に見られるボタンアーチファクトのような既知の画像アーチファクトの領 域を避けるべきである。ボタンアーチファクトは、およそ10 mm径の強調された濃度を持 った領域である。これは、ディテクタアレイの中心領域のディテクタレスポンスが急激に 変化することにより発生するアーチファクトである。少なくとも20 cm程度の直径を持っ た円柱ファントムを用いたMVCT画像でノイズ量を決定すべきである。ベンダが提供して いる円柱形Virtual WaterTMファントムは均一な領域の部分を含んでおり、画像ノイズを決 定する際に使うことができる。

ノイズレベルのモニタリングは毎月行うことを推奨する。ベンダは許容可能なノイズレベルの推奨を公表しておらず、測定ノイズの許容についてはユーザの裁量による。MVCT 画像の中心領域における一般的なノイズレベルは50-70 HU (1SD) あたりであり、一方で画 像の周辺領域では、低い値(25-35 HU程度)が予想される。

VI.B.2.b. Image uniformity. 画像均一性 均一性はファントム内の中心と、周辺に位置した小さな関心領域(約5 mm半径)内の平均HUを計測することで評価できる。これは、任意の周辺HUと中心HUとの最大差で決定される。

少なくとも20 cm以上の直径のある円柱の均一なファントムを用いてMVCT画像の均一性 を調べることが推奨される。ベンダが提供している均一な領域を持った円柱形Virtual WaterTMファントムを均一性試験に用いることができる。画像均一性のモニタリングは月毎 行うことが推奨される。

もしMVCT画像を線量計算に用いるのであれば、周辺と中心のROIにおける最大HU差は 25 HU以下でなければならない。水中での25 HUの差は、水の密度に換算した時には2.5% の変化に相当する。

VI.B.2.c. Spatial resolution. 空間分解能 空間分解能は高コントラスト孔ペアのテストパ

ターンで測定することができる。TomoTherapy社はこの試験に用いることができる分解能 測定用プラグを提供している。このプラグはベンダが提供している円柱形Virtual WaterTM ファントムに挿入することができる。また、AAPM CT機能評価ファントム (Cardinal Health, Hicksville, NY)の分解能測定用プラグやそれに似た空間分解能インサートをこの試 験に利用することができる。MVCT画像分解能は、月に1回の実行が推奨される。図20は、 高コントラスト分解能試験用プラグを示す。

通常512×512マトリクスで再構成されたMVCT画像が示しているホールパターンの視覚的 評価では、1.25 mmの高コントラスト構造物を見分ける分解能を持っている³⁰。ベンダは高 コントラスト構造物に対しての最小分解能を1.6 mmとしている。

VI.B.2.d. Contrast. コントラスト 低コントラスト視認性は、ベンダが提供している円 柱形Virtual WaterTMファントムに様々な密度を持ったテストプラグを挿入したものを測定 することで評価できる。毎月、同一のテストプラグの視認性を評価するべきである。この 評価はオペレータに依存し、本来主観的なものである。しかしながら、明らかなコントラ スト分解能の低下は発見することができる。図21は、様々な密度を持ったテストプラグが 入った円柱形Virtual WaterTMファントムのMVCTスキャン画を示す。



図20. 高コントラスト分解能測定用プラグの入った箇所のMVCT画像を左に示す。 最も大きな孔は2mm径であり、直径は0.2mmごとに小さくなっていき、最も小さ な孔は0.8mm径である。

VI.B.2.e. CT number to density calibration. CT 値-密度校正 MVCT 値と電子濃度あるいは 質量密度との関係性はkVCTスキャナに見られるものとは異なっている。これは物理相互 作用の確率がその2つで異なっているからである。MVエネルギー領域では、コンプトン散 乱が高原子番号物質中においても優勢である。そのため、MVCT値-物理密度校正テーブル は直線的な関係になることが予想される。

TomoTherapy社は、その日の解剖学的構造に即した線量分布検証のためのレトロスペク ティブな線量計算を、MVCTを用いて実行することができる"PLANNED ADAPTIVE"とい

う商用のソフトウェアパッケージを販売している。MVCT画像をこの目的に使うときは、 MVCT値-電子密度校正はコミッションされていなくてはならず、HU校正の再現性は毎月 モニタリングされなければならない。同様に、MVCT画像を治療計画に用いるときは、正 確なHU校正をしておかなければならない。線量計算についてMVCT画像の使用をコミッシ ョニングするためには、商用のCT値校正用ファントムを用いることができる。ベンダが提 供している円柱形Virtual Water[™]ファントムには、この目的のために幾つかの異なる密度 を持った交換できるVirtual Water™密度プラグが含まれている。肺から骨の密度までの密 度プラグセットをトモセラピーで利用できる。校正用ファントムのMVCTスキャンを取得 し、MVCT値-密度校正テーブルを作成することができる。トモセラピーの治療計画装置は 一般的に用いられている相対電子濃度ではなく質量密度でHU校正を行う。これらのテーブ ルは、トモセラピーの治療計画装置では画像値と密度の変換テーブル (IVDT) と呼ばれて いる。IVDTエディタはコミッショニングに利用でき、IVDTを編集することができる。 IVDTをコミッショニングした後、その精度はファントムのMVCT画像を使ったファントム 計画の線量分布を再計算することで試験することができる。ベンダが提供している円柱形 Virtual WaterTMファントムのような任意の固形ファントムでこの試験は実行することがで きる。オリジナルのkVCTによる治療計画の線量分布はMVCTによる治療計画の線量分布と 一致していなければならない。PLANNED ADAPTIVEソフトウェアは、線量体積ヒストグ ラムを比較する機能がある。オリジナルと再計算されたDVHは2%以内で一致しているべ きである。

MVCT画像を線量計算に使う場合は、校正曲線の再現性を、肺、骨、水に等価な密度プ ラグのセットの一部で、毎月モニタリングすべきである。適切な密度プラグを挿入した状 態のベンダが提供している円柱形Virtual WaterTMファントムをこの試験に用いることがで きる。HU変換のどのような不確かさもMVCTによる線量計算の不確かさにつながる。HU の不確かさの線量への影響は校正曲線のどの部分が影響を受けたかにも依る。一般的な患 者画像は骨のような組織よりも水等価密度組織が大部分を占めるため、水等価なHU付近の シフトは骨等価なHUのシフトに比べて影響が大きい。水等価な密度付近で20 HUの違い、 または肺や骨のような組織の密度で50~80 HUの違いがある校正曲線を用いるとトモセラピ ーの治療計画装置上では概ね2%未満の線量誤差を生じる³¹。水等価組織が30 HU未満の変 化であることと、肺や骨のような組織が装置アクセプタンス時に決定した基準値から50 HU以内となるように毎月HUキャリブレーション試験をすべきである。

VI.B.3. MVCT dosimetry MVCT線量測定

マルチスライス平均線量(MSAD)測定は、ファントム内の線量を測定し、年月の経過に よる撮影線量の不変性をチェックするために実行される。測定値は、節IIで記述したベン ダが提供している円柱形Virtual WaterTMファントムのようなファントムの関心点に設置し た校正を受けた電離箱で得られる。スキャン範囲はファントム全域とするべきである。電 離箱設置点で測定された線量は、電離箱有感体積が画像化される際の累積線量と同様に近 くのスライスが画像化される際に累積される散乱線量も含んでいる。単純な円柱ファント ム、またはFarmerやA1SLのような校正された電離箱に対応するテストプラグを用いること ができる。電離箱ごとのTG-51の校正定数より電離量を線量に変換することができる。 MVCT線量は治療線量と同様の精度で測定する必要はないため、画像ビーム線質、あるい は照射条件の補正はしない方がよい。

撮影線量は選択した画像モードやファントムに依存するが、"NORMAL"モードでベンダ が提供している円柱形Virtual WaterTMファントムを撮影した場合、MSAD線量は1-3 cGy程 度である²⁴。撮影ビームはMV領域であり、画像はヘリカルモードで収集されるため、撮影 線量はほぼ均一で、ファントム内の電離箱の設置位置はほとんど問題にならない。とはい え、不変性試験は同じ位置ですべきである。3月に一度の頻度で撮影線量をモニタリング することが推奨される。TG-142では年に1回以上の撮影線量の測定を推奨しているが、 MVCT画像は患者ごとに1日に1回収集するため、トモセラピーではより高い頻度で測定す ることが推奨される。MVCT線量が予期せず増加した場合は、調査をすべきである。



図21. コントラスト分解能や空間分解のための様々なテストプラグが入ったVirtual WaterTMファントムのMVCT画像。その数値はそのプラグの公称の密度(g/cm3)を示している。

VI.B.4. Image export for analysis 解析のための画像エキスポート

MVCT画像のHounsfield Unitの解析は、標準のトモセラピーソフトウェアには使いやすい

ものがない。例えば、トモセラピーソフトウェアはHUの平均値や標準偏差の計算のための ROIを選択するツールを持っていない。したがって、MVCT画像の解析をするためには、 トモセラピーデータベースからMVCT画像をエキスポートし、サードパーティの解析ソフ トウェアを使用することが推奨される。トモセラピーソフトのDICOM export機能を用いる ことで、DICOM receiverにMVCT画像を送ることができる。St. Louisのワシントン大学の Image-Guided Therapy QA Center (ITC) では、PCにインストールできる使いやすいフリーの DICOM receiver software package (DICOMpiler) (http://itc.wustl.edu/DICOMpiler/index.htm) を 提供している。エキスポートした後は、関心領域のHU分布を解析できる任意の画像解析ソ フトウェアパッケージ [例えば、 IMAGEJ from the National Institute of Health (NIH) (http://rsb.info.nih.gov/ij/)] を用いることができる。また、適切な画像解析ツールがその装置 内に入っているようなサードパーティの治療計画装置へDICOM exportする方法が紹介され ている。

WI. TREATMENT PLANNING FOR HELICAL TOMOTHERAPY ヘリカルトモセラピ 一の治療計画

WI.A. Introduction 導入

AAPM TG-53 レポートには、臨床的な 3 次元原体放射線治療計画のための QA ガイドラ インが記述されている³²。発刊されたガイドラインの全てがヘリカルトモセラピーの IMRT 治療計画に適応できるわけではない。しかし、これらのガイドラインの多くの項目(例えば、 治療計画装置の幾何学的試験)は直接適応できる。治療計画装置の線量評価のようなその他 の項目についても適応できるが、治療計画装置の特異的な作業を説明できるように調整さ れなければならない。更に、IMRT 計画に関して、精度のために個々の患者の計画を確認す ることは基本的なことである。この章の目的は、治療計画の QA 試験とその頻度について記 すことである。

VII.A.1. Unique aspects of helical tomotherapy treatment planning ヘリカルトモセラピー治療 計画の特徴

全ての TomoTherapy 治療計画装置は共通のビームモデルが導入されているので、ビーム データの入力とビームモデリングという従来のコミッショニング作業は、トモセラピー治 療計画装置に適応されない。治療計画装置の中に、ビームモデルに用いたビームデータを閲 覧できるツールはない。しかし、計画装置で使われている MLC に関するデータファイルが 2 つある。これらのデータファイルは、リーフ速度とリーフ特有のフルエンス出力データで ある。これらの MLC に 特有なファイルに加えて、各装置は y-jaw のフルエンス出力係数の 特有なセットをもつ。これらの y-jaw のフルエンス出力係数は、5.0 cm の治療スライス幅の 出力と比較して、2.5 cm と 1.0 cm の治療スライス幅のフルエンスを定めている。5.0 cm の 治療スライス幅のフルエンス出力は、全てのトモセラピー治療計画装置に使われている共 通な値である。

装置のアクセプタンス後、施設の物理士は kVCT の CT 値-質量密度校正曲線の作成、ヘ リカルトモセラピー治療計画装置から外部ハードウェアへの接続の準備などの施設特有の 作業が残されている。トモセラピー治療計画装置において、HU 値は一般的な相対電子濃度 ではなく質量密度に対して校正される。

トモセラピーの Hi-Art II 治療計画装置が専用の計画装置として使われる。その他の市販の治療計画装置はトモセラピー装置の出力に対して治療計画を作ることができない。この治療計画装置にはかなり特殊な内容がある。それは、特殊な照射方法によるもの、もしくはこの治療計画装置の特殊な計算方法によるものである。これらの内容を理解することは、治療計画の質を向上させることでもある。

その特殊な照射技術により、ヘリカルトモセラピーの計画作成中に、特有な計画パラメー タを選択する必要がある。各計画において、治療スライス幅、pitch と modulation factor (MF) を選択する必要がある。

治療スライス幅は、アイソセンタで頭尾方向において y-jaw により形成されるファンビー ム幅である。通常は、3 つのコミッショニングされた治療スライス幅(1.0、2.5、5.0 cm)を 選択できる。

pitch は治療スライス幅に対するガントリ1回転あたりの寝台の移動量の比として定義さ れており、1よりも小さいことが推奨されている。線量の均一性を向上させるため、通常は 0.5より小さいpitch が使われる³³。軸外の標的については、ビームの広がりと回転照射の周 期的な性質により、線量が不均一となる。この"thread"もしくはリップル効果は、治療スラ イス幅、pitch、軸外距離とともに増加する³⁴。この効果についての研究は、すべての治療ス ライス幅について、スレッド効果の大きさが 0.86/n に等しいpitch の値で最小値となるとい うことを示した³⁴。ここで n は整数である。例えば、2.5 cm スライス幅と 0.287 の pitch に ついて、スレッド効果は 5 cm の軸外距離で約 1%(山から谷)の値であった。0.5 に pitch を 変えると、同じ条件においてスレッド効果は約 3%となった。しかし、スレッド効果は軸上 に配置された標的において臨床的な影響は殆どない。

1回あたりの線量が2Gyよりも明らかに高い場合、pitchの値を約0.2以下に下げる必要 があるかもしれない。高線量の照射では、ガントリ回転速度を小さくする必要があり、1分 で1回転という最小ガントリ回転速度と相反することがある。pitchの減少は、標的のボク セルが、より多くのガントリ回転に対してビーム面に含まれることを意味する。これは、ガ ントリがより速く回転し、1照射でより高い線量の照射を可能とする。

MF は最大リーフ開ロ時間を開口時間がゼロでない全てのリーフの平均リーフ開口時間 で除した値として定義されている。最大リーフ開口時間は、照射中に使われているガントリ

回転速度を決定するために重要である。計画ソフトウェアでユーザが選択する MFは、最適 化ソフトウェアで利用が許される上限 MF である。最終治療計画は、設定した MF より小さ な MF となることがよくある。"actual MF"と呼ばれる最終 MF はプランレポートに記載され ている。高い MF は計画の質を改善することがあり、より複雑な標的体積に対して使用され る。一般的に、ユーザは 1.5~3.5 の範囲の MF を選択する。治療スライス幅、pitch と MF は、治療時間および計画の質に大きな役割を果たす。大きなスライス幅を選択すると、治療 時間は減少するが SI 方向における線量の一致性を減少させる可能性がある。小さな pitch の 値は、必ずしも治療時間を増加させない。その理由は、ガントリ最大回転速度が 15-60 秒の 範囲で変化するためである。トモセラピーソフトウェア 4.0 のリリースが始まれば、最大ガ ントリ回転速度は1回転あたり15秒から12秒に変更されるであろう。pitch を小さくする ほど、ガントリ回転速度を大きくすることができる。その理由は、あるボクセルがより多く のガントリ回転を経験し、1回転あたりに必要な線量がより少なくて済むためである。しか し、ガントリが最大速度で回転する場合、リーフは長い時間強制的に閉じたままになるの で、pitch が小さいほど治療時間は増加するであろう。ガントリ回転速度が最大であると報 告された場合、ユーザは治療におけるこの損失を効果的に防ぐために pitch の増加を望むか もしれない。MFの減少は、一般的にガントリ回転速度を大きくし、治療時間を減少させる。 しかし、これはガントリが最大速度で回転していない場合である。同様に、MFの増加はガ ントリ回転速度を必ずしも減少させないかもしれない。

ー度計画パラメータが選択されると、標的を通過する各ビームレットに対して線量分布 が計算される。ある計画のビームレットの数はスライス幅、pitch、標的体積と形状に依存す る。ビームレット計算は、バッチ処理することができる。線量計算は convolution/superposition 法を使用している。一度このビームレット計算が完了すると、最適化プロセスが始まる。最 小自乗最適化法が目的関数を最適化するために使われる。

従来の直線加速器とは異なり、トモセラピーの治療は時間で区切られる。治療計画装置は 一定の線量率(SSD 85 cm、5×40 cm²の固定照射野において、1.5 cm の深さで 850 cGy/min) となる。最終線量計算とリーフの制御サイノグラムの形成をしている間、ヘリカルトモセラ ピー治療計画装置は、最終的にプログラムされたリーフの開口時間を決定するため、測定し た MLC のリーフ待ち時間データを使用する。この最終線量計算で、20 ms より短いリーフ 開口時間は制御サイノグラムから削除される。その理由は、実リーフ移動時間に対しあまり にも小さすぎるためである。最終線量計算はこれらの変化を反映する。そのため、計画線量 対体積ヒストグラムと最終線量対体積ヒストグラムとの間にわずかな違いが観察されうる。 計画の承認はこの最終線量計算に基づくべきである。

ヘリカルトモセラピーのシステムに取り込むうえで、計画 CT データは通常 256×256 ボク セルの横断グリッドにダウンサンプルされる。しかし、取り込んだ CT データが非常に大き い場合、ユーザは CT データを 128×128 ボクセルにダウンサンプルすることができる。但 し、CT スライス幅は維持される。"Coarse"、"normal"、"fine"計算グリッドをヘリカルトモ セラピー計画装置で利用できる。Fine モードにおける線量計算では、取り込んだ CT データ と等しい線量計算グリッドになる。normal および coarse モードは axial 像において、それぞ れ取り込んだ CT の 2×2、あるいは 4×4 ボクセル毎に対して線量計算をする。粗い計算グリ ッドは特に構造物が小さい場合、線量対体積ヒストグラムの精度を悪化させるかもしれな い。この臨床的な重要性は、危険構造物の重要性、PTV 体積に対するそれらの位置、構造内 の線量勾配に依存するであろう。計算グリッドを細かくするほど計算時間を多く必要とす る。線量計算時間はボクセル数に直接比例する。トモセラピー固有の治療計画の情報集は付 録 Fにある。

WI.B. Periodic quality assurance 定期的な品質保証

周期的な幾何学的、線量的変化の検証試験が推奨される。装置の複雑性、特殊性により独立線量計算は重要である。近年、独立線量計算アルゴリズムの発展が Gibbons らにより説明 された³⁷。しかし、一般的に測定による患者計画の線量評価が実施されている。

VII.B.1. Geometric validation tests 幾何学的検証試験

TG-53 は画像データの取り込みに関してのガイダンスを提供している。ピクセルサイズ やスライス厚などの CT パラメータは、治療計画装置に正しく転送されるべきである。画像 のオリエンテーション(左右、頭尾)は正しくなければならない。Head first supine のような 患者のオリエンテーションについてのテキスト情報は、CT から治療計画装置へ正しく転送 されなければならない。画像のグレイスケール値もまた、正しく転送されなければならな い。ほとんどのトモセラピーのユーザは、輪郭作成のために CT データをサードパーティの 治療計画装置に取り込む。その後、CT データと輪郭はサードパーティの装置からトモセラ ピー治療計画装置に送られる。CT の取り込み試験はいつも同じ経路を使うべきである。詳 細が明らかにされているファントム(例えば、ベンダは円柱形 Virtual Water™ファントムを 提供している)の CT スキャン画像は、CT のオリエンテーション、寸法、グレイスケール 値、添付テキストデータを評価するために、一般的な臨床のワークフローを通して治療計画 装置へ取り込むことができる。トモセラピーの治療計画装置におけるファントムのボクセ ルサイズは、ファントムの物理的な画素となる kVCT のボクセルサイズ以内にあるべきで ある。伴うストラクチャセットはサードパーティの計画装置からトモセラピー計画装置へ 正しく転送されなければならない。kVCT に関して、ストラクチャセットの位置、寸法、オ リエンテーションは正しくなければならない。

幾何学的検証試験は1年に1回、またはCT取得や転送過程に関するシステムの更新後に 実施されるべきである。

ヘリカルトモセラピー装置は、計画 CT データを 256×256 ボクセルにダウンサンプルして

いるということに気を付けるべきである。関連したストラクチャセットはトモセラピー装置にインポートされるときにはダウンサンプルされない。

W.B.2. Dosimetric validation tests 線量検証試験

TG-53 に含まれる線量のコミッショニングは、直接トモセラピー装置の試験に適応でき ないかもしれないが、全体の目標、例えば線量精度の試験はトモセラピーの治療計画装置に 適応できる。ファントムに基づいた End-to-end 試験は線量評価を実施するのによく適して いる。これらの試験において同じイメージング、輪郭作成、計画の立案および照射を受ける という意味でファントムは患者のように扱われる。

線量評価のために校正した電離箱による線量の計測が行えるファントムを使用すべきで ある。トモセラピーの回転照射に関して、使用できる電離箱と特殊な補正係数についての議 論は、節 V.B.5 を参照されたい。各々の治療機に提供される標準円柱形 Virtual WaterTMファ ントムは線量評価試験に適している。このファントムにおいて、指頭形電離箱(ベンダが提 供した円柱形 Virtual WaterTMファントムは、Standard Imaging 社から商用で利用できる A1SL 電離箱を収容するように設計されている)を複数の場所に配置することができる。

軸上および軸外の円柱状の標的に対して治療するようにデザインされた計画は、コミッショニングした各々のスライス厚に対して作られるべきである。標準的な計算グリッドが線量計算に使われる。標的は電離箱線量計の有感体積より大きい体積をもつべきである。最低でも2つの標的、すなわち1つは固定緑レーザによって示される回転中心に位置する標的であり、もう1つは軸外にある標的であるが、1つの計画もしくは分離した2つの計画で治療されるべきである。AAPM TG-119「IMRT のコミッショニング:多施設計画と線量比較」は一連の試験計画を提示しており、物理士はガイダンスのためにこの文書を復習されたい³⁸。

線量評価のために作成した計画と節 V.B.5.b における pcsr 線量校正のために作成した計画 との間に基本的な違いはない。最も大きいコミッショニングしたスライス幅に関して、同じ 計画を両方の目的に対して使うことができる。

複数点での線量測定を線量の高い領域と低い領域で実行するべきである。線量勾配領域 は、フィルムや多次元検出器のような複数点の線量測定や平面線量計を用いて検証される べきである。線量評価の判定基準はコミュニティで討論される。TG-53 は線量基準を掲載し ているが、これらの基準が必須条件というよりも、むしろ"共有する期待値"であるというこ とを明らかにしている。3 次元治療計画装置に関して、Van Dyk³⁹ は低線量勾配領域内の高 線量域と低線領域について、基準線量の3%、及び高線量勾配において3mmの空間的一致 を判定基準とした。これらの値はビルドアップ、ビルドダウンの領域に適応されない。近年 報告された TG-119 レポートは、IMRT 装置をコミッショニングするときに比較のために参 考にできる有益なベンチマークデータを提供している。TG-119 レポートにおいて、3%/3 mm のガンマ基準が平面線量分布の評価に使われている。

IMRT 計画の判定基準は、現在 ICRU によって規則化されている。そして、次回の ICRU レポートの中で公表されるだろう。このレポートの出版までタスクグループはトモセラピー装置の線量評価に対して 3%/3 mm の基準の使用を推奨する。作成したトモセラピーの計画に関して、点線量の測定は処方線量の 3%以内で計算線量に一致すること、及び 3 mm の DTA 基準を満たさなければならない。線量の pass 率を評価するために、TG-119 により提供されたベンチマークデータを参考にできる。

現実的には、患者の治療を開始する前に、不均質のファントムセットを試験のために利用 するべきである。更に、単一密度組織以外の領域における計算線量の検証が望まれる。この 目的のための市販のファントムもある。しかし、この目的を果たすために施設独自のファン トムを使うことができる。

治療計画装置の線量評価は治療計画装置ソフトウェアのメンテナンス後、および1年に1 回実行するべきである。

WI.B.3. Clinical treatment plan QA 臨床治療計画 QA

計画装置が臨床に使用された後は、精度のために各患者の計画をダブルチェックする必要がある。ヘリカルトモセラピーの線量分布について独立再計算をするための市販ソフト は存在しない。したがって、現状では測定によって線量分布を検証できるようなファントム において個々の計画を計算している。この現状は時間をかけて進化するかもしれないし、代 わりの試験手順が現在のものと置き換わって発展するかもしれない。

ヘリカルトモセラピーの文献では、ファントムに対する治療計画の線量再計算は DQA プ ロシージャと呼ばれている。DQA 計画と解析を支援するツールは、TomoTherapy 計画ソフ トウェアパッケージの中に組み込まれている。DQA の過程では、ファントムの CT 画像が トモセラピーの計画装置に取り込まれている必要がある。ファントムにおける線量分布の 計算後、点線量と平面線量分布を測定値と比較する。トモセラピー装置から平面線量分布を 取り出すことができ、これをダイオードや電離箱アレイと比較することができる。Van Esch らは、トモセラピー計画の線量評価のために電離箱アレイの使用を報告した⁴⁰。トモセラピ ーの IMRT QA に関して、2 つの直交した半導体多列検出器が一体となった装置の使用が Guerts らにより報告された⁴¹。

DQA 計画検証は、患者の生体構造において計算した治療計画の全ての側面を検証するわ けではないということを理解するべきである。例えば、不正確な質量密度テーブルを患者計 画の計算に適応した場合、このエラーは DQA プロシージャでは検出できない。同様に、患 者計画におけるトモセラピーの寝台と CT 寝台の交換が正常に行われているかは、DQA の 過程で検証できない。

現在、殆どのユーザはベンダが提供する円柱形 Virtual Water™ファントムを患者計画評価

のために使用しており、これは許容できる検証方法である。この過程では、点線量を電離箱 で測定し、2次元の線量分布をフィルムで測定する。測定した電離箱の点線量は治療計画装 置で計算した線量の3%以内であるべきである。測定した電離箱の点線量が3-5%の間で異 なっていたときには、物理士は不一致の調査をすべきである。物理士と担当医の判断により 治療を継続することができる。もし、不一致が5%を超えたときには、患者治療の前に徹底 した調査が必要である。DQA 計画の作成過程で、ファントムの位置は治療計画装置の中で 変更することができ、電離箱が高線量で低い線量勾配の領域にくるようにファントムを設 置するように注意が必要である。このような領域における電離箱による測定は、電離箱の有 感体積中での線量変化に関連する問題を最小限にする。しかし、広い低勾配線量域において も狭い照射野の重ね合わせが生じており、ユーザは電子平衡の不足の可能性などの小照射 野における線量測定に関連した不確かさがあることを知っておくべきである。

フィルム面の解析は、期待される線量分布が高線量域と低線量域の両方を含む場合に有 用である。平面線量測定に関して、ファントムの端から5mm以内の領域を囲う長方形をガ ンマ係数の分析対象とすべきである。TG-148 タスクグループの経験上、線量グリッドを "normal"で計算したトモセラピーの DQA 計画は、3%/3 mm のガンマ基準を使用した場合、 少なくとも90%の pass 率がある。3%の線量の相違は処方線量を基準としている。ガンマ解 析のためにフィルムを使う場合、フィルムの線量を標的線量内の電離箱の線量に一致する ようにスケーリングすることができる。治療計画装置ソフトウェアによるガンマインデッ クスの計算は容易であるが、分析のための関心領域の選択は現在許されていない。そのた め、pass 基準の評価は、サードパーティの分析プログラムに測定した線量分布と計算した線 量分布を取り出し、分析する必要がある。施設の物理士の判断により、計算したガンマ分布 の視覚的評価で十分かもしれない。

DQA の結果が許容値外であれば、医学物理士は調査する必要がある。最初に、治療計画 装置で計算した点線量が正確に出力されているかとともに、ファントムのセットアップを 評価すべきである。電離箱が高い勾配領域中もしくはその近傍を測定していないかどうか も調査するべきである。この状況は避けるべきであるとはいえ、小さな標的体積は電離箱が 高勾配の中もしくはその近傍に置かれているのと同じ結果になるかもしれない。標的がか なり軸外にあり、計画が大きな pitch もしくは大きなスライス幅で作られている場合、測定 点はスレッド効果による不均質領域にあるかもしれない。DQA の不一致を調査するときは、 平均体積と DTA を用いることも有用である。

DQA の結果は、装置出力のドリフトに起因して許容値外になりうる。以前に使用した DQA 計画、もしくは標準的な DQA 計画の再測定がこの分析に役立つ可能性がある。毎日 の出力確認の分析もまた役立つであろう。装置の出力調整が必要となるかもしれない。物理 士はそれぞれのスライス幅に対して利用できる標準的な IMRT 計画を用意しておくべきで ある。この目的のために、代表的な臨床状況におけるファントム計画や以前に使用した DQA 計画を使うことができる。これらの計画は、ガントリ速度、リーフの開口時間等が類似して おり、測定線量の不一致が計画に特異的なものであるか、それとも全ての計画に同一である かを判断するのに、これらの計画の再測定が役に立つであろう。

短いリーフ開口時間の使用は、DQAの不一致を招く可能性がある³⁵。計画に低い pitch を 使うとより短いリーフ開口時間を生じる。より大きい pitch (2 Gy の処方線量に対して 0.287 あたり)を使用した計画により、このような照射の不確かさを減少することができる。

W.C. MVCT-based treatment planning MVCT に基づいた治療計画

金属のインプラントは、基準となる kVCT と比較して、MVCT における画像アーチファ クトが殆どない。そのため、MVCT に基づく治療計画は、人工インプラントを有する患者 や治療計画の妨げになる規則的な kVCT のアーチファクトを有する患者に対して利点とな りうる ⁴³。

MVCT を治療計画の目的のために使う場合には、患者の治療計画画像を取得する直前か 直後に計測した最新の MVCT 質量密度テーブルを測定することを推奨する。この推奨は、 MVCT の HU 値がイメージングのビームの変化に(ターゲットの摩耗および、まだ調査中 であるが、その他の因子による二次的な)影響を受けやすいという情報に基づいている。同 時に DQA ファントムをスキャンすることも推奨される。この直近のスキャンは、MVCT に 基づいた治療計画の DQA の工程で使用されるべきである。計測した MVCT の密度テーブ ルは、患者と DQA ファントムの MVCT 画像に適応されるべきである。更に、金属人工股 関節のような高密度の領域を囲う場合やこれらの領域を通過する入射ビームを制限する場 合に推奨される。これは、高密度物質に関連した減弱計算における不確かさを避けるために 行われる。これらの不確かさには2 つの原因がある。(1) フルエンス減弱テーブルは最大密 度 4 g/cm³までのデータを有している。治療計画装置はこれよりも高い密度に対して最大密 度を使用する初期設定になっている、(2) MVCT 画像に対する IVDT テーブルは、高密度物 質にまで拡張する必要がある。

VIII. SUMMARY AND RECOMMENDATIONS 結論と勧告

この章では、前の章で説明した QA 項目を要約し、推奨される頻度別に整理する。装置メ ンテナンス作業後の QA についての勧告は、それぞれのメンテナンスシナリオの章に記載 されている。

VIII.A. Daily 日毎

日常的にビーム出力は監視しなければならない。出力の不変性はガントリ静止時、もしく はガントリ回転時において測定するべきである。ビーム出力はガントリ静止時、もしくはガ ントリ回転照射時に一定でなくてはならない。固定の出力を毎日監視している場合、週に1 度回転の出力を測定するべきである。また、回転の出力を毎日監視している場合、週に1度 固定の出力を測定するべきである。レーザ装置の正しい初期化をチェックする必要がある。 画像照合後、自動寝台調整と赤レーザ調整は毎日試験するべきである。MVCT の品質は、 コミッショニング時との一貫性と視覚的にアーチファクトがないことをチェックするべき である。画像照合プロセスが一貫して動作していることを確認するべきである。いくつかの 試験を組み合わせた手順の一つの例を付録 D で説明する。

表Ⅱは日常の QA のための勧告をまとめたものである。標準的な安全性試験はこのリストに含まれないが、TG-142 に詳述された推奨事項ごとに実行するべきである。

VIII.B. Monthly 月毎

毎月の試験は、ビームパラメータの不変性試験、MVCT 試験、およびその他の項目を含 む。表3は推奨される試験とその許容値の要約である。インターロック試験などの標準的な 安全性試験は、表に記載されていないが TG-142 に詳細な推奨事項ごとに行う必要がある。

VIII.C. Quarterly 3月毎

四半期毎に、ガントリ角度、寝台移動の均一性を試験すべきである。寝台移動とガントリ 回転の同期も、この周期で試験する必要がある。MVCTの線量測定は、四半期ごとに行う べきである。表4は、推奨される試験とその許容値の要約である。

VIII.D. Annual 年毎

年毎の試験では、機械的なアライメント、ビームパラメータ、およびその他の項目が含ま れている。MVCT 照合および照合プロセスの end-to-end 試験は、いくつかの治療計画装置の 試験と同様に実行されるべきである。表5は、推奨される試験とその許容値の要約である。

VIII.E. Major Component replacement 主要部品の交換後

主要な部品の交換後は QA 試験が必要となる。これらの試験は個々のメンテナンス内容

に依存する。メンテンナンス後に推奨される QA 試験を、いくつかのシナリオについて説明 する。表6は、4つのシナリオに対して推奨する QA 試験の要約である。

マグネトロン/個体変調器 (SSM) :マグネトロンまたは SSM の交換では、出力やビーム エネルギーなどのビームパラメータが変化する。ユーザはビーム出力、エネルギー、lateral 方向ビームプロファイルだけでなく longitudinal 方向ビームプロファイルを試験することを 推奨する。ビームパラメータは、1 つのスライス幅に対してのみ試験する必要がある。これ らの試験の目的は、パラメータがベースライン値と一致していることを確認するためのも のである。このビームパラメータの毎月 QA 手順の繰り返しは、公称値との不変性を確立す るのに十分であるべきである。MVCT 画像を線量計算に使用する場合には、HU の精度のた めの月毎の QA 試験を実行するべきである。メンテナンス後、DQA またはファントム計画 が計算と一致するかを確認し、検証しなければならない。この最後のステップでは、ユーザ が正規の治療に使用されるすべての機能(画像照合と治療)を実行しなければならない。

リニアックまたはターゲット:ターゲットの交換はその工程でリニアックの移動を伴い、 線源のアライメント(節 V.B.1.a、V.B.1.b、と V.B.1.c)を試験する必要がある。加えてマグ ネトロン/ SSM の交換後に推奨されている全ての試験をターゲット/リニアックアライメン ト後に行うべきである。

y-jaw: y-jaw とアクチュエータまたはエンコーダの作業では、y-jaw のアライメントと longitudinal方向ビームプロファイルの確認が必要である。照射野のセンタリングに加えて、 jaw センタリング、divergence、回転面との整合性を確認しなければならない。longitudinal 方 向ビームプロファイルを収集し、基準ビームデータと一致しているかを確認する必要があ る。ビームの出力チェックに加えて、DQA またはファントム計画をそれぞれのコミッショ ンしたスライス幅に対して確認し、計算との一致を検証するべきである。

MLC: MLC の交換後は、MLC のアライメント試験を実行するべきである。MLC 側方オ フセットは、MLC の捻れと同様に試験するべきである。治療計画装置には MLC 特有のリ ーフ速度データが含まれている。与えられた MLC のリーフ速度を調整することはできない。 代わりに、ベンダは MLC を交換した後、治療計画装置のこれらのデータを測定し更新する。 これらのデータは"Final Dose"の計算に使用され、交換後に作成した計画に適用される。既 存の計画は変更されない。したがって、これらが許容値内にあることを確認するために、既 存のいくつかの DQA 計画を繰り返すことを推奨する。リーフ開口時間の短い計画はより敏 感であるため、この試験のために選択されたプランのグループに含まれるべきである。DQA 計画が許容範囲外である場合、ユーザは選択した事例の再計画を行う必要がある。

58

表 2. 日	毎の品質	保訨に対す	る推奨値と	: 許谷値
--------	------	-------	-------	-------

日毎の試験項目	目的	許容範囲	該当の章・節
出力 - 回転時 あるいは静止時	一貫性	3%	V.B.2.d
画像座標系と レーザ座標系の一致	精度	2-1 mm (非定位/SBRT-SRS/SBRT)	VI.B.1.b
画像照合と アライメント	精度	1 mm	VI.B.1.c
赤レーザの初期位置	赤=緑レーザ	1.5 - 1 mm (非定位/SBRT - SRS/SBRT)	V.B.4.b

表 3. 月毎の品質保証に対する推奨値と許容値

週毎の試験項目	目的	許容範囲	該当の 章・節
ビームパラメータ			
出力 - 静止時(IC)	一貫性	2%	V.B.2.d
出力 - 回転時(IC)	ー貫性(TPSとの一致)	2%	V.B.2.d
モニタ線量計の不変性	モニタ線量計間の不変性	2%	V.B.2.d
回転時出力の変動	変動の幅	2%	V.B.2.d
線質	基準値との一貫性	1% PDD ₁₀ またはTMR ²⁰	V.B.2.a
左右軸方向の プロファイル	基準値との一貫性	主要な照射範囲で 1%の平均差異	V.B.2.b
体軸方向のプロファイル	基準値との一貫性	FWHM でスライス幅の 1%	V.B.2.c
アライメントやその他			
中断プロシージャ	完遂したプロシージャとの一致	3%	V.B.4.a
赤レーザの可動	正しい移動量	1 mm	V.B.4.b
治療寝台	ディジタル読み値 対 実移動量	1 mm	V.B.4.c
治療寝台	水平	0.5 度	V.B.4.c
治療寝台	longitudinal 移動のアライメント	1 mm	V.B.4.c
治療寝台	たわみ	5 mm	V.B.4.c
MVCT			
幾何学的な歪み	寸法、傾向	2 - 1 mm (非空位/see)	VI.B.1.a
ノイブ	エーク画質	(非定位/SBRI-SRS/SBRI) 其進値との一貫性	WВ22
均一性	モニタ画質	基本にという責任	VI.D.2.a
空間分解能	モニタ画質	1.6 mm の構造物を認識できること	VI.B.2.c
コントラスト	モニタ画質	基準値との一貫性	VI.B.2.d
(MVCT が線量計算に使われている場合)			
均一性	モニタ画質	25 HU	VI.B.2.b
HU(水の試験用プラグ)	モニタ HU の精度	基準値から 30 HU 以内	VI.B.2.e
HU(肺・骨の試験用プラグ)	モニタ HU の精度	基準値から 50 HU 以内	VI.B.2.e

(1.59)/1	再2011頁小皿(三八)/3	加大値と町石値	
3ヶ月毎の試験項目	目的	許容範囲	該当の章・節
同時性			
ガントリ回転角度	正しさ、一貫性	1度	V.B.3.a
寝台速度均一性	均一性	2%以内の不均一	V.B.3.b
1 ガントリ回転あたりの寝台移動量	同時性	5 cm あたり 1 mm	V.B.3.c
MVCT			
線量	撮影用モニタ線量	基準値との一貫性	VI.B.3

表4.3ヶ月毎の品質保証に対する推奨値と許容値

表 5.1 年毎の品質保証に対する推奨値と許容値

年毎の試験項目	目的	許容範囲	該当の 章・節
機械的なアライメント			
y–jaw の中心	線源と y-jaw とのアライメント	線源において 0.3 mm	V.B.1.a
線源の x アライメント	線源と MLC とのアライメント	線源において 0.34 mm	V.B.1.b
y−jaw 拡散/ビーム中心	回転軸に対する線源のアライメント	アイソセンタで 0.5 mm	V.B.1.c
y-jaw/ガントリ回転面アライメント	回転軸に対する y-jaw のアライメント	0.5 度	V.B.1.d
治療ビーム照射野の中心	共通の中心	アイソセンタで 0.5 mm	V.B.1.e
MLC lateral オフセット	回転中心との MLC のアライメント	アイソセンタで 1.5 mm	V.B.1.f
MLC の捻れ	ビーム面とのアライメント	0.5 度	V.B.1.f
ビームパラメータ			
線質(各スライス幅)	モデルとの一致	1% PDD ₁₀ またはTMR ²⁰	V.B.2.a
左右軸方向のプロファイル (各スライス幅)	モデルとの一致	主要な照射範囲で 1%の平均差異	V.B.2.b
体軸方向のプロファイル (各スライス幅)	モデルとの一致	FWHM でスライス幅の 1%	V.B.2.c
TG-51 校正	校正	1%	V.B.5
その曲			
Axial 緑レーザ (距離と捻れ)	アイソヤンタとの公称距離	1 mm/0.3 度	VB4b
Sagittal/Coronal 緑レーザ	回転軸とのアライメント	±1 mm	V.B.4.b
MVCT			
	始目八十六年でしるてい、み	2 – 1 mm	
画像/治療/レーサ座標系の一致	緑重分布座標糸との正しい一致	(非定位/SBRT-SRS/SBRT)	VI.B.1.b
治療計画装置			
CT データインポート			
治療計画装置内の画像の寸法	物理的な寸法との一致	1kVCT ボクセル	VI.B.2
CT ボクセルの寸法	正しい転送	可 / 不可	VI.B.2
CT の向き	正しい転送	可 / 不可	VI.B.2
CT のグレイスケール値	正しい転送	可 / 不可	VI.B.2
紐付けされているテキスト情報	正しい転送	可 / 不可	VI.B.2
ストラクチャセットのインポート			
ストラクチャの寸法	輪郭描出ソフトウェアとの一致	1kVCT ボクセル	VI.B.2
ストラクチャの位置	輪郭描出ソフトウェアとの一致	可 / 不可	VI.B.2
ストラクチャの向き	輪郭描出ソフトウェアとの一致	可 / 不可	VI.B.2
線量検証			
低線量勾配領域の点線量	治療計画装置との一致	3%以内	VI.B.3
高線量勾配領域の点線量	治療計画装置との一致	3%/3 mm	VI.B.3

主要部品交換後の試験項目	目的	許容範囲	該当の章・ 節
マグネトロン/SSM			
出力 - 静止時(IC)	一貫性	2%	V.B.2.d
出力 – 回転時(IC)	ー貫性(TPSとの一致)	2%	V.B.2.d
回転時出力の変動	変動の幅	2%	V.B.2.d
線質	基準値との一貫性	1% PDD ₁₀ またはTMR ²⁰	V.B.2.a
左右軸方向のプロファイル	基準値との一貫性	主要な照射範囲で 1%の平均差異	V.B.2.b
体軸方向のプロファイル	基準値との一貫性	FWHM でスライス幅の 1%	V.B.2.c
DQA/ファントムプラン	治療計画装置との一致	3%	VII.B.5
(MVCT が線量計算に使われている)	湯合)		
HU(水の試験用プラグ)	モニタ HU の精度	基準値から 30 HU 以内	VI.B.2.e
HU(肺・骨の試験用プラグ)	モニタ HU の精度	基準値から 50 HU 以内	VI.B.2.e
リニアックとターゲット			
y–jaw の中心	線源と y-jaw とのアライメント	線源において 0.3 mm	V.B.1.a
線源の x アライメント	線源と MLC とのアライメント	線源において 0.34 mm	V.B.1.b
y−jaw 拡散∕ビーム中心	回転軸に対する線源のアライメント	アイソセンタで 0.5 mm	V.B.1.c
出力 - 静止時(IC)	一貫性	2%	V.B.2.d
出力 – 回転時(IC)	ー貫性(TPSとの一致)	2%	V.B.2.d
回転時出力の変動	変動の幅	2%	V.B.2.d
線質	基準値との一貫性	1% PDD ₁₀ または TMR ²⁰	V.B.2.a
左右軸方向のプロファイル	基準値との一貫性	主要な照射範囲で 1%の平均差異	V.B.2.b
体軸方向のプロファイル	基準値との一貫性	FWHM でスライス幅の 1%	V.B.2.c
DQA/ファントムプラン	治療計画装置との一致	3%	VII.B.5
(MVCT が線量計算に使われている			
HU(水の試験用プラグ)	モニタ HU の精度	基準値から 30 HU 以内	VI.B.2.e
HU(肺・骨の試験用プラグ)	モニタ HU の精度	基準値から 50 HU 以内	VI.B.2.e
v−iaw(アクチュエータ/エンコーダ)			
y-jaw の中心	線源と v-iaw とのアライメント	線源において 0.3 mm	V.B.1.a
y-jaw 拡散/ビーム中心	回転軸に対する線源のアライメント	アイソセンタで 0.5 mm	V.B.1.c
	回転軸に対する y-jaw のアライメン	<u>ه د</u> بلغ	
y-jaw/カントリ回転面アライメント	۲	0.5 度	V.B.1.d
治療ビーム照射野の中心	共通の中心	アイソセンタで 0.5 mm	V.B.1.e
体軸方向のプロファイル	基準値との一貫性	FWHM でスライス幅の 1%	V.B.2.c
出力 - 静止時(IC)	一貫性	2%	V.B.2.d
出力 – 回転時(IC)	ー貫性(TPSとの一致)	2%	V.B.2.d
回転時出力の変動	変動の幅	2%	V.B.2.d
DQA/ファントムプラン	治療計画装置との一致	3%	VI I.B.5
MIG			
 線源の x アライメント	線源と MLC とのアライメント	線源において 0.34 mm	V.B.1 h
MLC lateral オフヤット	回転中心との MLC のアライメント	アイソヤンタで 15 mm	V.B.1 f
MLC の捻れ	ビーム面とのアライメント	0.5 度	V.B.1.f
DQA/ファントムプラン	治療計画装置との一致	3%	VI I.B.5

表 6. 主要部品交換後の品質保証に対する推奨値と許容値

付録 A: WORKSHEET A: HELICAL TOMOTHERAPY PHOTON BEAM CALIBRATION

A: ワークシート A: ヘリカルトモセラピー光子線の校正

1.	施設データ		
	施設名:		_
	物理士:		_
	測定日:		_
	加速器:		_
	モデル、シリアル No.:		_
o /±	- 田 +4% - 四		
2. 彼	一日候谷		
i			
	ンリアル No.:		
	空洞内半径 (r _{cav}):		cm
	防水:	yes 🗌 🛛 I	
	No の場合、1mm 以下の PMMA の防	水加工もしくは薄いラテック 	クスか?
	yes	no 🗌	
1	o. 電位計モデル:		
	シリアル No.:		
	i. Pelec、電位計校正定数:		C/C or C/rdg
(c. 水吸収線量校正定数 N _{D,W,Q0} : _		Gy/C (or Gy/rdg)
	校正日(2年を超えない):		-
3 泪	定条件 (ステップ a もしくけ ステ、	ップ トを遅ぶ)	
5. IX.	a. ガントリ静止時出力(5 cm x10 cm、	10 cm 水等価深における測	定)
	i. 距離 (SSD or SAD):	cm SSD	□ or SAD □
	ii. 照射野サイズ:	(cm ²
	表面で(SSD セットアップ): 🛛	検出器で(SAD セット	・アップ): 🛛
	iii. 照射時間:		min
]	o. ガントリ回転出力		
	(直径 30 cm 水等価ファントム内、直径	圣 8 cm x 長さ 10 cm の均一線	禄量体積)
	i. 照射野幅:		cm
4. 線	質		

線質指標 %dd(10)x(HT ref) [FS=5 cm×10 cm、 85 cm SSD、 10 cm 深線量、幾何学的中

心から 0.6r_{cav} シフトする(実効 ロ	户心)]
表面にて照射野 5 cm x 10 cm、	$SSD = 85 \text{ cm}$: yes \Box no \Box
a. $\%$ dd(10) _{x(HT ref)} :	
%dd(10)x _(HT TG-51) の決定は次式、	または図 19 を用いる :
$%$ dd(10) $x_{[H]}$	$T_{TG-51]} = 1.35805 \cdot (\% dd(10) x_{[HT ref]})^3$
	- 244.493 • $(\% dd(10)x_{[HT ref]})^2$
	+ 14672.98 • $%dd(10)x_{[HT ref]}$
	- 293479.4
b. $\%$ dd(10) $x_{(HT TG-51)}$:	
5. 線質変換係数の決定 $k_{Q,Qo} imes k_{Q_{ms}}^{f_{msr}}$,f _{ref} r,Q
k _{Q,o} ×k ^f msr,frefを得るために使用し	こ電離箱モデル
a. $k_{Q,Qo} \times k_{Q_{msr,Q}}^{f_{msr},f_{ref}}$ [Table 1]:	
6. 温度/気圧補正	
a. 温度:	°C
b. 気圧:	<u>kPa</u> $[mmHg\frac{101.33}{760}]$
c. <i>P</i> _{TP} :	$P_{\rm TP} = \left(\frac{273.2+6a}{295.2}\right) \left(\frac{101.33}{6b}\right)$
7. 極性効果補正	
<i>M</i> ⁺ _{raw} :	C or rdg
<i>M</i> ⁻ _{raw} :	C or rdg
a. M _{raw} (校正の極性において):	C or rdg
b.P _{pol}	$P_{\text{pol}} = \left \frac{(M_{\text{raw}}^+ - M_{\text{raw}}^-)}{2M_{\text{raw}}} \right $
8 . イオン再結合補正係数 <i>P</i> _{ion} の測定	
測定電圧 = V _H :	V
Lower voltage V _L :	V
M_{raw}^{H}	C or rdg
M ^L _{raw}	C or rdg

米国医学物理学会 タスクグループ 148 レポート ヘリカルトモセラピーの品質保証 日本語訳

a.
$$P_{\text{ion}}(V_{\text{H}})$$
:
$$\left[P_{\text{ion}}(V_{\text{H}}) = \left(1 - \frac{V_{\text{H}}}{V_{\text{L}}}\right) / \left(\frac{M_{\text{raw}}^{\text{H}}}{M_{\text{raw}}^{\text{L}}} - \frac{V_{\text{H}}}{V_{\text{L}}}\right) \right]$$

Pionが 1.05 を超える場合、他の線量計を用いるべきである。

9. msr 照射野 または pcsr 照射野の指示値 M に対する補正 M_{corr} = P_{ion}P_{TP}P_{elec}P_{Pol}M_{raw} = [8a·6c·2b.i·7b·7a] =

10. 水中 10 cm 深における ガントリ静止時出力:

a.
$$D_{W,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot \left[k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}\right] = [9 \cdot 2c \cdot 5a] = _____Gy$$

b. 10 cm 深の線量率: _____ Gy/min [10a/3a.iii] c. SSD セットアップに対する臨床的 %dd(10) / 100: ______ もしくは SAD セットアップに対する臨床的 TMR(10): ______ d_{max}における線量率: _____ Gy/min [10b/10c]

11. msr 照射野 と pcsr 照射野における出力補正係数

 $k_{Q_{pcsr},Q_{msr}}^{f_{pcsr},f_{msr}}$: 1.003

12. pcsr 照射野におけるガントリ回転時出力:

付録 B: NOTE ON CONTROL XML FILES AND CONTROL SINOGRAMS 制御 XML フ ァイルと制御サイノグラムの注意

通常の手順では、治療計画プロセスの最後に作成される計画の XML ファイルで装置を操 作するが、治療計画装置を使わずに装置を指示通りに使用するには、XML ファイルを作成 する必要がある。XML ファイルの作成ツールは、オペレータステーションソフトウェアに 組み込まれている。とりわけ、このファイルにはガントリの位置、テーブルの移動、MLC の 開ロパターンの指示が含まれている。ベンダは、幾つかの XML ファイルと、このレポート に記載されていた QA のプロシージャに使用するバイナリ MLC 制御ファイルを用意してい る。ユーザで独自の XML ファイルを作成するのであれば、ベンダが用意した XML ファイ ルを修正して使用することを推奨する。これらのファイルの閲覧や、修正、保存はオペレー タステーションソフトウェアで行うことができる。XML の修正方法の詳細についてはトモ セラピー添付文書 (Calibration Data Tool Guide, Version 3.X) に記載されている。

XML ファイルの内容は、照射中のバイナリ MLC の動作のタイミングを制御する制御サ イノグラムと呼ばれる 64 列のバイナリファイルである。それぞれの列にはリーフの相対開 ロ時間が 0 から 1 の間で記載されている。リーフの開ロ時間はそれぞれのリーフとプロジ ェクションごとに必要である。そのため、制御サイノグラムの最小の行数はプロジェクショ ン数に等しい。各プロジェクションの持続時間は、XML ファイル内の別の場所で定義され ている。

付録 C: RADIATION SAFETY 放射線安全

IMRT は照射時間が長く、照射室の遮蔽の問題が懸念されてきた。照射室の遮蔽に加え、 長時間の照射は患者への全身線量に影響をあたえるため、漏えい線量への安全性が高くな っている装置もある。

ヘリカルトモセラピーにおける遮蔽と漏えいの懸念については幾つかの論文で述べられ てきた⁴⁵⁻⁴⁹。連続的な回転照射の場合、通常のリニアックで使われる方向利用率を使用する ことは難しい。また、トモセラピーは独特な IMRT モードにより、通常のリニアックの IMRT と比べて照射時間が有意に長い。遮蔽計算には1週間あたり 10⁶ MU と仮定されるが、この 値は non-IMRT の加速器と比べ、はるかに大きな値となる⁴⁶。しかし、トモセラピーは IMRT 専用機として設計されているため、加速器ヘッドの遮蔽が増強されている。この遮蔽は、(1) 不要な患者への照射を減らし、(2)リニアックからの漏えいを少なくするために、リニアッ クの周りに取り付けられている。さらに、ビームストッパが搭載されているため、一次線も 2 桁以上減衰する。また、回転照射を行っているので、一次線が照射される部分は分散され る。アイソセンタから 2 m の位置では後方散乱した漏えい線のほうが直接線より大きくな る。直接線と漏えい線ではエネルギーと実効線源位置が異なるため、それらの比は遮蔽壁ま での距離とその厚さにより変化する。ヘリカルトモセラピー装置の遮蔽における最大の利 点は、公称エネルギーが6MVであることである。

患者の積算線量はモダリティにかかわらずほぼ同じであるため、患者での散乱はすべて の外部放射線治療においてほぼ同じである。トモセラピーの遮蔽における最大の懸念は後 方散乱の漏えい線量である。TomoTherapy 社は遮蔽計算の手助けになるように、アイソセン タからの距離および角度に対する各座標における漏えい線量を載せている施設計画ガイド を提供している。

一般的に、ヘリカルトモセラピー装置は 3.5 から 4.5 フィート厚の標準的な密度のコンク リート壁の構造物で安全に導入することができる。もちろん、それらの提案した構造物であ っても詳細に調査しなくてはならない。さらに、施設の仕様によって線量の許容値は異な る。装置導入後の遮蔽が条件を満たしているか確認するために、積算型のサーベイメータを 入手しておくと良いだろう。

扉での散乱線による照射量は通常の装置と似ている。扉での放射線は散乱した漏えい線 がほとんどであるため、それらははるかに低いエネルギーである。McGinleyの計算ではそ れらの散乱光子線のエネルギーは少なくとも0.3 MeV以下である⁵⁰。そのため、1/4 インチ の鉛板が入った木製の扉で十分遮蔽できる。正確な入口部分の線量は迷路の長さと幅、部屋 の大きさや構造に依存する。

TomoTherapy 社は近く、"トモダイレクト"という製品を発表する。トモダイレクトでは、 ガントリ角度は固定したままで、寝台は移動しつつ MLC を変調させて照射する照射するこ とができる。固定照射が適している治療の場合、照射時間を減少することができる。トモダ イレクトにおける遮蔽の必要性についてはまだ知られていない。恐らく、トモダイレクトは 照射時間を減少させるように設計されているため、必要な遮蔽も減少するであろう。

トモセラピー装置の独特な特徴は、特定の地域の規制に触れる可能性があり、照射野の平 坦度や対称度について確認しておくべきである。また、規制に触れた場合免除の申請をしな くてはならない。

付録 D: EXAMPLE OF DAILY TEST PROCEDURES 日常試験プロシージャの例

ガントリが静止した位置でビーム出力試験は行われる。回転出力(または積分線量)の確 認は、治療計画装置で作成したファントムを使った患者計画で試験できる。計画作成の際に 稼働赤レーザは、アライメントマーカから意図的に変位させる。変位量は臨床で良く行われ る程度にするべきである。このファントムの毎日の MVCT 撮影と画像照合やアライメント は、レーザの機能性、画像照合、寝台の自動移動の確認に役立つ。最終的なファントムの位 置で緑レーザが予定の位置にあるか確認する。ファントムの寝台上に置く位置が毎回同じ であれば(ファントム位置は寝台にマークをしておく)、初期寝台の読み値との不変性を確 認することもできる。アライメント後に回転出力などの試験を行う。これらの試験はベンダ が提供する円柱形 Virtual Water™ ファントムで実施できる。あるユーザはトモセラピーの 日々の QA 専用のファントムを開発している。

付録 E: PATIENT ARCHIVES 患者アーカイブス

ユーザはプランニングステーションあるいはオペレータステーションソフトウェア上に ある患者アーカイブツールでいつでも患者プランのアーカイブを作成することができる。 この患者アーカイブには、計画パラメータ、kVCT と MVCT 画像、計画した MLC サイノグ ラム、記録されたディテクタデータのサイノグラム、記録されたモニタ線量計の信号等の有 用な情報が含まれている。この情報の幾つかはアーカイブの一部としてファイル分割され、 バイナリフォーマットで保存されている。各患者アーカイブは患者名でラベルされた XML ファイルを含んでいる。この XML ファイルは、例えば照合オフセットなどの数値的なデー タを含んでおり、MVCT やディテクタサイノグラムファイルについてのファイル名を提供 している。患者アーカイブはこのファイルで検索することができる。サードパーティの XML ビューワでは、XML ファイルを閲覧することを推奨しており、例えば MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, MA) のようなサードパーティソフトウェアは読み込み、表示及び画 像やサイノグラムファイルの解析に用いることができる。ベンダから製品として提供され ているトモセラピー装置の品質保証ツールを用いることで、プロシージャが終了した直後 にディテクタデータを中間的に生成させることができる。

付録 F: TREATMENT PLANNING TIPS 治療計画 TIPS

他の IMRT 治療計画装置と同様に、ヘリカルトモセラピー計画装置は、線量制約、それに 結びついたペナルティ、そして ROI への加重係数を用いる。腫瘍や標的体積については、最 小と最大線量及びその各ペナルティが、DVH に基づいた制約点に加えられる。感度の高い 構造物(リスク臓器)に対する制約条件は、最大線量、DVH による制限、及びそれぞれのペナ ルティによって記述される。しかしながら、ヘリカルトモセラピーの治療計画装置で理解し ておきたい重要なことは、標的物として選択されたものの DVH による線量制約は強い制限 となっており、これは常に満たされることを意味する。最適化の終了した治療計画は、この DVH による線量制約を満たすように各 iteration 後にスケーリングされる。

治療計画装置は、(1) 腫瘍と (2) 感度の高い構造物(リスク臓器)の2つのグループに領 域を分割するようにユーザに促す。もし同じグループに属する ROI がオーバーラップして いる場合、オーバーラップ領域を含むそのボクセルは、計画最適化と線量体積ヒストグラム の計算のために、一つないしはその他のストラクチャとして割り当てられる。オーバーラッ プの優先度の設定はその体積に関わっているストラクチャが管理する。そのため、オーバー ラップしているストラクチャの場合では、DVH の統計量が関心体積を完全に反映していな いこともある。そのような領域の全てで、このようなことが起こっていることを理解してい なければならない。しかしながら、次のソフトウェアリリースでは、ユーザはオーバーラッ プ優先度を変更でき、これらの優先度設定が現在のソフトウェアリリースでどのように用 いられているかを調べる必要がある。

ヘリカルトモセラピーの計画や照射には2つのレーザが用いられる。固定緑レーザは、治療ガントリ位置と画像照合用アイソセンタから70 cm 離れた位置である仮想アイソセンタ として定義されている。可動型赤レーザ装置は患者位置決めの際に用いられる。治療計画プ ロセスでは、赤レーザを患者セットアップマークに位置合わせすることが可能である。治療 室における赤レーザの物理的な移動距離は、アイソセンタである緑レーザ系から最大約20 cm に制限されている。実際の可動距離は、室内のレーザ設置位置や施設の事情に依存して いる。治療計画時には、赤レーザ系の大きな移動を設定することができる。しかしこの設定 は、その治療計画を治療時に選択した際に照射できないようなハードウェアエラーインタ ラプトを生じる。この場合はレーザ間の距離を小さくするようにすれば避ける事ができる。 設定した距離は、画像照合後の赤レーザ移動が可能な範囲でなければならない。この axial 軸 レーザ設定は最もこの問題に影響を受けやすく、患者に対応する axial 軸緑レーザの位置は この問題を緩和するために治療計画装置上で調整することができる。

治療中、患者は longitudinal 方向 (y 方向) に、回転しているファンビーム面を通過してい く。ファンビームは、標的の頭側端がビーム面に入ったらすぐに治療に用いられ、治療は標 的の尾側面がビーム面から抜けることで完遂される。つまり、ファンビームの longitudinal 方 向に等価な照射野が標的体積の頭側から尾側まで照射される。そのため、治療計画 CT の体 積は全照射体積を含むのに十分な長さで、頭側から尾側までをカバーできるようにするこ とを推奨する。ビーム拡散を考慮に入れ、頭尾測については治療スライス幅の 2 倍を CT 撮 影範囲に加えて距離を広げることで、通常これを満たすことができる。

- ^a^OConflict of interest: Dr. Gustavo Olivera is an employee of TomoTherapy, Inc. and has a financial interest in TomoTherapy, Inc. Dr. Olivera served as an industry consultant to this task group. Dr. John Balog owns TomoTherapy stock. Dr. Katja Langen holds a research agreement with Tomo-Therapy, Inc.
- ^b)Electronic mail: <u>Katja.Langen@orlandohealth.com</u>
- ¹G. J. Kutcher et al., "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40," Med. Phys. 21 (4), 581–618 (1994).
- ²R. Nath, P. J. Biggs, F. J. Bova, C. C. Ling, J. A. Purdy, J. van de Geijn, and M. S. Weinhous, "AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45," Med. Phys. 21 (7), 1093–1121 (1994).

- ³E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F. F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, C. Ma, B. Arjomandy, C. Liu, C. Sandin, and T. Holmes, "Task Group 142 Report: Quality assurance of medical accelerators," Med. Phys. 36 (9), 4197–4212 (2009).
- ⁴T. R. Mackie, T. Holmes, S. Swerdloff, P. Reckwerdt, J. O. Deasy, J. Yang, B. Paliwal, and T. Kinsella, "Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy," Med. Phys. 20 (6), 1709–1719 (1993).
- ⁵J. Balog, T. Holmes, and R. Vaden, "A helical tomotherapy dynamic quality assurance," Med. Phys. 33 (10), 3939–3950 (2006).
- ⁶J. D. Fenwick, W. A. Tome, H. A. Jaradat, S. K. Hui, J. A. James, J. P. Balog, C. N. DeSouza, D. B. Lucas, G. H. Olivera, T. R. Mackie, and B.R. Paliwal, "Quality assurance of a helical tomotherapy machine," Phys. Med. Biol. 49 (13), 2933–2953 (2004).
- ⁷S. M. Goddu, S. Mutic, O. L. Pechenaya, S. R. Chaudhari, J. Garcia Ramirez, D. Rangaraj, E. E. Klein, D. Yang, J. Grigsby, and D. A. Low, "Enhanced efficiency in helical tomotherapy quality assurance using a custom-designed water-equivalent phantom," Phys. Med. Biol. 54 (19), 5663–5674 (2009).
- ⁸J. Balog, T. R. Mackie, D. Pearson, S. Hui, B. Paliwal, and R. Jeraj, "Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device," Med. Phys. 30 (6), 1118–1127 (2003).
- ⁹R. Jeraj, T. R. Mackie, J. Balog, G. Olivera, D. Pearson, J. Kapatoes, K. Ruchala, and P. Reckwerdt, "Radiation characteristics of helical tomotherapy," Med. Phys. 31 (2), 396–404 (2004).
- ¹⁰E. Sterpin, F. Salvat, R. Cravens, K. Ruchala, G. H. Olivera, and S. Vynckier, "Monte Carlo simulation of helical tomotherapy with PENELOPE," Phys. Med. Biol. 53 (8), 2161–2180 (2008).
- ¹¹R. J. Staton, K. M. Langen, P. A. Kupelian, and S. L. Meeks, "Dosimetric effects of rotational output variations and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans," Med. Phys. 36 (7), 2881–2888 (2009).
- ¹²K. M. Langen, S. L. Meeks, D. O. Poole, T. H. Wagner, T. R. Willoughby, O. A. Zeidan, P. A. Kupelian, K. J. Ruchala, and G. H. Olivera," Evaluation of a diode array for QA measurements on a helical tomotherapy unit, "Med. Phys. 32 (11), 3424–3430 (2005).
- ¹³J. Balog, G. Olivera, and J. Kapatoes, "Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry," Med.
 Phys. 30 (12), 3097–3106 (2003).
- ¹⁴R. T. Flynn, M. W. Kissick, M. P. Mehta, G. H. Olivera, R. Jeraj, and T. R. Mackie, "The impact of linac output variations on dose distributions in helical tomotherapy," Phys. Med. Biol. 53 (2), 417–430 (2008).
- ¹⁵P. Francois and A. Mazal, "Static and rotational output variation of a tomotherapy unit," Med. Phys. 36 (3), 816–820 (2009).

- ¹⁶P. R. Almond, P. J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. S. Huq, R. Nath, and D. W. Rogers,
 "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams,"
 Med. Phys. 26 (9), 1847–1870 (1999).
- ¹⁷R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M. Saiful Huq, W. Kilby, P. Kjäll, T. R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, and S. Vatnitsky, "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," Med. Phys. 35 (11), 5179–5186 (2008).
- ¹⁸P. Andreo, D. T. Burns, K. Hohlfeld, M. S. Huq, T. Kanai, F. Laitano, V. G. Smyth, and S. Vynckier, IAEA Technical Report Series No. 398 Vienna, 2000.
- ¹⁹S. D. Thomas, M. Mackenzie, D. W. Rogers, and B. G. Fallone, "A Monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy," Med. Phys. 32 (5), 1346–1353 (2005).
- ²⁰M. McEwen, "Evaluation of the Exradin A19 ion chamber for reference dosimetry in megavoltage photon beams," Med. Phys. 34 (6), 2451 (2007).
- ²¹H. Keller, M. Glass, R. Hinderer, K. Ruchala, R. Jeraj, G. Olivera, and T. R. Mackie, "Monte Carlo study of a highly efficient gas ionization detector for megavoltage imaging and image-guided radiotherapy," Med. Phys. 29 (2), 165–175 (2002).
- ²²P. F. Judy, S. Balter, D. Bassano, E. C. McCullough, J. T. Payne, and L. Rothenberg, "Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners," AAPM Report No. 1 (American Association of Physicists in Medicine, Chicago, IL, 1977).
- ²³K. J. Ruchala, G. H. Olivera, E. A. Schloesser, and T. R. Mackie, "Megavoltage CT on a tomotherapy system," Phys. Med. Biol. 44 (10), 2597–2621 (1999).
- ²⁴A. P. Shah, K. M. Langen, K. J. Ruchala, A. Cox, P. A. Kupelian, and S. L. Meeks, "Patient dose from megavoltage computed tomography imaging," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 70 (5), 1579–1587 (2008).
- ²⁵S. Boswell, W. Tome, R. Jeraj, H. Jaradat, and T. R. Mackie, "Automatic registration of megavoltage to kilovoltage CT images in helical tomotherapy: An evaluation of the setup verification process for the special case of a rigid head phantom," Med. Phys. 33 (11), 4395–4404 (2006).
- ²⁶C. Woodford, S. Yartsev, and J. Van Dyk, "Optimization of megavoltage CT scan registration settings for brain cancer treatments on tomotherapy," Phys. Med. Biol. 52 (8), N185–N193 (2007).
- ²⁷C. Woodford, S. Yartsev, and J. Van Dyk, "Optimization of megavoltage CT scan registration settings for thoracic cases on helical tomotherapy," Phys. Med. Biol. 52 (15), N345–N354 (2007).
- ²⁸K. M. Langen, Y. Zhang, R. D. Andrews, M. E. Hurley, S. L. Meeks, D. O. Poole, T. R. Willoughby, and P. A. Kupelian, "Initial experience with megavoltage (MV) CT guidance for daily prostate alignments," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 62 (5), 1517–1524 (2005).

- ²⁹E. T. Soisson, G. Sobering, D. Lucas, E. Chao, G. Olivera, and W. A. Tome, "Quality assurance of an image guided intracranial stereotactic positioning system," Technol. Cancer Res. Treat. 8 (1), 39–49 (2009).
- ³⁰S. L. Meeks, J. F. Harmon, Jr., K. M. Langen, T. R. Willoughby, T. H. Wagner, and P. A. Kupelian, "Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit," Med. Phys. 32 (8), 2673–2681 (2005).
- ³¹K. M. Langen, S. L. Meeks, D. O. Poole, T. H. Wagner, T. R. Willoughby, P. A. Kupelian, K. J. Ruchala, J. Haimerl, and G. H. Olivera, "The use of megavoltage CT (MVCT) images for dose recomputations," Phys. Med. Biol. 50 (18), 4259–4276 (2005).
- ³²B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern, and J. Van Dyke, "American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning," Med. Phys. 25 (10), 1773–1829 (1998).
- ³³G. H. Olivera, D. M. Shepard, K. Ruchala, J. S. Aldridge, J. M. Kapatoes, E. E. Fitchard, P. J. Reckwerdt, G. Fang, J. Balog, J. Zachman, and T. R. Mackie, in The Modern Technology of Radiation Oncology, edited by J. Van Dyk (Medical Physics, Madison, 1999), pp. 521–587.
- ³⁴M. W. Kissick, J. Fenwick, J. A. James, R. Jeraj, J. M. Kapatoes, H. Keller, T. R. Mackie, G. Olivera, and E. T. Soisson, "The helical tomotherapy thread effect," Med. Phys. 32 (5), 1414–1423 (2005).
- ³⁵D. C. Westerly, E. Soisson, Q. Chen, K. Woch, L. Schubert, G. Olivera, and T. R. Mackie, "Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 74 (4), 1290–1297 (2009).
- ³⁶T. R. Mackie, G. H. Olivera, J. M. Kapatoes, K. J. Ruchala, J. P. Balog, W. A. Tome, S. Hui, M. Kissick, C. Wu, R. Jeraj, P. J. Rockwerdt, P. Harari, M. Ritter, L. Forrest, J. S. Welsh, and M. P. Metha, "Helical Tomotherapy," in Intensity-Modulates Radiation Therapy. The State of the Art, AAPM Summer School Proceedings, edited by J. Palta and T. R. Mackie (Medical Physics, Madison, 2003), pp. 247–284.
- ³⁷J. P. Gibbons, K. Smith, D. Cheek, and I. Rosen, "Independent calculation of dose from a helical TomoTherapy unit," J. Appl. Clin. Med. Phys. 10 (1), 103–119 (2009).
- ³⁸G. A. Ezzell, J. W. Burmeister, N. Dogan, T. J. LoSasso, J. G. Mechalakos, D. Mihailidis, A. Molineu, J. R. Palta, C. R. Ramsey, B. J. Salter, J. Shi, P. Xia, N. J. Yue, and Y. Xiao, "IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119," Med. Phys. 36 (11), 5359–5373 (2009).
- ³⁹J. Van Dyk, in Treatment Planning in Radiation Oncology, edited by F. M. Kahn and R. A. Potish (Williams and Wilkins, Baltimore, 1998), pp.123–146.

- ⁴⁰A. Van Esch, C. Clermont, M. Devillers, M. Iori, and D. P. Huyskens, "On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom," Med. Phys. 34 (10), 3825–3837 (2007).
- ⁴¹M. Geurts, J. Gonzalez, and P. Serrano-Ojeda, "Longitudinal study using a diode phantom for helical tomotherapy IMRT QA," Med. Phys. 36 (11), 4977–4983 (2009).
- ⁴²D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," Med. Phys. 25 (5), 656–661 (1998).
- ⁴³R. Holly, S. Myrehaug, A. Kamran, R. Sankreacha, and G. Morton, "High-dose-rate prostate brachytherapy in a patient with bilateral hip prostheses planned using megavoltage computed tomography images acquired with a helical tomotherapy unit," Brachytherapy 8 (1), 70–73 (2009).
- ⁴⁴S. Mutic and D. A. Low, "Whole-body dose from tomotherapy delivery," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 42 (1), 229–232 (1998).
- ⁴⁵S. Baechler, F. O. Bochud, D. Verellen, and R. Moeckli, "Shielding requirements in helical tomotherapy," Phys. Med. Biol. 52 (16), 5057–5067 (2007).
- ⁴⁶D. Robinson, J. W. Scrimger, G. C. Field, and B. G. Fallone, "Shielding considerations for tomotherapy," Med. Phys. 27 (10), 2380–2384 (2000).
- ⁴⁷J. Balog, D. Lucas, C. DeSouza, and R. Crilly, "Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations," Med. Phys. 32 (3), 710–719 (2005).
- ⁴⁸C. Wu, F. Guo, and J. A. Purdy, "Helical tomotherapy shielding calculation for an existing LINAC treatment room: Sample calculation and cautions," Phys. Med. Biol. 51 (21), N389–N392 (2006).
- ⁴⁹A. Zacarias, J. Balog, and M. Mills, "Radiation shielding design of a new tomotherapy facility," Health Phys. 91 (4), 289–295 (2006).
- ⁵⁰P. H. McGinley, Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities (Medical Physics, Madison, 1998).

※日本語訳について

本翻訳は、トモセラピー研究会が AAPM への届出を行い、翻訳したものである。翻訳後の AAPM の検証・承認等は受けていない。

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) published the original version of this document in the English language. This translation has not been verified by AAPM.
翻訳者(五十音順) ※翻訳代表者

- ※木藤 哲史 がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室
- 久保田 隆士 愛知県がんセンター中央病院 放射線治療部
- 佐々木 浩二 群馬県立県民健康科学大学大学院 診療放射線学研究科 放射線治療学 研究分野
- 清水 秀年 愛知県がんセンター中央病院 放射線治療部
- 橋本 慎平 がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室
- 福間 宙志 名古屋市立大学病院 中央放射線部

謝辞

本翻訳版の作成にあたり、トモセラピーユーザ会トモセラピー物理ワーキンググループの先 生方には翻訳版作成の会議やご助言などにおきまして、多大なご協力を賜りました。文面を持 ちまして、感謝申し上げます。