

医療用加速器の品質保証

米国医学物理学会タスクグループ 142 レポート

日本語訳

American Association of Physicists in Medicine
Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators

翻訳者代表 黒岡 将彦（神奈川県立がんセンター 放射線治療品質保証室）

翻訳者 角谷 倫之（東北大学病院 放射線治療科）

熊崎 祐（埼玉医科大学国際医療センター 放射線腫瘍科）

独立行政法人国立がん研究センターがん研究開発費 23-A-13

「安全で高精度な放射線治療を実現する放射線治療体制に関する研究」

研究代表者 伊丹 純（国立がん研究センター中央病院 放射線治療科）

Preface to the Japanese translation of AAPM TG-142 Report

In 2007 the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine improved the formulation and initiation of a task group on the quality assurance of medical accelerators, later known as TG-142. The charges of this task group were to update, as needed, recommendations from Table II of the AAPM TG-40 Report on quality assurance, and in addition recommendations for asymmetric jaws, multi-collimation and Dynamic/Virtual Wedges. The composition of the task group membership included: Eric Klein, as the chair; Chihray Liu; Chris Serago; Joseph Hanley; Lijun Ma; Bijan Arjomandy; Sean Dresser; Francisco Aguirre; John Bayouth; Fang-Fang Yin; William Simon, with consultants from Elekta, and Varian. This composition was important, as all accelerator manufacturers users were included, along with both academic and community hospital physicists. The task group had a deadline of 2009 to complete the report, which was met and subsequent publication was September, 2009 in the Journal of Medical Physics.

The task group (TG) for quality assurance of medical accelerators was constituted by the American Association of Physicists in Medicine's Science Council, under the direction of the Radiation Therapy Committee and the Quality Assurance and Outcome Improvement Subcommittee. The task group (TG #142) had two main charges. First to update, as needed, recommendation of Table II of the AAPM TG-40 Report on Quality Assurance, and second, to add recommendations for Asymmetric Jaws, Multileaf Collimation (MLC), and Dynamic/Virtual Wedges. The TG accomplished the update to TG-40, specifying new test and tolerances, and has added recommendations for not only the new ancillary delivery technologies, but also for imaging devices that are part of the linear accelerator. The imaging devices include x-ray imaging, photon portal imaging, and cone-beam CT. The TG report was designed to account for the types of treatments delivered with the particular machine. For example, machines that are used for radiosurgery treatments, or intensity modulated radiotherapy (IMRT) require different tests and/or tolerances. There are specific recommendations for MLC quality assurance for machines performing IMRT. The report also gives recommendations as to action levels for the physicists to implement particular actions, whether they are inspection, scheduled action, or immediate and correction action. The report is geared to be flexible for the physicist to customize the QA program depending on clinical utility. There are specific tables according to daily, monthly, and annual reviews, along with unique tables for wedge systems, MLC, and image checks. The report also gives specific recommendations regarding setup of a QA program by the physicist in regards to building a QA team, establishing procedures, training of personnel, documentation, and end-to-end system checks. The tabulated items of this report have been considerably expanded as compared with the original TG 40 report and the recommended tolerances accommodate differences in the intended use of the machine functionality (non-IMRT, IMRT, and Stereotactic Delivery).

The task group, and effectively the AAPM, promotes implementation of the Task Group 142 recommendations. The Radiological Physics Center, which was responsible for the beam parameters and delivery systems that are used to treat patients on clinical trials, quickly adopted TG 142 as the standard for quality assurance for radiation oncology facilities participating in clinical trials. As accelerator technology including imaging has accelerated over recent years the need to modernize quality assurance programs is vital. This along with the fact that many of the radiation therapy accidents that have occurred could have been avoided with a programmatic, robust quality assurance program such as outlined TG 142. It is therefore, strongly encouraged that all societies internationally adopt programs similar to TG 142. Though the workload seems excessive, the task group report does point out that physicists, who should be the charge person for the technical quality assurance program of the

radiation oncology department, has the leeway to decide on the frequency of such testing depending on the prioritization of the most important aspects of the program where a patient is going to be harmed the most, along with the dependability of the particular aspect of the accelerator.

Thank you,

A handwritten signature in black ink that reads "Eric E. Klein". The signature is written in a cursive, slightly slanted style.

Eric E. Klein, Ph.D.
Professor of Medical Physics
Department of Radiation Oncology
Washington University School of Medicine in St. Louis, USA

発刊に際して

がん対策基本法の制定やがん診療連携拠点病院の認定などにより、この数年でがん診療ならびに放射線治療を取り巻く環境が大きく変化しています。また診療報酬の面でも、定位放射線治療、強度変調放射線治療、画像誘導放射線治療や呼吸性移動対策といった、多くの高精度放射線治療が保険収載され、がん診療における放射線治療への期待が大きく高まっています。がん対策基本法において、医学物理士などのコメディカルスタッフの養成が取り上げられるとともに、高精度放射線治療の診療報酬の施設基準として、精度管理に従事するスタッフの配置を要求するなど、放射線治療の品質保証・精度管理の重要性も広く認識されるようになりました。

これまで放射線治療の現場では、日本放射線腫瘍学会から発刊された「外部放射線治療における Quality Assurance (QA) システムガイドライン」や「外部放射線治療装置の保守管理プログラム」に準じた精度管理が実施されてきました。しかしこれらのガイドラインは発刊から年月が経ち、近年の放射線治療の技術革新に対応しきれない部分が見られていました。このような中、2009年に米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine; AAPM) より、最新の放射線治療技術に対応した、放射線治療装置の精度管理プログラムであるタスクグループレポート 142 (TG-142) が発行されました。このレポートは、現在の放射線治療技術に要求される物理学的・機械的精度を細部に渡って分析することで、これまでの精度管理プログラムを発展的に改訂したものとなっており、今後の日本の放射線治療の品質保証・精度管理プログラムを考える上で、多くの有用な知見を得る貴重な資料であると考えています。

我々は、この TG-142 が日本国内でも有効に活用されるように、現場での利便性を考え、臨床医学物理研究会と日本医学物理学会課題別研究班「高精度外部放射線治療の品質保証・品質管理システムの構築」(研究代表者 岡本裕之先生：国立がん研究センター中央病院 放射線治療科) のメンバーのご協力の下で翻訳作業を進めてきました。そしてこの度、独立行政法人国立がん研究センターがん研究開発費 23-A-13「安全で高精度な放射線治療を実現する放射線治療体制に関する研究」(研究代表者 伊丹純先生：国立がん研究センター中央病院 放射線治療科) の多大なるご支援のもと、このような形で世に発刊する機会を得ました。

この TG-142 レポート日本語訳が、多くの放射線治療施設で活用され、一人でも多くの患者さんへ高精度な放射線治療を安全に提供できる医療環境の整備に役立ってくれることを心より祈っています。

AAPM TG-142 レポート翻訳作業グループ

翻訳者代表 黒岡将彦

(神奈川県立がんセンター 放射線治療品質保証室 医学物理士)



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

VIA EMAIL

5 March 2012

Jun Itami, M.D., Ph.D.
Principal Investigator for the National Cancer Center Research and Development Fund
Chairman, Department of Radiation Oncology
National Cancer Center Hospital
5-1-1 Tsukiji, Chuo-ku, Tokyo, 104-0045
JAPAN

Dear Dr. Itami:

The American Association of Physicists in Medicine hereby grants permission to Dr. Jun Itami, the Principal Investigator for the National Cancer Center Research and Development, to coordinate translating the report indicated below into Japanese. It will be published and distributed through the website for the members of the Japanese Society of Medical Physics, Japanese Organization of Radiotherapy Quality Management and Japanese College of Medical Physics.

Eric E. Klein, Joseph Hanley, John Bayouth, Fang-Fang Yin, William Simon, Sean Dresser, Christopher Serago, Francisco Aguirre, Lijun Ma, Bijan Arjomandy, Chihray Liu, Carlos Sandin, and Todd Holmes, "Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators." *Med. Phys.* 36(9) 4197-4212 (2009)

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

Sincerely,

Angela R. Keyser

本翻訳版は、AAPM からの非商用目的の使用に限った翻訳許可に基づいて作成しています。この翻訳版の無断での複製や配布は、固く自粛頂くようご配慮下さい。

Med. Phys. 36(9), 4197-4212 (September 2009)

Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators

米国医学物理学会

タスクグループレポート 142 : 医療用加速器の品質保証

Eric E. Klein

Washington University, St. Louis, Missouri

Joseph Hanley

Hackensack University Medical Center, Hackensack, New Jersey

John Bayouth

University of Iowa, Iowa City, Iowa

Fang-Fang Yin

Duke University, Durham, North Carolina

William Simon

Sun Nuclear Corp., Melbourne, Florida

Sean Dresser

Northside Hospital, Atlanta, Georgia

Christopher Serago

Mayo Clinic, Jacksonville, Florida

Francisco Aguirre

M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Lijun Ma

University of California, San Francisco, San Francisco, California

Bijan Arjomandy

M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Chihray Liu

University of Florida, Gainesville, Florida

Consultants:

Carlos Sandin

Elekta Oncology, Crawley, United Kingdom

Todd Holmes

Varian Medical Systems, Palo Alto, California

医療用加速装置の品質保証 (Quality Assurance; QA) についてのタスクグループ (TG) は、放射線治療委員会や品質保証・臨床結果改善小委員会 (Quality Assurance and Outcome Improvement Subcommittee) の管理下にある American Association of Physicists in Medicine (AAPM) の学術審議会 (Science Council) のメンバーによって構成された。このタスクグループ (TG-142) には 2 つの大きな役割が課せられている。1 つ目は必要に応じて QA に関する AAPM TG-40 の表 II の勧告を更新すること、2 つ目は非対称な jaw 照射野^{訳者注1}、多分割コリメータ (MLC) やダイナミック/バーチャル ウェッジに関する勧告を追加することである。このタスクグループでは、新しい試験や許容値を明記することで TG-40 を更新し、新しい付属の照射技術だけではなく、直線加速装置の一部である撮像装置についての勧告も付け加えた。その撮像装置には、X 線画像、ポータル画像、コーンビーム CT が含まれる。このタスクグループレポートは、特定の装置により実施される治療の種類ごとに説明されている。例えば、定位手術的照射や IMRT に使用される装置には異なった試験や許容値が要求される。IMRT を行う装置に対しては MLC の QA について具体的な勧告を示した。このレポートは点検、定期試験、緊急な是正行動に対し、医学物理士が適切な行動を起こすための介入レベル (action level) に関する勧告も与える。このレポートは、臨床現場での実用性に応じて QA プログラムを医学物理士がカスタマイズしやすいように書かれている。毎日 (daily)、月ごと (monthly)、年ごと (annual) に対する QA 項目とその許容値がそれぞれ表記され、さらにウェッジシステム、MLC、画像に対してそれぞれ特化した表がある。またこのレポートは、QA チームの構築、QA 手順の確立、人員のトレーニング、文書作成、端末連結システム試験 (end-to-end system check) を構築することに関与する医学物理士が QA プログラムの準備をするための具体的な勧告として与えられている。このレポートに示された表は、TG-40 と比較して大幅に拡張され、その勧告される許容値は、その装置で実施する照射技術 (non-IMRT, IMRT, 定位的照射) により異なった値となる。

^{訳者注1} ハーフビーム照射野を含む。

TABLE OF CONTENTS

I	はじめに INTRODUCTION (p.4)
I.A.	目的 Purpose (p.4)
I.B.	背景 Background (p.4)
II	医療用加速装置の品質保証 QUALITY ASSURANCE OF MEDICAL ACCELERATORS (p.6)
II.A.	概要 General (p.6)
II.B.	試験の頻度 Test frequencies (p.7)
II.C.	許容値のガイドライン Guidelines for tolerance values (p.8)
II.C.1.	標準的な受入れ試験手順 Acceptance testing procedure standards (p.8)
II.C.2.	コミッショニングの基準値 Commissioning baseline values (p.9)
II.C.3.	許容レベルと介入レベル Tolerances and action levels (p.9)
II.C.4.	不確かさ, 再現性, 精度 Uncertainties, repeatability, and precision (p.10)
II.D.	TG-40には含まれていない治療装置の付属品 Ancillary treatment devices not in TG-40 (p.11)
II.D.1.	非対称な jaw 照射野 Asymmetric jaws (p.11)
II.D.2.	ダイナミック/バーチャル/ユニバーサルウェッジ Dynamic/virtual/universal wedge (p.11)
II.D.3.	多分割コリメータ MLC (p.12)
II.D.4.	全身照射/全身皮膚電子線照射 TBI/TSET (p.13)
II.D.5.	X線画像取得システム Radiographic imaging (p.14)
II.D.5.a.	平面(2D)のMV画像取得システム Planar MV imaging (Portal imagers) (p.15)
II.D.5.b.	平面(2D)のkV画像取得システム Planar kV imaging (p.15)
II.D.5.c.	通常CTとコーンビームCT Serial and cone-beam CT (p.15)
II.D.6.	呼吸同期 Respiratory gating (p.16)
III	勧告のまとめ/導入計画 SUMMARY OF RECOMMENDATIONS/IMPLEMENTATION SCHEME (p.18)
QA項目および許容値一覧表	
表 I.	毎日のQA Daily QA (p.21)
表 II.	毎月のQA Monthly QA (p.22)
表 III.	毎年のQA Annual QA (p.24)
表 IV.	ダイナミック/ユニバーサル/バーチャルウェッジ Dynamic/universal/virtual wedge (p.26)
表 V.	マルチリーフコリメータ Multileaf collimation (p.27)
表 VI.	放射線画像 Imaging (p.28)
参考文献 (p.30)	
翻訳者・翻訳協力者一覧・謝辞 (p.35)	

I はじめに (INTRODUCTION)

I.A. 目的 (Purpose)

1994年に発行されたAAPM TG-40¹は医療用直線加速装置のQAについての勧告であり、広く使用、参照されている。TG-40が発行されてから幾つかの新しい技術が発達し、今日、その技術は日常の臨床において一般的に利用されている。それらの技術の中には多分割コリメータ(MLC)、非対称なjaw照射野、ダイナミックウェッジおよびバーチャルウェッジ、電子ポータル画像装置(EPID)がある。コーンビームCT(CBCT)やkV画像、呼吸同期のような画像誘導装置は、1994年当時はほとんど使用されていなかった。それに加えTG-40は、定位手術的照射(SRS)や体幹部定位放射線治療(SBRT)、全身照射(TBI)、強度変調放射線治療(IMRT)などについては考慮していなかった。また、正確さや精度についての直線加速装置の品質はここ数年で向上し、その結果SRS、SBRT、IMRTなどの治療も可能となってきた。

本レポートの目的は、前出の新しい技術(MLC、新しいウェッジシステム、非対称なjaw照射野、画像システム、呼吸同期システム)やSRS、SBRT、TBIやIMRTなどの照射法を含めることで、医療用直線加速装置のQAのためのTG-40の勧告を補うことである。本レポートの作成中、連続的にガントリを回転させながらMLCを動かすIMRTの照射技術^{訳者注2}の研究が開始されたばかりであるため、これらの技術に対するQAは本レポートに含まれていない。

このタスクグループの勧告は要件として使用されることを意図していない。これらの勧告は、資格認定を受けた医学物理士(QMP)が、適切な解釈のもとにそれぞれの臨床現場で使用するためのガイドラインである。各施設は施設の仕様もしくは州令などによって、この勧告を改訂して使用することもある。

I.B. 背景 (Background)

TG-40の理念は、患者に照射される線量が投与指示線量の±5%以内でなければならないという、International Commission on Radiation Units and Measurements(ICRU)²の勧告に基づく。線量を患者体内の標的体積に照射するには多くのステップがあり、この勧告を達成するために各ステップでの精度は5%を満たしていなければならない。

直線加速装置のQAプログラムの目的は、加速器の特性が受入れ試験やコミッショニング時に取得した基準値から著しく逸脱していないことを保証することである³。受入れ試験やコミッショニングの方法や条件が記述された発行物はいくつかあり、読者はそれらを参考にされたい：The International Electrotechnical Commission(IEC)^{4,5}、American Association of Medical Physicists in Medicine(AAPM)^{3,6,7}、American College of Medical Physics(ACMP)⁸。これらの基準値の多くは治療装置の特性を示し、あるいは、治療装置をモデル化するために治療計画装置に入力されるため、その値は、その治療装置で治療するすべての患者の治療計画に直接影響を及ぼすことになる。基準値から外れることは、結果として不適切な治療となる。多くの原因により機械のパラメータは基準値から外れる可能性がある。機械的誤動作、機械的故障、物理的事故、または構成機器の不具合により機械の性能に予期しない変化が起こりうる。主な構成機器の取替え(導波管、偏向電磁石など)によっても、初期のパラメータでの機械の動作から変化する可能性がある。さらに、構成機

^{訳者注2}：ガントリ回転型強度変調放射線治療(VMAT)のことを指す。

器の経時劣化によって徐々に変化する可能性もある。これらの不具合のパターンは、定期的な QA プログラムを確立する際に考慮されなければならない。

多くの出版物で述べられているような、QA 試験の実施方法⁹⁻³⁵を記述することは、本レポートの目標ではない。また私たちは現在の医療環境においてスタッフへの要求が多くなっていることから、試験は、簡単で、速く、そして繰り返し行うことができることが必要であると認識している。TG-40 の発行以来、TG-40 の表に沿った試験が効率的に実施できるように設計された多くの QA ツールがある。TG-40 において、試験方法は、許容レベル (tolerance level) や介入レベル (action level) よりも小さい変化を検出できるような方法にすべきであると述べられている。再現性 (reproducibility) の定義は ILC のセクションにおいて述べる。

TG-40 に示しているように、直線加速装置のための QA プログラムは、チームとしての取り組みによるところが非常に大きく、そして様々なタスクを実行する責任は、一般的に医学物理士、線量計測士、放射線治療技師、加速器のエンジニアで分担される。しかしながら、我々は、直線加速装置の QA プログラムに対する全体の責任が一人の個人、すなわち資格認定を受けた医学物理士 (QMP) に課されるべきであると強く勧告する。

QA に基づく直線加速器の基礎は TG-40 の表 II に記載されている。TG-40 が発行されて以来、直線加速装置は物理的な構造に関してばかりではなく、治療装置としての役割においても変化してきた。非対称な jaw 照射野、ダイナミック/物理ウェッジ、MLC が追加されてきた。さらに、IMRT、画像誘導放射線治療 (IGRT) により、正確な線量を照射するために直線加速装置に要求される精度が高くなった。実施する照射方法に基づいて、その装置に適した QA プログラムを決定する必要がある。例えば、SRS/SBRT、TBI または IMRT で使用される装置においては、それぞれ異なった試験が成され、あるいは許容値が要求される。古い機器では IMRT や SRT を行うために更新 (MLC や portal vision) することもあるだろう。そのような場合、要求される試験の装置のカテゴリが変更されることになる。補償フィルタを用いた IMRT は、IMRT を行うことができない機器でも IMRT の実施を可能にするものである。したがって、IMRT を実施する装置に適用される幾何学のおよび線量的試験の多くは、補償フィルタを用いた IMRT を実施する装置にも適用されるべきであり、また多くの場合メーカーによって特有のものである。

このレポートでは、リニアックに搭載された画像取得装置や、リニアック動作が密接に関与する呼吸同期信号についても勧告を与えている。このことは、画像や同期の安全性、機械的、操作的な特性が加速器に結びついているため必要であった。

II 医療用加速装置の品質保証 (QUALITY ASSURANCE OF MEDICAL ACCELERATORS)

II.A. 概要 (General)

本レポートの勧告は、6つの表にまとめられる。最初の3つの表 I（毎日；daily）、表 II（月ごと；monthly）、表 III（年ごと；annual）は、基本的には TG-40 の表 II に取って代わるものである。しかし、明らかに試験の範囲、項目数は TG-40 に比べて増加した。各表は、個々の機器において照射される治療の性質に基づいた具体的な勧告を示している。その表は、IMRT を実施しない装置（non-IMRT）もしくは定位治療を実施しない装置（nonstereotactic）、IMRT 装置、IMRT / 定位治療装置に分けられる。装置の設計に特性があるため、装置メーカーに基づいた明確な勧告もある。各表における勧告は、TG-40 の表 II で使われる QA カテゴリを利用する。そのカテゴリは、線量管理、幾何学的管理、安全管理であり、新しいカテゴリとして呼吸同期を追加した。非対称な jaw 照射野、TBI や全身皮膚電子線治療（TSET）の試験は表 II、表 III の中に含める。ダイナミック／バーチャル／ユニバーサルウェッジ（表 IV）、MLC（表 V）、画像（表 VI）に関する三つの表が追加作成された。TG-40 では取り扱っていないこれらの付属装置は Sec.II.D において議論される。試験ごとの頻度はそれぞれの表中に列記されており、それらの理論的根拠は Sec.II.C において議論される。このタスクグループ（TG）は、この表に記載されている全ての試験が、高品質で安全な放射線治療のために装置を適切な状態にすることを保証するために重要であると考え。例えば、物理ウェッジの位置精度に関して、表 II では毎月 2 mm 以内の精度を担保するように記載している。2 mm を超える変位は、臨床的に関連した深さにおいて 2% のエラーを引き起こすであろう。

ビームプロファイルの不変性（consistent of beam profile）は、放射線治療において正確で再現性のある照射のためには重要なことである。ビームの均一性（beam uniformity）は、TG-40 の表 II においては平坦度不変性（flatness constancy）、つまり平坦度、対称性の不変性に対する許容レベルで表されていた。不変性（constancy）は特に平坦度と関連している。しかし、対称性の許容値は絶対値としても、または左に対する右の比、右に対する左の比といった reflection reference^{訳者注3}としても解釈できる。そこで、対称性については絶対値の許容範囲内ではあるが、符号が変化するような過剰な変化を検出するためにさらなる解釈が必要であると考え。例えば、照射野の左右方向において非対称性が +3% から -3% に変化した時、TG-40 の表 II では許容値内であるがビームの変化は 6% となる。このことを考慮して、月ごと（monthly）や年ごと（annual）の許容値を改訂し、TG-40 の意図も維持されるようにした。また、その許容値はフラットニングフィルタを使用しない治療ビームも考慮されている。

我々の改訂した許容値の表において、月ごと（monthly）の許容値は、ビーム形状の不変性について特化したものであり、基準の軸外線量係数（OAFs）はビームコミッショニング後、または年ごと（annual）の QA で OAFs を更新した場合直ちに QA ツールを用いて測定される。継続して行われる QA で測定した値はその基準（baseline）の OAFs と比較される。照射野中心部の測定位置（例えば照射野サイズ（FS）の 80% 領域内の複数方向の軸外四点）での測定値の絶対値の平均は表 II の許容値内に含まれるべきである。これは以下のように表現できる。

$$\frac{1}{N} \cdot \sum_{L=1}^N \left| \frac{TP_L - BP_L}{BP_L} \right| \cdot 100\% \leq tolerance\%$$

^{訳者注3}：ビーム中心軸に対称な左右の点での評価。

この式で、 TP_L 、 BP_L はそれぞれ、任意の軸外点 L における試験時および基準 (baseline) の軸外線量比であり、 N はその軸外点の数である。また $TP_L=(MP_L/MP_C)$ であり、 M は測定値、 C は中心軸での測定値を表す。同様に基準点においても $BP_L=(MBP_L/MBP_C)$ で表される。TG-40 における年ごと (annual) の表において、軸外線量係数に対して 2% の許容値を設定しており、その試験は様々なガントリ角度で測定することが推奨されている。しかし、平坦度、対称性についてはまったく言及されていない。我々はこれを、大照射野での基準のコミッショニングデータとのプロファイル比較として加えた。これにより装置の老朽化によるビームのエネルギー変化やターゲットの変化が原因と考えられるビーム形状の変化をより敏感に検出できる。その推奨される照射野サイズは通常の X 線では $30 \times 30 \text{ cm}^2$ またはそれ以上である。もし $30 \times 30 \text{ cm}^2$ 以下の特別な X 線のアプリケーションであればその最大照射野を、また電子線であればその最大のアプリケーションとする。装置のコミッショニング時に定義した照射野の中心 80% の領域における測定プロファイルの平坦度と対称性は、表 III に示された許容値を逸脱するべきではない。我々はこの試験の拡張が妥当であると考えられる。なぜならば、年ごと (annual) の試験はより包括的であり、年間にある程度の頻度で行う、それほど厳密ではない試験で検出できないままであった変化を検出することが目的であるからである。注意すべきは、許容値は絶対値ではないということである。つまり装置の仕様との比較ではなく、基準値 (baseline) からの許容値として定義される。試験の拡張は、TG-40 の発行及び IMRT の開発以来、様々な QA ツールを使用することが可能となり、その結果、年ごと (annual) の試験はそれほど重荷となくなってきたということから妥当であると考えられる。それらのツールには、3 次元水ファントムから広範囲な多次元検出器などがある。適切なツールは、検出器、またはソフトウェアの必要性や求められる感度に合わせて選択するのが良い。

II.B. 試験の頻度 (Test frequencies)

TG-40 に見られるように、QA 試験は毎日 (daily)、月ごと (monthly)、年ごと (annual) の頻度に振り分けられる。試験頻度の基礎となる理論は TG-40 と同じであり、精度を保った上でコストと労力のバランスを図るよう努めている。本レポートでは、治療の種類や装置の固有デザインといった、試験頻度に影響を与えると考えられる因子についても検討している。例えば、光子と電子線で独立したモニタ線量計を有しているリニアックがある (Siemens)。それぞれの独立したモニタ線量計は、毎日確認することが推奨される。

毎日 (daily) の試験 (中には週ごと (weekly) の試験) は、線量に関わる要因 (出力安定性) もしくは幾何学的な要因 (レーザ、距離計、照射野サイズ) で患者への投与線量に影響を与える可能性があるパラメータを含んでいる。毎日の安全試験には、TG-40 と同様に患者監視システムやドア・インターロックの動作確認も実施される。EPID や kV 画像に関しては、衝突インターロックだけでなく動作チェックも重要である。通常、毎日 (daily) の試験は朝のウォームアップを担当する放射線治療技師によって実施されるが、この放射線治療技師は、資格認定を受けた医学物理士 (QMP) から、試験の結果が許容値を超えた場合に従う方針や手段について訓練される必要がある。月ごと (monthly) の試験は、一か月では変化する可能性の少ないものが含まれる (トレイ位置、プロファイル不変性—光子のエネルギー確認としても役立つ)。EPID や kV 画像のより定量的な試験だけでなく、呼吸同期の月ごと (monthly) の試験が追加されている。これらの試験は複雑であり、資格認定を受けた医学物理士 (QMP) によって実施されることが多い。年ごと (annual) の試験は受入れ試験やコミッショニングで実施された項目の一部である。年ごと (annual) の線量に関わる試験で

は、基準値 (baseline) からの変動の許容値を確立、再確認もしくは更新する。

これまでも複数の研究者によって QA 頻度や介入レベル (action level) を系統的手法で確立することが試みられた³⁷⁻³⁹。最も新しい成果は AAPM の TG-100⁴⁰ によるものである。TG-100—放射線治療に必要な QA の評価方法[故障モード影響解析；FMEA に基づく]—は、各施設が、施設で行われている手順やリソースに基づいた施設独自の QA プログラムの作成に責任を持つことを推進している。施設のプログラムと一般に推奨されるものとの相違は、施設の方針や手段に基づいていることが期待される。これらの (ガイドライン推奨からの) 相違が臨床的意義に与える影響は他の管理手法により軽減され得るが、その方法について本レポートでは言及していない。試験の頻度を少なくする場合、試験の結果を過去の結果との比較もしくは信頼できる統計的手法を用いて検討して、頻度の変更が妥当であることを確認しなければならない。その決定も、事故が発生した際に起こりうる最悪の事態について解析された結果と相関がなくてはならない。FMEA 解析を用いると、検出の見落としと故障の発生確率に従ってそれに伴う損害を見積もることができる。TG-40¹ にもあるように、QA プログラムは品質、コスト、装置の状態、使用可能な QA 機器、そして施設の要求が十分に考慮された柔軟なものであるべきだということを改めて主張する。しかしながら、我々は、TG-100 のような方法が本レポートに取って代わるまで、あとに続く表で概説される試験と頻度を利用することを推奨する。

II.C. 許容値のガイドライン (Guidelines for tolerance values)

TG-40 の許容値は AAPM Report 13 をもとに作成されたものである。Report 13 では装置の各パラメータの許容値を設定するために二乗和の手法を用いた。これらの値は、線量に関する全体の不確かさ $\pm 5\%$ 、空間的な全体の不確かさ $\pm 5\text{ mm}$ を達成できることを目的として設定されている。これらの許容値は本レポートにおいてさらに検討され、表中に示された値は治療の種別に特有なものである。例えば、コリメータ・ガントリ・寝台のアイソセンタの一致は、定位治療を行う装置では 1 mm 以内、通常治療の装置では 2 mm 以内が推奨される。

受入れ試験時に確立した線量に関する基準値や、幾何学的絶対値からの変位量と許容値との関係を明確にするために、以下の定義を与える。

II.C.1. 標準的な受入れ試験手順 (Acceptance testing procedure standards)

装置の受入れ試験では、受け入れに同意するための契約の一部として、装置納入メーカーは装置が仕様通りに動作することを実証しなければならない。線量および幾何学的な測定は仕様書の値を満足させなければならない。受入れ試験とコミッショニングの際に、今後のビーム状態の不変性 (constancy) を評価するための基準値 (baseline) を定め、また装置が規定された絶対値から許容範囲内で幾何学的に動作するかを実証する。

II.C.2. コミッショニングの基準値 (Commissioning baseline values)

装置の受入れ試験を行った上で、臨床使用に必要な治療ビームの特性はコミッショニングによって確立される。ビーム特性の一部は受入れ試験の時点で取得されている場合もよくあるだろう。これらのビーム特性は、今後、QA に関する線量測定時において不変性を相対的に確認するための基準値 (baseline) となる。

II.C.3. 許容レベルと介入レベル (Tolerances and action levels)

TG-40 の趣旨と真意は本レポートでも継承され、さらに明確化された。表中に挙げられた許容値 (tolerance) は、受入れ試験時に測定された基準値 (baseline) となる値や、基準値 (baseline) が変化して表中の数値 (許容値) を超えた場合に、是正行動が必要となるものであると解釈されるべきである。そのため、実施中の QA において表中の許容値 (許容される変位) を超えた場合、QA の測定値が許容値を達成するように装置を調整する必要がある。つまり許容値は介入レベルである (医学物理士と QA スタッフによって対応が施されるレベル)。しかし、基準値 (baseline) が許容値を辛うじて満足する状態が繰り返された場合、装置を是正する適切な行動を実施しなければならない。これらの行動は、行動のレベル (点検、定期点検、即時中止) やどのような状況にあるのかなどの観点から、医学物理士によって設定されるべきである。この行動は QA に関わる全てのスタッフに周知徹底されなければならない。

本レポートにおいて介入のタイプに関する規範的推奨を定めることが我々の目的ではなく、むしろ QA プロセスの中で必要とされる介入のタイプについてのアドバイスを提供することを目的としている。以下に示すように、重要度に従って3つの介入タイプがあると考えられる。

• レベル 1：点検 (Inspection action)

繰り返し実施される QA から、正常動作している場合に期待される測定値が得られる。許容値から逸脱していない場合でも、測定値が期待値から突然大きく変化した場合、医学物理士に注意喚起をするべきである。測定値の中には、適切なリニアック操作や測定以外の介入の影響を受けるものがある。例えば実施者やセットアップの違い、また、メンテナンス作業は測定値の変化の原因となり得る。この測定値の変化は、変化が生じているものの QA の許容値を超えていない治療装置の問題を表していると考えられる。治療は継続するべきであるが、ルーチン QA を実施して原因を追及するべきである。

• レベル 2：定期点検 (Scheduled action)

定期点検が必要な2つの例を示す。まず1つ目として QA 結果が許容値と一致もしくはその近くにある状態が続いた場合、1, 2 就業日以内に調査もしくは定期的メンテナンスを実施しなければならない。2つ目に、過剰ではないものの、1つの結果が許容値を超えた場合、調査もしくは定期的メンテナンスを実施しなければならない。これらの条件下では、許容値をわずかに超えてはいるものの、数日間 (1 週間未満) の治療では臨床的な影響は重大ではないだろう。治療は継続されるが、原因の軽減を 1, 2 就業日以内に行うべきである。

・レベル 3: 即時の行動・治療中止・是正行動 (Immediate action or stop treatment action or corrective action)

線量測定の結果，測定された線量に関連する治療行為を即時中止することもあり得る．直線加速装置使用の完全中止の例は，安全インターロックの不良や線量の過剰誤差が生じた場合に起こり得る．問題が解決されるまで，治療を実施してはならない．

これら 3 つの介入レベルは，基準値 (baseline) からの偏差と，レベル 2 と 3 に関する許容値を各施設で明確に規定する必要がある．これは TG-40 にもあるように (B.I.C 参照)，QA 委員会によって実行されるべきである．レベル 1 の閾値は QA 委員会によって規定することはできない．これは QA データから評価されるものである．レベル 1 の閾値を必ずしも規定する必要はないが，QA プログラムが大きく改善される可能性はある．TG-100 ではこれらの問題を解決する努力を期待している．

II.C.4. 不確かさ，再現性，精度 *Uncertainties, repeatability, and precision*

TG-40¹ では，試験は許容レベルや介入レベルよりも小さいパラメータ変化を識別できなければならないと述べられている．ここでこの要求をより明確にし，幾つかの例を示したい．測定の不確かさには，測定手技，測定器，機器の使用者や記録の実施者などに起因するものがある．

- 測定の不確かさ（もしくは正確度 (accuracy)）は，定めた基準値 (baseline) に対する測定結果の予想される誤差に関連している．
- 測定の再現性は，測定器の計測統計に関連している．つまり測定の品質と測定のセットアップに変化が無ければ，繰り返し測定で記録された値は平均値の周囲に標準偏差を持つ．
- 測定の精度 (precision) は，測定器の表示スケールの分解能に関連する．

例えば，電離箱/電位計は 4 桁のフル表示で 0.01% の精度を持ち，測定の再現性は 10 回の繰り返し測定で 0.05% であり，測定の不確かさは絶対線量で 1.5% である．表中の許容値の多くは，コミッショニング時に QA 用測定機器で得られた基準値 (baseline) に対するものである．測定機器と測定方法の再現性は，測定されるパラメータの許容値より小さくなければならない．測定機器と測定方法の再現性は，3 回以上の繰り返し測定における 2σ (σ : 標準偏差) が，許容値よりも小さいことを推奨する．

表中の許容値は，試験頻度と相互依存の関係である．毎日の出力安定性試験の QA に使用する機器によって得られたデータは，一般に月ごと (monthly) に実施される試験に対して有用であろう．しかし月ごと (monthly) の試験は，より高いレベルの技術，機器で実施されることが期待されるため，より厳しい許容値で測定が行われる．そのため，必要とされる以上の頻度で試験を実施する場合，QA 委員会は頻繁な測定を考慮に入れて，このレポートにリストアップされている許容値とは異なった値を設定しなければならない．これはレベル 1 の介入レベルを設定する場合は良い例である．しかし，このレポートの許容値は指定の試験頻度に対して厳格に維持されなければならない．

II.D. TG-40 には含まれていない付属装置 (Ancillary treatment devices not in TG-40)

AAPM TG-40 レポートは、1994 年以降に登場する新しい装置については当該報告書の範囲外であるということをも明記している。TG-40 レポートは、非対称な jaw 照射野、ダイナミック/バーチャルウェッジ、MLC を扱っていない。しかし、これらの新技術を扱うタスクグループは結成されず、TG-40 が発表されたあと、MLC に関する TG-50⁴¹ のような最終報告がされた。Klein¹⁵ らは 2 つのエネギーを持つ直線加速装置に付属する高度な技術を備えた装置に関する QA プログラムを発表した。その QA プログラムは非対称な jaw 照射野、ダイナミック/バーチャルウェッジ、MLC、EPID を含んでいる。その論文はある施設の装置と QA プロセスに基づいており、さらにその装置が持つ技術は最新でより複雑である（特に IMRT のための MLC の使用）ことが明記されている。

この項では、直線加速装置に付属する装置/オプションについて、それらの装置をサポートするのに必要な QA プロセスに関して述べる。表 II において、TG-40 での推奨項目に非対称な jaw 照射野に関する項目を追加した。一方、MLC とダイナミック/バーチャルウェッジにおいては別々の表を作成した。このタスクグループでは、非対称な jaw 照射野、jaw を利用したウェッジシステム、MLC はベンダーごとに特徴があり操作が異なるため、それらを考慮に入れた具体的な勧告を作成した。このことは、システム間で違いがあるために必要であった。以下の項ではこれらの具体的な勧告について概説する。

II.D.1. 非対称な jaw 照射野 (Asymmetric jaws)

Slessinger⁴² らが発表した論文は、線量計算手法と QA を含む非対称な jaw 照射野の実装に関する最も初期の論文の内の 1 つである。非対称な jaw 照射野においては、ビームの一致 (beam matching) の確認、また jaw 位置精度に依存するダイナミック/バーチャルウェッジ照射を正確に実施するために更なる精査が必要である。例えば、Klein⁴³ らは乳房照射に対して、非対称な jaw 照射野を利用して、アイソセンタ面でビームが一致するように一つのアイソセンタを使用するという論文を発表した。そのためには、臨床に使用する各々の jaw において 0.0cm (ビームの一致のために) と 10.0cm (中心軸から引込めた) の位置で、月に 1 回は光照射野の一致と非対称な jaw 照射野の位置精度を確認することを推奨する。0.0 での jaw の位置試験は、側方に広がらない照射野 (nondivergent field) の一致を確認するために、1 枚のフィルムで実施することが出来る。

II.D.2. ダイナミック/バーチャル/ユニバーサルウェッジ (Dynamic/Virtual/universal wedge)

IMRT 以前、治療中のビーム強度変調はビームがオンしている間に、コンピュータ制御された jaw の動きによって達成されていた⁴⁴。このようなダイナミックウェッジ (後にエンハンスド・ダイナミックウェッジ) とバーチャルウェッジの技術はそれぞれ、Varian と Siemens によって臨床に導入された。ダイナミックウェッジタイプの照射における jaw の精度は Klein ら⁴⁵ によって報告され、jaw 位置の非常に小さな変化がダイナミックウェッジ係数に影響を及ぼすことを示した。ダイナミックウェッジのすべてのレポート (Klein¹⁵, Liu^{46,47}, Beavis⁴⁸) では、ウェッジ照射野を照射するために、ダイナミック jaw に関する個々の施設の指針が示された。Zhu ら⁴⁹ はバーチャルウェッジに対する同様な指針を報告した。これらの技術では、所定の時間

もしくは照射する MU の割合で jaw 位置がコンピュータ制御されているため、時間(照射される MU の割合)に対応した jaw 位置が記録されている内部の相関表を精査するべきである。本レポートでは、Elekta ユニバーサルウェッジ (Phillips ら⁵⁰によって示された) もダイナミックウェッジやバーチャルウェッジと同じカテゴリに含めた。これは実効ウェッジ角度を得るために、オープン照射野とコンピュータによって位置が制御されるガントリ内部の 60 度ウェッジ照射を組み合わせる技術である。表 IV の推奨項目は日々 (daily) の簡易的な試験、月ごと (monthly) のコンピュータ制御を確認する操作試験、年ごと (annual) の線量測定試験を含む。60 度ウェッジとオープン照射野を組み合わせることによって“実効的な”ウェッジ角度での照射を行うシステムでは、45 度の実効ウェッジ角度を使用して試験を実施することを推奨する。しかし、もし(オープン照射野との組み合わせなしに) 60 度ウェッジのみの照射野を使用している施設があれば、ウェッジ角度を 60 度で確認するべきである。

II.D.3. 多分割コリメータ (MLC)

MLC⁵¹⁻⁵³ の初期の実装時は、初期の Varian MLC 装置に対する試験と許容値の推奨に限られていた。その後間もなく、Jordan と Williams⁵⁴ は Elekta 装置に対して、Das ら⁵⁵ は Siemens 装置に対する論文を報告した。Mubata²¹ らはこれらの初期の論文の後に、Varian 装置の QA に特化した論文を報告した。1998 年に、AAPM は MLC に関する報告書の作成のために AAPM TG-50⁴¹ を組織し、その中で MLC QA に関しても取り上げた。このレポートは、限られた範囲の QA プログラムを示した。タスクグループレポートは初期 IMRT が実施される中で報告されたが、IMRT のための MLC に特化した推奨はない。その後報告された論文で、Cosgrove⁶² らと Chang⁶³ らが MLC の QA 試験を、それらを実施するツールと共に提示した。さらに我々は、IMRT のために MLC システムを使用する場合と使用しない場合のそれぞれに応じた推奨試験 (表 V) を作成した。IMRT における MLC の影響に関して、IMRT の照射精度はリーフ位置精度とリーフ間 (interleaf) または隣接したリーフ (abutted leaf) の透過線量が影響することが複数の報告⁶⁴⁻⁶⁶ で示された。したがって、IMRT に使用される MLC は幾つかの追加試験を行うことが推奨される。IMRT で照射される線量に影響を与えるリーフパラメータにはリーフ位置と MLC 透過線量が含まれる。LoSasso⁶⁶ が示したフェンス試験 (picket fence test) のような単純な試験は (連続したセグメントの一致とリーフ透過線量によって (特にリーフ間)) 位置精度を定性的に評価することができる。フェンス試験 (picket fence test) は週ごとにフィルムやオンラインポータル画像を用いて注意深く実施することを推奨する。月ごと (monthly) の試験では、リーフキャリッジシステムへかかる重力によりリーフの動きが影響を受けないことを確認するためにガントリを回転させるなど、リーフ位置精度試験を拡張することを推奨する。リーフ移動速度が減少するとビームホールドやギャップ幅誤差が増加する。MLC 移動速度はベンダーソフトウェアもしくは MLC ログファイルによって評価される。例えば、Varian ではそのような解析ツールを提供している^{67,68}。そのソフトウェアはデータを取り込み、全リーフの位置偏差を示したエラーヒストグラム、リーフ偏差の 2 乗平均平方根 (RMS) エラー、ビームホールドのオン・オフといった一連の表やグラフを表示する。メーカー仕様に従って、リーフ偏差の 95% が 0.35cm 未満であり、それぞれのキャリッジの RMS エラーの最大値が 0.35cm 未満であれば、リーフ位置エラーヒストグラムは許容できると見なされる。Varian 社製 MLC に対しては、この解析法の使用を表 V に取り入れて、年ごとに受入れ試験の手順を繰り返すことを推奨する。もし、リーフと時間に依存するデータが得ることができれば、他のシステムでも同様の解析ソフトウェアが開発されるだろう。

年ごとの試験では、透過線量試験を強化して、リーフ透過線量の定量解析を含めることを推奨する。近年、EPID を利用しているツールの開発により、取得画像のそれぞれの位置における変化をサブピクセルの精度で検出することが可能である。治療計画装置にリーフ透過線量のパラメータとして代表的な値を登録するため、リーフ主部、リーフ側面、リーフ端の特性が経時的に変化していないことが重要である。最も劣化しやすい部分はリーフ側面であるが、これは入れ子構造になっているからである。このことはリーフ間透過線量に影響する可能性があるため、綿密な注意が必要である。リーフ位置の再現性、MLC スポークショット、光照射野と X 線照射野の一致を確認する試験は MLC のアライメントを確認するためのものである。また、ベンダー固有の試験は、使用される MLC モデルに応じて実施されることを推奨する。ベンダーごとに独自の推奨保守管理プログラムを備えているので、MLC モーターやリーフの交換頻度は異なる。従って、交換後の試験も必要のため、医学物理士は MLC 交換スケジュールを知っていなければならない。全ての試験は部門内で使用する治療タイプを反映するべきである。試験（フィルム、固体検出器、ソフトウェア、EPID）方法は許容範囲より小さいエラーを検出するために十分な感度が必要であり、全てのリーフを解析できる必要がある。

II.D.4. 全身照射/全身皮膚電子線照射 (TBI/TSET)

TBI もしくは TSET のための QA 試験は、コミッショニングデータのうち、加速器の安定した動作が継続していることを保証するために必要な項目を、資格認定を受けた医学物理士 (QMP) によって選び出される。QA 試験はその技術のコミッショニング時と同じ条件下で実施されるべきである。TBI や TSET の両方で患者ごとの *in vivo* 測定を実施するべきである。

TBI は患者全体を照射野内に含めるために非常に大きな照射野が必要である。施設によっては TBI 用に設計された治療装置を備えているが、通常治療に用いられる直線加速装置が使用されることが一般的である。AAPM レポート 17 (TG-29)⁷¹ は TBI の技術を記述している一般的な参考文献である。レポート 17 は TBI のファントム/患者線量測定での考慮すべき事項を記述している。通常の直線加速装置では TBI のために特別な線量率モードを使用するのが一般的である。治療する距離は通常 SAD 100cm より大きい。TBI ではビーム修飾用器具 (beam modifier)^{訳者注4} が使用されることもある。よって、TBI モードや TBI 用ビーム修飾用器具 (beam modifier) を使用する直線加速装置では延長した治療距離での測定をコミッショニング時に行う必要がある。表 III において、年ごとの試験では TBI 用ビーム修飾用器具 (beam modifier) の透過線量の不変性 (ビーム修飾用器具 (beam modifier) を使用している場合)、TBI モードでの TPR (tissue-phantom ratio ; 組織ファントム線量比)、OAF (off-axis factors ; 軸外線量係数) の不変性、OPF (output factor ; 出力係数) の不変性 (±2%) を臨床に使用する MU 範囲、線量率 (MU/min) で確認することを推奨している。ビームエネルギーの確認には、2 つの深さで測定することで十分である。OAF の確認には数か所の軸外測定で十分である。特別な TBI モードを扱う加速器には、通常モードと同一の操作パラメータのまま照射できるものもある。この場合、ビームエネルギー [PDD (percentage-depth dose ; 深部線量百分率) または TMR]、ビームプロファイル (OAF)^{訳者注5} の年ごとの測定はアイソセンタだけで十分である。

TSET は通常 3~7MeV の電子線を患者に照射する特殊な技術である。TSET は AAPM タスクグループレポート (TG-30)⁷² で詳細に記述されている。このレポートでは、TSET における線量測定で特に考慮する事項

^{訳者注4} : 肺野フィルタ、眼球ブロックなどを差すと考えられる。

^{訳者注5} : 日本国内では一般的に OCR (off-center ratio) や OAR (off-axis ratio) という用語が用いられる。

と照射技術が述べられている。リニアックの線量率、コリメータ装置、ビーム散乱のような操作パラメータが、TSET では通常の電子線治療の操作パラメータと異なる。QA 試験はコミッションング時と同じ条件下で実施すべきである。表 III において、TSET 用ビーム修飾用器具の透過線量の不変性(ビーム修飾用器具 (beam modifier) を使用している場合)、TSET モードでの PDD、エネルギーの確認、OAF の不変性、OPF の不変性を臨床に使用する MU 範囲で確認することを推奨している。ビームエネルギーの確認には 2 つの深さでの測定で十分である。OAF の確認には数か所の軸外測定で十分である。

II.D.5. X 線画像取得システム (Radiographic imaging)

この項は、医療用加速装置に搭載された X 線画像取得システム、つまり MV 平面画像、kV 平面画像と MV または kV の CT 画像 (シリアル、コーンビーム) を取り扱う。表 VI は画像取得システムの QA 推奨項目である。各々の 2 次元または 3 次元画像取得装置は照射システム同様に装置自体の幾何学的な座標系を持つ。治療ビームを使用する 2 次元ポータル画像取得装置でさえ、画像を扱うためのマニュアル操作やソフトウェアによって、治療座標系と相違が生じることがある。一般的に画像の座標系は、キャリブレーション過程において治療座標系と関連付けられる。そのため、画像誘導放射線治療の様々な臨床的なニーズのためには、これら 2 つの座標系の一致を保証することが非常に重要である。“画像座標と治療座標の一致”という QA 項目は両者の座標一致を確認することを目的としており、画像取得システムごとに適用される。さらに、治療室内の 2 次元または 3 次元画像取得装置によって患者の位置合わせ/再位置合わせ (positioning/repositioning) 訳者注⁶を行うシステムでは、いずれも治療装置に搭載された画像取得装置の画像 (オンボード画像) とリファレンス画像を比較・記録するためのベンダーのソフトウェアに頼っている。この過程での QA は既知のシフト量を動かすファントム実験⁷³によって簡単に実施することができ、臨床で使用される各々のシステムで行うことを推奨する。この精度確認は毎日行うべきであり、特に SRS/SBRT では重要となる。

kV 画像取得装置の臨床利用について TG-104⁷³で体系的にまとめられているが、そのレポート内で QA 許容値に関する推奨値の記載はない。本レポートでは、治療室内の kV 画像取得装置の使用に関する基本的な推奨項目を設定した。画像診断とは異なり、放射線腫瘍領域の kV 画像の目的は標的位置確認である。放射線腫瘍領域においては、位置精度をより重要視している。しかし、位置決め精度は位置決めされる解剖学的な構造の見え方次第である。画質が良くなることによって、解剖学的な構造をより確実に把握することができるが、画像を取得するためにより高線量が必要となる。いくつかの治療部位 (例えば乳房) での位置決め精度は他の部位 (頭頸部) ほど高い画質を必要としない。したがって、位置決め精度を妥協することなく、必要な画質と線量のバランスをとることが重要である。近年、さまざまな kV 画像取得システムが導入された。これらの kV 画像取得システムのアプリケーションは、2 次元 X 線画像、2 次元透視画像、3 次元断層画像、臓器移動に関連した 4 次元画像などが含まれる。それぞれの画像取得システムにおける受入れ試験の判定基準 (criteria) はメーカーとユーザーの間で確立されるべきである。これらの受入れ試験の判定基準 (criteria) は安全面に関係するパラメータ、画質、曝射線量 (imaging dose)、位置決め精度を含まなければならない。受入れ試験時に確立される基準値 (baseline) データ (平均、範囲、上限、下限を含む) はそれ以降の QA の基準値として使用されるべきである。

訳者注⁶ : 画像取得システムで位置変位量を計測し、その変位量を修正した位置で再度位置照合画像を取得して、位置修正精度を確認すること。

II.D.5.a. 平面 (2D) の MV 画像取得システム (Planar MV imaging (Portal imagers))

EPID の臨床利用は TG-58 で扱っており、また多くの文献で報告されている。表 VI は TG-58 において推奨される QA 試験を組み込んだものであるが、オンボード画像試験を取り入れて改訂した。しかし、試験内容の詳細（例えば画質、エネルギーとキャリブレーション距離のために確認される線量率）は EPID のタイプごと、施設ごとに決定されるべきである。画質の確認（コントラスト、解像度、ノイズ）は画像取得に使用される全てのキャリブレーションモードとエネルギーで行うことが重要である。

II.D.5.b. 平面 (2D) の kV 画像取得システム (Planar kV imaging)

平面の kV 画像取得システムにおける基本的な QA は、X 線撮影画像（1 曝射撮影の平面画像）、もしくは連続的な透視画像といった主に 2 次元 X 線画像を扱う。2 次元 X 線撮影画像は骨構造や体内に挿入された高密度のマーカーを把握するために非常に有用である。また、無視できるほどの被曝線量で、瞬時に撮影できる。透視画像は臓器の動きを把握するのに役立つが、画像取得による被曝線量には注意する必要がある。受入れ試験で得られる基準値 (baseline) データは画質に関する QA の判定基準 (criteria) とすることを推奨する。ユーザーは画質が受入れ試験時の画質より悪くならないように維持するべきである。SRS/SBRT の基準は、人体模擬ファントムを使用して決定するべきである。

II.D.5.c. 通常 CT とコーンビーム CT (Serial and cone-beam CT)

kV, MV 両方を含んだ、通常 CT と CBCT の QA に関する推奨項目を表 VI に示す。優れた軟部組織や 3 次元情報が取得できるこれらの CT システムは、標的の位置決め第一選択として使用される。本レポートでは、シリアル CT についてアキシアルスキャンとヘリカルスキャンがあり、ここでは主に CT-on rail システムについて述べる。位置決め/再位置決め (positioning/repositioning) の精度は、治療位置から画像取得時の位置までの寝台の動きが含まれる。ヘリカル MVCT を使用するトモセラピーの QA は、AAPM TG-148 で述べられている。画像再構成の空間的位置精度は最重要な項目であるが、画質のパラメータ（例えば、コントラスト、ノイズ、均一性、空間分解能）も考慮されなければならない重要なものである。それに加えて、画像取得システムの再キャリブレーションを行う手順は、ユーザーがキャリブレーション手順頻度を減らすために十分な研究を行っていない限り、メーカーの推奨に従うべきである。そのような画像処理システムは毎日使われており、かなりの被曝線量を患者に与える可能性があるため、被曝線量や線質/エネルギーを少なくとも一年ごとに直接測定することを推奨する。kV 画像に関して、受入れ試験時に確立される基準値 (baseline) データ（平均、範囲もしくは測定値、それらの上限、下限を含む）はそれ以降の QA での判定基準 (criteria) とすることを推奨する。TG-75 (“IGRT の間の画像取得による被曝線量の管理”) の推奨項目と一致して、被曝線量とビームエネルギーの受入れ試験時の基準値 (baseline) からの変化に対する許容値は、画質パラメータを維持するためだけでなく、患者の確率的、確定的なリスクを臨床的に問題としない程度にとどめるように決定されるべきである。被曝線量の確認は、全照射線量に対して影響が小さい上に、線量に影響するパラメータの変化を日ごと/月ごとに確認しているので、年ごとの確認で十分だろう。Siemens の MVCT に関し

では、一般にビームキャリブレーションパラメータは治療ビームに非常に類似しているが、それらは固有で独立しているため、MV 画像の CBCT に特化した線量校正を確認するべきである。線量と線質/ビームエネルギーの測定頻度はシステムの安定性と利用状況による。例えば、画像取得による被曝線量が治療線量に含まれるが、それが処方線量の 10%以下であるならば、仮に被曝線量が 20%変化した場合でも、結果として処方線量において 2%の線量誤差に過ぎない。よって、このレポートでは被曝線量を一年ごとに評価することを推奨する。これは臨床利用状況とシステムの安定性に基づいて、ユーザーごとにもっと頻繁な評価が必要と見なされるかもしれない。

II.D.6. 呼吸同期 (Respiratory gating)

現時点では呼吸同期は新しい技術である。同様に、QA 方法も技術の普及とともに発達する必要がある。AAPM Report91⁸⁰ (TG-76) は 2006 年に発表され、放射線腫瘍領域における呼吸による動きの管理に関連した画像取得、治療計画、照射を含めた全ての側面（画像取得、治療計画、照射）が記述されている。呼吸同期照射を実施するための様々な機器構成と技術についても記述されている。また、TG-76 レポートでは、呼吸管理技術ごとの QA も推奨されている。実施方法はそれぞれ異なっているが、全ての呼吸管理技術は基本的に患者の呼吸サイクルと同期した照射ビームが必要である。呼吸同期下で、加速装置ビームの特性評価はコミッショニング時に実施される。呼吸と連動して人体臓器の動きを模擬実験するための動体ファントムは、標的の位置決めや呼吸同期治療の精度を確認するために使用されることを推奨する。表 II,III は呼吸同期の加速装置操作のための試験を含む。その試験はビームエネルギーの不変性、ビーム出力の不変性、同期に使用される位相幅や振幅の時間的精度、呼吸の位相/振幅のサロゲート^{訳者注7}のキャリブレーション（詳細は後述）、インターロック試験を含む。Bayouth⁸¹らはこれらの測定を行う方法の一つとして、250 ms~1500 ms の同期幅を検討し報告した。ビームエネルギーと出力の不変性はそれぞれの同期幅で 10 cm, 20 cm の深さで同時に一对の電離箱を使用して評価された。全ての線量測定のパラメータは Siemens 加速器に関して 500 ms 以上の同期幅で±2%以内であった。時間的精度と使用される位相/振幅同期との関係は、動体ファントムに付属された放射線不透過性の標的を同期照射することで実証された。その動体ファントムでは、それぞれの位相/振幅において、放射線不透過性の標的の幾何学的中心とビーム中心軸との関係が既知である。これらの画像は X 線撮影フィルムで得られるが、EPID でも得られる。表 III に年ごとの QA で検証される許容値を示す。1 秒間に 20 mm を超えない動きでは、物体の動きを捕らえる時間的精度の許容値を 100 ms とすると、結果的に 2 mm の位置の不確定さになる。資格認定を受けた医学物理士 (QMP) は治療計画で計上される空間的な不確定さに一致した許容値を保持しなければならない。施設固有、照射技術固有の試験は、これらの一般的な推奨項目を補うために行うべきである。例えば、呼吸パターンを取得するために異なったタイプ（光学的なもの、圧力センサーを備えた重圧式なベルト、肺活量測定）のサロゲートが臨床で使用される。資格認定を受けた医学物理士 (QMP) は、時間が経過しても有意に変化しないサロゲートを示す位相と振幅を用いて、位相と振幅がどのように臨床に関わるかを検証するべきである。呼吸位相/振幅を計るセンサーのキャリブレーションに関する文献はないが、既知のサロゲートの位置/動きとそのレスポンスが変化しないことを確認する。圧力センサーの確認試験例として、センサーの上に一定の荷重をかけて、期待される振幅（例えば 50%）になるようにゲインとオフセット値を決定する方法がある。光学的センサーの確認試験例として、視野内の既知

^{訳者注7} : 上限、下限の閾値を伴って運動する信号のこと。

の位置に基準マーカー（サロゲート）を置き，既知の値と記録された位置誤差を比較する方法がある．空間的精度の確認の後に，位相の確認が動体ファントムを利用して行われる．

III. 勧告のまとめ/導入計画 SUMMARY OF RECOMMENDATIONS/IMPLEMENTATION SCHEME

このレポートで表に列記された項目は、TG-40¹と比較して大幅に拡張されており、推奨される許容値は使用する装置の機能に応じて異なる（non-IMRT, IMRT, 定位照射）。

1. 全ての QA 活動をサポートし、必要な方針や手順を設計するために、施設の QA チームを編成することを推奨する。この方針や手順は、施設の QA チームの全員が容易にハードコピーやオンラインで情報を共有しなければならない。この方針の中で、QA に携わるスタッフの役割と責任を確立するべきである。QA 測定において、機器の使用、機器のクロスキャリブレーション、測定頻度に関する詳細な説明書や、結果の文書化が求められる。QA 測定機器の故障が疑われる場合、方針と手順の中で、QA 測定の代替方法を提供する必要がある。
2. 推奨項目を実行する最初のステップは、全ての QA 測定に対する施設独自の基準値（baseline）と絶対基準値を確立することである。QA チームは①装置の性能を保証するため、②治療計画の計算結果からの重大な乖離を見つけるために、定期的に会議を持ち、確立した値を基準として測定結果をモニタリングする必要がある。毎日、週ごと、月ごとの QA で使用するための機器が多く市販されている。これらの機器の製造業者は、ユーザーが QA 機器を正しく活用できるように手順書を提供する。QA 作業を実施する前に、製造業者のガイドラインに基づいた機器の精度と性能の安定性を確認することを推奨する。適正に機器は使用されているか、QA 試験は妥当であるかについても評価されなければならない。
3. 資格認定を受けた医学物理士（QMP）は QA チームを先導しなければならない。QMP は放射線治療技師や線量計測士が QA の方針や手順を明確に理解するために、彼らに対して適切な教育訓練を施さなければならない。例えば、QA 装置の使用の訓練では、適正なウォームアップ時間、測定データの解釈の仕方、許容レベルを超えた場合の対処法などを網羅しなければならない。QMP は適切な介入レベルの設定や、許容レベルを超えた場合の連絡体制を設定することが推奨される。
4. 一般に、毎日（daily）の QA 試験はクロスキャリブレーションされた測定器を使用して、放射線治療技師によって実施される。このような作業には頑丈でセットアップが容易な機器の使用を推奨する。例えば、指頭型電離箱線量計を挿入するプラスチック製ファントムは、出力の安定性を確認するのに使用できるであろう。ほとんどの場合、ファントムのエッジと表面は室内のレーザーのアライメントを確認するのに使用できる。適度なビルドアップ材を有するフラットパネル検出器は毎日（daily）の QA に使用できる。これらの機器の利点は、繰り返し機器をセットアップすることなく、ビームの平坦度や対称性などの種々のビームパラメータを効率的に確認することができることである。毎日（daily）の QA 装置は使用頻度が多いため、検出器応答に影響を与える補正係数は注意深く記録されるべきである。これらの補正係数には、大気開放型電離箱に対する温度・気圧補正係数、電位計補正係数、漏電補正などが含まれる。全ての結果は電子ファイルとハードコピーとして永久に記録し、すぐに確認できるようにしておく必要がある。試験結果が許容レベルを超えた場合に適切な行動を取るために、実施者が行うべき行動を明確に規定したガイドラインを作成するべきである。これらのガイドラインは医学物理士への報告も含むべきである。また QMP は最低でも月一回は結果を確認し、レポートを承認するべきである。

5. 月ごと (monthly) の QA は QMP もしくは QMP によって直接指導された者が実施するべきである。毎日 (daily) ・月ごと (monthly) ・年ごと (annual) の QA の間で重複する試験項目がある。この実施頻度の重複は、月ごと (monthly) の QA が毎日 (daily) の QA のように単純ではないといったような独立性のレベルが必要である。これは使用する測定器が異なることで達成されるが、毎日 (daily) の QA から月ごと (monthly) の QA の独立についての拡張は QMP によって決定される。このためには非常に多くの測定を通した測定器の検証や、試験記録を検査することで毎日 (daily) の QA 作業の検証も実施される必要がある。例えば、毎日の出力測定に多次元検出器を使用しており、また月ごと (monthly) の測定でも同じ検出器を使用している場合、過去の基準 (baseline) をリファレンスとして、多次元検出器の測定と、電離箱-ファントムを利用した測定とを年に 1 回比較するべきである。これにより測定器の日々の測定に対する信頼性を与え、また 1 年といった長期間の過程の中で察知されずにいる傾向を認識することが可能となる。このような比較試験は、限られたリソースの中、最小限の機器の効率的な使用を可能にする。毎日 (daily) の QA に関しては、全ての結果は電子およびハードコピーの両方で永久に文書化され、すぐに確認ができる必要がある。医学物理士にとって同等のシステムもしくは代替となるシステムを使用してあらゆる機器のクロスキャリブレーションを実施することは重要である。許容レベルを超えた場合に、適切な行動が取れるように個人が実施する試験に関する明確なガイドラインが必要である。これらのガイドラインには一般に 2 段階確認 (secondary check) や QMP への報告についても含まれる必要がある。加えて QMP は試験完了から 15 日以内に結果を確認し、レポートを承認するべきである。
6. レポートに示した年ごと (annual) の QA 項目は、装置の性能について最も広範囲な試験を表す。これらの試験は患者や環境への安全を考慮した直線加速器の適正な機能性を保証するために、市や州に公認された機関によって承認されることもある。この理由により年ごと (annual) の測定は QA チームメンバーとともに QMP が実施することが推奨される。電離箱線量計や 3 次元水ファントムなどのような QA 機器は、あらゆる測定を実施する前に適切に確認されることを強く推奨する。測定は、近刊予定の TG-106⁷ (注；現在発刊済み) で推奨されるようなコミッショニング品質装置を使用して実施されるべきである。
7. 端末連結システム試験 (end-to-end system check) は、システムを新規に導入した場合もしくは更新された時はいつでも、システム全体の堅固性を保証するために実施することを推奨する。これは施設の通常の治療計画のサンプルプランを作成して、ネットワークを介してプランを転送し、治療装置で照射することで確認することができる。もし record and verify (R&V) システムによりデータが介されるならば、このシステムは端末連結システム試験 (end-to-end system check) に含まなければならない。端末連結システム試験 (end-to-end system check) は、治療計画装置、R&V システム、照射システムのソフトウェアに変更が生じた場合には、常に必要である。特に、治療計画に関して、線量計算と照射過程の間の安定性を保証するためにはポイント線量測定を実施するべきである。端末連結システム試験 (end-to-end system check) では各種システムの稼働寿命が文書化されるべきである。
8. 年ごと (annual) の QA を確認している間、装置の出力は NIST (National Institutes of Standard and Technology; アメリカ国立標準技術研究所) のトレーサブルな補正係数を持った電離箱線量計を用いて、

TG-51 に従って校正されるべきである^{訳者注⁸}。一度装置の出力が校正されたら、毎日（daily）の QA や月ごと（monthly）の QA で使用される全ての二次 QA 測定器は、その校正に対してクロスチェックされるべきである。我々のレポートでは新規装置の受入れ試験に関する推奨は行わなかったが、ベンダーの受入れ試験や許容値を確認する際に、一般的なガイドとして使用され得る本レポートで推奨した年ごとの QA 試験を利用することを奨励する。

測定が完了次第、年ごとの QA レポートを作成することが推奨される。レポートには表に示された推奨される許容値に基づいて特記事項を記載するべきである。レポートは (1) 線量, (2) 幾何学的, (3) 安全, (4) 画像, (5) 特別機器／方法のように分類することができる。QA レポートは QMP によって確認、署名され、将来の装置のメンテナンスや検査のためにファイルされるべきである。

^{訳者注⁸} : 日本では標準測定法 01（日本医学物理学会編）に従う。

表 I. 毎日の QA (Daily)

項目	治療機タイプ別の許容値 (Machine-type tolerance)		
	通常治療 (Non-IMRT)	IMRT	SRS/SBRT
線量管理 (Dosimetry)			
X 線出力不変性 (全エネルギー) X-ray output constancy (all energy)			
電子線出力不変性 (毎週, ただし特別な仕様でモニタリングしている装置は毎日) Electron output constancy (weekly, except for machines with unique e-monitoring requiring daily)		3%	
幾何学的管理 (Mechanical)			
レーザー位置 Laser localization	2 mm	1.5 mm	1 mm
アイソセンタ位置での距離計表示 Distance indicator (ODI) @ iso	2 mm	2 mm	2 mm
コリメータサイズ表示 Collimator size indicator	2 mm	2 mm	1 mm
安全管理 (Safety)			
ドアインターロック (ビームが遮断されるか) Door interlock (beam off)		動作する	
ドアが安全に閉まるか Door closing safety		動作する	
視聴覚モニタ Audiovisual monitor(s)		動作する	
定位照射インターロック (照射制限) Stereotactic interlock (lockout)	NA	NA	動作する
エリアモニタ (使用していれば) Radiation area monitor (if used)		動作する	
照射灯 Beam on indicator		動作する	

表 II. 毎月の QA (Monthly)

治療機タイプ別の許容値 (Machine-type tolerance)			
項目	通常治療 (Non-IMRT)	IMRT	SRS/SBRT
線量管理 (Dosimetry)			
X 線出力不変性 X-ray output constancy			
電子線出力不変性 Electron output constancy		2%	
バックアップモニタ線量計不変性 Backup monitor chamber constancy			
代表的な線量率 ^a における出力線量の不変性 Typical dose rate output constancy	NA	2% (IMRT で使用する線量率において)	2% (SRS/SBRT で使用する線量率, MU において)
X 線プロファイル不変性 Photon beam profile constancy		1%	
電子線プロファイル不変性 Electron beam profile constancy		1%	
電子線エネルギー不変性 Electron energy constancy		2%/2 mm	
幾何学的管理 (Mechanical)			
光/放射線照射野の一致 ^b Light/radiation field coincidence		一辺につき 2 mm or 1%	
光/放射線照射野の一致 (非対称照射野) ^b Light/radiation field coincidence (asymmetric)		一辺につき 2 mm or 1%	
レーザー指示精度確認用機器の指示位置とフロントポインタ指示位置の距離差 Distance check device for lasers compared with front pointer		1 mm	
ガントリ/コリメータ角度の表示値と実際の位置の差 (主要な角度) (デジタル表示値のみ) Gantry/collimator angle indicators (@ cardinal angles) (digital only)		1.0°	
アクセサリトレイ (例えばポートフィルムのための十字線付きトレイなど) Accessory trays (i.e., port film graticle tray)		2 mm	
Jaw 位置の表示値と実際の位置の差 (対称照射野) ^c Jaw position indicators (symmetric)		2 mm	
Jaw 位置の表示値と実際の位置の差 (非対称照射野) ^d Jaw position indicators (asymmetric)		1 mm	
クロスヘア中心位置 (walkout ^{訳者注1}) Cross-hair centering (walkout)		1 mm	
治療寝台位置の指示値と実際の位置の差 ^e Treatment couch position indicators	2 mm/1°	2 mm/1°	2 mm/0.5°
ウェッジ位置精度 Wedge placement accuracy		2 mm	
補償体位置精度 ^f Compensator placement accuracy		1 mm	
ウェッジ, ブロックの認識 ^g Latching of wedges, block tray		動作する	
レーザー位置 Localizing lasers	±2 mm	±1 mm	< ±1 mm
安全管理 (Safety)			
レーザーガードインターロック Laser guard-interlock test		動作する	

表 II. 毎月の QA (Monthly) (続き)

項目	治療機タイプ別の許容値 (Machine-type tolerance)		
	通常治療 (Non-IMRT)	IMRT	SRS/SBRT
呼吸同期 (Respiratory gating)			
ビーム出力不変性 Beam output constancy		2%	
位相, 振幅ビーム制御 Phase, amplitude beam control		動作する	
室内呼吸監視システム In-room respiratory monitoring system		動作する	
同期インターロック Gating interlock		動作する	

^a線量率に応じた線量モニタリング

^b光照射野を臨床のセットアップに使用している場合のみ, 光/放射線照射野の一致を毎月確認する必要がある.

^c許容値は両端 (長さ方向, 幅方向どちらも) の合計.

^d非対称 jaw は 0.0 と 10.0 の設定について確認するべきである.

^e左右方向, 長軸方向, 回転方向.

^f補償体 IMRT は, 補償体トレイマウントおよびクロスヘア中心から最大 1mm の偏差で設置されるトレイ位置に対する定
量値を必要とする.

^g床面に向けて取り付けるコリメータ/ガントリ角度の組み合わせで確認する.

表 III. 毎年の QA (Annual)

治療機タイプ別の許容値 (Machine-type tolerance)			
項目	通常治療 (Non-IMRT)	IMRT	SRS/SBRT
線量管理 (Disimetry)			
X 線平坦度の基準値からの変化 X-ray flatness change from baseline		1%	
X 線対称性の基準値からの変化 X-ray symmetry change from baseline		±1%	
電子線平坦度の基準値からの変化 Electron flatness change from baseline		1%	
電子線対称性の基準値からの変化 Electron symmetry change from baseline		±1%	
SRS 回転モード (0.5 – 10 MU/deg の範囲) SRS arc rotation mode (range: 0.5–10 MU/deg)	NA	NA	MU 設定値 vs. 照射値：1.0 MU か 2% (どちらか大きい方) ガントリ回転設定値 vs. 照射値：1.0°か 2% (どちらか大きい方)
X 線/電子線出力校正 (TG-51) X-ray/electron output calibration (TG-51)		±1% (絶対線量)	
X 線出力係数の照射野依存性 (2 つ以上の照射野について抜き取り試験) Spot check of field size dependent output factors for x-ray (two or more FSs)		2% (照射野サイズ < 4x4 cm ²) 1% (照射野サイズ ≥ 4x4 cm ²)	
電子線アプリケーションの出力係数 (1 つのアプリケーション/エネルギーの抜き取り試験) Output factors for electron applicators (spot check of one applicator/energy)		±2% (基準値からの変化)	
X 線線質 (PDD ₁₀ もしくは TMR _{20,10}) X-ray beam quality (PDD ₁₀ or TMR _{20,10})		±1% (基準値からの変化)	
電子線線質 (R ₅₀) Electron beam quality (R ₅₀)		±1 mm	
物理ウェッジ係数の不変性 Physical wedge transmission factor constancy		±2%	
X 線 MU 直線性 (出力不変性) X-ray monitor unit linearity (output constancy)	±2% ≥ 5 MU	±5% (2-4 MU) ±2% ≥ 5 MU	±5% (2-4 MU) ±2% ≥ 5 MU
電子線 MU 直線性 (出力不変性) Electron monitor unit linearity (output constancy)		±2% ≥ 5 MU	
X 線出力の線量率依存性 X-ray output constancy vs. dose rate		±2% (基準値からの変化)	
X 線出力のガントリ角度依存性 X-ray output constancy vs. gantry angle		±1% (基準値からの変化)	
電子線出力のガントリ角度依存性 Electron output constancy vs. gantry angle		±1% (基準値からの変化)	
電子線, X 線軸外線量比のガントリ角度依存性 Electron and x-ray off-axis factor constancy vs. gantry angle		±1% (基準値からの変化)	
回転照射 (規定 MU, 角度) Arc mode (expected MU, degrees)		±1% (基準値からの変化)	
TBI/TSET モード TBI/TSET mode		動作する	
PDD, TMR, OAF 不変性 PDD, TMR, OAF constancy		TBI: 1%, TSET: 1 mm (基準値からの変化)	
TBI/TSET 出力校正 TBI/TSET output constancy		2% (基準値からの変化)	
TBI/TSET 用のビーム修飾用器具を入れたビームの出力不変性 TBI/TSET accessories		2% (基準値からの変化)	

表 III. 毎年の QA (Annual) (続き)

項目	治療機タイプ別の許容値 (Machine-type tolerance)		
	通常治療 (Non-IMRT)	IMRT	SRS/SBRT
幾何学的管理 (Mechanical)			
コリメータ回転アイソセンタ Collimator rotation isocenter		±1 mm (基準値からの変化)	
ガントリ回転アイソセンタ Gantry rotation isocenter		±1 mm (基準値からの変化)	
寝台回転アイソセンタ Couch rotation isocenter		±1 mm (基準値からの変化)	
電子線アプリーケーターインターロック Electron applicator interlocks		動作する	
放射線アイソセンタと機械的アイソセンタの一致 Coincidence of radiation and mechanical isocenter	±2 mm (基準値からの変化)	±2 mm (基準値からの変化)	±1 mm (基準値からの変化)
治療天板のたわみ Table top sag		2 mm (基準値からの変化)	
治療天板の角度 Table angle		1°	
全方向に対する治療天板の最大可動域 Table travel maximum range movement in all directions		±2 mm	
定位照射アクセサリ, ロック等 Stereotactic accessories, lockout, etc.	NA	NA	動作する
安全管理 (Safety)			
ベンダー試験項目 Follow manufacturer's test procedure		動作する	
呼吸同期 (Respiratory gating)			
ビームエネルギー不変性 Beam energy constancy		2%	
位相/振幅同期時間正確性 Temporal accuracy of phase/amplitude gate on		予測値からの変位が 100 ms	
呼吸位相/振幅サロゲートの校正 Calibration of surrogate for respiratory phase/amplitude		予測値からの変位が 100 ms	
インターロック試験 Interlock testing		動作する	

表 IV. ダイナミック/ユニバーサル/バーチャルウェッジ (Dynamic/universal/virtual wedge)

項目	許容値 (Tolerance)		
	ダイナミック	ユニバーサル	バーチャル
毎日 (Daily)			
始業点検時に 1 つの角度の照射実施 Morning check-out run for one angle		動作する	
毎月 (Monthly)			
全エネルギーのウェッジ係数 Wedge factor for all energies	45, 60°のビーム中心 軸のウェッジ係数 (2%以内) ^a	45, 60°のビーム中心 軸のウェッジ係数 (2%以内) ^a	ウェッジ係数 1.0 から の変位が 5%もしくは 2%
毎年 (Annual)			
照射野全開でウェッジ角度 60 度と、中間の角 度および照射野サイズを抜き取り試験 Check of wedge angle for 60°, full field and spot check for intermediate angle, field size	10 cm 深, 照射野サイズの 80%で規定される範囲内の軸外線量比の変化 が 2%以内		

^a60 度以外の角度を使用する場合は, 45 度を推奨する.

表 V. マルチリーフコリメータ (IMRT の実施有無で装置を区別した)

Multileaf collimation (with differentiation of IMRT vs non-IMRT machines)

項目	許容値 (Tolerance)
毎週 (Weekly)	
定性的試験 (ピケットフェンスのようなマッチングセグメント)	リーフ間透過線量の増加などを視覚的に判定
毎月 (Monthly)	
設定照射野と放射線照射野の一致 (2つの照射野) Setting vs. radiation field for two patterns (non-IMRT)	2 mm
バックアップ絞リ設定 (Elekta のみ) Backup diaphragm setting (Elekta only)	2 mm
リーフ駆動速度 (IMRT) Travel speed (IMRT)	リーフ速度損失 < 0.5 cm/s
リーフ位置精度 (IMRT) Leaf position accuracy (IMRT)	4つのガントリ角度の IMRT 照射野で 1 mm のリーフ位置精度 (ピケットフェンス試験が採用されるだろう。試験は臨床のセグメントサイズに依存する)
毎年 (Annual)	
MLC 透過線量 (リーフおよびリーフ間透過線量の平均), 全エネルギー MLC transmission (average of leaf and interleaf transmission), all energy	±0.5% (基準値からの変化)
リーフ位置再現性 Leaf position repeatability	±1.0 mm
MLC スポークショット MLC spoke shot	≦半径 1.0 mm
光照射野と放射線照射野の一致 (全エネルギー) Coincidence of light field and x-ray field (all energies)	±2.0 mm
SMLC-IMRT テスト Segmental IMRT (step and shoot) test	誤差の RMS 最大値 < 0.35 cm 0.35 cm 未満の誤差が 95%以上
DMLC-IMRT テスト (4つの主要なガントリ角度) Moving window IMRT (four cardinal gantry angles)	誤差の RMS 最大値 < 0.35 cm 0.35 cm 未満の誤差が 95%以上

表 VI. 放射線画像 (Imaging)

治療機タイプ別の許容値 (Application-type Tolerance)		
項目	Non-SRS/SBRT	SRS/SBRT
毎日 (Daily) ^a		
平面 kV, MV (EPID) 画像		
衝突防止インターロック Collision interlocks		動作する
最終的な位置決め精度 <small>訳者注</small> Positioning/repositioning	≤ 2 mm	≤ 1 mm
画像系・治療系座標の一致 (1つのガントリ角度) Imaging and treatment coordinate coincidence	≤ 2 mm	≤ 1 mm
コーンビーム CT (kV, MV)		
衝突防止インターロック Collision interlocks		動作する
画像系・治療系座標の一致 Imaging and treatment coordinate coincidence	≤ 2 mm	≤ 1 mm
最終的な位置決め精度 Positioning/repositioning	≤ 1 mm	≤ 1 mm
毎月 (Monthly)		
平面 MV 画像 (EPID)		
画像系・治療系座標の一致 (4つのガントリ角度) Imaging and treatment coordinate coincidence (four cardinal angles)	≤ 2 mm	≤ 1 mm
スケーリング ^b Scaling	≤ 2 mm	≤ 2 mm
空間分解能 Spatial resolution	基準値 ^c	基準値
コントラスト Contrast	基準値	基準値
均一性とノイズ Uniformity and noise	基準値	基準値
平面 kV 画像 ^d		
画像系・治療系座標の一致 (4つのガントリ角度) Imaging and treatment coordinate coincidence (four cardinal angles)	≤ 2 mm	≤ 1 mm
スケーリング Scaling	≤ 2 mm	≤ 1 mm
空間分解能 Spatial resolution	基準値	基準値
コントラスト Contrast	基準値	基準値
均一性とノイズ Uniformity and noise	基準値	基準値
コーンビーム CT (kV, MV)		
幾何学的歪み Geometric distortion	≤ 2 mm	≤ 1 mm
空間分解能 Spatial resolution	基準値	基準値
コントラスト Contrast	基準値	基準値
HU 不変性 HU constancy	基準値	基準値
均一性とノイズ Uniformity and noise	基準値	基準値

表 VI. 放射線画像 (Imaging) (続き)

項目	治療機タイプ別の許容値 (Application-type Tolerance)	
	Non-SRS/SBRT	SRS/SBRT
毎年 (Annual)		
平面 MV 画像 (EPID)		
SSD 設定値と実際の値 (可動全範囲) Full range of travel SSD	± 5 mm	± 5 mm
被曝線量 ^e Imaging dose	基準値	基準値
平面 kV 画像		
線質/エネルギー Beam quality/energy	基準値	基準値
被曝線量 Imaging dose	基準値	基準値
コーンビーム CT (kV, MV)		
被曝線量 Imaging dose	基準値	基準値

訳者注 画像取得システムで位置変位量を計測し、その変位量を修正した位置で再度位置照合画像を取得して、位置修正精度を確認する試験を指す。

^a もしくは、少なくとも、画像装置が治療に使用されるごと。

^b 画像取得に通常使用される SDD でスケーリングを実施する (ソフトウェアの機能で計測される距離精度を確認する)。

^c 基準値 (baseline) とは、受入れ試験時のデータと同等もしくはそれより優れた測定データを示す。

^d kV 画像は 2 次元の透視画像と放射線画像の双方を意味する。

^e TG75 で “実効線量 (effective dose)” として報告される測定線量。

参考文献

1. G. J. Kutcher, “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40,” *Med. Phys.* **21**, 581–618, 1994.
2. “Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures,” International Commission on Radiation Units and Measurement Bethesda Report 24, 1976.
3. R. Nath, P. J. Biggs, F. J. Bova, C. C. Ling, J. A. Purdy, J. van de Geijn, and M. S. Weinhaus, “AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45,” *Med. Phys.* **21**, 1093–1121, 1994.
4. “Medical electron accelerators-functional performance characteristics,” International Electrotechnical Commission Publication 976, 1989.
5. “Medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV—Guidelines for functional performance characteristics,” International Electrotechnical Commission Publication 977, 1989.
6. “Physical aspects of quality assurance in radiation therapy,” American Association of Physicists in Medicine Task Group Report 13, American Institute of Physics, New York, 1984.
7. I. Das, J. C. Cheng, R. J. Watts, A. Ahnesjo, J. P. Gibbons, X. A. Li, J. Lowenstein, R. K. Mitra, W. E. Simon, and T. C. Zhu, “Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM,” *Med. Phys.* **35**, 4186–4215, 2008.
8. “Radiation control and quality assurance in radiation oncology: A suggested protocol,” American College of Medical Physics Report Series No. 2, American College of Medical Physics, Reston, VA, 1986.
9. J. E. Bayouth, D. Wendt, and S. M. Morrill, “MLC quality assurance techniques for IMRT applications,” *Med. Phys.* **30**, 743–750, 2003.
10. L. Berger, P. Francois, G. Gaboriaud, and J. C. Rosenwald, “Performance optimization of the Varian aS500 EPID system,” *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **7**, 105–114, 2006.
11. H. Bouchard and J. Seuntjens, “Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams,” *Med. Phys.* **31**, 2454–2465, 2004.
12. M. G. Davis, C. E. Nyerick, J. L. Horton, and K. R. Hogstrom, “Use of routine quality assurance procedures to detect the loss of a linear accelerator primary scattering foil,” *Med. Phys.* **23**, 521–522, 1996.
13. R. E. Drzymala, E. E. Klein, J. R. Simpson, K. M. Rich, T. H. Wasserman, and J. A. Purdy, “Assurance of high quality linac-based stereotactic radiosurgery,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **30**, 459–472, 1994.
14. A. Gonzalez, I. Castro, and J. A. Martinez, “A procedure to determine the radiation isocenter size in a linear accelerator,” *Med. Phys.* **31**, 1489–1493, 2004.
15. E. E. Klein, D. A. Low, D. Maag, and J. A. Purdy, “A quality assurance program for ancillary high technology devices on a dual-energy accelerator,” *Radiother. Oncol.* **38**, 51–60, 1996.
16. T. LoSasso, C. S. Chui, and C. C. Ling, “Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode,” *Med. Phys.* **28**, 2209–2219, 2001.
17. D. A. Low, E. E. Klein, D. K. Maag, W. E. Umfleet, and J. A. Purdy, “Commissioning and periodic quality assurance of a clinical electronic portal imaging device,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **34**, 117–123, 1996.
18. W. R. Lutz and B. E. Bjarngard, “A test object for evaluation of portal films,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **11**, 631–634, 1985.

19. W. R. Lutz, R. D. Larsen, and B. E. Bjarngard, "Beam alignment tests for therapy accelerators," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **7**, 1727–1731, 1981.
20. L. Ma, P. B. Geis, and A. L. Boyer, "Quality assurance for dynamic multileaf collimator modulated fields using a fast beam imaging system," *Med. Phys.* **24**, 1213–1220, 1997.
21. C. D. Mubata, P. Childs, and A. M. Bidmead, "A quality assurance procedure for the Varian multi-leaf collimator," *Phys. Med. Biol.* **42**, 423–431, 1997.
22. J. Rassow, "Quality control of radiation therapy equipment," *Radiother. Oncol.* **12**, 45–55, 1988.
23. J. Rassow and E. Klieber, "Quality assurance procedures in radiotherapy—IEC specifications for equipment," *Strahlenther. Onkol.* **162**, 496–502, 1986.
24. R. J. Watts, "Evaluation of a diode detector array for use as a linear accelerator QC device," *Med. Phys.* **25**, 247–250, 1998.
25. M. S. Al-Ghazi, B. Arjune, J. A. Fiedler, and P. D. Sharma, "Dosimetric aspects of the therapeutic photon beams from a dual-energy linear accelerator," *Med. Phys.* **15**, 250–257, 1988.
26. M. S. Al-Ghazi, D. Lingman, B. Arjune, L. D. Gilbert, and J. Thekkumthala, "Characteristic parameters of 6–21 MeV electron beams from a 21 MeV linear accelerator," *Med. Phys.* **18**, 821–828, 1991.
27. C. Constantinou and E. S. Sternick, "Reduction of the 'horns' observed on the beam profiles of a 6-MV linear accelerator," *Med. Phys.* **11**, 840–842, 1984.
28. P. B. Dunscombe and J. M. Nieminen, "On the field-size dependence of relative output from a linear accelerator," *Med. Phys.* **19**, 1441–1444, 1992.
29. B. A. Faddegon, P. O'Brien, and D. L. Mason, "The flatness of Siemens linear accelerator x-ray fields," *Med. Phys.* **26**, 220–228, 1999.
30. M. N. Graves, A. V. Thompson, M. K. Martel, D. L. McShan, and B. A. Fraass, "Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC systems," *Med. Phys.* **28**, 2227–2233, 2001.
31. S. W. Hadley and K. Lam, "Light field and crosshair quality assurance test using a simple lens system," *Med. Phys.* **33**, 930–932, 2006.
32. Y. Mandelzweig and V. Feygelman, "Evaluation of electron-beam uniformity during commissioning of a linear accelerator," *Med. Phys.* **20**, 1233–1236, 1993.
33. R. Rajapakshe and S. Shalev, "Output stability of a linear accelerator during the first three seconds," *Med. Phys.* **23**, 517–519, 1996.
34. A. S. Shiu, S. S. Tung, C. E. Nyerick, T. G. Ochransky, V. A. Otte, A. L. Boyer, and K. R. Hogstrom, "Comprehensive analysis of electron beam central axis dose for a radiotherapy linear accelerator," *Med. Phys.* **21**, 559–566, 1994.
35. M. K. Woo, P. O'Brien, B. Gillies, and R. Etheridge, "Mechanical and radiation isocenter coincidence: An experience in linear accelerator alignment," *Med. Phys.* **19**, 357–359, 1992.
36. M. J. Murphy, J. Balter, S. Balter, J. A. BenComo, Jr., I. J. Das, S. B. Jiang, C. M. Ma, G. H. Olivera, R. F. Rodebaugh, K. J. Ruchala, H. Shirato, and F. F. Yin, "The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75," *Med. Phys.* **34**, 4041–4063, 2007.
37. T. E. Schultheiss, A. L. Boyer, J. L. Horton, and R. J. Gastorf, "Calibration frequency as determined by analysis of machine stability," *Med. Phys.* **16**, 84–87, 1989.

38. M. Rozenfeld and D. Jette, "Quality assurance of radiation dosage: Usefulness of redundancy," *Radiology* **150**, 241–244, 1984.
39. T. Pawlicki, M. Whitaker, and A. L. Boyer, "Statistical process control for radiotherapy quality assurance," *Med. Phys.* **32**, 2777–2786, 2005.
40. "Method for evaluating QA needs in radiation therapy," American Association of Physicists in Medicine Task Group Report 100, 2009, (unpublished).
41. A. Boyer, P. Biggs, J. Galvin, E. Klein, T. LoSasso, D. Low, K. Mah, and C. Yu, "Basic applications of multileaf collimators," AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 50 Report No. 72, 2001.
42. E. D. Slessinger, R. L. Gerber, W. B. Harms, E. E. Klein, and J. A. Purdy, "Independent collimator dosimetry for a dual photon energy linear accelerator," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **27**, 681–687, 1993.
43. E. E. Klein, M. Taylor, M. Michaletz-Lorenz, D. Zoeller, and W. Umfleet, "A mono isocentric technique for breast and regional nodal therapy using dual asymmetric jaws," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **28**, 753–760, 1994.
44. P. K. Kijewski, L. M. Chin, and B. E. Bjarngard, "Wedge-shaped dose distributions by computer-controlled collimator motion," *Med. Phys.* **5**, 426–429, 1978.
45. E. E. Klein, R. Gerber, X. R. Zhu, F. Oehmke, and J. A. Purdy, "Multiple machine implementation of enhanced dynamic wedge," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **40**, 977–985, 1998.
46. C. Liu, Z. Li, and J. R. Palta, "Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field," *Med. Phys.* **25**, 64–70, 1998.
47. C. Liu, T. C. Zhu, and J. R. Palta, "Characterizing output for dynamic wedges," *Med. Phys.* **23**, 1213–1218, 1996.
48. A. W. Beavis, S. J. Weston, and V. J. Whitton, "Implementation of the Varian EDW into a commercial RTP system," *Phys. Med. Biol.* **41**, 1691–1704, 1996.
49. X. R. Zhu, M. T. Gillin, P. A. Jursinic, F. Lopez, D. F. Grimm, and J. J. Rownd, "Comparison of dosimetric characteristics of Siemens virtual and physical wedges," *Med. Phys.* **27**, 2267–2277, 2000.
50. M. H. Phillips, H. Parsaei, and P. S. Cho, "Dynamic and omni wedge implementation on an Elekta SL linac," *Med. Phys.* **27**, 1623–1634, 2000.
51. E. E. Klein, W. B. Harms, D. A. Low, V. Willcut, and J. A. Purdy, "Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: Dosimetry, networking, simulation, and quality assurance," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1195–1208, 1995.
52. J. M. Galvin *et al.*, "Evaluation of multileaf collimator design for a photon beam," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **23**, 789–801, 1992.
53. J. M. Galvin, A. R. Smith, and B. Lally, "Characterization of a multi-leaf collimator system," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **25**, 181–192, 1993.
54. T. J. Jordan and P. C. Williams, "The design and performance characteristics of a multileaf collimator," *Phys. Med. Biol.* **39**, 231–251, 1994.
55. I. J. Das, G. E. Desobry, S. W. McNeeley, E. C. Cheng, and T. E. Schultheiss, "Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator," *Med. Phys.* **25**, 1676–1684, 1998.
56. A. L. Boyer and S. Li, "Geometric analysis of light-field position of a multileaf collimator with curved ends," *Med. Phys.* **24**, 757–762, 1997.

57. A. Burman, C. S. Chui, G. Kutcher, S. Leibel, M. Zelefsky, T. LoSasso, S. Spirou, Q. Wu, J. Yang, J. Stein, R. Mohan, Z. Fuks, and C. C. Ling, "Planning, delivery, and quality assurance of intensity-modulated radio-therapy using dynamic multileaf collimator: A strategy for large-scale implementation for the treatment of carcinoma of the prostate," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **39**, 863–873, 1997.
58. S. C. Vieira, M. L. Dirkx, K. L. Pasma, and B. J. Heijmen, "Fast and accurate leaf verification for dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device," *Med. Phys.* **29**, 2034–2040, 2002.
59. M. Sastre-Padro, U. A. van der Heide, and H. Welleweerd, "An accurate calibration method of the multileaf collimator valid for conformal and intensity modulated radiation treatments," *Phys. Med. Biol.* **49**, 2631–2643, 2004.
60. J. J. Sonke, L. S. Ploeger, B. Brand, M. H. Smitsmans, and M. van Herk, "Leaf trajectory verification during dynamic intensity modulated radio-therapy using an amorphous silicon flat panel imager," *Med. Phys.* **31**, 389–395, 2004.
61. S. J. Baker, G. J. Budgell, and R. I. MacKay, "Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration," *Phys. Med. Biol.* **50**, 1377–1392, 2005.
62. V. P. Cosgrove, U. Jahn, M. Pfaender, S. Bauer, V. Budach, and R. E. Wurm, "Commissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery," *Radiother. Oncol.* **50**, 325–336, 1999.
63. J. Chang, C. H. Obcemea, J. Sillanpaa, J. Mechalakos, and C. Burman, "Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment," *Med. Phys.* **31**, 2091–2096, 2004.
64. J. E. Bayouth and S. M. Morrill, "MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications," *Med. Phys.* **30**, 2545–2552, 2003.
65. E. E. Klein and D. A. Low, "Interleaf leakage for 5 and 10 mm dynamic multileaf collimation systems incorporating patient motion," *Med. Phys.* **28**, 1703–1710, 2001.
66. T. Losasso, "IMRT delivery performance with a varian multileaf collimator," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **71**, S85–S88, 2008.
67. C. D. Venencia and P. Besa, "Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator: Experience of the Pontificia Universidad Catolica de Chile," *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **5**, 37–54, 2004.
68. A. M. Stell, J. G. Li, O. A. Zeidan, and J. F. Dempsey, "An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors," *Med. Phys.* **31**, 1593–1602, 2004.
69. S. S. Samant, W. Zheng, N. A. Parra, J. Chandler, A. Gopal, J. Wu, J. Jain, Y. Zhu, and M. Sontag, "Verification of multileaf collimator leaf positions using an electronic portal imaging device," *Med. Phys.* **29**, 2900–2912, 2002.
70. M. Mamalui-Hunter, H. Li, and D. A. Low, "MLC quality assurance using EPID: A fitting technique with subpixel precision," *Med. Phys.* **35**, 2347–2355, 2008.
71. J. Van Dyk, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, and E. B. Podgorsak, "The physical aspects of total and half body photon irradiation," AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 29 Report No. 17, 1986.
72. C. J. Karzmark, J. Anderson, A. Buffa, F. P. F. Khan, G. Svensson, K. Wright, P. Almond, F. B. K. Hogstrom, R. Loevinger, R. Morton, and B. Palos, "Total skin electron therapy: Technique and dosimetry," AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 30 Report No. 23, 1987.

73. “Kilo voltage localization in therapy,” American Association of Physicists in Medicine Task Group Report 104, 2009, (unpublished).
74. M. G. Herman, J. M. Balter, D. A. Jaffray, K. P. McGee, P. Munro, S. Shalev, M. Van Herk, and J. W. Wong, “Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58,” *Med. Phys.* **28**, 712–737, 2001.
75. R. Rajapakshe, K. Luchka, and S. Shalev, “A quality control test for electronic portal imaging devices,” *Med. Phys.* **23**, 1237–1244, 1996.
76. A. L. Boyer, L. Antonuk, A. Fenster, M. Van Herk, H. Meertens, P. Munro, L. E. Reinstein, and J. Wong, “A review of electronic portal imaging devices (EPIDs),” *Med. Phys.* **19**, 1–16, 1992.
77. M. G. Herman, J. J. Kruse, and C. R. Hagness, “Guide to clinical use of electronic portal imaging,” *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **1**, 38–57, 2000.
78. D. A. Jaffray, J. H. Siewerdsen, J. W. Wong, and A. A. Martinez, “Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **53**, 1337–1349, 2002.
79. J. Pouliot, A. Bani-Hashemi, J. Chen, M. Svatos, F. Ghelmansarai, M. Mitschke, M. Aubin, P. Xia, O. Morin, K. Bucci, M. Roach, 3rd, P. Hernandez, Z. Zheng, D. Hristov, and L. Verhey, “Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **61**, 552–560, 2005.
80. P. J. Keall, G. S. Mageras, J. M. Balter, R. S. Emery, K. M. Forster, S. B. Jiang, J. M. Kapatoes, D. A. Low, M. J. Murphy, B. R. Murray, C. R. Ramsey, M. B. Van Herk, S. S. Vedam, J. W. Wong, and E. Yorke, “The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76,” *Med. Phys.* **33**, 3874–3900, 2006.
81. J. Bayouth, J. Sample, T. Waldron, and R. Siochi, “Evaluation of 4DRT: CT acquisition and gated delivery system,” *Med. Phys.* **33**, 2188–2189, 2006.
82. P. 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**, 1847–1870, 1999.

翻訳者（五十音順） ※翻訳代表者

角谷倫之 東北大学病院 放射線治療科 助教（医学物理士）
熊崎 祐 埼玉医科大学国際医療センター 放射線腫瘍科 講師（医学物理士）
※黒岡将彦 神奈川県立がんセンター 放射線治療品質保証室 医学物理士

翻訳協力者（五十音順）

岡本裕之 国立がん研究センター中央病院 放射線治療科 医学物理士
木藤哲史 がん・感染症センター都立駒込病院 放射線診療科 医学物理士
遠山尚紀 千葉県がんセンター 放射線治療部物理室 医学物理士
林 直樹 藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 講師
古谷智久 がん・感染症センター都立駒込病院 放射線診療科 医学物理士
峯村俊行 国立がん研究センター がん対策情報センター 研究員
脇田明尚 国立がん研究センター中央病院 放射線治療科 医学物理士

謝辞

本翻訳版の作成にあたり、Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Washington University in St. Louis, Clinical Fellow の宇都宮悟先生（現 京都大学大学院医学研究科）と齋藤明登先生（現 群馬大学重粒子線医学研究センター）には、TG-142 レポートの First author である Eric E. Klein 先生との翻訳版作成の交渉などの連絡・調整におきまして、多大な御協力を賜りました。文面を持ちまして、深謝申し上げます。