

強度変調放射線治療における物理技術ガイドライン 2023

(略称：IMRT 物理技術ガイドライン 2023)

初版（2011 年版） 2011 年 4 月 26 日

改訂（2023 年版） 2023 年 2 月 6 日

(五十音順)

公益社団法人日本医学物理学会
公益社団法人日本放射線技術学会
公益社団法人日本放射線腫瘍学会

第1章 ガイドライン総説

強度変調放射線治療（intensity-modulated radiation therapy: IMRT）は欧米において1994年から臨床治療が開始され、本邦においては2000年秋頃から臨床導入された。診療報酬としては、2006年に先進医療としての実施が承認され、その後2008年に頭頸部腫瘍、前立腺腫瘍および中枢神経腫瘍に対して保険適用となった。2009年には前出3部位以外へのIMRTが先進医療として認められ、さらに2010年からは限局性の固形悪性腫瘍の患者に対するIMRTが保険適用となった。当初は国内でも限られた一部の医療機関でのみ実施される治療技術であったが、保険医療機関施設基準届出状況によると、現在では全国の360を超える施設で治療が実施されており、前立腺癌や頭頸部癌では、標準的照射方法とも言われるまでに技術が熟練されてきた。

IMRTが保険適用となったことを契機として、2011年4月にIMRTの物理技術、品質保証に焦点を絞った「強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011（略称：IMRT物理技術ガイドライン）」が作成された。これはIMRTの物理技術的な品質保証および品質管理（quality assurance: QA, quality control: QC, 以下QA/QC）を体系的にまとめた国内初めてのガイドラインとして、日本におけるIMRTの普及と安全文化の形成に貢献してきた。ガイドライン発表後も治療装置だけでなく、治療計画装置、治療計画支援装置、画像誘導システムなどの治療関連機器の技術革新は続いており、固定多門照射が主流であったIMRTの照射方法は回転型強度変調放射線治療（volumetric-modulated arc therapy: VMAT）への置換が急速に進んでいる。さらに治療装置の治療寝台上で取得した患者画像を利用してその場で作成した治療計画で治療を実施する即時適応放射線治療も普及の兆しを見せている。品質管理に目を向けると、配列型検出器などの高度QA機器や線量計算ベースの線量検証システムの普及も進んでいる。このため現行のガイドラインでは臨床技術およびその精度と安全を保証するための物理技術の両面で、日本の臨床環境の現状に対して十分に対応しきれない状況にある。

そこで現行のガイドラインの構成と内容を見直し、「強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2023（略称：IMRT物理技術ガイドライン2023）」として改訂版ガイドラインを作成した。

1.1. ガイドラインの目的と構成

本ガイドラインは、既にIMRTを臨床実施している施設および新規に開始する施設の医師、医学物理士、診療放射線技師らに、IMRTの品質保証に関して適切な理論と方法を示すこと、ならびに安全なIMRT提供体制の整備のための指標を示すことを目的とした。

IMRTの導入計画と診療体制の整備に始まり、IMRTシステムのコミッショニング、実際の診療過程と日常のQA/QCに至るまで、医療機関が直面するIMRTのあらゆる諸問題に対応すべく、下記の9章構成とした。本章内に2章から9章の各論で解説されるポイントを列記し、各論への導入として本ガイドラインの概要を把握できるように配慮した。

- 1章：ガイドライン総説（本章）
- 2章：臨床導入
- 3章：治療体制
- 4章：治療装置
- 5章：治療計画装置
- 6章：付属機器
- 7章：治療計画
- 8章：線量検証
- 9章：位置照合

1.2. IMRT の定義

逆方向治療計画によって立案された複数の方向からの空間的・時間的に強度変調を施した線束を利用し、リスク臓器等を避けながら標的形状と一致した最適な三次元線量分布を作成し治療する放射線治療法である。

1.3. 本ガイドラインが取り扱う IMRT 技術および装置

- 汎用リニアックでマルチリーフコリメータ (multi-leaf collimator: MLC) を用いる方法
- バイナリ MLC を搭載した装置を用いる方法
- ロボットアーム型治療装置を用いる方法

補償フィルタを使用した IMRT は、現在本邦での実施実績が無いため、本ガイドラインの対象外とした。

1.4. 併せて参照すべきガイドライン

現在の放射線治療は、線量計算、位置照合技術や照射技術などそれぞれが高度に発展した技術が融合されて実施される。IMRT という技術に特化して作成された本ガイドラインのみでは、真に安全な治療の提供には不十分である。そのため、放射線治療に関連した既出ガイドラインの最新版も併せて参照し、安全な IMRT の提供に努める必要がある。以下に主なガイドラインを列記する。なお、本ガイドラインとこれらの既出ガイドラインは相補的な関係であり、特別な階層関係を成すものではない。

- 外部放射線治療における QA システムガイドライン (日本放射線腫瘍学会)
- 画像誘導放射線治療の臨床施行のためのガイドライン (日本放射線腫瘍学会他)
- MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン (日本放射線腫瘍学会他)
- 放射線治療計画ガイドライン (日本放射線腫瘍学会)
- 基準ビームデータを使用した放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入に関するガイドライン (日本医学物理学会)
- 放射線治療における第三者機関による出力線量評価に関するガイドライン (日本放射線腫瘍学会他)
- 呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン (日本放射線腫瘍学会他)
- 放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン (日本放射線腫瘍学会他)

1.5. 各章の要約

第2章：臨床導入

- 円滑に IMRT を臨床導入するために、必要な機器の選定を行い、システム導入から臨床開始までに行う項目のリストアップおよび作業スケジュールを作成する。(2.1 参照)
- 治療装置本体を購入するタイミングで IMRT を導入する場合、1 年以上前から機器選定を行う場合もあるため、事前に十分な情報収集、スタッフ間の情報共有・議論をしておく。(2.1 参照)
- IMRT の臨床導入には、通常治療のコミッショニングに加えて、線量検証や QA/QC 機器の習熟など、IMRT のためにさらなる準備期間がかかることを理解した上でスケジュールを作成する。(2.2 参照)
- IMRT システムの最終的なコミッショニングは、実際に患者データを用いた End-to-End 試験を経て完了する。(2.2 参照)
- IMRT の診察から治療開始までのスケジュールについて、スケジューリングと最小手順時間(安全のために必要)をそれぞれの手順と環境に応じて設定する。疾患によって早急に治療開始が求められる場合、臨床目的と安全を鑑み、スタッフ間で十分に検討を重ねたうえで適切なスケジュールを設定する。(2.3.2 参照)

第3章：治療体制

- IMRT を実施する場合、通常治療に必要な人員に加えて高精度放射線治療の品質管理業務や治療計画を補助する業務を行う者を配置する。(3.1 参照)
- 放射線治療部門内での役割分担を明確にし、臨床業務における情報共有を図るための定期的なカンファレンス(症例検討会等)を実施する。(3.3 参照)
- 放射線治療の質を保ちながら客観的に品質管理状況について判断するために、放射線治療部門(診療部門)とは独立した放射線治療品質管理委員会を設置する。(3.3 参照)

第4章：治療装置

(汎用リニアックの IMRT)

- 汎用リニアックの QA/QC を AAPM TG-142 および TG-198 に準拠して実施し、さらに IMRT に対して、通常治療よりも厳しい評価基準で QA/QC を実施する。(4 参照)
- IMRT 物理的確認項目(表 4.1)はコミッショニングの段階で装置性能を評価し、QA/QC で装置性能の不変性を確認する。(4.2 参照)
- 治療時間の短縮のために高い線量率を使用して IMRT を実施することは、装置の型式によって、投与線量の精度が担保できない可能性があるため、自施設にて十分な検証を行った上で使用する。(4.2.1 ②参照)
- 長期間の使用による MLC 透過線量の変化を把握するために、MLC 透過線量を annual QA として定期的に測定する。(4.2.2 参照)
- 装置導入時には、治療計画装置が要求する測定方法により MLC leaf offset を評価する。(4.2.2 参照)
- MLC 位置は、絶対位置と相対位置とに分類され、それぞれの MLC 位置精度を確認する。評価基準の設定は、IMRT の線量分布や絶対線量の精度が担保できる許容レベル(tolerance level)や介入レベル(action level)を施設ごとに設定する。ピケットフェンステスト等による毎週の定性的 QA/QC と毎月の定量的 QA/QC を実施する。(4.2.3 ①参照)

- 動的 MLC 位置精度の確認のために実施される DMMLC 出力比試験は、装置ごとで特性が異なることが考えられるため、各施設で検討の上、評価基準を設定する。(4.2.3 ③参照)
- MLC キャリッジ位置精度の評価基準は 0.5 mm を推奨する。自重の影響を考慮し複数のガントリ角度で実施する。(4.2.3 ④参照)
- ガントリ固定型の IMRT の照射精度が担保されたのち、VMAT 特有の QA/QC としてガントリ回転中のビーム特性、MLC 位置精度、および VMAT 動作の包括的照射試験を実施する。(4.2.4 参照)
- 臨床の IMRT プランを使用し、照射中に中断や停止が発生しないことを確認する。また照射を中断後、速やかに照射が再開でき、かつ絶対線量および線量分布に中断の影響が無いことを確認する。(4.2.5 参照)

(バイナリ MLC を用いた IMRT)

- AAPM TG-148 に準拠して QA/QC を実施する。TG-148 発刊後に搭載された技術に対しては、ユーザーマニュアルを参照する。(4.3 参照)
- ガントリ角度に同期した動作および照射中における一貫性を確認する。(4.3.1 参照)
- 標準計測法 12 (日本医学物理学会) に従って線量校正を実施する。(4.3.2 参照)
- 寝台速度の一定性、およびガントリ回転に対する治療寝台の移動距離精度を確認する。(4.3.3 参照)

(ロボットアーム型治療装置)

- AAPM TG-135 レポートに準拠して QA/QC を実施する。(4.4 参照)
- IRIS コリメータは、公称値と実測値の一致を確認した上で、経時的な変動が許容値内であることを確認する。(4.4.1 参照)
- 指定されたピケットフェンステストや Bayouth テストを行い、MLC の位置精度が許容値内であることを確認する。(4.4.1 参照)
- 標準計測法 12 に従って線量校正を実施する。(4.4.2 参照)
- トラッキング方法毎に並進軸、回転軸の位置認識精度、位置補正精度を確認する。(4.4.4 参照)

第 5 章：治療計画装置

- 治療計画装置のコミッショニングでは、MLC、小照射野、低 MU 値、ガントリ駆動などに関するパラメータを確認する。(5 参照)
- 治療計画装置のコミッショニングの手順：①治療部位、照射技法及び線量計算法などの条件を決定、②コミッショニングの項目と実施する順番を決定、③ビームデータおよび MLC パラメータの取得、④IMRT プランによる線量計算精度の確認、⑤転送試験を含む End-to-End 試験の順に実施する。(5.1 参照)
- 臨床を模擬したテストプランは、エネルギーごとに 5 例以上作成し、測定による全門検証を実施する。(5.1 参照)
- 基準ビームデータの利用は、測定の簡略化・立ち上げ時間の短縮・ビームデータの誤登録を防ぐことができるが、利用にあたっては、一部のデータについて自施設装置の実測ビームデータとの一致を確認する。(5.1 参照)
- 第三者出力線量評価認定機関による基準条件や IMRT 条件での外部評価を受審することが望ましい。(5.1 参照)
- IMRT では小照射野を使用するため、小照射野の出力係数と線量プロファイルの計算精度が重要である。3 cm×3 cm 以下の照射野での測定では、有感体積が 10^{-2} cm³ オーダのミニ型や 10^{-3} cm³ オーダのマイクロ型の電離箱や固体検出器などを用いる。(5.2.1 参照)
- MLC 透過線量は、inter-leaf transmission, intra-leaf transmission と leaf end transmission に分類され、治療計画装置でモデリングされる。自施設のすべての照射部位や照射技法に対して MLC パラメータが適切に設定でき

ていることを確認する。(5.2.2, 5.2.3 参照)

- 装置の駆動制限に関しては、MLC・コリメータ・ガントリ等の最大駆動速度や、VMAT 照射中の最小・最大線量率および角度毎の出力 MU 値などのパラメータを登録し、End-to-End 試験を通して照射できることを確認する。(5.2.4 参照)
- モンテカルロ法や線形ボルツマン輸送方程式 (LBTE 法) では、物質の組成の割り当て方法や物質境界付近の線量計算精度の特性を理解する。水吸収線量(Dose to Water)と組織吸収線量(Dose to Medium)についても同様である。(5.2.5 参照)
- 適切な線量計算グリッドサイズを選択する。一般的には 0.2 cm 程度を、定位放射線治療の場合には、0.1cm 程度を用いる。(5.2.6 参照)

第 6 章：付属機器

- 治療計画用 CT 装置は、臨床使用前にコミッショニングを行い、継続的な QA/QC を実施する。(6.1 参照)
- 治療計画用 CT 装置のコミッショニングを通じて、撮影プロトコルを確立する。(6.1.1, 6.1.4 参照)
- 診断用 CT 装置と同様に、治療計画用 CT 装置においても、患者の被ばく線量の管理を行う。(6.1.4 参照)
- 治療計画装置内に登録されている治療計画用 CT 装置の CT 値-相対電子濃度 (物理密度) 変換テーブル (CT-ED/PD 変換テーブル) について、適正な数値が入力されていることを確認する。また、CT-ED/PD 変換テーブルは、定期的に確認する。(6.1.2 参照)
- 4DCT は、呼吸運動が再現可能な動体ファントムを使用し、標的の描出能や被ばく線量の確認などを実施する。(6.1.3 参照)
- 治療計画に用いる MR 画像や PET/CT 画像は、適切に精度管理が行われた装置を用い、治療計画用に最適化されたプロトコルで撮像する。(6.2 参照)
- 治療計画支援装置のコミッショニングは、治療計画用 CT 装置および治療計画装置との座標中心の一致や幾何学的な設定が整合していることを確認する。(6.3 参照)
- IMRT における位置照合装置の精度管理は、その時点での最新の IGRT に関するガイドラインを参考にする。(6.4.1 参照)
- AAPM TG-180 における提案を採り入れ、位置照合における被ばく線量が治療線量の 5%を超える場合、治療線量に考慮して治療計画を行う。(6.4.4 参照)

第 7 章：治療計画

- 治療部位に応じて前処置の必要性を判断し、実施する場合は、再現可能な範囲で適切に実施する。(7.1.1 参照)
- 治療計画用 CT 画像の撮像について、標的およびリスク臓器の大きさを考慮し、適切なスライス厚を選択する。一般的には 0.2 cm 以下、頭部定位照射では 0.1 cm 以下のスライス厚が使用されている。(7.1.2 参照)
- 治療計画装置において、登録画像から得た情報 (装置情報、患者名、ID 番号、検査日等) や座標系が適切に登録されていることを確認する。(7.2.1 参照)
- 画像シリーズの誤使用防止のため、各画像シリーズを識別しやすいように、検査日、呼吸状態、造影の有無などを画像シリーズ名等に記述する。(7.2.1 参照)
- 標的、リスク臓器は ICRU report 50, 62, 83 に従って輪郭描出する。(7.2.2 ①参照)
- 治療計画作成開始後の輪郭修正は、計画者の負担増加や治療開始の遅れを招く可能性があるため、線量分布計算

前までに十分に検討し輪郭を決定する。(7.2.2 ①参照)

- 輪郭名に治療計画に重要な情報を記述することを考慮するとともに、施設内で輪郭名に関する規定を作成し、統一された輪郭名を利用する。(7.2.2 ①参照)
- 臨床使用前に、文献などを参考に寝台を通過する照射角度や回転照射した場合の減弱の計算精度を検証する。固定具においても、減弱による影響が無視できない場合は同様に考慮する。(7.2.2 ③参照)
- 治療計画を作成するためには、処方線量する体積および線量指標以外に、 $D_{50\%}$ 、 $D_{2\%}$ 、 $D_{98\%}$ などの他の線量制約や、標的外など高線量が望ましくない領域の位置に関する制約についても、より具体的な指標を定める。(7.2.3 参照)
- 最終的な線量分布計算には Superposition 法、モンテカルロ法や、LBTE 法を用いた手法など線量計算精度の高い線量計算アルゴリズムを使用する。(7.2.4 ②参照)
- 一般的に IMRT の治療計画では 0.2 cm 程度の計算グリッドを使用する。また、定位照射のような小さな標的や、標的とリスク臓器間に急峻な線量勾配を要する症例では、0.1 cm 程度の計算グリッドを使用する。(7.2.4 ②参照)
- 作成された治療計画は、線量分布や線量指標、ホットスポット/コールドスポットの有無、MU 値、照射時間、治療装置との干渉など、複数の因子を総合的に評価する。(7.2.5 参照)
- 施設の治療装置、治療計画装置や業務内容を考慮した治療計画の評価および確認の実施体制を構築する。(7.2.5 参照)
- 各システムに登録されたデータは、データの作成者や登録者以外の第三者によって確認する。(7.3 参照)
- 治療計画に AI 技術を利用する場合は、臨床使用前には手動で作成した輪郭描出や線量分布計算と比較するなど、その妥当性を確認するとともに、各機能のピットフォールを把握したうえで安全に利用する。(7.4 参照)

第 8 章：線量検証

- 患者に照射するすべての IMRT 治療計画について線量検証を実施する。(8.1, 8.3 参照)
- IMRT の臨床開始直後から安定期に至るまでは、エネルギーごとに 10 例以上の測定による全門検証を実施する。また、IMRT プロセス（人員、機器、手順など）に重要な変更があるときは、不変性試験として変更前後で測定による全門検証を実施する。(8.3 参照)
- IMRT の安定期においては、表 8.1(b)を参考にして検証作業を効率化することを許容する。(8.3 参照)
- 線量検証で使用する測定器等は、受入試験とコミッショニングを実施する (8.4, 8.5 参照)。
- 線量検証の評価基準には表 8.2 を適用する。許容レベルは IMRT プロセスの正常稼働を確認するための基準である。介入レベルは誤照射等のリスクから患者を守るための基準である。(8.6.2 参照)
- 介入レベルを満たさない治療計画は臨床使用しないこと。(8.6.2, 8.7 参照)
- 線量差の評価基準は、PTV 内など高線量で線量が平坦な領域における点線量の全門検証で使用する。線量差が 3%以下であれば許容できる。(8.6.2 参照)
- γ パス率の評価基準は、線量分布のガンマ解析の結果に対して使用する。ガンマ解析の線量差と DTA の許容値をそれぞれ 3%と 2 mm, 線量しきい値を 10%に設定したときの γ パス率が 95%以上であれば許容される。(8.6.2 参照)
- 線量検証の結果、許容レベルに満たない場合は表 8.3 を参考にして原因を調査する。(8.7 参照)
- 表 8.3 を確認してもなお介入レベルを満たせない結果が頻繁に得られる場合は速やかに別の検証方法に移行することを推奨する。(8.7 参照)

- 患者の線量検証の結果は永久保存が望ましいが、少なくとも 5 年間は保存する。(8.8 参照)
- 即時適応放射線治療など、寝台上に患者がいる状態のため測定による線量検証ができない場合、一般的には独立計算による線量検証を実施する。(8.9.1 参照)
- 表 8.2 の評価基準は、計画通りの位置に静止している測定器を照射した場合の線量検証を想定して設定されている。このため、動体下の線量検証では表 8.2 の評価基準を満たすことが困難となる。この場合、表 8.2 とは異なる評価基準を設定するか、臨床的な判断に基づき可否を決定する。(8.9.2 参照)

第 9 章：位置照合

- 線量検証によって物理的な線量精度が確認されていても、標的位置に変位が生じたまま治療を実施すると、標的およびリスク臓器に対する臨床的な線量精度は保証されない。(9.序文参照)
- 医師、診療放射線技師、医学物理士、看護師等と情報を共有しながら位置照合指針を策定し、位置照合方法および判断基準を統一する。(9.序文参照)
- 画像誘導の方法や頻度、被ばく線量について検討し、各疾患・部位について適切な IGRT プロトコルを作成する。(9.序文参照)
- 呼吸性移動を伴う部位には、必要に応じて呼吸性移動対策を実施する。(9.1 参照)
- 体表面照合や 2 次元画像による骨照合の位置照合を実施している場合、定期的に 3 次元画像などで、治療期間中に解剖学的変化を確認する。(9.4 参照)
- 位置照合画像にて標的及び標的周囲の臓器の変形や変位が確認された場合、再治療計画の必要性などを医師とともに検討する。(9.4 参照)
- 位置照合画像では、標的のみならず周辺臓器の位置についても確認する。(9.4 参照)

第2章 IMRTの臨床導入

IMRTは照射技術の複雑さから、通常の外部照射のためのQA/QCに加えて、高度な品質保証を追加で実施する。また、安全性を担保するために多大な労力を要するため、従来の放射線治療のためだけの人員体制では、十分なIMRT導入準備やQA/QCの実施が困難である。そのため施設ごとに人員体制を中心とした治療体制を整備し、適切に品質保証された状況で実施する必要がある。IMRTは治療装置、治療計画装置および付属機器のQA/QCや治療計画、線量検証、位置照合などの日常業務もさることながら、臨床導入に至るまでの期間が重要であり、最も労力を要する過程である。この過程で必要な作業を適切に実施できれば、治療開始後の日常業務は正しく設定された手順に従って実施できる。本章では、各施設でIMRTを臨床導入するためのプロセスと検討事項について述べる。

2.1. IMRTシステム導入前の準備期間

IMRTシステムとは、IMRTを実施するために必要な治療装置、治療計画装置、位置照合装置、付属機器、測定機器、固定具等を指す。また、それらと人員を中心とした治療体制を含めたシステム全体をいう場合もある。図2.1に、システム導入前の準備からIMRT臨床開始直前までの作業工程の例をフローチャートで示す。IMRTシステム受入試験（アクセプタンステスト）までの準備期間に、以下に挙げる項目について十分な議論・準備を行う必要がある。

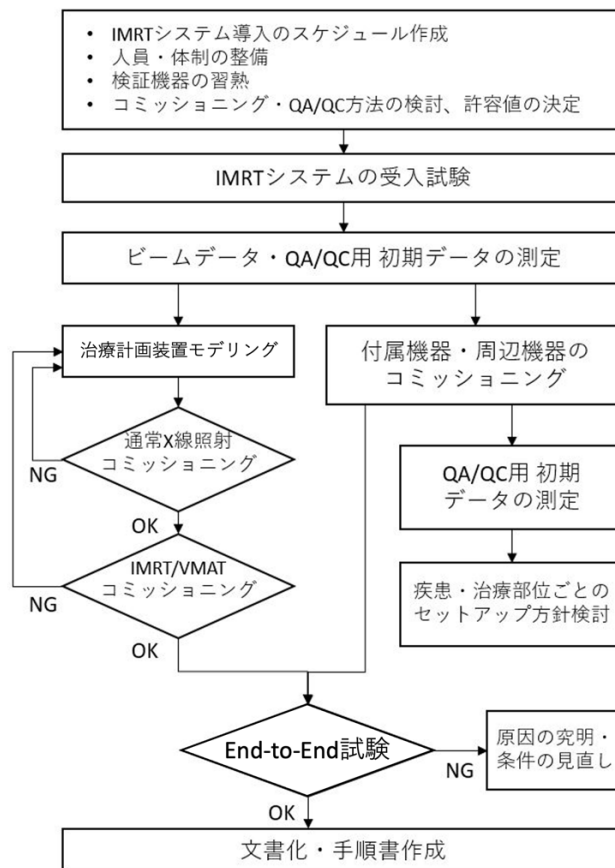


図2.1. IMRTシステム導入の作業工程フロー（例）

円滑にIMRTを臨床導入するためには、必要な機器の選定を行い、システム導入から臨床開始までに行う項目のリストアップおよび作業スケジュールを作成する。近年では、頭部や体幹部の定位放射線治療にIMRT技術を利用する施設も増えてきた¹⁾。照射方法や画像誘導、患者の固定、呼吸性移動管理などの方法により、QA/QCプログラムや使用機器も変わる。特に治療装置本体を購入するタイミングでIMRTを導入する場合、1年以上前から機器選定を行う場合もあるため、事前に十分な情報収集、スタッフ間の情報共有・議論を行う。

準備期間には、単に機器的な整備を行うだけでなく、IMRTの安全な臨床導入と運用を見据えた適正な人員配置を整備する必要がある。診療報酬で定められているIMRTの施設基準は安全なIMRTを提供するために必要最低限な規定となっており、従来の通常治療のためだけの人員体制では、十分なIMRTの導入準備やQA/QCの実施、安全性の担保が困難である。また、システム導入前の準備期間は従事する人員を教育または育成し、IMRTに関する知識、技術を習得する期間である。近年では学会や関連団体、大学が主催する講演会や実践形式の講習会が開催されており、技術・知識を習得する重要性を施設・部門として認識し支援する必要がある。人員体制の詳細については3章で述べる。

治療装置、治療計画装置のコミッショニングに要する期間は、放射線治療品質管理機構からの報告²⁾を参照し、十分な期間を確保する必要がある。しかし限られた期間内でコミッショニングを完遂しなければいけない場合も多く、また治療装置を新規導入する場合は日・週・月毎の定期的QA/QCのベースラインとなるデータを初期段階で取得しておく必要がある³⁾。そのため、導入予定の治療装置や付属機器の特性を把握し、ビームデータ測定、線量検証に必要な測定機器の使用についても早い段階で習得する必要がある。治療装置と付属機器についてはそれぞれ4章と6章で、線量検証については8章で詳細に述べる。

2.2. IMRTシステムの臨床導入プロセス

システム導入時には、メーカーが保証するスペックを満たしていることを、納入業者とユーザーの双方が立会いの下で実施される受入試験で確認する。

IMRTのコミッショニングは、通常照射のコミッショニングが適切に行われていることを前提に進められる。そのため治療装置本体を新規導入する施設は、納入業者との受入試験の実施、治療計画装置のための基本ビームデータの取得、治療計画用CT装置のCT値—電子濃度/物理密度変換テーブル（CT-ED/PD変換テーブル）取得、治療計画装置のビームモデリングやコミッショニング、システム全体のQA/QCのためのベースライン取得といった通常治療のコミッショニングに加えて、線量検証やQA/QC機器の習熟など、IMRTのためにさらなる準備期間がかかることを理解した上でスケジュールを作成する⁴⁾。しかし一部の治療計画装置では、MLCパラメータなど通常照射とIMRTの両方で使用する共通パラメータで、通常治療とIMRTでの最適値がそれぞれ異なる場合がある⁵⁾。そのため治療装置を新規導入する施設は、通常照射とIMRTのコミッショニングを別々に考えるのではなく、IMRTを念頭に置いて一体型のコミッショニング計画を立案するのが効率的である。AAPM MPPG 5.bでは、治療計画装置メーカーから必要とされていなくてもモデリング・QA/QC用ビームデータの取得時に小照射野データを計測しておくことを推奨している⁶⁾。また、先にIMRT用パラメータを求めてから全体のコミッショニングを行う記載もある。治療計画装置は5章、治療計画用CT装置は6章に詳細を記載する。

IMRTのコミッショニングでは、ピラミッド形状などの単純なプロファイル、ファントム上に臓器輪郭を模擬したモデル、実際の患者CTのモデルの順に段階を踏んで進める。また施設ごとにIMRTで使用する固定具や位置照合方法を用いた場合の患者セットアップ誤差や、治療中の患者の動きのデータを収集・解析し、適切なマージンを決定する必要がある。そのため、患者固定法、マージンサイズ、線量計算アルゴリズム等の治療計画にかかわる基本方針はあらかじめ検討しておく必要がある。画像誘導放射線治療（image-guided radiation therapy: IGRT）の方法や頻度、被ばく線量についても検討し、各疾患・部位について適切なIGRTプロトコルを作成する必要がある。治療計画は7章で、位置照合に

については6章および9章で詳細を述べる。

IMRT線量検証法は、電離箱、フィルム、配列型検出器や電子ポータル画像取得装置（electronic portal imaging device: EPID）など多岐にわたる。保有する機器や治療方法、人員など、各施設に合った検証プログラムを作成する必要がある。治療計画装置の計算値と治療装置での測定値に生じた誤差の要因が治療装置や治療計画装置に起因するものであるか、または線量検証手法によるものなのかを判別するためには、複数の線量検証システムを利用することが有効である。測定結果を解析する際の評価指標、および許容レベル、介入レベルについても決定しておく必要がある⁷⁾。独立計算ソフトウェアを保有している場合、運用方法や許容値についても検討が必要である。

IMRTシステムの最終的なコミッショニングは、実際に患者データを用いたEnd-to-End試験を経て完了するが、このリハーサルを実施することによって、治療計画装置に登録してある基本ビームデータおよびMLCパラメータを最終確認し、線量および幾何学的精度が確保されていることを確認する。線量検証およびリハーサルに必要な症例数については8章で詳細を述べる。

IMRTシステムを構成する装置群は、装置個別にコミッショニングが行われる。しかし、装置単体としては問題がなくても、異なるベンダーの装置間の相互接続により問題が生じる可能性もある。例えば、CT、MR、PET画像など、標的やリスク臓器を描出するための画像が治療計画装置上で正しく表示されなければ、誤った部位を輪郭として描出することになる。IGRTの照合ソフトウェア上で、治療計画時の輪郭描出表示が不正確な場合、意図しない位置での照射が行われることになる。そのため、IMRTを臨床導入する前に患者を模擬したファントムを使用し、一連の治療プロセスのEnd-to-End試験を実施する必要がある^{6,8)}。

End-to-End試験は、治療計画用CT撮影から治療計画や照射までの過程の精度を一連として評価するものであり、許容する不確かさの範囲内で意図した照射が行われているかを保証する検証である。これにより患者に投与される線量の不確かさを予測し、ユーザーやシステムの不備を洗い出すことができる。End-to-End試験は複数の過程を含んだ検証となるため、関係するスタッフ間で試験内容を検討する。このスタッフ間協議や実際のEnd-to-End試験を通して、実際の業務上の分担や注意点や分担する業務上の問題点を多職種で共有し、多角的な視点から、より安全な業務フロー確立につなげることも可能である。

2.3. IMRT臨床導入に当たり検討すべきその他の事項

ここでは業務フローおよびスケジュールについて述べる。事前に部門内で議論し、多職種のスタッフ間でコンセンサスを得ておくことで、円滑にIMRTを臨床導入することができる。

2.3.1. 業務フローに関する事項

以下にIMRTの業務フローの一例を示す。

- 診察と治療方針の決定
- 処方線量や前処置等の指示
- 治療体位、固定具の選定と作成
- 治療計画用画像取得と標的等描出に必要な画像の選択
- 標的とリスク臓器の描出および必要な幾何学的なマージンの決定
- 治療計画（線量制約、ビームアレンジメント、最適化計算等）
- 計画データ等の転送と情報システムへの登録
- 患者（計画）個別の線量検証
- 患者セットアップ・位置照合および照射

このように放射線治療は多くの複雑な過程から構成され、それらは相互に依存する。個々の過程における担当スタッフの役割や責任分担を明確にするとともに、作業を分担するうえで、複数スタッフや複数の職種のコミュニケーションがとれる体制の構築が重要である。またQA/QCの実施頻度を設定し、施設独自のQA/QCガイドラインやマニュアル等を整備する必要がある⁹⁾。

2.3.2. スケジュール

IMRTは診察から治療開始までの過程において通常の放射線治療より長い時間を要する。一般的にIMRTでは治療計画用CT撮影から7～14日後に治療開始される。各施設は、表2.1のようなスケジュールについて、あらかじめ議論し、スケジューリングと安全のため必要な最小手順時間をそれぞれの手順と環境に応じて設定すべきである。しかし、疾患によって早急に治療開始が求められる場合、臨床目的と安全を鑑み、スタッフ間で十分に検討を重ねたうえで適切なスケジュールを設定する。

表2.1. スケジュールと安全を担保するのに要する時間（“X”）の例¹⁰⁾

手順ステップ	安全のため必要な最小手順時間
画像取得後： 標的およびリスク臓器輪郭の描出と承認，計画目的の定義	X 日
輪郭承認後：	
治療計画：3-D IMRT	X 日
治療計画：3-D IMRT, VMAT	X 日
治療計画：3-D SBRT	X 日
治療計画：SRS	X 時間
治療計画評価と医師の承認	X 分（時間調整のためにX 時間の割り当てが必要）
IMRT QAと解析	治療開始のX 時間前に完了していること
治療の準備：	X 時間の余裕
治療計画装置から治療開始前に治療管理システムに転送	
治療前の最終確認	X 分あるいは時間
治療セットアップと照射（複雑さによる）	X 分

第3章 治療体制

IMRT を安全に実施するためには、十分な人員配置と、専門的な知識・技術に対する教育体制が極めて重要となる。また、放射線治療の質を保証するためには、治療装置・治療計画装置・位置照合装置の定期的な QA/QC に加えて、線量検証のための測定機器の整備が求められる。さらに、IMRT では多くの職種が業務に関わることから情報伝達に係るリスクの増加が懸念される。このことから、職種間の役割分担を明確にし、IMRT の臨床状況や品質管理状況を共有できる体制の構築も必要になる¹⁾。第3章では、医療安全の観点から、IMRT の治療体制の重要性を概説する。

3.1. 人員体制

放射線治療では、患者一人あたりに必要な総治療時間は通常照射で 10～15 分、IMRT や呼吸性移動対策を要する治療では 20～30 分程度必要である¹⁾。近年は VMAT が普及しており、IMRT に必要な照射時間が短縮されている。しかし IGRT の必要性が高い治療であり、位置照合等にかかる業務負荷の軽減は難しく、結果として患者当たりには要する治療時間の大幅な短縮は困難である。長時間の照射業務で集中力を維持することが困難な場合もあるため、疲労を考慮して十分なスタッフ数を配置するとともに、施設の実情に合わせて余裕をもった時間枠を設定する。

IMRT を実施する場合、照射および位置照合の業務を行う人員に加えて、高精度放射線治療の品質管理業務や治療計画を補助する業務を行う者を配置することが望ましい。特に IMRT 開始までには、IMRT を実施するシステム構成やプロトコルの検討（固定具、治療計画装置、治療装置、位置照合装置、測定機器、解析ソフト等）から始まり、追加のビームデータや QA/QC のベースラインデータの測定、治療計画装置のコミッショニング、IMRT 治療計画・線量検証の習熟に至るまで膨大な作業が必要となる。そのため、これらの業務に携わる人員は、IMRT システムの導入前から選定しておく必要がある。また、IMRT の臨床導入には多くの時間と労力が必要となるため他業務との兼任は避け、上記の放射線治療の品質管理業務に専任（専従）する者の他に、IMRT の品質管理等を行う常勤の医学物理士または放射線治療品質管理士を専従させることを推奨する。また、IMRT を診療報酬として請求する場合は診療報酬上の施設基準を遵守しなければならない^{2,3)}。

3.2. 教育体制

IMRT は、従来の放射線治療と比較して照射方法が非常に複雑であるため、通常治療の臨床経験に加えて、専門的な知識と技術が求められる。そのため、通常の外部照射を実施している施設が新たに IMRT を導入する場合、他施設における見学・研修や講習会参加を通じて、IMRT に関する知見を満遍なく学ぶ必要がある^{4,5)}。IMRT の治療計画は通常治療とは考え方が異なることから、治療計画作成業務に従事する者はビーム配置方法や線量の最適化計算について熟知しておく必要がある。また、IMRT の QA/QC 業務に従事する者は測定機器と解析ソフトの使用方法和解析アルゴリズムについて十分なトレーニングを受ける必要がある。また医師は、診療放射線技師と医学物理士に、治療計画の望ましい線量処方、線量指標について、部位ごとに明確な指針を提示する必要がある。IMRT 導入前には、施設管理者はこれらのトレーニングのための時間を確保すること、ならびに経済的に支援することが望ましい。

教育体制を構築する上で自施設のガイドライン、マニュアル整備やスタッフ教育も重要である。JIS 品質マネジメントシステム⁶⁾では、「製品品質に影響がある仕事に従事する要員は、関連する教育、訓練、技能および経験を判断の根拠として力量があること」が求められている。各施設は、スタッフ研修等の教育およびその記録を行い、業務を実践するうえでの力量要件を設けることが望ましい。外部の力量評価を受けたスタッフとして、各職種のグループに専門または

認定資格を有する者を配置することが望ましい⁶⁾。IMRT の技術は日進月歩であり、IMRT 臨床導入後も継続的に知識の向上・技術の習得のために、学会・研究会への参加・学術発表、論文・勧告・ガイドラインなどによる情報収集の時間と機会を積極的に確保することが望ましい。

3.3. 放射線治療品質管理体制の整備

放射線治療部門は放射線腫瘍医、診療放射線技師、医学物理士、放射線治療品質管理士、看護師、受付担当者などで構成される。関わる職種が多様化したことによって、各プロセス間の情報伝達に係るリスクの増加や、トレーニング不足や責任の所在の不明瞭さに基づくリスクが増加している。放射線治療部門内での役割分担を明確にし、臨床業務における情報共有を図るための定期的なカンファレンス（症例検討会等）を実施する。また、患者とスタッフの安全を確保し、放射線治療の質を保ちながら客観的に品質管理状況について判断するために、すべての放射線治療施設において、放射線治療部門（診療部門）とは独立した放射線治療品質管理委員会^{注1)}を設置することが望ましい。この委員会は病院内医療安全対策部門と連絡を密にし、放射線治療の品質管理状況を病院幹部が理解できるようにする⁷⁾。委員会の構成員には放射線治療部門のスタッフ以外に、関連診療科の医師、病院事務スタッフや、第三者として評価するための院外の放射線治療の QA/QC に詳しい専門家（医学物理士、放射線治療品質管理士、放射線腫瘍医など）が参加することが望ましい。品質管理委員会の構成例を図 3.1 に示す。

注 1) 放射線治療全体の観点から、専門的な知識を基に、品質管理・放射線治療の安全性の向上に関する各種の重要事項を審議し決定する機関として放射線治療品質管理委員会を組織する。委員会は、品質管理のための具体的措置や作業マニュアル、職員研修、その他関連事項全般のことを検討し決定する。品質管理上の各種の情報は、最終的には放射線治療品質管理委員会で検討され、具体的な品質管理、質の向上に反映されていくことが必要である。

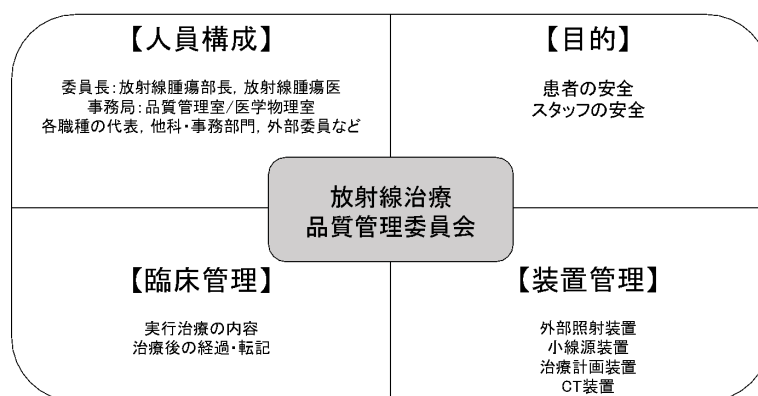


図 3.1. 放射線治療品質管理委員会の構成と役割

※外部放射線治療における QA システムガイドライン 2016 年版⁸⁾ 図 1.5.2 を一部改変

第4章 治療装置

AAPM TG-142¹⁾および TG-198²⁾に準拠して汎用リニアックの QA/QC を実施する³⁾。IMRT では、装置動作の僅かな変化が投与線量に多大な影響を及ぼす可能性があるため、通常治療よりも厳しい精度管理が求められる。IMRT には複数の照射方法があり、それぞれに応じた治療装置のコミッシュニングや QA/QC を実施する⁴⁾。特殊な治療装置については、各装置に特化したレポートが発刊されており、それらのレポートに従って QA/QC を実施する^{5,6)}。近年では、flattening filter free (FFF) ビーム⁷⁾による IMRT も実施されているが、基本的にコミッシュニングおよび QA/QC の実施項目は通常ビームによる IMRT と同様である。本章では、IMRT に対応した治療装置のコミッシュニングおよび QA/QC について、汎用リニアックによる IMRT とそれ以外の照射方法で実施される IMRT を治療装置別に分けて述べる。

4.1. 照射方法の分類

汎用リニアックによる IMRT は、ガントリを固定したまま照射を行う IMRT とガントリを回転させながら照射を行う VMAT に大別される。さらに、ガントリ固定型の IMRT は、segmental MLC IMRT (SMLC IMRT) と dynamic MLC IMRT (DMLC IMRT) に分けられる。SMLC IMRT は、照射野（セグメント）形状がビーム照射中は変化せず、照射停止中に変化する照射方法で、低 MU 値のセグメントを積み重ねることで照射平面のフルエンスを強度変調させる。DMLC IMRT は、ビーム照射中に照射野（セグメント）形状を連続的に変化させながら強度変調を行う照射方法である。VMAT はガントリ回転中に線量率、ガントリ速度、照射野（セグメント）形状を連続的に変化させる照射方法であり、MLC 動作は、DMLC IMRT と類似する⁸⁾。

IMRT を実施する特殊な治療装置としては、バイナリ MLC を用いた IMRT⁵⁾（トモセラピー[®]）では、治療時にガントリを連続回転、もしくは固定し、バイナリ MLC の開閉と同期して治療寝台がガントリ回転軸方向に移動し治療が行われる。ロボットアーム型治療装置⁶⁾であるサイバーナイフ[®]はアイソセンターの概念がなく、6つの関節を持ったロボットアームにより任意の角度から照射が可能である。MLC が搭載されたサイバーナイフでは、MLC や IRIS コリメータを用いた強度変調に加えて、照射位置（ビーム中心）およびそれぞれの照射位置での照射時間を変化させることによってフルエンスの強度変調を行う。

4.2. 汎用リニアックによる IMRT の QA/QC

汎用リニアックによる照射法別の IMRT 物理的確認項目を表 4.1 に示す。これらの物理的確認項目は、コミッシュニングと QA/QC で共通のものである。コミッシュニングの段階で装置性能を評価し、その結果をベースラインとして QA/QC で不変性を確認する。

表 4.1. 汎用リニアックによる IMRT の物理的確認項目

	SMLC IMRT	DMLC IMRT	VMAT
リニアック	低 MU*値の出力精度		出力精度の線量率依存性
	線量率の出力安定性	出力精度の線量率依存性	ガントリー回転中の出力安定性
			VMAT 動作の包括的照射試験
MLC	MLC 透過線量	MLC 透過線量	(DMLC IMRT に追加して)
	MLC 位置精度	MLC 位置精度	ガントリー回転中の MLC 位置精度
	(静的, MLC キャリッジ)	(静的, 動的, MLC キャリッジ)	

*モニターユニット (Monitor Unit)

4.2.1. リニアックの出力精度

①低 MU 値の出力精度

SMLC IMRT では低 MU 値のセグメントを積み重ねて強度変調分布を形成する。低 MU 値のビームは MU 直線性および線量プロファイル形状が通常治療条件のビームとは異なる特性を示すため、SMLC IMRT 導入時は、低 MU 値条件での MU 直線性、線量プロファイルの対称性を検証する。MU 直線性、線量プロファイルの対称性の QA/QC は、AAPM TG-142 および TG-198 の試験方法と評価基準に従って実施する^{1,2)}。

②出力精度の線量率依存性

SMLC IMRT で使用される低 MU 値のビームでは、その出力精度に注意が必要である。これはモニタ線量計と電子銃などのビーム制御系との間に働くフィードバック機構が安定して動作するまでに一定の時間を要することや、モニタ線量計の端効果やビーム遮断時に発生する暗電流などが原因である⁹⁻¹¹⁾。これらの影響を軽減するために、低い線量率による照射が有効である。また、SMLC IMRT では、治療装置により高い線量率設定においてセグメントの照射のばらつきの原因となるオーバーシュートやアンダーシュートと呼ばれる現象が発生することがあり、適切な線量率設定が必要となる¹²⁾。新型の治療装置では、制御システムの強化により低 MU 値セグメントの出力精度の向上が得られているとの報告がなされているが、照射条件を決定するために精度検証を実施する¹³⁾。最小 MU 値を連続して照射する複数セグメントのプランを作成し、線量率を変化させてプロファイルの変化を確認する試験を行うことで、オーバーシュート現象等の影響を確認し、最適な線量率を求める¹⁴⁾。

DMLC IMRT で高い線量率を設定した場合、照射 MU 値と MLC 移動距離の関係によっては MLC 速度が限界に達することでビームが遮断される現象（ビームホールドオフ）が生じ、線量分布や出力線量の誤差の原因となる¹⁵⁻¹⁷⁾。ビームホールドオフが MLC の位置誤差に与える影響は MLC のログファイル解析等により確認することができる¹⁸⁾。以上のように、SMLC、DMLC いずれの方式においても、治療時間の短縮のために高い線量率を使用して IMRT を実施することは、装置の型式によって、投与線量の精度が担保できない可能性がある。そのため自施設にて十分な検証を行った上で IMRT 照射の線量率を決定する。

4.2.2. MLC 透過線量

MLC からの透過線量は、①MLC 自体を透過する放射線 (intra-leaf transmission)、②隣接する MLC 間を透過す

る放射線 (inter-leaf transmission), ③MLC 先端部分を透過する放射線 (leaf end transmission) に分類される。Intra-leaf transmission と inter-leaf transmission は、フィルムや線量計を用いて、オープン照射野に対する線量比として評価する。測定結果は、両者の平均値などで評価される。AAPM TG-142 および TG-198 では、長期間の使用による透過線量の変化を把握するために、intra-leaf transmission と inter-leaf transmission は annual QA として定期に実施することが推奨されている^{1,2)}。Leaf end transmission は MLC 先端部分が円弧状の MLC で形成された照射野に線束が入射する際、MLC 先端部分を透過して被照射体へ到達する線量のことで、光照射野と X 線照射野との間の相違 (leaf offset という) を生じる要因である^{19,20)}。装置導入時には、治療計画装置が要求する測定方法により leaf offset を評価する。Dual layer 式の MLC については、ベンダーの協力のもと MLC ファイルを作成し、上下段の MLC に対して別々と同時の 2 通りの評価を行い、各々の評価で問題が無いことを確認する²¹⁾。

4.2.3. MLC の機械的精度

①MLC 位置精度

MLC の位置精度は、アイソセンターを基準とした MLC の位置を示す絶対位置と、向かい合う MLC の間隔を示す相対位置とに分類される。絶対位置はガントリーヘッドへの MLC キャリッジの組み付け精度不良や、ガントリーを回転させた場合の自重などによって変位が生じる。一方、相対位置は個々の MLC 駆動モータやナットの劣化、MLC キャリブレーションのエラーなどで変位が生じる。両者の MLC 位置精度の確認が重要となるが、AAPM TG-142 および TG-198 では、MLC 位置精度の確認として、ピケットフェンステスト等による毎週の定性的 QA/QC と毎月の定量的 QA/QC が推奨されている^{1,2)}。MLC 位置精度の計測はサブミリメートルの検出精度が要求されるため、検出精度が保証できるデバイスの使用が必要である¹⁾。また、計測機器に EPID を使用することで、より簡便な実施が可能となる²²⁾。

IMRT の線量精度は、MLC 位置精度のみならず治療計画装置の特性が影響を及ぼすため、すべてのリニアックで統一した MLC 位置精度の許容値を設定するのは困難である。自施設の MLC の動作特性を把握し、IMRT の線量分布や絶対線量の精度が担保できる許容レベル (tolerance level)^{注1)} や介入レベル (action level)^{注2)} を、施設ごとに設定する必要がある。

参考として Palta らが提唱する MLC 位置精度の評価基準を表 4.2 に示す²³⁾。表 4.2 の MLC 位置精度は、MLC の絶対位置の精度が想定されている。MLC 位置が変位した場合は強度変調されたビームがそのまま平行移動するだけで、IMRT の強度分布への影響が小さいため、やや大きめの評価基準になっている。一方、MLC 位置や MLC 開度の再現性が低下した場合は、MLC の相対位置に誤差が生じ、それぞれのセグメントの出力線量に変化する。それにより最終的な強度分布が変化するため厳しい評価基準が設定されている。なお、表 4.2 で相対位置の変化を意味する再現性の評価基準は、MLC の位置精度が IMRT の線量分布に与える影響を調査した報告からも支持される数値である²⁴⁻²⁷⁾。

注1) 誤差もしくは偏差として容認できる範囲のこと。その範囲を超えると、是正のための作業が必要となる場合がある。

注2) 誤差もしくは偏差として容認できない範囲のこと。その範囲を超えた場合、是正のための作業が必須である。

表 4.2 (参考) MLC 位置精度の評価基準²³⁾

	SMLC		DMLC	
	許容レベル	介入レベル	許容レベル	介入レベル
MLC 位置精度	1.0 mm	2.0 mm	0.5 mm	1.0 mm
MLC 位置再現性	0.2 mm	0.5 mm	0.2 mm	0.5 mm
MLC 開度再現性	0.2 mm	0.5 mm	0.2 mm	0.5 mm

②静的 MLC 位置精度

AAPM TG-142 および TG-198 では、MLC 位置精度に関して、毎週の定性的試験と毎月の定量的試験が推奨されており、光照射野もしくは X 線照射野により MLC 位置精度を確認する^{1,2)}。光照射野による確認方法では、MLC で形成される照射野の形状を方眼紙に書き込み、実際の静止位置との差を目視にて確認する。X 線照射野による確認方法では、ピケットフェンステスト等の照射パターンを用いて評価される。装置の構造により 1 mm のスリットパターンにより評価する方法や、短冊状の照射野パターンの辺縁を繋ぐように照射し、照射野の重なり部分で評価する方法がある²⁾。ピケットフェンステストは、MLC 位置精度に対する重力の影響を評価するため、MLC の動作方向およびガントリー角度依存性を考慮したパターンで実施する^{1,2)}。ガントリー角度は主要な 4 方向で実施されるが、毎週の定性的試験については、1 か月の間に 4 つの主要な角度をカバーするように、毎週異なるガントリー角度で試験を実施することが推奨されている²⁾。

③動的 MLC 位置精度

DMLC 方式の IMRT の線量精度は、MLC 開度の精度に大きく左右される。この MLC 開度は、DMLC 出力比試験によって精度管理ができる²⁸⁾。DMLC 出力比試験とは、一定の MLC 開度を保ちながらダイナミック照射を行い、その出力線量から MLC 開度の精度を確認する試験である²⁸⁾。MLC 開度 5 mm でダイナミック照射を行った場合、3%の DMLC 出力比変動が約 0.2 mm の MLC 開度の違いに相当するが²⁸⁾、装置ごとで特性が異なることが考えられるため、各施設で検討の上、許容レベルを設定する。また、FFF を用いた高線量率照射を行う場合には、MLC 移動速度が相対的に速くなるため、実際に臨床に使用する線量率を用いた確認が必要である²⁹⁾。

DMLC 位置精度試験として、MLC のログファイル解析を用いた MLC 駆動速度や照射中の MLC 位置誤差を評価する DMLC IMRT テストを実施する^{1,2)}。

④MLC キャリッジ位置精度

MLC キャリッジ位置精度は、MLC で照射野を形成し、目視による光照射野の確認またはフィルムや EPID を利用した X 線照射野で評価する。アイソセンターを中心に対称な MLC 照射野を 2 つ作成し、コリメータ角度を 90°と 270°で照射するキャリッジ位置精度試験が実施されることが多く、許容値は 0.5 mm が推奨されている³⁰⁾。MLC キャリッジは自重により変位を生じる可能性があるため、複数のガントリー角度で実施する。

4.2.4. VMAT

①IMRT としての基本性能

VMAT は IMRT が基本となるため、対象となる装置が実施可能なガントリー固定型の IMRT の照射法において、その基本性能を確認する。ただし、VMAT の MLC 動作は DMLC 方式が基本となるため、動的 MLC 位置精度の確認を行う必要がある。ガントリー固定型の IMRT の照射精度が担保されたのち、ガントリー回転を加えた精度評価を行うことでエラー原因の切り分けが可能となる。

②VMAT 動作時のビーム特性

VMAT では、照射中に連続的に線量率が変化するため、線量率の変化に伴う出力および線量プロファイル対称性の変化を確認する³¹⁾。また、VMAT はガントリー回転を伴う照射法であるため、ガントリー回転中の出力安定性を確認する。

③ガントリー回転中の MLC 位置精度

MLC 位置精度の確認は、DMLC IMRT に従って実施する。また、可能な範囲でガントリー回転中の MLC 位置精度を確認する。ガントリーを回転させながらピケットフェンステスト等を実施する場合には、ブロックトレイにフィルムや二次元検出器を固定する等の検出器を保持する機構が必要となる。簡便で有効な方法として EPID を利用する手法も報告されている³²⁾。

④VMAT 動作の包括的照射試験

VMAT 動作検証用の基準プランで定期的に線量検証を実施して、VMAT 動作の経時的変化を包括的に評価する²⁾。また可能であれば、ログファイル解析等によりガントリー角度ごとの MLC 位置と照射 MU 値の関係が正しく同期していることを確認する^{33,34)}。

4.2.5. 照射安定動作と照射中断試験

線量率、ガントリー回転速度、MLC 駆動速度等のパラメータの設定値やエラー許容値の登録に問題が無いことを確認するため、臨床の IMRT もしくは VMAT プランが、中断・停止することなく照射が完遂できることを確認する。また、照射中断時に速やかに照射が再開でき、かつ絶対線量および線量分布に中断の影響が無いことを確認する²⁾。

4.3. バイナリ MLC を用いた IMRT の QA/QC

バイナリ MLC を用いた IMRT (トモセラピー®) の QA/QC は、AAPM TG-148⁵⁾に準拠して実施する。TG-148 発刊後に搭載された技術に対しては、別途 QA/QC を実施する。ここでは、代表的な確認項目について述べるが、詳細はユーザーガイドを参照すること^{35,36)}。

4.3.1. バイナリ MLC

治療時には、ガントリー角度に同期してバイナリ MLC が開閉するため、ガントリー角度に同期したバイナリ MLC の動作および照射中における一貫性を確認する^{5,37)}。

4.3.2. ビーム特性および線量校正

出力安定性，エネルギー，深部線量百分率（percentage depth dose: PDD）および線量プロファイルの基準データとの一致などを確認する^{5,38,39)}。

通常の治療装置の線量校正と異なり，基準条件には 10 cm×5 cm の照射野，SSD=85 cm における水中深さ 10 g/cm² が使用される^{5,40)}。線量校正は標準計測法 12 に従って実施する⁴⁰⁾。

4.3.3. 寝台移動

治療時には，治療寝台がガントリ回転軸方向に等速移動するため，寝台速度の一定性を確認する^{5,37)}。また，ガントリ回転に対する治療寝台の移動距離精度を確認する^{5,37)}。

4.3.4. 照射中断試験

治療時は寝台が移動するため，治療中断前後のプランの連続性が問題となる。ガントリー回転および固定照射中に強制中断が起きた場合，継続照射プランが適正に作成され，その継続照射が正常に完了するかを確認する⁵⁾。

4.3.5. 動体追尾

Radixact[®] は平面 kV 画像を利用した動体追尾が可能であるため⁴¹⁾，動体追尾に対する照射精度を確認する⁴¹⁻⁴⁴⁾。また，kV ビームと MV ビームの座標中心の一致度を確認する⁴⁴⁾。

4.4. ロボットアーム型治療装置の QA/QC

ロボットアーム型治療装置であるサイバーナイフ[®]におけるコミッショニングおよび QA/QC 項目は AAPM TG-135 レポート⁶⁾に準拠して実施する。そのレポート発刊後に搭載された IRIS コリメータや MLC 等の技術に対しては，別途 QA/QC を実施する必要がある。ここでは，代表的な確認項目について述べるが，詳細はユーザーマニュアルを参照していただきたい^{45,46)}。

4.4.1. IRIS コリメータおよび MLC

IRIS コリメータはビーム毎に照射野サイズを変化させることができるため，一連の照射で複数の照射野サイズが使用される。コリメータサイズの変動は，治療計画装置で計算された線量分布との差異を生じさせるため，公称値と実測値の一致を確認した上で，経時的な変動が評価基準内であることを確認する。MLC に関しては，汎用リニアックでの MLC の確認事項に加えて，指定されたピケットフェンステスト⁴⁷⁾，Bayouth テスト⁴⁸⁾を行い，MLC の位置精度が評価基準内であることを確認する⁴⁵⁾。

4.4.2. ビーム特性および線量校正

X 線エネルギー，線量率，MU 直線性・再現性，回転安定試験，線量平坦度・対称性，半影，コリメータ透過線量率などを定期的に確認する。線量校正は標準計測法 12 に従って実施する⁴⁰⁾。汎用リニアックの線量校正と異なり，線量校正の基準条件は直径 60 mm の円形照射野，SCD=80 cm における水中深さ 10 g/cm² が使用される^{6,40)}。MLC や IRIS 照射野での線量校正は行わず，直径 60 mm の円形照射野に対する出力係数比として線量が関連付けられている。

4.4.3. レーザーアライメント

サイバーナイフ®には汎用リニアックのようなクロスヘアがなく、放射線中心を決定するためにビーム軸と一致するレーザーがヘッド内に内蔵されている。このレーザーを利用して、各ビームパスでのロボット照射位置が校正されるためレーザー位置精度は照射位置精度に影響を与える。よって、このレーザーの機械的なアライメントの確認を行い、X線照射野の中心にレーザーがアライメントされていることを確認する^{6,46)}。サイバーナイフ®では一連の照射でSADが65 cmから110 cm内で変化するため、複数のSADでの一致を確認する。

4.4.4. トラッキング

直交した2方向のX線を用いた位置照合装置により、患者位置を正確に推定し治療計画位置からの位置ずれを補正（トラッキング）して照射するため、トラッキング精度は照射位置精度に大きく影響する。そのため、トラッキング方法毎に並進軸、回転軸の位置認識精度、位置補正精度を確認する^{6,46)}。また、動体追尾照射を行うSynchrony®では、動くファントムに対して追尾照射した場合の線量および線量分布が停止したファントムに照射した場合に比べて評価基準内であることを確認する⁴⁶⁾。あらかじめ位置照合装置の画像中心とアライン中心（アイソポスト先端のアイソクリスタル中心）の一致は確認しておく。

4.4.5. 照射中断試験

安全システムは、危険または不正確な照射を回避するために治療を中断できる必要がある。照射中断試験ではロボットの動作停止、放射線の照射停止、高電圧の印加停止を確認する⁶⁾。また、ロボットアームと患者が干渉しないように患者安全範囲が設定されているため、近接感知プログラムが動作することを確認する。

4.4.6. 照射位置オフセット

サイバーナイフ®ではEnd-to-End試験と呼ばれる総合的な照射位置確認試験を行い、その結果を治療装置にフィードバックすることにより、照射位置精度を向上させている。指定されたファントムを使用して、ビームパス・トラッキング方法・コリメータ毎にEnd-to-End試験を行い、照射位置精度が評価基準であることを確認する^{6,46)}。もし評価基準を超える場合には、各工程の精度を確認した上で、治療装置にフィードバックするオフセット値を更新する。

第5章 治療計画装置

IMRT の強度変調ビームは、治療計画装置上の最適化技術を用いて作成される。IMRT における治療計画装置のコミッショニングは、この強度変調ビームを形成する MLC と、小照射野、低 MU 値、ガントリ駆動などの照射条件に関するものが重要となる。治療計画装置のコミッショニングは、各施設の IMRT の品質を左右するため、臨床導入前に十分な期間を確保して実施する。また、治療開始までの準備中にトラブルが発生し、大幅にスケジュールに遅れを生じた場合でも、コミッショニングに費やす時間を削減しない¹⁾。

IMRT のための治療計画装置のコミッショニングを実施する前段階として、通常治療のための治療装置ならびに治療計画装置の QA/QC およびコミッショニングを実施し、そのうえで IMRT のための治療装置のコミッショニングおよび QA/QC を実施して品質を担保する²⁻⁷⁾。治療計画装置のコミッショニングは、線量に関与しない項目と線量に関与する項目に分類される。線量に関与しない項目は通常治療と多くの項目で重複するため、本章では線量に関与する項目のみを述べる。なお、Dual-layer MLC や MRI システムを搭載した治療装置、トモセラピーやサイバーナイフなどの特殊な治療装置に関しては、装置固有のパラメータや測定方法があるため、論文や書籍等を参考にすること⁸⁻¹³⁾。

5.1. コミッショニング手順

治療計画装置のコミッショニングは下記の手順で行い、記録に残す。

- ① 治療部位、照射技法及び線量計算法などの条件を決定
- ② ①を基にコミッショニングの項目と実施する順番を決定
- ③ ビームデータおよび MLC パラメータを取得
- ④ IMRT プランによる線量計算精度の確認
- ⑤ 転送試験を含む End-to-End 試験

まず、治療計画装置のコミッショニングを行う前に、医師、診療放射線技師、医学物理士らで、事前に臨床で行う治療部位や照射方法などを協議し決定する。その照射条件に基づいてコミッショニング内容を決定し、計画的に実行する¹⁾。治療計画装置コミッショニングの主な流れは、ビームデータおよび MLC パラメータの取得、IMRT プランでの線量計算精度の確認、転送試験を含む End-to-End 試験の実施である。線量計算の結果は、線量計算アルゴリズムの種類と線量計算グリッドサイズ、さらにモンテカルロ法では統計的不確かさなどの設定に依存するため、コミッショニングは臨床使用が想定される条件で実施し、コミッショニングの記録には計算条件を明記する。

IMRT の臨床プランは複雑であるため、計算値と測定値で乖離が生じた場合、原因の究明が困難である。そのため、最初に一門照射で階段状やピラミッド状などの単純なプロファイル形状の IMRT プランで、絶対線量と線量分布の各門検証から始める¹⁴⁾。単純なプロファイル形状で計算値と測定値の乖離が生じた状態では、プロファイル形状が複雑な臨床プランではさらに大きく乖離する。よって、単純なプロファイル形状では、計算値と測定値の系統的な乖離を最小限にすることが必要である。

次に各施設で所有する固体ファントムなどの治療計画用 CT 画像上に、C 型の標的や前立腺、頭頸部などを模擬した輪郭を描出する。この際、国外の治療計画トライアルの情報¹⁵⁾やトレーニング用のデータセット¹⁶⁾を利用すると良い。作成した輪郭に対して複数ビームによる IMRT プランを作成し、より臨床条件に近いプランで各門検証だけでなく全門検証も実施する¹⁷⁾。

その後、患者の CT 画像を用いた臨床を模擬したテストプランをエネルギーごとに 5 例以上作成し、治療計画装置の計算値と測定値との差異が許容レベル以内であることを確認する。許容レベルについては、8 章の表 8.2 の基準に従う。臨床プランでは治療部位や要求される線量分布により、セグメント数や MLC からの透過線量が全体の線量に寄与する割

合などが大きく変化する。そのため、種々の条件でコミッショニングを実施する。結果が許容レベルを超えた場合は前段階の検証作業に立ち回り、原因と考えられる治療計画装置のパラメータを調整する。

一部のリニアックでは、ベンダーから代表的なビームデータ（基準ビームデータ）¹⁸⁻²³⁾、が提供されることがある。基準ビームデータの利用はビームデータ測定の簡略化、立ち上げ時間の短縮及びビームデータの誤登録を防ぐ安全面等におけるメリットがあるが、利用の可否は施設で判断する。全くの検証なしに基準ビームデータを利用することは避け、自施設で測定したリニアックのビームデータとの一致を確認してから利用する。確認項目や基準ビームデータ利用の詳細はガイドライン²³⁾を参考にされたい。基準ビームデータを利用してもコミッショニング結果によっては再モデリングやMLCパラメータ等の調整が必要であることはこれまでと変わらない。

治療計画装置の線量計算精度が担保された後、End-to-End 試験を行う²⁴⁾。End-to-End 試験とは、臨床開始前に CT 撮影、治療計画装置へのデータ転送、IMRT 治療計画、Record and Verify システム（R&V システム）への照射データの転送・登録、線量検証など、患者治療に必要なすべての手順を試行して、問題点が無いことを確認する作業である。また施設単位でのコミッショニングや End-to-End 試験だけでなく、ガイドライン²⁵⁾に則って第三者出力線量評価認定機関による基準条件や IMRT 条件での外部評価を受審する。

5.2. 治療計画装置へのパラメータ登録

治療計画装置に登録が必要な IMRT 専用のパラメータは、使用する治療装置および治療計画装置によって、その種類や測定方法が異なる。また、使用する測定器によっても測定結果が異なるため、ベンダーが推奨する測定方法をあらかじめ確認しておく必要がある。全てのパラメータについて詳説することは困難であるため、本節では代表的なパラメータについて述べる。

5.2.1. 小照射野の出力係数、線量プロファイル、低 MU 値

通常照射では、4 cm×4 cm 以上の照射野が利用されるが、IMRT はそれよりも小さな照射野（セグメント）を使用する。したがって、小照射野の出力係数と線量プロファイルの計算精度が重要となる。小照射野ではわずかな照射野の大きさの相違で線量が大きく変化するため、測定前に治療装置の数値表示と X 線照射野が一致していることを確認する。

また、測定結果は検出器の種類や大きさ^{26, 27)}、設置精度に大きく影響されるため、3 cm×3 cm 以下の照射野での測定では、ファーマ形電離箱より小さい電離体積を有する電離箱（例えば、有感体積が 10^{-2} cm³ オーダのミニ型や 10^{-3} cm³ オーダのマイクロ型の電離箱）や固体検出器などを用いる²⁸⁾。ただし治療計画装置に登録するデータの測定はベンダーの推奨を確認する。小照射野の出力係数は、電離箱を X 線照射野の中心に設置することが重要である。三次元水ファントムで線量プロファイルを測定し、得られた線量プロファイルの中心位置に線量計を設置する方法がある。

SMLC IMRT では、低 MU 値での照射が繰り返される場合があるため、必ずその出力線量の再現性、設定 MU と出力線量の直線性及び線量プロファイルの不変性を評価し、治療計画に使用する最小 MU 値を決定する。

5.2.2. MLC モデリング

MLC 端部のモデリングでは、光照射野と X 線照射野の不一致の補正と、MLC 端部の線量プロファイルの調整が重要である。single focused type の MLC では、X 線が MLC 端部を透過するために X 線照射野と光照射野とが一致しない²⁹⁾。したがって、治療計画装置で両者の位置の相違を補正するパラメータが必要となる場合がある。

IMRT では、MLC で形成されるセグメントを組み合わせることで線量分布を作成するため、MLC による半影領域の

線量プロファイルを調整するパラメータが用意されている場合がある。ファーマ形電離箱など有感体積部分が大きい線量計では、半影の大きさを過大評価するため、フィルムやマイクロ型電離箱線量計など小さい有感体積の検出器で測定する²⁸⁾。電離箱線量計でプロファイル形状を測定する場合は、測定方向と電離箱の短軸を一致させ、測定方向の空間分解能を高める必要がある。

IMRT では標的領域においても線束が MLC で長時間遮蔽されるため、全線量に対する MLC 透過線量の割合が大きい。低線量領域となるリスク臓器は、MLC に遮蔽されている時間が標的領域よりも長いので、MLC 透過線量に関するパラメータが投与線量精度に与える影響がより大きくなる。モデリングに必要な MLC 透過線量の種類および登録方法は治療計画装置によって異なる。MLC 透過線量は、測定器や測定位置で結果が相違することが報告されており³⁰⁻³²⁾、測定方法については十分な検討を要する。

VMAT では、常にビームが照射された状態で MLC 照射野が動的に変形されるため、MLC 透過線量に関するパラメータのモデリングが特に重要となる。MLC パラメータの変更は、出力線量および MLC 端部のプロファイル形状に影響するため、IMRT だけでなく 3DCRT でもその影響を評価する。

5.2.3. パラメータ登録に関する注意事項

一般的な治療計画装置では 1 つの線量計算アルゴリズムに 1 つの MLC パラメータしか登録できない。しかし、MLC パラメータは照射野の大きさや深さ、照射方法（ガントリー固定型 IMRT、VMAT）に依存することが知られており、1 つのパラメータではすべての照射部位や照射方法に対応できないことがある³³⁻³⁷⁾。したがって、コミッショニングを通して、さまざまな条件で MLC パラメータの妥当性を確認する。臨床稼働後においても、新たに開始する治療部位についても同様の検証作業を行う。一連の検証作業はビームモデリングが伴うため、ビームモデリングについても熟知し、ユーザ自身で実施できることが望ましい。

5.2.4. 駆動制限に関するパラメータ

IMRT では駆動部の駆動制限に関するパラメータ調整が必要となる。ベンダーの提供する仕様書を参考に、MLC・コリメータ・ガントリ等の最大駆動速度や、VMAT 照射中の最小・最大線量率および角度毎の出力 MU 値のパラメータを登録する。実際の装置の駆動制限を上回る値を登録すると、治療計画通りに駆動できずに照射が中断することも起こりえるため、治療装置が動作できるパラメータを設定する。特に、頭頸部など強度変調が強い部位の治療計画は、パラメータの設定に大きく影響を受ける。強い強度変調を加えた様々な症例で駆動制限に関するパラメータの妥当性を確認する。

治療装置と異なるベンダー（サードパーティ製）の治療計画装置では、同一ベンダーとは異なる駆動制限に関するパラメータを登録しなければならないことがある。治療装置へ治療計画情報を転送する際に駆動情報がどのように反映されるかは、治療計画装置の機種やそのソフトウェアバージョンによって異なる。サードパーティ製治療計画装置を使用する場合は、治療装置のベンダーの推奨パラメータを把握し、End-to-End 試験を通して照射できることを確認する。

5.2.5. 線量計算アルゴリズム

治療計画装置に複数の線量計算アルゴリズムが搭載されている場合がある。それぞれのアルゴリズムの特性と線量計算精度を把握し、適切なアルゴリズムを使用する。IMRT の治療計画においてアルゴリズムは、最終的な線量分布を計算する過程と線量分布の最適化過程の 2 つにおいて関与する。最終的な線量分布計算では Superposition 法、モンテカルロ法や線形ボルツマン輸送方程式を用いた方法（linear Boltzmann transport equation : LBTE 法）などの線量計算精度の高いアルゴリズムを使用する。

モンテカルロ法やLBTE法は、各ボクセルに対してCT値から物質の組成を割り当てるため、CT値から密度等への変換テーブルや、物質境界付近の線量計算精度を理解しておく必要がある³⁸⁾。また、吸収線量は、水吸収線量（Dose to Water）と組織吸収線量（Dose to Medium）の2種類の表示法があり、それぞれの設定方法や特性を理解して使用する³⁹⁾。

5.2.6. 線量計算グリッド

最終的な線量分布計算では、標的やリスク臓器の大きさなど、臨床で要求される線量計算の精細度によって、適切な線量計算グリッドサイズを選択する。線量計算グリッドサイズが大きいと計算時間は短くなるが、線量勾配が急峻な領域での計算精度が低下し、かつ体積の小さな輪郭のDVHが正しく算出できない。一方、小さい線量計算グリッドサイズでは、線量分布とDVHがより正確になるが、計算時間を要する。定位放射線治療のように標的やリスク臓器が小さい場合は0.1 cm程度を、その他の部位では0.2 cm程度を用いる⁴⁰⁾。

第 6 章 付属機器

6.1. 治療計画用 CT 装置

治療計画用 CT 装置で撮影した CT 画像は、標的およびリスク臓器の描出、線量計算、治療時の位置照合用基準画像の作成などに用いられるため、治療計画用 CT 装置の品質は治療全般の精度に直結する。従って、適正な放射線治療を行うためには、治療計画用 CT 装置のコミッショニングと継続的な QA/QC を実施する。さらに、治療計画用 CT 装置においては、患者被ばく線量を管理する。

6.1.1. 一般的確認事項

治療計画用 CT 装置について、IMRT を実施するための特別なコミッショニング項目はなく、通常治療と同様である。ただし、IMRT は一連のプロセスにおいて位置精度の重要性が高まるため、治療計画用 CT 装置においても AAPM TG-142¹⁾に掲載されている類似項目（レーザー位置の指示位置、寝台の歪み、画質など）における IMRT の精度と同等の精度を担保する必要がある。コミッショニングでは、次項に示す QA/QC 項目を実施し、各施設の使用条件に合わせ必要な項目を追加する。コミッショニングを通じて、撮影プロトコルを確立する。併せて、治療計画用 CT 装置から他の装置へ CT 画像を転送する際に、撮影の向きや座標軸などの幾何学的な設定が正しく継承されることを確認する。

各施設で治療計画用 CT 装置に関する QA/QC プログラムを作成し、定期的の実施する。QA/QC 項目は、幾何学的検証と画質や線量に関する検証がある²⁾。幾何学的検証では、ガントリ内レーザー、壁面・天井レーザー、寝台の据付調整精度や、寝台、ガントリの駆動精度などを確認する。画質や線量に関する検証では、CT 値の正確性、画像ノイズ、画像の幾何学的整合性、均一性、空間分解能、コントラスト分解能、被ばく線量などを確認する。画質や線量に関する検証の結果は、撮影条件に依存するため、臨床で使用する全ての条件に対して評価を行う。

近年、逐次近似または逐次近似応用画像再構成法やメタルアーチファクト低減処理などが CT 装置に実装され利用可能である。これらは、ノイズやメタルアーチファクトの低減効果が期待できる一方、画質に影響を及ぼす場合や過剰な補正を行う場合があるため、臨床に使用する前にその特性を確認する。これらの品質管理に関する既存ガイドラインはなく、またその性能はメーカーや機種に大きく依存するため、各施設で臨床導入前に画質や CT 値－相対電子濃度（物理密度）変換テーブル（CT-ED/PD 変換テーブル）へ及ぼす影響を評価した上で使用する³⁾。

6.1.2. CT 値－相対電子濃度（物理密度）変換テーブル（CT-ED/PD 変換テーブル）

CT 画像を用いて線量計算を行うためには、CT 値を相対電子濃度または物理密度へ変換する必要がある^{2, 4-6)}。そのために CT-ED/PD 変換テーブルが必要である。相対電子濃度または物理密度が既知である物質が数種類挿入された専用ファントムを治療計画用 CT 装置で撮影し、各材質の平均 CT 値と相対電子濃度または物理密度を治療計画装置に登録する。撮影管電圧などに依存して CT 値が変化するため、臨床と同じ撮影条件でデータを取得する。専用ファントムに高 CT 値を示す金属などの物質を挿入することで CT-ED/PD 変換テーブルを拡張できるが、高電子濃度物質に対する CT 値の信頼性や、メタルアーチファクトが CT 値計測に影響を与えないように注意が必要である。また、治療計画装置で利用できる CT 値と相対電子濃度または物理密度には下限値および上限値が設定されており、装置毎に確認が必要である。一定以上あるいは以下の値を制限するように CT-ED/PD 変換テーブルの調整を要する場合がある。相対電子濃度と物理密度のどちらを用いるかは、治療計画装置または線量計算アルゴリズムによって異なるため、誤ったデータを登録しないよう、あらかじめ確認する。

治療計画用 CT 装置の CT-ED/PD 変換テーブルは、線量計算に用いるという重要性から、定期的を確認する

2)。また装置のX線管交換やメーカーメンテナンス時のキャリブレーションでもCT値は変化するため、これらの作業後においても確認する。CT-ED/PD変換テーブルの品質管理における評価基準については、DavisらのCT値変化の許容範囲に関するシステマティックレビュー⁷⁾が参考になる。

近年、MR画像から擬似的なCT画像を生成するアルゴリズムや、低管電圧などの異なる管電圧で撮影したデータから擬似的に基準管電圧のCT画像を生成するアルゴリズムなど、従来の放射線治療計画の枠組みを変えうる新しい画像生成技術が実装され利用可能となっている^{8,9)}。これらの技術はワークフロー改善や被ばく線量低減などの観点から有用であると考えられるが、使用する際はアルゴリズムの特性を十分に理解し、線量計算精度や位置照合精度を十分に検証した上で臨床導入する必要がある。

6.1.3. 4DCT

呼吸性移動を伴う部位に対する治療計画時において、4次元CT(4DCT)を利用することが有用である。4DCTの精度管理に関しては、呼吸性移動対策ガイドライン¹⁰⁾において言及されている通り、精度管理プログラムを作成し定期的実施する。ただし、当該のガイドラインに具体的な手法は明記されておらず、また他の既存ガイドラインなどもないことから、各施設で基本性能や特性を評価した上で使用する。一般的には、呼吸運動が再現可能な動体ファントムを使用して、標的の描出能や被ばく線量の確認などを実施する^{11,12)}。また、4DCT画像は呼吸の乱れや安静状態の変化に依存して呼吸振幅や呼吸位相がスキャン位置で異なることで生じるアーチファクトを含むため、その特徴を理解した上で使用する^{13,14)}。

6.1.4. 治療計画用CT装置の被ばく線量

IMRTは、従来の照射よりも標的へ線量を集中しつつ、正常組織への線量を低減させるような線量分布を作成するため、治療計画においては正確に標的や臓器を描出することが重要である。また、治療計画装置の線量計算アルゴリズムの計算精度は、治療計画用CT画像の画質に依存する。そのため、治療計画用CT画像は、輪郭描出と線量計算の双方に適した画像でなければならない。一方で、医療法施行規則の線量管理の原則に基づき¹⁵⁾、治療計画用CT撮影においても撮影条件を最適化し、被ばく線量を可能な限り低減させるように務める必要がある。従って、治療計画用CT装置を臨床で稼働させる前に、事前に画質評価ファントムなどを用いて撮影条件に対するCT画像の画質を評価し、被ばく線量と治療精度の両方の観点から最適な撮影条件を決定する。また、実際の患者の撮影に当たっては、医療被ばくの線量記録を残さなければならない。

6.2. 治療計画用画像関連装置

IMRTの治療計画では、病変の存在や進展範囲を見極めるために、MR画像やPET/CT画像を重ね合わせ、標的やリスク臓器の輪郭描出を行うことが重要である。しかしながら、診断目的で撮像されたMR画像やPET/CT画像を治療計画に用いる場合、その利用に幾つか注意すべき項目がある。まず、これらの撮像時における装置の寝台形状、撮像体位、固定具などが治療計画用CT画像を撮影する時と異なっていることがある。更には、呼吸状態、蓄尿や絶食などの前処置、生理的な運動により、患者体内の臓器の位置は常に変化する。MR画像ではスライス厚や空間分解能、幾何学的歪みなどのMR特有のアーチファクト、造影剤投与から画像取得までのタイミングによる腫瘍体積変化¹⁶⁾などの注意点が、またPET/CT画像では空間分解能、部分容積効果によるstandardized uptake value(SUV)の変化、画像表示設定による腫瘍体積変化、呼吸性移動によるSUV変化やボケなどの注意点がある。これらは、治療計画用CT画像とのレジストレーションや標的の描出精度に直接影響する。したがって、治療計画に用いるMR画像やPET/CT画像は、適切に精度管理が行われた装置を用い、治療計画用に最適化されたプロトコルで撮像する¹⁷⁻¹⁹⁾。

MR 画像に関しては、一般的な MR 装置の精度管理を実施する。その上で、専用ファントムを用いた幾何学的歪み評価や、歪み補正機能の評価などを実施する²¹⁾。また MR 撮影担当者と放射線治療担当者間で、十分な打ち合わせを行い、治療計画に適した MR 画像撮像プロトコルを決定することが重要である。PET/CT についても同様に、一般的な PET/CT 装置の精度管理を実施する。PET/CT に関しては、院内外で撮影された既存画像を治療計画に用いることが主であり、画像再構成時の平滑化フィルタや画像表示設定などに依存し、画質や SUV、腫瘍体積が変化するため、放射線治療担当者はその特性を把握しておく必要がある^{17,20)}。さらに、近年、呼吸同期撮影が可能な PET/CT 装置が登場しており、呼吸同期の有無によっても SUV や腫瘍体積が変化するため注意を要する。

6.3. 治療計画支援装置

IMRT の治療計画を行う場合、治療計画支援装置を用いる場合がある。治療計画支援装置は、マルチモダリティに対応した画像レジストレーションや自動輪郭描出などの機能を有し、放射線治療計画装置を補い、治療精度向上や作業効率を改善するために利用される。

治療計画支援装置の代表的な機能としては、画像のレジストレーション、輪郭のセグメンテーション、プロパゲーション、線量分布の変形、線量合算、コーンビーム CT (cone beam CT: CBCT) 画像を用いた適応放射線治療への応用などが挙げられる。これらの機能における精度検証の詳細は、その時点で最新の画像レジストレーションに関するガイドラインを参考にする²²⁾。

治療計画支援装置は、治療計画装置を支援する装置であるため、治療計画装置の一部の機能を備えている。そのため、コミッショニングや QA/QC は、原則として治療計画装置における線量に関与しない項目・基準を採用する。特に、治療計画用 CT 装置および治療計画装置との間の座標系の整合性を確認することは重要である。

6.4. 位置照合装置

位置照合装置は、画像情報に基づいて、治療時の患者位置変位量を三次元的に計測、修正し、治療計画で決定した照射位置を可能な限り再現するための装置である。しかし、位置照合装置の QA/QC が行われていない場合、誤った位置照合となり、治療成績の低下や有害事象を引き起こす可能性がある。特に、IMRT は、標的に対して線量集中性を高め、正常臓器への線量低減を目的とするため、その影響は大きい。そのため、IMRT では、通常の放射線治療と比較し、より厳格な位置照合装置の QA/QC が求められる。臨床的な確認項目については第9章を参照されたい。

6.4.1. 一般的確認事項

基本的には、放射線照射装置および位置照合装置のそれぞれの座標中心（照射系座標中心、照合系座標中心）が一致することでその精度が保証される。また、それぞれの位置照合装置で取得される画像の特徴を理解し、高精度な位置照合および適応放射線治療への応用可能な画質を保証するための QA/QC が必要となる。QA/QC は基本的には、その時点で最新の IGRT に関するガイドラインを参考にする²³⁾。

6.4.2. 照射位置精度

標的の治療計画時の位置と照射時の位置の相違を検証する手段が必要となる。検証の即時性および定量性の観点から、迅速に撮影、画像確認、位置誤差解析を実施できる位置照合装置を用いて照射位置精度を検証することが必要である。また、照射位置精度を保証するために、位置照合装置で得られる画像を用いて、解剖学的形態変化を確認する必要がある。

位置照合装置は、2方向以上の二次元画像、三次元画像、または三次元患者体表面情報に基づいて、治療時の患者位置変位量を三次元的に計測する装置に分類される。具体的には、X線撮影装置、透視装置、超音波装置、CT装置、CBCT装置、MR装置、光学表面スキャナ装置などがある。これらの特徴の詳細や精度検証に関しては、その時点で最新のIGRTに関するガイドラインを参考にする²³⁾。また、これらをIMRTに利用する場合、通常の放射線治療よりも高い照射位置精度が求められる。

また、治療計画支援装置を用いて適応放射線治療を実施する場合、非剛体画像レジストレーション (deformable image registration: DIR) 技術を用いることが想定される。DIR技術の精度が照射位置精度に影響を及ぼすため、最新の画像レジストレーションに関するガイドライン²²⁾を参考にして十分な精度検証を実施する。

6.4.3. 付属機器で撮影されたCT画像の治療計画への利用

付属機器を用いて撮影されるCT画像として、kV (またはMV) CBCT画像、MVCT画像などがある。これらを放射線治療計画に利用する場合、標的や正常臓器の自動輪郭描出や線量計算を行うため、画質が重要となる。画質におけるコントラスト、線量計算に関するCT値の直線性・均一性、ノイズ、画像内の歪みに関する空間直線性などは、CBCT装置の撮影軌道範囲も考慮して撮影条件を最適化することである程度は調整可能である。一方で金属によるメタルアーチファクト²⁴⁾、体動や腸管ガスによるモーションアーチファクト、有効視野 (field of view: FOV) が被写体より小さい場合に生じるトランケーションアーチファクトなどを低減させたい場合は、逐次近似法に基づく画像再構成法などの導入を検討する。また、CBCT装置は検出器サイズの制限により、FOVや体軸方向の撮影範囲が限定されることに注意が必要である。

近年、付属機器を用いて撮影されるCT画像の画像再構成技術は、飛躍的に向上している。それらの画像を基にした線量計算の実施に期待が高まるが、多くの課題や注意点がある。まず、CBCT画像にCBCT値-相対電子濃度変換テーブルを適用して線量計算した線量分布は、一般的に計算精度が低い^{25, 26)}。一方で、DIR技術を用いて、治療計画用CT画像のCT値をCBCT画像に割り当てて線量計算する手法がある^{24, 27)}。この手法を用いる場合は、DIR技術の精度検証を十分に行う。トモセラピー®で撮影したMVCT画像では、MVCT値-相対電子濃度変換テーブルを作成することで線量計算が可能であることがAAPM TG-148で報告されている。ただし、各物質におけるMVCT値を定期的に確認し、AAPM TG-148に記載されている推奨値以内であることを確認する⁸⁾。MVCBCT画像を利用した線量計算は、散乱線やビームハードニングによるカップリングアーチファクトを適切に補正することで可能とされている²⁹⁾。

6.4.4. 位置照合装置の被ばく線量

2022年4月現在の医療法施行規則では¹⁵⁾、位置照合装置は被ばく線量の管理および記録が必要な機器群には挙げられていない。しかしながら、その法の目的からすれば、位置照合装置による被ばく線量も適切に管理する。そのため、位置照合装置を取り扱う者は、位置照合装置を臨床で稼働させる前に、画質評価ファントムなどを用いて撮影条件に対する画質を評価し、位置照合に支障をきたさない最適な撮影条件を把握する。

AAPMでは、位置照合装置の被ばく線量に関する研究をAAPM TG-180として報告し、被ばく線量に関する推奨事項を提案している³¹⁾。被ばく線量を効果的に低減する方法として、頭部レベルであれば水晶体から遠位の撮影方向または撮影軌道を用いること、CBCT装置の頭尾撮影範囲を必要範囲に制限することなど、臨床上有用な方法が提案されている。AAPM TG-180では、ALARA (as low as reasonably achievable) の原則に基づいて患者に対する得失を考慮した被ばく線量管理が必要であることが記載されている。本ガイドラインではAAPM TG-180における提案を採り入れ、位置照合装置における被ばく線量が治療線量の5%を超える場合、治療線量に考慮して治療計画を行う。

6.5. その他の装置

本項では、付属機器に分類されるその他の機器についてのコミッショニングや QA/QC について記載する。

放射線治療で用いられる付属機器は多岐に渡る。まず、X 線シミュレータについては、呼吸性移動の確認や事前の患者のセットアップの確認などに用いられる。X 線シミュレータのコミッショニングおよび QA/QC 項目には、寝台の歪みや位置決めレーザーの精度確認などが挙げられる。X 線シミュレータを IMRT 計画に用いる場合は、QA/QC 項目、頻度については AAPM TG-40³²⁾を参照し、TG-142¹⁾における IMRT の該当する項目に相当した精度を保証する。一方で、近年は超音波を用いた膀胱容量測定装置³²⁾のような周辺機器も臨床で使用されるようになってきている。そのような周辺機器であっても、コミッショニングや QA/QC を実施する。例に挙げた超音波を用いた膀胱容量測定器は簡易な測定装置にあたるため、臨床使用初期は基準である計画用 CT 画像で計測された膀胱容量と相互比較を行うことで結果が妥当であることを確認すること、装置のマニュアルに従って定期的に校正する。

近年、標的の位置を明確にするために、標的の内または近傍に X 線不透過マーカーを留置する手技が増加している。X 線不透過マーカーを利用することで、動体追跡照射^{34, 35)}や動体追尾照射^{36, 37)}などの高精度な治療技術を患者に提供できるようになる。一方で、X 線不透過マーカーを留置しても、周囲の骨などの高吸収体の存在や位置照合装置の撮影方向あるいは撮影条件によっては、位置照合装置または観察者が正しく X 線不透過マーカーを検出できない³⁸⁾、あるいは誤った位置を認識する場合がある。また、位置照合装置が認識できる X 線不透過マーカーの種類やサイズに制限がある装置もある。従って、X 線不透過マーカーを用いる場合は、臨床で使用する前に、ファントムに埋め込みまたは貼付したものを様々な撮影条件で撮影し、システムの認識能力を評価するとともに、臨床場面での再撮影を減らすことができるように訓練しておくべきである。

その他の線量計測・評価に関連する付属機器として挙げられる EPID を用いた間接的な線量計測システム、独立線量検証ソフトウェアについては、第 8 章に記載する。

第 7 章 治療計画

7.1. 画像の取得

7.1.1. 患者固定と前処置

患者固定は、治療時の患者体位の再現性向上および治療中の体動抑制が目的である。吸引式固定具や熱可塑性シェル、補助具等が、患者固定に使用される。患者状態などを考慮し安定した体位で使用するなど適切に患者固定を実施すること。固定具等には、放射線の減弱が顕著なものがある。また、外観から確認できない高密度物質が使用されている場合もある。固定具等の設計図や、固定具等を CT 撮像することで高密度物質の有無や位置等を確認し、適切に輪郭描出や線量計算において考慮する。

標的やリスク臓器の位置再現性の向上、リスク臓器の線量低減等を目的に前処置を実施する場合がある。前処置としては、絶食、蓄尿、排尿、排便、排ガス等がある。治療部位に応じて前処置の必要性を判断し、実施する場合は、再現可能な範囲で適切に実施する。

7.1.2. 治療計画用 CT 画像

治療計画用 CT 画像は、照射時の体位にて、必要に応じて固定具等を FOV に含めて撮像され、体輪郭、標的、リスク臓器等の輪郭描出や、線量計算に利用される。

治療計画用 CT 画像のスライス厚は、輪郭描出、線量計算精度および位置照合精度に影響する。スライス厚の薄い CT 画像を使用すると、正確に輪郭描出できるとともに、正確な線量指標を算出することができる¹⁾。特に、体積の小さい輪郭は、輪郭描出精度は CT スライス厚に大きく依存する。よって、標的およびリスク臓器の大きさを考慮し、適切なスライス厚を選択する。一般的には 0.2 cm 以下、頭部定位照射では 0.1 cm 以下のスライス厚が使用されている²⁾。

肺や肝臓などの並列臓器は、臓器全体の体積に対する、一定の線量以上が照射される体積の割合が重要となる。よって、撮像範囲には評価する臓器全体を含むように設定する。

造影 CT 画像は、標的やリスク臓器の輪郭描出に有用である。しかし、造影 CT 画像を線量計算に利用する場合、造影効果により CT 値が変化し不適切な線量計算となる場合がある。そのため、造影 CT 画像の線量計算への適用は、臨床使用する線量計算アルゴリズムを用いて影響を評価し、利用の可否を判断する。

体内に存在する金属により CT 画像内にメタルアーチファクトが発生する。メタルアーチファクトは実際に金属が存在する領域とその周囲に高 CT 値あるいは低 CT 値領域を広く形成し、輪郭描出や線量計算精度に影響を与える。金属が存在する部位の CT 撮像時には、メタルアーチファクト低減処理の利用を検討する。

標的移動を伴う部位に IMRT を実施する際は、4DCT を撮像し、治療計画に利用する場合がある。4DCT 撮像時には、呼吸波形の乱れに起因する 4DCT アーチファクトの発生に注意し、必要に応じて適切な画像を治療計画に使用する。また、4DCT 撮像時に得られた複数の位相画像から、最大値投影画像（maximum intensity projection image：MIP 画像）や平均値投影画像（average intensity projection image：AIP 画像）等を使用することがある。その場合も適切に画像が作成されていることを確認する。

7.1.3. CT 以外の画像

CT 以外の画像として MR 画像や PET 画像、SPECT 画像等が治療計画に利用される場合がある。これらの画像は、標的やリスク臓器の輪郭描出時の補助画像として有用であるが、治療計画用 CT 画像と異なる体位、呼吸位相や、画像歪みを含むことがあるため確認のうえ利用する。また、必要に応じて、治療時と同様の体位、固定具、前処置にて撮像することを考慮する。利用にあたっては、第 6 章を参照し実施する。

7.2. 治療計画の作成

7.2.1. 画像登録と画像レジストレーション

治療計画を実施する際、治療計画装置に計画の立案に必要な画像を登録しなければならない。特に、線量計算に利用する治療計画用 CT 画像の登録は必須である。また、線量計算のために CT 撮像条件に応じた CT 値-相対電子濃度（物理密度）変換テーブル（CT-ED/PD 変換テーブル）を使用しなければならない。逐次近似法や Dual Energy CT による再構成 CT 画像を線量計算に利用する場合も同様に検証し、適切な変換テーブルを利用する。

治療計画装置において、登録画像から得た情報（装置情報、患者名、ID 番号、検査日等）や座標系が適切に登録されていることを確認する。症例によっては、患者ごとに複数の画像シリーズが登録される。画像シリーズの誤使用防止のため、各画像シリーズを識別しやすいように、検査日、呼吸状態、造影の有無などを画像シリーズ名等に記述する。

MR 画像や PET 画像等を治療計画に利用する場合、適切に治療計画用 CT 画像と画像レジストレーションを実施する。画像レジストレーションについては、その時点での最新の画像レジストレーションに関するガイドライン³⁾を参考に実施する。

7.2.2. 輪郭描出

①標的とリスク臓器

標的およびリスク臓器は ICRU report 50, 62, 83⁴⁻⁶⁾に従って輪郭描出する。IMRT 治療計画は、従来の治療計画法と異なり、逆方向治療計画（インバースプランニング）における最適化計算を利用して、線量分布あるいはフルエンス強度分布を作成する逆方向治療計画における標的やリスク臓器の領域認識は、描出された輪郭情報に基づいて実施される。さらに、作成された治療計画は、輪郭情報ごとの各種線量指標に基づいて評価される。そのため、適切な治療計画作成と正確な線量評価の実施のために、輪郭は正確に描出しなければならない。また、治療計画作成開始後の輪郭修正は、計画者の負担増加や治療開始の遅れを招く可能性があるため、線量分布計算前までに十分に検討し輪郭を決定する必要がある。

IMRT 治療計画では数十個におよぶ輪郭を描出する場合がある。また、標的体積内同時ブースト（simultaneous integrated boost : SIB）法のように、1つの治療計画において、複数の標的にそれぞれ異なる線量を処方することがある。そのため、輪郭名に治療計画に重要な情報を記述することを考慮するとともに、施設内で輪郭名に関する規定を作成し、統一された輪郭名を利用することが望ましい⁷⁾。また、必要に応じて照射前および照射中の位置照合の基準となる範囲を輪郭として描出することを検討する。これらにより、ヒューマンエラーが発生しにくいワークフローの構築に加えて、臨床試験や大規模な放射線治療データベースの構築、過去症例の解析を行う際にも効率よく実施できることが期待される。

4DCT 画像を利用する場合は、各位相画像、MIP 画像および AIP 画像等を使用し輪郭を描出する。

②マージン設定

治療計画で求められる臨床的課題は、臨床的標的体積（clinical target volume : CTV）に対して必要十分な線量を照射できる計画を立案することである。Inter-fractional motion と intra-fractional motion へ対処するために、CTV に対して適切に内的マージン（internal margin : IM）、セットアップマージン

（set-up margin : SM）を付与して計画標的体積（planning target volume : PTV）を描出する。患者の状態や IGRT 手法、リスク臓器との位置関係、自施設の治療装置の精度等を考慮し、症例ごとに CTV に対するマージン⁸⁾を検討する必要がある。また、マージン設定は、標的のみならずリスク臓器に対しても適用される。特に、リスク臓器の中でも脊髄や脳幹などの直列臓器は、計画的リスク臓器体積（planning

organ at risk volume : PRV) を設定する。

③仮想寝台と固定具

IMRT の照射の際に寝台を通過するビームを使用せざるを得ない場合が多い。近年、多くの治療装置で利用されているカーボンファイバー製天板により、IGRT 実施時の画質改善や寝台たわみの低減が可能となった。しかし線量計算精度を高い水準で担保するために、寝台による放射線の減弱の影響を考慮する⁹⁾。一部の治療計画装置には仮想寝台と呼ばれる寝台の輪郭が登録されており、CT 画像上に配置し適切な CT 値等を割り当てることで、減弱を考慮した線量分布を計算することができる。臨床使用前に、文献⁹⁾などを参考に寝台を通過する照射角度や回転照射した場合の減弱の計算精度を検証する。固定具においても、減弱による影響が無視できない場合は同様に考慮する。CT 画像上の固定具を計算に用いる方法が簡便であるが、その際も寝台と同様に、あらかじめ減弱の計算精度を検証する。

④メタルアーチファクト

メタルアーチファクトを含む CT 画像を治療計画に利用する場合、線量計算精度への影響を低減するため、アーチファクト領域を描出した輪郭に対して金属、軟部組織または水など適切な CT 値等を割り当てる。必要に応じて、メタルアーチファクト低減処理を利用した CT 画像の利用を考慮する。

⑤ダミー輪郭

ダミー輪郭とは、線量分布調整のために描出される輪郭の総称である。例えば、標的とリスク臓器の重複領域のみの輪郭、体表面近傍が高線量にならないように皮膚表面から数 mm の領域を除外した標的輪郭、線量の集中性を高めるために標的周囲に描出されるリング状の輪郭、および線量の過不足を改善するために該当領域に描出される輪郭などである。ダミー輪郭の描出は、修正したい領域のみを指定して線量制約を設定することができるため、線量分布の改善に有効な選択肢の一つである。効果的なダミー輪郭の設定方法は、最適化パラメータの調整と同様に計画者の経験による場合がある。それぞれの状況に応じた手法を学ぶ必要がある。

三次元原体照射等の通常の放射線治療では、体表面近傍にある標的が呼吸などで照射中に移動する場合、標的の線量低下を防ぐため、照射野を体表面から 2 cm 程度広げることが一般的である。IMRT では、体表面の外側に仮想ボラスと呼ばれるダミー輪郭を設定し最適化計算を行うことで、標的移動や形状変化を考慮する場合がある^{10,11)}。

7.2.3. 線量処方と線量制約

従来の治療計画における線量処方は、原則として PTV 内の一定の基準を満たす点を ICRU 基準点として設定し、その点に付与する線量として定めている。一方で IMRT の処方は、PTV など線量処方する輪郭を設定し、その輪郭に対して照射される線量とその体積の割合を設定する体積処方により定められる。一般に $D_{50\%}$ 、 $D_{95\%}$ や辺縁線量処方等が利用される。体積処方は、仮に同じ処方線量でも、定義する体積および線量指標により実際の線量は異なることに注意が必要である。また、1つの計画の中に複数の異なる線量処方が定義される SIB 法が利用される場合がある。線量処方はあくまで線量分布を表す1つの指標にすぎないうえ、位置情報を含まない。そのため、線量処方の設定のみではどのような線量分布とすべきか定まらない。治療計画を作成するためには、処方する体積および線量指標以外に、 $D_{50\%}$ 、 $D_{2\%}$ 、 $D_{98\%}$ などの他の線量制約や、標的外など高線量が望ましくない領域の位置に関する制約についても、より具体的な指標を定める。

リスク臓器の線量制約も標的と同様に線量分布計算前に明確に設定する。また、リスク臓器の線量は制約内に収めるだけでなく、可能な限り低減すること。線量制約の達成が困難と予測される場合、標的への線量付与とリスク臓器の線量低減のどちらをどの程度優先するか、事前に検討しておく。

7.2.4. 線量分布計算

①ビーム配置

使用する治療装置に応じて、各症例で適切なビーム配置を検討する。線量分布の改善、線量分布計算の不確かさの低減を考慮し設定する。線量分布の改善のためには、治療装置に応じたビーム数、ガントリー角度、コリメータ角度、カウチ角度、アイソセンタ位置の設定や、標的・リスク臓器の位置等を考慮する。線量分布計算の不確かさの低減のためには、固定具、体内金属の位置等を考慮する。また、患者状態に応じ、照射時間も考慮する。加えて、必要に応じ低線量領域の広がりや照射野外線量を考慮したビーム配置を行う。MU 値の少ない治療計画に努めることで照射野外の被ばく低減が期待される。ビーム配置については、自由度が高いため各施設で検討したのち利用する。特に、ノンコプラナービームを使用する場合は、事前に治療装置と患者、固定具、寝台等が干渉しないことを確認する。

標的移動を伴う部位へ IMRT を利用する場合、MLC 等の治療装置側の動作と標的移動の相互作用（インタープレイ効果）により、計画線量と実際に照射される線量との間に変化が生じる可能性がある。特に IMRT は三次元原体照射とは異なり、CTV を含む標的のあらゆる位置で生じる可能性がある。よって、インタープレイ効果の影響を低減するために照射門数の増加、線量率の低減、MLC 等の照射動作の複雑さの抑制等を検討し治療計画を立案する¹²⁻¹⁵⁾。

②線量計算設定

線量分布計算のために線量計算アルゴリズムおよび線量計算グリッド等を設定する。これらの設定は、治療装置、治療計画装置のコミッシュニングによりその線量計算精度が確認されたものを利用する。最終的な線量分布計算には Superposition 法、モンテカルロ法や LBTE 法など線量計算精度の高い線量計算アルゴリズムを使用する。計算グリッドサイズは症例ごとに適切に設定する。大きな計算グリッドサイズでは、線量分布の急峻な領域での線量計算精度が低下するとともに、体積の小さな輪郭の DVH 解析精度が低下する。一方、小さな計算グリッドサイズでは計算時間が延長する。一般的に IMRT の治療計画では 0.2 cm 程度の計算グリッドサイズを使用する。また、定位照射のような小さな標的や、標的とリスク臓器間に急峻な線量勾配を要する症例では、0.1 cm 程度の計算グリッドサイズを使用する。

③最適化計算

治療計画は、逆方向治療計画を用いた最適化計算により実施される。最適化計算では、事前に医師と協議のうえ決定した線量処方と線量制約に基づき標的やリスク臓器、ダミー輪郭ごとに、DVH 上の線量制約点や等効果均一線量（equivalent uniform dose: EUD）などの生物学的線量指標を設定し、それらの優先度を割り当てることで実施する。また、標的の周囲の線量勾配を調整するなど各治療計画装置固有の機能が存在するため、各機能を理解した上で適切に利用すること。線量制約達成の可否は標的の大きさやリスク臓器との位置関係など、症例によって異なるため事前に予測することが難しい場合がある。この問題に対して人工知能（artificial intelligence: AI）を用いた最適化支援機能が利用可能となってきた（7-4-1 参照）。また、標的に低密度領域や皮膚近傍が含まれる場合、最適化計算によって過度な強度変調を生じ、不適切な線量分布や不必要な MU 値の増加を生じることがあるため注意する。

7.2.5. 治療計画の評価と確認

治療計画は、線量分布や線量指標、ホットスポット/コールドスポットの有無、MU 値、照射時間、治療装置との干渉など、複数の因子を総合的に評価する。線量指標が許容値内であっても、線量分布が不適切な場合もあるため注意する必要がある。物理的に線量が低下する空気層や皮膚表面が PTV に含まれる場合、線量制約を満たさないことがあることに注意する。

治療計画の確認は、複雑化した放射線治療システムにおいて、ニアミス/インシデントなどのエラーの発生を未然に防ぎ、円滑なワークフローを確保するために実施する重要なプロセスである。文献¹⁶⁻¹⁸⁾などを参考に、施設の治療装置、治療計画装置や業務内容を考慮した治療計画の評価および確認の実施体制を構築する。

7.2.6. 治療計画の保存

治療計画データは必ず保存する必要がある。治療計画データの保存に関する要件および内容は QA システムガイドライン¹⁹⁾、医療情報システムの安全管理に関するガイドライン²⁰⁾および画像情報の確定に関するガイドライン²¹⁾を参考にして適切に管理する。保存期間は、永久保存が望ましい。保存形式として、電子媒体や紙媒体が考えられるが、各施設で対応可能な形式で保存する。電子媒体で保存する場合は、DICOM、JPEG や PDF などの標準的ファイル形式を採用する。

7.3. データの転送、登録及び確認

立案された治療計画は、治療計画装置から放射線治療管理システム、位置照合装置及び病院情報システム等へ転送される。一般的にこのデータ転送は、DICOM 形式で実施される。各システムに登録されたデータの確認は、データの作成者や登録者以外の第三者が実施する。確認項目例としては、転送された画像の整合性、アイソセンタ等の座標情報、MLC などの制御点データ、放射線治療管理システムに手動入力する情報（1日あたりの照射回数等、照射又は1日あたりの線量制限、位置照合の設定等）、ビーム変調器（ウェッジ、ボラス等）の設定などがある²⁰⁾。特に MLC データの登録ミスは重大な放射線照射事故の原因となるため、慎重に実施する。

7.4. AI 技術を用いた治療計画

近年、AI 技術を用いた輪郭描出、治療計画機能等が臨床使用されはじめ、効率的かつ計画者に依存しない治療計画を作成できるようになってきた。

輪郭描出においては、解剖学ベースや深層学習（ディープラーニング）を利用した自動輪郭描出技術が利用可能となっている²²⁾。治療計画においては、多基準最適化（multicriteria optimization：MCO）や知識ベース治療計画（knowledge-based planning：KBP）やテンプレートベース治療計画が利用可能である²³⁾。今後、深層学習を利用し、治療計画用 CT 画像や輪郭情報から達成可能な線量分布を直接計算できるような機能の導入も予想される²⁴⁾。輪郭描出や線量分布の予測能力は向上しており、手動で作成したものと同等以上まで達する場合もある。しかし、臨床使用にそぐわない輪郭描出や、複雑な照射部位等において線量制約を満たすことができず、治療計画の手動修正を要する場面がある^{25,26)}。また、AI 技術を使用した治療計画では、照射動作が複雑化するといった報告^{27,28)}もある。治療計画に AI 技術を利用する場合は、臨床使用前には手動で作成した輪郭描出や線量分布計算と比較するなど、その妥当性を確認するとともに、各機能のピットフォールを把握したうえで安全に利用する。また、スクリプト機能などにより治療計画の確認を自動化することも可能となり、ヒューマンエラーの低減が期待される。これらの機能に対しても、正しく動作することを確認し臨床導入する。

第8章 線量検証

8.1. 線量検証の必要性

放射線治療では臨床開始前に線量検証を実施し、治療計画装置上の線量分布と実際に照射される線量分布が一致することを保証しなければならない。特に IMRT ではビームモデルの不確かさが影響して実際とは著しく異なる線量分布が計算されることがある。

臨床開始後においても、患者の安全を保証するため、すべての IMRT 治療計画について事前に線量検証を実施することが強く推奨されている¹⁻⁴⁾。New York Times の一連の記事では、IMRT 治療計画のデータ保存や転送不良が死亡事故に繋がっており、改めて線量検証を省略した場合の危険性が示されている^{5,6)}。さらに、治療計画装置のバージョンアップ後など、IMRT プロセス（人員、機器、手順など）に重要な変更があったときも線量検証を実施する。

8.2. 線量検証の分類

8.2.1. 測定と独立計算

測定による線量検証では、ファントム中の点線量または線量分布を測定して、治療計画装置の計算値と比較する⁷⁾。測定には電離箱、配列型検出器、フィルム、EPID などを使用する。測定による線量検証は IMRT の計画、データ転送および照射のプロセスを包括的に検証できる利点があるが、治療件数が増えてくると作業負荷が問題となる場合がある。測定による線量検証の詳細は 8.4 節に記述した。

独立計算による線量検証を実施する場合は、患者 CT 画像上の点線量および線量分布を計算できる独立計算ソフトを利用し、治療計画装置による計算結果と比較する⁸⁾。通常、測定による線量検証が患者の解剖学的構造を無視した単純な形状のファントムで行われるのに対し、独立計算による線量検証は個々の患者の体形と不均質性を考慮して実施される。独立計算は作業負荷の軽減に効果的であるが、通常の方法では「治療計画装置の検証」のみとなってしまう、データ転送と照射のプロセスを含む「治療装置の検証」ができない欠点がある。独立計算による線量検証の詳細は 8.5 節に記述した。

8.2.2. 点線量と線量分布

点線量検証は、評価点の吸収線量を比較する検証を指す。吸収線量は Gy 単位で測定または独立計算し、治療計画装置の計算値との線量差を求めて比較する。一般に、評価点は臨床的に重要となる PTV の中心付近やリスク臓器に設定される。複数の位置で比較する場合もある。

線量分布検証は、評価面もしくは評価体積の線量分布を比較する検証を指す。測定または独立計算した線量分布を、治療計画装置で計算した線量分布と比較する。線量分布の評価方法には、線量プロファイルや等線量曲線の視覚的な比較、解析ソフトを用いた線量差と distance-to-agreement (DTA) の計算、ガンマ解析などがある。線量分布の評価方法の詳細は 8.6 節に記述した。

8.2.3. 全門検証と各門検証

全門検証とは、実際に患者を治療する照射条件で測定または独立計算を行う検証を指す⁷⁾。測定による全門検証ではガントリ角度による MLC 位置の変化や寝台による減弱などを治療時に近い状況で検証できる。また、線量分布の全門検証では、PTV の高線量域とリスク臓器の低線量域の位置関係など、患者の治療計画に基づいた線量分布の全体像の再現性を検証することができる。

各門検証とは、患者の治療計画を 1 門ごと（1 アークごと）に測定または独立計算する検証を指す。本ガイドラ

インでは、ガントリ角度や寝台角度を 0° に置き換えた場合など、実際に患者を治療する条件以外での検証をすべて各門検証に分類する。通常、各門検証は測定器の方向依存性が問題となる場合や、EPIDなどの全門検証ができない検出器を使用する場合に実施される。1門ごとの分析によりエラー検出能が向上する場合があります、全門検証でエラーが観察された時の原因調査にも利用できるが、各門検証は患者の治療計画との関連性が乏しく、線量分布の全体像を検証できない欠点がある。

8.3. 線量検証の推奨項目

IMRT 臨床導入前の治療計画装置や治療装置のコミッショニングでは、第5章を参考にして臨床を模擬したテストプランを作成し、エネルギーごとに5例以上の測定による全門検証を実施する。このとき、複数の測定器を使用して測定結果に偏りが無いことを確認する必要があるため、表8.1(a)に示す通り、「電離箱と配列型検出器」または「電離箱とフィルム」で全門検証を実施する。電離箱による点線量検証は、PTV 内などの高線量かつ低線量勾配の領域について実施する。配列型検出器またはフィルムによる線量分布検証は、PTV とリスク臓器が含まれる断面を含めて実施する。これらの線量検証で系統的な差が観測された場合、治療計画装置のビームモデルを調節することがある（5章参照）。ただし、この調節はIMRT 以外の照射方法にも影響することに注意が必要である。許容レベルなど、線量検証の評価基準は8.6節に記述した。

臨床導入後においても、患者に照射するすべてのIMRT 治療計画について線量検証を実施する。特に臨床の開始直後から安定期に至るまでは、表8.1(a)の線量検証をエネルギーごとに10例以上は実施する。

IMRT の安定期においては、表8.1(a)の線量検証を継続するほかに、表8.1(b)を参考にして検証作業の効率化を図っても良い。表8.1(b)の「測定による線量分布検証」の代表例は配列型検出器またはEPID 等による線量検証である。また、「独立計算による線量分布検証」では8.5節を参考にして「治療装置の検証」も実施する。ただし、EPID 等や独立計算は導入前に表8.1(a)と比較するなどのコミッショニングを実施する。

IMRT プロセス（人員、機器、手順など）に重要な変更があったときも線量検証を実施する。例えば、治療計画装置のバージョンアップや治療装置のMLC 周辺機器の修理後などである。この場合、不変性試験として変更前後で表8.1(a)にある線量検証を実施する。

表 8.1. IMRT 線量検証の推奨項目

(a) IMRT 臨床導入前のコミッショニング，臨床導入直後，プロセスの変更時，など
※点線量検証と線量分布検証の両方を実施する
・電離箱と配列型検出器による全門検証 ・電離箱とフィルムによる全門検証
(b) IMRT の安定期
※上記(a)からの簡略化を許容する
・測定による線量分布検証 ・独立計算による線量分布検証 + 治療装置の検証

8.4. 測定による線量検証

8.4.1. 固体ファントム

固体ファントムは水に近い密度をもつ水等価ファントムが第一選択であるが、肺や骨など人体を模擬した不均質なファントムも利用できる。ファントムの受入試験では寸法と密度を測り、製造元の公称値と比較する。また、CTを撮影して形状、材質の均一性および気泡の有無などを確認する。

治療計画装置でファントム線量を計算する際は、固体ファントム全体を外輪郭のROIとして描出し、水に対する固体ファントムの相対電子濃度を割り当てることで深さをスケールリング（縮尺調節）する。これとは別に、一部の治療計画装置では物質と密度（ g/cm^3 ）を指定する場合があるが、固体ファントムの材質であるアクリル樹脂（PMMA）などを物質として指定すると水吸収線量を計算できないことが多い。基本的に、測定値は水吸収線量として得られるため物質には水を指定するが多いが、これらの仕様は治療計画装置ベンダーに確認する。

8.4.2. 電離箱

電離箱は $0.01\sim0.6\text{ cm}^3$ 程度の円筒形を使用する。リファレンスクラス^{9,10)}の電離箱であることが望ましい。原子番号がアルミニウム以下の材料で出来た電極の電離箱を使用し、スチールなど高原子番号の電極を持つ電離箱は使用しないことが推奨されている¹¹⁾。受入試験では、極性効果や接続時のドリフトを観察して正常動作を確認する。

通常、線量計算には固体ファントムに電離箱を挿入した状態で撮像したCT画像を使用するが、治療計画装置上の仮想ファントムを使用することもできる。計算値は水に置換した電離空洞の平均線量とする。評価点は臨床的に重要となるPTVの中心など、高線量で低線量勾配の領域に配置する。一般に、電離空洞の最大線量と最小線量の差は5%以内であることが推奨されている⁷⁾。このため、治療計画装置上で差が5%を超える場合は測定位置や電離箱サイズの変更を検討する。

測定値は、比較対象となる治療計画装置の計算値と同じ条件で照射して得る。計算値と測定値は、照射野 $10\times10\text{ cm}^2$ など、それぞれ不確かさの小さい固定照射の線量（読み値）に対する比をとることが望ましい。これにより、日々の出力変動の影響や固体ファントム由来の不確かさを低減できる。また、小型電離箱では測定値が安定するまでに時間を要する場合があり、漏れ電流対策のため両極性の測定が必要となる場合がある。

高線量かつ低線量勾配の領域での測定では、電離箱はフィルムや半導体と比べて不確かさが小さい⁷⁾。ただし点線量検証であるため、フィルムや配列型検出器とセットで検証して電離箱を基準にするなど、他の線量分布検証と相補的に利用するが多い。

8.4.3. 配列型検出器

小型の電離箱や半導体を並べた配列型検出器は、線量の不確かさが小さく、結果を即時に確認できる利点がある。また、全門検証ができる場合、患者に投与される線量分布の全体像を容易に把握できる利点もある。このため、現在は配列型検出器がIMRTの線量検証に最も多く使用されている¹²⁾。通常、配列型検出器で全門検証を実施するためには方向依存性が無視できる設計やソフトウェア側で正確に考慮する機能が必要になる。また、ノンコプラナ照射を伴うため各門検証となる場合や高い空間分解能が求められる場合では、フィルムによる全門検証の追加を検討する。

使用前のコミッショニングでは、配列型検出器の線量直線性と方向依存性を確認する。各素子の感度の違いを補正する相対校正は製造元の推奨事項に従って適切な頻度で実施する。毎回の測定前には配列型検出器の線量校正を実施し、検出器の応答変化と治療装置の出力変動の影響を補正することが望ましい。線量分布の正規化に関する推奨事項は8.6.1項に記述した。

8.4.4. フィルム

現在はラジオクロミックフィルムが主流であるが、現像処理が必要なラジオグラフィックフィルムでも線量検証が可能である。いずれにおいても、フィルム濃度が飽和しないように治療計画の最大線量に対して適切な感度をもつフィルムを使用する。設置時にはアイソセンタなどの位置をマーキングし、固体ファントムとフィルムの間に空気層ができないよう十分に密着させる⁹⁾。

照射後のフィルムはスキャナで読み取り、特性曲線（光学濃度から線量への変換曲線）を用いて水吸収線量に変換する。フィルムの光学濃度は、光子エネルギー、照射後の経過時間、スキャナ上のフィルムの位置と方向、フィルタや解像度などのスキャン条件など多くの影響を受ける。このため、特性曲線と線量分布は同じロットのフィルムを使用し、できるだけ同条件で照射とスキャンを行う^{13,14)}。

フィルムは空間分解能が高く臨床的に重要な断面の線量検証が可能であり、ノンコプラナ照射の全門検証にも用いることができる。しかし、線量の不確かさは配列型検出器よりも大きく、絶対線量を計測するための理想的な測定器ではないため、電離箱や配列型検出器と組み合わせて使用する。線量分布の正規化に関する推奨事項は8.6.1項に記述した。

8.4.5. EPID 等

EPID や照射ヘッドに装着する測定器を用いた IMRT の線量検証は、その幾何学的配置の制限によって全門検証を実施できない。また、素子への入力信号が各門または各アークで積分される場合、一部のエラーが、どのタイミングでどの程度のエラーを生じたのか検出不能になる可能性がある。このため、EPID 等を用いた線量検証は IMRT 導入時のコミッショニングには適していない。ただし、効率的で測定結果の再現性が高いため、安定稼働している IMRT プロセスにおける線量分布検証として有用である。

EPID を用いた検証は、線量直線性、ガントリ角度依存性、残像効果などの影響を受けるため使用前に確認する¹⁵⁾。また、表 8.1(a)の結果と比較するなどのコミッショニングも必須となる。各素子の感度の違いを補正する相対校正は製造元の推奨事項に従って適切な頻度で実施する。

8.4.6. 解析ソフト

線量分布の解析ソフトには様々な種類があるため、同じデータセットを解析しても結果が異なることが示されている⁷⁾。特にガンマ解析で用いられる空間分解能、データ補間および正規化に関するアルゴリズムの違いは解析結果に大きく影響する。主要な設定を統一して表 8.2 の評価基準を使用するため、8.6 節に従って事前に線量分布の解析条件を設定する必要がある。

通常の線量検証では検出器面の線量分布のみを解析するが、現在では測定された線量情報から三次元の線量分布を再構成する解析ソフトもある。この機能を用いることで患者の解剖学的構造に基づいて線量分布の全体像を検証することが可能である。しかし、再構成される線量の計算精度は測定器や解析ソフトにより異なるため、導入前に治療計画装置と同様のコミッショニングが必要となる。

8.5. 独立計算による線量検証

独立計算による線量検証には、治療計画装置から独立したビームモデルと線量計算アルゴリズムを搭載したソフトウェアを使用する⁸⁾。独立計算には、治療計画装置と同世代の線量計算アルゴリズムが使用され、患者の CT 画像に基づいて不均質補正が行われることが望ましい。IMRT の線量検証では、評価点の Gy/MU を検証する従来の方法ではなく、三次元の線量分布と DVH を計算するソフトウェアを使用することが望ましい。この実施条件を満たすため、独立計算に別

の治療計画装置を用いる方法も報告がある¹⁶⁻¹⁹⁾。

独立計算ソフトは、臨床導入前に治療計画装置と同様の受入試験とコミッショニングを実施する。ビームデータを登録して評価基準を設定した後に、ユーザは AAPM TG-219⁸⁾ の表 7 と表 8 など参考にして様々な治療部位と照射条件でコミッショニングを実施する。特に不均質領域の境界や線量勾配が急峻な領域では、線量計算アルゴリズムの相違により単純な条件でも 5% 以上の線量差が生じる場合があるため事前に確認する。

治療計画装置から転送されたデータのみを用いて独立計算する場合、治療装置で生じるエラーは検出できないことに注意しなければならない。この場合、独立計算とは別に測定による線量検証を実施するなど、実機の正常動作を確認する「治療装置の検証」が必要となる。このため、最近では測定と独立計算を組み合わせたハイブリッド法が普及している^{20,21)}。この手法は装置ログや EPID 等の測定値を入力値として線量分布の独立計算を行うことで、「治療装置の検証」を行いつつ線量分布を検証する。ただし、装置ログなど治療装置の内部機能を用いる場合は、治療装置のキャリブレーションの誤りを検出できない等の欠点に注意しなければならない。

8.6. 線量検証の評価

8.6.1. 線量分布の評価方法

線量分布の評価方法には、目視などの定性的な比較、線量差、DTA^{22,23)}、ガンマ解析^{24,25)}などがある。IMRT の線量検証ではガンマ解析が最も多く用いられており、次いで線量差による評価も行われている^{7,12)}。いずれの方法も、基準線量分布 (reference dose distribution) と評価線量分布 (evaluated dose distribution) の位置を合わせた上で比較が行われる。通常、治療計画装置の計算線量分布を基準とするが、解析ソフトの制限で測定した線量分布 (または独立計算の線量分布) を基準にする場合もある^{7,8)}。

線量分布の定性的な比較は、等線量曲線または線量プロファイルを重ねて表示して視覚的に比較する。短時間で全体の傾向を把握できる利点はあるが、定量性に欠け見落としなどが懸念されるため以下の定量的な方法と組み合わせる。

線量差 $\delta(\vec{r})$ は次式で定義される。

$$\delta(\vec{r}) = D_e(\vec{r}) - D_r(\vec{r}) \quad (8.1)$$

ここで、 $D_e(\vec{r})$ 、 $D_r(\vec{r})$ はそれぞれ同じ位置 $\vec{r}$ における評価線量と基準線量である。通常、 $\delta(\vec{r})$ の単位は Gy であるが、処方線量や線量分布上の最大線量で正規化する場合もある。線量差は線量勾配が緩やかな領域で有効であるが、線量勾配が急峻な領域ではわずかな位置ずれで大きな線量差を示すため重要ではないことが多い。

DTA は等線量曲線の位置ずれを定量し、線量分布の空間的な一致度を評価する。基準線量分布上の位置 $\vec{r}$ の線量と同じ線量となる点を評価線量分布上で検索し、その最短距離が DTA である。通常、DTA の単位は mm である。DTA は線量勾配が急峻な領域で位置ずれの検出に有効であるが、線量勾配が緩やかな領域ではわずかな線量差で大きな DTA 値を示すため重要ではないことが多い。

ガンマ解析は、線量差と DTA に対してそれぞれの許容値を設けた上で誤差伝播の法則を用いて合成する線量分布の評価方法であり、次の 2 式で定義される。

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (8.2)$$

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\} \quad (8.3)$$

ここで、 $\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ は基準点 $\vec{r}_r$ に対する評価点 $\vec{r}_e$ のガンマ値、 $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ は $\vec{r}_r$ と $\vec{r}_e$ の距離、 $\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ は $\vec{r}_r$ と $\vec{r}_e$ の線量差、 Δd はDTAの許容値、 ΔD は線量差の許容値である。 $\gamma(\vec{r}_r)$ は基準点 $\vec{r}_r$ の周囲にある評価点 $\vec{r}_e$ について計算されたガンマ値 $\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ の最小値である。基準点 $\vec{r}_r$ の可否の判定は、 $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$ となれば合格 (Pass)、1を超えれば不合格 (Fail)となる。

正確なガンマ値を得るためには、評価線量分布の空間分解能がDTAの許容値である Δd の1/3以下である必要がある⁷⁾。なお、この空間分解能を達成するためにデータを補間してもよい。また、式8.2において%単位の線量差 $\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ を使用する場合、はじめにGy単位の線量差を計算し、最大線量や処方線量を用いて正規化 (global normalization) する方法が推奨されている⁷⁾。個々のデータポイントで正規化を行う局所正規化 (local normalization) は低線量領域の評価が過度に厳密になるため通常の線量検証で使用するべきではないが、IMRT導入時のコミッショニングやQA結果のトラブルシューティングに使用する場合がある。また、先に線量分布を正規化した後で線量差を算出する相対線量評価も通常の線量検証で使用するべきではないが、やむを得ず相対線量評価となる場合は高線量かつ線量が平坦な領域で正規化し、この領域の線量を電離箱などで確認する。

ガンマ解析の結果の総合評価では、 $\gamma(\vec{r}_r)$ の平均値や最大値、 γ パス率が用いられる。 γ パス率は、線量しきい値以上の線量をもつ基準点 $\vec{r}_r$ の内、 $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$ となる点の割合として定義される。 γ パス率の元となる $\gamma(\vec{r}_r)$ の値は、正規化の方法、 Δd 、 ΔD の設定値、線量しきい値によって変化するため、線量検証の結果と共に記録する。

8.6.2. 線量検証の評価基準

IMRT線量検証の評価基準を表8.2に示す。この評価基準は治療結果への影響を考慮して設定した全施設共通の評価基準で、測定と独立計算の両方で使用できる。許容レベルはIMRTプロセスの正常稼働を確認するための基準である。許容レベルを満たす場合、検証結果の統計的変動を考慮しても十分な精度が達成されていると考えられる。一方で、介入レベルは誤照射等のリスクから患者を守るための基準である。そのため、反証材料が揃わない限り、介入レベルを満たさない治療計画は臨床に使用してはならない。状況によってはIMRTだけでなくすべての治療を中止し、原因調査と是正行動が必要となる。

線量差の評価基準は、PTV内など高線量で線量が平坦な領域における点線量の全門検証で使用する。線量差が処方線量の3%以下であれば許容できる。

γ パス率 (3%/2mm, 10%) の評価基準は、線量分布のガンマ解析の結果に対して使用する。ガンマ解析の線量差とDTAの許容値はそれぞれ3%と2mm、線量しきい値は10%に設定する。%単位の線量差は、はじめにGy単位の線量差を計算し、最大線量や処方線量を用いて正規化して得る。 γ パス率 (3%/2mm, 10%) が95%以上であれば許容できる。

検証結果が許容レベルと介入レベルの間にある場合、8.7節を参考にして原因を調査して再度検証を実施する。それでもなお許容レベルを満たさない場合は品質管理担当者と放射線腫瘍医が治療への影響を協議して再計画や治療の可否について判断する。許容レベルと介入レベルの間にある治療計画を臨床使用する場合、その理由を線量検証の結果やカルテ等に記載する。

表 8.2. IMRT 線量検証の評価基準

	許容レベル	介入レベル
線量差	3%	5%
γ パス率 (3%/2mm, 10%)	95%	90%

8.6.3. 施設ごとの評価基準

本項では表 8.2 より厳しい評価基準を必要とする場合について述べる。例えば、治療計画装置のコミッショニングにおいては、ガンマ解析に 2%/2mm などの許容値を用いることで、調整すべき系統的なエラーを検出できる場合がある（5 章参照）。また、IMRT 臨床開始後においても、セットアップマージンが小さい定位放射線治療では、許容値に 3%/1 mm を使用するなど、より厳しい DTA の許容値も検討する。また、 γ パス率のみではなく、 $\gamma(\vec{r}_i)$ の平均値や最大値も併せて評価する。

低線量領域の有無は γ パス率のバイアスとなるため、線量しきい値は 10% に設定する⁷⁾。ただし、正常組織の耐容線量が線量しきい値を下回る場合や二次発がんのリスクを考慮すると低線量を無視できない場合もあるため、10% 以下の線量が大きく乖離する場合は放射線腫瘍医と相談して影響を考察する。

腫瘍制御や正常組織の耐容線量を考慮に入れるため、Gy 単位の線量差も求めて臨床的に問題ないことを確認する。特にガンマ解析で Fail となった領域が PTV やリスク臓器と重なる場合は放射線腫瘍医と相談して治療効果への影響を考察する。また、解析ソフトが三次元の線量分布を計算可能な場合、DVH を評価することで重要なエラーを検出できる場合がある。DVH の評価基準には PTV の $D_{95\%}$ や $D_{50\%}$ 、肺の V_{20Gy} など臨床の治療計画に準じた線量制約を用いることができる。

各施設の線量検証の結果を統計的に解析して許容レベルを設定することで、より正確に IMRT プロセスの異常を検出することができる。統計的に評価基準を設定する方法には、標準偏差や移動範囲を用いる方法がある^{2,7,26)}。

8.6.4. 評価基準の背景

IMRT が従来の放射線治療と異なる点は、標的とリスク臓器の境界の急峻な線量分布形状であり、標的への投与線量に求められる正確さは従来の治療と大差ない。つまり、IMRT 線量検証の評価基準を考える場合、線量差の評価基準は従来と同等に設定し、線量分布の空間的位置は従来よりも厳しい評価基準を設定する²⁷⁾。

放射線治療における標的への投与線量は臨床的所見と生物学的な考察から 5% 以内の精度が必要とされている^{28,29)}。このため、AAPM TG-218⁷⁾ では電離箱を用いた線量差の許容レベルに 2%、介入レベルに 3% を推奨しており、JASTRO (2011 年版) および ESTRO のガイドラインでは線量差の許容レベルに 3%、介入レベルに 5% を推奨している^{26,27)}。また、AAPM TG-219⁸⁾ では独立計算による点線量検証（高線量/低線量勾配/不均質領域あり/全門検証の条件）の介入レベルに 5% が設定されている。本ガイドラインでは実務的な観点から過度に厳しい評価基準は望ましくないと考え、線量差の許容レベルに 3%、介入レベルに 5% を採用した。

線量分布検証の評価基準には、AAPM TG-218⁷⁾ が推奨する γ パス率を採用した。なお、ガンマ解析における正規化、許容値、線量しきい値も AAPM TG-218⁷⁾ と同じ設定とした。AAPM TG-218⁷⁾ では、介入レベルに満たない治療計画を臨床に使用するべきではないとされており、本ガイドラインもこれに準ずる。しかし、 γ パス率は検証方法や使用する測定器によって変化し、Fail となった領域の臨床的な意義を評価しない。このため、「 γ パス率 (3%/2mm, 10%) が 90% 未満の治療計画は臨床的に不適切である」とは必ずしも言い切れない側面がある。このため、本ガイドラインでは 8.7 節の対応を記述した。

独立計算による線量分布検証の介入レベルとして、AAPM TG-219⁸⁾ では AAPM TG-218⁷⁾ に準ずることを推奨している。一般的に、線量分布の全門検証を実施できる独立計算ソフトは Superposition 法以上の線量計算アルゴリズムを搭載しており、高い計算精度を有する³⁰⁻³⁴⁾。また、肺や骨などの不均質領域では治療計画に対して ±5% 程度の線量差を示す場合もあるが³⁵⁾、解析領域全体の γ パス率 (3%/2mm, 10%) が 90% を下回る事例は少ない^{20,36,37)}。以上のことから、本ガイドラインでも AAPM TG-219 と同じ介入レベルを採用した。ただし、治療計画装置と同様にビームモデルの調整が必要になる場合もあるため³⁸⁾、臨床導入前に十分なコミッショニングを実施すべきである。

8.7. 許容レベルに満たない場合の確認項目

検証結果が許容レベルに満たない場合の確認項目の例を表 8.3 に示す。 γ パス率 (3%/2mm, 10%) が許容レベルに満たなかった場合、まず線量差と位置ずれのどちらが主因か調査し、主因に関するヒューマンエラーから確認する。主因は線量差と DTA の中央値やヒストグラム形状からも判断できる。また、ガンマ解析で Fail が集中している領域が PTV 内部の場合は線量差が主因と考えられ、PTV 辺縁の場合は位置ずれが考えられる。エラーの特徴を全体的に捉えるために、線量プロファイルを重ねて比較する視覚的評価も有効である。表 8.3 の項目を確認し、再度検証しても同じ結果が得られた場合は別の測定器による検証や各門検証で原因を調査する。検証結果が介入レベルに満たない場合の対応も同じである。

表 8.3 を確認してもなお介入レベルに満たない結果が頻繁に得られる場合は速やかに別の検証方法に移行する。この移行期間においてのみ、施設の責任の下で評価基準を緩和することを許容する。ただし、評価基準を緩和する場合は「統計的に求めた許容レベルと介入レベル^{2,7,26,39)}」を用いて IMRT プロセスの異常を検出する。さらに、DVH 等の変化を検証して治療効果と患者の安全を保証する。

8.8. 検証結果の保存

IMRT のコミッショニングや臨床開始直後に行った線量検証の結果は、後に参照する可能性が高いため治療計画の ID 等と併せて保存する。また、定期的に同じ線量検証を実施して初期の結果と比較することで、治療装置と測定器の不変性試験に利用することができる。

線量検証の結果は少なくとも 5 年間は保存することが望ましい。近年では、放射線治療の高精度化や全身療法の進歩により、治療成績が向上したため、10 年後、20 年後の再治療時にも参照できるよう永久保存することを推奨する。保存する内容は、患者情報、担当医氏名、計画者氏名、線量検証の担当者氏名、治療計画装置名 (バージョン情報含む)、治療計画 ID、治療計画 CT 撮影日、治療開始日、治療装置名、照射パラメータ、処方線量、線量検証日、使用したファントムと測定器、測定結果、解析方法、評価基準、検証結果、検証結果に対するコメント、許容レベルを超えた場合の対処方法、治療の可否に関する承認者の氏名などが挙げられる¹⁾。保存形式は各施設に委ねるが、電子媒体または紙媒体で保存でき容易に参照できる形式とする。

表 8.3. 許容レベルに満たない場合の確認項目^{7,26)}**γパース率 (3%/2mm, 10%) が許容レベルに満たない場合**

- ・ 線量差と位置ずれのどちらが主因か確認する
- ・ 下記に従い、主因に関係するヒューマンエラーから順に調査する

①ヒューマンエラー

- ・ 検証プランの設定 (Gy/fr の設定ミスなど)
- ・ 評価点の位置 (線量勾配が急峻な領域など)
- ・ 別プランの転送や照射
- ・ 測定セットアップ、寝台による減弱
- ・ 測定器の校正、設定
- ・ 測定シート、入力値
- ・ フィルムの二重照射、スキャン設定、特性曲線の指定
- ・ ガンマ解析の設定、線量分布の位置合わせ、正規化の設定

②治療装置、測定器

- ・ 治療装置の出力、平坦度、対称性、低 MU の安定性
- ・ 治療装置の故障、修理、制御方法の変更、経年変化 (MLC モーターの劣化など)、地震の影響
- ・ MLC と Jaw の位置の正確さ (軸外距離に応じた位置の不確かさの増大など)
- ・ 検出器サイズ、検出器間隔の影響
- ・ 測定器の故障、修理、経年変化 (基板や接続部の損傷)

③治療計画装置、独立計算ソフト

- ・ 治療計画の複雑さ、MU
- ・ 複雑な MLC セグメント (小照射野、細長い照射野)
- ・ ビームモデル (MLC パラメータ、小照射野の出力係数、焦点サイズ、軸外照射野の線量分布など)
- ・ 線量計算アルゴリズム
- ・ 線量計算グリッドサイズ、モンテカルロ計算の統計誤差
- ・ 電子濃度の割り当て
- ・ VMAT のガントリ角度間隔
- ・ 適応疾患の拡大による標的サイズや複雑さの変化
- ・ バージョンアップによる仕様変更

8.9. その他の注意事項**8.9.1. 即時適応放射線治療**

寝台上に患者がいる状態のため測定による線量検証ができない場合、一般的には独立計算による線量検証を実施する。独立計算ソフトは臨床での使用前に治療計画装置と同様の受け入れ試験とコミッショニングを実施する⁸⁾。即時適応放射線治療の線量検証については、MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン⁴⁰⁾も参考にすること。

8.9.2. 患者ポジショニングの影響

表 8.2 の評価基準は、計画通りの位置に静止している測定器を照射した場合の線量検証を想定している。しか

し、実際の放射線治療では、患者ポジショニング、IGRT 装置、呼吸性移動などで生じる位置の不確かさの影響を考慮する必要がある。通常、位置の不確かさの影響は以下の通りに測定器の設置方法を変化させて段階的に評価する。

治療計画装置のコミッショニングにおいて、特にビームモデル（MLC パラメータなど）の調節を目的とする線量検証では、可能な限り位置の不確かさを除外して測定器を設置する。また、この検証結果は表 8.2 の評価基準を満たすことが望ましい。

End-to-End 試験で行われる線量検証では、実際の患者ポジショニング方法を用いて測定器を設置する。そのため、この検証結果には患者ポジショニング方法に起因する位置の不確かさが含まれるが、検証結果は表 8.2 の評価基準を満たすことが望ましい。

患者の呼吸性移動を模擬して測定器を移動させる動体下の線量検証では、位置の不確かさが大きくなるほど表 8.2 の評価基準を満たすことが困難となる。この場合、表 8.2 とは異なる評価基準を設定するか、治療計画に準じた臨床的な判断に基づき可否を決定する。

8.9.3. 線量検証の改善活動

臨床開始前のリハーサルを通して、線量検証に関する作業の習熟、精度の向上、手順の効率化、器具の確認、スタッフの連携などを確認する。臨床開始後は、エネルギーごとに 10 例以上は同一の線量検証を実施して熟練度の向上を図ると同時に、線量検証結果の傾向を捉える。線量検証で系統的な差が観測された場合、表 8.3 を見直して原因を調査する。これらの項目に問題がない場合、ビームモデルや MLC モデルの再調整が必要となる場合がある
41-43)。

第9章 位置照合

IMRT では標的とリスク臓器が近接しているため、計画時と照射時の標的位置のずれは標的への過小照射やリスク臓器への過剰照射につながり、治療成績に影響を与える可能性がある。線量検証によって物理的な線量精度が確認されていても、標的位置に変位が生じたまま治療を実施すると、標的およびリスク臓器に対する臨床的な線量精度は保証されない。このように、IMRT は従来の治療に比べて、標的位置の変位が投与線量の相違に与える影響が大きく、治療全体の品質を大きく左右する¹⁾。各施設は、画像誘導の方法や頻度、被ばく線量について検討し、各疾患・部位について適切な IGRT プロトコルを作成する必要がある。

標的位置の不確かさは、患者セットアップと体内臓器の変位によるものに大別され、照射中または照射毎に発生する。また位置照合の不確かさは、スタッフ間の患者セットアップ手順および習熟度の違い、補正方法や判断基準の違いなどの人的要因、患者要因および照合装置の特性によって発生する。患者要因の主要要素は呼吸、治療期間中の体型変化、腫瘍の増大・縮小、腸管ガスなどの生理的現象である。そのため、固定具の種類、セットアップの方法、前処置の有無、対象臓器の特性、照合装置の特性等に起因する不確かさを事前に把握する。また、医師、診療放射線技師、医学物理士、看護師等と情報を共有しながら位置照合指針を策定し、位置照合方法および判断基準を統一する。6.4.4 項にもあるように、X 線被ばくをともなう位置照合では、位置照合装置における被ばく線量が治療線量の 5%を超える場合、治療線量に考慮して治療計画を行うこと²⁾。治療期間中に、位置照合に関する問題が生じた場合には、カンファレンスにて情報共有を行い、速やかに医師の指示を仰がなければならない。

9.1. 患者体位と固定具

固定具の役割は、毎回の治療においてセットアップの再現性の向上と照射中の治療体位を保持することであり、毎回の固定が簡便で、患者に苦痛を与えないものを使用する。呼吸性移動を伴う部位には、必要に応じて呼吸性移動対策を実施する³⁾。

9.2. 位置照合装置および臨床使用の注意点

位置照合には X 線画像や MR 画像、超音波画像、体表面情報を利用した装置があるが、各位置照合装置の長所・短所を理解し症例ごとに適切な装置を選択する⁴⁾。

2 次元 X 線画像を利用した照合装置では、X 線不透過マーカーを使用することで腫瘍の位置照合が可能となるが、X 線不透過マーカーのみでは標的とその周囲の正常組織との位置関係を捉えることができない。kV の CBCT (kV-CBCT) では、標的とその周囲の正常組織との位置関係を把握することが可能である。しかし、肺野や上腹部などの呼吸や体内臓器の移動を伴う領域では、モーションアーチファクトが、また X 線不透過マーカーを留置している場合はメタルアーチファクトにより、画像が不鮮明となる。

体表面情報を利用した位置照合装置は、患者体内の解剖学的構造を直接把握することはできないため、内部臓器の照射位置精度の低下に留意する⁵⁾。体表面情報を利用した位置照合装置の臨床利用に際しては、AAPM TG-302⁶⁾を参考にされたい。

MR 画像を利用した照合装置では、画像歪みや画質が位置照合に影響を与える⁷⁾。詳細については、MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン⁷⁾、臨床 MRI 安全運用のための指針⁸⁾等を参照されたい。

超音波画像を利用した照合装置の場合、プローブ圧によって対象臓器の位置変位が生じるため、位置照合に利用できる最低限のプローブ圧で利用する⁹⁾。また、治療計画用 CT 画像から作成した輪郭は、超音波画像の輪郭とその大きさが

異なる場合がある¹⁰⁾。治療計画用 CT 撮像時に超音波画像も取得し、両画像を確認し輪郭を描出する。また、他の照合装置と比べて操作者間のばらつきが大きく、経験に左右されやすい傾向があるため¹¹⁾、適切な訓練が必要である。

9.3. 照合対象部位（臓器）の特性と照合装置の選択

位置照合における照合対象は、体表面照合、骨照合、腫瘍照合に分けられる。治療部位と治療方針から適切な照合対象を決定し、9.2 節に示す各位置照合装置の特性を考慮して使用装置を決定する。腫瘍照合は、位置照合装置で取得した腫瘍位置および腫瘍位置を代理することができる構造物（石灰化、X 線不透過マーカーなど）を代理標的（サロゲート）として位置照合を実施する。このサロゲートは標的との距離に近いほど不確かさは低減できる^{12, 13)}。頭部および頭頸部腫瘍における標的は、骨構造との位置の相関が高いことが多く、骨照合による位置照合での治療実施も可能であるが、下顎や上部頸椎など関節可動域が広い領域では照合精度が低下する場合がある¹⁴⁾。呼吸性移動を伴う部位に対して CT 画像を位置照合に用いる場合は、治療計画時と照合時の画像の呼吸位相を揃えること¹⁵⁾。骨盤部では、腸管内の便・ガス、膀胱内の尿量、筋肉（肛門挙筋）の緊張^{3, 16)}による標的の変位や変形が生じるため、骨盤部臓器に対する位置照合は CT などの 3 次元照合が適している。X 線不透過マーカーを体内留置する場合、X 線不透過マーカー留置後の脱落変位、CT 画像上のメタルアーチファクトなどに注意する。

9.4. 臓器の変形や変位を考慮した位置照合

治療期間中の腫瘍の増大・縮小、臓器内容量変化、体重減少などにより、解剖学的な位置や形状の変化が生じる恐れがある¹⁷⁾。そのため、体表面照合や 2 次元画像による骨照合の位置照合を実施している場合、定期的に 3 次元画像などで、治療期間中に解剖学的変化を確認する¹⁸⁾。

系統的な位置変位は、一定の標的線量低下や近接するリスク臓器への過剰照射を生じさせる¹⁹⁾。位置照合画像にて標的及び標的周囲の臓器の変形や変位が確認された場合、再治療計画の必要性などを医師とともに検討する。

治療期間中に標的やリスク臓器の位置関係に変化が生じる場合があり、標的のみならず周辺臓器の位置についても確認する。また、位置照合時には、標的とリスク臓器の重複領域における線量分布を考慮しながら、位置補正することが重要である。治療計画によっては、その標的の種類（原発、予防領域など）やリスク臓器の近接の有無によりマージンサイズの違いや非等方マージンが設定される場合がある。リスク臓器を考慮した位置照合においては、観測者間による位置照合のばらつきを特に抑える必要があり、重点的に考慮すべき領域を照合用の輪郭として設定する方法もある。

9.5. 位置照合画像および照合結果の保存

位置照合で取得された画像および照合結果は、必ず保存しなければならない。画像保存に関する要件は、医療情報システムの安全管理に関するガイドライン²⁰⁾および画像情報の確定に関するガイドライン²¹⁾を参考にして適切に管理する。照合結果の保存に関する要件は、最新の IGRT に関するガイドライン¹²⁾を参考にして適切に管理する。

参考文献

2 章：臨床導入

1. Akino Y, Tohyama N, Akita K, et al. Modalities and techniques used for stereotactic radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, and image-guided radiotherapy: A 2018 survey by the Japan Society of Medical Physics. *Phys Med* 2009; 64: 182-187
2. 放射線治療品質管理機構：放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について. 2008.
https://www.qcrt.org/common/pdf/commissioning_kikan.pdf, (2 Sep 2022, date last accessed).
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009; 36: 4197-4212.
4. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008; 35: 4186-4215.
5. Isono M, Akino Y, Mizuno H, et al. Inter-unit variability of multi-leaf collimator parameters for IMRT and VMAT treatment planning: a multi-institutional survey. *J Radiat Res* 2020; 61: 307-313.
6. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.b.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys* 2022; e13641.
7. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys* 2018; 45: e53-e83.
8. International Atomic Energy Agency, Commissioning, and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, Technical Report Series No. 430, IAEA, Vienna, 2004
9. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys* 2016; 43: 4209-4261.
10. 安全は偶然に生まれない 放射線腫瘍学の品質とケアを向上させるための枠組み 日本語訳
https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/safety/safety_is_no_accident.pdf, (2 Sep 2022, date last accessed).

3 章：治療体制

1. 日本 PCS 作業部会(厚生労働省がん研究助成金計画研究班 18-4):がんの集学治療における放射線腫瘍学:医療実態調査研究に基づく放射線治療の品質確保に必要とされる基準構造.東京, 2009.
2. 特掲診療料の施設基準等の一部を改正する件, 令和2年3月5日厚生労働省告示第59号
3. 特掲診療料の施設基準等及びその届出に関する手続きの取扱いについて, 令和2年3月5日保医発第0305第3号
4. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003; 30: 2089-2115.
5. Galvin JM, Ezzell GA, Eisbrauch A, et al. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicists in Medicine. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 58: 1616-1634.
6. JIS Q 9001:2008 (ISO 9001:2008) 品質マネジメントシステム. 日本規格協会.
7. がん診療連携拠点病院等の整備について, 健発0731第1号平成30年7月31日
<https://www.mhlw.go.jp/content/10901000/000348550.pdf>, (2 Sep 2022, date last accessed).
8. 日本放射線腫瘍学会QA委員会. 外部放射線治療におけるQuality Assurance (QA) システムガイドライン2016年版.

4 章：治療装置

1. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009; 36: 4197-4212.
2. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical

accelerators. *Med Phys* 2021; 48: e830-e885.

3. 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 外部放射線治療における Quality Assurance (QA) システムガイドライン 2016 年版, 金原出版, 東京, 2016.
4. 黒岡将彦. Linac・RTPS の QA/QC (コミッショニング). 日放線技会放射線治療分科会誌 2009; 23: 8-18.
5. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys* 2021; 37: 4817-4853.
6. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery. *Med Phys* 2011; 38: 2914-2936.
7. Xiao Y, Kry SF, Popple R, et al. Flattening filter-free accelerators: a report from the AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16: 12-29.
8. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008; 35: 310-317.
9. Barish RJ, Fleischman RC and Pipman YM. Teletherapy beam characteristics: The first second. *Med Phys* 1987; 14:657-661.
10. Sonke JJ, Brand B and van Herk M. Focal spot motion of linear accelerators and its effect on portal image analysis. *Med Phys* 2003; 30: 1067-1075.
11. Waldron TJ: Functional requirements for IMRT. In: Palta JR and Mackie TR eds. Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art. Wisconsin, Medical Physics Publishing, 2003, 373-400.
12. Ezzell GA and Chungbin S. The overshoot phenomenon in step-and-shoot IMRT delivery. *J Appl Clin Med Phys* 2: 138-148, 2001.
13. Li J, Wiersma RD, Stepaniak CJ, et al: Improvements in dose accuracy delivered with static-MLC IMRT on an integrated linear accelerator control system. *Med Phys* 2012; 39: 2456-2462.
14. Yu CY, Wan SW, Weng YC, et al. Three corrections for overshoot effect improved the dose for step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *PLoS One* 2021; 16: e0250243.
15. Litzenberg DW, Moran JM and Fraass BA. Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery. *Med Phys* 2002; 29: 810-820.
16. Xia P, Chuang CF and Verhey LJ. Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system. *Med Phys* 2002; 29: 412-423.
17. Low DA, Sohn JW, Klein EE, et al. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2002; 28: 752-756.
18. Kerns JR, Childress N, Kry SF. A multi-institution evaluation of MLC log files and performance in IMRT delivery. *Radiat Oncol* 9:176,2014.
19. LoSasso T, Chui CS and Ling C: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998; 25: 1919-1927.
20. Arnfield MR, Siebers JV, Kim JO, et al. A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 2000; 27: 2231-2241.
21. Lim TY, Dragojević I, Hoffman D, et al. Characterization of the Halcyon™ multileaf collimator system. *J Appl Clin Med Phys* 2019; 20: 106-114.
22. Agnew A, Agnew CE, Grattan MW, et al. Monitoring daily MLC positional errors using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries. *Phys Med Biol* 2014; 59: N49-63.
23. Palta JR, Kim S, Jonathan GL, et al. Tolerance Limits and action levels for planning and delivery of IMRT. In: Palta JR and Mackie TR eds. Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art. Wisconsin, Medical Physics Publishing, 2003, 593-612.
24. Mu G, Ludlum E, Xia P. Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer. *Phys Med Biol* 2008; 53: 77-88.
25. Rangel A, Dunscombe P. Tolerances on MLC leaf position accuracy for IMRT delivery with a dynamic MLC. *Med Phys* 2009; 36: 3304-3309.
26. Oliver M, Gagne I, Bush K, et al. Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy. *Radiother*

Oncol 2010; 97: 554-560.

27. Tatsumi D, Hosono MN, Nakada R, et al. Direct impact analysis of multi-leaf collimator leaf position errors on dose distributions in volumetric modulated arc therapy: a pass rate calculation between measured planar doses with and without the position errors. *Phys Med Biol* 2011; 56: N237-46.
28. LoSasso T, Chui CS and Ling CC. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* 2001; 28: 2209-2219.
29. Wen N, Zhao B, Kim J, et al. IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15: 74-88.
30. LoSasso T. Acceptance testing and commissioning of IMRT. In: Fuks Z, Leibel SA, Ling CC eds. A practical guide to intensity-modulated radiation therapy. Wisconsin, Medical Physics Publishing, 2003, 123-146.
31. Bedford JL and Warrington A. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 73: 537-545.
32. Ling CC, Zhang P, Archambault Y, et al. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 72: 575-581.
33. Haga A, Nakagawa K, Shiraishi K, et al. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy using Elekta Synergy. *Acta Oncol* 2009; 48: 1193-1197.
34. Schreiber E, Dhabaan A, Elder E, et al. Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery. *Med Phys* 2009; 36: 4530-4535.
35. トモセラピー物理ワーキンググループ. トモセラピーシステムの物理・技術的 Q&A. 日立メディコ株式会社, 2014.
36. Accuray. Radixact® Treatment Delivery System, Physics Essentials Guide. 1067608-ENG A, 2021.
37. Fenwick JD, Tome WA, Jaradat HA, et al. Quality assurance of a helical tomotherapy machine. *Phys Med Biol* 2004; 49: 2933-2953.
38. Balog J and Mackie TR. Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device. *Med Phys* 2003; 30: 1118-1127.
39. Balog J, Olivera G, and Kapatoes J. Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry. *Med Phys* 2003; 30: 3097-3106.
40. 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 (標準計測法 12). 通商産業研究社, 東京, 2012.
41. Schnarr E, Beneke M, Casey D, et al. Feasibility of real-time motion management with helical tomotherapy. *Med Phys* 2018; 45: 1329-1337.
42. Chen GP, Tai A, Keiper TD, et al. Technical Note: Comprehensive performance tests of the first clinical real-time motion tracking and compensation system using MLC and jaws. *Med Phys* 2020; 47: 2814-2825.
43. Ferris WS, Kissick MW, Bayouth JE, et al. Evaluation of radixact motion synchrony for 3D respiratory motion: Modeling accuracy and dosimetric fidelity. *J Appl Clin Med Phys* 2020; 21:96-106.
44. Goddard L, Jeong K, Tomé WA. Commissioning and routine quality assurance of the Radixact Synchrony system. *Med Phys* 2022; 49: 1181-1195.
45. Acuray. CyberKnife®治療実行システム, フィジックス基本ガイド, 1062939-JPN A, 2018.
46. サイバーナイフ QA 委員会. サイバーナイフ QA マニュアルII, 2018.
47. LoSasso T. IMRT delivery system QA. In: Palta J and Mackie TR, editors. Intensity modulated radiation therapy: the state of the art. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 2003, 561-591.
48. Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. *Med Phys* 2003; 30: 743-750.

5 章：治療計画装置

1. 放射線治療品質管理機構. 放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について. 2008.
https://www.qcrt.org/common/pdf/commissioning_kikan.pdf, (1 Sep Jun, date last accessed).
2. 日本医学物理学会タスクグループ 01. X 線治療計画システムに関する QA ガイドライン. *Jpn J Med Phys* 2008; 27: Suppl. 6.

3. Fraass B, Doppke M, Hunt M, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998; 25: 1773-1829.
4. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, et al. Quality assurance of treatment planning systems. practical examples for non-IMRT photon beams, ESTRO Booklet No. 7. ESTRO, 2004.
5. International Atomic Energy Agency. Technical reports series No. 430. Commissioning and Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Vienna, IAEA, 2004.
6. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36:4197.
7. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al., AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators, *Med. Phys*, 2021; 48: e830-e885.
8. トモセラピー物理ワーキンググループ. トモセラピーシステムの物理・技術的 Q&A. 日立メディコ株式会社. 2014.
9. Netherton T, Li Y, Gao S, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med Phys* 2019; 46: 4304-4313.
10. サイバーナイフ QA・QC 委員会. サイバーナイフ QA・QC マニュアル 第二版. 日本アキュレイ株式会社. 2019.
11. Weidlich GA, Bodduluri M, Achkire Y, et al. Characterization of a Novel 3 Megavolt Linear Accelerator for Dedicated Intracranial Stereotactic Radiosurgery. *Cureus* 2019; 11: e4275.
12. Robert DA, Sandin C, Vesanen PT et al. Machine QA for the Elekta Unity system: A Report from the Elekta MR-linac consortium. *Med Phys* 2019; 48: 67-85.
13. 岡本裕之, 他. MR 画像誘導放射線治療における On-line Adaptive Radiotherapy, *Jpn J Med Phys* 2018; 38: 159-165.
14. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 2003; 30: 2089-2115.
15. Nelms BE, Robinson G, Markham J, et al. Variation in external beam treatment plan quality: An inter-institutional study of planners and planning systems, *Pract Radiat Oncol*. 2012; 2: 296-305.
16. The Medical Physics Practice Guideline (MPPG) for Commissioning and QA of External Beam Treatment Planning System (TPS) Dose Calculations, <https://www.aapm.org/pubs/MPPG/TPS/default.asp>, (25 Apr 2022, date last accessed).
17. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009; 36: 5359-5373.
18. Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al. Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: composite data of three TrueBeam machines. *Med Phys*. 2012; 39: 6981-7018.
19. Kerns JR, Followill DS, Lowenstein J, et al. Technical Report: Reference photon dosimetry data for Varian accelerators based on IROC-Houston site visit data. *Med Phys*. 2016; 43: 2374-2386.
20. Kerns JR, Followill DS, Lowenstein J, et al. Reference dosimetry data and modeling challenges for Elekta accelerators based on IROC-Houston site visit data. *Med Phys*. 2018; 45: 2337-2344.
21. De Ost B, Schaeken B, Vynckier S, et al. Reference dosimetry for helical tomotherapy: practical implementation and a multicenter validation. *Med Phys*. 2011; 38: 6020-6026.
22. Netherton T, Yuting Li, Song Gao, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med Phys*. 2019; 46: 4303-4313.
23. 公益社団法人 日本医学物理学会 基準ビームデータを使用した放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入に関するガイドライン
24. ICRU. ICRU Report 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). Oxford university press, 2010.
25. 公益社団法人日本医学物理学会, 公益社団法人日本放射線技術学会, 公益社団法人日本放射線腫瘍学会. 放射線治療における第三者機関による出力線量評価に関するガイドライン 2019 (略称: 第三者評価ガイドライン 2019) .

26. Das IJ, Ding GX and Ahnesjo A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys* 2008; 35: 206-215.
27. Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. *Med Phys* 2008; 35: 4591-4598.
28. Jordan TJ and Williams PC. The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Phys Med Biol* 1994; 39: 231-251.
29. Yan G, Fox C, Liu C, et al. The extraction of true profiles for TPS commissioning and its impact on IMRT patient-specific QA. *Med Phys* 2008; 35: 3661-3670.
30. LoSasso T, Chui CS, and Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998; 25: 1919-1927.
31. Arnfield MR, Siebers JV, Kim JO, et al. A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 2000; 27: 2231-2241.
32. 岸和馬. DMLC による IMRT : IMRT における QA と線量照合. 日放線技会放射線治療分科会誌 2002; 16: 44-50.
33. Isono M, Akino Y, Mizuno H, et al. Inter-unit variability of multi-leaf collimator parameters for IMRT and VMAT treatment planning: a multi-institutional survey. *J Radiat Res* 2020; 61: 307-313.
34. Kim J, Han JS, Hsia AT, et al. Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018; 5: 31-36.
35. Kielar KN, Mok E, Hsu A, et al. Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC, *Med Phys.* 2012; 39: 6360-71.
36. Szpala S, Cao F, Kohli K. On using the dosimetric leaf gap to model the rounded leaf ends in VMAT/RapidArc plans. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15: 67-84.
37. Wen N, Zhao B, Kim J, et al. IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15: 74-88.
38. Tsuruta Y, Nakata M, Nakamura M, et al. Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Med Phys* 2014; 41: 081715.
39. Kry SF, Feygelman V, Balter P, et al. AAPM Task Group 329: Reference dose specification for dose calculations: Dose-to-water or dose-to-muscle? *Med Phys* 2020; 47: e52-e64.
40. Anetai Y, Sumida I, Kumazaki Y, et al. Assessment of using a gamma index analysis for patient-specific quality assurance in Japan. *J Appl Clin Med Phys* 2022; 26: e13745.

6 章：付属機器

1. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2021; 48: e830-e885.
2. Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys* 2003; 30: 2762-2792.
3. Li H, Noel C, Chen H, et al. Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. *Med Phys* 2012; 39: 7507-7517.
4. White G, Wilson I. Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. *ICRU report* 1992; 46: 7-200.
5. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Vienna, 2004.
6. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations — Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16: 14-34.

7. Davis AT, Palmer AL, Nisbet A. Can CT scan protocols used for radiotherapy treatment planning be adjusted to optimize image quality and patient dose? A systematic review. *Br J Radiol* 2017; 90: 20160406.
8. Sadagopan R, Bencomo JA, Martin RL, et al. Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10: 104-119.
9. Tyagi N, Fontenla S, Zhang J, et al. Dosimetric and workflow evaluation of first commercial synthetic CT software for clinical use in pelvis. *Phys Med Biol*. 2017; 62: 2961-2975.
10. 日本医学物理学会, 日本高精度放射線外部照射研究会, 日本放射線技術学会, 他. 呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019.
11. Jiang SB, Wolfgang J, Mageras GS. Quality assurance challenges for motion-adaptive radiation therapy: gating, breath holding, and four-dimensional computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 71: S103-S107.
12. Lambrecht M, Sonke JJ, Nestle U, et al. Quality assurance of four-dimensional computed tomography in a multicentre trial of stereotactic body radiotherapy of centrally located lung tumours. *Phys Imaging Radiat Oncol* 2018; 8: 57-62.
13. Yamamoto T, Langner U, Loo BW Jr., et al. Retrospective analysis of artifacts in four-dimensional CT images of 50 abdominal and thoracic radiotherapy patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 72: 1250-1258.
14. Nakamura M, Narita Y, Sawada A, et al. Impact of motion velocity on four-dimensional target volumes: a phantom study. *Med Phys* 2009; 36: 1610-1617.
15. 厚生労働省. 医療法施行規則の一部を改正する省令の施行等について, 医政発 0312 第 7 号, 平成 31 年 3 月 12 日.
16. Ellingson BM, Bendszus M, Boxerman J, et al. Consensus recommendations for a standardized Brain Tumor Imaging Protocol in clinical trials. *Neuro Oncol* 2015; 17: 1188-1198.
17. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. The role of PET/CT in radiation treatment planning for cancer patient treatment. Vienna, 2008.
18. Paulson ES, Erickson B, Schultz C, et al. Comprehensive MRI simulation methodology using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning. *Med Phys* 2015; 42: 28-39.
19. Glide-Hurst CK, Paulson ES, McGee, K, et al. Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance. *Med Phys* 2021; 48: e636-e670.
20. Konert T, Vogel W, MacManus MP, et al. PET/CT imaging for target volume delineation in curative intent radiotherapy of non-small cell lung cancer: IAEA consensus report 2014. *Radiother Oncol* 2015; 116: 27-34.
21. Kavaluus H, Nousiainen K, Kaijaluoto S, et al. Determination of acceptance criteria for geometric accuracy of magnetic resonance imaging scanners used in radiotherapy planning. *Phys Imaging Radiat Oncol* 2021; 17: 58-64.
22. 日本放射線腫瘍学会. 放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン 2018 年版.
23. 日本放射線腫瘍学会. 画像誘導放射線治療の臨床施行のためのガイドライン 2022.
24. Posiewnik M, Piotrowski T. A review of cone-beam CT applications for adaptive radiotherapy of prostate cancer. *Phys Med*. 2019; 59: 13-21.
25. Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009; 54(20): 6239-6250.
26. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med Phys*. 2012; 39(4): 1946-1963.
27. Jarema T, Aland T. Using the iterative kV CBCT reconstruction on the Varian Halcyon linear accelerator for radiation therapy planning for pelvis patients. *Phys Med*. 2019; 68: 112-116.
28. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys* 2010; 37: 4817-4853.

29. Petit SF, van Elmpt WJ, Lambin P, et al. Dose recalculation in megavoltage cone-beam CT for treatment evaluation: removal of cupping and truncation artefacts in scans of the thorax and abdomen. *Radiother Oncol* 2010; 94: 359-366.
30. Ding GX, Alaei P, Curran B, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys* 2018; 45: e84-e99.
31. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994; 21: 581-618.
32. Hynds S, McGarry CK, Mitchell DM, et al. Assessing the daily consistency of bladder filling using an ultrasonic Bladderscan device in men receiving radical conformal radiotherapy for prostate cancer. *Br J Radiol.* 2011; 84: 813-818.
33. Shirato H, Suzuki K, Sharp GC, et al. Speed and amplitude of lung tumor motion precisely detected in four-dimensional setup and in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 64: 1229-1236.
34. Shiinoki T, Kawamura S, Uehara T, et al. Evaluation of a combined respiratory-gating system comprising the TrueBeam linear accelerator and a new real-time tumor-tracking radiotherapy system: a preliminary study. *J Appl Clin Med Phys* 2016; 17: 202-213.
35. Hoogeman M, Prevost JB, Nuytens J, et al. Clinical accuracy of the respiratory tumor tracking system of the cyberknife: assessment by analysis of log files. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74: 297-303.
36. Mukumoto N, Nakamura M, Yamada M, et al. Intrafractional tracking accuracy in infrared marker-based hybrid dynamic tumour-tracking irradiation with a gimbalised linac. *Radiother Oncol* 2014; 111: 301-305.
37. Akimoto M, Nakamura M, Mukumoto N, et al. Predictive uncertainty in infrared marker-based dynamic tumor tracking with Vero4DRT. *Med Phys* 2013; 40: 091705.

7 章：治療計画

1. Srivastava SP, Cheng CW, Das IJ. The effect of slice thickness on target and organs at risk volumes, dosimetric coverage and radiobiological impact in IMRT planning. *Clin Transl Oncol* 2016; 18: 469-79.
2. Anetai Y, Sumida I, Kumazaki Y, et al. Assessment of using a gamma index analysis for patient-specific quality assurance in Japan. *J Appl Clin Med Phys* 2022; 26: e13745.
3. 日本放射線腫瘍学会他. 放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン 2018 年版.
4. International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting photon Beam Therapy, ICRU Report 50. Bethesda, ICRU Publications, 1993.
5. International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), ICRU Report 62. Bethesda, ICRU Publications, 1999.
6. International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), ICRU Report 83. Bethesda, ICRU Publications, 2010.
7. Mayo CS, Moran JM, Bosch W, et al. American Association of Physicists in Medicine Task Group 263: Standardizing Nomenclatures in Radiation Oncology. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2018; 100: 1057-1066.
8. van Herk M et al. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 47: 1121-1135.
9. Olch AJ, Gerig L, Li H, et al. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. *Med Phys* 2014; 41: 061501.
10. Giorgia N, Antonella F, Alessandro C, et al. Planning strategies in volumetric modulated arc therapy for breast. *Med Phys* 2011; 38: 4025-4031.
11. Tyran M, Tallet A, Resbeut M, et al. Safety and benefit of using a virtual bolus during treatment planning for breast cancer treated with arc therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2018; 19: 463-472.

12. Ong CL, Dahele M, Slotman BJ, et al. Dosimetric impact of the interplay effect during stereotactic lung radiation therapy delivery using flattening filter-free beams and volumetric modulated arc therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2013; 86: 743-748.
13. Court LE, Seco J, Lu XQ, et al. Use of a realistic breathing lung phantom to evaluate dose delivery errors. *Med Phys* 2010; 37: 5850-5857.
14. Court L, Wagar M, Bogdanov M, et al. Use of reduced dose rate when treating moving tumors using dynamic IMRT. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 12: 3276.
15. Netherton T, Li Y, Nitsch P, et al. Interplay effect on a 6-MV flattening-filter-free linear accelerator with high dose rate and fast multi-leaf collimator motion treating breast and lung phantoms. *Med Phys* 2018; 45: 2369-2376.
16. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys* 2016; 43: 4209.
17. Ford E, Conroy L, Dong L, et al. Strategies for effective physics plan and chart review in radiation therapy: Report of AAPM Task Group 275. *Med Phys* 2020; 47: e236-e272.
18. Xia P, Sintay BJ, Colussi VC, et al. Medical Physics Practice Guideline (MPPG) 11.a: Plan and chart review in external beam radiotherapy and brachytherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2021; 22: 4-19.
19. 日本放射線腫瘍学会. 外部放射線治療における QA システムガイドライン 2016 年版, 金原出版, 東京, 2016.
20. 厚生労働省. 医療情報システムの安全管理に関するガイドライン第 5.2 版. 令和 4 年 3 月.
21. 日本放射線技術学会. 画像情報の確定に関するガイドライン Ver.2.1. 平成 26 年 8 月 18 日.
22. Siocchi RA, Balter P, Bloch CD, et al. Report of Task Group 201 of the American Association of Physicists in Medicine: Quality management of external beam therapy data transfer. *Med Phys* 2021; 48: e86-e114.
23. Vrtovec T, Močnik D, Strojanić P, et al. Auto-segmentation of organs at risk for head and neck radiotherapy planning: From atlas-based to deep learning methods. *Med Phys* 2020; 47: e929-e950.
24. Kravensbuehl J, Zamburlini M, Ghandour S, et al. Planning comparison of five automated treatment planning solutions for locally advanced head and neck cancer [published correction appears in *Radiat Oncol* 2018; 13: 225.]. *Radiat Oncol*. 2018; 13: 170.
25. Babier A, Mahmood R, McNiven AL, et al. Knowledge-based automated planning with three-dimensional generative adversarial networks. *Med Phys* 2020; 47: 297-306.
26. Sherer MV, Lin D, Elguindi S, et al. Metrics to evaluate the performance of auto-segmentation for radiation treatment planning: A critical review. *Radiother Oncol* 2021; 160: 185-191.
27. Chang ATY, Hung AWM, Cheung FWK, et al. Comparison of Planning Quality and Efficiency Between Conventional and Knowledge-based Algorithms in Nasopharyngeal Cancer Patients Using Intensity Modulated Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2016; 95: 981-990.
28. Kubo K, Monzen H, Ishii K, et al. Dosimetric comparison of RapidPlan and manually optimized plans in volumetric modulated arc therapy for prostate cancer. *Phys Med* 2017; 44: 199-204.
29. Wall PDH, Fontenot JD. Evaluation of complexity and deliverability of prostate cancer treatment plans designed with a knowledge-based VMAT planning technique. *J Appl Clin Med Phys* 2020; 21: 69-77.

8 章：線量検証

1. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 2003; 30: 2089-2115.
2. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2000; 27: 5359-5373.
3. Moran JM, Dempsey M, Eisbruch A, et al. Safety considerations for IMRT: executive summary. *Med Phys* 2011; 38: 5067.
4. Hartford AC, Galvin JM, Beyer DC, et al. American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO)

practice guideline for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Am J Clin Oncol* 2012; 35: 612–617.

5. Bogdanich W. Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm. New York: The New York Times, 2010.
6. Bogdanich W. As Technology Surges, Radiation Safeguards Lag. New York: The New York Times, 2010.
7. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys* 2018; 45: e53–e83.
8. Zhu TC, Stathakis S, Clark JR, et al. Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT. *Med Phys* 2021; 48: e808–e829.
9. McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon beams. *Med Phys* 2014; 41: 041501.
10. Palmans H, Andreo P, Huq MS, et al. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an international code of practice for reference and relative dose determination. IAEA Technical Report Series No. 483. IAEA, Vienna, 2017.
11. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* 2011; 38: 1313–1338.
12. Anetai Y, Sumida I, Kumazaki Y, et al. Assessment of using a gamma index analysis for patient-specific quality assurance in Japan. *J Appl Clin Med Phys* 2022; 26: e13745.
13. Suchowerska N, Hoban P, Butson M, et al. Directional dependence in film dosimetry: radiographic film and radiochromic film. *Phys Med Biol* 2001; 46: 1391–1397.
14. Pai S, Das IJ, Dempsey JF, et al. TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med Phys* 2007; 34: 2228–2258.
15. Greer PB and Popescu CC. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2003; 30: 1618–1627.
16. Anjum MN, Parker W, Ruo R, et al. IMRT quality assurance using a second treatment planning system. *Med Dosim* 2010; 35: 274–279.
17. Fontenot JD. Evaluation of a novel secondary check tool for intensity-modulated radiotherapy treatment planning. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15: 4990.
18. Tsuruta Y, Nakamura M, Miyabe Y, et al. Use of a second-dose calculation algorithm to check dosimetric parameters for the dose distribution of a first-dose calculation algorithm for lung SBRT plans. *Phys Med* 2017; 44: 86–95.
19. Ono T, Mitsuyoshi T, Shintani T, et al. Independent calculation-based verification of volumetric-modulated arc therapy-stereotactic body radiotherapy plans for lung cancer. *J Appl Clin Med Phys* 2020; 21: 135–143.
20. McDonald DG, Jacqmin DJ, Mart CJ, et al. Validation of a modern second-check dosimetry system using a novel verification phantom. *J Appl Clin Med Phys* 2017; 18: 170–177.
21. Bresciani S, Poli M, Miranti A, et al. Comparison of two different EPID-based solutions performing pretreatment quality assurance: 2D portal dosimetry versus 3D forward projection method. *Phys Med* 2018; 52: 65–71.
22. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, et al. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 26: 261–273.
23. Harms WB Sr, Low DA, Wong JW, et al. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med Phys* 1998; 25: 1830–1836.
24. Low DA, Harms WB, Mutic S, et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25: 656–661.
25. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003; 30: 2455–2464.
26. 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011
27. Alber M, Broggi S, De Wagter C, et al. Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO Booklet No. 9. ESTRO, 2008, 89–106.
28. Cunningham JR, Cohen M, Walstam R, et al. Errors in dosimetry. In: ICRU REPORT 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU, 1976, 45–50.

29. Van Dyk J and Purdy JA. Clinical implementation of technology and the quality assurance process. In: Van Dyk J eds. The modern technology of radiation oncology. Wisconsin, Medical Physics Publishing, 1999, 19-51.
30. Nelson CL, Mason BE, Robinson RCJ, et al. Commissioning results of an automated treatment planning verification system. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15: 4838.
31. Sun Nuclear Corporation. DoseCHECK™ & PerFRACTION™ -On the Accuracy of the SNC Dose Calculator Algorithm. https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/whitepapers/DC_PF_Accuracy-of-the-SNC-Dose-Calculator_091216.pdf, (2 Sep 2022, date last accessed).
32. Narayanasamy G, Zalman T, Ha CS, et al. Evaluation of Dosimetry Check software for IMRT patient-specific quality assurance. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16: 5427.
33. Hoffmann L, Alber M, Söhn M, et al. Validation of the Acuros XB dose calculation algorithm versus Monte Carlo for clinical treatment plans. *Med Phys* 2018; 45: 3909-3915.
34. Kodama T, Saito Y, Hatanaka S, et al. Commissioning of the Mobius3D independent dose verification system for TomoTherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2019; 20: 12-20.
35. Jolly D, Dunn L, Kenny J. A clinical database to assess action levels and tolerances for the ongoing use of Mobius3D. *J Appl Clin Med Phys* 2017; 18: 59-65.
36. Ahmed S, Hunt D, Kapatoes J, et al. Validation of a GPU-Based 3D dose calculator for modulated beams. *J Appl Clin Med Phys* 2017; 18: 73-82.
37. Piffer S, Casati M, Marrazzo L, et al. Validation of a secondary dose check tool against Monte Carlo and analytical clinical dose calculation algorithms in VMAT. *J Appl Clin Med Phys* 2021; 22: 52-62.
38. Shepard AJ, Frigo SP. Characteristics and limitations of a secondary dose check software for VMAT plan calculation. *J Appl Clin Med Phys* 2021; 22: 216-223.
39. Stasinou D, Patatoukas G, Kollaros N, et al. Implementation of TG-218 for patient-specific quality assurance tolerance and action limits determination: Gamma passing rate evaluation using 3DVH software. *Med Phys* 2022; 49: 4322-4334.
40. 日本磁気共鳴医学会, 日本医学物理学会, 日本医学放射線学会, 日本放射線技術学会, 日本放射線腫瘍学会: MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン 2021 年版.
41. Zygmanski P, Rosca F, Kadam D, et al. Determination of depth and field size dependence of multileaf collimator transmission in intensity-modulated radiation therapy beams. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8: 76-95.
42. Vieilleveigne L, Khamphan C, Saez J, et al. On the need for tuning the dosimetric leaf gap for stereotactic treatment plans in the Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2019; 20: 68-77.
43. Hernandez V, Hansen CR, Widesott L, et al. What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans. *Radiother Oncol* 2020; 153: 26-33.

9 章：位置照合

1. 日本放射線腫瘍学会. 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011.
2. Ding GX, Alaei P, Curran B et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys*. May;45 2018.
3. 放射線医療技術書叢書 (33. 「放射線治療における位置照合とセットアップの実際」
4. Verellen D: Image Guided Patient Setup. In: Bortfeld T eds. Image-guided IMRT. Springer, 97-116 2005.
5. Stanley DN, McConnell KA, Kirby N et al. Comparison of initial patient setup accuracy between surface imaging and three-point localization: A retrospective analysis. *J Appl Clin Med Phys* 2017; 18: 58-61.

6. Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. *Med Phys* 2022; 49: e82-e112.
7. 日本磁気共鳴医学会, 日本医学物理学会, 日本医学放射線学会, 日本放射線技術学会, 日本放射線腫瘍学会. MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン 2021 年版.
8. 一般社団法人日本磁気共鳴医学会. 臨床 MRI 安全運用のための指針 令和元年
9. Molloy JA, Chan G, Markovic A, et al. AAPM Task Group 154. Quality assurance of U.S.-guided external beam radiotherapy for prostate cancer: report of AAPM Task Group 154. *Med Phys* 2011; 38: 857-71.
10. Molloy JA, Srivastava S, Schneider BF. A method to compare supra-pubic ultrasound and CT images of the prostate: technique and early clinical results. *Med Phys* 2004; 31: 433-42.
11. Fuss M, Cavanaugh SX, Fuss C et al. Daily stereotactic ultrasound prostate targeting: inter-user variability. *Technol Cancer Res Treat* 2003; 2:161-70.
12. 公益社団法人日本放射線腫瘍学会. 画像誘導放射線治療の臨床施行のためのガイドライン 2022.
13. 公益社団法人日本放射線腫瘍学会. 放射線治療計画ガイドライン 2020.
14. Clemente S, Chiumento C, Fiorentino A, et al. Is ExacTrac x-ray system an alternative to CBCT for positioning patients with head and neck cancers? *Med Phys* 2013; 40: 111725.
15. Kincaid RE Jr, Yorke ED, Goodman KA, et al. Investigation of gated cone-beam CT to reduce respiratory motion blurring. *Med Phys* 2013; 40: 041717.
16. Muinck Keizer DM de, Willigenburg T, der Voort van Zyp JRN van et al. Seminal vesicle intrafraction motion during the delivery of radiotherapy sessions on a 1.5 T MR-Linac. *Radiother Oncol* 2021; 162: 162-169.
17. Jenny Bertholet, Gail Anastasi, David Noble et al. Patterns of practice for adaptive and real-time radiation therapy (POP-ART RT) part II: Offline and online plan adaption for interfractional changes. *Radiother Oncol* 2020; 153: 88-96.
18. Hong TS, Tome WA, Chappell RJ, et al. The impact of daily setup variations on head-and-neck intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61: 779-788.
19. 川守田龍, 山田和成, 中島俊文, 他. 頭頸部 IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)における経時的な頭頸部領域体積の変化と線量分布への影響. *J Jpn Soc Ther Radiol Oncol* 2006; 18: 199-207.
20. 厚生労働省. 医療情報システムの安全管理に関するガイドライン第 5.2 版. 令和 4 年 3 月.
21. 日本放射線技術学会. 画像情報の確定に関するガイドライン Ver.2.1. 平成 26 年 8 月 18 日.

IMRT 物理技術ガイドライン改訂小委員会（2023 年版ガイドライン作成メンバー）

委員長

黒岡 将彦 東京医科大学病院 放射線治療部 放射線治療品質管理室

委員

太田 誠一 京都府立医科大学附属病院 医療技術部 放射線技術課
岡本 裕之 国立がん研究センター中央病院 放射線品質管理室
河内 徹 千葉県がんセンター 放射線治療部
川守田 龍 多根総合病院 医療技術部 放射線診断・治療部門
木藤 哲史 がん・感染症センター都立駒込病院 放射線科(治療)
熊崎 祐 埼玉医科大学国際医療センター 放射線腫瘍科
小島 徹 埼玉県立がんセンター 放射線治療科
辰己 大作 都島放射線科クリニック 放射線科
遠山 尚紀 東京ベイ先端医療・幕張クリニック 放射線治療品質管理部 医学物理室
中村 光宏 京都大学 大学院医学研究科

協力委員

秋野 祐一 大阪大学大学院 医学系研究科 放射線治療学
五十野 優 大阪国際がんセンター 放射線腫瘍科
伊藤 憲一 栃木県立がんセンター 放射線治療品質保証室
井上 裕之 大阪市立総合医療センター 医療技術部 診療放射線部門
岡 善隆 福島県立医科大学附属病院 放射線部
加茂前 健 名古屋大学医学部附属病院 放射線科
小坂 賢吾 兵庫県立はりま姫路総合医療センター 検査・放射線部
小島 礼慎 金沢大学附属病院 放射線部
兒玉 匠 埼玉県立がんセンター 放射線治療科
齋藤 正英 山梨大学医学部 放射線医学講座
椎木 健裕 山口大学医学部附属病院 放射線治療部
清水 秀年 愛知県がんセンター 放射線治療部
須田 雄飛 がん・感染症センター都立駒込病院 放射線科(治療)
高倉 亨 宇治徳洲会病院 健診センター
棚邊 哲史 新潟大学医歯学総合病院 放射線治療科
田村 命 近畿大学病院 がんセンター 放射線治療部 医学物理室
中島 大 がん研究会有明病院 放射線治療部
松本 賢治 近畿大学病院 中央放射線部
水野 統文 聖路加国際大学聖路加国際病院 放射線科 放射線治療品質管理室
宮阪 遼平 千葉県がんセンター 放射線治療部
椋本 宜学 大阪公立大学大学院 医学研究科 放射線腫瘍学
茂木 佳菜 国立がん研究センター東病院 放射線品質管理室

オブザーバー（JASTRO QA 委員会委員長）

石倉 聡 東京ベイ先端医療・幕張クリニック 腫瘍放射線科

委員会構成について

小委員会委員は本ガイドライン作成全体を制御する役割を担った。小委員会委員のそれぞれが各章のグループリーダーとして作成作業の進行を統括した。各小委員会協力委員は各章に配置され、小委員会委員とともにガイドライン作成の実務に当たった。

最終的な小委員会の意思決定は、小委員会委員により構成されたコアメンバー会議にて行われた。

外部評価

公益社団法人日本医学物理学会 QA/QC 委員会

公益社団法人日本放射線技術学会 標準・規格委員会、放射線治療部会

公益社団法人日本放射線腫瘍学会 ガイドライン委員会

特定の団体からの経済的援助状況に関する記載

ガイドライン作成にあたり、特定の団体から資金的援助はなく、独立性が担保されている。

利益相反の開示

本ガイドライン改訂小委員会の委員は、日本放射線腫瘍学会の定める「利益相反に関する指針」に基づいて申告を行った。以下に COI があった委員のみ、その COI を掲載し、掲示すべき COI が無い委員については割愛した。

① 経済的 COI

注 1:1.顧問, 2.株保有・利益, 3.特許使用料, 5.原稿料, 7.寄付金, 8.寄付講座, 9.その他、組織

注 1: COI 自己申告項目のうち, 1.顧問, 2.株保有・利益, 3.特許使用料, 4.講演料, 5.原稿料, 7.寄付金, 8.寄付講座, 9.その他 (以下組織 COI) 組織 COI_7.寄付金, 組織 COI_9.その他については該当する委員がいなかったことから割愛した。

注 2: 開示は作成委員就任時から過去 3 年分の 1 年ごとに行った。(2018-2020 年)

氏名 (所属)	年	6.研究費	組織 COI_ 6.研究費
岡本 裕之 (国立がん研究センター中央病院)	2020 年	伊藤忠商事	伊藤忠商事

② アカデミック COI

1. 担当章に自らの学術論文を引用している

岡本 裕之

2. 所属機関は強度変調放射線治療の施設基準を満たし届け出ている

黒岡 将彦, 太田 誠一, 岡本 裕之, 河内 徹, 川守田 龍, 木藤 哲史, 熊崎 祐, 小島 徹, 辰己 大作,

遠山 尚紀, 中村 光宏

3. 所属機関は定位放射線治療の施設基準を満たし届け出ている

黒岡 将彦, 太田 誠一, 岡本 裕之, 河内 徹, 川守田 龍, 木藤 哲史, 熊崎 祐, 小島 徹, 辰巳 大作, 遠山 尚紀, 中村 光宏

4. 所属機関は粒子線治療施設である

太田 誠一