

# 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)

平成 23 年 4 月 26 日 日本放射線腫瘍学会理事会承認

作 成

IMRT 物理 QA ガイドライン専門小委員会

(日本放射線腫瘍学会 QA 委員会)

## 目 次

1.	はじめに	1	3-5	放射線治療品質管理体制の整備	5
1-1	ガイドラインの目的	1			
1-2	IMRT の定義	1	4.	治療装置	6
2.	IMRT の臨床導入	1	4-1	MLC を用いた IMRT におけるコミッショニング項目と QA/QC 項目	6
2-1	IMRT システム導入前の準備期間	2	4-1-1	IMRT ビームの物理特性の理解と臨床使用条件の決定	6
2-2	IMRT システム導入後の基礎的準備期間	2	4-1-2	MLC の機械的位置精度の確認事項	7
2-3	IMRT 臨床導入に向けた本格的準備期間	3	4-2	その他の強度変調技術を用いた IMRT における確認事項	9
2-4	IMRT 開始初期段階で達成すべきその他の事項	3	4-2-1	MLC を用いた Rotational IMRT	9
2-4-1	線量検証システム構築に関する事項	3	4-2-2	物理的補償フィルタを用いた IMRT	10
2-4-2	患者固定，位置照合，マージン設定に関する事項	3	4-2-3	バイナリコリメータを用いた IMRT	10
3.	治療体制	4	4-2-4	ロボット型治療装置を用いた IMRT	11
3-1	人員体制	4	5.	治療計画装置	12
3-2	教育体制	5	5-1	IMRT を実施するために登録が必要な治療計画装置のパラメータ	13
3-3	測定機器の整備	5	5-1-1	小照射野の出力係数と線量プロファイル	13
3-4	装置の整備	5			

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

5-1-2	MLC 端部のモデリングに関するパラメータ	13			
5-1-3	MLC からの透過線量に関するパラメータ	13	8.	線量検証	20
5-1-4	tongue & groove 効果	14	8-1	線量検証の必要性	20
5-1-5	その他	14	8-2	線量検証の定義と分類	20
5-1-6	パラメータ登録に関する注意事項	14	8-3	推奨線量検証項目	20
5-2	コミッシュニングの手順	14	8-4	線量検証時の一般的注意事項	21
5-3	線量精度を担保できる治療計画の理解	14	8-5	検証ファントム	21
5-4	治療計画装置の品質保証	15	8-6	評価点線量検証	21
			8-6-1	電離箱線量計	21
6.	付属機器	15	8-7	線量分布検証	22
6-1	治療計画 CT 装置	15	8-7-1	フィルム	22
6-1-1	一般的確認事項	15	8-7-2	多次元検出器	22
6-1-2	CT 値－相対電子濃度変換テーブル	15	8-7-3	EPID	22
6-2	位置照合装置	16	8-7-4	独立線量検証	22
6-2-1	照射位置精度	16	8-8	線量検証時の評価基準	23
6-2-2	被ばく線量	16	8-8-1	評価基準	23
6-3	その他	16	8-8-2	評価基準の理論的背景	24
			8-8-3	低線量領域の評価法	24
7.	治療計画	16	8-9	線量検証結果の保存	24
7-1	患者固定	17	8-10	IMRT 治療開始後における注意点	25
7-1-1	一般的注意事項	17	8-11	検証結果に誤差が生じた場合の対処法	25
7-1-2	各治療部位における注意事項	17			
7-1-3	呼吸性移動等のある部位への IMRT	17	9.	位置照合	25
7-2	計画 CT 画像の取得	17	9-1	放射線治療による位置変位の理解と対応	25
7-2-1	撮影条件	17	9-2	位置照合装置	26
7-3	計画の立案	18	9-3	位置照合の頻度	26
7-3-1	最適化過程におけるパラメータ設定	18	9-4	前立腺 IMRT の位置照合	26
7-3-2	線量計算アルゴリズム	18	9-5	頭頸部 IMRT の位置照合	27
7-3-3	線量計算グリッド	18	9-6	その他の部位の IMRT の位置照合	27
7-3-4	CT 画像におけるアーチファクト	19			
7-3-5	ダミー輪郭	19	10.	臨床開始前の確認	27
7-3-6	マージン	19	10-1	リハーサル	27
7-3-7	立案計画の評価	19	10-2	診察から治療開始までのスケジュール	28
7-4	ファイルの転送, 登録, 確認	19			
7-5	治療計画結果の保存	20	文 献		29

## 1. はじめに

強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy: IMRT) は 1994 年から欧米において臨床応用が開始され、本邦においては 2000 年秋頃から臨床導入された。当時、全国で 7 施設 (北大, 札幌医大, 東北大, 千葉がん, 京大, 近大, 天理よろず) で開始されたが、ほとんどの施設が米国の先行施設における見学や研修を通じ IMRT の原理, 治療計画 (輪郭描出, 線量計算) および品質保証/品質管理 (quality assurance/quality control: QA/QC) を学び, 十分なリハーサルを積んだ上で慎重に臨床導入に移行した。しかし, 各施設で使用する治療計画装置, 治療装置およびそれらの組み合わせが異なるため, 施設独自の方法で治療を開始した。こうした状況の中, 2004 年 9 月に先行して IMRT を開始した施設が中心となって日本放射線腫瘍学会 QA 委員会から「多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン (Ver. 1)」<sup>1)</sup>が発表された。

その後, IMRT は治療装置および治療計画装置の進歩とともに発展し, 現在ではさまざまな手法で実施されている。診療報酬では, 2006 年に先進医療として承認され, 2008 年には頭頸部腫瘍, 前立腺腫瘍および中枢神経腫瘍に対して保険適用となり, IMRT 実施施設も 60 施設を超えるようになった。さらに, 2009 年には上記 3 部位以外への IMRT が先進医療として認められ, 2010 年 4 月からは, 限局性の固形悪性腫瘍の患者に対しての IMRT が保険適用となった。

IMRT 実施施設の増加・適応症例の拡大に伴い, これまでのガイドラインでは不十分な点も多く認められるようになり, 現状に即した内容への改訂が必要となった。そこで今回, IMRT 実施施設の医師, 診療放射線技師, 医学物理士および放射線治療品質管理士などの知見と経験から新たなガイドラインを作成した。QA 委員会の下にガイドライン作成小委員会を設置し, この委員および協力者で原案を作成, QA 委員会にて確認後, ガイドライン委員会の審査を受け, 理事会にて承認された。IMRT におけるガイドラインとしては, 臨床的 QA に係るものと物理・技術的 QA に係るものの二つに分けられるが, 本ガイドラインは物理・技術的 QA を中心にまとめたものである。参考文献はガイドライン作成に当たり, 根拠となるもの, 参考にしたもの, IMRT 実施者が参考にすべきものを各執筆者が選択した。また, 本ガイドラインは, 執筆者のコンセンサスにより作成された。

### 1-1 ガイドラインの目的

本ガイドラインは, 既に IMRT を臨床導入した施設や, これから新たに開始しようとしている施設の医師, 診療放射線技師, 医学物理士, 放射線治療品質管理士らに適切な理論と方法の指標となることを目的とした。これにより, 品質保証された IMRT の普及を促すことにある。

### 1-2 IMRT の定義

IMRT とは, 「リスク臓器等に近接する標的への限局的な照射において, 空間的・時間的に強度変調を施した線束を利用し, 逆方向治療計画にてリスク臓器等を避けながら標的の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照射療法」と定義する。ただし, 診療報酬の算定は, IMRT 照射技術の多様化に対応し, 以下の照射方法を用いて照射した場合とする。

- ・ 3 種以上の強度変調を施した線束を利用し, 3 方向以上の照射角度から照射する方法
- ・ 強度変調を施した線束を利用し, 運動しながら照射する方法
- ・ 照射中心を持たない多数のナロービームを利用し, 強度変調を行い集光的に照射する方法

## 2. IMRT の臨床導入

IMRT は照射技術の複雑さから, 従来の外部照射のための QA/QC ガイドラインでは安全性を担保できない。さらに, 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 の実施が困難である。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いる。よって、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されなければならない。詳細は第 3 章で述べる。

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、実際には IMRT 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。治療装置、治療計画装置、付属機器、治療計画、線量検証、位置照合の詳細、および臨床開始前の確認については第 4 章以降で述べる。

本章では、各施設で IMRT を臨床導入するために必要な期間と準備項目について述べる。

## 2-1 IMRT システム導入前の準備期間

IMRT を開始するためには、IMRT システムを導入する準備を含めて 1~2 年程度の比較的長い準備期間が必要となる。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、測定機器、固定具等をいう。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。

準備期間に実施すべきことは、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ことである。また、従事する人員を教育または育成する期間でもあり、IMRT に関する知識、技術を習得する期間ととらえなければならない。さらに、治療装置、治療計画装置のコミッショニング<sup>注1)</sup>に要する期間<sup>2)</sup>は、放射線治療品質管理機構からの報告を参照し、十分な期間を確保しなければならない。

この期間で実施すべき事項

### ① 治療体制の整備

医学物理士、放射線治療品質管理士などの人材の雇用、育成などにより適正な人員配置を行う。QA/QC を実施するための測定機器を整備する。安全な放射線治療を提供可能な治療体制を構築する。

### ② IMRT に関する情報収集

論文や書籍等を参考に IMRT に関する知識を習得する。

### ③ IMRT に係る技術習得のための研修への参加

治療計画法、線量検証法および品質管理業務などの技術を習得するために、IMRT 実施施設や国内外で実施される研修へ参加する。

### ④ IMRT 線量検証、QA/QC 機器の習熟

### ⑤ 施設の治療状況にあった IMRT システム導入の計画、立案および実施

## 2-2 IMRT システム導入後の基礎的準備期間

IMRT システムの導入後は、IMRT を臨床で開始するための準備期間として、半年から 1 年程度の期間が必要となる。治療計画装置のための基本ビームデータの取得、治療計画装置のコミッショニング、システム全体の QA/QC のための基準値取得等もこの期間で実施する。通常治療を既に実施している施設では、IMRT のために、それらすべてを改めて実施する必要はないが、治療計画装置に登録されているビームデータが現在の治療装置の特性を反映しているかの確認が必要である。既に治療計画装置に基本ビームデータが登録されていても、IMRT に対応したコミッショニングが追加が必要となる。また、マルチリーフコリメータ (multi-leaf collimator: MLC) などの強度変調器については、既に導入されているものでも

注1) コミッショニングとは、受入試験後に、臨床で使用するすべての機能について、その動作および性能の確認を行うことである。コミッショニングで得られた性能は、導入後の QA/QC において比較のための基本データとなる。さらに臨床での使用開始までに、手順書、プロトコル、説明書、必要なデータ等を準備することもコミッショニングに含まれる<sup>3)</sup>。

治療計画装置に登録する幾何学および線量的パラメータの追加登録や、再コミッショニングが必要となる場合がある。

新規導入 IMRT システムに対し実施すべき事項

- ① 納入業者との IMRT システムの受け入れ試験の実施
- ② 治療装置、治療計画装置の通常治療のためのコミッショニング  
QA/QC のための基準値の取得、基本ビームデータの取得、治療計画装置への登録、ビームモデリング、線量検証
- ③ MLC などの強度変調を施す機器に関する治療計画装置に登録すべきデータの取得と検証

既に IMRT 実施可能なシステムを導入している施設で実施すべき事項

- ① 治療装置の機器的特性の再コミッショニング
- ② 治療計画装置に登録してある基本ビームデータ、MLC に関する登録データの再コミッショニング
- ③ MLC などの強度変調を施す機器に関する治療計画装置に登録すべきデータの取得と検証

## 2-3 IMRT 臨床導入に向けた本格的準備期間

この期間は IMRT 治療計画の習熟や、線量検証および QA/QC プログラムを確立させる期間である。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リハーサルを経て完了するが、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線量的位置的精度が確保されていることを確認する。新規に IMRT を開始する施設においては、このリハーサルを最低でも 5 症例実施することが望ましい。

この期間に実施すべき事項

- ① IMRT 治療計画の習得
- ② IMRT 線量検証法の確立
- ③ IMRT 実施のための QA/QC 体制の構築（役割、責任分担の確認、実施頻度の設定）
- ④ IMRT 実施のための施設独自の QA ガイドラインや QC マニュアル等の整備

## 2-4 IMRT 開始初期段階で達成すべきその他の事項

### 2-4-1 線量検証システム構築に関する事項

IMRT では全例事前の線量検証を実施しなければならない。しかし、線量に関する問題点は臨床導入前に解決する必要がある。具体的には、治療計画装置で計算される患者ごとの計算線量と、線量検証で測定される測定線量との間に系統的誤差が存在しないようにコミッショニングを実施する。誤差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、または線量検証法によるものなのかを判断するために、複数の線量検証システムを利用することが望ましい。

### 2-4-2 患者固定、位置照合、マージン設定に関する事項

IMRT では高線量を標的に集中して照射することが可能であるが、標的に対して正確に線量を投与するには CTV に対して適切な体内マージン (internal margin: IM) と設定マージン (set-up margin: SM) を付加した PTV を設定することが重要である。IM, SM は患者固定法や位置照合法などで異なる。よって、各施設において患者固定法、位置照合法と整合性のある IM, SM を設定しなければならない<sup>3)-5)</sup>。IMRT を新たに開始する施設は、新たな固定具や位置照合装置を導入し使用する可能性があるが、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 IM, SM を決定する必要がある。

### 3. 治療体制

IMRT を実施するためには、高精度な治療装置・治療計画装置・位置照合装置や、その出力線量や線量分布を検証するための測定機器の整備が必要であることは当然であるが、それら以上に人員配置を中心とした治療体制の整備<sup>1)</sup>が重要である。治療装置等の機器が整備されれば IMRT が実施できるという安易な認識に対して、本ガイドラインは強い警告を発する。

#### 3-1 人員体制

通常の放射線治療を実施する施設では、1 治療装置あたりの 1 日の治療人数は通常治療で 40 名以下が適当である<sup>2)</sup>。それ以上の治療人数の場合、安全な放射線治療の実施は困難である。1 治療装置あたり 40 名以上治療する場合は、十分なスタッフを配置しなければならない。また、患者一人あたりの照射時間が長くなる高精度放射線治療などの場合、1 治療装置あたりの 1 日の治療人数は、上記の患者数よりも少なくなる。

治療装置 1 台で、通常治療を 1 日 20~40 名実施する場合に必要な人員は、常勤の放射線腫瘍医 1 名と常勤の医師 0~1 名、常勤で放射線治療専従<sup>注2)</sup>の診療放射線技師 3~5 名(少なくとも 1 名は放射線治療専門放射線技師であることを推奨する。)、常勤で放射線治療専従の看護師 1 名以上、受付担当者 1 名以上である。放射線治療照射業務を実施する場合、1 治療装置あたり 2 名以上の診療放射線技師を配置すること<sup>4)</sup>を推奨する。また、治療計画 CT 装置や X 線シミュレータを使用する場合、診療放射線技師が配置可能な体制であること、および放射線治療の品質管理業務に専任(もしくは専従)<sup>注2)</sup>する常勤の技術者(医学物理士もしくは放射線治療品質管理士など)を 1 名配置することを推奨する。治療装置 2 台で診療実施の場合、上記に加えて、放射線治療の品質管理業務に専従する常勤の医学物理士もしくは放射線治療品質管理士を 1 名配置することを推奨する。

IMRT を実施する場合、上記の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が必要である。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、測定装置、解析ソフト等)から始まり、追加のビームデータや基礎的 QA データ測定、治療計画装置の IMRT に対応したコミッショニング、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。よって、これらの人員は IMRT システム構成を検討する段階から配置することが望ましい。通常の放射線治療照射業務、品質管理業務を担当しながら IMRT の臨床導入の準備を実施した場合、IMRT 臨床導入までに 1 年以上の時間を要する場合が多い。また、これらの業務は本来片手間で取り組むべき業務水準および業務量ではない。また IMRT の臨床導入後も、治療計画や線量検証には多大な労力を要するため、他業務との兼務では負担が非常に大きく、治療計画から治療開始までの期間を延長させる原因となる。そのため、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。医師については、放射線治療を専ら担当する常勤の医師が 2 名以上配置されていること。さらにそのうちの 1 名以上は日本放射線腫瘍学会および日本医学放射線学会が共同認定する放射線治療専門医であることが望ましい。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<sup>5),6)</sup>。

注2) 専任：当該療法の実施を専ら担当していることをいう。この場合において、「専ら担当している」とは、担当者となっていればよいものとし、その他診療を兼任していても差し支えないものとする。ただし、その就業時間の少なくとも 5 割以上、当該療法に従事している必要があるものとする。専従：当該療法の実施日において、当該療法に専ら従事していることをいう。この場合において、「専ら従事している」とは、その就業時間の少なくとも 8 割以上、当該療法に従事していることをいう<sup>3)</sup>。

### 3-2 教育体制

IMRT を臨床導入するためには、放射線治療部門のスタッフが通常の外部照射を経験していることが必要である。通常の外部照射を実施している施設が新たに IMRT を導入する場合には、IMRT 実施施設での研修や、実習を含んだ講習会に参加し、IMRT 臨床導入に関する技術を習得する<sup>7), 8)</sup>。また、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確保すべきである。

### 3-3 測定機器の整備

通常の外部照射を実施するために必要な測定機器は、基準線量を測定するための校正された線量計・電位計と水ファントム、線量分布を測定するための三次元水ファントムと測定機器一式、校正された温度計・気圧計、CT 値－相対電子濃度変換テーブル取得用ファントムである。これらに加えて IMRT を実施するためには、小照射野の測定が可能な電離体積の小さな電離箱や半導体検出器とそれらが利用可能なファントムが必要である。さらに、二次元線量分布を確認するためのフィルム、フィルム解析装置とそれらに使用するファントムが必要である。近年では、IMRT の線量検証に電離箱や半導体を離散的に配置した多次元検出器が利用されている。これらはフィルムレス化の進む本邦において有用な検出器である。しかし、どのような測定器を使用するとしても、線量検証上の特性を十分に把握し定期的な品質管理を実施した上で利用しなければならない。

### 3-4 装置の整備

外部放射線治療装置、治療計画 CT 装置、治療計画装置、固定具、位置照合装置および前項で示した QA/QC のための測定機器などの導入に当たっては適切な受け入れ試験・コミッショニングを実施し、導入後は定期的な QA/QC が必要である。

受け入れ試験・コミッショニング・QA/QC のそれぞれにおいて、線量および幾何学的な精度を検証しなければならないが、IMRT を実施するためには、従来の通常治療用の検証項目と比較して、検証項目の追加や、同様の項目でもその許容値を厳しく設定する必要がある。

治療計画装置では画像入力、輪郭描出、照射条件の設定、線量計算、線量体積ヒストグラム (Dose Volume Histogram: DVH)、データ転送等の基本性能を確認する。さらに、IMRT の場合、小照射野の出力係数、MLC 透過線量率などの MLC など強度変調器に関するパラメータのモデリング・コミッショニングが必要であり、ユーザの責任において実施しなければならない。

固定具に関しては、施設のプロトコルに従い吸引式固定具、バイトブロック式固定具、熱可塑性樹脂素材のシェル等を適切に導入する。

患者位置照合装置については、通常のポータル画像だけでなく、超音波を利用する装置、透視を利用する装置、CT を利用する装置などの高精度な位置照合を可能とするさまざまな装置が利用可能となっている。これらも施設ごとに検討し導入する。

### 3-5 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。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、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）とは独立して、放射線治療品質管理委員会<sup>注3)</sup>を設置することを推奨する。この委員会は病院内医療安全対策部門と連絡を密に

注3) 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

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<sup>4)</sup>。この放射線治療品質管理委員会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。

#### 4. 治療装置

IMRTに対応した治療装置のコミッシュニングやQA/QCを実施する前に、通常治療に対して十分な放射線治療の品質が担保されていないなければならない。通常治療のための治療装置のQA/QCは、日本放射線腫瘍学会QA委員会の「外部放射線治療におけるQuality Assurance (QA) システムガイドライン」<sup>1)</sup>に準拠して実施することが求められる。このガイドライン以降に導入された装置、MLC、非物理ウェッジ、電子ポータル画像装置 (electronic portal imaging device: EPID)、コーンビームCT (cone beam computed tomography : CBCT) などを使用する施設については、関連する文献を参照<sup>2)</sup>してQA/QCを実施する必要がある。IMRTでは照射法の種類に応じて、通常治療のQA/QC項目に加えてさまざまなQA/QC項目が存在する。本章では、IMRTのコミッシュニング時に実施する項目と、定期的実施するQA/QCについて、MLCを用いたIMRTとそれ以外の照射法で実施されるIMRTを治療装置別に分けて述べる。ただし、MLC搭載のリニアックを用いてガントリを回転させながら照射を行うIMRT (rotational IMRT) は後半で述べる。

##### 4-1 MLCを用いたIMRTにおけるコミッシュニング項目とQA/QC項目

###### 4-1-1 IMRTビームの物理特性の理解と臨床使用条件の決定

従来の照射法とIMRTを比較して、照射技術の違いやMLCの動作精度が投与線量および線量分布に及ぼす影響を考慮し、従来のリニアックのコミッシュニングでは不十分である項目を、IMRT導入時に追加で実施する<sup>3)</sup>。

###### 4-1-1-1 SMLC IMRTとDMLC IMRTの物理的確認事項について

segmental multileaf collimator IMRT (SMLC IMRT)<sup>注4)</sup>とdynamic multileaf collimator IMRT (DMLC IMRT)<sup>注5)</sup>では物理的確認項目は異なり、表4.1のようにまとめられる。

SMLC IMRTは極小で複雑な形状のセグメントを多用し、セグメントのつなぎ目が標的内に多数存在するため、セグメントを形成するMLCの位置精度管理が従来の治療技術と比較してより重要となる。さらにDMLC IMRTでは照射中にMLCが常時動作しているため、MLCには安定した動作が求められる。

表 4.1 SMLC および DMLC IMRT の物理的確認項目

	SMLC	DMLC
リニアック	低 MU 値の線量精度 (出力安定性・再現性・対称性)	線量率の出力安定性
MLC	位置精度確認 MLC 透過線量	位置精度確認 MLC 透過線量 連続動作安定性

ニューアル、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の検討に付され、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。

注4) 照射野形状 (セグメント形状) が照射中一定で、照射停止中に形状が変化する方法。step & shoot や stop & shoot とも呼ばれる。

注5) 照射野形状が照射中に変化する方法。



#### 4-1-1-2 低 MU 値ビームの線量精度

SMLC IMRT では低 MU 値のセグメントを多用し強度変調分布を形成する。低 MU 値のビームは線量プロファイル形状、線量直線性や再現性において通常治療条件のビームとは異なる性質を有するため、通常治療のための QA/QC のみでは SMLC 方式で使用される 10 MU 以下での出力精度は保証されない<sup>4),5)</sup>。したがって SMLC IMRT 導入時は、低 MU 値条件での出力安定性、再現性、対称性を検証しなければならない。IMRT を実施するための低 MU 値ビームに要求される精度として、出力安定性およびプロファイル対称性について $\pm 2.0\%$ を推奨する<sup>9)</sup>。再現性について言及した文献は見あたらないが、通常治療の QA/QC プログラム<sup>1)</sup>の基準である変動係数で $\pm 0.5\%$ 以内を満たすことが望ましいと考える。

#### 4-1-1-3 線量率の設定

SMLC IMRT で多く使用される 10 MU 以下のビームでは、その出力精度に注意が必要であることを上述した。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<sup>7)-9)</sup>。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。また低 MU 値のセグメントでは、上記の要因による線量精度が低下するため、治療計画時に極端に低い MU 値のセグメントを作成しないように注意する。

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を遮断する現象 (beam hold off) が生じ、線量分布や出力線量の誤差の原因となる<sup>10)-12)</sup>。

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、投与線量の精度が担保できない可能性があるため避けるべきである。

#### 4-1-1-4 MLC からの透過線量

MLC からの透過線量は、①リーフ自体を透過する放射線、②隣接するリーフ間を透過する放射線、③リーフ先端部分を透過する放射線に分類される。①および②による透過線量は、それぞれ intraleaf (mid-leaf) transmission, interleaf transmission と呼ばれ、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。③は leaf end transmission と呼ばれ、リーフ先端部分が円弧状の MLC<sup>注6)</sup>で形成された照射野に線束が入射する際、leaf 先端部分を透過して被照射体へ到達する線量のことを指し、光照射野と X 線照射野との間に相違を生じる原因となる。leaf end transmission の線量測定の方法には幾つかの方法が提唱されており、複数の方法で評価することを推奨する<sup>13), 14)</sup>。

### 4-1-2 MLC の機械的位置精度の確認事項

#### 4-1-2-1 MLC 位置精度

MLC の位置精度は、アイソセンタを基準とした 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、ガントリを水平に倒した場合の自重などによって変位が生じ、一方、相対位置は個々の MLC 駆動モータの劣化で変位が生じるため、両者の MLC 位置精度の確認が重要となる。MLC キャリッジは MLC バンクとも呼ばれ、MLC がガントリヘッドに取り付けられている構造部を指す。

IMRT の線量精度は、MLC の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

注6) MLC の形状は double focused type と single focused type の 2 つがある。double focused type はリーフ端と側面の 2 面がビーム線錘に対して平行に接するような形状をしているが、single focused type はリーフ側面の 1 面のみがビーム線錘に対して平行となっている。この形状の違いにより double focused type が円弧上の軌道で動くのに対して、single focused type の場合は MLC がリニアックのガントリヘッド内を直線軌道で動く。このため single focused type では、半影サイズが照射野中心からの距離に依存しないようリーフ端が円弧状となっている (rounded end leaf)。

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 の動作特性を十分に把握し、IMRT の線量分布や絶対線量の精度が担保できるような許容レベル (tolerance level) <sup>注7)</sup> や介入レベル (action level) <sup>注8)</sup> を、施設ごとに設定することを推奨する。

表 4.2 (参考) MLC 位置精度の許容値 <sup>6)</sup>

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

参考として MLC 位置精度の許容値を表 4.2 に示す <sup>6)</sup>。リーフ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。一方、再現性が低下した場合はそれぞれのセグメントでフルエンス分布が変化して、ホットスポットやコールドスポットを生じる可能性があるため、DMLC の方がより高い精度を求められる。これらの許容値は、IMRT の線量分布が治療計画用 CT の 1 ピクセルサイズ (0.3 - 0.94 mm) 以上の精度を達成するために必要な基準である <sup>6)</sup>。

#### 4-1-2-2 MLC の静的位置精度

光照射野、および X 線照射野による確認方法がある。光照射野による確認方法では、MLC により作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。3次元原体照射 (3 dimensional conformal radiotherapy: 3DCRT) を含む通常治療では MLC の計画位置と光照射野での静止位置の許容値は 1 mm 以内である <sup>15)</sup> が、IMRT の場合、SMLC, DMLC で許容値は異なるため注意する。

X 線照射野による確認方法は、一定の MLC の幅 (ギャップ幅) を保ちながら一方向に 1~2 cm ステップで移動 (ビームオフ) と停止 (ビームオン) を繰り返す MLC の移動パターンを作成する。同様に逆方向へ移動する MLC のパターンも作成する。この MLC の移動パターンを用いて、線源 - フィルム間距離 100 cm に置いたフィルムへ照射を行う。すべての直線状のフィルム黒化部分が、設定したギャップ幅に対して許容値内で整列していることを確認する <sup>11)</sup>。

#### 4-1-2-3 MLC キャリッジ位置精度

MLC キャリッジ位置精度は、MLC で整形した照射野を作成し、目視またはフィルムに照射して評価する。アイソセンタについて対称な MLC 照射野を 2 つ作成し、それぞれコリメータ角度を 90° と 270° とし、方眼紙を使用した光照射野による確認、またはフィルムを用いた X 線照射野による確認を行う。この試験における許容差を 0.5 mm とすることを推奨する <sup>16)</sup>。MLC キャリッジは自重により変位を生ずる可能性があるため、複数のガントリ角度で行う事が望ましい。

#### 4-1-2-4 MLC の動的位置精度

DMLC 方式の IMRT の線量精度は、ギャップ幅の精度に大きく左右される。このギャップ幅は、DMLC 出力比試験によって精度管理できる <sup>17)</sup>。

DMLC 出力比試験とは、一定のギャップ幅を保ちながらダイナミック照射を行い、その出力線量からギャップ幅の精度を確認する試験である <sup>17)</sup>。コリメータで作成されたオープン照射野で、既定 MU 値 (例: 100 MU) の線量計読み値を得る。次に一定のギャップ幅で作成された短冊上のセグメントが、先のオープン照射野を横断するように同一の MU 値でダイナ

注7) 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8) 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。

ミック照射を行い、その線量計読み値を得る。この2つの線量計読み値の比を DMLC 出力比として算出する。MLC ギャップ 5 mm でダイナミック照射を行った場合、DMLC 出力比の変動 3% が約 0.2 mm のギャップギャップ幅の違いに相当するが<sup>17)</sup>、装置ごとで特性が異なることが考えられるため、必ず各施設で検討の上、許容レベルを設定しなければならない。表 4.2 で示した MLC 位置精度に関する許容レベル 0.2 mm 以下の分解能で、ギャップ幅誤差を検出するには、ダイナミック照射の際に 5 mm 以下のギャップ幅を用いて試験を実施する必要がある。

#### 4-2 その他の強度変調技術を用いた IMRT における確認事項

本節では、MLC 搭載のリニアックを用いてガント리를回転させながら照射を行う IMRT (rotational IMRT)、物理的補償フィルタを用いた IMRT (compensator IMRT)、バイナリコリメータを用いた IMRT (TomoTherapy<sup>®</sup>) およびロボット型治療装置を用いた IMRT (CyberKnife<sup>®</sup>) における確認事項を述べる。ただし、これらの治療装置におけるコミッションングおよび QA/QC は確立されていない。したがって、各機器の確認事項を参考に自施設における適切なプログラムを作成すること。

##### 4-2-1 MLC を用いた Rotational IMRT

###### 4-2-1-1 概説

Rotational IMRT の方法には IMAT (intensity modulated arc therapy)<sup>18)</sup> と VMAT (volumetric modulated arc therapy)<sup>19)</sup> がある。ここでは現在、商用で稼働している VMAT について述べる。VMAT はガント리를回転中に線量率、ガントリ速度、リーフ形状を連続的に変化させ、強度分布を変調する照射法である。VMAT は、従来の IMRT と強度変調の様式は異なるが、コミッションングや QA/QC の概念に共通する部分は多く、従来の IMRT の検証に VMAT 特有のガント리를回転や線量率変化に対する検証を追加する。

###### 4-2-1-2 確認事項

###### ① IMRT としての基本性能の確認

VMAT は IMRT が基本となるため、対象となる装置が実施可能な IMRT の方式において、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、ガント리를回転しない状態で DMLC の動作を確認できない装置においても、可能な範囲で動的な MLC 動作のチェックを行うことを推奨する。

###### ② VMAT 動作の安定性と異常終了時の復帰方法の確認

線量率、ガントリ速度、リーフ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、VMAT 動作中に照射の中断や停止が発生せず、安定に動作することを確認する。また、照射が異常終了した際の適切な復帰方法についても確認する。

###### ③ 線量率変化に対するビーム特性の確認

VMAT では、照射中に連続的に線量率が変化するため、線量率変化に対する出力や線量プロファイルの平坦度、対称性を確認する<sup>20)</sup>。

###### ④ ガント리를回転中心の幾何学的精度および出力安定性の確認

VMAT はガント리를回転を基本とする照射法であるため、ガント리를回転中心の精度およびガント리를回転時の出力安定性を確認する。

###### ⑤ ガント리를回転中の MLC の動作確認

ガント리를回転中のリーフ位置精度を確認する。ブロックトレイ等にフィルムや二次元検出器を固定し、ガント리를回転させながらフェンス試験等を実施する<sup>21)</sup>。

⑥ 寝台の吸収

VMAT は回転照射であるため、寝台を通過するガントリ角度とその角度でのビームの減弱の影響を確認する。また、治療計画装置において仮想寝台や CT 装置で撮像した寝台画像を用いて線量計算を実施する場合は、その計算精度を検証する。

⑦ VMAT 動作中の総合的な動作と照射精度の確認

適切なファントムを用いて治療計画の線量分布と絶対線量を確認する。また可能であれば、ログファイル解析等により VMAT の強度変調パラメータであるガントリ角度ごとのリーフ位置と照射 MU 値の関係が正しく同期していることを確認する<sup>22), 23)</sup>。

## 4-2-2 物理的補償フィルタを用いた IMRT

### 4-2-2-1 概説

物理的補償フィルタ(以下補償フィルタ)を用いた IMRT (compensator IMRT) では、MLC を用いた IMRT と異なりセグメンテーションを行わず、フィルタ厚の違いによる放射線の減弱の違いを利用して線量の強度変調を行う。よって、一般的なリニアックの精度、幾何学的精度、出力線量精度の確認を行った上で、補償フィルタ固有の QA/QC が必要となる<sup>24)-27)</sup>。

### 4-2-2-2 確認事項

① 線質の確認

補償フィルタを挿入した場合に線質変化が生じるので、補償フィルタの有無による線質変化が臨床利用可能な程度か確認する。

② リニアックの幾何学的精度の確認

補償フィルタの重量がリニアックの幾何学的精度に影響を与える可能性があるため、装着時におけるガントリとコリメータの回転精度を確認する。

③ フィルタ挿入位置精度確認

補償フィルタの工作精度が優れていても、フィルタ挿入位置精度が異なれば線量分布が変位するため、複数のガントリ角度において、線量分布検証を実施することで挿入位置精度を確認する。

④ 補償フィルタの工作精度の確認

MLC の幅に依存することなく、空間分解能の高い連続的な強度変調が可能であるが、その工作精度は線量分布に大きく影響を与える<sup>28)</sup>。必ずしも設計された形状に切削加工できるわけではないので、あらかじめ切削精度の限界を確認する。基準プランを作成し、目的の補償フィルタが作成されるか確認する。

⑤ 安全システムの動作確認

照射野ごとに補償フィルタを交換するため、補償フィルタを取り付け間違えた場合、安全システムが動作するかを確認する。もし、安全システムを備えていない場合は、取り付け間違いが生じないような運用方法を構築する。

⑥ 総合的な照射精度の確認

ファントムを使用して、治療計画から補償フィルタの製作、治療までの総合的な線量検証を行うことにより、システム全体の照射精度を確認する。

### 4-2-3 バイナリコリメータを用いた IMRT

#### 4-2-3-1 概説

バイナリコリメータを用いた IMRT (TomoTherapy<sup>®</sup>) では、治療時に直線加速器が連続回転し、これ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。また、照射野を形成するために専用のバイナリ MLC を装備している。したがって、従来の加速器と同様な QA に加え、寝台移動やバイナリ MLC の同期に関する試験項目など、この装置固有の試験を追加検証する。

#### 4-2-3-2 確認事項

##### ① 基本性能の確認

左右方向のビームアライメントと MLC 中心の一致、寝台移動方向のビームアライメントと絞り中心の一致、線量平坦度、回転照射時の出力安定性、エネルギー、レーザアライメント、治療寝台の移動精度、MLC アライメント、絞りの対称性、CT 検出器のアライメント、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、インターロックの動作などを確認する<sup>29), 30)</sup>。

##### ② 線量校正

この装置の線量制御は線量率によって行われ、システムに含まれる治療計画装置に対して回転中心における線量率が登録される。線源回転軸間距離 (source to axis distance: SAD) = 85 cm, 照射野  $40 \times 5 \text{ cm}^2$ , 1.5 cm 深において一定の線量率 (およそ 8.5 Gy/min) が得られ、1 cGy/MU となるように校正される。ターゲットの経時的な形状変化によるエネルギーの変化が起こりやすいため、PDD<sub>10</sub> または TPR<sub>20,10</sub> などの測定による定期的なエネルギー確認を行う<sup>31), 32)</sup>。

##### ③ ガントリ回転中のバイナリ MLC の動作確認

治療時には直線加速器が連続回転し、これとバイナリ MLC が同期して照射されるため、ガントリ回転に同期したバイナリ MLC の動作を確認する<sup>33)</sup>。

##### ④ ガントリ回転に対する寝台移動の同期確認

治療時には直線加速器の連続回転と同期して、治療寝台がガントリ回転軸方向に移動するため、ガントリ回転に同期した治療寝台の移動速度、および移動距離精度を確認する<sup>33)</sup>。

##### ⑤ MVCT (mega voltage computed tomography)

高エネルギー X 線による CT を用いた IGRT 装置であるため、MVCT 再構成画像の画質評価、アーチファクトの有無、被ばく線量の評価、CT 値の評価を行う<sup>34)</sup>。

##### ⑥ 中断プランの治療完遂確認

この装置による治療はヘリカル回転連続照射であるため、治療中断前後のプランの連続性が問題となる。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。

##### ⑦ 総合的な照射精度の確認

MLC、寝台移動、ガントリ回転が正しく同期していることの総合的な確認のため、IMRT プランの評価点線量検証と線量分布検証を実施する。

#### 4-2-4 ロボット型治療装置を用いた IMRT

##### 4-2-4-1 概説

ロボット型治療装置である CyberKnife<sup>®35)</sup> (Accuray Co., U.S.) (以下 CK) はアイソセンタという概念がなく、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。線量の強度変調は MLC などを用いた強度変調ではなく、照射位置 (ビーム中心) を変化させ、またそれぞれの照射位置において照射時間を変化させることによって行う。したがって、コミッシュニングや QA/QC は CK 固有の項目を確認する<sup>36), 37)</sup>。

#### 4-2-4-2 確認事項

##### ① ビーム特性の確認

X 線エネルギー (PDD 等), 照射野, 線量率, 線量直線性・再現性, 回転安定試験 (ロボット位置による出力変動), 線量平坦度・対称度, 半影, コリメータ透過線量率などは定期的に確認する

##### ② 線量校正

CK は最大照射野が直径 60 mm の円形であり SAD が 80 cm であるため, 従来の標準測定法を採用できない問題がある。このため, 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/cm<sup>2</sup> が使用される。ただし, CK の基準条件は従来の基準条件と比較して線量平坦性が劣るため, 電離体積の長さが 10 mm 以下の電離箱線量計を用いることが望ましい。また, 線質変換係数は一般的な 6 MV 光子線の線質指標 (TPR<sub>20,10</sub>) を代用して決定する方法<sup>38)</sup>と, CK 専用の線質指標 (直径 60 mm の円形照射野, SCD=80 cm で測定される水中深さ 20 g/cm<sup>2</sup> と 10 g/cm<sup>2</sup> の水吸収線量比: <sup>CK</sup>TPR<sub>20,10</sub>) を用いて決定する方法<sup>39)</sup>が報告されている。

##### ③ ロボットの照射位置精度の確認

CK における線量の強度変調はロボット照射位置を変化させて行うため, ロボットの照射位置精度は重要である。この測定はビームパスごとに定期的に行う。

##### ④ トラッキング精度の確認

トラッキングの目的は, 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することである。照射位置精度に大きく影響するため, トラッキング精度は並進軸, 回転軸において確認する。また, トラッキングにおいて大きな変位量を検知した場合には, 治療が中断する仕組みが動作することを確認する。トラッキングに利用する位置照合装置のアライメントも確認する。

##### ⑤ レーザのアライメントの確認

CK にはビーム軸と一致するレーザが設置され, QA ツールとして利用されている。よって, レーザの機械的なアライメントの確認を行い, さらに X 線照射野の中心にレーザがアライメントされていることを確認する。

##### ⑥ 安全システムの動作確認

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。インターロック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。また, ロボットと患者が干渉しないように, あらかじめロボットの動作可能範囲を確認する。

##### ⑦ 総合的な照射位置の確認

End to end (E2E) 試験と呼ばれる総合的な照射位置確認試験を行い, 治療計画 CT 装置, 治療計画装置, ロボット, 画像処理 (トラッキング) システム, リニアック, 安全システムを統合した総合的な照射位置精度を確認する。指定されたファントムを使用して, ビームパスごと, トラッキング方法ごとに定期的に確認する。このとき計画の線量分布が再現されていることも確認する。また, E2E 試験では絶対線量検証はできないため, 適切なファントムと検出器を用いて絶対線量も確認する。

## 5. 治療計画装置

IMRT は最適化技術を用いて強度変調ビームを計算し, 照射する治療法である。すなわち, IMRT における治療計画装置のコミショニングと QA/QC は, この強度変調ビームを構築する強度変調器とそれらに付随する小照射野, 低 MU 値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ショニングは, 以降の施設の IMRT の品質を左右するため, 臨床導入前に十分な時間を費やして実施しなければならない<sup>1)</sup>。計算値と測定値が乖離した場合, 誤差の原因が治療計画装置, 治療装置のどちらにあるかを

判断するため、IMRT のための治療計画装置のコミッショニングの前に通常治療のための治療装置と治療計画装置の QA/QC およびコミッショニング、さらに IMRT のための治療装置の QA/QC を実施し、品質は担保されていなければならない。通常照射における治療計画装置のコミッショニング、QA/QC は、文献<sup>2)・5)</sup>を参照し実施することを推奨する。

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。線量に関与する項目は、治療計画装置へのパラメータの登録と確認、単純なプランを用いた検証、臨床を模擬したプランを用いた検証の順で行うことが一般的である。

### 5-1 IMRT を実施するために登録が必要な治療計画装置のパラメータ

IMRT では治療計画装置に専用のパラメータを登録することが必要な場合がある。これらのパラメータの種類、測定方法や手順は、使用する治療装置や治療計画装置で異なる。また、使用する測定器によっても測定結果が異なる。よって、納入業者が推奨する測定方法や文献などを参考にして、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。

#### 5-1-1 小照射野の出力係数と線量プロファイル

通常照射では、照射野は 4 cm×4 cm 以上の大きさが利用されるが、IMRT はそれよりも小さな照射野を使用する。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<sup>6)・7)</sup>、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マイクロ型（約 0.01 cm<sup>3</sup>）電離箱や半導体検出器などを用いることを推奨する<sup>6)</sup>。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。

#### 5-1-2 MLC 端部のモデリングに関するパラメータ

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 で形成される線量プロファイルの調整が重要である。single focused type の治療装置では、X 線が MLC 端部を透過するために物理的照射野と光照射野とが一致しない<sup>8)</sup>。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治療装置がある。

また IMRT では、MLC で形成されるセグメントを組み合わせて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正確に再現できるパラメータを設定することが必要である。ファーマ形線量計など検出器部分が大きな線量計では、半影の大きさを過大評価するため、マイクロ型電離箱線量計など位置分解能の高い検出器を利用することを推奨する<sup>9)</sup>。電離箱線量計を用いて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方向とを一致させ、測定方向の空間分解能を高めることを推奨する。

#### 5-1-3 MLC からの透過線量に関するパラメータ

IMRT では線束が標的領域においても 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。また、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ため、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は大きい。MLC からの透過線量は、inter leaf transmission と intra leaf transmission とに分類されるが、しかしながら、両者を個別にモデリングできる治療計画装置は少ない。測定器や測定位置により結果が相違する事が報告されているため<sup>10)・12)</sup>、測定方法については十分な検討を要する。

#### 5-1-4 tongue & groove 効果

MLCは隣接するリーフの隙間から放射線が漏洩することを避けるため、リーフ側面が入れ子 (tongue & groove) 構造となっている。凸形状のリーフ側面を線束が通過する際に線束の一部がリーフの凸部分で遮蔽されるため線量が低下する。この現象は tongue & groove 現象と呼ばれる。多くの治療計画装置では tongue & groove 効果を線量計算で考慮できないのが現状である。MLCの構造や治療計画装置によって tongue & groove 効果の計算線量への影響が異なるため、各施設においてどのような条件でこの効果が生じやすいか確認する。

#### 5-1-5 その他

上記以外にも、ガントリヘッド構造での散乱<sup>13)</sup>を線量計算で考慮するためのパラメータ (例, IMRT head scatter correction factor など) や、DMLC方式でMLCの最大駆動速度の登録が必要な治療計画装置もある。

#### 5-1-6 パラメータ登録に関する注意事項

5-1-5までに解説したパラメータは照射野の大きさや深さに依存するため、一つのパラメータではすべての照射条件に対応できないことがある。しかし、治療計画装置は計算時間や線量計算アルゴリズム (以下、アルゴリズム) の特性などにより、線量計算を代表的な一つのパラメータを使用して行う場合がある。必要に応じて、部位別など照射条件ごとにビームデータを作成し、それぞれに最適なパラメータを設定すること。コミショニングの結果によっては、パラメータを変更し、ビームデータの再モデリングを頻回に行うことが必要な場合がある。よって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 コミショニングの手順

治療計画装置のパラメータを登録・確認後、IMRTプランを作成してコミショニングを実施する。計算結果は線量計算アルゴリズムと計算グリッドに依存するため、コミショニングは臨床で使用する条件で実施する。

IMRTの臨床プランは複雑であるため計算と測定結果で乖離が生じた場合、原因の究明が困難である。したがって、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プランを作成し、絶対線量と線量分布の各門検証から始めることを推奨する<sup>14)</sup>。単純なプロファイル形状で計算と測定結果の乖離が生じた場合、プロファイル形状が複雑な臨床プランではさらに大きな乖離が生じる可能性が大きい。よって、治療計画装置のパラメータを調整し、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CT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。作成した輪郭に対して複数門による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<sup>15)</sup>。

その後、患者のCT画像を用いた臨床プランに移行し、治療計画装置の計算線量と測定線量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の基準に従うことを推奨する。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、種々の条件でコミショニングを実施することが必要である。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返り、原因と考えられる治療計画装置のパラメータの再調整を行う。

### 5-3 線量精度を担保できる治療計画の理解

治療計画の立案において理想的な線量分布を過度に追求すると、小照射野や低MU値のセグメントの増加や、tongue & groove効果を生じやすいMLC動作となるため、治療計画を実際の照射で再現できなくなる可能性がある。さまざまな条件で実施したコミショニングの結果をもとに、計算精度が許容される治療計画条件を把握する必要がある。



#### 5-4 治療計画装置の品質保証

IMRT に必要なパラメータの測定結果と登録値の決定方法や、コミッショニングの結果を文書化し保管しなければならない。コミッショニング時に良好な検証結果が得られても、新規の治療部位、治療装置の経時的変化および治療計画装置のバージョンアップなどにより、臨床プランの線量検証で許容レベルを超える可能性がある。定期的にコミッショニングを行い、登録されている治療計画装置のパラメータが現在使用している治療装置の特性を反映しているかを確認する。確認作業は1年を超えない期間に1回、または治療装置の主要部品を交換した場合や治療計画装置がバージョンアップした場合等に行う。測定した基本ビームデータにおいて重大な変化が認められた場合は、部門内で慎重に検討し、適宜データの更新を行う。また更新の妥当性についての記録を保存しなければならない<sup>16)</sup>。

IMRT に特化した上記以外の項目についての定期的な治療計画装置の品質保証については、通常照射と同様であるため文献<sup>2)</sup>を参考にして実施することを推奨する。

### 6. 付属機器

IMRT を実施するためには、治療装置や治療計画装置のコミッショニングのほかに、治療計画 CT 装置や位置照合装置などのコミッショニングが必要である。それらの装置の特性を理解し、治療装置と位置照合装置の座標系の一致を確認する必要がある。

#### 6-1 治療計画 CT 装置

##### 6-1-1 一般的確認事項

適正な IMRT を実施するためには、治療計画用 CT 装置のコミッショニングが必要であり、これは通常治療と同様である。下記に項目を挙げる。

治療計画 CT 装置の QA/QC 項目は、画質評価、レーザーポインタおよび寝台に関する幾何学的精度、線量測定などがある<sup>1)</sup>。各試験項目は、治療装置と同等の許容値が必要である<sup>2)</sup>。ヘリカルスキャンを用いる場合、画像の歪みの影響を考慮し、適切なヘリカルピッチと検出器サイズを選択する必要がある<sup>3),4)</sup>。ノンヘリカルスキャンは、X線管容量の小さいCT装置や、高分解能の検出器を持たないシングルディテクタ CT 装置などでスライス感度プロファイル特性を改善するために選択される撮影法であるが、スライス厚やスライス間隔の自由度が少ないことを理解した上で使用する必要がある。近年の CT 装置は画質向上のための技術の進歩が目覚ましく、さまざまな画像補正処理や被ばく線量低減のための機能が搭載されている。これらの技術は適切に使用することでより安定した画質、ひいては輪郭の描出能の向上が期待できる。それらの特性を把握し、治療計画 CT の撮影にも有効に活用されることが望まれる。

##### 6-1-2 CT 値—相対電子濃度変換テーブル

CT 画像を用いて線量計算を行うためには、CT 値を相対電子濃度へ変換し利用する<sup>1),5)</sup>。そのために CT 値—相対電子濃度変換テーブルが必要である。電子濃度が既知である材質が数種類挿入されたファントムを治療計画 CT 撮影と同じ撮影条件で撮影後、各材質の CT 値と相対電子濃度を治療計画装置に登録する。しかし、金属や空気などでは、CT 値の信頼性やアーチファクトの問題がある。また治療計画装置で利用できる電子濃度の限界が設定されている場合がある。したがって、高 CT 値、あるいは低 CT 値のデータの取り扱いには注意が必要である。治療計画装置における線量計算では、実用的な相対電子濃度の範囲で計算できるように、一定以上あるいは以下の相対電子濃度を制限するようにテーブルを調整する必要がある。CT 値—相対電子濃度変換テーブルの下限 CT 値に対する相対電子濃度はゼロ（真空）ではなく、乾燥空気に対する相対電子濃度である 0.001 または入力可能な最小の数値にする。治療計画装置によっては、相対電子濃度ではなく

物理密度を用いる装置もあるため、誤ったデータを登録しないよう、あらかじめ確認する。また、CT値はCT装置のX線管交換や、経時的要因によって変化する。したがって、管球交換時はもとより、定期的に水キャリブレーションを実施し、CT値の変化を確認する必要がある。

## 6-2 位置照合装置

放射線治療における位置照合装置（治療計画 CT 装置、X 線シミュレータも含む）は照射における座標系を決定する。したがって、これらの QA/QC は IMRT における治療装置と同等の基準を適用し、適切な QA/QC が必要である<sup>2), 6)</sup>。特に位置照合装置と治療装置の座標系が一致していることの確認が重要である。

### 6-2-1 照射位置精度

IMRT は従来の放射線治療よりも高い照射位置精度が求められる。したがって、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<sup>7)</sup>。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望ましい。

### 6-2-2 被ばく線量

治療計画 CT 撮影時の被ばく線量は通常の CT 撮影の場合と同等である。したがって、診断領域の CT 被ばく線量基準に従い評価する。また、位置照合時の撮影に伴う被ばくは、位置照合装置により測定方法が異なるため、一般的な管理基準を設定するのが困難であるが、予め用いる装置の被ばく線量を評価し把握する必要がある<sup>8)</sup>。

## 6-3 その他

治療計画 CT 撮影には、時間軸を含んだ四次元 CT 撮影法がある<sup>9)</sup>。この撮影法は、従来の静止した CT 画像に患者の体動や呼吸性移動に伴う動きの情報を付加することができ、適切なマージン設定が可能になる。本邦において、現時点では体動を伴う部位への IMRT 照射法は確立されてはいないが、時間的変化を描出できることの長所は極めて大きい。ただし、良好な四次元再構成像を取得するためには患者の十分な呼吸管理が必要である<sup>10)</sup>。また、従来よりも CT 撮影に長時間を要するため、被ばく線量が増加する場合がある。したがって、被ばく線量の評価した上で臨床導入することを推奨する。

## 7. 治療計画

治療計画の立案は、ある時点の CT 画像を利用するが、治療時の患者の状態を反映したものでなければならない。しかし、患者には日々の位置の不確かさが存在するため、ICRU report 50<sup>1)</sup>, 62<sup>2)</sup>に従った PTV および計画的リスク臓器体積 (planning organ at risk volume: PRV) を設定することで、その不確かさを担保する。また、IMRT は標的とリスク臓器が隣接する症例に対して利用されるため、通常治療と比較してより高い位置精度が要求される<sup>3) - 5)</sup>。よって、すべての IMRT 実施患者に対して日々の患者位置の再現性向上と、治療中の患者の動きを抑制するために、適切な固定具の使用を推奨する。

IMRT 治療計画の立案過程では、標的あるいはリスク臓器の位置再現性の不確かさを考慮した標的設定をした上で、フルエンスの強度変調を最適化し、患者体内における線量分布を計算、評価するといった一連の過程を繰り返すことで、臨床許容できる計画を決定する。その際、①標的設定で位置再現性の不確かさに相当するマージン、②最適化過程で計画者が設定する最適化パラメータ、③最適化アルゴリズム、④最終的な線量分布計算に用いるアルゴリズム、などの違いが計算結果に相違を生むため、これらの相違を十分に理解した上で治療計画を評価・決定する必要がある。

本章では、IMRT 治療計画を効率的かつ安全に立案するために必要な事項について述べる。

## 7-1 患者固定

### 7-1-1 一般的注意事項

IMRT は通常治療と比較し、照射時間が長いので、患者固定がより重要となる。患者に用いる固定具や補助具は、患者体動の抑制や体位の再現性のために有効であるが、適切に使用しなければ標的の位置再現性を確保できない。固定具や補助具は、患者の状態に合わせて最も安定した体位で使用する。毎回の治療時に適切な位置に固定具が装着されるように、患者と固定具との位置関係を示すマーキングを行う。また、新しい固定具や補助具を用いる場合には、位置再現性を検討した上で使用すること。

固定具や補助具には、放射線の吸収が顕著なものがあり、必要に応じて線量分布計算あるいは MU 値の算出の際にその影響を考慮しなければならない。また、それらの使用に伴う表面線量への影響を評価した上で、臨床使用することを推奨する。

### 7-1-2 各治療部位における注意事項

代表的な IMRT の適応部位である頭頸部、骨盤部について述べる。

頭頸部の治療ではシェルを用いる場合が多く、一般的には他の部位に比べて患者位置固定精度は高い。ただし、固定具が装着されていない頸部、鎖骨上領域以下の体幹部や骨盤部の位置合わせが、固定部位の位置の再現性の悪化や患者に苦痛を与える原因になることがあるため、固定部位以外の体位や位置の再現性を確保する工夫が必要である。また、頭頸部では治療期間中の頸部の痩せによるシェルの固定精度の悪化などが生じる場合があるため<sup>6)</sup>、必要に応じて固定具の再作成や治療計画の変更などの対応が求められる。ただし、IMRT では治療途中での再計画は治療休止期間の延長を招きかねないので、再計画の時期については事前にスタッフ間で協議する必要がある。

骨盤部の治療では、吸引式固定具やシェルにより、下腹部から臀部までを覆う方法などが考えられる。前立腺がんの場合、標的である前立腺や精囊腺の位置の不確かさは、患者の体位（仰臥位、腹臥位）、患者固定法、位置照合方法のほかに、膀胱内の尿量、直腸内ガスの有無、呼吸性移動<sup>7)</sup>などの患者の生理状態の影響も受けるため、それぞれに配慮が求められる。排尿排便の管理、臀部を含めた下肢の安定化などは上記の不確かさを低減できる可能性があるため、その運用についてはスタッフ間で事前に協議する必要がある。

### 7-1-3 呼吸性移動等のある部位への IMRT

従来の外部照射や定位照射であれば、照射野内で放射線強度が均一であるため、適切なマージンを設定することにより、標的移動による線量分布の変化は臨床標的体積（clinical target volume: CTV）より外側の計画標的体積（planning target volume: PTV）の領域に生じる。しかし、IMRT ではその変化が CTV を含む標的のあらゆる位置で生じる可能性がある。また、呼吸同期システムや呼吸リズムを整える補助具は、呼吸と標的の動きが相関しているという仮定に基づいて呼吸位相の情報を提示・調整しているため、体内での標的位置を保証しているわけではない。このように、呼吸性移動等のある部位への IMRT は、標的の移動により治療計画装置で計算した線量分布と実際の線量分布が大きく異なる可能性がある<sup>8)</sup>。そのため呼吸性移動の影響が大きい部位へ IMRT を実施する場合には、物理・臨床の両面からその安全性や意義を十分に検討した上で実施しなければならない。

## 7-2 計画 CT 画像の取得

### 7-2-1 撮影条件

治療計画 CT 撮影は、IMRT であっても特殊な条件で撮影する必要はないが、撮影パラメータに対応した CT 値—相対電

子濃度変換テーブルを使用することが重要である。CT 画像を基に標的やリスク臓器の輪郭をより正確に描出するためや、DRR やコーンビーム CT による位置合わせの精度を向上させるために、3 mm 以下の薄いスライス厚や小さなスライス間隔を設定することを推奨する。

### 7-3 計画の立案

IMRT 治療計画の立案は、従来の治療計画法と異なり、線量分布あるいはフルエンス分布の最適化を逆方向治療計画によって行う。また、立案した計画が臨床上施行可能かどうか、IMRT を適用した目的が達成されているかどうかの評価は、標的やリスク臓器に対するさまざまな線量指標（平均線量、 $D_{95}$ 、 $V_{90}$  など）の達成度や線量分布を確認しながら行う。しかし、標的の設定方法やアルゴリズムの選択の違いによって線量指標の数値が変化するため、それらの特性を理解した上で計画の評価を行う必要がある。

実際に臨床上最適な計画を導くための方法は様々で画一的ではなく、また経験によるところも多いため、ここでは IMRT 治療計画の最適化過程における一般的な注意点について述べる。

#### 7-3-1 最適化過程におけるパラメータ設定

逆方向治療計画による最適化の制御は、標的とリスク臓器等を描出した構造体ごとに、DVH 上で線量制約点や、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、またそれらの優先順位を割り当てることで実施する。この最適化パラメータは、臨床上施行可能な治療計画かどうかを判断する際に参考にする線量指標とは異なり、あくまで臨床上求められる線量分布実現のための最適化パラメータであり、線量指標そのものではないことに留意する必要がある。

#### 7-3-2 線量計算アルゴリズム

治療計画装置には線量計算精度が異なる複数のアルゴリズムが搭載されている。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しなければならない。

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 法などの線量計算精度の高いアルゴリズムの使用を推奨する。最適化過程に低密度領域での線量計算精度が高い Superposition 法などのアルゴリズムを使用し、物理的に線量が低下する空気層や皮膚表面が PTV に含まれた状態で最適化を実施した場合、過度なフルエンス分布の強度変調を生じ、不必要な MU 値の増加を生じることがあるため注意しなければならない。また、最適化過程と最終線量計算過程で使用されるアルゴリズムの線量計算精度が異なる場合、その最適化計算上の理想的な線量分布が、最終的な線量分布において悪化する場合があるため注意が必要である。

治療計画装置の中には、最適化過程と線量分布計算過程で使用するアルゴリズムの選択が可能な装置もあるが、最終的な線量分布の計算精度と上記の影響を考慮した選択が必要である。

#### 7-3-3 線量計算グリッド

大きな計算グリッドで線量計算を実施すると、線量分布の勾配が大きい領域で線量計算精度が低下する。また、線量分布の DVH 解析を行う場合、特に体積の小さい標的やリスク臓器に対しての精度が低下する可能性がある。よって、IMRT の治療計画では 2 mm 程度の小さな計算グリッドの使用を推奨する。計算グリッドは最終的な線量分布だけでなく、最適化計算上の線量分布へも影響があるため、その特性を理解した使用が求められる。線量計算時間の短縮のために計算グリッドを大きく設定する必要があるが、最終的な線量分布では小さな計算グリッドの使用を推奨する。

#### 7-3-4 CT 画像におけるアーチファクト

治療計画 CT 画像には、その患者位置・体内臓器位置情報のみならず、正しい線量計算のために正確な CT 値が要求される。CT 画像で生じるアーチファクトで線量計算精度に影響を与える代表的なものは、義歯や人工股関節あるいは脊椎を補強のための金属製固定具などによる、メタルアーチファクトである。メタルアーチファクトの影響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 値領域を広く形成することで生じる。このような領域では本来の人体の CT 値と異なるため線量計算精度が低下する。また、線量分布の最適化過程でもメタルアーチファクトは、フルエンス分布の計算精度に影響するため、誤った線量分布や MU 値を算出する危険性がある。

臨床的要望によりメタルアーチファクトが存在する CT 画像を使用し、治療計画を実施しなければならない場合には、線量計算精度への影響を最小限とするための対処法として、①メタルアーチファクトが存在する領域を通過して標的やリスク臓器に入射する照射方向の設定を行わない、②メタルアーチファクトが存在する領域を軟部組織、脂肪あるいは水の CT 値となるような輪郭設定を行うことである。また、CTV あるいは PTV 内にメタルアーチファクトが存在する場合にも②と同様の対処をしなければならない。

#### 7-3-5 ダミー輪郭

従来の順方向治療計画法では、線量分布の最適化は計画者の技量で行われてきた。そのため、ホットスポットや線量不足などを改善するための計画上の変更と改善結果が直結しやすいという利点があった。しかし IMRT 治療計画では、最適化を用いた逆方向治療計画法で行うため、問題がある線量分布を改善する場合、最適化パラメータの変更だけでは対応しきれない場合がある。最適化計算では描出した輪郭に対して線量制約を設定するが、線量制約を設定しない領域は、最適化計算でまったく考慮されないため、ホットスポットが出現する可能性がある。特に、輪郭を描出していない領域 (unspecified area) に許容できないホットスポットが出現した場合には、その領域にダミー輪郭を設定して線量低下を図ることが有効な場合がある。ただし、そこでの改善が他の場所へのホットスポットを発生させる場合もあり注意を要する。

#### 7-3-6 マージン

IMRT の治療計画は ICRU report 50<sup>1)</sup>, 62<sup>2)</sup>に従った標的、リスク臓器の輪郭描出を行った上で実施すべきである。治療計画で求められる臨床的課題は、いかに CTV に対して必要十分な線量を照射可能な計画を立案できるかであり、CT 撮影時と治療時の標的位置の変位を補うために設定するのが IM, SM である。マージンの考え方は、標的のみならずリスク臓器に対しても適用されるべきである。特に、リスク臓器の中でも最大線量などが問題となる脊髄あるいは脳幹などの直列臓器は、PTV 設定で用いた IM, SM を考慮し PRV を設定すべきである。

#### 7-3-7 立案計画の評価

立案された IMRT 治療計画の評価は、DVH 上の線量指標 (平均線量, 最大線量,  $D_{95}$ ,  $V_{90}$  など), 線量分布, ホットスポット/コールドスポットの有無など総合的に行われなければならない。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ため、その原因を理解した上で最終計画の評価にあたらなければならない。また、線量計算の時間短縮の目的で線量分布計算領域を標的の近傍に絞った場合、計算領域外に存在するホットスポットを見落とす可能性があるため注意しなければならない。

### 7-4 ファイルの転送, 登録, 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や病院情報システムへ転送される。これらのデータの転送, 登録は複数名で確認しなければならない。特に MLC データの登録ミスは重大な放射線照射事故を誘発しかねないため、慎重に実施しなければならない。

### 7-5 治療計画結果の保存

治療計画結果は必ず保存しなければならない。保存する内容は患者情報、担当医名、担当計画者名、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、治療計画作成日、治療開始日、治療装置名、照射パラメータ、処方線量（指示体積、線量、分割数）、最適化パラメータ、標的とリスク臓器の線量パラメータ（最大線量、最小線量、平均線量、 $D_{95}$ 、 $D_{100}$ 、 $V_{100}$  など）、DVH データ、等線量曲線図などが挙げられる。保存期間は、永久保存が望ましい。保存形式として、電子カルテ等による電子媒体や従来のように紙媒体が考えられるが、各施設にその保存形式は委ねる。電子記録は DICOM-RT、JPEG や PDF などの標準的フォーマットで記録されるべきである。

## 8. 線量検証

本章は、日本医学物理学会研究援助課題「強度変調放射線治療の線量検証法の標準化に関する研究」の成果として報告された「強度変調放射線治療の線量検証法<sup>1)</sup>」の要約である。詳細はそちらを参考にされたい。

### 8-1 線量検証の必要性

IMRT は MLC に代表される強度変調器を用いて形成した強度変調ビームを多方向から照射することで実現される。そのため、通常の治療計画装置のコミッショニングに追加して強度変調器を中心とした治療装置、治療計画装置の再コミッショニングを実施した上で臨床導入しなければならない。しかし、治療計画装置のコミッショニングにおいて、患者ごとに異なるすべての照射条件を確認することは困難である。また、IMRT では強度変調器・治療装置の幾何学的誤差・線量誤差が最終的に患者に投与される線量に大きく影響を与える危険性を含んでいる。そのため、すべての IMRT の治療計画に対して、治療開始前に線量検証を実施し線量精度を確認しなければならない<sup>2)-4)</sup>。

### 8-2 線量検証の定義と分類

IMRT の線量検証とは、IMRT 治療計画の計算線量と測定線量が許容範囲内で一致することを確認する行為である。線量検証は、評価点線量検証と線量分布検証に分類される<sup>3), 5)</sup>。評価点線量検証とは、絶対線量として評価可能な検出器を用いて評価点の吸収線量が許容範囲内で一致していることを確認する検証をいう。評価点とは照射領域内の任意の点を指し、実際に線量検証を行う点である。線量分布検証とは、相対線量（または絶対線量）を評価可能な検出器を用いて、ある評価面の吸収線量が許容範囲内で一致することを多角的に確認する検証をいう。

また、線量検証は照射方法の違いで全門検証、各門検証に分類される<sup>5)</sup>。全門検証とは、実際に患者に照射する条件で実施する検証をいう。各門検証とは、患者照射条件のガントリ角度（場合によってはコリメータ角度も）を 0 度として、門ごとに実施する線量検証をいう。全門検証は、標的やリスク臓器の線量評価が可能であり、ホットスポット、コールドスポットの有無の確認ができるが、総合的な評価であるため、誤差が生じた場合、その原因の特定が困難な場合がある。各門検証は、ファントム表面に対して線束が垂直入射するため計算精度、測定精度ともに向上するが、ガントリ角度に依存して発生する誤差を検出できないなどの欠点がある。

### 8-3 推奨線量検証項目

推奨する線量検証は、電離箱を用いた評価点線量検証とフィルムを用いた線量分布検証である。これらの測定器を用いた場合の線量検証項目を表 8.1 にまとめる。表中の「◎」は、すべての治療計画に対して線量検証の実施を推奨する項目である。「○」は、IMRT 開始直後の少なくとも 30 症例で実施することを推奨する項目である。検証項目を省略する場合は施設の IMRT 品質管理担当者（医学物理士や放射線治療品質管理士など）を中心に放射線治療部門内での議論の上、承認された場合のみ承認される。

表 8.1 IMRT 線量検証項目

	評価点線量検証	線量分布検証
全門検証	◎	◎
各門検証	○	○

多次元検出器や EPID などは、それらの長所短所を十分に把握し、電離箱・フィルムを用いた線量検証との比較検討を行い有用であると認められた場合に限り、従来の線量検証の代用として使用することが容認される。この場合も同様に放射線治療部門内の承認が必要である。

#### 8-4 線量検証時の一般的注意事項

IMRT の治療計画は照射条件 (MU 値, 線量率, 幾何学的条件など) が変わることにより低 MU 値の照射精度, MLC 動作精度, 幾何学的位置精度へ影響があるため<sup>6)~8)</sup>, 線量検証は実際に患者に照射する条件で検証することを推奨する。また, 治療計画時と同様に線量検証においても治療寝台による放射線の減弱に注意する。

#### 8-5 検証ファントム

線量検証に使用するファントム媒質は水を推奨する。しかし, IMRT 線量検証では, 利便性が良い固体ファントムも利用される。固体ファントムを用いる場合, ファントムの厚さ, 密度, 均一性などは, 製造上の不確かさがあるため事前に確認する。また, ファントムの水等価性を放射線治療で使用するエネルギー領域で確認する。使用するファントムを CT 装置で撮像し利用する場合, CT 撮影で使用するエネルギー領域においてもその水等価性を確認する。水槽型の水ファントムを利用する場合, 水槽の壁による X 線の減弱の変化を確認する。

固体ファントムを用いた線量検証を実施する場合, 水を用いた線量検証との整合性を確認する。両者に相違が生じた場合, 固体ファントムを用いた線量検証において, 水との光子フルエンスの相違を補正する深さスケーリングの適用を検討する<sup>9)~11)</sup>。また, 電離箱線量計を用いて線量検証を行う場合, 水との電子フルエンスの相違を補正するフルエンススケーリング<sup>10), 12), 13)</sup>の適用を検討する。

#### 8-6 評価点線量検証

##### 8-6-1 電離箱線量計

評価点線量検証では, 複数の評価点を設定することが望ましい。評価点は臨床的に線量を確認すべき標的やリスク臓器に対応する点, 治療計画装置の線量計算精度を確認すべき点を選択する。

評価点線量検証に利用する測定器は電離箱線量計を推奨する。評価点は可能な限り線量が平坦な領域に設定した上で標準測定法 01<sup>14)</sup>に準じて電離電荷から水吸収線量を算出する。水吸収線量校正定数を与えられていない電離箱線量計やその他の測定器を用いる場合, 校正された電離箱線量計と比較校正し使用する。測定器の設置位置精度は $\pm 1$  mm 以内であることが求められる。電離箱線量計は, 電離体積によってファーマ形 (約  $0.6 \text{ cm}^3$ ), ミニ型 (約  $0.1 \text{ cm}^3$ ), マイクロ型 (約  $0.01 \text{ cm}^3$ ) に分類される。ファーマ形は電離体積が大きいため, 指示値が安定しているが, 線量が平坦な領域を選択することが難しい。マイクロ型は小型のため, 平坦領域を選択することが容易であるが, 指示値が小さい, 漏洩電荷の影響が大きい<sup>15)</sup>, 比較校正が必要など取り扱いに注意が必要である。

評価点線量検証では, ファントムに線量計を挿入した状態で撮像した CT 画像を利用するのが現実的である。使用するファントムの水等価性を考慮し, ファントムに対する不均質補正を CT 値-相対電子濃度変換テーブルを利用して行うか, CT 値を利用せず, ファントムの相対電子濃度を直接入力して行うか検討する。計算線量の算出は, 電離箱の電離体積を輪

郭として登録し、その平均線量を用いる<sup>16),17)</sup>。マイクロ型電離箱線量計のように点とみなせる場合はこの限りではない。

## 8-7 線量分布検証

### 8-7-1 フィルム

線量分布検証に利用する検出器はフィルムを推奨する。フィルムによる線量分布検証では、特性曲線を用いてフィルム濃度を線量に変換する。特性曲線は測定ごとの取得を推奨する<sup>18)</sup>。解析時にフィルム上のアイソセンタ位置を決定できるように測定時にフィルムヘマーキングを行う。フィルムとファントムとの空気層が検証結果に大きな影響を与えるため、フィルムとファントムは密着させる<sup>19)</sup>。線量分布検証は、フィルムの特性、現像条件およびスキャナの不確かさなどの影響を軽減するために、相対線量による評価が一般的である。ノーマライズを実施する点は電離箱線量計などであらかじめ絶対線量の偏差を明らかにしておく。ノーマライズは高線量領域で、かつ線量勾配が小さい点とする。QA 担当者間での測定・解析結果のばらつきを小さくするため、施設ごとにフィルムやスキャナの特性を考慮したプロトコルを作成することを推奨する。

### 8-7-2 多次元検出器

多次元検出器は単一平面または複数平面に検出素子が離散的に配置された検出器である。検出素子は小型電離箱や半導体素子が利用されており<sup>20)・24)</sup>、検出素子やその配置構造などによりさまざまな多次元検出器が存在する。フィルムレス化が進む現状において、IMRT を実施するために多次元検出器の有用性は高い。また、将来的に線量検証を合理化する上で有用な検出器となるであろう。しかし、多次元検出器は電離箱線量計・フィルムを用いた線量検証に完全に置き換わるものではない。

多次元検出器はユーザ責任による比較校正により絶対線量評価が可能であり、フィルムを用いた線量分布検証と比べ迅速に解析することが可能である。しかし、フィルムに比べ空間分解能が低いため、検出器が配置されていない領域での線量相違の検出が困難である。また全門検証を実施する場合は、検出器の方向依存性に注意する<sup>25)</sup>。臨床導入前に、線量再現性<sup>20), 23), 26)</sup>・直線性<sup>20)</sup>、線量率依存性<sup>24), 26)</sup>、温度依存性<sup>24)</sup>、照射野依存性<sup>26)・28)</sup>、体積平均効果などの基本的な物理特性について検証する必要がある。導入後は、多次元検出器単独の線量検証は避け、状況に応じて電離箱線量計・フィルムを用いた検証を併用することが望ましい。

### 8-7-3 EPID

従来から位置照合に利用されている EPID は、近年では IMRT の線量検証ツールとして利用されつつある<sup>29), 30)</sup>。多次元検出器と比較し、EPID は空間分解能が高いためフィルムと同様に線量勾配の変化の大きい IMRT ビームをデータ補間することなく測定可能である。また、直接デジタルデータとして扱えるためフィルムを用いた線量分布検証と比較し、簡便に測定・解析が可能である。

しかし、従来のフィルムを用いた線量分布検証とは異なり、EPID を用いた検証は治療装置から照射される線束のフルエンス分布検証であることに注意しなければならない。このため、各門のフルエンス分布検証に機能が限定されるため、全門検証はできない。EPID を用いた検証は、その線量直線性、ガントリ角度依存性、残像効果などに影響されるため臨床導入前に試験が必要である<sup>31)</sup>。

### 8-7-4 独立線量検証

IMRT の独立線量検証として①MU 計算ソフトを用いた MU 値の独立検証、②汎用モンテカルロコードを用いた線量分布・MU 値の独立検証の 2 つの方法がある<sup>5), 32)</sup>。



MU 計算ソフトを用いた MU 値の独立検証は、通常の放射線治療の MU 値の検証を IMRT まで拡張したものである。別系統で MU 値の確認を実施することは有効であるが、IMRT の場合、線量精度が MLC 位置精度や、低 MU 値の出力精度などに大きく影響されるため、治療装置自体の不確かさの考慮できないため注意が必要である。

汎用モンテカルロコードを用いた線量分布・MU 値の独立検証<sup>33),34)</sup>は、システム設計の自由度、線量計算精度、導入コストを考えると理想的な独立線量検証法であるが、汎用コードの利用には相応の知識と経験が必要であり、構築のための労力は大きい。また依然として計算に長時間を要する。

## 8-8 線量検証時の評価基準

### 8-8-1 評価基準

IMRT 線量検証の評価基準を表 8.2 に示す。これは各門検証、全門検証の双方に適用される評価基準である。

表 8.2 IMRT 線量検証の評価基準

	許容レベル	介入レベル
線量精度*	±3%	±5%
線量分布位置精度	2 mm 以内	3 mm 以内

\*低線量領域については、評価点の測定線量と計算線量の差（線量差）も同時に評価し、それが高線量領域のものと同程度であることを確認すること。

線量精度と位置精度は、計算線量と測定線量の相対差および距離 distance to agreement (DTA) でそれぞれ評価する。相対差  $\delta$  [%]は、各評価点において、計算線量に対する線量差の割合で表わされ、次式で定義される。

$$\delta = \frac{D_{\text{meas}} - D_{\text{calc}}}{D_{\text{calc}}} \times 100 \quad (8.1)$$

ここで、 $D_{\text{meas}}$ 、 $D_{\text{calc}}$  は、それぞれ線量評価点の測定線量、計算線量を指す。許容レベルとは、測定線量の統計的変動を考慮しても十分な投与線量精度が達成されていると考えられる水準であり、線量検証の許容値とする。介入レベルとは、統計学的に発生する確率が極めて低いいため許容することのできない水準で、この水準を超えた場合、直ちに原因を追及し、状況によっては IMRT だけでなくすべての臨床治療を中止する。相対差が許容レベルと介入レベルの間にある場合、検証用プランの作成や線量測定手技などの検証過程を再検討し、それでもなお相対差が許容レベルを超える場合は、品質管理担当者と放射線腫瘍医が協議の上、治療を施行するか、再計画などの対応を取るかを決定しなければならない。相対差が許容値を超えた照射計画を施行する場合、その理由と対処法について線量検証結果やカルテ等に記載しなければならない。

統計学的に有意な症例数を経験し、且つそれらの線量検証結果が表 8.2 の許容レベルを満たしている施設は、それらの結果を統計学的に解析し、施設のシステムに応じた許容レベル・介入レベルを設定することを推奨する。IMRT の評価点線量検証の結果はほぼ正規分布に従うことが報告されており、この性質を利用した評価基準の設定を行う。具体的には線量検証結果の 95% のデータが含まれる範囲を許容レベルとして設定する。介入レベルは許容レベルの 2 倍の値として設定される場合が多い<sup>35)</sup>。

許容レベルの算出には以下の式を用いる。

$$\text{許容レベル} = \text{mean} \pm 1.96 \sigma \quad (8.2)$$

上式において、 $\text{mean}$  と  $\sigma$  は相対差の平均値と標準偏差を示す。

### 8-8-2 評価基準の理論的背景

IMRT と従来の放射線治療との間で異なるのは、標的とリスク臓器の境界の急峻な線量分布形状であり、標的への投与線量はこれまでの治療で求められるものと大きな相違はない。つまり IMRT 線量検証の許容値を考える時、吸収線量精度は従来の治療と同様の基準とし、線量分布の空間的位置精度を従来の治療よりも厳しい基準で評価しなければならないと考えるのが妥当である<sup>36)</sup>。

臨床的所見および放射線生物学的な考察から、放射線治療における標的投与線量は 5% 以内の精度が必要であるとされている<sup>37), 38)</sup>。よって、介入レベルは  $\pm 5\%$  を推奨する。許容レベルは実際の患者への投与線量の不確かさを付加しても  $\pm 5\%$  の線量精度を達成できる基準を設定する必要がある、本ガイドラインでは  $\pm 3\%$  を許容レベルとして推奨する。

線量分布に関する評価基準について考慮すると、通常治療における線量分布の空間的位置精度は、許容値を 5 mm 程度に設定するのが合理的であるとされている<sup>38)</sup>。しかし IMRT では通常治療よりも線量勾配が急峻であるため、5 mm の位置変化で 10% 以上の線量変化を生じることがある。また、標的とリスク臓器が近接していることから、通常治療と同等の基準で評価するのは不適切である。近年 ESTRO の IMRT 線量検証に関する研究グループ QUASIMODO で、フィルムによる線量測定 of 許容値を設定するための多施設試験が実施され、その中であらゆる不確かさを考慮しても 3 mm の精度で線量分布の測定が可能であると結論された<sup>32)</sup>。IMRT の安全を確保するためには、線量分布の位置精度は測定可能な精度の上限で評価される必要があると考え、介入レベルとして 3 mm を推奨する。さらに安全な評価を実施するため、吸収線量に求められる線量精度である 3-5% の線量変化に相当する 1 mm を介入レベルから差し引いた 2 mm を許容レベルとして推奨する。

### 8-8-3 低線量領域の評価法

IMRT 治療計画の低線量領域はリスク臓器に該当する領域であり、標的領域に該当する高線量領域と同程度の投与線量精度が必要であると考えられる。しかし低線量領域は、高線量領域と比較して、治療計画装置の計算精度が劣る<sup>32), 39)</sup>、線量測定の不確かさが大きいという物理・技術的な制限があることに加えて、式 8.1 において基準となる線量  $D_{\text{calc}}$  の値が小さいため、相対差が過大に評価されてしまう。このため相対差で低線量領域を評価すると、相対差が持つ臨床的重要性を過大に評価することになり、正当な評価が困難となる。そのため低線量領域では、各評価点における相対差以外の尺度を用いて評価することも必要となる。そこで本ガイドラインでは、低線量領域の評価の際に、評価点の相対差と合わせて線量差も同時に評価し、記録として保存することを推奨する。相対差による評価では高線量領域と低線量領域の比較が困難であるため、両領域における線量差が同程度であるかを評価することが有用な手段である。低線量領域の線量差が、検証プランの処方線量の  $\pm 3\%$  程度の線量であれば、式 8.1 で高線量領域を評価して許容レベルを満たすことを証明したのと同等の結果であるので、低線量領域の線量精度も高線量領域と同等の精度が担保されていると評価される。

### 8-9 線量検証結果の保存

線量検証結果は必ず保存しなければならない。保存する内容は、患者情報、担当医名、担当計画者名、担当品質管理者名、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、使用ファントム・測定器、詳細な測定結果、検証結果、検証結果に対するコメント、線量検証結果が許容値を超えた場合の対処法、IMRT 施行に対する承認の可否と担当者の署名などが挙げられる<sup>3)</sup>。保存形式として、電子カルテ等による電子媒体や従来のように紙媒体が考えられるが<sup>40)</sup>、各施設にその保存形式は委ねる。保存期間は、各患者に対する治療計画の品質管理を保障するものであるため、永久保存が望ましい。

## 8-10 IMRT 治療開始後における注意点

実際の IMRT は治療計画 CT 撮影から治療開始まで 1~2 週間、腫瘍の進行が早い頭頸部腫瘍ではより短期間となるため、事前に十分なりハースルを実施し、治療計画 CT 撮影から治療開始までの手順の確認が必要である。線量検証では、線量検証作業の習熟、検証精度の向上、検証手順の効率化、検証器具の確認、スタッフ連携・責任分担の確認などが挙げられる。臨床開始後も少なくとも 30 症例は同一の方法を繰り返すことにより線量検証作業に習熟すること。安易に線量検証項目の簡略化をしない。

IMRT 症例数を積み重ねた後、それらの線量検証結果を再評価した場合、線量検証結果の平均値が系統的にゼロから偏位している場合がある。この原因として治療計画装置のコミッショニング不足、測定プロトコルの不備などが考えられ、見直しが必要になる場合がある。IMRT の品質を担保するために、定期的な線量検証結果の再評価を実施しなければならない。

## 8-11 検証結果で許容できない相違が生じた場合の対処法

線量検証結果で許容できない相違が生じた場合、①測定、②治療計画装置、③治療装置の問題が考えられる。測定上の問題は、測定シートへのパラメータ入力ミス、測定の幾何学的条件の間違い、寝台による減弱、測定値の統計的変動が考えられる。治療計画装置上の問題は、計算線量の読み違い、不適切な測定点の選択、検証プラン作成ミス、アルゴリズムの限界などが考えられる。IMRT の線量検証で許容レベルや介入レベルを超える大きな相違を示す場合、上記の問題をそれぞれ精査する必要がある。ただし②、③は十分なコミッショニングとその後定期的実施される QA/QC によって担保すべきものである。コミッショニングと QA/QC が十分に実施されているにも関わらず、大きな相違を示す場合は、①に原因があることが多い。

## 9. 位置照合

IMRT 対象症例の多くは標的とリスク臓器が近接した症例であるため、その境界部分の線量分布は急峻となる。そのため従来の治療では問題にならない程度の標的位置変位であっても、標的の線量不足やリスク臓器への過大線量投与といった、治療成績に直接影響を与える事態が起こる可能性がある。線量検証によって物理的な線量精度が担保されていること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とになる。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ことを十分認識しなければならない。

2010 年の診療報酬改訂により画像誘導放射線治療加算（以下 IGRT 加算）が追加された。この加算は、放射線治療関連学術 3 学会が合同で作成した画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドラインにおいて、「IGRT 加算を算定できるのは、同照合技術が照射期間を通じて毎回の照射時に施行される放射線療法に限るものであり、そのような治療方法が必要な症例にのみ算定可能である。」とされていることに留意しなければならない。

### 9-1 放射線治療による位置変位の理解と対応

放射線治療における位置照合の目的は、治療計画の段階で決定した標的と治療装置の幾何学的アイソセンタの位置関係が治療時に再現されていることを保証することである。しかし標的の位置は 1 回の治療時間内（intra-fraction）および治療ごと（inter-fraction）に計画した基準位置から変位する。この標的位置の変化は、セットアップ誤差（setup error）と内部臓器移動による誤差（internal organ motion error）に大別され、さらにそれらは系統誤差（systematic error）と偶然誤差（random error）に区別される。系統誤差は真の値からの「かたより」を与える原因によって生じる誤差を意味し、何回かの治療における位置変位の平均値として求められる。偶然誤差は、毎回の測定値のばらつきとなって現れる誤差を意味し、何回か

の治療における位置誤差のばらつき（標準偏差）として求められる。系統誤差が発生するという事は標的部位が照射野から外れることを意味するため、可能な限り縮小させる努力が必要である。

位置誤差の程度や傾向は、同じ部位、固定具であっても、セットアップ手法、呼吸や蠕動などの生理学的因子に対する処置方法などによって大きく異なる。そのため、必ず各施設の治療プロトコルでの標的位置の系統誤差と偶然誤差を評価し、それらの統計学上の性質に従った施設の IM, SM を設定することで、標的位置と照射位置の整合性を担保しなければならない。しかし、統計学上の性質に従ったマージン設定は母集団全体を対象としたものであり、患者によっては過大・過小なマージンとなることがある。よって、理想的には患者個別にセットアップ誤差、内部臓器移動による誤差を評価し、IM, SM を設定することが望ましい<sup>1)-3)</sup>。

## 9-2 位置照合装置

IMRT における位置照合では、ポータル画像（X線フィルム、CR、EPID）、超音波やコーンビーム CT など、さまざまな装置が使用される。各装置の長所・短所を良く理解し、治療部位の特性に合わせ使用する<sup>4)</sup>。

位置照合装置によって得られる誤差は、患者由来および装置由来の 2 つの変位を含む<sup>5)</sup>。つまり本来の標的位置の変位に加えて、位置照合装置の機械的誤差が含まれていることに注意が必要である。機械的誤差には、位置照合システムの画像中心と治療装置のアイソセンタの不一致や、位置照合装置の幾何学的位置とそれを示すデジタル表示位置の誤差などがある。位置照合装置の機械的精度が十分に担保されていないと、位置照合結果の信頼性が失われてしまうため、いずれの装置を使用する場合も、位置照合装置の QA/QC は治療装置のそれと同等の重要性を持つことを認識しなければならない<sup>5)</sup>。

## 9-3 位置照合の頻度

位置照合の頻度は、照射部位、セットアップ方法や IM, SM に依存する<sup>6)</sup>。基本的には、設定したマージンに対して、それ以下のばらつきに抑えられるように撮影頻度を決定する<sup>7)</sup>。位置照合の重要な目的として、標的位置の系統誤差の検出が挙げられる。これは統計学的手法を用いて検出しなければならない<sup>3)</sup>ため、治療初回（または治療前）から数回目（開始後 1 週間程度、つまり 5 回程度が理想）までは毎回の治療時に位置照合を行い、その結果を統計的に解析することによって適切な系統誤差を算出し<sup>3), 5)</sup>、患者体表面もしくは固定具に記された基準マークを修正する必要がある。それ以降の定期的な位置照合は、系統誤差の傾向の変化について観察するのが主な目的となる。治療期間中の位置照合の総回数が多ければ、その患者の系統誤差や偶然誤差の見積もり精度が上がるのは言うまでもないが、統計的有意性と臨床業務量のバランスを考慮した照合間隔、回数を各施設で検討する必要がある<sup>8)</sup>。また位置照合装置による被ばく線量も装置使用開始前に必ず検証し、定期的な品質管理項目として実施する<sup>9)</sup>。

## 9-4 前立腺 IMRT の位置照合

前立腺の標的位置の変位は、セットアップ誤差に付随して生じるものと、その解剖学的特徴から、①直腸内の便・ガス<sup>5)</sup>、②膀胱内の尿量<sup>5)</sup>、③筋肉（肛門挙筋）の緊張<sup>10)</sup>などによって生じる内部臓器移動による変位に分類される。通常、治療時には複数の原因による変位が合成された標的位置の変位が観測される。特に直腸と膀胱の容積は日々変動することが予測され、それに伴い前立腺標的位置も治療ごとに変動することが考えられるため、内部臓器移動による変位をいかに検出するかが重要である。そのためには標的を基準として位置照合を実施するのが最も理想的であるが、患者位置固定および治療計画作成における IM, SM が骨構造による位置照合を実施することを前提として適切に設定されていれば、骨構造基準で位置照合を行うこと自体に問題は無い。しかし、前立腺は骨構造と独立して位置が変位することが考えられるため、前立腺と骨が治療計画 CT 撮影時と同等の位置関係を示していることを定期的に確認することが、安全な治療を実施する上で重要である。

### 9-5 頭頸部 IMRT の位置照合

頭頸部はシェルを用いることにより、体幹部に比較して固定しやすい部位であるが、シェルによる固定においても長時間の固定時間内に嚥下などにより下顎部、頸部が変位する可能性があり、マウスピースやバイトブロックなどを組み合わせた固定が必要である。また、頭頸部の放射線治療では、化学療法併用や手術後の体力の消耗により患者の体重減少をきたすことが多く、それに伴い、体格自体が痩せることで固定具と体の密着度が低下し、位置変位を生じることになる。体格変化が生じた場合、固定位置の平行変位のみならず回転変位、体位そのものも変位する。また体輪郭の固定精度だけでなく CTV、所属リンパ節ならびに周辺のリスク臓器の位置変位につながり、線量分布に影響を与えるため<sup>11)</sup>、定期的に CT 撮影を実施して治療期間中の患者の体格変化の確認が必要である<sup>8)</sup>。実際の位置照合において、ポータル画像を用いる場合は基本的には骨構造を指標とする。しかし、頭蓋部、下顎部、頸部などの可動域は同一方向に変位を生じるとは限らないため、誤差の修正には、標的やリスク臓器の位置と線量分布の関係を把握して検討する<sup>12)</sup>。

### 9-6 その他の部位の IMRT の位置照合

上述のように放射線治療における標的位置の変位は、セットアップ誤差と内部臓器移動による変位によって生じるが、治療部位によってその標的的位置変位の傾向とその発生メカニズムが異なる。そのため新たな治療部位への IMRT の臨床導入は照射部位の標的的位置変動の特徴について十分に検討した上で、セットアップや位置照合のためのプロトコルを作成する必要がある。また前立腺や頭頸部と同様に、治療期間中も定期的に標的位置の確認を行い、適正に治療が実施されているか検証しなければならない。

## 10. 臨床開始前の確認

この章では IMRT を臨床開始前に最終確認として実施すべき項目について示す。

### 10-1 リハーサル

IMRT におけるリハーサルとは、診察から治療までの一連の流れを確認する過程である。この過程には、診察、計画 CT 撮影、輪郭描出、治療計画、データ転送、線量検証、データ保存、位置照合、治療時のエラーの対処法などすべての過程が含まれる。また、それぞれの過程における担当スタッフと、責任分担を明確にすることが必要である。

診察時には、対象となる症例の確認、説明内容の確認等、一般治療と同様の説明に加え、IMRT 実施による長所・短所の説明内容の確認などが含まれる。計画 CT 撮影では、固定具の作成、撮影条件の設定、前処置等の確認が行われる。輪郭描出は治療成績に最も影響を及ぼす可能性があり、複数の医師による確認体制の整備や時間の確保・役割分担が必要である。また、IM、SM の設定方法の確認も必要である。治療計画では、承認される治療計画プランの線量条件や照射条件の確認などが挙げられる。データ転送では、治療計画装置から治療サーバーや病院情報システム (HIS、RIS など) へのデータ転送方法の確認や、その転送データ内容の複数名での確認体制の整備も含まれる。線量検証では、治療装置・治療計画装置の品質管理体制の確認と治療装置・治療計画装置の整合性の最終確認が含まれる。データ保存では、治療計画データ、線量検証データの保存方法の確認が行われる。位置照合では、照合方法とその頻度、医師による確認方法や位置誤差の記録方法などが含まれる。治療時のエラーの対処法では、IMRT 照射時に止むを得ない理由により照射が中断した場合に速やかに治療再開できるような体制の構築が含まれる。これらには治療中断時の、治療開始から中断時までの投与された線量や IMRT セグメントの実施状況 (DMLC はログ情報、SMLC はセグメントの照射状況) などの記録項目の確認も必要である。

#### 10-2 診察から治療開始までのスケジュール

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。一般に前立腺治療などでは計画 CT 撮影から 10～14 日後に治療開始される。しかし、疾患によって早急に治療開始が求められ、臨床目的と安全を鑑みスタッフ間で十分に検討を重ね適切なスケジュールを設定すること。また、IMRT の照射計画の変更が必要な場合も同様である。

## 文 献

### 1. はじめに

- 1) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会：多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(Ver.1). 日放腫会誌 16: 197-203, 2004.

### 2. IMRT の導入

- 1) Thwaites DI, Mijnheer BJ and Mills JA: Quality assurance of external beam radiotherapy. In: Podgorsak EB eds. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, IAEA, 2003, pp 335-370.
- 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. [[http://www.qcrt.org/comisshoning\\_proposal.pdf](http://www.qcrt.org/comisshoning_proposal.pdf)]
- 3) Salter BJ, Fuss M, Vollmer DG, et al: The TALON removable head frame system for stereotactic radiosurgery/radiotherapy: measurement of the repositioning accuracy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 51:555-562, 2001.
- 4) McGary JE and Grant W, 3rd: A clinical evaluation of setup errors for a prostate immobilization system. J Appl Clin Med Phys. 1:138-147, 2000.
- 5) Tsai JS, Engler MJ, Ling MN, et al: A non-invasive immobilization system and related quality assurance for dynamic intensity modulated radiation therapy of intracranial and head and neck disease. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 43:455-467, 1999.

### 3. 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 14-6）：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, 2005.
- 2) International Atomic Energy Agency: Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement. Vienna, IAEA, 2007.
- 3) がん診療連携拠点病院の整備について, 健発第 0301001 号平成 20 年 3 月 1 日
- 4) 放射線治療の品質管理に関する委員会：放射線治療における医療事故防止のための安全管理体制の確立に向けて（提言）最終報告. 2005. [<http://www.qcrt.org/report2.pdf>]
- 5) 診療報酬の算定方法の一部を改正する件（告示），平成 22 年厚生労働省告示 第 69 号
- 6) 診療報酬の算定方法の一部改正に伴う実施上の留意事項について（通知），平成 22 年 3 月 5 日保医発 0305 第 1 号
- 7) 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 30:2089-2115, 2003.
- 8) 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 58: 1616-1634, 2004.

### 4. 治療装置

- 1) 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, 日放腫会誌, 11 Suppl. 2: 1-111, 2000.
- 2) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys 36: 4197-4212, 2009.
- 3) 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 23: 8-18, 2009.

- 4) Waldoran 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, pp 373-400.
- 5) Hansen VN, Evans PM, Budgell GJ, et al: Quality assurance of the dose delivered by small radiation segments. *Phys Med Biol* 43: 2665-2675, 1998.
- 6) 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, pp 593-612.
- 7) Barish RJ, Fleischman RC and Pipman YM: Teletherapy beam characteristics: The first second. *Med Phys* 14:657-661, 1987.
- 8) Sonke JJ, Brand B and van Herk M: Focal spot motion of linear accelerators and its effect on portal image analysis. *Med Phys* 30: 1067-1075, 2003.
- 9) 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, pp 373-400.
- 10) Litzenberg DW, Moran JM and Fraass BA: Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery. *Med Phys* 29: 810-820, 2002.
- 11) Xia P, Chuang CF and Verhey LJ: Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system. *Med Phys* 29: 412-423, 2002.
- 12) Low DA, Sohn JW, Klein EE, et al: Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 28: 752-756, 2001.
- 13) 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* 25: 1919-1927, 1998.
- 14) Arnfield MR, Siebers JV, Kim JO, et al: A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 27: 2231-2241, 2000.
- 15) Boyer A, Biggs P, Galvin J, et al: Basic Applications of Multileaf Collimators. AAPM Report No. 72. Wisconsin, Medical Physics Publishing, 2001.
- 16) 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, pp 123-146.
- 17) 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* 28: 2209-2219, 2001.
- 18) Yu CX: Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: An alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 40: 1435-1449, 1995.
- 19) Otto K: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 35: 310-317, 2008.
- 20) Bedford JL and Warrington A: Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 73: 537-545, 2009.
- 21) Ling CC, Zhang P, Archambault Y, et al: Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 72: 575-581, 2008.
- 22) Haga A, Nakagawa K, Shiraishi K, et al: Quality assurance of volumetric modulated arc therapy using Elekta Synergy. *Acta Oncol* 48: 1193-1197, 2009.
- 23) Schreiber E, Dhabaan A, Elder E, et al: Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery. *Med Phys* 36: 4530-4535, 2009.
- 24) 小口宏: Compensator-Based IMRT. *日放線技会放射線治療分科会誌*, 23: 44-51, 2009.



- 25) Chang SX, Cullip TJ, Deschesne KM, et al: Compensators: An alternative IMRT delivery technique. J Appl Clin Med Phys 5: 15-35, 2004.
- 26) Chang SX: Compensator-intensity-modulated radiotherapy A traditional tool for modern application. European Oncological Disease 2: 82-86, 2007.
- 27) Oguchi H and Obata Y: Commissioning of modulator-based IMRT with XiO treatment planning System. Med Phys 36: 261-269, 2009.
- 28) Meyer J, Mills JA, Haas OC, et al: Some limitations in the practical delivery of intensity modulated radiation therapy. Br J Radiol 73: 854-863, 2000.
- 29) Balog J and Mackie TR: Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device. Med Phys 30: 1118-1127, 2003.
- 30) Balog J, Olivera G, and Kapatoes J: Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry. Med Phys 30: 3097-3106, 2003.
- 31) Jeraj R, Mackie TR, Balog J, et al: Dose calibration of nonconventional system applied to helical tomotherapy. Med Phys 32: 570-577, 2005.
- 32) Thomas SD, Mackenzie MD, Rogers WO, et al: A Monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy. Med Phys 32: 1346-1353, 2005.
- 33) Fenwick JD, Tome WA, Jaradat HA, et al: Quality assurance of a helical tomotherapy machine. Phys Med Biol 49: 2933-2953, 2004.
- 34) Balog J, Holmes T and Vaden R: Helical tomotherapy dynamic quality assurance. Med Phys 33: 3939-3950, 2006.
- 35) Adler JR, Murphy MJ, Chang SD, et al: Image-guided robotic radiosurgery. Neurosurgery 44: 1299-1307, 1999.
- 36) Dieterich S and Pawlisch T: CyberKnife image-guided delivery and quality assurance. Int J Radiat Oncol Biol Phys 71: S126-S130, 2008.
- 37) Sharma SC, Ott JT, Williams JB, et al: Commissioning and acceptance testing of a CyberKnife linear accelerator. J Appl Clin Med Phys 8:2473, 2007.
- 38) Araki F: Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system. Med Phys 33: 2955-2963, 2006.
- 39) Kawachi T, Saitoh T, Inoue M, et al: Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. Med Phys 35: 4591-4598, 2008.

## 5. 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。  
[[http://www.qcrt.org/comisshoning\\_proposal.pdf](http://www.qcrt.org/comisshoning_proposal.pdf)]
- 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。医物理 27 Suppl. 6, 2008.
- 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 25: 1773-1829, 1998.
- 4) Mijneer 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) Das IJ, Ding GX and Ahnesjo A: Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys 35: 206-215, 2008.
- 7) Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al: Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. Med Phys 35: 4591-4598, 2008.

- 8) Jordan TJ and Williams PC: The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Phys Med Biol* 39: 231-251, 1994.
- 9) 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* 35: 3661-3670, 2008.
- 10) 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* 25: 1919-1927, 1998.
- 11) Arnfield MR, Siebers JV, Kim JO, et al: A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 27: 2231-2241, 2000.
- 12) 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* 16: 44-50, 2002.
- 13) 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, pp 123-146.
- 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* 30: 2089-2115, 2003.
- 15) 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* 36: 5359-5373, 2009
- 16) 日本放射線腫瘍学会QA委員会 : 多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン (Ver.1). *日放腫会誌* 16: 197-203, 2004.

## 6. 付属機器

- 1) 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* 30: 2762-2792, 2003.
- 2) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 30: 4197-4212, 2009.
- 3) Hu H and Fox SH: The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys* 23: 1943-1954, 1996.
- 4) Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, et al: Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med Phys* 30: 832-845, 2003.
- 5) International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Photon, Electron, Proton and Neutron interaction Data for Body Tissues, ICRU Report 46. Bethesda, ICRU Publications, 1992.
- 6) Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al: Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 21: 581-618, 1994.
- 7) 大西洋, 平岡真寛, 佐野尚樹, 他 : 詳説体幹部定位放射線治療 ガイドラインの詳細と照射マニュアル. 中外医学社 東京, 2006.
- 8) Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al: The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 30: 4041-4063, 2007.
- 9) Rietzel W, Chen GT, Choi NC, et al: Four-dimensional image-based treatment planning: Target volume segmentation and dose calculation in the presence of respiratory motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61: 1535-1550, 2005.
- 10) Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al: The management of respiratory motion in radiation oncology report of the AAPM Task Group 76. *Med Phys* 33: 3874-3900, 2006.

## 7. 治療計画

- 1) International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting photon Beam Therapy, ICRU Report 50. Bethesda, ICRU Publications, 1993.
- 2) 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.
- 3) Jaffray DA, Yan D and Wong JW: Managing geometric uncertainty in conformal intensity-modulated radiation therapy. *Semin Radiat Oncol* 9:4-19, 1999.
- 4) Saw CB, Yakoob R, Enke CA, et al: Immobilization devices for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Med Dosim.* 26:71-77, 2001.
- 5) Salter BJ, Hevezi JM, Sadeghi A, et al: An oblique arc capable patient positioning system for sequential tomotherapy. *Med Phys.* 28:2475-2488, 2001.
- 6) Wu Q, Chi Y, Chen PY, et al: Adaptive replanning strategies accounting for shrinkage in head and neck IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 75:924-932, 2009.
- 7) Yu CX, Jaffray DA and Wong JW: The effects of intra-fraction organ motion on the delivery of dynamic intensity modulation. *Phys Med Biol.* 43:91-104, 1998.
- 8) Wong J: Methods to manage respiratory motion in radiation treatment. In: Palta JR and Mackie TR eds. *Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.* Wisconsin, Medical Physics Publishing, 2003, pp 663-702.

## 8. 線量検証

- 1) 河内徹, 遠山尚紀, 小島徹, 他: 強度変調放射線治療の線量検証法. *医物理* 30 Suppl. 6, 2010.
- 2) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会: 多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(Ver.1). *日放腫会誌* 16: 197-203, 2004.
- 3) 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* 30: 2089-2115, 2003.
- 4) 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* 30: 5359-5373, 2009.
- 5) Alber M, Broggi S, De Wagter C, et al: Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO Booklet No. 9. ESTRO, 2008.
- 6) 黒岡将彦: Linac・RTPS の QA/QC (コミッションング). *日放線技会放射線治療分科会誌* 23: 8-18, 2009.
- 7) Xia P, Chuang CF and Verhey LJ: Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system. *Med Phys* 29: 412-423, 2002.
- 8) Ezzell GA and Chungbin S: The overshoot phenomenon in step-and-shoot IMRT delivery. *J Appl Clin Med Phys* 2: 138-148, 2001.
- 9) 齋藤秀敏, 明上山温, 藤崎達也, 他: 光子ビーム線量測定のための固体ファントムの減弱特性. *医用標準線量* 10: 19-28, 2005.
- 10) 荒木不次男, 羽生裕二, 奥村雅彦, 他: 光子ビームにおける水等価固体ファントムを用いた水吸収線量の評価. *日放腫会誌* 19: 99-107, 2007.
- 11) Pruitt JS and Loevinger R: The photon-fluence scaling theorem for Compton-scattered radiation. *Med Phys* 9: 176-179, 1982.
- 12) 荒木不次男: 水等価固体ファントムによる吸収線量測定に必要な物理データの算出. *医用標準線量* 14: 19-24, 2009.
- 13) Seuntjens J, Olivares M, Evans M, et al: Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of

- absorbed-dose protocols. *Med Phys* 32: 2945-2953, 2005.
- 14) 日本医学物理学会編：外部放射線治療における吸収線量の標準測定法（標準測定法 01）．通商産業研究社 東京，2002.
  - 15) Leybovich LB, Sethi A, and Dogan N: Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med Phys* 30: 119-123, 2003.
  - 16) 川守田龍, 岩井啓介, 竹内康, 他：Intensity modulated radiation therapy (IMRT) 治療計画における線量検証の検討—電離箱体積平均線量検証法を用いて—. *日放線技会誌* 58: 783-792, 2002.
  - 17) Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, et al: Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations. *Med Phys* 36: 4654-4662, 2009.
  - 18) Pai S, Das IJ, Dempsey JF, et al: TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med Phys* 34: 2228-2258, 2007.
  - 19) Suchowerska N, Hoban P, Butson M, et al: Directional dependence in film dosimetry: radiographic film and radiochromic film. *Phys Med Biol* 46: 1391-1397, 2001.
  - 20) Spezi E, Angelini AL, Romani F, et al: Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 50: 3361-3373, 2005.
  - 21) Poppe B, Thieke C, Beyer D, et al: DAVID--a translucent multi-wire transmission ionization chamber for in vivo verification of IMRT and conformal irradiation techniques. *Phys Med Biol* 51: 1237-1248, 2006.
  - 22) Nilsson G: Delta4 - A new IMRT QA device. *Med Phys* 34: 2432, 2007.
  - 23) Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, et al: Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med Phys* 31: 414-420, 2004.
  - 24) Jursinic PA, and Nelms BE: A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Med Phys* 30: 870-879, 2003.
  - 25) SUN NUCLEAR Corporation: MapCHECK<sup>TM</sup> for Rotational Dosimetry. MCRDW010908. [<http://www.sunnuclear.com> (accessed February 5, 2010.)]
  - 26) Letourneau D, Gulam M, Yan D, et al: Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiother Oncol* 70: 199-206, 2004.
  - 27) Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, et al: Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 33: 1005-1015, 2006.
  - 28) Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, et al: D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys Med Biol* 50: 4681-4694, 2005.
  - 29) van Zijtveld M, Dirkx ML, de Boer HC, et al: Dosimetric pre-treatment verification of IMRT using an EPID. *Radiother Oncol* 81: 168-175, 2006
  - 30) Van Esch A, Depuydt T and Huyskens DP: The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol* 71: 223-234, 2004.
  - 31) 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* 30: 1618-1627, 2003.
  - 32) Gillis S, De Wagter C, Bohsung J, et al: An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: preliminary results of the European QUASIMODO project. *Radiother Oncol* 76: 340-353, 2005.
  - 33) Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al: Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys* 34: 4818-4853, 2007.
  - 34) Leal A, Sanchez-Doblado F, Arrans R, et al: Routine IMRT verification by means of an automated Monte Carlo simulation system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 56: 58-68, 2003.

- 35) Thwaites DI, Mijnheer BJ, and Mills JA: Quality assurance of external beam radiotherapy. In: Podgorsak EB eds. Radiation Oncology Physics, A Handbook for Teachers and Students. IAEA, 2005, pp 407-450.
- 36) Alber M, Broggi S, De Wagter C, et al: Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO Booklet No. 9. ESTRO, 2008, pp 89-106.
- 37) 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, pp 45-50.
- 38) 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, pp 19-51.
- 39) Schwarz M, Bos LJ, Mijnheer BJ, et al: Importance of accurate dose calculations outside segment edges in intensity modulated radiotherapy treatment planning. Radiother Oncol 69: 305-314, 2003.
- 40) Holmes T, Das R, Low D et al: American Society of Radiation Oncology recommendations for documenting intensity-modulated radiation therapy treatments. Int J Radiat Oncol Biol Phys 74: 1311-1318, 2009.

## 9. 位置照合

- 1) Stroom JC and Heijmen BJM: Geometric uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. Radiother Oncol 64: 75-83, 2002.
- 2) Stroom JC, de Boer HCJ, Huizenga H, et al: Inclusion of geometric uncertainties in radiotherapy planning by means of coverage probability. Int J Radiat Oncol Biol Phys 43: 905-919, 1999.
- 3) van Herk M, Remeijer P, Rasch C, et al: The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 47: 1121-1135, 2000.
- 4) Verellen D: Image Guided Patient Setup. In: Bortfeld T eds. Image-guided IMRT. Springer, 2005: pp 97-116.
- 5) 遠山尚紀: 位置照合・治療の実際 (CBCT の活用方法). 日放線技会放射線治療分科会誌 23: 35-43, 2009.
- 6) Lips IM, van der Heide UA, Kotte AN, et al: Effect of translational and rotational errors on complex dose distributions with off-line and on-line position verification. Int J Radiat Oncol Biol Phys 74: 1600-1608, 2009.
- 7) Gordon JJ, Crimaldi AJ, Hagan M, et al: Evaluation of clinical margins via simulation of patient setup errors in prostate IMRT treatment plans. Med Phys 34: 202-214, 2007.
- 8) 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 61: 779-788, 2005.
- 9) Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al: The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. Med Phys 34: 4041-4163, 2007.
- 10) 萬利乃寛, 大西洋, 小宮山貴史, 他: 前立腺癌照射時の肛門挙筋収縮が及ぼす前立腺位置移動に関する検討. 日放腫会誌 17 Suppl. 1: 147, 2005.
- 11) Bhide SA, Davies M, Burke K, et al: Weekly volume and dosimetric changes during chemoradiotherapy with intensity-modulated radiation therapy for head and neck cancer: a prospective observational study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 76:1360-1368, 2010.
- 12) van Kranen S, van Beek S, Rasch C, et al: Setup uncertainties of anatomical sub-regions in head-and-neck cancer patients after offline CBCT guidance. Int J Radiat Oncol Biol Phys 73:1566-1573, 2009.

## 10. 臨床開始前の確認

参考文献無し

## 作成者

### IMRT 物理 QA ガイドライン専門小委員会

委員長	幡野 和男	千葉県がんセンター
委員	奥村 雅彦	近畿大学病院
	小澤 修一	順天堂大学
	木藤 哲史	東京都立駒込病院
	熊崎 祐	埼玉医科大学
	黒岡 将彦	神奈川県立がんセンター
	小島 徹	千葉県がんセンター
	新保 宗史	埼玉医科大学
	遠山 尚紀	千葉県がんセンター
	成田雄一郎	弘前大学
	水野 秀之	放射線医学総合研究所
協力者	大西 洋	山梨大学
	岡本 裕之	国立がん研究センター中央病院
	小口 宏	信州大学病院
	河内 徹	千葉県がんセンター
	黒河 千恵	順天堂大学
	佐々木浩二	群馬県立県民健康科学大学
	白土 博樹	北海道大学
	舘岡 邦彦	札幌医科大学
	田村 昌也	近畿大学
	橋本 慎平	東京都立駒込病院
	林 直樹	藤田保健衛生大学
	藤田 幸男	首都大学東京
	古谷 智久	順天堂大学
	宮浦 和徳	国立がん研究センター中央病院
	橋 昌幸	九州大学病院
	溝脇 尚志	京都大学
	三津谷正俊	仙台総合放射線クリニック
	山田 誠一	倉敷中央病院
	石川 正純	北海道大学
	辰己 大作	大阪市立大学病院
	筑間晃比古	東京医科大学病院
	藤田 勝久	北海道大学病院
	芳賀 昭弘	東京大学病院
	矢野 慎輔	京都大学病院

## 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会

委員長	齋藤 秀敏	首都大学東京
副委員長	遠藤 真広	佐賀県健康福祉本部
委員	奥村 雅彦	近畿大学病院
	小口 正彦	癌研究会有明病院
	片野 進	栃木県立がんセンター
	国枝 悦夫	東海大学
	塩見 浩也	大阪大学
	新保 宗史	埼玉医科大学
	隅田 伊織	大阪大学
	高橋 豊	大阪大学
	玉本 哲郎	奈良県立医科大学
	土器屋卓志	埼玉医科大学
	中村 和正	九州大学
	幡野 和男	千葉県がんセンター
	松尾 政之	木沢記念病院
	水野 秀之	放射線医学総合研究所
	荒木不次男	熊本大学

## 外部評価

### 日本放射線腫瘍学会ガイドライン委員会

委員長	西村 恭昌	近畿大学
委員	秋元 哲夫	東京女子医科大学
	加賀美芳和	昭和大学
	大屋 夏生	熊本大学
	小幡 康範	名古屋大学

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当たり、特定の団体から資金的援助を受けていない。

利益相反に関する記載

JASTRO の利益相反に関する指針に基づき判定した結果、以下の利益相反状態を認める。

団体の役員、顧問：なし、株の保有：なし、特許権使用料：なし、講演料など：なし、原稿料など：塩見浩也、株式会社千代田テクノル、研究費：小澤修一、エレクトラ株式会社；白土博樹、株式会社日立製作所、三菱重工業株式会社；国枝悦夫、三菱重工業株式会社、その他の報酬：なし。