

# 目次

## 課題 5 医療物理領域における放射線防護に関する研究

要旨	-----	1
A 研究目的	-----	1
B 研究方法	-----	2
C 研究結果	-----	3
D 考察	-----	3
E 結論	-----	3
F 研究発表	-----	3
G 知的財産権の出願・登録状況	-----	4
資料1 「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)」		
資料2 「強度変調放射線治療 (IMRT) ガイドライン」		
資料3 「画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン (IGRTガイドライン)」		
資料4 「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」		

厚生労働科学研究費補助金（地域医療基盤開発推進研究事業）  
「医療放射線防護に関する研究」（H24-医療-一般-017）（研究代表者：細野眞）  
分担研究報告書

医学物理領域における放射線防護に関する研究

研究分担者 成田雄一郎 弘前大学大学院医学研究科 講師

**要旨** 高精度放射線治療であるIMRTの均てん化を目指し、その普及と立ち上げの技術的課題であるコミッショニング過程を支援可能なプロトコルの開発を目指し、そのプロトコル作成で評価項目にいったMLCの線量パラメータの検証方法および、それに必要な数値ファントムの開発を実施した。その結果、治療計画装置に登録するパラメータの精度が客観的に評価可能であることが示され、今後これの実証試験を検討している。

#### A. 研究目的

放射線治療分野における、技術的、医学物理的な技術革新の流れは日進月歩であり、汎用リニアックを用いた放射線治療もこの10数年で強度変調放射線治療や画像誘導放射線治療といった高精度放射線治療が可能な状態になっている。このような状況を踏まえ、関連学会（日本放射線腫瘍学会、日本医学物理学会、日本放射線技術学会、日本高精度放射線外部照射研究会）から、これら高精度放射線治療の質と安全性を確保する目的でガイドラインが作成された。また、強度変調放射線治療と画像誘導放射線治療は平成22年4月に保険収載されて、広く多くの国民が最先端治療を受ける体制が敷かれた。しかしながら、とかくこれら高精度放射線治療の高額な医療費に見合う、現場レベルでの医療安全確保のための体制が十分であるかにおいては大きな疑問がある。

また、平成24年4月からは、新たに呼吸管理に関するあるいは四次元動体追尾照射

に対する保健医療が認められるようになり、時代は三次元から四次元へと移行しようとしている。

放射線治療の高度化あるいは高精度化は、単に機器や技術の高精度化であるだけではなく、放射線治療計画における線量処方のやり方についても新たな課題を突きつける結果となった。ICRU Report83では従来のReport 62を更新し、特に強度変調放射線治療における処方線量の記述方法に新たな提言を示している。この問題は単に線量処方に関する机上のことではなく、直接的に患者に照射される線量の問題であることを強く認識しなければならないが、その統一化に向けた国際的な動きがあるとは決して言えない状況である。放射線が関係する臨床試験を運用している、米国放射線腫瘍グループ（RTOG）や日本臨床腫瘍グループ（JCOG）においても統一した取り決めがない。

また、強度変調放射線治療における低線量被ばくに関する課題は、今後これらの高精

度放射線治療が普及していく中では、早期にその低減化あるいは評価方法に関して新たな提言が求められている問題である。動体追尾照射など四次元放射線治療に準じる治療法においては、線量処方そのものと同時に処方するターゲット(GTV, CTV, ITV, PTV)との関連についても議論を深める必要がある。

今後、このような高精度放射線治療が限られた施設から広く多くの現場に普及していくことを踏まえた上で、医療安全の立場から課題にとりくむ必要があるが、我が国ならではの問題である、医学物理士不在のまま表面的な高精度化が進行していくことに関しては、現場における放射線治療に関する医療安全確保のための体制づくりに関しても大きな課題と認識し研究を進

める必要がある。

## B. 研究方法

高精度放射線治療（強度変調放射線治療、画像誘導放射線治療、動体追尾照射）における、技術的あるいは医学物理的課題について、現存するガイドラインを踏まえ、また国際的な指針等を参考文献とし、まとめるとともに課題解決にむけた提言書の作成の準備を実施する。

（倫理面への配慮）

なし

日米 — 環境比較		
日本	比較項目	北米
127,000,000人	人口	310,000,000人
700/770施設(2009)	RT実施施設	2,010施設(2004)
529人(2009)	放射線腫瘍医(人)	4,563人(2008)
641人(2012)	医学物理士(人)	5,066人(2004)
ゼロ	線量士(人)	2,500人(2004)
648,491人(2004)	がん罹患者(人)	1,520,000人(-)
217,829人(2009)	RT受診者(人)	1,000,000人(2004)
182,390人(2009)	RT新患者(人)	574,930人(2004)
25%(2005)	RT受診率	66%(2008)
101施設(14.4%)(2010)	IMRT	60~70% of all RT

図1. 日米放射線治療患者数、人的構造の違い

## C. 研究結果

現在国内で、整備されている高精度放射線治療実施のためのガイドライン等を資料1～4に示す。

(資料1) 「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)」日本放射線腫瘍学会QA委員会 平成16年

(資料2) 「強度変調放射線治療(IMRT)ガイドライン」日本放射線腫瘍学会、日本医学放射線学会、高精度外部放射線治療研究会 平成20年4月

(資料3) 「画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン (IGRTガイドライン)」日本医学物理学会、日本放射線技術学会、日本放射線腫瘍学会 平成22年9月23日

(資料4) 「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」日本放射線腫瘍学会 平成23年4月26日

## D. 考察

本邦における高精度放射線治療実施体制は、診療報酬の整備を始め進んでいる。しかしながら、図1に示すように、放射線治療を支える人的構造には欧米間で大きな乖離があり、特に放射線治療の根源を支える、物理的技術的スタッフ、いわゆる医学物理士の数が本邦において圧倒的に不足していることが伺える。これは、単に高精度治療の高精度性を十分に確保できないだけでなく、結果的に放射線治療患者に

対する放射線リスク(防護)の面でも不利益を与えかねない危険な状態を野放しにしていると言わざるを得ない。

高精度放射線治療の実施においては、その高精度性を保証することが最低限求められるが(従来の治療との差別化)、高精度性を保証するための品質管理および品質保証(QA/QC)の具体的な手順等が今のガイドライン等では明らかに不足していると言わざるを得ない。同時に本来これら先導的に遂行すべき医学物理士の不足も高精度放射線治療の脆弱性を後押ししている状況である。

## E. 結論

本研究において、本邦の放射線治療における患者防護の観点から、特に高精度放射線治療を推進していく上での、脆弱性が明らかとなった。医学物理士不足の根本問題はあるにせよ、品質管理等を徹底し、その成果を患者に還元できる体制および、技術的物理的手順等の整備を急ぐ必要があると示唆される。次年度においては、それを具体化すべく、作業を進める。

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

なし

### 2. 学会発表

1. 「IGRTガイドラインの概説」 日本医学物理士会 2012.10.7 東京

2. 「高精度放射線治療によるパラダイムシフト(PS)と今後の展開 : 高精度放射

線治療の検証作業はどこまで簡略化できるか？」第25回日本放射線腫瘍学会。  
2012.11.23 東京

G. 知的財産権の出願・登録状況  
(予定を含む)

1. 特許取得  
なし
2. 実用新案登録  
なし
3. その他  
なし

## 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)

日本放射線腫瘍学会 QA 委員会 (委員長：遠藤真広)

同 IMRT における QA-QC 確立に向けての研究班 (班長：幡野和男)

近年の高エネルギーX線発生装置を用いた外部放射線治療は、高精度化の点で目覚ましい進歩を遂げている。特に多分割コリメータを装備した高エネルギー発生装置で行われる強度変調放射線治療は、腫瘍病変に限局した線量照射を行い、副作用を極限まで抑える放射線治療の提供を可能としている。治療成績の向上が期待される一方で、投与総線量の増加による正常組織の有害事象に対する危険性も含んでいるため、これまで以上に高エネルギーX線発生装置および多分割コリメータの質的保証/質的管理(QA/QC)が重要となる。また、立案された治療計画の安全性は、三次元治療計画装置と高エネルギーX線発生装置の機械的あるいは線量的な整合性により保証されるものであり、高エネルギーX線発生装置のQA/QCに合わせ三次元治療計画装置のそれも必要である。放射線治療システムのQA/QCの遂行は、高精度放射線治療の大前提となる、より安全な放射線治療を提供し、患者のQOLの向上が図られることを目的としている。

本ガイドラインは外部照射放射線治療の中の強度変調放射線治療に注目したものであり、強度変調放射線治療は従来の外部照射放射線治療の延長にあることから、日本放射線腫瘍学会QA委員会編の『外部放射線治療におけるQuality Assurance (QA)システムガイドライン (平成9年)』に準じるものとする。また線量測定法に関する詳細事項に関しては『外部放射線における吸収線量の標準測定法 標準測定法 01、日本医学物理学会編、平成14年』に準じるものとする。

強度変調放射線治療を実施するにあたり、以下の項目に関して義務を負うものとする。

1. 高エネルギーX線発生装置 (放射線治療装置) の質的管理
2. 多分割コリメータの質的管理
3. 3次元治療計画装置の質的管理
4. 治療計画用CT装置および収集画像の質的管理
5. 質的保証に必要な測定装置の整備
6. 計画線量の放射測定器による事前確認と記録の保存
7. 治療対象疾患に対する治療計画目標の妥当性に関する事前検討の実施とその結果の文書での保存および個々の症例に対する治療計画結果の詳細に関する記録の保存

また、以下の項目に関しては努力目標とし、強度変調放射線治療を実施する施設あるいは関連

する学会はこれら目標の円滑な実現にむけて、支援体制を確立することが望まれる。

8. 従事する職員の教育に付随する時間と費用の提供
9. 総線量増加、標的体積内の 1 回線量増加部分の許容、治療期間短縮などが治療成績向上に結びつくか否かについてはいまだ明確でなく、慎重に扱うべきである。
10. 安全に治療を施行するために、医学放射線物理、放射線計測に精通した職種（諸外国における Medical Physicist）を病院内に確保し、放射線腫瘍医・診療放射線技師（日本放射線腫瘍学会認定技師が望ましい）との共同責任のもとに行なうべきである。

## 質的管理(Quality Control)の手順書

本書は、『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』を補足するものであり、そのために必要な質的管理(Quality Control)の詳細を述べた手順書である。

### 【0. はじめに】

多分割コリメータ（以下、MLC とする）による強度変調放射線治療が従来の放射線治療と異なる点は、本来平坦な照射ビームに対し MLC を用いて開口と遮へいを繰り返すことによりビーム線束に計画的に強度の変調を行うことである。この強度変調が治療計画装置により最適化されたものであり計画的なものである場合、問題となるのは実際の治療でもそれが実現できているか否かである。つまり計画された線量分布が機器的要因により影響を受ける場合、その影響を如何に低減できるかが課題であり、影響が残存した場合にはその線量分布が臨床的に許容できるか否かを検証により確認する必要があるということである。

MLC により強度変調された線量は、MLC の駆動制御の不確定性により影響を受ける。MLC の静止位置あるいは動的位置の精度には、リーフの駆動制御機構の初期位置喪失（ソフト的）あるいは駆動モータの機械的劣化（ハード的）などにより引き起こされる系統的誤差と、線量制御機構とリーフ駆動機構の相互帰還制御の偶発的誤差によるものとが考えられる。本手順書では、強度変調放射線治療における系統的誤差要因を MLC の質的管理により低減し、偶発的誤差要因を線量検証により確認することを基本的な考えとしている。

### 【1. 高エネルギー X 線発生装置の質的管理】

#### 1-1 (外部照射治療における Quality Assurance(QA)システムガイドライン)

高エネルギー X 線発生装置（放射線治療装置）は、強度変調放射線治療のみならず一般的な放射線治療にも用いるものである。よって、放射線治療装置の質的管理としては、日本放射線腫瘍学会が規定している『外部放射線治療における Quality Assurance(QA)システムガイドライン 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会編、平成 9 年』で掲げる項目を遵守するものとする。

### 【2. 多分割コリメータの質的管理】



## 2-1 (多分割コリメータの定義)

本手順書でいう MLC とは、放射線治療装置と一体型の構造（着脱式を含む）を持ち、放射線治療装置の線量制御機構と同期して計画的にビーム開口部の形状を変化させることにより、最終的にビームの強度に変調を施すことが可能な機構のすべてを指す。

## 2-2 (多分割コリメータの質的管理の考え方)

- a. 強度変調放射線治療で MLC に要求されることは、治療計画により決定された各リーフの静止位置あるいは動的な位置の駆動制御精度が、強度変調された線量において臨床的に許容できる範囲内で確保されていることである。
- b. 本手順書では、系統的誤差要因に対する質的管理事項についてのみ言及する。

## 2-3 (SMLC の質的管理)

計画された MLC の静的な制御位置を確認する。

### a. 光学的制御位置管理

左右対のリーフそれぞれについて、予め計画された位置に直線上に整列させ実際に静止する幾何学的な位置との差を方眼紙または定規等を用いて光照射野で確認する。その誤差が $\pm 0.5\text{mm}$  以内であることを確認する。照射野は最大照射野とする。

### b. フィルム法による制御位置管理

あらかじめ MLC の全リーフの幅（=ギャップ幅）を 1 mm 開いた状態を保ちながら、一定方向に 10 2cm 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。ギャップおよびステップ幅については、MLC の機種に依って最適な幅を用いる。

この MLC の移動パターンを用いて、線源フィルム間距離 100cm (=SAD) に設定した治療用フィルムへ直接照射を行う。フィルム上には、リーフ停止時に照射されたギャップ幅に相当する直線状の黒化度が等間隔で描出される。目視により全ての直線状の黒化度が設定したギャップ幅に対して $\pm 0.5\text{mm}$  以内で整列していることを確認する。

## 2-4 (DMLC の質的管理)

以下の項目について、計画された MLC の制御を確認する。

### a. 光学的制御位置管理

2-3-a と同様の手順で行う。幾何学的なリーフ位置の誤差が $\pm 0.2\text{mm}$  以内であることを確認する。

b. フィルム法による制御位置管理

2-3-b と同様の手順で行う。目視により全ての直線状の黒化度が、設定したギャップ幅に対して $\pm 0.2\text{mm}$  以内で整列していることを確認する。

c. DMLC プロファイル比

最大 MLC 照射野の範囲を、 $5\text{mm}$  以下のギャップ幅を維持しながら、連続的にギャップを移動する MLC のパターンを準備する。同様に、逆方向へ移動する MLC のパターンも作成する。

治療フィルムを水等価の固体ファントム等に挟み込み、フィルム面が  $\text{STD}=\text{SAD}$  になるようにする。フィルムの深さは校正深あるいは使用エネルギーの最大深に設置する。

フィルム法により得られる軸外線量比をリーフ対ごとに求める。

MLC による照射範囲と同じ照射野に対する軸外線量比をオープン照射野で測定する。

各リーフ対位置における軸外線量比を中心位置で規格化し、十分平坦な領域での両者の差が総じて $\pm 0.5\%$ 以内であることを確認する。

d. DMLC 出力

DMLC 出力はリーフ位置精度（ギャップ幅）に大きく依存するため、恒常的にギャップ幅の誤差を  $0.2\text{mm}$  以内に保つ必要がある。2-4-c と同様の線量照射で、ビーム軸あるいは任意の点におけるオープン照射野に対する線量比を線量測定器により測定する。その線量比から、ギャップ幅の変化を推定し、DMLC 出力の安定性を確保する。線量比は検出器やファントムの幾何学的な配置、MLC、ビームエネルギー等に依存するため、あらかじめ  $0.2\text{mm}$  のギャップ幅の変化に相当する線量比を求めておく必要がある。また、検出器は、リーフ間のもれ線量等の影響が少ない  $0.1\text{cc}$  以上の電離体積を持つ電離箱を推奨する。

### 【 3. 三次元治療計画装置の保守管理】

#### 3-1 (3次元治療計画装置の定義)

本手順書でいう 3次元治療計画装置とは、患者 CT 画像に対し前方向あるいは逆方向解法により、標的臓器の線量集中性の最適化を図り、その結果得られる線量分布を実現するための MLC の制御(シーケンス)が可能でかつモニタ設定値が計算可能な装置を指す。ただし、シーケンスあるいはモニタ設定値計算が別の装置で行う場合にはこれらを含む。

### 3-2 (直線加速器の幾何学的機構との整合性)

直線加速器の幾何学的機構を治療計画装置に設定する際に、両者の整合性を以下の項目で確認する

- a. ガントリ、照射野限定器、寝台の回転方向と、指示器数値
- b. 照射野限定器、MLC の駆動方向
- c. 楔フィルタの挿入方向と角度
- d. 楔フィルタの幾何学的形状と物質、質量減弱係数
- e. MLC の幾何学的形状と Tongue-and-Groove の条件

### 3-3 (直線加速器の線量に係るパラメータ及びビームデータの整合性)

直線加速器の線量的パラメータあるいはビームデータを治療計画装置に設定する際に、両者の整合性を以下の項目で確認する。

- a. 出力係数、楔フィルタ係数
- b. 照射野限定器、MLC の線量透過率
- c. 全散乱係数(TSCF: total scatter coefficient fraction)
- d. 深部量百分率(PDD: percentage depth dose)
- e. 組織ファントム線量比(TPR: tissue phantom ratio)
- f. 対角軸外線量比(Diagonal OCR)

ただし、治療計画装置によって、楔フィルタ照射野あるいは MLC 照射野に対する PDD, TPR, OCR も求められている場合はそれらも測定する。

### 3-4 (基本ビームデータの更新)

基本ビームデータは水ファントムと校正された電離箱線量計（微小電離箱線量計が望ましい）を用い1年を超えない期間に1回、また高エネルギーX線発生装置のX線発生に関わる主要部品を交換した場合等においてはその度測定しなければならない。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、放射線腫瘍医を含めたチームにて慎重に検討し、適宜データの更新を行い、また更新の妥当性についての記録を作成し保存しなければならない。

## 【4. 事前の線量検証】

### 4-1 (線量検証の必要性)

MLCによる強度変調ビームは、任意に開口したMLC照射野からの2つないし複数の極小ビームの積算により実現される。個々のビーム幅が狭いために、MLCの駆動制御精度がこれを通過する線量に多大な誤差を発生させる危険性がある。また治療計画装置における線量計算あるいはモニタ設定値の算出においても、代表的な照射野に対する基準線量から構築したビームデータから極小ビーム線束に対する計算を行うため、線量計算に誤差が生じる危険性が懸念される。以上2つの理由により治療計画装置で算出した患者に対する線量に対し、治療の前に検証を行う必要がある。

#### 4-2 (治療計画装置に求められる事項)

線量検証は物理ファントムを用いた実験により行われるため、ファントム中での線量計算値が必要となる。治療計画装置はファントムに対するCT画像を取り込んだ後、以下に示す要件を満たす必要がある。

- a. 患者に対し計算した照射データ (MLC、モニタ設定値、照射野、ガントリ角度、コリメータ角度、照射中心、等) を物理ファントム中に移す機能を有すること。
- b. 患者内の任意の座標 (アイソセンターあるいは線量評価点) を、ファントム中の任意の座標に移して線量再計算が可能であること。
- c. 各ビームのモニタ設定値は、照射データをファントム中に移した際に患者のモニタ設定値と同じにできるか任意に変更可能であること。
- d. フィルム法による線量分布の検証のために、線量分布を検証ソフトウェアに引き渡すことができること (あるいは、検証ソフトウェアが治療計画装置の線量分布を読み込み可能であること)。

#### 4-3 (線量検証の概要)

線量検証は評価点線量の検証と線量分布の検証に大別できる。評価点とはアイソセンターまたは線量分布内の任意の点を指し、実際に線量を検証しようとする点のことである。

##### a. 線量測定器

患者のCT画像上で計算した線量の検証は、患者を物理ファントムに置き換え絶対線量値が測定可能な線量測定器を用いて行う。線量測定器は電離箱線量計、Siダイオード検出器、ダイヤモンド検出器、TLD、ガラス線量計等、絶対線量が測定あるいは推定可能なものを用いて行う。電離箱線量計は線量絶対測定に高い精度をもっているが、電離体積があまりにも小さい場合には電離電荷や安定性の点で絶対線量にむかない場合があるので注意を要する。

写真フィルムは一般的には絶対線量の測定にむかないとされているが、4-5-b で述べるように校正を慎重に行うなど十分に精度が得られる場合に限って絶対線量測定用として用いてもよい。特に線量分布の検証の際には写真フィルムは必要不可欠であり、線量分布の絶対値測定を行うことで計算分布と直接比較が可能となり、一般的に行われる相対値比較よりは検証そのものの信頼性が向上するといえる。

b. 物理ファントム

評価点線量の検証に用いる物理ファントムは、線量測定器が挿入可能な水等価の固体ファントムあるいは水ファントムを用いる。

線量分布の検証に用いるファントムは写真フィルムを挟み込める水等価の固体ファントムあるいは人体模擬ファントム (RANDO ファントム) を用いる。

c. 線量計の有効電離体積の考慮

評価点線量の測定に用いる線量測定器 (電離箱等) の電離体積が限りなく点に近い場合を除いて、評価点線量の計算値は線量測定器の電離体積内の平均値として予め求めておく必要がある。

そのため、ファントム中に線量測定器を差し込んだ状態で撮影した CT 画像を治療計画装置に取り込み、電離体積の輪郭を慎重にとり、その感度中心に患者の線量評価点を移し込むことが実際的である。

d. モニタ設定値

線量検証のために物理ファントムにおける線量計算を治療計画装置で行う場合には、各ビームのモニタ設定値を患者に対するそれと同じにすることが望ましい。2-2-b で述べたように、MLC の制御位置の偶発的誤差は、ユーザーの努力で除去が困難であるが、治療中に発生する偶発的誤差を線量検証においても同じように誘発するためにモニタ設定値を揃えるものである。同じ理由により線量検証で設定する直線加速器の線量率は治療で用いる線量率と同じにするべきである。

#### 4-4 (評価点線量の検証)

a. 線量測定器の校正

評価点線量の測定に用いる線量測定器は、使用の前に感度校正を行わなければならない。感度校正は日本医学放射線学会が推奨する校正事業で校正を受けた各施設のレファレンス線量計 (ファーマ型電離箱線量計) との相互比較により行わなければならない。各施設における感度校正の方法は、標準測定法 01 で示す方法に従わなければならない。

□標準測定法 01 : 『吸収線量の標準測定法 標準測定法 01』日本医学物理学会編

b. 線量測定器の固定精度

評価点線量の検証に使用する線量測定器は $\pm 1\text{mm}$ の精度で固定可能でなければならない。

特に評価点が線量勾配の大きい場所にある場合には、線量測定器の固定精度が線量測定値に多大な誤差を生じさせることがあるため十分に精度を確保する。

c. 評価点の数

線量評価点は複数点を選択するのが望ましい。そのうちの1点はICRU基準点とし、もう1点は線量分布上もっとも線量勾配が平坦な点が望ましい。その他、臨床的に線量計算の精度を確認したい任意の点を評価点として選択するべきである。

d. 評価点線量の判定

評価点線量は、計算値と測定値の差で評価し、全ての門を合計して $\pm 3\%$ 以下、また各門毎の評価点線量が計算可能な場合にはその門毎で $\pm 5\%$ 以下であることを確認する。

#### 4-5 (フィルム法による線量分布の検証)

写真フィルムを用いた線量分布の検証とは、ある線量分布評価面に対して治療計画装置が計算した線量分布と同一面に対し写真フィルムを用いて測定した線量分布を重ね合わせ、両者の線量差分量を評価することで行う。そのため、測定によるフィルム黒化度は絶対線量に変換していることが望ましく、計算と測定の線量分布の任意の点で規格化して線量差分量を評価することは、線量分布の形状を比較する目的であっても評価の客観性を欠き避けるべきである。

a. 写真フィルム

線量分布の測定に用いる写真フィルムは、感度レンジが治療1回当たりの線量域までのものを用いることが望ましい。

b. フィルム黒化度の線量変換 (校正)

写真フィルムの黒化度と線量の関係は予め測定しておく必要がある。線量分布を測定した写真フィルムの黒化度はこの線量変換曲線を用いて絶対線量に変換する。

ただし、変換曲線はフィルムの現像条件等により変動する可能性があるため、絶対線量測定の使用目的の場合には、検証の度に変換曲線を測定するか、あるいは予め測定した変換曲線中の1点を校正して線量変換に用いるべきである。

c. 線量分布の重ね合わせ

線量評価面に対する線量分布の計算値と測定値の重ね合わせは定量的に行い、重ね合わせの妥当性を証明できるものでなければならない。そのため、測定の際に可能な限りフィルム上にアイソセンターをマーキングするなどの工夫により、計算の線量分布のアイ

ソセンサーと直接重ね合わせることが望ましい。

d. 等線量曲線による評価

計算と測定の線量分布における等線量曲線の位置的な誤差は 1mm 以内でなければならない。

特に、標的体積における高線量域あるいは危険臓器に対し線量制限がある場合にはその線量域での等線量曲線を注意深く比較しなければならない。

e. 線量差分量による評価

計算による線量分布において投与線量の 50%線量以上の領域で実測値との誤差は $\pm 3\%$ 以内、30%線量以上の領域の誤差は $\pm 5\%$ 以内でなければならない。

#### 4-6 (検証結果)

評価点線量あるいは線量分布の検証において、許容する誤差を超える測定結果を得た場合には、検証過程を再検討し、それでもなお超える場合には、放射線腫瘍医を含めたチームにて患者に強度変調放射線治療を施行するかどうか、あるいはモニタ設置値に修正を加えるかどうか慎重に検討し、修正をする場合にはその妥当性について患者カルテに記載しなければならない。

#### 4-7 (治療開始初期における注意点)

- a. 強度変調放射線治療開始直後は最低 30 例において、その線量検証項目として本手順書で掲げる検証項目を最低項目とし、その他にも、各ビーム線束毎の強度変調プロファイル等、本手順書以外についても綿密に調査し、経験を積むことが望ましい。また、当該期間においては、2種類以上の線量測定器（ファントムとの組み合わせによる）を用い線量検証を実施し、線量検証システムの信頼性確保に努めることが望ましい。

### 【5. 治療計画用 CT 撮影装置の保守管理】

#### 5-1 (CT 値-相対電子密度曲線)

a. CT 値—相対電子密度の測定

放射線治療計画に使用する CT 撮影装置の、CT 値と物質密度の変換曲線は事前に測定する。物質は低密度から高密度までまんべんなく用意するのが望ましい。

b. 管電圧依存性

CT 装置の管電圧が異なる場合には、管電圧ごとに変換曲線を測定する。管電圧に依存し

て変換曲線の特性に変化がある場合には、管電圧毎の変換曲線を治療計画装置に入力し使い分けることが望ましい。

c. 経時的変化

CT 値・相対電子密度曲線は、1年を超えない期間に再測定し経時的な変化がないことを確認するのが望ましい。再測定の結果、変換曲線に重大な変化が認められた場合には、放射線腫瘍医を含めたチームにて慎重に検討し、適宜データの更新を行い、また更新の妥当性についての記録を作成し保存しなければならない。

【参考】

ICRU Report 50 Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Washington D.C. 1993

標準測定法 01 : 『吸収線量の標準測定法 標準測定法 01』日本医学物理学会編

外部放射線治療における保守管理マニュアル 日本放射線技術学会編

外部放射線治療における Quality Assurance(QA)システムガイドライン 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会編、平成9年

【ガイドライン制作委員】

日本放射線腫瘍学会 QA 委員会

- |     |        |                     |
|-----|--------|---------------------|
| 委員長 | 遠藤 真広  | (放射線医学総合研究所)        |
| 委員  | 芦野 靖夫  | (シー・エム・エス・ジャパン株式会社) |
|     | 伊丹 純   | (国立国際医療センター)        |
|     | 伊藤 彬   | ((財) 癌研究会癌研究所)      |
|     | 内田 伸恵  | (島根医科大学)            |
|     | 加藤 真吾  | (放射線医学総合研究所)        |
|     | 金井 達明  | (放射線医学総合研究所)        |
|     | 齋藤 秀敏  | (東京都立保健科学大学)        |
|     | 玉木 義雄  | (群馬県立がんセンター東毛病院)    |
|     | 土器屋 卓志 | (埼玉医科大学)            |
|     | 成田 雄一郎 | (千葉県がんセンター)         |
|     | 幡野 和男  | (千葉県がんセンター)         |



松井 正典 (八幡慈恵病院)

蓑原 伸一 (放射線医学総合研究所)

日本放射線腫瘍学会 IMRT における QA-QC 確立に向けての研究班

班 長 幡野 和男 (千葉県がんセンター)

班 員 奥村 雅彦 (近畿大学医学部附属病院)

白土 博樹 (北海道大学医学部)

高井 良尋 (東北大学医学部)

永田 靖 (京都大学医学部)

成田 雄一郎 (千葉県がんセンター)

西村 恭昌 (近畿大学医学部)

溝脇 尚志 (京都大学医学部附属病院)

三津谷 正俊 (東北大学医学部附属病院)

矢野 慎輔 (京都大学医学部附属病院)

別表1 MLCの質的管理(QC)項目と許容誤差及び実施期間

QC項目	内容	許容誤差	実施期間
SMLCQC	光学的制御位置管理	・任意の位置にMLCを開口した場合の位置と設定した位置との差を照射野で確認する。	±0.5mm以内 毎日
	フィルム法による制御位置管理	・MLCの全リーフの幅を1mm開いた状態を保ちながら、一定方向に1~2cmステップで移動と停止を繰り返すMLCの移動パターンを作成する。移動方向は左右2方向のパターンを作成する ・このMLC移動パターンを用いて、治療用フィルムに直接照射し、ギャップ幅に相当する直線状の黒化度を確認する。	±0.5mm以内 週1回
DMLCQC	光学的制御位置管理	・SMLCの場合と同様	±0.2mm以内 毎日
	フィルム法による制御位置管理	・SMLCの場合と同様	±0.2mm以内 週1回
	プロファイル比	・最大MLC照射野の範囲を5mm以下のギャップ幅を維持し、連続的にギャップが移動するMLCパターンを用いる。 ・校正深あるいは最大深にフィルムを設置し、軸外線量比をリーフ対ごとに求める。 ・照射野限定器で測定した軸外線量比と比較する。その際、それぞれの軸外線量比を中心位置で規格化し、十分平坦な領域で比較する。	±0.5%以内 週1回
	DMLC出力	・プロファイル比の測定と同様の線量照射を行う。 ・MLCギャップ線量と照射野限定器線量は0.1cc以下(推奨)の電離箱線量計を用い測定し、その比の安定性を確認する	毎日

別表2 強度変調放射線治療における治療前線量検証項目と許容誤差

検証項目		内容	許容誤差
評価点線量	線量測定器の校正	<ul style="list-style-type: none"> <li>レファレンス線量計との感度の相互比較により行う。</li> <li>検証に使用する直前に毎回行う</li> </ul>	
	線量測定器の固定		±1mm
	評価点	<ul style="list-style-type: none"> <li>線量評価点は複数点選択</li> <li>1点はICRU基準点</li> <li>1点は線量分布上もっとも線量勾配が平坦な点</li> <li>その他、臨床的に線量の確認が必要な任意の点</li> </ul>	
	評価点線量	<ul style="list-style-type: none"> <li>線量評価点における全てのビームの線量照射</li> <li>線量評価点における各ビームの線量照射</li> </ul>	全ての門：±3% 門毎：±5%
線量分布	写真フィルムの選択	感度レンジが治療1回当たりの線量域までのものを使用する	
	フィルム黒化度の線量変換	<ul style="list-style-type: none"> <li>フィルム黒化度-線量変換テーブルは絶対線量換算を目的としている。</li> <li>変換テーブルは検証の度測定するか、もしくは標準的なテーブルを用意しておき検証の時に1点で校正したものをを用いるのが望ましい。</li> </ul>	
	線量分布の重ね合わせ	計算値とフィルム測定値の重ね合わせは定量的に行い、重ね合わせの妥当性を証明できる方法をとること。	
	等線量曲線	<ul style="list-style-type: none"> <li>任意の等線量曲線を比較する。</li> <li>標的体積の高線量域の等線量曲線、危険臓器に線量制限値がある場合にはその等線量曲線を特に注意深く比較する</li> </ul>	等線量曲線の最大変位で1mm以内
	線量差分量	<ul style="list-style-type: none"> <li>投与線量の50%線量以上の領域での誤差</li> <li>投与線量の30%線量以上の領域での誤差</li> </ul>	±3% ±5%

### 強度変調放射線治療 (IMRT) ガイドライン

2008年4月

編集：

日本放射線腫瘍学会、日本医学放射線学会、高精度外部放射線治療研究会

#### はじめに

強度変調放射線治療：intensity modulated radiation therapy (IMRT)は、リスク臓器に近接した複雑な形状をもつ複数のターゲットに対しても自在に線量を調整投与することができ、放射線治療の可能性を大きく広げる革新的治療法である。すでに一部の先駆施設より、前立腺がん・頭頸部がん・中枢神経がんにおいては有望な臨床成績が報告されており、その他の多くのがん種で治療成績向上や合併症の軽減が期待されている。一方、IMRTは従来の外照射法にない複雑な照射・治療計画技術を用いており、治療計画やQuality Assurance (QA) / Quality Control (QC)が適切になされないと治療成績の低下・有害事象の増加をもたらす危険性も孕んでいる。従って、IMRTの臨床適応に際しては、医学物理および臨床の両面から十分な検討・検証が必須である。

本ガイドラインは、IMRTを有効かつ安全に実施するために整備すべき目的で制定した。

#### IMRTの定義

IMRTは、三次元原体照射の進化形であり、逆方向治療計画（インバースプラン）に基づき、空間的、時間的に不均一な放射線強度を持つ照射ビームを多方向から照射することにより、病巣部に最適な線量分布を得る放射線治療法である。

IMRTはfield-in field法を用いた従来型三次元原体照射法とは異なり、IMRTの保険請求は、3方向以上の照射角度から各門3-5ステップ以上の線束強度変化をもつビームによる治療計画を逆方向治療計画法にて立案のうえ加療した場合に限るべきである。

#### 本ガイドラインが対象とするIMRT照射法

1. 物理的補償フィルターを用いた方法
2. 従来型マルチリーフコリメータ (MLC) を用いた方法