

体幹部定位放射線治療ガイドライン

日本放射線腫瘍学会QA委員会（委員長：遠藤真広）

厚生労働省平岡班体幹部定位放射線治療ガイドライン作成作業部会（責任者：大西 洋）

目 次

1. 緒言
2. 臨床編
 - 2-1 体幹部定位放射線治療の定義
 - 2-2 体幹部定位放射線治療の禁忌
 - 2-3 体幹部定位放射線治療の保険適応
 - 2-3-1 対象疾患
 - 2-3-2 保険診療の必要条件
 - 2-4 体幹部定位放射線治療におけるtargetの設定
 - 2-5 体幹部定位放射線治療に用いる照射線量・分割法
 - 2-6 体幹部定位放射線治療におけるリスク臓器と線量制限
 - 2-6-1 直列臓器（serial organ）
 - 2-6-2 並列臓器（parallel organ）
 - 2-7 体幹部定位放射線治療後の経過観察
3. 物理・技術編
 - 3-1 定義と必要な対策
 - 3-1-1 体幹部定位放射線治療で規定される「照射中心の固定精度」の定義
 - 3-1-2 体幹部定位照射に必要な対策
 - 3-1-3 体幹部定位放射線照射の保険適応を満たすために必要な機器
 - 3-1-4 照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動を制限する装置
 - 3-1-5 呼吸性移動対策
 - 3-1-5-1 定位照射を行う際の呼吸状態の設定方法
 - 3-1-5-2 治療計画におけるCT撮像法と呼吸性移動のマージン（internal margin）の取り方
 - 3-1-5-3 internal marginにおける呼吸性移動以外の臓器の位置移動
 - 3-1-6 照射中の体動（骨格の移動）
 - 3-2 治療計画
 - 3-2-1 治療計画用CT
 - 3-2-1-1 撮影法
 - 3-2-1-2 スパイラルスキャンピッチ
 - 3-2-1-3 シングルディテクタCTとマルチディテクタCTの比較
 - 3-2-1-4 スライス厚
 - 3-2-1-5 画像間隔
 - 3-2-1-6 X線管電流
 - 3-2-1-7 slow scan（long scan time）CT撮影法
 - 3-2-2 治療ビームの設定
 - 3-2-2-1 肺定位照射に適切な照射エネルギー
 - 3-2-2-2 体幹部定位照射をするための基本的なビーム設定
 - 3-2-2-3 アーク照射と固定多門照射（micro multileaf）の線量分布の違い
 - 3-2-3 線量計算
 - 3-2-3-1 線量分布の評価指標（D95，V20，HI，CI）
 - 3-2-3-2 処方線量の計算点
 - 3-2-3-3 体幹部定位照射に用いる線量計算アルゴリズム
 - 3-2-3-4 線量計算を行う際の最適な計算グリッドサイズ

3-2-3-5 ボディフレームなどの固定具を用いた場合の材質による線量計算への影響

3-3 体幹部定位照射の実施

3-3-1 照射位置照合用CT装置から治療装置への移動寝台

3-3-2 アイソセンタの固定精度の確認方法

3-3-3 照射中の体動（骨格の移動）

3-3-4 照射中の患者やアイソセンタ位置の監視

3-3-5 照射中の患者やアイソセンタの位置移動の監視方法

3-3-6 金属マーカによる位置照合の留意点

4. 装置・システムのQA/QC編

4-1 基本

4-2 体幹部定位照射に求められる治療装置精度管理の基本理念

4-3 体幹部定位照射の精度管理に特に必要とされる機器

4-4 体幹部定位照射の精度管理として、特に厳密な管理が必要となる項目

4-4-1 線量測定

4-4-1-1 体幹部定位照射の線量検証に用いる検出器

4-4-1-2 電離箱線量計設置上の注意

4-4-1-3 呼吸同期照射等の低MU積算照射時におけるモニタ線量計の検証についての注意点

4-4-1-4 不均質補正における線量分布の検証

4-4-1-5 不均質補正におけるMUの検証

4-4-2 放射線治療装置と関連機器の機械的・幾何学的精度

4-4-2-1 架台と照射野限定システムの回転に伴う動作確認

4-4-2-2 治療装置のアイソセンタ位置の誤差量を定量的に計測する方法

4-4-2-3 レーザーポインタの管理項目と点検頻度

4-4-2-4 治療計画用CT装置の管理項目

4-4-2-5 CT寝台のたわみ

4-4-2-6 電子ポータル画像装置の管理項目と点検頻度

4-4-2-7 照射野位置・サイズの精度管理

4-4-3 治療計画装置

4-4-4 体幹部定位照射システムとしての精度管理

文献

執筆協力者

1. 緒 言

ナイフによる頭蓋内腫瘍に対する約30年間の臨床経験をもとに、1990年代に定位放射線治療技術が体幹部腫瘍に対しても応用され始めた。しかし体幹部腫瘍は、固定の困難さ、特に肺腫瘍における呼吸性移動や不均質補正という難題があり、新しい照射装置や治療計画方法が考案され、現在も試行錯誤が繰り返されている。新しい照射技術である体幹部定位放射線照射による治療は、主に肺癌、肝臓癌に対して応用され、特に早期肺癌を対象にして、めざましい治療結果を示している。また、平成16年4月に保険収載されて以来、多くの治療施設でこの技術を導入しつつあり、体幹部定位放射線治療施行施設は増加の一途をたどっている。

しかしながら、新しく体幹部定位放射線治療を開始した施設の中には、適切な方法や理論に必ずしも則っていないままに施行されているところも見受けられ、また一方では体幹部定位放射線治療に必要な方法や理論が十分に理解できないために、体幹部定位放射線照射に興味があっても開始できない施設が数多くある。

体幹部定位放射線照射は、大線量を腫瘍部位に局限して短期間に照射するだけに、治療効果は絶大であるとともに、まちがった方法や理論により、照射された場合の正常組織に対する障害は甚大なるものがある。

そこで、体幹部定位放射線治療が安全に施行・応用されることを目標に、日本放射線腫瘍学会の土器屋卓志健保委員長より指示を受け、厚生労働省科学研究費補助金による「先進的高精度三次元放射線治療による予後改善に関する研究班」(平岡班)および日本高精度放射線外部照射研究会を中心にして、適切な方法と理論に基づいた体幹部定位放射線治療方法の原案が作成された(作成委員会責任者:大西 洋)。ここでは、この原案をもとに体幹部定位放射線治療施行の適切な指針となるべきQA/QCガイドラインとして、日本放射線腫瘍学会QA委員会が再編集し、日本放射線腫瘍学会より刊行するに至ったものである。ガイドラインは本来エビデンスとして確立したものにに基づくべきであるが、最先端技術である体幹部定位放射線治療はエビデンスのない技法も多く、これらに関しては十分な経験を積んだ専門医のコンセンサスによって、ガイドラインを作成することとした。

本ガイドラインの目的は、体幹部定位放射線治療が安全に遂行されるために、既に携わっているか、今後開始しようとする放射線科スタッフ(放射線科医師・診療放射線技師・医学物理士・品質管理士・看護師ら)にとつての適切な方法と理論の指針となることである。

ただし、本ガイドラインによる照射方法および治療結果に対する最終的な判断と責任は、直接の治療担当者に帰属すべきものであり、日本放射線腫瘍学会や執筆者らが責任を負うものではない。また、今後、定位放射線照射技術の進歩と治療結果の蓄積に伴い、2~3年後をめどに日本高精度放射線外部照射研究会とも協力しながら、順次改訂を予定している。

2. 臨床編

2-1 体幹部定位放射線治療の定義^{1), 2)}

体幹部定位放射線治療とは、体幹部の限局した小腫瘍に対して、局所制御の向上と周囲臓器への有害事象の低減を目的に、多方向から照射する技術と照射する放射線を病変に正確に照準する技術の両者を満たすものであり、従来の放射線治療よりも大線量を短期間に照射することを目的にした治療である(注1)。具体的に以下の、を満たすものと定義される。

5~10門の固定多門照射や多軌道回転運動照射などにより、直線加速器(マイクロトロンを含む)を用いて多方向から3次的に、小さな照射領域に対して従来の放射線治療よりも大線量を短期間に照射すること。

照射回ごとの照射中心位置のズレ(固定精度)を5mm以内に収める(注2)。照射中心の固定精度(毎回照射時の照射中心の、治療計画時に設定した照射中心に対する、臓器の体内移動を除いた移動距離のことである)が5mm以内であることを毎回の照射時に確認する(毎回の照射時の照射中心位置が分かる記録を残しておく)こと。

固定フレームやシェルを用いて患者の動きを固定する、または生理的呼吸運動や臓器の体内移動に同期または追跡して照射を行い、治療中のズレに対しても精度管理を行うこと。

(注1)従来の放射線治療よりも大線量を短期間に照射することを目的にした治療であるが、“定位放射線治療”という定義自体には、大線量照射であることを含まない。また、従来の放射線治療には耐えられない患者に、従来の放射線治療と同等の生物学的効果をもつ線量を投与することを目的に、周辺臓器への線量を減らすことが可能な“定位放射線治療”を行うことがあるが、これも(当該患者には)線量増加が目的であるため、同義と見なす。

(注2)この「5mm」は、直線距離のことではなく、「3次元の各軸方向の最大のズレが5mm以内」ということである。治療計画時とのズレ(固定精度)の計測は動きの少ない椎体などの骨格を基本とする。

2-2 体幹部定位放射線治療の禁忌

絶対的禁忌

妊娠中

相対的禁忌

- 1) 当該部位への放射線治療の既往
- 2) 重篤な間質性肺炎、肺線維症
- 3) 重篤な糖尿病・膠原病
- 4) ステロイドの常用

2-3 体幹部定位放射線治療の保険適応

2-3-1 対象疾患

現時点の保険点数解釈で保険請求できる対象となっている病変は、以下の5つである。

- 1) 原発性肺癌（直径が 5 cm 以内で、かつ転移のないもの）
- 2) 転移性肺癌（直径が 5 cm 以内で、かつ 3 個以内で、かつ他病巣のないもの）
- 3) 原発性肝癌（直径が 5 cm 以内で、かつ転移のないもの）
- 4) 転移性肝癌（直径が 5 cm 以内で、かつ 3 個以内で、かつ他病巣のないもの）
- 5) 脊髄動静脈奇形（直径が 5 cm 以内）

注意

これ以外の体幹部の腫瘍に対して、定位放射線照射と同等の方法を用いて治療を行っても、体幹部定位照射としての保険では請求できない。

2-3-2 保険診療の必要条件

平成16年度より、保険適応になった。この過程では、高度先進医療での数年の経験と良好な成績が評価された。すべての準備・治療実施に関する一連の行程に対して63,000点が支払われる。

保険算定可能な条件には、以下の12項目がある。
対象疾患の条件を満たすこと。

以下の から の条件をすべて満たす施設基準に適合するものとして地方社会保険事務局長に届け出ること。

放射線科を標榜している保険医療機関であること。

放射線治療を専ら担当する経験年数 5 年以上の常勤の医師がいること。

放射線治療に関する機器の精度管理等を専ら担当する者（診療放射線技師、医学物理士等）がいること。

放射線治療を専ら担当する経験年数 5 年以上の診療放射線技師がいること。

治療計画用CT装置を備えていること。

3次元放射線治療計画システムを備えていること。

照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動を制限する装置を備えていること。

微小電離箱線量計または半導体線量計（ダイヤモンド線量計を含む）および併用する水ファントムまたは水等価個体ファントムを備えていること。

毎回の照射中心の固定精度が 5mm 以内であることを照射時に確認・記録していること。

放射線治療に関する機器の精度管理に関する指針とそれに沿った実施記録を残していること。

注意

・放射線治療管理料や治療計画用CT撮像料などは算定できない。

・放射線治療に関する機器の精度管理等を専ら担当する者（診療放射線技師、医学物理士等）は、原則として常勤とする。ただし、医学物理士については非常勤を許容する。ただ、ここで、「放射線治療を専ら担当する診療放射線技師」と「放射線治療に関する機器の精度管理等を専ら担当する診療放射線技師」は必ず異なる者でないといけない。

・治療計画用CT装置は、治療専用CTでなくとも良いが、

診断用CTを用いる場合はフラット天板を用いる必要がある。

・照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動を制限する装置とは、具体的には、シェル、ボディフレーム、CT-リニアックシステム、照射中透視、呼吸同期装置、動体追跡装置などである。施設ごとに、これらの装置を用いて照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動をどの程度制限できているか、基礎的データと照射ごとの記録をしておく必要がある。

・放射線治療に関する機器の精度管理とは、下記の事項を最低限含むものとする。

イ) 2年に1回以上のリファレンス線量計の校正

ロ) 1ヶ月に1回以上のリファレンス線量計による治療装置の精度管理

ハ) 3次元治療計画装置における極小照射野ビームデータの個々の装置ごとの精度検証および管理

ニ) 3ヶ月に1回以上の治療計画時と照射時の患者固定精度の管理

・複数個ある病変に対して、数ヶ月間の一連の治療過程に複数回の治療を行った場合であっても、所定点数は1回のみしか算定できない。

2-4 体幹部定位放射線治療におけるtargetの設定¹⁾

各施設で用いている治療方法、固定法、set-up精度、呼吸移動対処法、CT撮影法などに応じて、ICRU report 62に準拠した適切なtarget設定が求められる。

1) target定義

ICRU report 62によると、放射線治療においてはFig. 1に示すようなtarget定義が推奨されている。

定位照射の対象となるような小型腫瘍においては、各施設で用いている方法や考え方によりvariationがあるもの、おおむね以下のような設定が一般的となりつつある。

・GTV (gross tumor volume, 肉眼的腫瘍体積)

画像診断で明らかに腫瘍が存在すると判断される領域

・CTV (clinical target volume, 臨床標的体積)

GTVに対し、画像で認識できない微小浸潤部分を加えた部分である。

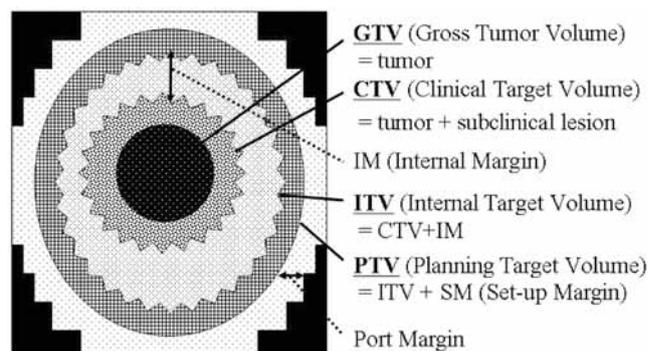


Fig. 1 targetの定義

・ITV (internal target volume, 内的標的体積)

CTVに臓器移動に対するmargin (internal margin: IM) を加えた標的体積。後述するように、治療計画用CTの撮影方法や照射方法等により、設定方法が異なる。

・PTV (planning target volume, 計画標的体積)

PTVはITVに対して、患者およびビームの位置合わせに関する不正確性を表すset-up margin (SM) = 「固定精度」を考慮した領域

SMに関しては、各施設で用いる固定法や治療装置のビーム位置合わせ精度等によって異なるが、体幹部定位照射をうたうためには総合精度として「照射中心で5mm以内」であることが求められる。一般的にはPTV=CTV + IM + SMとしている施設が多い。

・照射野

PTVの辺縁線量を確保するため、照射野のedgeはPTVからある程度離す必要がある。その距離はビームプロファイルや照射方法に依存する。

2-5 体幹部定位放射線治療に用いる照射線量・分割法^{3)・6)}

体幹部定位照射に用いる分割法に関して、エビデンスに基づいた推奨線量、推奨分割法は現在のところ存在しないが、BED10 (biologically effective dose, $\alpha/\beta = 10 \text{ Gy}$) で100 Gy以上の線量を2週間以内で照射することを1つの目安とすれば良いと考えられる。具体的には10 Gy × 5~6回, 12 Gy × 4~5回などが考えられる。直径3 cm以下の腫瘍であれば、BED10 = 100 Gyをやや上回る線量で90%近い局所制御率が得られるものと考えられる。

上記の線量・分割法は腫瘍制御の点から決められたもので、当然、最大許容線量 (maximum tolerance dose, MTD) ではない。本来は、許容線量近くの線量を推奨線量とすべきで、その場合に最大の腫瘍制御率が得られるはずである。

2-6 体幹部定位放射線治療におけるリスク臓器と線量制限^{7)・16)}

体幹部定位放射線治療において、少分割高線量放射線治療をするため、直列臓器に特に注意が必要である。腫瘍の位置する部位により、リスク臓器が異なり、指示線量の決定に注意を要する。

以下に、すでに臨床経験豊富な施設から示唆された、4回照射を4~8日間の治療期間で照射する場合の制限線量を示す。なお、これらの数値はあくまでも一般的な目安であり、個々の患者に対する安全性を担保するものではない。

2-6-1 直列臓器 (serial organ)

Table 1 に、JCOG0403 studyにおいて設定されている、計画リスク臓器体積 (planning organ at risk volume, PRV) に対する線量制限を示す。表記法は、線量制限を最大線量とする場合はMax, 特に指定のない場合には、その該当する線量が照射される許容体積とする。

(注意: 表中の線量や体積は、主にClarkson法・不均質補正ありの計算に基づいて提示されたものである)

Table 1 直列臓器の線量制限 (JCOG0403 study)

計画リスク臓器体積 (PRV)	制限線量	評価体積
脊髄	25 Gy/4 回	Max
食道・肺動脈	40 Gy/4 回	<1 cc
	35 Gy/4 回	<10 cc
胃・腸	36 Gy/4 回	<10 cc
	30 Gy/4 回	<100 cc
気管・主気管支	40 Gy/4 回	<10 cc
その他の臓器 (肺を除く)	48 Gy/4 回	<1 cc
	40 Gy/4 回	10 cc (ホットスポット)

制限線量は、Clarkson法を用いて計算した数値。

以下に、上記の線量制限を用いる場合の治療計画におけるPRVの設定方法を示す。

・脊髄

各ビームに含まれる可能性のある範囲で、脊髄の代わりに脊柱管をCT上で同定し、これに位置誤差に対する安全域として各方向に3次的に3 mmを加える。

・食道・肺動脈、胃・腸、気管・主気管支

20 Gyの線量分布曲線内にこれらの臓器が含まれる場合は(腫瘍近傍にこれらが存在する場合には)、CT上で外輪郭抽出を限局して行う。これに、位置誤差に対する安全域として各方向に3次的に5 mmを加える。

・その他の臓器

腫瘍近傍にこれらが存在する場合には、CT上で輪郭抽出を限局して行う。これに位置誤差に対する安全域として各方向に3次的に5 mmを加える。ただし、肋骨、胸壁は、線量制限値の算出において、「その他の臓器」に含まないこととする。

2-6-2 並列臓器 (parallel organ)

体幹部定位放射線治療が対象とする肺と肝臓の末梢部に関する線量効果関係については、小体積であれば通常の放射線治療に比べて圧倒的に大線量を与えることが可能である。しかし、実際に各治療体積に対応して、最大許容線量が判明していないのが現状である。以下は、一般的な体幹部定位放射線治療において、安全と考えられている線量であり、症例によって、ある程度、増減することが許容されるべきである。prescribed isodose volume (処方線量と等しい線量で囲まれた体積: PIV) ごとの線量制限は臓器全体に対する割合によっても変化するため、現在研究途上であるが、おおむね小さなPIVでは極めて大線量が処方可能であるが、6cmを超えるPIVでは、線量増加に慎重になるべきである。

Table 2 に、JCOG0403 studyにおいて設定されている、並列臓器の線量制約を示す。

(注意: 表中の線量や体積は、主にClarkson法・不均質補正ありの計算に基づいて提示されたものである)

Table 2 並列臓器の線量制約 (JCOG0403 study)

PIVの平均直径	安全性が高い 処方線量(制限線量はこれよりも高い可能性がある)	備考
<5 cm	48 Gy/4x	肺・肝それぞれの機能・体積の正常な場合
<6 cm	40 Gy/4x	肺・肝それぞれの機能・体積の正常な場合

PIV : prescribed isodose volume (処方線量と等しい線量で囲まれた体積)

Table 3 ICRU 62におけるPTV決定に際して考慮すべき因子

	Intra-fraction variation		Inter-fraction variation	
	Systematic	Random	Systematic	Random
CTVサイズ	生理的因子	生理的因子	腫瘍サイズ	生理的因子
CTV位置	治療位置	生理的因子	体重減少	生理的因子
患者骨格 (= 固定精度)	-	患者の動き	技術的エラー	日々のset-up

*生理的因子：呼吸，心血管拍動，蠕動

2-7 体幹部定位放射線治療後の経過観察

体幹部の定位放射線治療後，一定期間は経過観察する必要がある．特に，肺定位照射後の放射線肺臓炎の変化は通常，照射終了後2～6ヶ月目に出現することが多いので，この時期は，注意深い画像による経過観察が必要である．ただし，呼吸器症状が出現するのは全症例の約20～30%であり，大部分は画像上の変化が出て無症状か，軽度の咳や微熱程度である．

一方で，T1N0M0の早期肺癌であっても20～30%の症例で，将来的に遠隔転移が発見される可能性がある．その中では肺内転移が最頻で，次いで，脳転移，骨転移，リンパ転移の可能性がある．これらについては照射終了後CT，MRI，骨シンチ，FDG-PET等による定期観察が必要である．

3. 物理・技術編

3-1 定義と必要な対策

3-1-1 体幹部定位放射線治療で規定される「照射中心の固定精度」の定義

「照射中心の固定精度」とは，「照射室における毎回の照射中心の，治療計画時に設定した照射中心に対する再現精度のことであり，臓器の体内移動を除いたもの」と定義される．すなわちset-upに関する精度である．この照射中心は，臓器移動を考慮しないため，骨格に対する相対的な位置座標として設定されるのが一般的である．照射中心に対する患者の動きは大きく2つに分けることができる．1つは，治療計画時に対する毎回の治療時の「患者骨格の再現性 (patient position reproducibility)」，もう1つは，治療・照射中の「患者骨格の維持・固定性 (patient immobilization)」である．患者外輪郭の再現性の誤差は，治療計画時の位置に対する毎回の治療時の位置の誤差であり，inter-fraction set-up errorにあたる．患者外輪郭の維持・

固定性の誤差は，治療・照射中に患者が同じ位置・体位を保てずに動いてしまうことにより起こるもので，intra-fraction set-up errorにあたる．

機器の精度に関する因子には，CT撮像系に関するエラー，レーザーアライメントの精度，リニアックガントリーのひずみによる回転中心の誤差など，さまざまなものがある．詳細は機器の精度管理の項を参照されたい．機器側の因子の中には，すべての治療患者のすべての照射に位置誤差をもたらすものがあり，精度管理によりこの因子が十分小さく保たれていることが，定位照射を行ううえでの前提になる．

ICRU 62において，PTV決定に際して考慮すべき因子をTable 3のように規定している．表中の患者骨格に関する因子が「固定精度」を規定する因子である．従って，治療計画で設定したITVに対し，「固定精度」を保証するset-up marginを考慮した体積がPTVとなる．

固定精度の誤差 (set-up error) の測定にあたっては，動きの少ない椎体などの「骨格」を用いて，治療計画時とのズレ量を測定する方法が基本である．一方，腫瘍がX線透視やCTで確認できる場合には，腫瘍影，腫瘍近傍に金属マーカを刺入した場合には，このマーカからの距離などを利用し，計画時とのズレ量を測定する．この場合，臓器の体内移動が関与するので，用いる手法に応じた論理的考慮と測定方法が必要になる．

体幹部定位放射線照射では，照射中心の固定精度が頭尾・左右・背腹の3次元方向それぞれにおいて5mm以内であることが必要条件となっている．毎回の照射時には「患者外輪郭の再現性」を照合・確認し，誤差が最小限になるようにする (照射前の固定精度の確認方法の項を参照)．また，治療・照射中の「患者骨格の維持・固定性」を高めるため，固定フレームなどを用いる必要がある．

・ intra-fractional variation : 1回の照射時間内での変動．

・ inter-fractional variation：毎回の治療の間での変動．すなわち，治療計画と比較して毎回の治療における再現性を意味する．

・ systematic component：系統的因子．各計測点での治療計画からのズレの平均．これが大きいと常にずれた位置で照射されるため影響が大きく，これを小さくする努力・工夫が必要．

・ random component：偶然因子．各計測点におけるズレのばらつき．トータルの影響としてはsystematic componentより小さい．

・ ITV：CTVに対し，そのサイズや位置の変化（internal margin，IM）を考慮した体積．

・ PTV：ITVに対し，照射中心に対する患者位置に関する不確実性（固定精度，set-up margin：SM）を考慮した体積．

3-1-2 体幹部定位照射に必要な対策

体幹部定位放射線照射の定義を満たすべき照射方法としての必要な対策は，以下の4つが挙げられる．

inter-fraction set-up errorを縮小するための対策

最も単純な方法は，毎回の照射時に2方向のリニアックグラフィを撮像し，治療計画時のシミュレーションフィルムまたはDRRと比較して微調整（5 mm以上のズレがあった場合は修正）し，再度リニアックグラフィを撮像して，骨格に対する相対位置座標が2方向とも5 mm以内であるように設定する方法がある．これをポータルイメージにて行う方法もあるが，骨の解像度が悪いために微調整困難なことが多い．

これに対して，照射室内設置X線透視または撮像装置，照射装置一体型CTを用いるとより確実に5 mm以内のset-up errorを実現できる．また，実時間透視下に待ち伏せ照射する動体追跡照射装置を用いると，set-up errorの大きさによらず，直接腫瘍自体に照準を合わせるため，set-up errorは限りなく0に近い状態となる．

intra-fraction set-up errorを縮小するための対策

1回線量が多いことと，多門または多アーク照射であるため，照射時間が長くなりやすく，照射中の患者骨格移動を抑制する器具が必要になる．体動抑制のための器具としては，体幹部用シェル，吸引式固定具，ボディフレームなどが挙げられる．

internal marginを縮小するための対策：呼吸性移動対策
浅い呼吸を教育・練習する，酸素吸入を加える，ボディフレームや体幹部シェルなどにより呼吸運動を抑制する，呼吸停止下に照射する，などの呼吸性移動自体を抑制する方法と，照射装置一体型CTにより照射直前の呼吸位置相に合わせる方法，呼吸同期下に照射する，動体追跡法を用いる，などの呼吸性移動はそのまま照射方法を調整する方法がある．動体追跡には，いわゆる，待ち伏せの迎撃照射法と，動体を追いかける，いわゆる追尾照射法，の2種類がある．

線量集中性の向上

治療計画には，一般的には非同一平面上の5門以上の固定照射または3アーク以上の運動照射法が用いられる．ま

た，PTV内の線量均一性を確保するには，PTVと照射野開度との間のマージンを約5 mmあける必要がある．各照射野は，マルチリーフを用いた原体照射法を用いるのが望ましい．

注意

照射方法の選択は各施設の自由であるが，各施設の判断で上記の各装置・装具を適宜組み合わせる必要がある．さらに工夫を加えて，患者の動きや臓器の体内移動について各施設で調べた基礎データと患者ごとの記録を残しておくことが重要である．重要なのは，定位放射線照射の定義を十分に理解し，各施設の努力のもとにこの定義を理想的に実現するべく努力・工夫・記録をしたうえで照射することである．

3-1-3 体幹部定位放射線照射の保険適応を満たすために必要な機器

保険点数解釈に記載されている（届け出が必要となる）体幹部定位放射線照射に必要な照射関連機器は，以下の1～5が挙げられている．

- 1) マイクロトロンを含む直線加速器（4～10 MVのX線が発生可能）
- 2) 治療計画用CT装置（5 mm以下のスライスで撮像可能なもの）
- 3) 3次元放射線治療計画システム（治療専用CTでなくとも良いが，診断用CTを用いる場合はフラット天板を用いる．また，5 mm以下のスライスのCT画像を用いて標的体積の治療計画が行えるもの）
- 4) 照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動を制限する装置
- 5) 微小電離箱線量計または半導体線量計（ダイヤモンド線量計を含む）および併用する水ファントムまたは水等価体ファントム

3-1-4 照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動を制限する装置

骨格の固定具関連として体幹部用シェル，ボディフレーム，吸引式固定具などがある．呼吸移動対策として，腹部圧迫版（ボディフレーム付属品），呼吸モニタリング・同期・制御装置がある．骨格や呼吸性の移動を照射室内で測定・調整する装置として，CT-リニアックシステム，照射室内X線透視または撮像装置，動体追跡照射装置などが挙げられる．

「照射中心に対する患者の動きや臓器の体内移動を制限する（＝縮小する）」ための対策として，骨格または臓器の移動距離の「絶対値を縮小する」方法と，「移動距離の相対値を縮小する」方法がある．

・ 骨格の動きの絶対値を縮小する装置

体幹部用シェル，ボディフレーム，吸引式固定具

・ 臓器の体内移動（主に呼吸性移動）の絶対値を縮小する装置・対策

機器を用いない浅呼吸指示法や自己呼吸停止法

ボディフレームの付属品として使用する腹部圧迫板

Table 4 呼吸状態別の治療計画用CT撮像法とinternal marginの取り方

呼吸状態	照射方法	CT撮像法	internal marginの取り方
自由呼吸 または浅呼吸	全時間	slow scan CT	透視画像などで評価した呼吸位相の再現精度とCT上の部分容積現象による画像評価時に必要な追加マージンを加える
自由呼吸 または浅呼吸	同期 迎撃 追尾	呼吸停止下 fast scan CT	それぞれの照射方法に対応する照射中心の再現精度を加える
呼吸停止	呼吸停止下	呼吸停止下 fast scan CT	呼吸停止位置再現精度を加える

強制的呼吸停止装置

・呼吸性移動の相対値を縮小する装置（移動の測定・補正装置）

呼吸モニタリング・同期装置，体内マーカを用いない追尾照射装置

・骨格の移動の相対値を縮小する装置（移動の測定・補正装置）

照射室内X線透視または撮像装置

・骨格の移動と呼吸性移動の相対値を同時に縮小する装置（移動の測定・補正装置）

CT-リニアックシステム，体内マーカを用いた動体追跡照射（迎撃照射・追尾照射）

3-1-5 呼吸性移動対策

3-1-5-1 定位照射を行う際の呼吸状態の設定方法

さまざまな呼吸方法があり，それぞれの呼吸状態に応じて呼吸性移動を縮小する工夫が必要である．体幹部定位放射線治療を行う際の呼吸状態の分類をまとめると，以下のようになる．

・呼吸状態の違いによる分類

自由呼吸下照射法，浅呼吸指示下照射法，呼吸停止照射法

・呼吸位相の違いによる分類

自由呼吸下全時間照射法，自由呼吸下追尾照射法，自由呼吸下同期照射法，任意呼吸位相呼吸停止法，呼吸相停止下照射法，吸気相停止下照射法

・呼吸停止方法による分類

強制呼吸停止法，患者自己判断呼吸停止法

3-1-5-2 治療計画におけるCT撮像法と呼吸性移動のマージン（internal margin）の取り方

internal marginには各照射分割内でのintra-fraction internal marginと，各照射分割間でのinter-fraction internal marginがある．呼吸状態別の治療計画用CT撮像法とinternal marginの取り方をTable 4に示す．

注意

・迎撃照射（待ち伏せ照射），追尾照射（追っかけ照射）を併せて動体追跡照射と呼ぶ．

・同期照射は呼吸運動において特定の腫瘍位置に合わせる

ために，呼吸位相や腫瘍位置などを信号化し，照射装置にその同期信号を送って特定のタイミングのみに間歇的な照射をする放射線治療全般を指す．迎撃照射は同期照射の1つである．

呼吸性移動がある場合，呼吸状態や照射方法によらず，CTVに対して3方向それぞれに適切なマージンをつける必要がある．自由呼吸下・全時間照射法ではslow scan（long time）CT撮像法を用いる．しかし，画像採取時の呼吸状態の再現性精度に確実性はない．slow-scan CTでは部分容積現象のために全intra-fraction organ motionを確実に画像収集できるわけではない．slow-scan CTでGTVを囲んだうゑに呼吸位相の再現精度やCT画像取得時の物理的・人為的不確実性（特に頭尾方向の画像読み取り誤差）をinternal marginとして加えなければいけない．

3-1-5-3 internal marginにおける呼吸性移動以外の臓器の位置移動¹⁷⁾

呼吸性移動以外の臓器移動にランダムな乱れがある場合にはその移動距離を治療計画上のinternal marginに加えることを考慮しなければならない．治療計画時から全治療期間中におけるinterfraction（毎回の治療の間）における臓器移動には以下のようなものが挙げられる．

体重変化による位置変動，食事量の不均一摂取，食事後の経過時間，水分・点滴の摂取量，照射や化学療法による腫瘍の縮小効果，腫瘍の増大現象，周辺肺組織の線維化の出現，無気肺または気胸や胸水の出現またはこれらの軽快による位置変化，皮膚表面へのテープ貼り付け等による呼吸への影響，などである．呼吸性移動以外の臓器の位置移動は，主にinterfraction（照射間）において生じるので，これをできる限り小さくなるように状態を保つように調整する．また，照射中・照射間の臓器移動が予測される場合は，移動の大きさについての情報を収集し，その大きさをinternal marginに加える．ただし，腸管などのinterfractional organ motionが大きな臓器に対しては，骨格で再現精度を測定する方法では原則として定位照射の対象外になる．呼吸性移動以外の日々の小さな臓器移動については，計測・予測は困難であることが多く，internal marginとして大きめに（通常2～3mm加えて）設定するのが一般的である．ま

た、過去の治療済み患者等のデータをretrospectiveに解析し、得られた位置変化参考情報を利用しマージンを設定するようにする。

3-1-6 照射中の体動（骨格の移動）

照射中の骨格の移動はset-up errorに含まれ、施設ごとの照射方法により10症例以上において、照射前後でリニアックグラフィやCTなどで、骨格の移動について検証しておく必要がある。一定以上の骨格移動が高頻度に観察される場合には、5 mm 以内の固定精度を実現できない可能性があるため、固定方法について見直す必要がある。

3-2 治療計画

3-2-1 治療計画用CT

3-2-1-1 撮影法

コンベンショナルスキャンは良好なスライス厚（SSPz形状）、スパイラルスキャンは撮像時間の短さが長所であるが、それぞれの特徴を理解したうえで治療計画時の呼吸状態により使い分けの必要がある。

スパイラルスキャンを使用する場合は、スライス厚（スライス感度プロファイル：section sensitivity profile on Z-axis：SSPz）の実測が必須である。使用するCT装置により装置の設定スライス厚と実測値が大きく異なることがある。特にシングルディテクタCTでは、スキャンピッチにも依存するので、使用するすべてのスキャン条件での実測が必要である。一方、呼吸同期法（動態追跡装置、呼吸同期装置など）、呼吸停止法（スパイロメータ、active breath controlなど）などを使用し、一定の呼吸位相での治療を行っている場合は、スパイラルスキャンを行う。

実測には、コイン法、エアギャップ法、アルミニウム傾斜板法など種々の測定方法があるが、JISおよび第二次報告¹⁸⁾ではアルミニウム傾斜板法が紹介されている。しかし、アルミニウム傾斜板法ではスパイラルスキャンでの測定が正確に行えないとの報告もあり、近年、一般的に使用される方法は微小球体法^{19)、20)}である。

3-2-1-2 スパイラルスキャンピッチ

息止めを行う場合は、撮影範囲と息止め可能時間との関係から求められる低速のスキャンピッチとする方が良い。特にシングルディテクタCTでは、ピッチを大きくするとSSPz形状が大きく変化する。形状の変化はCT装置により変わるので、どの値が最適であるかは実測の必要がある。また、スライス厚とスキャンピッチによるSSPz形状に対する影響を比較すると、スライス厚変化による影響が大きく現れる。撮影時間を短縮する必要がある場合、スライス厚を広くするより、スキャンピッチを速くすべきである。

3-2-1-3 シングルディテクタCTとマルチディテクタCTの比較

シングルディテクタCTを使用し、コンベンショナルスキャンを行う方法が位置再現性・正確性は優れている。マルチディテクタCTではX線が体軸方向にも広がったファン

ビームであるため、スキャンフィールド中心での位置正確性はシングルディテクタCTと同等となるが、スキャンフィールド周辺になるにつれて、位置再現性・正確性とも劣化していく。しかし、広範囲に薄いスライス厚を必要とする場合にはマルチディテクタCTの有用性が勝る。マルチディテクタCTを使用する場合でもスタックスキャンを使用することにより、シングルディテクタCTと同程度の位置再現性・正確性を得ることも可能である。スパイラルスキャンを行った場合は、シングルディテクタ・マルチディテクタCTとも位置再現性・正確性はコンベンショナルスキャンと比較し劣る。

3-2-1-4 スライス厚²¹⁾

保険点数解釈には体幹部定位放射線治療に必要な機器として、治療計画用CT装置は5 mm 以下のスライスで撮像可能なものと記載されている。しかし、体幹部定位放射線治療の定義の1つである、「照射中心の固定精度が5 mm 以内であることを毎回の照射時に確認する」を実現するには、可能な限り薄いスライス厚のほうが望ましい。現在一般的によく使用されるスライス厚は2 mm あるいは3 mm である。しかし、標的が小さい場合は、標的体積に誤差が出る可能性があり、その誤差を無視できない場合は撮像装置上および患者様の負担上、可能であれば1 mm あるいはそれ以下のスライス厚にする必要がある。ただし、呼吸停止照射法を用いる場合には、できるだけ1回の呼吸停止の範囲内で撮像を終了させた方が好ましいため、撮像スライス厚は腫瘍近傍が2 mm、それ以外の範囲は5 mm とするのが一般的である。

3-2-1-5 画像間隔

DRRを作成する際、適切な画像を作成するためには、間隔をあげないほうが良い。コンベンショナルスキャンの場合は、スライス厚と画像間隔が同一、スパイラルスキャンの場合は、治療計画装置によって、画像間隔がスライス厚と同一でも画像補間を行い、スムーズなDRRを作成可能なものや、画像間隔をスライス厚の1/2としたほうが良いものもあり、治療計画装置による検証が必要である。

3-2-1-6 X線管電流

管電流（mA）は、治療範囲の判別および重要臓器の識別が可能な程度であれば、低く抑えても構わない。mAにより画像ノイズは増減するが、CT値（電子密度）は変化しないためである²²⁾。

3-2-1-7 slow scan（long scan time）CT撮影法²²⁾⁻²⁴⁾

自由呼吸下・全呼吸時間照射法の治療計画に用いるCT撮像法で、コンベンショナルスキャンを用い、1スライス当たり4～8秒（数回のスキャン像の重ね合わせ）により病巣の軌跡を平均的な一塊の容積として捉え、治療計画および治療を行う方法である。通常、健常人の呼吸サイクルは、3、4秒程度とされているので、1スライス上でのスキャン合計時間を、定位置で呼吸性移動のサイクルに対して十分に長い時間かけることにより、すべての呼吸位相を1スライス上に加算した画像を得ることができる、という

考え方である。得られたCT画像は呼吸性移動に伴い、腫瘍位置の移動軌跡の平均的な画像となる。この方法は、基本的にコンベンショナルスキャンにおいて行われる方法であるが、スキャンピッチ（テーブル移動速度）を最低速にし、スパイラルスキャンを行う方法もある。病巣位置・呼吸サイクルの間隔・撮像時間・CTスキャン中のビーム方向およびディテクタの配置などによって得られる形状は変化する。従って、腫瘍サイズおよび形状やCT値が、静止している本来の腫瘍とは異なった状態で描出されること、特に呼吸性サイクルにおける最大吸気時のスキャン位置では呼吸性移動速度が速いためにCT値が低くなりやすく、逆に最大呼気時では呼吸性移動速度が遅いためにCT値が高くなりやすいことに注意が必要である。また、移動した画像の加算平均のため、全体的にCT値が低くなっている可能性があり、特に体軸断面方向では腫瘍サイズが、呼吸停止下高速スキャン撮像画像で計画した場合に比べて小さく見積もられることが考えられることにも十分注意が必要である。

3-2-2 治療ビームの設定

3-2-2-1 肺定位照射に適切な照射エネルギー^{25) -27)}

X線のエネルギーが高くなるほど、散乱される2次電子の飛程が長くなり、線量の収束性が悪くなる。また、小照射野ではエネルギーが高いほど、照射野が小さいほど、また深部ほど、側方二次電子平衡が成立しなくなる。このため、小照射野では通常の照射野に比べて、光子および電子の平均エネルギーが高くなる。特に、低密度領域（肺）ではこの影響が強くなる。また、肺野のように低密度媒質内にtargetがある場合は、リビルドアップ効果により、高いエネルギーほどビーム入射方向の線量が下がってしまう。従って、target内の線量分布に関しては、10 MVなどの高いエネルギーより、6 MV以下のほうが優れている。

3-2-2-2 体幹部定位照射をするための基本的なビーム設定

可及的に非同一直線上の多門照射とするべきで、固定多門では合計10門以上（1日5門以上）、アーク照射では合計5アーク以上（1日1アーク以上）とするのが一般的である。解説：腫瘍（PTV）の線量を均一にする。腫瘍周辺の正常組織（肺など）への被曝線量を減少させる。上記2つを目標にビーム設定を行うべきである。

両者を達成するためには、腫瘍（PTV）への線量の集光性を高めること、つまり、PTVに対して均一な線量を投与し、かつPTV周囲での急峻な線量勾配を伴った線量低下を実現する必要がある^{28) -30)}。対向2門ビームの集合体の組み合わせで集光性が向上し、照射門数の増加（回転原体照射）により集光性の度合いが上がる。しかし、これを構成する個々の任意照射野サイズにおけるX線ビーム強度は中心軸の辺縁では低下してしまう。従って、同一平面状（横断面）だけでビーム設定を行うと、各ビームの重なり合う領域が拡大し低線量領域が同一平面上大きく広がる。そこで非同一直線上のビームを用いて線量の集光性を図れば、臨床問題とされない極めて低い線量域は3次的に広がるもののPTV周囲の中～低線量域の体積を減らすことができる。

注意

ガントリーヘッドを含む治療装置および周辺機器と寝台上的患者が相互接触しないように、ガントリーや寝台の角度を設定することが必須である。個々の装置、患者の体型、腫瘍の局在位置などにより、設定可能な範囲が限られる。そのためには、あらかじめ寝台の角度ごとに、余裕をもって安全に使用できるガントリー角度の範囲などを把握しておくことが必要である。さらに、すべてのビーム設定が終わった後は実際にセットアップを行い、寝台上的患者と照射装置およびその周辺機器が接触しないかどうか慎重に確認する。この作業は必須である。患者様ごとに実際の治療開始前に必ず行い、安全を担保する。

3-2-2-3 アーク照射と固定多門照射（micro multileaf）の線量分布の違い

原理的には固定照射の門数を可能な限り多門にした場合がアーク照射であるので、線量分布の違いとしてはアーク照射の方がtargetを中心に同心円に近い線量分布となる。多門照射の場合、照射門数が少ないと照射方向軸に沿ったスター形状の分布になる傾向がある。また、アーク照射の場合、体軸断面上に近いビームに対して頭尾方向に近いビームの設定はガントリーヘッドと寝台との緩衝関係から困難なため、PTVに対して同じマージンを取って治療計画をすると、頭尾方向の線量が左右前後方向の線量に対して相対的に低くなりやすいことに注意が必要である。治療計画装置でアーク照射の計算を行う場合、5～10度ステップの照射角度（固定多門）での計算を実施するのが一般的である。

3-2-3 線量計算

3-2-3-1 線量分布の評価指標（D95, V20, HI, CI）

D95とは当該体積の95%体積を含む線量、V20は任意の臓器体積における20 Gy以上照射される体積の割合（%）を意味する。Dはdose、Vはvolumeを意味する。Dの添え字は体積を、Vの添え字は線量を示している。HIはhomogeneity index、CIはconformity indexのことである。D95はPTVの95%体積を含む線量とした場合、処方線量の計算のために用いられる指標の1つである。ただし、D95はtargetの微妙な囲み方で変化が大きいため、参照指標としては用いられにくく、一般的にはアイソセンタを処方線量の指標としている場合が多い。

V20は線量制約を決定するために一般的に用いられている重要な指標で、JCOG0403のプロトコルでは肺のV20 20%であることを照射実施可能条件としている。

HIおよびCIはPTV内の線量分布均一性や線量収束性を評価する関数である。HIはPTVに対する線量均一性の指標の1つであり、PTV内の線量比、すなわち $HI = D_{max}/D_{min}$ である。HIは1に近いほうがPTV内線量均一性は高くなる。JCOG0403のプロトコルではHIは160%以下であることを照射実施可能条件としている。

CIはPTVに対する線量収束性（線量分布の原体性）の指標の1つである。CIに関しては多くの定義が報告されており^{31) -36)}、Shawら³¹⁾はRTOGの定位放射線治療のQAガイド

Table 5 線量計算アルゴリズムの簡易比較

計算アルゴリズム	線量計算精度			計算時間
	均質領域	不均質領域	不均質領域境界	
Clarkson(EPL)法	高い	低い	低い	短い
Convolution	高い	低い	低い	短い
Superposition	高い	高い	低い	長い
Monte Carlo	高い	非常に高い	高い	非常に長い

EPL : effective path length

ラインでtarget volumeに対する処方線量で囲まれる体積，の比と定義している。

3-2-3-2 処方線量の計算点^{1), 37)}

アイソセンタで設定するのが原則である。D95で設定する場合もあるが、標的容積の囲み方や用いる計算アルゴリズムにより大きく変化する値であるので、基本的にアイソセンタで設定し、D95を併記することを推奨する。

3-2-3-3 体幹部定位照射に用いる線量計算アルゴリズム^{38) - 42)}

一般に用いられている線量計算アルゴリズムの簡易比較をTable 5 に示す。

利用する計算アルゴリズムについては、その特性を各施設で十分に検証しておく必要がある。特性を十分理解し、各施設のスタッフ間で他施設の状況も把握したうえで投与する線量を議論し決定すべきである。不整形照射野の代表される計算アルゴリズムには、Clarkson法がある。これは、ある媒質中の点における線量は1次線と散乱線の和になるという理論に基づいている。1次線と散乱線成分を分離して計算するのであるが、散乱線成分は均質なファントム（水または水等価固体）を用いた実測データに基づいた実測ベースの計算アルゴリズムである。Convolution法やSuperposition法は、放射線ビームの通過領域である不整形照射野内を計算対象とすることで、不整形照射野の計算を行っている。従って、これらのアルゴリズムによる計算結果は均質物質では同等であるが、不均質物質では異なる。散乱電子の密度補正が考慮される計算アルゴリズムであるかどうかで、特に胸壁、肺野内、腫瘍内での線量分布が大きく異なってくる。仮想的な肺ファントムを利用した検証結果から、20%を超える線量の相違（補正がない場合に対しある場合はunder dose）が発生することがある。

肺の定位照射においては不均質補正の有無により線量が大きく異なるため、不均質補正を行うのが原則であるが、本ガイドラインに記載されている投与線量および線量制約はClarkson法を用いて計算・評価された数値に基づいているので、投与線量や線量制約を設定する際にはClarkson法の利用が推奨される。しかし、さらに、精度の高い計算アルゴリズムを用いることができる場合は、その計算結果も併記して将来的な投与線量や線量制約などの相互評価の参考にすることを推奨する。

3-2-3-4 線量計算を行う際の最適な計算グリッドサイズ

体幹部定位治療は腫瘍が比較的小さいため、グリッドサイズも小さい方が望ましい。また、特に肺の定位照射においては腫瘍と肺野境界部分で計算グリッドサイズにより計算結果が異なる。Clarkson法やConvolution法の場合は計算グリッドが大きくても、グリッド間の計算結果が大きく変化するとはなく5mm程度でも問題がないが、Superposition法では計算グリッドが大きい場合、グリッド間で離散的な計算結果となるため、2mm程で計算することが望ましい^{40), 43), 44)}。

3-2-3-5 ボディフレームなどの固定具を用いた場合の材質による線量計算への影響

0～180度までのアーク照射においては3%弱、固定多門照射では照射方向によっては10%を超える線量減弱が起きるので注意が必要である。固定具を含むFOVを設定し、CTを撮像して治療計画装置の計算範囲に含めると、ベースプレートの線減弱係数を計算もしくは測定しておいてビームごとのベースプレート通過距離によってoutputを補正する方法がある。

3-3 体幹部定位照射の実施

3-3-1 照射位置照合用CT装置から治療装置への移動寝台⁴⁵⁾

照射位置照合にCT装置を用いる場合、毎回の治療時に撮影室から治療装置へ固定体位を保った状態での移動が必要となる。移動は安全性が確保され、かつ移動時に発生する振動等の衝撃刺激によるポジショニングのズレが生じない方法にて慎重に施行されなければいけない。

3-3-2 アイソセンタの固定精度の確認方法

アイソセンタの固定精度の確認方法をTable 6 に示す。本来の固定精度（すなわち骨格の再現性）自体を確認するのが、 σ 、 σ_{rel} である。は腫瘍自体の再現性、は腫瘍自体に加えて臓器の体内移動（主に呼吸性移動）も含んだ再現性の確認であり、本来の固定精度とは異なるが、体幹部定位照射を施行する上では、本来の固定精度以上の腫瘍に対する再現性を達成していることになる。は、腫瘍が確認できる場合は腫瘍自体の再現性に用いる場合もある。施設ごとの確認方法自体が持つ照合精度を十分把握・記録しておく必要がある。5mm以内の再現性精度を実現で

Table 6 5 mm 以内の固定精度での照射前アイソセンタ設定・確認方法

固定精度(再現性)の確認方法	照合の対象	照合精度
リニアックグラフィ	骨格構造	中程度
EPID(electronic portal imaging device)	骨格構造	低い
リニアック一体型シミュレータ	骨格構造	中程度
CT-リニアックシステム	骨格構造または腫瘍	高い
動体追跡放射線治療装置	腫瘍(マーカ)	高い

きる位置検出, また計測能力のある方法, 装置を選択することが肝要である。また, 各患者・照射ごとの照射位置の照合記録はその保証を証明するものとして必ず記録・保管することが必要である。照射後の固定精度の確認についても, 施設ごとに少なくとも最初の10症例程度で確認して, 照射中における固定精度 (intra-fraction set-up error) を把握しておくことが必要である。

3-3-3 照射中の体動(骨格の移動)

照射中の骨格の移動はset-up errorに含まれ, 施設ごとの照射方法により10症例以上において, 照射前後でリニアックグラフィやCTなどで骨格の移動について検証しておく必要がある。一定以上の骨格移動が高頻度に観察される場合には, 5 mm 以内の固定精度を実現できない可能性があるため, 固定方法について見直す必要がある。

3-3-4 照射中の患者やアイソセンタ位置の監視

照射中は種々の監視モニターで患者を観察し, 施設ごとに設定した許容範囲を超える変動があった場合は直ちに照射を停止し, 修正・確認後に再開する必要がある。

3-3-5 照射中の患者やアイソセンタの位置移動の監視方法

患者の動きを撮影する単純なカメラモニター, electronic portal imaging device (EPID), 照射室内透視装置, 動体追跡装置, 呼吸換気量モニタリング装置, レーザーを用いた体表面などの位置情報モニター装置などがある。

照射中の監視により, 治療計画においてITVを設定した際に決定した許容値から外れる現象が頻発する場合は, 許容値の再設定が必要となる。アイソセンタ位置を治療中に確認するのが困難な場合は, 治療前および治療後に計画時と同様にCT画像を数回取得し, 再現性範囲内(設定呼吸移動マージン内)か等を検証することで, 治療前後の位置の確認を行うことが必要である。

3-3-6 金属マーカによる位置照合の留意点

金属マーカを用いた治療直前の位置照合, あるいは治療中の位置監視は, その照合対象が腫瘍内あるいはその近傍に留置した金属マーカであるため, 腫瘍そのものの位置精度が高く実現できるが, 以下の点に留意が必要である。

金属マーカ留置術を安全に行うための, 病院内での組織構築

金球位置の計算, 初期位置との変動計算のためのソフトの確保

照合システムとしてのQA/QCプログラムの確保と持続的な施行

金属マーカの移動や腫瘍との位置関係の確認

4. 装置・システムのQA/QC編^{40), 41), 46)-66)}

4-1 基本

1) 体幹部定位照射治療関連装置のQA/QCは通常の外部放射線照射技術の延長上にあり, 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。また, 線量測定法に関する詳細事項に関しては「外部放射線治療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。ただし, 許容誤差に関しては, 上記に記載されている範囲内において可及的に小さくする努力を心がけ, その記録と管理を必須とする。

2) 本ガイドラインに特に記載のない事項に関しては, 上記の基準を参照すること。

3) 本ガイドラインに記載のある体幹部定位照射治療関連装置のQA/QCについてはそれを遵守すること。

4-2 体幹部定位照射に求められる治療装置精度管理の基本理念

4-1で示した従来の治療装置の精度管理に加えて, 体幹部定位照射に特異な方法の精度を達成するための, さらに高精度な管理をする必要がある。それぞれの施設で用いている定位照射方法のプロセスを構成するすべてのステップの制度管理が必要である。また, 体幹部定位放射線治療は計画から固定精度確認・照射までが, 作業的にも機器的にもシステム化されている場合が多いので, そのシステム全体としての精度管理が必要になる。保険診療上は, 施設ごとに作成した体幹部定位放射線治療に関する精度管理指針が存在し, その実践記録があることが必要条件である。これらの管理は導入時だけではなく, 定期的な試験により維持されることが重要である。また, 治療中の装置の運転が一時停止などに備えて, 照射情報のバックアップと適切な復旧に関する情報の確保と記録も必要になる。

4-3 体幹部定位照射の精度管理に特に必要とされる機器

体幹部定位照射ではその特殊性から, 外部放射線治療における保守管理に必要とされる基本的機器に加え, い

くつかの管理機器を準備する必要がある。まず、線量管理には小照射野に対応した有感体積の小さな線量計（マイクロチェンバ、半導体検出器等）および不均質物質内での線量評価用の不均質ファントムが必要である。また、治療装置管理では、装置アイソセンタ位置の測定にCCDカメラ方式精度測定ツール等の高精度検測定装置が必要となる。

4-4 体幹部定位照射の精度管理として、特に厳密な管理が必要となる項目

体幹部定位照射の精度管理上、特に厳密な管理が必要となる項目を以下に挙げる。

- ・線量測定
- ・治療装置の機械的・幾何的精度
- ・治療計画装置
- ・体幹部定位照射の総合的システム

4-4-1 線量測定

体幹部定位照射では、3～7cm程度の照射野が多く使われる。線量測定ではその照射野サイズに十分適応した検出器が必要である。また使用する線量計はトレーサビリティが確保されていることが絶対条件である。

4-4-1-1 体幹部定位照射の線量検証に用いる検出器

絶対線量の検証には、治療に使用する照射野に対して、荷電粒子平衡や空間分解能を考慮したうえで適切なサイズの有感体積を有する電離箱線量計、半導体検出器や固体検出器を用いることが推奨される。線量プロファイルの検証にはフィルムを用いると便利である。放射線検出器を用いて定位照射の線量測定を行うに当たって重要なポイントは、使用する放射線検出器の線量計有感体積あるいは空間分解能が、測定する照射野サイズよりも十分に小さいことが挙げられる。しかし、マイクロチェンバのような極端に有感体積が小さい電離箱線量計や半導体検出器、固体検出器は、各施設で使用前に感度・安定性などの特性を十分に確認する必要がある。また、有感体積の小さい検出器は、設置位置精度の影響を大きく受けるため、実際の測定時には注意が必要である。線量検証に使用する検出器を選択する際には、あらかじめフィルムなどを用いて照射ポートの線量プロファイルを取得し、適切な検出器サイズを把握しておく必要がある。また、定位照射の線量検証は、各照射ポートの検証と総照射ポートの検証に分けられる。各照射ポートの線量検証においては、上記の有感体積・空間分解能と照射野の関係から、 $4 \times 4 \text{cm}^2$ 程度の照射野までは有感体積が0.1 cc程度の電離箱、 $2 \times 2 \text{cm}^2$ 程度までは0.1cc以下（0.05cc程度）の電離箱、また、 $2 \times 2 \text{cm}^2$ 程度以下からは定位照射用半導体検出器や固体検出器を使用することが推奨される。総照射ポートの線量検証には、方向依存性が少ない円筒形電離箱線量計の使用が推奨される。半導体検出器や固体検出器は方向依存性に関して問題があるので、総照射ポートの線量検証には不適切である。

注意

線量計の感度校正⁵⁾

定位照射の線量検証で使用するマイクロチェンバなどの微小有感体積電離箱線量計は、基本的には各ユーザがユーザビームを用いて感度校正を行うことが原則とされている。この感度校正は、医療用線量標準センター（現在は医用原子力技術研究振興財団）で校正を受けた各施設のリファレンス線量計との相互比較によって行う。また半導体検出器や固体検出器についても、線量計の特性に関する十分なデータが不足しているため、定位照射用電離箱線量計と同様な感度校正を行う必要がある。感度校正に関する詳細については、「定位放射線照射のための線量標準測定法」を参考とされたい。

4-4-1-2 電離箱線量計設置上の注意

定位照射で使用する小照射野のような線量プロファイルが不均一な領域に電離箱線量計を設置して線量測定を行うと、電離箱線量計の有感領域が体積を持つことに起因するvolume averaging effectの影響により、線量を過小評価してしまう。これは線量計有感領域に対して放射線が均一に照射されない場合に、有感領域内に線量勾配が生じることが原因で起こる現象である。そのため、実際の測定の際には、線量計有感領域が均一に放射線にさらされるように、線量測定点を線量プロファイルの平坦な領域に設定することが要求され、その平坦な線量領域は電離箱線量計よりも十分に大きい必要がある。検証を行う照射ポートに十分な平坦領域が見つけれない場合は、ファントムに電離箱線量計を挿入したままの状態でCT撮影を行い、その画像上に治療計画装置で線量計有感領域の輪郭を抽出し、その有感領域体積の線量体積ヒストグラム（dose volume histogram, DVH）を解析して、求められる体積平均線量を用いて線量評価を行う方法もある。

また、マルチリーフコリメータ（MLC）で整形された照射野の測定の場合、リーフ間漏洩線量の影響を受けない所に線量計を設置することも重要なポイントとなる。

4-4-1-3 呼吸同期照射等の低MU積算照射時におけるモニタ線量計の検証についての注意点

モニタ線量計の線量依存性は、「外部放射線治療装置の保守管理プログラム」に則って、線量モニタシステム直線特性を測定するが、保守管理プログラムでは点検する最低線量が約0.8 Gyであり、呼吸同期照射等のように数MU～数十MU程度の線量を積算する照射では、より低線量域までの線量依存性の点検・調整が必要となる。また、ビーム平坦度、対称性についても保守管理プログラムに則り、同様に同期信号を使いbeam on timeを変化させて同じ総MUを積算し連続照射の結果と比較する。これらは、ガントリー角0だけでなく、 270° 、 90° でも測定することが望ましい。

4-4-1-4 不均質補正における線量分布の検証

不均質補正における線量分布の検証は、患者プランごとに実施することは困難であるため、肺の定位放射線治療を実施する前に、あるいは治療計画装置（RTPS）のコミッ

シヨニング時に実施する必要がある。線量分布の検証は不均質ファントムモデルを用いた実測と計算値の比較検証が主な方法である。肺・骨の混合モデルにより、高密度不均質の影響を考慮した検証、縦郭モデルファントムにより、ビーム中心軸の側方に広がる不均質物質の影響に対する検証、肺腫瘍モデルファントムにより、腫瘍線量のガラス線量計、TLD（熱ルミネセンス線量計）での線量検証などが一般的である。さらに、人体模擬ファントムを用いれば、より臨床設定に近い数ポートの入射角度での線量検証が可能になる。線量検証のファントムは、可能な限りCTにより取得したものをRTPSに登録し計画することで、RTPSに入力したCT - ED（相対電子密度，relative electron density）テーブルの検証にもつながる。

4-4-1-5 不均質補正におけるMUの検証

MUの検証は治療計画されたプランごと、手計算によって実施する。計算アルゴリズムに応じた方法でMU検証を実施する。評価基準を設定したマニュアルMU計算検証の導入を推奨する。Superposition法では、承認されたプランを完全な水等価の均質として再計算させて、MU手計算の結果と比較評価する。この方法では、コミシヨニング時など臨床使用前段階での、不均質補正に対する線量検証が実施済みであることが大前提である。また、Convolution法やClarkson法では、実効長TPR法とすべきTPR法が使用可能である。

4-4-2 放射線治療装置と関連機器の機械的・幾何学的精度

体幹部定位照射では、ガントリー回転精度等の装置自体のもつ機械的・幾何学的精度が、通常の外部照射に使用する治療装置に比べて、さらに厳密な保守管理が必要となる。特にモニタ電離箱、ガントリー回転、寝台アイソセントリック回転の精度管理は体幹部定位照射では特に重要となる。

4-4-2-1 架台と照射野限定システムの回転に伴う動作確認

ガントリーや照射野限定システムの変位を確認する方法としてはsplit field法やstar shot法等の一般的な方法のほかCCDカメラを利用した高精度の測定法がある。

dynamic MLCでは運動角と実際に回転した角（照射を伴った角度）の照合が必要である。少なくとも、いくつかの架台角に関しては照射野形状を確認しておかなければならない。

4-4-2-2 治療装置のアイソセンタ位置の誤差量を定量的に計測する方法

Winston-Lutz法を活用したCCDカメラ方式精度測定ツールを用いた測定法が有用である。この測定法では、ガントリー、治療寝台、コリメータの各回転中心を測定でき、治療装置の機械的精度の総合的判定が可能である。また、簡易的な方法としてスターショット法がある。

4-4-2-3 レーザーポイントの管理項目と点検頻度

レーザーポイントの点検においては、位置決め装置や定位照射装置の照射野限定システムのビーム軸と光軸および幾何学的中心のすべてがアイソセンタで一致することをあ

らかじめ確認することが必要である。点検頻度は、定位照射の前には必ず実施することが必要である。また、毎月など定期的な点検も必要である。許容誤差は、 $\pm 1\text{mm}$ 以内であることを推奨する。

4-4-2-4 治療計画用CT装置の管理項目^{67)・72)}

CTシミュレータ装置は、画像診断用CT装置としての機能や性能を有するとともに、シミュレータとして治療の位置決めを行うための機能を有する専用装置である。従って、CTシミュレータ装置に要求される管理項目は、画像診断用装置と同等の管理とともに、位置決め装置（シミュレータ）としての幾何学的精度の管理が必要になる。

(1) CT装置としての性能評価項目

雑音（noise）
 コントラストスケール（contrast scale）
 空間分解能（スライス面内）
 スライス厚
 コントラスト分解能（低・高コントラスト分解能）
 被曝線量
 アーチファクト（artifact）：患者の動きによるもの、機械によるもの

寸法依存性（画像の均一性）
 位置依存性（画像の均一性）
 吸収係数とCT値の直線性
 表示装置の性能
 テーブルの移動性能
 さらに、定位放射線照射においては、レーザー投光器、スライス面内での座標精度、テーブルのたわみと移動精度についての確認が必要となる。

(2) シミュレータ（治療計画器）としての管理項目

1) 投光器（レーザーマーカ）と画像の整合性

- a) 基準点精度の確認
- b) 投光器の垂直性の確認
- c) 投光器の平行性の確認
- d) 任意アイソセンタと投光器の整合性

2) 治療計画の整合性

- a) 照射野の確認
- b) CT値の変動性

4-4-2-5 CT寝台のたわみ

CT寝台、リニアック寝台とも、たわみが存在し、両者のたわみ量は異なる。ガントリー自走式CT以外の一般的なCT装置は、寝台天板を移動させながらスキャンを行うため重心位置が移動する。したがって、正確にはスキャンスライス位置ごとに、たわみの量は変化することになる。ただし、測定の結果から判断するとCT寝台のたわみは実際の治療計画においては無視できる程度である。

4-4-2-6 電子ポータル画像装置の管理項目と点検頻度

電子ポータル画像装置（EPID）の主な管理項目は、機械的・電気的な安全性、照射線量コントロール、イメージ品質やソフトウェアの検証である。原則として年数回以上の保守点検が必要である。また、イメージ品質の品質管理に

において、液体マトリックスチェンバ方式では、コントラスト分解能や空間分解能の低下や画質の低下などを評価するために、毎週、キャリブレーションを実施することを推奨する。また、CCDカメラ方式では、ひずみや拡大率の確認を6ヶ月ごと、EPIDとCCDカメラの中心確認を1年ごとに実施することを推奨する。

1) 安全性

- a) 衝突防止インタロックのアラームチェック
- b) 衝突防止インタロックの作動時における停止機構の動作確認

2) 機械の安定性

- a) 検出器位置の再現性を測定

3) 照射線量のコントロール

- a) 画像を収集後の治療ビームの有無確認
- b) 出力線量率の安定性

4) イメージ品質

- a) コントラスト分解能
- b) 空間分解能
- c) 電気的特性のチェック
- d) 評価方法

5) キャリブレーション

4-4-2-7 照射野位置・サイズの精度管理

光照射野・レーザー位置と実照射野の相対的な位置関係は、フィルムや最近ではイメージングプレート(IP)を利用した検証が可能である。また、照射野サイズの検証には水ファントム等を利用して検証するのが一般的であるが、フィルムやIPを利用しても検証が可能である。

照射野位置およびサイズに関しては、定位照射では双方とも ± 1 mm以内であることが推奨されている。また、検証の頻度は月1回の実施が推奨されている。尚、照射野サイズは、アイソセンタ上の点の線量を100%で規格化した場合、両端の50%線量になる幅(FWHM)で規定するものとしている。

4-4-3 治療計画装置

体幹部定位照射では、肺等の不均質領域を対象とした小照射野での計画が多いことから、登録データの正確性、特に不均質領域における線量計算精度などをコミッションング時に十分検証することが重要である。

4-4-4 体幹部定位照射システムとしての精度管理

体幹部定位照射では、施設により、さまざまな装置、機器を組み合わせたシステム構成にて治療が行われている。精度管理は、モダリティごとの検証とともに、システム全体の総合精度としても厳密な検証が必要である。

文 献

- 1) Wambersie A, Torsten Landberg, T: ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), ICRU News 1999.
- 2) 放射線治療の品質管理に関する委員会(日本医学物理学会, 日本医学放射線学会, 日本放射線技師会, 日本放射線技術学会, 日本放射線腫瘍学会)「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)」. <http://www.ics-inc.co.jp/qcrt/report.pdf>
- 3) Mehta M, Scrimger R, Mackie R, Paliwal B, Chappell R, Fowler J: A new approach to dose escalation in non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **49**: 23-33, 2001.
- 4) Onishi H, Araki T, Shirato H, Nagata Y, Hiraoka M, Gomi K, Yamashita T, Niibe Y, Karasawa K, Hayakawa K, Takai Y, Kimura T, Hirokawa Y, Takeda A, Ouchi A, Hareyama M, Kokubo M, Hara R, Itami J, Yamada K: Stereotactic hypofractionated high-dose irradiation for stage I non-small cell lung carcinoma: clinical outcomes in 245 subjects in a Japanese multiinstitutional study. *Cancer* **101**: 1623-31, 2004.
- 5) Fowler JF, Tome WA, Fenwick JD, Mehta MP: A challenge to traditional radiation oncology. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **60**: 1241-56, 2004.
- 6) Timmerman R, Papiez L, McGarry R, Likes L, DesRosiers C, Frost S, Williams M: Extracranial stereotactic radioablation: results of a phase I study in medically inoperable stage I non-small cell lung cancer. *Chest* **124**: 1946-55, 2003.
- 7) Onimaru R, Shirato H., Shimizu S, et al: Tolerance of organs at risk in small-volume, hypofractionated, image-guided radiotherapy for primary and metastatic lung cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **56**: 126-35, 2003.
- 8) Arimoto T, Usubuchi H, Matsuzawa T, et al: Small volume multiple non-coplanar arc radiotherapy for tumors of the lung, head & neck and the abdominopelvic region. CAR'98 Computer assisted radiology and surgery. edited by HU Lemke. Elsevier. Tokyo, 1998.
- 9) 白土博樹: 放射線耐容と容積効果. pp40-49. 小塚隆弘, 井上俊彦編. 小線源放射線治療. 中山書店, 1993.
- 10) 白土博樹: 正常組織の体積効果・ホットスポットの問題・しひく・NTCP pp25-31. 柴田尚武, 白土博樹, 平岡真寛編. 直線加速器による定位放射線照射の理論と実際. 医学書院, 1999.
- 11) Mehta M, Scrimber R, Mackie R, et al: A new approach to dose escalation in non Psmall-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **49**: 23-33, 2001.
- 12) Timmerman RD, Papiez L, Likes L, et al: Extracranial stereotactic radioablation: results of a phase I study in medically inoperable stage I non-small cell lung cancer. *Chest* **124**: 1946-55, 2003.
- 13) Graham MV, Purdy JA, Emami B, et al: Clinical dose-volume histogram analysis for pneumonitis after 3D treatment for non-small cell lung cancer (NSCLC). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **45**: 323-329, 1999.
- 14) Emami B, Lyman J, Brown A, et al: Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **21**: 109-122, 1991.
- 15) Kwa SL, Legesque JV, Theuws JCM, et al: Radiation peumonitis as a function of mean lung dose: an analysis of pooled data of 540 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **42**: 1-9, 1998.
- 16) Shirato H, Gupta NK, Jordan TJ, et al: Lack of late skin necrosis in man after high-dose irradiation using small field sizes: experiences of grid therapy. *Br J Radiol* **63**: 871-874, 1990.
- 17) Stroom JC, Heijmen BJ: Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. *Radiother Oncol* **64**: 75-83, 2002.
- 18) CT性能評価委員会: X線コンピュータ断層装置の性能評価に関する基準(第二次勧告). 日本医師会雑誌 **88**: 759-771, 1989.
- 19) 花井耕造, 石田智広, 井田義宏, 他: ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告. 日放技学誌 **53**: 75, 1997.
- 20) 木村春樹, 渡辺裕美, 勝田昭一, 他: 微小球体を用いた螺

- 旋スキャンCTにおけるスライス感度プロフィール測定の実際. 日放技術学誌 53 : 75, 1997.
- 21) 橋 昌幸, 木下絵美, 平田敬子: 治療計画装置使用時における最適X線CT画像の検討 画像ノイズ, スライス厚について. 日放技術学誌 60 : 507-512, 2004.
 - 22) de Koste J, Lagerwaard F, de Boer H, et al: Are multiple CT scans required for planning curative radiotherapy in lung tumors of the lower lobe? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 55: 1394-1399, 2003.
 - 23) Lagerwaard FJ, Van Sornsen de Koste JR, Nijssen-Visser MR, et al: Multiple "slow" CT scans for incorporating lung tumor mobility in radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 51: 932-937, 2001.
 - 24) Helen AS, Steve BJ, Khaled MA, et al: Internal target volume determined with expansion margins beyond composite gross tumor volume in three-dimensional conformal radiotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 60: 613-22, 2004.
 - 25) DesRosiers PM, et al: Lung cancer radiation therapy: Monte Carlo investigation of "under dose" by high energy photons. *Technol Cancer Res Treat* 3: 289-94, 2004.
 - 26) Osei EK, et al: EGSNRC Monte Carlo study of the effect of photon energy and field margin in phantoms simulating small lung lesions. *Med Phys* 30: 2706-14, 2003.
 - 27) Wang L, et al: Dosimetric advantage of using 6 MV over 15 MV photons in conformal therapy of lung cancer: Monte Carlo studies in patient geometries. *J Appl Clin Med Phys* 3: 51-59, 2002.
 - 28) Blomgran H, Lax I, Naslund I: Stereotactic high dose fraction radiation therapy of extracranial tumors using an accelerator: clinical experience of the first thirty-one patients. *Acta Oncol* 34: 861-870, 1995.
 - 29) Papiez L, Timmerman R, DesRosiers C, et al: Extracranial stereotactic radioablation: physical principles. *Acta Oncologica* 42: 882-894, 2003.
 - 30) Webb S: The problem of isotropically orienting N converging vectors in space with applications to radiotherapy planning. *Phys Med Boil* 40: 945-954, 1995.
 - 31) Shaw E, Kline R, Gillin M, et al: Radiation therapy oncology group radiosurgery quality assurance guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27: 1231-1239, 1993.
 - 32) Nedzi L, Kooy H, Alexander E, et al: Dynamic field shaping for stereotactic radiosurgery, a modeling study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 25: 859-869, 1993.
 - 33) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report No. 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
 - 34) Knoos T, Kristensen I, Nilsson P: Volumetric and dosimetric evaluation of radiation treatment plans, Radiation conformity index. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 42: 1169-1176, 1998.
 - 35) Lomax N, Scheib S: Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 55: 1409-1419, 2003.
 - 36) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report No. 62. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, MD: ICRU, 1999.
 - 37) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report No. 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
 - 38) Makie TR, Scrimger JW, Barrista JJ: A convolution method of calculation dose for 15MV x-rays. *Med Phys* 12: 188-196, 1985.
 - 39) Woo MK, Cunningham TR: The validity of density scaling method in primary electron transport for photon and electron beams: *Med Phys* 17: 187-194, 1990.
 - 40) Miften M, Wiesmeyer M, Monthofer S and Krippner K: Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system. *Phys Med Biol* 45: 817-833, 2000.
 - 41) Miften M, Wiesmeyer M, Kapur A, Ma CM: Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system. *J Appl Clin Med Phys* 2: 21-31, 2001.
 - 42) Ma CM, Li JS, Pawlicki T, Liang SB, et al: A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 47: 1671-1689, 2002.
 - 43) Niemierko A and Goitein M: The influence of the size of the grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation. *Med Phys* 16: 239-246, 1989.
 - 44) Smitm CW, Morrey D and Gray K: The influence of grid size on accuracy in radiotherapy dose plotting. *Med Phys* 17: 135-136, 1990.
 - 45) Nemoto K, Seiji K, Sasaki K, Kasamatsu N, Fujishima T, Ogawa Y, Ariga H, Takeda K, Kimura T, Yamada S: A novel support system for patient immobilization and transportation for daily computed tomographic localization of target prior to radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 55: 1102-1108, 2003.
 - 46) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会編: 外部放射線治療装置の保守管理プログラム. 通商産業研究社, 東京, 1992.
 - 47) 日本放射線技術学会放射線治療分科会: 放射線治療技術マニュアル. 日放技術出版委員会, 京都, 1998.
 - 48) 日本放射線腫瘍学会QA委員会: 外部放射線治療装置におけるQuality Assuranceシステムガイドライン. 日放腫会誌 Vol.11, Suppl.2, 2000.
 - 49) 日本放射線腫瘍学会QA委員会編: 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, 2001.
 - 50) 日本医学物理学会編: 定位放射線照射のための線量標準測定法 - STIの線量とQA -. pp.25-44, 通商産業研究社, 2001.
 - 51) 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, 2002.
 - 52) 日本放射線技術学会: 外部放射線治療における保守管理マニュアル. 日放技術出版委員会, 2003.
 - 53) 日本放射線技術学会: 放射線治療における誤照射事故防止指針. 日放技術出版委員会, 京都, 2003.
 - 54) 保科正夫: 放射線治療計画システムと独立したモニタ単位数の検証計算と出力係数. 日医物理学会誌 21 : 50-62, 2001.
 - 55) 奥村雅彦: 外部照射装置のためのquality control. 日放技術学誌 57 : 1339-1348, 2001.
 - 56) 西尾禎治: 肺定位放射線治療におけるQAについて. *CJ Jour Med Phys*, 24 (Suppl. 4), 27-49, 2004.
 - 57) 川守田龍他: 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評価法を用いて. 日放技術学誌 58 : 783-792, 2002.
 - 58) 中村 實: 放射線治療概論 / 治療計画システム. 医療科学社, 109, 2001.
 - 59) 入船寅二: 放射線治療計画装置の問題点 - 外部光子照射治療. 日放腫会誌 5 : 153-163, 1993.
 - 60) International Commission on Radiation Units and Measurements Report 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, 1976.
 - 61) Woo MK, Cunningham JR: The validity of density scaling method in primary electron transport for photon and electron beams. *Med Phys* 17: 187-194, 1990.
 - 62) Stasi M, et al: The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiation therapy fields. *Med Phys* 31: 2792-2795, 2004.

- 63) Westermark M, et al: Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys Med Biol* **45**: 685-702, 2000.
- 64) Low DA, et al: Ionization chamber volume averaging effects in dynamic intensity modulated radiation therapy beams. *Med Phys* **30**:1706-1711, 2003.
- 65) McKerracher C, et al: Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Phys Med Biol* **44**: 2143-2160, 1999.
- 66) Zhu XR, et al: Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber and radiographic film. *Med Phys* **27**: 472-477, 2000.
- 67) CT性能評価委員会：X線コンピュータ断層装置の性能評価に関する基準（第二次勧告），日本医師会雑誌 88：759-771, 1989.
- 68) 専門委員会X線CT装置評価検討班：X線CT装置性能評価に関する基準（案）．日放技学誌 **47**：56-63, 1991.
- 69) 辻岡勝美：X線CT装置の機器工学 性能評価と機器管理．日放技学誌 **58**：1203-1207, 2002.
- 70) 花井耕造, 石田智広, 井田義宏, 他：ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告．日放技学誌 **53**：1714-1732, 1997.
- 71) 山本修司, 上甲 剛, 松本 貴, 他：マルチスライスCTにおける画質の基礎物理評価．日放技学誌 **56**：1447-1453, 2000.
- 72) 原 孝則, 加藤秀記, 青木 力, 他：不均等型検出器を有するmulti slice CTのSSPzと画像ノイズの基礎的検討．日放技学誌 **56**：1454-1460, 2000.

執筆協力者

日本放射線腫瘍学会QA委員会(五十音順)

- 芦野靖夫 (シー・エム・エス・ジャパン株式会社)
- 池田 恢 (国立がんセンター中央病院放射線治療部)
- 伊藤 彬 (癌研究会付属有明病院放射線治療科)
- 内田信恵 (島根大学医学部放射線科)
- 遠藤真広 委員長(放射線医学総合研究所研究推進部)
- 奥村雅彦 (近畿大学付属病院放射線部)
- 金井達明 (放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理学部)
- 国枝悦夫 (慶應義塾大学医学部放射線科)
- 白土博樹 (北海道大学医学部放射線科)
- 高橋 豊 (癌研究会付属有明病院放射線治療科)
- 西尾禎治 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 保科正夫 (群馬県立医療短期大学診療放射線学科)
- 蓑原伸一 (放射線医学総合研究所重粒子医科学センター加速器物理・工学部)
- 柳川繁雄 (名古屋大学医学部放射線科)

- 石倉 聡 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 木村智樹 (香川大学医学部放射線科)
- 青山裕一 (名古屋大学付属病院放射線部)
- 佐々木潤一 (大阪成人病センター放射線治療科)
- 池田 剛 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 遠山尚紀 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 遠藤裕二 (日本大学付属板橋病院中央放射線部)
- 矢野慎輔 (京都大学付属病院放射線部)
- 橋本竹雄 (癌研究会付属有明病院放射線治療科)
- 河野良介 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 森慎一郎 (放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理学部)
- 橘 昌幸 (九州大学付属病院放射線部)
- 山下幹子 (先端医療センター映像医療研究部)
- 館岡邦彦 (札幌医科大学付属病院放射線部)
- 佐野尚樹 (山梨大学付属病院放射線部)
- 大山正哉 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 藤田勝久 (北海道大学付属病院放射線部)
- 成田雄一郎 (京都大学医学部医学物理学部)
- 川守田龍 (天理よろづ相談所病院放射線部)
- 西尾禎治 (国立がんセンター東病院放射線部)
- 黒岡将彦 (名古屋大学付属病院放射線部)
- 荒木不次男 (熊本大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科)
- 水野秀之 (放射線医学総合研究所重粒子医科学センター医学物理学部)
- 高橋 豊 (癌研究会付属有明病院放射線治療科)
- 南部秀和 (近畿大学付属奈良病院放射線部)
- 吉浦隆雄 (産業医科大学病院放射線部)
- 後藤紳一 (株式会社HiArt)
- 渡辺良晴 (北海道大学付属病院放射線部)
- 小宮山貴史 (山梨大学医学部放射線科)

厚生労働省平岡班体幹部定位放射線治療ガイドライン作成作業部会(執筆順)

- 平岡真寛 (京都大学医学部放射線科)
- 白土博樹 (北海道大学医学部放射線科)
- 大西 洋 執筆責任者(山梨大学医学部放射線科)
- 五味光太郎 (癌研究会付属有明病院放射線治療科)
- 小久保雅樹 (先端医療センター映像医療研究部)
- 永田 靖 (京都大学医学部放射線科)
- 高山賢二 (京都大学医学部放射線科)
- 鈴木 実 (原子炉実験所付属粒子線腫瘍学研究センター)
- 羽生裕二 (東京女子医科大学放射線腫瘍部)
- 高井良尋 (東北大学医学部保健学科)
- 唐澤克之 (東京都立駒込病院放射線科)