

## IV. 定位放射線治療の品質管理 一体幹部一

### 1. はじめに

体幹部に対する定位放射線治療は、体幹部に限局した比較的小さな腫瘍に対して、局所制御の向上と周囲臓器の有害事象低減を目的に、多方向から照射する技術と照射した放射線を病変に正確に照準する技術の両方を満たしているものとされている<sup>1,2)</sup>。いずれにしても従来の放射線照射法に比べ病変に対して正確に放射線を集中することができるため、多くの場合は大線量を短時間で照射することが行われる。これが意味するものは、分割当たりの放射線照射の正確さが一連の治療における正確さに締める割合が非常に大きく、毎治療時の照準精度を高めるための努力がこれまで以上に必要であるということである。

### 2. 体幹部定位放射線治療の特徴

体幹部定位放射線治療の定義<sup>1,2)</sup>に沿い実際に行われる照射手順は最低でも以下に示す事項に従う。

- ① 直線加速器を用いた三次元的な放射線照射（五～十門の固定多門照射，多軌道回転運動照射）。
- ② 照射回毎の照射中心位置のずれ（固定精度）を5mm以内であることを確認するとともに、毎回の照射中心位置が分かるように記録する。  
※ただし、5mmとは三次元の各軸方向の最大のずれ量でベクトル距離ではない。
- ③ 固定フレームあるいはシェル等を用いて患者の動きを固定する。または生理的呼吸性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、照射中のずれに対しても精度管理を行う。

固定精度の5mmとは純粹にセットアップに係わる精度を意味し、例えば骨格による位置照合を行う場合には治療計画時の位置照合画像（DRR: digital reconstructed radiography等）と照射回毎のポータル画像（LG: linac graphy, EPID: electric portl imaging device等）上での骨格のずれが5mmということであり、これには生理的臓器移動による腫瘍の位置の変動は含まないので誤解のないようにしなければならない。ただし、位置照合に体内埋め込み金属マーカを用いる場合や同室CT装置を用いる場合には結果的に生理的臓器移動による腫瘍位置変動をも補正していることになる場合がある。

### 3. 体幹部定位照射に用いるライナックに係わる品質管理

医療用加速器（以下、ライナックとする）の幾何学的精度に関しては、体幹部定位放射線治療としての特別な精度規定があるわけではない。通常の外部放射線照射としてのガイドライン<sup>3,4)</sup>に準ずることになるが、求められる精度そのものは従来の外部放射線照射法に比べて高い。体幹部定位照射は患者の固定精度に対して5mm以内であ

ることを要求しているが、この5 mmにはライナックの幾何学的駆動誤差も含まれ注意しなければならない。体幹部定位照射はガントリ回転、コリメータ回転、寝台回転を組み合わせて三次元的に放射線を腫瘍に集中させるため、ライナックの駆動系の精度は重要であり、その精度の管理に関しては種々ガイドラインが提供する精度指針以上の精度を確保するつもりでの取り組みが必要である。ライナックの回転系駆動の精度検証の方法には、Winston-Lutzテスト（フィルム法、CCD法）によるものと、各回転方向から照射するスリット状ビームをフィルムで測定するスターショット法によるものを用いることが多い。Winston-Lutzテストを行う場合、レーザー照準器が示すアイソセンタに金属球を固定するが、レーザー照準器の調整が不十分な場合には系統的な精度悪化を招くため注意されたい。スターショット法はあくまでもライナック単体としての回転系駆動の中心を定性評価する手法であり、その回転中心とレーザー照準器が示すアイソセンタとの一致性については検証できていないことは理解しておく必要がある。

#### 4. 位置照合手順

治療回毎の位置照合の基本は骨構造による照合である。体幹部定位放射線治療で定義されている照射中心の固定精度とは、臓器体内移動を含まない患者のセットアップ再現性精度と照射中の患者固定精度のことであるため、位置照合の普遍性を確保するためには骨構造を用いるのが一般的といえる。ただし、肺・肝腫瘍の場合、呼吸性の移動が伴う肋骨を位置照合の基準として用いることは絶対にあってはならない。実際の照合はX線撮影、リニアックグラフィあるいはEPID等、いずれにしても診断／治療用X線を用いた骨構造の透過像を用いて行われる。EPIDを用いた透過像でコントラストがつきにくく照合精度に問題があると思われる場合には、リニアックグラフィに切り替えるなどの措置を怠ってはならない。

位置照合として腫瘍そのものをランドマークとする方法（同室CTライナックシステム）や、体内マーカをランドマークとする方法（動体追跡装置）などもあり、セットアップ再現性精度の向上が期待される一方で、ライナックのアイソセンタと位置照合機器のアイソセンタの一致性については十分な検討が必要となる（「7. システム化された装置全体に係わる品質管理」を参照のこと）。

#### 5. 治療中の体動管理

前項の「4. 位置照合手順」で述べたことは、固定精度5 mmが内包する2つの精度成分のうち①治療間固定に関する精度のことで、治療計画で決定したアイソセンタと日々の照射中心の一致性についてである。

この項で述べることは2つの精度成分のうちのもう1つ、②治療中の固定精度に関連することである。ただし、ここでいう治療中の固定精度とはあくまでも骨構造の変

動という意味での精度である。①治療間固定精度がセットアップ再現性精度であるとするならば、②治療中固定精度はセットアップ保持精度といえる。

治療中の患者あるいは骨格を同一位置に保持するためには、固定具（体幹部用シェル、ボディフレーム、吸引式固定具など）が有効である。実際に固定具を使用する場合には、事前に使用マニュアルを十分に理解し、また施設毎のセットアップ手順に従い固定具作成使用フローを検討及び構築しなければならない。さらに、その固定精度と再現性精度試験については、物理ファントムあるいはボランティアによる事前検討を実施することは必須であり、また臨床使用開始直後の段階で患者さんから得られる実際の固定精度を継続的に記録し評価することが望ましい。

## 6. 臓器移動による腫瘍の移動に対する管理

繰り返しになるが、固定精度 5 mmには臓器移動による腫瘍の移動は含まれない。これはターゲットの定義で示したとおり（西村先生の項目をリンク）、ITVの中で考慮すべきことである<sup>5)</sup>。ただし、腫瘍の移動量が大きい場合で、GTVないしCTVに比べITVの大きさが非常に大きくなるときは、結果として正常臓器が被曝する線量も多くなるので注意を要する。

臓器移動は、1回の照射中に発生するintra-fractional internal motionと、照射間に発生するinter-fractional internal motionに分けられる。また、発生要因としては、呼吸・嚥下運動・腸管蠕動・腸管内容量・尿・出血・炎症・胸腹水・筋肉運動・腫瘍の縮小または増大、などが挙げられる。一般的には、胸部・上腹部臓器癌ではinter-fractionalの呼吸性移動が問題になりやすく、上腹部臓器の一部と下腹部・骨盤臓器癌ではinter-fractionalの腸管内容量が問題になりやすいが、二者が複雑かつ予測不可能な組み合わせを呈することがあるため、総合的な臓器移動は単純ではないことを理解しておかなくてはならない。

放射線治療上の臓器移動として最も問題となりやすい呼吸性移動対策としては、その絶対値を縮小する方法として、酸素吸入使用下の浅呼吸指示法・自己呼吸停止法・メトロノームなどによる規則性学習・腹部圧迫板使用などがあり、相対値を縮小する（移動の測定・補正装置）方法として、呼吸位相のモニタリング・同期・停止・追従または追跡照射装置・画像誘導装置などが挙げられる（呼吸移動対策の項参照）。腸管内容量変化対策としては、食事の量と時間に関して出来るだけ一定になるような配慮・指導・排ガスや排尿の時間的調節などが重要である。

## 7. システム化された装置全体に係わる品質管理

体幹部定位放射線治療に限らず近年の放射線治療装置及びその周辺機器はシステム化されている場合が少なくない。特にライナックと位置照合装置に関して一体型のものが製品となっているケースが少なくない。

先にも述べた体幹部定位放射線治療としての幾何学的精度に関する規定は「固定精度を5mm以内にする」だけであるが、高精度に高放射線量を集中させるという本治療の性質上、アイソセンタ確保という意味での幾何学的精度に関してはあらゆる面でそれを最小にする努力を怠ってはならない。

CTセットアップから実際の治療に入る一連の過程に関連する装置・機器・用具の中で、アイソセンタ確保の観点から精度を揺るがすおそれのあるものを以下に示す。

- a) レーザー照準器，CT画像DICOM中心の一致性
- b) CT寝台送り時のたわみ
- c) 治療計画 IC (アイソセンタ) と治療装置のレーザー照準器の一致性
- d) 治療計画 IC (アイソセンタ) と位置照合装置／用具の照合中心の一致性
- e) 位置照合装置/用具の照合中心と治療装置の駆動系中心の一致性
- f) 治療装置のガントリ回転， コリメータ回転， 寝台回転の回転中心の一致性
- g) 治療装置の寝台送り時のたわみ

## 8. 線量計算手法（不均質補正法）の選択

体幹部定位放射線治療のための治療計画で問題となるのは、線量計算（分布、MU値）における肺組織の密度不均質性への対応である。吸収線量とは入射したX線の吸収あるいは散乱で発生する二次電子が最終的にエネルギーを失うことで成り立つ物理量であり、これを正確に計算するためには一次X線、散乱X線、二次電子の挙動を考慮する必要がある。特に密度の違いに対する補正は上記の3つの成分それぞれについて行われなければならない。不均質補正を行わないとは、体輪郭内全てを水に置き換え、水中での吸収線量を求めていることと等価となる。不均質補正も上記3成分のうちどの成分までの不均質補正を行っているかによって結果は異なる。また散乱X線と二次電子の媒体中での分布を完全な三次元分布（Kernel）として考慮しているか否かも線量推定精度に大きく影響する。

肺野内ではそもそも二次電子の発生が少なく、また腫瘍内で発生した二次電子の肺組織での飛程が長くなることから、腫瘍辺縁では二次電子の供給が少なくまた逃げだしが多くなり辺縁での線量低下が起こる。これを記述できている線量計算アルゴリズムとしてsuperposition法やAAA法等があり、上記3成分の挙動をある程度モデル化できている。ただし実際に線量計算手法を治療計画装置に反映させる段階では、例えばKernelは連続サンプリングではなく荒いサンプリングにより、あるいは計算軸に垂直な成分のみを考慮するなどにより計算時間短縮を図っている（表1を参照）。精度と効率率は常に相反する関係にあり、各施設で採用している線量計算手法に関しては次項で述べる線量処方との組み合わせにより、患者への照射線量が大きく変動するため、医師のみならず技師、医学物理士等と連携して情報を共有し、全スタッフ合意のもとで方法の選択をすべきである。

表1 線量計算アルゴリズムで考慮している不均質補正の内容

世代	計算方式	光子の補正			電子の補正		
		一次線	一回散乱線	多重散乱線	軸方向平衡	横方向平衡	境界領域
I	実効減衰法, TAR 比法	Z					
II	Batho 法	Z					
	M-Batho 法	E	A		A	A	
III	E-TAR 法	E	A				
	d-SAR 法	E	E	I			
	delta-volume 法	E	E	A			
IV	convolution 法	E	A	A			
	AAA 法	E	A	A			
	superposition 法	E	A	A	I	I	
	Monte Carlo 法	E	E	E	E	E	E

Z : 一次線光子が通過した実効長を求めて補正

E : 考慮済み

A : 準実験関数を用いて近似を行う

I : 提示にて部分的に計算

## 9. 線量処方の方法

MU値を決定するための線量処方には、a) ICRU評価点処方<sup>6)</sup>、b) D95を処方線量とする方法などがあり、さらにc) 不均質補正の有無との組み合わせが考えられる。ただし、不均質補正も一次X線、散乱X線、二次電子のどこまでを行っているかによってMU値に変動が生じることを認識しておく必要がある。①不均質補正を行わない場合には、肺野内が水に置き換えられるためMU値は大きくなる。②二次電子の不均質補正まで行った場合 (superposition相当) のD95線量処方でも、線量低下が起こるPTV辺縁で線量を規定するためMU値は増大する傾向にある。①と②は結果的に等価であるとする論文も存在する<sup>7)</sup>。IA期非小細胞肺癌に対する多施設前向き研究であるJCOG 0403 (リンク : [http://www.jcog.jp/study/15\\_rtsg/0403.htm](http://www.jcog.jp/study/15_rtsg/0403.htm)) のプロトコルでは、③不均質補正を行ったICRU評価点処方を選択しており、①や②に比べMU値は少なくなるが、その程度は腫瘍の大きさや不均質補正法の種類に大きく依存するため、その違いは何%であると一概には言えない。

JCOG 0403を初め臨床試験で用いられる線量処方は、あくまでも線量と臨床的end-pointとの施設間のばらつきを抑えるために規定されているに過ぎないことは理解しておく必要がある。

本ガイドラインでは、いずれかの線量処方を推奨するというものではなく、方法の違いにより結果としてMU値に変動が生じる可能性があるとして紹介するに留める。

## 10. まとめ

体幹部定位放射線治療では、1) 固定精度、2) 呼吸の管理、3) 線量計算手法の選択と線量処方によるMU値の変動の3つの点について、十分な知識を基にした品質管理あるいは品質保証プログラムが個々の施設において求められる。また、他の治療とは異なり固定用具、位置照合装置、呼吸管理を行う場合にはその装置／用具に関して、求められる精度も非常に高い。本ガイドラインで十分に記述できていない項目に関しては、メーカーが提供する資料なども参考にする必要があるが、それぞれの方法や機器について、各施設において独自の検証を行い精度の確認をしておくことが重要である。

## 6. 参考文献

- 1) 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. 監修 大西洋, 平岡真寛, 東京, 中外医学社, 2006.
- 2) 日本放射線腫瘍学会QA委員会: 体幹部定位放射線治療ガイドライン. 日放腫会誌 18: 1-17, 2006.
- 3) 外部放射線治療装置における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, 2000.
- 4) 外部照射放射線治療装置の保守管理プログラム. 日本商社戦腫瘍学会研究調査委員会編, 東京, 通商産業研究社, 1992.
- 5) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), Bethesda, U.S.A. ICRU Publications, 1999.
- 6) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 50, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, Bethesda, U.S.A. ICRU Publications, 1993.
- 7) Frank SJ, Forster KM, Stevens CW, et al. Treatment planning for lung cancer: Traditional homogeneous point-dose prescription compared with heterogeneity-corrected dose-volume prescription. Int J Radiat Oncol Biol Phys 56: 1308-1318, 2003.

(京都大学大学院医学研究科 放射線腫瘍学・画像応用治療学 成田雄一郎)