

医療放射線における最適化の現状と課題

— 技術的側面から考える —

～放射線治療における線量の最適化・標準化に向けて～

放射線治療

東北大学病院 診療技術部放射線部門 佐藤 清和(Sato Kiyokazu)

【はじめに】

放射線治療分野で使用される放射線医療機器 (Fig.1) について、線量の最適化・標準化の現状をまとめる。照射で使用される放射線治療装置は、すでに法的な線量記録は行われており、処方される線量についても放射線治療計画ガイドライン¹⁾などを参考にエビデンスに基づいた線量処方が行われている。さらに、治療装置の品質管理については、外部放射線治療におけるQAシステムガイドライン²⁾など各種ガイドラインで求められている内容についてしっかり精度管理を行っている施設がほとんどと思われる。Computed Tomography (CT) シミュレータはCT装置であるため、医療法施行規則の一部を改正する省令 (平成31年厚生労働省令第21号) で求められる法的な線量記録が必要となっている。また、Computed Tomography Dose Index; CTDI_{vol}やDose Length Product; DLPなどの装置線量をもとにした被ばく線量の出力が可能である。ただし、CTシミュレータの protocols については国内の診断参考レベル (Diagnostic Reference Levels; DRLs) が整備されていない。診断CTとは撮影目的が異なり、呼吸同期撮影 (4DCT) などCTシミュレータ特有の撮影プロトコルもあるため、被ばく線量には注意が必要である。照射時の位置照合 (Image Guided Radiation Therapy; IGRT) 装置は法的な線量記録の義務は無く、被ばく線量の出力 (表示) の有無は装置依存がある。また、国内のDLRsもやはり整備されていないが、位置照合自体の頻度は照射の都度行うことから、積算さ

れると被ばく線量が大きくなりやすい、IGRT機器 (モダリティ) の種類が豊富、そもそも線量評価基準条件が決められていないなどの特徴がある。

【CTシミュレータの被ばく線量管理】

CTシミュレータの撮影条件は、線量計算で電子密度情報が必要となることから、事前に設定したCT値—電子密度変換テーブルとCT値が変わらない撮影条件での撮影が必要となる。また、画像に固定具や評価臓器全体が含まれていないと線量計算で評価することができないため、余裕をもった撮影範囲とすることが多い。当院のCTシミュレータの被ばく線量管理例を示す (Fig.2)。当院ではDRLs2020の診断用CTと比較して評価を行っている。頭部照射の撮影プロトコルは固定具を含めて撮影するため、できるだけ広い範囲の再構成ができるよう体幹部のプロトコルから撮影条件を調整している。そのため、頭部撮影の表示値は32 cmファントムの値となってしまうが、DRLs2020の頭部単純ルーチンは16 cmファントムの値のため、AAPM TG-2043) を参考に2.04を乗じて16 cmファントムの装置線量に補正した値でも評価を行っている。線量管理の結果は、撮影する目的や範囲は異なるが、CTDI_{vol}についてはDRLs2020よりは小さく、DLPは大きくなる傾向があった。DLPが大きくなる傾向だったのは、線量計算に必要な撮影範囲が大きいと考える。英国のCTシミュレータと診断CTの被ばく線量を比較した報告⁴⁾でも、CTDI_{vol}は同等、DLPは診断CTと比較すると同等、もしくは



Fig.1 放射線治療分野の放射線医療機器

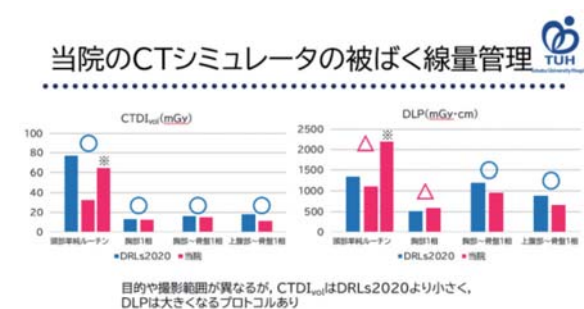


Fig.2 CTシミュレータの被ばく線量管理

大きい。さらに、CTシミュレータ特有の撮影である4DCTなどは被ばく線量が大きくなると報告されている。このようにCTシミュレータと診断CTでは撮影する目的や線量が異なることもあり、J-RIMEのDRLs2025ではCTシミュレータのプロトコルが追加される予定となっている。

【IGRT装置の線量評価基準条件の必要性】

IGRT装置はモダリティの豊富さ、X線撮影やX線透視撮影、Cone Beam CT (CBCT) 撮影など撮影手法のバリエーションも多いため、統一した線量評価の基準が現状無い。また、被ばく線量の出力・表示機能について、Varian社製のTrueBeamはあるが、Clinac iXは無い。Elekta社製のVersaHDはデフォルトの撮影条件もしくは測定した測定値を設定画面で書き込んでおけば出力・表示可能になるなど、IGRTの被ばく線量の記録にはベンダー依存、装置依存がある。また、被ばく線量が大きくなりやすいCBCTのCTDIについては、通常のCT用CTDIチェンバーとファントムでは、照射ビーム幅が大きくなることから、評価方法によって結果が異なる (Fig.3)。CTDI100を求める場合、IEC 2.0ではビーム幅に関わらず公称値で除して求めるが、IEC 3.0では、ビーム幅が100 mmを超える場合、100 mmのビーム幅で除する。IEC 3.1 ではビーム幅が100 mmを超える場合、20 mm推奨の基準ビーム幅の測定と、公称ビーム幅での空中線量比を乗じて測定を行うとされている⁵⁾。Varian社のCTDI100は

基準ビーム幅で測定を行うが、100 mmのビーム幅で除して求める独自の方法を採用しており、Elekta社のデフォルトの撮影条件はIEC 3.0と3.1に準拠した値がリファレンスマニュアルに複数記載されている (Fig.4)。このようにIGRT装置のCBCTの被ばく線量の評価法について統一されたものがない。IGRT装置の被ばく低減法としては、同じ撮影部位であっても、照射部位に応じて位置照合対象を変えることは可能である。骨照合、腫瘍照合、線量計算が目的の場合など、同じ撮影部位であって照合目的によっては必要となる画質が異なるため、撮影条件や被ばく線量の最適化が可能である。特にコントラストのある骨照合では被ばく線量を低減可能である。DRLsは設定されていなくても照射の手技や年齢に応じて必要以上の撮影条件を設定しないなどの取り組みは重要である。

【結語】

医療放射線における被ばく線量の管理は放射線診断部門のみの問題ではなく、放射線治療部門にも深く関わるものである。現状は、CTシミュレータ及びIGRT装置のDRLsが設定されていない、IGRT装置の線量評価の基準条件の検討が必要など、今後検討すべき内容は多い。ただし、DRLs 2025にCTシミュレータのプロトコルが検討されるなど、放射線治療領域でも被ばく線量の最適化・標準化に向けて今後ますます議論が行われる予定である。

【参考文献】

- 1) 放射線治療計画ガイドライン2020年版. 日本放射線腫瘍学会, 2020.
- 2) 外部放射線治療におけるQAシステムガイドライン 2016年版. 日本放射線腫瘍学会, 2016.
- 3) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. Report of AAPM Task Group 204, 2010.
- 4) Tim J W, Anne T D, James E, et al. IPEM topical report: the first UK survey of dose indices from radiotherapy treatment planning computed tomography scans for adult patients. Phys. Med. Biol. Sep; 63(18):185008, 2018.
- 5) Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No.5, 2011.

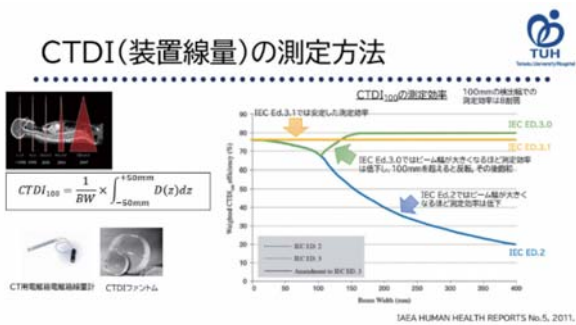


Fig.3 CTDIの評価方法

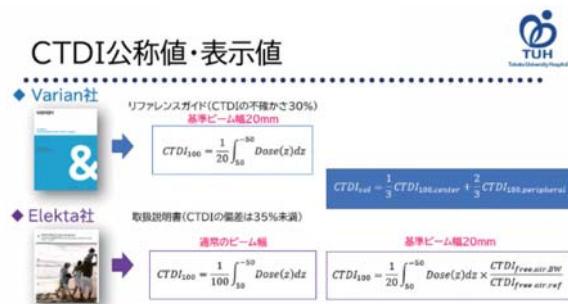


Fig.4 各ベンダーのCTDIの評価方法