

# 基準ビームデータを使用した 放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入に関するガイドライン

初版 2020年2月1日

公益社団法人 日本医学物理学会

(協力団体)

公益社団法人 日本放射線技術学会

公益社団法人 日本放射線腫瘍学会

## はじめに

放射線治療装置の出力は、深部量百分率(Percentage depth dose: *PDD*), 軸外線量比(Off-center ratio: *OCR*)及び出力係数(Output factor: *OPF*)などのビームデータで特徴付けられる。これらは一般的に放射線治療計画装置のビームモデリングや品質管理用のベースラインデータに使用されている。

American Association of Physicists in Medicine の Task Group 106(AAPM TG-106)では、メーカーの機種毎に同一のビーム特性を有するように、放射線治療装置の標準化が図られていることや、メーカーが有する代表的なビームデータ(以下、基準ビームデータ)は、自施設で計測したビームデータのコミッショニング結果の検証において、参考データになることが記されている<sup>1)</sup>。実際に、各メーカーの放射線治療装置のビームデータを多施設で比較した文献では、そのばらつきが1~2%程度であると報告されている<sup>2-10)</sup>。その中には、小照射野の *OCR* や *OPF* で差が大きいと述べている文献もある<sup>8-9)</sup>。また、放射線治療装置のヘッド構造(ベンディングマグネット、平坦化フィルタ、イオンチャンバ、コリメータ等の構造)、ターゲットの組成、平坦化フィルタの位置、電子の射出方向のわずかな相違によりビーム特性が変化するという点で、基準ビームデータの使用に対して否定的な意見もある<sup>12)</sup>。

近年、基準ビームデータを使用した放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入が行われつつある。今回、基準ビームデータを使用した放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入が安全かつ適切に実施されることを目的として、本ガイドラインを策定した。

## 1. 基準ビームデータの定義と使用用途

基準ビームデータとは、放射線治療装置の各機種において、メーカーが定めた代表的なビームデータのことを指す。

基準ビームデータの内容、その測定方法及び測定条件はメーカー毎に異なる。また、その開示状

況についてもメーカーにより様々である。従って、各メーカーが提供するデータ範囲及び測定方法について把握する必要がある。

基準ビームデータの使用用途を以下に示す。

- ① 自施設で計測したビームデータの比較対象として用いる。
- ② 放射線治療計画装置のモデリングデータとして用いる。
- ③ 品質管理用のベースラインデータとして用いる(ただし、基準ビームデータを上記②で使用した場合に限る)。

## 2. 基準ビームデータ使用時の確認項目

放射線治療装置のビームデータは、装置仕様の基準値内に調整されている。従って、基準ビームデータを使用する場合は、自施設の放射線治療装置で計測されたビームデータと基準ビームデータを比較し、その使用の可否を判断するべきである。また、施設はその使用責任を負うことになる。

以下に、基準ビームデータを使用した放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入に際し、確認すべき項目を列記する。

### 2.1. 放射線治療装置の幾何学的精度

三次元水ファントムシステムは放射線治療装置のフロントポインタ、クロスヘアや治療室の位置決めレーザを基準に設置する。設置前にガントリ角度、コリメータ位置精度、MLC(Multi leaf collimator)位置精度、MLC キャリッジ精度、クロスヘア中心位置精度、光照射野と放射線照射野の一致及び治療室内レーザ位置等の確認を行う。

### 2.2. PDD

ピークの深さだけでなく、PDD 全体を比較することが重要である。また、AAPM TG-106 で示されているように、小照射野及び大照射野において検出器間で許容できない相違が生じることから<sup>1)</sup>、基準ビームデータと計測されたビームデータとの相違は、計測に使用した検出器も要因の一つになることに注意すべきである。線質指標としては、X線の場合、標準計測法 12 において 20 cm 深と 10 cm 深の組織ファントム線量比  $TPR_{20,10}$ (tissue-phantom ratio: TPR)を挙げている<sup>13)</sup>が、基準ビームデータとして PDD のみ提供されている場合は単純に比較できない。その場合は、10 cm 深における PDD の値を比較することが有効である。また、電子線においても同様に、深部線量半価深 ( $R_{50}$ )を確認すべきである。

### 2.3. OCR

平坦度や対称性等の特定のパラメータだけでなく、OCR 全体の評価をすべきである。特に OCR の対称性は AAPM TG-142 で推奨されているように、ビームプロファイル形状の違いを検出しやすい大照射野(X線:  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  以上、電子線: 最大アプリータ)で確認することを推奨する<sup>14)</sup>。照射

野辺縁では、線量計の体積平均効果により、*OCR* の形状に相違が生じるため<sup>1)</sup>、使用する線量計と照射野サイズを考慮する必要がある。また、基準ビームデータが左右方向(*cross-line*)あるいは *Gun-Target* 方向(*in-line*)のいずれか一方のデータしか有していない場合があるため、基準ビームデータを持たない方向も確認すべきである。加えて、基準ビームデータ自体が非対称なデータが存在している場合もあることに注意すべきである。

#### 2.4. *OPF*

正規化する照射野サイズ及び測定深を基準ビームデータと揃えて *OPF* を比較する。本邦における測定条件は線源検出器間距離を 100 cm、測定深を 10 cm 深とすることが一般的であるが、基準ビームデータの測定条件が異なる場合があることに注意が必要である。その場合、任意の深さの *OPF* を得るために、それぞれの測定深の *TPR* を用いて、測定深を補正することは可能ではあるが、得られる値に *TPR* 測定時の不確かさが上乘せられるため推奨しない。

#### 2.5. *MLC*

現在、各メーカーの放射線治療計画装置に必要な *MLC* のパラメータ(*MLC transmission*, *MLC offset* 等)は、基準ビームデータに含まれていない。*MLC* 停止位置は施設毎の *MLC* キャリブレーションによって異なる、また高精度放射線治療においては各施設の放射線治療計画によっても最適なパラメータは異なるため<sup>15-17)</sup>、各施設においてパラメータを決定すべきである。

今後、これらのパラメータが基準ビームデータの一部として提供される可能性もあるが、他の項目と同様、自施設で検証を行い、施設の責任において使用しなければならない。

#### 2.6. 基準ビームデータと比較するための測定方法

基準ビームデータが計測された条件が明確な場合は、線量計と測定深を同一にしてビームデータを計測することを推奨する。2.2-2.4 の項目に関して、*PDD*、*OCR* は基準照射野と小照射野、大照射野の3種類以上の照射野条件と、2ヶ所以上の深度で計測し、*OPF* は基準ビームデータに含まれている照射野条件を一部抜粋して計測し、基準ビームデータと比較することを推奨する。

#### 2.7. 放射線治療計画装置の幾何学的設定

基準ビームデータを用いた場合でも、放射線治療装置のガントリ回転方向やカウチ回転方向等の幾何学的な設定を放射線治療計画装置に反映させなければならない。それらが異なっていた場合、重大な事故となるため、放射線治療計画装置から転送された幾何学的情報の妥当性を確認しなければならない。

#### 2.8. 放射線治療計画装置の計算精度

基準ビームデータでモデリングされた放射線治療計画装置が算出した計算値と測定値を比較し、計算精度の妥当性を確認しなければならない。比較する際は、*ESTRO Booklet No.7*, *AAPM TG-*

53 や日本医学物理学会のタスクグループ 01 に準じて<sup>18-20)</sup>評価することを推奨する。

### 3. 基準ビームデータを使用した放射線治療装置の品質管理(Quality Control: QC)

放射線治療装置の経年劣化や装置故障により、現在のビームデータが導入時から変化している可能性がある。そのため、導入時に取得したビームデータと基準ビームデータを保持し、QC での許容範囲をあらかじめ設定しておくなど、QC 体制を構築することが重要である。QC 時に計測されたデータが、ベースラインデータに対して施設で定めた基準を超えた場合には、ベースラインデータへ近づけるように放射線治療装置のビームデータを調整しなければならない。もし、基準ビームデータとの相違が許容できない場合には、ビームデータを再度計測し、基準ビームデータを使用しないビームモデリングを行うべきである。

#### おわりに

基準ビームデータを使用することで、ビームデータを計測する期間を短縮できるという可能性があるが、必ず自施設でもビームデータを計測し、基準ビームデータを採用することの妥当性を評価すべきである。本ガイドラインにより、基準ビームデータを使用した放射線治療装置及び放射線治療計画装置の導入が安全かつ適切に実施されることを願う。

#### 参考文献

1. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Med Phys. 2008 Sep;35(9):4186-215.
2. Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al. Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: composite data of three TrueBeam machines. Med Phys. 2012 Nov;39(11):6981-7018.
3. J Jang, YN Kang, HJ Shin, et al. Measurement of Beam Data for Small Radiosurgical Fields: Comparison of Cyberknife Multi-sites in Korea. Progr Nucl Sci Technol, 2011, 1: 537-540.
4. De Ost B, Schaeken B, Vynckier S, et al. Reference dosimetry for helical tomotherapy: practical implementation and a multicenter validation. Med Phys. 2011 Nov;38(11):6020-6.
5. Beyer GP. Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. J Appl Clin Med Phys. 2013 Jan 7;14(1):4077.
6. Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study. Med Phys. 2013 Mar;40(3):031719.
7. Kerns JR, Followill DS, Lowenstein J, et al. Technical Report: Reference photon dosimetry data

- for Varian accelerators based on IROC-Houston site visit data. *Med Phys.* 2016 May;43(5):2374.
8. Kerns JR, Followill DS, Lowenstein J, et al. Reference dosimetry data and modeling challenges for Elekta accelerators based on IROC-Houston site visit data. *Med Phys.* 2018 May;45(5):2337-2344.
  9. Akino Y, Mizuno H, Tanaka Y, et al. Inter-institutional variability of small-field-dosimetry beams among HD120™ multileaf collimators: a multi-institutional analysis. *Phys Med Biol.* 2018 Oct 18;63(20):205018.
  10. Tanaka Y, Mizuno H, Akino Y, et al. Do the representative beam data for TrueBeam™ linear accelerators represent average data? *J Appl Clin Med Phys.* 2019 Feb;20(2):51-62
  11. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys.* 2008 Jan;35(1):206-15.
  12. Das IJ, Njeh CF, Orton CG. Point/counterpoint: vendor provided machine data should never be used as a substitute for fully commissioning a linear accelerator. *Med Phys.* 2012 Feb;39(2):569-72.
  13. 日本医学物理学会編 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 12.
  14. Klein EE, Hanley J, Bayouth, J et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009 Sep;36(9):4197-212.
  15. Wen N, Zhao B, Kim J, et al. IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. *J Appl Clin Med Phys.* 2014 Sep 8;15(5):4843.
  16. Szpala S, Cao F, Kohli K. On using the dosimetric leaf gap to model the rounded leaf ends in VMAT/RapidArc plans. *J Appl Clin Med Phys.* 2014 Mar 6;15(2):4484.
  17. Isono M, Akino Y, Mizuno H, et al. Inter-unit variability of multi-leaf collimator parameters for IMRT and VMAT treatment planning: a multi-institutional survey. *J Radiat Res.* In press.
  18. Ben M, Agnieszka O, Claudio F, et al. ESTRO BOOKLET NO. 7: Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams.
  19. Fraass B, Doppke K, 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.* 1998 Oct;25(10):1773-829.
  20. 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  
Quality Assurance of Treatment Planning Systems for X-ray Beams.

#### 基準ビームデータ適正使用に関するガイドライン ワーキンググループ

##### 【執筆メンバー】

日本医学物理学会: 青山 裕一, ○五十野 優, 川守田 龍, 木藤 哲史, 熊崎 祐, 黒岡 将彦, 隅田 伊織, 辰己 大作, ◎中村 光宏, 成田 雄一郎

五十音順(○コーディネーター, ◎委員長)

**【外部委員】**

辻井 克友 (株式会社バリアンメディカルシステムズ), 杉 健太郎 (日立製作所), 岩井 良夫(エレクトラ株式会社), 小林 一之(日本アキュレイ), 谷 謙甫 (ユーロメディテック株式会社), 田尻 新吾 (ブレインラボ株式会社)

(順不同)