

画像誘導放射線治療の導入と始業前点検に重点を置いた 画像誘導放射線治療の QA/QC の実施経験

坪井 和生, 八木 正之, 藤原 貫太

大阪労災病院放射線治療科

(平成 24 年 2 月 27 日受付)

要旨: 当院では 2010 年 5 月に画像誘導放射線治療 (Image Guided Radiation Therapy : IGRT) 機能を備えた外部放射線治療装置 (リニアック) を導入した。

装置の設置に際して IGRT の臨床使用を想定した検証を行い, 設置後の受入れ試験や独自の性能試験により臨床使用上問題のないことを確認した。

臨床使用後の品質管理では, 従来の装置以上に始業前点検が重要であると考え QA/QC 活動を行った。1 年間の品質管理の結果, 本装置は IGRT 機能を含めた基本性能の安定性が非常に優れていることが分かった。

今後の品質管理業務では, この結果を踏まえ当施設の放射線治療技術に即した管理レベルの設定や, より効率的で効果的な QA/QC プログラムの構築を目指して行きたい。

(日職災医誌, 61 : 88—93, 2013)

—キーワード—

IGRT, QA/QC, 始業前点検

1 はじめに

当院では 2010 年 5 月の外部放射線治療システムの更新に伴い, 従来の放射線治療と比較し標的照準精度が高く, 計画標的体積 (PTV) マージンの縮小とこれによる正常組織への線量低減が可能となる画像誘導放射線治療 (Image Guided Radiation Therapy : IGRT) の機能¹⁾を有する外部放射線治療装置 (リニアック) を導入した。

導入に際し IGRT は画像照合装置ならびに照合後の患者自動移動を行う寝台の精度が高く IGRT の品質保証がされていることが必須であることから, IGRT システムとしての受入れ試験及びコミッショニング (臨床使用を想定した装置の動作及び精度の確認) と日常の品質管理が重要となるため, 「IGRT 導入を想定したリニアックの設置」「リニアック設置後の IGRT 臨床使用前の装置基本性能確認」「臨床使用開始後の QA/QC」等について検討を行い実施したのでここに報告する。

2 使用装置の概要

リニアック : VARIAN 社製 Clinac iX

※使用線質 X 線 (4, 10MV) 電子線 (4, 6, 9, 12, 15MeV)

X 線シミュレータ : 東芝社製 LX-40A

CT シミュレータ : 東芝社製 Aquilion LB TSX-201A

治療計画装置 : 日立社製 Pinnacle3

ファントム等 : VARIAN 社製 Clinac iX 付属 : キューブファントム, PCB Blade Calibration, MLC PORT FILM GRATICULE, 東洋メディック社製アイソアライン, HOLOGIC 社製 骨密度測定装 QDR-2000 付属校正用腰椎ファントム

3 方法

3-1 IGRT 導入を想定したリニアックの設置 (リニアック回転中心軸の合せ込み)

高精度放射線治療を行う上で IGRT に求められる照合画像の座標系とレーザー照準器の座標系に求められる座標中心間の一致精度は 1mm 以内とされる¹⁾²⁾, その座標系を合せ込む機械的な中心精度を決定するリニアック設置法に着目しリニアックの設置を行った。

リニアックの機械的な回転中心は装置の基本的な剛性や精度によって点ではなく微小な容積をもった球あるいは楕円球となる。またこの回転中心の精度は装置の規格やメーカーの設置基準によって決まるが, その基準には幅があり同じ装置でも設置時の調整の程度により精度は異なる。

VARIAN 社製のリニアックはガントリーと寝台の取

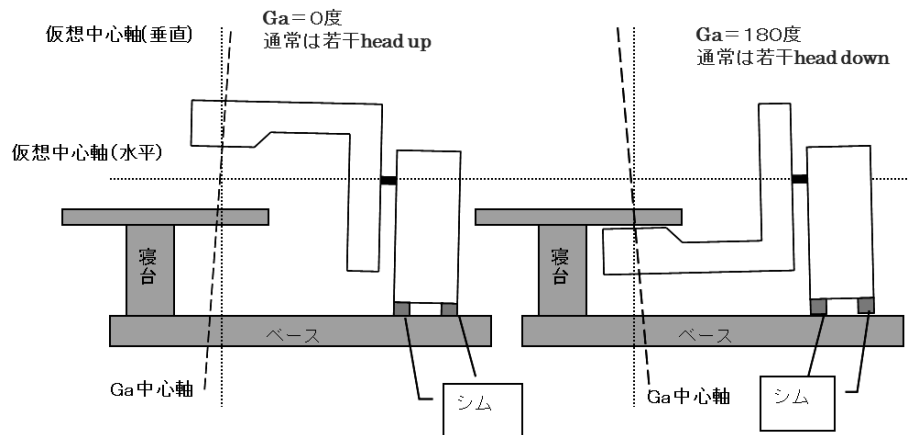


図1 リニアックガントリー垂直軸の調整

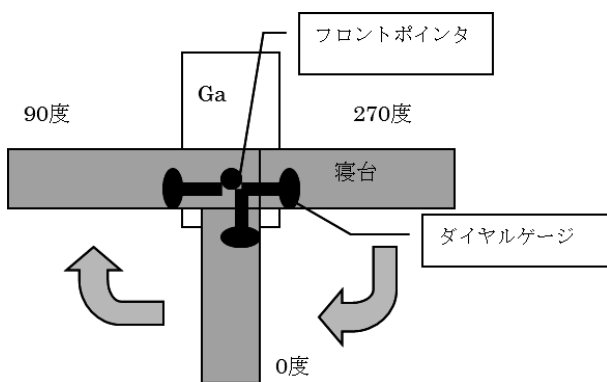


図2 リニアックガントリー垂直軸の寝台回転中心への合せ込み
 ※寝台角度 270 度にてダイヤルゲージの針をゼロにリセットし、寝台を時計回りで回転させ、0 度および 90 度でのダイヤルゲージ指示値の変化量を計測する。

付け部（ベース）が一体型となっており、このベースへの水平取り付け位置と据付角度でリニアック回転中心軸が決定する。

ガントリー垂直軸は感度 0.01 度の精密水準器で計測しながらガントリー 0 度および 180 度において傾きが同程度かつ最小（メーカー規格：通常 0.01～0.03 度）となるようガントリー足部シムの抜き差しで調整を行い（図 1）、垂直軸調整後にガントリー垂直軸にセットしたフロントポインタと寝台にセットしたダイヤルゲージで寝台の回転軸に対するガントリー垂直軸のズレ量を計測しながら油圧ジャッキを用いてガントリー垂直軸と寝台回転軸の合せ込みを行う（図 2）。

我々は垂直軸の傾きが 0.02 度以内、ガントリー垂直軸と寝台回転軸の変位が 0.1mm 以内となるような設置を依頼し、機械的回転中心容積を可能な限り小さくするよう試みた。

リニアックの設置後機械式フロントポインタを用い機械的回転中心精度を³⁾、ガフクロミック (GAFCHROMIC) フィルムを用いスターショットやスプリットフィールド法³⁴⁾により照射系回転中心精度及び機械的回

転中心と照射系回転中心の変位を確認した。

3-2 臨床使用前の IGRT 画像照合精度の確認

VARIAN 社製リニアックには cone-beam computed tomography (CBCT) の撮影が可能な kV イメージャの On Board Imager (OBI) と MV イメージャの Electronic Portal Imaging Device (EPID) の 2 種類の画像照合装置があり、其々のベースラインとなる基本性能及び臨床使用を想定した総合的な画像照合精度を確認した。

1) 画像照合装置及び寝台の基本性能の確認

OBI の中心軸精度は 2mmφ の鉄球を中心に配置した VARIAN 社製 Clinac iX 付属キューブファントムをアイソセンタ指示点に配置しガントリー 0, 180, 90, 270 度で撮影を行い、撮影された鉄球中心と OBI 中心軸との変移から求めた。

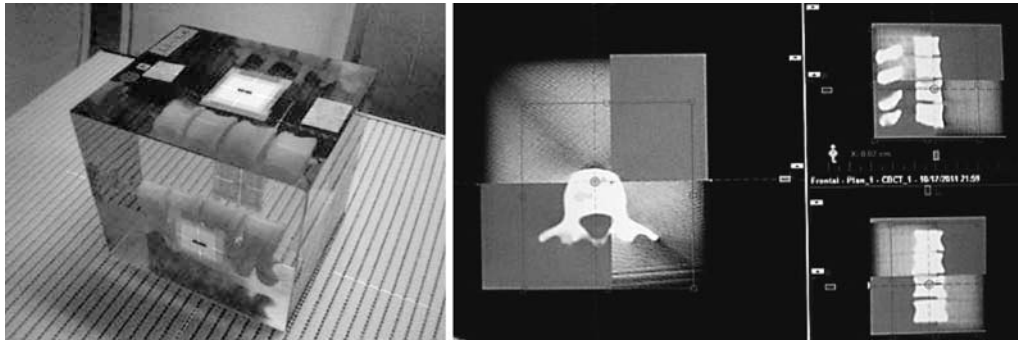
EPID の中心精度は機械式フロントポインタを用い、ガントリー 0 度の校正ポジションに対する 180 度での EPID 中心軸の機械的な変位量を求めた。

寝台の位置精度は金尺とレーザーポインタを用い、金尺を用いて測定した絶対位置に対する装置のデジタル表示の誤差を求めた。

2) 総合的な画像照合精度の確認

より臨床に即した総合照合精度を検証するために、骨密度測定装置の校正用腰椎ファントムを流用して、CT シミュレーションからリニアックでの画像照合までの一連のシステムにおける総合画像照合精度を検証した。

検証ではレーザーポインタの誤差を 1mm 以下に調整した CT シミュレータでファントムの CT シミュレーション（ヘリカルスキャン、120kV/350mA、画像スライス厚 2mm）を行い、リニアックのポジショニングにおいて意図的に真の中心から 3 次元方向に既知量シフトしてファントムをセットし、kV イメージによる 2D-2D 自動照合 (DRR: Digitally Reconstructed Radiography と OBI で取得した DR: Digital Radiography とでの 2 方向 2 次元自動位置照合) と CBCT による 3D 自動照合 (治療計画 CT と CBCT とでの 3 次元自動位置照合) の照合精



ファントムの
セットアップ

3D 自動画像照合

図3 骨密度測定装置の校正用腰椎ファントムを用いた総合照合精度の検証 (CBCTによる3D自動照合の例)

表1 始業前点検のIGRTに関する項目と許容誤差

項目	使用機器	方法	許容誤差
OBI 中心軸精度	キューブファントム	4方向 kV2D 画像の中心軸誤差計測	±1.0mm
OBI 画像拡大率	PCB Blade Calibration	kV2D 正面像の 10cm スケールの距離計測	±1.0mm (±1.0%)
EPID 中心軸精度	MLC PORT FILM GRATICULE	4方向 MV2D 画像の中心軸誤差計測	±2.0mm
EPID 画像拡大率	MLC PORT FILM GRATICULE	4方向 MV2D 画像の 10cm スケールの距離計測	±1.0mm (±1.0%)
寝台の位置精度	アイソアライン	基準位置から全方向±5cm 移動での指示値の誤差計測	±1.0mm

※許容誤差は AAPM Task Group (TG)-142²⁾, IGRT ガイドライン¹⁾ を参考に, 受入れ試験等の結果を考慮して決定した。

度を確認した後, 其々寝台の自動シフトを行いファントムの最終ポジションを確認した(図3). また同様に EPID の MV ポータルイメージによる 2D 自動照合 (DRR: Digitally Reconstructed Radiography と EPID で取得したポータルイメージの 1 方向 2 次元自動位置照合) の照合精度も確認した。

3-3 臨床使用開始後の IGRT の QA/QC

外部放射線治療システムの更新で行ったリニアックの IGRT に関する受入れ試験及びアクセプタンスや臨床開始前の精度確認の結果から, これまで以上に始業前点検の充実が必要であると考え, ガイドライン¹⁾や AAPM TG-142²⁾等を参考に, 従来から行っていた出力測定(簡易型線量計による相対線量測定), ガントリー及びコリメータの動作とアライメント, レーザーポインタ指示点の変位, Jaw 動作 (照射野と数値表示の一致), MLC 動作 (停止位置等), 制御系コンソールの状態, 空調の状態, 冷却水量・水圧・温度, 絶縁ガス圧, 各種インターロック機構等に加え表 1 に示す IGRT に関する項目を追加し, 臨床開始前の性能をベースラインとした装置性能の変化を 2010 年 9 月から約 1 年間に渡り調査し, 我々の施設に適したより効率的で効果的な始業前点検による品質管理の手法及び品質管理項目についてあらためて検討することとした。

4 結果

4-1 リニアックの設置後の回転中心精度の確認

機械式フロントポイントによる機械的回転中心の計測メーカー規格 2mmφ に対し 0.8mmφ, スターショット法を用いた照射系回転の精度はビームラインで形成される台形の最大長辺の 1/2 をビーム中心の半径とした場合メーカー規格 2.0mmφ に対し 1.0mmφ, 同じくスターショット法を用いた機械的回転中心と照射系回転中心の変位が最大偏差 0.5mm 以下であった。

4-2 臨床使用前の IGRT 画像照合精度

1) 画像照合装置及び寝台の基本性能

OBI の基本性能 (中心軸精度) の測定結果を表 2 に, EPID の基本性能の測定結果を表 3 に, 寝台位置精度の基本性能の測定結果を表 4 に示す。

2) 総合的な画像照合精度

骨密度測定装置の校正用腰椎ファントムを用いた OBI および EPID の画像照合誤差, 最終寝台ポジションの誤差の測定結果を表 5 に示す。なお表の各誤差は意図的に設定した 3 次元方向のシフト量を 3, 5, 10mm とした場合の Longitudinal, Lateral, Vertical 各方向の最大誤差の平均値である。

4-3 臨床使用開始後の始業前点検の結果

1 年間の始業前点検で検出された何らかのトラブルの件数を図 4 に示す。IGRT に関わる項目では全て許容誤

差内で推移し、定期点検時などで精度向上を目的に校正を行った場合を除き、調整を必要としたことは皆無であった。図5に代表例として2011年度2/4期のキューブファントムによるOBIの中心精度（照射系中心との誤差）の結果を示す。

5 考 察

方法の3-1に記述した設置によりメーカー規格に対し十分に小さな回転中心容積となり、OBI及びEPIDの中心軸精度もIGRTの機器的要件¹⁾を満たすことが確認できた。但しEPIDに関しては、ガントリー180度における中心軸の変位が1mmを超えるため高精度放射線治療で使用する場合は注意が必要である。

治療計画から画像照合、患者移動までの総合的な精度に於いては、当院の計画CTの中心精度=1mm、OBIの中心軸=2mmφ、寝台の位置精度=1mm等の装置の規

表2 OBIの基本性能（中心軸精度）

ガントリー 角度	回転中心軸の撓みの 最大		レーザー指示点との 最大誤差	
	実測値	メーカー規格	実測値	メーカー規格
0°～180°	0.3mm	≦3.0mm	0.8mm	なし
90°～270°	0.6mm	≦3.0mm	0.6mm	なし

表3 EPIDの基本性能（ガントリー角度
0°の校正ポジションに対する180°での
EPID中心軸の変移）

軸	実測値	メーカー規格
Vertical	1.0mm	≦2.0mm
Longitudinal	1.6mm	≦2.0mm

格及び実測値からIGRTの最終誤差の許容値を2～3mmと想定していたが、実測では結果4-1, 2)に示すように臨床使用上問題のないものであった。

当リニアックの画像照合装置には中心軸の変位に対するソフト上の補正機能が無いため、使用による機械的精度の劣化を懸念していたが、1年間の始業前点検の結果IGRT機能を含めたガントリーと寝台の機械的精度の安定性が高いことが判った。始業前点検で検出されたトラブルで最も多かったのはレーザーポインタ指示点の変位で、OBIの中心軸の変位が1mmを超えて検出された場合でも、精査するとその誤差はレーザー指示点の変位に

表4 寝台位置精度の基本性能（寝台絶対位置に対する数値表示の誤差）

項目	絶対位置	実測値（誤差）	メーカー規格
Longitudinal	20cm	±0mm	±1mm
	150cm	±0mm	±1mm
Lateral	977cm	±0mm	±1mm
	33cm	±0mm	±1mm
Vertical	100cm	±0mm	±1mm
	65cm	-1mm	±1mm
	160cm	±0mm	±1mm

表5 総合的な画像照合精度

照合装置 (照合法)	照合画像	照合誤差	寝台移動後の 最終誤差
OBI (3D)	CBCT	0.0mm	0.5mm 以下
OBI (2D-2D)	正側2方向	1.0mm 以下	1.0mm 以下
EPID (2D)	正面1方向	1.0mm 以下	1.0mm 以下

※数値はシフト量を3, 5, 10mmと設定した場合の寝台のLongitudinal, Lateral, Vertical各方向の最大誤差の平均値。

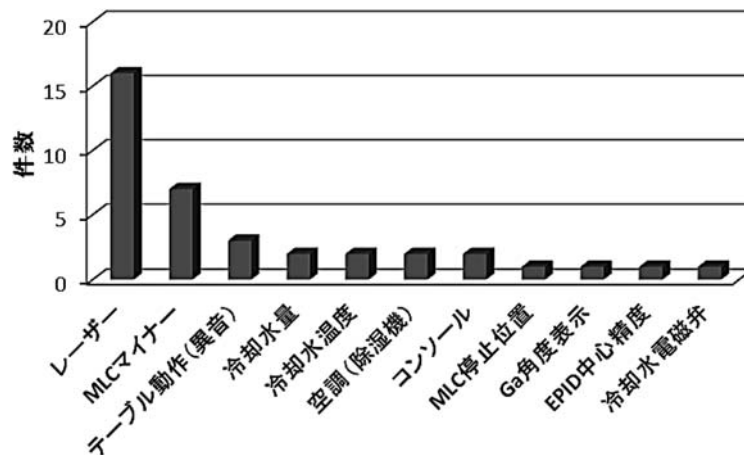


図4 始業点検で検知されたトラブル

アクションまた経過観察（許容範囲であるが通常と傾向が異なる場合や上下限付近を推移する場合）が必要であったもの。

※MLCマイナー：電源投入時の校正でマイナートラブルが検出されたが、自動修正されたもの。

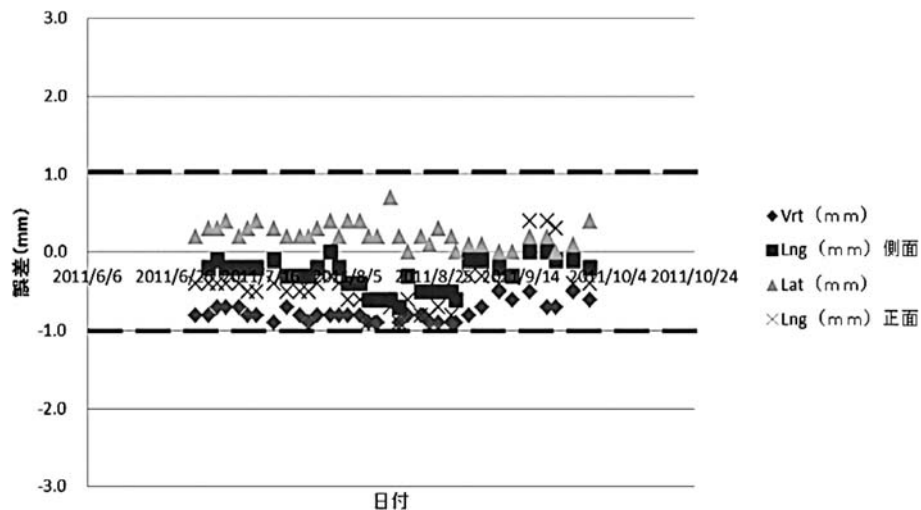


図5 OBIのレーザー指示点との中心誤差の推移

VrtはVertical, LngはLongitudinal, LatはLateral, 軸のレーザー指示点とOBI中心の誤差を示す。
 ※8月下旬からの精度改善は定期点検時検出器位置の校正を行ったことによるもの。9月のLng方向の変位(±方向)は後の精査により、レーザーポイントの調整不良であることが判明した。

よるものであった。以上を踏まえ毎日行っていた表5の始業前点検項目の「OBI中心精度」は週2回に、「OBI画像拡大率」「EPID中心精度」「EPID画像拡大率」の3項目は週1回に変更した。

6. 結 語

今回導入したリニアックの基本性能は優れているが、設置時の回転中心軸を決める作業等を追込んで行うことで、その性能を十分に引出すことが可能となる。またこの時の基本性能が装置QA/QCのベースラインとなるので、設置作業にユーザーが深く関わることは重要である。

設置後の装置基本性能の確認ではメーカーが用意する受け入れ試験の項目だけではガイドライン¹⁾等で提唱されている品質管理項目を満たすことは出来ないため、ユーザーが自施設の放射線治療業務と照らし合わせて必要なコミショニングを行う必要がある。

1年間を通じた始業前点検により品質管理の項目や頻度等について整理することが出来たが、今回取り上げなかったMonthly QA/QCで行っている画像照合装置の画質やCBCTに関する項目も同様に検討を行い、装置の性能や当施設の放射線治療技術に求められる精度に即し

たQA/QCプログラムの構築を目指して行きたい。

文 献

- 1) 大西 洋, 熊崎 祐, 黒岡将彦, 他: 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, 2010.
- 2) Klein E E, Hanley J, Bayouth J, et al: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys 36: 4197-4212, 2009.
- 3) 相川芳弘, 内山幸男, 大野吉美, 他: 外部放射線治療における保守管理マニュアル. 第1版2刷. 日本放射線技術学会, 2006, pp 14-17, 33-43, 154-174.
- 4) 熊谷孝三, 穴井重男, 川村慎二, 他: 放射線危機管理シリーズ放射線機器管理実践マニュアル外部放射線治療装置. 第1版1刷. 日本放射線技師会, 2008, pp 36-51, 71-73, 98-163.

別刷請求先 〒591-8025 堺市北区長曾根町1179-3
 大阪労災病院放射線治療科
 坪井 和生

Reprint request:

Kazuki Tsuboi
 Department of Radiation Oncology, Osaka Rosai Hospital,
 1179-3, Nagasonecho, Kita-ku, Sakai-shi, Osaka, 591-8025, Japan

**Quality Assurance (QA) and Quality Control (QC) of Image Guided Radiotherapy (IGRT):
Osaka Rosai Hospital Experience**

Kazuki Tsuboi, Masayuki Yagi and Kanta Fujiwara
Department of Radiation Oncology, Osaka Rosai Hospital

The linear accelerator with IGRT was introduced in May 2010. We performed the verification of the IGRT system, i.e., acceptance test and our original performance test and confirmed the acceptability for clinical use. We also performed daily QA/QC program before the start of treatment. One-year experience of QA/QC program showed excellent stability of IGRT function compared with our old machine. We further hope to establish the more useful management system and QA/QC program.

(JJOMT, 61: 88—93, 2013)

©Japanese society of occupational medicine and traumatology <http://www.jsomt.jp>