

原 著

CyberKnife® を用いた動体追尾定位放射線治療の安全性と精度の保証

Experience in Safety and Quality Assurance of Synchrony® Respiratory Tracking Stereotactic Body Radiotherapy with CyberKnife®

1) 聖隷浜松病院 放射線部

2) 浜松医科大学 地域創成防災支援人材教育センター R-CEC (現所属)

上 島 佑 介^{1), 2)} 外川久美子¹⁾ 加 藤 剛¹⁾ 村 木 勇 太¹⁾

Key words : サイバーナイフ、定位放射線治療、追尾照射、精度保証、精度管理

CyberKnife®, stereotactic body radiotherapy, pursuing irradiation, quality assurance, quality control

要 旨

聖隷浜松病院の放射線治療室では、2020年より導入されたロボットアーム型の定位放射線治療装置CyberKnife®を用いて、肺がんや肝臓がんなどの呼吸によって動く腫瘍に対して、動きを追いながら腫瘍に集中して放射線を当てる動体追尾定位放射線治療（以下、追尾照射）を行っている。この追尾照射を適切に行うにあたり、日本放射線腫瘍学会より呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン2019が発刊されたが、追尾照射の安全性や品質を保証するための具体的な手法については記載がない。本研究では聖隷浜松病院の放射線治療室にて我々が取り組んできた追尾照射の精度保証（Quality Assurance、以下QA）と精度管理（Quality Control、以下QC）について具体的なQA/QC活動を示し、8つの評価手法を用いて追尾照射の安全性と精度を評価した。

英文要約

In the radiation therapy room at Seirei Hamamatsu General Hospital, the robotic radiosurgery system CyberKnife® was introduced in 2020. Synchrony® respiratory tracking stereotactic body radiotherapy has been performed for tumors that move with breathing, such as lung and liver cancer. This treatment technique is also called pursuing

irradiation. For performing the pursuing irradiation appropriately, Japanese Society for Radiation Oncology; JASTRO issued a guideline. However, the guideline doesn't describe specific methods for safety and quality assurance of pursuing irradiation. In this study, we reported on the specific QA/QC activities and evaluated the safety and quality of pursuing irradiation using eight evaluation methods.

緒 言

肺がんや肝臓がんなどの胸腹部に位置する悪性腫瘍は呼吸性移動を伴うことが知られている¹⁾。胸腹部の悪性腫瘍に対する定位放射線治療においては、腫瘍のみならず周囲の正常組織に対して広範囲に放射線が当たるため、正常組織の有害事象発生が問題となり得る²⁾。近年、定位放射線治療の高精度化に伴い、呼吸性移動を伴う腫瘍に対して、動きを追いながら腫瘍に集中して放射線を当てる動体追尾放射線治療（以下、追尾照射）が登場した。この追尾照射によって正常組織への放射線量の低減が可能となり、有害事象発生率の低下が期待されている³⁾。聖隷浜松病院の放射線治療室では、2020年より導入されたロボットアーム型の定位放射線治療装置CyberKnife®を用いて、肺がんや肝臓がんなどに対する追尾照射を行っている。

この追尾照射を臨床導入するにあたり、日本放射線腫瘍学会より呼吸性移動対策を伴う放射線治

表1 追尾照射を含む呼吸性移動対策に関する精度管理プログラムの推奨項目

- (1) 呼吸位相認識装置または呼吸停止位置認識装置使用下での治療計画用 CT の精度管理に関する項目
 - (2) 呼吸位相認識装置または呼吸停止位置認識装置を含む治療システム全体での腫瘍（もしくは腫瘍位置を代替する体内の指標）または外部呼吸信号の認識位置の校正および精度に関する項目
 - (3) 呼吸位相認識装置または呼吸停止位置認識装置使用下での治療ビームの出力特性および呼吸位相の認識から実際の照射までの時間に関する項目
 - (4) 呼吸性移動対策下における線量検証に関する項目
 - (5) 呼吸性移動対策に必要な被ばく線量に関する項目
 - (6) 照射位置照合装置の精度管理に関する項目
 - (7) 呼吸位相認識装置または呼吸停止位置認識装置を含む治療システム全体のインタロックに関する項目
- なお、呼吸性移動対策の精度管理においては、呼吸運動が再現可能な動体ファントムを使用することを推奨する。

療に関するガイドライン2019（以下、ガイドライン）が発刊されている³⁾。このガイドラインの中で、呼吸性移動対策とは酸素吸入、腹部圧迫、呼吸学習、呼吸停止照射、呼吸同期照射、追尾照射を指し、いずれかの呼吸性移動対策を用いた放射線治療が安全かつ適切に実施されることを目的として策定された。追尾照射を含む呼吸性移動対策を施行するために、人的要件、機器的要件、記録に係る要件を満たすことが必要である。このうち、記録に係る要件として治療前および治療中の実施記録、精度管理の記録を保存することが必要であり、精度管理の記録に関しては呼吸性移動対策に関する精度管理プログラムを作成し定期的実施することが推奨されている（表1）。しかし、表1の項目に対応する精度評価についてガイドラインには具体的な手法が明記されておらず、また各自施設における追尾照射の精度管理プログラムを用いた包括的な評価について十分な報告がされていない。本研究では聖隷浜松病院の放射線治療室にて我々が取り組んできた追尾照射の精度保証（Quality Assurance、以下QA）と精度管理（Quality Control、以下QC）に関する具体的なQA/QC活動を示し、8つの評価手法を用いて追尾照射の安全性と精度を評価した。

対象および方法

本研究では聖隷浜松病院のCyberKnife® M6（Accuray Inc.）を使用した。CyberKnife®を用いた追尾照射

は2つの手法があり、肝臓がんなどの腫瘍内または腫瘍近傍に対して手術的に留置された金属マーカーを追尾する Synchrony® Fiducial Tracking with Respiratory Modeling（以下、Fiducial追尾照射）^{4) 5)}、肺がんなどの腫瘍と周囲組織とのコントラスト差からX線画像に映る腫瘍そのものを追尾するSynchrony® Lung Tracking with Respiratory Modeling（以下、Lung追尾照射）^{6) 7) 8)}がある。本研究では両手法を対象とした。

追尾照射に関する具体的なQA/QC活動は、汎用型放射線治療装置において従来実施してきた精度管理手法と、米国医学物理学会が発刊したガイドラインにて推奨されている精度管理手法から、表1に該当するものを選定した。米国医学物理学会が発刊したガイドラインは、放射線治療装置全般に関する報告⁹⁾、CyberKnife®特有の精度管理に関する報告¹⁰⁾、位置照合に係わる被ばく線量に関する報告¹¹⁾を参照した。追尾照射に関する8つの評価手法について、表1の該当項目、概説、実施頻度、使用機器と手順、評価対象、評価基準を以下に示す。本研究ではこれらの8つの評価手法を用いて、追尾照射の安全性と精度を評価した。

I. 呼吸位相認識装置使用下での治療計画用CTの精度管理に関する項目：吸気呼気を認識するデバイス（以下、呼吸位相認識装置）を用いて4D-CT撮影した際の腫瘍描出精度を評価するQA/QC活動である^{12) 13)}。年毎に1回実施とした。呼吸位相認識装置としてRespiratory Gating for Scanners（以下、RGSC）（Varian Medical Systems Inc.）、呼吸性移動を再現するファントムとして

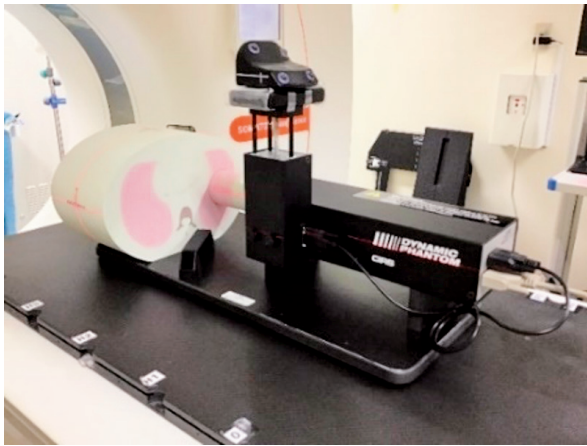


図1 動体ファントム

動体ファントム Model 008A (CIRS Inc.) と直径30mmの模擬腫瘍 (CIRS Inc.)、治療計画用CTとしてSOMATOM Confidence RT Pro (SIEMENS Healthineers AG) を使用した (図1)。引用文献¹⁾より、模擬腫瘍はSine波形、20mm振幅、15bpm呼吸周期で動作するように設定した。4D-CT撮影は臨床条件に則して管電圧120kV、管電圧100mA、撮影スライス厚2.0mm、使用列数64列、FOV320mmとした。評価対象は4D-CT撮影で得られたCT画像中の模擬腫瘍の体積と重心位置 (CT画像のz座標) であり、CT画像上で観察された測定値と動体ファントム動作設定による理想値から差分を求めて、呼吸位相における最大差分を評価した。評価基準は体積差分1.4mL以下 (理想体積の10%)、重心位置差分0.3cm以下 (理想腫瘍直径の10%) とした^{1) 12) 13)}。

II. 呼吸位相認識装置を含む治療システム全体での腫瘍の認識位置の精度に関する項目：治療計画用CTの撮影からCyberKnife®による追尾照射まで全てのシステムの不確かさを含む照射位置精度を評価するQA/QC活動である^{14) 15) 16)}。月毎に1回実施とした。呼吸位相認識装置としてLED光学マーカー (Accuray Inc.) を使用した (図2)。Fiducial追尾照射のファントムとしてE2EボールキューブIIファントム (Accuray Inc.) とSynchrony® QA動体ファントム (Accuray Inc.) と直径12cmのドームファントム (Accuray Inc.)、ガフクロミックスフィルムとしてEBT3 (Ashland Inc.) を使用した。Lung追尾照射のファントムとして動体ファン

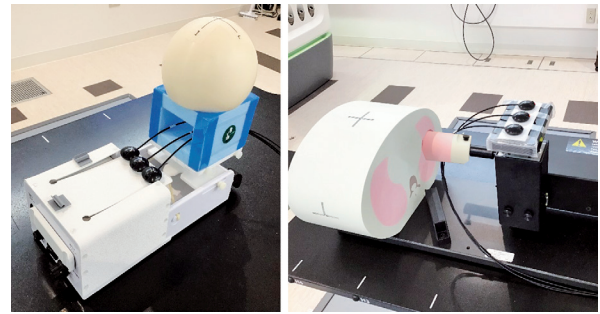


図2 Fiducial追尾照射(左)、Lung追尾照射(右)

トム Model 008A (CIRS Inc.) と直径30mmの模擬腫瘍 (CIRS Inc.) を使用した。引用文献¹⁾より、模擬腫瘍はSine波形、20mm振幅、15bpm呼吸周期で動作するように設定した。評価対象は照射位置精度であり、照射により黒化したEBT3の放射線照射野中心と模擬腫瘍中心との差分から評価した。左右方向、頭尾方向、腹背方向の各差分の二乗和平方根から三次元的な総合誤差を求めて評価した。評価基準は総合誤差0.95mm以下とした^{10) 17)}。

III. 呼吸位相認識装置を含む治療システム全体での外部呼吸信号の認識位置の精度に関する項目：静止時のLED光学マーカーのシステムノイズを評価するQA/QC活動である¹⁷⁾。年毎に1回実施とした。外部呼吸信号発信装置としてLED光学マーカー (Accuray Inc.)、外部呼吸信号受信装置としてSynchrony®検出器 (Accuray Inc.) を使用した (図3)。LED光学マーカーを寝台に固定し、直線距離2000mmの位置にSynchrony®検出器を配置した。評価対象はLED光学マー

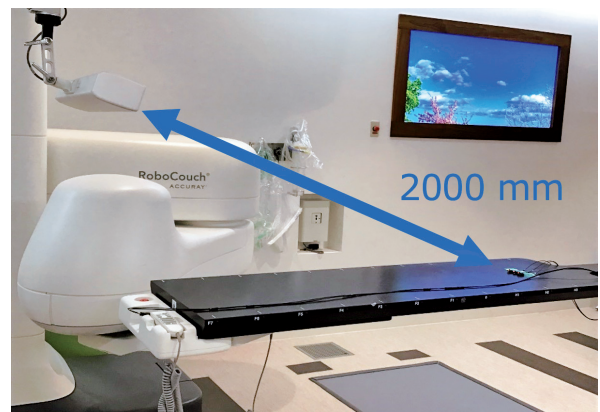


図3 LED光学マーカー及びSynchrony® 検出器

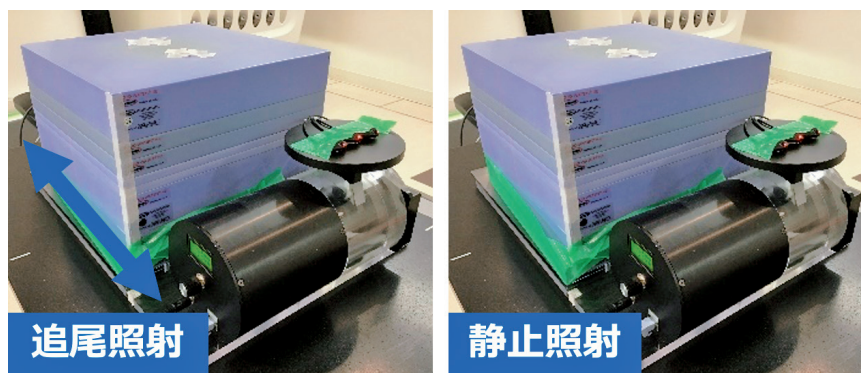


図4 呼吸同期モーションプラットフォーム

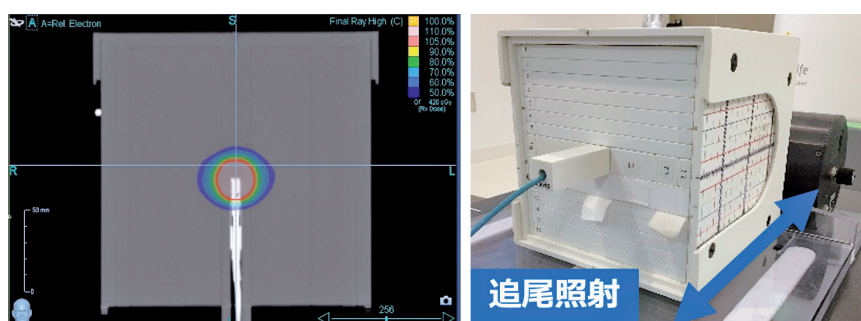


図5 治療計画(左)、I'mRTファントム(右)

カーからの座標信号の変位であり、LED光学マーカーの位置情報ログファイルから静止位置の最大変位量を求めて評価した。評価基準は最大変位量0.20mm以下とした^{10) 17)}。

IV. 呼吸位相認識装置使用下での治療ビームの出力特性に関する項目：呼吸位相認識装置を用いて追尾照射した際の治療ビームの出力特性を評価するQA/QC活動である¹⁸⁾。年毎に1回実施とした。呼吸位相認識装置としてLED光学マーカー (Accuray Inc.)、積層ファントムとしてSolid Water HE (Sun Nuclear Inc.)、線量計としてCC13 (IBA Dosimetry Inc.)、電位計としてRAMTEC Duo (東洋メディック株式会社)、動体ファントムとしてQUASAR呼吸同期モーションプラットフォーム (Modus QA Inc.) を使用した (図4)。Solid Water HEの表面に金属マーカーACCULOC (CIVCO Radiotherapy Inc.) を2個添付することでFiducial追尾照射が可能となる。引用文献¹⁾ より、模擬腫瘍はSine波形、20mm振幅、15bpm呼吸周期で動作するよう設定した。評価対象は治療ビームの出力再現性と出力不変性のであり、再現性は

5回測定の変動係数、不変性は追尾照射と静的照射の線量測定値のパーセント誤差を求めて評価した。評価基準は変動係数2.0%以下、パーセント誤差 $\pm 2.0\%$ 以下とした⁹⁾。

V. 呼吸性移動対策下における線量検証に関する項目：追尾照射下における測定線量と治療計画線量の一致度を評価するQA/QC活動である¹⁰⁾。月毎に1回実施とした。動体駆動部としてQUASAR呼吸同期モーションプラットフォーム (Modus QA Inc.) を使用した。積層ファントムとしてI'mRTファントム (IBA Dosimetry Inc.)、線量計としてmicroDiamond線量計Model 60019 (PTW Dosimetry Inc.)、電位計としてRAMTEC Duo (東洋メディック株式会社) を使用した (図5)。呼吸同期モーションプラットフォームはSine波形またはCosine²ⁿ波形、10または25mm振幅、10または20bpm呼吸周期の組み合わせで動作するよう設定した。評価対象はファントム中心における放射線量および線量分布であり、放射線量は測定線量と計画線量のパーセント誤差、線量分布はガンマ解析によるパス率を求めて評価

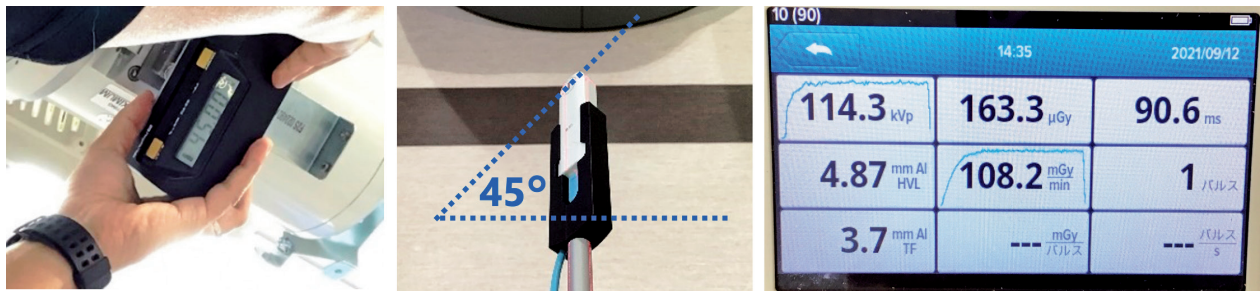


図6 射出口角度の計測（左図）、診断用kV線量計センサーの設置（中央図）、測定画面（右図）

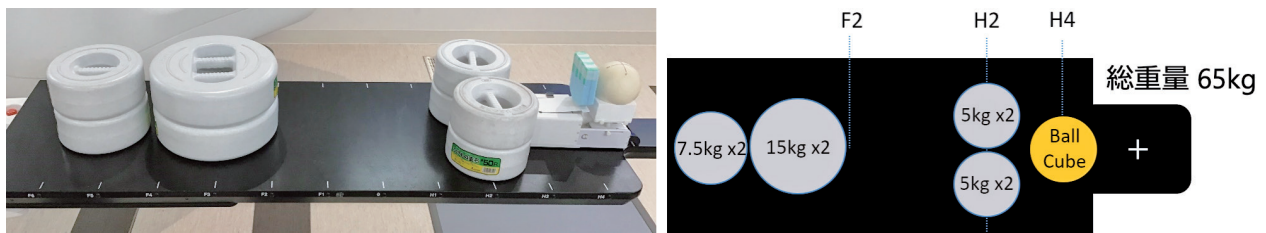


図7 Synchrony® QA動体ファントムと重石の設置

した¹⁹⁾。評価基準はパーセント誤差 $\pm 3.0\%$ 以下、 $3\%/3\text{mm}$ （閾値 10% ）設定のガンマ解析のパス率 90% 以上とした^{17) 19)}。

- VI. 呼吸性移動対策に必要な被ばく線量に関する項目：追尾照射を実施するにあたり、診断用kV線量計を用いて被ばく線量の測定値と計算値を評価するQA/QC活動である^{9) 17)}。年毎に1回実施とした。高精度角度計としてデジタル角度計Model DP-90（新潟精機株式会社）、診断用kV線量計としてRaySafe X2（RaySafe Inc.）、線量計センサーとしてX2 R/Fセンサー（RaySafe Inc.）を使用した（図6）。CyberKnife®の設置時または定期点検時にサービスエンジニアとともにkV管球の射出口角度を計測し、この角度と並行になるようにX2 R/Fセンサーの幾何学的中心を壁レーザー中心に設置した。評価対象は診断用kV線量計で測った測定線量とCyberKnife®システム内部での計算線量のパーセント誤差である。評価基準はパーセント誤差 $\pm 5.0\%$ 以下とした^{9) 11)}。
- VII. 照射位置照合装置の精度管理に関する項目：治療位置決めシステムTarget Locating System（以下、TLS）の移動精度を評価するQA/QC活動である¹⁷⁾。月毎に1回実施とした。人体模擬ファントムとしてFiducial追尾照射ではE2Eボー

ルキューブIIファントム（Accuray Inc.）とSynchrony® QA動体ファントム（Accuray Inc.）と直径 12cm のドームファントム（Accuray Inc.）、Lung追尾照射では動体ファントムModel 008A（CIRS Inc.）を使用した（図7）。重りとして重石 $5\sim 15\text{kg}$ （リス株式会社）を使用した。総重量 65kg となるように重石を配置した（図7）。評価対象はTLS移動精度であり、指示値に応じて寝台を移動させた後にTLSを用いた位置照合を行い、TLS認識位置と実際の寝台移動位置の差分を求めて評価した。評価基準は差分 0.2mm 以下とした^{10) 17)}。

- VIII. 呼吸位相認識装置を含む治療システム全体のインタロックに関する項目：追尾照射を実施するにあたり、関連する安全インタロックの動作確認を行うQA/QC活動である^{10) 17)}。年毎に1回実施とした。緊急停止機構として操作卓上E-Stop（Accuray Inc.）、操作システム内Software E-Stop（Accuray Inc.）、LED光学マーカーが大きく変位した際に作動するSynchrony® E-Stop（Accuray Inc.）を使用した。前述の2つのE-Stopは意図的なスイッチオンによる動作確認を、Synchrony® E-Stopは意図的にLED光学マーカーを大きく動かした際の動作確認を行った。評価基準は安全機能が動作することとした^{10) 17)}。

表2 4D-CT撮影により得られた各呼吸位相における模擬腫瘍の体積(左)、重心位置(右)

呼吸位相 [%]	測定値 [mL]	理想値 [mL]	差分 [mL]	呼吸位相 [%]	測定値 [cm]	理想値 [cm]	差分 [cm]
0	14.1	14.1	0.0	0	42.0	42.0	0.0
10	13.1	14.1	-1.0	10	42.5	42.6	-0.1
20	12.9	14.1	-1.2	20	43.6	43.9	-0.3
30	13.2	14.1	-0.9	30	44.8	45.0	-0.2
40	13.7	14.1	-0.4	40	45.6	45.7	-0.1
50	14.1	14.1	0.0	50	45.8	45.7	0.1
60	13.6	14.1	-0.5	60	45.2	45.0	0.2
70	13.1	14.1	-1.0	70	44.0	43.8	0.2
80	12.8	14.1	-1.3	80	42.8	42.6	0.2
90	13.0	14.1	-1.1	90	42.1	42.0	0.1

表3 治療システム全体の不確かさを含む照射位置精度 調整前(左)、調整後(右)

測定回数	追尾方法		測定回数	追尾方法	
1回目 (調整前)	Fiducial	Lung	2回目 (調整後)	Fiducial	Lung
左右方向 [mm]	0.50	-0.45	左右方向 [mm]	0.20	-0.75
頭尾方向 [mm]	0.74	0.02	頭尾方向 [mm]	0.74	0.02
腹背方向 [mm]	0.36	-0.46	腹背方向 [mm]	0.36	-0.46
総合誤差 [mm]	0.97	0.65	総合誤差 [mm]	0.85	0.88

結 果

- I. 4D-CT撮影した際の腫瘍描出精度を評価した結果が表2である。全呼吸位相における最大差分は体積で-1.3mL（呼吸位相80%）、重心位置で-0.3cm（呼吸位相20%）であり許容値を満たした。中間呼吸位相である20%、80%において体積と重心位置ともに差分が大きくなる傾向であった。追尾照射の治療計画に用いるCT画像は最大吸気位相0%と最大呼気位相50%であり、その際の最大差分は体積で0.0mL（呼吸位相0%、50%）、重心位置で0.1cm（呼吸位相50%）であり許容値を満たした。
- II. 治療システム全体の不確かさを含む照射位置精度を評価した結果が表3である。1回目（調整前）の測定ではFiducial追尾照射の総合誤差0.97mmであり、許容値の総合誤差0.95mm以下を逸脱

した。医療機器ベンダーであるアキュレイ株式会社に調査を依頼し、ロボットアーム部に関する照射座標調整を行った。2回目（調整後）の測定ではFiducial追尾照射の総合誤差0.85mmであり許容値を満たした。Lung追尾照射の総合誤差は調整前後ともに許容値を満たした。

- III. LED光学マーカーのシステムノイズを評価した結果が表4である。3つのLED光学マーカーすべてにおいて最大変位量は0.20mm以下であり許容値を満たした。

表4 光学マーカーシステムノイズの最大変位量

	LED1	LED2	LED3
最大変位量 [mm]	0.12	0.13	0.13

- IV. 追尾照射下における出力特性を評価した結果が表5である。出力再現性を示す変動係数は0.07%、出力不変性を示すパーセント誤差は

表5 追尾照射下における出力再現性と出力不変性

条件	線量測定値 [nC]					出力特性	
	1回目	2回目	3回目	4回目	5回目	再現性 [%]	不変性 [%]
静止照射	-2.146	-2.145	-2.145	-2.145	-2.145	0.02	
追尾照射	-2.145	-2.145	-2.143	-2.142	-2.142	0.07	-0.08

表6 追尾照射下における放射線量のパーセント誤差と線量分布のガンマ解析パス率

呼吸波形	振幅 [mm]	周期 [bpm]	パーセント誤差 [%]	パス率 [%]
Sine	10	10	-0.77	96.58
		20	1.01	94.25
	25	10	-1.85	94.34
		20	2.16	91.12
Cosine^2n	10	10	0.17	95.7
		20	-1.54	93.47
	25	10	-1.06	93.52
		20	2.31	90.02

表7 被ばく線量の測定値と計算値のパーセント誤差

	管電圧	管電流	時間	測定線量 [mGy/min]				計算線量	パーセント誤差
	[kV]	[mA]	[msec]	1回目	2回目	3回目	Ave.	[mGy/min]	[%]
Fiducial 追尾照射	115	160	80	176	176.5	175.9	176.1	180	2.2
	120	200	80	245.5	247.2	246.8	246.5	251	1.8
	130	160	80	217.5	217.6	216.8	217.3	223	2.6
Lung 追尾照射	120	125	80	148.5	148.7	147.9	148.4	152	2.4
	120	160	80	190.6	191	190.4	190.7	193	1.2
	120	200	80	245.5	247.2	246.8	246.5	251	1.8
	145	160	80	256.4	257.3	257.8	257.2	263	2.3

表8 被ばく線量の測定値と計算値のパーセント誤差

TLS認識位置 [mm]			寝台移動位置 [mm]			差分 [mm]		
左右方向	頭尾方向	腹背方向	左右方向	頭尾方向	腹背方向	左右方向	頭尾方向	腹背方向
-7.2	-239.1	-166.5	-7.2	-239.1	-166.5	0.0	0.0	0.0
-7.2	-249.1	-166.5	-7.2	-249.1	-166.5	0.0	0.0	0.0
2.8	-249.1	-166.5	2.8	-249.1	-166.5	0.0	0.0	0.0
-7.2	-249.1	-166.5	-7.2	-249.1	-166.5	0.0	0.0	0.0
-7.2	-249.1	-156.5	-7.2	-249.1	-156.5	0.0	0.0	0.0
-7.2	-249.1	-166.5	-7.2	-249.1	-166.5	0.0	0.0	0.0
-2.2	-244.1	-161.5	-2.2	-244.1	-161.5	0.0	0.0	0.0
-7.2	-249.4	-166.5	-7.2	-249.6	-166.5	0.0	-0.2	0.0
2.8	-239.1	-156.5	2.8	-238.9	-156.5	0.0	0.2	0.0
-7.2	-249.1	-166.5	-7.2	-249.1	-166.5	0.0	0.0	0.0

-0.08%であり許容値を満たした。

V. 追尾照射下における測定線量と治療計画線量の一致度を評価した結果が表6である。すべての患者呼吸条件においてパーセント誤差、ガンマ解析のパス率ともに許容値を満たした。振幅と呼吸周期が大きくなるにつれて測定線量と治療計画線量の一致度が低下する傾向であった。

VI. 追尾照射下における被ばく線量の測定値と計算値を評価した結果が表7である。Fiducial追尾

照射、Lung追尾照射ともに全ての臨床撮影条件において許容値を満たした。

VII. TLS認識位置と実際の寝台移動位置の差分から移動精度を評価した結果が表8である。単方向および全方向に移動させた場合すべてにおいて許容値を満たした。

VIII. 追尾照射下における安全インタロックの動作確認を行った。操作卓上および操作システム内のE-Stopを押すことで、またSynchrony® E-Stopが

LED光学マーカーの大きな変位を認識することで、照射中の治療ビームおよび追尾動作中のロボットアーム部が緊急停止することを確認した。

考 察

CyberKnife®は加速器、ロボットアーム、治療用寝台、X線管球、Synchro®検出器、安全インタロックなどの様々なサブシステムを組み合わせた定位放射線治療装置である。従来はこのサブシステム単位で精度評価が行われてきた背景があり¹⁷⁾、個々のサブシステムについて精度評価した報告は散見されるが、システム全体を通じて実施される追尾照射の安全性と精度の包括的な評価について我々が調べた限りでは報告されていない。本研究では米国医学物理学会が発刊したガイドラインにて記述される精度管理手法、および聖隷浜松病院の放射線治療室にて従来行われてきた精度管理手法に基づく具体的なQA/QC活動を示し、8つの評価手法を用いてCyberKnife®による追尾照射の安全性と精度を評価した。

本研究で示した評価手法のうち、Ⅱ、Ⅲ、Ⅵ、Ⅶ、Ⅷは米国医学物理学会ガイドライン^{9) 10) 11)}より選定した評価手法である。これらの評価手法はサイバーナイフQA・QCマニュアル第二版¹⁷⁾において引用されており、CyberKnife®による追尾照射の安全性と精度を評価する手法として妥当であると考えられる。一方、Ⅰ、Ⅳ、Ⅴは聖隷浜松病院の放射線治療室において従来実施してきた精度管理プログラムより選定した評価手法である。聖隷浜松病院では汎用型放射線治療装置を用いて、呼吸同期照射を実施してきた。本研究では、呼吸性移動対策の一つである呼吸同期照射の精度管理プログラムから該当項目を選定し、追尾照射の評価手法として用いた。Keallら¹⁾は、追尾照射における不確かさの原因は呼吸同期照射と本質的に同じであり、両照射法の精度評価手法は同様の方法論となることを報告しており、呼吸同期照射に関する評価手法を追尾照射に応用することは妥当であると考えられる。

本研究で実施した評価項目は、いずれも米国医学物理学会ガイドライン^{1) 9) 10) 11) 19)}の許容値を満

たす結果であった。これらのガイドラインにある許容値は、国際放射線単位測定委員会ICRUレポート²⁰⁾にて勧告された「期待される治療効果を得るために、放射線量に関する全体の不確かさ $\pm 5\%$ 、空間的な全体の不確かさ $\pm 5\text{mm}$ の精度で管理する必要がある」という要件を達成すべく設定されている。つまり、QA/QC活動による各評価項目が許容値を満たすことは、ICRUレポートで勧告された精度管理要件を達成することと同義であり、その安全性と精度が保証されると考察する。

結 語

聖隷浜松病院の放射線治療室にて我々が取り組んできた追尾照射の精度管理プログラムについて、その具体的なQA/QC活動を示した。8つの評価手法を用いて追尾照射下における安全性と精度が評価され、いずれも米国医学物理学会ガイドラインの許容値を満たす結果であった。これらのQA/QC活動を通じて、CyberKnife®を用いた追尾照射における安全性と精度の保証が可能である。

謝 辞

本研究の実施にあたり、ご支援を賜りました聖隷浜松病院腫瘍放射線科 野末政志先生、柊里真也先生、放射線部 清水由美子氏、齋藤龍典氏、技術的なご協力を賜りましたアキュレイ株式会社カスタマーサポート 国広悠氏、牛丸貴幸氏、高橋将吾氏、フィジックス&クリニカルサポート 大橋浩史氏、小林一之氏、齋藤恵里氏に心より感謝申し上げます。

利益相反：開示すべき利益相反状態はありません。

引用文献

- 1) Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med Phys. 2006 ; 33(10) : 3874-3900.

- 2) Matsuo Y, Shibuya K, Nakamura M, et al. Dose-volume metrics associated with radiation pneumonitis after stereotactic body radiation therapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012 ; 83(4) : e545-e549.
- 3) 日本放射線腫瘍学会 : 呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン2019. (日本放射線腫瘍学会, 東京, 2019)pp.1-5.
- 4) Schweikard A, Shiomi H, Adler J. Respiration tracking in radiosurgery. *Med Phys.* 2004 ; 31(10) : 2738-2741.
- 5) Seppenwoolde Y, Berbeco RI, Nishioka S, et al. Accuracy of tumor motion compensation algorithm from a robotic respiratory tracking system: a simulation study. *Med Phys.* 2007 ; 34(7) : 2774-2784.
- 6) Nioutsikou E, Seppenwoolde Y, Symonds-Taylor JR, et al. Dosimetric investigation of lung tumor motion compensation with a robotic respiratory tracking system: an experimental study. *Med Phys.* 2008 ; 35(4) : 1232-1240.
- 7) Hoogeman M, Prévost JB, Nuytens J, et al. Clinical accuracy of the respiratory tumor tracking system of the cyberknife: assessment by analysis of log files. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009 ; 74(1) : 297-303.
- 8) Pepin EW, Wu H, Zhang Y, et al. Correlation and prediction uncertainties in the cyberknife synchrony respiratory tracking system. *Med Phys.* 2011 ; 38(7) : 4036-4044.
- 9) Joseph H, Sean D, William S, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2021 ; 48(10) : e830-e885.
- 10) Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery. *Med Phys.* 2011 ; 38(6) : 2914-2936.
- 11) George XD, Parham A, Bruce C, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys.* 2018 ; 45(5) : e84-e99.
- 12) 中村光宏, 成田雄一郎, 宮部結城, 他. 4D-CTの物理学的評価. *J Jpn Soc Ther Radiol Oncol.* 2007 ; 19 : 263-271.
- 13) 岡善 隆, 倉林哲也, 伊藤正一, 他. 呼吸同期放射線治療において4D-CTの撮影条件が放射線治療計画に及ぼす影響. *Tohoku J of Radiol Technol.* 2012 ; 21 : 136-137.
- 14) Katz AJ. CyberKnife Radiosurgery for Prostate Cancer. *TCRT.* 2010 ; 9(5) : 463-472.
- 15) Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1988 ; 14(2) : 373-381.
- 16) Mastella E, Vigorito S, Rondi E, et al. Validation of a pretreatment delivery quality assurance method for the CyberKnife Synchrony system. *Med Phys.* 2016 ; 43(8) : 4565-4574.
- 17) サイバーナイフ研究会QA・QC委員会メンバー : サイバーナイフQA・QCマニュアル第二版. (日本アキュレイ株式会社, 東京, 2019)pp.1-204.
- 18) Bayouth J, Sample J, Waldron T, et al. Evaluation of 4DRT: CT acquisition and gated delivery system. *Med Phys.* 2006 ; 33(6) : 2188-2189.
- 19) Moyed M, Arthur O, Dimitris M, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 2018 ; 45(4) : e53-e83.
- 20) ICRU. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. 1976 ; ICRU Report 24 : 45-50.