原著

論文受付
2014年11月19日

論文受理
2015年1月10日

Code No. 431

コバルト 60 定位手術的照射装置における 線源位置変位が線量および線量分布に及ぼす影響

中澤寿人 内山幸男

名古屋共立病院名古屋放射線外科センター

緒言

頭蓋内病巣に対するガンマナイフ治療は金属製の Leksell stereotactic skull frame (ELEKTA, Sweden) を頭蓋骨に固定する方法あるいはプラスチック製のマウスピース式固定具 Extend frame (ELEKTA, Sweden) とバキュームクッションで固定する方法があり、⁶⁰Co 線源から放射される γ 線をコリメータで細いビームに収束させ、照射する¹⁾。近年、ガンマナイフ治療装置は大幅に改良され、他の放射線治療装置と同様にコンピュータ制御による治療効率の向上が図られている²⁻⁴⁾。従来のガンマナイフ Model B および C (ELEKTA, Sweden) では線源とコリメータが装置内部に固定されており、寝台の頭尾方向の移動と遮蔽扉の開閉で照射のオンとオフを切り替えるシンプルな構

造であった⁵⁾。一方、最新のガンマナイフ Perfexion (ELEKTA, Sweden) では固定されたコリメータの上を線源自身が選択したコリメータ位置まで移動し照射するため¹⁻⁴⁾、線源移動の正確な位置制御が要求される。この線源制御の機構は直線加速器のマルチリーフコリメータ (multileaf collimator: MLC) の位置制御と類似しており、高い精度が要求される。MLC の位置精度は特に強度変調放射線治療 (intensity modulated radiation therapy: IMRT) の際に重要で、物理的および臨床的な側面から検討されている⁶⁻¹¹⁾。また、日本放射線腫瘍学会の IMRT 物理技術ガイドライン¹²⁾ では IMRT の質を担保するために、MLC の動作性能の確認が必要とされている。一方、Perfexion の線源移動の精度に関する検討はこれまでに報告されておら

Effect of Source Positional Discrepancy on Dose and Dose Distributions in Cobalt-60 Stereotactic Radiosurgery Units

Hisato Nakazawa* and Yukio Uchiyama

Nagoya Radiosurgery Center, Nagoya Kyoritsu Hospital

Received November 19, 2014; Revision accepted January 10, 2015

Code No. 431

Summary

We assessed the impact of source positional discrepancy on dose and dose distributions in Gamma Knife (GK) Perfexion (PFX) stereotactic radiosurgery. A spherical phantom dedicated in GK machine was used and irradiated by 2 Gy in each position moved at an interval of 0.1 mm from its original position using three types of collimators (4, 8, 16 mm) to evaluate the changes of dose. In addition, to obtain the dose distributions, radiochromic film was inserted in the phantom and irradiated by 6 Gy in each position moved at an interval of 1 mm from its original position using three types of collimators. A distance-to-agreement analysis (DTA) was performed to compare isodose lines from 10% to 90% of dose distributions between the original and deviated position. As a result, when the source moved toward the discrepancy from the center of the collimator, the dose and dose distributions discrepancies increased according to the degree of discrepancy. Especially in 4-mm collimator, 0.5 mm discrepancy caused dose reduction of 5%. On the other hand, 0.5 mm discrepancy showed merely dose differences less than 0.5% in 8 mm and 16 mm collimators. Regarding dose distributions, 1 mm discrepancy in all collimators showed little changes in DTA within 1 mm on average.

Key words: stereotactic radiosurgery, gamma knife, perfexion, dose distributions, quality assurance

*Proceeding author

ず、国内に物理技術ガイドラインもない。そのため、ベンダの定期点検の簡易確認に依存しており、ユーザによる装置の品質管理として十分ではない。本検討では、ガンマナイフ Perfexion における線源位置変位が線量と線量分布に及ぼす影響をファントムで評価した。

1. 対象・方法

1-1 使用機器

定位放射線治療用装置は ELEKTA 社製ガンマナイフ Perfexion を使用した。治療計画装置は ELEKTA 社製 Leksell GammaPlan (LGP) ver. 10.1.1 を使用した。水等価ファントムは ELEKTA 社製のポリスチレン球形ファントム (直径: 16 cm) を使用し、専用の固定具で寝台にファントムを固定した (Fig. 1)。ファントム中央には線量計あるいはフィルムを挿入可能な構造をもち、専用の線量計フォルダとフィルムホルダを配置できる。ラジオクロミックフィルムはベリタス社製のガフクロミック EBT3、フィルムスキャナはエプソン社製の ES-10000G、フィルム解析装置は R-tech 社製の DD-system (DD-Analysis ver. 10.10, DD-IMRT ver. 10.12) を使用した。線量計としてセミフレックス形電離箱の PTW 社製 PTW31010 シリアル番号 (S/N) 4012 (有感体積: 外径 7.2 mm, 内径 6.5 mm, 厚さ 7.2 mm) および半導体検出器の SCANDITRONIX WELLHOFER 社製 EDD5-3G シリアル番号 (S/N) DEC612-2195 (有感体積: ϕ 1.6 mm, 厚さ 0.08 mm) を使用し、その際に電位計は東洋メディック社製 RAMTEC Smart を使用した。

1-2 ガンマナイフ Perfexion

Perfexion は 192 本の γ 線を直径が 4, 8, 16 mm の 3 種類の円筒型コリメータで収束させる。手前から 8 mm, 4 mm, 16 mm のコリメータをもつコリメータボディが装置に内蔵され (Fig. 2)、線源の入ったペレット容器を配置したセクタがコリメータ上を頭尾方向に移動し、コリメータサイズを選択する (セクタは前後、左右方向には移動しない)。更にコリメータは八つの区域に分けられ (1 区域 24 本の γ 線)、区域ごとにコリメータサイズを選択 (遮蔽も可能) し、1 度の照射で異なるコリメータサイズを組み合わせる事 (コンビジットショット) ができる (Fig. 3)。患者位置合わせ装置 (patient positioning system: PPS)^{2,3,13)} は寝台が照射位置まで直接移動する仕組みをもち、患者頭部を一定の位置で固定したまま治療可能である。金属製の頭蓋固定枠またはプラスチック製のマウスピース式固定具で患者を固定するため位置ズレはなく、PPS に患者を固

Fig. 1 Gamma Knife Perfexion and spherical phantom.

定した後に (セットアップ確認などは特に行わずに) 治療を開始する。治療座標を装置の焦点位置に合わせるために寝台が移動した後に、線源が選択したコリメータサイズの位置まで移動し、照射が開始する。治療計画で規定した線量となる照射時間が経過すると自動的に線源が遮蔽位置に移動し、寝台が元の位置まで移動する。 γ 線源 ^{60}Co の測定時の線量率は 16 mm コリメータで 1.965 Gy/min. であった。また、線源位置の変位量は Perfexion 装置の Service mode から 0.001 mm 単位で設定可能であり、インターロック機構のため入力値と実測値は 0.025 mm 以内で一致していた。

1-3 検討方法

1-3-1 線源位置変位が線量に及ぼす影響

計測配置を Fig. 4a に示す。線量計を配置した球形ファントムは固定ジグを介して寝台に固定した。線量計は焦点である幾何学的なアイソセンタ座標 (100, 100, 100) に設置した。コリメータサイズに合わせて、適切な線量計を選択した。検討では 4, 8 mm コリメータの際に、半導体検出器を使用し、16 mm コリメータの際に、セミフレックス形電離箱を使用した。照射野は全 192 本の γ 線を用い、コリメータの全区域を同一のコリメータサイズに統一して、3 種類のコリメータサイズでそれぞれ測定した。ファントムがアイソセンタに到達し、コリメータサイズが選択された後に、1 分間測定を連続して 5 回行い、平均値と標準偏差を算出した。また、ヒステリシス現象¹⁴⁾ を低減させるため事前照射 (5 Gy) を行った。線源位置を各コリメータの中心から 0.1 mm 間隔で頭尾方向それぞれに

Fig. 2 Collimator body structure (appearance of each collimator configuration and source movement).

Fig. 3 Representative case of composite shots.
Collimator size is selected in each section of the collimator.

移動させ、変位させた位置で測定し、線源位置変位が線量に及ぼす影響を評価した。機械的に、16 mm コリメータではコリメータ中心から頭側（線源側）に線源を移動できないため、尾側のみ測定した。

1-3-2 線源位置変位が線量分布に及ぼす影響

1-3-1 と同様に、球形ファントムを寝台に固定した。ファントムの中央にはフィルムを挿入したフィルムホルダを配置した (Fig. 4b)。ファントムを幾何学的なアイソセンタ座標 (100, 100, 100) に設置し、フィルムを

Fig. 4 (a) Appearance of the phantom inserted dosimeter.
(b) Appearance of the phantom allocated film holder.

Fig. 5 Representative case of distance-to-agreement analysis.

横断面と冠状断面になるように設置した。照射野はコリメータの全区域を同一のコリメータサイズに統一して、3種類のコリメータサイズでそれぞれ最大線量(中心線量)が6 Gyになるように線量率から照射時間を計算し、照射した。線源位置を各コリメータの中心から1 mm 間隔で3 mm まで移動させ、それぞれの位置で照射し、線源位置変位が線量分布に及ぼす影響を評価した。フィルムの濃度変化が一定になるように、照射から24時間経過後、フィルムスキャナを用いて、赤領域で読み取り、DD-IMRT で distance to agreement (DTA) 解析を行った¹⁵⁾。DTA 解析では6度間隔、60方向で全周性にわたってコリメータ中心と変位させた位置間の線量分布を比較するために、10%から90%等線量曲線の距離の違いを平均値と最大値で評価した(Fig. 5)。また、フィルム濃度と線量の関係性を評価するために、同一のファントムを用いて、16 mm コリメータで、0, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8 Gy の照射を行い、照射後24時間経過後からスキャナを用いて、赤領域で読み取り、DD-Analysis で線量-濃度(analogical digital conversion: ADC)曲線を作成した。

2. 結果

2-1 線源位置変位が線量に及ぼす影響

Fig. 6 にそれぞれ4 mm, 8 mm, 16 mm コリメータを使用した際の線源位置変位が線量に及ぼす影響を示した。4 mm コリメータでは0.5 mm の変位で5.12%, 1 mm の変位では46.29%の線量低下がみられた。一方、8 mm コリメータでは0.5 mm の変位で0.69%, 1 mm の変位で7.04%の影響であり、16 mm コリメータでは0.5 mm の変位で0.21%, 1 mm の変位で0.89%の線量低下しか観察されず、4 mm コリメータでは線源位置変位の線量影響が顕著であった。また、各コリメータで線源位置変位が増加するほど、線量が低下する傾向であった。

2-2 線源位置変位が線量分布に及ぼす影響

Fig. 7 に線量-濃度変換曲線を示す。Table 1, 2 にそれぞれ線源位置変位が横断面、冠状断面の線量分布に及ぼす影響をDTA 値で示す。1 mm の変位では全コリメータの全等線量曲線でDTA 値の平均が1%以下であり、線量分布に及ぼす影響は少なかった。ま

Fig. 6 Effect of source positional discrepancy on dose.
(a) 4 mm collimator, (b) 8 mm collimator, (c) 16 mm collimator.

た、同一の変位量では最小の 4 mm コリメータで DTA 値が最大で等線量曲線の変化が顕著であった。全コリメータに共通して、線源位置変位が増加するほど、DTA 値が増加した。また、冠状断面の変化と比較して、横断面の変化のほうが大きい傾向があり、変位量が多いほど両者に差が生じた。Fig. 8 に 16 mm コリメータで線源を 3 mm 変位させた際の横断面のプロファイルカーブを示す。線源位置を変位させることによって、プロファイルカーブは収縮し、急峻な線量勾配を示した。

3. 考 察

ガンマナイフ治療計画では病巣の位置や形状に合わせて適切なコリメータサイズを選択し、単一または複

数の楕円形照射野(ショット)を配置して、フォワードプランニングで線量分布を作成する。病巣にできる限り線量分布を一致させるために、複数のショットを使用する方法が最も簡便な手段であり、機械性能が従来モデルから大きく改善した Perfexion ではその傾向が顕著に現れていることを以前の論文で報告した¹⁶⁾。American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report¹⁷⁾ ではショット数が増加することによって PPS の幾何学的な不確かさが増加する可能性があるという報告しているが、われわれの検討の結果から両者に相関はなく、治療計画はショット数に依存することなく、実際に良好に再現可能であると結論づけた¹⁸⁾。しかし、Perfexion の場合、PPS の不確かさに加えて、線源移動の不確かさにも注意を払う必要があ

Fig. 7 Absolute dose-analogue digital conversion transformation curve of EBT3 film in the 0-8 Gy dose range for red channel.

Table 1 Effect of source positional discrepancy on isodose curve of axial plane. Maximum and average values of distance-to-agreement when source position was displaced to 1, 2, and 3 mm from the center of the collimator

4 mm Collimator	1 mm		2 mm		3 mm	
	Max	Average	Max	Average	Max	Average
95%	0.45	0.3	4.7	3.61	19.85	6.34
90%	0.42	0.35	5.09	4.5	20.47	13.07
80%	0.37	0.29	5.69	3.67	24.01	14.98
70%	0.17	0.22	6.14	4.63	28.69	17.02
60%	0.18	0.1	6.71	5.63	28.71	17.95
50%	0.15	0.06	7.99	6.38	26.39	18.26
40%	0.4	0.29	9.78	7.79	27.96	16.11
30%	0.73	0.63	12.4	9.85	27.96	16.11
20%	1.22	1	21.42	13.69	26.54	16.79
10%	2.75	0.91	22.88	14.5	24.25	14.62

8 mm Collimator	1 mm		2 mm		3 mm	
	Max	Average	Max	Average	Max	Average
95%	0.83	0.66	1.84	1.62	8.65	7.24
90%	0.83	0.73	1.75	1.6	8.98	7.2
80%	0.63	0.55	1.35	1.21	9.76	7.47
70%	0.58	0.47	1.07	0.85	11.33	8.06
60%	0.51	0.39	0.63	0.45	14.26	10.22
50%	0.5	0.35	0.58	0.26	18.36	13.43
40%	0.34	0.15	1.59	1.03	26.11	17.48
30%	0.39	0.05	2.12	1.54	25.19	18.31
20%	0.94	0.52	4.15	2.87	23.94	17.03
10%	3.06	0.93	8.2	5.63	20.4	13.78

16 mm Collimator	1 mm		2 mm		3 mm	
	Max	Average	Max	Average	Max	Average
95%	2.87	0.99	3.24	2.9	4.71	4.29
90%	1.71	0.82	2.6	2.41	4	3.61
80%	1.25	0.9	1.9	1.65	3.07	2.74
70%	1.27	0.93	1.74	1.42	2.54	2.19
60%	1.26	0.93	1.61	1.28	2.13	1.73
50%	1.24	0.85	1.54	1.18	1.21	0.75
40%	0.83	0.4	0.94	0.41	1.61	0.62
30%	0.58	0.1	0.98	0.42	3.24	2.58
20%	1.71	0.89	2.3	1.18	5.18	3.46
10%	3.07	0.83	4.06	2.46	5.67	2.29

Table 2 Effect of source positional discrepancy on isodose curve of coronal plane. Maximum and average values of distance-to-agreement when source position was displaced to 1, 2, and 3 mm from the center of the collimator

4 mm Collimator	1 mm		2 mm		3 mm	
	Max	Average	Max	Average	Max	Average
95%	0.36	0.22	0.39	0.2	0.58	0.45
90%	0.25	0.16	0.25	0.15	0.75	0.57
80%	0.21	0.09	0.2	0.09	0.86	0.8
70%	0.16	0.05	0.16	0.16	0.77	0.37
60%	0.13	0.01	0.2	0.01	0.71	0.53
50%	0.18	0.04	0.31	0.04	0.71	0.49
40%	0.26	0.07	0.39	0.18	0.7	0.44
30%	0.43	0.15	0.58	0.17	0.85	0.43
20%	0.65	0.19	0.83	0.23	0.86	0.39
10%	1.13	0.24	1.31	0.39	1.83	0.36

8 mm Collimator	1 mm		2 mm		3 mm	
	Max	Average	Max	Average	Max	Average
95%	0.46	0.19	2.14	1.41	1.86	0.77
90%	0.42	0.2	2	1.26	2.05	1.11
80%	0.36	0.21	1.76	1.15	2.18	1.28
70%	0.31	0.13	1.35	0.9	2.07	1.18
60%	0.3	0.1	1.05	0.73	1.85	1.06
50%	0.25	0.04	0.82	0.61	1.66	0.97
40%	0.3	0.01	0.76	0.48	1.39	0.86
30%	0.61	0.09	0.78	0.44	1.24	0.76
20%	0.89	0.19	0.95	0.32	1.5	0.61
10%	1.66	0.57	3.06	0.59	3.98	0.56

16 mm Collimator	1 mm		2 mm		3 mm	
	Max	Average	Max	Average	Max	Average
95%	0.85	0.43	1.38	0.7	1.5	0.53
90%	0.48	0.22	1.18	0.63	2.05	1.24
80%	0.29	0.13	0.97	0.94	2.27	1.59
70%	0.24	0.11	0.78	0.46	2.31	1.57
60%	0.19	0.16	0.68	0.41	2.11	1.42
50%	0.27	0.22	0.61	0.39	1.63	1.27
40%	0.37	0.35	0.75	0.38	1.88	1.09
30%	0.85	0.68	1	0.44	2.11	1.05
20%	1.33	0.25	1.8	0.53	2.47	2.31
10%	3.31	0.94	3.76	0.74	4.33	4.04

る。過去に、自施設でもセクタ動作時の摩擦によって異音が発生し、照射が正確に行われているか否かを点検し、問題がないことを確認した。セクタの位置はMLCと同様に2種類の機構の異なる装置(リニアスケールとエンコーダ)で監視しており、装置のスペック上、0.01 mm以下の単位で位置を認識し、0.05 mmを超えるとインターロックが発生し、照射が停止する。エンコーダは主センサとして用いられ、精度が高い特徴がある。一方、リニアスケールは精度が低く、副センサとして用いられるが、壊れやすい。したがって、センサの故障は現実的に起こりうることであり、治療の質を担保するためにもユーザが定期的に線量測定を行い、PPSおよびセクタの動作に異常がないか確

認するべきである。尚、当院では最低でも月に1度の線量測定を行い、測定値から算出した線量率が治療計画装置で設定されている理論上の線量率と相違がないか確認している。

本検討では、ガンマナイフの極小照射野における測定を正確に行うために、線量計の有感体積を考慮し、コリメータサイズに対して適切な線量計を選択した。また、検討直前に基準(変位0 mm)位置で線量を測定し、線量計がアイソセンタに適切に配置されていることを確認した。線源位置がコリメータ中心から離れるほど線量と線量分布に影響することが明らかとなった。特に、コリメータサイズが最小の4 mm コリメータではわずか0.5 mmの変位で5%の線量誤差を生じ

Fig. 8 X and Y profile curves on axial plane in 16 mm collimator setting of 3 mm discrepancy from the center of the collimator.

た。一方、8 mm, 16 mm コリメータでは0.5 mmの変位でも0.5%以下の線量誤差に過ぎなかった。線量分布に関しては1 mmの変位でも全コリメータサイズで平均1 mm以下の線量プロファイルの変化しか観察されなかった。したがって、仮に0.5から1 mm以下の線源のわずかな変位が生じた場合、8 mm, 16 mm コリメータのみを用いて複数ショットを配置し、線量分布を作成している際は線量および線量分布の影響を無視できる範囲であるが、4 mm コリメータを使用する場合、線量低下に伴う線量分布の変化が生じ、臨床的に問題となる可能性がある。4 mm コリメータは急峻な線量勾配が要求される三叉神経痛や聴神経腫瘍、下垂体腺腫など良性腫瘍の治療計画では必要不可欠であり、その影響は計り知れない。

本研究における線量分布測定では線源位置が変化することによって、同じ照射時間でも最大線量が減少するため、解析時に使用する線量-濃度曲線の位置(傾き)の変化が解析結果に影響したと考えられる。一般的にガンマナイフ治療計画では線量を50%付近の等線量曲線に処方し、それ以外の低線量域および高線量域の線量分布はほとんど考慮していない。測定では最大線量を6 Gyとし、50%辺縁線量は3 Gyとなる。3

Gy付近は線量-濃度曲線の傾きを線形近似可能であり、解析にほとんど影響していないと考えられる。しかし、周囲にリスク臓器が近接している場合は30から40%の低線量域を評価することもあるため、線量勾配の傾きが解析結果に影響している可能性がある。

今後、ガンマナイフ治療は分割照射¹⁹⁻²⁰⁾、不均質を考慮した線量計算アルゴリズム²¹⁾などの発展によって脳神経外科手術装置から放射線治療装置に役割が変化する可能性がある。手術装置として品質管理を実施していない現状を打開するためにもガイドラインの立案、整備が進むことが望まれる。

4. 結 語

本研究ではガンマナイフ Perfexion における線源位置変位が線量および線量分布に及ぼす影響について検討した。検討結果より、線源位置がわずかに変位するだけで急峻な線量の低下を引き起こすが、線量分布に対する影響は少ないことが判明した。直線加速器のMLCの位置変位と同様に、ガンマナイフ治療における線源位置変位の影響を把握することは臨床上有益であり、特に、標的に危険臓器が近接している場合、最も急峻な線量勾配を作成できる最小サイズの4 mm コ

リメータでは線源位置変位による線量影響は顕著であり、定期的に品質管理することが望まれる。

謝 辞

本研究にご協力いただいた、ELEKTA 株式会社の河合雅彦氏、萩本健二氏、名古屋共立病院名古屋放射線外科センタースタッフ一同に深く感謝致します。

参考文献

- 1) Nakazawa H, Komori M, Mori Y, et al. Effect of skull contours on dose calculations in Gamma Knife Perfexion stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15(2): 28-38.
- 2) Lindquist C, Paddick I. The Leksell Gamma Knife Perfexion and comparisons with its predecessors. *Neurosurgery* 2007; 61 (3 Suppl): 130-140, discussion 140-141.
- 3) Régis J, Tamura M, Guillot C, et al. Radiosurgery with the world's first fully robotized Leksell Gamma Knife Perfexion in clinical use: a 200-patient prospective, randomized, controlled comparison with the Gamma Knife 4C. *Neurosurgery* 2009; 64 (2): 346-355, discussion 355-356.
- 4) Nakazawa H, Komori M, Oguchi H, et al. Assessment of spatial uncertainty in computed tomography-based Gamma Knife stereotactic radiosurgery process with automated positioning system. *Acta Neurochir (Wien)* 2014; 156(10): 1929-1935.
- 5) 馬場貞明, 中西雄一, 尾本恵理, 他. ガンマナイフ C 型と B 型の臨床における比較検討. *日放技師会誌* 2007; 54 (12): 1511-1515.
- 6) 有路貴樹, 上田隆司, 木藤哲史, 他. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) の最適化における使用経験と問題点 - 頭頸部 IMRT を中心に -. *日放技学誌* 2010; 66(8): 879-884.
- 7) 小野 薫, 中村哲之, 大和真一郎, 他. Dynamic Log File による Dynamic Multileaf Collimator の精度試験. *日放技学誌* 2007; 63(7): 766-773.
- 8) 佐々木幹治, 富永正英, 生島仁史, 他. マルチリーフコリメータの位置精度が強度変調放射線治療の線量分布に及ぼす影響. *日放技学誌* 2011; 67(5): 497-506.
- 9) 中口裕司, 大野 剛, 荒木不次男, 他. 最新の 80 対マルチリーフコリメータの物理特性. *日放技学誌* 2013; 69(7): 778-783.
- 10) LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998; 25(10): 1919-1927.
- 11) Okumura M, Obata Y, Shimomura K, et al. The effect of gantry and collimator angles on leaf limited velocity and position in dynamic multileaf collimator intensity-modulated radiation therapy. *Phys Med Biol* 2010; 55(11): 3101-3113.
- 12) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会 編. 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン 2011.
- 13) Nakazawa H, Mori Y, Komori M, et al. Simulation study of a dosimetric comparison between a Gamma Knife treatment plan and an intensity-modulated radiotherapy plan for skull base tumors. *J Radiat Res* 2014; 55(5): 518-526.
- 14) Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003; 30(8): 2089-2115.
- 15) 宮沢正則. ガフクロミックフィルムを用いた線量分布測定法. *日放技学誌* 2006; 62(10): 1428-1436.
- 16) 中澤寿人, 内山幸男, 萩原昌宏, 他. コバルト 60 定位手術的照射装置の違いが治療計画に及ぼす影響. *日放技学誌* 2014; 70(5): 439-444.
- 17) Snell M, Bova F, Larson D, et al. Stereotactic Radiosurgery, Report of TG42. *Med Phys* 1995.
- 18) 中澤寿人, 内山幸男, 小森雅孝. 新型コバルト 60 定位手術的照射装置における線量分布の検証および解析. *日放技学誌* 2015; 71(2): 92-98.
- 19) Ruschin M, Komljenovic PT, Ansell S, et al. Cone beam computed tomography image guidance system for a dedicated intracranial radiosurgery treatment unit. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2013; 85(1): 243-250.
- 20) Higuchi Y, Serizawa T, Nagano O, et al. Three-staged stereotactic radiotherapy without whole brain irradiation for large metastatic brain tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74(5): 1543-1548.
- 21) Nakazawa H, Komori M, Shibamoto Y, et al. Dosimetric comparison of absolute and relative dose distributions between tissue maximum ratio and convolution algorithms for acoustic neurinoma plans in Gamma Knife radiosurgery. *Acta Neurochir (Wien)* 2014; 156(8): 1483-1489, discussion 1489.

問合せ先

〒476-0002 名古屋市中川区法華一丁目 172 番地
名古屋共立病院名古屋放射線外科センター 中澤寿人