



Title	汎用医用ライナックは高精度定位的照射に使用可能か?-ガントリ-と治療台の幾何学的精度の検討-
Author(s)	国枝, 悦夫; 北村, 正幸; 川口, 修 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1998, 58(3), p. 86-90
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15595
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

汎用医用ライナックは高精度定位的照射に使用可能か？ — ガントリーと治療台の幾何学的精度の検討 —

国枝 悦夫¹⁾ 北村 正幸¹⁾ 川口 修¹⁾ 大平 貴之²⁾ 茂松 直之¹⁾
藤内 武徳³⁾ 安藤 裕¹⁾ 久保 敦司¹⁾ 河瀬 斌²⁾

1) 慶應義塾大学放射線科 2) 同脳神経外科 3) 三菱電機通信機器製作所

Is Medical Linac Suitable for High-precision Stereotactic Irradiation?: Investigations in geometrical accuracies of gantry and couch

Etsuo Kunieda¹⁾, Masayuki Kitamura¹⁾, Osamu Kawaguchi¹⁾, Takayuki Ohira²⁾, Naoyuki Shigematsu¹⁾, Takenori Tonai³⁾, Yutaka Ando¹⁾, Atsushi Kubo¹⁾ and Takeshi Kawase²⁾

Linac-based radiosurgery has many advantages over the gamma knife, including low initial cost and no need of source replacement. On the other hand, most of the medical linacs currently in use were not originally designed to be applied for radiosurgery, and, therefore, careful quality assurance programs are required. In the gantry-head of a linac, a small CCD video camera is mounted in a position optically identical to that of the x-ray source. The video signal from the camera was digitalized to be evaluated for geometrical errors. A metal ball fixed to the stereotactic base frame via XYZ-sliding rods was used as a simulated target. Displacements of the target from the isocenter were measured during rotation of the gantry. Displacements in the gantry-rotation plane were satisfactorily small, while those perpendicular to it were maximal at gantry position angles of 0° and 180°. This error might be caused by gravitational vending of the heavy gantry head. Although other major errors of the linac were within one millimeter, the center of couch rotation around the isocenter did not coincide with the center of gantry rotation, probably owing to gravitational vending. Special care should be taken when very small collimators are employed.

Research Code No. : 204.2

Key words : Linac, Radiosurgery, Quality, Accuracy

Received Sep. 17, 1997; revision accepted Nov. 5, 1997

- 1) Department of radiology, Keio University School of Medicine
2) Department of Neurosurgery, Keio University School of Medicine
3) Communications Equipment Works, Mitsubishi Electric Corporation

はじめに

通常の放射線治療に用いる汎用ライナックを使用する定位置放射線照射は、多数のCo-60線源からのγ線を収束させるガンマナイフ装置¹⁾などと比較して設置場所などでもまた線源交換の必要もなく経済的にも有利である。しかしながら、通常の放射線治療ではmm以下の精度を問題とすることはほとんどなく、定位置照射で要求されるような精度で照射しようとするときさまざまな点で問題が生ずる。定位置放射線照射専用装置であるガンマナイフは、製造者によってシステムの位置設定や線量計算の方法、精度管理法が確立されているのに対し、汎用ライナックによる方法は、必ずしも製品化されたものを用いなくても比較的自由的な方法で開始できる。その一方で精度管理の方法は標準化されておらず、ともすれば精度面、安全面がおろそかになる危険がある。ガンマナイフにより蓄積された長期の治療成績、障害の発生頻度などの経験を継承する上でも、ライナック定位置放射線照射においてもガンマナイフに匹敵する精度と信頼性が必要と思われる。

われわれの施設では、定位置放射線照射を考慮した改良を行った汎用ライナック装置を定位置放射線照射に使用している²⁾。この装置を一例にして幾何学的精度について調査し、さらに汎用ライナック装置を用いた照射精度の改善方法について若干の提言を行い、文献的考察を加えた。

方法

1. 用語の定義

以下の説明のために用語を定義する。治療台のアイソセントリック回転角度を0度、頭をガントリー方向にした仰臥位の患者の右から左方向に増加する方向をX、腹側から背側、尾側から頭側をそれぞれ同様にY、Zとする。ガントリー一回転角度はZ軸の負から正方向にみた場合の時計回転方向を正とする。

2. 装置の構造と精度管理器具

汎用ライナック装置(三菱電機: ML-15MV)のガントリーにわれわれがBeam's Eye Monitorと名付けた小型CCDビデオカメラを内蔵した(Fig.1)。この機構は、通常は定位置放射線照射の位置決めのために用いられている。ビデオカメラ

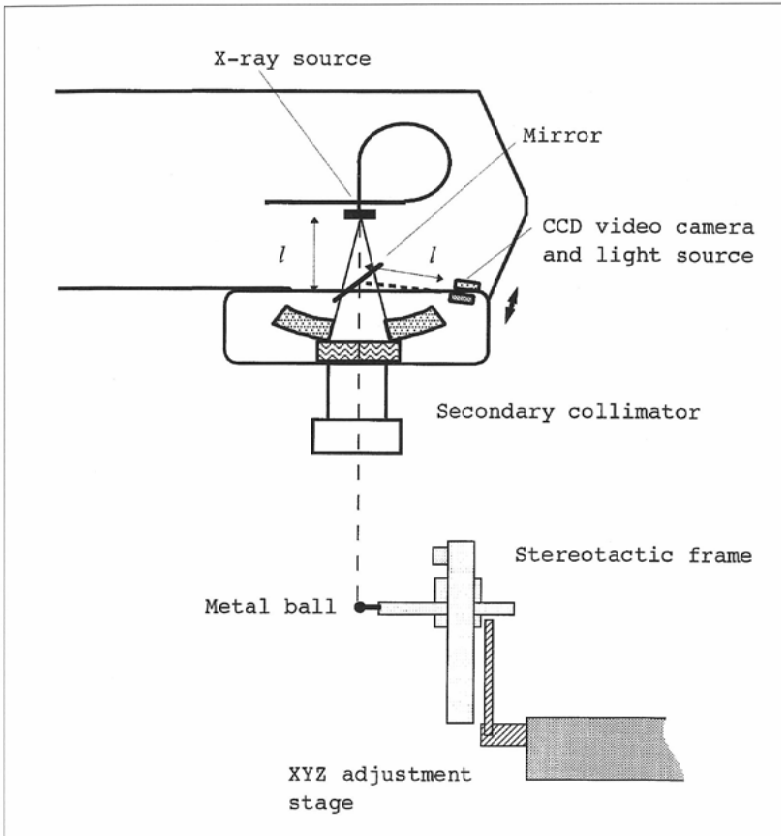


Fig.1 A CCD video camera is mounted in the gantry head of the linac at an optically identical position to the x-ray source. A metal ball was placed at the isocenter of the linac.

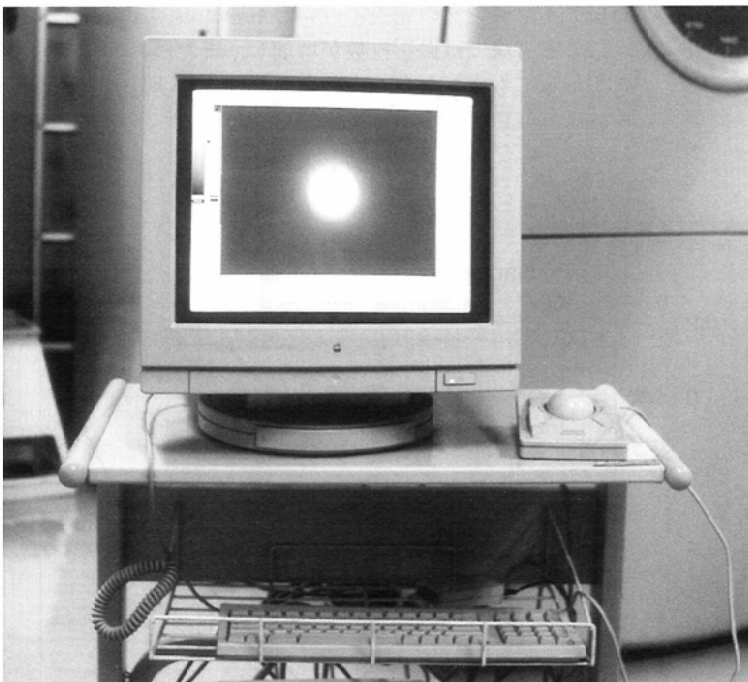


Fig.2 Video signal from the camera was digitized and displayed on a computer monitor. All the measurements were made digitally on the screen.

は遠隔操作で光照射野表示用の光源の位置に置かれ、線錐内におかれた反射鏡によって光学的にはライナックの線源等価位置に設置される。CCDビデオカメラからのNTSC信号はビデオケーブルを介してパーソナルコンピュータ (Apple社: PowerMacintosh 7100AV) のS-VHS入力にとりこまれ、

内蔵のD-Aコンバータによってデジタル化される。デジタル化された画像は640×480画素であり、アイソセンタ位置での各画素の大きさは0.14×0.14mmに相当する (Fig.2)。

定位放射線照射の精度管理のために、ライナック装置の治療用高エネルギーX線で撮影可能な模擬標的を作成した。標的部分は直径4mmの金属製の球であり、アルミニウム棒の先端に取り付けられる。アルミニウム棒は3直交軸方向に調節可能な支持台によって、定位放射線照射用のフレーム (Elekta社: Leksell Stereotactic Frame TYPE G) に固定される。Leksellフレームは患者の治療時と同様にフレーム保持具でライナック治療台の先端に取り付けられる。フレーム保持具には3直交軸方向の微調整機構がある (Fig.3)。

3. 幾何学的誤差の測定

幾何学的アイソセンタの位置を求めるには、ガントリーに取り付けた機械式フロントポイントを用いる方法が標準的であるが、この方法に準じて、Beam's Eye Monitorを用いて求めた。すなわち、レーザー照準器を用いて仮にアイソセンタと思われる位置に金属球をおき (仮のアイソセンタ)、ガントリー回転角度0度と180度の対向する2方向で、モニター画面上での仮のアイソセンタの座標を記録した。0度と180度で、これらの仮のアイソセンタの画像上の座標は真のアイソセンタに対して対称になるので、フレーム保持具の微調整機構で、この2点の midpoint に金属球を移動しX方向のアイソセンタ位置を求めた。同様にガントリー回転角度90と270度においてY方向のアイソセンタ位置を求め、Z軸方向はコリメータ回転によって求めた。

Beam's Eye Monitorの画像上でガントリー回転の際に生じるアイソセンタの移動を求めた。同様に治療台回転による変位を求めた。画像上の距離の測定は、コンピュータ上で画像解析用プログラムを用いて行った。

結 果

ガントリーの回転角度による、画面上の金属球の変位をFig.4に示す。縦軸はアイソセンタ位置での距離に換算した。この際、解析の対象とした画像は線源位置からみたものである。照射室を基準とした座標X, Y, Zでは表現できず、ガントリー回転面方向 (in gantry-rotation plane: IRP) とガントリー回転面と垂直方向 (off gantry-rotation plane: ORP) での変位で示す。ガントリー回転角0度ではIRPはX方向と一致し、またORPは常にZ方向と一致する。

IRP方向の変位は少なかったが、ORP方向では、変位が比

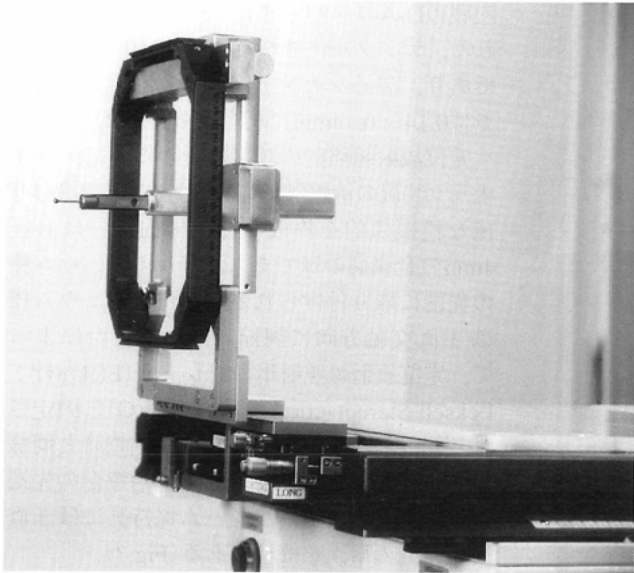


Fig.3 A metal ball with diameter of 4 mm was mounted on a three-axis Cartesian coordinate sliding rods which base was bolted to a stereotaxic frame. The supporting assembly of the frame, which is in use for routine patient treatment, also has three-axis fine adjustment capability.

較的大きく、特にガントリー回転角0度と180度での差が最も大きかった。治療台回転による、画面上の金属球の変位をFig.5に示す。最大でアイソセンタから約1mmの変位がみられた。治療台回転の中心からの変位は半回転(300度から120度：治療室の構造により回転角度が制限される)で0.2mm以内の誤差に収まっていたが、その回転中心はアイソセンタから約0.5mm程、Z軸正の方向にあった。

考 察

定位手術的照射(Stereotactic radiosurgery)は病巣に近接する正常組織の障害を最小限とし、原則として一回で高精度に病巣に高線量を投与することを目標とする放射線治療であり、主として中枢神経系の病変を対象としている。最近では同様な方法で分割照射を行う定位的放射線治療(Stereotactic radiotherapy)が盛んになりつつある。これらを総称して、定位放射線照射(Stereotactic irradiation)とよぶ。

定位手術的照射は、Leksellの開発したガンマナイフによりその有用性が広く確立されたといえよう。ガンマナイフはその原型を含めてすでに20年以上にわたって運用されている。現在のガンマナイフは201個のコバルト60線源を5列の円周状に配置し、コリメータにより一点に線束を集中させている。ガンマナイフの幾何学的精度は製造者よりは公表されていないが、照射中の可動部分がないこともあって、位置的精度は大変優れており、各線束の焦点からのずれは $\pm 0.1\text{mm}$ 以内³⁾とされている。ただし、頭部固定装置などの幾何学的な

精度などを考慮するとその照射精度は $\pm 0.3\text{mm}$ 程度と思われる。

ライナックによる定位手術的照射は、1974年にLarssonにより報告⁴⁾され、その後さまざまな照射法が考案されている⁵⁾⁻⁹⁾。特にその後照射精度を高める試みとして、Hartmannら⁵⁾は、付加円筒コリメータを用い、さらに加えてLutzら¹⁰⁾は、専用の頭部固定台を用いている。Friedman¹¹⁾らは円筒コリメータ保持部分をガントリーヘッドより独立させ、コリメータが病巣中心回りに独自に回転する機構をターンテーブルに載せてライナックの誤差の影響の少ない装置を開発している。

ライナックの機械的精度に関しては、いくつかの報告がある¹²⁾⁻¹⁵⁾。特にHartmannら¹⁴⁾は起こりうる誤差の分類を行っており、Englerらはゼロ点調節の可能なtarget simulatorを作成し、幾何学的誤差の調整に用いている¹⁶⁾。また、Serago、越智らは^{17),18)}フレームの外側に付けた箱にある数カ所の金属球によって座標的に位置決めをふくめた照射精度を検討している。これらの測定は、小照射野のコリメータのX線ビームでアイソセンタ上の点をフィルムを用いて撮影して誤差を求めている。それに対して我々の方法では、光学的にアイソセンタを定め、その点からの誤差をやはり光学的に求めている。Jaffrayら¹⁹⁾は、特殊なハニカム状のコリメータを用い、加速器焦点位置の経時的变化を報告している。その点で我々の求めた値は、X線を使用して求めた誤差と定義上違う可能性があるが、アイソセンタを幾何学的な回転中心と考えると、むしろわれわれの測定方法が幾何学的なアイソセンタの定義に近いともいえる。また、フィルムによる方法では撮影枚数が増加し、また解析の手技、手間からしてもガントリーの動きの詳細な説明は大変困難で

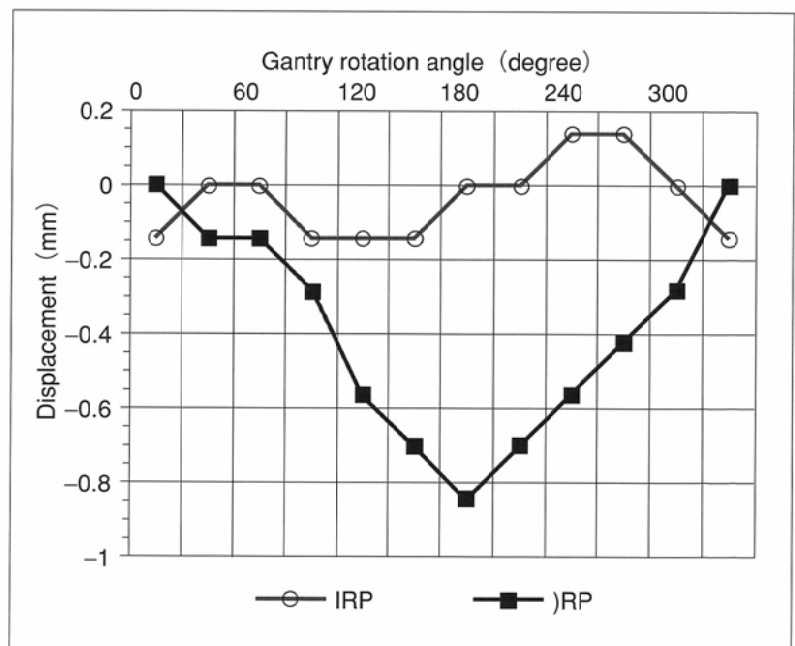


Fig.4 Relative movement of the metal ball during the gantry rotation was measured on the monitor image and plotted to indicate the geometrical errors of the gantry movement. The errors are shown in gantry-rotation plane and perpendicular to it (off gantry-rotation plane).

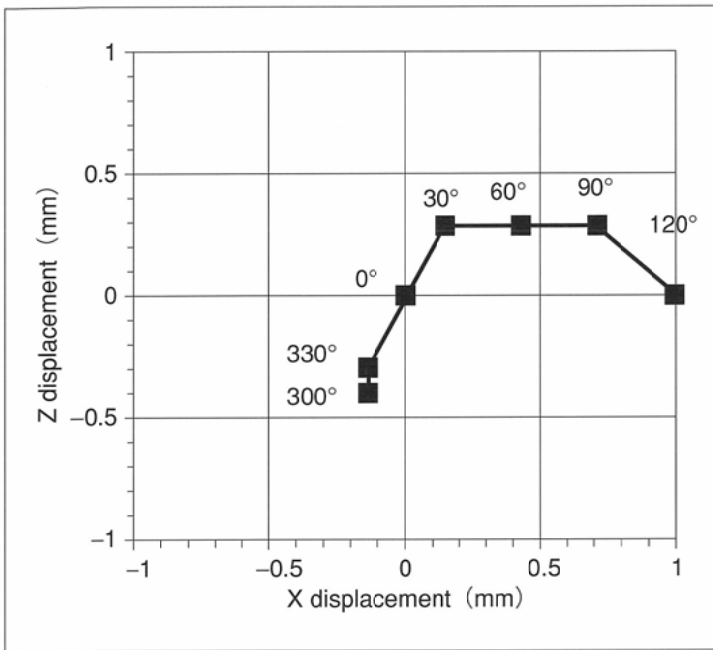


Fig.5 Displacements of the metal ball were indicated in the figure during the isocentric movement of the treatment couch. Isocentric rotation angles were from 300° to 120°.

ある。われわれの方法は、ガントリーヘッド内にとりつけたビデオカメラを用いる特殊な方法であるが、ビデオカメラをガントリーヘッド下面のアクセサリ取付部分に外づけにすることによっても可能であり、リアルタイムでデジタル的にコンピュータ画像上で測定可能な点で簡便かつ正確な方法として利点がある。

われわれの測定ではガントリー回転面内での変位は比較的少なく、ガントリー回転面垂直方向で、ガントリー回転角0度と180度での変位が最も大きかった。この変位はガントリーヘッド自重によるたわみから生じると考えると変位が生じる位置、方向の説明がつく。このたわみについてはしばしば言及されているが^{10),12)}、われわれはビデオカメラを使う光学的な方法で確認した。

これまで通常のcoplanar照射では治療台を回転させた状態で治療を行うことは稀であり、精度面でも十分な検討がなされていなかった可能性がある。特に治療台の回転中心とガントリー回転中心のずれはライナック装置の設置時に調整されると、その後の運用の際にずれが発見されたとしても、ライナックガントリー台、および治療台支柱は、照射室の床または床に掘ったピットに固定されており、その位置関係の是正は大変困難である。われわれの施設においては、治療台の回転誤差はガントリー、コリメータの回転中心で規定されるアイソセンタから1mm程度以内に収まっていた。しかしながら、ここで注意すべきことは通常、アイソセンタの位置はガントリーの回転軸と、コリメータ回転軸との関係から定められることである。通常の照射の際の位置決めは、多くの場合ガントリー回転角度0度(上方)で行っているため、この方法は妥当性があるといえよう。しかしながら定位放射線照射では、円筒形コリメータを用いるかぎりコリメータを回転する必要性はなく、常時一定のコリメータ回転角において治療可能である。このためア

アイソセンタの規定にコリメータ回転軸を用いる必然性はない。また、先に示したように、ガントリーヘッド自重によるたわみから、ガントリー回転によって生じる最大誤差を最も少なくする位置はガントリー回転角度0度においてよりも、むしろ回転角度90度または、270度(ガントリーヘッド水平位置)においてより正確に規定される。このため定義上のアイソセンタに病巣中心を一致させたとしても、治療台回転によって一定方向の系統的誤差を生じることになる。確かにこの誤差はミリメートル単位以下の範囲に収まり、比較的大きな照射野では容認できるともいえるが、極小照射野を用いる場合は無視できない要因になりうる。今回の測定で得られたライナックの幾何学的誤差値は日本放射線腫瘍学会の示す許容誤差²⁰⁾(2mm程度)と比較して十分小さく、通常の使用では満足できる値であるといえよう。しかしながら、われわれの使用する最小のコリメータはアイソセンタ位置で直径5mmの照射野に相当するものである。このコリメータを単独で用いることは比較的少ないが、不整形の標的容積にあわせた照射容積をつくるために他のコリメータと組み合わせることが多い。例えば、聴神経腫瘍の場合、腫瘍径は1-2cm程度

であるが、腫瘍は内耳道内に進展するためしばしば突出がみられる。また、動静脈奇形では形態的にくさび形を呈することが多く、くさびの先端などに極小照射容積の追加を要する。このような5mm程度の極小照射野においては、照射野内の平坦部分は狭く直径2,3mm程度の範囲しかなく、かつ中心から離れるに従って急激に線量が低下する²¹⁾。このような先鋭的な線量分布においては、複数の照射arcの回転中心がずれることによって中心線量が大きく低下し、立体的な線量分布が大きく違ってくる可能性がある。

以上のような結果からわれわれは、極小照射野を用いる場合精度維持のために若干の改善策を行っている。われわれの方法では、stereotactic arcに取り付けたターゲットポインターが示す軸と、モニター画像が示すビーム軸の中心を最低2方向から一致させることによりstereotactic arcの中心、病巣中心をアイソセンタに一致させることができる。そこで通常は、Z軸方向の位置合わせは回転角90度または270度の、最もガントリーヘッドたわみに因る誤差の少ない位置で照準を行っている。また、ガントリー回転面内での変位はガントリーヘッド上方、下方位置で大きいため、7.5mm径以下の極小照射野ではガントリー回転角を制限してガントリーヘッドのたわみによる影響を少なくしている。さらに、治療台回転中心とガントリーとコリメータ回転で定義されるアイソセンタがずれる問題を回避するために、直径10mm以下の照射野のコリメータを使用する際には、治療台の各回転角すなわち各照射arcごとに照準を合わせ直すことを原則としている。

以上のようなさまざまな誤差要因が汎用ライナックを定位放射線照射に用いる場合には大きく影響する可能性がある。われわれは位置決めガントリー外の照準装置を用いていないが、壁または天井設置のレーザー式照準装置はしばしば経時的に誤差が生じる^{22),23)}。Lutzらは照射ごとにファ

ントムを使用して照合写真を撮影し照準を確認している。さらに彼らのシステムを製品化したX-knifeシステム(Radionics社)ではファントム照合写真などによりレーザー式照準装置を1回の治療ごとに更正する手順となっている。このように治療ごとの精度保証が望ましく最も確実だが、さらに照射線量精度も含めて厳密な精度管理を定期的に行う必要がある²⁴⁾。またこのような厳密な精度管理が定位照射を通常の照射と区別する一つの基準ともなるものと思われる。

結 語

汎用ライナック装置においては通常の使用では問題とならないが定位放射線照射では無視できない機械的誤差が生じる可能性がある。このため、定位放射線照射で影響をおよぼす可能性のある機械的誤差を生じる要因を十分理解し、必要な対策を行うことが肝要となる。ガントリーヘッド自重によるたわみによると思われるが、われわれの測定

ではガントリー回転面と垂直方向では照射ビーム中心軸の移動が大きく、特にガントリー回転角0, 180度での差が大きかった。このため、極小照射野ではガントリー回転角を横方向を中心に制限し、治療台の回転角をかえるたびに照準を合わせることを原則としている。今回測定の対象とした機種は、ガントリー内蔵装置を使う方法論的な制約から1機種のみであるが、他の装置でも多かれ少なかれ本質的に同様の機械的誤差要因があるものと思われる。

汎用ライナックで高精度の定位放射線照射を施行可能であるが、そのためには誤差要因と程度を把握し改善し、さらに最終的な精度を確認するための精度保証、常に精度を保つための品質管理プログラムの設定、施行が必要と思われる。

謝 辞

日頃から精度管理のために協力していただいている放射線治療技術室、品質管理用器具を作成していただいた研究機器開発室の諸氏に心から感謝します。

文 献

- 1) Leksell DG: Stereotactic radiosurgery. Present status and future trends. *Neurol Res* 9: 60-68, 1987
- 2) 国枝悦夫, 和田 允, 伊東久夫, 他: ガントリー内蔵ビデオカメラを用いたライナック定位照射の位置決め法. *日本放射線腫瘍学会誌* 8: 77-81, 1996
- 3) Walton L, Bomford CK, Ramsden D, et al: The Sheffield stereotactic radiosurgery unit: physical characteristics and principles of operation. *Br J Radiol* 60: 897-906, 1987
- 4) Larsson B, Liden K, Sarby B: Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiol Ther Phys Biol* 13: 512-534, 1974
- 5) Hartmann GH, Schlegel W, Sturm V, et al: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11: 1185-1192, 1985
- 6) 安野康史, 古賀佑彦, 竹内 昭: 4MVX線による歳差集光照射法の研究. *日本医放会誌* 48: 608-614, 1988
- 7) Winston KR, Lutz W: Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery* 22: 454-464, 1988
- 8) Tokuyue K, Akine Y, Tokita N, et al: Linac-based small-field radiotherapy for brain tumors. *Radiother Oncol* 27: 55-58, 1993
- 9) Shirato H, Suzuki K, Nishioka T, et al: Precise positioning of intracranial small tumors to the linear accelerator's isocenter, using a stereotactic radiotherapy computed tomography system (SRT-CT). *Radiother Oncol* 32: 180-183, 1994
- 10) Lutz W, Winston KR, Maleki N: A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14: 373-381, 1988
- 11) Friedman WA, Bova FJ: The University of Florida radiosurgery system. *Surg Neurol* 32: 334-342, 1989
- 12) Gibbs FJ, Buechler D, Leavitt DD, Moeller JH: Measurement of mechanical accuracy of isocenter in conventional linear-accelerator-based radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 25: 117-122, 1993
- 13) Tsai JS, Buck BA, Svensson GK, et al: Quality assurance in stereotactic radiosurgery using a standard linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21: 737-748, 1991
- 14) Hartmann GH, Bauer Kirpes B, Serago CF, et al: Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiations from a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28: 481-492, 1994
- 15) Yeung D, Palta J, Fontanesi J, et al: Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery (SRS). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28: 493-498, 1994
- 16) Engler MJ, Curran BH, Tsai JS, et al: Fine tuning of linear accelerator accessories for stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28: 1001-1008, 1994
- 17) Serago CF, Lewin AA, Houdek PV, et al: Stereotactic target point verification of an X ray and CT localizer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 20: 517-523, 1991
- 18) 越智 誠, 林 靖之, 内田考俊, 他: 直線加速器を用いた集光照射による定位的放射線治療のportal filmによる位置精度の検討. *日本医放会誌* 55: 593-596, 1995
- 19) Jaffray DA, Battista JJ, Fenster A, et al: X-ray sources of medical linear accelerators: focal and extra-focal radiation. *Medical Physics* 20: 1417-1427, 1993
- 20) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会編: 外部放射線治療装置の保守管理プログラム. 1992, 東京: 通商産業研究社
- 21) 国枝悦夫, 和田 允, 安藤 裕, 他: 線量容積解析によるLinac stereotactic radiosurgery照射法の比較. *日本医放会誌* 55: 980-986, 1995
- 22) Serago CF, Lewin AA, Houdek PV, et al: Radiosurgery target point alignment errors detected with portal film verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 24: 777-780, 1992
- 23) Heifetz MD, Rosemark PJ, Wexler MC, et al: Rapid method for determination of isocenter of radiation gantry and alignment of laser beams for stereotactic radiosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 53: 46-48, 1989
- 24) 日本医学放射線物理学会測定委員会編: Stereotactic Radiation surgery beams(極小照射野)の線量測定マニュアル. *放射線医学物理* suppl. 42: 1-19, 1994