

Title	油圧式アームと歯型による固定装置を使った定位放射線治療システムの構築
Sub Title	
Author	北村, 正幸(Kitamura, Masayuki) 久保, 敦司(Kubo, Atsushi)
Publisher	慶應医学会
Publication year	2003
Jtitle	慶應医学 (Journal of the Keio Medical Society). Vol.80, No.3 (2003. 9) ,p.T177- T185
JaLC DOI	
Abstract	
Notes	学位論文
Genre	Journal Article
URL	<a href="https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=AN00069296-20030901-0177">https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=AN00069296-20030901-0177</a>

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the KeiO Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

学位論文

油圧式アームと歯型による固定装置を使った  
定位放射線治療システムの構築

慶應義塾大学医学部放射線科学教室

(指導：久保敦司教授)

北村正幸

(平成14年8月20日受付)

Key Word : re-locatable frame, stereotactic radiotherapy, CT measurements, accuracy

定位放射線照射 (stereotactic irradiation) は、放射線ビームを高精度に制御し、病巣には高線量投与を行う一方、周囲正常組織線量は最小限とすることを目標とする放射線治療法である。現在、主として中枢神経系病変に対して行われる。高線量1回照射法を定位手術的照射 (stereotactic radiosurgery), 定位的手法で行う分割照射を定位放射線治療 (stereotactic radiotherapy), 両者を総称して定位放射線照射 (stereotactic irradiation) と呼ぶ。

1960年代後半に半球状に配置した179個のCo-60線源からγ線を1つの焦点に収束させるコバルト治療装置がSwedenの脳神経外科医Leksellら<sup>1,2)</sup>によって開発された。その後、頭頂部分を除いて201個のCo-60線源を5列配置した商用ガンマユニット装置 (ガンマナイフ)<sup>3)</sup>が米国等を中心に広まった。本邦でも2001年度末までに30台以上が稼働している。これまでに脳動静脈奇形、聴神経腫瘍、髄膜腫および転移性脳腫瘍等の多数の症例が蓄積され、その有用性が示されている<sup>4-6)</sup>。

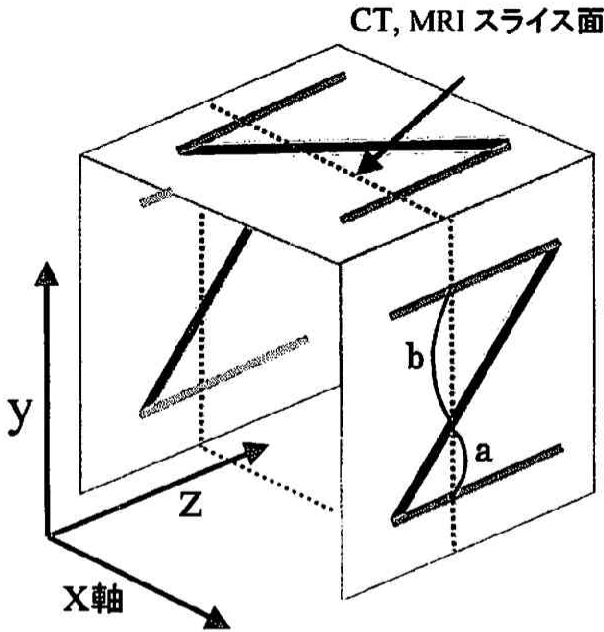
一方、医療用直線加速器 (リニアック) を利用した定位放射線照射は、1974年にLarsson<sup>7)</sup>によりはじめて本格的に放射線治療へ応用された。リニアックは汎用の放射線治療装置として普及しており、多少の装置付加で定位照射が可能になる。ガンマユニットと異なり放射性同位元素を使用しないので定期的な線源交換が不要であ

る。また、リニアックでは、より大きな病変まで治療可能となる等の利点がある。

最近の画像装置の進歩により、腫瘍の局在範囲についての正確な情報が得られるようになってきている。定位手術的照射ではフレームシステムにインジケータを装着してCT等の画像検査を行い病巣座標を得る。我々の使用しているレクセルフレームにおいては、体軸横断面がx, y平面となりz軸が頭尾方向となる座標軸を用いる。箱形インジケータの3面にはZ字型のロッドが埋め込まれ、これを含めた断層画像では左上上の各面に沿ってそれぞれ3点が表れる。これらの点の座標から断層面が決定され、その画像上の任意の位置の空間座標も決定できる (第1図)。

このような幾何学的な手法を基に、様々な技術的改良が加わってフレームに固定された対象に関しては、汎用リニアックによっても誤差1mm以内の高精度で照射が可能となってきた<sup>8)</sup>。しかし、腫瘍が視神経や聴神経などと接している場合、1回照射である定位手術的照射をおこなうと、接する健常神経組織に障害が起こる可能性がある。そこで、従来の放射線治療で用いられてきた分割照射の手法を導入することは障害を避けるために有用と考えられる<sup>9-10)</sup>。しかし、分割照射では治療期間が数日から数週間に長期化する。従来、定位手術的照射で用いられている固定法は頭蓋骨をフレームシステムにネ

本論文は 北村正幸, 国枝悦夫, 川口 修, 安藤 裕, 茂松直之, 柴 秀行, 久保敦司: 油圧式アームを使った定位放射線治療用着脱式固定システムの開発とCTによる精度測定. 日本放射線腫瘍学会誌 14 : 107-112, 2002 および Etsuo Kunieda, Masayuki Kitamura, Osamu Kawaguchi, Takayuki Ohira, Kouichi Ogawa, Yutaka Ando, Kayoko Nakamura and Atsushi Kubo : New system for linear accelerator radiosurgery with a gantry-mounted video camera. International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics 40 : 739-746, 1998 の一部を含む。



第1図 座標系と座標値測定原理。CTやMRIで装着する箱形インジケータの各面にあるZ字ロッドは、断層画像では3点として描出される。この3点の間隔比(a:b)から、中央の点の空間座標を算出し、これらから病巣中心等の空間座標も得られる。

ジで固定をするため侵襲的であり、分割照射の期間中フレームを装着していることは患者にとって大きな負担になる。一方、これまで一般的に使用されている非侵襲的固定法の再現性は十分とはいえない。よって着脱式でありながら高い再現性が期待できる非侵襲的固定法の開発が望まれた。

我々はこれまでにレクセルフレームシステムおよびガントリ内蔵のCCDカメラと定位フレームシステムを使

用した位置ぎめ機構 (BEPS: Beam's Eye Positioning System)<sup>16,17)</sup>を開発している。さらに、この機構と整合する着脱式の非侵襲的固定装置を開発した。

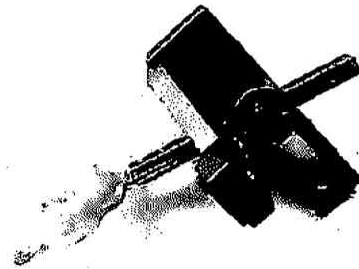
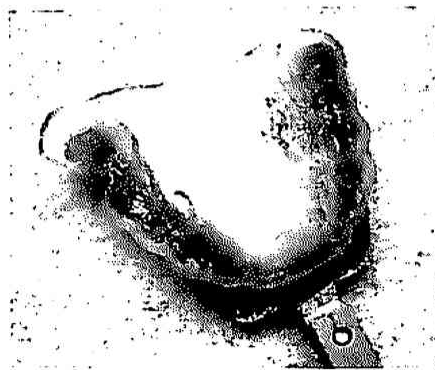
本論文では、我々の開発した、位置ぎめ機構と非侵襲的固定装置による定位放射線治療法について述べ、その照射精度および位置再現性を、ファントム実験と新たに考案した基準点による測定法により評価した。

## 方 法

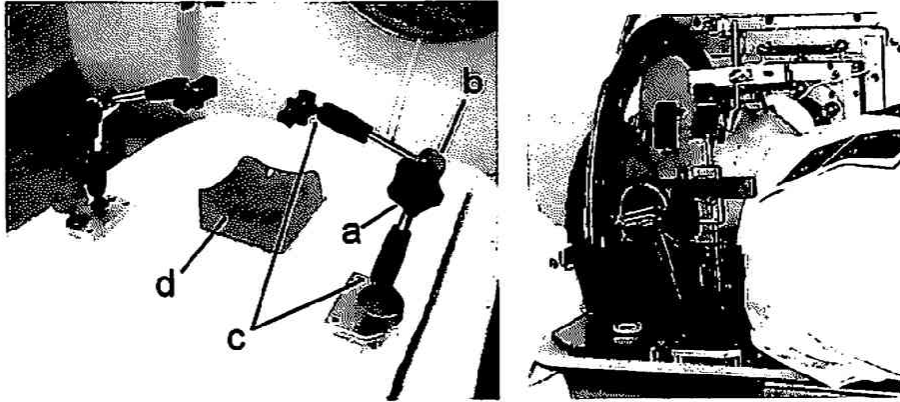
### 1. 着脱式固定システム

着脱式固定システムはレクセルフレームを基に作られており、フレームと歯型バーおよび角度調節器で患者頭部を固定し、自在型油圧アームで固定台に保持する構造である。

歯科医と歯科技工士によって、個々の患者ごとに上顎の形態を基にアクリル樹脂製の歯型を作成した。患者は治療に先立って歯科外来を受診し、歯科医が印象材によって上顎歯型を採取した。歯科技工士が印象材から得られた石膏歯型を使ってアクリル樹脂歯型を作成した。歯型には歯表面の曲面に沿った若干の「かえし」を残しているので自然には脱落し難い。さらに、歯型をY字型金属芯材にレジン樹脂で固定し、その下顎面のレジン樹脂表面に加工して4点程度の下顎歯の当たる支持点(浅い窪み)を作成した(第2図A)。なお、治療歯や部分義歯など負担を避けるべき歯に対しては、アクリル樹脂歯型の一部にカットを入れる加工を行った。完成後、患者は再度歯科外来を訪れ、歯型バーを口腔内に装着して微調整を行った。歯型バーをレクセルのベースフレームに固定するために、接続調節器(角度調節器)を使用した。治療期間中、歯型バーと角度調節器は一体化した



第2図 A: 歯型バーの上顎面。B: 歯型ブロック (北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌 14, 107-112, 2002のFig. 1より許可を得て転載)



第3図 油圧アームによる固定台 (A:左)、アクリル板の左右に油圧アームを取り付けてある。ハンドル (a) 操作によりシリンダー (b) 内の油圧が高まりボールジョイントが固定される。枕 (d) は、固定されていない。治療位置ぎめ時には定位手術用アークを取り付ける (B:右)。(北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌 14, 107-112, 2002 の Fig. 2 より許可を得て転載)

「歯型ブロック」として分離せずに用いた (第2図B)。

治療計画に先立ってCTを撮影した。CT寝台上で、患者自身に歯型バーを装着してもらい、さらに角度調節器を取り付け、ベースフレームに装着した。ベースフレームと頭部が適切な位置になるように角度調節器で調整した。続いて患者固定台上の2本の油圧アームでベースフレームを保持し、頭部全体を固定した。患者頭部を乗せる枕は頭頸部放射線治療用のポリウレタン製のものを改造した。この枕はアクリル板に対して固定されていない。

油圧アームは関節部分にシリンダーが内包される構造となっており、ハンドルを回すことでシリンダー内の油圧が調節される。アームシャフト内はシリンダーの内部と連続しているため、ハンドルを締めるとシリンダー内の油圧が高まり、アームシャフト内を伝わって両端のボールジョイントを圧迫固定する。すなわち、ハンドルを回すことでアーム全体がそのままの位置で固定される (第3図A)。

固定作業の完了後、ベースフレームにレクセルCT用箱形インジケータを装着して治療計画CT撮影を行った。病巣を描出するために適宜造影CTを行い、加えて精度測定用に、両側耳小骨および鶏冠上端の位置で、必要最低限の範囲を1mm厚ヘリカル撮影した。撮影された画像を基に標的体積を定め、治療計画を決定した。

治療時には、リニアック治療寝台上で、CT撮影時と同様に患者を固定した。病巣座標値を参照して、病巣位置が中心になるようにした定位手術用アークをベースフレーム上に取り付け (第3図B)。

## 2. 位置ぎめ機構 (BEPS法)

リニアックガントリ内の光照射野光源と同一位置にCCDビデオカメラを設置した。光照射野光源は放射線発生源と光学的に一致する。従って、CCDビデオカメラから観察する画像は、あたかも放射線発生源からビーム方向を見ていることになるのでBeam's Eye Monitorと呼ぶ。

ベースフレームに取り付けて使うアークと呼ばれる器具は、もともと脳外科で定位的生検を行うときに用いられる。アークは、その円弧中心に病巣位置を合わせれば、円弧上の任意の角度から生検針を刺入しても、半径だけ進めた生検針先端は一点に達するという幾何学的な仕組みとなっている。この原理を光学的な手法によって定位照射に応用した。

ターゲット指示器は、凸レンズとターゲットマーク (十字線) からなる。CCDカメラからは、凸レンズを通したターゲットマークの虚像を観察する。この虚像が、深さ方向でアークの半径と等しい深さに結ばれるように、凸レンズとターゲットマークの位置は調整されている。虚像の十字線中心はアーク円弧の中心と一致する。従って、CCDカメラから見たターゲットマーク虚像は、どの角度からでもアーク中心すなわち病巣中心と見なすことができる。

このターゲットマークの中心がCCDビデオ画面の中央 (すなわちビーム中心) と一致するように寝台を操作した。この作業を、ガントリを回転させ、患者頭部に対し正面と側面から行うことで病巣中心をリニアックのアイソセンタに一致させた。

### 3. 装置側精度測定

固定装置以外の装置側の精度測定として BEPS 法での位置測定精度と位置合わせ精度を求めた。基準となる模擬ターゲットの空間座標は直接的には確定困難なので、X線撮影とCT撮影による測定の平均値と標準偏差を検討した。

#### 1) 位置測定精度

直径3mmのタングステン球をベースフレームに固定して模擬ターゲットとした。脳血管撮影用の箱形インジケータをベースフレームに装着し、正面と側面から位置ぎめ参照用X線フィルムを撮影した。このフィルムから模擬ターゲットの空間座標を算出した。

CT (Xvision/GX 東芝製) を使った位置測定を行った。1mm厚、1mm送り、撮影範囲径240mm、512×512画素の条件で4シリーズのCT撮影を行った。再現性を評価するためベースフレームと模擬ターゲットはそれぞれのシリーズ撮影毎にCT寝台への着脱を繰り返した。また、CT寝台についてもシリーズ毎に床からの高さを変化させた。

X線撮影での位置測定は、一連のシリーズ毎にベースフレームと模擬ターゲットを着脱させた。ターゲット位置毎に3回測定を行った。

#### 2) 位置合わせ精度

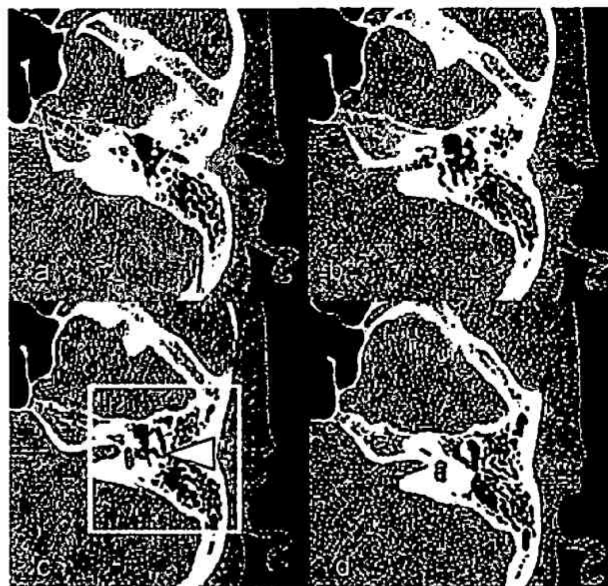
治療寝台を水平回転角0度(ガントリ回転面に垂直)の位置にして模擬ターゲットを覆った状態のまま、X線フィルム撮影により測定された空間座標値のみを用いてリニアックのアイソセントラへ位置ぎめした。位置ぎめ後、誤差を測定するために位置評価フィルムを曝写した。

以後、x, y, z座標軸および増加方向を、それぞれ患者の右側から左側、背側から腹側、尾側から頭側とする。誤差測定はガントリを回転させて前後および左右方向から撮影した位置評価フィルムによって行った。3ターゲットに対し、それぞれ4回の測定をおこなった。

### 4. 固定システム精度測定

臨床例においては治療期間中に、週1回以上の品質管理用CT撮影を施行した。両側耳小骨と鶏冠頂点を位置変動の基準点とし、CT用箱形インジケータを装着した状態で1mm厚ヘリカルCTを撮影した。

キヌタ骨体短脚先端は中耳の内壁に対して、画像上の接点を持つように見えるので基準点とした(第4図)。スライス位置によって接点が不明瞭な場合は、キヌタ骨体短脚の軸延長線と中耳壁との交点を基準点とした。鶏冠についても1mm厚ヘリカル撮影を行い、鶏冠頂点



第4図 位置精度測定用CT画像(1mm厚撮影)。キヌタ骨体短脚先端は中耳の内壁に対し接点のように見える(c:白抜き矢頭)。(北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌 14, 107-112, 2002のFig. 4より許可を得て転載)

の中央を基準点とした。

1998年2月から2001年2月までに耳小骨・鶏冠のCT撮影による位置精度測定を延べ26回、7名の定位放射線治療の対象患者(男性4名、女性3名、14~68才、1名の横紋筋肉腫再発例以外は、すべて聴神経腫瘍)に対して行った。なお、初期の2名については、鶏冠撮影が行われていないので鶏冠測定値は5名19回分のものである。CT画像をパーソナルコンピュータに取り込み、耳小骨-中耳壁接点、鶏冠頂点の基準点と同時撮影されたインジケータのマーカーを測定し、我々の開発したソフトウェアで座標値を算出した。個々の患者の基準点につき、初回撮影を基準とし、以後の撮影から得られた座標値との差分を変動値とした。

## 結 果

### 1. 装置側精度測定結果

#### 1) 位置測定精度

X線撮影とCT撮影による模擬ターゲットの座標測定の平均値と標準偏差を第1表と第2表に示す。X線撮影ではターゲット位置の標準偏差はおおよそ0.1mmであった。一方、CTによる測定ではz座標方向での標準偏差が最大0.8mmであった。そのため、以降の測定ではX線撮影法による座標値の平均をターゲット位置とみなし



第1表 X線による模擬ターゲット座標測定結果

Target	X-ray localization (mm)		
	x	y	z
1	103.1±.1	97.6±.1	95.5±.1
2	123.7±.1	84.9±.1	86.7±.1
3	60.4±.1	127.3±.1	73.9±.1

(Kunieda E et al : Int J Radiat Oncol Biol Phys 40 : 739-746, 1998の Table 1 より許可を得て転載)

第2表 CTによる模擬ターゲット座標測定結果

Target	CT localization (mm)		
	x	y	z
1	103.0±.4	97.3±.3	96.0±.8
2	123.5±.4	84.6±.3	87.3±.7
3	60.0±.4	126.9±.1	74.2±.4

(Kunieda E et al : Int J Radiat Oncol Biol Phys 40 : 739-746, 1998の Table 1 より許可を得て転載)

第3表 位置ぎめ後の模擬ターゲット位置のアイソセンタからの誤差

Target	Positioning error (mm)		
	Δx	Δy	Δz
1	0.10	0.12	0.15
2	0.08	0.12	0.26
3	0.18	0.16	0.26

(Kunieda E et al : Int J Radiat Oncol Biol Phys 40 : 739-746, 1998の Table 2 より許可を得て転載)

第4表 基準点間の距離

	Mean (mm)	S.D. (mm)
Rt.-Lt. Incus Distance	0.11	0.70
Rt. Incus-Crista Galli	-0.33	0.94
Lt. Incus-Crista Galli	0.40	0.58

(北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌14, 107-112, 2002の Table 1 より許可を得て転載)

第5表 基準点の移動

(mm)	Crista Galli				Right Incus				Left Incus			
	x	y	z	D	x	y	z	D	x	y	z	D
Mean	-0.52	-0.18	0.5	1.62	0.14	-0.25	0.4	1.96	-0.09	-0.32	0.17	1.46
S.D.	0.9	1.51	1.11	1.46	1.11	1.14	1.25	1.78	1.17	1.65	1.71	1.47

$$D = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

(北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌14, 107-112, 2002の Table 2 より許可を得て転載)

た。

2) 位置合わせ精度

位置ぎめ後の模擬ターゲット位置のアイソセンタからの誤差を2乗平均平方根により第3表に示す。全シリーズの測定でターゲットの位置ぎめの誤差は最大でも0.3 mm以下であった。

2. 固定システム精度測定結果

耳小骨および鶏冠を基準点とする本測定法の妥当性評価のため、7名のCT撮影26回における左右耳小骨間距離の変動と、鶏冠の座標データのあるものについては鶏冠と耳小骨間距離を計算した(第4表)。平均0.5 mm未満、標準偏差1 mm未満であった。

CT撮影による基準点(耳小骨-中耳壁接点、鶏冠頂点)座標変動値の測定結果を第5表に示す。いずれの基準点の座標値においてもx, y, z各方向での変動値は平均1 mm未満、標準偏差2 mm未満であった。また、各方向の変動値から距離の変動を求めた。平均と標準偏差はいずれも2 mm未満であった。また、3基準点の座標より平面が定まるため、頭蓋の回転が測定できる。各平面の法線ベクトルを求め、治療計画時のCTと2回目以降の品質管理用CTでの法線ベクトルより頭蓋の回転角度を求めた。第6表に重心の移動とともに各品質管理用CTでの回転角度を示す。重心の移動、回転角度は平均でそれぞれ約0.7 mm, 1.0度であった。

考 察

1. BEPS照準法について

定位手術的照射、定位放射線治療ともに、照準のために我々の使用しているBEPS法は、ガントリから見てアイソセンタ位置にできる標的位置の虚像(仮想標的)を目標に位置設定をするために、しばしば誤差要因となりうる壁面設置の光照準器(レーザーポインター)を必要としない。また、BEPS法ではターゲット位置を示す仮想標的は、フレームおよび頭部の若干の回転に対して

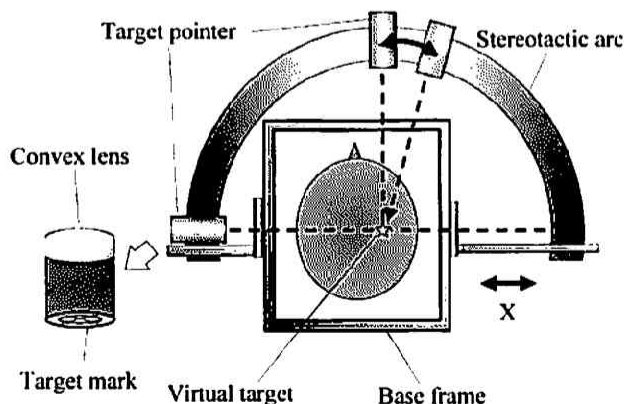
第6表 基準点の重心と回転角度

QT-CT	Center (mm)	Angle (degree)
KS-1	1.1	0.9
NS-1	0.7	0.4
NS-2	0.2	0.9
NS-3	0.2	0.4
ST-1	1.1	1.7
ST-2	1.0	0.9
ST-3	0.7	1.4
ST-4	1.4	2.1
ST-5	0.6	1.0
YS-1	0.8	1.3
YS-2	0.5	1.2
SK-1	0.9	0.7
SK-2	0.4	0.5
Mean	0.68±0.35	1.0±0.49

品質管理 CTのみを列挙した。(北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌14, 107-112, 2002の Table 3より許可を得て転載)

原理的に不動である。すなわち、任意の方向に回転するターゲット指示器が概ねガントリの方向と合致し、レンズ視野内にターゲットマークがとらえられれば、その状態のままアイソセンタへの位置あわせが正確に行える(第5図)。同じ理由で、体重による寝台のたわみについても考慮する必要がない。

実際の位置ぎめは、モニター上の CCD カメラ画像を



第5図 ターゲット指示器のレンズによる虚像(仮想標的)はアークの中心に結ばれる。(北村正幸他 日本放射線腫瘍学会誌14, 107-112, 2002の Fig. 3より許可を得て転載)

見ながら十字線を画面中央に合わせる簡便な作業であり数分程度で行える。この着脱式固定法を使用した場合、1回の治療に要する時間は、入室から退室まで15分程度の短時間であるが、これは固定時に厳密にフレームの角度を調整する必要のない BEPS 法の利点によるところが大きい。また、我々の固定法は BEPS 法で使用するレクセルフレームシステムに適合するように作られており、両者は相互に補完的である。

## 2. 装置の精度測定結果について

BEPS 法を用いた装置側の精度を評価するために行った位置測定精度と位置合わせ精度は、それぞれ 0.1 mm 以内、0.3 mm 以内という高い精度が得られた。

## 3. 着脱式固定システムについて

定位放射線治療における非侵襲的頭部固定法は、主に従来の頭頸部治療で用いられてきたフェースマスク型樹脂製シェルを使用した方式<sup>18-21)</sup>、外耳道と鼻根部で固定する方式<sup>22)</sup>、歯型を利用した方式<sup>9-14)</sup>などが報告されている。単なるシェル固定は毎回の治療で最大 5 mm 程度の動きがあり、再現性は比較的不良である。上顎歯列は複雑な凹凸を持つ頭蓋骨の一部と考えられるので、これを歯型固定して再現性を高める方式がある。歯型を利用する方式には、GTC フレーム (Gill-Thomas-Cosman Frame System)<sup>10)</sup>に代表されるように、歯型と一体になったフレームに頭部をベルト固定する「頭部を固定装置に合わせる」方式が多いが、我々はより自然な位置で固定ができるように「固定装置を頭部に合わせる」方式を考案した。また、我々の着脱式固定法は、レクセルシステムのベースフレームを使用しているため、座標取得用インジケータが流用できる。また、レクセルフレームシステムを基に作られた BEPS 法が適応でき、さらに加えて若干の精度維持のための特徴がある。

一般に歯型による固定方法は、頭蓋を支える枕部分と歯型が一体となり、それに対して頭部を固定する方式が多い。これでは固定された枕部分と歯型に頭部を合わせる際に、患者の歯列や頭部に負担を生じる可能性がある。我々は、より自然な状態で固定することを目指し、まず、患者に軽量の歯型のみを装着してもらって、それを自在油圧アームで固定することとした。頭部を固定装置に合わせるのではなく、固定装置を後から歯型に取り付ける固定方式なので、患者が寝た自然の位置での固定が可能になる。

我々の方式では、頭部重量はすべて枕にかかるので、歯型への重量負荷はない。歯型の役割は患者頭部の回転

的な動きを防止することにあるので、油圧アームにより十分な強固な固定が得られる。また、歯型には硬性アクリル樹脂を用いたので再現性が期待され、義歯や治療歯への歯型接触を避けるような調整も行える。

#### 4. 耳小骨・鶏冠を用いた精度測定法について

定位放射線治療では聴神経腫瘍など、比較的肉眼的腫瘍体積が明瞭な病変を対象とすることが多い。しかし、その場合でも標的体積はCT画像上で一般にある程度の大きさがあり、場合によっては辺縁が明瞭でないこともあり得る。腫瘍内部の画像は造影状態に左右され、検査毎の断面の角度も全く同一にはなりえない。そのために肉眼的腫瘍体積そのものを再現性測定の基準とすることは不十分と思われた。

そのため、病変以外の定点を再現性の指標とする方法を考案した。断層画像で観察される境界線はほとんどが曲線であり定点は特定し難い。今回用いた両側キヌタ骨体短脚と鶏冠の基準点は頭蓋内ではほぼ移動がないと考えられ、定義が明確でありコントラストの点でも優れている。定位放射線治療の対象となる聴神経腫瘍などの手術操作においても破壊されることは稀であるために、基準点に適していると言える。また、CT撮影時にインジケータを併用することで、マーカーの位置を参照して座標値として基準点の位置を得て、3次元的な頭蓋の移動、回転を測定できる。

定位照射における再現性の精度測定に、頭蓋内の骨性定点によるCT実測の報告はなく、正面と側面の単純撮影で個人別の定点を決定し、そのずれを目視的に測定している場合が多い<sup>10,12,18,21)</sup>。CT測定の報告では肉眼的腫瘍体積の中心や個人別に設定された定点による測定がなされており<sup>14,15,20)</sup>、詳細な定量的評価、検証が困難である。

我々の測定では、左右耳小骨間の距離の変動値は、平均0.11 mm 標準偏差0.70 mmであった。今回のCT撮影におけるFOV (field of view) は300 mmなので0.59mm/画素となり、標準偏差は1.19画素に相当する。我々は耳小骨などの基準点は頭蓋に対して動かないと仮定し、フレームに対する頭蓋の動きを測定している。この際の基準点間の距離は一定と見なされるため、その変動は測定系の誤差を表しているものと考えられる。

誤差を生じる要因としては、画像から基準点をプロットする作業時に生じる以外に、画素の大きさ、CTスライス厚(1 mm)に伴うものが考えられる。これらと比較して基準点間距離の変動は十分に小さく、本測定法で得られるフレームに対する基準点の座標の精度は十分高

いものと考えられた。

#### 5. 固定システム精度測定結果について

耳小骨や鶏冠の変動の標準偏差についてはいずれも2 mm未満であった。実際の治療では、誤差を考慮して臨床標的体積に3 mm程度の辺縁マージンを確保するようにしているので許容される結果と考えられる。また、健康保険における定位放射線治療の実施前提に「照射中心点に対して2 mm以内の照射精度を満たすこと」があげられているが、この基準も満たしている。

3基準点の重心移動は平均0.68 mm、標準偏差0.35 mmであったが、これらは3基準点の座標値や距離の変動よりも平均・標準偏差とも小さかった。重心の変動の方が小さいことは、3基準点に変動を生じさせている要素が平行移動によるものより、回転によるものが大きいことを示唆している。角度調節器等やフレーム固定によって歯型全体が動く場合は平行移動になりやすいと考えられるので、回転による誤差は歯型装着の不完全さによって生じている可能性が高い。

3基準点の角度変動は平均で1度程度であった。左右耳小骨間距離を110 mmと考え、角度1度により生じる耳小骨の移動は約1 mmとなる。これに重心移動が加わって3基準点の変動が2 mm未満となったと考えて矛盾はない。

一般に、3基準点を含めた頭蓋の位置の変動は平行移動と回転による和と考えられる。今回、回転がより大きな誤差要因であったが、これは歯型固定に共通したことなのか、我々の方法に特有の問題なのかは疑問として残る。他の歯型固定法と比較が必要であるが、位置変動をこのように立体的に論じた報告はこれまでなかった。

#### 6. 今後の課題

歯型固定では、歯列がない場合に固定が困難である。そのような場合、義歯がしっかりしていれば義歯に対して歯型を作成し、位置設定時には下顎をベルトで補助的に固定する方法などが考えられる。あるいは、精度を確保する観点から上顎に人工歯根のインプラントを埋め込み、フレームシステムとの接続に使うという方法もありうる。若干の侵襲性を伴うが、着脱性があるので日常生活への支障は少ないであろう。また、レクセルフレームシステムは、本来、頭部重量を直接支えるために強固な構造が求められるため一定の重量がある。しかし、我々の固定法では頭部重量は枕にかかるのでフレームへの頭部重量の負荷はない。従って、幾何学的精度が保てれば、これらのフレームシステムはプラスチック樹脂製でも



かまわない。今後、精度の改善と伴にフレームシステムの軽量化を図りたい。

## 総括

歯型と油圧アームを使った着脱式の頭部固定装置による定位放射線治療システムの開発と、頭蓋内の基準点を定期的にCT撮影した結果によるシステムの再現性の評価をおこなった。

患者個人の歯型からアクリル樹脂歯型を作成した。歯型を上顎に装着した後、レクセルベースフレームを取り付け、さらに左右の油圧アームにより固定した。レクセルフレームを利用して、我々がこれまで使用している位置決めシステムを活かすことができ、頭蓋内の解剖学的基準点の座標を得ることができた。

測定法の妥当性を評価するために、両側耳小骨と鶏冠頂点の3基準点間距離を算出した。これらの変動は平均0.5 mm未滿、標準偏差は1 mm未滿であった。

7名の分割定位放射線治療において定期的に精度測定CT撮影を行った。両側の耳小骨(キヌタ骨短脚)と鶏冠の頂点を位置的変動の基準点とし、合計26回のCT撮影を行った。治療計画時の初回CT撮影のx, y, z座標値を基準とすると、以後のCT撮影における座標値の変動は、平均1 mm未滿、標準偏差2 mm未滿であった。距離の変動と標準偏差はいずれも2 mm未滿であった。基準点重心の移動、頭蓋の回転角度は平均でそれぞれ、約0.7 mm, 1.0度であった。

以上の結果より、頭蓋内骨構造を基準点とした位置精度測定法は、再現性測定法として有用であり、治療装置の精度と頭部固定システムの再現性は定位放射線治療として許容される範囲と思われた。

本稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました慶應義塾大学医学部放射線科学教室久保敦司教授に深甚なる謝意を表します。また、直接御指導いただきました国枝悦夫講師、装置の作成にご協力いただいた研究機器開発室の江田敏雄氏、歯型の作成を担当された歯科口腔外科の柴秀行医長および歯科技工士の方々、放射線治療を担当する放射線技師の方々に深謝いたします。

第1, 2および3表はKuniedaの論文から引用したが、このデータに関しては学位申請者がその主たる貢献者であり、共著者の同意を得て転載した。

本研究の一部は第57回日本医学放射線学会総会にて発表した。本研究の一部は平成7年度文部省科学研究助成金

(奨励研究A)によった。

## 文 献

- 1) Leksell L : Cerebral radiosurgery. I. Gammathalamotomy in two cases of intractable pain. *Acta Chir Scand* 134 : 585-595, 1968
- 2) Leksell L : The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 102 : 316-319, 1951
- 3) Leksell DG : Stereotactic radiosurgery. Present status and future trends. *Neurol Res* 9 : 60-68, 1987
- 4) Yamamoto M, Jimbo M, Ide M, Tanaka N, Lindquist C, Steiner L : Long-term follow-up of radiosurgically treated arteriovenous malformations in children : report of nine cases. *Surg Neurol* 38 : 95-100, 1992
- 5) Linskey ME, Lunsford LD, Flickinger JC, Kondziolka D : Stereotactic radiosurgery for acoustic tumors. *Neurosurg Clin N Am* 3 : 191-205, 1992
- 6) Steiner L, Lindquist C, Adler JR, Torner JC, Alves W, Steiner M : Clinical outcome of radiosurgery for cerebral arteriovenous malformations. *J Neurosurg* 77 : 1-8, 1992
- 7) Larsson B, Liden K, Sarby B : Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiol Ther Phys Biol* 13 : 512-534, 1974
- 8) 国枝悦夫, 北村正幸, 川口 修, 大平貴之, 茂松直之, 藤内武徳, 安藤 裕, 久保敦司, 河瀬斌 : 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. *日医放*, 58 : 86-90, 1998
- 9) Theodorou K, Kappas C, Tsokas C : A new non-invasive and relocatable immobilization frame for fractionated stereotactic radiotherapy. *Radiother Oncol* 47 : 313-317, 1998
- 10) Gill SS, Thomas DG, Warrington AP, Brada M : Relocatable frame for stereotactic external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 20 : 599-603, 1991
- 11) Kalapurakal JA, Ilahi Z, Kepka AG, Bista T, Goldman S, Tomita T, Marymont MH : Repositioning accuracy with the Laitinen frame for fractionated stereotactic radiation therapy in adult and pediatric brain tumors : preliminary report. *Radiology* 218 : 157-161, 2001
- 12) Laing RW, Thompson V, Warrington AP, Brada M : Feasibility of patient immobilization for conventional cranial irradiation with a relocatable stereotactic frame. *Br J Radiol* 66 : 1020-1024, 1993
- 13) Kooy HM, Dunbar SF, Tarbell NJ, Mannarino E, Ferraro N, Shusterman S, Bellerive M, Finn L, McDounough CV, Loeffler JS : Adaptation and verification of the relocatable Gill-Thomas-Cosman frame in stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 30 : 685-691, 1994

- 14) Meeks SL, Bova FJ, Wagner TH, Buatti JM, Friedman WA, Foote KD : Image localization for frameless stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 46 : 1291-1299, 2000
  - 15) Bova FJ, Buatti JM, Friedman WA, Wendenhall WM, Yang CC, Liu C : The University of Florida frameless high-precision stereotactic radiotherapy system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 38 : 875-882, 1997
  - 16) Kunieda E, Kitamura M, Kawaguchi O, Ohira T, Ogawa K, Ando Y, Nakamura K, Kubo A : New system for linear accelerator radiosurgery with a gantry-mounted video camera. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40 : 739-746, 1998
  - 17) 国枝悦夫, 和田 允, 伊東久夫, 久保敦司, 藤内武徳, 菊池宏 : ガントリ内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. *日放腫会誌* 8 : 77-81, 1996
  - 18) Hamilton RJ, Kuchnir FT, Pelizzari CA, Sweeney PJ, Rubin SJ : Repositioning accuracy of a noninvasive head fixation system for stereotactic radiotherapy. *Med Phys* 23 : 1909-1917, 1996
  - 19) Karger CP, Jakel O, Debus J, Kuhn S, Hartmann GH : Three-dimensional accuracy and interfractional reproducibility of patient fixation and positioning using a stereotactic head mask system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 49 : 1493-1504, 2001
  - 20) Willner J, Flentje M, Bratengeier K : CT simulation in stereotactic brain radiotherapy-analysis of isocenter reproducibility with mask fixation. *Radiother Oncol* 45 : 83-88, 1997
  - 21) Kortmann RD, Becker G, Perelmouter J, Buchgeister M, Meisner C, Bamberg M : Geometric accuracy of field alignment in fractionated stereotactic conformal radiotherapy of brain tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43 : 921-926, 1999
  - 22) 大平貴之, 成高平治, 戸谷重雄 : 再装着可能型定位脳アダプター利用による CT/MRI stereotaxis. *機能的脳神経外科* 29 : 93-101, 1990
-