原 著

高解像度デジタルカメラを用いた高精度放射線治療用
6 軸寝台の位置精度測定法の検討論文受付
2011年 4 月26日論文受理
2011年 7 月21日Code Nos. 410
534 851武村哲浩¹⁾・上田伸一²⁾・能登公也²⁾・倉田雄一²⁾・小路佐織²⁾

1)金沢大学医薬保健研究域保健学系

2)金沢大学附属病院放射線部

緒 言

高精度な画像誘導放射線治療(image-guided radiation therapy; IGRT)において患者セットアップ誤差の補正システムとして、3 軸方向の平行移動および3 軸回転にて補正できる6 軸寝台が用いられる。6 軸寝台は画像照合ソフトウェアとX 線装置もしくはコーンビームCT(cone-beam computed tomography; CBCT)装置などの画像取得装置と合わせて位置照合システムとされる。2 方向以上から撮影されたX 線画像やCBCT 画像と参照画像から、画像照合ソフトウェアにより計

算された三次元的な患者位置変位量を補正するために6 軸寝台が用いられる。また、関連学会によるIGRT ガイドライン¹⁾では、治療寝台移動の位置精度を品質管理・品質保証プログラムに含めることを勧めている。

6 軸寝台を搭載した医用直線加速器(LINAC)であるNovalis(BrainLab AB, Germany)を対象に6 軸寝台も含めた位置照合システム全体としての精度評価は、比較的新しい研究でRahimian J, et al.²⁾, Vinci JP, et al.³⁾, Jin JY, et al.⁴⁾, Takakura T, et al.⁵⁾などによって行われ

An Method for Evaluating the Positional Accuracy of a Six-degrees-of-freedom
Radiotherapy Couch Using High Definition Digital CamerasAkihiro Takemura,¹⁾ Shinichi Ueda,²⁾ Kimiya Noto,²⁾ Yuichi Kurata,²⁾ and Saori Shoji²⁾1) Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences,
Kanazawa University

2) Department of Radiological Technology, Kanazawa University Hospital

Received April 26, 2011; Revision accepted July 21, 2011; Code Nos. 410, 534, 851

Summary

Purpose: In this study, we proposed and evaluated a positional accuracy assessment method with two high-resolution digital cameras for add-on six-degrees-of-freedom radiotherapy (6D) couches. **Methods and Materials:** Two high resolution digital cameras (D5000, Nikon Co.) were used in this accuracy assessment method. These cameras were placed on two orthogonal axes of a linear accelerator (LINAC) coordinate system and focused on the isocenter of the LINAC. Pictures of a needle that was fixed on the 6D couch were taken by the cameras during couch motions of translation and rotation of each axis. The coordinates of the needle in the pictures were obtained using manual measurement, and the coordinate error of the needle was calculated. The accuracy of a HexaPOD evo (Elekta AB, Sweden) was evaluated using this method. **Results:** All of the mean values of the X, Y, and Z coordinate errors in the translation tests were within ± 0.1 mm. However, the standard deviation of the Z coordinate errors in the Z translation test was 0.24 mm, which is higher than the others. In the X rotation test, we found that the X coordinate of the rotational origin of the 6D couch was shifted. **Conclusions:** We proposed an accuracy assessment method for a 6D couch. The method was able to evaluate the accuracy of the motion of only the 6D couch and revealed the deviation of the origin of the couch rotation. This accuracy assessment method is effective for evaluating add-on 6D couch positioning.

Key words: radiotherapy, 6 degrees-of-freedom couch, image-guided radiotherapy, accuracy evaluation

別刷資料請求先：〒920-0942 金沢市小立野 5-11-80

金沢大学医薬保健研究域保健学系 武村哲浩 宛

た。Rahimian らと Takakura らによる報告では定位放射線手術を対象としているが、いずれの報告も Novalis に搭載されている ExacTrac システムによる 2 方向から撮影された X 線画像の位置照合を用いて患者セットアップによる位置 / 回転誤差を得ている。

その他、LINAC システムに搭載された X 線管とフラットパネルデテクタによる CBCT を用いて同様に 6 軸寝台を含めた位置照合システムの幾何学的精度検証も行われている^{6,7)}。CBCT を用いた際も ExacTrac 同様、位置照合に用いる画像位置照合ソフトウェアの精度を加味することになり、位置照合システム全体の精度評価となる。また CBCT の場合は、その画像の解像度が 0.5 mm/pixel 程度(マトリックスサイズ 512×512)であり、0.1 mm 単位の設定が可能な 6 軸寝台の位置精度評価には解像度が不十分である。

Hayashi らは、6 軸寝台ではなく 3 軸方向の平行移動とアイソセントリック回転が補正できる寝台を対象に赤外線カメラシステムの位置依存性の検証ではあるが、方眼紙とデジタルカメラを用いて寝台単体の精度も求めている⁸⁾。しかし 6 軸寝台ではないため左右方向と前後方向の平行移動とアイソセントリック回転のみである。

位置照合システム全体の精度を求めることはもちろん重要であるが、位置照合システムの精度に不具合が起こった場合に、撮影装置、画像位置照合ソフトウェア、治療寝台の精度を個別に測定することが原因究明につながる。また、位置照合システムの機能を用いた精度評価では、システム内部で整合性がとれた不具合は検出することができず、位置照合システム以外の機構を用いた検証が必要となる。

従来の方眼紙や角度計を寝台天板に置いた方法では三次元的な位置座標は測定できず、6 軸寝台のすべての動きは検証できない。方眼紙を用いた場合には水平方向の平行移動およびアイソセントリック回転のみとなり、角度計を用いた場合でも X 軸回転および Y 軸回転のみとなる。

3 軸の平行移動および 3 軸の回転のすべてに対応でき、6 軸寝台の最小移動単位である 0.1 mm を測定することのできる解像度で三次元的誤差が測定でき、位置照合システムと独立した評価方法は報告されていない。

この論文では、患者位置照合システムから独立し、6 軸寝台の平行移動・回転による三次元的な位置精度を測定する手法を提案する。またその手法による高精度放射線治療用 6 軸寝台の位置精度を測定する。

1. 方 法

本研究による 6 軸寝台の位置精度評価法では、2

Fig. 1 Definition of the coordinate system.

台の高精度デジタルカメラを治療室内にあるレーザで示される LINAC の座標軸上に、かつアイソセンタに向けて設置する。6 軸寝台を平行移動および回転をさせた際に 6 軸寝台の天板に固定したピンの先端を 2 台のカメラで撮影し、撮影した画像から座標を測定する。座標系が 6 軸寝台や LINAC、カメラで異なるため、本論文で示す座標値はすべてアイソセンタを原点とした LINAC の座標軸を基準とし、ガントリに向かって左右方向が X 軸、前後方向が Y 軸、上下方向が Z 軸である (Fig. 1)。

1-1 使用機器

使用した 6 軸寝台のシステムは、LINAC, Elekta Synergy (Elekta AB, Sweden) に搭載された HexaPOD evo (Elekta AB, Sweden, 以下 HexaPOD) である。HexaPOD は、X, Y, Z の各軸平行移動および回転がそれぞれ ± 30 mm, ± 3.0 度まで補正できる寝台と、患者の体幹部を跨ぐように寝台に装着し上部に赤外線反射マーカのついたフレーム、その位置を検知する 2 個の赤外線カメラで構成される。Elekta Synergy による HexaPOD を用いた位置照合システムでは、患者セットアップ後、LINAC による照射前に CBCT を撮影し、得られた画像を画像位置照合ソフトウェアにて基準となる治療計画時の画像と位置合わせすることで平行移動・回転のセットアップ誤差を計算する。その後 HexaPOD を用いて、得られたセットアップ誤差を補正する方向に寝台を動かす。

HexaPOD の寝台は LINAC システムの一部である標準の寝台 (LINAC 寝台) システムに上乗せする機構として搭載される LINAC 寝台システムには HexaPOD が載るため天板はないが可動機構はそのままであり、HexaPOD と LINAC 寝台システムは互い

に独立して動かすことができる。HexaPODの可動および表示最小単位は0.1 mm/0.1度である。また可動範囲の ± 30 mm, ± 3.0 度はアイソセンタを原点とした動きではなく、HexaPODの可動機構中心(HexaPOD寝台天板先端から1067 mm足側)を原点とした可動範囲であり、特に角度ではアイソセンタとHexaPODの可動機構中心間の距離(寝台位置)によってHexaPODでの補正可能な角度範囲が制限され ± 3.0 度未満となる。臨床で ± 3.0 度以下でその制限角度を超えた補正が必要となった場合には、LINAC寝台を補助的に動かすことで、 ± 3.0 度という角度範囲まで補正できる。今回6軸寝台システムの精度評価であるので、LINAC寝台は動かさず角度については制限された角度範囲で評価を行った。

使用したデジタルカメラは、Nikon D5000とマクロレンズ AF-S Micro NIKKOR 60 mm f/2.8G ED (Nikon, 東京)を組み合わせた2台である。D5000は23.6 mm $\times$ 15.8 mm Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS)センサにより最大4288 $\times$ 2848 pixelの写真画像をえることができる。マクロレンズは等倍からの撮影が可能であり、それにより解像度は最小0.0055 mm/pixelまで可能である。また、事前にこのカメラ本体とレンズの組み合わせにより精度の確認された方眼紙を撮影し、撮影された画像から測定できるほどの歪みがないことを確認している。

1-2 6軸寝台の精度評価手法

1-2-1 セッティング

HexaPODの寝台天板に固定するピン(先端0.20 mm)はZ軸のマイナス位置にカメラを設置して撮影する必要があるため、自作固定具によって寝台先端から飛び出すように設置し固定した。また、各座標軸に設置したカメラで撮影した際、ピンが座標軸に平行であるとピンの支持台に先端が重なり先端を判別しにくくなる。そのため、カメラ位置との干渉を考え、-X, -Y, -Zの方向(ガントリに向かい左手前下)から各軸45度の角度でアイソセンタを指し示すよう設置した。

本手法では、IGRTガイドライン¹⁾にも示されているように、放射線治療室内にあるレーザ指示器で示されるアイソセンタとHexaPODのアイソセンタ(回転中心)が一致されていることが前提であり、そのアイソセンタをこの評価方法での基準/原点とした。

カメラを設置するにあたり、空間中のレーザ交点を認識できないため、まずはHexaPODの寝台天板に固定したピン(寝台ピン)の先端をレーザの示すアイソセンタに設定した。この際の位置の調整はHexaPODではなく、HexaPODが載っているLINAC寝台システムにより移動調整し、寝台ピン先端をアイソセンタに

設定した。また寝台ピン先端をアイソセンタに設定する際には、定位放射線照射のアイソセンタ確認に用いている拡大鏡によってレーザ光によるピン先端の影を確認し正確に設置した。

カメラの設置は、三脚を用いて座標軸に沿ってかつアイソセンタ(寝台ピン先端)に向け設置した。設置の際には、三脚にある雲台および水準器(ED-10GHLMY, (株)エビス, 精度 $\pm 0.0859^\circ$ 以内)によってカメラの水平/垂直を取り、設置する軸のレーザ光がレンズ先端の外装にあるレンズ中心のマークに合うよう設置。かつ、ファインダによって撮影範囲の中心にピン先端が写るように設置した。これによって、カメラの水平/垂直を重力軸に合わせ、かつレーザとファインダによりカメラ光軸をLINACの座標軸に合わせた。撮影時にはリレーズを用い、かつ、カメラ背面の液晶モニタによって撮影範囲が表示される状態に切り替え撮影時にカメラ本体内のミラーを動かさず撮影できるようにした。

カメラの光軸を中心とした回転の補正をするため、カメラ設置後に重りをつるした釣り糸(直径0.07 mm)を撮影した。写真上での測定時に釣り糸の角度を測定し、測定したピン先端の座標を回転補正した。ただし、Z軸にカメラを設置した場合、重りと糸では軸を写し込むことはできないため、代わりにレーザを平らな板に投影し、それをカメラで撮影した。レーザは常に座標軸を示しており、投影する板の角度がどのようなであっても投影されたレーザは座標軸を示す。撮影された画像から、釣り糸もしくはレーザによる線の辺縁に2点座標を取り、その2座標から画像上の角度を求める。この2点は可能な限り離れた点とし、釣り糸とレーザともに両側の辺縁でそれぞれ場所を変え2回、合計4回測定し、その角度を平均して画像を回転補正する角度とした。レーザの場合はZ軸にカメラを設置しているため、X軸、Y軸のレーザが投影され撮影される。レーザの線は辺縁が明確でないため、投影されたX軸、Y軸両方で同様に角度を計算しすべてを平均し角度を求めた。

撮影される写真のマトリックスサイズは最大の4288 $\times$ 2848としモノクロにて撮影した。画像データの保存形式はデータ圧縮など処理がされていないRaw形式とした。写真上のピクセルサイズはアイソセンタとカメラのCMOSセンサ間距離に依存する。HexaPODの表示最小単位が0.1 mmであるため、それを評価するためには少なくとも0.05 mm/pixel以下のピクセルサイズが必要である。逆にピクセルサイズを小さくしすぎるとHexaPODの可動範囲(± 30 mm)がカメラの撮影範囲を超えるため適度な距離にカメラを設置する必要がある。正確にアイソセンタ-CMOSセンサ間

距離を設定することは不可能なため、0.015 mm/pixel、撮影範囲 ±40 mm となる距離 280 mm(その際のピクセルサイズ 0.015 mm/pixel)を目安としてカメラ位置を設定した。

アイソセンタ CMOS センサ間距離は厳密ではないため、設置したカメラ位置での画像のピクセルサイズを求めるため、アイソセンタに精度 ±0.01 mm のカードゲージ(TYK-15, Eiger)を設置し撮影した。撮影されたゲージ幅と写真上の長さからアイソセンタ位置でのピクセルサイズ(mm/pixel)を求め、ピクセル単位の座標値を長さの単位(mm)に変換した。

1-2-2 アイソセンタへのピン設置再現性

アイソセンタを写真上認識できるようにするため設置するピンが本手法における測定基準となる。そのため、まずアイソセンタに設置するピンの再現性について確認した。カメラの設置は X 軸と Y 軸に設置し、寝台ピンの先端をアイソセンタに設置しカメラで撮影後、一度 X, Y, Z 軸すべて動かしピン先端をアイソセンタからずらし、再度アイソセンタに設置する。この工程を 5 回繰り返しその際の三次元的座標値の標準偏差を求めた。

回転の精度評価ではガントリに固定しアイソセンタに設置する 2 本目のピン(以下、ガントリピン)を用いるため、それについても同様に再現性を確認した。ガントリピンについては、マグネットスタンド(7010B, Mitutoyo)を用いてガントリに土台を固定しアームに取り付けたピン(先端サイズ 0.20 mm)の先端をアイソセンタに設置した。寝台ピン同様に座標軸にピンが平行にならないよう、かつ、寝台ピンとの干渉を避けるため、-X, +Y, +Z 方向(ガントリに向かい左手奥上)から各軸 45 度の角度でアイソセンタに向けて設置した。アイソセンタに設置する際には、アイソセンタに設置された寝台ピン先端を基準にガントリピン先端を合わせるように設置した。ガントリピンも設置 - 撮影を 5 回繰り返し座標値の標準偏差をもとめた。

画像から寝台ピンおよびガントリピンの先端座標を測定する際は、コンピュータ上でマニュアルにて測定した。コンピュータに取り込んだ画像で画像処理ソフト(ImageJ, NIH)を使用し十分拡大(600~800%)したうえで、マウスにてピン先端をポイントしてその座標を記録する。座標の測定は日を変え 3 回測定しその平均値を測定座標とした。このピン先端の座標を測定する方法は、後述の平行移動および回転の精度評価においても同様である。

1-2-3 平行移動補正の精度評価

平行移動の精度評価は、X 軸に沿った平行移動(TX)、Y 軸に沿った平行移動(TY)および Z 軸に沿った平行移動(TZ)の 3 方向について個別に行った。実

験ではアイソセンタ位置の寝台ピンの座標を基準として、基準から各軸に ±10 mm ごとに HexaPOD のみで可動する最大移動距離まで動かし、基準位置、および動かしたごとに 2 台のカメラで撮影した。HexaPOD を平行移動させた後は、逆方向に動かしてピンを基準位置に戻した後、次の移動距離を動かした。今回、HexaPOD の持つ最大移動距離(±30 mm)に設定すると LINAC 寝台による補助が求められたため 0.10 mm 小さい値を最大移動距離とした。

各軸の平行移動の可動範囲は Y 軸および Z 軸方向では偏りがある。測定の際の可動範囲は、TX では ±2.9 mm の範囲であるが、TY では -1.8 mm から 4.0mm, TZ では -3.4 mm から 2.4 mm であった。

カメラの設置位置は TX の際は、Y 軸および Z 軸に設置、TY の際は X 軸、Z 軸、TZ の際は X 軸、Y 軸に設置した(Fig. 2a~c)。

2 方向の画像から、マニュアル測定からピン先端位置の座標値を得て、アイソセンタの座標を原点とする三次元座標とした。直前のアイソセンタ位置(基準位置)での寝台ピン座標に、設定した平行移動量を加えた理論的な座標を正しい座標値とした。測定により得られた座標値と理論的な座標値の差を誤差として X, Y, Z 軸座標個別に求めた。理論的な座標値は式(1)により求めた。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 x' , y' , z' は理論的な座標値、 t_x , t_y , t_z は各軸の平行移動量、 x , y , z は平行移動させる直前のアイソセンタ位置にある寝台ピン座標である。

1-2-4 回転の精度評価

回転の精度評価では、X 軸を中心とした X 軸回転(RX)、および Y 軸中心の Y 軸回転(RY)、Z 軸中心の Z 軸回転(RZ)を個別に評価した。寝台ピンの設置は、寝台ピンをアイソセンタに設置すると、寝台ピンはどのような角度設定しても移動せず精度が測れないため、X 軸回転および Y 軸回転では寝台ピンの先端を Z 軸 -10 mm とし、Z 軸回転の場合は Y 軸 -10 mm の位置に設置した。寝台の回転によって移動する寝台ピンの先端位置座標を測定した。HexaPOD の回転原点となっているアイソセンタを写真上で認識するためにガントリピンを設置した。カメラ設置位置は、RX および RY の際は X 軸と Y 軸、RZ の際には Y 軸および Z 軸に設置した(Fig. 2)。寝台ピンとカメラの位置関係は、寝台ピンとガントリピンがカメラの光軸に平行になった場合、二つのピンが重なることで座標が読み取れない場合があることや寝台ピンとガ

Fig. 2 Setup of cameras and needles in translation tests and rotation tests.

ントリピンでピクセルサイズが異なることが、問題となるためこのような設定とした。

RXとRZの回転角度範囲は、アイソセンタとHexaPOD可動機構中心との距離と、RXに関してはTZの平行移動可動範囲の偏りにも影響される。実際にはRXでは1.7度から-1.5度、RYでは2.9度から-2.9度、RZでは1.4度から-1.4度までの角度範囲で測定を行った。実験では1度ごとおよび最大可動角度を回転角度とし精度評価を行った。また、平行移動の実験と同様に一度6軸寝台を動かした後、再度基準位置(0度)に戻してから次の設定角度に動かした。カメラでの撮影は、各角度回転させた時および0度に戻した時に行った。

回転の精度評価では、回転させる直前(0度)の寝台ピン先端座標を計算により設定角度で回転させた座標が理論的な座標値となる(式2, 3, 4)。

RXの時

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \dots\dots\dots (2)$$

RYの時

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \dots\dots\dots (3)$$

RZの時

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \dots\dots\dots (4)$$

Table 1 Reproducibility of placing a needle in the isocenter

	Standard deviation (mm)		
	X	Y	Z
Needle on couch	0.07	0.07	0.08
Needle on gantry	0.13	0.08	0.13
Combined	0.15	0.11	0.15

ここで、 x' , y' , z' は理論的な座標値、 θ は各軸回転での回転角度、 x , y , z はアイソセンタ(ガントリピン座標)を原点とする直前の0度に戻した際の寝台ピン座標である。

理論的な座標値と測定座標値との差を誤差として求めた。

2. 結果

2-1 再現性結果

アイソセンタに設置したピンの設定再現性の結果は、寝台ピンでは最大の標準偏差は ± 0.08 mm, ガントリピンが ± 0.13 mmであった(Table 1)。ガントリピンの設置では、寝台ピンを基準に設置するため標準偏差値を合成する必要があるが、合成した標準偏差でも最大 ± 0.15 mmであった。

2-2 平行移動および回転精度の結果

Table 2に各軸平行移動および回転での誤差の平均値および標準偏差を示す。誤差の平均値はすべて0.10 mm以下であり、HexaPODの表示最小値以下となった。しかしTZのZ座標で -0.06 ± 0.24 mmとなり他と比べ大きな標準偏差となった。

Table 2 Coordinate errors in the translation and rotation tests

	Error (mm)		
	X	Y	Z
TX	0.03±0.09	-0.04±0.02	-0.03±0.04
TY	0.04±0.09	-0.02±0.05	-0.01±0.03
TZ	0.05±0.10	-0.01±0.07	-0.06±0.24
RX	0.00±0.05	-0.08±0.05	0.05±0.08
RY	-0.07±0.09	-0.02±0.03	0.05±0.07
RZ	0.00±0.06	-0.02±0.03	-0.04±0.03

Mean±standard deviation

Fig. 3 Results of the translation tests. The graphs a, b, and c are the results of TX, TY, and TZ, respectively.

平行移動の実験において測定されたピン先端の座標を Fig. 3 に示す。ただし、動きのない一軸を省いた二次元のグラフで表した。またグラフ原点がアイソセンタとなっている。いずれのグラフでも理論値とほぼ一致していた。

同様に回転の実験において測定されたピン先端座標のグラフを Fig. 4 に示す。理論的な座標値は 10 mm アイソセンタから離れた位置に設置された寝台ピンの位置座標(0 度の際の座標)を、計算によって HexaPOD の設定角度で回転させたときの座標である。その際回転原点はアイソセンタに設置したガントリピンの先端座標である。本来、このグラフは原点(0 mm, 0 mm)を中心に同心円状の軌道を示すはずである。しかしながら RX のグラフ(Fig. 4a)において、寝台ピンの軌跡はグラフ上点線で示した理論的な軌跡と逆の傾きをしており、HexaPOD の認識するアイソセンタ(回転中心)が Y 軸のマイナス方向にずれていることを示す。

3. 考 察

本実験では、カメラ光軸を LINAC の座標軸に一致させるようカメラを設置するが、必ずしも厳密にその二つが一致しているという保証はなく、設置角度誤差がありえる。そのカメラ設置角度誤差は、特に平行移動の際に寝台ピンが移動する軸に対してカメラの光軸が垂直からずれた場合に測定座標に影響がでる(Fig. 5a)。例えば、カメラを Y 軸に設置し寝台ピンを X 軸方向に移動させた場合、カメラの位置が Y 軸上から X 軸方向にずれ、左右から角度を付けて撮影した場合、測定される寝台ピンの X 座標に誤差が加わる。また寝台ピンがアイソセンタから離れるほどその角度誤差の影響が大きくなるため平行移動の移動量を最大可動距離に設定した際に最も測定誤差として大きくなる。

今回の実験でのセッティング、アイソセンタ-CMOS センサ間距離 $D=280$ mm、平行移動距離 d を

Fig. 4 Results of the rotation tests.

The graphs a, b, and c are the results of RX, RY, and RZ, respectively.

a | b | c

Fig. 5 Schematic representation of alignment error of camera.

In case a, the error, E , is presented in measured coordinates. However, in case b, the measured X coordinate does not include error.

a | b

最大の 40 mm 離れた位置でのカメラ設置角度誤差による影響を試算した(付録 A1-5 式)場合, HexaPOD の最小表示単位の 0.10 mm の誤差を生むため ($E=0.10$ mm)には寝台ピンの移動方向に対して垂直から $\theta=0.95$ 度の角度誤差が必要となる. その際, $E_c=4.89$ mm となり本来あるべきカメラ位置から 4.89 mm ずれることとなる. 使用したレンズにはレンズ中心を示す印があり, それを基準にレーザに合わせカメラを設置している. そのため大きく見積もってレンズ中心がレーザ 2 本分, 一般的に LINAC のアイソセンタを表すレーザの幅は約 1 mm であるため 2 mm 程度のずれはありえるが, 4.89 mm となった場合に明確にレンズ中心からレーザがずれることになる. 実験時にそのような設置誤差はなかった.

逆に計算し, レーザ 2 本分の幅として $E_c=2.00$ mm カメラ位置がずれた場合, 角度の誤差 θ は 0.41 度となり, その際の測定値におよぼす誤差 E は 0.04 mm である. 平行移動の距離が小さくなればさらにその

測定値の誤差は小さくなるため, カメラの角度誤差による測定値への影響は最大で 0.04 mm である.

また, 寝台ピンの移動方向に対して光軸が垂直なまま移動軸を中心に回転するような角度誤差の場合, つまり寝台ピンが左右方向移動した際に上からもしくは下から角度を付けて撮影した場合(Fig. 5b)は, 上下方向の座標測定誤差となる. 誤差の試算としては前述と同様に計算できるが, 寝台ピンは誤差が含まれる上下方向ではなくそれに垂直な方向に移動するため理論的には誤差はない. ゆえに, カメラの設置において含まれる誤差は最大で 0.04 mm であり, 測定結果に対する影響は限定的である.

測定では写真に写った 0.20 mm のピン先端位置をマニュアルにて測定しているが, 日を変え 3 回測定した際の測定座標の標準偏差は平均で 0.01 mm 未満でありマニュアル測定による影響はないと考えられる.

アイソセンタに設置したピンの設置再現性において, ガントリピンは先にアイソセンタに設置された寝

台ピンを基準として設置したため寝台ピン設置の不確かさにも影響される。そのため、この手順によるガントリピン設置時の標準偏差は、寝台ピンとガントリピンの標準偏差を合成したものとなる。合成した標準偏差では X 軸、Z 軸の座標値において最大 0.15 mm (95%信頼区間 0.09~0.43 mm)となった。ガントリピンのずれは、回転の評価において回転原点のずれとなる。しかしながら、回転原点の変位が 0.15 mm あった場合に誤差計算におよぼす影響はピクセルサイズに満たない 0.01 mm 未満であり、95%信頼区間の上限である 0.43 mm であったとしても 0.02 mm で 2 pixel 未満である。

アイソセンタに設置するピンの設置再現性は設置精度を表すものではないが、約 1 mm 幅のレーザ光内に設置しようとした場合、0.15 mm の標準偏差はレーザ光の幅よりも十分小さい。たとえガントリピン設置の際の真の標準偏差が 95%信頼区間上限の 0.43 mm としても、レーザ光幅の半分にも満たないため少なくともレーザ光内に設置できる。またその設置誤差による影響は 0.02 mm であり、レーザを基準に寝台ピン、ガントリピンを注意深く設置すれば、精度測定に十分な精度でレーザの示すアイソセンタにピン先端を設置できる。この位置補正精度評価方法はピン設置やカメラ設置にレーザを基準としているため、レーザが少なくともアイソセンタ付近において正しく座標軸を表していること、正しくアイソセンタを示していることが必要である。

RX の結果において、寝台ピンの軌跡が理論的な座標値の軌跡と比べ逆の傾きを示し、HexaPOD の認識しているアイソセンタ(回転原点)が Y 軸のマイナス方向にずれていることが示唆された。正しい回転原点を中心に寝台が回転した場合、寝台ピンがどこに設置されていたとしても寝台ピンの移動軌跡は回転原点を中心に円を描く。つまり、測定された座標点いずれか 2 点を取り、その 2 点をつなぐ線分の中点を通り線分に垂直な直線を引いた場合、その直線は回転原点を通るはずである。RX の結果のグラフでは、右側の縦軸の位置が回転原点の Y 軸座標となる 0.0 mm であるため、寝台ピンの測定座標の 2 点の中点を通る直線は右側に傾くはずである。しかしながら、グラフでは、例えば両端の -1.5 度と 1.7 度回転の測定座標値でも明確なとおり、2 点の中点を通る直線はグラフの左側に傾くことになる。実際実験後のメーカーメンテナンスで HexaPOD の認識しているアイソセンタが Y 軸方向、Z 軸方向ともに -1.0 mm 変位していたことがわかり修正された。これによって、本精度評価方法は、精度評価と回転原点の確認もでき有用な手法であるといえる。

RX の結果では、回転原点の Y 軸方向のずれは理論的な軌跡の曲線と比較することで認識することできるが、Z 軸方向のずれは結果から判断するのは難しい。Z 軸方向のずれは回転半径の違いになりその僅かな違いは、特にノイズの含まれるデータでは認識するのが困難になる。今回の RX および RY の実験では、カメラ設置の時間等を短縮するため寝台ピンを同じ Z 軸方向 -10 mm の位置に設置したが、例えば RY の際に寝台ピンの位置を X 軸方向に 10 mm ずらした位置にすることで認識できた可能性がある。

HexaPOD の認識しているアイソセンタが 1.00 mm ずれていた場合の影響は、アイソセンタからの距離には依存せず回転角度に依存し、HexaPOD の限界である 3 度傾けたとしても 0.05 mm である。そのため、実際の臨床では問題とならない誤差である。

HexaPOD の log には補正時の各軸平行移動/回転の設定値およびその際の寝台座標が記録されている。しかしながら、この log での座標値は HexaPOD の可動中心を原点とする座標が記録されている。平行移動に関しては、その値を精度評価に使用することができるが、回転に関してはアイソセンタの座標が記録されておらず、アイソセンタを原点とした回転の精度評価には使用できない。また、6 軸寝台のみの精度を測る際には位置照合システム以外での評価が必要であり、その意味でも今回の評価方法は有用である。

本手法による HexaPOD の精度評価を品質保証・品質管理の手法として考えた場合、アイソセンタに設置するピンの設置再現性、カメラの設置再現性が重要となる。また、実際の臨床では 0.01 mm 単位の評価は微細すぎる可能性があるため、CBCT や X 線撮影を用いて患者位置照合システム全体での評価した方が簡便で必要な時間も短く現実的と考えられるかもしれない。しかし、その位置照合システムの精度に不具合があった場合、原因究明には、6 軸寝台の平行移動・回転による位置精度および回転原点の確認、CBCT の画像中心位置および幾何学的精度、画像位置照合ソフトウェアの位置照合計算精度を個別に独立して評価する必要がある。本手法は、そのうち 6 軸寝台の位置精度および回転原点の確認を位置照合システムとは独立して評価可能であり、また本手法のように 6 軸の動きすべてに対応し三次元的な位置精度を得られる方法はなく、必要性のある有用な評価方法である。

4. 結 語

本手法により、LINAC に搭載される患者位置照合システムによらず 6 軸寝台の三次元的な位置精度の評価することができた。ピンをアイソセンタに設置する

際およびカメラを設置する際に注意深く設置する必要があるが、位置照合システム以外の機構によって評価でき、精度評価として有用である。

本手法による HexaPOD の精度評価では、平行移動および回転の各軸誤差の平均値ではすべて ± 0.10 mm

を超えるものはなく、その標準偏差でも TZ の際の Z 軸座標において最も大きく 0.24 mm であり十分な精度を持っていた。また、RX において回転原点の変位を認識することができた。

参考文献

- 1) 日本医学物理学会 QA/QC 委員会, 画像誘導放射線治療臨床導入のためのガイドライン. 医学物理 2010; 30(2): 49-53.
- 2) Rahimian J, Chen JC, Rao AA, et al. Geometrical accuracy of the Novalis stereotactic radiosurgery system for trigeminal neuralgia. J Neurosurg 2004; 101(Suppl 3): 351-355.
- 3) Vinci JP, Hogstrom KR, Neck DW. Accuracy of cranial coplanar beam therapy using an oblique, stereoscopic x-ray image guidance system. Med Phys 2008; 35(8): 3809-3819.
- 4) Jin JY, Yin FF, Tenn SE, et al. Use of the brainlab exactrac X-ray 6D system in image-guided radiotherapy. Med Dosim 2008; 33(2): 124-134.
- 5) Takakura T, Mizowaki T, Nakata M, et al. The geometric accuracy of frameless stereotactic radiosurgery using a 6D robotic couch system. Phys Med Biol 2010; 55: 1-10.
- 6) Meyer J, Wilbert J, Baier K, et al. Positioning accuracy of cone-beam computed tomography in combination with a HexaPOD robot treatment table. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007; 67(4): 1220-1228.
- 7) Ma J, Chang Z, Wang Z, et al. ExacTrac X-ray 6 degree-of-freedom image-guidance for intracranial non-invasive stereotactic radiotherapy: comparison with kilo-voltage cone-beam CT. Radiother Oncol 2009; 93: 602-608.
- 8) Hayashi N, Obata Y, Uchiyama Y, et al. Assessment of spatial uncertainties in the radiotherapy process with the Novalis system. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009; 75(2): 549-557.

付録

カメラ光軸が本来設置する LINAC 座標軸と角度誤差を持つ際、測定座標値に対する影響は以下の通りに計算できる。Fig. 5a に示すとおり、角度誤差のあるカメラ位置座標 $C'(x, y)$ 、本来のカメラ位置座標 $C(x, y)$ 、カメラ光軸と LINAC 座標軸のなす角を θ とすると、 C' は以下のように求められる。

$$C' \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \cdot C \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{..... (A1)}$$

C と C' 間の距離がカメラ設置誤差 E_c となる。また、 $\angle PC'O$ を ω とすると、写真上の寝台ピン位置 P' と原点 O の距離 d' は以下で表される。

$$d' = D \cdot \tan\omega \quad \text{..... (A2)}$$

ここで、 D はカメラから原点 O までの距離であ

る。また ω は、 C' から X 軸に垂線を降ろした際の角 ε より、

$$\omega = \varepsilon + \theta \quad \text{..... (A3)}$$

また、 ε は以下の式となる。

$$\varepsilon = \tan^{-1} \left(\left| \frac{d' - x'}{y'} \right| \right) \quad \text{..... (A4)}$$

以上より d' と、正しい寝台ピン位置 P と原点の距離 d から、カメラ光軸が本来設置する LINAC 座標軸と角度誤差を持つ際の測定値誤差 E を

$$E = d - d' \quad \text{..... (A5)}$$

として求める。

図表の説明

Fig. 1 使用した座標系

Fig. 2 平行移動および回転の精度評価実験配置

Fig. 3 平行移動の精度評価結果

グラフ a, b, c はそれぞれ TX, TY, TZ の結果

Fig. 4 回転補正の精度評価結果

グラフ a, b, c はそれぞれ RX, RY, RZ の結果

Fig. 5 カメラ設置の角度誤差

ピンの移動軸とカメラ光軸の角度が垂直からはずれる a の場合、測定座標に誤差 E が含まれる。b のようにピン移動軸とカメラ光軸が垂直のまま移動軸の周りを回るとな角度ずれの場合は移動軸方向の座標に誤差は含まれない。

Table 1 ピン設置再現性の結果

Table 2 平行移動、回転による座標誤差