ノート

放射線治療装置における三次元動画計測ソフトウェアを用いたガントリー幾何学的アイソセンタ検証法の考案

論文受付
2011年12月30日論文受理
2012年9月1日Code Nos. 534
923

梁野伸貴 藤淵俊王

茨城県立医療大学保健医療学部放射線技術科学科

緒言

放射線治療の分野において診療放射線技師の業務は多岐に渡り、その負担は大きなものになっている。特に、放射線治療を効果的に行うには品質管理を怠ることはできず、多大な時間と労力を必要とする^{1,2)}。また、近年放射線治療技術の発展によって、放射線治療装置はマルチリーフコリメータや直接備えられたkV X-rayを用いた位置照合システムなどで重量化が進んでいる。加速管など含め数トンにも及ぶガントリーの重量を回転させることによる幾何学的アイソセンタのずれと回転軌道の歪みの経時的な影響は無視できない^{3,4)}。そのような中、強度変調回転放射線治療⁵⁾・定位放射線治

療^{6,7)}などの多方向からの照射による回転照射を用いた高精度放射線治療技術は、ガントリーの回転軌道が正円であることを前提とし、回転中心を基準として治療計画が行われている。この回転照射治療の精度を担保するためにガントリーの幾何学的アイソセンタの品質管理が重要となり、その検証は簡便に評価できることが望まれる¹⁾。

現在では、ビームのアイソセンタの精度検証法としてスターショット法⁸⁾やWinston-Lutz test⁹⁾などが臨床現場で多く行われている。スターショット法は、実際に治療で照射されるビームによるアイソセンタがサイドポイントなどと二次元空間で一致しているかについて検証す

A Method for Evaluating the Mechanical Isocenter of Gantry of a Radiotherapy Machine with Motion Picture Trace Analysis Software

Nobutaka Yanano and Toshioh Fujibuchi*

Department of Radiological Sciences, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences, School of Health Sciences

Received December 30, 2011; Revision accepted September 1, 2012

Code Nos. 534, 923

Summary

In recent years, development of advanced radiotherapy technology has resulted in an improvement in radiotherapy. Although the radiotherapy system has improved, the effect of the gap, the gyration center, and distortion of the rotation orbit cannot be neglected. Therefore, a verification method for a geometrical isocenter and rotation orbit in a three-dimension (3D) space is required. We developed a verification method for determination of the geometrical isocenter. In this method, the rotation of the gantry that applied the measured target from two directions was imaged and analyzed using animation pursuit analysis software. The measurement targets were pursued by analysis, and the rotation orbit of the target was visually evaluated from obtained coordinates and displacement distance. The gyration center in 3D space was calculated from pursued coordinates and compared with the intersection in the side laser and crosshair. In this verification method, the rotation orbit and geometrical isocenter in the 3D space were confirmed, and visually evaluated. Thus, this method was effective in verifying the geometrical isocenter by solving the problem of the measurement precision and reproducibility.

Key words: radiotherapy machine, mechanical isocenter, animation trace analysis, quality assurance

*Proceeding author

るには有効であるが、三次元的空間におけるずれ(ガントリーのだれによるずれなど)の影響を評価することが難しい。また、ガントリー角度の連続したデータを得ることはできず、回転軌道を視覚的に評価するには有効ではない。Winston-Lutz test では、レーザ照準器が示すアイソセンタに金属球を固定するが、レーザ照準器の調整が不十分な場合には系統的な精度悪化を招く可能性がある。

建築分野の振動や変位解析、人間の動作運動解析などで三次元動画計測ソフトウェアが軌道解析に利用されている。このソフトウェアは、動画像上における標的を追跡することで三次元的に座標や、速度、角速度などを計測することができる。三次元位置座標の情報と固定したガントリー角度によらない連続したデータが得られる点で、今までの検証法とは大きく異なる¹⁰⁾。

本研究では、三次元動画計測ソフトウェアを用いて幾何学的アイソセンタの解析と歪みの検証方法を考案し、三次元的な幾何学的アイソセンタの評価を行った。そして、放射線治療装置の品質管理に有効性、実用化にあたっての課題を検討した。

1. 方 法

1-1 使用機器

動画像の解析は、三次元動画計測ソフトウェア Move-tr/3D(ライブラリー社)¹⁰⁾を使用した。本ソフトウェアは動画像における標的を追跡し、軌跡の三次元の座標や速度、加速度などを計測することが可能である。2方向からの平面画像を基に三次元空間における位置情報を推定する方法として direct linear transformation (DLT) 法¹¹⁻¹⁴⁾、計測対象の追跡アルゴリズムとして2値化重心法を用いている。評価対象として、直線加速器 EXL-15SP(三菱電機社)を用いた。フロントポイントの先端とその左右に光を反射させる反射剤を塗布した直径 10 mm のアクリル球を三つ配置し、標的(m1, m2, m3)とした。本検証における座標軸はレーザ照準器の交点を原点とし、左右方向を X 軸、上下方向を Y 軸、前後方向を Z 軸とした。フロントポイントと標的の幾何学的配置図を Fig. 1 に示す。標的の3点は直線上にあり、間隔は 50 mm で標的 m2 をレーザ照準器で示される交点に設置した。ガントリー回転時の計測標的を2方向から動画撮影することによって追跡し、間接的にガントリーの回転軌道、回転中心を解析した。動画撮影には、デジタルカメラ DSC-HX5V(SONY 社)を2台用いて撮影を用いた。撮像素子は 7.59 mm Exmor R CMOS センサ(SONY 社)で、最大 1920×1080 pixel の画像をフレームレート 60 frames per second(fps)で動画撮影できる。

Fig. 1 Appearance of taking a picture of target and coordinate system used.

1-2 考案法の理論

1-2-1 DLT 法

DLT 法は複数のカメラを用いて三次元位置情報を推定する計測方法である。座標系を Fig. 2 に示す。実空間座標系 Σ_{XYZ} とカメラのレンズ中心に原点をもつカメラ座標系 Σ_{xyz} を定義し、計測点の座標は実空間座標系で表される。撮影画面上に固定された二次元の座標は Σ_{uv} で表され、これはカメラ座標系 Σ_{xyz} を平行移動させたものである。実空間における点 P がカメラの撮影画面の点 P' に投影されている。カメラ座標系 Σ_{xyz} からみた実空間座標系 Σ_{XYZ} の原点の位置ベクトルを $p_0=[x_0, y_0, z_0]^T$ 、同じく Σ_{xyz} からみた点 P の位置ベクトルを p_{xyz} 、実空間座標系 Σ_{XYZ} からみた点 P の位置ベクトルを $p_{XYZ}=[X, Y, Z]^T$ とする。また、z 軸上の直線が撮影画面を貫く点 Q の Σ_{uv} からみた座標を (u_0, v_0) とし、同じく点 P' の座標を (u, v) とし、 Σ_{xyz} の原点から点 Q までの距離を l とすると、 Σ_{xyz} からみた点 P' の位置ベクトル p'_{xyz} は、

$$p'_{xyz} = [u-u_0, v-v_0, l]^T \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$\begin{aligned} kp'_{xyz} &= p_{xyz} \\ &= Rp_{xyz} + p_0 \quad \dots\dots\dots (2) \end{aligned}$$

が成り立ち、これを成分表示し、

Fig. 2 Each coordinate system in DLT method.
 Σ_{xyz} is a camera coordinate system. Σ_{XYZ} is a space coordinate system. Σ_{uv} is a coordinate system fixed on taking a picture screen.

$$k \begin{bmatrix} u - u_0 \\ v - v_0 \\ l \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad \dots\dots\dots (3)$$

を得る。ここで、 k は比例定数であり、座標変換行列 R を

$$R \equiv \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \quad \dots\dots\dots (4)$$

となり、これらを整理すると、線形化された DLT 法の基本式(5)、(6)が得られる。

$$u = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$v = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad \dots\dots\dots (6)$$

実空間とカメラの二つの座標系から撮影画面上の座標系 Σ_{uv} を式(5)、(6)から得ることができる。

ここで、 (u, v) は撮影画面上の座標系 Σ_{uv} で表される座標、 $L_1 \sim L_{11}$ は後述する三次元座標のキャリブレーションによって推定されるカメラパラメータ、 (X, Y, Z) はそれぞれ実空間座標系 Σ_{XYZ} で表される座標を示す。この式から、あらかじめ $L_1 \sim L_{11}$ を決定することで、複数台の撮影画面上の座標 (u_1, v_1) , (u_2, v_2) , $(u_3, v_3) \dots$ から実空間における座標 (X, Y, Z) を求めることができる。

1-2-2 座標空間のキャリブレーション

DLT 法によって撮影する実空間の座標を求めるには、式(5)、(6)におけるカメラパラメータ ($L_1 \sim L_{11}$) の推定作業であるキャリブレーションを行う必要がある。キャリブレーション用の既知の実空間座標系 Σ_{XYZ} と計

Fig. 3 Calibration apparatus.
 The ball is 10 mm in the diameter, and there is this ball in the vertices of the cubic, and the midway point of the vertices. All sides 100 mm, Interval 50 mm, 20 point were arranged.

測されたカメラ座標系 Σ_{xyz} との対応から実空間座標への座標変換が可能となる。これらのパラメータ推定には最小二乗法が用いられるため、計測誤差が生まれる。今回使用したキャリブレーション器具を Fig. 3 に示す。器具に備え付けたキャリブレーションの標的は直径 10 mm の球で 1 辺 100 mm の立方体の頂点およびその中間点に、50 mm 間隔、計 20 点配置した。レーザ照準器の交点をキャリブレーションにおける原点としてキャリブレーション器具の中心と一致させた。DLT 法を用いた合成におけるキャリブレーションの計測誤差は、平均誤差 0.44 mm、標準偏差 0.21 mm であった。

Fig. 4 Appearance of processing of the binary of the measurement target. m1, m2 and m3 from the left.

Fig. 5 Explanation of evaluation of PEE.
(a) Relation between g_i and PEE
(b) Calculation chart of g_i in a certain angle

1-2-3 2 値化重心法

標的は画像を2 値化処理することによって認識し、その認識された標的の画像上の重心を追跡する。2 値化処理した標的(m1, m2, m3)の様子を Fig. 4 に示す。標的には直径 10 mm の球に光を反射させる反射剤を塗布したものを用いた。撮影時に部屋を暗くしてライトで標的を照らし、反射した光を利用して標的と背景を撮影し、2 値化処理して標的を認識させた。

1-2-4 計測時の空間分解能

本解析における空間分解能の因子としてカメラの pixel 数に依存する画面分解能、DLT 法の三次元合成による精度誤差の復元分解能がある。画面分解能は撮影された画面における pixel サイズを分解し、復元分解能は撮影した計測対象付近における画面の長辺サイズの約 0.1~0.5% を分解する。今回の理論上の空間分解能は、画面分解能で約 0.2 mm、復元分解能で約 0.3~1.5 mm で計測を行った。100.0 mm の間隔においた標的を空間で動かし、今回の検証と同じ条件で計測したところ、その標準偏差は 0.29 mm であった。

1-2-5 計測データの評価法

計測によって得られた標的の軌道の座標から、point

end effector(PEE)・vector end effector(VVE)を幾何学的アイソセンタの評価を行う概念として用いた^{15, 16)}。

各点での PEE における幾何学的アイソセンタ(iso_{PEE})は、式(7)、(8)から求めた。

$$g_i = m_i1 + \frac{a_i}{|a_i|} \times l \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$iso_{PEE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n g_i \quad \dots\dots\dots (8)$$

ここで、 g_i はガントリー角度 i の 2 標的間 m_i1 , m_i2 の単位ベクトルに l をかけた点、 m_i1 はガントリー角度 i における $m1$ の座標、 a_i は標的座標 m_i1 , m_i2 のベクトル、 $\overline{m_i1, m_i2}$, $|a_i|$ はベクトル a_i の長さ、 l は m_i1 の座標からキャリブレーションによる原点までの距離、 iso_{PEE} はキャリブレーション座標系における g_i によって求められる幾何学的アイソセンタ座標、 n は座標データの総数を示す。追跡によって計測した各ガントリー角度の 2 標的座標において g_i を求める。この n 個の g_i の三次元座標を平均した座標を PEE における幾何学アイソセンタとした。PEE における iso_{PEE} の算出図を Fig. 5 に示した。origin(0,0,0) はキャリブレーションにおける原点、

Fig. 6 Explanation of evaluation of VEE.
(a) Relation between a_i and VEE
(b) Relation of distance h_i of vector a_i and iso

a | b

locus radius PEE は各 g_i と iso_{PEE} の平均距離とした。

VEE における幾何学的アイソセンタ (iso_{VEE}) は式(9)で求めた。

$$h_i = \left(\frac{|\overrightarrow{m_{i1}, iso_{VEE}} \times \overrightarrow{a_i}|}{|\overrightarrow{a_i}|} \right) \dots\dots\dots (9)$$

ここで、 h_i は標的座標 m_{i1} , m_{i2} を結ぶ線と iso_{VEE} の点との距離、 m_{i1} はガントリー角度 i における $m1$ の座標、 iso_{VEE} はキャリブレーション座標系における VEE の幾何学的アイソセンタ座標、 $\overrightarrow{m_{i1}, iso_{VEE}}$ は標的 m_{i1} からキャリブレーションによる原点までの距離、 $a_i(VEE)$ は標的座標 m_{i1} , m_{i2} のベクトル、 $\overrightarrow{m_{i1}, m_{i2}}$, $|a_i|$ はベクトル a_i の長さを示す。 $\overrightarrow{m_{i1}, iso_{VEE}} \times \overrightarrow{a_i}$ は、 $\overrightarrow{m_{i1}, iso_{VEE}}$ と a_i の外積を示す。適当な iso_{VEE} の値を設定し、各ガントリー角度において h_i を式(9)で算出する。全ガントリー角度の h_i の中で最大値が最小の値となるような iso_{VEE} の座標を VEE における幾何学的アイソセンタとした。この iso_{VEE} 座標の最適解の算出には、最小 2 乗法を用いた。VEE における iso_{VEE} の算出図を Fig. 6 に示した。origin(0,0,0) はキャリブレーションにおける原点、locus radius VEE は各 h_i の平均距離とした。

1-3 検証の手順

計測におけるカメラと標的の位置関係を Fig. 7 に示す。2 台のカメラを用い、水平方向についてガントリーに向かってカメラ光軸がアイソセンタで直交するようにした。また、マーカが重ならないように 20° 上方からキャリブレーションの撮影を行い、同じ位置で計測動画を撮影した。ガントリーを 360° 回転させ、標的 3 点の動画を撮影した。カメラと標的の間隔は約 30 cm、二つのカメラの間隔は約 45 cm とした。取得した動画は 60

Fig. 7 Position of camera and target in measurement.

fps であるが、データ量と処理性能の点から Move-tr/3D 上で 30 fps に変更し解析を行った。標的の三次元座標における追跡軌道を観察した。得られた 3 点の座標から PEE, VEE における幾何学的アイソセンタの変位とその精度を評価した。

2. 結果

2-1 回転軌道の観察

Fig. 8 は Move-tr/3D によって追跡を行い、標的 ($m1$, $m2$, $m3$) とその軌道を表示した図である。ソフト上では、標的の追跡軌道を動画で解析可能である。キャリブレーション標的がボックスの形状で空間に表示され、丸い 3 点が標的で左から、 $m1$, $m2$, $m3$ である。標的を追跡した軌道が線として表示される。この動画表示によって、計測時間ごとに標的の軌道を確認す

Fig. 8 Trace animated cartoon image of target analyzed with 3D animation measurement software.

Fig. 9 Trace animated cartoon image that expands target m2 in Fig. 7.

Table 1 Evaluation of isocenter coordinates (X, Y, Z) in PEE

		X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	origin- <i>iso</i> _{PEE} (mm)
<i>iso</i> _{PEE} found with PEE	m1-m2	0.46	1.35	-0.80	1.66
	m2-m3	1.24	0.97	-0.66	1.79
	m3-m1	0.55	1.04	-0.51	1.28
	Ave.	0.75	1.12	-0.65	1.58
	S.D.	0.43	0.20	0.15	0.26

Table 2 Evaluation of isocenter coordinates (X, Y, Z) in VEE

		X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	origin- <i>iso</i> _{VEE} (mm)
<i>iso</i> _{VEE} found with VEE	m1-m2	1.43	1.44	-0.71	2.15
	m2-m3	1.44	1.43	-0.73	2.16
	m3-m1	1.13	1.79	-0.47	2.16
	Ave.	1.33	1.55	-0.65	2.16
	S.D.	0.15	0.17	0.11	0.01

ることが可能であった。Fig. 9は、キャリブレーションによる原点の付近においた m2 の軌道を拡大したものである。任意の場所を拡大することができ、回転軌道の詳細を観察できた。この結果から、短時間で相似的にガントリーの回転軌道を観察できた。

2-2 PEE・VEE による幾何学的アイソセンタの評価

Table 1, 2 に今回の計測における m1, m2, m3 の座

標から標的 3 点を m1-m2, m2-m3, m3-m1 間のそれぞれの座標のパターンで求めた PEE・VEE についての幾何学的アイソセンタを示す。PEE と VEE における幾何学的アイソセンタは X, Y, Z の座標とキャリブレーションの原点(origin) - *iso* 間距離を示した。isoPEE と isoVEE の座標(X, Y, Z)は、(0.75 mm, 1.12 mm, -0.65 mm), (1.33 mm, 1.55 mm, -0.64 mm)となった。今回の計測による m1-m2, m2-m3, m3-m1 間の origin - *iso*_{PEE} と

Fig. 10 Coordinates of PEE and VEE and graphs of g_i .
(a) X-Y axis (front view), (b) Z-Y axis (lateral view)

a | b

origin - iso_{VEE} の標準偏差は、0.26 mm, 0.01 mm となった。また、locus radius PEE (各 g_i と iso_{PEE} の平均距離) は 2.63 mm で標準偏差は 0.47 mm, locus radius VEE (h_i の平均距離) は 2.04 mm で標準偏差は 0.17 mm となった。 iso_{PEE} と iso_{VEE} の 2 点間の変位は 0.58 mm, 座標ごとの変位は X 軸 0.58 mm, Y 軸 0.43 mm, Z 軸 0.02 mm であった。

PEE, VEE における幾何学的アイソセンタを正面、側面からみた二次元のグラフを Fig. 10 に示した。側面像では、回転軌道が Z 軸方向に傾いていることが確認できた。

3. 考 察

3-1 本検証法の有用性

本法によって、スターショット法では検証が困難であった三次元空間におけるガントリーの回転軌道と幾何学的アイソセンタの評価を実施した。動画を用いることで視覚的に、ガントリー角度を固定することなく回転軌道の軌跡を観察できる。フロントポイントに標的をつけコリメータを回転させることでコリメータ回転中心や、寝台に標的をつけることで寝台の回転中心を評価することも可能である。本検証法は、標的を撮影可能で十分な空間分解能を得られる距離に固定できる撮影位置を 2 カ所以上確保できれば、治療中における幾何学的アイソセンタの検証も可能であると考えられる。

本法は幾何学的アイソセンタの検証であり、ビーム軸におけるアイソセンタの検証ではないため、スターショット法や Winston-Lutz test などとの比較は一概には

できない。しかし、ガントリーの回転速度や加速度、角速度の評価が可能であり、装置の摩耗などによる経時的な動作の変化や地震後の歪みに対する装置の品質管理に使用可能である。さらに、カメラはどこにでも持ち運び可能であることから、放射線治療装置に限らず、標的さえつけることができれば回転しながら撮像するガンマカメラや血管造影装置の回転軌道の評価も可能であり、多くの装置の品質管理に利用できると考えられる。

3-2 PEE, VEE による評価

PEE を用いて評価することでわかることは、ガントリーの照射方向の軸のずれがある。軸がずれることで origin と a_i の変位が大きくなり locus radius PEE も大きくなる。 iso_{PEE} の変位が小さいが、Trajectory of PEE が大きい場合、ガントリーの照射方向の軸のずれていることが予想できる。この軸のずれには、標的設置の軸のずれも影響するため、フロントポイントと標的 m1, m2, m3 の軸を含めて精度のよいものが必要である。また、今回標的パターンを変えて測定した iso_{PEE} の結果は VEE に比べ標準偏差が大きくなったことも軸のずれが影響したと考えられる。

VEE を用いて評価することでわかることは、ガントリーの回転中心を軸のずれを考慮せずに行えることである。これは今回標的パターンを変えて測定した iso_{VEE} の結果において PEE と比べ標準偏差が小さかったことからいえる。

iso_{PEE} と iso_{VEE} は正円での回転軌道ではほぼ一致すると考えられる。しかし、今回の結果では、 iso_{PEE} と

iso_{VEE} は 0.58 mm, 座標ごとの変位は X 軸 0.58 mm, Y 軸 0.43 mm, Z 軸 0.02 mm の変位があった。これは、記述した計測誤差の要因も考えられるが、ガントリーの回転軌道が正円でなくガントリーのだれによって回転軌道が歪んでいることが影響する。

3-3 計測誤差の要因と今後の課題

今回の検証における測定誤差は、以下のような要因が複雑に影響していると考えられる。

キャリブレーション器具を自作したため、三次元合成したときにキャリブレーション誤差が 0.44 mm と比較的大きい結果となった。これは、より精密かつ堅牢なキャリブレーション器具を作成することでその誤差は小さくできると考えられる。また、キャリブレーション器具の配置の精度によって $origin - iso_{PEE}$ と $origin - iso_{VEE}$ の値は変化する。今回は、キャリブレーション器具を目視によってレーザ照準器の交点に配置したが、配置者による誤差が生じる可能性がある。それを解消する方法として、キャリブレーション時にレーザ照準器の交点を撮影したキャリブレーション画像上に映し出すことによって配置者による $origin$ のずれをなくすることができる。

撮影した画像は、カメラのレンズによる辺縁の歪みにおける影響を考慮して歪みが少ない画像の中心付近で標的を撮影した。そのため、空間分解能が約 0.3 mm と大きくなってしまった。今後、歪み補正ソフトを用い画面を最大限に使うことで、空間分解能を約 0.1 mm 程度まで改善が可能であると考えられる。

計測結果には、追跡の軌跡を拡大してみると滑らかでない部分が多くみられた。標的の追跡時に、ガント

リーを回転させたときの振動による標的のブレや、標的と背景のガントリーが重なり標的と背景のコントラストが不十分になったことによるノイズが計測誤差を招いた可能性がある。撮影時に標的をより明るくしコントラストを改善することによって正確に標的の追跡が行え、ノイズを低減できると考えられる。また、動画のサンプリング間隔が 30 ms と小さいため、サンプリングを大きくとることや、計測したデータをスムージングして平滑化することで改善が期待できる。

本システムの実用化にあたり、キャリブレーション器具の幾何学的精度、標的のコントラスト、また撮影するビデオカメラの性能を向上させ上記に挙げた計測誤差の課題を解決することで、評価の信頼性を高める必要がある。

4. 結 語

三次元動画計測ソフトウェアを用いてガントリーの幾何学的アイソセンタと相似的に回転軌道を観察する手法を考案した。本法は、測定精度、再現性を担保することで新たな幾何学的アイソセンタの精度管理の検証法として使用できると考える。

今回用いた動画計測ソフトウェアは、幾何学的アイソセンタの検証のほかにガントリー角度、回転速度、角速度の算出が可能である。今後の展望として、それらのパラメータを使うことで回転軌道を持つ機器の幾何学的なチェックを行うことが可能であると考えられる。

本論文の要旨は日本放射線技術学会第 39 回秋季学術大会(2011 年, 神戸)で発表した。

参考文献

- 1) 榎戸義浩. 外部放射線治療における QA・QC の現状について. 日放技学誌 2004; 60(5): 596-601.
- 2) 奥村雅彦. 外部照射装置のための quality control. 日放技学誌 2001; 57(11): 1339-1348.
- 3) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(Ver.1). 日放腫会誌 2004; 16(3): 197-203.
- 4) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 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. 2011.
- 5) 中川恵一, 芳賀昭弘. 強度変調回転放射線治療(VMAT). Innervation 2009; 3: 55-59.
- 6) 三津谷正俊, 矢野慎輔, 砂岡正良, 他. 高度先進技術を駆使した放射線治療への取り組み. 日放技学誌 2005; 61(7): 917-932.
- 7) 矢野慎輔. 定位照射機器(体幹部用)の精度管理. 日放技学放射線治療分科会誌 2003; 17(1): 26-34.
- 8) 川田秀道, 大倉 順, 小野博志, 他. Computed Radiography(CR)を使用したスターショット画像自動解析法の開発. 日放技学誌 2006; 62(12): 1657-1665.
- 9) Winston KR, Lutz W. Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. Neurosurgery 1988; 22(3): 454-464.
- 10) Move-tr/3D. ライブラリー社. <http://www.library-inc.co.jp>
- 11) 金谷健一. 画像理解-3次元認識の数理-. 東京: 森北出版, 1990.
- 12) Marzan GT, Karara HM. A computer program for direct linear transformation solution of the collinearity, and some application of it. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetric Systems. American Society of Photogrammetry, Falls Church, 1975: 420-476.
- 13) Gazzani F. A new algorithm for calibrating stereophotogrammetric systems devoted to motion analysis. Human Movement Science 1993; 12(4): 403-425.
- 14) Hatze H. High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach. J Biomech 1988; 21(7): 533-538.
- 15) Skworcow P, Mills JA, Haas OC, et al. A new approach to quantify the mechanical and radiation isocentres of radiotherapy treatment machine gantries. Phys Med Biol 2007; 52(23): 7109-7124.
- 16) Tsai JS, Curran BH, Sternick ES, et al. The measurement of linear accelerator isocenter motion using a three-micrometer device and an adjustable pointer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996; 34(1): 189-195.

図表の説明

- Fig. 1 標的の撮影の様子と使用した座標系
- Fig. 2 DLT 法における各座標系, Σ_{xyz} はカメラ座標系, Σ_{XYZ} は空間座標系, Σ_{uv} は撮影画面上固定の座標系点
- Fig. 3 キャリブレーション器具
直径 10 mm の球で立方体の頂点およびその中点 100 mm 四方, 50 mm 間隔, 全部で 20 カ所のポイントを配置した.
- Fig. 4 計測標的の 2 値化処理様子
左から m1, m2, m3.
- Fig. 5 PEE における iso_{PEE} の算出図
(a) g_i と PEE の関係
(b) ある角度における g_i の算出図. キャリブレーションの原点を origin とした.
- Fig. 6 VEE における iso_{VEE} の算出図
(a) a_i と VEE の関係
(b) ベクトル a_i と iso の距離 h_i の算出図. キャリブレーションの原点を origin とした.
- Fig. 7 計測におけるカメラと標的の位置関係
- Fig. 8 三次元動画計測ソフトウェアによって解析した標的の追跡画像
- Fig. 9 Fig. 7 における標的 m2 を拡大した追跡画像
- Fig. 10 PEE, VEE における幾何学的アイソセンタを正面, 側面からみた二次元のグラフ
(a) X-Y 軸方向からみた iso_{PEE} found with PEE と PEE の軌道, iso_{VEE} found with VEE.
(b) Z-Y 軸方向からみた iso_{PEE} found with PEE と PEE の軌道, iso_{VEE} found with VEE.

Table 1 iso_{PEE} found with PEE の評価

Table 2 iso_{VEE} found with VEE の評価

問合せ先

〒300-0394 稲敷郡阿見町阿見 4669-2

茨城県立医療大学保健医療学部放射線技術科学科 藤淵俊王