



Title	4つの型の直角2方向撮影における小線源位置計算法
Author(s)	田伏, 勝義; 伊藤, 進; 砂倉, 瑞良 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1995, 55(7), p. 505-510
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/16745">https://hdl.handle.net/11094/16745</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 4つの型の直角2方向撮影における小線源位置計算法

田伏 勝義<sup>1)</sup> 伊藤 進<sup>1)</sup> 砂倉 瑞良<sup>1)</sup> 加藤 真吾<sup>1)</sup> 楠本 智子<sup>1)</sup>  
中村 讓<sup>2)</sup> 飯沼 武<sup>2)\*</sup> 荒居 龍雄<sup>3)</sup> 入船 寅二<sup>4)</sup>

1)埼玉県立がんセンター放射線治療部 2)放射線医学総合研究所  
3)本島総合病院 4)東京都立医療技術短期大学 \*現 埼玉工業大学

## Determination of Source Position for Four Radiography Systems with Orthogonal Projections in Brachytherapy

Katsuyoshi Tabushi<sup>1)</sup>, Susumu Itoh<sup>1)</sup>,  
Mizuyoshi Sakura<sup>1)</sup>, Shingo Kato<sup>1)</sup>,  
Tomoko Kazumoto<sup>1)</sup>, Yuzuru Nakamura<sup>2)</sup>,  
Takeshi A. Iinuma<sup>2)\*</sup>, Tatsuo Arai<sup>3)</sup> and Toraji Irfune<sup>4)</sup>

Four configurations of two X-ray tube positions are available for determining the position of a point using two orthogonal films. For each configuration, there are many formulas for calculating the coordinate of a point : the least squares methods with and without physical meaning, such as six sets of geometrical solutions, an approximation method with constant magnifications and so on. It is troublesome for a person in charge of treatment planning to directly derive a formula or select an appropriate formula from numerous ones for the four configurations. Thus, a method to easily apply the published formula for a configuration to the other three configurations is described in simulations and a clinical case using rotation matrixes of the right-handed coordinate system. Each diagonal element of the rotation matrixes is 1 or -1, and the other elements are 0.

Research Code No. : 200

**Key words :** Radiograph system, Orthogonal projection,  
Rotation matrix, Coordinate system,  
Brachytherapy

Received Mar. 28, 1994 : revision accepted Jun. 29, 1994

1) Department of Radiotherapy, Saitama Cancer Center

2) National Institute of Radiological Sciences

\* Present address : Saitama Institute of Technology

3) Motojima Hospital

4) Metropolitan College of Allied Medical Sciences

## はじめに

小線源治療において、患者に固定された患者座標系で位置を求めることが重要であり、直角2方向撮影法<sup>1)-11)</sup>やステレオ撮影法<sup>12), 13)</sup>に加え、さまざまな方法<sup>14)-17)</sup>が報告されている。しかし、そこで用いた計算式が導かれた座標系に注意せねばならない。最もよく用いられている直角2方向撮影の場合、患者とシミュレータのX線管球の位置関係で、その配置は4つの型の撮影系に分けることができ、位置の計算式は撮影系の型に合わせて異なる。各型とも理論的に正しい数多くの位置の計算式が存在する。担当者がその施設の撮影系に合わせた式を直接導いたり、あるいは4つの型の非常に多くの計算式から妥当な式を選択するのは大変煩雑で厄介である。

ここではすでに発表された直角2方向撮影のある型の計算式を用いて、あとの3つの型の場合に座標系の回転により位置を求める方法を述べる。さらに容易に治療計画に使用できることをシミュレーションと臨床例を用いて示す。

## 方 法

### 1. シミュレータと患者の位置関係

撮影法にはFig.1に示したごとく、患者に対する矢印で示されたX線管の位置により、4つの型が存在しうる。原点を常に共有する2種類の直交座標系が示されており、空間に固定された標準座標系(X, Y, Z)と、患者の右手から左手、足から頭、背中から腹側に向かうX', Y', Z'軸からなる患者に固定された患者座標系(X', Y', Z')を示している。Fig.1では両座標系は一致している。同じ形の矢印のX線管で直角2方向撮影が行われ、その添字1, 2は焦点の番号を示している。TYPE Iにおける曝射の位置とその方向は→印により2カ所で示されている。TYPE II, III, IVも同様に, ⇐, ⇑, ⇔印で示されている。以後、TYPE I, II, III, IVのそれぞれをさしさわりのない限りI, II, III, IV型という。I型において患者をそのまま空間に固定して、X線管球をY軸のまわりに90°, 180°, 270°回すと、それぞれII, III, IV型になる。ここではI型を基準の撮影法として用い、

このX線管の配置における位置の計算式を次の手順で II, III, IV 型に転用する。

1. Fig.2のごとく、患者とともに撮影系を管球が I 型の配置になるように回転させる。このとき、患者に固定された患者座標系も一緒に回転させる。たとえば II 型では、Fig.1 の Y 軸 ( $Y'$  軸と共通) のまわりにこれらを回転させ、番号 1 の  $\Rightarrow$  印を番号 1 の  $\rightarrow$  印に合わせ、番号 2 の  $\Rightarrow$  印を番号 2 の  $\rightarrow$  印に合わせると、患者の姿勢は Fig.2 の TYPE II となる。

2. 関心点の位置座標を標準座標系で I 型の計算式から求める。

3. 標準座標系で得た位置座標を患者座標系で表し、治療計画に用いる。

CT 等の情報を用いた治療計画では、左手座標系が用いられることが多い。しかし、ベクトルや行列演算では、一般に右手系が用いられている。ここでは通常の演算に従い、右手座標系を用いる。

## 2. 座標交換

Fig.2 に示したごとく、空間に固定した座標系を標準座標系として ( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ) で表し、これをそれぞれのビーム中心軸に沿ってフィルム (image) 上に平行移動させたものと同等な像座標系を、標準像座標系として ( $X_1$ ,  $Y_1$ ,  $Z_1$ ) と ( $X_2$ ,  $Y_2$ ,  $Z_2$ ) で表す。同様に患者座標系は ( $X'$ ,  $Y'$ ,  $Z'$ ) で表し、これに関する像座標系を患者像座標系として ( $X'_1$ ,  $Y'_1$ ,  $Z'_1$ ) と ( $X'_2$ ,  $Y'_2$ ,  $Z'_2$ ) で表す。空間に固定した標準座標系と患者に固定した患者座標系は I 型で一致するので、Fig.2 の TYPE I では患者像座標系に関するものは省略されている。逆に TYPE II, III, IV では煩雑さを避けるために標準像座標系に関するものが省略されているが、TYPE I に描かれた 2 つの標準像座標系をそのままそれぞれの TYPE のところに重ね合わせて考えればよい。

患者体内的ある部位を点 P とし、その空間座標を標準座標系で ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ )、患者座標系で ( $x'$ ,  $y'$ ,  $z'$ ) と表す。点 P の位置座標は、I~IV 型の患者座標ではすべて同じであるが、標準座標系では各型ごとに異なる

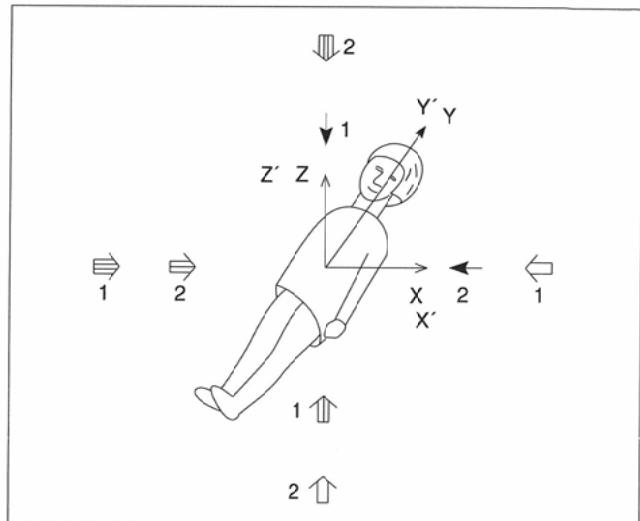


Fig.1 Four radiograph systems with orthogonal projections and two right-handed orthogonal coordinate systems ( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ) and ( $X'$ ,  $Y'$ ,  $Z'$ ) are normal and patient coordinate systems, respectively. Types I, II, III and IV are indicated as  $\rightarrow$ ,  $\Rightarrow$  and  $\Leftarrow$ , respectively. The numbers 1 and 2 express focal spots.

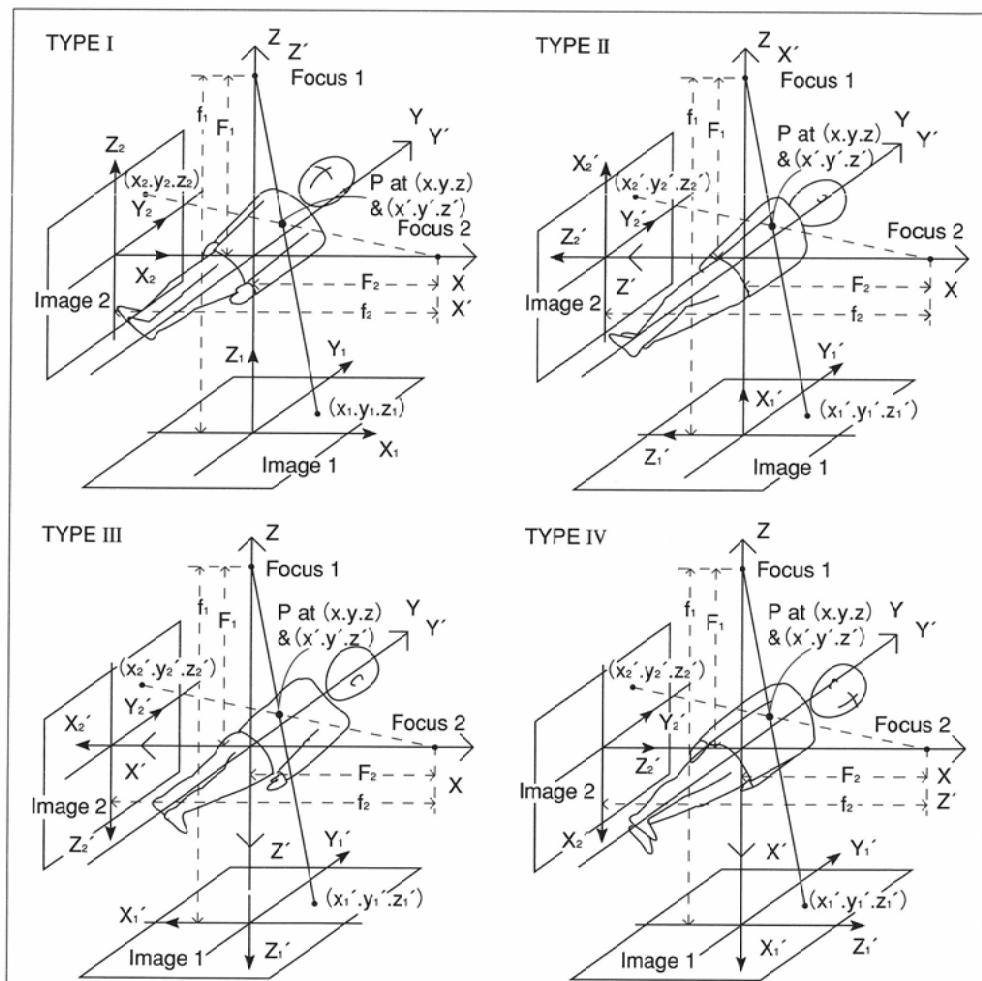


Fig.2 Relationship between radiograph system which has become a normal coordinate system and patient posture

Radiograph systems are shown as types I, II, III and IV. Type I is a normal coordinate system. ( $X_1$ ,  $Y_1$ ,  $Z_1$ ) and ( $X'_1$ ,  $Y'_1$ ,  $Z'_1$ ) are image and patient image coordinate systems, respectively. Relationship between the normal coordinate system ( $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ ) and the patient coordinate system ( $X'$ ,  $Y'$ ,  $Z'$ ) is shown. The coordinates ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) of point P are determined from image coordinates ( $x_1$ ,  $y_1$ ,  $z_1$ ) obtained with ( $x'_1$ ,  $y'_1$ ,  $z'_1$ ) using rotation matrix A. Coordinates ( $x'$ ,  $y'$ ,  $z'$ ) related to patient anatomy are obtained from ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) by transposed matrix  $A^T$ .

る。まず、点Pの標準座標(x, y, z)をI型の計算式を用いて求め、これを各型の患者座標系の座標(x', y', z')で表す。それには、(x, y, z)と(x', y', z')の回転行列(A)による次の関係式を用いる。

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} a_{11}x' + a_{12}y' + a_{13}z' \\ a_{21}x' + a_{22}y' + a_{23}z' \\ a_{31}x' + a_{32}y' + a_{33}z' \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} A \\ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad (1) \end{aligned}$$

$a_{ij}$ は方向余弦ではI型の座標系(標準座標系)のX, YあるいはZ軸、jは座標系を撮影系に固定して管球を回転させた後の患者座標系のX', Y'あるいはZ'軸を示す。

点Pの標準座標(x, y, z)を計算するのに、まずI型での標準像座標( $x_i$ ,  $y_i$ ,  $z_i$ )を求めなければならない。標準像座標( $x_i$ ,  $y_i$ ,  $z_i$ )と患者像座標( $x'_i$ ,  $y'_i$ ,  $z'_i$ )とには上記と同様の関係が成立する。

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A \\ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{pmatrix} \quad (2)$$

標準像座標の( $x_1$ ,  $y_1$ ,  $z_1$ )と( $x_2$ ,  $y_2$ ,  $z_2$ )から標準座標(x, y, z)を求め、これを次のとく患者座標系による位置座標(x', y', z')に戻す。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (3)$$

右辺の行列の右肩のTは行列(A)の転置行列を意味し、以下のとくになる。

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} a_{11} & a_{21} & a_{31} \\ a_{12} & a_{22} & a_{32} \\ a_{13} & a_{23} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} a_{11}x + a_{12}y + a_{13}z \\ a_{21}x + a_{22}y + a_{23}z \\ a_{31}x + a_{32}y + a_{33}z \end{pmatrix} \quad (4) \end{aligned}$$

### 3. 各撮影系の回転行列

II型の回転行列の要素 $a_{ij}$ は

$$\begin{aligned} a_{11} &= \cos 90^\circ, & a_{12} &= \cos 90^\circ, & a_{13} &= \cos 180^\circ \\ a_{21} &= \cos 90^\circ, & a_{22} &= \cos 0^\circ, & a_{23} &= \cos 90^\circ \\ a_{31} &= \cos 0^\circ, & a_{32} &= \cos 90^\circ, & a_{33} &= \cos 90^\circ \end{aligned}$$

よって回転行列は次のとくになる。

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}_{\text{II}} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{\text{II}} \quad (5)$$

i=1, 2として、像座標はそれぞれ次のとくになる。

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{\text{II}} \begin{pmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{pmatrix} \quad (6)$$

III型では

$$\begin{aligned} a_{11} &= \cos 180^\circ, & a_{12} &= \cos 90^\circ, & a_{13} &= \cos 90^\circ \\ a_{21} &= \cos 90^\circ, & a_{22} &= \cos 0^\circ, & a_{23} &= \cos 90^\circ \\ a_{31} &= \cos 90^\circ, & a_{32} &= \cos 90^\circ, & a_{33} &= \cos 180^\circ \end{aligned}$$

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}_{\text{III}} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix}_{\text{III}} \quad (7)$$

IV型では

$$\begin{aligned} a_{11} &= \cos 90^\circ, & a_{12} &= \cos 90^\circ, & a_{13} &= \cos 0^\circ \\ a_{21} &= \cos 90^\circ, & a_{22} &= \cos 0^\circ, & a_{23} &= \cos 90^\circ \\ a_{31} &= \cos 180^\circ, & a_{32} &= \cos 90^\circ, & a_{33} &= \cos 90^\circ \end{aligned}$$

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}_{\text{IV}} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{\text{IV}} \quad (8)$$

なお、I型からI型への変換は元のままであり、その回転行列は次の単位行列となる。

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix}_{\text{I}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{\text{I}} \quad (9)$$

### シミュレーション

Fig.2の点Pの座標を例として具体的な値を当てはめてみる。各型の焦点と原点までの距離 $F_1$ と $F_2$ の値を少しずつ変えてあり、患者座標系による座標が(5, 6, 7)の点Pの位置をI型の計算式を転用して求める。

#### 1. II型の場合

パラメータは

$$F_1 = 60, F_2 = 90, f_1 = 70, f_2 = 90$$

とする。次の患者像座標が得られる。

$$\begin{aligned} x'_1 &= 0, y'_1 = |90/(60-5)| \times 6 = 9.818182, \\ z'_1 &= |90/(60-5)| \times 7 = 11.45455, \\ x'_2 &= |90/(70+7)| \times 5 = 5.844156, \\ y'_2 &= |90/(70+7)| \times 6 = 7.012987, z'_2 = 0 \end{aligned}$$

I型の座標系での像座標は(6)式より

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \text{II} \begin{pmatrix} 0 \\ 9.818182 \\ 11.45455 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} -11.45455 \\ 9.818182 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \text{II} \begin{pmatrix} 5.844156 \\ 7.012987 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} 0 \\ 7.012987 \\ 5.844156 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \text{III} \begin{pmatrix} 5.487805 \\ 6.585366 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} -5.487805 \\ 6.585366 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \text{III} \begin{pmatrix} 0 \\ 7.714286 \\ 9 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} 0 \\ 7.714286 \\ -9 \end{pmatrix}$$

最小自乗法が位置の計算に最も小さな誤差をもたらすが、説明のために、簡単で計算が容易な次の幾何学的な計算式を用いる。

$$x = \frac{x_1 (F_1 f_2 - z_2 F_2)}{f_1 f_2 - x_1 z_2} = \frac{x_1 y_2 F_1}{y_1 z_2 + y_2 f_1} = -7.0$$

$$y = \frac{y_1 (F_1 f_2 - z_2 F_2)}{f_1 f_2 - x_1 z_2} = \frac{y_1 y_2 F_1}{y_1 z_2 + y_2 f_1} = 6.0$$

$$z = \frac{z_2 (F_2 f_1 - x_1 F_1)}{f_1 f_2 - x_1 z_2} = \frac{y_1 z_2 F_1}{x_1 y_2 + y_1 f_2} = 5.0$$

標準座標系での空間座標(x, y, z)から回転行列(A)の転置行列(A)<sup>T</sup>を用いて、患者座標系での座標(x', y', z')を(4)式より求める。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -7 \\ 6 \\ 5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 5 \\ 6 \\ 7 \end{pmatrix}$$

## 2. III 型の場合

パラメータは

$$F_1=75, f_1=90, F_2=65, f_2=90$$

とする。次の患者像座標が得られる。

$$x_1'=|90/(75+7)| \times 5 = 5.487805,$$

$$y_1'=|90/(75+7)| \times 6 = 6.585366, z_1'=0,$$

$$x_2'=0, y_2'=|90/(65+5)| \times 6 = 7.714286,$$

$$z_2'=|90/(65+5)| \times 7 = 9$$

I型の座標系では(7)式より

これらより空間座標として、標準座標(x, y, z)では(-5, 6, -7)となり、患者座標系では

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -5 \\ 6 \\ -7 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 5 \\ 6 \\ 7 \end{pmatrix}$$

となる。

## 3. IV 型の場合

パラメータは

$$F_1=80, f_1=90, F_2=55, f_2=90$$

とする。次の患者像座標が得られる。

$$x_1'=0, y_1'=|90/(80+5)| \times 6 = 6.352941,$$

$$z_1'=|90/(80+5)| \times 7 = 7.411765,$$

$$x_2'=|90/(55-7)| \times 5 = 9.375000,$$

$$y_2'=|90/(55-7)| \times 6 = 11.25000, z_2'=0$$

I型の座標系では(8)式より

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \text{IV} \begin{pmatrix} 0 \\ 6.352941 \\ 7.411765 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} 7.411765 \\ 6.352941 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \text{IV} \begin{pmatrix} 9.375000 \\ 11.25000 \\ 0 \end{pmatrix}$$

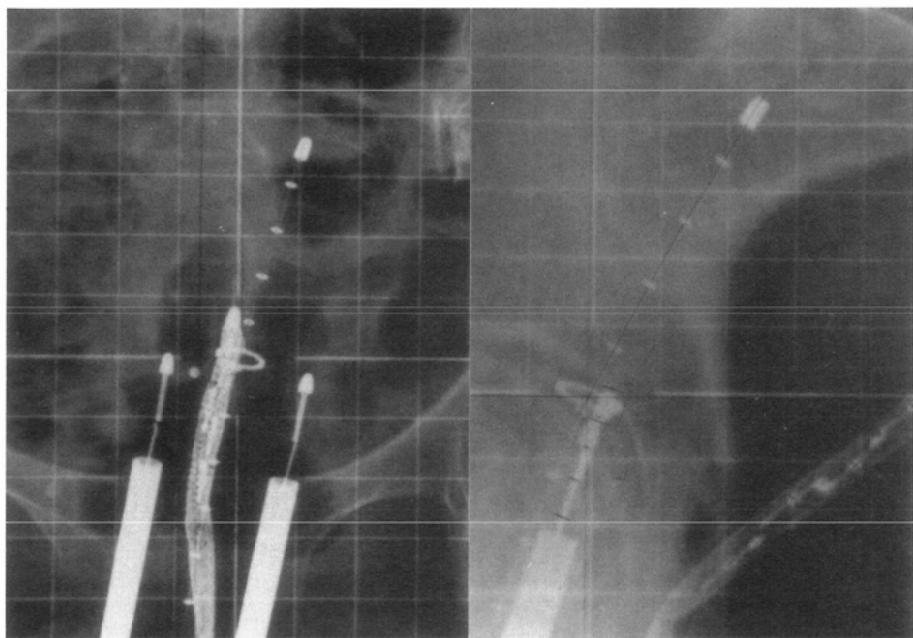
$$= \begin{pmatrix} 0 \\ 11.25000 \\ -9.37500 \end{pmatrix}$$

これらより標準座標(x, y, z)は(7, 6, -5)となる。患者座標系では

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A \end{pmatrix}^T IV \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 7 \\ 6 \\ -5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 5 \\ 6 \\ 7 \end{pmatrix}$$

となる。



### 臨床例

Fig.3は当センターのII型の撮影系で得た模擬線源を挿入された子宮頸癌のX線写真を示している。Table 1はII型として実測したタンデムとボイドの患者像座標が示してある。1の点は原点でオーリングの中心、2, 3, 4の点はタンデムのマーカー、5と6はオボイドの位置である。その患者像座標をI型の像座標に変換したものと、それから計算し

た各点の標準座標と患者座標による空間座標が示してある。脚注にはオーリングの像より求めた拡大率や焦点とフィルム、焦点と原点の距離が示されている。本症例のごとく子宮頸癌の放射線治療を標準的に行う腔内照射では、できるだけ最適に配置された模擬線源に適したA点を通る等線量曲線を、マンチェスター・システムの線量分布を参考にしてコンピュータで作成し、これをもたらす各線源の照射時間を数理計画法で得ている。

Fig.3 Radiographs of a carcinoma of the uterine cervix  
Dummy tandem sources are marked off at 1cm intervals.

Table 1 Image and spatial coordinates of dummy sources shown in Fig.3

	Point	1	2	3	4	5	6	
Image coordinates according to	Patient system	RL film*	$x_1'$	0.00	0.00	0.00	0.00	
			$y_1'$	0.00	1.10	3.85	6.05	
	AP film**		$z_1'$	0.00	-0.60	-2.20	-3.40	
			$x_2'$	0.00	0.16	0.80	1.35	
			$y_2'$	0.00	0.90	3.15	4.90	
	Normal system		$z_2'$	0.00	0.00	0.00	0.00	
			$x_1$	0.00	0.60	2.20	3.40	
			$y_1$	0.00	1.10	3.85	6.05	
			$z_1$	0.00	0.00	0.00	0.00	
	AP image		$x_2$	0.00	0.00	0.00	0.00	
			$y_2$	0.00	0.90	3.15	4.90	
			$z_2$	0.00	0.16	0.80	1.35	
Spatial coordinates according to	Normal system	$\begin{cases} x \\ y \\ z \end{cases}$	0.00	0.36	1.32	2.04	0.12	
			0.00	0.68	2.36	3.70	-0.36	
			0.00	0.12	0.62	1.04	-1.42	
		$\downarrow$	$\begin{cases} x' \\ y' \\ z' \end{cases}$	0.00	0.12	0.62	1.04	
	Patient system		0.00	0.68	2.36	3.70	-0.36	
			0.00	-0.36	-1.32	-2.04	-0.12	
			0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	

\* : Magnification = 1.67,  $f_1 = 90.5$ ,  $F_1 = (f_1/\text{magnification}) = 90.5/1.67 = 54.192$

\*\* : Magnification = 1.30,  $f_2 = 90.5$ ,  $F_2 = (f_2/\text{magnification}) = 90.5/1.30 = 69.615$

求めた照射時間が治療医による確認され、妥当ならその条件で照射している。

## 考 察

小線源治療における線源等の位置計算は、従来拡大率一定法で求められる場合が多かった。オーリングを用いて拡大率を求めるとき、オーリング近傍の点の位置は比較的小な誤差で計算できる。しかし、子宮頸癌の場合のタンデムの先端位置は大きな誤差を持つことがあり、タンデム線源の照射位置の計算に誤差をもたらす。これを避けるには理論的に正しい計算式を用いる必要がある。それにはX線管球のそれぞれの配置に対して、位置の計算式を導出してX線写真から位置を決定すればよい。直角2方向撮影での管球のある一つの配置に対して、数多くの正しい計算式が存在する<sup>9)</sup>。その種類は拡大率一定法の近似式を改良した限りなく真値に近づく計算法、6組の幾何学的な計算式、さらにこれらよりも誤差の伝播が少ない最小自乗法がある。また最小自乗法には、像座標について残差の自乗和を最小にするという物理的意味を伴ったものと物理的意味を伴わないものがある。これらの計算式が4種類の管球の配置についてそれぞれ存在する。この煩雑さを避ける意味も含めて、管球のある一つの配置の計算法を他の配置のものに転用する簡単な方法を具体例を用いて示した。

撮影系が同じ場合に限れば、右手座標系(X, Y, Z)の計

算式を左手座標系(X'', Y'', Z'')で用いるには、関係する座標系のおののについて、2つの方向の座標軸を右手系と左手系で一致させ(ここではXとX'', YとY''を一致させる)、残りの座標軸(ZとZ'')を互いに反対向きにすればよい。具体的には左手系で読み取ったX''とY''に関する像座標はそのまま用い、Z''に関する像座標は符号を反対にして用いれば右手座標系での位置座標が得られる。このうち得た空間座標のZ''座標だけを反転すれば、左手系での位置座標が得られる。

小線源治療での位置計算に伴う他の問題として、患者の動き等による像座標に伴う誤差の計算された位置への伝播や<sup>7), 9)</sup>、位置計算が不可能となる像の重なり等があげられる。誤差の伝播については使用する計算式を選択することで実用上解決できる。像の重なりについては、計算式の選択で解決できる場合もある。しかしこの場合、誤差の伝播の影響には十分注意を払わねばならない。

日頃、ご指導をしていただいている東邦大学の福田信男教授に深く感謝いたします。また、ご協力いただきました埼玉県立がんセンターの放射線治療部の方々と渡辺義也副技師長、川村耕治主任技師にお礼を申し上げます。

本研究の要旨は、第65回日医放物理学会大会(横浜)にて報告した。

## 文 献

- 1) Onai Y, Irifune T, Tomaru T : Calculation of dose distribution in radiation therapy by a digital computer. II. Computation of dose distribution in radium therapy. Nippon Acta Radiol 28 : 1629-1636, 1969
- 2) Gantchew MG, Rosenwald JG : Localization of implanted radioactive wires and computation of the dose distribution. Phys Med Biol 21 : 209-215, 1976
- 3) Vickery BL, Redpath AT : The reconstruction and dose-rate calculation of radium needle implants. Brit J Radiol 50 : 280-258, 1977
- 4) Smith WM, Starmer CF : Error propagation in quantitative biplane cineroentgenography. Phys Med Biol 23 : 677-685, 1978
- 5) 速水昭宗：線量計算法。密封小線源治療—腔内・組織内照射法の実際。重松 康編, 109-152, 1980, 篠原出版, 東京
- 6) 尾内能夫, 入船寅二：線源位置の同定法。放射線医学大系 34巻, 放射線物理学。田坂 眩編, 235-237, 1984, 中山書店, 東京
- 7) 高橋賢一, 佐方周防：シミュレータによる線源位置取得の際の誤差の解析。JARSモノグラフ, No.1, RALSの線量計算基準—子宮頸癌治療を中心として。佐方周防, 川島勝弘編, 35-38, 1987, 放射線治療システム研究会, 東京
- 8) Godden TJ : Physical Aspects of Brachytherapy. Medical Physics Handbooks 19. 232-260, 1988, Adam Hilger, Bristol
- 9) 田伏勝義, 伊藤 進, 砂倉瑞良, 他：最小自乗法と幾何学的な解による直角2方向X線写真に基づく位置決定法. 日本医放会誌 50 : 846-851, 1990
- 10) Tabushi K, Itoh S, Sakura M, et al : Two-radiograph reconstruction using six geometrical solution sets and least-squares method. Med Phys 19 : 1307-1310, 1992
- 11) Guggenheim N, Doriot PA, Dorsaz PA, et al : Spatial reconstruction of coronary arteries from angiographic images. Phys Med Biol 36 : 99-110, 1991
- 12) 真崎規江：電子計算機を用いて放射線治療を合理化する一方法. 日本医放会誌 23 : 197-204, 1963
- 13) 速水昭宗, 大関修治, 森 嘉信, 他：ステレオ撮影法による小線源座標の誤差. 日本医放会誌 39 : 493-498, 1979
- 14) 管家正寛, 角田 明, 速水昭宗, 他：透視変換を応用した小線源座標の三次元の再構成法. 歯放 22 : 251-259, 1983
- 15) Siddon RL, Chin LM : Two-film brachytherapy reconstruction algorithm. Med Phys 12 : 77-83, 1985
- 16) Metz CE, Fencil LE : Determination of three-dimensional structure in biplane radiography without prior knowledge of the relationship between the two views : Theory. Med Phys 16 : 45-51, 1989
- 17) Fencil LE, Metz CE : Propagation and reduction of error in three-dimensional structure determined from biplane views of unknown orientation. Med Phys 17 : 951-961, 1990