



Title	ステレオ撮影法による小線源座標の誤差
Author(s)	速水, 昭宗; 大関, 修治; 森, 嘉信 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(5), p. 493-498
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/16621">https://hdl.handle.net/11094/16621</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## ステレオ撮影法による小線源座標の誤差

大阪大学歯学部歯科放射線学教室

速 水 昭 宗

大阪大学医学部放射線医学教室

大関 修治 森 嘉信 井上 俊彦  
宮田 俣明 重松 康

(昭和53年10月5日受付)

(昭和53年12月4日最終原稿受付)

### Analysis of errors in three dimensional reconstruction of radioactive source positions using stereo-shift radiography in brachytherapy

Akimune Hayami

Department of Oral Radiology, Osaka University Dental School

Syuji Ozeki, Yoshinobu Mori, Toshihiko Inoue, Yoshiaki Miyata and

Yasushi Shigematsu

Department of Radiology, Osaka University Medical School

---

Research Code No.: 601

---

Key Words: Brachytherapy, Error of source length,  
Stereo-shift radiography

---

The use of electric computer has made it possible to assess the radiation dosage from interstitial and intracavitary radiotherapy.

However, it has been still of the problem to identify the individual source to make input data on a practical point of view, when orthogonal radiography is used. On the other hand, the stereo-shift radiography in brachytherapy has an advantage to make it easy to identify the corresponding sources, but it has been said that the accuracy by this method is not so good as that of orthogonal radiography.

A study was made to assess the error in reading films taken by stereo-shift radiography, if it could be permissible for clinical use. Input data by stereo-shift radiography (focus to film distance of 80 cm, tube shift of 14 cm,  $F_{80}-S_{14}$ ) in cases of intracavitary treatment of cervix carcinoma were examined in regard to the difference between actual length of the tube and the composed data by computer calculation.

The difference between these two remains less than 9% in 199 cases out of 208.

In addition to these clinical data, a computer simulation analysis of this process was performed which includes influences of the X-ray tube-shift distance, the error in reading films and X-ray tube settings.

On the basis of these clinical and simulation results, it was concluded that the more accurate reconstruction of source position could be obtained in the case of  $F_{80}-S_{35}$  and  $F_{100}-S_{40}$ .

The authors are now trying to use  $F_{80}-S_{35}$  stereography for further improvements.

## 1. はじめに

Ra に代表される密封小線源の線量分布計算にはかなりの施設で電子計算機を使用しているが、このときの小線源の3次元座標は、ステレオ法か直角2方向法のいずれかで撮影されたフィルムから、1組の2次元線源座標を入力して組立てるのが普通である。

一般に、ステレオ法によるフィルムは直角2方向法のそれよりも、線源同定の容易さに関して優れるといわれている。たとえば、数の多いシードの場合、直角2方向性では同定の困難なときにステレオ法が取上げられている<sup>1)</sup>。

しかし、Stovall ら<sup>2)</sup>はステレオ法5施設、直角2方向法11施設、両法の併用2施設そして横断断層法1施設の採用頻度を報告し、重松<sup>3)</sup>の高線量率腔内照射に関する調査の中では、ステレオ法と直角2方向法併用1施設、直角2方向法6施設の結果を得ている。

このようにステレオ法採用施設数の少ないことは、この撮影法によるフィルムに線源同定の容易さはあるとしても、フィルムの2次元線源座標—とくにX線管移動に平行方向の座標—の読取り誤差が、組立てた3次元線源座標の誤差に比較的大きく効くという性質、いいかえれば直角2方向法よりも組立精度が悪い恐れがあることに原因しているものと思われる。しかし、直角2方向法においてもその直交性に問題を残す場合もあり、ステレオ法の良さが見逃されているのではなからうか。

ここでは子宮腔内照射を対象とし、線源長の誤差について、臨床とシミュレーションの双方から線源座標入力の手段としてのステレオ法に検討を加える。

## 2. 臨床での線源長誤差について

ステレオ撮影に用いたX線装置構造上の制約から、焦点・フィルム間距離Fを80cm、X線管の移動距離Sを14cmで施行(以下F<sub>80</sub>-S<sub>14</sub>と略)した。撮影空間の座標軸は体側方向をX、体軸方向をYそして矢状方向をZとし、フィルム面をZ=0とした。

なお、X、Y軸の原点は、配列された線源の中

央部におく。

空間内の点P(X, Y, Z)は、二つのX線管焦点に対応して二つの点P<sub>1</sub>(x<sub>1</sub>, y<sub>1</sub>)、P<sub>2</sub>(x<sub>2</sub>, y<sub>2</sub>)としてフィルム上に投影記録されるが、PはP<sub>1</sub>とP<sub>2</sub>とから次式によって組立てる<sup>4)</sup>。

$$\begin{aligned} X &= \frac{x_1 + x_2}{2} \cdot \frac{F - Z}{F} \\ Y &= \frac{y_1 + y_2}{2} \cdot \frac{F - Z}{F} \\ Z &= \frac{F \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}}{S + \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}} \end{aligned} \quad (1)$$

ただし、二つのX線管焦点を結ぶ軸がX軸と平行のときにはy<sub>1</sub>=y<sub>2</sub>であるので、以下では区別せずyとする。

フィルム上のP<sub>1</sub>などの線源座標読取(線源の両端の座標)は、1mm目の方眼紙と拡大鏡を利用し、1/10mmまで目測することで0.1mmの精度を目標とした。

線量分布計算にはNEAC 2200-500をリモート・バッチで使用し、組立線源長と実線源長(1.5cm)の相対誤差を計算出力の第1頁に、患者および使用線源などのデータと共に出力されるようにした。

Fig. 1に、ある期間内で使用した線源208本の相対誤差の出現頻度分布を示す。相対誤差の最大値はほぼ±20%、平均値は-0.01%そして標準偏

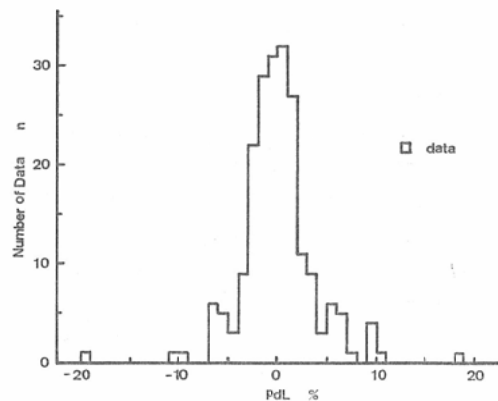


Fig. 1 Histogram of relative tube length error pdL from clinical results which were obtained in the intracavitary treatment of uterine cervix. Total numbers of tube are 208, average is -0.01% and standard deviation is ±3.75%.

差は±3.75%であり、199本が±9%以内にあり、正側の本数が100本、負側が108本であった。

### 3. シミュレーション

#### 3.1. 方法

1式の  $x_1, x_2, y, F$  そして  $S$  のそれぞれに誤差が伴うものとし、それらを  $dx_1, dx_2, dy, dF$  および  $dS$  とすると、これらが  $P(X, Y, Z)$  に  $dX, dY$  および  $dZ$  の誤差をもたらすことになる。 $dx_1, dx_2$  および  $dy$  をフィルム上線源座標の読取り誤差、 $dF$  と  $dS$  を撮影時のX線管 ( $F$  と  $S$ ) の設定誤差とする。

$dX$  などを見積るため、Fitzgeraldら<sup>5)</sup>と同様に1式を扱ったのが次式であるが、かれらは  $dF$  と  $dS$  を含めていない。

$$dX = A \left\{ B |X| |dS| + \left| \frac{S}{2} - X \right| |dx_1| + \left| \frac{S}{2} + X \right| |dx_2| \right\}$$

$$dY = A \left\{ S |dy| + B |Y| |dS| + |Y| |dx_1| + |Y| |dx_2| \right\} \quad (2)$$

$$dZ = A \{ B \cdot S |dF| + Z |dS| + (F-Z) |dx_1| + (F-Z) |dx_2| \}$$

ここに  $A = (F-Z)/(F \cdot S)$ ,  $B = Z/(F-Z)$  とす

る。

上式から、 $P$ 点での総合された誤差  $dP$ 、また2点  $P_1(X_1, Y_1, Z_1)$  と  $P_2(X_2, Y_2, Z_2)$  間の距離  $L$  の相対誤差  $pdL$  は3, 4式によって求めた。

$$dP = \sqrt{dX^2 + dY^2 + dZ^2} \quad (3)$$

$$pdL = \frac{dL}{L} \times 100 = \frac{\sqrt{dP_1^2 + dP_2^2}}{\{(X_1 - X_2)^2 + (Y_1 - Y_2)^2 + (Z_1 - Z_2)^2\}^{1/2}} \quad (4)$$

#### 3.2. シミュレーション条件

臨床データと比較のため、 $F_{80}-S_{14}$  について  $dF$  と  $dS$  を0.1cm,  $dx_1$  などを0.01cm と仮定した。前者は撮影の実技を、後者は1/10mmまで目測したことと、デジタイザーの精度も一般に±0.01cmであることによる。

参考のため、 $F_{100}-S_{20}$  および  $dF$  と  $dS$  に0.2, 0.3cmを、 $dx_1$  などには0.03, 0.05cmの場合を加えた。なお、線源長  $L$  は臨床で使用した1.5cmとしてある。

#### 3.3. シミュレーション結果

##### (1) $dP$ について

Table 1, 2に  $F_{80}-S_{14}$  および  $F_{100}-S_{20}$  につい

Table 1 Displacement error  $dP$  in the case of  $F_{80}-S_{14}$  and  $X=Y=10$ cm.

dS, dF		0.0			0.1			0.2			0.3		
		0.01	0.03	0.05	0.01	0.03	0.05	0.01	0.03	0.05	0.01	0.03	0.05
Z	10	0.091	0.273	0.455	0.167	0.348	0.530	0.243	0.424	0.606	0.319	0.500	0.682
	15	0.079	0.237	0.349	0.186	0.343	0.501	0.293	0.451	0.608	0.401	0.558	0.715
	20	0.068	0.203	0.338	0.202	0.337	0.472	0.336	0.471	0.606	0.471	0.605	0.740
	25	0.057	0.172	0.287	0.214	0.328	0.443	0.371	0.485	0.600	0.528	0.642	0.756
	30	0.048	0.144	0.240	0.223	0.318	0.414	0.398	0.494	0.589	0.574	0.669	0.764

(cm)

Table 2 Displacement error  $dP$  in the case of  $F_{100}-S_{20}$  and  $X=Y=10$ cm.

dS, dF		0.0			0.1			0.2			0.3		
		0.01	0.03	0.05	0.01	0.03	0.04	0.01	0.03	0.05	0.01	0.03	0.05
Z	10	0.084	0.250	0.419	0.139	0.305	0.472	0.194	0.361	0.527	0.349	0.416	0.583
	15	0.075	0.224	0.374	0.154	0.303	0.452	0.233	0.382	0.531	0.313	0.461	0.611
	20	0.067	0.199	0.332	0.167	0.300	0.432	0.268	0.400	0.533	0.369	0.501	0.634
	25	0.059	0.176	0.293	0.178	0.295	0.412	0.298	0.415	0.532	0.418	0.535	0.652
	30	0.051	0.154	0.257	0.188	0.290	0.393	0.324	0.426	0.529	0.461	0.563	0.665

(cm)

Table 3 Relative tube length error pdL in the case of  $dF=dS=0.1\text{cm}$ ,  $dx_1=dx_2=dy=0.01\text{cm}$ ,  $X=Y_1=10\text{cm}$  and  $Y_2=11.5\text{cm}$  ( $L=1.5\text{cm}$ ).

	Shift	14 cm	20 cm	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm
FFD 80 cm	Z 10 cm	15.7%	11.4%	8.90%	6.43%	5.44%	4.78%
	15	17.6	12.9	9.23	7.42	6.33	5.61
	20	19.1	14.1	10.2	8.30	7.15	6.83
	25	20.2	15.1	11.1	9.02	7.87	7.07
	30	21.2	15.8	11.8	9.72	8.50	7.69
FFD 100 cm	10	18.2	13.1	9.12	7.14	5.96	5.18
	15	20.1	14.5	10.2	8.07	6.79	5.94
	20	21.7	15.8	11.2	8.92	7.55	6.64
	25	23.0	16.8	12.1	9.67	8.24	7.29
	30	24.1	17.7	12.8	10.3	8.86	7.88

て、 $dF$  や  $dx_1$  などに 3. 2. 項でのそれぞれの値を与えたときの  $X=Y=10\text{cm}$  における  $dP$  を示す。  $X$  および  $Y$  が  $10\text{cm}$  以下のときの  $dP$  は、表の値より小さい。

(2) pdL について

$F_{80}\text{-}S_{14}$  の場合、 $dF$  と  $dS$  が  $0.1\text{cm}$ 、 $dx_1$  などが  $0.01\text{cm}$  のときの  $pdL$  を、 $X=10\text{cm}$ 、 $Y_1=10\text{cm}$ 、 $Y_2=11.5\text{cm}$  ( $L=1.5\text{cm}$ ) の位置について Table 3 に与える。  $pdL$  は  $Z$  に依存するが、 $Z=20\text{cm}$  を基準とするとほぼ 20% である。 この  $20\text{cm}$  は、臨床での外子宮口位置の平均  $Z$  座標である。

4. 考 察

4. 1.  $dP$  および  $pdL$  について

点線源からの線量計算に距離逆自乗則を用い、 $P$  点に点線源を置き  $2\text{cm}$  離れた点での線量誤差を仮に 10% 以内に押えたとすれば、 $P$  点での  $dP$  は  $0.1\text{cm}$  以下でなければならない。 ここで  $2\text{cm}$  というのは、子宮腔内照射では普通線源から  $2\text{cm}$  以上離れた部位が対象となる理由による<sup>2)</sup>し、10% は Ellis によると此の線量変化の効果は再発率に統計的な差を生む<sup>6)</sup>とあることによる。

$dP$  が  $0.1\text{cm}$  以下となるのは、Table 1, 2 から  $dF$  と  $dS$  が零の場合のみである。しかし、 $dF$  と  $dS$  の  $0.1\text{cm}$ 、 $dx_1$  などの  $0.01\text{cm}$  の場合でも、 $S$  を大きくすると  $dP$  は小さくなる。 Fig. 2 に上記のときの  $S$  と  $dP$  の関係を与える。

$pdL$  は 4 式で仮に  $dP_1=dP_2=0.1\text{cm}$  とすると

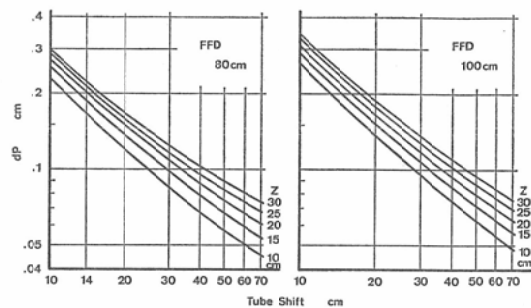


Fig. 2 Plot of the displacement error  $dP$  in the case of  $dF=dS=0.1\text{cm}$ ,  $dx_1=dx_2=dy=0.01\text{cm}$  and  $X=Y=10\text{cm}$ . Other combinations within  $10\text{cm}$  of  $X$  and  $Y$ ,  $dP$  are smaller than those of  $X=Y=10\text{cm}$ .

$dL$  は  $0.14\text{cm}$  になり、 $L$  が  $1.5\text{cm}$  であるから  $pdL$  は 9.3% になる。したがって  $pdL$  が 9% 以内であれば、線量誤差は 10% 以下と推定できよう。これは  $L$  の両端に点線源をおいた場合とも考えられるが、 $L$  を線源とし、放射能部の長さ  $1\text{cm}$  から  $2\text{cm}$   $Ra$  管で、 $1.5\text{cm}$  長さのものを基準にとれば、 $pdL$  が 10% あっても線源中央から垂直に  $2\text{cm}$  離れた点では 3% 以内の線量誤差であることが  $Ra$  の強度分布表<sup>7)</sup>から判っている。ただし、この 3% の線量誤差は、 $pdL$  が 3, 4 式から明らかなように  $dX$ ,  $dY$ ,  $dZ$  を線源長のみの変化として与える形になっていることから得られたものであることに注意が必要である。たとえば、線源が線源軸と垂直方向にだけ  $dP=0.1\text{cm}$  の平

行移動した場合、pdL は9.3%と10%以内であるが、線源中央から垂直に2cm離れた点の線量誤差は10%程度になる。

これらのことは、いずれにしてもLが1.5cmの場合、pdLが9%以内であれば、2cm離れた点への線量誤差への寄与は10%以内であることを示している。

このことはRandallらがMIDASで計算を止め、診断メッセージを出力する基準を線源長の10%の誤差においている<sup>8)</sup>のとたまたま一致するし、Gantchewらも同じく10%としている<sup>9)</sup>。

前述の例のように、pdLだけでは線量誤差を知るのに充分ではないが、患者内に配列されたX、Y、Zなどの線源座標がもともと判らない以上、組立計算後に現われるpdLによってそれを推定することは、限界を承知したうえで、一つの手段であると考える。

#### 4. 2. Sについて

Fig. 2から、Sを大きくするとdPを小さくできることになるが、これはFitzgeraldらの結果と一致し、かれらは十分な精度を得るには $F > 100$ 、 $F \cdot S^{-1} < 2$ の成立が必要で、 $F_{100} \cdot S_{60}$ で施行しても線源同定に問題はないとしている。

ちなみに、HopeらはRa管を $F_{100} \cdot S_{20}$ <sup>10)</sup>、Shalekらは $F_{100} \cdot S_{20}$ を例として解説し<sup>7)</sup>、CathetronではLiversageらは $F_{100} \cdot S_{40}$ で<sup>11)12)</sup>、Joslinらは25cmのSで撮影している<sup>13)</sup>。シードの場合にAndersonは10.2cm患者を動かさし<sup>1)</sup>、Ra針でRoseらはFとSに4:1の比が望ましく、とくに精度を必要とするときは $F_{150} \cdot S_{40}$ としている<sup>14)</sup>。

Sをあまり大きくすることは、相似性の消失によって同定の容易さを失なう恐れもあり、簡単には望ましいSは決められないが、Table 3は一つの目安を与えるものとして使えよう。

#### 4. 3. 臨床データについて

$F_{80} \cdot S_{14}$ で施行して得られたpdLは、最大値がほぼ±20%で、シミュレーションのそれ(Table 3参照)と偶然にも一致し、さらに全体数の95%が±9%以内にあることがFig. 1からわかる。シミュレーションによるpdLは、2式から安全側の

大きい値を与えることになるので、たまたまこれが臨床のpdLの最大値と一致したとすれば、残りの臨床のpdLは全てそれを下まわることになる。またFig. 1の頻度分布の形を、正規分布とみなせば誤差の3大性質を満すことにもなり、 $2\sigma$ をみても約±8%であるから、±9%以内に全体数の95%が入っていることも説明できる。

もしSを変えても、シミュレーションのpdLと臨床のpdLの最大値の関係が $F_{80} \cdot S_{14}$ の場合と同じと仮定すれば、シミュレーションのpdLを10%にするに要するSがTable 3から求められ、Zの20cmを基準とすると、Fの80cmの場合に約32cm、Fの100cmの場合には約35cmとなるので、安全側にみれば、 $F_{80} \cdot S_{35}$ 、 $F_{100} \cdot S_{40}$ でよい。

### 5. まとめ

子宮腔内照射時の線量分布計算のため、線源座標を $F_{80} \cdot S_{14}$ のステレオ法で入力し、線源座標誤差を実線源長と組立線源長の相対誤差から見積ったが、208本の線源のうち199本(95%)の組立線源長が、10%以内の線量誤差にとどめるための許容誤差範囲内であった。

なお、シミュレーションの結果から $F_{80} \cdot S_{35}$ または $F_{100} \cdot S_{40}$ で施行すれば、さらに良いデータが期待される。

データ収集に協力いただいた雄川恭行氏に感謝する。本論文の要旨は、第30回日医放射物理学会において発表した。

### 文 献

- 1) Anderson, L.L.: Localization of sources and anatomical point. (In) Hilaris, B.S. ed.: Handbook of interstitial brachytherapy, pp 87—115, 1975, Publishing Science Group, Inc., Acton, Massachusetts
- 2) Stovall, M. and Shalek, R.J.: A review of computer techniques for dosimetry of interstitial and intracavitary radiotherapy. Computer Programs in Biomedicine 2: 125—136, 1972
- 3) 重松 康: 文部省科学研究班調査資料, 未発表
- 4) 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
- 5) Fitzgerald, L.T. and Mauderli, W.: Analysis of error in three dimensional reconstruction

- of radium implants from stereo radiographs. *Radiology* 115: 455—458, 1975
- 6) Ellis, F.: Dose, time and fractionation: A clinical hypothesis. *Clin. Radiol.* 20: 1—7, 1969
  - 7) Shalek, R.J. and Stovall, M.: Dosimetry in implant therapy. (In) Attix, F.H., Tochilin, E. ed.: *Radiation dosimetry*. Vol. 3, 2nd ed., pp 743—807, 1969, Academic Press, New York
  - 8) Randall, G., Balter, S., Holt, J.C. and Laughlin, J.S.: The memorial implant dosimetry automated system. *Computer Programs in Biomedicine* 2: 137—152, 1972
  - 9) Gantchew, M.G. and Rosenwald, J.C.: Localization of implanted radioactive wires and computation of the dose distribution. *Phy. Med. Biol.* 21: 209—215, 1976
  - 10) Hope, C.S., Laurie, J., Orr, J.S. and Walters, J.H.: The computation of dose distribution in cervix radium treatment. *Phy. Med. Biol.* 9: 345—357, 1964
  - 11) Liversage, W.E., Martin-Smith, P. and Ramsey, N.W.: The treatment of uterine carcinoma using the Cathetron, Part 2, Physical measurements. *Brit. J. Radiol.* 40: 887—894, 1967
  - 12) Liversage, W.E.: Treatment planning, accuracy in the use of internal sources. (In) Blickman, J.R., Burrows, E.H. ed.: *Proceeding of the second congress of the European association of radiology*. pp 344—349, 1972, Excerpta Medica, Amsterdam
  - 13) Joslin, C.A.F., Smith, C.W. and Mallik, A.: The treatment of cervix cancer using high activity  $^{60}\text{Co}$  sources. *Brit. J. Radiol.* 45: 257—270, 1972
  - 14) Rose, J.A., Bloedrn, F.G. and Robinson, J.E.: Computer dosimetry system for radium implants. *Am. J. Roentgenol.* 97: 1032—1040, 1966
-