OUKA
Osaka University Knowledge Archive

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	https://hdl.handle.net/11094/16621
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

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 俶明 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-shiftradiography 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 authers 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[1]．

しかし，Stovall ら[2]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[3]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ろうか．

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_{80}-S_{14} 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_1（x_1，y_1），p_2（x_2，y_2）としてフィルム上に投影記録されるが，Pは p_1 と p_2 とから次式によって組立てる[4]．

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

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 $y_1=y_2$ であるので，以下では区別せずyとする．

フィルム上の p_1 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（1.5 cm）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

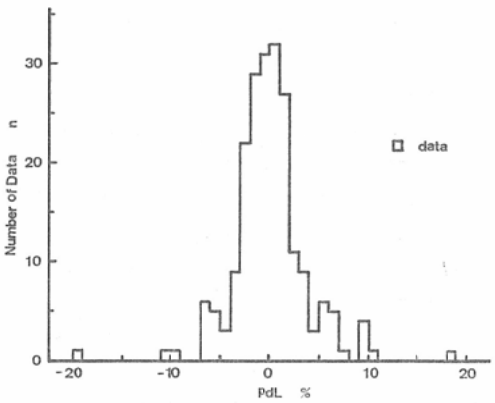

Fig. 1 Histogram of relative tube length error pdL from clinical results which were obtained in the intracavitary treatment of uterine cervix. Total numbers of tube are 208, average is −0.01% and standard deviation is ±3.75%.

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[5]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．

$$dX=A\left\{B|X||dS|+\left|\frac{S}{2}-X\right||dx_1|+\left|\frac{S}{2}+X\right||dx_2|\right\}$$
$$dY=A\{S|dy|+B|Y||dS|+|Y||dx_1|+|Y||dx_2|\} \quad (2)$$
$$dZ=A\{B\cdot S|dF|+Z|dS|+(F-Z)|dx_1|+(F-Z)|dx_2|\}$$

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

上式から，P点での綜合された誤差 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．

$$dP=\sqrt{dX^2+dY^2+dZ^2} \quad (3)$$
$$pdL=\frac{dL}{L}\times 100=\frac{\sqrt{dP_1^2+dP_2^2}}{\{(X_1-X_2)^2+(Y_1-Y_2)^2+(Z_1-Z_2)^2\}^{\frac{1}{2}}} \quad (4)$$

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，デイ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=10cm.

dS, dF		0.0			0.1			0.2			0.3		
dx, dy		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=10cm.

dS, dF		0.0			0.1			0.2			0.3		
dx, dy		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=0.1cm, $dx_1=dx_2=dy=0.01$cm, X=Y_1=10cm and Y_2=11.5cm (L=1.5cm).

	Shift	14 cm	20 cm	30 cm	40 cm	50 cm	60 cm
FFD 80cm	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 100cm	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=10cm における dP を示す．XおよびYが10cm 以下のときの dP は，表の値より小さい．

(2)　pdL について

F_{80}-S_{14} の場合，dF と dS が0.1cm，dx_1 などが0.01cm のときの pdL を，X=10cm，Y_1=10 cm，Y_2=11.5cm (L=1.5cm) の位置について Table 3 に与える．pdL はZに依存するが，Z=20 cm を基準とするとほぼ20%である．この20cm 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 2cm 離れた点での線量誤差を仮に10%以内に押えるとすれば，P点での dP は 0.1cm 以下でなければならない．ここで 2cm というのは，子宮腔内照射では普通線源から 2cm 以上離れた部位が対象となる理由による[2]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[6]とあることによる．

dP が0.1cm 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0.1cm，dx_1 などの0.01cm 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 $dP_1=dP_2=0.1$cm とすると

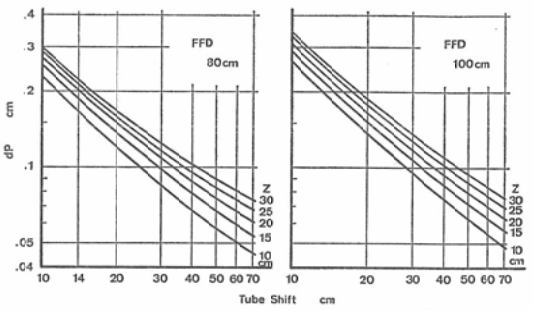

Fig. 2　Plot of the displacement error dP in the case of dF=dS=0.1cm, $dx_1=dx_2=dy=0.01$cm and X=Y=10cm. Other combinations within 10cm of X and Y, dP are smaller than those of X=Y=10cm.

dL は0.14cm になり，Lが1.5cm 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を線線源とし，放射能部の長さ 1cm から 2cm Ra 管で，1.5cm 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 2cm 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[7]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=0.1cm 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[8]のとたまたま一致するし，Gantchew らも同じく10%としている[9]．

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の，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，かれらは充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}-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}-S_{20}[10]．Shalek らは F_{100}-S_{20} を例として解説し[7]．Cathetron では Liversage らは F_{100}-S_{40} で[11][12]，Joslin らは25cm のSで撮影している[13]．シードの場合に Anderson は10.2cm 患者を動かし[1]，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}-S_{40} としている[14]．

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}-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，正現分布とみなせば誤差の3大性質を満すことにもなり，2σ 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}-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}-S_{35}, F_{100}-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}-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}-S_{35} または F_{100}-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回日医放物理部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) 真崎晃江：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-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