パソコンによるIr-192の線量計算 (高橋・他)

テクニカルノート

パソコンによる Ir-192 の線量計算

高 橋 賢 一・石 垣 秀 世・宇田川 王 男

斉 藤 正 美・山 口 京 子

千葉県がんセンター放射線治療部

(論文受理 1987年 5 月18日)

(最終論文受理 1988年 2 月26日)

(Code No. 713, 748)

Key words : Iridium-192, Interstitial radiotherapy, Personal computer, Three-dimensional reconstruction, Treatment planning

DOSE CALCULATION FOR IRIDIUM-192 SOURCES BY A PERSONAL COMPUTER

KENICHI TAKAHASHI, HIDEYO ISHIGAKI, KIMIO UDAGAWA
MASAMI SAITO, KYOKO YAMAGUCHI

Department of radiation therapy Chiba Cancer Center

(Article received ; May, 18, 1987)

Summary

Recently Ir-192 sources have been used for interstitial radiotherapy instead of Ra-226 needles. One end of Ir-192 (single-pin) is formed with circlet and implanted Ir-192 sources are not always straight line. So the authors have developed a new dose calculation system, in which the authors employed conventional method considering oblique filtration for linear source and multi-point source method for curved source.

Conventionally the positions of sources in three dimensions are determined from projections of the implanted sources on orthogonal or stereo radiographs. But it is frequently impossible to define the end of sources on account of overlap. Then the authors have devised a method to determine the positions of sources from two radiographs which were taken with arbitrary directions.

For tongue cancer injuries of mandibula so frequently occur after interstitial radiotherapy that the calculation of gingival dose is necessary. The positions of the gingival line are determined from two directinal radiographs too.

Further the three dimensional dose distributions can be displayed on the cathod ray tube.

These calculations are performed by using a personal computer because of its distinctive features such as

NII-Electronic Library Service

$$D_L = \Gamma \cdot \frac{M}{AL} \cdot C_\lambda \cdot \frac{1}{y} \cdot \int_{\theta_1}^{\theta_2} \exp(-\mu_{en} \cdot l(\theta)) \cdot \text{WAR}(y / \cos \theta) \cdot d\theta \quad (2)$$

ここで

AL : active length PL : physical length
 d : 容器厚 M : 放射能
 Γ : ガンマ線放射定数 C_λ : 吸収線量変換係数
 $l(\theta)$: 容器の θ 方向の厚さ

$$l(\theta) = d / \cos \theta \text{ or } \frac{PL}{2} + (y \cdot \tan \theta - x_0)$$

x_0 は線源中心での x である。

WAR : Water Air Ratio⁽¹²⁾

$$= 1.0128 + 0.005019r - 0.001178r^2 - 0.00002008r^3$$

$$1 \leq r \leq 10 \text{ [cm]}$$

実際の線量計算は(2)式について数値積分を行い

Table 化している。

3.1.2 曲がった線源の線量計算

曲がった線源および single-pin の円状になった部分は点線源に置換する。点線源からの線量率 Dp は(3)式で表現される。

$$Dp = \Gamma \cdot M \cdot C_\lambda \cdot \text{WAR}(r) / r^2 \quad (3)$$

ここで r は距離である。

3.2 線源位置計算法

3.2.1 任意2方向撮影法による線源位置の計算

線源位置計算法には一般的には直角2方向撮影法およびステレオ撮影法がある。直角2方向撮影法では Fig. 3 に示すごとく治療歯等の重なるのために同定が困難な場

Fig. 3 Anteroposterior and lateral radiographs of a single plane implant in the tongue using Ir-192 pins. Some sources are hidden by the treated teeth.

Fig. 4 The principle of three-dimensional reconstruction 1. The new coordinate system is generated by revolving about the y -axis.

Fig. 5 The principle of three dimensional reconstruction 2. Geometrical relationship used in reconstruction of position at point p .

合がある。ステレオ撮影法では z 軸の誤差が大きくなる欠点がある^{(6), (13), (14)}。(x 軸: 患者の左, y 軸: 頭上, z 軸: 前方向) そこでわれわれは任意2方向撮影法による線源位置計算法を開発した。

Fig. 4 のごとく y 軸を回転軸として θ_1 回転したとき、新しい座標系を X_1, Y_1, Z_1 とすると

$$[X_1 \ Y_1 \ Z_1 \ 1] = [x \ y \ z \ 1] \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & -\sin \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

同様に θ_2 回転したとき

$$[X_2 \ Y_2 \ Z_2 \ 1] = [x \ y \ z \ 1] \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & -\sin \theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

次に Fig. 5 のように X 線管球被写体, film が配置されていると(6), (7)式が成り立つ.

$$\left. \begin{aligned} Z_1/(D-X_1) &= Z_{01}/F_{01} \\ Y_1/(D-X_1) &= Y_{01}/F_{01} \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

同様に

$$\left. \begin{aligned} Z_2/(D-X_2) &= Z_{02}/F_{02} \\ Y_2/(D-X_2) &= Y_{02}/F_{02} \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

(4), (5), (6), (7)式より $X_1, Y_1, Z_1, X_2, Y_2, Z_2$ を消去して x, y, z について整理すると

$$[x \ y \ z] \cdot M = [D \cdot Z_{01} \ D \cdot Z_{02} \ D \cdot Y_{01}] \quad (8)$$

$$M = \begin{bmatrix} -F_{01} \cdot \sin \theta_1 + Z_{01} \cdot \cos \theta_1 & -F_{02} \cdot \sin \theta_2 + Z_{02} \cdot \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & F_{01} \cdot \cos \theta_1 + Z_{01} \cdot \sin \theta_1 & F_{02} \cdot \cos \theta_2 + Z_{02} \cdot \sin \theta_2 \\ Y_{01} \cdot \cos \theta_1 & & & \\ F_{01} & & & \\ Y_{01} \cdot \sin \theta_1 & & & \end{bmatrix}$$

となる. ここで M の逆行列を求め両辺の右側から乗ずれば x, y, z の座標値がもとまる.

任意の 2 方向撮影法より線源位置を求める場合 X 線束の交差角が小さいときは誤差が大きくなると考えられる. そこでその誤差の程度を調べるために三つの点についていくつかの角度で撮影を行い, 線源位置を求め比較した.

3.2.2 曲がった線源の点線源への置換

線源が linear な場合は両端を digitizer にて入力し, 3.2.1の方法で線源位置を求めれば線量計算できる. 線源が曲がっている場合はこの方法は使えない. そこでまず同一拡大率にて任意 2 方向法で撮影を行う. この場合線源はシミュレータの回転軸に平行な成分を多く持っており, さらに回転軸の近傍にあるものとする.(曲がった線源が回転軸に垂直な平面内にある時は線源位置を求めることは不可能である.) 次に digitizer にて線源をトレースし RS-232C を介してコンピュータに入力する. この時回転軸に平行な成分を Y 軸とし, まず線源の一端の座標を計算する. 次に Y_{01} を決め $Y_{01} = Y_{02}$ になる Y_{02} を探す. 一致したら座標を計算し前の点との距離を求める.(線源長/分割数) 以上の値になったらその点を分割点とする. この操作を最後の点まで行う. 最後に点線源の位置と放射能を計算する. 分割線源の長さの合計が 39.1 mm 以下あるいは 42.1 mm 以上の時は再度入力する.

なお single-pin 上端の円状の部分は中心に放射能が集

Fig. 6 Positioning to acquire the location of ligual gingiva.

中しているとして 1 点で計算する.

3.3 下顎上縁曲線を求める方法

体軸をシミュレータの回転軸とした任意 2 方向法では, 下顎骨上縁曲線は回転軸に平行な成分を持たない部分があるため求められない.

そこで Fig. 6 のごとく寝台を 90 度回転させ, 頭側および足側より X 線を入射させ撮影を行う. これより 3.2.2 の方法で下顎上縁位置を計算すれば良い.

3.4 等線量曲線の立体表示

3.4.1 視点座標系への変換

右手系 3 次元ワールド座標系において点 P_f (look from point) から, 点 P_a (look at point) を見るとする. 点 P_f, P_a の座標を $(x_f, y_f, z_f), (x_a, y_a, z_a)$ とするとき, 点 P_f を原点として直線 P_f-P_a を Z 軸とする左手系の座標系を視点座標系と言う. ワールド座標系で記述された data を視点座標系に変換する行列 T_v は(9)で表現される¹⁵⁾.

$$T_v = T_1 T_2 T_3 T_4$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \cdot \sin \beta & 0 & \cos \beta \\ \sin \alpha & -\cos \alpha \cdot \sin \beta & -x_f \cdot \sin \alpha \cdot \sin \beta - y_f \cdot \cos \beta & + z_f \cdot \cos \alpha \cdot \sin \beta \\ \sin \alpha \cdot \cos \beta & 0 & -x_f \cdot \cos \alpha - z_f \cdot \sin \alpha & \\ -\sin \beta & 0 & \sin \alpha \cdot \cos \beta & \\ -\cos \alpha \cdot \cos \beta & 0 & -\sin \beta & \\ -x_f \cdot \sin \alpha \cdot \cos \beta + y_f \cdot \sin \beta & + z_f \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta & 1 & \end{bmatrix} \quad (9)$$

ここで

T_1 : 原点を視点へ平行移動するための変換行列

$T_2 T_3$: Z 軸を視点の方向に合わせるための変換行列 (方向は逆向き)

パソコンによるIr-192の線量計算 (高橋・他)

T_4 : Z 軸の正負を反転させる変換行列

$$(9) \text{式で } \left. \begin{aligned} \cos \alpha &= (z_f - z_a) / \sqrt{(x_f - x_a)^2 + (z_f - z_a)^2} \\ \sin \alpha &= (x_a - x_f) / \sqrt{(x_f - x_a)^2 + (z_f - z_a)^2} \\ \cos \beta &= \sqrt{(x_f - x_a)^2 + (z_f - z_a)^2} / \\ &\quad \sqrt{(x_f - x_a)^2 + (y_f - y_a)^2 + (z_f - z_a)^2} \\ \sin \beta &= (y_f - y_a) / \\ &\quad \sqrt{(x_f - x_a)^2 + (y_f - y_a)^2 + (z_f - z_a)^2} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

である。

3.4.2 視点座標系の透視変換

(x_e, y_e, z_e) を視点座標系の座標値とするとき透視変換関係式は(11)となる。

$$[x_e \ y_e \ z_e \ 1] \cdot T_P = [X_P \ Y_P \ Z_P \ W_P] \quad (11)$$

ここで T_P は

$$T_P = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k/h & k/h \\ 0 & 0 & -k & 0 \end{bmatrix}$$

ここで

W_P : 透視変換に必要な値 (3次元射影変換)

h : 視点座標系で視点から投影面までの距離

k : screen の1/2のサイズ (正規化)

実際に投影された x_P, y_P の座標は

$$x_P = X_P / W_P \quad y_P = Y_P / W_P \text{ となる。}$$

陰線消去は奥の面より等線量曲線を表示し、新しい面のその内部を消去することによって行っている。

Table 1 Check the accuracy of the calculated dose to a division number of source at various perpendicular distance from source Isotope: Ir - 192 Activity: 370MBq Active length: 40.4 mm

線源からの 分割数	2.5 mm	5	7.5	10	15	20	25	30
シンプソンの 近似積分 (20 point)	133.33	61.19	37.34	25.62	14.35	9.13	6.28	4.56
5	182.30	64.40	37.74	25.75	14.41	9.17	6.30	4.57
7	154.04	61.90	37.43	25.67	14.38	9.15	6.29	4.57
8	120.85	60.94	37.38	25.66	14.37	9.15	6.29	4.56
9	142.54	61.36	37.38	25.65	14.37	9.14	6.29	4.56
10	127.44	61.15	37.37	25.64	14.36	9.14	6.29	4.56
15	134.21	61.20	37.36	25.63	14.35	9.13	6.28	4.56
20	133.20	61.19	37.35	25.62	14.35	9.13	6.28	4.56
40	133.32	61.19	37.35	25.62	14.35	9.13	6.28	4.56

(rad)

3.5 等線量曲線で囲まれた面積の計算法

等線量曲線の point data が左回りに並んでいるもの
とすると面積 S は(12)式で表現される。

$$S = \sum_{i=1}^n (x_i - x_{i+1}) \left(\frac{y_i + y_{i+1}}{2} \right) \quad (12)$$

これに厚さを乗ずれば体積となる。

Table 2 Calculated doses around a linear and curved source.

- ①linear source: with compensation of capsule absorption
- ②linear source: linear source is divided into fifteen point sources
- ③curved source (radius of curvature is 80 mm): outer circle
- ④curved source: inner circle

x \ y		2.5	5	10	20	30	40	50
0	①	12.22	5.78	2.51	0.907	0.455	0.269	0.176
	②	13.50	6.13	2.57	0.915	0.457	0.269	0.176
	③	17.46	14.37	3.89	1.130	0.525	0.299	0.191
	④	5.64	3.58	1.87	0.763	0.402	0.244	0.162
10	①	11.97	5.49	2.31	0.833	0.427	0.257	0.169
	②	12.99	5.83	2.37	0.844	0.430	0.258	0.170
	③	16.35	13.26	3.40	1.02	0.490	0.285	0.185
	④	6.04	3.61	1.77	0.710	0.380	0.233	0.157
20	①	6.60	3.16	1.49	0.631	0.355	0.226	0.154
	②	7.34	3.44	1.56	0.647	0.360	0.228	0.155
	③	9.14	4.29	1.86	0.740	0.401	0.249	0.167
	④	4.96	2.65	1.30	0.565	0.324	0.208	0.144
30	①	0.534	0.658	0.613	0.404	0.267	0.185	0.133
	②	0.919	0.857	0.690	0.424	0.275	0.188	0.135
	③	0.914	0.875	0.730	0.459	0.297	0.202	0.144
	④	0.869	0.796	0.631	0.387	0.252	0.174	0.126
40	①	0.155	0.236	0.281	0.247	0.191	0.145	0.111
	②	0.387	0.379	0.349	0.270	0.200	0.149	0.113
	③	0.385	0.380	0.357	0.282	0.211	0.158	0.119
	④	0.378	0.366	0.333	0.254	0.188	0.140	0.106
50	①	0.066	0.113	0.153	0.158	0.136	0.111	0.090
	②	0.220	0.218	0.209	0.179	0.146	0.116	0.093
	③	0.219	0.218	0.211	0.184	0.151	0.121	0.097
	④	0.217	0.213	0.202	0.172	0.139	0.111	0.088

(rad)

A.L. 40.4 mm の Source

P.L. 40.6 mm

x: 線源中心より線源長軸に直角方向への距離 [mm]

y: 線源中心より線源長軸方向への距離 [mm]

4. 結 果

4.1 点線源の分割数と精度

Table 1 は single-pin の長さで放射能が 10 mCi (370 MBq) の wire について線源からの距離と分割数を変えた時の吸収線量である。Simpson の近似積分値を正しい値とすると、線源から 5 mm の点を $\pm 1\%$ 程度にするには 7, 8 点に分割すれば良いことが分かる。すなわち曲がった線源 5 mm 以内を 1 点の点線源に置換すれば良いであろう。線源から 5 mm としたのは平面刺入の際、線源面から 5 mm 離れた両面を治療面と考えるからである。

4.2 線源の自己吸収と容器吸収および屈曲による影響

Table 2 は physical length 40.6 mm, active length 40.4 mm 放射能 1 mCi (37 MBq) の線源について計算したものである。

①は線源の自己吸収および容器補正を行った計算値である。これは (50, 0) の位置で容器補正なしの線量になるように放射能を増加させている。

②は線線源を 15 点の点線源に分割して線量計算した結果である。容器補正は行っていない。

③, ④は直径 160 mm の円弧状に xy 平面上で線源が曲がったと仮定し両端の位置は y 軸上にあるとして 8 点に分割して計算したものである。これより吸収補正を行わないと線源より 5 mm の位置で 6 % 程度の誤差を生じるので自己吸収容器吸収の補正は必要である。また屈曲した線源を線線源として取り扱うと線源位置が実際の位置とずれることになるので線量の誤差は大きくなる。したがって曲率半径 80 mm 程度に曲がった線源でも容器補正を行うより線源位置を正確にする方がより重要である。

ある。

4.3 任意 2 方向撮影法の精度について

Table 3 は左方向 (x 軸) からの beam を 0 度、正面方向 (z 軸) から 90 度としたときに、その間の幾つかの角度で X 線撮影を行い、2 枚のレントゲン写真より三つの点について座標値を求めたものである。角度差 90 度を正しい値とすると、撮影の角度差が小さいときは撮影方向の座標値の誤差が大きくなる。

Table 3 より 1 mm 以内の誤差にするには撮影の角度差は 20 度以上必要と考えられる。

4.4 表示例

Fig. 7 は等線量面、線源を立体的に表示したものである。線量計算は 3 mm 間隔で行い 70, 60, 50, 40 rad/h の等線量面を、いくつかの視点で表示している。体積の計算もこの等線量曲線を利用する。

Fig. 8 は下顎の線量をグラフ化して CRT に表示したものである。横軸は歯肉の位置、縦軸は吸収線量率である。

5. 考察・結論

任意 2 方向法の開発によって Ra 針の場合でも言えることであるが、線源の見える方向から撮影を行えば良いので、線源の対応関係が容易に求められるようになった。ただしこの方法で線源位置を求める場合は二つの X 線束のなす角は 20 度以上必要である。

つぎに線量計算では、線線源については自己吸収および容器吸収の補正は必要であり、曲がった線源については線源 5 mm 以内を 1 点の点線源に置換すべきである。Ir-192 の線源を線線源と点線源に分けることによって、より正確な線量計算が可能になった。

またこのプログラムの開発によって iso-dosecurve が

Table 3 Check the accuracy of the calculated coordinates about three points according to the difference of angle between X-ray beams.

角度差	組合せ	[mm]								
		X ₁	Y ₁	Z ₁	X ₂	Y ₂	Z ₂	X ₃	Y ₃	Z ₃
90°	0°-90°	27.87	26.73	8.19	2.47	3.96	-10.15	-17.33	-13.45	-24.32
60°	30°-90°	27.98	26.63	8.19	2.39	3.82	-10.10	-17.23	-13.70	-24.19
45°	45°-90°	28.04	26.15	8.20	2.39	3.50	-10.12	-17.30	-13.73	-23.72
30°	60°-90°	27.90	26.16	8.49	2.45	3.50	-9.24	-17.36	-14.14	-23.81
20°	70°-90°	28.01	26.09	8.92	2.52	3.44	-9.14	-17.30	-14.12	-23.87
15°	75°-90°	27.93	26.14	9.42	2.51	3.51	-7.99	-17.20	-14.01	-22.29
10°	80°-90°	27.88	26.11	8.90	2.38	3.51	-7.82	-17.38	-13.97	-24.71
5°	85°-90°	28.02	26.11	4.96	2.44	3.38	-7.69	-17.26	-14.16	-25.34

Fig. 7 Display of typical three-dimensional dose distributions from an interstitial implant by a personal computer.

Fig. 8 Absorbed dose rates on line along lingual gingiva.

視点をかえて立体的に観察でき、線量分布の把握に役立つものと思われる。

さらに舌癌の組織内治療で最も問題となる下顎骨の障害についても、下顎上縁の線量計算を行い、dataを蓄積すれば、予測対応が可能だと考えられる。

ただ立体表示を行うのに2時間程の計算が必要なので多少問題がある。

今後は等線量曲線で囲まれた volume および線量率の影響を考慮した TDF の計算を行い治療成績向上に役立てたい。

文 献

- 1) 堀内淳一：舌 口腔。癌放射線療法（癌の臨床別冊），161-169，(1978)。
- 2) 水野明夫，清水正嗣：口腔癌の放射線治療後の顎骨

障害。歯科時報，27(12)，18-21，(1973)。

- 3) 堀内淳一，奥山武雄，小西圭介，その他：舌癌の放射線治療。日医放会誌，37(11)，1041-1051，(1977)。
- 4) 奥山武雄，堀内淳一，足立 忠：口腔領域における放射線骨障害（いわゆる放射線骨壊死）に関する考察。臨床放射線，14(6)，472-481，(1969)。
- 5) 佐藤 彰，木暮広人，加藤 久：Ir線源の製造，JAERI-M 9817
- 6) 佐方周防：コンピュータによる線量計算法密封小線源治療の線量分布計算。第41回日本医学放射線学会物理部会勉強会資料。51-70，(1981)。
- 7) 内山幸男，高橋一広，植田俊男：小型電算機によるラジウム線源の線量分布計算。日放技学誌，32(4)，368-374，(1976)。
- 8) 入船寅二：治療計画におけるコンピュータの利用。癌放射線療法（癌の臨床別冊），72-78，(1978)。
- 9) modulex (CMS) 線量計算法資料
- 10) 保科正夫，後藤 功：Ir-192 Hairpin による組織内照射の線量分布の解析。日放技学誌，38(5)，683-690，(1982)。
- 11) Cassell, K: Evaluation of the interstitial and intracavitary programs used on the GE RT/Plan, (1980)。
- 12) Meisberger LL, Keller RJ and Shalek RJ: The effective attenuation in water of the gamma rays of Gold 198, Iridium 192, Cesium 137, Radium 226 and Cobalt 60, Radiology, 90, 953-957, (1968)。

-
- 13) 高橋賢一：A 点線量と線量分布計算法。日放技学誌，
36(6)，767-777，(1980)。
 - 14) 速水昭宗，大関修治，森 嘉信：ステレオ撮影法に
よる小線源座標の誤差，日医放会誌，39(5)，
(1979)。
 - 15) 山口富士夫：コンピュータディスプレイによる図形
処理工学，日刊工業新聞社，東京，(1981)。