

Title	192Irシードアセンブリーのアフターローディング法による身体深部癌に対する小線源治療 第1報 192Irシードの適切な線源配置と線量計算
Author(s)	内山, 幸男; 森田, 皓三; 植田, 俊男 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1983, 43(11), p. 1284-1294
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17826
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

^{192}Ir シードアセンブリのアフターローディング法による 身体深部癌に対する小線源治療

第1報 ^{192}Ir シードの適切な線源配置と線量計算

愛知県がんセンター病院放射線治療部 (主任: 森田皓三)

内山 幸男 森田 皓三 植田 俊男 丹羽 幸吉

愛知県がんセンター病院外科第2部 (主任: 唐沢和夫)

高 木 巖

(昭和57年11月2日受付)

(昭和58年3月22日最終原稿受付)

Interstitial Irradiation by After-Loading Technique with ^{192}Ir Seed-Assemblies for Deep-Seated Malignant Tumors

I. Optimal Placement of ^{192}Ir Seed-Assemblies and its Dose Distribution

Y. Uchiyama, K. Morita, T. Ueda, K. Niwa* and I. Takagi**

*Department of Radiation Therapy, Aichi Cancer Center

**Department of Thoracic Surgery, Aichi Cancer Center

Research Code No.: 600.3

Key Words: ^{192}Ir seed-assemblies, Brachytherapy

Since July in 1981 the after-loading interstitial implantation of ^{192}Ir seed-assemblies has been performed for the residual tumor of five patients with a pulmonary cancer after a large amount of tumor resection. In such case, several kinds of placement (arrangement) of ^{192}Ir seeds were investigated in order to obtain the optimal dose distribution using the computer technique and the simple calculation system.

In the Quimby system modified by the Memorial Hospital system, the ^{192}Ir sources are arranged at regular intervals. The placement of seed-assemblies is very simple, but the dose-homogeneity within the target area is poor. On the other hand, the estimation of exposure dose in a target area is easily determined for the Paterson-Parker method (Manchester system), and the dose-homogeneity within the target area is better than that of the Memorial system. In the Manchester system, the prescribed exposure could no longer be guaranteed, if the arrangement of the sources is departed significantly from the source distribution rule.

A simple source arrangement system of ^{192}Ir seed-assemblies was presented in this work. With this arrangement, the Paterson-Parker table can be clinically used without significant errors, and the degree of the dose-homogeneity within the target area was almost the same as that of the Manchester system.

研究目的

最近ガンマ線エネルギーが低く防護し易い小線源の開発と、アフターローディング法の進歩に

よって、外照射よりも空間的線量分布のよい小線源治療が、再び見直されてきた^{1)~5)}。本施設では、昭和56年8月から主として肺癌に対して、アフ

ターローディング法による¹⁹²Ir シードアセンブリーを用いた組織内照射を、手術後の残存巣に施行することによって、小線源治療の適応の拡大を図っている。本報では、適切な¹⁹²Ir シード線源の配置とその計算方法について、電子計算機を用いて検討した結果を報告する。

研究方法

1. ¹⁹²Ir シードアセンブリーの作成

現在、原研で作られている¹⁹²Ir シードは、Fig. 1の如く直径0.5mm、長さ3.0mmの円柱形で、購入時約1.0mCiである。これを外径1.1mmの細いビニールチューブに入れて、シードアセンブリー(リボン)⁹⁾として使用する⁷⁾。このシードアセンブリーの作成には現在2通りある。即ち、1つは線源を原子炉内で放射化し、後にそれぞれの施設で適当な配列にビニールチューブに挿入する方法である。この方法は、任意の線源配列を得ることができるが、ビニールチューブ内に¹⁹²Ir シードを配列する際の術者の被曝が避けられない。もう1つは、あらかじめシードをチューブ内に挿入してから、原子炉にて放射化する方法で、アセンブリー作成時の被曝はなくなるが、チューブも放射化され、若干もろくなる傾向があり、かつあらかじめ必要な線源の個数と配列とを決定して、注文する必要があるという欠点がある。現在、本施設では、この両者を適宜購入して、両者の欠点を補っている。

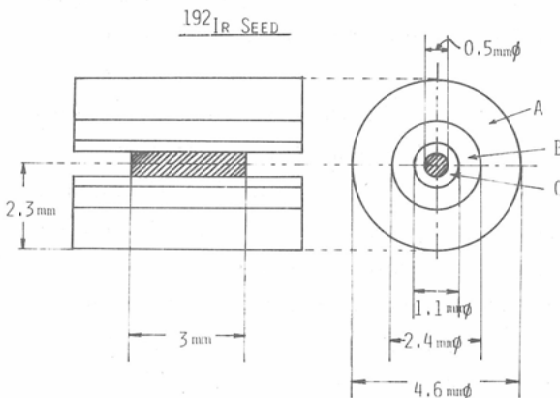


Fig. 1 ¹⁹²Ir seed and tube for after-loading (A: outer tube, B: middle tube and C: inner tube).

2. ¹⁹²Ir シードの線量計算の基礎

¹⁹²Ir シードは実長3mmあるために、計算機等で計算する場合、線源長の中心1点で計算が可能な場合は都合が良い。そこで線源中心1点で計算したときと、区分法にて1mm間隔の3点で計算したときとを比較した(Fig. 2)。横軸は、線源の中心から垂直方向への距離(mm)を示し、縦軸は、線源が1点の計算による線量と、3点の計算による線量の比で示した。線源からの垂直距離5mmで差は5%、7.5mmで2%、10mmで1%となる。従って、線源面より7.5mmあるいは10mm離れた実際の治療面上における計算では、この面上の計算点に最短距離にある線源1個による線量のみが2%の誤差である。実際には多数の線源を配置するため、他の線源からの線量は、計算点と線源との距離が10mm以上となり、1%以下の誤差となる。それ故、線量推定の誤差は最大数%以内と考えられ、本施設では、すべて¹⁹²Ir シードを、その中央部に点線源があるとして計算した。

3. ¹⁹²Ir シードの照射線量率

¹⁹²Ir シードの照射線量率としては、4.0~5.0 Rcm²h⁻¹mCi⁻¹と広範囲な値が今までに示されている。代表的な値を示すと、4.62⁹⁾、4.64¹⁰⁾、4.8¹¹⁾¹²⁾ Rcm²h⁻¹mCiである。ここでは、本施設

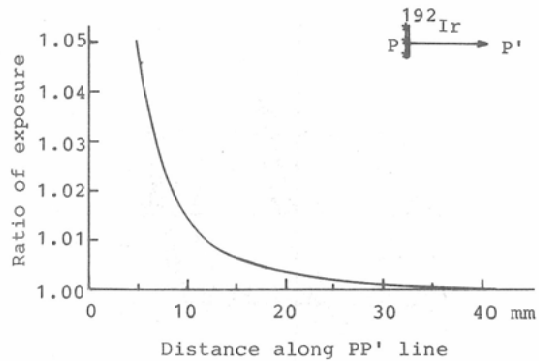


Fig. 2 The ratio of exposure calculated by the Assumption (A) to Assumption (B).

The exposure along the PP' line was calculated on the assumption that (A) total amount of source is concentrated at the center of ¹⁹²Ir seed, and (B) total amount of source is equally divided at the three points of ¹⁹²Ir seed(the center and the bilateral ends).

の購入先である原研, 加藤らの測定値 $4.8\text{Rcm}^2\text{h}^{-1}\text{mCi}$ を用いて, 計算を行なった。

4. 臨床的に用いられているシードアセンブリの使用法

現在, 臨床的に用いられているアフターローディング用の誘導管は外径 4.6mm である。シードアセンブリのチューブがややもろく, 折損するおそれがあるため, シードアセンブリを更に外径 2.4mm のチューブ内に入れて, 先を盲端とし, これを誘導管内に挿入するようにしている (Fig. 1)。臨床的には, この誘導管が全部一平面上に配列されることは稀であり, この点, 線量計算には電子計算機による3次元的な計算が必要であるが, ここではまず, 全線源が一平面上に理想的に配列されたとして, どんな線源配列が適切であるかを検討しようとした。これまでの経験では, この方法が用いられるのは, 病巣がほぼ切除されたか, 残存したとしても, 多くても $4\sim 6\text{cm}\times 4\sim 6\text{cm}$ の範囲にわたって, 厚さ最大 5mm 程度に, 病巣が切除不能のまま残存した場合が, 適応であると考えられた。そこで, 本報告では, $3\times 3\text{cm}^2$ から $6\times 6\text{cm}^2$ 程度までの範囲で, 誘導管の表面から 5mm の深さ(線源面から 7.5mm の深

さ)にある平面を, 治療面と考えて, この平面上の線量の均等性を検討することによって, 適切な線源の配置を決定しようとした (Fig. 3)。外照射では, 線量の均等性の表現として, 治療面領域内の最大線量点の線量を 100% として, その 90% 線量領域と, Target areaとの一致の程度によって, 照射方法の適切さを評価する。小線源治療でも, この程度の線量均等性が望ましいが, 高線量領域が外照射に比べて小さく, 臨床的にはそれほどの危険のないこと, 及び一般に小線源治療では外照射に匹敵するほどの線量均等性は期待できないことなどから, 本報告では, 治療面における 90% 及び 80% 線量域の広がり, 線源配列の関係を検討した。尚, 病巣線量の基準としては, 治療面における最低線量 (minimum tumor dose) をもって, 表示すべきであるとの考え方から, これを reference tumor dose とすると, 治療面における最大線量 (maximum tumor dose) は, reference tumor dose の, それぞれ 111% 及び 125% となる。

研究結果

1. Memorial system の利用

現在, 一般に用いられている ^{192}Ir シードアセンブリは, ^{192}Ir シードを 1cm 間隔に並べたものである (Fig. 4(A))。この様な線源配列を用いるときに用いられる計算法は, Laughlin¹³⁾らが報告した Quimby system の変法である Memorial system である。Laughlin らのこの方法によれば, どこか1点の線量評価でなく, 線源面と平行で 5mm へだたった面上(我々の場合, 線量評価は線源面から 7.5mm 離れた所に, 線源面と同じ大きさで設定されている。—治療面—)において, minimum peripheral dose point と, reference maximum dose point の2点で線量評価しようとするものである。我々は, Fig. 3の如く, minimum peripheral dose point を point C, reference maximum dose point を point O とし, 更に peripheral dose point A, B (正方形では $A=B$) について, 線量評価をこころみた。線源は, $1\text{mCi}/\text{seed}$, 1cm 等間隔とする。その計算結果は Table 1の如くで, $2\times 2\text{cm}^2$ 以上では, ratio O/C は 1.3 以上となり, 治療面における線量のバラツキが

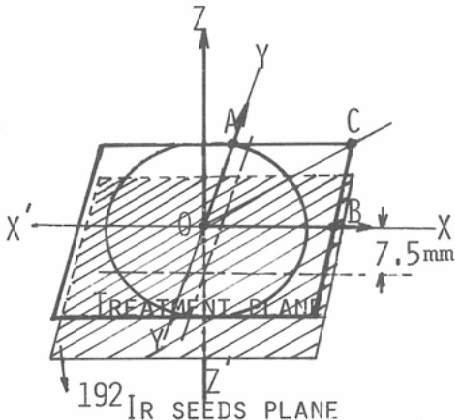


Fig. 3 The position of the treatment plane and ^{192}Ir source plane. Point O: the maximum dose point (the central point) Point A: the peripheral dose point along Y-Y' axis; Point B: the peripheral dose point along X-X' axis; Point C: the minimum peripheral dose point.

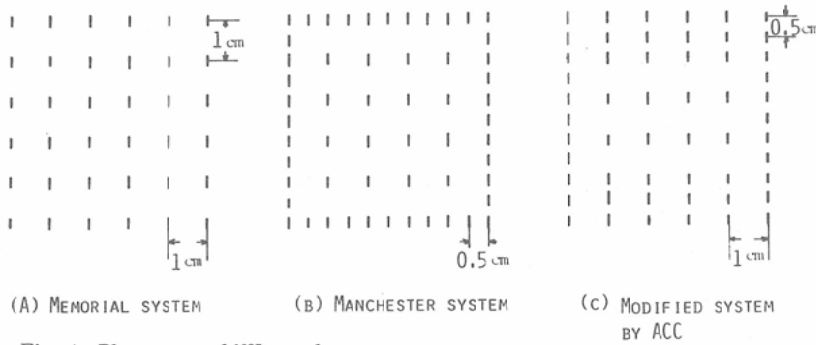


Fig. 4 Placement of ¹⁹²Ir seed.

(A) Memorial system modified from Quimby system : (B) Manchester system : and (C) Modified system from Manchester system by Aichi Cancer Center.

Table 1 Calculated dose rate at points A, B, C and O of the Memorial system. The calculated plane is 7.5 mm separated from ¹⁹²Ir seed implant plane (1 mCi/seed)

Width × length (cm)	Number of seeds	Reference maximum dose (rad/hr) point O	Peripheral dose (rad/hr)			Ratio		
			point C	point A	point B	O/C	O/A	O/B
1 × 1	4	17.2	15.8	16.4		1.09	1.05	
2 × 2	9	27.0	20.0	23.1		1.35	1.17	
2 × 4	15	32.4	22.1	27.9	25.3	1.47	1.16	1.28
3 × 3	16	32.9	22.8	27.0		1.44	1.22	
2 × 6	21	35.1	22.9	30.4	26.3	1.53	1.15	1.34
4 × 4	25	39.9	24.8	31.2		1.61	1.28	
3 × 6	28	39.5	24.8	33.0	29.2	1.59	1.12	1.35
5 × 5	36	43.5	26.4	33.4		1.65	1.30	
3 × 9	40	42.2	25.7	34.8	30.1	1.65	1.21	1.40
4 × 8	45	46.4	26.9	36.8	33.5	1.73	1.26	1.39
6 × 6	49	48.9	27.7	36.5		1.77	1.34	
7 × 7	64	52.3	28.8	37.8		1.81	1.38	
5 × 10	66	50.8	28.4	39.8	35.6	1.79	1.28	1.43
8 × 8	81	55.9	29.8	40.4		1.88	1.38	

大となりすぎる。すなわち、O点とA点又はB点の線量と比較しても4 × 4 cm²以上では、1.25をこえる。Fig. 5(A)は、治療面の中心Oの線量を100%とした等線量分布図である。図中の記号は、0 = 90%, 1 = 80%, 2 = 60%, 3 = 40%, 4 = 20%である。等線量は中央に厚く周辺にうすい凸レンズ状となり、治療面内の線量均等性はかなり悪い。すなわち、この方法は線源が等間隔配置で使い易く、線源の調整も簡単であるが、その線量分布は決して満足すべきものでなく、従って reference dose point をどこにおくかを、あらかじめ決めて、この線量で病巣線量を代表させると共に、最大線量との比を示しておくことが必要である

う。

2. Manchester system¹⁴⁾の利用

²²⁶Ra 針, ¹³⁷Cs 針の場合に好んで用いられる Manchester system は、腫瘍の中またはその近くに線源をたくみに配列することによって、腫瘍部位に比較的均等な線量分布を作る点で、すぐれている。矩形配列における平面配列は、線源面を中央とする厚さ1cmの厚板状組織にて、線源面から5mm離れた両面を、治療面と考えている(我々の場合には、厚さ15mm (7.5mm × 2)を治療面と考える必要がある)。その時の基準配列と線源配分は、平面刺入の場合、治療面積が25cm²以下のときは周辺に全線源量の2/3を配分、治療面積が25cm²

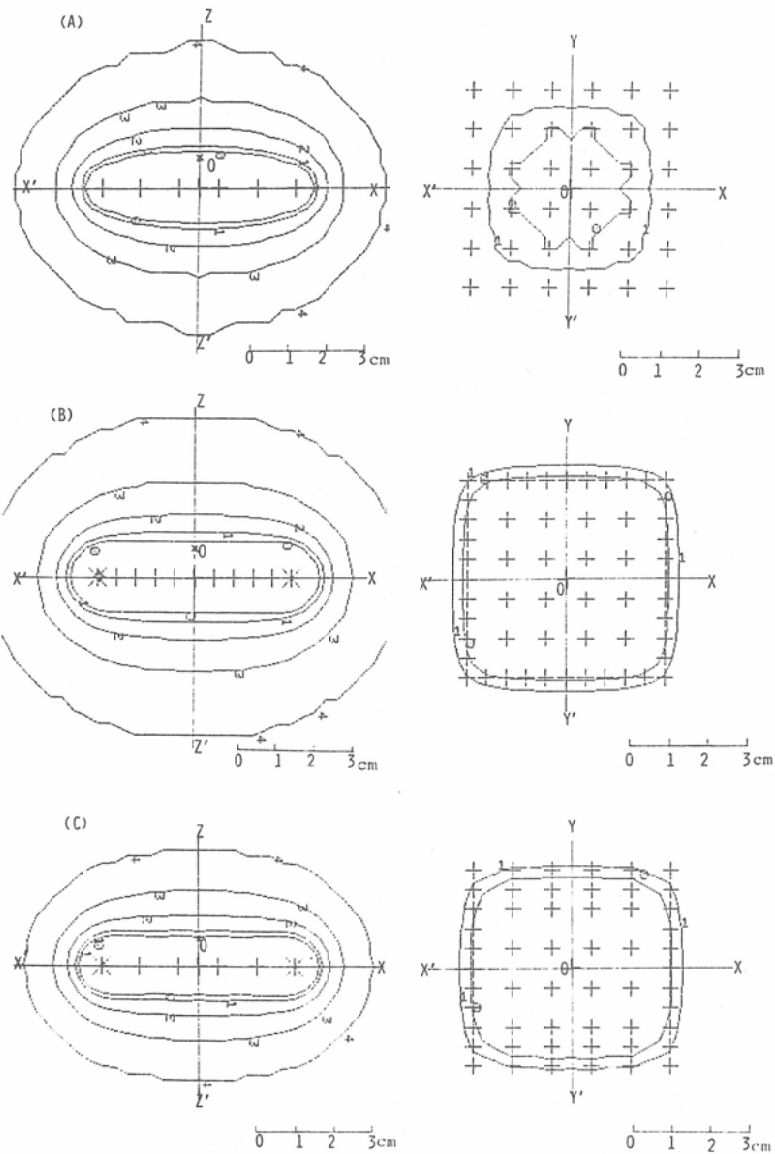


Fig. 5 Dose distributions for (A) Memorial system, (B) Manchester system and (C) Modified system by ACC. 0=90%, 1=80%, 2=60%, 3=40% and 4=20%. The dose of point o is 100%.

~100cm²のときは周辺に全線源量の1/2を配分するというものである。そして、この配分を守れば、治療面での線量変化は最大±10%以内の均等性が保持できるとしている。そこで Manchester system にできる限り従った¹⁹²Ir シードアセンブリの配列は、5 × 5 cm²程度の治療面で考えてみると、Fig. 4(B)の如く ¹⁹²Ir シード 1 mCi/

seed として、周辺に40mCi, 中心に16mCi を配置するという方法がある。中心領域が 4mCi 不足するが、ほぼ Manchester system の配列配分に近い。そこで、この線源配列に従って計算した結果は Fig. 5(B)の如くで、治療面における線量の均等性は良好である。peripheral dose point A あるいは B 点の値を100%とすると、Fig. 6 の点線

で示すごとく、最大線量点であるO点の線量は102%であった。C点を基準としても120%である。同じ大きさの治療面のとき、Memorial systemによる配列では、その値はTable 1から、それぞれ130%、及び165%であるから、線量均等性の点で、この方法の方がすぐれていることがわかる。すなわち、Manchester systemは、線源の配列は複雑で、誘導管を現在我々が使用している1cm間隔でなく、5mm間隔に入れる必要があり、かつ症例の度に線源の配列を変更したりすることが必要で、技術的にかなりの複雑さが要求され、線源充填時の術者の被曝も無視できない。しかし、治療面における線量均等性は、Memorial systemに比べ良好である(Fig. 5(B))。Manchester systemの有利な点は、一定の配列に従った時に、治療面線量を簡単に計算する表がPaterson-Parker表として呈示されていることであろう。ただし、Paterson-Parkerの平面刺入の表は、線源面—治療面間が5mmの時のみであるため、モールド治療の時のPaterson-Parkerの表から、補間法にて線源面—治療面間距離7.5mmの値を求めた(Table 2)。モールド治療の時と、平面刺入では線源配分法が異なるが、治療面積60cm²以下、線源面—治療面間距離7.5mmでは、この¹⁹²Irシードアセンブリーで配置する時はほぼ同様の型となる。従って、Table 2は、¹⁹²Irシードアセンブリー用に、治療面に1,000radを与えるのに必要な線源量(mCi·hr)を計算したものである。Fig. 4(B)の如く線源配列をしたとき、7.5mmの治療面における線量をTable 2を用いて求めると、その値は53.2rad/hrとなる。この値は、電子計算機によって計算されたO点(56.5rad/hr)、AまたはB点の値56.3rad/hrとはほぼ一致する。すなわち、この方法は線源の配列は複雑であるが、その線量計算は、Table 2を用いると、おおよそその治療面線量を簡単に求めることができる。

3. ¹⁹²Irシードアセンブリーの実用的な配置

すでに示した如く、Memorial systemのもつ線源配置の簡便さと、Manchester systemのもつ治療面におけるすぐれた線量の均等性と両方の長所をもつFig. 4(C)の如き実行可能な線源配列につ

Table 2 Plannar implant dosage table of ¹⁹²Ir seed for the Manchester system (modified from Paterson-Parker's table)

Area cm ²	Treatment distance 7.5 mm
1	219
2	284
3	336
4	384
5	427
6	466
7	504
8	540
9	575
10	611
12	678
14	742
16	806
18	867
20	923
22	975
24	1028
26	1078
28	1128
30	1175
32	1222
34	1272
36	1315
38	1362
40	1406
42	1450
44	1494
46	1536
48	1581
50	1625
52	1667
54	1709
56	1751
58	1790
60	1834

いて検討した。すなわち、Memorial systemの等間隔法を変更して、誘導管間隔は、現在臨床に用いられている等間隔で、中心間距離1.0cmとして、その中に挿入する線源を周辺部が密になるように配列する。Fig. 4(C)に示す如く、左右周辺部の線源は5mm間隔に挿入する。そして中列の線源は、等間隔1cmに配列すると共に、チューブの上部と下部にもう1つの線源を加える。つまり、

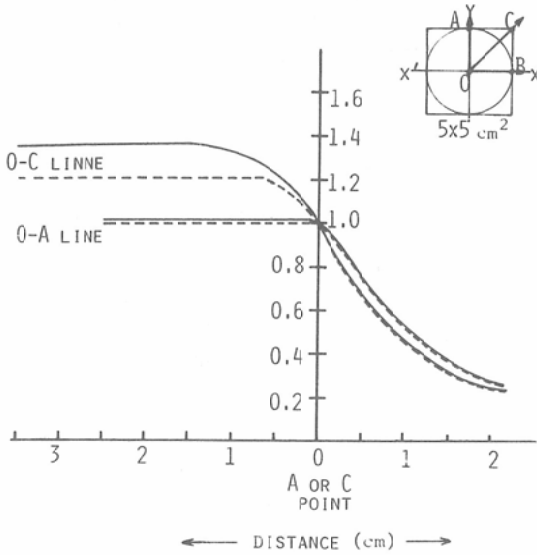


Fig. 6 Dose rate normalized at point A or point O. A dotted line is of the Manchester system and solid line is of the Modified system by ACC.

最先端部と最末端部は5 mm 間隔とする。線源は、周辺部30mCi, 中心部24mCiとする。治療面一線源間の距離を7.5mmとした場合、この配列の線量分布を示したのが Fig. 5(C)であり、peripheral dose point A および minimum peripheral

dose point Cにおける線量との比を示したのが Fig. 6の実線である。Fig. 6において、O-A線上ではManchester systemと同じ線量勾配を示し、治療面で均一な線量である。C点とO点の線量の比は1.35で、Manchester systemに比べて大きい。この方法の欠点は、Manchester systemほどの複雑さは無いとしても、多少のシードアセンブリーの手直しが必要なことである。シードアセンブリーの配列の内、等間隔のシードアセンブリーは、原研からそのままの形で購入できるとしても、最先端と最末端に、それぞれ1本ずつ¹⁹²Irシードアセンブリーを余分に入れる。従って、その場合のシードアセンブリーは、病巣の大きさに応じて、それぞれの施設でシードをチューブにつめる必要がある。しかし、それが必要なシード数は少なく、被曝は最小限ですむ。また、¹⁹²Irシードアセンブリーでは、誘導管の径のためPaterson-Parkerの平面刺入配列法が満足できない場合もある。そのため、我々の修正した方法(ACC system)で配列を行なった時、Paterson-Parker表より求めたTable 2が、どの程度適用できるかを各治療面について調べた(Table 3)。たとえば、5×5 cm²

Table 3 Comparison of the dose calculated by the Paterson-Parker's table and the dose calculated by a computer. The values calculated by Paterson-Parker's table correspond to the average value of the doses at points A and B

Treated area	Number of seed	Tumor dose calculated by Paterson-Parker's Table (rad/hr)	Tumor dose calculated by Computer (rad/hr)			
			Point-O	Point-A	Point-B	Point-C
(I) Memorial system:						
3×3 cm	16	27.8	32.9	27.0	27.0	22.8
4×4	25	31.0	39.9	31.2	31.2	24.8
4×5	30	32.5	41.4	32.0	32.4	25.5
4×6	35	34.0	45.6	32.9	35.0	26.2
5×5	36	34.2	43.6	33.4	33.4	26.4
5×6	42	37.4	45.9	34.0	38.5	27.0
6×6	49	38.0	48.9	36.5	36.5	27.7
(II) Modified manchester system:						
3×3 cm	26	45.2	51.5	42.8	47.6	36.4
4×4	39	48.3	54.4	47.6	51.4	38.8
4×5	46	49.8	54.1	48.4	53.0	39.5
4×6	53	51.5	55.7	49.0	54.4	40.2
5×5	54	51.5	55.5	49.7	54.1	40.6
5×6	62	52.9	56.6	50.3	55.5	41.2
6×6	71	55.2	58.9	53.1	56.4	42.0

の場合はO点は $55.5/51.5=1.08$, A点は $49.7/51.5=0.97$, 同様にB点は1.05, C点は0.79となる. Fig. 5(C)に示される如く, C点の周囲数mmを除けば, Table 2で求めた値の $\pm 10\%$ に入っていることがわかる. Table 3で示した各治療面についてもほぼ同様なことがいえる.

考 察

1. ^{192}Ir シードアセンブリーの適切な線源配置

線源の配列の方法として, 最も簡単なのは等間隔に ^{192}Ir シードを並べる方法である. しかしこの方法では, すでに示した如く治療面内の線量勾配が大きいという欠点がある. Fig. 3の ^{192}Ir シード線源面に線源を均等に配置したとき, 基準とする線量値はOA又はOBの内, 小さい方をとって, それを半径とする円板を考えると, この範囲内ならO点の線量とA点の線量比は, ほぼ1.3以下となる (Table 1). しかし, その均等線量域は, 矩形でなく円となり, かつ周辺にゆくほど厚さがうすくなる (Fig. 5(A)). 従って, この方法で線源配列するときは, 治療面の大きさ, 形をあらかじめ知って, それを病巣に合致すべく, チューブの配列を工夫する必要がある. 臨床的には, 残存した腫瘍が一般に円形で, かつ中心が厚いことを考えると, reference tumor doseとしてA点の線量とし, maximum dose pointがそれよりどれ位多いかを表示すれば, この方法でもチューブの配列を留意すれば, それほど問題はないかも知れない. Manchester systemの線源配置は, シードアセンブリー内の ^{192}Ir シードの配置が複雑になるが, その結果として病巣内の線量均等性は良好で, 従ってこの場合には, C点の線量で囲まれた領域を治療領域と考えても良い. この方法の最大の欠点は, 数多くの誘導管が要求され, 何種類からシードアセンブリーを用意する必要があり複雑な点である. また, Paterson-Parkerの線源配列が厳密にできないことである. 従って, シードアセンブリーの種類を, できる限りすくなく簡約化すると共に, Manchester systemに準拠することによって, Paterson-Parker表が使用できるように, 線源配列をこころみたのが我々の方法で, すでに示した如く, ほぼ目的を達し得たと考えている.

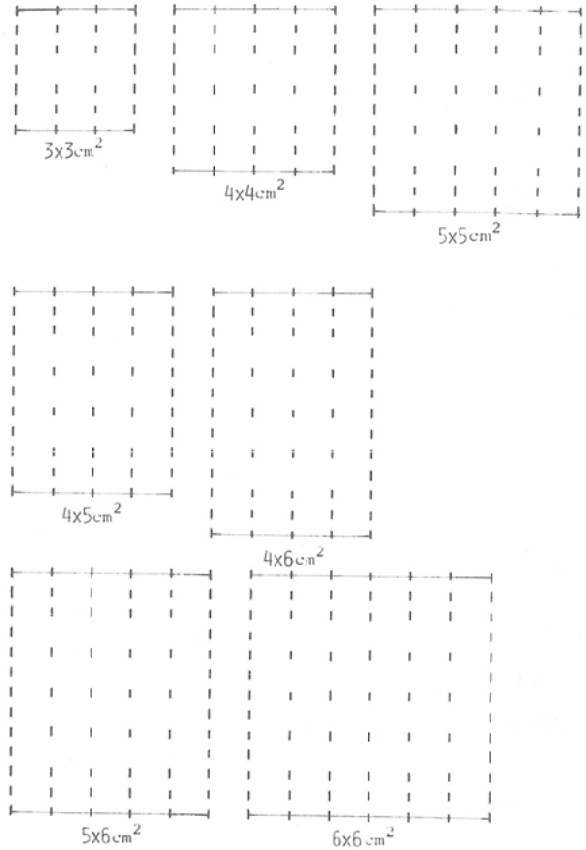


Fig. 7 The pladement of ^{192}Ir seeds of the modified system by ACC for various treatment area.

2. ^{192}Ir シードアセンブリー使用時の線量計算について

^{192}Ir シードアセンブリーが臨床に用いられる時には, 全アセンブリーが一平面上に配置されることは稀であり, 正確な線量計算には電子計算機の利用が不可欠となる. しかし, それが難かしいときは, 簡便法として一応全アセンブリーが一平面上に配列しているとして, あらかじめ計算してある表を用いて, 治療面線量を概算できることが望ましい. 既存のCMS社製Modulexのアルゴリズムで計算すると, 線量を等間隔に配置したMemorial systemでは, ^{192}Ir シード1個を1mCiとした場合, 治療面でのA, B, CおよびO点の線量はTable 1のようになる. 治療面内における線量均等性という点から考えると, この線源等間隔配置では, A点の線量で囲まれる領域を治療領域

Table 4 Summary of the clinical cases

Name	Sex	Age	Histology	Stage	Site	Methods of Irradiation	
						Interstitial Irrad. (Ir-192)	Ext. Irrad.
G.H.	M	67	Sq. c.c.	T3N0M0	Lt.	0.53 mCi×5 ×4 =10.6mCi	6MV-X 2-Opp. 2500 rad
					Apex	4×4 cm, 240 hrs. 3160 rad	
T.T.	M	52	Adenoca.	T3N0M0	Lt.	0.91 mCi×6 ×2	6MV-X 2-Opp. 3000 rad
					Apex	0.91 mCi×7 ×3 =30.0 mCi 5×5 cm, 150 hrs. 4275 rad	
T.I.	F	58	Small c.c.	T3N0M0	Rt.	0.55 mCi×6 ×4 =13.2 mCi	(-)
					Apex	4×5 cm, 242 hrs. 3460 rad	
T.S.	F	46	Large c.c.	T3N1M0	Rt.	0.80 mCi×7 ×6 =33.6 mCi	6MV-X 2-Opp. 2400 rad
					Apex	5×6 cm, 145 hrs. 4146 rad	

とし、A点、minimum tumor doseとして使用すべきであろう。しかし、これは Memorial system の考えと異なるかもしれない。また、Memorial system の等間隔配置しながら、線量計算に Table 2 を用いたときの表から得られる値と、電子計算機で計算した値を Table 3 に比較して示してある。この時のA点及びB点線量は、Table 2 より求めた値と比較的よく一致している。日常使用する 4~6 cm×4~6 cm 程度の治療面であれば、Table 2 を用いて得た線量をA点あるいはB点で囲まれた領域の線量として用いても、大きな問題はない。

Manchester system に準拠した我々の配列法 (Fig. 7) で Paterson-Parker のモールド治療線源量表から補間法で求めた計算値と、Fig. 7 の線源配列 (1 シード / 1 mCi) で電子計算機も求めた計算値との比較を Table 3 に示してある。等間隔の線源配列と同様に、A点とB点の線量の平均値に比較的よく一致する。すでに示したごとく、ACC system の利点は、治療面内の線量均等性であった、電子計算機によるO点 (最大線量点) の線量が、Table 2 を用いて計算した値に比べて10%程度高いにすぎない。C点の値は20%低値を示しているが、わずかな領域である。

以上のことから、均等線量域の形が Memorial system では両面凸レンズ状であるが、ACC system では、かなり角張った円盤状である。この違いを注意すれば、この両方の配列に Table 2 を適

用して簡易計算が施行できる。そしてこの際の reference dose としては、A点とB点の線量の平均値で代表させることにすればよい。

3. 実際の臨床応用に当たっての線量計算

これまでの臨床例に対する線量投与状況を、Table 4 に総括して示した。実際の線量計算については、全シードアセンブリーが一平面に入れられたとして、Table 1, Table 2, Table 3 を用いて計算することができる。たとえば、Table 4 の4番目の患者について計算する。この症例では、線源が等間隔で配列されたので、治療面30cm²のとき、1,000radあたりの線源量は Table 2 より1,175mCi・hrである。挿入時1シードあたり0.8 mCiであるから、7シード入りの誘導管6本で33.6mCi、145時間挿入すると33.6×145=4,872 mCi・hrとなる。従って、投与線量は1,000×4,872/1,175=4,146radである。また Table 3 から各点の線量を求めると、O点は4,146×45.9/37.4=5,088rad、同様にC点は2,993radとなる。ただし、¹⁹²Ir シードの減衰補正は、6日間で約3%する必要がある。ACC配列法でも同様に簡便法で計算すれば良いことになる。正確には、模擬線源を用いて、正側のX線写真及び必要に応じて、CT写真が撮影され、これによって電子計算機による3次元的な線量計算が可能となる。Fig. 8は、線源を横断面方向に挿入した症例である。CT写真をもとにして位置関係を設定して、電子計算機で計算した病巣中心領域の線量分布図である。

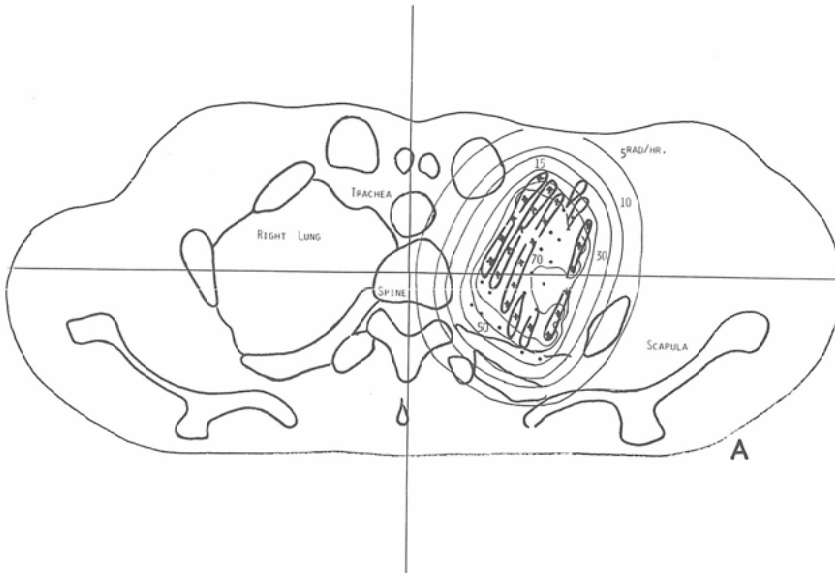


Fig. 8 CT image and a dose distribution of the case I of table 4 calculated by computer.

結 論

1. ^{192}Ir シードアセンブリーを用いた、身体深部の悪性腫瘍に対する小線源治療時の線量計算と、適切な線源配列について検討した。
2. 線源面から7.5mm離れた面を治療面とすると、この平面上の線量の特徴は線源を等間隔に並べる Memorial system よりも、周辺に比較的多く配置する Manchester system の方が良好で

ある。そこで、実際に臨床的に使用可能な線源配列を示した。

3. 線量計算には、電子計算機を用いるのが理想的であるが、簡単な線量計算に便利のように示されている Paterson-Parker 表の適用性について検討した。reference dose としてA点とB点の平均値を用いるならば、どちらかの方法で線源配列しても、この表を用いて簡易計算しても、大きな

あやまりがないことを確認した。

本研究は、厚生省がん研究助成金56—26（金田班）の援助を受けた。

線源の調整と供給に御協力頂いた、原研 RI 製造課、加藤久氏に感謝致します。

文 献

- 1) 池田 恢, 速水昭宗, 井上俊彦, 宮田淑明, 真崎規江, 重松 康, 田中義弘, 和田卓郎, 淵端 孟: 口腔内癌に対する¹⁹²Ir ワイヤ組織内照射. 臨放, 21: 665—672, 1976
- 2) 池田 恢, 井上俊彦, 宮田淑明, 大関修治, 速水明宗, 田中義弘, 和田卓郎, 淵端 孟, 真崎規江, 重松 康: ¹⁹²Ir ワイヤ組織内照射による口腔癌の治療成績—ラジウム針の場合との比較—. 日本放医放会誌, 38: 23—27, 1978
- 3) 池田 恢, 黒田知純, 打田日出夫, 宮田淑明, 真崎規江, 重松 康, 門田守人, 岡村 純: 肝門部胆管癌に対する¹⁹²Ir ワイヤによる胆道腔内照射. 日本放医放会誌, 39: 1356—1358, 1979
- 4) Markds J.E., Oliver, G.D. and Velkley, D.: A method of increasing the linear activity of ¹⁹²Ir sources for interstitial implantation. Radiology, 128: 511—512, 1978
- 5) Paine, C.H.: Modern after-loading methods for interstitial radiotherapy. Clin. Radiol., 23: 262—272, 1972
- 6) Scott, W.P.: Interstitial therapy using non-absorbable (Ir-192 nylon ribbon) and absorba-

- ble (I-125 'Vicryl') suturing techniques. Am. J. Roentgenol., 124: 560—564, 1975
- 7) Darby, J., Lasbury, B. and Pain, C.H.: A protected loading device for thin ¹⁹²Ir wires, Brit. J. Radiol., 45: 778—781, 1972
- 8) Kitagawa, T., Kakehi, M., Kunieda, T., Tsukiyama, I., Hamada, M., Inakoshi, H., Sakudo, M., Suemasu, K., Matsumoto, K., Yoneyama, T., Iizuka, T., Nomura, K. and Kawachi, K.: Afterloading technique for interstitial irradiation of lesions in deep-seated organs. Radiology, 143: 543—547, 1982
- 9) Glasgow, G.P. and Dillman, L.T.: Specific r-ray constant and exposure rate constant of ¹⁹²Ir. Medical Physics, Vol. 6, No. 1: 49—52, 1979
- 10) Anderson, L.L. and Hilaris, B.S.: Recent Advances in Brachtherapy Physics.: 6—15, 1981, A.A.P.M., New York
- 11) ラジトアイソトープ手張: 20—55, 1980. 日本放射線同位元素協会
- 12) 重松 康編: 密封小線源治療, 癌の臨床別集: 40, 1980, 篠原出版
- 13) Laughlin, J.S.: A dose description system for interstitial radiation therapy. Seed implant. Am. J. Roent., 89: 470—490, 1963
- 14) Meredith, W.J.: Radium dosage, Manchester system. 2nd ed., E. & S. Livingstone, London, 1967