The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	60Co線源によるAfterloading組織内照射法
Author(s)	宇城, 信吾; 浜田, 政彦; 国枝, 武俊 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(8), p. 853-861
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17228
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

^{60}Co 線源による Afterloading 組織内照射法

国立がんセンター
宇城 信吾 浜田 政彦 国枝 武俊 筧 正兄
大原 潔* 鷲津 邦雄 作道 元威 北川 俊夫
放射線医学総合研究所
河内 清光

(昭和54年2月7日受付)
(昭和54年5月22日最終原稿受付)

Interstitial Afterloading Irradiation Using Cobalt-60

Shingo Ushiro, Masahiko Hamada, Taketoshi Kunieda, Masae Kakehi, Kiyoshi Ohara, Kunio Washizu, Mototake Sakudo and Toshio Kitagawa
National Cancer Center
Kiyomitsu Kawachi
National Institute of Radiological Sciences

Research Code No.: *601*
Key Words: *Radiotherapy, Afterloading technique, Interstitial irradiation, Reduction of exposure dose*

Reduction of the operator's radiation exposure dose remains one of the most challenging problems in interstitial radiation therapy. Afterloading technique, originated by Henschke, markedly reduces these doses and has been reported very successful. This is a report of improved instrumentation and techniques used in interstitial afterloading.

Cobalt-60 wire, a small radioactive source familiar in the clinical field and readily obtainable, was used. Cobalt-60 wires of 1, 2 and 3 mCi were loaded in harmetically sealed stainless steel sheaths. Their active lengths were 3, 4 and 6 cm, respectively. These encapsulated cobalt-60 radioactive needles were dumbell shaped resulting in uniform dose distributions within the effective treatment areas for planar implants with 1 cm spacing. The guide needle was also made of stainless steel to avoid chemical and mechanical reactions.

Further, to simplify the treatment planning, dosage graph for cobalt-60 planar implants was modified from the Paterson-Parker's graph, using current physical constants.

Two cases, carcinoma of the tongue and carcinoma of the skin, treated using this afterloading technique serve as examples of the satisfactory results obtainable clinically. The exposure dose of the operator could be reduced under 2 mR. These results indicate that this afterloading technique should be in general use, replacing the conventional interstitial treatment method.

* 現広島大学医学部放射線医学教室

序　論

小線源治療における術者の放射線被曝減少は，この治療法にとって重要な課題の1つであり，その被曝線量を減少させ得る合理的な手段の1つとして，従来 Henschke[1] の考案による Afterloading 法が広く試みられてきた．

そして小線源照射のうち，最も多く用いられている腔内照射においては，この方法の導入と遠隔操作装置の開発[2]によって，著しい被曝線量の減少が認められ，また組織内照射に関しても，^{192}Ir を線源とした Afterloading 照射術式の適用によって，被曝線量の削減に成功すると共に，満足すべき治療成績が報告されている[3)4)5)6)7)8)]．これら適用結果から，現在 Afterloading 法は，腔内照射，組織内照射に際して，術後の被曝減少に適用すべき有効な方法と考えられている．

本報告では，このように有意義な Afterloading 法を組織内照射の一手段として，更に広く普及し易いものとするため，新たな器具ならびにその術式の開発を試みた．すなわち，すでに用いられている ^{192}Ir 針による組織内照射法においては，その線源の供給が，現時点では，なお国外に依存していることから，国内でも適時，比較的容易に入手し得る線源を使用した Afterloading 法を考案した．

研究方法

I．器具の開発と使用方法

本研究においては，上記の目的に応じた線源，ならびにその誘導管の試作と，これら器具の使用に際して照射時間を計算するための図表の作製を行なった．

A．線源

まず，線源として用いられる放射性核種は，本研究の目的から，つぎの諸条件を考慮して選択された．

1）国内で生産され，比較的容易，安価に，かつ適時入手可能なこと．

2）適当な半減期を有すること

3）任意の形状に加工可能な固体であること

4）使用される放射線は，すでに臨床経験のあるγ線が望ましい．

以上の諸条件を満足する放射性核種として国内で生産され，すでに小線源治療にも用いられているγ線源としての ^{60}Co 針を採用することとした．

つぎに，線源の構造および製作にあたっては，形状，太さ，長さおよび強度の配分などについて，以下のような考慮を払った．

1）線源の形状は，誘導管への挿入操作が容易であり，ラジウム針に近似し，刺入，線源配列に際し従来の臨床経験を生かし得るよう，細直線状とした．線源を直線状としたのは，照射期間中腫瘍の形状，容積の改善による線源配列の変化を可及的少なくするために，非屈曲性誘導管に装填することを考えたためである．

2）^{60}Co 線源は，0.46mm 直径の細針金状のもので，線源自体の太さは十分満足できる細さであるが，最終的な太さは，線源容器ならびに誘導管の外径に依存する．

3）^{60}Co 線源の長さは，従来，組織内照射に使用していたラジウム針のそれに近似させることが，線源配列などの臨床経験を生かすために望ましいので，その有効長を30mm，40mm，60mm の3種類とした．以後，本報告においては，これら各線源を短，中，長線源と呼ぶ．

4）前記短，中，長線源の初期放射能強度は，夫々1.0mCi，2.5mCi，4.0mCi とし，各線源の放射能強度分布は，その全有効長に亘って均等とせず，亜鈴型の強度分布を形成するように工夫した．これは臨床上最も多く用いられる線源の平行配列方式において，線源列末端部の線量分布の均等性を確保するため，両端部に付加されるこれと垂直方向の線源配置が Afterloading 法では，しばしば技術的に困難であることから，有効面積内における線量分布の均等性を保つ手段として考えたものである．そして，本報告における線源各部分の放射能強度分布は，各線源を10mm の間隔を保つ単層平行配列に刺入した場合，線源配列面より5mm 離れた面での有効面積内における線量分布が，満足すべき均等度を有するよう設計され

Table 1 Typical radioactivity and lengths of three types of cobalt-60 sources used in this study.

Source	Activity & length		Portion			Total
			End	Middle	End	
Short	Activity	mCi/cm	0.68	0.27	0.60	1.00 mCi
	Length	mm	2.5	25.0	2.5	30.0 mm
Middle	Activity	mCi/cm	1.1	0.63	1.0	2.73 mCi
	Length	mm	2.5	35.0	2.5	40.0 mm
Long	Activity	mCi/cm	0.98	0.60	0.92	3.95 mCi
	Length	mm	5.0	50.0	5.0	60.0 mm

た．これらの結果をもとに試作された各種線源の放射能強度分布は，Table 1に示すごとくである．

さらに汚染防止のために，Afterloading 法に用いられる線源の外装容器として具備すべき条件として，つぎのような点を考慮しなければならない．

1) 汚染の危険のない密封線源となること．

2) 頻回の機械的操作で変形や破損のし難い堅牢性と，消毒薬，体液，熱，放射線などに対し化学的耐容性の満足されること．

3) 誘導管への装填，抜去の操作が容易で，照射期間中の脱落，紛失の恐れのないこと，

4) 可及的細いこと．

5) 取り扱いの簡便なこと

したがって，前述の ^{60}Co 線源は，内径0.6mm，外径1.6mm，壁厚0.5mm のステンレス製外装容器に密封され，さらに容器の取り扱いを簡便にするため，密封した容器の一端に屈曲可能な鋼製線束を接着した．この外装容器に密封した ^{60}Co 線源を，本報告では以後「挿入線源」と呼ぶ．

B．誘導管

本研究における Afterloading 法は，誘導管を組織内に刺入，配列し，これに挿入線源を装填することにより，組織内照射を行なうものである．誘導管作製に際し考慮した条件は，下記の諸点である．

1) 挿入線源と同様，機械的操作，化学的変化に対し，十分な耐性を有すること．

2) 先端は針状で，刺入操作の容易なこと．

3) 外径は可及的細く，従来用いられてきたラジウム針の太さに近似すること．

4) 誘導管と周辺健常組織，挿入線源は夫々固定し得ること．

5) 挿入線源の装填が容易なこと．

6) 誘導管内に装填した線源の位置を，管外より確認し得ること．

以上の条件を満たすよう，誘導管は作製された．すなわち，外径2.2mm，内径1.6mm，壁厚0.3mm のステンレス製で，先端は針状の盲端とし，他端は開口し，外部に小穴を有する半円形突起を接着した．さらに，装填された挿入線源の両端部に相当する位置に印を付してある．

ここに，試作された短，中，長3種の挿入線源と誘導管の外観を，Fig. 1に示す．

また，Table 1に示した中挿入線源（2.5mCi）の線源を含む面における線量分布の計算結果と，フィルムと挿入線源をコンタクトした黒化度によ

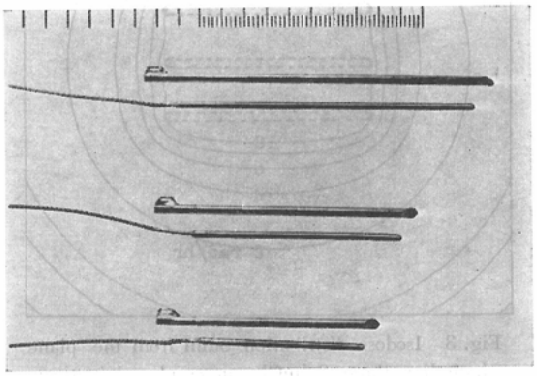


Fig. 1 Three types of cobalt-60 sources and their guide needles

る結果を合成して Fig. 2に示した．Fig. 3は，臨床上比較的多く用いられる線源配列の1例として，上記中挿入線源（2.5mCi）を3本，10mm間隔で単層平行配列で刺入した場合，線源により形成される面から5mm 離れた面における線量分布の計算結果を示している．

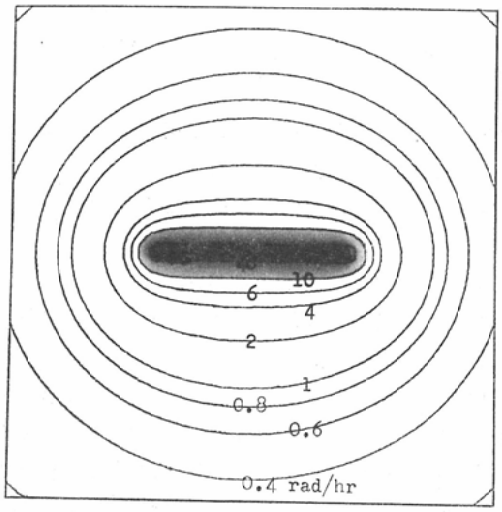


Fig. 2　Isodose distribution of plane including a 2.5mCi source.

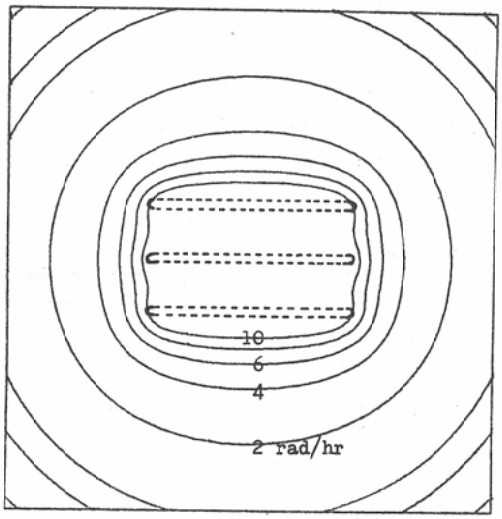


Fig. 3　Isodose distribution 5mm from the plane including three 2.5mCi sources placed in tissue in a parallel planar implant using 10mm separations.

Fig. 2, 3はいずれも，試作された挿入線源の強度分布により計算された結果である．

C．照射時間計算図表

この術式による組織内照射の照射時間，すなわち挿入線源を装填すべき時間を決定するために，従来，ラジウム針の組織内照射で広く用いられてきた Paterson-Parker の線量・面積グラフ[9]を，下記のごとき要領で修正し，作製した．

まず，ラジウム針に対する Shalek 等[10]の報告に基づいて，つぎのような補正を行なった．

1）Paterson-Parker の論文で定数として使用されている8.4R・cm²・hr⁻¹・mg⁻¹は，現在では8.25R・cm²・hr⁻¹・mg⁻¹の値を使うべきである．

2）rad 表示にするため，0.957の変換係数を使用した．

3）容器壁による Oblique filtration factor 2～4％を考慮した．

4）^{226}Raγ線の組織内減衰率として1％/cmを用いた．

3)，4)項は，線源からの距離に反比例，または比例して減増するため，線源から数 cm 内ではほぼ一定の値となり，1)～4)項の諸因子を考慮すれば，Paterson-Parker の原図の各照射有効面積に対応した1,000rad あたりの ^{226}Ra 針の mg・hr は，約10％低く示される．

つぎに，前述のラジウム針に対する補正に加えて本報告で使用する ^{60}Co 挿入線源のΓ定数として，13.0R・cm²・hr⁻¹・mCi⁻¹を使用すれば，1,000rad（10Gy）あたりの mCi・hr 値を照射有効面積（cm²）の関数として表わした．以上のごとく作製された線量一面積グラフを Fig. 4に示す．

D．試作挿入線源ならびに誘導管の使用手順

本報告で試作された挿入線源，ならびに誘導管などの各器具は，Fig. 5に示すごとく操作手順に基づく術式で使用された．以下に Fig. 5中の番号に従って手順を述べる．

1．病巣組織に配列されるべき各線源部位に，挿入線源に対応した誘導管を刺入する．

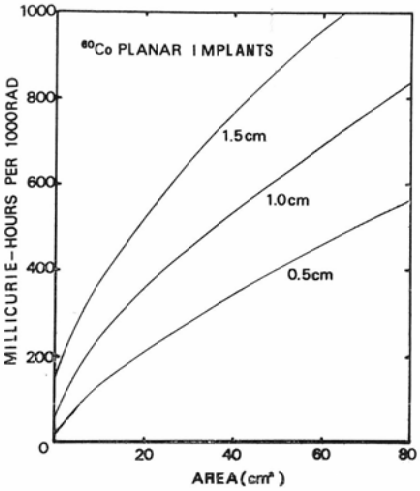


Fig. 4　Dosage graph for cobalt-60 planar implants.

2.　誘導管を，これに接着した小突起にある穴を通じた糸によって，周辺健常組織に縫合固定する．

以上の操作を，手術室にて滅菌処置下に施行した後，誘導管刺入部位をX線で撮影，記録後，患者を放射線遮蔽病室に移し，臨床処置終了後

3.　挿入線源を病室に移送し，誘導管に装填

4.　挿入線源と誘導管を，互いに2項と同様系で固定する．

5.　挿入線源装填中の断面図を示す．

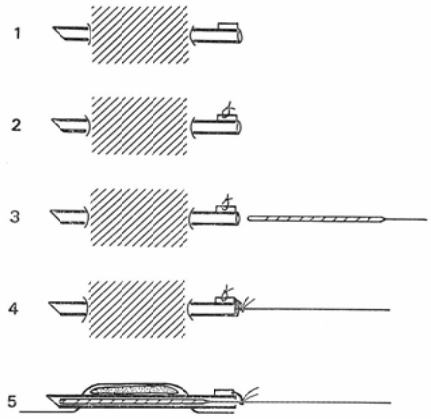


Fig. 5　Procedures for afterloading interstitial irradiation technique using cobalt-60 sources.

なお照射終了時は，挿入線源，誘導管を同時に抜去し，遮蔽器内で処理する．

Ⅱ．臨床例

上記術式に基づく ^{60}Co 線源を用いた組織内 Afterloading 法を舌癌，皮膚癌など15症例の治療に試みた．その結果は Table 2に示すごとくであり，本研究の目的を満足するものと考える．

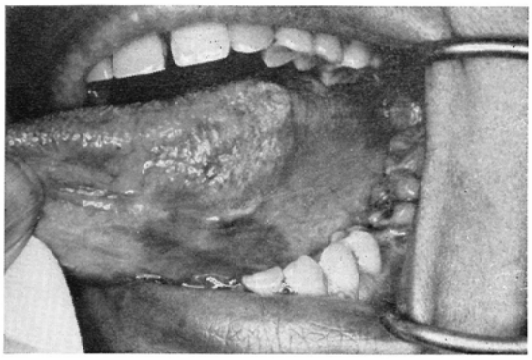
以下上記症例のうち，舌癌，皮膚癌各1例の治療経過を例示する．

A．舌癌

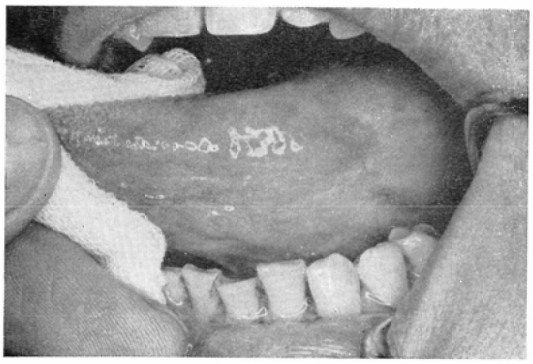
Fig. 6a に示すごとき，潰瘍を形成した限局

Table 2　Clinical results of cases treated with ^{60}Co interstitial afterloading irradiation

No.	Organ	Hist.	Dose (rad)	Local control	Late complication	Exp. dose (mR)
1	Tongue	Squam. c. Ca.	7500	successful	ulcer (Gingiva)	2
2	Tongue	Squam. c. Ca.	7000	successful	none	1
3	Tongue	Squam. c. Ca.	8000	successful	none	2
4	Tongue	Squam. c. Ca.	7500	successful	none	2
5	Skin	Squam. c. Ca.	7850	successful	none	2
6	Tongue	Squam. c. Ca.	8000	successful	none	1
7	Tongue	Squam. c. Ca.	7500	successful	none	1
8	Tongue	Squam. c. Ca.	8000	successful	none	1
9	Skin	Basal c. Ca.	8000	successful	none	1
10	Tongue	Squam. c. Ca.	7500	successful	none	1
11	Skin	Squam. c. Ca.	7500	unsuccessful	none	2
12	Tongue	Squam. c. Ca.	8000	successful	none	2
13	Tongue	Squam. c. Ca.	7000	unsuccessful	none	2
14	Skin	Neurog. Sa.	6500	successful	none	1
15	Skin	Squam. c. Ca.	7000	successful	none	1



a. Pretreatment



b. Posttreatment

Fig. 6　Carcinoma of the tongue.

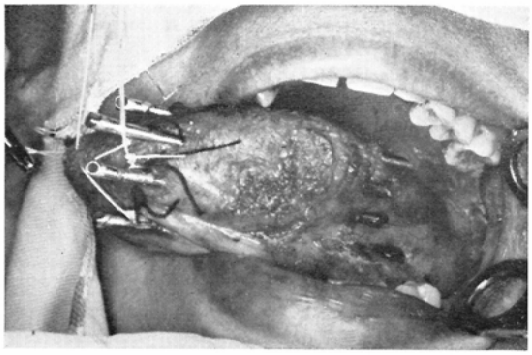


Fig. 7　Guide needles inserted into the tongue cancer lesion.

性，25mm 長径，5mm 厚の舌原発扁平上皮癌病巣に対し，Fig. 7のごとく4本の誘導管を10mm間隔で単層平行刺入し，その夫々に1mCi 挿入線源が装填された．X線写真より計測された照射有効面積に基づき，Fig. 4より照射時間を求める

a. Pretreatment

b. Posttreatment

Fig. 8　Carcinoma of the skin.

と，8,000rad に相当する300時間が算出された．この値と局所効果を併せ判断し，260時間（6,930 rad）で挿入線源を抜去した．臨床経過については，照射第5日目に発赤，白苔を伴う局所反応を病巣部位に一致して認め，その反応は照射終了後3日目に最高度に達し，その後除々に消退し，病巣もこれに伴って改善され，治療後1.5年を経過した現在，Fig. 6b のごとく平滑となり，明らかな病巣の残存，ならびに周辺組織における後遺症も認めていない．

B．皮膚癌

Fig. 8a のごとく，右頬部皮膚に発生し，潰瘍を伴う扁平上皮癌の不整形病巣（径20～30mm）に対し，Fig. 9に示すごとく7本の誘導管を単層平行配列し，その長さに応じて短，中，長の挿入線源夫々2，3，2本（合計16.3mCi）が装填された．前述のごとく，グラフより読みとられた値に基づき，135時間照射し，7,850rad が与えられた．

Fig. 9 Guide needles and radiation sources inserted into the skin cancer lesion.

病巣は明らかな反応とともに改善され，1.5年後の現在 Fig. 8b のごとく再発を認めず，また明らかな後遺症の所見もない．

現在までにこの治療法の試みられた症例には，以上例示せるものとほぼ同様の経過が認められた．

研究結果ならびに検討

以上のごとき臨床試用から，この治療術式について指摘される事項は，つぎのごとくである．

1）誘導管の刺入操作に困難はなく，またとくに舌癌病巣に対しては，舌長軸に沿った平行刺入のみで目的を達し得たことから，組織内刺入が技術的に容易化されたと考える．

2）上記のごとき平行配列によって，従来の梯子型配列における垂直方向配置の挿入線源がないため，舌癌の治療時しばしば経験された咽頭壁，口蓋など対する針端の接触による患者の不快感，疼痛に関する訴えが無くなった．

3）挿入線源ならびに誘導管の長さは，従来のラジウム針に準じたものであったが，臨床適用上適切なものと考えられた．

太さの問題に関しては，後述する．

4）挿入線源の装填，固定は，容易かつ短時間（10～20秒間）にその操作を終了し得たため，各症例の挿入線源装填時，下腹部に装着したポケット線量計では，2mR 以上の被曝線量は記録されなかった．

なお線源抜去は，さらに容易であり，5秒間以内で終了し得た．

5）亜鈴型の放射能強度分布を有する挿入線源の平行配列のみで，全病巣面積における均等な局所反応，ならびに病巣全域の満足すべき改善から，その線量分布の均等性も臨床適用上満足し得るものであった．

6）誘導管，および挿入線源は消毒処理，把持器具による操作に対し，十分耐え得るものと考えられた．

7）照射時間，すなわち挿入線源装填時間の決定に関しては，作製したグラフよりの読み値が指標となるが，なお個々の症例，病巣の変化に即応

した微細な調整を必要とした．

以上の臨床適用で指摘された諸事項に関し，本研究目的と併せ検討した結果はつぎの通りである．

A．被曝減少

術者の被曝線量は，従来，同様の病巣にラジウム針刺入術を施行した場合，平均20mR であったのに対し，本研究による術式を用いた場合2mR 以下にすることができ，被曝線量削減の目的は達し得たと考える．ただし照射期間中，看護婦など従事者の被曝に関しては，従来の方法と同様であり，今後，この問題の解決に関しては，^{125}I など低エネルギーγ線放出核種の選択も考慮されるべきである．

B．汚染防止

本研究において試作された挿入線源は，ステンレス製の容器に密封され，機械的，化学的変化に十分な耐性を有し，その破損による放射能汚染の危険は無視し得る．

C．普及性

本研究において線源として使用した細直線状 ^{60}Co γ 線源は，国内において比較的容易かつ安価に，しかも任意の放射能強度のものを適時入手し得ることから，普及性においても満足し得る．

D．挿入線源ならびに誘導管の太さ

挿入線源ならびに誘導管の太さに関しては，今回試みた症例では，その刺入操作に著しい困難はなかった．しかしながら，誘導管刺入による組織損傷を少なくし，局所の理想的治癒を期待するためには，部位によっては，各管を夫々10mm 以下の間隔で刺入することは，技術的に困難な場合もあり得ることが経験された．すなわち，周辺軟部組織の少ない部位の病巣，または線源を狭い間隔で配列する必要のある病巣に適応するためには，さらに細い挿入線源，ならびに誘導管を作製することにより，この術式の適応範囲の拡大が期待される．

E．照射時間計算図表

Paterson-Parker 方式により照射時間を決定するために，Shalek 等の報告に基づくラジウム針に対する各種補正を適用した．この補正では，線源より数 cm 以内の組織内減衰率に関しては，^{226}Ra と ^{60}Co では大きな差はない．

また，Oblique filtration factor に関しては，挿入線源容器ならびに誘導管はステンレス製で，その合計厚は0.8mm であり，0.5mm 厚の白金壁よりは小さいが，この差が臨床上の効果判断に大きい影響を及ぼすとは考えられない．したがって，照射時間計算図表の作製にあたっては，上記補正に ^{60}Coγ 線に対する Γ 定数のみにとどめた．

また本研究における適用症例に対しては，すべて線源の平行配列法が用いられ，作製されたグラフより求められた照射時間は，良い指標となったが，前記臨床試用の結果，この方法は，平行配列のみならず容積配列にも適し得ると考えられるので，今後その必要に応じて容積配列に対する計算図表の作製も必要であろう．

F．放射能強度分布

本研究において，使用された亜鈴型線量分布を示す挿入線源の平行配列は，従来の梯子状線源配列とほぼ同様の臨床結果を示し，線量分布の均等性も満足し得るものと考えられる．この線源配列により，前述のごとく刺入技術の容易化，ならびに患者の苦痛軽減が得られた．

結　論

組織内照射にも Afterloading 法を普及させるために，細直線状 ^{60}Coγ 線源を採用した挿入線源と誘導管の試作を行った．またこれらの照射器具の臨床適応のために，Paterson-Parker のグラフを修正した照射時間決定のための線量一面積グラフを作成した．

挿入線源に採用した亜鈴型放射能強度分布は，平行配列の刺入のみで，従来のラジウム針梯子状配列刺入の場合とほぼ同様の臨床結果を得た．これらは，刺入技術の容易化と患者苦痛軽減に大きく寄与したと考えられる．

また本術式の採用により，術者の被曝線量を著しく減少せしめたことは，大きな収獲であり，本研究の目的を満足し得るものと考える．

今後さらに挿入線源容器，誘導管に改良を加

え，一層外径の小なるものの作製に努力を払うと共に，容積配列への適用を試みる予定である．

この研究は，厚生省がん研究助成金によるものである．また本研究の遂行にあたり，日本原子力研究所，および日本アイソトープ協会の多大の技術的協力に対し深く感謝します．

文　献

1) Henschke, U.K., Hilaris, B.S. and Mahan, G.D.: Afterloading in interstitial and intracavitary radiation therapy. Am. J. Roentg., 90: 386—395, 1963
2) Wakabayashi, M.: High Dose Rate Intracavitary Radiotherapy using the Ralstron, Hokkaido Univ. Med. Library, 1971
3) Liegner, L.M.: "Blind—end" technique for iridium 192 removable nylon ribbon interstitial implants. J. Nuclear Med., 3: 255—267, 1962
4) Simon, N.: Iridium 192 as a Radium substitute. Am. J. Roentg., 93: 170—178, 1965
5) Paine, C.H.: Modern afterloading methods for interstitial radiotherapy. Clinic. Radiol., 23: 263—272, 1972
6) Stella, J.G., Kramer, S., Carl, M. and Mansfield, N.: Use of iridium-192 in interstitial tumor therapy. Cancer, 32: 665—671, 1973
7) 池田　恢，速水昭宗，井上俊彦，宮田俶明，真崎規江，重松　康，田中義弘，和田卓郎，渕端　孟：口腔内癌に対する^{192}Irワイア組織内照射．臨床放射線，21：665—672，1976
8) 池田　恢，井上俊彦，宮田俶明，大関修治，速水昭宗，田中義弘，和田卓郎，渕端　孟，真崎規江，重松　康：^{192}Irワイア組織内照射による口腔癌の治療成績．日本医放会誌，53：23—27，1978
9) Paterson, R. and Parker, H.M.: A dosage system for interstitial Radium therapy. Brit. J. Radiol., 11: 252—266, 1938
10) Shalek, R.J. and Stovall, M.: Dosimetry in implant therapy. Radiation Dosimetry, 2nd Ed., 743—807, Acad. Press, 1969