The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	小線源治療総論
Author(s)	西尾, 正道
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2005, 65(3), p. 207-215
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19467
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

総　説

小線源治療総論

西尾　正道

北海道がんセンター放射線科

General Remarks on Brachytherapy

Masamichi Nishio

Brachytherapy has long been used because its therapeutic gain factor is high. The high-dose-rate remote after loading system (RALS) that enables therapists to treat patients without any radiation exposure recently has become the mainstream method and has been used in preference to low-dose-rate brachytherapy. ^{192}Ir fine seeds were developed to expand the number of diseases treated and to increase the precision of treatment through computerization. However, because of new adaptations of brachytherapy and its use with external irradiation and other techniques, new issues have been generated as a result of the technological advances in external beam radiotherapy. The current status of brachytherapy is summarized, and information on the cautions and future views for developments and problems in brachytherapy are given in this report.

Research Code No.: 600

Key words: Brachytherapy, Intracavitary irradiation, Interstitial implant

Received Mar. 20, 2005

Department of Radiology, Hokkaido Cancer Center

本論文は，第40回日本医学放射線学会秋季臨床大会(2004年10月)の教育講演において，「小線源治療総論」の演題で発表されたもので，日本医学放射線学会編集委員会より執筆依頼した．

別刷請求先
〒003-0804　札幌市白石区菊水４条２丁目
国立病院機構北海道がんセンター放射線科
西尾　正道

はじめに

小線源治療は100年以上の歴史を持ち，治癒率の高さから，限られた疾患や部位ではあるが，“Gold Standard Procedure”として従来より行われてきた．その間に新たな線源の開発と線源の遠隔操作による術者被曝の問題が解決された．また^{192}Ir線源の開発により適応疾患の拡大とコンピューターを駆使した高精度化が計られている．画像診断が進歩し，標的病巣が正確に把握できるようになり，治療に際してはCTや超音波ガイド下に線源の配置が可能となり，また線量計算も容易となった．小線源治療はこうした総合的な進歩により新展開を見せているが，基本的な事項は成書を参考として頂くこととして，本稿では自験例を中心に小線源治療の現状を概説し，治療上の基本的な留意点と今後の展開や問題について報告する．

1．密封小線源の歴史と現状

1898年にCurie夫人による^{226}Raの発見以来，1903年には癌の小線源治療が開始されている．Table 1に現在までの主な流れを示す．線源密着部位の過照射を防ぐため放射性物質から出るα線とβ線を遮蔽しγ線のみを取り出し，管や針状の線源形状で密封線源が開発された．そして1920～1950年代に密封小線源治療の体系化が図られ，簡易な線量計算法により小線源治療は普及してきた．日本でも1934年に癌研病院で^{226}Ra線源を用いた治療が開始されている．遠隔操作式後充填照射装置(Remote After-Loading System，以下，RALS)は1962年に開発され，術者被曝の問題を解消した．また1985年には^{60}Co線源に代わって現在最も普及している^{192}Ir線源を装填した新世代RALSが開発され，本邦でも最近の10年間で^{192}Ir線源を用いたHDR-RALSは^{60}Co-RALSに取って代わって急速に普及した．細く小さな^{192}Ir線源の開発により解剖学的に複雑な部位へも応用可能となり，適応疾患の拡大がもたらされた．同時に診断法の進歩による小病巣の検出と正確な進展範囲の把握が可能となり適応拡大につながった．またコンピューターによる線量計算により治療精度が向上し，線量分布の最適化や個別化が可能となった．

日本放射線腫瘍学会・データベース委員会による全国放

Table 1　密封小線源治療の歴史

1898	Curie夫人	：^{226}Ra発見
1901	Danlos	：良性疾患のRa治療
1903	Bell	：癌のRa治療
1907	Dominici	：^{226}Ra管の開発（α線，β線を遮蔽）
1920	Regaud	：^{226}Ra針の開発（2001年末^{137}Cs線源中止）
1920～1950年代		：密封小線源治療の体系化
		癌研病院で^{226}Ra線源 5g（1934）購入
		：^{198}Au seed（1952），^{192}Ir seed（1958），^{192}Ir wire（1960）の開発
1962	Henschke	：高線量率RALS装置の開発
	Pierquin	：^{192}Ir wireの臨床使用開始
		日本でRI生産（^{32}P, ^{198}Au）
1965	田崎ほか	：TAO式アプリケータの開発
1966	若林ほか	：日本でラルストロン開発
1970年代		：RALSによる密封小線源治療の復興期
1985		：新世代RALSの開発（HDR-^{192}Ir）
2002		：日本で^{125}I線源の使用開始

射線治療施設の2003年定期構造調査[1]では，全726施設のうちRALSの台数は203台であり，その装填核種別ではコバルトRALSが78台，イリジウムRALSが117台，セシウムRALSが 8 台である．

また低線量率小線源治療は32施設で実施されている．2003年の放射線治療新患者数は約15万人であるが，小線源治療を受けたのは約4,500人（2.9％）である．その内訳は，子宮頸癌を中心とした腔内照射例が3,446人で，そのうち高線量率RALSは203施設で3,387人，セシウム線源を中心とする低線量率照射は 6 施設で59人が実施されていた．組織内照射は65施設で928例に実施されたが，イリジウム／セシウム／金／ヨード／ラジウム線源による低線量率照射は27施設263人に行われていた．なお2003年に開始された前立腺癌に対するのヨード-125治療は 2 施設60名に実施されているが，今後この治療例は急増すると考えられる．

2．密封小線源の特徴

術者被曝の問題を抱えながらも高い治療効果により小線源治療は永い間行われてきた．この最大の理由は正常組織の有害事象の発生を抑えて，腫瘍に効率的に大量の照射が可能であるという線量分布の良さである．

従来の等線量分布は 2 次元の図的表現であるが，標的体積の定量的線量分布の表現であるDose-Volume-Histogram（DVH）の観点から 3 次元的に検討すると標的体積は 1mm^3（1 ボクセル）の集合体として考えることができる．外部照射は標的体積への合理的な線量投与と，標的内の分布の均等化の工夫の歴史であり，標榜線量が60Gyの場合は，各ボクセルは60Gyの線量である．しかし小線源による照射においては，標的体積内は不均等な線量が照射されたボクセルの集合体となり，標榜線量が60Gyの場合は治療に必要な腫瘍の最低線量を表現している場合が多い．このため小線源治療では標的体積内の 1 ボクセルの平均線量は実際には外部照射の約1.5倍以上の線量が照射されていることとなる．これが小線源治療が効果的である最大の理由と考えられる．

現在普及している小線源治療は，低い放射能の線源を用手的に扱う低線量率照射（low dose rate, LDR）と，高い放射能の線源を遠隔操作で扱う高線量率照射（high dose rate, HDR）に分けることができるが，Table 2 にその比較を示す．なおその中間の線量率はMedium dose rate:（2.0～12.0Gy/h）とされている．

医療スタッフの被曝が避けられず，放射線管理病棟を必要とする低線量率照射を行う施設は減少し，現在はRALSによる治療が主流となっている．しかし低線量率照射はOxygen Enhancement Ratio（O.E.R.）が低く，長時間の照射中に腫瘍組織の再酸素化が生じることから治療可能比が高い治療法であり，放射線抵抗性の腫瘍や再照射の治療にはなお魅力的な側面を持っている．しかしHDR-RALSの普及によりこうした生物学的な線量率効果の長所はなくなり，今後の小線源治療の特徴は線量分布の良さに集約されることとなる．そのため最近急速に普及した定位放射線治療や強度変調放射線治療（IMRT）との使い分けという課題も生じている．

3．使用線源と装置

本邦で現在使用できる線源をTable 3 に示す．低線量率線源として^{226}Ra線源はエネルギーも高く，線源の破損によりラドンガスを発生するため国際的に使用停止の勧告が出され，現在ではほとんど廃棄され使用されなくなっている．代わって^{137}Cs線源が使用されているが，低線量率小線源治療実施施設の減少により製造業者の採算上の問題から2001年末でこの^{137}Cs線源も製造が中止された．低線量率^{192}Ir線源は，seed，single pin，hair pin，thin wireの形状で年 6 回

Table 2　密封小線源照射の特徴

	低線量率照射	高線量率照射
物理学的分布	良好な線量分布（poor man's proton）	
生物学的効果	O.E.R.が低い，照射中の再酸素化（poor man's neutron）	
線量率	40～200cGy/hour	1,200cGy/hour以上
照射時間	数時間～数日	数分～十数分
後充填法	不可・可（LDR-^{192}Ir）	可（遠隔操作）
術者被曝	有り	無し
入院治療	必要	不要

Table 3　日本で使用されている医療用小線源の特性・形状・使用法

核種	半減期	γ線エネルギー（MeV）	形状	使用法
^{226}Ra	1602年	0.78	管・針	管は腔内照射
^{60}Co	5.3年	1.25	管・針	針は組織内照射
^{137}Cs	30年	0.662	管・針	
^{192}Ir	74日	0.35	seed, pin, wire	腔内・組織内照射
^{198}Au	2.7日	0.41	seed	永久刺入照射
^{125}I	60日	0.028	seed	

*各線源でmould照射は可能

供給されているが，線源代の問題もあり，ごく少数の施設以外は使用していない．なお^{192}Ir thin wireは2，3，5cmの3種類の長さに切断されて供給されている．

そのため現在最も多くの施設で使用されているのはRALSに装填された^{192}Ir線源である．

永久刺入線源としては^{198}Au seedのほかに，^{125}I seed は2002年より使用が可能となり，2003年より前立腺癌の組織内照射が開始された．ゴールドグレイン（^{198}Au線源）は粒状（0.8mmø × 2.5mm）の線源で毎週水曜日正午に185MBq（5mCi）の線源として供給されている．

RALSは^{60}Co線源を装填したものが従来より使用されていたが，線源サイズの制約から主に子宮頸癌や食道癌などの腔内照射にのみ使用されていた．しかし極めて小さな^{192}Ir線源を装填した新世代RALSの開発により，組織内照射も可能となった．^{192}Ir-RALS装置は現在4社が販売しているが，最も普及している装置の線源はステンレスケーブルに溶接された線状線源（0.6mmø × 3.5mm）で放射能は370GBq（10Ci）である．

^{192}Ir線源は半減期が74日であるため3～4カ月ごとに線源交換を必要とするが，診療報酬上は線源代÷7の金額を請求できる．このため同一線源の使用期間中に最低7人の治療を行わなければ線源代は施設負担となる．なお2002年には^{192}Ir線源と同じサイズの^{60}Co線源を装填したRALSも販売された．この場合は線源代は請求できないが，半減期が5.3年と長いため線源交換は数年に一度で済むという利点がある．

4．小線源を使用した照射技術

小線源治療は1本（1個）の線源の使用から始まり，治療部位により複数の線源を組み合わせて治療するものであるが，いかなる治療においても線源からの線量勾配を考慮して治療する必要がある．本治療法はBrachy（近接）therapyという言葉で表現されるようにモールド治療から出発している．そのため小線源治療に関する代表的な書には必ず10Gy照射するために必要なmghと治療距離（cm）の表が掲載されている．これはいろいろなモールド材を使用して治療部位をできるだけ少ない線量勾配で照射するために治療距離を考慮する必要性から作成されたものである．したがって組織内照射は線源より5mmの距離を標的としたモールド治療の特殊な形ということができる．

線源近傍ほど線量勾配は急峻であることから，標的の厚みを考慮して治療することが重要となる．Hyperdose sleepという概念[2]により，標的の最大線量は線量評価点の2倍以内とするよう提唱されている（Fig. 1）．このため食道癌や胆道癌や膣癌などの一本線源による管腔内照射では標的体積内の最大線量は線量評価点の2倍以内とする必要があり，使用するアプリケーターは可能な限り太いものが推奨される．

1）モールド照射（mould）

小線源治療の中で最も低侵襲な方法で，標的内の線量勾配が許容可能な距離に線源を配置して近接して照射する方法である．Fig. 2は口腔底癌の治療例であるが，歯科用材料で口腔底を型取りして^{198}Au線源を配置し一時装着線源として使用したものである．同様な手法で治療した口蓋原発

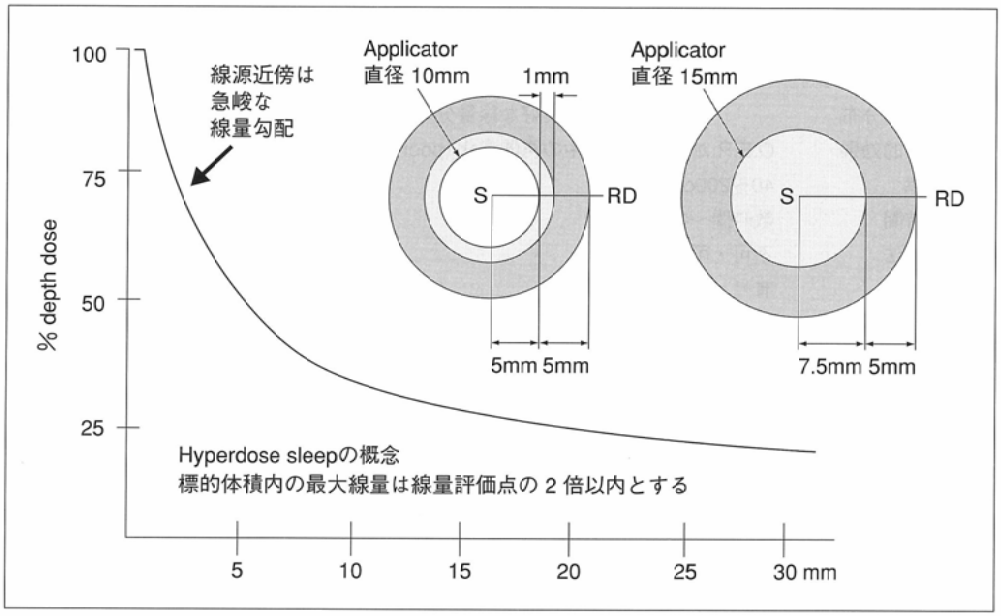


Fig. 1 一本線源の線量勾配と治療標的の許容範囲

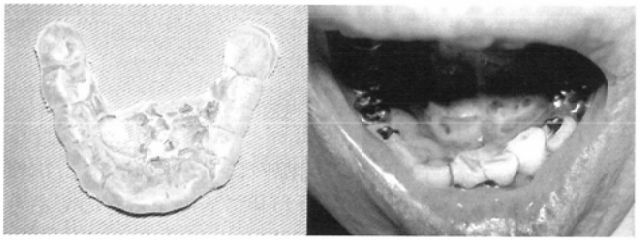


Fig. 2 口腔底癌の^{198}Au線源によるモールド治療例

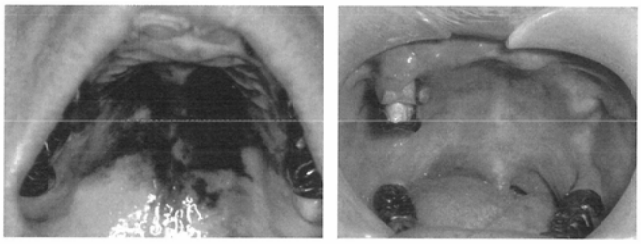


Fig. 3 口蓋悪性黒色腫に対する^{198}Au線源モールド治療例
A：治療前
B：治療 8 年後(100Gy照射)

A B

悪性黒色腫例をFig. 3 に示すが，低線量率照射の持つ高い治療可能比が窺える．これらの治療では 5～7 日間の照射期間中は線源をはずして常食を摂取することが可能である．

2)組織内照射(interstitial)

組織内照射は腫瘍そのものに線源を刺入し照射する方法である．最も典型的な治療部位である舌癌例をFig. 4 に示す．術者は被曝するが用手的に線源を扱う(A)の方法はManchester systemを利用して古典的に行われている方法である．腫瘍の大きさに応じて一面刺入，二面刺入，立体刺入などが行われる．(B)の方法は線源誘導針を挿入後にシングルピンやヘアピンの線源を後充填する方法であるが，この場合は線源誘導針が比較的大きいため，舌可動部のT1－2程度の腫瘍が中心となる．これらの低線量率組織内照射では60～70Gy/4～8 日の照射が原則である．RALSを使用する(C)の方法は^{137}Cs針の供給中止により今後多施設で行われようとしている方法である．

この治療では世界に先がけて大阪大学のグループが 6Gyを一日 2 回照射で総量60Gy照射することにより，低線量率照射と同等な治療成績を報告している[3]．しかし舌癌組織内照射例に対してLQモデルで等価とみなしたLDRでの線量(60Gy/6 days)と^{192}Ir HDR-RALSの線量(45.5Gy/7fr/3.5 days)を比較した結果，HDRでは腫瘍制御がLDRに劣ると共に晩期障害の増強が認められたという報告[4]もあり，組織内照射における線量率効果については課題が多い．このLDRとHDRの組織内照射の線量率効果を考慮したHDRでの総線量と分割に関しては，ABS(American Brachytherapy Society)からも勧告[5]が出されている．また井上らは臨床データとLQモデルを中心とした生物モデルの計算上の仮説をつき合わせて，興味深い考察を報告[6]しており参考にされたい．

また低線量率^{192}Ir thin wireは細く柔軟な線源であるため，針状線源では治療できない部位にも使用可能であり，中咽頭癌や乳癌や婦人科領域の悪性腫瘍や軟部肉腫などにも組織内照射が可能であり，適応疾患の拡大を計ることができる[7]．Fig. 5 にそれらの部位の治療例を示す．

また手術中に腫瘍が残存した部位に外套管を留置して術後に線源を挿入して照射する周術期小線源治療(Intraoperative/Perioperative)も可能となった[8]．Fig. 6 に周術期小線源治療

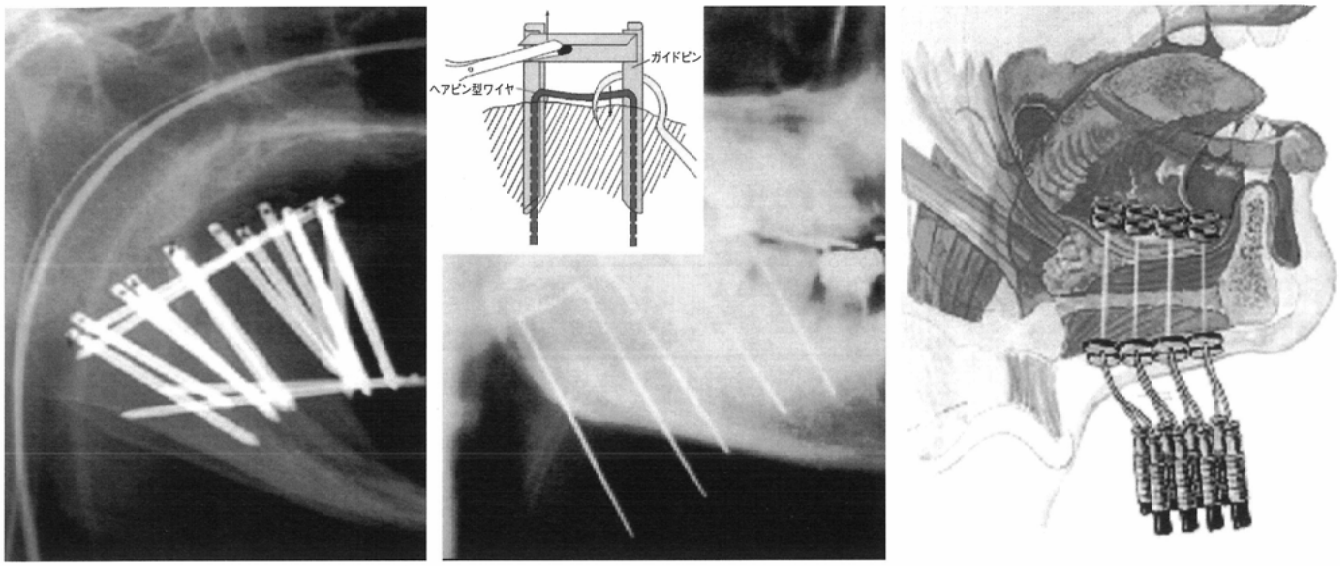


Fig. 4　舌癌に対する組織内照射の方法
A：低線量率^{137}Cs 針 Manual(二面刺入) 60～65Gy/5～7 日
B：低線量率^{192}Ir ヘアピン Manual after-loading 60～70Gy/4～8 日
C：高線量率^{192}Ir Remote after-loading 60Gy/10F/5 日

A | B | C

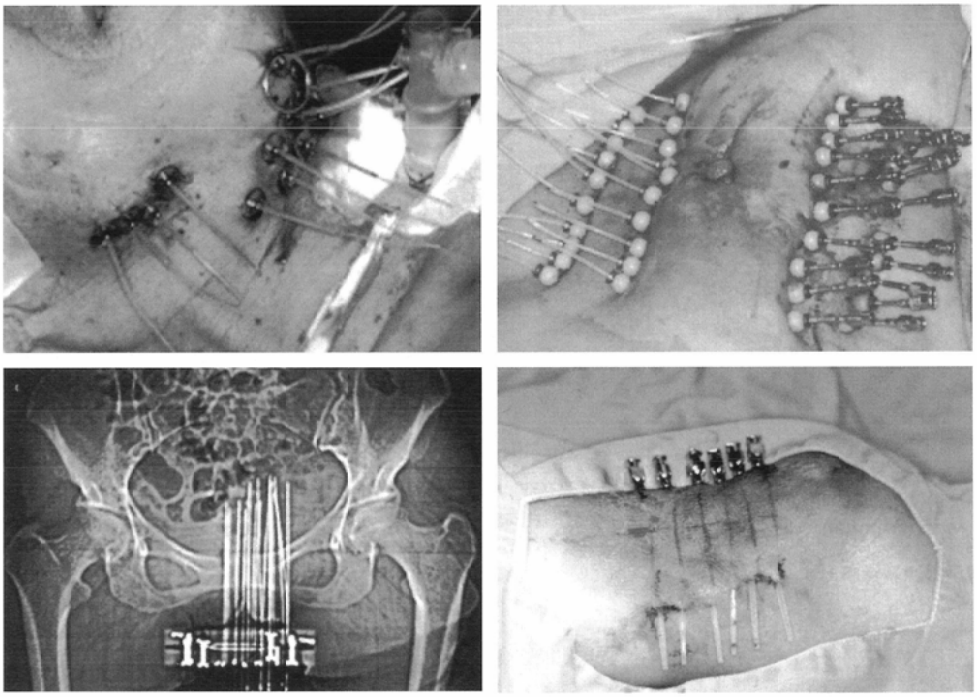


Fig. 5　^{192}Ir線源により適応拡大された部位の治療例
A: 中咽頭癌(軟口蓋・舌根部)例
B: 乳癌T4例
C: 子宮頸癌術後再発例(Template治療)
D: 軟部肉腫例(MFH)

A	B
C	D

を行った症例を示すが，外套管の固定の工夫が必要となるが，従来は全く治療不可能であった疾患も治療可能となっている．さらに線源誘導管の留置を工夫すれば，投与線量の自由度が高いRALS治療も可能となる．Fig. 7 に骨肉腫の周術期RALS治療例を示すが，高精度に大線量の照射が可能であり，放射線抵抗性腫瘍の治療にも治療効果が期待できる方法である．

なお骨盤内腫瘍や乳癌などの組織内照射に際しては，刺入に際してtemplateを用いて再現性を得る工夫が行われている．

表在性の腫瘍では^{198}Au粒子線源も脱落に注意すれば組織内照射が可能である．^{198}Au線源単独の永久刺入治療では90～

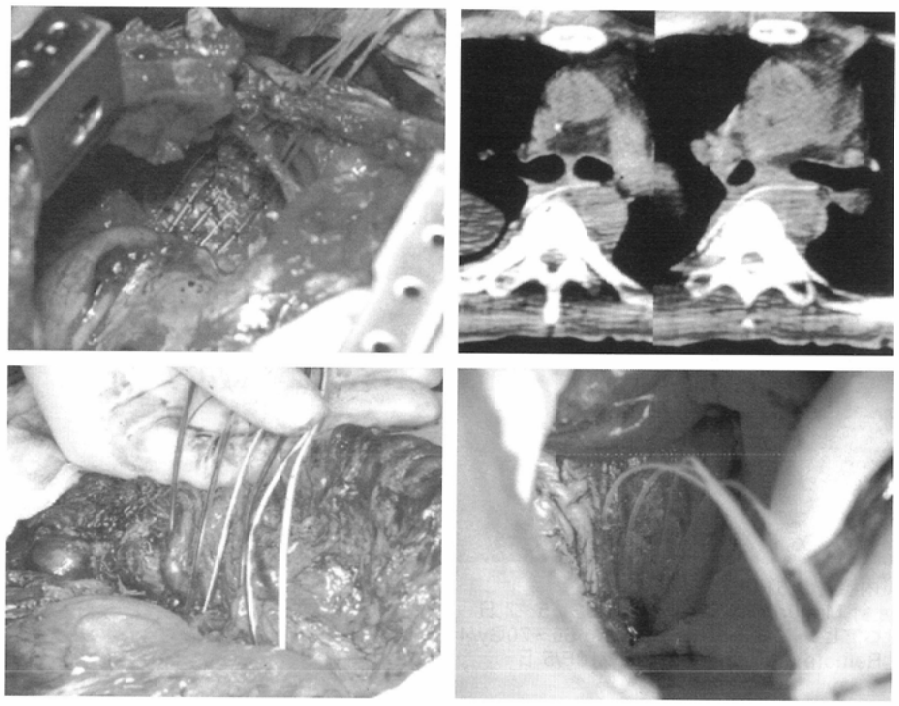
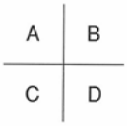


Fig. 6 ^{192}Ir線源による周術期小線源治療例
A: Pancoast type肺癌例
B: 食道癌T4例
C: 膵臓癌例
D: 直腸癌術後仙骨部再発例



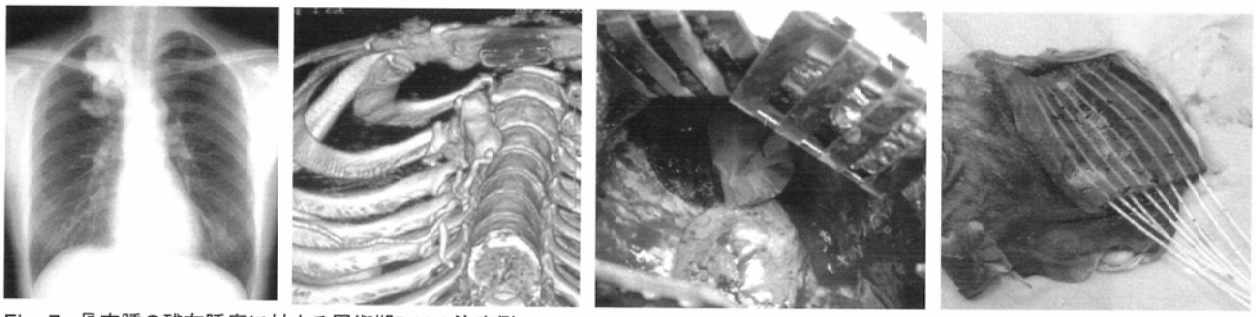


Fig. 7 骨肉腫の残存腫瘍に対する周術期RALS治療例
A: 骨肉腫の肺転移所見(胸部単純X線写真)
B: 3-D reconstruction CT画像
C: 術中所見(椎体・胸膜腫瘍残存部と脊髄鉛ブロック)
D: 留置用線源誘導管

100Gy(permanent)を原則とする．また外部照射後の追加照射として減弱した^{198}Au線源を使用する治療も可能である．外部照射後の使用に際しては，当科では外部照射50Gy後に^{198}Au線源で50Gy永久刺入することを目安としている(Fig. 8)．この場合は線源間隔をあけて線量を下げるのではなく，線源間隔は1cm以内を厳守して50Gyの照射を行うために減弱した^{198}Au線源を使用する．

3)腔内照射(intracavitary)

小線源治療の中で最も数多く行われているのは子宮頸癌の腔内照射である．本邦では以前はTAO式アプリケーターを用いた低線量率照射が行われていたが，現在はRALS治療が中心となった．この治療では高精度に線源位置と照射時間を制御することができることから，最適化プログラムにより比較的良好な線量分布で治療可能である．しかし腫瘍の形に即した分布で照射し，同時に正常組織を最小限の照射で済ませるためには，アプリケーターの挿入操作の過程でアプリケーターの配置が最も重要である．小線源治療の原則は『良好な線源配置なくして，治癒はなし』なのである．なお子宮頸癌の腔内照射の線量率効果については，荒居らの研究[9]から線量率効果比は1.7とされている．また子宮頸癌に関しては放射線治療基準[10]も作成され標準的な治療はかなり確立されたものとなっている．

子宮頸癌の腔内照射は従来はA点線量を基準点として行われてきた．しかしMRI画像で腫瘍の浸潤範囲が把握可能

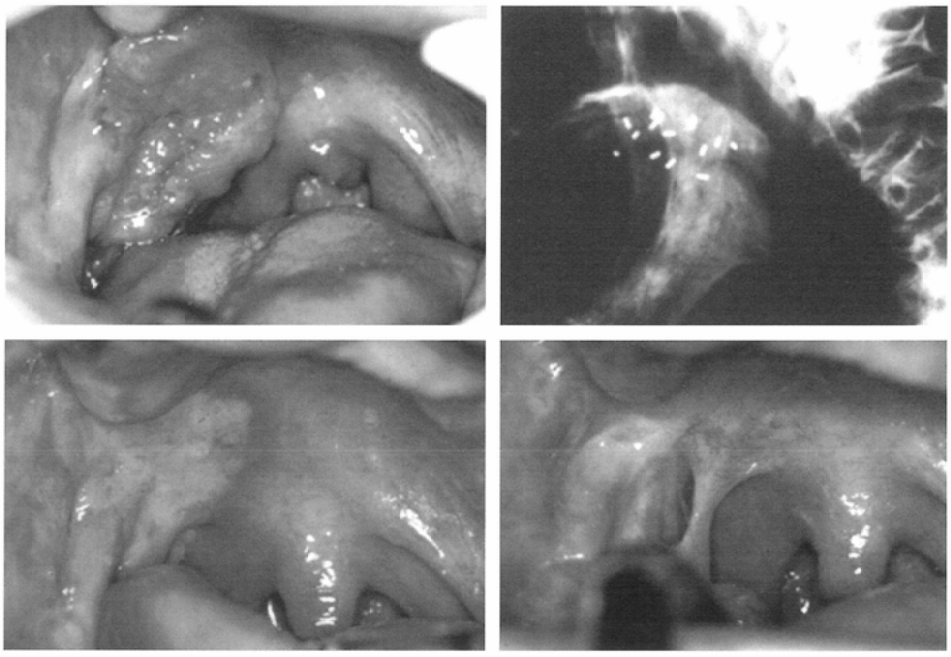


Fig. 8　^{198}Au粒子線源によるBoost Implant例
A: 中咽頭癌の治療前所見(T2N0)
B: 50Gy外部照射後の線源刺入verification film
C: 線源刺入 3 週後の粘膜反応所見
D: 線源刺入 2 年後の治癒所見

A	B
C	D

となり，腫瘍形状に即した投与線量で治療するという新たな考え方が出てきており，従来の線量評価法とのすり合わせが今後の課題となる．そのためにはアプリケーターやTandem/Ovoid比の基準化や直腸線量設定の基準化などが再検討される必要がある．

子宮頸癌に次いで腔内照射が行われているのは食道癌であり，比較的深達度の浅い早期の食道癌ではその有用性が報告されている[11), 12)]．しかし，最近の食道癌の治療はchemo-radiationが標準的な治療法となりつつあるため，正常組織の耐容線量の限界から腔内照射の症例は減少している．また高線量率腔内照射により食道穿孔などの致命的な合併症を生じたことから，土器屋は有害事象防止のための食道癌腔内照射ガイドラインを提言している[13)]．それによると腔内照射の適応はT2までが適応であり，1.5cm以上の二重バルーン式アプリケーターを使用し，腔内照射の線量評価点は「アプリケーターの半径に 5mmを加えた距離」とし，一回線量は 4Gy以下とし，最大線量を把握するため食道粘膜表面の線量も併記すべきとしている．そして具体的な推奨スケジュールの例として，外照射 50Gy + 腔内照射 4Gy × 3 回，または外照射 60Gy + 腔内照射 4Gy × 2 回を提唱している．

また腔内照射の線源停留位置は，頭尾端辺縁部の低線量が防ぐために標的とする治療領域より10～15mmの余裕をもって設定することや，アプリケーターが弯曲している場合は過線量を防ぐために弯曲の内側で線量評価を行うよう提案されている[14)]．

その他，肺癌も腔内照射が行われていたが，最近は減少している．

4) 管腔内照射(intraluminal)

細い管腔内に線源を挿入して照射する場合に腔内照射とは区別して，この用語を用いることがある．典型的な例は胆道系腫瘍に対する管腔内照射である．

5) 血管内照射(Endovascular)

冠動脈のPTCA後や末梢血管のPTA後の再狭窄の予防策として，血管内照射が行われている．血管内膜の過形成による再狭窄の過程が，非腫瘍性の増殖性疾患であるケロイドなどの発生機序と酷似していることから，血管内に小線源を挿入して照射するものである．

血管壁を均等に照射するためにセンタリングバルーンなどが開発されているが，最適なリファレンスポイントや投与線量の評価などの結論が待たれる．

5．小線源治療の今後

外部照射では呼吸同期照射や金球の埋め込みなどによって時間的因子をも考慮した 4 次元的照射が工夫されている．しかし小線源治療は 5 次元的照射であると言えるものであり，それが高い治療可能比の要因である．例えば舌癌の組織内照射においては，刺入した線源は舌の動きに伴い動き，さらに硬く放射線抵抗性の腫瘍部分には線源を密に刺入し，厚みのない比較的治癒しやすい腫瘍部分には最低線量を投与することもできるため，腫瘍の生物学的な特性をも考慮して線量分布を調節できるという意味で 5 次元的照射である．

またRALS治療が普及しているが，低線量率照射の持つ生

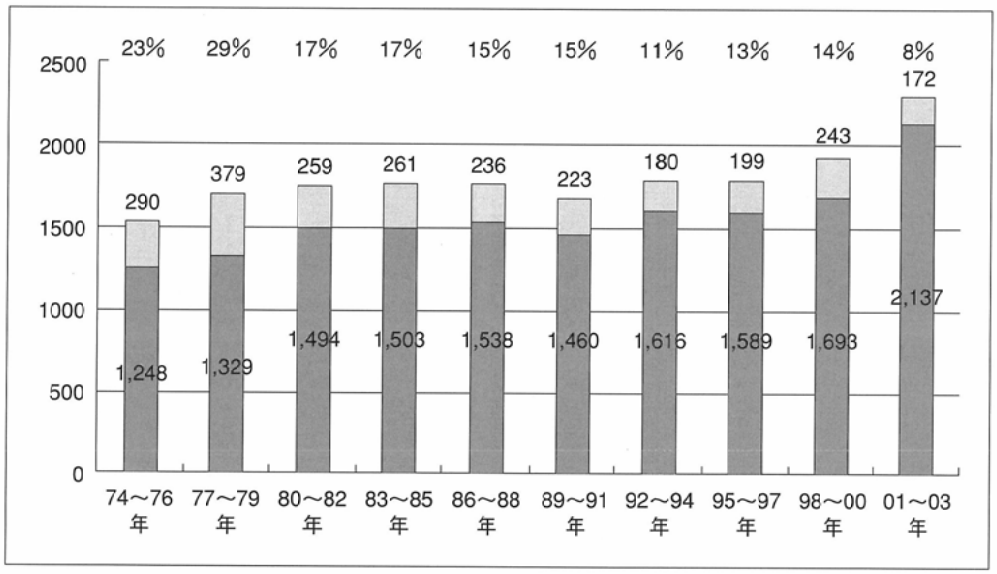


Fig. 9　放射線治療例の中に占める小線源治療例数の推移(1974～2003，N=2,442例)

物学的長所は魅力的であり，特に再発例の治療では再照射でも障害なく治癒する症例も多く経験している[15]．

治癒率の高い癌腫は「見える癌・触れる癌」である．その点では腫瘍を直接見て触って線源を配置できる多くの小線源治療は放射線治療医にとって，腫瘍と正常組織の反応を直接観察できることから，良い訓練の場であり，バーチャルな外部照射の世界での治療に多くの示唆を与えてくれるものである．

著者らは^{192}Ir線源の持つ特性を利用して周術期小線源治療も含め適応拡大を試みてきた．頭頸部癌においては頸動脈に固着した頸部リンパ節転移に対して(周術期)組織内照射を行った[16]．また脳腫瘍に対しても同様な治療を行い，その結果を報告している[17]．

しかし，頸動脈再建術やガンマーナイフ装置の開発や定位放射線治療技術の普及により，これらの部位の治療は中止した．このように小線源治療の進歩は他の治療法の進歩との兼ね合いや，新しい線源や手法の開発により，その普及度は異なるものである．

外部照射技術の進歩やchemoradiationの普及により，小線源治療の適応症例は減少してきた．Fig. 9 に当科の30年間の全治療症例数と小線源治療症例数の比率を 3 年区切りで示したものであるが，最近は小線源治療例は10%以下となっている．

しかし，小線源治療の適応症例は，安価な医療費と短期間の入院で治療を終えることが可能で，高いQOLで治癒を得ている．今後も種々の形状の線源を使い分けることにより限られた疾患や部位ではあるが，有効な治療法として位置づいていくものと考えられる．

2003年から本邦でも開始された前立腺癌に対する^{125}I粒子の永久組織内照射は急増している．さらに今後はMammo siteアプリケーターによる乳房温存療法後の腫瘍床への照射や，同様な手法での脳腫瘍に対する治療が展開されるものと思われる．しかし小線源治療の課題は多い．定位放射線治療とHDR-RALSの普及により小標的体積に対する線量・分割・時間関係の研究は，共通の課題となっている．

おわりに

小線源治療のEBMはretrospectiveな治療結果の報告が多く，Empirical(Experimental, Expert)Based Medicineという側面を持つことは否定できない．術者の技術的熟練度が大きく関与したり，またコンピューターによる投与線量の決定においては，腫瘍と線源の関係を知る術者が，腫瘍を囲む線量率曲線の選択を最終的には判断をしなければならない．

しかし今後は線量評価点の統一とDVHなどの分析から，同質症例を対象としたプロトコールスタディーが計画され，外部照射との棲み分けも含め小線源治療の位置づけが期待される．

文　献

1) 日本放射線腫瘍学会・データベース委員会：全国放射線治療施設の2003年定期構造調査結果．日放腫会誌 in print
2) Marinello G, Pierquin B, Grimard L, et al: Dosimetry of intraluminal brachytherapy. Radiother Oncol 23: 211–212, 1992
3) Inoue T, Inoue T, Yoshida K, et al: Phase III trial of high- vs. low-dose-rate interstitial radiotherapy for early mobile tongue cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 51: 171–175, 2001
4) Lau HY, Hay JH, Flores AD, et al: Seven fractions of twice daily high dose-rate brachytherapy for node-negative carcinoma of the mobile tongue results in loss of therapeutic ratio. Radiother Oncol 39: 15–18, 1996
5) Nag S, Cano ER, Demanes J, et al: The American Brachytherapy Society Recommendations for high-dose-rate brachytherapy for head-and-neck carcinoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys 50: 1190–1198, 2001
6) 井上俊彦，吉岡靖生，田中英一：小線源治療の線量率と分割の生物モデルの再考に向けて．日放腫会誌 16：9–13，2004
7) 西尾正道：小線源放射線治療．第10章　頭頚部癌の治療．小塚隆弘，井上俊彦編，81–93，1993，中山書店，東京
8) 西尾正道，桜井智康，加賀美芳和，他：癌治療の進歩―術中照射療法(IOR)．術中組織内照射．最新医学 41(7)：1586–1996，1986
9) 荒居竜雄，森田新六，飯沼　武，他：高線量率腔内照射による子宮頸癌の放射線治療―至適線量と分割回数の関連性―．癌の臨床 25：605–612，1979
10) 荒居竜雄，赤沼篤夫，池田道雄，他：子宮頸癌の放射線治療基準．癌の臨床 30：496–500，1984
11) 西尾正道，堀川よしみ，森田皓三，他：食道癌に対する密封小線源による腔内照射併用の意義．癌の臨床 34(3)：261–268，1988
12) Okawa T, Dokiya T, Nishio M, et al: Multi-institutional randomized trial of external radiotherapy with and without intraluminal brachytherapy for esophageal cancer in Japan. Japanese Society of Therapeutic Radiology and Oncology (JASTRO) Study Group. Int J Radiat Oncol Biol Phys 45: 623–8, 1999
13) 土器屋卓志：3．食道癌に対する密封小線源治療．小線源治療．山下　孝編著，80–89，2002，篠原出版新社，東京
14) 西村哲夫，野末政志：食道癌治療方法と問題点．臨床放射線 41：1599–1604，1996
15) 山下直子，西尾正道，明神美弥子，他：組織内照射による進行・再発婦人科・泌尿器科領域癌の治療．日放腫会誌 11：47–52，1999
16) 西尾正道，加賀美芳和，成松直人，他：Ir-192線源による進行・再発頭頚部癌の治療．北海道頭頚部腫瘍研究会々誌 13：25–26，1992
17) 小川　肇，西尾正道，加賀美芳和，他：脳腫瘍に対するIr-192小線源治療．癌の臨床 38(9)：953–957，1992