The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	リニアアクセラレーターによる原体照射法（超高圧照射法の研究 第7報）
Author(s)	北畠, 隆; 母里, 知之; 奥村, 寛 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 26(11), p. 1448-1454
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18138
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

特別掲載

リニアアクセラレーターによる原体照射法

(超高圧照射法の研究 第7報)

愛知県がんセンター放射線部(部長;北畠 隆)
北畠 隆 母里 知之 奥村 寛
名古屋大学医学部放射線医学教室(主任;高橋信次教授)
高橋 信次
日本電気電子応用事業部
中野 伸平 大谷 四郎

(昭和41年11月17日受付)

Conformation Radiotherapy by Linear Acceralator X-rays

by

Takashi Kitabatake, Tomoyuki Mori, Yutaka Okumura
(Department of Radiotherapy, Aichi Cancer Center Hospital, Nagoya)
Shinji Takahashi
(Department of Radiology, Nagoya Univ. School of Medicine, Nagoya)
Shinpei Nakano and Shiro Otani
(Fuchu Works, Nippon Electric Co., Fuchu, Tokyo)

A conformation-radiotherapeutic servo-mechanism was attached to a linear acceralator, made in Japan, installed in the Aichi Cancer Center Hospital. A collimator device of this mechanism was already detailed by Takahashi (Acta radiol. Suppl. 242, 1965). In this machine, a collimator was divided into six fractioned diaphragms on both sides (Fig. 3). Each of 12 fractioned diaphragms has a different servo mechanism, which acts following signals from the signal generator during rotation of the gantry (Fig. 1 and 2).

Mechanical error of this mechanism measured in 12 channels of servo system was distributed ranging +1.47% to −1.80%, which may be of less significance for clinical use (Fig. 4 and 5). Dose distribution of conformation technique using this machine, in cancer of the uterine cervix, is shown in Fig. 7 and 8. A dense area (region to be treated) appears to be sharper and better coincident with a geometric beam focus (planned treating region) than that obtained by a telecobablt-therapy (Fig. 9). Some excellent characteristics of X-rays from a linear acceralator, such as high deep dose-rate, sharp X-ray beam, less skin dose, good flattness, etc., may contribute to easy and rational application of conformation radiotherapy. Details written in English will be published by the same authors elsewhere.

緒 言

原体照射法の技術的な出発点は廻転照射法に可変絞りを組み合せることである(高橋)[1]. この考え方は始め梅垣によつて提案されて在来X線の装置で試みられた(梅垣)[2]. しかし在来X線では散乱線に災されて所期の効果を得なかつた. ^{60}Co γ

線が遠隔照射に実用されるにおよんで，高橋は，廻転撮影法の原理と技術を放射線治療に導入して原体照射法を体系づけた（高橋）[1]．^{60}Co による原体照射法はすでに発表されているごとく，身体各部の癌の照射に応用され（高橋，北畠，森田）[3)4)5)6)]，治療成績の一部も報告されている（高橋，北畠）[7)8)]．しかし線量分布の点からみると，特に線巣の正側投影像が不整形をなす場合には線量均一性の点で難があり（奥村）[9)]，その補正は必ずしも楽ではない．6 MeV X線を用いると ^{60}Co γ線よりも深部率が大きく，均一性もすぐれている．またリニアクX線焦点も ^{60}Co 線源より小さい．そのような点を考えると，リニアクX線による原体照射は ^{60}Co γ線によるそれよりもすぐれた線量分布を得る可能性がある．

愛知がんセンターには日本電気製および三菱重工製の6 MeV リニアクが各1台設置されたが，前者はすでに稼動中である（北畠）[10)]．これらの装置には双方共高橋の指導により，上述の考え方に基ずいて原体照射機構が組み込まれた(高橋)[11)]．そこで本論文では，日本電気製装置における原体照射機構と，その精度，線量分布の実際などについて述べ，^{60}Co の場合との優劣を比較してみようと思う．

機構と精度試験

本装置の原体照射機構とその動作精度試験の要点は前報に述べたが（北畠）[12)]，今回は少し詳細に述べよう．

本器の可変絞りは左右6分割し，合計12箇の分割コリメーターがそれぞれ別のサーボモーターによつて，独立に動作する．すなわち12箇の独立したサーボシステムが組み込まれている．この各々のサーボモーターは，信号発生盤上にセットされたシート型（カム）からの信号に応じて動作する．1箇の分割コリメーターは廻転中心面に投影されると幅3cmとなる．すなわち，まず廻転横断写真によつて，横断面における照射範囲を定める．コリメーターは片側6枚であるので，各コリメーターの中央部に対応する6カ所の高さの横断写真が必要である．すなわち患者長軸に沿うて18cmまでの線巣が作れる．しかし実際には病理解剖学的考察から3枚撮れば充分である．これらから6個の照射範囲が得られる．この形をトレースして厚さ1mmのベークライトで6枚のシート型を作る．信号発生盤にはA～Fの6個のシート型廻転盤があるので，そのそれぞれに対応するシート型を設定セットする．シート型廻転盤はガントリの廻転と同期している．ガントリが廻転すると，本体の主軸に結合された角度信号発生器から，ガントリ廻転についての情報が発生し，これがシート型駆動部の入力として与えられるのである．シート型の両辺には2本のレバーが接触している．シート型が円でない限り，シート型が廻転することによつて，レバーは左右に動くが，レバーは錘りによつて常に閉じられる方向に働いている．シート型は2本のレバーの錘りの作用の方向

図1　原体照射の機構図

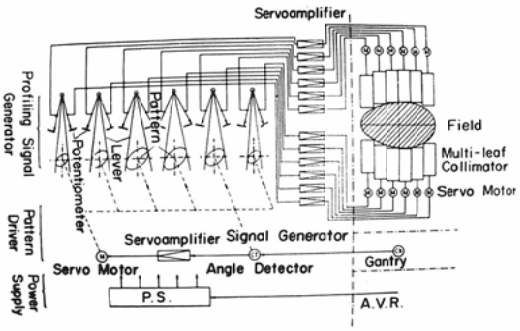
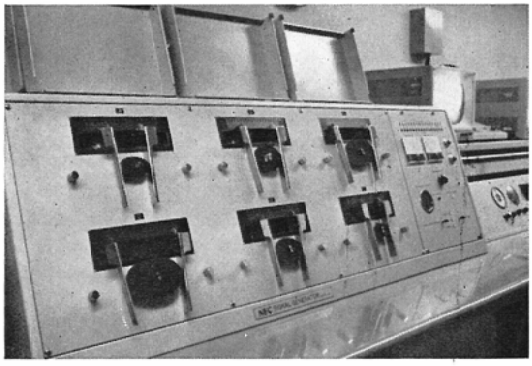
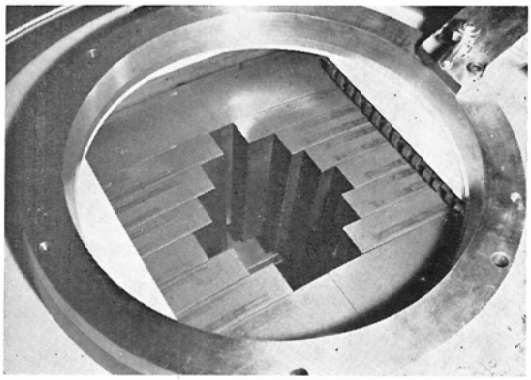


図2；信号発生器



6枚のシート型が挿入されている．その右側のパネルは自動チエツク回路である．

図3；照射口



各分割コリメーターは図2の信号発生器からの信号に従つて，gantry 廻転中に自動的に開閉する．

に逆つて挿入設定されるので，円型でないシート型の場合でも，常にレバーはシート型の周辺に接することができる．各レバーにはポテンショメーターが接続されている．シート型の廻転によつてレバーの開き角度が変り，従つてポテンショメーターの出力が変る．この出力はコリメーターの絞り角度を制御する信号として伝えられ，サーボモーターによつてコリメーターは実際に動作する．以上の機構の原理を**図1**，シート型をセットした信号発生器を**図2**，その際のコリメーターの開き状態を**図3**に示す．

この装置に用いた分割コリメーターは厚さ9cmのタングステンで，標準型装置（原体機構のないもの）のアウタージョーに相当する．照準系には光学系を使用し，フイールドフアインダーと側方投光器が主力をなす．X線焦点から1mの点（廻転中心）の照射野は最大限，患者長軸方向に18cm（手動なら25cm），左右方向18cm（手動なら20cm）である．なお，原体機構が完全に動作しているかどうかを点検するための試験回路が付属されている．これは制御信号と追随信号との差をメーター上で直読できるもので，運転中に誤動作を検出した場合には，誤動作の生じた系統を明示するとともに，放射を直ちに中止するリレーが働く．図2の信号発生器の右$^1/_4$にこの試験回路のパネルが組まれている．

この機構がどの程度の精度で動作するかについて，制御確度と追随精度に分けて調べた．まず，信号発生盤のレバーの開き角度に対するコリメーターの制御確度について述べよう．信号発生盤に，予め定めた半径の円のシート型をセットし，ガントリの角度を適当な角度に固定し，絞りコリメーターの開き角に対するジョー先端における弦の長さを実測した．いま試験用シート型の半径(rs)を30mm，60mm，90mmとし，ガントリの角度0°，90°，180°，270°において測定した．コリメーター先端の弦の長さ（rf）をノギスで実測した．結果を，rs に対する rf の測定値の設計値からの偏差 Δrf の，rf の最大値 rfmax に対する百分率 Δrf/rfmax で評価することにした．測定は上述3種のシート型について，4種のガントリ角度で各チャンネルごとに行なつたが，それを全部表示するのは煩に過ぎるので，各チャンネルについての最大誤差のみを表示すると**表1**の通りとなる．これをみると，この試験を通じての最大誤差範囲は+1.02%～−1.29%である．またガントリ廻転角度，シート型の大きさに依存する傾向は見られない．また相対誤差 Δrf/rfmax の頻度曲線を作ると**図4**のごとくなり，設計値に較べ大きめにジョーの開き角度が動作する傾向があるようである．

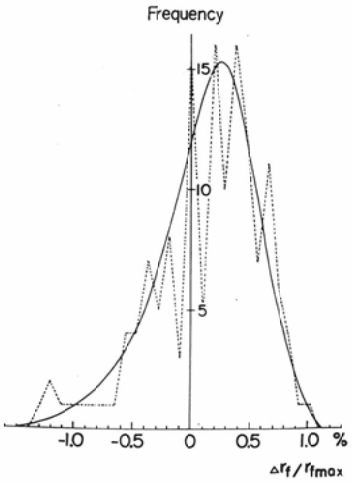
次に追随精度を調べた．すなわち，信号発生盤

表1　原体照射制御精度試験

チャンネル数	最大誤差	rs	ガントリ角度	rfmax 設計値	rfmax 実測値	コリメーター開き角度A
	%	mm		mm	mm	
A 1	0.83	0	90°	54.2	54.65	5°10′
B 1	0.47	90	90	54.2	54.45	5°10′
C 1	0.37	90	270	54.2	54.40	5°10′
D 1	0.65	60	180	36.0	36.35	3°26′
E 1	0.65	90	180	54.2	54.55	5°10′
F 1	0.93	60	270	36.0	36.50	3°26′
A 2	0.74	60	270	36.0	36.40	3°26′
B 2	−1.11	30	90	18.0	17.65	1°43′
C 2	−1.29	30	0	18.0	17.30	1°43′
D 2	−0.56	30	180	18.0	17.70	1°43′
E 2	1.02	30	270	18.0	18.55	1°43′
F 2	−0.56	30	0	18.0	17.70	1°43′

各チャンネル中の最大誤差を拾いあげた．
rs rf 等はその際の諸条件である．

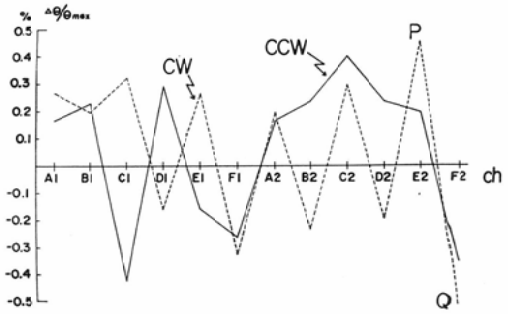
図4；コリメーターの制御精度試験における相対誤差の分布曲線.



横軸に相対誤差，縦軸に頻度をとった．設計値に較べ，開き角度が若干大きめに動作する傾向がある．

にテスト用シート型を装着し，180°/分の速さでガントリを廻転させた時の制御信号と追従信号との差をパネル面のメーターから直読し，その値から追随誤差を評価した．絞りコリメーターの最大の開き角度 θmax に対する，制御信号と追従信号の差 $\Delta\theta$ の百分率で比較した．この測定を12個の各チャンネルについて，ガントリの時計方向廻転（CW）と時計反対方向（CCW）の場合に行なつた．結果を図5に示す．これをみると追随の最も悪いのはCW廻転時のE2チャンネルの0.45%，F2チャンネルの−0.51%である．従つていま制御確度と追随精度の双方の誤差が重複した場合，すなわち綜合精度の幅を考えると+1.47〜−1.80%となる．最悪の場合でも±2%を越えることはない訳である．

図5；コリメーターの追随精度

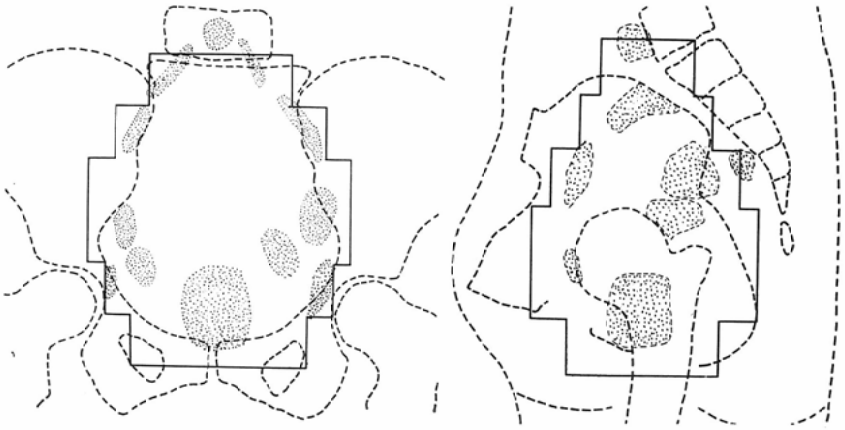


縦軸に追随精度の相対誤差，横軸にチャンネル数を目盛った．時計方向廻転（CW）と反対方向（CCW）によつては誤差の大きさにそれ程の差はない．P，Q点が最大誤差の点である．

線量分布

子宮頸癌の場合について述べよう．子宮頸癌の場合に照射すべき範囲はすでに数回考察を行なつた（高橋，北畠，母里）[3)13)14)]．その間，ある特定のリンパ節への転移頻度などの点から，線巣は

図6；リニアクによる子宮頸癌の線巣

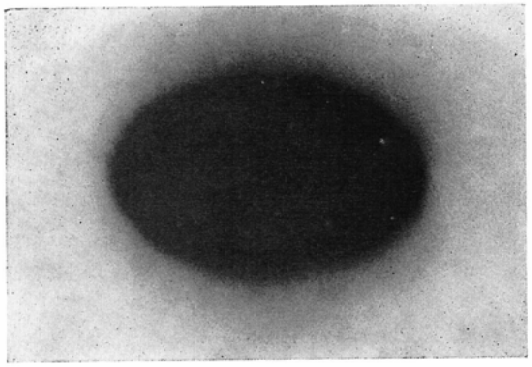


左が前後方向，右が左右方向の場合である．リニアックの絞りは6分割されているので，線巣の形はそれに合せて作成した．

多少修正されてきたが，その基本的な考え方は変らない．そこで従来 ^{60}Co で子宮癌の原体照射を行なつてきた領域を，リニアクにあてはめると，リニアクではコリメーターは6分割であるから照射領域は図6のごとくなる．これは標準体格の本邦婦人の骨盤の大きさを基準として定めた．なお，身長，体重などに若干の差があつても骨盤腔の大きさはそれ程変らないことが確められているが，それについては別に報告する（母里）[14]．したがつて，この大きさの線巣を作るためのシート型1組を用意しておけば，第3期以後の頚癌患者の大半に応用できる．

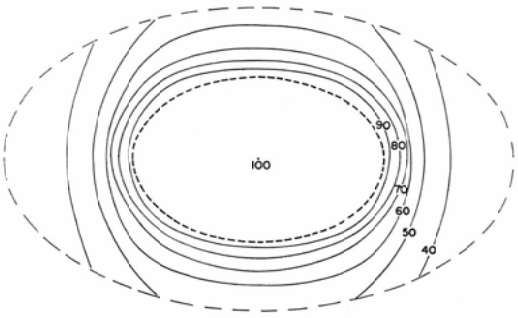
いま，上から3番目のコリメーターによつて作られる線量分布について述べよう．この面の線巣横断面の大きさは15×10cmの楕円であるから，それと同大のシート型を作つて信号発生盤にセットした．別に断面が19×31cmの楕円の Mix-D ファントムを用意し，まずこれにグラビアフイルムを挿んで40 R/min，180°/分の条件で1週転照射した．そのフイルムを図7に示す．次に同質同大のファントムに 1.5cm間隔で直径7mmの穴を沢山あけたものに，Siemens 製 Midget chamber を挿入し，同一条件で放射して線量分布を測つたところ図8を得た．図8の内側の点線はシート型の大きさで，略々93%領域と一致する．また外側の点線はファントム輪廓である．

図7；リニアクによる原体照射の線量分布（フイルム法）



^{60}Co に比べると線巣辺縁がはるかに鮮鋭であることが判る．

図8；リニアク原体照射の線量分布

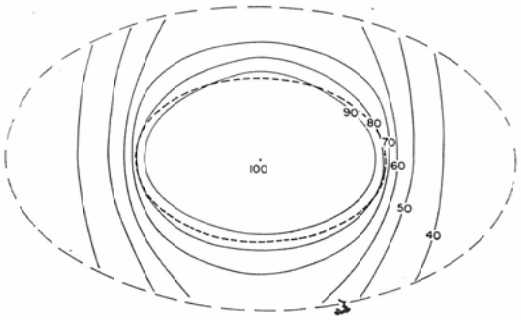


線量計で実測して得たもの．図7と同じ条件である．太い点線は幾何学的線巣で，ほゞ93%の領域にある．

考　按

1．^{60}Co 原体照射との比較：原体照射法の眼目はあくまで病巣部は高密度の放射線を均等に与え，健康部はできるだけ線量を減ずることにある．そこでこの様な観点からリニアクX線による原体照射と従来の ^{60}Co によるそれとの比較を行なつてみよう．子宮頚癌における照射範囲は図6に示すごとくであるが，いまこの照射を ^{60}Co 遠隔照射で試みるに，図8に相当する横断面における線量分布は図9の通りとなる．この面における線量分布を比較すると，同大のカムまたはシート型についてみると，計画した原線巣の輪廓が ^{60}Co では略85%～90%の領域に一致するのに対し，リニアクでは90%～95%に一致する．すなわちリニアクではより広い高密度部分が病巣部に分布する．尤も ^{60}Co でも予めカムを少し大きめに作ればこれは不可能ではないが，そうすると健康部に

図9　^{60}Co γ 線の子宮癌原体照射の線量分布

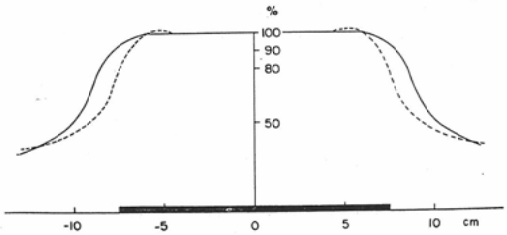


点線が計画上の照射領域（幾何学的線巣）である．これと図8と比較すると，リニアックの方が90%領域が幾何学的線巣に近い．

図10　線量傾斜の比較

（A）

図8及び9において，廻転中心を通り左右方向に相対線量値を比較したもの．実線は6 MeV X線，点線は ^{60}Co γ線による照射を示す．リニアツクの方が合理的である．



（B）

図8および9において，体の前後方向の線量傾斜を比較した．図の向つて左が体の前方，右が後方である．^{60}Co（点線）では後方(図の右側)で若干線量がおちているのはベッドおよびアングルの影響である．

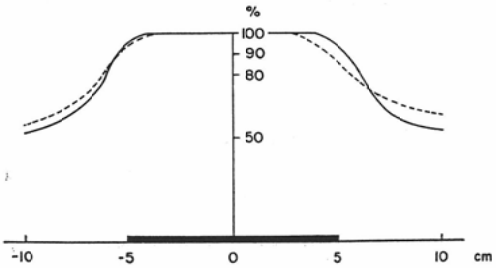
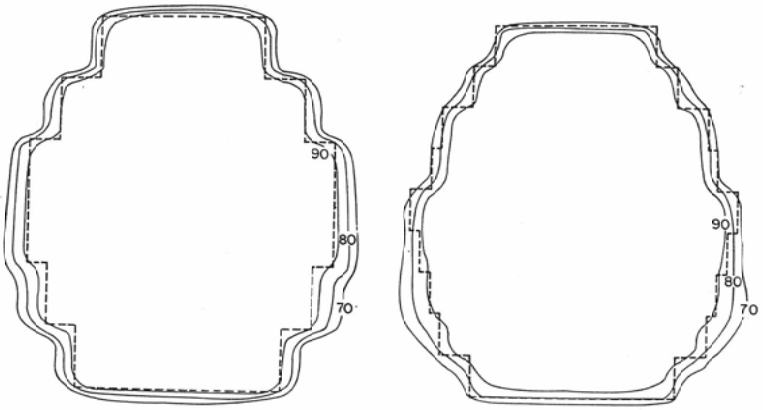


図11　前頭面の線量分布の比較



向つて右が ^{60}Co によるもの，左がリニアツクによるもの．点線が計画上の照射領域である．リニアツクの90%領域の方が計画に近い．

おける線量分布も高密度に傾く傾向があり得策ではない．次に線巣の長軸に沿うて線量の減少度を比較するに，95～85%（幾何学的線巣の境界部分）においては ^{60}Co は減少が大きいにも把らず，70～50%領域ではリニアクよりも線量がやや多いめに分布する．**図10**はこの状態を示した．次に頭前面における線量分布を比較すると**図11**となり，やはりリニアクX線の方が高密度部分が幾何学的線巣に近い．以上を綜合するとリニアクX線による原体照射は ^{60}Co のそれよりも一層目的に合つていると結論してよさそうである．

一方装置の方からみると，私共の ^{60}Co 装置の分割コリメーターの分割数は左右とも各18枚である．しかるにNECリニアクでは各6枚である．これは ^{60}Co では照射野を前頭面でみると略1cm間隔の段々のついている照射野を選べるが，リニアクでは3cm間隔の段のある，なり粗い変化の照射野しか選べないことを意味する．これは ^{60}Co に較べむしろマイナス面であるが，本装置の機構からみて，照射口の横にそれ程沢山のサーボモーターを組み入れることは甚だ困難で，無理にその様な多分割にすることによつて照射口周りの可易動性を失うおそれがあるからである．

2：本機構の特長：本器に附属せる原体照射機構は，高橋の指導により[1)4)]，深町と古川が設計し製作したものである[15)]．^{60}Co の場合と異なり幾

何学的線巣に関する情報を一担電気的信号に変換してコリメーター駆動を行なう点に特長があるが，原理的には勿論変るものではない．また原体照射中の分割コリメーターの各片の動きと，その電気回路を自動的にチエックする回路が附属し，制御盤上で視認できる点は，従来の製品に較べ進歩した点であろう．運転中に1チヤンネルでも動作異常があれば，異常のチヤンネルを指示すると共にX線放射が直ちに中断される様に設計されてある．原体照射をリニアクで行なうには絞り機構の他に本体の性能が重要であるが，この点本器はX線出力や廻転精度がそれ程の難がないので，今後円滑に臨床応用ができるものと思う．

要　約

愛知がんセンターに設置されたNECリニアクによる原体照射装置の機構，誤差試験，線量分布，^{60}Co によるそれとの比較などを述べた．本装置は左右各6枚の分割コリメーターを運動中にそれぞれ独立に駆動させる12チヤンネル方式で，6枚の幾何学的線巣シート型からの信号に従つて駆動する．この機構の各チヤンネルごとに誤差試験を行なつたところ，その綜合的な相対誤差は＋1.47%～－1.80%の間に分布した．次に子宮頚癌の場合についての線量分布を実測したところ，^{60}Co の場合よりも，線量高密度領域が幾何学的線巣に近く，93%領域が線巣と略一致した．線巣の長軸に沿う線量の減少度や前頭面における線量分布を ^{60}Co のそれと比較すると，リニアク原体照巣の方がむしろ目的に合うという結論を得た．

本論文の要旨は日医放会第30回中部地方会（41．2．20）および第25回日医放会総会（41．4．10）で発表した．本研究は厚生省がん研究助成金の援助によつて行なわれた．感謝の意を表す．

文　献

1) Takahashi, S.: Conformation radiotherapy. Rotation technique as applied to radiography and radiotherapy of cancer, Acta radiol. Suppl. 242, Stockholm, 1965.
2) 梅垣洋一郎；運動照射法の基礎的研究，第17回日医放会総会演説，昭33.
3) 高橋信次，北畠隆，森田皓三，大沼熙，岡島俊三；子宮癌の原体照射，日医放会誌20；2746～2753，昭36.
4) 高橋信次；^{60}Co 廻転照射における新しい工夫，臨床放射線，5；653～658，昭35.
5) 北畠隆，高橋信次，木戸長一郎，飯田博美；眼球を保護する脳下垂体の遠隔照射法，日医放会誌21：132～136，昭36.
6) 北畠隆，森田皓三，高橋信次；肺癌に対する原体照射の試み，日医放会誌21：189～196，昭36.
7) 高橋信次，北畠隆；癌の原体照射法，日本医事新報2204：21～24，昭41.
8) 北畠隆；放射線治療における線量分布の改善，日癌治療誌 1：58～63，1966.
9) 奥村寛，北畠隆；原体照射法の技術的検討，日医放会誌発表予定.
10) 北畠隆；愛知がんセンターにおける放射線治療設備，臨床放射線11：298～302，昭41.
11) 高橋信次，北畠隆，佐野朗；国産医療用ライナックの性能，Medical Apparatus Culture 7（7）：8～15，昭41.
12) 北畠隆，奥村寛，植田俊男，木村千明，高橋信次，山本千秋，中野伸平；日本電気6 MeV 医療用直線加速器，日医放誌 26/10.
13) 北畠隆，北川俊夫，母里知之，川島吉良，平松啓；子宮癌の原体照射，第24回日本癌学会演説，昭40.
14) 母里知之：子宮癌原体照射の再検討，発表予定
15) 深町荘彦，古川孝；リニアック原体照射コリメータ自動制御装置，NEC77：24～28，1966.