Osaka University Knowledge Archive

Title	ライナックグラフィー（医療用直線加速器の利用に関する研究 第2報）
Author(s)	立野, 育郎; 和泉, 長成; 竹田, 勇夫 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(2), p. 142-155
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20634
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

ライナックグラフィー

(医療用直線加速器の利用に関する研究 第2報)

国立金沢病院 特殊放射線科
立野育郎 和泉長成 竹田勇夫
放射線科
奥原政雄

(昭和43年9月19日受付)

Linacgraphy

By

Ikuro Tatsuno, Naganari Izumi and Isao Takeda
The Department of Radiotherapy, National Kanazawa Hospital, Kanazawa
Masao Okuhara
The Department of Radiology, National Kanazawa Hospital, Kanazawa

Fundamental and clinical studies on supervoltage roentgenography using Mitsubishi 6 MeV linac were carried out. We called this roentgenography as linacgraphy. Linacgraphy is important not only for radiotherapeutic collimation but also for radiographic diagnosis.

Following mechanical device for taking linacgraphy was characteristic. (1) The effective energy for the X-ray which is deduced from a measurement of half value layer with iron was 1.8 MeV. (2) Coil and magnet system for accelerated electron beam was installed to make small X-ray focal spot. (3) Loss time after switch on photography was only 0.1 second and exposure time was within one second. (4) Electronics timer in which every 0.05 second is graded between 0 to 1 second showed good reproduction. (5) A.F.C. (Automatic Frequency Control) worked well by the adjustment not only in the therapeutic dose range (300—200 R/min/m) but also in the photographic dose range (80—30 R/min/m). (6) The acryl plate of 0.5 cm thickness was marked with lead at every 1 cm on the isocentral plane. This plate was used for field collimation and correction. (7) Cassette holder was available at the bed to take linacgraphy on the vertical and horizontal direction.

Following studies on the photosensitive materials was performed. From the standpoint of contrast and sharpness (grain) of the linacgram and exposured dose on the human body, two combinations of screens and film showed good results. (1) 0.5 mm L.F. screens and medical X-ray film (Fuji KX or Sakura New Y Type). (2) The Kyokko GS screens and industrial X-ray film (Fuji No. 100 or Sakura RR Type). Resolution was determined by Burger phantom experiments and corresponded to the X-ray picture taken by the conventional X-ray apparatus of 60 KVp and 0.3 mm focus size. Finally we decided following condition as one standard for taking linacgraphy. Exposure time: around 0.5 second, exposured dose on the film: 230 mR.

Clinically, the irradiation field was corrected by the help of mark on the linacgram for field collimation. In linacgraphy of the head and neck region, the nasal sinuses, pharynx, oral cavity, larynx were

clearly shown without any superimposed bony shadow. Also, lung field which is superimposed with clavicule, ribs, heart and diaphragm on the conventional chest film were well revealed on the linacgram. Highly radioopaque lung on the conventional chest film demonstrated the interior structure if air is kept in the lung. Since linacgraphy of head and neck region and chest have these characteristic advantages, it was found to be most useful for the radiographic diagnosis of malignant tumor. In the abdominal region, pneumo-gastrointestinal or pneumoperitoneal linacgraphy was adopted. Abdominal masses was clearly contrasted with air or gas.

1. はじめに

放射線治療に際しての照準の確認には，治療機本体による照準撮影が理想的であることはいうまでもない．このために，奥原・立野らは，従来から ^{60}Co 装置による γ 線撮影を行つてきている[1]．^{60}Co-ラジオ・グラフィでは光電吸収による骨の影響が少なくなるので，空気と軟部組織(水)とのコントラストを保持しながら，骨陰影をほとんど消し去ることができる診断的特徴を持つているが，一般には ^{60}Co 線源の径が大きいため鮮鋭な像が得にくかつた．そこでわれわれは，6 MeV 医療用ライナック（LAS-M 2 型，三菱重工製）による超高圧X線撮影—ライナックグラフィ—のための撮影機構を開発，研究し，超高圧X線による撮影を意図した．LAS-M 2 型は焦点が小さく，線量調節が容易で短時間撮影ができるので，^{60}Co-ラジオ・グラフィに比べて鮮鋭な像が得られるはずである．しかし一方，ライナックグラフィはX線が連続スペクトルであり，また増感紙，フィルムなどが超高圧用に開発されていないため，コントラストの点で見劣りがする．われわれは，このような欠陥を克服して，超高圧X線写真撮影を検討開発し，特長ある診断的意義をみとめた[2)3)]．

2. 装置の機構および計測データー

本装置は治療機として開発されたものであるが，写真撮影に特に関係ある機構，装備している計器とそれらの計測データーについて述べる．

2.1 X線実効エネルギー：6 MeV に加速された電子が，焦点に当つて発生するX線の鉄半価層は 2.0cm であるので，X線実効エネルギーは 1.8 MeV である[4]．

Fig. 1. Block diagram of coil system and magnet system of Mitsubishi 6 MeV Linac.

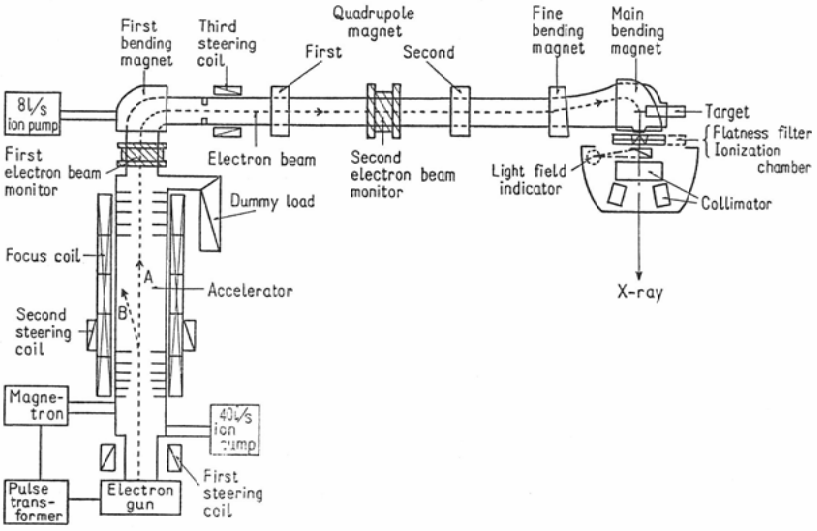
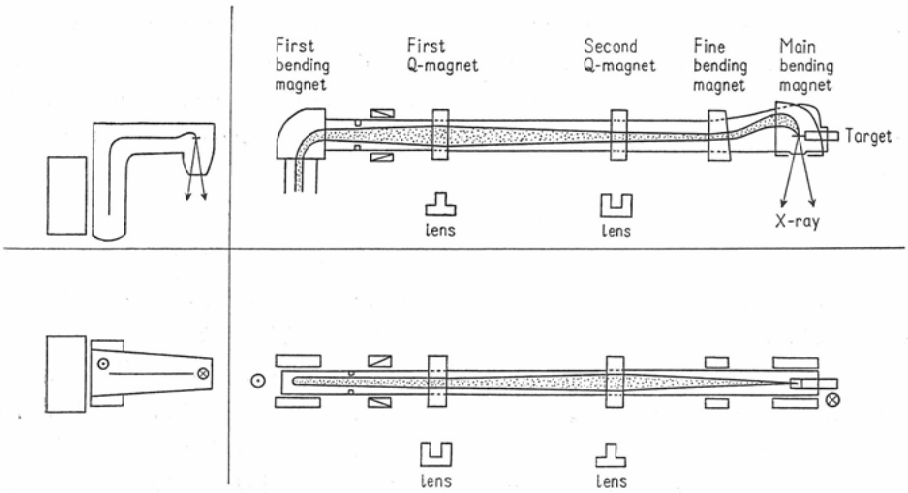


Fig. 2. Schema of bending, convergence and divergence of electron beam and generation of X-ray.



2.2 磁石系ならびに焦点：本装置の磁石系(図1)は,治療上はもちろんのこと,写真撮影には重要な因子となる小焦点の形成に役立つている.

電子ビームは 180° 偏向方式となつていて，この電子ビームの集束と 180° 偏向は，図2に示すように次の磁石系が作用する[5]．垂直面内の集束，偏向には，第1偏向磁石 (First bending magnet),第1四極 (First Q-magnet)，精偏向 (Fine bending magnet)，および主偏向 (Main bending magnet) の磁石が作用し，水平面内の集束は，第2四極磁石 (Second Q-magnet) が作用する．このように各磁石の磁場の作用により電子光学的作用を受け，光学レンズが収斂したり発散したりするのと同様な原理となる．特に2対の四極磁石は，同構造の電磁石であるが，第1と第2の磁場極性を 90° ずらすことによつて，まつたく逆の凹，凸レンズの動作を成し，電子ビームを収斂，発散させる．この四極磁石の後，精偏向および主偏向磁石で電子ビームを調整して，ターゲット上に小焦点を形成させる．

この焦点がどれ位かを，線ペネトラ法，ピンホール法で測定した結果，約1 mmφ であつた[4]．このような小焦点であることから推察すると，前述の磁石条件が十分に電子光学的効果を上げている結果であると思われる．

また，各偏向磁石の前後で，電子ビームの状態をビーム・モニターで検出して，ビームの調整を行うことができる．

2．3撮影機構：本装置は治療機として開発されたものであるが，特にわれわれは， 1.0sec 以内の短時間撮影ができるように開発した．

治療時においては，照射入りのスイッチ・オン直後から設定（規定）線量に達するまでの時間が 3.2sec かかる．この時間では，われわれが目標とする 1.0sec 以内の短時間撮影の時間としては長時間過ぎる．そこで，このスイッチ・オンから設定線量に達するまでの時間をできるだけ短時間にするように次の機構を開発した．

まず，照射から撮影に切換えることにより，第2ステアリング・コイル磁場を強力に作動させ，治療時における電子ビームの軌道を，その設定軌道（図1，A方向）からはずし，X方向（図1・B方向）に振らすようにした．この作用により，撮影スイッチ・オンで電子ビームは出ているが，設定軌道からはずされているので，ターゲットまで行かないからX線は発生されない．

次に，第2ステアリング・コイル回路のリレーが働き，X方向に振れていた電子ビームはコイル磁場電流値が，設定値の99.8%に達すると，設定軌道にもどりタイマーが働き，X線が設定時間だ

け放射される．

このような機構にすることにより，撮影スイッチ・オンから前記の設定電流値の99.8%に達するまでの時間は 0.1sec という短時間になり，われわれが目標とする 1.0sec 以内の撮影ができるようになつた．このことは，被写体の動揺を防ぎ，写真の鮮鋭度をも上げることができた．

2.4 撮影タイマー：操作盤上に，照射用タイマーとは別個に撮影用タイマーが装備されている．（図3）タイマーの時間目盛は，0～1.0secまで0.05 sec 刻みに目盛られ，エレクトロニクス・タイマー（ナショナル製 No.1236）である．

Fig. 3. Linacgraphic timer (↑) and therapeutic timer (↑↑).

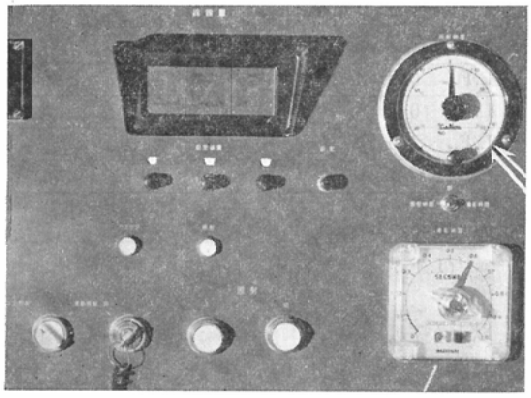
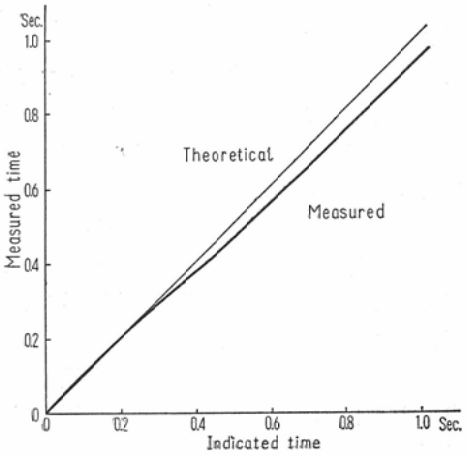


Fig. 4. Calibration curve for electronics timer (National No. 1236), measured by cycle-counter (YEW-CY Type).



この時間目盛が正確かどうかをサイクル・カウンター（YEW—CY型— 006A21）で調べた．その結果を図4に示す．誤差は 0.05 sec であつたが，この値は実用上差支えないものと思われる．

2.5 線量率の設定：写真撮影時に設定する線量率は，操作盤上にある照射時の繰返し設定ボリュームを共用している．このボリュームは，15 R ～ 500 R/min/m まで任意に設定できるが[4]，撮影では小線量が主となるので低い繰返し設定となる．したがつて，A・F・C（自動周波数制御装置）の作動範囲も治療時の 300R ～ 200R/min/m から撮影時の30R～80R/min/m まで鋭敏に作動するように調整して置く必要がある．

2.6 写真撮影のための器具：治療機本体で治療のための照準撮影や超高圧による診断のための撮影が，患者に無理な姿勢を取らすことなく治療時の姿勢のまま撮影できるように装備した．

a）照準用目盛板：放射線治療に際して，照準の確認には，治療機本体による照準撮影が理想であり，合理的である．また，指示照射野と実照射野の一致も，重要なことである．この両者を満たすためわれわれは，治療機本体で照準写真撮影を行つている．

シャドー・トレー下面に，図5で示すような目盛板をはめ込んで照準撮影を行う．この目盛板は，アクリル板（厚さ5 mm）へ，アイソセンターで1 cm間隔になるように鉛（1 mmφ × 5 mm）を中央部に埋め込んだものを使用している．

Fig. 5. The acryl plate which is marked with lead is attached on the shadow-tray.

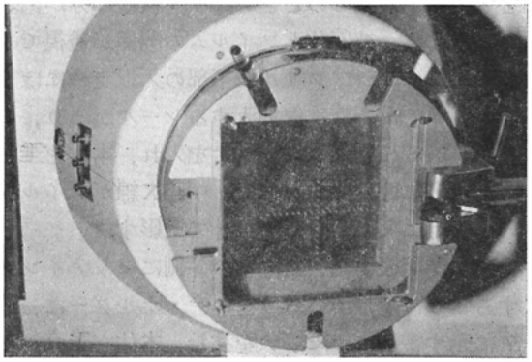


Fig. 6. Cassette holder for vertical projection.

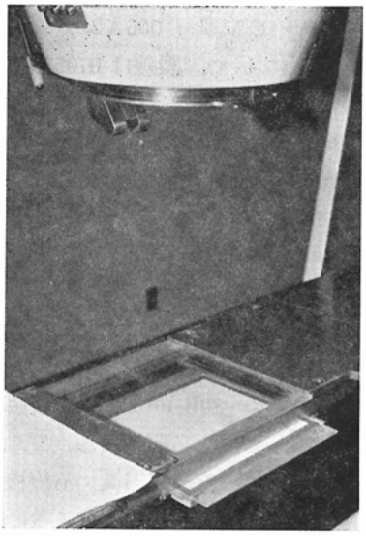
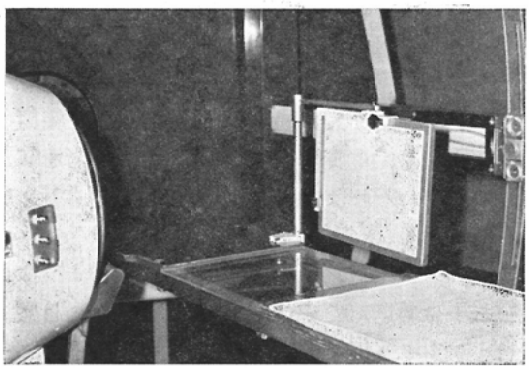


Fig. 7. Cassette holder for horizontal projection.



b）正・側面像撮影器具：正面撮影は，治療台の天板の一部を30×35cmに切り抜き，ここにアクリル板（厚さ5mm）をはめ込み，この板の中央部へ常に撮影部位が来るようにして患者の位置決めをする．位置決めのときアクリル板の部分があることにより，被写体とフイルムの関係が透視できて便利である．アクリル板下部の天板支柱には，カセッテ・ホルダーを挿入するレールがあり，ここへ，図6のようにカセッテを入れ，本体を垂直とし患者に仰臥位をとらせ，中心X線がフイルムの中央部に入射するようにして撮影する．

次に側面撮影は，治療台の外側にセッテイングするようになつているカセッテ・ホルダーに，図7に示すようにカセッテを挾む．本体を垂直から水平位置へ廻転し，被写体はフイルム中央部に置き，中心X線がフイルム面に垂直に入射するようにして撮影する．

3. 撮影条件の決定

3.1　増感係数の測定：超高圧用増感紙は，まだ開発されていないが，金属蛍光増感紙 GS (Kyokko)，金属増感紙[6] L.F. (Lead Foils) 0.3mm，0.5mm，1.0mmの各増感紙に工業用X—レイ・フイルム Sakura RR を組合せて，フイルム濃度 1.2における増感係数を求めた[7]．結果は表1に示す．

Table 1. Comparison of intensifying screens

Kind of screens	Intensifying factor (at film density; 1.2) Non-screen type (Sakura RR or Fuji #100)
No screen	1
L.F. 0.3 mm	2
L.F. 0.5 mm	2.1
L.F. 1.0 mm	1.8
GS (Kyokko)	10
Toshiba (Trial production)	10.3

(L.F.: Lead Foils)

以上から

a）L.F. 増感紙は 0.5mm附近が限度である．

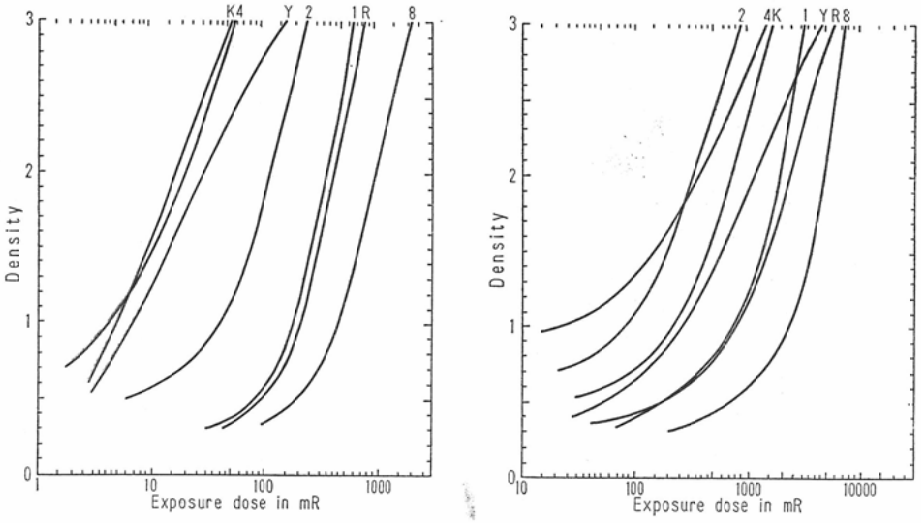
b）蛍光増感紙を用いると露出は少くてすむが，L.F. 増感紙に比べて粒状性が悪るい．

a）b）の2点から L.F. 増感紙では 0.5mm，被曝線量を少くすることを考えるときは，蛍光増感紙GSを用いることにした．

3.2　フイルム特性曲線：X—レイ・フイルムの中で，どのフイルムが超高圧に適するかを探求するため，工業用X—レイ・フイルム Fuji #80, #100, #200, #400, Sakura RR および医療用X—レイ・フイルム Fuji KX, Sakura New Y Type の各種フイルムに，増感紙 GS, L.F. 0.5mm を組合せて，各フイルムの特性曲線を求めた[7)8)]．結果は図8（A），（B）に示す．

被曝線量，コントラストおよび粒状性を総合して考察すると，次のようなフイルムと増感紙の組合せがよい．

Fig. 8. Characteristic curve



(A) Screens: GS (Kyokko)

Industrial X-ray film

4 ……Fuji #400　　8 ……Fuji #80

2 …… 〃 #200　　R……Sakura RR Type

1 …… 〃 #100

(B) Screens: L.F. 0.5mm

Medical X-ray film

K……Fuji KX

Y……Sakura New Y Type

Table 2. Pb-filter experiments

Dose (R/min)		Thickness of Pb-filter (mm)	(1) Narrow beam	(2) Wide beam	(2)/(1)
A ; Perpendicular irradiation	Pb-filter	0	72.6	121.0	1.66_7
	Pb-filter (Single type)	2	66.0	109.0	1.65_2
		3	62.8	105.0	1.67_1
		4	62.0	103.0	1.61_0
		5	58.8	99.0	1.68_2
	Pb-filter (Sandwich type)	2	66.0	120.0	1.81_8
		3	62.8	117.0	1.86_1
		4	61.4	115.0	1.87_1
		5	58.0	110.0	1.89_6
B : Horizontal irradiation (right to left)	Pb-filter	0	69.4	121.0	1.74_2
	Pb-filter (Single type)	2	62.8	111.0	1.76_5
		3	59.4	106.0	1.78_4
		4	58.0	102.5	1.76_8
		5	56.2	99.0	1.76^1
	Pb-filter (Sandwich type)	2	62.0	122.5	1.97_4
		3	59.6	120.0	2.01_2
		4	58.0	117.5	2.02_6
		5	55.4	113.0	2.03_9

a) L.F. 増感紙 0.5mmには，医療用X—レイ・フイルムFuji KX (Sakura New Y Type)

b) 蛍光増感紙 GS には，工業用X—レイ・フイルム Fuji # 100 (Sakura RR Type)

以上の組合せで撮影した写真を図9(A)，(B)に示す．図からも判るように，これらの写真は十分に診断に適応できるものである．

3.3　Pb-Filter の効果：われわれは，^{60}Co-ラジオ・グラフイ[1]では，被写体や床および側壁から2次線を除去するために Pb-Filter を，被写体とカセッテの間およびカセッテの裏面に挿入して，その効果を上げてきたが本装置においても Pb-Filter の効果について検討した．

a) Pb-Filter による2次線除去効果：水フアントーム（10×30×40cm）を用い，このフアントームをワイド・ビーム（フアントーム底面で照射野30×25cm）とナロー・ビーム（フアントーム底面で照射野 2.5× 2.5cm）で照射し，そのときの線量を図10に示すように，フアントームと治療台の間に挿入したラドコン・プローブ 607で測定した．

Pb-Filter は，厚さ2，3，4，5mmを用い，フアントームと線量計および線量計と治療台の間に挿入し，Pb-Filter の厚さによつて線量が如何に変るかを調べた．まず本体を垂直にして照射した場合は，表2・Aのようになる．

但し，ナロービームのときの線量は直接線によるものとすると

$$\frac{(2)}{(1)}=\frac{I_D+I_S}{I_D}\qquad\left(\text{但し，}I_D=\text{直接線},\ I_S=\text{散乱線}\right)$$

と考えられる．

次に本体を水平にし，前記と同条件で線量の変化を調べた結果，表2・Bに示すようになつた．

以上から，ファントームからの散乱，床および

Fig. 10. Experiment of Pb-filtration

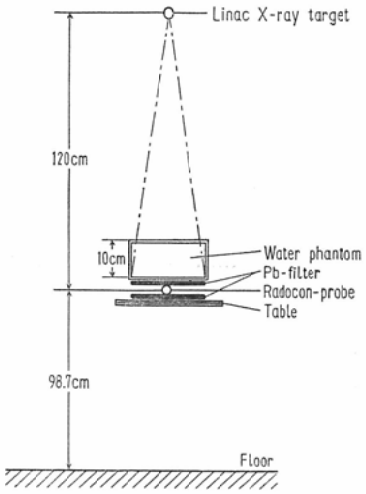


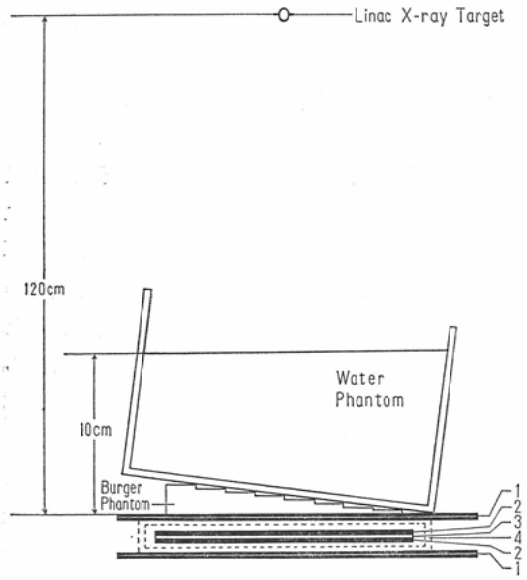
Fig. 9. Comparison of linacgram taken by two combinations of screens and film.

(A) The Kyokko GS screens and Fuji No. 100 industrial X-ray film.　　(B) 0.5mm L.F. screens and Fuji KX medical X-ray film.

側壁からのバック・スキヤツターによる影響は余り無く，Pb-Filter の効果もみとめなかつた．

b) Burger Phantom による解像能力：Pb-Filter によつて解像力がどれ位良くなるかを図11に示すような方法で調べた．水ファントーム（20×20×20cm）とカセッテの間に Burger Phantom を置き，X線を水ファントーム底面で照射野20×20cmとして照射した．Pb-Filter は，Burger phantom とカセッテの間およびカセッテを挾むようにして置いた．X—レイ・フイルムは，工業用 Fuji #100，医療用 Fuji KX を用いた．この結果を

Fig. 11. Phantom experiment



1: Pb-Filter (t=2mm)　2: Screens
3: Film　4: Cassette

Fig. 13. Results of phantom experiment

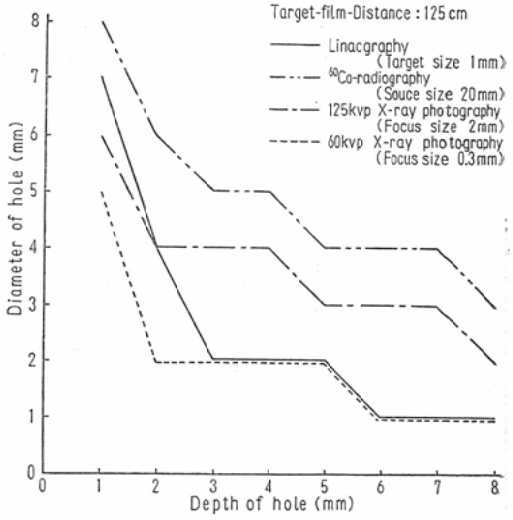
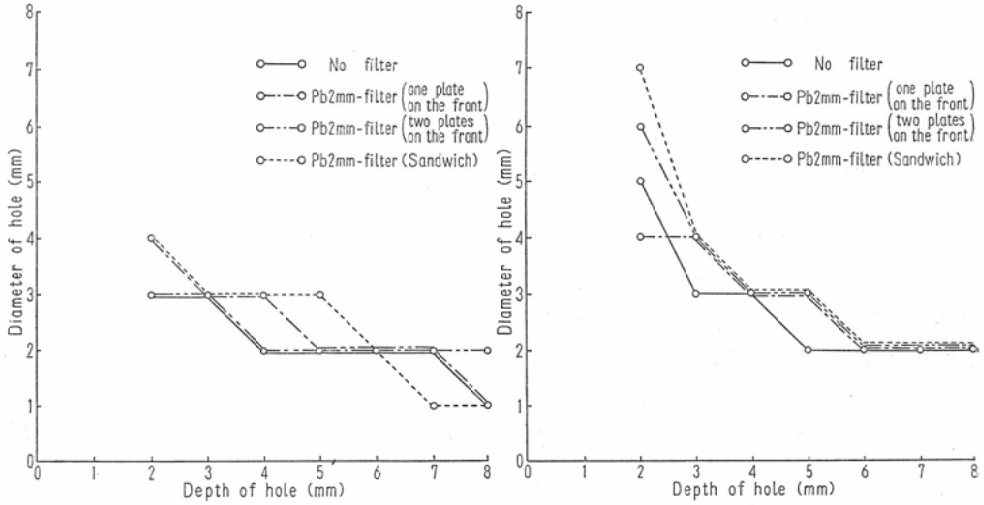


Fig. 12. Effect of Pb-filtration (Phantom experiment)



(A) X-ray film: Industrial Fuji #100
Screens: GS (Kyokko)

(B) X-ray film: Medical Fuji KX
Screens: L.F. 0.5mm.

プロットすると図12（A），（B）のようになる．図からも判るように Pb-Filter による解像能力の差は余り認められなかつた．

また，本装置と他種撮影装置との解像能力の比較を前記と同条件で行なつた結果，図13に示すようになつた．これより ^{60}Co 装置よりもすぐれ，だいたい60kVp，焦点 0.3㎜のX線撮影装置に匹敵することが判つた．

3．4　撮影条件：診断面での写真適正濃度は 1.2～ 1.5である．この適正濃度を得るため，自動現像機を用いて現像のばらつきを少くした．フイルムの特性曲線，被写体吸収係数などから，撮影条件を求めると標準体格の条件表は，表3に示すようになる．露出時間は，A.F.C.（Automatic Frequency Control）の応答性，線量安定度などから 0.5 sec 前後が最適のように思われる．なお，フイルムにおける被曝線量は工業用X―レイ・フイルムで 230mR である．

Table 3.　Condition to take linacgraphy
Exposure time：　0.5 sec.
T.F.D.：　120 cm

Region		Intensifying screens	Film	Output (R/min/m)
Head	frontal	GS	# 100	84
		L.F. 0.5㎜	KX	100
	lateral	GS	# 100	76
		L.F. 0.5㎜	KX	91
Neck	frontal and lateral	GS	# 100	53
		L.F. 0.5㎜	KX	63
Chest	frontal	GS	# 100	60
		L.F. 0.5㎜	KX	72
	lateral	GS	# 100	80
		L.F. 0.5㎜	KX	96
Abdomen	frontal	GS	# 100	84
		L.F. 0.5㎜	KX	100

（L.F.：　Lead Foils）

4.　ライナックグラフィの実例

4．1　照準写真：指示照射野と実照射野のサイズおよび照射範囲の確認は，必らず目盛板を使用した照準写真にもとづいて行われる．修正は，腫瘍面（腫瘍の平均深度をアイソセンターにおく）における1㎝間隔の目盛を基準とする（図14，15，16，17）．

例1は鼻咽腔の Angiofibroma（図14），例2は肺門部癌で（図15），いずれも腫瘍が確実に照射野内にあることを示し，例3は乳癌術後の腋窩鎖骨上下窩の予防照射と，しかも肺への被曝のないことの確認であり（図16），例4は子宮頚癌の Manchester 法によるRa 治療後，子宮頚部とA点を遮蔽した骨盤照射の照準である（図17）．

4．2　頭頚部

鼻腔，副鼻腔，咽頭，口腔，喉頭などは普通X線写真（以下ＣＸＰと略す）では骨陰影のために明瞭にし難いが，ライナック・グラフイの写真（以下ＬＸＰと略す）では，骨陰影が淡くなるのでそれらの陰影にさまたげられることなく，これら上部気道とその軟部組織の状況がきわめて明らかとなり，特に悪性腫瘍の診断に適している．

（例５）咽頭癌

ＣＸＰでは変化をみとめないが（図18・ａ），ＬＸＰでは上咽頭より中咽頭後壁におよぶ腫瘍のために咽頭がほとんど閉塞されていることを示す（図18・ｂ）．

（例６）左上顎癌

左上顎洞は腫瘍により完全に占有され，さらに左鼻腔によで侵潤が及んでいる（図19）．

（例７）喉頭癌

右声帯，右仮声帯の腫大による気道の左方への圧排を示し，右梨子状窩は腫瘍陰影でおきかえられている（図20）．

（例８）喉頭癌

喉頭蓋の巨大な腫瘤がみとめられる（図21）．

（例９）喉頭癌

喉頭後壁より喉頭蓋におよぶ侵潤（図22）．

4．3　胸部

1）鎖骨，肋骨などの骨陰影がきわめて淡くなるので，ＣＸＰでこれらにかくされた肺野の病変が明らかとなり，2）著しい不透明肺でも内部に空気があればその構造を鮮明にし，3）さらに，心陰影，横隔膜陰影に重複する病変も明瞭に認められ，また，4）椎骨影もほとんど消失して，気

Fig. 14. Field collimation, angiofibroma of nasopharynx.

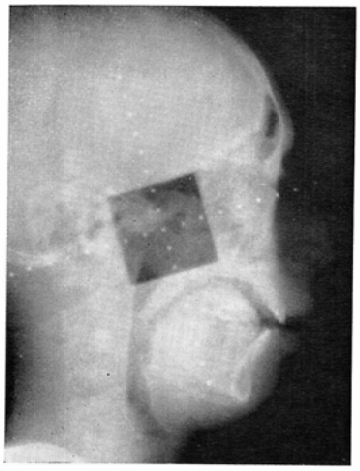


Fig. 15. Field collimation, lung cancer.

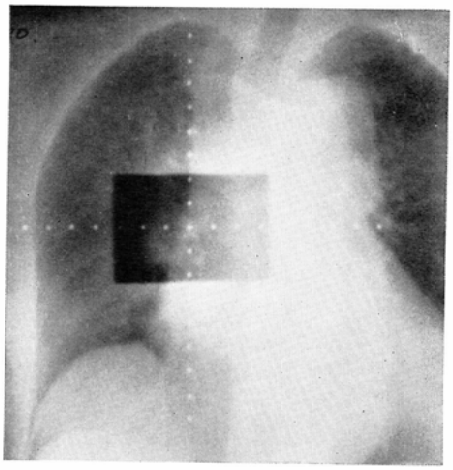
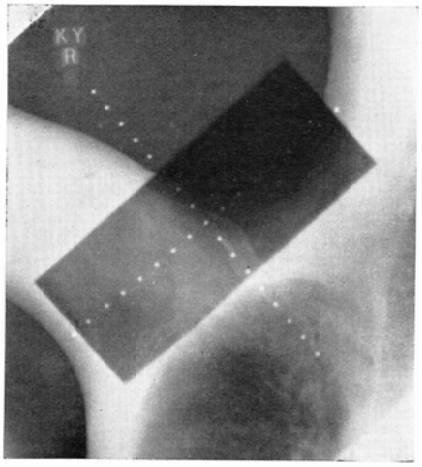


Fig. 16. Field collimation, after operation of breast cancer.



Fin. 17. Field collimation, after Ra treatment of cervix cancer.

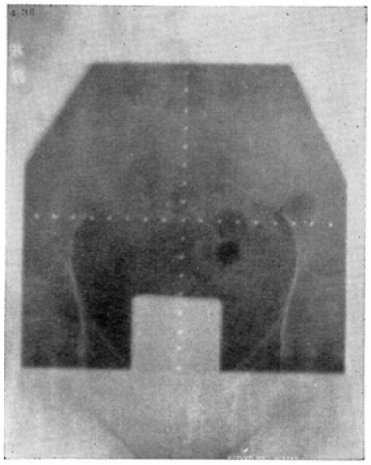
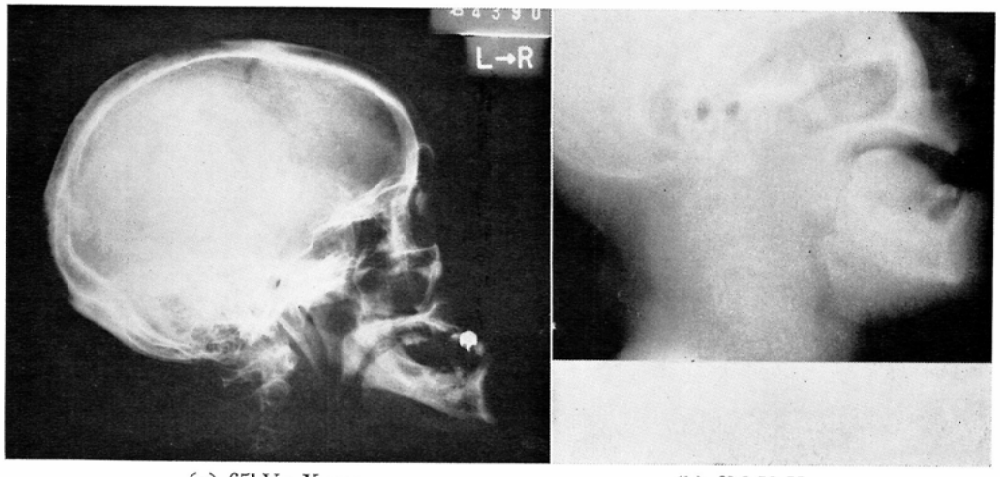


Fig. 18. Pharyngeal carcinoma, showing tumor of epi-and mesopharynx in (b) but not in (a).



(a) 65kVp X-ray (b) 6MeV X-ray

Fig. 19. Maxillary cancer, tumor in the left maxillary sinus and its invasion into the left nasal cavity.

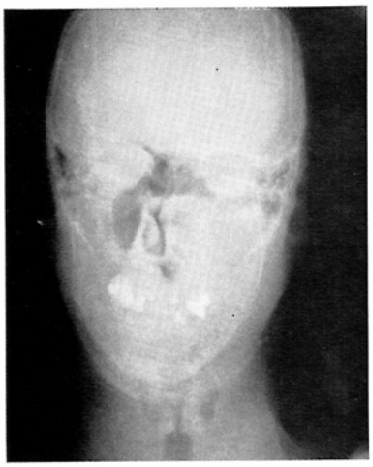


Fig. 20. Laryngeal cancer, deviation of air way toward left by the tumor of right false and true cord and no showing of the right pyriform sinus.

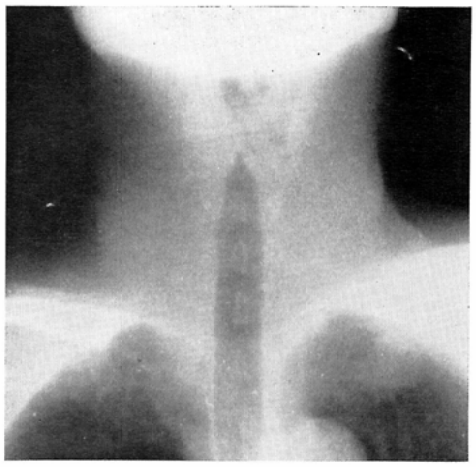


Fig. 21. Laryngeal cancer, huge mass of epiglottis.

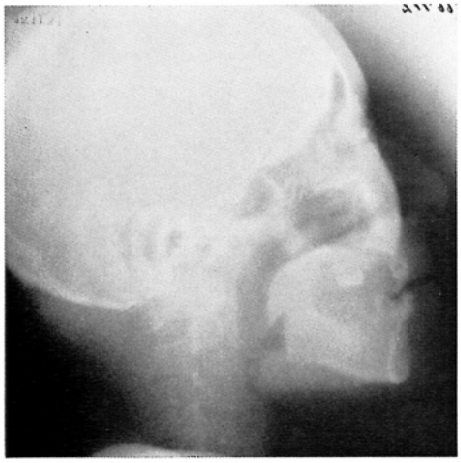


Fig. 22. Laryngeal cancer, epiglottic tumor extending to posterior wall of larynx.

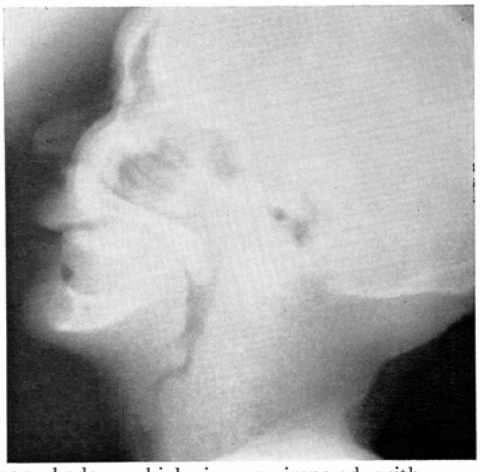
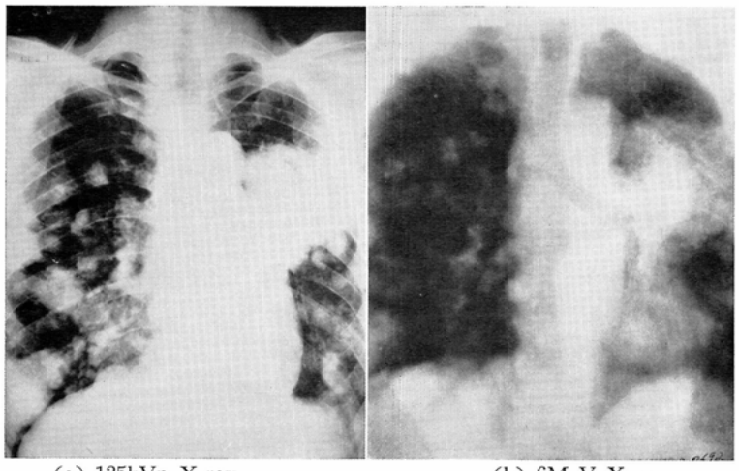


Fig. 23. Lung metastasis from stomach cancer. Tumor shadow which is superimposed with clavicule, rib, heart and diaphragm are clearly shown in (b) but details of other metastatic pattern are superior in (a).



(a) 125kVp X-ray (b) 6MeV X-ray

Fig. 24. Lung cancer and pleuritis carcinomatosa. Pleural effusion and tumor in the lung field are well shown.

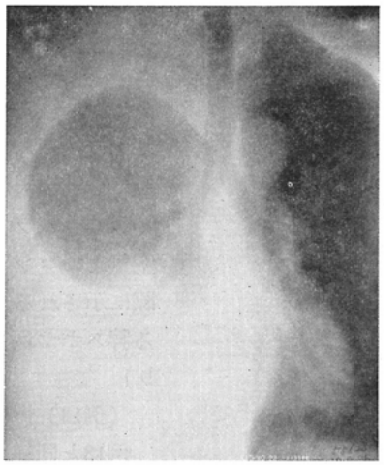
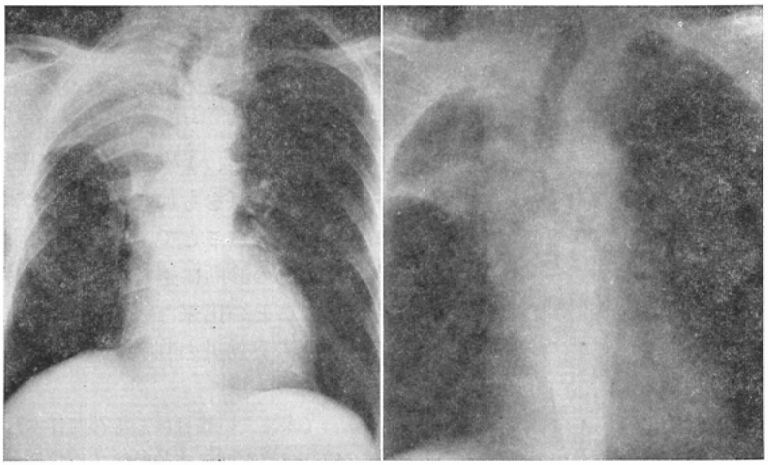


Fig. 25. Lung cancer, radioopaque area of the right upper lung in (a) reveals the interior structure of lung, dilatation of vena cava superior, bronchus and hilar region in (b).



(a) 125kVp X-ray (b) 6MeV X-ray

Fig. 26. Banti's syndrome, splenomegaly clearly shown by pneumo-gastrointestinal linacgraphy correspond with MHP splenic scan.

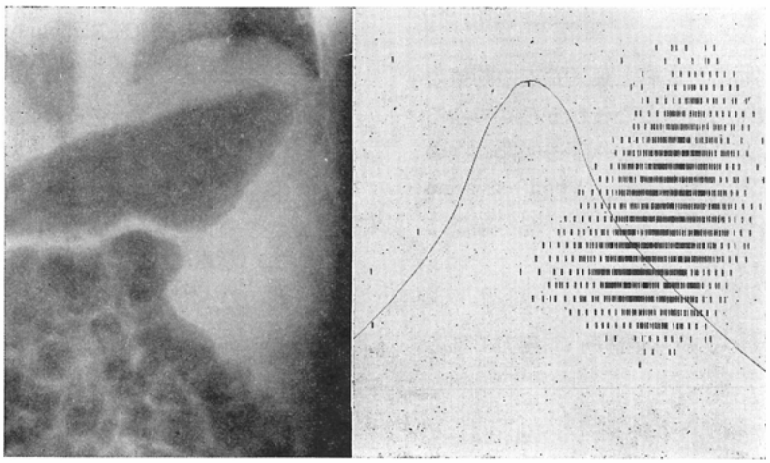


Fig. 27. Chronic myeloic leucaemia. Splenomegaly are shown by pneumo-gastrointestinal linacgraphy.

管および気管支を中心とした上部縦隔洞，肺門部の病巣が断層写真よりも一層明確にみとめられ，5〕中央陰影内の大動脈，横隔膜の形状と走行が追跡しやすく，下部縦隔洞の病変も捉えやすい．

（例10）胃癌の肺転移

ＣＸＰ（図23・ａ）とＬＸＰ（図23・ｂ）を比較すると，鎖骨と肋骨にかくれたものと，心陰影，横隔膜陰影に重複する転移像はＬＸＰで明瞭であるが，それ以外の肺野の転移微細像の描出については，ＣＸＰがまさつている．

（例11）肺癌ならびに癌性胸膜炎

ＣＸＰで著明な右胸水をみとめ，右肺の状況はほとんどみとめることが出来ないが，ＬＸＰ（背臥位）では，胸水貯溜の状況と右肺野，特に胸水に接して腫瘤陰影が，さらに右気管支の圧迫狭窄像が明らかである（図24）．

（例12）肺癌

ＣＸＰでは，腫瘍による右上葉気管支の閉塞のため，右上葉の無気肺がみとめられるだけであるが（図25・ａ），ＬＸＰでは，この不透明像の中の肺の内部構造が鮮明に描出され，Vena cava superior の努張，気管および気管支の状況が確認できる（図25・ｂ）

4.4　腹部

腹部臓器にたいする造影剤診断は無力であるが，腸ガスがあればガスとのコントラストにおいて腫瘤を描出できる．さらに胃，腸，腹膜腔などに空気を注入して撮影を行うと，腹部腫瘤と空気とのコントラストにおいて，腫瘤を描くことができる．

（例13）バンチ症候群

胃および大腸（小腸）に空気を注入して脾のライナックグラフイを行うと，脾とこれを取り囲む空気とのコントラストのために，脾腫の形状が明瞭に示される（図26・ａ）．これはMHP-203による脾スキヤニング[9]の脾腫像と一致する（図26・ｂ）．

（例14）慢性骨髄性白血病

例13と同様の手技の撮影で，脾腫の形と大きさが描出されている（図27）．

5．結　び

われわれは，ライナック グラフイ の ための6 MeV ライナックの機構，設備の開発と，撮影法に対する種々の研究を行つた．

その結果，ライナックグラフイの特長を一言にして云うと，1枚の写真で高圧撮影の利点と断層撮影の利点をも加味したニユアンスの鮮明な写真が得られることで，特に頭頸部ならびに胸部の悪性腫瘍の診断に適し，また，治療上では，日常欠かすことの出来ない照射部位の確認と修正，ならびに治療効果の判定に果す役割がきわめて大きい．

（本論文の要旨は，第26回日本医学放射線学会，第23回及び第24回日本放射線技術学会においてそれぞれ発表した．）

文　献

1）奥原政雄他：^{60}Co-Radiographyの診断的応用．臨床放射線，9(4)：266—276, 1964.
2）立野育郎他：ライナックグラフィーの診断的意義，日本医事新報，No. 2265, 21—24. 1967.
3）立野育郎他：三菱医療用ライナック LAS-Mの実用性能，三菱重工技報，4(6)：1—8, 23—33, 1967.
4）立野育郎他：6 MeV 医療用ライナックの諸特性（医療用直線加速器の利用に関する研究　第1報），日医放誌，28(11)：1510—1520, 1969.
5）佐野朗他：三菱医療用ライナック LAS-M，三菱重工技報，3(5)：1—12, 1966.

6) Mattsson, O.: Practical photographic problems in radiography, (訳書), 克誠堂 (東京), 48—50, 1960.
7) 菊地真一他：科学写真便覧, 上, 503—518, 丸善 (1960).
8) NBS Hand Book 57 : Photographic dosimetry of X- and Gamma rays, 10—22, 1954.
9) 立野育郎他：^{203}Hg 標識MHPによるスキャニングに関する諸問題, 第1報, 核医学, 4 (3, 4): 159—167, 1967.