



Title	乳房の低圧撮影法に関する基礎的研究
Author(s)	山崎, 武; 浜田, 辰巳; 三浦, 貴士
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 27(4), p. 453-470
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16255
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

乳房の低圧撮影法に関する基礎的研究

大阪大学微生物病研究所臨床研究部放射線科（主任：三浦貴士助教授）

山崎 武，浜田 辰巳，三浦 貴士

（昭和41年11月7日受付）

Technical Problems on Low-voltage Radiography of the Breast

by

Takeshi Yamazaki, Tatsumi Hamada, Takashi Miura

Department of Radiology, Osaka University Research Institute for Microbial Diseases
(Director: Assist. Prof. T. Miura)

Aiming at the standardization of mammography technique for the Japanese, an experimental study was conducted concerning soft tissue radiography. As a result, the following conclusions were obtained.

1)a. Within the range of 5–20 KeV, μ (cm^{-1}) of muscle, blood and water, decrease in the order mentioned.

b. Within 12–17 KeV, μ of acrylic is about 10% larger than the average μ value of (muscle, blood & water) group and fat.

c. The measured μ values in the present research coincide approximately with the measured value of Dr. Jacobson and Knauer²³⁾ but is smaller than the calculated value of Dr. Spiers.⁴⁷⁾

2)a. Within 12–17 KeV, x-ray absorption by cassette's front, film itself and, particularly, front screen is considerable.

b. Development of the single screen and single emulsion technique is advisable.

c. Between 30–100 cm FFD, deviation from the inverse square law is 5–20%.

3)a. With screen (Kyokko BS, abbreviated below as “+BS”), the gradient at the low-density part of the characteristic curve (average gradient at D=0.5, 1.0 is abbreviated as $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$) increases even of industrial x-ray film (Sakura type R, RR equivalent to Kodak M, AA).

b. By +BS (1/2 BS=Single BS is made by placing either BS front or back behind the film), the speed of R, RR may be increased.

c. In case of +BS, when the speed of the films combined is slower, the intensifying factor is smaller.

d. In case of +1/2 BS, the speed is not much different as compared with +BS, but the γ value decreases while $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$ becomes somehow smaller.

e. $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$ is in the order of R(RR)+BS>Y+BS \geq R(RR) No screen>Y No-sc (Y=Sakura new Y type, ordinary medical x-ray film).

f. The difference of $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$ between R, RR, Y is smaller than that of γ value with No-sc, and difference of γ value between R, RR, Y, also becomes smaller by +BS.

4)a. In case of No-sc, the relative speed between R, RR, Y may be constant within 12–20 KeV.

b. The speed of No-sc film increases linearly against the energy (KeV) within 12–20 KeV.

c. In case of +BS (3 mm Bakelite Cassette), the speed is nearly constant within 12–17 KeV.

5)a. With the equipment of glass-window tube no filter used, x-ray energy (KeV) was experimentally given by

$\text{KeV} = 0.15 \text{ kVp} + 11$.

- b. Within 12–17KeV, KeV lowers little even if kVp is made to lower.
 - c. At low kilovoltage, kVp value does not tell much of the x-ray energy.
- 6)a. Within 12–17KeV, x-ray out-put from the glass tube no filter is approximately proportional to $(\text{KeV})^{6.3}$, $(\text{kVp})^{1.7}$, correcting the space charge effect.
- b. X-ray out-put and mAs are approximately in a linear relation.
 - c. The inherent filtration of the glass tube is nearly equal with a Be-window tube+Al 0.8 mm filter.
- 7)a. With a test chart, consisting of Pt powder, razor and acrylite block, resolution was examined.
- b. Resolution of R(RR) No-sc differs little with that of R(RR)+BS (1/2 BS), when geometry is not good.
 - c. Except in the state of near contact, resolution is little different between R,RR, Y No-sc.
 - d. Combined with any of R, RR, Y +1/2 BS shows higher resolution than +BS.
 - e. Any of R, RR, Y +BS (1/2 BS) may show higher resolution than with No-sc depending upon geometry.
 - f. When the same screen BS is used, the resolution is higher as the intensifying factor for the film is smaller.
 - g. Good geometry is the most essential factor for the resolution of mammogram.
 - h. The stripes pattern (width approximately equal to Geometrical Unsharpness U_g) similar to "Spurious Resolution" appears, in case of R(RR) No-sc. This phenomenon may be responsible for the false diagnosis of fine structures in the breast.
- 8)a. Acrylite, 3–6 cm (average 4.5 cm) thick, may be a proper phantom for the Japanese breast.
- b. An edible ham lump is a simple phantom.
- 9)a. Somewhat lower energy of 12–16 KeV (HVL: 0.2–0.4 mm Al) may be required for the Japanese breast.
- b. The possible upper limit of KeV varies according to films and screen.
- 10)a. As for x-ray tube, Be tube may be used with 0.3–0.6 mm Al filter, or the inherent filter of glass tube may be reduced to about 0.3–0.6 mm Al.
- b. Added filter of glass tube has to be removed.
 - c. Development of small focus, large mA tube, specially designed for low-energy, is advisable.
- 11)a. For the still subject, 75μ (Visus: 1.0, 25 cm) may be taken as the limit of resolution.
- b. With the present equipment available, 1 mm focus, FFD 90 cm, 300 mA (actual current) of exposure data may be acceptable.
- 12)a. When this limit is set at 50μ in view of motion blur, screen BS (1/2 BS) should not be used because of the screen unsharpness.
- b. If the limit is set at 70μ , R(RR)+BS (1/2 BS) are acceptable in regard to resolution.
 - c. If 100μ is allowed as the limit, Y+1/2 BS is also usable.
 - d. Screen technique (+BS, +1/2 BS) is advisable for general use or mass survey, but RR No-sc should be used for precision examination.
 - e. Type RR is the most practical film for mammography.
- 13) 2 Cases of mammograms with Y+BS were illustrated.

内容目次

- I 緒言
- II 実験
 - A 装置
 - B 感光材料
 - C 濃量計
 - D 結果
 - 1 軟部組織による低エネルギーX線の減弱
 - 2 空気, カセッテ前面, 増感紙およびフィルムによる低エネルギーX線の減弱
 - 3 低エネルギーX線に対する感光材料の特性
 - a 特性曲線
 - b 相対感度, 增感率およびGradient
 - c 相対感度の線質特性
 - d フィルム両面の黒化度比
 - 4 X線装置より発生する低エネルギーX線
 - a アクリライトによる減弱特性
 - b 線質
 - c アクリライト透過に伴う線質の変化
 - d X線出力とmAs, Space charge効果
 - 5 鮮銳度・解像力に関する実験
 - a テストチャートと実験方法
 - b 結果
 - c 偽解像様現象
- III 考察
 - A 日本人乳房のPhantom
 - B 諸家の撮影術式
 - C X線管および濾過板の問題
 - D 各種術式の比較検討
 - 1 眼の解像限界と動きのボケ
 - 2 コントラストと吸収不均
 - 3 被曝線量と撮影時間
 - 4 Egan氏の術式とGershon-Cohen氏の術式
 - 5 我々の従来の術式
 - E 合理的な撮影術式
 - 1 解像力, コントラスト, 被曝線量, 撮影時間からの制限
 - 2 感光材料の選択
 - 3 増感紙, 格子および圧迫
- IV 総括ならびに結論

I 緒言

Leborgne, Gershon-Cohen, Egan氏らの労作によつて、乳癌その他各種乳房疾患の診断と治療に

Mammogramの意義が再評価され、わが国でも、深見¹⁵⁾、浜田²⁰⁾、秋貞¹²⁾の諸氏による報告があり、引用できる内外の文献も非常に多い。しかしその多くは臨床関係のもので、物理～技術関係の報告は少い。また40kVp以下では一般撮影技術に関する資料も非常に少い。従つて撮影、読影の技術面では諸家の方々に著しい開きがあり、標準化の必要性が呼ばれている⁵⁰⁾⁵³⁾。とくに、わが国と欧米とでは撮影条件がかなり異なる上、疾患の民族差もあり、日本人についてのレ線診断が必要である。我々は昭和39年から現在までに200例以上のMammographyを行い、臨床経験を重ねるとともに、軟部撮影法に関する基礎実験を行つたので報告する。

II 実験

A 装置

1) 島津山城号B3型、桂号4型。X線管: Circlex(2mmおよび1.5mm焦点), 容器: CDD-150R, 125R, 公称固有濾過は1.0mm Al相当である。ガラス管球の場合はすべて無濾過で実験した。2) 東芝STX-50-3型表在治療装置。X線管: T-150B, Be窓。焦点をピンホールで調べると、3.2(2.5~4)×5mm台形であった。

B 感光材料

医療用X線フィルム: さくらnew Y type(以下Yと略記), 工業用X線フィルム: さくらR type(以下Rと略記), これは微粒子ノンスクリーンフィルムで、富士80番, Kodak M, Ansco Superay B, Ilford F, Du Pont 510に相当する。同さくらRR type(以下RRと略記), これは中感度ノンスクリーンフィルムで、富士100番, Kodak AA, Ansco Superay A, Ilford CX, Du Pont 506に相当する。さくらS type(以下Sと略記), これは高感度蛍光、ノンスクリーンフィルムで富士400番に相当する。富士200番(さくらN type相当)も一部使用。増感紙は極光BSおよびその片面(BSのフロント, バックをそれぞれ片面だけカセッテの後面に貼布したもの, 以下1/2BSと略記)。BSはNo-screenに比し5割鮮銳度が悪く⁴⁶⁾, 解像力は10数本^{51)/mm}とされ、増感率は60kVpに

において 9.0 と云われる⁴⁶⁾。極光 FS, MS, HS も一部実験には使用した。カセットは 3 mm ベークライト前面の 6 切である。すべて指定現像液, 20°C, 5 分, タンク現像によつた。

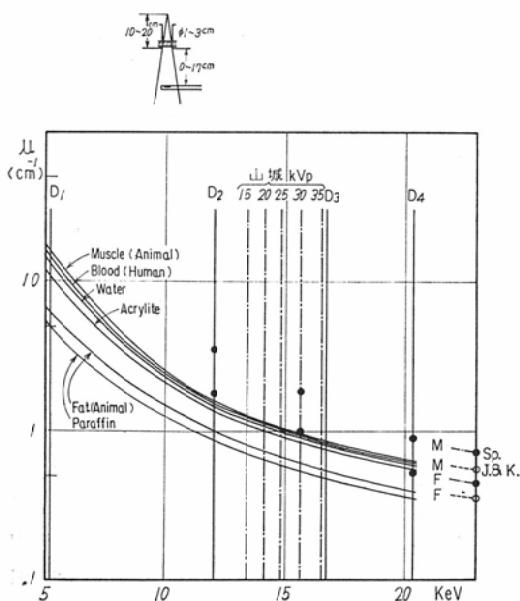
C 線量計

Victoreen Condenser R-Meter Model 651 (250 R Chamber), Victoreen Radocon Probe 612, 東芝試作 Phantom Type Shallow Chamber (0.025 mm Mylar 窓, 電離容積 0.16 cc), 線質特性は Victoreen 651 で較正して, 5.2~20.3 KeV 間で ± 9% 以下の偏差である。既報の如く⁵⁶⁾, 低エネルギーでは誤差が大きいため, 以下では Victoreen 651 と Radocon 612 の平均値をもつて R 値とした。

D 結果

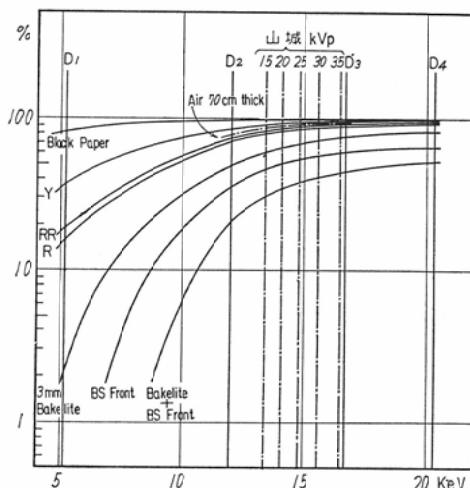
1. 軟部組織による低エネルギー X 線の減弱 : 図(1)

Fig. (1) Attenuation of the low-energy x-ray through soft tissues. Test piece; 0.5~2.8 cm thick. Narrow beam condition.



筋(牛), 血液(人), 凝固防止剤として 10W/V % クエン酸ソーダ水溶液を 4.5V/V % 含有), 水(寒天としても差はなかつた), アクリライト(実測比重 1.19), 脂肪(牛), パラフィン(局方, 燈用)を資料として, Shallow Chamber による

Fig. (2) Attenuation of the low-energy x-ray through cassette, film & front screen.
Test piece; contact to chamber.
Focus Chamber Distance 60cm.
Field Size 400 cm².



Narrow Beam X 線の減弱測定を行つた。散乱線も少く、減弱が大きいため、測定精度を上げるよう Geometry を多少加減した。●印, ○印はそれぞれ Spiers⁴⁷⁾, Jacobson & Knauer 両氏²³⁾らの値を示す。上記の資料の順に減弱は少くなるが、筋、血液、水は 5.2 KeV を除き接近した値で、これらは脂肪とかなり離れている。また我々の実測値は J & K 両氏の実測値とほぼ一致したが、Spiers 氏の計等値より小さい。

2. 空気, カセット前面, 増感紙およびフィルムによる低エネルギー X 線の減弱: 図(2)

撮影時の減弱状態を Shallow Chamber で測定した。12~16.7 KeV の範囲ではカセット前面のベークライトのみで 25~50%, BS フロントで 40~65% も吸収され、両者を合せると 55~80% まで吸収されてしまう。フィルム自体でも 4~30% 吸収される。逆 2 乗則からのはずれは割合少く、5~20% 程度である。

3. 低エネルギー X 線に対する感光材料の特性

a 特性曲線: 図(3), (4)

低エネルギー X 線に対する特性を一応調べる必要があると考え⁴⁵⁾, 山城 20kVp, 30kVp について,

Fig. (3) Characteristic curves of the x-ray films with or without screen for low-energy x-ray.

— No-sc — + BS

山城20 kVp. Focus Film Distance 60 cm.

FS 400 cm².

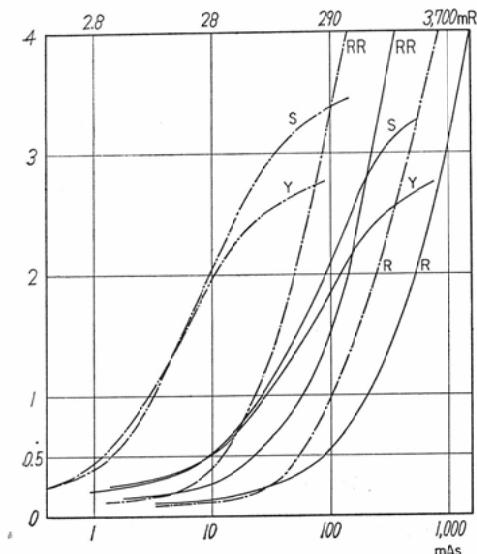


Fig. (4) Characteristic curves of the x-ray films with single screen compared to double screen for low-energy x-ray.

+ BS — + 1/2 BS

山城30 kVp. FFD 60cm. FS 400 cm².

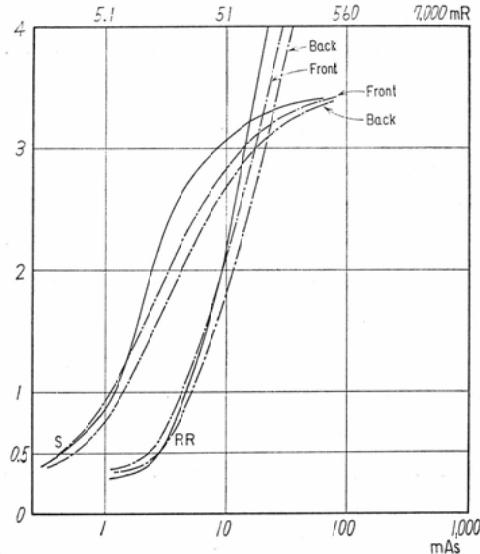


Table (1) Relative speed, intensifying factor & gradient of the x-ray films with or without screen for low-energy x-ray.

山城 25kVp. FFD 60 cm. FS 400 cm².

Type of Film		R	RR	S	Y
Relative Speed (RN _{osc} = 1.0)	No Screen (Fog + 1.0)	1.0	2.5	5.1	5.2
	+ B S (")	1.8	6.5	34.	41.
	+ 1/2 BS (Front) (")		7.2	31.	
	+ 1/2 BS (Back) (")		5.9	24.	
	+ 1/2 BS (Average) (")		6.5	27.	
BS Intensify. Factor	Fog + 1.0	1.8	2.4	7.5	9.1
	Every Density	1.7	2.3	7.6	11.4
Gamma	No Screen	5.5	5.7	2.3	1.7
	+ BS	5.2	5.7	2.9	2.5
	+ 1/2 BS (Front)		4.3	1.7	
	+ 1/2 BS (Back)		4.2	1.7	
	+ 1/2 BS (Average)		4.3	1.7	
Average Gradient (D = 0.5, 1.0) GrD _{1.0} ^{0.5}	No Screen	1.3	1.4	1.2	1.0
	+ BS	1.9	2.0	1.4	1.4
	+ 1/2 BS (Front)		1.5	1.2	
	+ 1/2 BS (Back)		1.5	1.2	
	+ 1/2 BS (Average)		1.5	1.2	

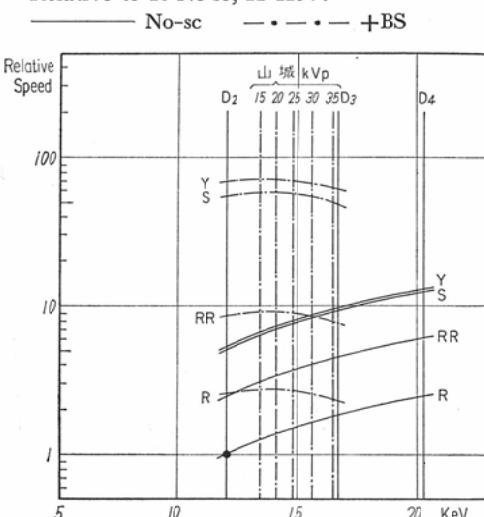
各種感光材料の特性曲線を検討した。Time Scale, 同時現像, Phantom なし, 濃度測定には東京光電 ANA-82T型濃度計 ($\phi 2\text{ mm}$ 測定孔) と日本電気機材 SRA-0501型交流電源安定装置を併用した。フィルムの種類, 増感紙の有無に拘らず, 14.1~15.6KeV 間で特性曲線の形はほとんど変わらない。又 R, RR No-screen の場合は 12~20KeV 間でも特性曲線の形は不变である。R, RR の黒化は, $D = 8.0$ 附近まで $\log E$ に対してほぼ直線的である。

b 相対感度, 增感率および Gradient : 表(1)表中, 增感率は 3mm ベークライトカセッテに対する値である。患者の Mammogram について濃度を測定すると, 肿瘍部分の濃度は 0.5~1.0 のものが多く, この部分でのコントラストを比べる目的で, $D = 0.5, 1.0$ の 2 点での Gradient の平均値 ($\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$) を求め, ガンマ値と併記した。RR に増感紙 BS を使用 (以下 +BS と略記) すれば感度は 2.4 倍に高まり, R No-screen (以下 No-sc と略記) の 6.5 倍の感度にできる。一般に低感度フィルムは増感率も低い。RR, B と組み合せた場合, 片面 B S のフロントの感度は両面 B S と大差ないが, バックは多少低感度である。フィルムの如何に拘らず +BS によって低濃度部分の Gradient が増大し, S(Y)+BS の $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$ は R, RR No-sc のそれよりも多少大きい。これは Seemann & Lubberts⁴⁰⁾ も指摘する所である。+BS の場合を No-sc に比べると, R, RR の γ 値は余り変わらぬが, S, Y の γ 値が増大し, +BS では No-sc よりもフィルムによる γ 値の差が少い。RR, S とも片面 BS (フロント, バックとも) の γ 値は両面 BS よりかなり小さい。低濃度部分では No-sc の場合でもフィルムによる Gradient の差は少い。R, RR の $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$ 値は, γ 値と異り, +BS によってかなり増大する。RR, S と組み合せた場合, 片面 BS の $\text{GrD}_{1.0}^{0.5}$ 値は, フロント, バックとも両面 BS よりやや小さい。

C 相対感度の線質特性

次に 12KeV における R No-sc の感度を 1.0 とした場合の R, RR, S, Y No-sc, +BS の相対感

Fig. (5) Energy dependence of the film speed with or without screen for low-energy x-ray. Relative to R No-sc, 12 KeV.



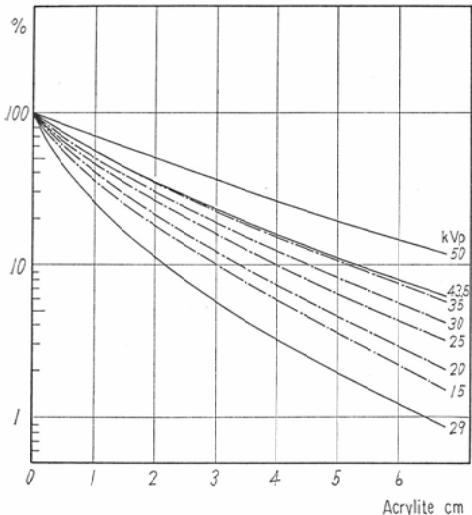
度の線質特性について実験した結果 (4-d 項にて詳述) を図(5)に示す。相対感度は、同じ黒化を生ずるに必要な X 線量 (R 値) の逆比であるが、同一フィルムについては各濃度における相対感度の平均値で示す。実験上 14.1~15.6KeV 間で BS 増感率は 21% 低下したため、12~16.7KeV 間にこれが直線的に外挿できると仮定し、また各種フィルムに対する BS 増感率の相互比率は線質と無関係に一定と仮定して計算した。また後述する通り、RR No-sc/R No-sc の感度比は実験上 12~20KeV 間では不变で、これは S, Y に対しても適用できるであろう。No-sc の場合はフィルム感度は KeV 値に対して直線的に増大する。+BS の場合は 12~16.7KeV 間で感度はほとんど変わらない。又 No-sc の場合、乳房透過に伴つて X 線が減弱する程線質は硬くなり、感度が増大し、従つて写真コントラストは低下する。+BS ではこのコントラスト低下が起らぬ事も増感紙の役割りの一つである。

d フィルム両面の黒化度比

次に R, RR について、片面を剥離し、両面の黒化を別々に測定した。12~20KeV の範囲では、両面の黒化度比は、No-sc : 1.05~1.12, +BS : 1.45, + $\frac{1}{2}$ BS : 3.45 で、片面増感紙の場合は黒:

Fig. (6) Attenuation of the low-energy x-ray through acrylic phantom.

— D_{2~4} —·—·— 山城15~35 kVp
Acrylic phantom, contact to chamber.
FCD 60 cm. FS 400 cm².



化は片面に集中する。片面乳剤フィルムの開発が望まれる。

4. X線装置より発生する低エネルギーX線

a アクリライトによる減弱測定：図(6)

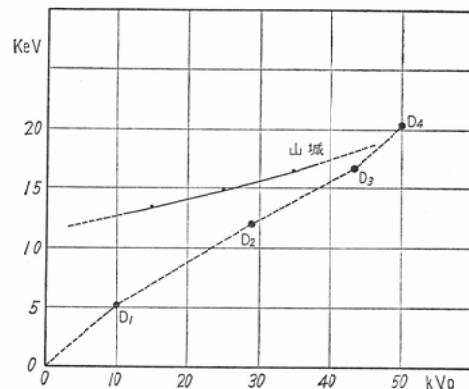
D_{2~4}についてShallow Chamberを用いWide Beamの減弱測定(Tumor-air Ratioに相当する)を行い、山城についてはFilm Dosimetryを併用した。即ち、15~35kVp, 300mA(ダイアル位置)で、厚さ6cm(8×15cm²)の4mmステップのアクリライト階段を、D₂, D₃と同じ照射野、距離で撮影し、同時現像を行い、上述のフィルムの特性曲線(Net濃度)に当てはめて相当mAs値を求め、さらに%値に換算した。100%点としては特性曲線の最大傾斜点よりやや濃い目の点を選び、フィルムはR, RR, S, Y 4種類を平均した。この方法は、1) mAsとR値が正確に直線関係でない事、2) 完全な同時現像でなかつた事、3) アクリライト透過後の線質変化によるフィルムの感度変化を補償し難い事、などのため誤差は大きい。しかし3)の点に関しては、D₂-山城-D₃何れも誤差は同じ方向に現れるため、Shallow Chamberにより上下両端の D₂, D₃を測定しておけば、こ

Table (2) Low-energy x-ray generated by the diagnostic x-ray and surface therapy units.

Units & kVp	Filter mmAl	HVL mmAl	KeV (eff.)	λ (eff.)
D ₁ 10kVp	—	0.02	5.2	2.38
D ₂ 29kVp	0.3	0.17	12.0	1.03
山城 15kVp	—	0.24	13.4	0.93
山城 20kVp	—	0.28	14.1	0.88
山城 25kVp	—	0.33	14.8	0.84
山城 30kVp	—	0.38	15.6	0.80
山城 35kVp	—	0.45	16.5	0.75
D ₃ 43.5kVp	0.6	0.46	16.7	0.74
D ₄ 50kVp	1.0	0.81	20.3	0.61

Fig. (7) X-ray energy of the glass-window tube no filter compared to the Be-window tube with Al filter.

— 山城 Circlex 0.3/2C (ODD-150R)
····· D_{1~4}, T-150B, Al filter; 0, 0.3, 0.6,
1.0mm. FCD 60 cm. FS 400 cm².



れら相互間にはほとんど誤差を生じない。

b 線質：表(2), 図(6)

上記のアクリライト減弱曲線から D_{2~4}, 山城15~35kVp のアクリライト半価層(Wide Beam)を求め、これと D_{2~4}のAl半価層(Narrow Beam)とから、山城各電圧でのAl半価層(Narrow Beam)を内挿して求める。この値と計算値数表²⁶⁾から、Alの μ/ρ (cm²/g)→実効 KeV→実効 λ (Å)と計算した。山城20~35kVp では中村氏³³⁾らの実験と4~15%のずれでほぼ一致した。しかし秋貞氏²²⁾の実験の30kVp は山城の15~20kVp に相当し、Egan 氏⁹⁾の28kVp は同じく山城の35~40 kVp に相当している。Stanton & Lightfoot⁵⁰⁾,

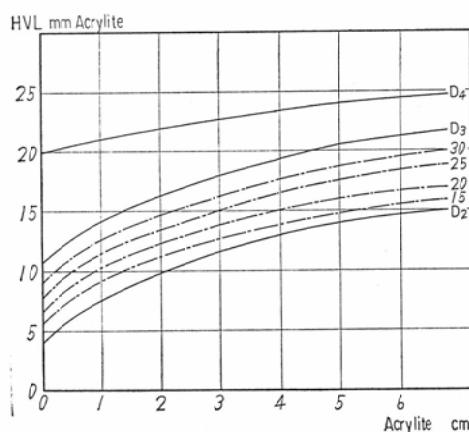
Siler⁴⁵⁾ 氏らも指摘する如く、パネルの kVp 値の信頼度は低く、眞の kVp 値はパネル値より高く⁴⁴⁾、平均 5 kV、中には 17 kV も高い装置があると云う⁵⁰⁾。Egan 氏⁹⁾も 5 台の装置について、適当な線質は 20~30 kVp (20 kVp 寄り) で得られると云う。これは低圧における電圧の Calibration に問題があるためと、低圧ではパネルの kVp 値を下げてもガラス管球からの X 線は線質が余り変わらないためとによる。図(7)は表(2)のガラス管球無濾過と Be 管球 Al 濾過両装置の X 線の線質を比較したものであるが、同じ kVp でも、低圧ではガラス窓と Be 窓および濾過板の相違で線質は甚しく異なる。図では約 47 kVp で、ガラス管球無濾過と Be 管球 Al 0.8 mm 濾過とが、同じ 18.5 KeV の X 線を発生している。またガラス管球無濾過では KeV 値とパネルの kVp 値との間に、 $KeV = 0.15kVp + 11$ 式が成立した。従つてこのガラス管球からは 11 KeV 以下の X 線は得られない。Stanton⁴⁸⁾ 氏らも Rotanode 管よりの X 線は 10 KeV から Peak KeV までのスペクトルであると云う。低圧では kVp 値は線質の表示法として不適当と思う。

c アクリライト透過に伴う線質の変化

図(8)はアクリライト透过に伴う線質(アクリライト半価層)の変化を上記の減弱曲線から計算

Fig. (8) Energy shift of the incident x-ray within acrylic phantom.

— D_{2~4} — · · · 山城 15~30 kVp
FCD 60 cm. FS 400 cm².



したものである。12~20 KeV の範囲では、アクリライト透过とともに線質は硬くなり、D₂, 山城, D₃, D₄ 相互間の線質の差も縮まる。さらに第 1, 2, 3, ……のアクリライト半価層を求め、第 2 半価層/第 1 半価層、第 3 / 第 2 ……比を計算し、そのアクリライト透过に伴う変化(撮影状態における不均等度)を見ると、12~20 KeV の範囲ではアクリライト 4~6 cm 透過後は、何れも 1.04 前後の均等な値になる。

d X 線出力と mAs, Space charge 効果

●X 線出力の測定方法: D_{2~4} については電離槽測定。山城については一部 (30 kVp, 260 mA, 1, 2 秒, 40 cm, 50 cm) のみ電離槽で測定し、他の条件は全部フィルム法により、得られた値を電離槽値で修正した。フィルム法による値と、この修正値との間に 20% 程度のずれがあった。●Film Dosimetry の手順: フィルムは R, RR, D₂, 山城 (20 kVp, 30 kVp), D₃, D₄ について距離 60 cm, 照射野 400 cm², D_{2~4} は 20 mA, 山城は 235~260 mA の条件で、Time Scale で階段的に撮影を行い、同時に現像を行つた。Phantom は使用しない。次に D_{2~4} についての電離槽測定線量値 (R 値) から Net 濃度 log E (R 値) 曲線を作る。R, RR 別々にこの曲線について、各濃度平均の D₄/D₂, D₃/D₂ の感度比を求める。これが上記図(5)の基本データである。図(5)より山城 20 kVp/D₂, 同 30 kVp/D₂ の感度比を内挿して求める。山城の任意の mAs に対応する線量 (R 値) は、これと同濃度を与える D₂ の線量 (R 値) に、上記の山城/D₂ の感度比の逆数を乗ずれば得られる。●mAs と X 線出力: 低圧における山城の X 線出力と mAs との関係を図(9)に示す。X 線開閉の誤差⁵²⁾その他によつて直線関係より多少ずれる。ガラス管球無濾過の低圧における X 線出力: 図(10)。X 線出力は (kVp)^{1.7}, (KeV)^{6.3} に比例した。中村氏らによると 25~60 kVp の範囲では (kVp)^{2.6} に比例している。図(7), (10) より Be 窓 + Al 0.8 mm はガラス窓無濾過とほぼ等価な濾過作用を呈し、同じ X 線出力を与える。図中の鎖線は Space charge 効果を示し、20 kVp 以下では設定した電流値の 2/3

Fig. (9) Low-energy x-ray out-put (R) of the glass-window tube no filter versus mAs.
山城15~35kVp. FCD 60 cm. FS 400 cm².

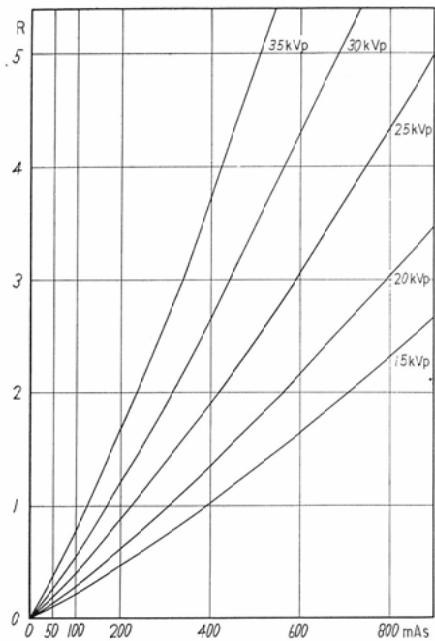
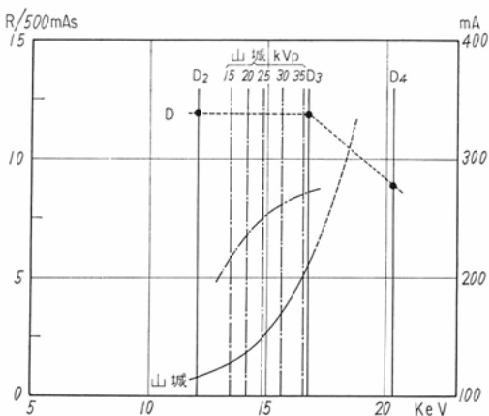


Fig. (10) Low-energy x-ray out-put of the glass-window tube no filter compared to the Be-window tube with Al filter, space charge effect inserted.

— 山城 D_{2~4}
— · — · — Space charge effect (300 mA Dial Set)
FCD 60 cm. FS 400 cm².



以下に減る。

5. 鮮銳度・解像力に関する実験

従来からの鮮銳度 (Nitka²⁴⁾³⁴⁾ 法), 解像力 (0 ~ 2% レスポンスの空間周波数²⁴⁾³⁵⁾⁵¹⁾) を含め, 最近ではレスポンス関数による評価法が一般化

Fig. (11) Radiogram of the resolution test chart.
Original size.

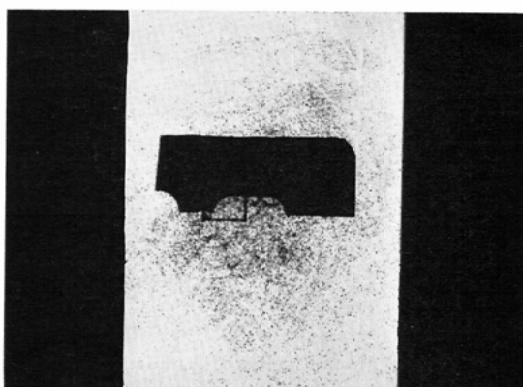
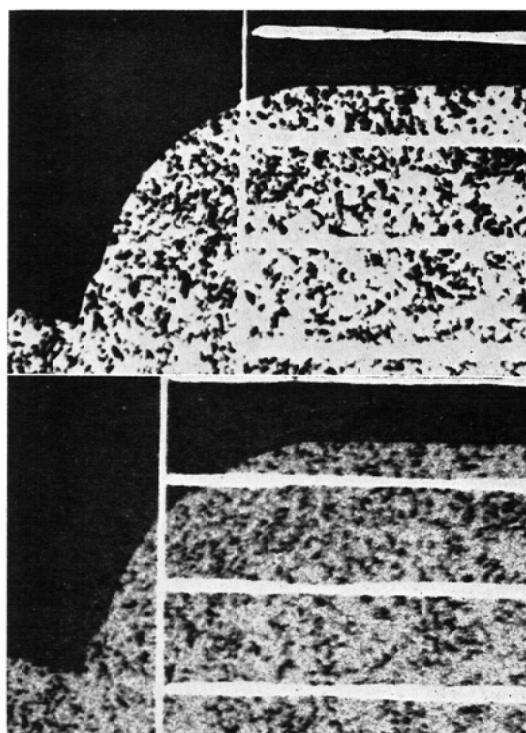


Fig. (12) Optically enlarged radiogram of the test chart.

- (a) R, Contact to film, No-sc, D₂, FFD 120 cm.
(b) Y, Contact to film, No-sc, 山城, FFD 120 cm.



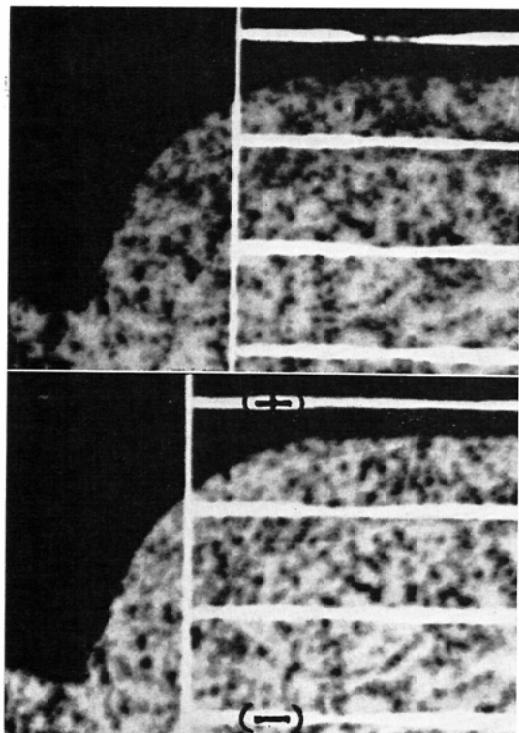
し、既にX線管焦点⁵²⁾、フィルムおよび増感紙⁵¹⁾等について報告されている。Mammographyにおいても、情報理論の適用に関する Morgan, Siler 氏らの論議⁴⁵⁾が見られる。他方乳癌のレ線診断には所謂 Minute Punctate Calcification ($0.1 \times 0.1 \text{ mm}^{45}$, $0.12 \times 0.14 \text{ mm}^{22}$) あるいは Fibrillary Retraction⁹⁾ が非常に重視され、これを正確に描出するために高解像力が要求されている。また最近X線像の吸収不鋭も問題とされ³⁶⁾³⁷⁾、これは軟部撮影ではとくに重要である。

a テストチャートと実験方法

X線では細い巾のチャートを作る事は難しく、Siler⁴⁵⁾ 氏らは1~4本/mm、滝沢・土井両氏⁵¹⁾は最小0.05mm巾を用いている。以下では Pt 板を鏟で削り、得られた大小の粉末を厚さ3cmのアクリライト塊の表面に散布し、剃刃の一部をこれに重

Fig. (13) Optically enlarged radiogram of the test chart.

- (a) RR, Contact to cassette, +BS, 山城, FFD 120 cm.
- (b) RR, 3 cm from film, No-sc, 山城, FFD 120 cm.



ねて接着固定したものをテストチャートとした。図(11)参照。これを拡大して見ると、Pt粉末は巾7~100μ、長さ10~300μ、平均50×150μ程度であった。吸収不鋭が無視できるようにPtを選んだ。Ptの減弱係数はMammographyの線質で水の1000倍以上ある。テストチャートを山城30kVp; 260mA, D₂; 20mA、各種感光材料、Geometryで撮影し、得られたフィルムから光学的に14.3倍の引伸し陽画を作り、これをスケールとともに肉眼で観察した。陰画の濃度は0.7~1.8、平均1.2、0.5以下の濃度では解像力が落ちるが、上記の範囲ではほとんど差がなかった。また印画紙は、月光R3、ほぼ同濃度に露光を調整した。なお上記陰画を10~50倍のルーペで直接に拡大観察もした。厳密な定量的方法ではないが、

Fig. (14) Optically enlarged radiogram of the test chart

- (a) RR, 3 cm from film, No-sc, 山城, FFD 60 cm.
- (b) S, 3 cm from film, No-sc, 山城, FFD 60 cm.

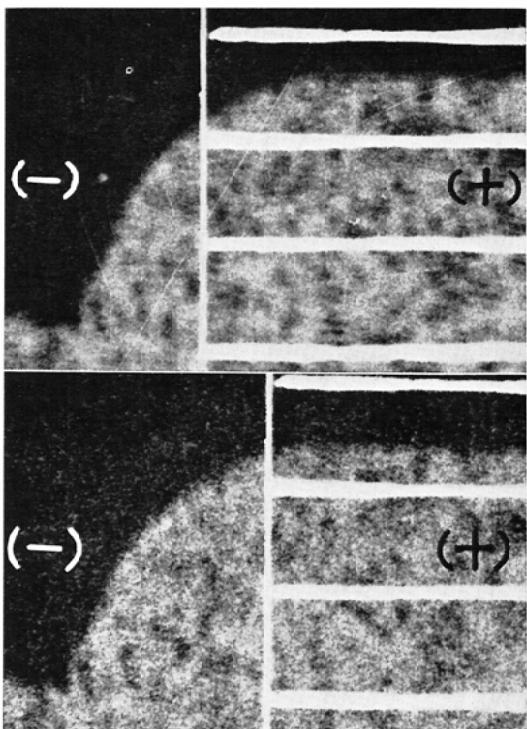
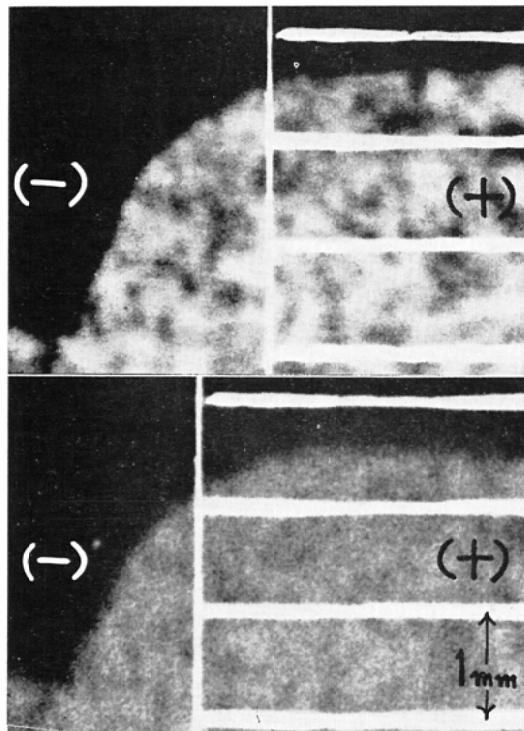


Fig. (15) Optically enlarged radiogram of the test chart.

- (a) RR, 3 cm from cassette, +BS, 山城, FFD 60 cm.
- (b) S, 3 cm from cassette, +BS, 山城, FFD 60 cm.



定性的な比較とともに、Pt粉末の大小により、解像力R(本/mm)に対応する最小認知巾 Ut(mm)について概略の数値判定は可能であった。

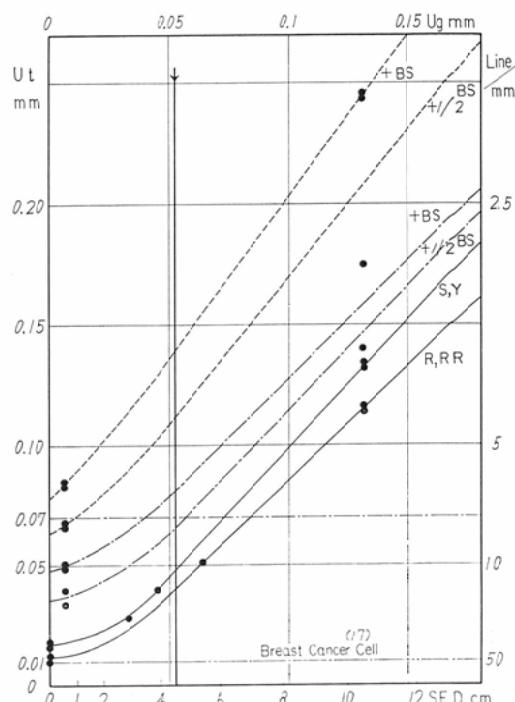
b 結果

図(12)～(15)に引伸し画像の若干例を示す。図(16)はこれらの結果をまとめたもので、縦軸に $U_t = \frac{k}{2R}$ ($k = 1 \sim 3$ とされるが¹¹⁾、図では $k = 1$ とした)を取り、横軸には実験条件での幾何学的不銛 U_g を取っている。又横軸の OFD cm は焦点 1 mm, FFD 90 cm とした場合(後述)の、 U_g 値に対応する被写体—フィルム間距離である。●印が画像から読み取った U_t 値で、X線管の長軸に平行および直角の 2 方向の平均値である。図(16)を見ると、R, RR No-sc

Fig. (16) Summarized data of the resolution experiment.

Normalized to 1 mm focus, FFD 90 cm.

- No-sc, R, RR, S, Y
- - - R, RR+BS (1/2 BS)
- S, Y+BS (1/2 BS)



は他に比べ優れているが、Geometry が悪いと、R, RR+BS (1/2 BS) と大差なくなる。Geometry の如何に拘らず、R と RR, と Y とはそれぞれ大差ない。R, RR, S, Y とも、片面 BS は両面 BS よりも鮮鋭で、また片面 BS のバックはフロントよりやや鮮鋭である。R, RR, S, Y 何れも、Geometry の如何では増感紙 BS を使用した方が No-sc より優れている。増感紙使用の場合は、増感率の大きいフィルム程ボケも大きい。また No-sc の場合は、密着に近い Geometry でない限り $U_t \neq U_g$ であつて、これは Mammography における Geometry の重要性を示すものと思う。R, RR+BS (1/2 BS) の場合でも、 U_g が多少大きければ、やはり $U_t \neq U_g$ となり、S, Y+BS (1/2 BS) でも同様である。もし U_g 値を感光材

料によるボケに近づけるのが良いと云う考え方³²⁾に従うならば、No-sc の場合は 0.2~0.3mm 焦点、増感紙 BS 使用の場合は 1.0~1.5mm 焦点が適当と云う計算になる。

C 偽解像³²⁾様現象

次にこの実験で、焦点による偽解像様現象として縞目模様が見られた。山城、D₂とも、R, RR No-sc, Ug=0.13mm の時に、X線管の長軸方向に平行な縞目が現れた。図(14)参照。この巾は Ug に略等しい。+BS (1/2BS) および S, Y No-sc の場合は、縞目は不明瞭であつた。乳房の微細構造についての読影にはこのような像の変化を考慮し、病理標本との対照を充分綿密に行う必要があろう。

III 考 察

A 日本人乳房の Phantom

図(1)より、12~16.5KeV の範囲では、筋、血

液、水の平均減弱係数 μ_s と脂肪の減弱係数 μ_f との平均値はアクリライトの減弱係数 μ_a より僅かに小さい(10%以下のずれ)が、大体同じと見れば、アクリライトは Premenopausal Breast Phantom として適当と思う。厚さは米国では 6cm と云うが³³⁾、日本人では 3~6cm(平均 4.5cm)が良いと思う。脂肪 Phantom としては Polystyrene⁴⁴⁾、Polyethylene⁵⁰⁾ 等が良いとされるが、図(1)から多少 μ 値は小さくてもパラフィンで大体間に合う。簡単な撮影テストには、乳房形の食用ハム塊が便利である。

B 諸家の撮影術式 : 表(3)

一般的な傾向として、工業用ノンスクリーンフィルムを用い、増感紙なしで大線量の撮影が行われているが、線質も不明瞭である上、20~1800 mAs と諸術式の不一致は甚しく、被曝線量も 0.5~20R/exp. にわたる。他の部位の撮影でこれほど

Table (3) Variation of the many reported mammography techniques.

	kVp	mA S	FFD cm	Film Type	Screen	Focus mm	Window Filter mm	R/exp.
Leborgne ^{28) 29)} (1951)	20~30	20~30 500 (Axilla)	30~60	Non Screen	(-)			
Seys ⁴²⁾ (1957)	48	20~30 0.3~0.5	Magnify		(+)	0.3		
Gershon-Cohen ¹⁴⁾ (1960)	30	100~250	35	Non Screen	(-)	0.3 (0.8)	0.5 Al ⁴⁸⁾	0.5
Egan ¹⁰⁾ (1960)	26~28	250~260 6	59~94	Kodak M	(-)	2	Glass (-)	2~6.5 ¹²⁾
Mannherz ³¹⁾ (1962)	30~35	17~19 2~2.3	70		(-)	Small	Portable	
Stanton ⁴⁸⁾ (1963)	30~36	600	75 45	Kodak AA " M	(-)	1	Glass (-)	3~7 8~19
Holmes ⁶⁾ (1963)	36~48	50	50	Ilford B	(-)	0.5~1.0	(-)	
Keats ²⁵⁾ (1963)	27	50 1/20~1/2	95	Royal Blue Back	(+) Back	Small	Glass (-)	
Siler ⁴⁴⁾ (1964)	29~37	600	70~80	Kodak AA Ansco A	(-)	1~2	Glass 0.5 Al	1.6~3.3
Wolfe ⁵⁵⁾ (1964)	28~31	1500	73~78	Double Load Kodak M·AA	(-)		(-)	3.0~3.2
Seidel ⁴¹⁾ (1964)	35	50~500	60	Sino, Doneo Kodak Definix Gevaert D 7	(-)	0.6 (1.2)	Fluorosc. (-)	
Yamashita ⁵⁷⁾ (1965)	30~40	30~80	30	Sakura R	(-)	0.8	Be 0.1 Al	
Akisada ^{11) 2)} (1966)	26~35	150 0.2~2.0	40	Sakura RR Fuji 100	(-)	1	Glass (-)	4.7~6.5
Experimental	12~16 KeV	300 0.15~2.9	90	Sakura RR (1/2 BS)	(±) (1/2 BS)	1	Be 0.3~0.6	0.4~9.2

術式の一定しないものはない。そこでこれらの諸術式を分類して見ると、大体次の4つに分けられる。1) 低感度微粒子フィルムを用いた大線量方式(Egan technique とそのModify³³⁾³⁴⁾¹⁰⁾⁸⁰⁾⁵⁴⁾), 2) 高感度の医療用ノンスクリーンフィルムと小焦点を用いる Gershon-Cohen technique⁴⁾¹³⁾¹⁶⁾²⁷⁾ (フィルムの感度は上記のS,Y と異なる⁴⁸⁾⁴⁹⁾⁵⁰⁾ ようである), 3) 中感度フィルムを用いた両者の折衷方式, 4) その他の特殊方式: Wedge Filter⁷⁾, 片面増感紙²⁵⁾, Double Film Loading⁷⁾¹⁴⁾⁵⁵⁾, Immersion Technique⁷⁾⁴¹⁾, 拡大撮影²⁵⁾⁴²⁾, 断層撮影⁴²⁾, 微小焦点による透視撮影⁴¹⁾, Xeroradiography¹⁸⁾⁸³⁾ (そのPlate は48本/mmまで解像すると云う), Printerによる反転観察⁵⁰⁾⁵⁷⁾, 2枚のフィルムを重ねて読影する方式⁵⁸⁾, 特殊な変形カセット⁸⁾等, 現在わが国では工業用フィルムは診療費の請求に関して問題があり、使用できない。早急に政治的配慮をする必要がある。

C X線管および濾過板の問題

表(3)によれば、電圧は20~40kVpが用いられており、上述の実験および我々の臨床経験から、線質としては12~16KeV (半価層: 0.2~0.4 mm Al) が適当と考える。日本人では欧米より軟いX線が必要であろう。これを他の一般撮影と比べて見る。たとえば腹部の背腹単純撮影(厚さ20 cm)で半価層 2.0mm Al の線質が用いられるならば、フィルムの感度が変わらないとして、乳房(3~6 cm)では半価層 0.3~0.6mm Al、また薄い標本撮影²⁵⁾⁴⁸⁾では厚さ 1 mm 当り 0.01mm Al 半価層の線質が適当と云う計算になる。このような低圧でも、Be 管球は Close Spacing の他に価値なしとする意見が多く⁴⁵⁾⁴⁹⁾、ほとんど使用されていない。図(7)より、山城20kVp の線質は Be 管球 Al 0.43mm濾過の35.5kVp、同じく山城35kVpのそれは Be 管球 Al 0.59mm濾過の42.9kVp で発生するX線とほぼ等しいから、X線管としてはガラス管球の固有濾過を 0.3~0.6mm Al程度に減らすか、または Be 管球に Al 濾過板を用いるか何れでも良い。しかし Stanton & Lightfoot 両氏⁴⁹⁾⁵⁰⁾によれば、ガラス管球の固有濾過はばらく

つきが多く、厚い場合は Mammography に適しないと云い、氏らは 0.5mm Al 当量のものを使用している。山城20kVp では上記の Be 管球 Al 濾過の $1/_{6.8}$ 、また山城35kVp では $1/_{2.4}$ のX線出力しか得られず、Be 管球の方がこれだけ撮影時間とX線管の負荷に好都合である。低圧専用の小焦点、大電流X線管の開発⁴⁵⁾⁴⁹⁾が望まれる。Mullards の Beetlestone 氏は Mammography 用の1000mA X線管を試作⁶⁾している。現装置でも、40kVp、実電流 300mA、1 mm 焦点、0~5 秒の撮影条件は可能⁴⁸⁾であろう。以下の論義はすべてこれを基準とした。次に附加濾過板の問題は、高々 0.5 mm Al⁶⁾⁴⁴⁾まで、ほとんど使用されていない。Be 管球の場合、米国では 0.5mm Al 以上の濾過板の使用が規定されている⁴⁵⁾、現在わが国では定格60kVp以上的一般装置の濾過板を外す事は法的に問題があり、これは危険防止対策⁴⁸⁾を考慮した上で再検討される必要がある。

D 各種術式の比較検討

1. 眼の解像限界と動きのボケ

Mammogram に要求される幾何学的不銛 U_g は、0.05mm⁴¹⁾~0.2mm⁴⁵⁾以下と云われており、また他方では上述の通り 0.1mm (5 本/mm) の総合解像力も要求され、はつきりしない。以下では視力 1.0、明視距離 25cm、すなわち 75μ を基準にとる。1 mm 焦点、距離 90cm で、乳房 (4.5cm 厚さ) 内のフィルムより最も遠い面での最小認知巾 U_t を図(16) 中↓印で示す、Stanton & Lightfoot 両氏⁴⁹⁾は Motion Blur を 0.5mmまで許容しているが、心尖搏動の左側胸壁伝達によるボケは、眼で見て静止していても最小 75μ はあると考える。次に、動きは 1 次元で、その解像力への影響は平方根で現れると仮定すれば、撮影時間の長短に応じて $0 \sim \sqrt{75} \mu$ ($0 \sim \sqrt{0.5} \text{ mm}$) のボケとなる。また動きのボケと他のボケが合成されるとすれば、静止状態では差引き 50~70μ 程度のボケに止める必要があろう。

2. コントラストと吸収不銛

上述の減弱係数 μ_s と μ_t の差 $\Delta\mu$ は、低圧側の 12KeV で 0.50 cm^{-1} 、高压側の 16.5KeV では

0.29, 中間の14.1KeV では0.36である。次に特性曲線のGradientに関しては、RとRR, SとYとは大差ないから、それぞれを一組として表(1)中の γ , $GrD_{1.0}^{0.5}$ を平均し、これに $d\mu$ を乗じて $\gamma \cdot d\mu$, $GrD_{1.0}^{0.5} \cdot d\mu$ およびその平均値Kを求め、この3数値で相対的なコントラストと吸収不鋭の比較を行つた。表(4)参照。散乱線は近似的に無視した。

3. 被曝線量と撮影時間

次に1mm焦点、300mA(実電流)、90cm, Be管球 Al 0.3~0.6mm濾過の条件で乳房(アクリライト3~6cm)撮影を行い、濃度1.0を得るに必

Table (4) Relative photographic contrast and absorption unsharpness of mammograms calculated from our experiments.

KeV	12.0	14.1	16.5
R, RR Nosc (K)	0.68~2.78 (1.73)	0.49~2.04 (1.27)	0.40~1.64 (1.02)
S, Y Nosc (K)	0.55~1.00 (0.78)	0.40~0.73 (0.57)	0.32~0.59 (0.46)
R, RR + $\frac{1}{2}$ BS (K)	0.75~2.14 (1.45)	0.54~1.56 (1.05)	0.44~1.26 (0.85)
S, Y + $\frac{1}{2}$ BS (K)	0.60~0.85 (0.73)	0.44~0.62 (0.53)	0.35~0.50 (0.43)
R, RR + BS (K)	0.97~2.71 (1.84)	0.71~1.98 (1.35)	0.58~1.60 (1.09)
S, Y + BS (K)	0.70~1.34 (1.02)	0.51~0.98 (0.75)	0.41~0.79 (0.60)

Table (5) Skin dose and exposure time of mammography calculated from our experiments.

KeV	Skin Dose (R/exp.)			Exp. Time (Sec.)		
	12.0	14.1	16.5	12.0	14.1	16.5
R Nosc	5.1~22	2.7~10.1	1.3~3.6	1.6~7.1	0.89~3.5	0.52~1.4
RR Nosc	2.1~9.2	1.1~4.2	0.53~1.5	0.69~2.9	0.37~1.4	0.20~0.56
S, Y Nosc	1.0~4.3	0.51~2.0	0.26~0.70	0.31~1.4	0.18~0.67	0.094~0.27
R + $\frac{1}{2}$ BS	3.7~17.8	1.9~8.2	1.25~3.7	1.2~5.6	0.65~2.84	0.45~1.4
RR + $\frac{1}{2}$ BS	1.1~5.4	0.57~2.4	0.39~1.16	0.35~1.7	0.19~0.82	0.15~0.44
S, Y + $\frac{1}{2}$ BS	0.25~1.2	0.13~0.52	0.086~0.26	0.078~0.37	0.04~0.18	0.03~0.10
R + BS	3.7~17.8	1.9~8.2	1.25~3.7	1.2~5.6	0.65~2.84	0.45~1.4
RR + BS	1.1~5.4	0.57~2.4	0.39~1.16	0.35~1.7	0.19~0.82	0.15~0.44
S, Y + BS	0.16~0.76	0.08~0.35	0.056~0.16	0.049~0.24	0.03~0.12	0.02~0.07

要なX線量と撮影時間を、上述の実験結果より計算し、表(5)に示す。山城20kVp, 35kVpの撮影時間については、それぞれの線質に等しいX線を発生する上記のBe管球Al濾過装置のX線出力として計算した。これは D_{2-3} に相当する出力である。従つて現装置のままでは表値の2.4~6.8倍の撮影時間が必要である。又増感紙BS($\frac{1}{2}$ BS)使用の場合、カセッテ前面は1.5mmペークライトとして計算したが、これで現用のものよりも線量を15~30%少くできる。

4. Egan氏の術式とGershon-Cohen氏の術式

次に乳房内微小被写体の認知限界について図(16)より考える。Eganでは2mm焦点、距離60cm, R相当フィルムであるから、密着で約10μ, 4.5cmで約150μが限界である。1mm焦点なら

ば、それぞれ10および70μとなる。Gershon-Cohenでは0.3mm焦点^{16,42)}、距離35cm, S(Y)相当フィルムであるから、解像限界はそれぞれ20および40μとなる。これを上述の基準から考えると、Eganでは1mm焦点は許容できるが、Gershon-Cohenでは $0.8^{18,43)} \sim 1.0^{49)}$ mm焦点は許容し難い。コントラストおよび吸収不鋭については、両者の線質はほぼ等しい(約15KeV)として、表(4)より、Eganでは $K = 1.15$ ($GrD_{1.0}^{0.5} \cdot d\mu = 0.45$, $\gamma \cdot d\mu = 1.84$), Gershon-Cohenでは $K = 0.52$ (0.36~0.66)となる。後者はかなり劣るが、低濃度部分では大差ない。患者被曝も前者より少い。

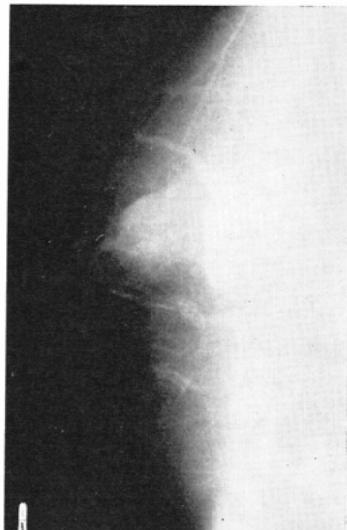
5. 我々の従来の術式

- 1) D_2 , 20mA, 70cm, 1~4秒, Y+BS.
- 2) 山城20~25kVp, 235~250mA, 80~100cm,

Fig. (17) Case 1. Chronic mastitis medio-lateral



Fig. (18) Case 2. Mucoid carcinoma medio-lateral



$1/20 \sim 0.2$ 秒, Y+BS. 解像力はかなり悪く、密着で 80μ , 4.5cmで 170μ (1.5mm焦点)である。コントラストおよび吸収不鋭については、K=0.89 (0.51~1.34)でEganに近く、低濃度部分では逆にこれより大きい。患者被曝は非常に少く、0.08~0.8R/exp.ある。図(17), (18)にその撮影例を示す。

E 合理的な撮影術式

次に日本人乳房に対し、合理的かつ可能な術式

Table (6) Acceptable mammography techniques, combination of x-ray energy, films and screen. Geometry and tube current are normalized to 1 mm focus, FFD 90 cm, 300 mA (actual current).

	KeV	12.0	14.1	16.5
R No-sc			Resolution	
RR No-sc		Resolution		
S,Y No-sc				
R + $1/2$ BS				
RR + $1/2$ BS	Contrast			Dose
S,Y + $1/2$ BS		Dose		Dose
R + BS				
RR + BS	Contrast			Dose
S,Y + BS				

を検討しよう。

1. 解像力、コントラスト、被曝線量、撮影時間からの制限

先ず必要な解像力 70μ の条件を満す感光材料はR, RR, S, Y No-sc, R, RR+ $1/2$ BS, 高々R, RR+RBまでである。図(16)参照。次に多数のハム Phantom の撮影実験よりK=0.5以下となる条件は不適当と思われたため、表(4)よりこれを除き、さらに被曝線量(15R/exp.以上)、撮影時間(5sec./exp.以上)のものを表(5)より除くと、表(6)の範囲が残り、これだけの条件が実用可能である。動きの大きい場合、 50μ を解像力の基準に取れば、R, RR, S, Y No-scのみが許容され、増感紙は使用できない。逆に解像力が 100μ 前後まで許されるのであれば、同様にして、S(Y)+ $1/2$ BS, 12~14.1KeV—表(6)中斜線部分も許容できる。Geometryがさらに良ければ、S(Y)+ $1/2$ BSでも解像力を 80μ 位にまではできるであろう。

2. 感光材料の選択

撮影の容易さ、一般性から見ると、RRが最も良いと思う。解像力の最も高いのはR, RR No-sc: 12~14.1KeVで、被曝線量の最も少いのはS(Y)+ $1/2$ BS: 14.1KeVないしはRR+BS($1/2$ BS): 16.7KeVである。コントラストはRR+BS($1/2$ BS): 12KeVで最も高い。従つてRR+BS($1/2$ BS)を14.1KeV位の中間電圧で用いれ

ば、コントラスト、線量、解像力ともにはばバランスが取れよう。解像力は多少悪いが、わが国の現状では $Y + \frac{1}{2}BS$ が実際的である。

3. 増感紙、格子および圧迫

R , RR に増感紙 BS (とくに $\frac{1}{2}BS$) を併用すれば、一般撮影や集団検診に適当と思う。Egan 氏⁹⁾も片面の Ultrafine Screen は鮮鋭度の点から見て有害でないとしている。ハム Phantom の撮影実験では $RR+FS$ (極光) は $S(Y) + BS$ に近い写真が得られた。この種の組み合せは多數考えられ、将来の問題として残される。又 Y No-sc と $Y+BS$ の同時撮影は被曝線量を減らす便利な方法と思う。次にハム Phantom の撮影実験では、Seemann & Lubberts⁴⁰⁾, Stanton & Lightfoot⁴⁹⁾ 氏らも云う通り、格子の価値を見出せなかつた。圧迫は有用である。

IV 総括ならびに結論

日本人に対する Mammography の術式の標準化を目的として、軟部撮影法に関する基礎実験を行い、次の結論が得られた。

1) a. $5 \sim 20\text{KeV}$ 間では、 $\mu(\text{cm}^{-1})$ は筋、血液、水の順に減少する。

b. $12 \sim 17\text{KeV}$ 間ではアクリライトの μ 値は(筋、血液、水)群の μ 値と脂肪の μ 値との平均値より10%大きい程度である。

c. 我々の実測値は Jacobson & Knauer 両氏²³⁾の測定値とほぼ一致したが、Spiers⁴⁷⁾氏の計算値より小さい。

2) a. $12 \sim 17\text{KeV}$ 間ではカセッテ前面、フィルム自体、とくに増感紙フロントのX線吸収は大きい。

b. 片面増感紙、片面乳剤フィルムの開発が期待される。

c. EFD $30 \sim 100\text{cm}$ 間で、逆2乗則からのずれは5~20%である。

3) a. 増感紙(BS)使用で、工業用ノンスクリーンフィルムの特性曲線の、低濃度部分の傾斜を高めることができる。

b. 同じく感度も高めることができる。

c. 同じ増感紙 BS でも、組み合せるフィルムの感度が低いほど増感率も低い。

d. 片面 BS は両面 BS に比し、感度に大差ないが、 γ 値は低下し、 $GrD_{1.0}^{0.5}$ 値もやや低下する。

e. $GrD_{1.0}^{0.5}$ 値は、 $R(RR) + BS > B(Y) + BS \geq R(RR)$ $No-sc > S(Y) No-sc$ の順である。

f. No-scの場合、 R, RR, S, Y 相互間の $GrD_{1.0}^{0.5}$ 値の差は、 γ 値のそれより小さく、両面 BS 使用によって R, RR, S, Y 相互間の γ 値の差も減少する。

4) a. No-sc の場合、 R, RR, S, Y 相互間の相対感度は $12 \sim 20\text{KeV}$ 間では不变と思われる。

b. $12 \sim 20\text{KeV}$ 間では、No-screen フィルムの感度は、線質(KeV)に対して直線的に増大する。

c. 両面 BS 使用の場合(3mmベーカライト入射面)は $12 \sim 17\text{KeV}$ 間でほとんど感度は変らない。

5) a. $12 \sim 17\text{KeV}$ の範囲で、我々のガラス管球無濾過装置では $KeV = 0.15kVp + 11$ 式がなり立つ。

b. 低圧では kVp を変えて線質の変化は少く、 kVp 値は線質の表示法として不適当である。

6) a. $12 \sim 17\text{KeV}$ の範囲では、ガラス管球無濾過装置の X 線出力は、Space charge 効果を補正して、 $(kVp)^{1.7}, (KeV)^{6.8}$ に比例した。

b. 同じく、X 線出力と mAs とは大体、直線関係にある。

c. ガラス管球無濾過は Be 管球 Al 0.8mm 濾過とほぼ等価であった。

7) a. Pt 粉末、剃刃、アクリライト塊よりなるテストチャートで解像力を検討した。

b. $R, RR, No-sc$ の解像力は Geometry が悪いと、 $R, RR + BS (\frac{1}{2}BS)$ と大差ない。

c. 密着に近い場合のほか、解像力は $R, RR, S, Y No-sc$ 相互間で大差ない。

d. R, RR, S, Y 何れも、片面 BS は両面 BS より高い解像力を示す。

e. R, RR, S, Y 何れも、BS(両面、片面)

を使用しても、Geometry の如何では No-sc よりも解像力を良くできる。

f. 同増感紙 BS でも、増感率の小さいフィルムほど解像力は良い。

g. Mammography では Geometry を良くすることがとくに必要と思う。

h. 偽解像様現象としての縞目模様（巾は Ug 値にはほぼ等しい）が、R, RR No-sc の場合に明瞭に見られた。この現象は乳房内の微細構造の診断上、注意する必要がある。

8) a. 日本人の乳房 Phantom としては 3~6 cm (平均 4.5 cm) 厚さのアクリライトが適当と思う。

b. 食用ハム塊も簡単な Phantom である。

9) a. 日本人乳房に対しては 12~16 KeV (半価層 0.2~0.4 mm Al) の多少軟い目の線質が良いであろう。

b. 適当な線質 (KeV) の上限は感光材料である。

10) a. X線管としては、ガラス管球の固有濾過を Al 0.3~0.6 mm 程度に減らし、また Be 管球では Al 0.3~0.6 mm 程度の濾過板を用いるのが良い。

b. ガラス管球の附加濾過板は除去しなければならない。

c. 低圧専用、大電流、小焦点管球の開発が望まれる。

11) a. 静止状態では 75μ (視力 1.0, 25 cm) を解像力の基準にとる。

b. 現在の装置では、1 mm 焦点、FFD 90 cm, 300 mA (実電流) の条件が適当であろう。

12) a. 動きのボケを考慮して 50μ を基準に取れば、増感紙 (両面、片面 BS とも) は解像力の点で使えない。

b. 基準を 70μ に取れば、R, RR + BS ($\frac{1}{2}$ BS) は解像力の点でも使用可能である。

c. 100μ まで許容すれば、Y + $\frac{1}{2}$ BS も使用できる。

d. 一般撮影や集検用として、増感紙 BS (片面、両面) の使用が望ましいが、精検の目的には

やはり RR No-sc を用いなければならない。

e. Mammography 用フィルムとしては RR が最も一般的で実用的である。

13) Y + BS を用いた 2 症例を図示した。

本論文の要旨は、日本医学放射線学会、第 109 回 (昭和 40 年 1 月)、第 117 回 (昭和 41 年 9 月) 関西地方会、第 25 回 (昭和 41 年 4 月) 総会 および 第 6 回 R I I 研究会 (昭和 40 年 9 月) において発表した。

最後に、御助言を頂いた本学医学部 X 線技師学校の内田、速水両講師に厚く御礼を申し上げるとともに、実験に協力して下さった寺田技官、竹本、赤松両技師に深謝して稿を終える。

文 献

- 1) 秋貞雅祥：日医放誌，26，(1966)，29~48.
- 2) 秋貞雅祥他：日医放誌，26，(1966)，399~418.
- 3) Asch,T.: Am. J. Röntg., 90, (1963), 366~372.
- 4) Berger, S.M. et al.: Am. J. Röntg., 96, (1966) 1046~1052.
- 5) Black, J.W. & B. Young: Brit. J. Rad., 38, (1965), 596~598.
- 6) Black, J.W., E. Samuel, B. Young, J.W.W. Thomson, P. Holmes: Proc. Roy. Soc. Med., 56, (1963), 767~776.
- 7) Bohrer, S.P.: Brit. J. Rad., 37, (1964), 237~240.
- 8) Donovan, R.J.: Am. J. Röntg., 91, (1964) 917~918.
- 9) Egan, R.L.: Mammography, Thomas, Springfield (1964).
- 10) Egan, R.L.: Radiology, 75, (1960), 894~900.
- 11) 江藤秀雄：日医放誌，14，(1954)，455~459.
- 12) Ewton, J.R. et al.: Cancer Bulletin, Nov.-Dec., (1962), 116~117.
- 13) Forman, M.: Am. J. Röntg., 88, (1962) 1126~1134.
- 14) Friedman, A.K. et al.: Radiology, 86, (1966) 886~891.
- 15) 深見敦夫：日医放誌，19，(1959)，572~605.
- 16) Gershon-Cohen, J.: Am. J. Röntg., 84, (1960) 224~226.
- 17) Gershon-Cohen, J. et al.: Cancer, 16, (1963) 961~964.
- 18) Gould, H.R. et al.: Am. J. Röntg., 84, (1960), 220~223.
- 19) Henke, B. L.: X-Ray Optics & X-Ray Microanalysis, Academic Press, N.Y. & London (1963), p. 157~172.

- 20) 浜田政彦：日医放誌，23，(1963)，591～602.
- 21) 伊東乙正他：日医放誌，21，(1962)，1013～1020.
- 22) 伊東乙正他：日医放誌，21，(1962)，1023～1029.
- 23) Jacobson, L.E. & I. Knauer: Radiology, 66, (1956), 70～83.
- 24) 加地昭夫, 土井邦雄: 極光 X-RAY, No. 20, (1966), 1～23.
- 25) Keats, T.E. et al.: Am. J. Röntg., 90, (1963) 359～365.
- 26) 木村健二郎編：放射線データーブック，地人書館 (1958).
- 27) Kremens, V.: Am. J. Röntg., 80, (1958) 1005～1013.
- 28) Leborgne, R. et al.: Brit. J. Rad., 36, (1963) 494～496.
- 29) Leborgne, R.: Am. J. Röntg., 65, (1951), 1～11.
- 30) Lindell, M.M. & J.J. Boyle: Am. J. Röntg., 86, (1961), 178～183.
- 31) Mannherz, K.H. u. K.H. Metschl: Münch. Med. Wschr., 104, (1962), 993～996.
- 32) Morgan, R.H.: Am. J. Röntg., 62, (1949) 870～880.
- 33) 中村実他：日医放誌，20，(1961)，2759～2765.
- 34) 野田峰男, 矢仲重信：X線撮影系に存在するボケの Nitka 法による解析, 第6回R I I 会議資料 (1965).
- 35) 大上進吾: Scientific Publications of the Fuji Photo Film Co., Ltd., No. 6 (1958).
- 36) Rossmann, K.: Am. J. Röntg., 87, (1962) 387～393.
- 37) Rossmann, K. & H.E. Seemann: Am. J. Röntg., 85, (1961), 366～371.
- 38) Ruzicka, Jr. F.F. et al.: Radiology, 85, (1965), 260～269.
- 39) Seemann, H.E.: Am. J. Röntg., 80, (1958) 112～116.
- 40) Seemann, H.E. & G. Lubberts: Medical Radiography & Photography, 40, (1964), 20～28.
- 41) Seidel, K.: Röfo., 101, (1964), 656～661.
- 42) Seyss, R.: Röfo., 86, (1957), 356～363.
- 43) Shepard, T.J. et al.: Radiology, 78, (1962) 967～969.
- 44) Siler, W.M. et al.: Am. J. Röntg., 91, (1964), 910～916.
- 45) Siler, W. et al.: Relative Merits of Glass and Be Window Tubes in Mammography, Discussions (Chairmrn Trout, Carrile).
- 46) 四宮恵次: 極光 X-RAY No. 17, (1961), 1～20.
- 47) Spiers, F.W.: Brit. J. Rad., 19, (1946), 52～63.
- 48) Stanton, L. et al.: Radiology, 81, (1963) 1～16.
- 49) Stanton, L. & D.A. Lightfoot: Radiology, 83, (1964), 442～454.
- 50) Stanton, L. & D.A. Lightfoot: Radiology, 87, (1966), 111～115.
- 51) 滝沢達児, 土井邦雄: 日医放誌, 23, (1966) 1029～1035.
- 52) 内田勝: 応用物理, 34, (1965), 97～107.
- 53) Witten, D.M.: Radiology, 81, (1963), 134～137.
- 54) Witten, D.M. & D.L. Thurber: Am. J. Röntg. 92, (1964), 14～20.
- 55) Wolfe, J.N.: Radiology, 83, (1964), 244～254.
- 56) 山崎武他: 臨床放射線, 10, (1965), 595～606.
- 57) 山下久雄他: さくら X-レイ写真研究, 16, (1965), 5～10.
- 58) Young, G.B.: Brit. J. Rad., 39, (1966), 230～232.