



Title	胆道造影法における微細描写について
Author(s)	山崎, 武; 金城, 武忠; 速水, 昭宗
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1974, 34(12), p. 873-879
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18146
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

胆道造影法における微細描写について

大阪大学微生物病研究所附属病院放射線科

山崎 武 金城 武忠

大阪大学医学部放射線医学教室（主任：重松 康教授）

速水 昭宗

（昭和49年7月11日受付）

（昭和49年8月21日 最終原稿受付）

Detail visibility of in vivo microradiography of the biliary tract in daily clinical practice

By

Takeshi Yamazaki and Taketada Kinjō

Department of Radiology, Osaka University Research Institute for Microbial Diseases

Akimune Hayami

Department of Radiology, Osaka University Medical School

(Director: Prof. Y. Shigematsu)

Research Code No.: 514

Key Words: *In vivo microradiography, Biliary tract, Mucosal folds of gall bladder*

Following to the former report⁶³⁾ about in vivo microradiography of the digestive tract, this issue concerns to the biliary system. In order to delineate the lowest concentration of iodine contrast media within abdomen, phantom experiments with iodine test chart from 18 kVp Be window x-rays to 150 kVp high voltage technique simulating the in vivo cholangiography, were conducted and the image quality was compared each other quantitatively. The followings were concluded from physical and technical consideration upon cholangiography. 1) Radiography of a biliary tract within abdomen may be nearly equal to radiography of the same biliary tract within air using x-ray beams transmitted from the abdomen, in case of medium or low kVp and sufficient elimination of scatter. 2) Quality of x-rays may be harder than the incident beam of x-rays by the transmission of abdomen, and numerical values of both A1 HVL and the equivalent kVp become about doubled for the transmitted x-rays. 3) Considering the K absorption edge of iodine, an optimum kVp may exist to delineate iodine contrast media selectively exclusive of both bone and soft tissue, and this optimum value is about 50 kVp (HVL 1.8 mm A1) for abdomens of 16–20 cm in thickness. 4) According to the former report, an optimum combination of focal spot size, screen-film system and magnification (geometry) was analysed to obtain the highest resolution of iodine contrast media of various concentrations. After some clinical experience

using this optimum technique with a high speed rotating anode x-ray tube (180 Hz operation, 0.8 mm focus, 450 mA loading), some new findings were noticed as to the fine structure of the biliary tract by viewing films with $\times 1.5\text{--}2$ magnifying lens. Exposure dose to the patient, however, increases to about 2-3 R/exp., being considerably high dose.

I 緒 言

胆道造影は消化管に次ぐ高い頻度の日常検査であるにも拘らず、経口ないし経静脈法(DIC)は他の部位のヨード造影法に比し著しく画質が劣り、ために多少の苦痛と危険を冒しても経皮経肝法(PTC)の様な直接造影が行なわれる。基礎的な研究も⁹⁾¹⁰⁾²⁰⁾²²⁾²³⁾⁴²⁾⁵¹⁾⁵²⁾⁵⁵⁾⁶⁰⁾少なく撮影術式が標準化されておらず、胆道造影剤の造影能がフルに利用されていないように思われる。例えば図(1)は文献的に見た胆道造影法のkVp値の分布

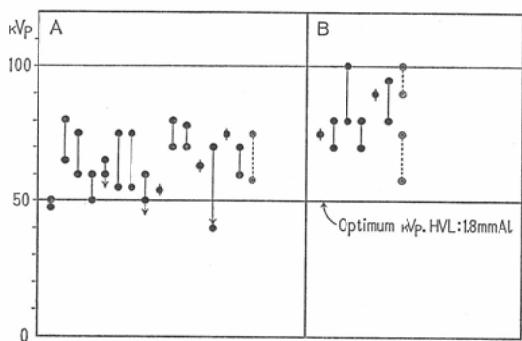


Fig. 1 Commonly used kVp ranges for clinical cholangiography found in the current literatures.

A: Oral, Venous or DIC.
B: PTC, Operative or T-tube.

を示すが、40~100 kVp の広い範囲にわたり読者を困惑させる。又臨床的にも最近Adenomyomatosis¹⁾⁸⁾²⁶⁾³⁵⁾⁴¹⁾⁴⁵⁾やSclerosing cholangitis⁸⁾¹⁴⁾⁴⁴⁾など微細病変が問題とされているので、前報⁶⁾³⁾に引き続き今回は胆道系の微細描写を目標に、患者被曝を考慮しながら物理技術および臨床の両面から至適撮影術式を検討した。

II 胆道モデルによる画質定量化的試み

局方ヨウ化カリウム(KI)の飽和水溶液(98 w/v %)より32, 16, 8, 4, 2, 1%の7段階の稀釀系列を作り、これを外(内)径4(2.5)mmの塩化vinylチューブの中に封入し、1cm厚さの

acrylite板上に並べた。このヨードチャートを胆道モデルとして acrylite phantom の中に入れて各種の条件で撮影し、次の方法で画質を比較した。

P₀%: vinyl周壁に対し内腔のKI水溶液柱が陽性に造影(Imaging)される最低のKI濃度値

N₀%: 同じく陰性に造影される最高のKI濃度値

O%: 周壁と内腔間のコントラストが丁度消失するKI濃度値

P₀-N₀は画像の形成されない(No image)濃度範囲を表わし、P₀-Oは鮮鋭度および撮影系コントラスト要素、Oは被写体コントラスト要素に対応する。鮮鋭度、コントラストのバランスした状態でKI水溶液柱の最も低濃度のものを描写することを目標に、P₀, O, P₀-Oのいずれも最小とな

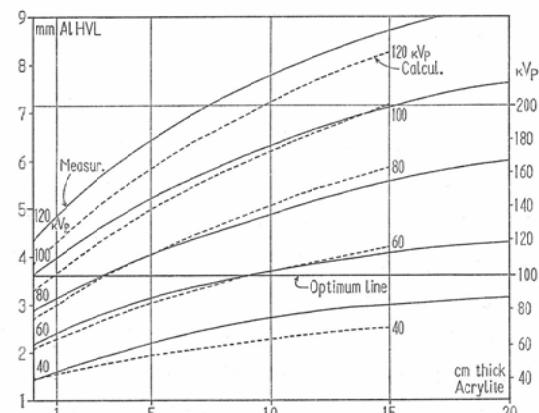


Fig. 2 Hardening of x-ray beams due to the transmission from acrylite phantom for human abdomen. X-TV, collimated to $9 \times 9 \text{ cm}^2$ at chamber position, Liebel-Flarsheim 8:1 grid. Theoretical values are calculated from computer simulation on the basis of Kramer's formula. (A preliminary report of this study was given at the meeting of the Radiation Image Information, Nagoya, Feb., 1974.)

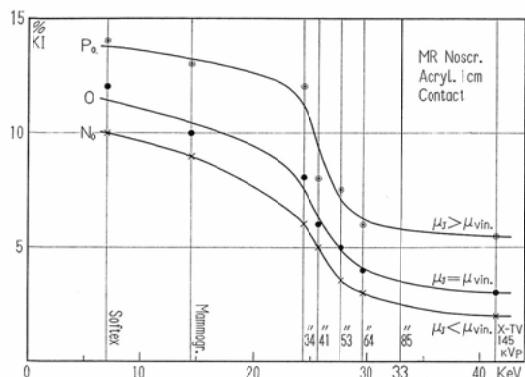


Fig. 3-A Experimental data with iodine test chart. Relative x-ray absorption and detail visibility of iodine contrast media (Kalium iodide water solution) to soft tissue (Vinyl chloride). Without phantom, the higher the kVp, the lower concentration of KI may be visualized. See text.

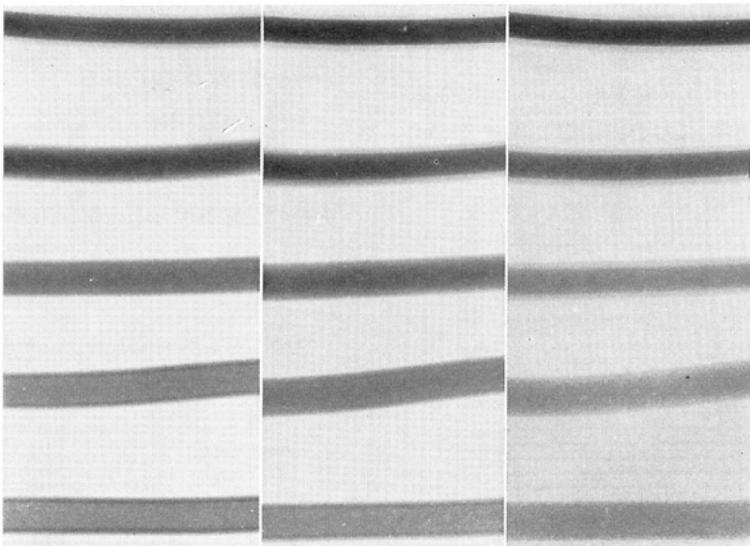


Fig. 3-B $\times 1.27$ optically magnified radiogram of iodine test chart. MR Noscr. Phantom (-). From the top, 24, 12, 6, 3 & 1.5% iodine concentration in order.
1. Mammography 25kVp. 2. X-TV 38kVp. 3. X-TV 145kVp.

り、従つて $P_0 - O \approx O$ となる様な画質のものを最良と判定した。図(3)-B。

III 胆道造影の物理的考察

A 分割狙撃撮影

X-TV (島津 US-4A, 格子比 8 : 1) の場合、80kVp 以下の電圧で六切分割撮影を行なえば、散乱線量は phantom 透過線量に比しこれを無視できる。従つてこの状態で人体内部の胆道を撮影することは、その厚さの人体フィルターを通したX線で空気中の胆道を撮影する事と等しい。

B 人体濾過によるX線線質の硬化

16~20cm厚さの腹部透過後には、入射X線が40~120kVp の範囲で、AI半価層値およびこれに相当する入射電圧換算 kVp 値はいずれも約2倍に上昇する。図(2)

C ヨード吸収端による胆道の選択的描写¹⁶⁾

ヨードのK吸収端は33keV (現用 X-TV で 85kVp 相当) であるのに、すべての文献は骨や軟部と同様低圧ほど高コントラストで良いとされるのは理解できない。ヨードチャートを空气中で撮影すると、 P_0 値、O 値とも電圧上昇に伴なつて sigmoid に下降し、30kVp 以下および 70kVp 以上では余り

変らない。 P_0-O 値は変動が少なく、50~60kVp で最小になる様である。図(3)。これは kVp を下げるとき相対的にヨードよりも vinyl (軟部組織) の吸収の方が大きく上昇するため、この場合は 100kVp (3.6mmAl HVL) 前後が最適となる。然し、体内にあり散乱線が充分除去された場合は更に人体透過の影響が加わり、体の厚さによって異なる最適の電圧がある。8cm 厚さで 62kVp (2.2 mmAl HVL), 16~20cm で 50kVp (1.8mmAl HVL) が最適となり、厚い人ほど低圧にしなければならない。これで骨や軟部組織とは別にヨード造影剤のみを選択的に最も良く描写できる。図(2)。

D ヨード造影剤の解像限界

図(4)は前報に従つて各種濃度のヨード水溶液の解像限界を概算したもので、中圧における Au チャート値に対する倍数で表わしている。

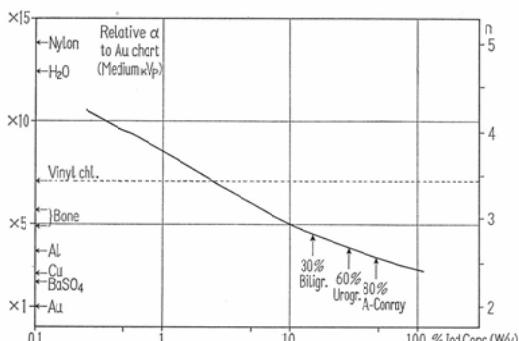


Fig. 4 Approximately calculated line resolution of various iodine contrast media, according to the former report.⁵³⁾ The higher the iodine concentration, resolution may be the better. Relative values to Au test chart.

IV 至適撮影術式

物理技術面で画質を良くしようとすれば被曝量が増し、臨床面からこれを企てると造影剤の副作用や手技に関わる危険が増える。従つて双方のバランスが取れた状態で画質を改善しなければならない。又文献にもしばしば述べられている如く曝射時間も動きのボケから見て 0.3~0.5 秒⁷⁾¹⁹⁾⁴⁹⁾ が限界で、以下では 60kVp, 格子比 8:1, 分割撮影を基準とする。焦点の大きさを f_μ , 人体透過

後の線質についてヨード造影剤に対する感光材料の解像限界を $\alpha_{J\mu}$ とする。 α_J はヨード吸収端の前後で管電圧 V と略々無関係に一定とみなす。焦点フィルム間距離 L cm, 被写体フィルム間 l cm とする。f, α_J , L, l の至適組合せについては前報 IV-A-(1) の解析をそのまま適用できる。前報

(6)式より、総合解像限界 y_μ は

$$y = \frac{fl}{2L} + \alpha_J \left(1 - \frac{l}{L}\right) \quad (1)$$

$\alpha_J^n = kS$ 式については、被写体指数 $n = 3$ とおける。電圧 V の如何にかかわらず

$$\frac{f_0 l}{\alpha_{J0}} = \frac{L - l}{1} \quad (2)$$

(2)式を満足する f_0 , α_{J0} , L, l の一組で y の 1 ケの極小値 y_0 が得られる。

$$\frac{f_0 l}{2L} = \frac{1}{2} \left[\alpha_{J0} \left(1 - \frac{l}{L}\right) \right] \quad (3)$$

$$\frac{1}{y_0} = \frac{2}{3} \left(\frac{1}{f_0} + \frac{1}{\alpha_{J0}} \right) \quad (4)$$

実際の撮影条件と総合解像限界 y_μ を計算すると表(1)の如くなる。ヨード濃度の高い PTC でも y は 200 μ 位である。患者被曝は 2~3 R/exp. に

Table 1. Practical exposure data and resultant line resolution for daily use, similarly calculated to the former report.⁵³⁾

Iodine conc. (W/V %)	29 (60%) (Urogr.)	15 (30%) (Biligr.)	6	2.5
L cm	108	94	79	68
y_μ ($l=10$ cm)	203	236	289	344
$\alpha_{J\mu}$ μ	183	216	273	334

L: Focus-film distance.

y: Resultant line resolution.

$\alpha_{J\mu}$: Line resolution of screen-film system for iodine contrast media.

800 μ focus, 60kVp (29 KeV), KX+MS, 450 mA, 0.25~0.5 sec., 8:1 Grid, 20 cm thick (l), n=3.

達し、診断被曝としては限界である。なお、PTC の様な高濃度造影の場合は、この標準条件の他に中~高圧撮影を加えて overlap する部分を解析する必要のあることは、他のあらゆる X 線検査と同様で造影剤を薄める²²⁾²³⁾ 必要は無いと思う。

V 臨床経験

われわれは次の順序で胆道検査を行なつてい



Fig. 5 T-tube cholangiography after cholecystectomy for cholelithiasis. Sclerosing cholangitis suspected because of irregular narrowing and ragged contour of the intrahepatic bile duct. $\times 1.4$



Fig. 6 Finely serrated fundal margin of the normal gall bladder. Oral method, 20min. after egg yolk. Female, age 18. $\times 1.6$

る。

1) Biloptin 6 球による経口法. 2) 30% Biliografin 40ccと5%糖液 200ccの混合点滴によるルーチン DIC. 3) 50% Biligrafin 40ccを用いた強化 DIC. 4) 60% UrografinによるPTC. 約200例の臨床経験において、硫酸バリウムほど微細な描写はできないが、胆道輪郭や胆石微細構造の観察に $\times 1.5 \sim \times 2$ のルーペ拡大も必要であった。図(5). 胆のう像の辺縁は一般に鋭利でなく、網目構造の胆のう粘膜すう襞が profil で鋸歯状～ブラシ状輪郭としてしばしば認められる。卵黄試験（特にDIC 5～6時間後）による半収縮時にこの凹凸が現われ易く、軽度の Adenomyomatosis との鑑別に問題を生じる。図(6), (7). なお図(8)は正常胆のう切除標本粘膜面の微細撮影像 ($\times 5$) である。又胆道壁を表わすと考えられる幅2mm位の平行な半透明帶 (Halo) が胆のうや総胆管像を囲むのもしばしば見られる。

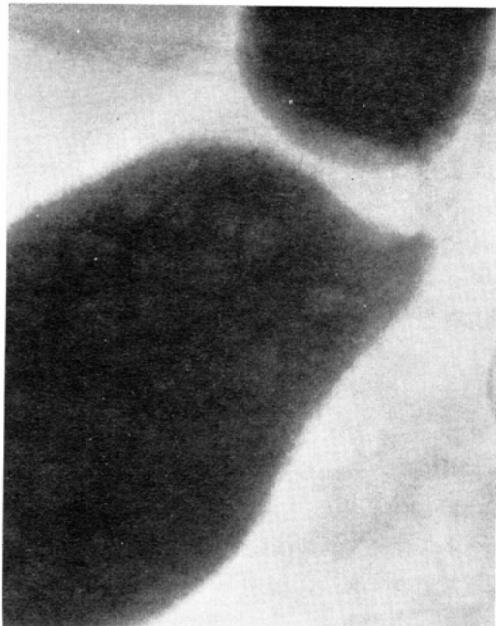


Fig. 7 Cholelithiasis and suspicious of slight segmental adenomyomatosis²⁶⁾ of the gall bladder. Brushborder of the narrowed portion. DIC 5 hrs pi. Male, age 31. $\times 1.4$

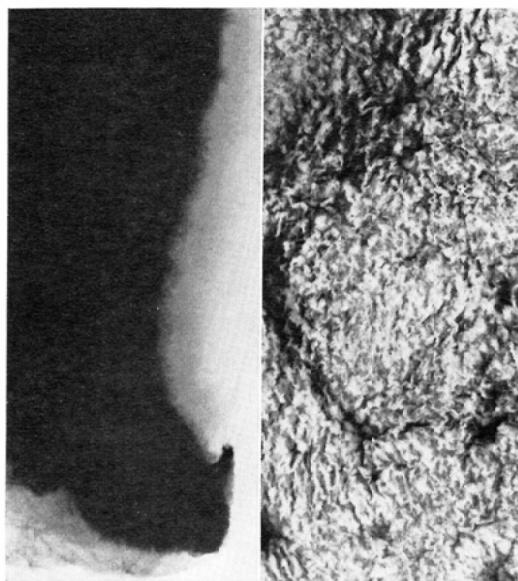


Fig. 8 Specimen microradiogram of mucosa of a resected gall bladder, without pathological evidence of Rokitansky-Aschoff sinuses.

A Brushborder of the tangential view. BaSO_4 .
B Reticular pattern of the face on view. Lipiodol Ultra-Fluid. fixed $\times 3$.

VI 総括ならびに結論

前報の消化管に引き続き、一般用 X-TV の透視下粗撃撮影による胆道微細描写法を検討した。最も低濃度のヨード造影剤を描写することを目標に、ヨードチャート(胆道モデル)を用いた phantom 実験により胆道造影像の画質を量量化し、相互比較を試みた。次に胆道造影法を物理的に考察し、以下の結論が得られた。1) 散乱線を充分除去した X-TV の中低圧分割撮影では、体内部の胆道を撮影することはその厚さの人体フィルターで濾過された X 線で空気中の胆道を撮影することとほど等しい。2) 腹部透過による X 線の線質硬化は、入射電圧換算 kVp 値および Al 半価層値として何れも約 2 倍に上昇する。3) ヨード吸収端を考慮すれば、体の厚さにより異なる最適の電圧値が存在し、これは 16~20cm 厚さで 50kVp, (1.8mmAl HVL) 前後である。これが骨や軟部組織を除いてヨード造影剤を選択的に最も良く描写できる線質である。4) 前報に従つて各種濃

度のヨード造影剤について最高解像力を得るための焦点、感光材料、拡大率 (Geometry) の至適組み合わせを解析した。3 倍高速回転型 0.8mm 焦点、450mA 負荷による臨床撮影の結果、胆道輪郭や胆石微細構造の観察に $\times 1.5 \sim \times 2$ のルーベ拡大が必要なことも多く、臨床的にも若干の新知見が得られた。患者被曝は 2~3 R/exp. 前後でかなり大きい。

本論文の要旨は昭和49年4月第33回日本医学放射線学会総会(東京)において発表した。

最後に、微研病院放射線科寺田、竹本両技官、赤松、東儀両技師の御協力に深謝して稿を了える。

文 献

- 1) Aguirre, J.R. et al.: Amer. J. Roentgenol., 107 (1969), 1—13.
- 2) 青山文七: 日医放誌, 28 (1969), 1521—1542.
- 3) Beck, K. (谷川久一, 田中幹夫共訳): 腹腔鏡アトラス, 医学書院, 東京 (1970).
- 4) Berk, R.N. and Wheeler, H.O.: Radiology, 103 (1972), 37—40.
- 5) Biligrafine 能書: Schering A.G.
- 6) Bloom, W. and Fawcett, D.W.: A Textbook of Histology, 8th edition, Saunders, Philadelphia 1962.
- 7) Bockus, H.L.: Gastroenterology, Vol. 3, 2nd edition, p. 567—876. Saunders, Philadelphia 1969.
- 8) Bornhurst, R.A. et al.: JAMA, 206 (1968), 1489—1494.
- 9) Cocchi, U.: Acta radiol., Suppl., 116 (1954), 561—569.
- 10) Feldman, M.I. and Keohane, M.: Radiology, 87 (1966), 355—356.
- 11) Fischer, H.W.: Radiology, 84 (1965), 483—491.
- 12) Fischer, H.W.: Amer. J. Roentgenol., 96 (1966), 477—483.
- 13) Frommhold, W. und Lagemann, K.: Röfo, 115 (1971), 464—475.
- 14) 福田 正, 小野山靖人: 放射線診断学, 2巻, p. 347—382, 南山堂, 東京, 1967.
- 15) 福島元之: 日医放誌, 18 (1958), 1087—1105.
- 16) Goodwin, Paul N.: Phy. Med. Biol., 19 (1974), 258.
- 17) 長谷川雅朗: 日医放誌, 28 (1968), 39—57.
- 18) Herms, H.-J. et al.: Röfo, 111 (1969), 221—230.
- 19) Hodgson, J.R.: Radiol. Clinic of North Amer., 8 (1970), 85—97.

- 20) Hornykiewytsch, Th. und Stender, H.Sr.: Röfo, 79 (1953), 292—309.
- 21) Howland, W.J. et al.: Radiology, 107 (1973), 71—73.
- 22) Hülse, R. und Steltzig, H.-H.: Röfo, 108 (1968), 746—749.
- 23) 兵頭春夫他：日医放誌，第33回総会（1974）。
- 24) 稲本一夫他：臨放，19（1974），381—386.
- 25) 地引明美：日医放誌，25（1965），795—805.
- 26) Jutras, J.A.: Amer. J. Roentgenol, 83 (1960), 795—827.
- 27) 小池宣之, 中村昌成：日医放誌, 22 (1962), 979—989.
- 28) 小池宣之, 中村昌成：日医放誌, 22 (1962), 1241—1248.
- 29) 小池宣之他：日医放誌, 30 (1970), 500—507.
- 30) 小池宣之, 范 清鈺：日医放誌, 30 (1970), 508—517.
- 31) Krieger, J. et al.: Radiology, 95 (1970), 369—376.
- 32) 鎌田博吉他：臨放, 11 (1966), 740—751.
- 33) 草地伸勲：日医放誌, 18 (1959), 1645—1658.
- 34) Legge, D.A. et al.: Amer. J. Roentgenol, 113 (1971), 34—40.
- 35) Löwenhardt, K.: Röfo, 93 (1960), 259—261.
- 36) Martinez, L.O. et al.: Amer. J. Roentgenol, 113 (1971), 10—15.
- 37) Mattsson, O. (江藤秀雄, 吉村克俊共訳)：ニッケル線写真撮影法の実際的諸問題, 克誠堂出版, 東京, 1957.
- 38) McNulty, J.G.: Radiology, 90 (1968), 570—575.
- 39) Miller, R.E. et al.: Radiology, 110 (1974), 61—65.
- 40) Mujahed, Z. et al.: Amer. J. Roentgenol, 113 (1971), 21—26.
- 41) Ochsner, S.F.: Amer. J. Roentgenol, 113 (1971), 1—9.
- 42) Oeser, H. und Rach, K.: Röfo, 99 (1963), 612—615.
- 43) 恩田和彦：日医放誌, 19 (1959), 322—345.
- 44) 大藤正雄他：経皮の胆道造影, 医学書院, 東京, 1973.
- 45) Pohl, R.: Röfo, 93 (1960), 257—258.
- 46) 李 元琳：日医放誌, 30 (1970), 216—225.
- 47) Sacchetti, G. et al.: Amer. J. Roentgenol, 119 (1973), 40—45.
- 48) Schinz, H.R. et al.: Röntgendiagnostik, Ergebnisse 1952—56, p. 491—550. Thieme, Stuttgart 1957.
- 49) Shanks, S.C. and Kerley, P.: A Textbook of X-ray Diagnosis, Vol. 3, 3rd edition, p. 465—507. Lewis, London 1958.
- 50) Shapiro, J.H. et al.: Amer. J. Roentgenol, 82 (1959), 1003—1010.
- 51) Shipps, F. and Mckirdie, M.: Amer. J. Roentgenol, 119 (1973), 46—51.
- 52) 篠原慎治：日医放誌, 23 (1963), 1021—1028.
- 53) Ter-Pogossian, M.M. (宮川正他訳)：放射線診断の物理, 朝倉書店, 東京, 1970.
- 54) Teshendorf, W.: Lehrbuch. rö. D.d., B.II, 3 Aufl., p. 298—370, Thieme, Stuttgart 1964.
- 55) Virtama, P.: Acta radiol., 56 (1961), 193—201.
- 56) Wastie, M.L. et al.: Amer. J. Roentgenol, 119 (1973), 71—77.
- 57) Watson, A. et al.: Brit. J. Radiol., 43 (1970), 248—250.
- 58) Whitney, B. and Bell, G.D.: Brit. J. Radiol., 45 (1972), 891—895.
- 59) Young, W.B.: Amer. J. Roentgenol, 119 (1973), 4—39.
- 60) 山下一也：日放技誌, 18 (1963), 243—251.
- 61) 山崎岐男他：臨放, 16 (1971), 613—619.
- 62) 山崎武他：日医放誌, 31 (1972), 1255—1263.
- 63) 山崎武他：日医放誌, 33 (1973), 773—785.