

Title	消化管微細撮影法の至適術式について
Author(s)	山崎, 武; 清水, 秀祐; 金城, 武忠 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1973, 33(10), p. 773-785
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20635
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

消化管微細撮影法の至適術式について

大阪大学微生物病研究所附属病院放射線科

山崎 武 清水 秀祐 金城 武忠

大阪大学医学部放射線医学教室 (主任: 立入 弘教授)

速水 昭宗

島津製作所電子管工場

香 川 威

(昭和48年6月19日受付)

Selection of the optimum technique of in vivo microradiography of the digestive tract in daily clinical practice

By

Takeshi Yamazaki, Hidesuke Shimidzu and Taketada Kinjō

Department of Radiology, Osaka University Research Institute for Microbial Diseases

Akimune Hayami

Department of Radiology, Osaka University Medical School

(Director: Prof. H. Tachiiri)

Takeshi Kagawa

Electronic Tube Plant, Shimadzu Seisakusho Ltd., Kyoto

Research Code No.: 501

Key Words: *In vivo microradiography, Digestive tract, Intestinal villi, Innominate groove*

This report aims to obtain a high resolution radiogram of the digestive tract requiring optical magnification with routine spot radiography of an ordinary x-ray TV unit. Experimental formulae were derived for the mathematical analysis from phantom experiments upon the followings: 1) the relation between tube voltage "V" and both the effective focal spot size "f" and line resolution " α_0 " of screen-film systems, 2) the variation of " α_0 " values with the density and atomic number of subjects, 3) the correlation between " α_0 " and the relative speed of screen-film systems, 4) the correlation between "f" and its maximum radiographic rating (calculated on the exposure rating charts of many diagnostic x-ray tubes), 5) the relation between grid ratio "G" and its increasing exposure factor, 6) the increase of " α_0 " values due to scattered radiation fog and its improvement by grid. From these experimental data, more detailed than the former report⁶⁵⁾, an optimum set of f, α_0 , Magnification (Geometry), G, and V was introduced analytically to minimize both the resultant line resolution and the exposure dose to the patient, in case of constant exposure time, unit radiographic density and maximum heat unit radiography. As a result, the following combination was concluded for a standard Japanese: a newly designed high speed rotating anode x-ray tube (180 Hz operation) with 0.8 mm focus, ordinary medical x-ray film

with ultrafine grain screen, focus-film distance 116 cm, 8:1 grid, 88 kVp, 0.1 sec. Well collimated gastrointestinal picture near the film may be enlarged 2-3 times optically without blurring. Barium sulphate is of 70-120 w/v%. The digestive tract of the patients has been examined routinely by this technique, viewed with magnifying lens and some new clinical findings were noticed as to the fine structure of gastrointestinal mucosae. Exposure dose to the patient is about 0.24 R/exp.

I 緒言

II 総合解像力計算のための実験式

- A 感光材料および焦点の解像力と撮影電圧との関係
- B 被写体による解像力の差
- C 感光材料の解像力と感度との相関性
- D 焦点の単位面積当りの最大出力X線強度と焦点の大きさとの関係
- E 格子比と露出倍率との関係
- F 被写体からの散乱による解像力の劣化と格子, Groedel 法による改善

III 解像力によるX線撮影系の解析

IV 標準条件撮影法

- A 格子なしの場合
 - (1) 焦点と感光材料の至適組み合わせ
 - (2) 被曝線量とg値
- B 格子使用の場合
 - (1) 焦点と感光材料の至適組み合わせ
 - (2) 格子比と焦点フィルム間距離の至適組み合わせ
 - (3) 密着撮影の場合
 - (4) X-TV用高速回転陽極X線管 CIRCLEX 0.8 P38による数値計算
 - (5) 直接拡大法と間接拡大法の比較

V 臨床的応用

VI 総括ならびに結論

I 緒言

病理組織診断のレベルでの微細構造を, in vivo でのX線検査によつて描写, 診断することを目標にして, 著者らは乳房, 四肢, 胸腹部の低圧~微細撮影法^{55)~66)}を検討して来た. 前報⁶⁵⁾では, 妥当な被曝線量と最短の曝射時間で最高の総合解像力を得るための至適撮影術式を検討し, 臨床撮影に応用した. 最近消化管直接拡大法に関する報告¹⁹⁾²²⁾²⁸⁾³⁰⁾³²⁾⁵³⁾⁵⁷⁾が相次いでいるので, われわれも一般用X線テレビ(X線管は島津 CIRCLEX P

38, 0.8mm焦点試用)の狙撃撮影によつて肉眼では見難い消化管像を得ようと試みた. 先ずPhantom実験と撮影理論的解析を行ない, 焦点, 感光材料, 格子比, 拡大率(Geometry)および管電圧をどう組み合わせれば, 被写体内部の硫酸バリウムが最も良く解像されるかを検討した. 更にこれを日常の臨床撮影に応用し, ×3までの光学的拡大に耐える鮮鋭な患者写真が得られたので以下これについて報告する.

II 総合解像力計算のための実験式

A 感光材料および焦点の解像力と撮影電圧との関係

X線用感光材料の解像限界を $\alpha_0\mu$ (Au チャート), X線管実効焦点の大きさを $f\mu$, 電圧を $VkVp$ とする. 図(1)より

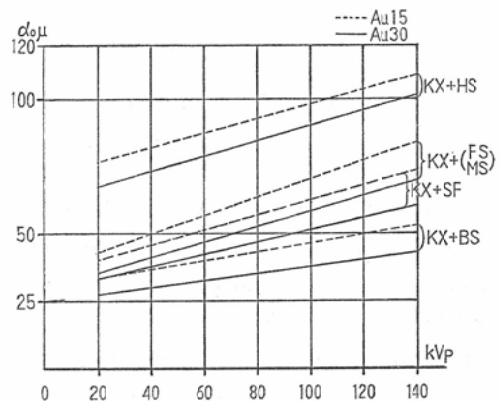


Fig.1. Linear relation between the line resolution α_0 and tube voltage of some screen-film systems.

Au chart, Phantom (-)

20-60 kVp: HVL 0.4-0.6mm Al.

40-140 kVp: HVL 1.4-5.0 mm Al.

$$\left. \begin{aligned} \alpha_0 &\cong \alpha_c(1+mV) \\ m &\cong 1/173 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (1)$$

20~140kVp の範囲で (1)式が適用できる. α_c は

感光材料固有値である。計算値と実測値のズレは最大20%以下である。Nylon チャートでも同様の現象が見られる。f 値は管電流一定の場合Vとは無関係に一定である(40~140kVp), 最大負荷撮影(kVp×mA)の状態ではVが大きい程fは小さいが, α₀ に比しその変動は少ないと思われ, 以下では近似的に f はVと無関係に一定と見なす。

B 被写体による解像力の差

Nylon チャートの α₀ 値は Au チャートのそれより12~17倍も大きい⁶²⁾。これはコントラスト低下によるもので, この α₀ 値の増大を減弱係数 μ の函数として考える。35KeV 以下の, 一般診断領域では, μ は ρZ³ に比例するから, α₀ は μ^θ = (ρZ³)^θ に比例するとして, Nylon (Z_r = 6.1) と Au の α₀ 値から実験式の指数 θ を求めると, θ ≃ -1/4 となる。

任意の被写体 (ρ, Z_r) については

$$\frac{\alpha_0}{\alpha_{0Au}} \doteq \sqrt[4]{\frac{19.3 \times 79^8}{\rho Z_r^3}} \dots\dots\dots (2)$$

(2)式を用いて Au チャートの実測値から近似計算できる。Z_r は光電吸収に対するMayneord 氏²⁵⁾の実効原子番号である。硫酸バリウム, 骨 [Ca₃(PO₄)₂~Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂として] の α₀ 計算値は Au チャート (30 μ) の 2 倍, 5 倍となる。表

Table(1) Approximately calculated α₀ values in microns of both BaSO₄ and bone(in parenthesis) from Table (1) of the former report⁶³⁾ and Fig. (1) of this issue.

	40 kVp	80 kVp	120 kVp
Kodak M No-scr.	10 (25)	—	—
Sakura MR No-scr.	16 (40)	—	—
MR+BS	26 (65)	—	—
MR+(FS MS)	36 (90)	—	—
Fuji KX+BS	54 (135)	70 (175)	80 (200)
KX+SF	—	94 (235)	112 (280)
KX+(FS MS)	80 (200)	106 (265)	128 (320)
KX+HS	—	168 (420)	192 (480)

(1)参照.

C 感光材料の解像力と感度との相関性

前報⁶³⁾では α₀ と感度 S との間に, k を定数として α₀ⁿ = kS なる比例関係を置いたが, Au 以外の, 例えば既報⁶²⁾の Nylon データについて見ると, α₀ⁿ ≃ kS となり, 指数は被写体によつて異なる。一般に α₀ⁿ = kS とおけば, n が大きい事は α₀ と S との間に相関性が少ないことを, 逆に n

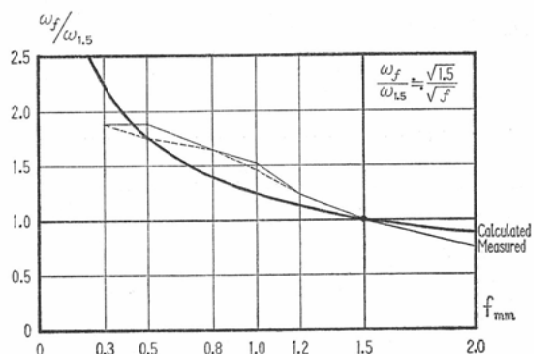


Fig. 2. Correlation between the maximum radiographic rating (kV×mA) per unit area of the effective focal spot of many diagnostic x-ray tubes and the nominal effective focal spot sizes.

Relative value to the 1.5 mm focus.

60 Hz ◡ 60 kVp 0.1 sec.

Shimadzu CIRCLEX: M 10-13, U 10-13, P 13-18, UCL, PCL Series..... PCL & P18 omitted.

= 2 は近似的に α₀ が被写体と無関係であることを意味する。硫酸バリウム, 骨の n 値を Au = 2, Nylon = 5 から直線的に内挿すると, それぞれ n ≃ 2, n ≃ 3 となる。n を被写体指数と定義する。

D 焦点の単位面積当りの最大出力X線強度と焦点の大きさとの関係

f なる焦点の最大X線出力を A (R·cm²/sec), 単位面積当りのそれを ω_f (R/sec) とすると, A = ω_ff². ω_f は実効焦点の単位面積当りの最大負荷電流 i/f² に比例するから, ω_f と f との関係は, kVp, sec を指定して i/f² と f との関係を見れば分る。図 (2)は各種の診断用X線管の短時間定格

図よりこの関係を求めたものである。1.5mm焦点を基準にとつて $\omega_f/\omega_{1.5}$ 比と f との関係を示す。単位面積焦点の ω_f を ω_1 とすれば、実験式として

$$\frac{\omega_f}{\omega_1} \doteq \frac{1}{\sqrt{f}} \dots \dots \dots (3)$$

(3)式があてはまり、 f が 0.3mm~ 2.0mmの範囲で、計算値と定格値とのズレは20%以下である。

E 格子比と露出倍率との関係

密着またはこれに近い状態を想定し、格子比をG、格子を用いた場合と用いない場合の露出比をEとする。高橋氏⁴⁴⁾、江藤氏¹³⁾らの実測資料から解析を容易にするためのGE間の関係式を求めると、 $G : 4 \sim 10$ 、 $V : 50 \sim 120kVp$ の範囲で、

$$E \doteq \gamma G \dots \dots \dots (4)$$

γ はVによつて変わるがGと無関係の定数である。 $G \geq 1/\gamma$ の近似計算による誤差は最大13~25%以下である。

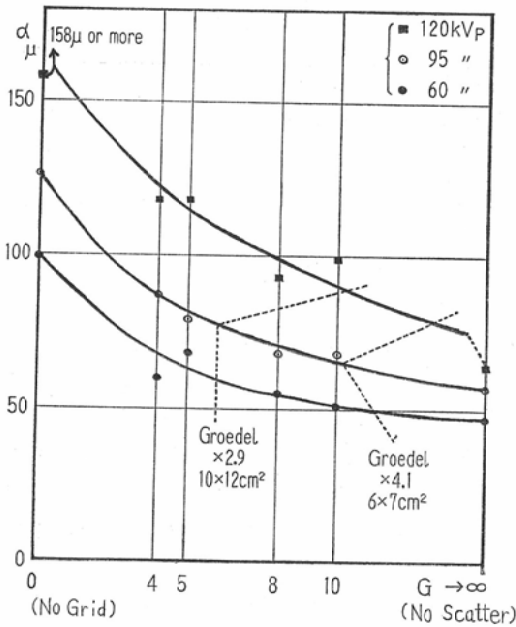


Fig. 3. Scattering from subjects increases the line resolution of a screen-film system and both grid and Groedel technique result in its improvement. α values in microns are plotted against grid ratios and tube voltages.

Phantom: 160 cm² Acrylite 16 cm thick, KX +MS, Au 30 μ chart, chart-film contact. Equivalent G values of Groedel technique are inserted in the figure.

F 被写体からの散乱による解像力の劣化と格子、Groedel 法による改善

Acrylite 16cm厚さの場合、Au チャートの解像限界は Phantom なしの場合に比し2~ 2.5倍以上に上昇する。60~ 120kVp, 密着撮影。図(3)は格子使用によるその改善状況を示す。Phantom, 格子使用の場合の解像限界を $\alpha\mu$ とすると、図(3)より実験式として

$$\alpha \doteq \alpha_0 \left(1 + \frac{q}{G^{3/2}}\right) \dots \dots \dots (5)$$

$(q \geq 0)$

(5) 式で実測値とのズレが最も少なく、最大19%以下である。 q はGと無関係の Dimension ゼロの定数で、Vおよび Phantom 厚さTによつて異なる。 q を散乱体係数と定義する。Acrylite 厚さ8 cmの場合は ($G \geq 4$), $q \doteq 0$ と見なしうる。次に直接拡大法における散乱線の影響を見るため、格子なしで Phantom のみを3~ 4倍拡大撮影の位置まで離れた時の α 値を実測し、図(3)に併せ示した。3倍拡大時の Groedel 効果は密着撮影時の格子比6~10にほぼ相当する。

III 解像力によるX線撮影系の解析

解像力は鮮鋭度とコントラストの双方を含む概念で、X線写真の良否を判定する為の、容易に実測できる指標である。図(4)によつて最も一般的な臨床X線撮影系を表わす。江藤氏⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾の総合解像力計算式と上記の諸実験式を用いて、フィルム面より l cm ($L > l > 0$) の距離にある病巣部の総合解像力 $y\mu$ と患者被曝線量 X_{PR} を検討する。上記D項より

$$\omega_1 = CZiV^2$$

$$iV = P_0 \text{ とすると}$$

$$\omega_f = \frac{(CZP_0)}{\sqrt{f}} V$$

Cは定数、Zはターゲットの原子番号である。(CZP₀)は単位面積焦点のX線管についてVと無関係に一定。次に被写体を透過するX線量は V^4 に比例するとして、被写体透過率Qは

$$Q = pV^2$$

pはVと無関係の被写体に関する定数。撮影は常に最大負荷で行ない、濃度 $D = 1.0$ 一定とする。

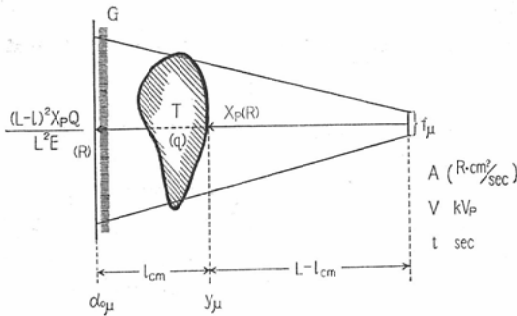


Fig. 4. Schematic diagram and nomenclature of a given radiography technique with or without grid.

Assumptions:

$$\alpha_o = \alpha_c(1+mV)$$

$$\alpha_o^3 = kSV^2$$

$$Q = \rho V^2$$

$$\omega_f = \frac{\omega f}{\sqrt{f}}$$

$$E = \gamma G$$

$$g = \left(\frac{1}{2y}\right)$$

$$g = \frac{1}{(Xp)^a}$$

$$\alpha = \alpha_o \left(1 + \frac{q}{G^{3/2}}\right)$$

$$\frac{\alpha_o}{\alpha_o Au} = 4 \sqrt{\frac{19.3 \times 79^3}{\rho Z_c^3}}$$

max. Vi: Radiographic Rating

$$D = 1.0$$

Target

Filter

Phantom

constant

動きのボケは複雑な上、Heat Unitの扱いも困難なため、以下 $t = \text{一定}$ とする。この系の総合解像力 y は前報と同様、

A: 散乱が無視できる場合 (格子なし).

$$y = \frac{fl}{2L} + \alpha_c(1+mV)\left(1 - \frac{1}{L}\right) \dots (6)$$

B: 格子使用の場合

$$y = \frac{fl}{2L} + \alpha_c(1+mV)\left(1 + \frac{q}{G^{3/2}}\right)\left(1 - \frac{1}{L}\right) \dots (7)$$

L は焦点フィルム間距離である。患者被曝線量 Xp は

$$Xp = \frac{At}{(L-1)^2} = \frac{(CZP_0)f^{3/2}Vt}{(L-1)^2} \dots (8)$$

或る X線撮影系の良さを表わす数値として、

$$g = \frac{1}{(Xp)^a} \dots (9)$$

($a > 0$)

で良さ因子 g を定義する。 g 値は $a = 1$ の場合、単位被曝線量当りの解像力 (L/mm) 値を表わす。 g が大きい程良く、 a は解像力と被曝線量間

の比重を意味する。写真濃度 D は

$$D = S \frac{At}{L^2} Q \cdot \frac{1}{E} = 1.0$$

上記 C 項より、 $\{\alpha_c(1+mV)\}^n = kS$

$$\text{従つて } \frac{\alpha_c^n(1+mV)^n \cdot (CZP_0)f^{3/2}Vt}{k} \cdot pV^2 \cdot \frac{1}{\gamma G} = 1.0$$

$k/p = B^2$, $CZP_0 = C_0^2$ とおくと

$$\frac{\alpha_c^n(1+mV)^n f^{3/2}V^3}{L^2 G} = \frac{\gamma B^2}{C_0^2 t} = \text{一定}$$

..... (10)

格子なしの場合、 $\gamma G = E = 1$ となる。(10)式が定濃度撮影の条件式である。この条件を満足し乍ら y , Xp を最小に、そして g を最大にする様な α_c, f, L, G, V の一組が存在するか否か? この様な一組を標準撮影条件と定義する。

IV 標準条件撮影法

A 格子なしの場合

被写体の薄い時や Groedel 法の場合は散乱線が無視できるので格子を用いないから、(10)式より $E = 1$ として

$$\alpha_c^{n/2} (1+mV)^{n/2} f^{3/4} V^{3/2} = \frac{BL}{C_0 \sqrt{t}} \dots (11)$$

(1) 焦点と感光材料の至適組み合わせ

L, V を指定すれば、(11)式より

$$\alpha_c(1+mV) = \left\{ \frac{\left(\frac{B}{C_0} L\right)^{2/n}}{V^{3/n} t^{1/n}} \right\} \cdot f^{-3/2n} \dots (12)$$

(12)式を(6)式に代入して $\alpha_c(1+mV)$ を消去し、 y を f について微分すれば、 y の極小値 y_0 を与える f_0, α_c は各 1ヶ存在する。

$$\frac{f_0}{\alpha_c^{2/n}} = \frac{L-1}{1} (1+mV) \dots (13)$$

従つて焦点と感光材料間には

$$\frac{f_0 l}{2L} = \frac{3}{2n} \left\{ \alpha_c(1+mV) \left(1 - \frac{1}{L}\right) \right\} \dots (14)$$

なる関係がある。

$$\frac{y_0}{\left(\frac{3+2n}{2n}\right)\alpha_c} = \frac{L-1}{L} (1+mV) \dots (15)$$

$$\frac{y_0}{\left(\frac{3+2n}{6}\right)f_0} = \frac{1}{L} \dots\dots\dots (16)$$

$$\frac{1}{y_0} = \frac{1}{\left(\frac{3+2n}{6}\right)f_0} + \frac{1}{\left(\frac{3+2n}{2n}\right)\alpha_{co}(1+mV)} \dots\dots\dots (17)$$

硫酸バリウムでは $n=2$ であるから、以下すべて $n=2$ の場合についてのみ考える。 f_0, α_{co}, y_0 いづれも l, t, L, V の一組で決定され、 l 値を変えた場合、 $l=3/7L$ の時に y_0 は 1ケの極大値をとる。また f_0, α_{co}, y_0 ともに高圧ほど小さくなる。

(2) 被曝線量と g 値

(8), (12) 式より、 $n=2$ として、 L, V 指定の場合

$$X_p = \left\{ \frac{BL}{(L-1)V\alpha_c(1+mV)} \right\}^2 \dots\dots\dots (18)$$

上記の極小値 y_0 を与える条件での被曝量を X_{p0} とすると、 α_{co}, y_0 値より

$$X_{p0} = \left(\frac{7B}{4yV}\right)^2 \dots\dots\dots (19)$$

X_{p0} は $l=3/7L$ の時に 1ケの極小値をとり、高圧ほど小さくなる。この X_{p0} と y_0 値によつて作られる g 値を g_0 とすると、 g_0 は a と無関係に高圧ほど大きい。 $a > 1/2$ とすれば $l=3/7L$ の時 g_0 は最大となり、 $a < 1/2$ とすればその逆になる。 $a = 1/2$ とすれば g_0 は l と無関係になる。

B 格子使用の場合

次に被写体が厚く、密着に近い状態で散乱線が無視できない場合を考える。

(1) 焦点と感光材料の至適組み合わせ

上記 IV-A-(1)と同様にして、 V, L, G を指定した時、 y を最小にする f, α_c の一組を求める事ができる。(7), (10) 式より、 $n=2$ として、 y の極小値 y_1 を与える f_1, α_{c1} の一組が存在し、両者間に次式の関係がある。

$$\frac{f_1}{3/2\alpha_{c1}(1+mV)\left(1+\frac{q}{G^{3/2}}\right)} = \frac{L-1}{l} \dots\dots\dots (20)$$

(2) 格子比と焦点フィルム間距離の至適組み

合わせ

逆に V, f, α_c を指定し、 G, L を可変とした場合は、(10) 式の $n=2$ として

$$G = \left\{ \frac{C_0^2 t}{\gamma B^2} \cdot \alpha_c^2 (1+mV)^2 f^{3/2} V^3 \right\} \cdot L^{-2} \dots\dots\dots (21)$$

この G を用いて (7) 式の G を消去し、 y を L について微分すると、 y の極小値 y_2 を与える G_0, L_0 の一組が得られ、両者間に次式が成立つ。

$$\frac{3L_0 - 2l}{G_0^{3/2}} = \frac{1\left\{\frac{f}{2} - \alpha_c(1+mV)\right\}}{\alpha_c(1+mV)q} \dots\dots\dots (22)$$

但し $\frac{f}{2} > \alpha_c(1+mV)$

(3) 密着撮影の場合

$l=0$ の場合は、 $y = \alpha_c(1+mV)\left(1+\frac{q}{G^{3/2}}\right)$ となる。任意の V, f, L を指定し、 α_c, G を可変とした時、 y は

$$\frac{q}{G_1^{3/2}} = \frac{1}{2} \dots\dots\dots (23)$$

となる様な G_1 で 1ケの極小値 y_3 を取り、 α_c の如何を問わない。

$$y_3 = \frac{3}{2} \alpha_c(1+mV) \dots\dots\dots (24)$$

(4) X-TV 用高速回転極陽 X線管 CIRCLEX 0.8 P38 による数値計算

島津では X-TV の画質を良くするため、従来の一般用 1.5mm 焦点とほぼ同負荷に耐える 0.8mm

Table(2) Exposure data and calculated resultant line resolution of our in vivo microradiography of the digestive tract compared to those of the macroradiography with 100μ focus tube in the literature.

	Macroradiogr.	Microradiogr.
kVp	120	88
mA	15~20	350
sec	0.1	0.1
L cm	105	116
l cm	70	10
Magnification	× 3	× 1.09
G	—	8
f_μ	100	800
Film & Screen	KX+HS	KX+SF(BS)
$y_\mu(\text{BaSO}_4)$	121	139 (113)

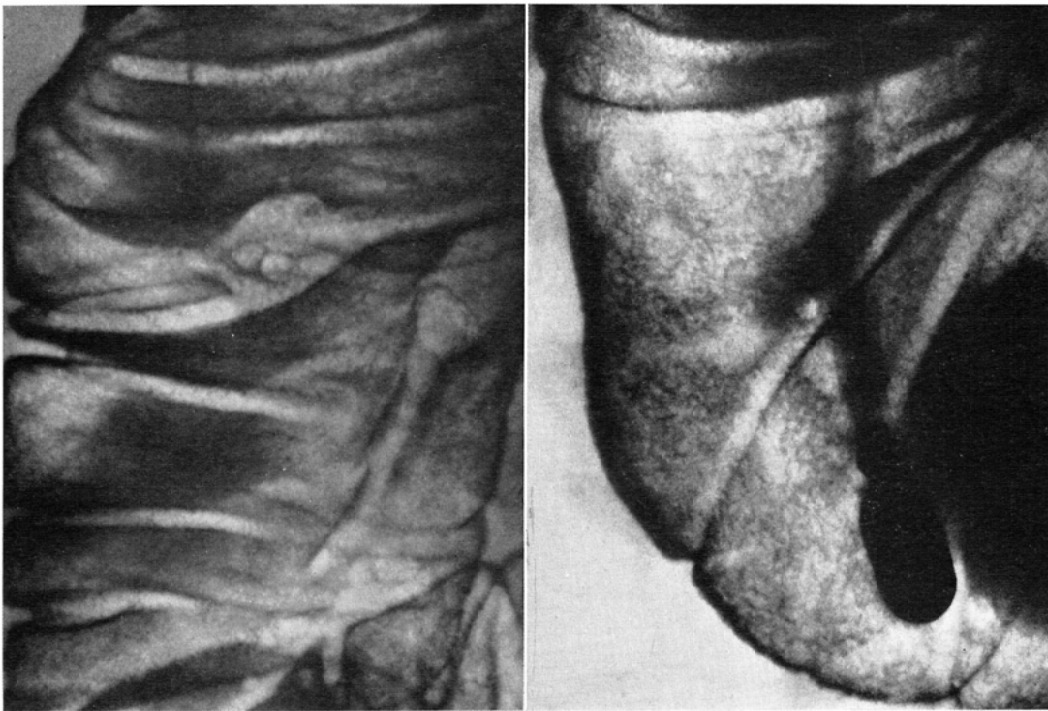
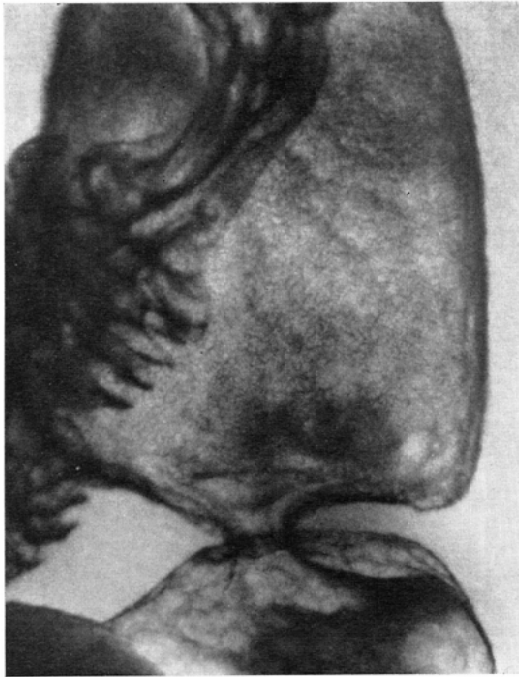


Fig. 5. Velvety reticular appearance of the mucosal surface of duodenal loop.
×2.7 optically magnified.
a) bulb b) middle of D₂ c) inferior flexure

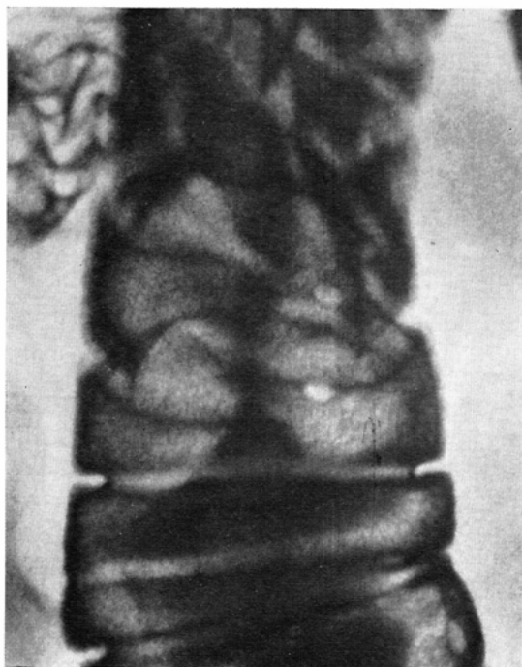
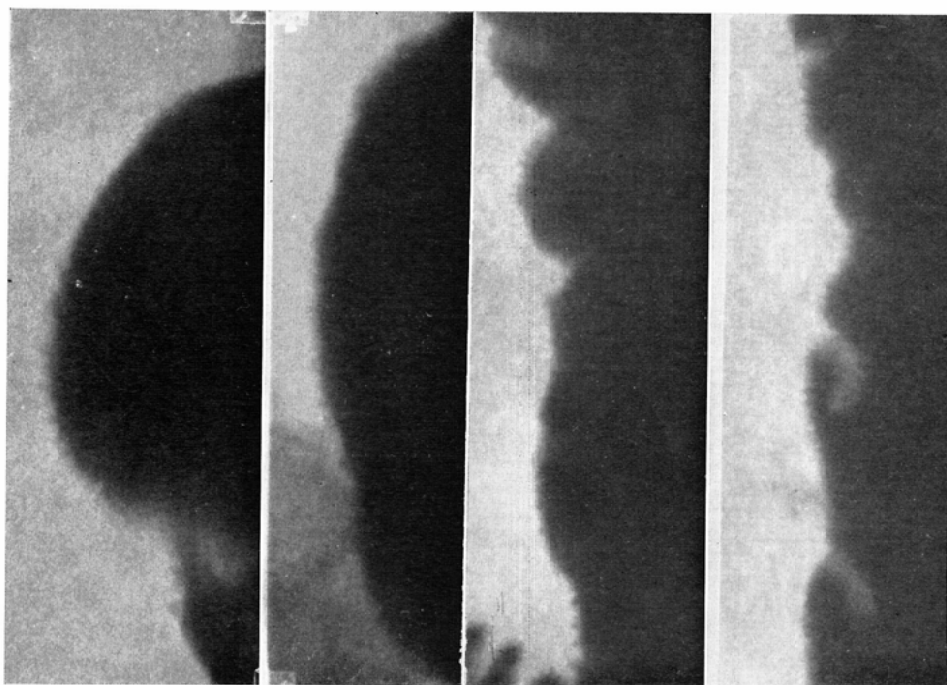


Fig. 6. Finely serrated or brushy bordered double contour of the small intestine.
a) duodenal bulb b) jejunum c) jejunum $\times 2.7$.

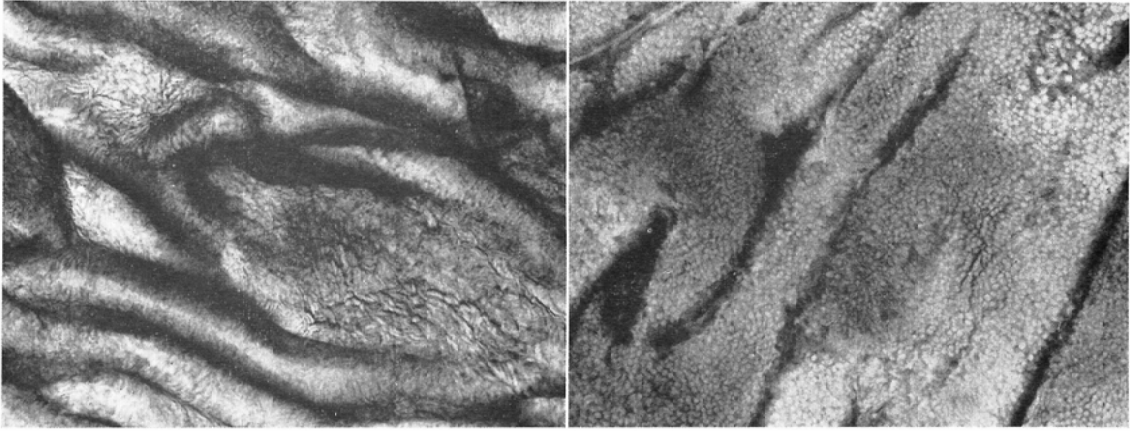


Fig. 7. Microradiogram of a barium-coated specimen (fixed) of the resected small intestine. $\times 10$.

a) duodenum, second portion b) terminal ileum

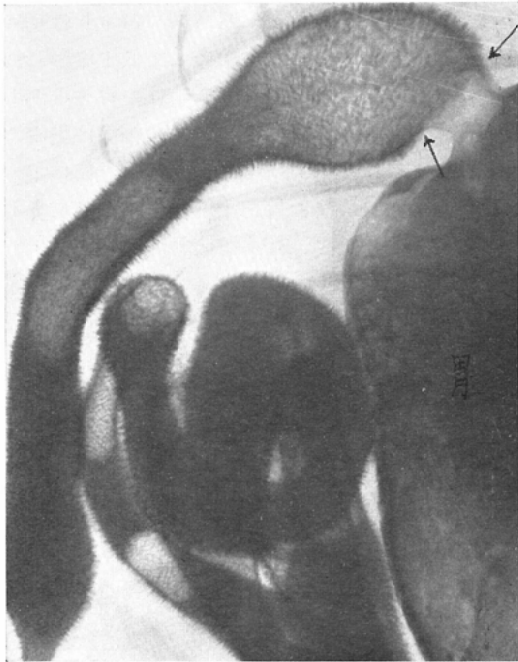


Fig. 8. In vivo microradiogram of upper intestine of a rat.

Barium introduced with tube during anaesthesia. $\times 5$.

焦点, 3倍高速回転型X線管を開発した. $V=88$ kVp, 腹厚20cmとすると $q=4.4$ となる. 仰臥位二重造影として, $l=20$ cm (天板フィルム間 5.7

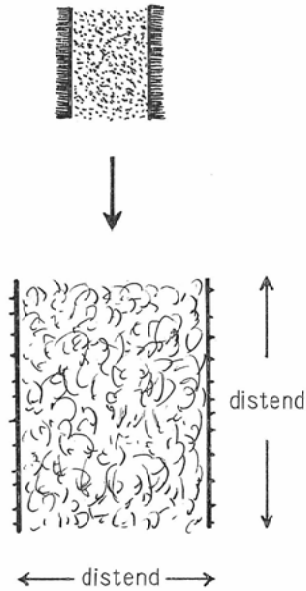


Fig. 9 Diagrammatic illustration of the fine structure of upper small intestine corresponding to villous pattern. The pattern varies with distention of mucosa.

cm).

妥当な被曝線量から見て増感紙は極光 S F が標準となる. 図 (1)より, 硫酸バリウムの α_2 ($1+mV$) $=96\mu$, 350mA, 0.1秒の最大負荷で (22)式より

$$\frac{3 L_0 - 2 \times 20}{G_0^{3/2}} = \frac{20 (400 - 96)}{96 \times 4.4}$$

撮影の実際では、 $L_0 = 113\text{cm}$, $G_0 = 7.6$ で濃度1.0になる。そしてこの L_0 , G_0 と $f_0 = 800\mu$, $\alpha_c (1 + mV) = 96\mu$ の4者は同時に (20) 式をも略満足する。また f, V, G を指定し, α_c, L を可変とした, Au チャートの実験によると, α_c の選定について, MS, SF, BS の中で SF が最適の様におもわれたが大差ではなかつた。

(5) 直接拡大法と間接拡大法の比較

諸家¹⁹⁾²²⁾²³⁾³⁰⁾³²⁾⁵³⁾⁵⁷⁾による消化管直接拡大法の曝射データを平均すると表 (2)左の如くである。この資料から Groedel 効果を考慮に入れて y を概算すると, $y \approx 121\mu$ となる。間接拡大法では表 (2)右の条件で, フィルムに近い $l = 10\text{cm}$ の面で $y = 139\mu$, もし BS が使えるならば 113μ まで

解像する。然し感光材料の粒状性に問題が残る, またフィルム面に病巣部を接近させねば良い結果が得られない。次報では 0.5mm 焦点を検討する予定である。

V 臨床的応用

吾々は日常の消化管検査のすべてをこの方法により, 必要に応じて $\times 2 \sim 6$ のルーペで読影している。一般撮影: KX+MS, 微細描写: KX+SF. バリウムは $120\text{w/v} \%$ (経口), $70\text{w/v} \%$ (注腸). 約 300例の日常検査の結果, 次の知見が得られた。上部小腸では Kerckring's folds 以下の単位の微細構造(絨毛構造に対応)が描写される。図 (5)a,b,c は十二指腸粘膜面のピロード状網目構造を示す。図 (6)a,b,c は小腸の輪郭を示し, 上記網目構造の粗密に応じて Profil では鋸歯状乃至はブラン状二重輪郭となる。図 (7) a,b は切除小腸固定標本にバリウムを塗布して低圧撮影したものであり, 図 (8) はラット生体の胃~上部小腸の低圧レ線像を示す。これらの微細像は腸壁の伸縮に伴い模式図 (9) の様に変化し, 個体差, 部位差も大きい。また胃と十二指腸の粘膜境界も

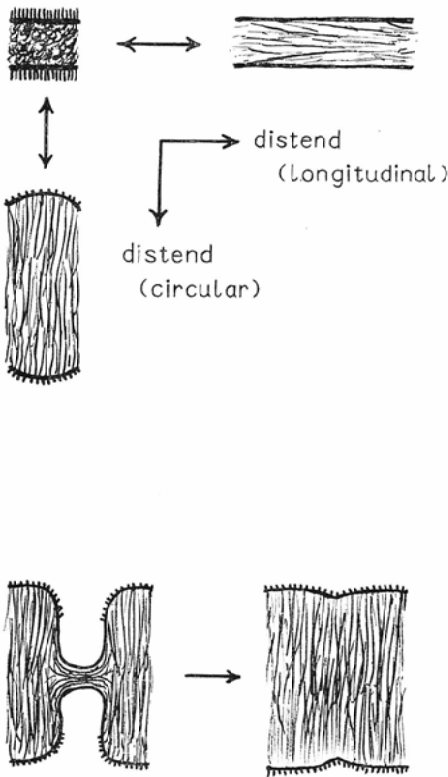


Fig. 10. Diagram illustrating the variation of innominate groove pattern with contraction of the colonic wall.



Fig. 11. Innominate groove pattern of cecum. $\times 2.7$.

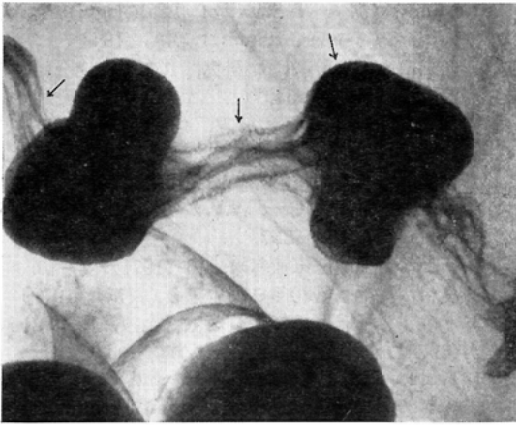


Fig. 12. Variation of innominate groove Pattern with contraction of the colonic wall. Sigmoid colon. $\times 2.7$.



Fig. 13. Double contrasted rectum of a case of diffuse polyposis. Innominate grooves disappeared. $\times 2.7$.

屢々認められる。像の再現性は良く、各種の疾患と微細像とは関係がある様に思われた。例えば十

二指腸潰瘍では網目構造は粗大に、また胃の巨大すう嚢症では微細な傾向が見られた。胆道疾患や胃切除とも関係するらしい。大腸では盲腸から直腸まで、輪状に走行し或は縦走する無名溝⁵⁵⁾が描写され、腸壁の伸縮に伴い模式図(10)の様に変化する。無名溝は盲腸から肛側に向い漸次不明瞭となる。図(11)は盲腸無名溝の走行を示し、図(12)はS状結腸壁の伸縮による無名溝の変化を、図(13)は大腸ポリポースの直腸粘膜面を示す。無名溝の伸縮度は輪状筋方向と縦走筋方向とで異なり、方向性のある事が小腸の絨毛構造と違う点である。無名溝の粗密にもかなりの個体差がある。

VI 総括ならびに結論

一般用X線テレビの透視下狙撃撮影によつて、肉眼では見難い消化管微細像を得ようと試みた。Phantom実験より、1) 感光材料および焦点の解像力と撮影電圧との関係、2) 被写体による解像力の相違、3) 感光材料の解像力と感度との相関性、4) 焦点の短時間定格と焦点の大きさとの関係、5) 格子比と露出倍率との関係、6) 被写体散乱による解像力の劣化と格子による改善、等について、解析の為の実験式を求めた。曝射時間を一定とし、定濃度、最大負荷撮影を行なつた場合、総合解像力を最高にし、患者被曝量を最小にする為の、焦点、感光材料、拡大率(Geometry)、格子比および撮影電圧の至適組み合わせについて、これらの実験式を用い、前報⁶⁵⁾より更に詳細な解析を行なつた。その結果、試作3倍高速回転型0.8mm焦点、富士KX+極光SF、FFD 116cm、8:1格子、88kVp、0.1秒の組み合わせが最適となつた。病巣部がフィルムに近い場合は $\times 2 \sim 3$ の光学的拡大に耐える解像力をもつ。バリウムは70~120w/v%。日常の消化管検査をこの方法で行ない、ルーペで読影した結果、臨床的にも若干の新知見が得られた。患者被曝は0.24R/exp程度である。

本論文の要旨は昭和46年12月文部省総合研究班会議(名古屋)および昭和48年3月第146回日本医学放射線学会関西地方会(京都)、昭和48年5月第32回同総会

(久留米)において発表した。

恩師立入弘教授の御指導に厚く御礼を申し上げると共に、実験に協力された寺田、竹本両技官、赤松、東義両技師に深い感謝の意を表わす。

文 献

- 1) Aderhold, K., und Seifert, L.: *Röfo*, 81—2 (1954), 181—194.
- 2) Ardran, G.M. and Crooks, H.E.: *Brit. J. Radiol.*, 44 (1971), 625—630.
- 3) Bloom, W. and Fawcett, D.W.: *A Textbook of Histology*, Philadelphia, Saunders, 8th ed., (1962).
- 4) 綾川良雄, 佐久間貞行: *日医放誌*, 31 (1971), 540—549.
- 5) Castaing, R. et al.: *X-Ray Optics and Microanalysis*, Hermann, Paris (1966).
- 6) Cosslett, V.E. and Nixon, W.C.: *X-Ray Microscopy*, Cambridge Univ. Press, London (1960).
- 7) Dassel, P.M.: *Radiology*, 78 (1962), 799—801.
- 8) Engström, A., Cosslett, V.E. and Pattee, H.H.: *X-Ray Microscopy and X-Ray Microanalysis*, Elsevier Publ. Co., Amsterdam (1960).
- 9) 江藤秀雄: *日医放誌*, 12; 8 (1952), 50—53.
- 10) 江藤秀雄: *日医放誌*, 12; 9 (1952), 34—36.
- 11) 江藤秀雄: *日医放誌*, 13; 1 (1953), 45—50.
- 12) 江藤秀雄: *日医放誌*, 14 (1954), 455—459.
- 13) 江藤秀雄, 吉村克俊, 佐藤幸雄: *X線写真の基礎知識*, P 52, 克誠堂出版, (1970).
- 14) Fenner, E.: *Röfo*, 80 (1954), 649—652.
- 15) Ferrant, W., und San Nicoló, M.R.: *Röfo*, 81 (1954), 194—205.
- 16) Fletcher, D.E. and Rowley, K.A.: *Brit. J. Radiol.*, 24 (1951) 598—604.
- 17) Frik, W.: *Röfo*, 88 (1958), 546—557.
- 18) Gilardoni, A. and Schwarz, G.S.: *Radiology*, 59 (1952), 866—878.
- 19) 早川博文他: 第28回日放技総会抄録集, p. 176 (1972).
- 20) 星野 孝, 須賀昭一: *顕微X線法*, 第1版, 医学書院, 東京, (1970).
- 21) ICRU Report: *Measurement of Focal Spot Sizes*, (Revision), (1962).
- 22) 石口修三他: 総合研究班会議資料 (1971), 12—11—12.
- 23) 石口修三他: 第32回日医放総会抄録集, p. 23 (1972).
- 24) Jayachandran, C.A.: *Phys. Med. Biol.*, 16 (1971), 617—623.
- 25) Johns, H.E.: *Physics of Radiology*, 2nd edition, Thomas, Illinois U.S.A. (1964).
- 26) 金森仁志: *放射線像の研究*, R I I 研究会編, 第1巻, (1967), 54.
- 27) 狩谷 淳他: *臨床放射線*, 16 (1971), 885—895.
- 28) 中塚春夫: *臨床放射線*, 13 (1968), 595—604.
- 29) Nemet, A. and Cox, W.F.: *Brit. J. Radiol.*, 29 (1956), 335—337.
- 30) 西岡清春他: *臨床放射線*, 16 (1971), 7—10.
- 31) 奥村 寛他: 第30回日医放総会(東京), (1971)
- 32) 小和田浩一他: 第32回日医放総会抄録集, p. 21 (1972).
- 33) Pattee, H.H., Cosslett, V.E. and Engström, A.: *X-Ray Optics and X-Ray Microanalysis*, Acad. Press, N.Y. (1963).
- 34) Randal, P.A. and Amplatz, K.: *Radiology*, 101 (1971), 51—56.
- 35) Rao, G.U.V. and Clark, R.L.: *Radiology*, 94 (1970), 196.
- 36) 酒井光明: *放射線像研究*, 2; 2 (1972), 29—36.
- 37) 佐久間貞行他: *日医放誌*, 30 (1970), 205—209.
- 38) 佐久間貞行他: 第30回日医放総会(東京), (1971).
- 39) 佐久間貞行他: *日医放誌*, 31 (1972), 1115—1121.
- 40) 佐柳和男: *応用物理*, 26 (1957), 134—135.
- 41) 佐柳和男, 土井邦雄: *放射線像の研究*, R I I 研究会編, 第2巻, (1969), 287—293.
- 42) Seemann, H.E.: *Physical and Photographic Principles of Medical Radiography*, J. Wiley Inc., N.Y. (1968).
- 43) 篠崎達世, 小見山喜八郎: 総合研究班会議資料, (1969), 44—12—6.
- 44) 高橋信次: *X線撮影と検査の手びき*, p. 56, 南山堂, (1961).
- 45) 高橋信次他: 総合研究班会議資料, (1969), 44—12—6.
- 46) 高橋信次他: 総合研究班会議資料, (1971), 46—12—11.
- 47) 高橋信次他: *臨床放射線*, 16 (1971), 1—6.
- 48) 滝沢達児, 平城実: *極光 X-Ray*, No 23 (1971), 17—60.
- 49) 寺田 央他: 第27回日放技総会(東京), (1971).
- 50) Ter-Pogossian, M.M.: *放射線診断の物理*, 宮川正, 柄川順, 竹中栄一監共訳, 朝倉書店, 東京, (1970).
- 51) 津田元久: *放射線像研究*, 2; 3 (1972), 15—21.
- 52) 内田 勝: *放射線像の研究*, R I I 研究会編, 第1巻, (1967), 28—38.

- 53) 渡辺 令：臨床放射線, 16 (1971), 11—16.
- 54) 渡辺 令：総合研究会議資料, (1971), 46—6—19.
- 55) Williams, I.: Radiology, 84 (1965), 877—880.
- 56) Williams, I.: Radiology, 89 (1967), 401—412.
- 57) 山形 敬一他：臨床放射線, 17 (1972), 587—593.
- 58) 山崎 武他：日医放誌, 27 (1967), 453—470.
- 59) 山崎 武他：第27回日医放総会(京都), (1968).
- 60) 山崎 武他：第28回日医放総会(鳥取), (1969).
- 61) 山崎 武, 寺田 央：放射線像の研究, R I I 研究会編, 第2巻, (1969), 371—376.
- 62) 山崎 武他：日医放誌, 30 (1970), 642—651.
- 63) 山崎 武, 赤松好隆：第25回 R I I 研究会記事, (1970), 18—22.
- 64) 山崎 武他：第30回日医放総会(東京), (1971).
- 65) 山崎 武他：日医放誌, 31 (1972), 1255—1263.
- 66) 山崎 武, 香川威他：島津評論, 第29巻; 1—2号, (1972), 101—108.
- 67) 山田達也他：胃と腸, 7 (1972), 1605—1619.
- 68) 吉川保雄：胃と腸, 6 (1971), 1325—1331.