



Title	X線フィルムの低濃度部におけるデイトールの示現について（第3報 高圧撮影の最適管電圧）
Author(s)	小柳, 孝巳
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1961, 21(2), p. 119-125
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17027
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

X線フィルムの低濃度部におけるディテールの示現について

(第3報) 高圧撮影の最適管電圧

新潟大学工学部精密工学教室

小柳孝巳

(昭和36年3月20日受付)

Visibility of Radiographic Details on the Portion of Low Density. Part 3. The Most Adequate Tube Voltage for High Kilovoltage Radiography.

By

Takami KOYANAGI

(Faculty of Engineering, Niigata University.)

It is a advantage of the high kilovoltage radiography that the visibility of shadow of soft tissues covered with heart or bone is increased. And this fact has been explained from the difference in absorbing characteristic of X-ray, between soft tissues and bone. But it has not be able to explain clearly why the increase in visibility of shadow of soft tissues covered with heart is increased in high kilovoltage radiography, because they are both constructed of soft tissues.

A experimental result is shown in Fig. 2. a, and b,. The objects of these pictures are given in Fig. 1. It is showing that the maximum visibility of thin plates (aluminium, the same as acrylic acid resin) put on a big plate (aluminium) is obtained at 140KV.

This fact can be explained clearly from the theoly of the visibility of radiographic details on the portion of low density.

1. 緒言

胸部の高圧撮影の重要な利点の一つに、肋骨や心臓に重なった軟部組織の陰影がよく示現されることがあげられている。その理由は高い管電圧の使用によりX線の透過度が増し骨や心臓にかくされた部分迄もよくフィルム上に写るようになると説明されていた。特に骨にかくれた軟部組織の陰影については、硬いX線の使用により、カルシウムのX線減弱は大いに少なくなるが軟部組織のX

線減弱はあまり変化しないから高圧撮影で示現がよくなると説明されてをり、この問題については多くの研究が発表されてもはや疑問の余地がないようにみえる。

然して心臓に重なった軟部組織の陰影の示現については、両者が近似の物質であるからX線減弱係数の差では説明出きないし、骨に重なった軟部組織の陰影の示現についても、今迄最適の線質に関して明確な理論的解決は与えられていないよう

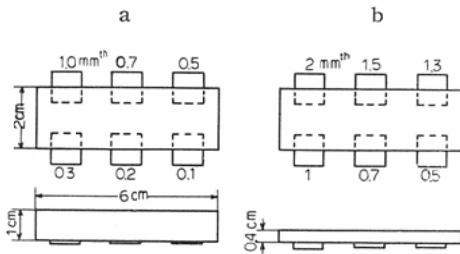
に思われる。これらの事柄はX線フィルムの低濃度部にをけるディテール示現の特性によつて初めて説明できたのである。

2. 実験結果

理論的検討に入る前に実験結果をのべる。骨及び石灰化巣に代るものとしてAl, 軟部組織に代るものとしてアクリル樹脂を用いる。骨に重なつた石灰巣の模型として第1図a, 骨に重なつた軟部組織の模型として第1図bを製作した。即ちaは厚さ1mmのAl板を10枚重ねて厚さ1cmとしたも

Fig. 1. Schematic diagram of radiographic objects.

- a: Six small plates (aluminium) various in thick are put on a big plate (aluminium) of 1cm thick.
- b: Six small plates (acrylic acid resin) are put on a big plate (aluminium) of 0.4cm thick.



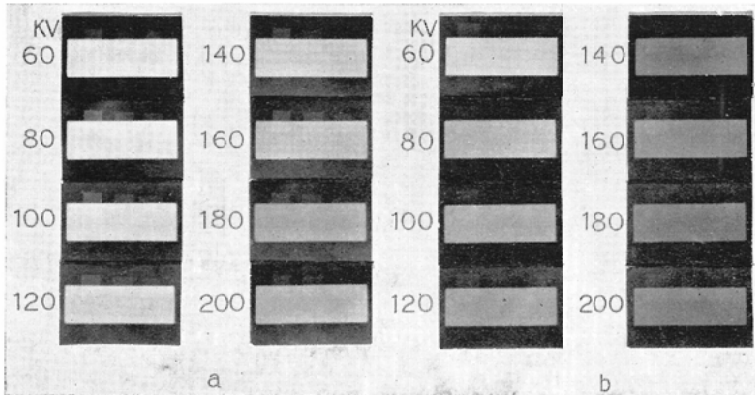
の両面に大きさ約 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ の薄いAl板6枚(厚さ0.1, 0.2, 0.3, 0.5, 0.7, 1.0mm)を半分重ねたもの。bは厚さ4mmに重ねたAl板に大きさ約

$1 \times 1.2 \text{ cm}^2$ のAc板, 6枚(厚さ0.5, 0.7, 1.3, 1.5, 2.0mm)を半分重ねたものである。

この模型をカセットに密着して直接X線露出を与えた。即ち散乱線は含まない状態で実験した。使用したX線装置はマツダKXC-18型深部治療装置。フィルターは1mmAlに厚さ10cmの水。シャッターは鉛板をギロチン式に走らせるものを自作して露出時間を調節した。その他増感紙マツダDH, 焦点被写体距離145cm, フジ医療用Xレイフィルム(昭34年2月頃の製品)現像液レンドール, 20°C 5分現像と云つた条件である。露出条件はX線フィルムの濃度が一定(約1)となるようにmAsを調節した。この地の濃度を一定とすることが本論文の理論展開に大切な条件であるが、これは胸部X線写真で、肋間部の濃度が低圧撮影でも高圧撮影でも大体一定濃度になつていることからみて無理のない条件と考える。

さてそのようにして撮影した結果を第2図に示す。先づ同図aは、第1図aの被写体を撮影したものであるが、管電圧60KVではAl板の部分のフィルム濃度が大変ひくく、これに重なつた薄いAl板は0.7mmのものがようやく見える。管電圧をあげて撮影すると、この部分の濃度が上りフィルムのコントラストが大きくなり、他方AlのX線減弱は少くなるから被写体のX線コントラストは小さくなる。この両方の効果のうち、初め

Fig. 2. Radiographic pictures at the various X-ray tube voltage. Maximum visibility of the shadow of small plates is obtained at 140 KV, in both objects.



はフィルムコントラストの増大の方が優勢だから80KV, 100KVと管電圧が増すにつれて示現は少しづつよくなり, 120KVから140KVで最もよく, 0.3mm迄示現して来る。それが160KV以上になると Al 板の部分の濃度も大きくなり, 特性曲線の直線部分に入ってくるのでフィルムコントラストの増大の効果は少なくなり, あとは被写体のX線コントラストの減少に従って示現がわるくなる。こうして200KVでは再び0.5mmのAlがようやく示現する程度になる。第2図bは厚さ4mmのAlに重さなつたアクリル樹脂の示現を示したものであるが, 前と同様な理由により, 60KVではアクリル板1mmがようやく認められるが, 100KVでは0.7mmがようやく認められ, 120~140KVでは0.7mmがあきらかに認められるようになる。160KV以上では示現はわるくなつて200KVでは1mmがようやく示現される程度となる。

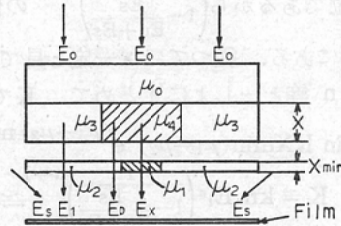
Al板に重ならない地の部分では, 管電圧があがるにつれて, 示現はわるくなる一方で, 上のように示現の最もよくなる点は見出されない。このことに関しては著者の論文¹⁾に, 理論的実験的に詳しく検討されている。

上の結果からみると Al もアクリルも共に, 140KV前後で最もよく示現されているから, 高圧撮影の最適管電圧は140KVであると結論出来るかと云えば, それは誤りである。実は後の理論的計算結果を用いて140KVで最も示現がよくなるように模型を製作したのである。第1図のaとbで, 肋骨の代用としてのAl板の厚さを, 一方は1cm, 他方を0.4cmとしたのはこの理由からである。

3. 理論的検討

理論的検討の結果だけを著者の論文¹⁾に記しておいたが, 本論文では計算過程について少し詳しくのべることにする。今被写体を第3図のように表わす。即ちX線減弱の大きい物質の厚さx(cm)その減弱係数 μ_4 (cm⁻¹), その周囲の物質の減弱係数 μ_3 (cm⁻¹), これに重なつた薄い被写体の厚さXmin (cm), その減弱係数 μ_1 (cm⁻¹), その周囲の物質の減弱係数 μ_2 (cm⁻¹)とする。

Fig. 3. Schematic indication of the object.
 E_0, E_1 , etc.: The amount of X-ray exposure at the places where those signs are put.
 μ_1, μ_2 , etc.: The X-ray absorption coefficients of the materials where those signs are put.



この被写体に E_0 の X 線露出を与えると透過する物質の重なり合いのちがいに, 図のようにフィルムに与えられる X 線露出量は E_1, E_D, E_x 等となる。先づ X 線減弱の理論からこれら E_1, E_D, E_x の関係を求める。なを E_s は散乱線カプリーで全面に均等に与えられるものとする。

$$\text{先づ } \frac{E_D}{E_1} = e^{-(\mu_4 - \mu_3)x} \dots \dots (1)$$

あるが, E_1 はフィルムの地の濃度を決定する露出量であるからこれは一定とする, $(\mu_4 - \mu_3)x$ の値が大きいと E_D は E_1 に比べて小さくなるから, E_D の露出を与えられる部分のフィルム濃度は低くなり, 特性曲線の脚部に入る。従つてその部分では厚さ X_{min} の被写体のディテールを ΔD_{min} とするとこれは第2報⁵⁾式において x の代りに X_{min} とおいて次のように与えられる。

$$\Delta D_{min} = kn X_{min} (\mu_1 - \mu_2) E_D \times (E_D + E_s)^{n-1} \dots \dots (2)$$

2) 式を变形し, 1) 式から E_D を求めて代入すると

$$\begin{aligned} \Delta D_{min} &= kn X_{min} (\mu_1 - \mu_2) E_D E_D^{n-1} \\ &\quad \times (1 + E_s/E_D)^{n-1} \\ &= kn X_{min} (\mu_2 - \mu_1) E_1^n e^{-(\mu_4 - \mu_3)nx} \\ &\quad \times \left(\frac{1}{1 - \frac{E_s}{E_D + E_s}} \right)^{n-1} \end{aligned}$$

となる。この式において k, n はフィルムの特性曲線によつて定まる定数, E_1 も地の濃度を一定と

すれば一定値である。又最後の項 $\left(\frac{1}{1 - \frac{E_s}{E_D + E_s}} \right)$

は散乱線含有率に関係する項であるから、管電圧によつて変る。然し例えば胸部撮影の場合などでは管電圧60~200KVの間で60~75%位の間にあり、又(n-1)の値は国産フィルムでは大きくても0.5位であるから $\left(\frac{1}{1-\frac{E_s}{E_D+E_s}}\right)^{n-1}$ の値は1.6~2.0の間にある。従つてほぼ一定と見てよい。それでk,n等と一しよにまとめて、Kで表わすと

$$\Delta D_{min} K X_{min} (\mu_1 - \mu_2) e^{(\mu_4 - \mu_3) nx} \dots\dots (3)$$

但し $K \equiv kn E_1^n \left(\frac{1}{1-\frac{E_s}{E_D+E_s}}\right)^{n-1} \cong \text{const}$

これがX線減弱の多い物質に重なつた薄い被写体のデイトールを表わす式である。本論文の実験データを(3)式にあてはめてみると、第1図aの模型では $\mu_2 = \mu_3 = \mu_0 = 0$ (空気), $\mu_1 = \mu_4$ (アルミニウム)であるから、これを(3)式に代入すると

$$\Delta D_{min} = K_{min} \cdot \mu_1 \cdot e^{-\mu_1 nx} \dots\dots (4)$$

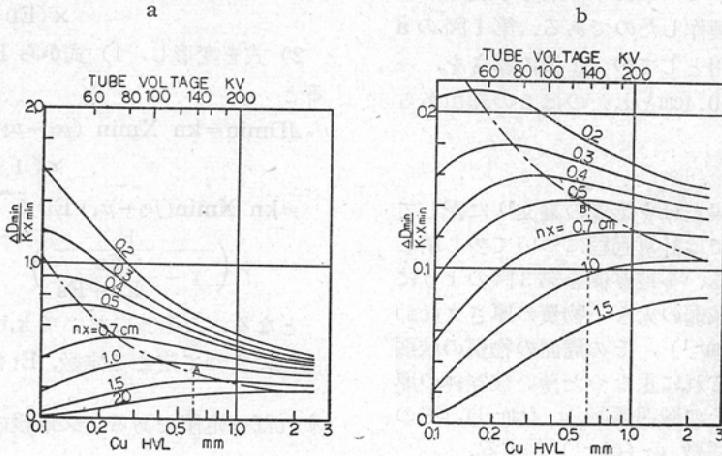
となる。即ちデイトール ΔD_{min} は被写体の厚さ X_{min} に比例する。又一定の厚さの被写体について云えば μ_1 と共に変ることになる。 μ_1 はX線

の線質によつて定まるから結局 ΔD_{min} はX線の線質によつて変化する。 μ_1 とX線の線質との関係は著者の論文¹⁾の第17図に示されているが、この実測値を用いてX線々質と上式の $\mu_1 \cdot e^{-\mu_1 nx}$ との関係求めて第4図aに示す。即ち一定の厚さ ($X_{min} = \text{const}$) の被写体でも、X線の線質によつてデイトール ΔD_{min} が変化し、最高点が存在することがわかる。最高点の位置はフィルムの特性曲線の脚部の常数nと、被写体に重なつた物質の厚さx(第3図参照)の積nxの値によつて変り、例えば $nx = 0.5\text{cm}$ では線質は銅半価層0.15mmの時に、又 $nx = 1.5\text{cm}$ では銅半価層0.85mmの時最高となる。同図上で鎖線は最高点を結んだものである。

逆に銅半価層0.6mmで最高のデイトールを示すためには $nx \cong 1.3\text{cm}$ であればよいことが図からわかる(A点)。第2図aの実験に用いたフィルムでは、 $n = 1.3$ であつたから $x = 1.0\text{cm}$ であればよい。

なお(4)式から ΔD_{min} の最高点だけを求めるには微分法によれば簡単に計算出来る。

Fig. 4. a: Dependence of calculated detail of thin plates (aluminium) put on a big plate (aluminium) on the X-ray quality. The object is Fig. 1. a.
 b: Dependence of calculated detail of thin plates (acrylic acid resin) put on a big plate (aluminium) on the X-ray quality. The object is Fig. 1. b.
 The parameter nx is the product of the thickness of big aluminium plate (x in cm) and the constant of specific curve of X-ray film (n).
 The maximum points of these curves are connected with a semi dotted line.



次に第1図bの模型では、 $\mu_2 = \mu_3 = \mu_0 = 0$ (空気), μ_1 (アクリル), μ_4 (アルミニウム) であるからこれらを(3)式に代入し、

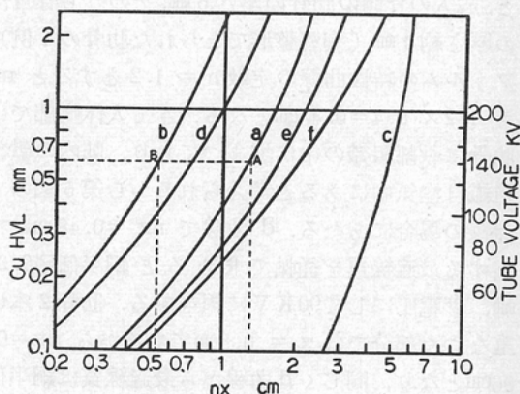
$$\Delta D_{min} = K X_{min} \mu_1 \cdot e^{-\mu_4 nx} \dots (5)$$

となる。即ち(4)式で $e^{-\mu_1 nx}$ の代りに、 $e^{-\mu_4 nx}$ となつただけの差異である。 μ_1, μ_4 と X線質との関係に著者の論文¹⁾ の第16図, 第17図の実験値を用いて計算した結果を第4図bに示す。これも nx の種々の値に対し各々最高点が存在する。鎖線はその点を結んだものである。この図から銅半価層 0.6mmで最高のディテールを示すためには $nx \cong 0.52 \text{cm}$ (B点)であり、又 $n = 1.3$ であるから $x \cong 0.4 \text{cm}$ であればよいことが計算される。

さてこうして求められた線質(銅半価層)を管電圧に換算する場合、注意しなければならぬことがある。それは例えば第1図の模型aとbでは入射X線は同一でも、aでは1cm, bでは4mmのAl板を透過して薄い被写体に達するからこの部分では線質が異なることである。従つて厳密に云えば、「被写体を全部透過してフィルムに達した時の線質が、上記の銅半価層となるような管電圧」を求めなければならない。

本実験で Al 1mmのフィルターの他に、水10cmのフィルターをつけたのはこの意味からで、水10cmは約人体の胸部に相当する。たゞ散乱線を除くため直径3cm, 長さ10cmの鉄製円筒の端面にポリエチレン膜を張つて水を満したものを管球放射口直前に置いた。この水フィルターを置くとX線質が硬くなり、幸いなことに Al 6mmの差(a模型とb模型の差)に対して線質に大差を生じなくなることが実験的にわかつた。それで簡単に理解出来るように第4図, 第5図には銅半価層の目盛と共に入射X線の管電圧の目盛もつけておいた。従つてこの目盛は大略の値を与えるものであるが、その誤差は10~20KVの程度である。この換算目盛を用いると前記の銅半価層 0.6mmは約 140KVに相当する。第1図の模型は以上の計算の結果 140KVの近くで最高のディテールを示すように製作したものである。実験の結果は第2図の写真のように理論値とよく一致している。

Fig. 5. Dependence of X-ray quality giving the calculated maximum detail, on the product nx .



なお第4図 a, b の曲線群を見ると最高点から左側は急に下つているが、右側はゆるやかな傾斜で下つている。このことは最適線質より軟線を用いると急速に示現がわるくなるが、硬い線を用いた場合は示現の低下はそれ程明らかでないことを示している。第2図の結果はこの傾向もよく表わしている。

以上で(3)式の確實性は実験的に証明されたと云つてよいと思う。それで(3)式を用いて $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$ 等が空気や Al 以外の物質の場合について同様な方法で nx と最高のディテールを示す線質との関係を計算して求めた結果を第5図に示す。第5図 a 曲線は空気中にある Al に重なつた空気中の Al (第4図 a の場合), 同図 b 曲線は空気中の Al に重なつた空気中のアクリル (第4図 b の場合), c 曲線は空気中の水に重なつた空気中の水, d 曲線は水中に埋れた骨に重なつた空気中の水 (肋骨に重なつた浸潤巣など), e 曲線は水中に埋れた骨と空気中の骨 (肋骨に重なつた石灰化巣など), f 曲線は水中に埋れた骨に重なつた水中の骨の場合である。

4. 考 按

以上の実験的ならびに理論的検討の結果、一つの物体にかくされた小さい物体を X線撮影によつて最もよく示現するには、最適の管電圧(線質)が存在するが、その値は被写体を構成する物質や

厚さによつて変るものであることが明らかになつた。1例として人体胸部のX線像に適用してみると、成人の脊側の肋骨の厚さ6mm、そのうち骨質部の厚さ約4mm（胸廓整形でとられた肋骨の1例）、フィルムの特性曲線の定数 $n = 1.2$ とすると $nx = 1.2 \times 0.4 = 0.48\text{cm}$ となる。さて人体胸部では肋骨は軟部組織の中に埋まつており、肺内の軟部組織は空気中にあると考えられるから第5図のd曲線の場合にあたる。d曲線で $nx = 0.48\text{cm}$ に相当する最適線質を従軸で求めると銅半価層0.32mm、管電圧にして90KVに相当する。肋骨2本に重なつた部分では $x = 0.8\text{cm}$ であるから $nx = 0.96\text{cm}$ となり、同じくd曲線から最適線質は銅半価層0.90mm、管電圧にして約180KVに相当する。即ち重なる骨の厚さによつて最適管電圧は相当大巾に変化する。

又心臓に重なつた軟部組織の示現に最適の管電圧を求めると、心臓の前後方向の厚さ4cm、 $n = 1.2$ とすると $nx = 4.8\text{cm}$ となる。心臓のまわりの肺野は全部空気と見ると（実際にはそうでないが、肺野の軟部組織に相当する厚さの分だけ心臓の厚さを減じておく）この場合は第5図の曲線のうちc曲線の場合にあたる。c曲線で、 $nx = 4.8\text{cm}$ に相当する最適線質は銅半価層約0.6mm、管電圧140KVに相当する。

さらに肋骨に重なつた石灰化巣については、肋骨は軟部組織中に埋まり、石灰化巣も軟部組織中にあるとして、第5図f曲線を用いて最適管電圧を求めると、肋骨一本に重なつた場合は、 $nx = 0.48\text{cm}$ に対して銅半価層0.10mm、肋骨2本の場合は $nx = 0.96\text{cm}$ に対して銅半価層0.23mm、管電圧にして約40~65KVに相当することがわかる。

胸部正面像については多数の高圧撮影の臨的研究の結果が発表されているが、多くのものは120ないし140KVが適当としているが、これは以上の理論的に求められた最適管電圧の値とよく一致している。又高圧撮影では石灰化巣の示現がわるくなると云われているが、これは石灰化巣示現に最適の管電圧が低いために実用的には管電圧が低い程よいと云う結果になつていゝと考えられる。

最後に散乱線の影響についてのべる。本論文(3)式で見られるように、散乱線含有率 $Es/(ED+Es)$ が大きい程定数 K は大きくなるからデイトール ΔD_{min} は増すことになる。然し実際のX線フィルムの特性曲線は濃度約0.8以上になると脚部を脱して直線部分に入る。すると(3)式は成立しなくなる。従つて最適管電圧で撮影して、乱散線がなくても骨や心臓部のフィルム濃度が相当に高くなる状態にある処にさらに散乱線カブリが存在すると、この部分のフィルム濃度は特性曲線の直線部に入つてしまい、散乱線カブリによつてデイトールが減少し見にくくなる。然し最適管電圧より低い管電圧で撮影すると骨や心臓の部分の濃度が低いので、適当な散乱線カブリがあつた方が(3)式の K の値が大きくなり、従つてデイトールがよく示現されるようになる。適当な散乱線量とは、濃度が大きとなつて直線部に入らぬ程度と云う意味である。

谷井の人体胸部レ線撮影における散乱線含有率及び細部示現についての発表⁶⁾によれば、50~70KV程度での撮影では遮光格子を使用しない方がよく（即ち散乱線があつた方がよい）、90~140KVでは単格子ないし交叉格子を使用することが望ましい（即ち散乱線はない方がよい）としている。この事実は上記の推論を実証しているものと考えられる。

本論文の理論を応用すれば、例えば胃の造影剤撮影において、造影物質を通して胃壁の凹凸をX線写真上に示現しようとする場合⁷⁾の撮影条件を決定することも可能と考えられる。

結 論

X線フィルムの低濃度部における特性曲線の式及びX線減弱の理論式から被写体が不均一な場合、例えば人体胸部のように肋骨や心臓がある場合、これに重なつた小さい物体のデイトールを、重ならない部分にある小さい物体のデイトールを成るべくそこなわないようにしながら最もよく示現するには、最適な線質（従つて管電圧）が存在することを理論的に計算し、実験的に確かめた。

その計算式は次のように与えられる。

$$D_{min} = K X_{min} (\mu_1 - \mu_2) e^{-(\mu_4 - \mu_3) n x}$$

$$\text{但し } K \equiv kn E_1^n \left(\frac{1}{1 - \frac{E_s}{E_D + E_s}} \right)^{n-1} \cong \text{const}$$

この理論によつて人体胸部正面像について高圧撮影の最適管電圧を求めた結果は臨床的研究によつて求められた多くの結果とよく一致した。

(本研究の結果は昭和33年7月、第17回日本医学放射線学会東北北海道新潟地方会、昭和34年4月、第18回日本医学放射線学会総会に要旨を発表した。)

(本報をもつてX線フィルムの低濃度部におけるデイトールの示現についての報告を終るが、御指導を賜つ

た医学部、野崎秀英教授、及び研究に協力下さつた堀慶久博士に感謝の意を表す。)

文 献

- 1) 小柳：日医放誌，18 (11)：1548，昭34。 — 2) 小柳，堀：日医放誌，19(6)：1191，昭34。 — 3) 小柳：日医放誌，20(7)：1481，昭35。 — 4) 小柳：日医放誌，19 (4)：学会抄録。 — 5) 小柳：日医放誌，18 (12)：学会抄録。 — 6) 谷井：日医放誌，19(9) 1945，昭34。 — 7) 真保：日医放誌，19 (4)：736，昭34。