



Title	X線テレビ 第II報 X線テレビの画質について
Author(s)	星野, 文彦; 山口, 昂一; 上村, 和夫 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1964, 23(10), p. 1198-1207
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19357
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

X 線 テ レ ビ

第 II 報 X 線テレビの画質について

東北大学医学部放射線医学教室 (主任 古賀良彦教授)

星 野 文 彦 山 口 昂 一
上 村 和 夫 志 田 寿 夫

(昭和38年11月25日受付)

X-ray Television

II. On the Image Quality of X-ray Television

By

Humihiko Hoshino, Koichi Yamaguchi, Kazuo Uemura and Hisao Shida

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Tohoku University, Sendai, Japan.

(Director, Prof. Y. Koga)

Two image intensifiers (7 inch image intensifier (I.I.), Toshiba and 9 inch I.I., phillips) and three X-ray television systems were tested for diagnostic purposes in our clinic in order to evaluate their image quality. Test object was made of acryl plate 19 mm in thickness and having a series of holes of diameters ranging from 1 mm to 10 mm. Depth of holes was ranging from 0.5 mm to 19 mm. This test object was useful for evaluating the combined effect of contrast, noise and blurring on detail perceptibility.

1) When all transistor I.T.V. was used as a part of X-ray T.V. systems, it was inferior to the standard X-ray T.V. The former had more noise and therefore, had inferior quality of image in the low contrast part compared with the latter.

2) 9 inch I.I. (Phillips) was better than 7 inch I.I. (Toshiba) in the image quality at the same exposure dose.

3) Standard X-ray T.V. intensified the contrast and made possible to identify the low contrast subjects which was difficult by I.I.

4) The use of single grid is useful for improving the image quality by eliminating the scatter radiation. But the use of cross grid decreases the X-ray dose and deteriorates the image quality. Therefore, it seemed not advisable to use the cross grid at the high voltage fluoroscopy.

5) Vidicon 7735A revealed much better image quality than 7038 when smaller X-ray dose was used. This suggests that more sensitive and low noise Vidicon could be provided for the much smaller X-ray dose.

6) The image quality improved as the X-ray dose increased at the same voltage. This phenomenon was observed in the X-ray T.V. system as well as the I.I. This seemed to occur by relative noise reduction to the Video Signals.

7) The higher the voltage, the detail perceptibility was more deteriorated when the same X-ray dose was used for the first fluoroscopic screen of the I.I. Therefore, in general, it is more advantageous to use low voltage fluoroscopy for low contrast human body. But in the case of the relatively higher contrast object, for instance, for the diagnosis using contrast medium, it might be better to use high voltage fluoroscopy in order to decrease the volume dose exposed to the patients, taking the minimum adequate allowance of perceptibility into consideration.

現在広く用いられている蛍光板透視法では、その輝度が極めて低い処に制限されているため、観察する肉眼に入射する光量も非常に少く、このためにその細部認識能は不良である¹⁾³⁾⁴⁾。又暗順応に要する時間の浪費、心臓カテーテル等外科的処置を伴う透視で部屋が暗いという不便など種々の欠点あげられる⁴⁾。

併し、X線像の輝度倍増の方法が考案され³⁾、更にこの像を Television 化する段階まで発展してきたのは最近の電子工学のめざましい発達を考えれば当然のことといえる。

X線像のTV化は、既に1927年 Dauvillier による鉛の小孔をもつたプレンドを移動させて被写体をX線で走査し、これを電離槽で映像信号にかえるという着想が始まっているが、これは実用に供せられるには致らなかつた。

X線TVとして実際に試用されるようになったのは、蛍光増倍管の開発以後のことであつて1950年頃からである。Janker (独), Morgan (米), Noix (仏) 等が早くからX線像の輝度増倍、X線TVの医学的応用に関して仕事を推進してきた。

東北大学放射線医学教室においても1960年からこの方面の仕事に着手し、初めは5 inch 蛍光増倍管(東芝)と All Transister ITV camera の組合せでX線像のTV化を試みた。

X線TVに我々が期待した主たる目標は(1) X線像の輝度増倍の画質の向上(2)使用線量の低減であつた。

我々は、この目標に従つて蛍光増倍管の機種、TV系統の種類、方式、TVカメラに用いる Vidicon の種類を代えて、種々の組合せで試用してみたが、それから得られるX線透視像の画質につ

き検討を行なつたので報告する。

画質とは実際に甚だ広範な意味を含むのであるが、我々はこの言葉を主として被検体の側から見て、「どれだけ低いX線吸収を示すものが、どれだけ小さいものまでX線像として肉眼に対して識別力をもたせうるか」という意味に用いている。

〔対象とした装置〕

1. 蛍光増倍管 7 inch (東芝)
9 inch (Philips)
2. TV system
All Transister ITV (八歐) camera MTC-101 R型, 電源同期ランダムインターレース方式
医用X線TV装置TA2905A (東芝) 標準方式
Monitor: 9 inch Master Monitor (芝電)
Vidicon 7038 (東芝) 7735A (日立, RCA)
3. 光学系 蛍光増倍管側 140mm f 1.5 (東芝)
f 100mm 1.5
(phillipsusにつき)
Vidicon 側 50mm f 0.7
Distributor (phillips)
Grid single Grid (5 : 1)
cross Grid (12 : 1)
X線蛍球 DRX-90 (焦点1×1mm)

実験方法と結果

画質の判定に用いたテストピースは Fig. 1 に示す如きもので、アクリル樹脂板に直径1mmから10mmまでの円柱状の孔のあけ、それらに深さで0.5mmから19mmの間に段階を設けたものを使用した。Fig. 2 はこれをX線で直接撮影した場合の像である。このテストピース Fig. 3 に示す如く、管球焦点から40cmの距離に7.5cmの水フロントームを置き、これに重ねて透視を行なつた。管球焦点から蛍光板又は蛍光増倍管の一次蛍光面までの距離は全て70cmとした。

テストピースの透視像を肉眼で観察し、ある直

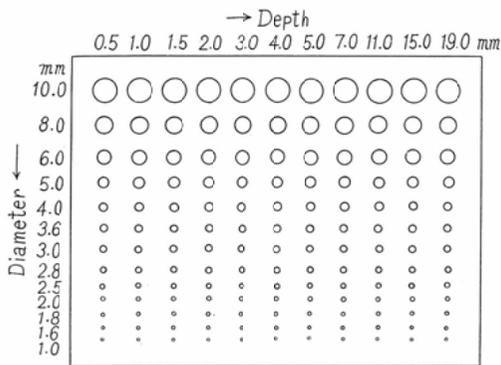


Fig. 1. Schema of test object used in measurement of detail perceptibility of some intensifying systems and fluoroscopy.

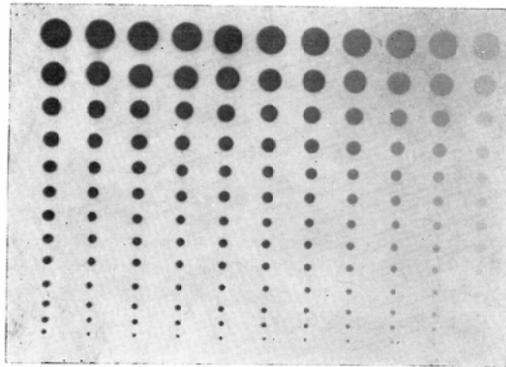


Fig. 2. Radiogram of the test object used in this report

径の孔が識別可能となる最低の深さを求め、これを Fig. 4～9 の如く両対数グラフに示して画質を評価した。

(1) 各種透視法の比較

Fig. 3 に示すような組合せで60kVp 1 mA 及び 2 mA の条件で透視し、それぞれの像を肉眼で観察して画質を比較した。尚、5 : 1 の single Grid を常時使用し、TV 使用に際しては Vidicon を同一7735 A にして撮影させた。Vidicon にかけるターゲット電圧は、医療用X線TV装置では40 volt に一定して使用したが、Gain, pedestal, blacklevel, 及びモニターのコントラストと輝度は、最も見やすい状態に調節した。併し、All Transistor ITV Camera では Target voltage の測定は行っていないが、画面が不快に均一性を失わ

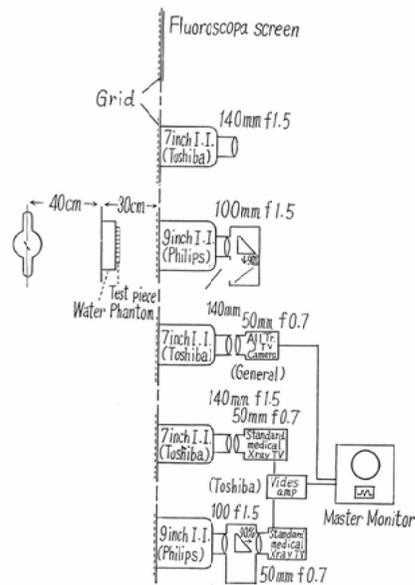


Fig. 3. Diagram of fluoroscopy and image intensifying systems which are used in this report.

ぬ程度まであげて使用しているが、この Camera ではシェーディングの補正ができないのでと前記 TV 装置より低い電圧と考えて良いと思われる。

Monitor としては、芝電機製の 9' Mastor Monitor を使用、ブラウン管面から約 1 m の距離で観察した。

実際の孔の認知可能と不能の限界を定めることは、特に蛍光板透視の場合難かしく、観察者の眼の暗順応の度合、蛍光板の新旧等によつてかなり異なつた結果の出ることが予想される。又60kVp 1 mA での蛍光板透視では、観察者が二人の場合、孔の識別可能又は不能の意見一致が殆んど得られなかつたので記載を省いた。一方TV像ではその判定が蛍光板像ほど困難でなく、複数の観察者の意見も容易に一致しやすく、日時を変えて実験してもほぼ同一の結果を得ることが出来た。

この実験による比較を Fig. 4. に示してある。これから、まず画質の良好な順に列記すると。

1. 9 inch I.I.+医用X線TV装置
2. 7 inch I.I.+医用X線TV装置
3. 9 inch I.I.を光略系を通して直接肉眼観察したもの

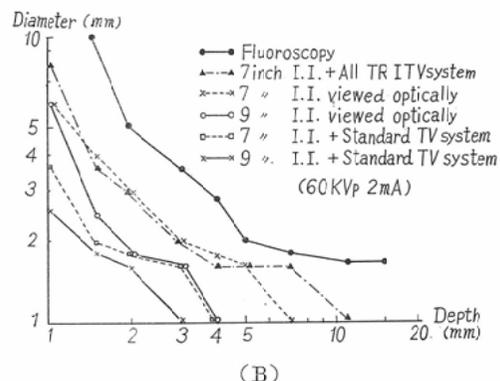
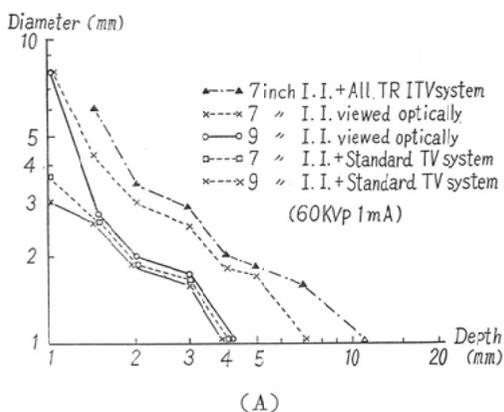


Fig. 4. Detail perceptibility curves of image intensifiers and X-ray television systems compared with ordinary fluoroscopy. Curves indicate diameter of smallest hole which can be visualized, plotted as a function of hole depth.

(A) 60 KVp 1 mA
(B) 60 KVp 2 mA

4. 7 inch I.I. を光略系を通して直接肉眼観察したもの
5. 7 inch I.I.+All Transistor ITV
6. 螢光板透視

と以上の様であり、これまでの一般透視条件で比較した場合、画質の点ではITV像の方が問題なく螢光板透視より優っている。

その他これらの画質比較から注目すべき点は、第一に I.I. を光学学に観察した場合、コントラストの低い部分は見え難い。これを医用X線TVを通すことによつて低コントラストの部分も更に細部まで認識可能となつている。この傾向は線量の

多くなつた場合の方が明らかに出ている。第二は、All Transistor I.T.V.を使用した場合、逆に低コントラストの物は I.I. 像を光学的に直接観察したよりも見え難い傾向を示し、線量が少い場合更にこの傾向は著明である。

Fig.5. に 6 × 6 判の間接X線写真の画質を示してあるが、X線TVの透視像とほぼ同じである。

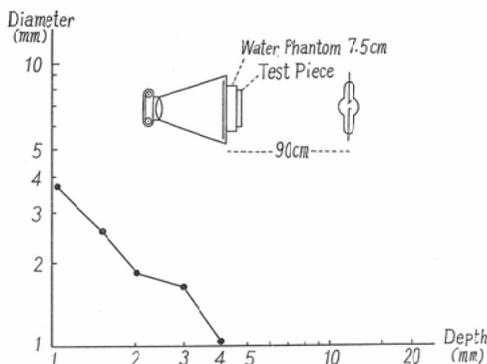


Fig. 5. Detail perceptibility curve of photo-fluorography (size: 6 cm × 6 cm)

(2) 線量増加と画質.

透視に要する線量を、管電圧を一定に得つて増加せしめた場合、螢光増倍管及びX線TVの像の画質はどのように変るかを見たものが Fig.6. である。(A)は7 inch 螢光増倍管の第二次螢光面を 140mm f 1.5のレンズを通して観察したもの、(B)7 inch 螢光増倍管に医用X線TV設置を組合せたもの(C)9 inch 螢光増倍管を 100 mm f 1.5のレンズを通して観察したもの(D)は9 inch 螢光増倍管に医用X線TV設置を組合せたものについて、線量増加による画質の改善効果を見たものである。TV装置ではいずれの場合も Vidicon 7735 A を着装して実験を行なつている。

いずれの場合も、線量増加に伴つて画質は向上し、尙部認識能が増している。(A)と(C)を比較すると、低線量でも、線量の多い場合も9 inch 螢光増倍管(Philips)の方が、その光学系も含めて画質の点ですぐれているといえる。又画質の改善はコントラストの低い像でも小さい孔が線量の多い場合見易くなるという傾向を示している。

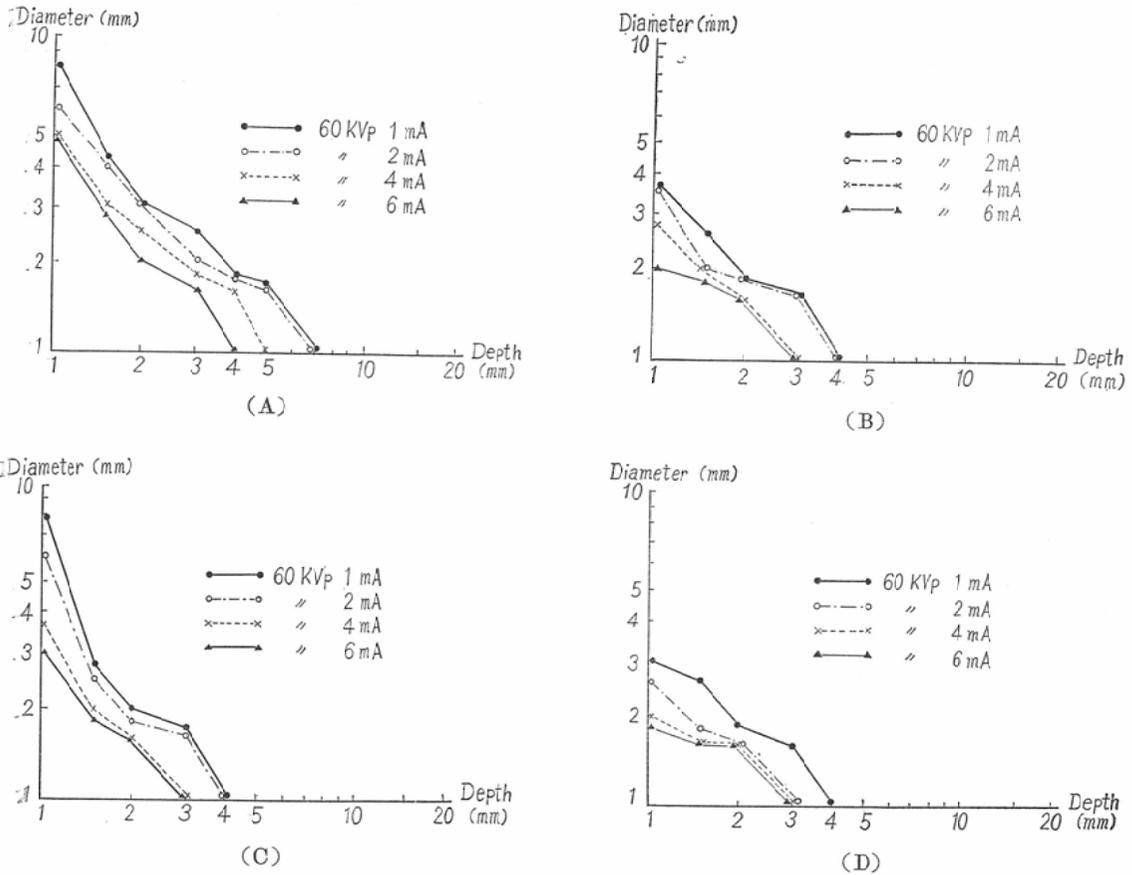


Fig. 6. The influence of an increased X-ray dose on detail perceptibility with image intensifiers and X-ray TV systems.

- (A) 7 inch image intensifier viewed optically
 (B) 7 inch I.I+Vidicon TV system
 (C) 9 inch image intensifier viewed optically
 (D) 9 inch I.I+Vidicon TV system

(3) 線質と画質

蛍光増倍管に入射する線量が同じであっても、その線質によってX線光子が一次蛍光面で光電子に転換される効率は異なる。そしてこの効率が画質に影響することが知られている⁴⁾。

そこで、水 7.5cm及びアクリル板19mmを透過して蛍光増倍管に入射する線量で、第二次蛍光面の輝度が140kVp~60kVpの線質に対して同じになるようにコントロールして、各電圧によってテストピースの見え方がどのように変わるかを調べた。第二次蛍光面の輝度はTV系に入ってから、映像信号を測定することによって間接的にコント

ロールした。ここで用いられた透視条件に対する線量を被射体入射線量として測定したものが表1に示してある。画質の変化はFig. 7.に示す通りで、(A)は7 inch 蛍光増倍管と医用X線TV装置の組合せで、(B)は蛍光増倍管に9 inchを使用したX線TVでそれぞれ透視した像の画質による変化を示す。Vidicon はいずれも7735A着装、single Grid (5:1)を使用している。いずれの場合も高圧X線を使用するにつれて深さの浅い方の孔は見え難くなり、これはX線像としてのコントラストが低下するためのものであるが、コントラスト低下による細部認知能をTV側のコン

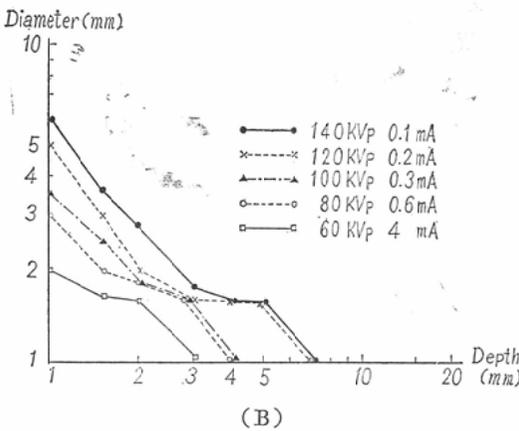
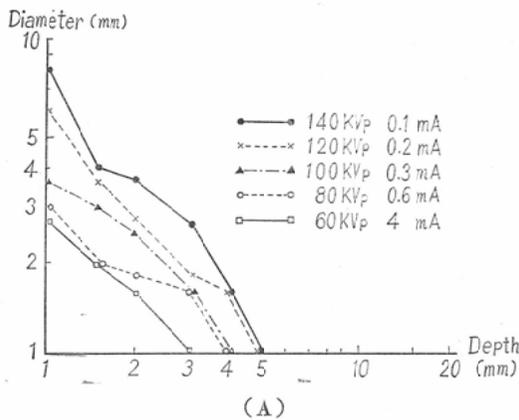


Fig. 7. The influence of X-ray voltage enhancement on the detail perceptibility with X-ray TV systems, where incident dose to image intensifier is constant.

(A) 7 inch I.I.+TV system
(B) 9 inch I.I.+TV system

トラスト調整によつて認知可能せしめることは出来ない。(A) (B)を比較してみると(B)に示された方、即ち9 inchで医用X線TV装置の方がX線像としてもともとコントラストの低いものを像として識別させる能力はやや大きく、これはFig. 6の(A) (C)の比較からわかるように蛍光増倍管の差に基づくと思われる。

(4) Grid の効果

高圧X線TVにて透視をする場合は、Gridはsingleでも良いか、或いはcross gridを使用した方が良いかを検討するために次のような実験をした。即ち140kVp 0.5mAの透視条件、散

乱体としてはやはり7.5cmの水フロントーム、同じテストピースをこれに重ねて透視して、Gridなし、single Grid 着装、cross grid 着装の各場合の画質を調べた。結果はFig. 8に示す如く、Gridなしに対し、single Grid 着装にて明らかに画質の改善を認めるが、これを更にcross gridに代えると、浅い孔の方は見え難くなるという傾向を示した。このグラフに示された画質評価ではそれ以上のことは表わされていないが、実際に観察した処ではコントラストの高い方の像の鮮鋭度は良くなつていようと思われた。

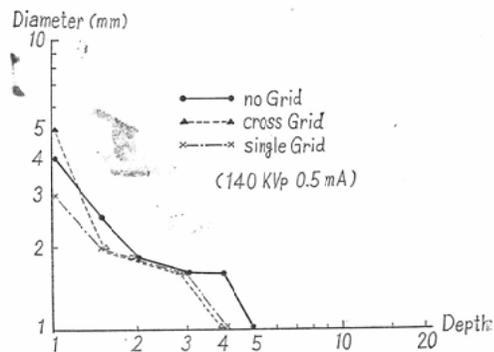


Fig. 8. The influence of single grid and cross grid on detail perceptibility with X-ray TV system (9''+TV system) where 140 KVp X-ray is exposed.

(5) Vidicon による画質の差

X線TV用のVidiconは一般放送用のものに比べて低照度でも充分感度のあるものが要求される。現在、X線TVのカメラに着装して実際に害用に倍せられているVidiconは7038及び7735Aである。この二種類のVidiconで画質が実際にどの程度差を生ずるかを調べてみた。

7 inch 蛍光増倍管と医用X線TV装置を用い、Vidiconのターゲット電圧はいずれの場合も40 voltにして、60kVp 1mA~6mAまでについて画質を比較した。60kVp 1mAでは、Fig. 9の(A)に示される如く明らかに7735Aが7038の画質より良好であり、この差は線量を増すに従つて少くなり、(B)に示す如く60kVp 6mAではほとんど画質の差がなくなる。いずれにせよ、少い線量で良好な画質を得るためには7735Aの方が

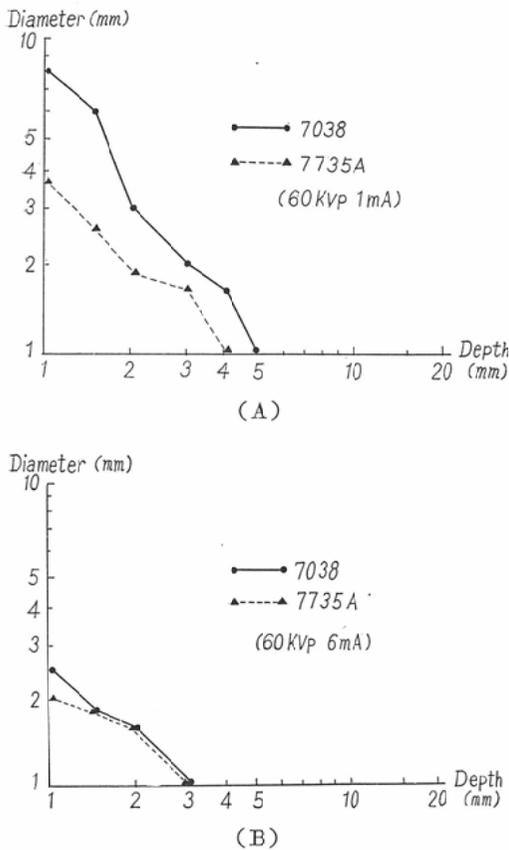


Fig. 9. Comparison of two vidicon tubes on detail perceptibility at different X-ray dose.

有利であると云える。

(附) 透視条件と線量の関係

透視条件は一応 kVp, mA, で表わしてきたが、同じ kVp, mA に対して、コントローラーの機種、メーター回路の相違などによって、異なる

表 1

透視条件	線量
60 KVp 1 mA	1.3 r/min
2 mA	2.7 r/min
4 mA	5.1 r/min
6 mA	7.5 r/min
80 KVp 0.6 mA	2.2 r/min
100 KVp 0.3 mA	1.8 r/min
120 KVp 0.2 mA	1.4 r/min
140 KVp 0.1 mA	1.1 r/min
0.5 mA	4.8 r/min

た線量を出している場合が少なくないと思われる。そこで、我々の実験における透視条件と線量の関係を表1に示す。線量はコロンアル線量計小型電離槽により、被写体入射線量に相当する管球焦点から40cmの路離にある透視台の天板上で測定した値である。

考按並びに結論

X線TV像の画質判定の基準として考えねばならぬのはいかなることか。これはX線TVに限らず、X線写真でも蛍光透視法でも、蛍光増倍管の場合でも結局同じことであつて、その像から得られる医学的診断に役立つ情報量 (information content) が多いものほど良いX線像であるといつて異論はあるまいと考える。あるX線像から得られる情報量は第一にX線像の質によつて決まり、第二はその観察者の経験と知識によつても決定される。しかし、今ここで問題にしようとするのは第一にあげられた客観的な情報量に関する画質があつて、第二にあげられた主観的にしか決められないものは除外して考えようと思う。

X線像の場合の客観的な情報の源である画質は通例解像力とコントラスト特性によつて判断される。解像力は従来金属テスピートス等により、非常にコントラストの高い像でもつて単位巾当り白黒の線何本という判定が多くなされてきた。しかし、このように解像力とコントラストは全く別個に論じるよりも、それぞれの関連によつて考えることが、以下に述べる如く合理的であると思われる。

X線TV、蛍光増倍管などのX線像の画質が良いと云うことは、簡単にいつて出来るだけ細部まで良く見えるということ、更にコントラストを加味して、低いコントラストのものでも細部まで良く解像されるということである。ここで、以上のような画質を左右する因子を整理してみたい。

(1) X線形成に關与する量子の統計的変動 (random fluctuation) に基づいて生ずるX線像の Noise の問題があり、細部がどこまで見分けられるかはX線のコントラスト (Cx) とその像形成にあづかるX線光子総数の統計的変動によつて起る Noise (R) の比率によつて限定され $\frac{C_x}{R} \geq$

3が成立する時識別可能となる。またRは使用線量、即ちX線光子量を増加すると相対的に減少する⁴⁾。

(2) TV装置では、その電気的な映像信号に対してTV系内で発生する電気的 Noiseがあつてこれが(1)で述べられた Noise とともに問題となつて来る。

(3) 幾何学的“ぼけ”——これには光学系や蛍光増倍管の電気的集束系統のものも含めて考える。

(4) 蛍光増倍管やTV系 Vidicon の残像から、物体の運動に関連して生ずる「ぼけ」も問題となる。

(5) 観察の対象となる像が暗い場合は、肉眼の識別力が像の明るさによつて異なる。

およそ以上のような事項が総合されて画質というものが決定される。

扱、我々が用いた画質評価用のテストピースは、孔の大きさと深さ(コントラストに関する量)の組合せによつて作られているもので、Burger¹³⁾ Morgan⁷⁾、Oosterkamp⁴⁾等が用いたものと同一系列に属する。これによれば、細部認知能に対するコントラストの関係も合せて評価出来る性格を持っている。我々は、被検体の立場からどれ位小さなものまで像を形成しうるかに重点を置いて Fig. 4~9には深さと直径の関係で表わしている。これを見るとわかるように深さはアクリル 1mm、直径を1mmの孔を最小として画質評価の対象を限定したのであるが、若し孔の直径が一次X線像として100%に近いコントラストでの解像力の限界より小さい段階まで設けてあり、深さもコントラストとして識別可能の限界より下まで浅いものまで準備されているとすれば、画質評価、グラフはFig.10の如くなると考えられる、ここで曲線が(I)の境より左に進まないとすればこれが識別可能なコントラストを形成する Acryl の厚さの限界を示す、また(III)の線より下に曲線が進まないとすれば、肉眼の識別力内の範囲でも、Contrast を充分大にしてもそのX線像形成系統ではこれが解像不能の限界があることを示すもので、蛍光増倍管ではその蛍光面の粒状性とか

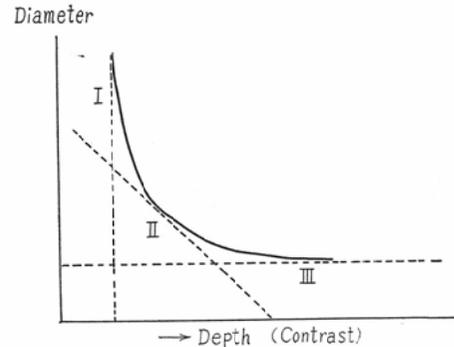


Fig. 10. Diagram of detail perceptibility curve.

TV系統では走査線数などの関与してもたらず限界といえる。我々の評価の対象となつた範囲ではこの二つの点(I, III)の評価が充分でないことになる。

我々の評価で問題とした処は、も一つの因子、コントラスト対 Noise の関係で画質が左右される領域(II)を検討した訳で、45°に傾いた(II)の線上ではコントラストに対する Noise の割合が一定でこの線より下では全く理想的に幾何学的なぼけない場合でも像が識別不能となるし、(II)より上の領域で、始めて前述の $\frac{Cx}{R} \geq 3$ が満足されると云う訳である。この領域を Oosterkamp 等は“noise only regio”と呼んでいる⁴⁾。TV系統を合せて考えれば、RにTV内の Noise を加味して考えて良い。

このような考察から、我々、実験結果をふり返つてみるとつぎの如きいくつかの論結に達するのである。

(1) All Transistor I.T.Vは医用X線TV装置(標準方式で真空管使用)に比してその内部で発生するNoiseが多くX線TV系統に組入れた場合、低コントラスト部の細部は見難く画質が劣つている。

(2) 9 inch 蛍光増倍管(Philips)は7 inch 蛍光増倍管(Toshiba)より同一線量に対して画質が良好である。これは、それぞれに組合せてある光学系も含めた比較であるが、X線光子の random fluctuation から理論的に導き出されている処では、画質を決定する S/N 比は、主として第一次蛍光面でのX線吸収一光電子への転換率

によつて左右されると云う³⁾⁴⁾。画質の差はここに起因するかも知れない。

(3) 蛍光増倍管像としては肉眼で識別されにくいコントラストの低い像を医用X線TV装置によりコントラストを高め識別可能にする。実際に蛍光増倍管像として解像の閾値以下になつたものが、その後のTV系統のコントラスト増加作用によつて識別可能になると云うものではないと思われるが、コントラストが低いため見のがされやすい像がTV像ではコントラストの増加を受けて識別されやすい像にされるということである。即ち肉眼に対して、蛍光増倍管はTV系統を通過することによつて情報量 (information content) が増加すると云つても良いと考える。

(4) Gridの使用は、散乱線もX線TV系統全体からみて、像形成の信号に対するNoiseと見なすことが出来るから、このNoiseを減らすと云う意味では画質改善に効果がある。併し、Cross gridの使用が画質を落すのは蛍光増倍管へ入射する線量を減じてしまい、このために、X線光子の統計的変動に基づく相対的Noiseの増加を招くことによるのではないかと考えられる。この意味では高電圧による透視時のCross grid使用は必ずしも得策とはいえない。

(5) Vidicon 7735 Aと7038による画質の差は線量が少ない場合著明である。勿論Vidicon自体の感度の問題であつて、更に低線量によるTV透視を可能ならしめる一つの鍵として注目されねばならぬ事である。更に低照度で感度の充分でNoiseの少いVidiconの開発が期待される。普通のVidiconは Sb_2S_3 を光電導膜として使用しているがこれをPbOを使用したVidiconは暗い光に対する感度が高いことが知られており今後X線TVに使用した場合の効果に興味を持たれる。

(6) 同じ線質で線量を増加せしめた場合、画質が次第に向上すると事実はFig. 6に示される通りである。このような画質向上の表わし方は、X線TV系統の場合も、蛍光増倍管の場合も同じで、コントラストとNoiseの比によつて細部が識別出来ないという領域が狭くなることを示す、これは入射X線量の増加によつてもたらされた相

対的Noiseの減少と考てえ良い。蛍光増倍管の肉眼の察観では線量増加によつて輝度が変わるので、像度による肉眼の解像力の変化も考慮に入れなければならない。しかし、前述の如くこの蛍光増倍管像の肉眼観察では、光量子変動 (fluctuation) による細部識別能の限界は、一次螢光面でのX線光子吸収—光電子転換率によつて決められるとされる。

一方TV系統では像の明るさとコントラストはある程度まで照射線量とは無関係に選ぶことが可能であり、この限りにおいて、観察像の明るさを生理的条件に合せることが可能であるから像の輝度による眼の解像力とは関係なく画質の判定が可能である。

しかしX線TV系統で線量増加による画質向上、即ちS/N比の改善が、どこの段階で現われているのかは、これだけの資料から結論することは出来ない。即ち蛍光増倍管までの画質向上がそのままX線TV系全体の画質向上として現われたのか、蛍光増倍管からのVidiconへの入射光量の増加がTV系の電氣的Noiseの相対的減少をもたらしたのか、あるいはその、両者なのか、両者とすればいづれの比重が上かこれは更に検討の必要があると思われる。

(7) 線質による細部認識能の影響を見るために、蛍光増倍管の一次螢光面で光電子に転換されるX線量かほぼ等量であるようなX線量を各電圧につき出して画質を見た。高圧になるに従つて散乱線のNoiseとしての作用を全く無視出来ないとしても、我々のGridの実験からもわかるようにこれは二次的な問題で管電圧の高い場合に細部が見えにくいのはコントラストの低下によるもので、TV系統でこのコントラスト低下を補つて識別可能とするものではないことを示す。線量を減らすために高い管電圧を使用するという事は、細部の像を識別不能にするという点からすれば、必ずしも得策でない。しかし、コントラストのある程度高い被検物、例えば造影診断などでは—この程度のコントラストの物まで識別出来れば良いという条件付にして—被検体の受ける容積線量を減するという目的で、高電圧の透視の方が良

いという場合もありうると我々は考えている。

References :

- 1) Chamberlain, W. Edward: Fluoroscopes and Fluoroscopy; *Radiology*, 38, 383—425, April 1942. —2) Coltman, W. John: Fluoroscopic Image Brightning by Electronic Means; *Radiology*, 51, 359—367, 1948. —3) Fowler, F.J.: Technical Procedures of Radiodiagnostic Interest; *Brit. J. Radiol.*, 33, 352—357, 1960. —4) Oosterkamp, W.J.: Methods of Evaluating the New Instrumental Systems for Diagnostic Radiology; IXth International Congress of Radiology, 1959 in München Transaction, II, 1451—1460. —5) Schober, H.: Die Messung von Kontrast und Schärfe im Röntgenbild im Lichte der Informationstheorie; IXth International Congress of Radiology, 1959 in München Transaction, II, 1460—1465. —6) Bouwers, H.: Information Content of X-ray Pictures Made with the Various New Techniques; IXth International Congress of Radiology, 1959 in München Transaction, II, 1466—1471. —7) Morgan, R.M.: Development and State of X-ray Television Intensification in America; IXth International Congress of Radiology, 1959 in München Transaction, I, 20—30. —8) Janker, R.: Entwicklung und Stand der Röntgenbildverstärkung und des Röntgenfernsehens; IXth International Congress of Radiology, 1959 in München Transaction, I, 30—40. —9) Bischoff, K.: Die Bedeutung des Röntgenfernsehens für eine Erweiterung des Durchleuchtungseinsatzes in der medizinischen Diagnostik; *Fortschr. Röntgenstr.*, 95, 104—123, 1961. —10) Joshua, A.B.: Practical Evaluation of Image Intensifier Systems; *Radiology*, 79, 483—488, 1962. —11) テレビジョン工学ハンドブック (オーム社), 106—113, 1959. —12) Legré, J.: Que Peut-on Espérer de la Roentgentélévision?; *J. Radiol.*, 40, 264, 1959. —13) Burger, G.C.E.: The Perceptibility of Details in X-ray Examination of the Lung; *Act. Radiol.*, 31, 193—222, 1949. —14) Noix, M.: La Télévision Radiologique son Développement en France; IXth International Congress of Radiology, 1959 in München Transaction, 7.