OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	X線管電圧および管電流波形の写真効果（第3報）X線写真におよぼす効果
Author(s)	金森, 仁志
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1963, 23(5), p. 646-659
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20443
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

X線管電圧および管電流波形の写真効果
(第3報) X線写真におよぼす効果

島津製作所
金森仁志

(昭和38年5月21日受付)

Radiographic Effects Due to The Waveforms of X-ray Tube Voltages and Currents
Part 3 The Effects Due to Tube-Voltage Pulsation, Acculately Determined kVp, and Abnormal Voltages

By

Hitoshi Kanamori

Radiation Apparatus Division, Shimadzu Seisakusho Ltd. Kyoto, Japan

A new definition of the optimum exposure-factors is given, and radiographic effects due to the new factors stated in Part 1 are derived.

1. The optimum exposure-factors may be obtained as follows: The author published in a separate paper that the optimum density-range of radiograph could be found for each combination of objects and inspecting factors, and the optimum exposure-foctors were such that the density produced by an object-thickness range under examination covered just over this density range. For example, the range for chest-radiograph under usual inspection was 0.27-1.75, and the corresponding film-exposure range was $0.7\text{-}6.0\times10^{-3}$ rlx•sec for a typical film. The ordinate, 0.93, in Fig. 3 shows this exposure-range, log 6−log 0.7. Whereas, the abscissa (x_1, x_2) is the thickness-range under examination. The optimum kVp, therefore, may be obtained from thickness-exposure curves, i. e., by shifting Fig. 3 along the ordinate of Fig. 11, Part 2. Then, the kVp is the parameter of a curve passing through the two corners of Fig. 3. The optimum mAs with a 1.8-m F.F.D. is obtained from eq. (1), where a is the fluorescence of a screen per mA at x_1. The inverse-square law should be applied if F.F.D. is not 1.8-m. If a thickness-exposure curve is not a straight line, the calibrating coefficients of mAs may be obtained from eq. (2) by means of trials and errors. This calculation is simplified into the graphical method shown in Fig. 4. This is deduced from the most deviated case as we see in Table 1. The coefficients thus obtained are plotted in Fig. 5.

2. Advantages of a constant or a 3-phase wavefrom over a single-phese wavefrom are obtained as follows:

(1) Smaller kVp and mAs are needed. Fig. 6 shows the optimum exposure-factors obtained utilizing above procedures.

(2) If primary voltage or filament voltage deviates from their optimum values in the same percents with the two apparatus, deviation in kVp and mAs with a single-phase apparatus become larger than those with a 3-phase apparatus in cases of low kVp-high mA. Some examples are shown in Table 2. This reason is that gradients of equi-mA curves in P.V.-kVp relation of single-phase apparatus (Fig. 17, Part 1) are greater than that of 3-phase apparatus (Fig. 19, Part 1) in cases of low kVp-high mA. Larger error in P.V. causes larger error in kVp. Similarly, error in filament-voltage causes larger error in mA, and it causes larger error in kVp. The larger kVp-deviation causes the larger deviation of screen-brightness so far as transmitted dose-rate. Fig. 9 shows the deviations in radiographic effects caused by the factors in Table 2. It appears smaller with 3-phase apparatus than with the other. Good radiographs, therefore, may be more easily made with a 3-phase apparatus than with a single-phase apparatus.

(3) Fig. 8 shows blur of chest-radiogrophs calculated from eq. (3) (4) (5) under the factors that: equivalent thickness of acrylite is 10 cm, 13 cm; phantom-film distance b=15 cm; velocity of phantom v=25 mm/second: focal size f=2 mm: t is the shortest exposure time allowed by the rating of a typical tube, Shimadzu Circlex 2; and mAs Q is obtained from eq. (6), where, Q_0 is the mAs at a 1.8 m F.F.D., K_0, K are multiplying factors due to mAp (Fig. 10, 11, not 1 when kVp is less than 60) and a grid (Table 3) respectively. Table 3 shows grids ordinally used and their multiplying factor K which were obtained by the measurement of screen-brightness with and without the grids. From Fig. 8, we may conclude that a constant or a 3-phase waveform makes a smaller blur than a single-phase waveform does.

3. We obtained more accurate kVp than before, in Part 1. This effect is that: radiographic effects caused by different mA under same kVp-setting become almost fixed if exposure-times are adjusted such that mAs is kept identical (Fig.9, 12). This is not true, however, in the following cases:

(1) In case that tube-voltage waveforms are smoothed by cable-capacities, mAs should be calibrated by the data on constant waveforms in Fig. 11, Part 1. It is necessary for obtaining the same density-level under same kVp-mAs.

(2) Transmitted dose-rates per mAs increase with mA, under low kVp using a single-phase apparatus. This reason is that: V-I characteristics of X-ray tube comes to a straight line at this region (Fig. 6, Part 1), so that mAp/mA becomes large compared with other region in which tube current saturates (Fig. 18, Part 1). Fig. 10 shows that peak of tube current per mA-mean (dotted lines) with 40-kVp increases with mA, whereas that with 60-kVp dose not so much increases. Since soft radiation is absorbed using such a low kVp, radiation generated from the voltage-peak therefore current-peak comes through an object. Fig. 11 shows that measured dose-rates increase with mAp/mA Therefore mAp should be taken instead of mA-mean. This effect does not appear when a 3-phase apparatus is used. This is the origin of an advantage of 3-phase apparatus stated in 2 (2).

Table 4 shows the errors in kVp and in fluorescence due to an incorrect P.V.-kVp relation derived by an old method. We confirm that the new kVp values cause better radiographic effects.

4. Distortion from a sine-waveform and parasitic oscillations have no effect on transmitted dose-rate, hardness and radiographs in practical views. Therefore, kVp and ulsation-rate of tube-voltage in addition to mA-peak should be considered.

5. Abnormal voltages occuring at the closing time of an x-ray switch may generate harder and more amount of radiation than steady voltages do. In this experiment, arc-rectifiers were connected instead of X-ray switch of a single-phase apparatus, in order to generate the abnormal voltage in every half-cycle of line. Primary voltage and filament-voltage were kept constant during a closed angle was varied, and 60 kVp was chosen as the kVp when no abnormal voltage occured or closed angle was small. Fig. 13, 14 and 15 show waveforms, air-dose rates with a 1.8-m F.C.D. and absorption curves respectively, and the last two are compared with those produced by single-phase waveforms of the same kVp. In those figures, values of mA show those when the closed angle is 10°, and kVp is that of abnormal voltages. Actual mA closed with a larger angle is smaller, according that filament-voltage is kept constant. The abnormal voltage has higher kVp so that produces larger amount and harder quality of radiation than steady voltage does, but less and softer than single-phase voltage of the same kVp does. This reason may be that abnormal voltages are more sharp at its peak than steady voltage is,in this experiment.

Fig. 16 shows an example of their radiographic effects. They decrease film-contrast and increase density-level. Fig. 17 shows another example of an ordinal case, i.e., abnormal voltage occures only once at the closing time. Thus we confirmed that this abnormal voltage changes the optimum exposure factors from those obtained without it. Therefore, it should be prevented against failures of optimum radiographing in addition to electrical break down of an apparatus.

1. 緒　言

単相および3相全波整流型X線装置の電気的特性について研究して得た成果(第1報[1])を，つぎの3項目にわけて，各項目がX線写真にどのような影響を及ぼすかということを実験的に究明する．

(1) 定電圧，3相整流，単相整流波形——第2報[2]の基礎データをもとにして，3つの波形の写真効果を比較し，とくに，3相装置が単相装置よりもすぐれている理由をのべる．

(2) kVp 値を従来よりも正確にしたことの効果．

(3) 閉路時に異常電圧が発生することを見出して，その防止対策を確立させたことの効果．

2. 「対照度」と「表現される厚さの範囲」を考慮したときの最適撮影条件

2.1 最適濃度範囲

X線写真の効果は，画面の各点における効果を，全画面に対して総合して決定されねばならない．各点における効果は，周知のように，対照度（Contrast）と鮮鋭度（Sharpness）で表示される．筆者は，このほかに総合的効果をあらわす量として，「表現される厚さの範囲」を考えねばならないことを見出した．これは対照度と相反する量で，一方を大きくすればそれだけ他方は少さくなる．一つの厚さにおける対照度を考えて，これが大きいほど写真効果がよいと云う今迄の考え方は誤りである．診断用X線写真では，被写体の構造が複雑であつて，X線を透過しやすい部分でも透過しにくい部分でも，同じ様に，微細な構造をみたい場合が多い．すなわち，写真の濃度の濃い部分でも淡い部分でも，微細な濃度差が識別されねばならない．したがつて，被写体の模型として，Fig. 1 (a) のような厚さの一定のものは不適当であつて，(b) (c) (d) のように厚さを変えたも

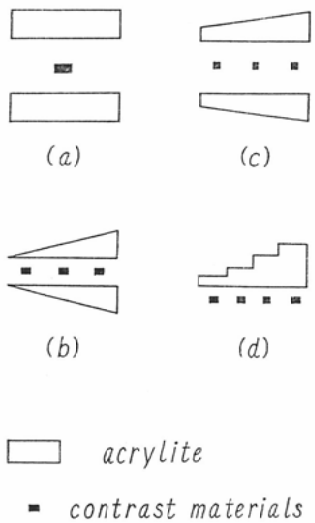

Fig. 1 Tissue equivalent phantom: (a), constant thickness; (b) (c) (d), wide range of thickness

のを使用せねばならない. (b)-(d) の模型は, フイルム法の場合に用いるものであるが, 筆者は, 螢光法によつて写真効果を究明しようとしたので, (a) の模型を用いてその厚さも変化せしめた. その結果, 第2報でのべたような螢光量減弱曲線を得た (第2報, Fig. 11).

一方, 現在, X線写真の「良さ」を表示する明確な基準がなくて, 医学者とX線技師が種々の被写体をうつして, 主観的に撰別した結果を統計的に処理した濃度レベルの基準が, 一般概念として通用している. 筆者は, 照明工学で用いられている視覚の概念を, 写真濃度に適用することによつて, 「対照度」と「表現される厚さの範囲」と両方を考えて, 医学者が撰別した濃度レベルの根拠を見出すことができたので, この根拠にしたがつて, 一般概念と矛盾することなしに, 「良い写真」の意味の一つをあきらかにするとともに, その基準を与えることができた[3]. それによれば, 胸部写真の最適濃度範囲は0.27～1.75と求められた.

さて, 「対照度」と「表現される厚さの範囲」とは絲質によつてきまる量で, 螢光量減弱線から求められる. 「鮮鋭度」は, 一定濃度レベルを得るに要する線量によつてきまる量で, 焦点・フィルム間距離と撮影時間に関係する. 2. では, 最適濃度範囲の基準に合うような「最適撮影条件」を第2報で求めた基礎データから導く方法をのべる. 3 ではまず, これに基いて管電圧の脈動と写真効果の関係を究明し, つぎに最適撮影条件を得たときの鮮鋭度を比較する.

2.2 最適撮影条件の求め方

1例として, Fig. 2 のような感光特性をもつフィルムについて考える.

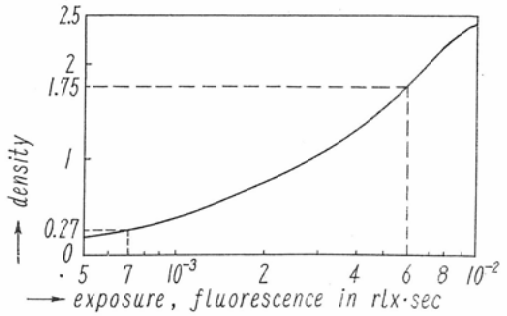

Fig. 2 An example of density-exposure characteristics of a medical X-ray film, Fuji PX

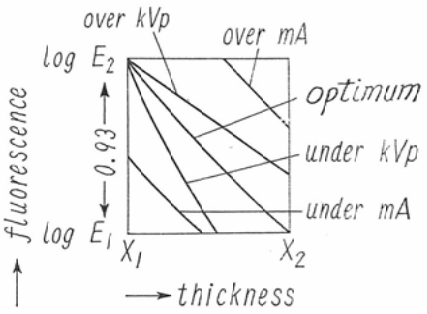

Fig. 3 A method for obtaining the optimum factors from thicknees-exposure curves

螢光量減弱曲線が直線のときの, 最適濃度範囲 0.27～1.75[3]に対して, Fig. 2 より螢光量が 0.7 ～ 6.0×10^{-3} (rlx・sec) と求められる. そこで, 透過X線による螢光量特性の図表 (第2報 Fig. 11) を使つて, Fig. 3 のようにして, 厚さ範囲 x_1～x_2 なる被写体に対する最適の kVp と mAs が求められる. すなわち, まず, 厚さの範囲(x_1, x_2) に対して縦軸が

$$\log(6.0/0.7)=0.93$$

になるような kVp を撰擇し, その kVp の曲線

の，厚さ x_1 における螢光量比を a (rlx/mA) とすると，求める mAs は

$$6.0\times10^{-3}/a \ (\text{mAs}) \qquad (1)$$

である．これは距離 180cmにおける値である．

こうして最適条件を求めれば，厚さ全体にわたつて対照度が最大になり，このような写真が「良い写真」の一つの基準[3]に合う．kVp が低ければ，一部の対照度は大きくなつても，見えない範囲ができる．高ければ，対照度が悪くなる．mAs が不適当ならば，見えない範囲が生ずる．

実際の螢光量減弱曲線は直線ではないので，つぎの式によつて，trial and error で最適条件を求めねばならない．

$$\delta g \Delta x \geqq 1 \qquad (2)$$

ただし，$\delta=\gamma/\Delta D_{min}$

γ：フィルム感光特性曲線 (Fig. 2) の勾配

ΔD_{min}：フィルムの最小覚認濃度差 (最小覚認対照度)

g：被写体の厚さに対する増感紙螢光量の特性曲線(第2報 Fig.11) の勾配

Δx：被写体の厚さの差

である．

ここで，δ として文献 (3) Fig. 7の曲線⑪を使い，第2報 Fig.11の中から，縦軸が0.93内に入る曲線のうちで，もつとも曲つている曲線に対して最適撮影条件を計算した結果と，両端を直線で結んだ場合の計算結果を比較すると，Table 1の

Table 1 Deviations of the optimum factors when a thickness-exposure curve is treated as a straight line, under the most largely deviated case in this experiment (1φ, 90kVp, Al)

	treated as a straight line	from the original curve
δ_0	130	148 (at x) 105 (at o)
fluorescence range $E_1\sim E_2$	0.7～6.0 [$\times10^{-3}$ rlx·sec]	0.88～7.60 [$\times10^{-3}$ rlx・sce]
log (E_2/E_1)	0.93	0.93 (+0.002)
$\Delta x_0/x$	0.78 [%]	0.78 [%]
thickness range $x_1\sim x$	0～12.8 [mm]	0～12.8 [mm]
density range	0.27～1.75	0.34～2.1
relative mAs	1.00	1.26

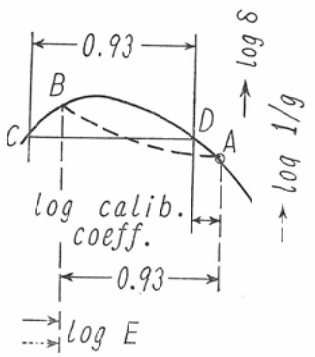

Fig. 4 Agraphical method for obtaining calibrating coefficient of mAs when thickness-exposure curve is not a straight line

ようになつた．これによれば，log (E_2/E_1) の差は測定誤差内であるから，どの曲線に対しても，縦軸の長さが0.93になるようにして，最適 kVp を撰擇すればよいことがわかる．mAs は直線として求めたときに比べて1.26倍になつているので，補正係数を掛けねばならない．補正係数は Fig. 4 のようにして簡単に求められる．図の実線は，log E と log δ の関係を，点線は log E と log (1/g) の関係を示す．ただしEは増感紙の螢光量である．点 A,B はそれぞれ，点線のグラフで厚さ x_1,x_2 における 1/g の値を示している．もし，減弱曲線が直線ならば 1/g は横軸に平行になるので，2つのグラフはC，D点で重なる．しかし，減弱曲線が下に凸であるから 1/g は点線のようになる．A，B間は0.93のまゝでよいので，この両端A，Bが log δ のグラフにかさなる点を探せば，AD間の長さが，求める補正係数の対数をあらわす．何故ならば，(2) 式の左辺の Δx は，減弱曲線を直線とみなしても変わらないことが Table1によつて確められているので，厚さの両端 x_1, x_2 において δg の積が一定になるようにしたときの螢光量の比が補正係数になるからである．こうして求めた mAs の補正係数を Fig. 5に示す．kVp が低くなると曲り方が少くなるので1に近くなる．また，厚さの薄いところをみなくてもよいときにも同様である．アクリライトでは，減弱曲線が直線に近いので，補正係数は測定誤差内である．(1)式で求めた mAs にこの

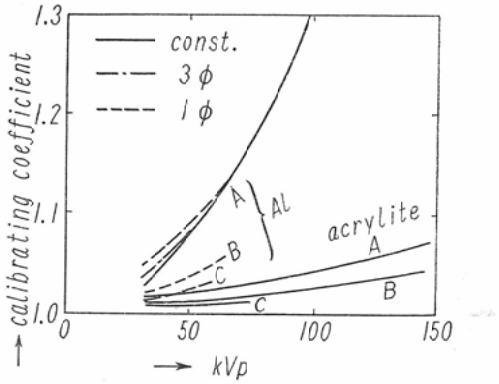

Fig. 5 Calibrating coefficient of mAs for acrylite and Al obtained from Fig.11, Part 2: A, B, C correspond to the range of thickness under examination as shown in the top of Fig. 6.

係数を掛ければ，距離 180cmにおける最適値を得る．

3. 定電圧，3相整流，単相整流波形の写真効果の比較

3.1 最適撮影条件の比較

以上のような方法で，被写体の厚さと，最適 kVp および mAs の関係を求めると，Fig. 6 の結果を得た．図において，Aは厚さ0から最大の厚さXまでを全範囲にわたつて検査したい場合に対する曲線で，B,C はそれぞれ，最大の厚さの1/2以上および 1/3 以上の厚さ範囲だけを検査したい場合の値である．これによつて，つぎのことがわかる．まず，被写体が厚くなれば，kVp が高くなり，mAs が減少する．この mAs は3.3.でのべるように鮮鋭度に関係する．被写体の薄い部分が見えなくてもよいときは，AからB，Cのように変化する．これは，kVp を低くして対照度を高めるかわりに，mAs を増して濃度レベルを保つことを意味する．つぎに，管電圧波形との関係は，同じ厚さの被写体に対して，脈動の少い方が kVp, mAs ともに低くてすむ，kVp の差は，最大で10以上に達する．しかし，80 kVp 以上では差がない．mAs については，80 kVp 以上でも差があり，定電圧と単相との比が，最大で2倍以上に達する．

3.2 最適条件からはずれたときの影響

X線技師は，このような最適条件を，経験によつて見出しているが，この最適条件からはずれた

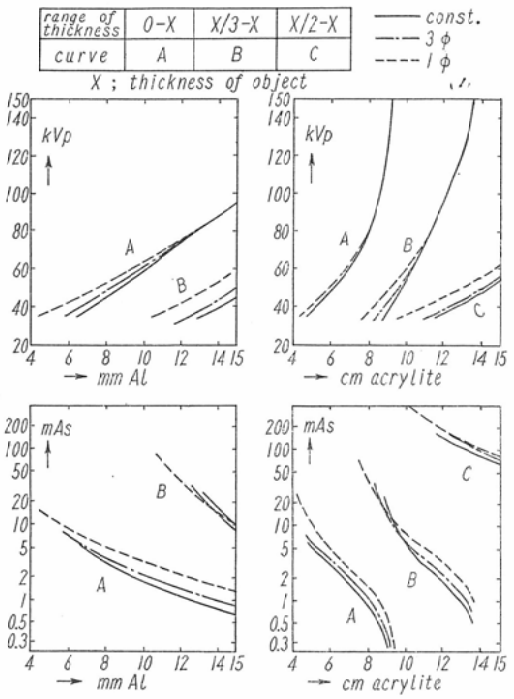

Fig. 6 Optimum kVp and mAs with a 1.8 m F.F.D.

場合の写真効果を考えてみる．今，1例として，アクリライト10cmで 1/3 より厚い範囲をみたいときの最適条件と，この最適条件から1次電圧が5%変動したとき，およびフイラメン電圧が2%変動したときの kVp と mA を管電圧図表から求めると，Table 2のようになる．単相装置の管電圧図表（第1報 Fig.17）での等 mA 曲線の傾斜は3相装置のそれ（第1報 Fig. 19）よりも大きいので，同じ変動に対して，単相は3相よりも kVp の変動が大きい．従つて螢光量の変動は一層大きくなる．これに対する写真効果を，第2報

Table 2 Deviations of kVp and mA when the primay voltage or filament voltage deviates from the optimum values

Fig. 7		(a), (b)	(a)	(b)
deviation		optimum	±5% inP.V.	±2% in F.V.
kVp	3 φ	55	51, 59	53, 57
	1 φ	60	46, 70	45, 68
mA	3 φ	500	500	550, 550
	1 φ	400	400	360, 440

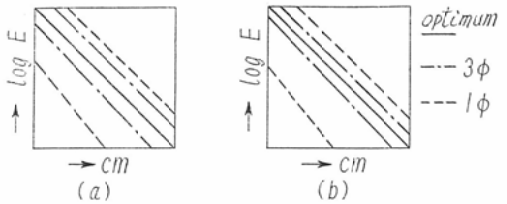

Fig. 7 Radiographic effects deviated from the optimum radiographs, when the object thickness is 10/3-10cm acrylite:
(a) In the case that primary voltage deviats ±5 % from the optimum value
(b) In the case that filament voltage of X-ray tube deviates ±2% from the optimum value

Fig. 11と mAp 値の効果（**4.1.2**）より求めると，Fig. 7のようになる．これによれば単相装置の方が，写真効果の低下が大きく，とくに（—）誤差のときは，半分しか表現されない．従来の単相装置における管電圧図表は，低電圧大電流の範囲で kVp の誤差が大きかつたことを考え合わせれば，単相装置において最適条件で撮影することが困難であつたことが説明できる．従来，低圧撮影において，3相装置が単相装置よりも写真効果がすぐれていると，経験上から云われていた．この理由の一つが，「撮影条件の得やすさ」にあつたことを解明した．他の一つの理由は，つぎにのべる鮮鋭度に関連する．

3.3 最適撮影条件にしたときの鮮鋭度

X線写真において，像の輪隔をぼけさせる要素は，主としてつぎの2つである．[4]

（1） X線管の焦点の大きさによる幾何学的なボケ（非鮮鋭度）U_g で，つぎのようにあらわされる．

$$U_g=\frac{bf}{a-b} \qquad (3)$$

ただし，f はX線管焦点の寸法，a は焦点と被写体の距離，b は被写体とフイルムの距離である．

（2） 被写体の運動によるボケ U_m で，つぎのようにあらわされる．

$$U_m=\frac{avt}{a-b} \qquad (4)$$

ただし，vは被写体の運動速動，tは撮影時間である．

肉眼で観察されるボケUは，Newell の実験式によつてつぎのように算定される．[5]

$$U=\sqrt{U^2_g+U^2_m} \qquad (5)$$

焦点と被写体の距離aが大きくなると U_g は減少するが，mAs が増大して U_m が増加する．したがつてボケUが極小になるような距離が存在する．

胸部の代用としてアクリライト10cm（軟部組織のみ），および13cm（骨のかげも検査したいとき）をえらんで，厚さの 1/3 以上を検査の対象とするときは，Fig. 6右上のB曲線によつて，距離 180 cmのときの最適 kVp が，Table 3 のように求められる．それぞれ，低圧ならびに高圧撮影の領域になる．

Table 3 Ordinally used grids and their multiplying factors for mAs, considered at the calculation of blurs in Fig. 8

Thickness range of object in cm	kVp	kind of grid	rate of scattered rays: with grid	rate of scattered rays: without grid	multiplying factor K
10/ 3～10	60 (1φ) 55 (3φ) 52 (Const)	Single 6 : 1	12%	61%	1.5
13/ 3～13	118	Cross 10 : 1	14%	67%	2.0

実際の撮影では，被写体とフィルムを密着して距離bを減少せしめ，U_g と U_m を小さくするのが普通である．この場合に散乱線を除去せねばならない．グリッドを用いて除去するときは，管電圧に応じて適当なものを撰擇するので，一般的基準にしたがつて Table 3 に示したものを使用した．螢光法で散乱線含有率と，露出倍数Kを測定して，同表に示しておいた．それぞれの値は，管電圧波形が変つても一定とみなすことができた．またこの程度の散乱線は，実用上，対照度に影響しない．

この2つの場合について，2.2の最適条件をみたしたときの，距離とボケの関係を，(5)式で計算した．計算にあたつて，つぎの前提をおいた．

（1） 距離 b と速度 v

距離 b は，胸部に対して15cm，[5][6]

v＝25mm/sec[4] とする．

（2） 焦点寸法 f と撮影時間 t

本研究の実験に用いたX線管（島津製サークレツクス2）を使用するとして，f＝2㎜とし，この

管球の定格曲線[7]にしたがつて，必要な kVp と mAs を与えるときの最短時間を t とする．

(3) kVp と mAs

空気によるX線吸収を無視してもよく（第2報[4]），散乱線も少いので，距離が変つても最適 kVp は変らない．また mAs はつぎの式によつて計算すればよい．

$$Q=K_0K\left(\frac{a}{180}\right)^2Q_0 \qquad (6)$$

ただし，Q：距離 a のときの最適 mAs

Q_0：距離 180cm のときの最適 mAs

K_0：60 kVp 以下で 300 mA 以上の範囲における補正係数——（4参照）

K：露出倍数

である．

以上のようにして，距離と非鮮鋭度の関係を求めて，Fig. 8 を得た．これによつてつぎのことがわかる．U が極小になる最適撮影距離は，脈動が大きいほど小さくなる．これは，脈動が大きいほど大きな mAs を要するので，距離を小さくして mAs を減少させて U_m を減少させることを意味する．ボケU が 0.2mm を越えると目に感じるが，4図ではいずれもこの値を越えており，低圧撮影のときの方が大きくなる．波形による差は，単相の方が定電圧のときよりも約 0.1mm 多くなる．最適距離よりも離れたときには，この差がますます大きくなる．胸部高圧撮影では 180～200 cm にしているが，13cm の被写体を 200cm で撮影して，必要な濃度レベルを得るには，ボケの差が

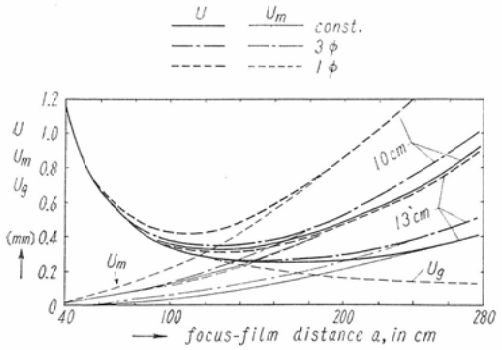

Fig. 8 Dependency of blur of chest radiographs to F.F.D. calculated from Newell's equation, eq. (3)—(5)

0.22mm にも達する．しかし，定電圧と3相波形での差は，上の2つの場合に対してそれぞれ0.02，0.03mm であるから大差はない．また，最適距離からはずれたときに，単相装置では顕著に鮮鋭度が悪くなるが，3相装置ではあまり変らない．すなわち，低圧，高圧の両方で，3相装置では単相装置より鮮鋭度がよく，最適距離も得やすい．実際には，管球定格に余裕をもたして t を長くするので，さらに差が顕著になる．

以上のように，3相装置の効果を，X線写真の見地から確認することができた．

3.4 小　括

第2報で実験的に求めた基礎データと[2]，別に筆者の与えた最適濃度範囲の基準[3]をもとにして，定電圧，3相，単相整流波形による写真効果を比較してつぎの結論を得た．

(1) 最適の kVp と mAs は，透過X線による螢光量の特性曲線を使つて Fig. 3 および (1) 式から求められる．減弱曲線が曲つているときは Fig. 4 の方法で，mAs の較正係数を求めることができる．

(2) 上の方法で，単相，3相，ならびに定電圧波形について最適撮影条件を求めた．その結果，同じ厚さの被写体を撮影するのに，定電圧は単相よりも10 kVp 以上低い電圧ですむことがあり，mAs は半分ですむことがあつて，一般に，脈動の少い装置ほど有利であることを定量的に示した．

(3) X線発生装置における操作量（1次電圧とフィラメント電圧）が，最適撮影条件における値からはずれたときは，とくに低圧大電流範囲において，単相装置の写真効果の低下が3相装置よりも著しい．このことは，従来から，3相装置の方が写真効果がよいと云われていた理由の一つである．

(4) 最適撮影条件で撮影したときの鮮鋭度を Newell の実験式によつて求めたところ，定電圧および3相装置の方が，単相装置よりも少く，その差は 0.1～0.2mm 以上であつた．鮮鋭度

の点でも，3相装置は単相装置よりもあきらかにすぐれている．かくして，3相装置の効果を写真の見地から確認することができた．

以上のようにして，高電圧波形から写真効果までの関係を結びつけた．途中の条件がかわつても，同様な方法を適用すればこの関係を求めることができる．

4 正確な管電圧図表の写真効果

X線の線質，したがつて，X線写真の対照度をきめる重要な因子は，X線管電圧波高値 kVp と波形（80kVp 以下）であるが，従来の装置では，kVp 値を制御するための管電圧図表が誤つた方法で作成されていたので，kVp 値を一定にするつもりで mA を増加せしめると，kVp 値が変化した．筆者は，第1報4でのべたように，電気工学の面から理論的ならびに実験的に管電圧図表を求めたが，ここでは，上の結果がX線写真にどのように有効であるかと云う事をのべる．これまでは，1つの kVp 値に対して1つのmA 値をえらんだが，本節では，kVp 値を変えないでmA 値を変えることについて検討するわけである．さらに，kVp が等しくて対照度が一定でも，線量が変化して濃度レベルに影響をおよぼすような範囲があることをのべて，その原因を究明する．

4.1 単相装置の管電圧図表の効果

4.1.1 螢光量測定による管電圧図表の検討

透過X線の差は，散乱線が少くて被写体が厚いほど顕著にあらわれるので，第2報 Fig. 2 の配置にして，フアントームの厚さをアクリライト5＋5cmとした．

まず，各 kVp 値に対して 100 mA のときの螢光量を測定し，mA をかえたときの螢光量とmAs の比が等しくなるような1次電圧（点線）と，球ギヤツプで測定した値(第1報 Fig.17）と比較すると，Fig. 9 のようになつた．60 kVp 以上では，点線と実線が一致しているので，kVpが正確になつた新しい電圧表は，写真効果の点からも有効であることがわかる．つぎに，同図の破線は，アクリライト1cmを追加したときの対照度が，100 mA のときの対照度と同じになるよう

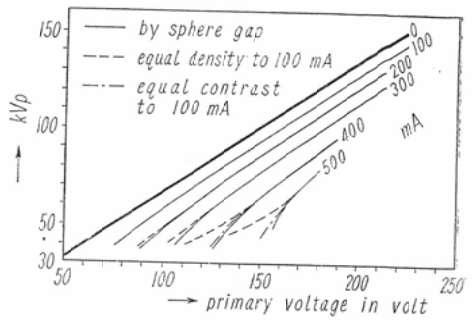

Fig. 9 P.V.-kVp relations of a single phase apparatus and radiographic effects of 10cm acrylite phantom : Density level increass with mA under equal kVp-mAs with the kVp less than 60.

な1次電圧を測定した結果を示すが，球ギヤツプの電圧表とほとんど一致する．よつて，対照度の点からは，60 kVp 以下でも新しい電圧表が有効である．

kVp が等しくも，mA を変化させると基本波形のひずみ方と自由振動の重畳のしかたが変つて管電圧波形が変化するが，管球フイルタと被写体を透過したあとでは，管電圧の平滑化がおこらない範囲では，kVp が等しければ，線量も線質もかわらないとみなしてもよいことがわかつた．

ただし，60 kVp 以下では，mA が大きくなると，低い1次電圧（低い管電圧）で同じ螢光量を

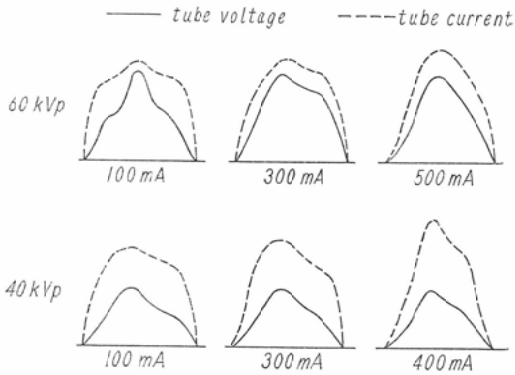

Fig. 10 Waveforms of tube-voltage (full line) and tube-current (dotted lines) of a single phase apparatus: Since mAp increase with mA using 40 kVp, transmitted dose through object increase with mA. But mAp does not so much increase with 60 kVp, and the dose does not increass.

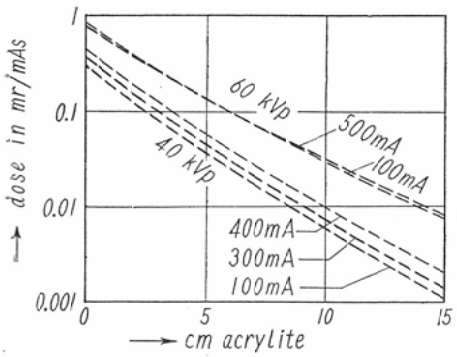

Fig. 11 Transmitted dose through object: The dose is nearly proportional to mAp.

得ることになる．この点についてはつぎで検討する．

100 mA 以下では，直流側静電容量のために管電圧が平滑化されることがあるが，そのときは，第2報Fig.11の基礎データにしたがつて線量が増加することを実験で確認した．同データにしたがえば80 kVp 以下では平滑化のために線質が硬くなる．

4.1.2 X 線管の V−I 特性と X 線の透過特性

Fig.10に60および40 kVp のときの，管電流の波形を示すが，管電流の平均値が等しくなるように画いてあるので管電圧の瞬時値に対する管電流の瞬時値を比較することができる．40 kVp，400 mA では，V-I 特性が直線に近くなるので電流の波形が電圧と同じようにとがる．そこで管電圧のピークにおける管電流の比率が，他の管電流の飽和する場合に比べて増加する．しかも，Acrylite 10cmを透過すると，約30kV 以下のX線はほとんど透過しないのでピーク値附近の管電流比が，透過線量を大きく左右することが考えられる．

そこで，直接線の透過特性を測定したが，Fig. 11のようになつて，60 kVp ではほとんど差がないが，40 kVp では，mA とともに線量が増加することがわかつた．また，減弱曲線の傾斜は，わずかにゆるくなるだけであるから，対照度もわずかに小さくなる筈である．線質は，管電圧のピーク附近で発生するX線できまるからである．したがつて，この範囲では mA 平均値でなくて mAp 値で表示する方がよい．

これで，Fig. 9 が説明された．

4.1.3 従来の方法で作成した図表の効果

実験で使用した装置について，従来の平行・等間隔な管電図表を使用して，kVp をかえないで mA を増加せしめると，実際の kVp は減少するので，対照度が増加し，同じ mAs に対する螢光量が減少する．60 kVp のときの測定例を Table 4 に示した．mA が大になるほど差が著しくなることがわかる．

Table 4 Errors in kVp and in radiographic effects at 60 kVp, when an old P.V. kVp rolation is used

mA	actual kVp	relative fluorescence per mAs
100 200	62	1.08
300	61	1.03
400	60	1.00
500	56	0.88

よつて，つぎのことが云える．単相装置の新しい管電圧図表は，写真効果の点からも有効である．ただし，管電圧が平滑化されるような範囲と，V-I 特性が直線に近づくような範囲では，線量は増加するが，線質は管電圧が低いときにわずかに硬くなる．

4.2 3相装置の管電圧図表の効果

第1報および，第2報で用いたのと同じ3相装置を使用し，X線管以後の幾何学的配置を，単相置装のときと同一にして，螢光量を測定した．

おのおのの kVp 値に対して 300mA のときの螢光量を基準にして，各 mA に対する1次電圧を求め（点線），球ギヤツプによる較正値（実線）と比較すると Fig.12 のようになつた．mA が増すほど同じ kVp に対する蛍光量が減少するので，1次電圧を高くせねばならない．これは，mA が増加するほど脈動が大きくなるからであると考えられる．管電圧が平滑化される範囲では，これが著しくなる．しかし，この場合でも，対照度を測定すると．同図の鎖線のようになつてkVpと一致していることがわかる．

従来の方法で作成した図表では，管電圧が平滑

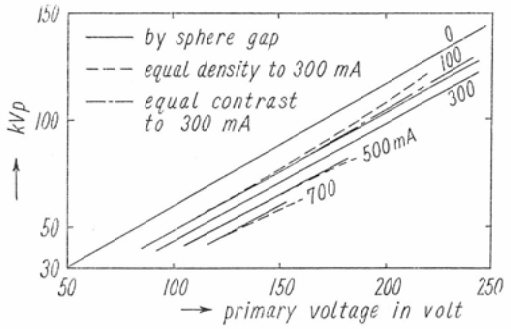

Fig. 12 P.V.-kVp relations of a three phase apparatus and radiographic effects of 10-cm acrylite phantome

化されることが考慮されていないので，この現象のおこる範囲では，kVp が実際の値よりも高く，線量も多くなつて，写真効果の点で不都合であつたことは明らかである．

4.3 小 括

管電圧図表によつて，kVp を一定にしてmA をかえても，sec を調整して mAs を一定にすれば同じ濃度レベルと対照度が得られる事が望ましい．

筆者は，単相および3相装置の新しい管電圧図表の写真効果を，螢光量測定によつて実験的に求め，さらに，従来の方法で作成した図表の効果と比較して，つぎの結論を得た．

(1)いずれの装置についても，新しい図表の方が古い図表よりも kVp が正確になつているので，線質，写真対照度の点で有効である．また．以下にのべる範囲以外は，線量，写真濃度レベルの点でも有効である．

(2) 単相装置で kVp が低くて mA が大きい範囲では V-I 特性が直線になつて，mAp と mA の比が増加する．螢光量はこの比とともに増加するので，同じ濃度レベルを得るためには補正せねばならない．あるいは，mA で表示せずに mAp で表示する方がよい．

(3) 管電圧波形が平滑化される範囲では，kVp と脈動率と被写体の厚さによつて螢光量の増加率がきまる．そのデータは，第2報 Fig.11のような基礎データから求めることができる．

(4) X線管より放射されるX線の線質・線量は，管電圧・管電流波形によつて著しく影響される筈である．しかし，管球フイルタと被写体を透過すると軟線が吸収されてしまうので，この関係が簡単になり，波形のひずみ，奇生振動のようなこまかい変化を考えなくてもよい．実用上は，kVp 値，管電圧波形の脈動率，mAp 値が重要である．現在は，mAを平均値で表示しているので，単相装置で，低電圧・大電流のときには補正を要する．

5. 閉路時異常電圧の写真効果

第1報5.において単相および3相装置の閉路時の異常電圧とその対策についてのべた．ここではこの異常電圧がX線写真にどのような影響をおよぼすかと云うことを検討する．

高電圧変圧器の1次側を電子管で開閉するようにすると，半サイクル毎に閉路時の状態をくりかえして発生させることができるので，この実験の目的に好都合である．そこで，イグナイトロン（重負荷時）あるいは大型サイラトロン（軽負荷時）を逆並列接続にして，1次側を開閉せしめた．この装置で，1次電圧とフイラメント電流を一定にしておいて点弧角をおくらせると，異常電圧が増加して管電流も変化するが，以下のデータでは，点弧角を最小にして異常電圧がない状態にしたときの kVp と mA で表示する．これは，一般の装置における定常状態に相当する．管電圧としては，絶縁破壊の恐れがないように，60 kVp をえらんだ．

閉路時のX線管 V-I 特性は，定常状態の V-I 特性を異常電圧分だけ延長した特性とほとんど一致するので，異常電圧のピークにおいては管電流もピーク値になる（1.2.3図参照）．したがつて，異常電圧の kVp に相当するX線を多量に発生していると推定することができる．

5.1 入射線量と線量減弱曲線

X線管焦点より1mの点の線量と点弧角の関係を測定して Fig.13を得た．実線は mAs あたりの線量を示すが，これが点弧角とともと増加するのは線質が硬くなつていることを示している．20 mA のときにもつとも変化が大きいが，これは Fig.14の管電圧波形において，20 mA のときの

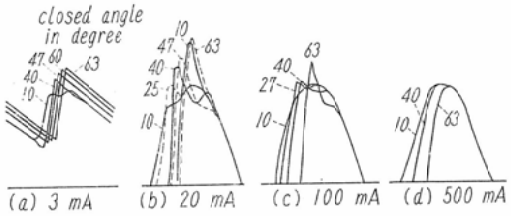

Fig. 13 Waveforms of abnormal voltages occuring at closing times of an X-ray switch: The waveform is generated in every half cycle of line, by connecting arc-rectifiers instead of an X-ray switch.

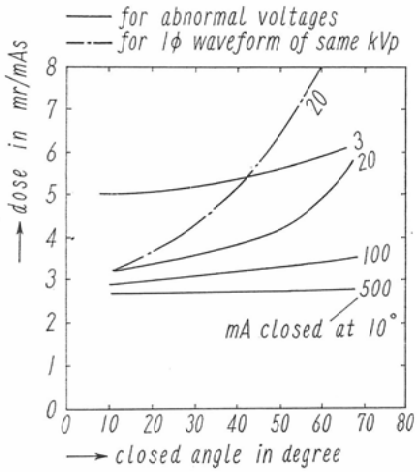

Fig. 14 Air-dose with the radiation of abnormal voltages at 1-m F.F.D. (full lines), compared with that with the single-phase waveforms of the same kVp (bloken line)

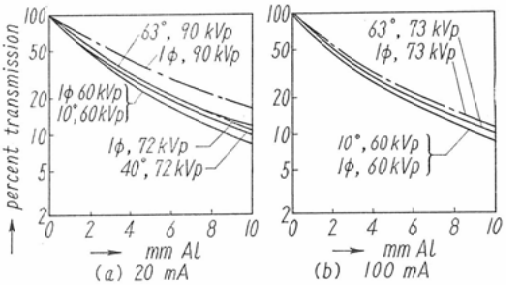

Fig. 15 Absorption curves with the radiation of abnormal voltages (full lines), compared with those of the single-phase waveforms of the same kVp (bloken lines).

kVp の増加が最大であることと一致している．3 mA のときの閉路時異常電圧の kVp は20 mA のときの値より大きくなるが，この実験では管電圧が0にならないうちに再点弧するので電圧飛躍が小さくて kVp の増加も20 mA のときよりも少い．線量増加率は20mA のときを例にとると，単相波形で kVp が同じ値だけ増加した場合（鎖線）よりも少い値を示している．これは異常電圧波形が単相波形よりもとがつていて硬い線の割合が少いためである．

Fig. 15の実線はAlに対する減弱曲線を示すが，異常電圧の線質は同じ kVp の単相波形のときの線質（鎖線）より幾分軟いことが，この図からもわかる．

5.2 写真効果

Al の階段のX線写真を撮影し，Al の厚さに対するフィルム濃度をプロットすると写真の対照度を代表させた曲線を得る．60kVp, 20mA のときに点弧角を変化せしめてこの曲線を作成した結果を Fig.16に示す．点弧角を10°から63°に変えていくと，勾配が1/1.5，厚さ範囲が1.5倍になり15㎜において濃度差が0.65に達する．すなわち，異常電圧波形のために最適撮影条件が大きく変えられる．

以上の実験によつて，閉路時の異常電圧波形は線質を硬くして，写真に著しい影響をおよぼすことを確めることができた．

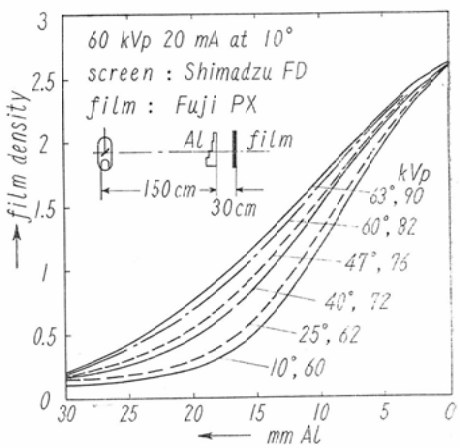

Fig. 16 Radiographic effects of abnormal voltage waveforms

5.3　閉路時に一回だけ発生するときの効果

一般のX線装置では，高電圧変圧器の1次側を閉路するときに1回だけ異常電圧が発生するので，撮影時間が長いときには，異常電圧の影響がほとんど現われない．しかし，実際問題としては，0.01 sec のような短時間撮影もおこなわれる．たとえば，4 mmのAlを40 kVp で距離50cmで撮影するときは，単相装置で 1.2 mAs を要する．このときの mA，sec と50 c.p.s の配電線を使用したときの半サイクルの山の数はつぎのようである．

① 120mA，0.01 sec，1個
② 60 mA，0.02 sec，2個
③ 20 mA，0.06 sec，6個
④ 10 mA，0.12 sec，12個

このうちの，最初の半サイクルが異常電圧になるので，この効果を無視できないと推定できる．Fig. 7にこの撮影条件による実験結果を示したが，異常電圧のないときに比べて②の場合がもつとも差が大きく，0.1の濃度差を生した．すなわち異常電圧のために最適撮影条件からはずれたことがわかる．3相装置に関しても，同じことが云えることは明らかであるから，どの装置においても，異常電圧を防止することは，写真効果の点からも必要であることを確め得た．

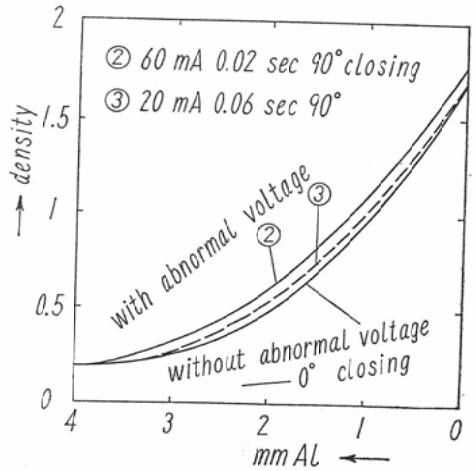

Fig. 17　Radiographic effects of ordinal abnormal voltages, which occur only once at closing times

5.4　小　　括

閉路時に発生する異常電圧は，装置の絶縁破壊をひきおこすので，有害である．したがつて，第1報では，その防止対策をのべた．しかし，絶縁破壊がおこるのは，kVp が定格電圧の半分以上の場合だけであつた．

ここでは，X線写真の立場から，kVp が低い場合について異常電圧の影響を実験的に検討して，つぎの結論をえた．

(1)　異常電圧が発生したときは，定常状態の kVp よりも高電圧になるので線質が硬くなつて線量が増加する．

(2)　異常電圧波形は，一般に，単相整流波形よりもとがつているので，同じ kVp の単相波形のときよりは，線質が軟くて，線量が少い．

(3)　短時間撮影の場合には，この異常電圧のために，対照度が低下して濃度が増加する．

よつて，写真の見地から云えば，低電圧領域においても，この異常電圧を防止せねばならないことを確認した．

6.　結　　言

以上，X線管電圧，電流波形と写真効果の関係を，代表的な組合わせに関して実験的に究明し，つぎの結論を得た．

1.　定電圧，3相，単相整流波形と写真効果

被写体が与えられたときに，検査の対象となる厚さ範囲がちようど最適濃度範囲[3]に入るようなkVp と mAs を最適撮影条件と定義して，第2報の基礎データによつて波形と撮影条件との関係を求めた．また，最適撮影条件における鮮鋭度も比較した．その結果，3相装置は，「最適条件を得やすいこと」と「鮮鋭度がよいこと」の2点で，単相装置よりも写真効果がすぐれていることをあきらかにして，3相高圧装置を実用化したことの効果を，写真の見地から裏付けることができた．また，従来の低圧撮影において，3相装置の方が単相装置よりもよい写真を撮りやすいと云われていたが，この理由をあきらかにすることができた．

2.　正確な管電圧図表の写真効果

第1報において改良した単相および3相装置の

管電圧図表の写真効果を螢光量測定によつて検討した結果，つぎのことをあきらかにした．

従来の図表よりも新しい図表の方が kVp を正しく指示しているので写真効果の点でも有効である．ただし，つぎの個所では，対照度はほとんど変化しないが，mA が変れば螢光量と mAs の比（濃度レベル）を補正せねばならない．

（1） 両装置において，管電圧が平滑化される範囲では，第2報3.の基礎データによつて，脈動率に対する補正を要する．3相装置で，kVp を一定にしておいて mA を増加させると脈動率もわずかに増加するが，この時も同様な方法で補正すればよい．

（2） 単相装置において，mA 大きく kVp の低い範囲では，mAp と mA の比が大きくなるので，螢光量も増加する．

3. 閉路時異常電圧の写真効果

閉路時異常電圧が発生すると kVp が高くなるので，線質が硬くなつて線量が増加する．この程度は，同じ kVp の単相整流波形のときと比較すれば少いが，写真効果を著しく変えることを実験で確めた．そこで，写真効果の点でも，異常電圧を防止せねばならないことが確認された．

なお，実用上は，波形のひずみと奇生振動は，透過線量，線質，写真に影響をおよぼさないとみなしてよい．kVp 値と管電圧波形における脈動率と mAp 値とが重要である．

本研究は，電気的ならびに写真効果の面においてX線装置の性能を向上させたが，さらに，回路定数，高電圧回路における波形，および写真効果を一貫して結びつける方法を与えたので，自動撮影装置や最大情報量撮影法を開発するための基礎になるものであると信ずる．

文　献

1）金森：本研究第1報，日医放誌，23，255(1963)—2）金森：本研究第2報，日医放誌，23，565(1963)—3）金森：X線写真における最適濃度範囲，日医放誌，23，579(1963)—4）高橋：X線撮影と検査の手びき，52，南山堂（1961）—5）R.R. Newell: Radiology, 30, 493 (1938) —6）A. Bouers: Acta Radiologica, 12, 175 (1931) —7）田部：島津評論，15，179 (1958)