三相全波整流装置と波尾切断型コンデンサ式 装置の写真効果についての一考察

京都大学結核研究所

浜川 純一・蔵岡 信良

島津製作所 放射線機器工場

中堀 孝志・田中 義宗

(論文受付 34. 7. 10)

COMPARISON OF THE PHOTOGRAPHIC EFFECT OF A THREE PHASE X-RAY MACHINE WITH THAT OF A CONDENSER TYPE OF X-RAY APPARATUS WITH A WAVE TAIL CHOPPING DEVICE,

By JUNICHI HAMAKAWA

NOBUYOSHI KURAOKA

(Tuberculosis Research Institute Kyoto
University)

TAKASHI NAKAHORI

YOSHIMUNE TANAKA

(Works of Radiation Apparatus Shimadzu
Seisakusho Ltd.)

(Article received : Jul. 10, 1959)

Summary

A condenser discharge type X-ray apparatus, which has capacitance of $3.2 \mu\text{F}$ and a wave tail chopping device, has been developed.

The characteristics of this machine, especially the X-ray spectra emitted, photographic effects such as film density, contrast and unsharpness of the X-ray picture have been investigated.

The characteristics of a three phase X-ray machine, which has been considered as the most excellent diagnostic apparatus owing to the homogeneity of the X-ray, high permissible load of the X-ray tube and very short exposure time, have been also studied.

The conclusion obtained by the comparison of these data are as follows:

1. The spectra of X-ray, emitted from the condenser apparatus, have more components in the short wave region than those given by the three phase apparatus.
2. The value of milliamperere-seconds necessary for the same film density at the same tube voltage is less in the case of condenser apparatus than the three phase machine.
3. The unsharpness of X-ray picture of a phantom, obtained by the condenser apparatus is smaller than that obtained by the three phase machine, both pictures having the same contrast. In other words, the contrast of X-ray picture obtained by the condenser apparatus is better than that obtained by the three phase machine, both pictures having the same unsharpness.

I. ま え が き

三相全波整流装置は管電圧波形の脈動率が少く、放射 X 線の線質がほかの装置のそれに比べて均等に近い、また X 線管の許容負荷が大であるので短時間撮影に適しているなどの特長を有し、診断用装置として最も優れているといわれている。¹⁾²⁾

さて全放電型コンデンサ式装置の管電圧波形は三角波であるが、その波尾を切断することによって管電圧波形は三角波から矩形波に近づくわけで、波尾切断電圧を初期充電電圧に近ずけるにつれて、その管電圧波形は完全な矩形波に近づく。

このような波尾切断型コンデンサ式装置と三相全波整流装置との写真効果について、比較すればどのような結果が得られるか。この問題を解明するために、筆者らは静電容量 3.2 μ F のコンデンサ装置と三相全波整流装置とについて、それらより放射する X 線のスペクトルを計算によって求め比較するとともに、その写真効果、特にコントラスト、およびボケの関係などを胸部撮影条件について比較検討した。

II. 実験に使用した装置 ならびに器具

1. X 線装置

A. 三相全波整流装置 平安号 (島津製)

最高電圧 95kVp

最高電流 1,000mA

X 線管 Circlex 0.3/2mm²

B. 波尾切断型コンデンサ式高低圧両用装置

貴船号 (島津製)

最高電圧およびコンデンサ容量

高圧用 150kVp 0.2 μ F

低圧用 80kVp 3.2 μ F

3 点間隙法による波尾切断方式

X 線管 Circlex 0.3/2mm²

2. フアントーム 8cm の水フアントームとアルミニウム の階段

3. 増感紙・フィルム 島津 FD₂ 富士 X-レイフィルム

4. 現像・定着 レンドール、フジ フィックス 20°C 5 分現像

5. 測定装置 山部式濃度測定装置 蛍光量測定装置

III. 両装置より放射する X 線 スペクトルの比較

X 線スペクトルを実験で求めることはむづかしいので、筆者の一人がすでに報告したような方法³⁾⁴⁾で計算によって求めた。

1. 計算式

X 線管電圧および電流が時間的に変化する場合の X 線強度分布は Kullenkampff⁵⁾の実験式に基いてつぎのように導くことができる。

$$D_{\lambda} = \int_0^t I_{\lambda} dt = \frac{k}{k_1 \lambda^2} \int_0^{t_1} v i dt - \frac{k}{\lambda^3} \int_0^t i dt \dots \dots (1)$$

ただし k : 常数

k_1 : Duane Hunt の常数

t_1 : 最短波長が λ になる瞬間

(1)式に各種 X 線管電圧および電流波形を代入すると、それぞれの X 線スペクトルを計算によって求めることができる。

(1) 波尾切断型コンデンサ式装置の算式

波尾切断型コンデンサ式装置による X 線のスペクトルの計算式を導く前に全放電型コンデンサ式装置の計算式を求めることにする。

コンデンサに充電された電気量を X 線管を通じて放電する場合、放電方法によって電圧電流の放電曲線は異なるが電気量を変数とした電圧曲線は直線となる。この時任意の瞬間におけるコンデンサの充電電気量および容量を、おのおの q , c で表わすと $v = q/c$, $i dt = -dq$ なる関係がある。これらの関係を(1)式に代入すると

$$\begin{aligned} D_{\lambda} &= \frac{-k}{k_1 \lambda^2} \int_{q_0}^{q_1} \frac{q}{c} dq + \frac{k}{\lambda^3} \int_{q_0}^{q_1} dq \\ &= \frac{-k}{2k_1 \lambda^2 c} [Q_1^2 - Q_0^2] + \frac{k}{\lambda^3} [Q_1 - Q_0] \\ &= \frac{-kc}{2k_1 \lambda^2} [v_1^2 - v_0^2] + \frac{kc}{\lambda^3} [v_1 - v_0] \\ &= \frac{-kc}{2k_1 \lambda^2} \left[\frac{k_1^2}{\lambda^2} - \frac{k_1^2}{\lambda_0^2} \right] + \frac{kc}{\lambda^3} \left[\frac{k_1}{\lambda} - \frac{k_1}{\lambda_0} \right] \end{aligned}$$

すなわち

$$D_{\lambda} = \frac{k_1 kc (\lambda - \lambda_0)^2}{2 \lambda^4 \lambda_0^2} \dots \dots \dots (2)$$

ただし $\lambda_0 = \frac{k_1}{v_0}$

v_0 : 初期充電電圧

となる。この(2)式は X 線管に直列抵抗がない場合のものである。次に波尾切断型コンデンサ式装置の放射 X 線スペクトルは全放電型の場合のスペクトルの差として考え

ればよい。すなわち波尾切断の場合に放射するX線のうちで波長 λ のX線量 D_λ は初期充電電圧 V_0 を全放電した時の波長 λ のX線量から、波尾切断電圧 V_{01} を初期充電電圧としてこれを全放電した場合の波長のX線量を差引いて得られる。

$$D_\lambda = \frac{k_1 k c}{2\lambda^4} \left\{ \frac{(\lambda - \lambda_0)^2}{\lambda_0^2} - \frac{(\lambda - \lambda_{01})^2}{\lambda_{01}^2} \right\} \dots\dots\dots(3)$$

ただし $\lambda_{01} = \frac{k_1}{V_{01}}$

(2) 三相全波整流装置の算式

三相全波の管電圧、管電流波形を Fig. 1 に示すような理想的な正弦波と仮定すると、 λ なる波長のX線の総和 D_λ は次式で表わすことができる。

Fig. 1 三相全波スペクトル立体図

$\lambda > \frac{k_1}{V \sin \frac{\pi}{3}}$ に対しては

$$D_\lambda = \frac{k}{k_1 \lambda^2} \int_{\pi/3}^{\pi/2} V I \sin^2 \theta d\theta - \frac{k}{\lambda^3} \int_{\pi/3}^{\pi/2} I \sin \theta d\theta \dots\dots(4)$$

$\frac{k_1}{V} < \lambda < \frac{k_1}{V \sin \frac{\pi}{3}}$ に対しては

$$D_\lambda = \frac{k}{k_1 \lambda^2} \int_{\theta_1}^{\pi/2} V I \sin^2 \theta d\theta - \frac{k}{\lambda^3} \int_{\theta_1}^{\pi/2} I \sin \theta d\theta$$

$$= \frac{k I}{\lambda^3 \lambda_0} \left\{ \left(\frac{\pi}{4} + \frac{1}{4} \sin^2 \theta_1 - \frac{\theta_1}{2} \right) \lambda - \lambda_0 \cos \theta_1 \right\} \dots\dots(5)$$

ただし $\theta_1 = \sin^{-1} \frac{k_1}{V \lambda}$

2. X線スペクトルの計算値の比較

各種X線管電圧波形の相異によるX線スペクトルの計算値の一例を Fig. 2 の (a), (b), (c) に示した。これらの図は管電圧の波高値がいずれも 60kVp において撮影距離を 100, 200, 300cm と変化させた場合について計算したものである。

前述のように波尾切断型コンデンサ式装置については、波尾切断電圧の大きさによって放射X線のスペクトル波形が異なるが、ここではフィルム濃度を同一にするような切断電圧を静電容量 $3.2\mu\text{F}$ のコンデンサ式装置について

Fig. 2 (a) X線スペクトル計算値 60kVp 100cm

Fig. 2 (b) X線スペクトル計算値 60kVp 200cm

Fig. 2 (c) X線スペクトル計算値 60kVp 300cm

求め、この場合のスペクトル分布を示したものである。なおコンデンサ式装置の管電圧波形の波尾を切断することによってX線の全量(スペクトルの包囲面積)が減少するが、スペクトルの比較を容易にするためその波長の最大の強さを他のスペクトルの最大値にそろえた。

また60~80kVpのそれぞれの管電圧波高値において撮影距離を100~300cmと変化させた場合のX線スペクトルの計算値をまとめ Fig. 3 に示したような結果を得た。

これらの図は全放電型コンデンサ式装置の管電圧波形の波尾を切断することにより、その波長分布は長波長領

管電圧	80 KV			70 KV			60 KV		
撮影距離	1m	2m	3m	1m	2m	3m	1m	2m	3m
均等性大									
↑									
均等性小									

Fig. 3 X線スペクトルの計算値による説明図

域が少なくなり全体が短波長側に移行することを表わしている。一般に用いられる撮影条件、すなわち管電圧60～80kVp、撮影距離100～200cmではいずれも定電圧装置のスペクトルに接近し三相全波のそれよりも短波長側にあることがわかる。しかしながら管電圧波高値が60kVp以下で撮影距離300cm以上の場合には三相全波のスペクトルよりも長波長側に移行する。従って波尾切断電圧を初期充電電圧に近づけてゆくとX線のスペクトル分布は初期充電電圧に等しい定電圧の場合に近いものになる。

IV. 写真効果の比較

両装置の写真効果を比較するには、それぞれの装置で最も良好なX線写真が得られる撮影条件を選択した後に、その条件で得られたX線写真を比較することが必要である。しかしながら被写体、撮影距離および感光材料などの因子が大きく影響するので、すべての場合に適合する最良の撮影条件を求めることは非常に困難である。

従って実験には一定のファントームを被写体として、

Fig. 4 ファントームの説明図

撮影条件をなるべく単純にした。また両装置の能力を最大限に活用してこれを撮影する場合に、得られるX線写真のボケとコントラストの関係について比較検討した。前提条件として水ファントーム8cmを人体胸部とみなし静止ファントームとした。なおX線写真において観察しようとするものの被写体内における位置および運動速度は Bouwers⁶⁾ Newell⁷⁾ にならって、フィルムから15cmの距離でフィルムと平行に毎秒5mmの速度で運動しているものと仮定する。

この運動体のX線写真の辺縁にできる肉眼で観察されるボケの大きさ U は焦点の大きさ f 、および撮影距離 a によってできる幾何学的ボケ U_g と運動によるボケ U_m とによって合成される。これら三者の間には Newell の与えた実験式が成立する。

$$U = \sqrt{U_g^2 + U_m^2} \dots \dots \dots (6)$$

U_g および U_m は Fig. 4 の説明図によって明らかのように次式によって与えられる。

$$\left. \begin{aligned} U_g &= \frac{15}{(a-15)} \cdot f \\ U_m &= \frac{a}{(a-15)} \cdot 5 \cdot \tau \end{aligned} \right\} \dots \dots \dots (7)$$

τ = 撮影時間 (sec)

1. 同一フィルム濃度を得るに要する mAs 値と最小撮影時間

最も観察し易いX線写真の基礎濃度は1.0付近であるといわれている。⁸⁾⁹⁾

Fig. 5 水ファントーム8cm
同一濃度を得るに要する mAs 値

人体胸部にかわるアントームとして厚さ8cmの水を用いて、これを透過したX線によってフィルムに濃度が、1.0になるような撮影条件を両装置について求めた結果を Fig. 5 に示す。図より三相全波整流装置に比べて波尾切断型コンデンサ式装置では同一フィルム濃度を得るに要する mAs 値が少なくて済むことがわかる。

Fig. 6 同一濃度における管電圧波高値と撮影時間との関係

なお Fig. 6 は両装置において同一フィルム濃度を得るに必要な管電圧波高値と撮影時間の関係を表わした曲

Fig. 7 (a) 三相全波整流装置に使用した場合のサークルックスの許容負荷

Fig. 7 (b) 波尾切断型コンデンサ式装置に使用した場合のサークルックスの許容負荷

線である。これらの撮影時間は前述の両装置によって同一フィルム濃度を得るに要する mAs 値のそれぞれについて、両者の管球の許容負荷曲線 Fig. 7 (a), (b) により決定した最小値である。

2. コントラストについて

両装置により得られるX線写真のコントラストを比較するために、水フアントームの中に厚さ4mmのアルミニウムの階段をおき、前項の撮影条件によって、X線が水だけ透過した部分と、さらに4mmの厚さのアルミニウムを透過した部分との濃度差と管電圧波高値との関係を求めた。その結果を Fig. 8 に示す。図より両装

Fig. 8 管電圧波高値とコントラストとの関係

置の管電圧波高値を等しくする場合には、55kVpより高い管電圧において三相全波整流装置はコントラストが良いことを示している。ただし管電圧波高値が55kVp以下の場合には波尾切断型コンデンサ式装置の方がコントラストが良くなることを表わしている。

この両曲線の交点はコンデンサの容量によって異なる。

従ってこの交点より高い管電圧においては、波尾切断型コンデンサ式装置の方が三相全波整流装置に比べて、短波長X線が多く含まれていることが判る。

3. X線写真のボケとコントラストとの関係について

Fig. 9

ボケとコントラストとの関係

この際横軸のコントラストの値はFig. 8に示した実験結果により決定したものである。

また縦軸は両装置により得られるX線写真で観察されるボケ U の値を(6)式および(7)式によって算出したものである。

ただし撮影時間は両装置についておのおのの撮影距離で同一フィルム濃度を得るに要するmAs値と管電圧波高値との関係曲線より求め、その値をX線管の三相全波および矩形波装置の使用規格表により決定したものである。

Fig. 9は前節に述べた前提条件によって撮影を行った場合、両装置により得られるX線写真のボケとコントラストとの関係を100, 150, 200および300cmのそれぞれの撮影距離をパラメーターとして表わした曲線である。

この際横軸の

この図から両者を比較するといずれの場合においてもコントラストを良くしようとするとボケが大きくなり、またボケを小さくするとコントラストが悪くなる傾向を示している。この領域ではボケとコントラストのかね合いを考慮することによって適当な撮影条件を選択することができる。

なおこれらの関係曲線が右下に移行するとボケも小さくコントラストの良いX線写真が得られることが明らかである。

いま胸部撮影の最適条件と考えられる200cmの撮影距離で両者を比較すると、波尾切断型コンデンサ式装置では三相全波整流装置の場合に比べて曲線は右下に移行してコントラストも良くボケの小さいX線写真が得られることが判る。

以上の実験結果を実際臨床上において検討するために、胸厚19cmの被写体を用いて撮影を行った。結果はFig. 10の(a), (b), (c)に示す。

これらのX線写真はFig. 10(d)の曲線上の点 S_2 (三相全波整流装置による)と同一コントラストおよびボケの得られる点を波尾切断型コンデンサ式装置につ

Fig. 10 (d)
胸部線写真 (S_2 , C_1 , C_3)
の撮影条件の関係

Fig. 10 (a) S_2 三相全波装置
による
55kVp 270mA 0.1sec FPD 200cm

Fig. 10 (b) C_1 波尾切断型
コンデンサ装置による
55kVp 320mA 0.05sec FPD 200cm

Fig. 10 (c) C_3 波尾切断型
コンデンサ装置による
52kVp 320mA 0.1sec FPD 200cm

いて求め、 C_1 , C_3 として、 S_2 , C_1 , C_3 の各点における撮影条件により撮影を行ったものである。ただし Fig. 10 (d) の曲線は Fig. 9 の 200cm の撮影距離において両装置により得られる X 線写真のボケとコントラストとの関係曲線を取り出したものである。

これらの胸部 X 線写真ではボケもコントラストもフアントームによる実験結果の場合ほど、著明な差異は認められない。このことは前提条件のように被写体が単純でないためと考えられる。

V. む す び

三相全波整流装置と波尾切断型コンデンサ式装置による写真効果について比較検討を行い、次のような結論を得た。

1) 実験結果および X 線スペクトルの計算値によると、日常診断に用いる撮影条件では、静電容量 $3.2\mu\text{F}$ の波尾切断型コンデンサ式装置の放射 X 線スペクトルは定電圧装置の域に接近し、三相全波整流装置のスペクトルよりも短波長部分が多く含まれていることが判った。

2) 両装置の写真効果を検討するために、両装置により同一フィルム濃度を得るに要する mAs 値を求めた。その結果、波尾切断型コンデンサ装置では三相全波整流装置よりも少い mAs 値で同一フィルム濃度が得られる。またコントラストはおおよそ 55kVp よりも高い管電圧では三相全波整流装置が良く、55kVp よりも低い管電圧においては $3.2\mu\text{F}$ の波尾切断型コンデンサ式装置の方が良いことが判った。

3) 両装置により得られる X 線写真のボケとコントラストとの関係を検討したが、共にコントラストを良くしようとするとボケが大きくなるが、同じコントラストを得る域では波尾切断型コンデンサ式装置の方が、三相全波整流装置よりもボケの小さい X 線写真が得られる。

4) 両装置によって実際に得られる胸部 X 線写真はフアントームによる実験結果ほど著明な差異は認められない。これは実験に用いた被写体が前提条件のように単純なものでないためと考えられる。

本論文の要旨は昭和34年5月東京における第15回本学会総会に発表した。

稿を終るに臨み御指導、御校閲を賜った金沢大学医学部佐川一郎教授並びに当研究所理学的診療部辻周介教授に深甚の謝意を表するとともに、本研究に協力された X 線室の諸氏に深謝する。

参 考 文 献

- 1) Kurt Leistner : Fortschr Röntgenstr, 37, 321 (1928).
- 2) Wilhelm. Daumann : Fortschr Röntgenstr, 56, 336 (1937).
- 3) 中堀 : 電気評論, 39, 364 (1951).
- 4) 中堀 : 島津評論, 14, 207 (1957).
- 5) H. Kulenkampff : Ann. phys., 69, 548 (1922).
- 6) A. Bouwers : Acta Radiologica, 12, 175 (1931).
- 7) R. R. Newell : Radiology, 30, 493 (1938).
- 8) 藤本, 桜林 : 日放医誌, 5, 213 (1944).
- 9) 田坂 : 結核研究の進歩, 肺結核の最新診断法 4 号。

東芝 KDC-K-2 型間接撮影用 X 線装置

1. 三極 X 線管 DS-504 による高圧印加方式で油浸強制空冷方式を採用しております。
2. 二次電圧はメーター直読式であります。
3. 波尾自動切断方式ですから写真撮影に不要な X 線は曝射されず、従って X 線管に無用な負荷を与えず、且つ人体に受ける X 線量を最小にとどめます。
4. 前記の波尾自動切断方式と独特の自動充電機構により短時間充電が可能で、余分な電力を必要としません。
5. 東芝三極ロータノード DRX-56 (焦点 2×2 mm) に置き換えることができます。

Toshiba

定格 最高充電電圧 80kVp 電源 100V
蓄電器容量 $1\mu\text{F}$ 50~60~ 1kVA

東 芝 放 射 線 株 式 会 社