宿題報告

三相X線装置の諸特性

日本鋼管病院放射線科

斎藤 一彦

Key words: X-ray out put, Reproducibility, Exposure time characteristics, Tube voltage percent ripple, Radiographic effect.

DYNAMIC CHARACTERISTICS OF THREE PHASE MULTI-PEAK DIAGNOSTIC X-RAY GENERATOR

KAZUHIKO SAITO

Department of Radiology, Nippon Kokan Hospital

Summary

Recently, three phase multi peak X-ray generators are popularly used in clinics and hospitals in Japan.

The numbers of this generator installed in clinics and hospitals exceeded that of single phase two peak generators, the most popular machine for over 80 years.

The characteristics of three phase multi peak generators are X-ray out put, reproducibility, exposure time, tube voltage percent ripple, and radiographic effect. These characteristics of clinically working machines were measured and reported in this paper. All the data were measured by X-ray tube voltage-current meter connected to the high-tension circuit of the generator, and to evaluate the generator's dynamic response, their waveforms include X-ray out put were observed by an oscilloscope.

The advantageous features of three phase multi peak generators are high X-ray out put and exposure time control capable to cut off at shorter duration than the power supply period, 0.01 s. On the other hand, there are problems on these points, too. One is the fluctuation of X-ray tube voltage percent ripple, and the other is linearity of X-ray out put to timer setting at very short exposure time.

目 次

1. はじめに
2. 三相X線装置の沿革
3. 本学会における研究発表の推移
4. 特徴
5. 基本高電圧回路
6. 特性

- 6.1 X線出力, 線質
- 6.2 再現性
- 6.3 時間特性
 - i. 主回路開閉機構
 - ii. 短時間曝射のリニアリティ
 - iii. 投入直後の管電圧波形歪み
- 6.4 管電圧脈動率
- 6.5 写真効果
7. 現用大容量装置の諸特性

8. 考察 1 ms 撮影への展望

9. 結論

謝辞

参考文献

1. はじめに

三相X線装置は、わが国では1960年代後半、アメリカよりやや遅れて普及が始まり¹⁾²⁾、以来20年を経た今日、X線撮影技術80余年の歴史の中でX線装置の大半を占めてきた単相全波整流装置を数において上回るまでに全国に広まっている³⁾。この背景には、1960年代以降の経済、技術の急速な発展という日本の社会情勢も大いに預っているであろうが、三相装置自体の特徴によるところも大きいと思われる。一方、X線装置の高度化をうながした要因として、医療技術の高度化があげられるが、さらに放射線技術の側からあげられる重要なものの一つにX線装置測定技術がある。この技術は、本学会第21回総会(1965年)において青柳の行った宿題報告において確立されたもので⁴⁾、それまできわめて困難とされていた実撮影負荷時のX線装置の電源からX線管電圧に至る主回路系の応答と、そのとき発生するX線出力を同時刻に高忠実度をもって計測可能なものである。この技術によりわれわれはX線装置動作時の諸特性を的確に認識することが可能となった。今回の発表においてもこの方法によりこれまでに知り得た三相X線装置のダイナミックな諸特性について報告したい。

2. 三相X線装置の沿革

三相X線装置は、胸部大電流軟X線撮影という医学的要請からドイツで誕生した⁶⁾⁷⁾。治療用としては試作機程度の装置が1916年に発表されたという記録があるが⁷⁾、診断用装置としてはKoch & Sterzel社が1925年に機械整流装置を製作し、翌26年整流管使用の装置が発表された。これらはTITANOSと命名され、50 kV、1000 mAの定格を有していた³⁾⁷⁾。この装置のII型は1928年頃輸入され、東北大学医学部付属病院で1965年まで稼動し、現在は同医療短大に保管されている⁸⁾。その後Siemens社その他が続き、三相装置は主としてヨーロッパで普及発展を遂げた。日本ではSiemens社と相前後して1929年島津製作所が製品化し⁹⁾、その後製造は続けられたが、三相装置自体普及を見るまでに至らなかった。1960年代後半に至って循環器系の造影撮影にさいして高速連続撮影が多く行われるようになり、その頃発表された東芝製1000 mA級12相整流装置¹⁰⁾が端緒となり現在のような三相

装置普及の時代を迎えることとなった。なお、大容量型回転陽極X線管の開発も、三相装置の普及にとって車の両輪の役を果たしたことを忘れることはできない。

3. 本学会における三相装置
研究発表の推移

技術学会文献集¹¹⁾¹²⁾より、このテーマに沿って研究発表を収集分類すると、学会設立当初から1960年代にかけては中堀、小原らの発表が散見されるぐらいであったが、第24回総会(1968年)渡辺らの発表後は毎年の総会時に発表が行われている(Table 1)。これらについて時の経過を追ってテーマ別に分類を試みると、ほぼ三つの区分けを行うことができる。

第I期は三相装置の適応性を求めた単相装置とのX線出力比較の時代(1960年代末期～1970年代中期)。第II期は時間特性、管電圧脈動率などを問題とした装置の質追求の時代(1970年代中期～1980年代初頭)。第III期は第II期と多少の重なりはあるが、第36回総会(1980年)において発表された定電圧装置に始まる質的充実の時代で、脈動率をい減を目指した直流加熱問題(第38回、1982年)、インバータ式装置発表(第39回1983年)などを経て第41回総会(1985年)の高圧波尾切断装置にまで至っている。

4. 特 徴

三相X線装置の長所は、

1) 対称負荷であるから電源から大きな電力を供給することが容易である。

2) 管電圧脈動率が少ないため単相全波整流装置と同一の管電圧管電流設定でより大きな出力が得られる。したがってより短時間での撮影が可能である。また、回転陽極X線管のターゲットへの電子ビームの衝撃が比較的均等に行われるためX線管の短時間許容負荷が単相全波装置に比して入力(kW)として40%程度増大される。他に脈動率の低さはX線映画撮影に適し、シネパルス撮影装置のほとんどはスイッチングチューブを用いた三相装置で占められている。

3) タイマの最短時間が単相全波装置より短い。また、タイマの限時間隔を電源周期より細かくとることができる。などであり³⁾¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾、これらの長所から単相全波整流装置に比してより大線量によるより短時間撮影が可能であると言える。

短所としては、主回路が三回路必要となることから全

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Table 1 Chronological table of studies of multi phase X-ray generator in JSRT

前 期	出力比較	1959	○浜川純一, 蔵岡信良, 中堀孝志, 田中義宗: 三相全波整流装置と波尾切断コンデンサ装置の写真効果についての一考察. 日放技学誌, 15(3, 4), (1959)
			○佐野博也, 岡西節夫: 三相X線装置の電圧電流波形. 第16回総会, (1960)
第Ⅰ期	出力比較		○小野伸雄, 井出昇: 大容量三相X線装置. 第20回総会, (1964)
			○松田秀治, 梅津幹夫, 村西久幸: 三相および単相全波整流X線装置の比較検討(主に撮影条件, 線質分布, 被曝線量の比較について). 第21回総会, (1965)
第Ⅱ期	時間特性 脈動率	1968	12ピーク装置 ○渡辺広行, 大久保寿男, 幾瀬純一: 12相整流1000 mA 形X線装置. 第24回総会, (1968)
			○幾瀬純一, 星光二郎, 大久保寿男: 12相整流方式X線診断装置と単相装置の比較. 第25回総会, (1969)
第Ⅲ期	定電圧装置 インバータ式装置		○中西猛: 最適条件自動設定式12ピーク装置. 第26回総会, (1970)
			○大久保寿男, 西尾功作, 吉田熙宣: TETRODE TUBEによる高圧スイッチングX線装置. 第26回総会, (1970)
			○堤直葉, 中西省三, 津田和良, 工藤弘明: 三相12パルス整流方式X線診断装置の線質, 線量特性. 第26回総会, (1970)
			○斎藤一彦, 石田勝哉, 金川進: 12相整流と単相全波整流のエクセス線出力比較. 第27回総会, (1971)
			○大塚昭義: 三相12パルス整流装置のX線出力. 第28回総会, (1972)
			○日尾哲朗, 吉田熙宣, 幾瀬純一: 多相整流方式X線発生装置のX線特性. 第28回総会, (1972)
			○泉重光: 三相12パルス整流装置の写真効果. 第28回総会, (1972)
			○大塚昭義, 東田善治: 単相全波整流方式と定電圧方式によるX線出力の相違. 第29回総会, (1973)
			○大塚昭義, 東田善治: 整流波形の相違によるX線出力の比較. 日放技学誌29(4) 329~342, (1973)
			○横田純一, 青柳泰司, 斎藤一彦他: 単相12パルス装置と3相6パルス装置の特性比較. 第30回総会, (1974)
		1975	時間特性 脈動率と写真効果 ○大塚昭義: 多相整流装置における短時間露出の問題点. 第31回総会, (1975)
			○篠原文章, 斎藤一彦, 青柳泰司他: 3相6パルス装置の管電圧脈動率について. 第31回総会, (1975)
			○大塚昭義: 多相整流装置における短時間露出の問題点. 日放技学誌32(1) 1~7, (1976)
			○大塚昭義他: 極短時間露光時のX線特性. 日放技学誌33(3), 233~237, (1977)
			○斎藤一彦, 青柳泰司他: 多相装置のタイマ表示値と実効的照射時間. 第34回総会, (1978)
			○後藤政文, 三代忠他: X線発生装置の短時間制御(制御方式の比較). 第34回総会, (1978)
		1980	定電圧装置 ○工藤和美, 斎藤一彦, 宮崎茂他: 多相装置の短時間特性(管電圧と被写体厚の関係). 第36回総会, (1980)
			○岸田継夫, 津崎芳三, 柴田幸一: 高圧テトロード管による極短時間撮影. 第36回総会, (1980)
			○津崎芳三, 中西猛: 大電流出力短時間撮影用X線装置. 第36回総会, (1980)
			○加藤弥次郎: 三相Δ-Y結線全波整流(12ピーク)X線発生装置の回路解析. 38(1), 36-50, (1982)
			○金子一男, 山本一雄, 加野岑夫他: テトロードを用いたX線高電圧装置. 第37回総会, (1981)
			○宮崎茂, 松谷一雄, 斎藤一彦他: 三相装置の短時間特性(第3報). 第37回総会, (1981)
		1982	直流加熱
		1983	インバータ式装置 ○宮崎茂, 松谷一雄, 青柳泰司他: 三相12ピーク装置のフィラメント直流加熱方式とその問題点. 第38回総会, (1982)
			○朝比奈宏, 西尾功作, 酒井幸雄: 高圧直流式大容量X線装置—高圧と加熱の制御方式について—. 第38回総会, (1982)
			○日野博文, 鈴木正慶, 金子一男他: 三相高電圧装置における偏磁化防止の新しい試み. 第38回総会, (1982)
			○鈴木正慶, 金子一男, 山本一雄他: 三相X線高電圧装置における波形改善. 第38回総会, (1982)
			○金子一男, 加野岑夫, 山本一雄他: テトロード制御によるX線高電圧装置(第2報). 第38回総会, (1982)
			○津崎芳三, 坂本五郎, 中西猛他: 三相X線装置の電源電圧と出力特性. 第38回総会, (1982)
			○宮崎茂, 松谷一雄, 青柳泰司他: 三相装置のフィラメント直流加熱方式について(第2報)シネ撮影時における改善. 第39回総会, (1983)
			○一戸鉄昭, 中沢靖夫, 新田勝: X線撮影装置CPG-20システムの性能評価. 第39回総会, (1983)
			○松本政雄, 金森仁志: 3相12パルス整流形X線装置の高電圧波形解析. 第39回総会, (1983)
			○尾谷照明, 本多賢治, 安田裕他: FLAT-PEAK方式100 kW型X線高電圧装置の開発. 第39回総会, (1983)
			○野原修: 高周波数X線発生装置POLYPHOS 300. 第39回総会, (1983)
			○後藤和哉, 小谷博, 庄司良他: ワンタンク式X線発生装置POLYPHOS 300について. 第39回総会, (1983)
			○青柳泰司, 宮崎茂, 斎藤一彦: 三相X線発生装置の短時間特性について(第1報: 単相で初期投入を行う2段投入方式) 39(5), 585~593 (1983)
			○宮崎茂, 青柳泰司, 斎藤一彦: 三相装置の短時間特性(第4報). 第40回総会, (1984)
			○小田正記, 中沢靖夫, 新田勝: X線高電圧装置2次側制御方式の違いによる装置の性能評価. 第40回総会, (1984)
			○上遠野昭, 竹内金枝, 新田勝他: X線出力の再現性と管電流に対する直線性. 第40回総会, (1984)
			○田中茂, 吉田忠候, 高木勇他: 高周波インバータ方式X線発生装置(第1報). 第40回総会, (1984)
			○河内千代子, 佐野常晴, 林幸一他: 多周波による小形全波装置の性能改善について(第6報). 第40回総会, (1984)
			○村山好民, 遠嶋善東, 斎藤一彦他: 乳房撮影の管電圧指数および乳房撮影専用装置Senographe 500Tの諸特性. 第40回総会, (1984)
			○上遠野昭, 竹内金枝, 新田勝他: X線出力の再現性と曝射時間および管電流に対する直線性について(第2報). 第41回総会, (1985)
			○吉井等, 遠嶋善東, 斎藤一彦他: 2種の新型装置とmAs撮影. 第41回総会, (1985)
			○鈴木靖範, 佐野常晴, 林幸一他: 多周波による小形全波装置の性能改善について. 第41回総会, (1985)
			○佐藤秀紀, 酒井幸雄, 西尾功作: 高圧波尾切断による低mAパルス制御について. 第41回総会, (1985)

てに亘って機構の複雑化は避けられず、高価格となるなどがあげられるが、長所を生かした撮影にはかえ難い。

5. 基本高電圧回路

三相X線装置の高電圧回路は、半波整流、全波整流があり、全波整流は6ピーク¹¹⁾と12ピークに分けられる。現在実用となっている三相高電圧回路は6ピークと12ピークであるが、その変型としてテトロードによる主回路スイッチング制御と定電圧回路がある。他にインバータ式¹²⁾の高電圧装置がある (Fig. 1)。

Fig. 1 High voltage circuit and out put voltage (X-ray tube voltage) waveforms.

注1) ここで用いるピークとは JIS の呼称であり、電源電圧1周期間に2次側に生ずる管電圧波形の山の数で、従来パルスと称していた。

注2) ごく最近大型 (30~100 kW) 装置が製品化されるようになった新しい回路方式である¹⁶⁾¹⁷⁾。三相または単相交流を直流化し、それをさらにインバータにより周波数数100~数千ヘルツの交流とし、この電力を高電圧変圧器に供給する。管電圧は全波整流回路を経てX線管に印加される。

6. 特性

6.1 X線出力、線質

X線出力、線質については単相全波整流装置 (以下2ピーク装置とする) との比較を実験した。以下、管電圧管電流測定データは、特にことわりのない限り緒言で述べたとおり全て2次側の実測値である。

X線による写真効果 (蛍光量) を定電圧装置と2ピーク装置とを比較した理論計算によれば、その比は約2である³⁾。これについて臨床稼働中の装置を用いた実験結果は多く報告されているが^{18)~20)}、今回は可動絞りも含めたX線管装置固有の過の影響を避けるため、1本のX線管装置を単相、三相それぞれの高電圧装置に交互に接続して測定を行った。X線出力は線量と蛍光量 (FS フロント増感紙による) により評価した。吸収体にはアルミニウム板および MIX-DP 板を用いた。

各管電圧における2ピーク、12ピークの蛍光量は図のような測定結果となった (Fig. 2)。これを各管電圧に応

Fig. 2 X-ray output 1

The data were taken through the experiment. the one X-ray tube was connected to a 2 peak and 12 peak high voltage generator, respectively.

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Table 2 X-ray out put comparison with 2 peak and 12 peak generator.

above: Ratio with fluorescence quantity (radiographic effect)

bottom: Ratio with radiation exposure(mR)

kV Almm	60	80	100	120	
0	1.84	1.74	1.69	1.67	蛍光量比
10	2.19	2.05	2.00	1.87	
0	1.72	1.65	1.60	1.58	線量比
10	2.12	2.01	1.96	1.85

Fig. 3 X-ray out put 2

X-ray tube voltage, tube current and fluorescence intensity (X-ray out put) waveforms.

Tube current: 100 mA

Oscillogram calibration:

Tube voltage 20 kV/div at 60 kV
40 kV/div, others

Tube current 100 mA/div

X-ray out put 200 mV/div at 60 kV
500 mV/div at 80 kV
2 V/div at 100 and
120 kV

じた比として表わすと (Table 2) が得られ、比は約2となり、アルミニウム10 mm 透過後の空中線量の比で求めるとほとんど同一である (Table 2)。このときの管電圧、管電流、蛍光強度波形は Fig. 3 に示す。これにより、管電圧脈動率10%前後の一般的12ピーク装置と、波形歪みのあまり大きくない2ピーク装置で、X線管装置の固有有過の差が無視できれば、X線出力は三相装置が約2倍多く得られる。ただし、X線管装置の固有有過、付加有過の状態によってこの関係はかなりの幅があり²³⁾、病院等の臨床の場で焦点から可動絞りを経て空中にX線が放射されるまでに受ける有過の程度が簡単には確定できない現状では、この幅も容認せざるを得ない。

線質の比較についてはアルミニウムによる線量の減弱曲線から半価層を求めて行ったが、同一管電圧における2ピークと12ピークの半価層の差は約0.2 mm であり、あまり大きな差とは言えない (Fig. 4)。第2, 第3半価層を求め、均等度 ($H_1 = \frac{h_1}{h_2}$, $H_2 = \frac{h_2}{h_3}$, h : 半価層) で評価しても第2, 3半価層の比は定電圧装置、12ピーク装

Fig. 4 X-ray out put 3

Aluminum attenuation curve with a dosimeter.

置, 2 ピーク装置ともあまり大きな相違はない (Fig. 5). 実際の撮影に近い状態として吸収体に MIX-DP, 検出器を蛍光量計として同様の減弱特性をとると, この場合も単相, 三相ともほとんど差のない結果となった (Fig. 6).

Fig. 5 X-ray out put 4 Homogeneity.

Fig. 6 X-ray out put 5 MIX-DP attenuation curves with a fluorescence meter.

6.2 再現性

X線装置の再現性は, 管電圧, 管電流, タイマそれぞれの値, その総合であるX線出力の同一条件繰り返し使用時の安定性の問題である. 多種多様な臨床撮影条件のなかで再びある同一条件が設定されたとき, 前回, 前々回, あるいは次回, 次々回とそのX線出力がどの程度ばらつくかをCV (Coefficient of variation) により統計的に表している²⁴⁾.

今回はそれぞれのすえ付場所で管電圧, 管電流, タイマの設定条件を1回ごとにくずして再設定するという方法により30台の三相装置を測定し, CVを求めた. なお, 電源, 環境条件は装置のすえ付施設の状態の下で行った. 測定は80 kV, 200 mA, 0.05 sにより行い, 全ての装置のCVは0.04以下であり, そのうち0.02以下が73%を占めた (Table 3). 負荷のちがいによるCVのちがいについては, さらに重負荷最短時間の結果を後出するが, 現在の三相装置の実用負荷の範囲での再現性はCV 0.1以内にあり良好な水準にある. CV 0.1は, 10回の曝射に対して±15%の変動が4回程度起こることになる²⁵⁾.

Table 3 X-ray out put reproducibility of 6 peak, 12 peak, constant potential and inverter type generator.
Ranking by coefficient of variation
Figures are number of generators.

C (以上)~(未満)	V	6 ピーク	12 ピーク	定電圧	多ピーク
0 ~0.01		2	4	1	1
0.01~0.02		2	11	1	
0.02~0.03			5		
0.03~0.04		1	2		

(台)

6.3 時間特性

出力とともに三相装置の特徴を最もよく表す特性である. その特徴は, 従来の単相2 ピーク装置では行い得なかった電源電圧半周期以下の細い限時が可能となること, 装置によってはどのような細い時間も制御可能なことなどである.

時間特性のうち, 特に短時間領域での特性の良否は, 管電圧の立上り立下りを左右する主回路の投入遮断の方法と密接に結びついている. 三相装置における主回路の開閉は, 1次側で行うものと2次側で行うものに大別され, それぞれ特徴をもっている. 現用装置の主回路開閉機構を図示する (Fig. 7). 図中, Aは現在稼働している

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Fig. 7 Main circuit switching mechanism

- A: precontact: approximately 20 ms
- B: two step making
- C: simultaneous switching with three lines with a dumping resistor
- D: forced extinguish circuit switching
- E: inverter GTO switching
- F: switching tetrode

装置もあるが、歴史的といってもよい2段階投入で、 S_1 と S_2 の閉じる時間差は約20 msある。Bは単相で初期投入を行う2段階投入であり、管電圧の立上りは3~5 msである。タイマの設定が原理的に電源周期に拘束され、3.3 ms間隔となる²⁶⁾。CはBと同様の回路構成であるが、一線に直列抵抗を接続し、三線を同時に投入する。立上りはBよりやや早くなるが、直列抵抗を一本で行うと管電流によって立上りの管電圧波形が変化する。Dは強制消弧方式といわれている回路で、限時は電源電圧の周期に関係なく任意の時期に行うことができる。サージ防止の方法に高圧側にコンデンサを接続する方法と、Cと同様の直列抵抗を接続する方法があるが、コンデンサ接続の場合、軽負荷時に遮断後管電圧が減衰するのにかかりの

時間を要する。Eはインバータ方式で、インバータを構成するGTOにより投入、遮断が行われる。管電圧の立上りは最大で2 ms程度、立下りは小電流時約3 msであるが、大電流時は約1 msと早い。Fは2次側制御であり、主回路の開閉はテトロードにより行われる。管電圧の立上りは約1 msと早い、振動防止のコンデンサの影響が管電流によって異なるため多少の変動が見られる。同時に、遮断後の波尾も負荷によって異なる。これが短時間撮影時にリニアリティーに悪影響を及ぼしている。最近では、これを改善するため同じくテトロードを用いた残留電荷バイパス機構も作られている²⁷⁾。

短時間曝射のリニアリティー

タイマは発生線量や蛍光量に対して比例因子として考えられている。このことをタイマのリニアリティー（直線性）と称する。

このリニアリティーは、単相装置においては各パルスの管電圧波形が等しくさえあればあまり問題とならない現象であるが、三相装置では短時間曝射の領域で表示の時間と発生線量との間で比例関係が成り立たなくなる問題がある。三相装置において0.1秒以下のような短い曝射時間になるとそれ以上の時間ではあまり問題にならなかった管電圧波形の立上り、立下り部が全体の中に占める割合が大となり、タイマに表示される曝射時間^(注3)と写真効果時間（増感紙の発光時間）との間の開きが大きくなる（Fig. 8）。図はその説明で、図中上は管電圧波形、下は蛍光強度波形である。定義による曝射時間Eが E_L の

Fig. 8 An illustration for linearity failure at short exposure time

- E: Exposure time
- e: Effective exposure time

注3) 曝射時間の測り方は、単相装置と三相（多相）装置で異なる。従来、三相装置は管電圧波形において波高値の87%値間をもって曝射時間としていた。これが1985年11月、波高値の75%値間とすると改められた²⁸⁾。ただし、本報告の限時は全て87%値間で測定したものである。

時は写真効果時間 e は e_1 でありその差はわずかで全体としては問題とならない。これが、極短時間 E_s となると、 E_s と e_s の間には大きな差となり、曝射時間と写真効果は比例しなくなる。この管電圧の立上り、立下り部はアルミニウム 10 mm 等価程度の吸収体が介在する場合でも十分写真効果をもつため、タイマ設定が短時間であるほど比例関係の不軌は大となる。12ピーク装置について管電圧指数を 4 として計算によりリニアリティーの関係を求めると、タイマ設定 0.1 秒における mAs 当りの蛍光量を 100 とすると、3 ms では比は 190 にもなる²⁶⁾ (Fig.

Fig. 9 Timer linearity failure calculated by screen fluorescence intensity waveforms.

9). この関係が、実際の装置でどのように現われるかを実測結果を基に考察すると、

I) 理論上と同様な傾向を示す装置

II) 見掛上リニアリティーの良い装置

III) 理論とは逆に負方向へ比が減ってゆく装置

の三種に分類できた (Fig. 10). 右はそれぞれのタイプを示す装置の管電圧、蛍光強度波形である。図において I は主回路が所定の投入遮断動作をし、管電圧波形に歪みも少なく、立上りも約 2 ms と比較的に早いため、1 ms での比の増加は 160% 程度に留まっている。II は投入後管電圧の波高値がピークごとに高くなってゆく、1 ms においては波高値に達する前に遮断が行われる等により実質的に発生量が定常値より少なく、結果としてリニアリティーが保たれている。III は II の程度が進んで極端に表われた場合である。すなわち、管電圧が時間とともに段階的に高くなり、定常値に至るまで数 ms を要する。したがって、タイマを短くしてゆくと発生量は 1 回ごとに定常値より少なくなってゆき、特に 1 ms は管電圧が低い時期に遮断が行われるため極端に比が減少することになる。これらの装置は 1 次側制御であるが、2 次側制御の装置であっても立上り立下り時間、そのときの管電圧波形歪みなどにより同様の現象は起ることになる。逆に、立上り立下り時間が早まるほど、この関係は改善されることは明らかである。

Fig. 10 Three types of timer linearity failure and their X-ray tube voltage, tube current and screen fluorescence intensity waveforms.

投入直後の管電圧波形歪み

主回路投入後10 ms 前後に大きな管電圧降下の起る装置がある (Fig. 11). 図の右と左は同一装置を同一条件で動作させたときのものであり, 左の定常動作時に比べて異常動作時には写真効果が30%程度低下している. この現象は主変圧器鉄心の残留磁束の方向と投入時の1次電圧の極性の関係から瞬間的に大きな励磁突入電流が1次回路に流れる結果起る電圧降下で, 現象の起る頻度や程度は一定していないため, このような異常の起る装置では安定した短時間撮影は期待できない. 単相装置ではこの現象の防止回路がない場合でも偶数パルス撮影を行うことにより現象を回避できるが, 三相装置では防止回路のない場合特別な対策はなく, このような現象は三相装置の特徴である短時間撮影を阻害する因子である.

Fig. 11 X-ray tube voltage distortion occurred soon after the main circuit making, due to magnetizing inrush current.
left: normal
right: distorted. X-ray out put reduced to 70 %.
120 kV, 400 mA, 0.01 s
20 kV/div, 200 mA/div
10 ms/div

6.4 管電圧脈動率

単相装置の場合, 管電圧脈動率は治療装置を除いて特性として挙げられることはなかった. 三相装置では装置個々に, あるいはある特定の1台の装置で管電流の選定によって脈動率がそれぞれ異なる例が見られ, これがX線出力のちがいとなって現れるため特性上の問題となる. 理論から求めた管電圧脈動率は12ピーク装置では3.4%, 6ピーク装置では13.4%である.

臨床現場で稼働中の装置の管電圧脈動率は実測を行うと数パーセントから20数パーセントの幅が見られ, これらは装置の種類により, また, 同一装置においても選択した管電流によっても異なる. 種々の装置の管電圧脈動率を実測した (Table 4).

脈動率とX線出力の関係は, 脈動率の大きいほど出力は低下する. 単独の装置で管電流によって脈動率が変化

Table 4 Actually measured X-ray tube voltage percent ripple.

A-F: 12 peak generators

G, H: 6 peak generators

I: inverter type generator

装置 mA	12 ピーク						6 ピーク		多周波
	A	B	C	D	E	F	G	H	
50		9.0	6.9						4.9
100	13.8	11.7	8.6					28.9	10
200	11.3	13.7	9.5	5	9	6	19.1	25.3	17.5
300		14.1	8.6	(94)	(87)	(92)			17.7
400	15.0	13.5	9.0					18.4	21.5
600	18.2	14.2							24.5
800	16.1	14.6		5	12	11			25.9
1000	15.6	15.2		(93)	(80)	(82)			20.2

(80 kV)

() 内は定電圧を100とした出力

Fig. 12 Percent ripple 1

The case of percent ripple changing with X-ray tube current.

する場合を例示する²⁹⁾ (Fig. 12). この装置は小電流と大電流で脈動率の変化が大きい. 管電圧60 kV~120 kVにおいて100 mA 選択時の管電圧脈動率は27%前後であり, 500 mA 選択時は18%前後である (Fig. 13). このときのX線出力の変化は低管電圧ほど著しく, 60 kVにおいては700 mA の出力を100%として100 mA では33%の低下を示している ((Fig. 14). これをアルミニウム階段の写真濃度差でとると0.8となる.

フィラメント加熱電圧の変動も脈動率に影響する

Fig. 13 Percent ripple 2
Relation between X-ray tube current and percent ripple in this generator introduced on Fig. 12.

Fig. 14 Percent ripple 3
mR/mAs reduction with the tube currents.

Fig. 15 Percent ripple 4
X-ray tube filament AC heating and the percent ripple increase.
Top trace: X-ray tube current waveform vibrates at 50 Hz AC heating.
Middle trace: 12 peak X-ray tube voltage waveform is modulated by the tube current 50 Hz vibration.
Bottom trace: The screen fluorescence intensity waveform shows clearly that the X-ray out put is affected by the 50 Hz vibration.
Absorption: Al 10 mm
40 kV/div, 200 mA/div, H: 10 ms/div

(Fig. 15). 図において最下段の蛍光強度波形(F)に最も大きく現象が現れているが、管電圧波形に本来の12ピークの脈動に加えて50 Hzの上下のゆれが観測される。これはX線管フィラメントが50 Hzの交流で加熱されているために起る現象である。この現象はフィラメント加熱を直流化することにより解決された²⁹⁾。Table 5はその前後の管電圧脈動率の比較である。X線管フィラメントの直流加熱化は管電流とフィラメント加熱電流の方向性の問題を新たに生じたが、フィラメント加熱電流を管電流と逆方向に流し、低下分を曝射開始と同時に1次側から補償する、あるいは管電流を帰還チョッパによりフィラ

Table 5 Percent ripple improvement due to DC heating of the X-ray tube filament.
above: AC heating
bottom: DC heating

		12 peak generator tube current 400mA			
heating	kV	60	80	100	120
A	C	8.1	8.9	9.2	10.7
D	C	5.1	5.2	5.3	7.1

Fig. 16 Percent ripple 5
Comparison DC heating with AC heating.
X-ray pulses are even by the DC heating.

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

メントの正側負側に振り分ける、などして解決した。X線管フィラメント加熱を直流化することにより管電圧脈動率の改善が行われ、撮影時はもとより、シネ撮影の安定化も達成された(Fig. 16)。図の下段の蛍光強度波形に改善の結果が表れている。

管電圧脈動率の変動はX線出力の過多をもたらし、それが異なる装置間であれば出力差となり、同一の装置内で起ると管電流に対する写真効果のリニアリティー不良、シネ撮影の不安定要因となるなどいずれも撮影技術上問題となる。

6.5 写真効果

三相装置のX線出力は、可動絞りを含めたX線管装置固有有過の因子を同一にとれば、同一管電圧波高値、管電流平均値、曝射時間で単相全波整流装置と比較すると、アルミニウム10 mmの吸収体透過後の線量、蛍光量とも三相装置の方が約2倍多くなることは前項で述べた。このことは実際の撮影にあたって三相装置を使うと曝射時間を半減することが可能となり、運動を止められない人体各部位の撮影には圧倒的に有利である。一方、線質のちがいについては、単相2ピーク装置と等価な線質の得られる三相12ピーク装置の管電圧は、2ピーク装置の管電圧波高値の約85%程度のところにあると Trout らは報告している³⁰⁾。これを優先して等価管電圧をそろえてX線出力を比較すると12ピークは2ピークに対して約1.05倍の比となり、ほとんど差はなくなる。しかし、この場合にも、X線管の短時間許容負荷の三相對単相の差

を考慮すると三相装置の方がタイマを30%程度短く撮影することは可能である³¹⁾。

写真コントラストの相違については、2ピークと12ピークの間にアルミニウム半価層にして0.2 mm程度のちがいが認められたが、人骨入りファントムと実際の人体写真、アルミニウム階段の写真により比較を行った(Photo 1, 2, 3)。四肢、頭部の写真では、軟部組織と骨の関係は12ピークの方がわかりやすい。骨梁の描出は2ピークの方がわずかだがよく見える。しかし、そのちがいは2種類の写真を同時に比較するからわかるという程度であり決定的相違とはならない。アルミニウム階段写

Photo 2 Elbow joint phantom 50 kV
Left: 12 peak generator
Right: 2 peak generator

Photo 1 Skull phantom radiograph 80 kV
Left: 12 peak generator
Right: 2 peak generator

Photo 3 Man's knee joint 60 kV
Left: Constant potential generator
Right: 2 peak generator

Fig. 17 Aluminum step wedge comparison at 50 kV with 2 peak, 12 peak and constant potential generator.

Fig. 18 Aluminum steps at 60 kV
The generators are the same as Fig. 17.

真についても同様に、線質のちがいによる差はわからない (Fig. 17, 18).

写真効果については、写真コントラストに要求の高い撮影には等価管電圧を重視した条件設定を行い、運動体など短時間曝射を必要とする場合は出力本位の等電圧設定を行うなど複合的条件設定を行うことが有効である。

7. 現用大容量装置の諸特性

現在稼働中の1000 mA 級装置のうちから、代表的な機種について諸特性のうち時間特性、管電圧脈動率を主に波形も提示しながら述べる。本来、装置の動作域全域をデータとして付すべきであるが、ここでは代表的条件に限らざるを得ないことをあらかじめおことわりする。

装置A

主回路の開閉は1次側において単相で初期投入を行う2段投入であり、限時は3 ms 隔となる。タイマの最短時間は1 ms が装備されているが、3 ms 以下は高速遮断器を用いて管電圧を強制的に降下させて限時を保っている (Fig. 19, 20)。このオシログラムから管電圧波形のピークに至る立上り時間は4 ms である。タイマのリニアリティーは10 ms 以下で不軌が見られるようになり、1 ms で約2倍を示す (Fig. 21)。

管電圧管電流波形については、80 kV における管電圧脈動率は100 mA で9.7%、800 mA で16.7%であり、管電流と写真効果のリニアリティーは大電流になるほどごくわずかに低下してゆくが、ほぼ良好である (Fig. 22, 23)。

装置B

主回路の開閉機構は1次側にあり、三線中の一線に直列抵抗を接続し、三回路同時投入を行っている。短時間の特性は最短が3 ms であるが、限時の実際は6 ms 弱あり極短時間は全て長い方に誤差がある (Fig. 24, 25)。管電圧の立上りは、オシログラムで見るとおり100 mA と500 mA で直列抵抗の影響が大きく、それぞれ1 ms、4 ms と異なる。タイマのリニアリティーは20 ms 以下で比は急激に増大する (Fig. 26)。しかし、管電圧の立上りから判断すると、限時誤差が少なければ、小電流域ではずっと良好なリニアリティーを示すと思われる。

80 kV における管電圧管電流特性についてはオシログラムに示す通りである (Fig. 27)。管電圧脈動率は100 mA で8.8%、800 mA では15%である。管電流のリニアリティーは、大電流時10数%の低下が見られる (Fig. 28)。これは脈動率の増加と管電圧波形のはっきりした6ピーク化に原因があると思われる。

装置C

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Fig. 19 Generator A, 12 peak
Exposure timer test
Very short exposure time range
 v : X-ray tube voltage
 i : X-ray tube current
 F : screen fluorescence intensity

Fig. 20 Generator A
Exposure timer test
Relatively longer timer setting

Fig. 21 Generator A
Linearity of X-ray out put to the exposure timer.

Fig. 23 Generator A
Linearity of X-ray out put to the X-ray tube currents.

Fig. 22 Generator A
Waveforms at 80 kV, 25 ms.
Upper trace: X ray tube voltage, 20 kV/div
Middle trace: X-ray tube current,
100 mA/div (100 mA and 200 mA)
200 mA/div (400 mA and 500 mA)
400 mA/div (800 mA)
Bottom trace: Screen fluorescence intensity

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Fig. 24 Generator B, 12 peak
Exposure timer test at 100 kV 200 mA

Fig. 25 Exposure timer test at 100 kV 500 mA

Fig. 26 Generator B
Linearity of X-ray output to the exposure timer.

Fig. 28 Generator B
Linearity of X-ray output to X-ray tube current.

Fig. 27 Generator B
Waveforms at 80 kV, 25 ms
Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div
Middle trace: X-ray tube current
100 mA/div (100 mA)
200 mA/div (400 mA, 500 mA and 600 mA)
400 mA/div (800 mA and 1000 mA)
Bottom trace: Screen fluorescence intensity

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

主回路開閉機構は1次側中性点強制消弧式であり、電源周期に関係なく任意時間の限時が行える。極短時間の特性は管電圧の立上りが100 mA で2 ms, 500 mA で3 ms である (Fig. 29)。タイマのリニアリティーは小電流と大電流で異なり、小電流では20 ms 以下で比の増大が始まり最短1 ms で約2 倍を示す (Fig. 30)。大電流ではずっと良好で、このちがいは小電流と大電流における管電圧の立上りと立下りのちがいによる影響である。管電圧管電流特性については、管電圧脈動率200 mA で6%, 800 mA で7% で現用装置では少ない方に属する (Fig. 31)。管電流のリニアリティーは極小電流で増大を示すが100 mA 以上は平坦である (Fig. 32)。この装置は小電流時管電圧波形がタイマ遮断後も10数ミリ秒以上かかって減衰する。この点は小電流短時間の撮影技術にとって欠点となる。

装置H

この装置は前出装置Cと同様主回路1次側中性点制御

Tube voltage 100 kV
Apparatus C, Exposure time 1, 2, 3, 2, 4, 5 ms, H-1 ms/div
200 mA 500 mA

Fig. 29 Generator C, 12 peak
Exposure timer test at very short exposure time setting.

Fig. 30 Generator C
Linearity of X-ray out put to the exposure timer.

APPARATUS-C TUBE VOLTAGE 80 kV EXPOSURE TIME 25 ms Al 10 mm

Fig. 31 Generator C
Waveforms at 80 kV, 25 ms
Upper trace: X-ray tube voltage. 20 kV/div
Middle trace: X-ray tube current
100 mA/div (200 mA)
200 mA/div (400 and 500 mA)
400 mA/div (800 mA)
Lower trace: Screen fluorescence intensity.

Fig. 32 Generator C
Linearity of X-ray out put to X-ray tube current.

Fig. 33 Generator H, 12 peak
Exposure timer test at 100 kV, 200 mA.

Fig. 34 Generator H
Exposure timer test at 100 kV, 400 mA.

強制消弧式であるが、投入が直列抵抗使用の2段投入である。特性はCとほぼ同様である。大きな相異点はヨーロッパの製品であること、コンピュータ制御であることなどである。コンピュータ制御因子としては制御器上の諸条件、管電圧管電流設定に対応するフィラメント加熱電流値、同じく1次電圧の計算、X線管の熱特性のシミュレーション(待時間表示、負荷の減少動作)、自動露出の感度調整などがあり、その結果タイムは全域1 ms隔、管電流は1 mA隔の設定が可能、自動露出への豊富な適応など特徴のある発生装置である。

短時間の特性としては、管電圧立上りは小電流と大電流では直列抵抗が一本のみであるため異なり、200 mAで1.8 ms, 400 mAで3 msである(Fig. 33, 34)。タイムのリニアリティーは立上りのオシログラムから判断できるように比較的良好である(Fig. 35)。大電流がさらに良く見えるが、これは管電圧の立上りが遅いため極短時間域では波高値が定常値に至る前に遮断が行われることによるものである。管電圧管電流特性については、脈動率

Fig. 35 Generator H
Linearity of X-ray out put to the exposure timer.

は100 mAで4%, 600 mAで6%と良好であるが、大電流ではX線管フィラメント加熱のゆれの影響が見られ、脈動率は増す傾向にある(Fig. 36)。管電流のリニアリテ

Fig. 36 Generator H
Waveforms
Upper trace: X-ray tube voltage
Middle trace: X-ray tube current,
(200, 400, 600 and 800 mA)
50 and 100 mA: lower trace
Lower trace: Screen fluorescence intensity.

いは小電流時に比が増大する以外は平坦である (Fig. 37).

装置G

この装置は国産初のインバータ式大容量装置であり、特徴としては電源が単相、三相を両用できる、インバータ式のため大容量の割に小型、コンピュータ制御などである。コンピュータは主として負荷の状態管理、撮影条件の記憶に用いられており、この撮影条件を呼び出しておいて自動露出を組合せて行うマニュアル設定を自動露出で補完して適正露出を得る技法など、撮影技術的にも特徴を有している。

主回路の開閉はインバータを構成する GTO により 1 次側で行われる。

Fig. 37 Generator H
Linearity of X-ray output to X-ray tube current.

極短時間の特性についてはすえ付当初、管電圧の立上りが遅くタイマの遮断が設定の波高値に達する前に行われてしまうなどがあり、リニアリティーは大電流時に比が極端に減少する現象があった (Fig. 38, 39). このリニアリティー不良と管電圧波形との関係は Fig. 38 のオシログラムに示すとおりで、400 mA における管電圧の立上りと限時の関係は、立上りに約 2.5 ms を要し、1 ms の限時は管電圧の 55% 時期に行われてしまうため写真効果は定常値に比べて 90% 程度低下する。これは、後に管電圧波形立上り部の再調整を行い、設定波高値までの立上り 1.8 ms、1 ms の限時は 95% で行われるようになり、リニアリティーは改善された (Fig. 39, 40). Fig. 39 の一点鎖線が改善後の関係である。距離法によって同様の関係を手掌の X 線写真により比較を行った (Photo 4). 写真において上段 3 コマは Fig. 39 の点線の特性と対応し、定常時と 1 ms 時の濃度差は 1.0、下段 3 コマは一点鎖線の特性に対応し同じく濃度差 0.3 で、ほぼタイマに比例する特性が得られた。

管電圧管電流特性について特徴的なことは 1 次電圧が 200 Hz の矩形波であるため、管電圧波形歪みの少ない小

Fig. 38 Generator G, Inverter type
Exposure timer test
Before tube voltage rise time correction.

Fig. 39 Generator G
Linearity of X-ray out put to the exposure timer.
Before the rise time correction
After the rise time correction

Fig. 40 Generator G
X-ray tube voltage and screen fluorescence waveforms after the rise time correction.
X-ray tube current : 320 mA.

Photo 4 Upper 3 pictures show linearity failure of X-ray out put to exposure timer setting.
Right to left : 0.005, 0.0032, and 0.001 s at 70 kV, 400 mA.
Lower pictures show equalized density respectively, after linearity correction.
Right to left : 0.005, 0.0032, and 0.001 s at 70 kV, 400 mA.

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

管電流領域では比較的波高値が平坦でかつ脈動率の低い管電圧波形を示すが、大電流になると立上り部が遅れるようになり、三角波様の脈動を示すようになることである。そのため、管電圧脈動率の変動は大きく、100 mA で約10%が、400 mA では22%となる (Fig. 41)。このため特に低電圧での管電流に対するリニアリティー不良が大きく、60 kV においては、100 mA を100とすると400 mA で約28%の低下を来す (Fig. 42)。しかし、通常の12ピーク装置の管電圧波形に比べて谷の部分の広がらないため、脈動率の変動ほどには写真効果は大きく変動しない。

装置 D

主回路開閉は2次側のテトロードにより行われる12ピークの装置である。管電圧の立上りは200 mA で0.8 ms、500 mA で1.8 ms とかなり早いが管電流が比較的低い場合にサージが見られ、数100 mA になると逆に立上りが遅れてなで肩となるなど負荷により変化を来し、これがリニアリティーにも影響している (Fig. 43, 44, 45)。管電圧管電流特性は、脈動率が200 mA で6%、50 mA においても7%と低くかつ変化もほとんどない (Fig. 46)。管電流のリニアリティーも良好である (Fig. 47)。この装置はテトロードスイッチングによるシネパルス撮影も行えるが、フィラメントの直流加熱化により安

Fig. 41 Generator G

Waveforms at 80 kV

Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div

Middle trace: X-ray tube current

100 mA/div (100, 200 and 320 mA)

200 mA/div (400, 500 and 640 mA)

400 mA/div (800 mA)

Bottom trace: Screen fluorescence intensity

Horizontal sweep time is shown at upper right corner on the oscillograms.

Fig. 42 Generator G
Linearity of X-ray out put to X-ray tube current.

定した動作となっている (Fig. 48).

装置 E

テトロードをスイッチング素子はもちろん管電圧の制御素子としても用いた定電圧装置である。タイマの最短は 0.3 ms であり、管電圧の立上りは 0.7 ms と従来の装置に見られないほど高速であり、管電流によっても影響は受けていない (Fig. 49, 50)。タイマのリニアリティーは立上りの速さをうけて他のどの機種よりも良好である (Fig. 51)。小電流において比が高いのは管電圧波尾の影響である。

管電圧管電流特性は脈動率零の定電圧を示し、管電流による変化はない (Fig. 52)。管電流が大電流において時間とともにやや低下気味であり、リニアリティーに多少影響を与えている (Fig. 53)。この装置は心血管シネ撮影を主な目的として設計製作されたが、シネモードの動作もきわめて安定したものとなっている (Fig. 54)。

現用三相装置の中で最も早い管電圧の立上り時間、管電流に影響されない定電圧性能、正確な応答等の優れた性能を多く有したこの装置は、現在得られる理想に最も近いところにあるものと言える。

7.2 各装置の出力比較

以上の装置のうち、A, B, C, D, E の 5 台は同一の蛍光量計によりほぼ同時期に測定を行ったので、蛍光

Fig. 43 Generator D, 12 peak, Tetrode switching
Exposure timer test of very short exposure time at 100 kV, 200 mA and 500 mA

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Fig. 44 Generator D

Exposure timer test of relatively longer exposure time, at 100 kV, 200 and 500 mA.

Fig. 45 Generator D

Linearity of X-ray out put to the exposure timer.

Fig. 46 Generator D

Waveforms at 80 kV, 25 ms

Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div

Middle trace: X-ray tube current
100 mA/div

(100 and 200 mA)
200 mA/div

(400 and 500 mA)
Bottom trace: Screen fluorescence intensity

Fig. 47 Generator D

Linearity of X-ray out put to X-ray tube current.

Fig. 48 Generator D

X-ray cine mode operation

Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div

Middle trace: X-ray tube current 200 mA/div

Lower trace: Screen fluorescence intensity

Horizontal sweep time: 5 ms/div (top pictures)

500 ms/div (bottom pictures)

Timer Test 100 kV 100 mA

Fig. 49 Generator E. Constant potential

Exposure timer test at 100 kV, 100 mA

Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div

Middle trace: Screen fluorescence intensity

Lower trace: X-ray tube current 100 mA/div

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Fig. 50 Generator E

Exposure timer test at 100 kV, 640 mA

Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div

Middle trace: X-ray tube current 200 mA/div

Lower trace: Fluorescence intensity

Fig. 52 Generator E

Waveforms at 80 kV, 32 ms

Upper trace: X-ray tube voltage 20 kV/div

Middle trace: Screen fluorescence intensity at 50 and 100 mA, and X-ray tube current at 200, 400 and 800 mA (200 mA/div).

Lower trace: X-ray tube current at 50 and 100 mA (100 mA/div), and screen fluorescence intensity at 200, 400 and 800 mA.

Fig. 51 Generator E
Linearity of X-ray out put to the exposure timer.

量による写真効果を比較することが容易である (Fig. 55). 図はそれぞれの測定結果を 1 枚のグラフに表したもので、80 kV におけるアルミニウム 15 mm 透過後の mAs 当りの蛍光量のバラツキの範囲は 5.2 から 7 まで認められ、7 を基準として約 25% 程度である。前示誤差をできるだけ少なくした状態で稼働している三相装置の出

Fig. 53 Generator E
Linearity of X-ray out put to X-ray tube current.

力の変動幅の 1 例として報告した。

7.3 1 ms の再現性

以上、A から H までの装置は 1 部を除いて最短時間 1

Fig. 54 Generator E
X-ray cine mode operation
Signal trace from top to bottom,
X-ray tube voltage (20 kV/div), X-ray tube current (200 mA/div), X-ray tube filament heating current and screen fluorescence intensity.
Horizontal sweep time: top pictures 5 ms/div bottom pictures 500 ms/div

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

Fig. 55 X-ray out put comparison of generator A, B, C, D, and E.

Table 6 Actually measured X-ray out put reproducibility by CV at 1 ms and 40 ms timer setting of 6 multi phase and 1 constant potential X-ray generators.

80 kV 500 mA

preset	A	B	C	D	E	G	H
1 ms	0.03	(3 ms) 0.03	0.03	0.07	0	0.05	0.03
40 ms	0.02	0.03	0.02	0.01	0	0.008	0

ms が設けられている。このタイマについて蛍光量による出力の再現性を CV により求めた (Table 6)。比較の対照として 40 ms をあわせて測定した。

測定は 80 kV, 500 mA, 1 ms を設定し、10 回の曝射を間隔をおかず自然に繰り返す程度で行った。設定した条件は 1 曝射ごとにバラバラにし再設定しなおした。電源は通常の撮影室の状態、配電用変圧器は 500 kVA, 100 kVA である。

結果は 1 ms 曝射の方が 40 ms に比べて再現性は明らかに劣る。しかし、CV はいずれも 0.1 以下で X 線出力の変動は ±20% は越えないことを示している。

8. 考察 1 ms 撮影への展望

三相装置の特徴を最もよく表すものは、短時間撮影を可能にする大出力と時間特性であると考え、現用装置の諸特性がどのような状態にあるか実験測定を通じて明らかにして来た。

現在、大容量型のほとんどの装置の最短タイマ設定時間となっている 1 ms については、リニアリティーおよび再現性について前項で報告を行ったように、管電圧の立上り立下りの問題もあり必ずしも満足のゆく結果が得られていない。特にリニアリティーに関しては、1 ms に至るまでにその比は増大または減少の方向へ ±100% もの広がりが見られ、個々の装置がその間に分布するという状態にある。1 ms のタイマが現在の臨床撮影にほとんど用いられていない³²⁾³³⁾という事実もこのような背景によるものと考えられる。しかし、再現性については、1 ms 一点に限って注目すると、極端にリニアリティー不良の装置を除いて、測定系の充実、QA, QC 等装置チェックへの関心の高まり、マニュアルの整備等を周囲の状況として、装置すえ付時の再現性試験を経た後は数値の示す範囲内の信頼を置くことは可能であり、1 ms タイマの臨床撮影への適用は実用可能な段階にきているといえる。運動体等撮影対象の選定、X 線管の主として管電流の実用域 (500~800 mA) に合わせた管電圧、感光材料系の感度、SID 等の吟味が行われれば、装置応答の実測結果から 1 ms 撮影は実用になると考えられる。これについては今後の課題としたい。

9. 結 論

三相 X 線装置について、多くの施設の臨床で稼働中の装置により諸特性のダイナミックな応答を実際の撮影負荷時の測定を通じて明らかにして来た。

X 線出力については、可動絞りも含めた X 線管装置の総ろ過を等しく保てる条件下で単相 2 ピーク装置に比較して約 2 倍多く得られるが、通常は X 線管固有ろ過、管電圧脈動率、他、管電圧、管電流前示誤差等の要因が様々な割合で混り合いかなりの幅を形成している。

時間特性に関しては、投入、遮断特性、タイマのリニアリティー、タイマと X 線出力の再現性について報告を進めて来た。現在の大容量三相 X 線装置の管電圧立上り時間は 0.5 ないし 4 ms ぐらいに分布している。タイマのリニアリティーについては、1 ms に至るまでに比の増減は ±100% の開きがある。再現性は、1 ms のタイマにおける X 線出力の CV は 0~0.07、40 ms 近辺では 30 台中 0.02 以下が 73% を占めた。

三相 X 線装置は大出力が得られ、運動を止められない人体臓器の短時間撮影を可能にする優れた特徴を有するが、その特徴を真に生かすことのできる理想の装置は、管電圧脈動率、立上り立下りの問題が解決されたものであると言える。すでに脈動率零の直流管電圧 (定電圧)

の装置が臨床撮影に供されており、これらの装置は、管電圧の立上り時間0.5 ms 前後を示している。これは1 ms を実性能として満足する理想波形の装置に向って大きな歩みが踏み出されたと言える。

三相X線装置はこれらの優れた特性により今後ますます普及の度を高めてゆくと考えられるが、一方、これらを基にして放射線技術に絶えざる研鑽を積むことは、定量的かつ合理的な撮影により大きな歩を進めることとなり、それは、病める人々への幸せにつながってゆくものと確信し、本報告がその一助となれば幸いである。

謝 辞

第42回日本放射線技術学会総会における宿題報告の機会を与えていただいた神田幸助学会長ならびに役員諸氏に深甚な感謝の意を表す。また、終始ご懇篤なご指導ご鞭撻を賜った東京都立医療技術短期大学青柳泰司教授、実験、測定に真摯なご協力を賜った東邦大学医学部付属大橋病院松谷一雄技師長、宮崎茂副技師長、同院放射線技師諸兄姉、東京部会X線装置研究会会員諸氏、東京都立診療放射線専門学校奥倉和夫教務係長、東京都立医療技術短期大学安部真治氏、資料その他ご協力をいただいた株式会社東芝、東芝メディカル株式会社、株式会社島津製作所、株式会社日立メディコ、日本フィリップス株式会社その他有形無形のご協力をいただいた各メーカーに感謝申し上げますとともに、学会活動、研究活動に格別のご理解と温情ある力強いご指導を賜った日本鋼管病院桐生恭好院長、大川日出夫副院長、鈴木修放射線科長、成松芳明特殊放射線科長、放射線技師諸氏に心から感謝の意を表し、併せて厚くお礼申し上げて本報告を終る。

装置、測定器

本報告の装置、測定器は次のとおり。

X線装置

HD150G-40	島津製作所
PHD1513	日立メディコ
KXO-1250A	東芝
KXO-1250C	東芝
KXO-2050	東芝
KXO-1050	東芝
MCM80	PHILIPS
KXO-15G	東芝

測定器

管電圧・管電流計 AB-2015D トーレック

蛍光量計 EY-1001D トーレック

オシロスコープ 7633, 7623 SONY-TEKTRONICS

線量計 RADOCON VICTOREEN

文 献

- 1) John P. Kelley, and E. Dale Trout: Physical Characteristics of the Radiations From 2-Pulse, 12-Pulse, and 1,000-Pulse X-Ray Equipment. Radiology, **100**, 653-661, (1971).
- 2) James A. Morgan: The Development and Application of multi-phase X-Rays in Medical Radiography. Radiologic Technology, **40**(2), 57-67, (1968).
- 3) 青柳泰司: 診断用X線装置, コロナ社, (1984).
- 4) 中沢靖夫, 斎藤一彦, 渋谷一男, 他: アンケートより見た診断用X線装置(第四報), 日放技学第39回総会, 日放技学誌, **39**(5), 713, (1983).
- 5) 青柳泰司: X線管電圧・管電流と写真効果の関係, 日放技学誌, **21**(2), 1-42, (1965).
- 6) H. Chantraine: Über Weichstrahlenaufnahmen der Lunge mit ganz hohen Milliamperezahlen. Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenst., **36**(3), 700-707, (1927).
- 7) E.R.N. Grigg: The Trail of the Invisible Light, Charles C Thomas. Publisher, Springfield, Illinois, USA (1965).
- 8) 鈴木正吾: 私信
- 9) 青柳泰司: 日本放射線技術史 2. X線管および高電圧発生装置(1925~1955), 日放技学誌, **38**(6), 907-956, (1982).
- 10) 渡辺広行, 大久保寿男, 幾瀬純一: 12相整流1000 mA 形 X 線 装 置, 日 放 技 学 誌, **24**(1), 107, (1968).
- 11) 阿部二夫, 文献集刊行委員会: 日本放射線技術学会文献集, (1974).
- 12) 丸山静雄, 文献集刊行委員会: 日本放射線技術学会文献集第二巻, (1984).
- 13) H.E. Johns, and J.R. Cunningham: The Physics of Radiology, Charles C Thomas. Publisher, Springfield, Illinois, USA, (1983).
- 14) W.R. Hendee: Medical Radiation Physics. Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago, (1973).
- 15) D.N. and M.O. Chesney: X-ray equipment for student radiographers. Blackwell Scientific Publications London, (1975).
- 16) 尾裕照明, 本多賢治, 安田裕, 他: FLAT-PEAK 方式100 kW 型X線高電圧装置の開発, 第39回総会発

三相X線装置の諸特性 (斎藤)

- 表, 日放技学誌, 39(5), 716, (1983).
- 17) 野原 修: 高周波X線発生装置“ポリフォス300”第39回総会発表, 日放技学誌, 39(5), 716, (1983).
 - 18) 大久保寿男, 幾瀬純一, 星光二郎: 12相整流方式X線診断装置と単相装置との比較(第1報), 第25回総会発表, 日放技学誌, 25(1, 2), 22, (1969).
 - 19) 堤 直葉, 中西省三, 津田和良, 他: 3相12パルス整流方式X線診断装置の線質線量特性, 第26回総会発表, 日放技学誌, 26(1), 10, (1970).
 - 20) 斎藤一彦, 石田勝哉, 金川 進: 12相整流と単相全波整流のエックス線出力比較, 第27回総会発表, 日放技学誌, 27(2), 123, (1971).
 - 21) 大塚昭義, 東田善治: 整流波形の相違によるX線出力の比較, 日放技学誌, 29(4), 329-342, (1973).
 - 22) 横田純一, 青柳泰司, 斎藤一彦, 他: 単相2パルス装置と3相6パルス装置の特性比較, 第30回総会発表, 日放技学誌, 30(2), 125, (1974).
 - 23) 斎藤一彦, 宮崎 茂, 青柳泰司, 他: X線出力について, 撮影技術委員会報告, 日放技学誌, 34(4), 469-476, (1978).
 - 24) JIS Z 4702, (1985).
 - 25) 上遠野 昭, 竹内金枝, 斎藤一彦, 他: X線出力の再現性と曝射時間および管電流に対する直線性について(第2報), 第41回総会発表, 日放技学誌, 41(5), 843, (1985).
 - 26) 青柳泰司, 宮崎 茂, 斎藤一彦: 三相X線発生装置の短時間特性について(第1報: 単相で初期投入を行う2段投入方式) 日放技学誌, 39(5), 585-593, (1983).
 - 27) 佐藤秀紀, 酒井幸雄, 西尾功作: 高圧波尾切断による低mAパルス制御について, 第41回総会発表, 日放技学誌, 41(5), 844, (1985).
 - 28) 篠原文章, 斎藤一彦, 青柳泰司, 他: 3相6パルス装置の管電圧脈動率について, 第31回総会発表, 日放技学誌, 31(2), 168, (1975).
 - 29) 宮崎 茂, 斎藤一彦, 青柳泰司, 他: 三相12ピーク装置のフィラメント直流加熱方式とその問題点, 第38回総会発表, 日放技学誌, 38(4), 556, (1982).
 - 30) Gregory J. Barone, and E. Dale Trout: Dose Distribution for Single- and Three- Phase X-Ray Equipment. Radiology, 100, 663-669, (1971).
 - 31) 中西 猛, 津田元久, 逢坂英俊: 単相, 三相X線高電圧装置の性能比較と装置の選択基準について, 島津評論, 35(4), 163-171, (1978).
 - 32) 渋谷一男, 橋爪俊幸, 斎藤一彦, 他: アンケートより見た診断用X線装置, 日放技学誌, 36(2), 199-208, (1980).
 - 33) 中村博春: 撮影技術の問題点, 小児の胸部撮影一装置一, 第6回放射線撮影分科会ワークショップ資料, 7-11, (1986).