

会期：平成11年4月6日  
会場：東京ファッションタウン

## インバータ式X線装置の諸特性と撮影技術

宮崎 茂

東邦大学医学部附属大橋病院放射線部

### Radiology and Characteristics of Inverter Type X-ray Generator

Shigeru Miyazaki

Department of Radiology, Ohashi Hospital attached to School of Medicine, Toho University

#### 1. はじめに

インバータ式X線装置は1969年GE社から、軍用の移動形装置として実用化された。据置形X線装置はGE社から最大出力65kWの共振形装置が、シーメンス社では最大出力30kWの共振形装置が製品化された<sup>1,2)</sup>。わが国では数年遅れ、1983年株式会社東芝から最大出力100kWの据置形で方形波形装置が製品化され、その後各社で製品化された。おもなインバータ式X線装置の動向をTable 1に示す。1990年代に入ると、診断用X線高電圧装置はほとんどインバータ式X線高電圧装置に置き換わり、現在では単相全波整流装置を除いた変圧器式X線装置やコンデンサ式X線装置は製造されなくなっている。

インバータ式X線装置の普及の背景には、インバータ制御の優れた特徴と相俟って、高速大電力半導体制御素子の開発と高速スイッチング技術の進歩が挙げられる。一方、こうしたX線装置の高度化の要因として高度な医療技術の進歩が挙げられるが、放射線技術の見地から欠くことのできないものとして、X線装置の測定技術が挙げられる。この技術は1965年に青柳が本学会の宿題報告で確立させた<sup>3)</sup>。測定技術の確立はその後、X線高電圧装置の発展および装置の性能評価に大きく貢献したことは周知のことである。1970年代から大容量のX線装置として普及した三相装置の主な諸特性については、1986年に齋藤が本学会で行った宿題報告で詳細に解析し報告している<sup>4)</sup>。

一方、これまで行ってきたX線装置の電気的特性の解析は、管電圧・管電流計および蛍光量計を用い、オシロスコープで得られた各波形を解析していた。1992年に青柳、加藤らはA/D変換器を媒体としたパーソナルコンピュータによる計測技術を開発した<sup>5)</sup>。パーソナルコンピュータによる解析は人的誤差を解消した画期的なものであった。今回行う報告はこの解析ソフトウェアに新たな解析能力を追加したソフトウェアを用い、実測したデータからインバータ式X線高電圧装置

の諸特性を解析し、その特性が撮影技術に及ぼす影響について述べる。

#### 2. X線高電圧装置の基本回路と整流波形

診断用X線装置のおもな高電圧回路と整流波形をFig.1に示す。

##### 2-1 自己整流・半波整流装置

自己整流装置は主変圧器の高電圧側にX線管を直接接続し、交流高電圧をそのままX線管に印加するもので、半周期ごとにX線が発生する。この装置のおもな用途は整流器を使用しないため小形、軽量になることから、おもに可搬形装置に用いられる。

半波整流装置は整流器を1~2個使用し、X線管に逆電圧がかからないようにした装置であるが、発生X線は自己整流と同様に半周期のみとなる。

##### 2-2 単相全波整流装置(単相2ピーク形装置)

整流器をブリッジ形に4個用いて全波整流し、X線が発生させる装置である。この装置は1960年代まで最も多く使われた装置で、現在でも比較的安価な装置として製造されている。

##### 2-3 三相全波整流装置(三相6ピーク、12ピーク装置)

大容量装置として開発されたもので、整流器を6~12個使用して全波整流する装置である。三相装置には6ピーク整流と12ピーク整流があり、6ピーク整流のリプル百分率は理想波形で13.4%、12ピーク整流では3.4%となる。

X線映画撮影装置では大容量を必要とすることから、三相装置が用いられていたが、X線撮影は短時間、大電流撮影を高速で繰り返しX線を制御するため、テトロード管を用いた二次側制御の装置が使用された。テトロード管による高電圧制御方式にはX線の

Table 1 インバータ式X線装置の動向.

年代	装置の形式	定格出力 (kW)	制御方式	周波数 (kHz)	メーカー	用途
1969	CMX 110		共振形	0.5	GE	回診車・外科用X線装置
1977	DHC-121	11	方形波	0.5	日立	回診車・外科用X線装置
1979	BV 21	2	共振形	0.3	PHILIPS	回診車・外科用X線装置
1979	Mobil-XR	30	共振形	5	SIEMENS	回診車・外科用X線装置
1980	Phasix 80	80	共振形	25	GE	直接・透視撮影用X線装置
1980	Polyphos 300 (30)	30	共振形	5	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1981	WHA-10	2	方形波	0.3	島津	回診車・外科用X線装置
1981	Polyphos 500 (50)	50	共振形	5	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1982	Polydoras 800 (80)	80	共振形	5	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1983	BV-25	3.15	共振形	0.3	PHILIPS	回診車・外科用X線装置
1983	SCP 50	50	共振形	7	PHILIPS	直接・透視撮影用X線装置
1983	KXO-1050F	100	方形波	0.2	東芝	直接・透視撮影用X線装置
1983	Polydoras 100	100	共振形	5	SIEMENS	循環器用X線装置
1984	SCP 100	100	共振形	7	PHILIPS	直接・透視撮影用X線装置
1985	DHF-105CV	13	共振形	2	日立	回診車・外科用X線装置
1985	MPG 50	50	共振形	17	GE	直接・透視撮影用X線装置
1985	Super 80CP	80	共振形	7	PHILIPS	直接・透視撮影用X線装置
1986	MEDIO 65	65	共振形	7	PHILIPS	直接・透視撮影用X線装置
1987	SKT-60F/60M	3	共振形	1	東芝	回診車・外科用X線装置
1987	UD150B	80	方形波	3	島津	直接・透視撮影用X線装置
1987	Polydoras 50S	50	共振形	5	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1987	Polydoras 80S	80	共振形	5	SIEMENS	循環器用X線装置
1987	Optimus 1050	100	共振形	7	PHILIPS	循環器用X線装置
1988	Stenix	3	共振形	8	GE	回診車・外科用X線装置
1988	MXO-15B	15	共振形	5	東芝	集団検診車用X線装置
1988	DHF-1510	100	方形波	0.5	日立	直接・透視撮影用X線装置
1988	KXO-80F	80	方形波	0.25	東芝	直接・透視撮影用X線装置
1988	Super 100CP	100	共振形	7	PHILIPS	直接・透視撮影用X線装置
1989	DHF-123CV	12.5	方形波	0.5	日立	回診車・外科用X線装置
1989	GM-1215	15	方形波	20	田中レ	回診車・外科用X線装置
1989	ANX	18	共振形	2	GE	回診車・外科用X線装置
1990	DHM-153CV	15	方形波	0.5	日立	集団検診車用X線装置
1990	GT-1532	32	方形波	20	田中レ	直接・透視撮影用X線装置
1990	KXO-50F/50N	50	共振形	5	東芝	直接・透視撮影用X線装置
1990	DHF-155H	50	共振形	10	日立	直接・透視撮影用X線装置
1990	KXO-80C/D	80	方形波	1	東芝	循環器用X線装置
1991	IME-12A/12AM	16	共振形	20	東芝	回診車・外科用X線装置
1991	UD150B-10	80	共振形	30	島津	直接・透視撮影用X線装置
1991	MPG80	80	共振形	17	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1991	MPG100	100	共振形	17	GE	循環器用X線装置
1991	integris V3000	100	共振形	7	PHILIPS	循環器用X線装置
1992	Sirius 12HA	12	共振形	8.5	日立	回診車・外科用X線装置
1992	Siremobil 2000	1.4	共振形	20	SIEMENS	回診車・外科用X線装置
1992	KXO-50C	50	共振形	5	東芝	直接・透視撮影用X線装置
1992	Polydoras SX80	80	共振形	20	SIEMENS	循環器用X線装置
1992	DHF-1510CX	100	共振形	10	日立	循環器用X線装置
1993	MU 125M	32	共振形	30	島津	回診車・外科用X線装置
1993	Sirius 12HX	12	共振形	8.5	日立	回診車・外科用X線装置
1993	XUM150M	32	共振形	30	島津	集団検診車用X線装置
1993	Polydoras SX50	50	共振形	20	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1993	DHF-1510H/HS	100	共振形	10	日立	直接・透視撮影用X線装置
1993	KXO-80G	80	方形波	15	東芝	直接・透視撮影用X線装置
1993	Polydoras SX50	50	共振形	2	SIEMENS	直接・透視撮影用X線装置
1993	AUD150G	100	共振形	3	島津	循環器用X線装置
1993	itegris H3000	100	共振形	7	PHILIPS	循環器用X線装置
1994	Mobilett Plus	30	共振形	20	SIEMENS	回診車・外科用X線装置
1994	Polydoras IS	100	共振形	20	SIEMENS	循環器用X線装置
1995	KXO-80M	80	方形波	15	東芝	直接・透視撮影用X線装置
1995	Optimus80	80	共振形	18	PHILIPS	直接・透視撮影用X線装置
1996	MPT80	80	共振形	50	GE	直接・透視撮影用X線装置
1997	Sirius 12HP	12.5	共振形	20	日立	回診車・外科用X線装置
1997	DHF-158H	80	共振形	20	日立	直接・透視撮影用X線装置
1997	integris H5000	100	共振形	9.2	PHILIPS	循環器用X線装置
1998	UD150B-30	80	共振形	50	島津	直接・透視撮影用X線装置
1998	KXO-100G	100	方形波	15	東芝	循環器用X線装置

制御のみをテトロード管で行うものと、テトロード管の内部抵抗を変化させて管電圧制御も行う装置がある。主回路開閉のみをテトロード管で行う装置の管電圧リプルは三相12ピーク装置と同等のリプル百分率と

なるが、主回路開閉および管電圧制御をテトロード管で行う装置では、管電圧のフィードバックにより理想波形(矩形波)に近い管電圧波形が得られる。

## 2-4 コンデンサ式X線装置

高圧コンデンサにあらかじめ電荷を充電し、この電荷はX線管を通じて放電され、X線を発生させる方式の装置である。この方式にはフィラメント点火式、高圧印加式および三極管を用いたグリッド制御式の装置がある。コンデンサ式装置はX線出力が時間とともに減少するため、管電流時間積(mAs)と発生X線量に比例関係が保たれないなどの問題があったが、胸部撮影などで短時間撮影が可能なことや、電源設備を必要としないなどの利点から、移動形装置として数多く使用されていた。

## 3. インバータ式X線高電圧装置

従来の変圧器式X線高電圧装置は交流商用電力を単巻変圧器の一次側に入力し、単巻変圧器の二次電圧を制御することで管電圧の調整を行ってX線を発生させている。これに対しインバータ式X線高電圧装置は単相または三相交流電力を整流平滑して直流に変換後、インバータにより商用電源周波数の数十倍から数百倍の高周波交流に変換し、高電圧を発生させるものである。

### 3-1 インバータ式X線高電圧装置の基本動作

#### 3-1-1 方形波インバータ式X線高電圧装置

基本回路図をFig.2に示す。三相または単相交流電圧は整流回路で整流、平滑され直流電圧に変換される。直流に変換された電圧はチョップ回路(直流電圧可変回路)に加えられ、ここで得られた数kHzから十数kHzの方形波電圧はフィルタで平滑されインバータ回路に加えられる。インバータから出力される高周波交流電圧は高電圧変圧器に加えられ、二次側に高電圧が得られ整流回路で全波整流されてX線管に印加される。得られた管電圧は高周波であるため、X線用高電圧ケーブルの浮遊容量により平滑され、さらにリプル百分率の小さな管電圧波形となる。

管電圧の制御は、チョップ回路とインバータ回路で行われる。チョップ回路では、方形波パルスのパルス幅を変えることでフィルタの出力電圧を変化させ、インバータ回路への

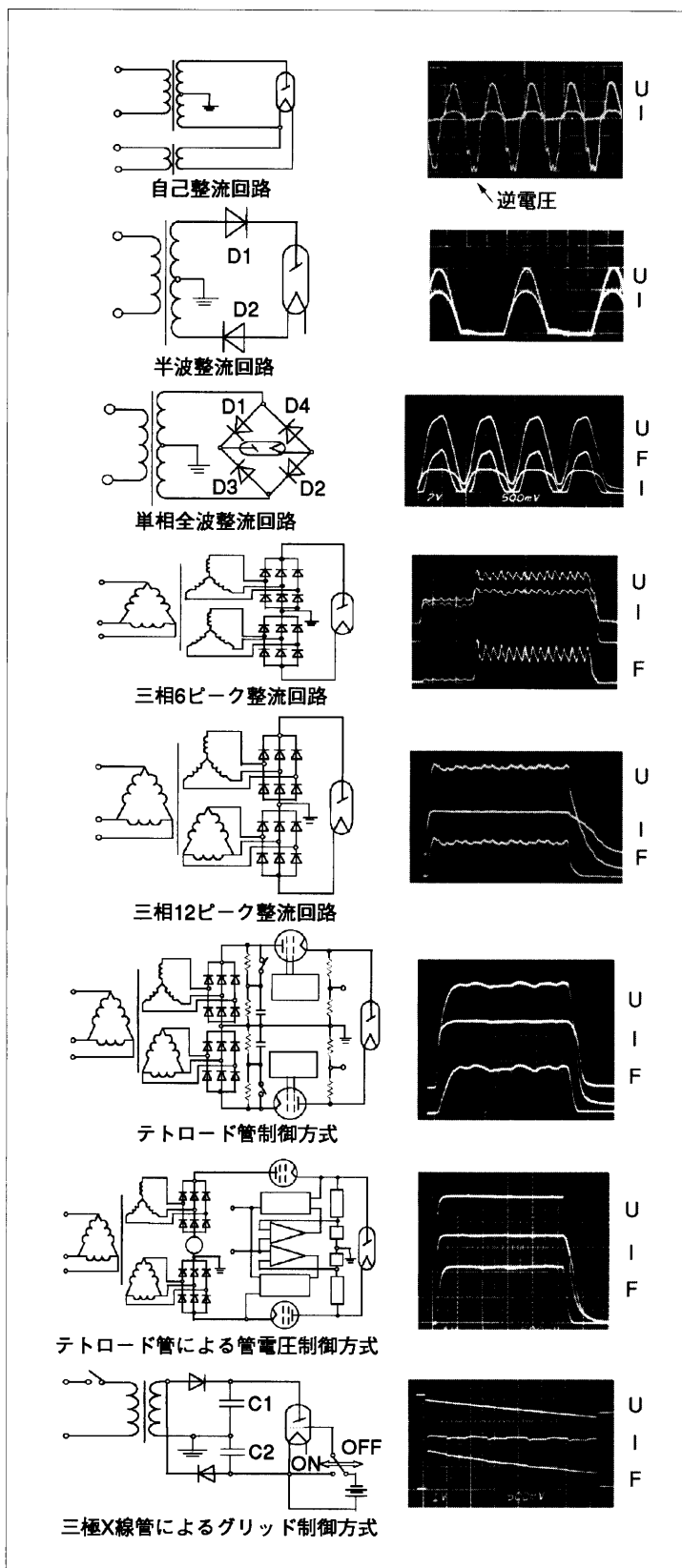


Fig. 1 X線高電圧装置の高電圧回路と整流波形.

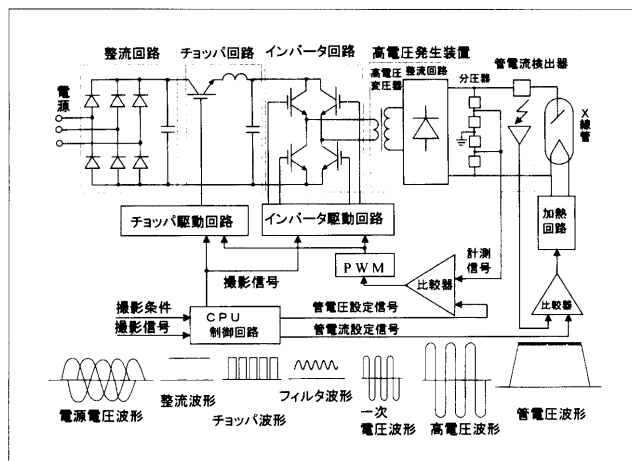


Fig. 2 方形波形インバータ式X線高電圧装置の基本回路例。三相電源を使用した回路例であるが、単相電源を使用したものもある。また、管電流の検出を二次側で行っている例を示したが、中性点で検出している装置も多い。

入力電圧を設定管電圧に対して正確に制御することで管電圧の制御が行われる。インバータ回路はフィルタの直流出力電圧を交流電圧に変換し、高電圧変圧器で昇圧する。また管電圧は、X線照射中に分圧器を通して制御回路にフィードバックされ、設定管電圧に対し正確な管電圧が得られるように動作する。方形波形ではチョッパ回路とインバータ回路の二つの電力変換回路を有することから、機器の構成が複雑になり、コストおよび大きさなどで不利になりやすいが、診断用X線装置に必要な広範囲なX線負荷条件に対し、安定した動作が得られるなどの特徴がある。

管電流の制御はインバータ制御を用いた半導体加熱方式が一般的である。この方式はX線管のフィラメント特性に応じた非線形制御、およびフィードバック制御を行っているため、安定した出力が得られる。

### 3-1-2 共振形インバータ式X線高電圧装置

基本回路図をFig.3に示す。三相または単相交流電圧は、整流回路で整流、平滑されて直流電圧に変換され、共振形インバータに加えられる。ここを流れる電流は正弦波状となり、この一次電流によって二次側に高電圧が発生し、整流回路で全波整流した後、X線管に印加される。共振形であることから、管電圧はインバータの動作周波数を変化させて直流から交流変換と同時に出力電圧制御を行うことで制御される。共振形はチョッパ回路を持たないため、装置の小形化およびコスト的に有利とされる。また管電圧はX線照射中、内蔵されている分圧器によって制御回路にフィードバックされ、設定管電圧に対し安定した値が得られるように動作する。管電流の制御はインバータ制御を用いた半導体加熱方式が一般的である。

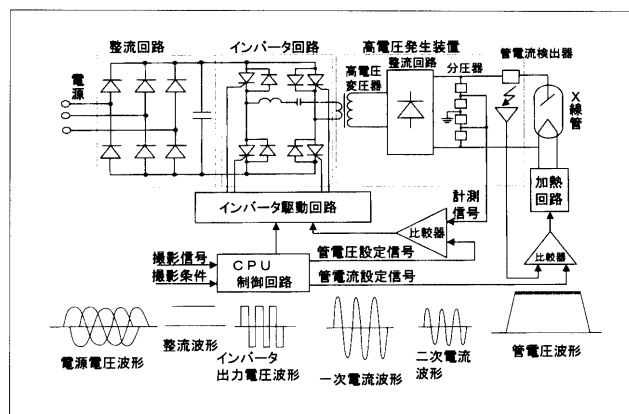


Fig. 3 共振形インバータ式X線高電圧装置の基本回路例。

## 3-2 インバータ式X線装置の特徴

### 3-2-1 省スペースで設置ができる

インバータ周波数の高周波化により高電圧変圧器を小型、軽量化することが可能となった。高電圧変圧器の誘起起電力( $e$ )は次式で表わされる。

$$e = K \cdot f \cdot B \cdot A \cdot n [V]$$

$K$  : 定数

$f$  : 周波数[Hz]

$B$  : 磁束密度[Wb/m<sup>2</sup>]

$A$  : 鉄心の断面積[m<sup>2</sup>]

$n$  : 巻線の巻数

上式から高周波化することで、鉄心の断面積および巻線の巻数を減らすことができるため、従来の変圧器式装置の高電圧変圧器に比べ、大幅な小形化が可能となった。現在、高電圧変圧器の形状はインバータ周波数15kHz、最大出力80kWの装置で、280×220×190mm<sup>3</sup>程度に小型化されている。

### 3-2-2 精度、再現性、短時間特性に優れる

前述したとおり、インバータ式X線装置では高圧側に検出器を内蔵して管電圧のフィードバック制御が行われている。管電流についても高圧側および中性点に検出器を設けてフィードバック制御を行っている。また、管電流制御回路はインバータ制御を用いた半導体加熱方式が用いられていることから、管電流特性に対応した非線形制御、およびコンピュータ制御により各種のX線管の特性に対応した高精度の補正が可能となった。したがって、従来の変圧器式X線装置に比べはるかに優れた管電圧、管電流制御が可能となった。撮影時間の制御については商用交流電力を整流、平滑して一度直流に変換するため、電源位相に対し無関係に投入、遮断ができる。そのため、従来の電源位相に依存していた変圧器式装置に比べ短時間特性など数段優

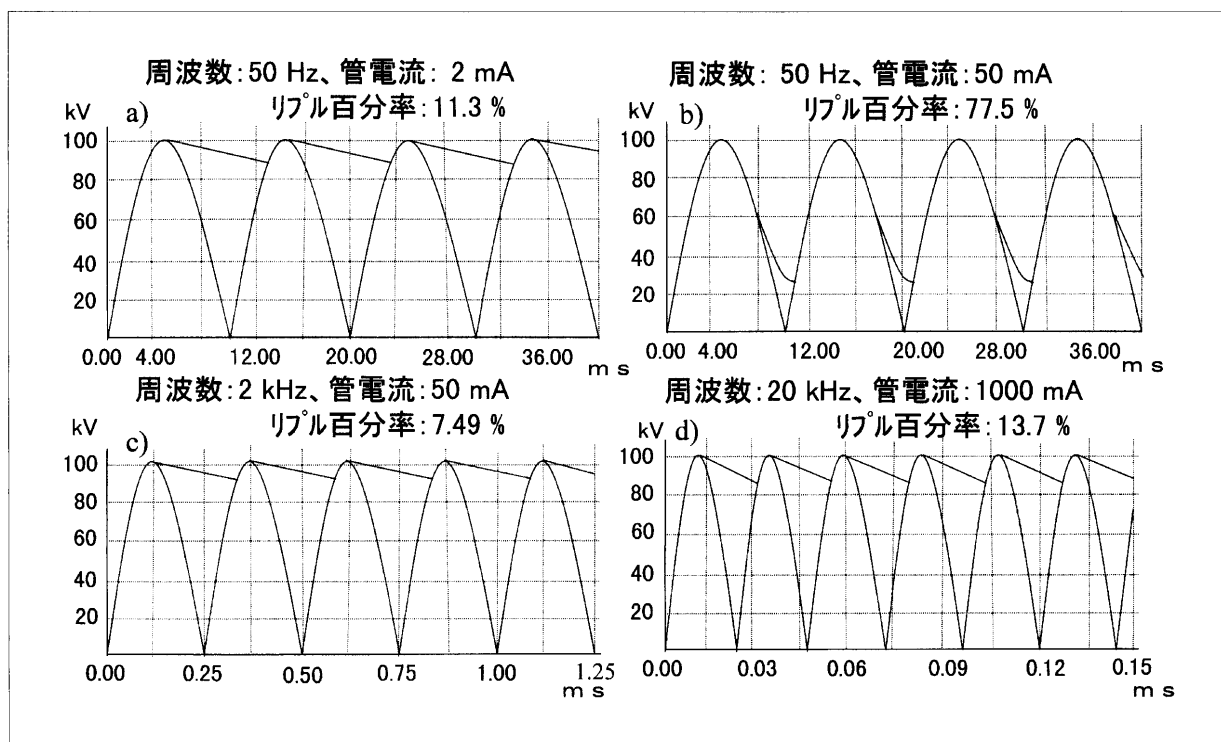


Fig. 4 インバータ周波数と管電圧リプル百分率.

れている。また、任意な時間で撮影を止めることができるという利点は、タイマ制御を行う自動露出機構（ホトタイマ）の短時間応答特性にも大きく貢献することとなる。

### 3-2-3 管電圧リプル百分率の低減

管電圧波形については、商用周波数の数十倍から数百倍の周波数で動作させ、さらに高電圧ケーブルの浮遊容量による平滑作用を受けるため、三相または単相電源であっても、定電圧装置並みのリプル百分率となる。したがって、単位時間当たりのX線出力は三相または単相電源であっても大きくなる。また、リプル百分率は高電圧ケーブルの容量に大きく影響を受ける。現在使用されている高電圧ケーブルの容量は約250pF/mで、一極のケーブルの長さを16mとした場合の合成容量は約2,000pFとなる。Fig.4は正弦波整流波形について、管電圧100kV、合成容量2,000pFに対するインバータ周波数と出力波形の関係を表したものである<sup>6)</sup>。a)は周波数50Hz、管電流2mA通電した場合の出力波形で、リプル百分率は11.3%程度となる。これは単相全波整流装置の透視時の管電圧波形と同等のものである。b)は同一条件で管電流50mAにした場合の出力電圧波形である。リプル百分率は77.5%となり、浮遊容量による平滑作用は極わずかであることが分かる。c)は周波数を2kHzにした場合の出力波形である。リプル百分率は7.5%となり、周波数を40倍にすることで三相装置並みの出力波形が得られる。d)は周波数20kHz、管電流1,000mA通電した場合の出力波形で、

リプル百分率は13.7%となる。このように高周波化に伴ない、高電圧ケーブルの浮遊容量による平滑作用が大きくなることが分かる。ここでは入力波形を正弦波とした場合を示したが、方形波ではさらにリプルは小さくなる。

### 3-2-4 X線出力と電源設備

X線装置のような、大電力を使用する電源設備については、X線高電圧装置の性能を十分引き出すためにJISおよびIECで規定している<sup>7,8)</sup>。

インバータ方式はコンデンサに蓄積した電荷を一挙に放出するため、単相および三相電源のいずれでも使用が可能で、単相電源においても三相装置並みの出力が得られるという特徴がある。一方、このような特徴も電源からみた場合は、単位時間当たりの出力が増えた分、単相装置と比べ単位時間当たりの電力が増加することになる。また、管電圧のフィードバック制御では出力の低下が起きた場合、入力電流を増やし定常値に保つように補正が行われる。したがって、電源インピーダンスが大きく貧弱な電源設備の場合には出力が補正できなくなったり、ブレーカのトリップ現象が起こるなどのトラブルが発生する場合がある。このような理由から、装置の最大出力を得るためには、十分余裕のある電源設備が好ましい。

## 4. 電気的特性と写真効果

X線装置に対する電気的特性評価については高電圧特性、X線出力の直線性、管電圧のリプル百分率によ

るX線出力差, 百分率平均誤差(PAE: percentage average error), およびX線出力の再現性(変動係数C: coefficient of variation)などについて報告する. 今回報告するX線出力は照射線量および, フィルム濃度と比較が可能な蛍光量値から求めた値である.

#### 4-1 測定器

直接接続形測定器の管電圧・管電流計(トーレック株式会社: AB-2015D), 蛍光量計(トーレック株式会社: EY-1001D), 線量計(Radcal社: 9015), X線スペクトルアナライザ(東洋メディック株式会社: Ramtec413), 検出器(東洋メディック株式会社: XR-100T-CZT), オシロスコープ(ソニーテクトロニクス株式会社: 7633), トランジェントコンバータ(理研電子株式会社: TCCQ1216), パーソナルコンピュータ(日本電気株式会社: PC-9821Xe, PC-9821Xa7)を用いた. パーソナルコンピュータによる波形解析をFig.5に示す. 任意な撮影時間に対する計測値, 管電圧の立ち上り, 立ち下りおよび撮影時間内に対する各蛍光量の値, 理想波形に対する蛍光量の値および任意な撮影時間内の蛍光量の値などがそれぞれ計測できるようになっている.

#### 4-2 装置と高圧特性

報告に用いた装置をTable 2に示す. 今回測定した装置は1983年から1998年に製品化された装置で, 方形波形が6台, 共振形が5台の計11台について特性を調べた. 報告に使用した装置の高電圧特性をFig.6に示す. Fig.6から明らかのように, 高電圧現象はインバータ周波数, 管電圧・管電流のフィードバックの有無, 管電圧の立ち上り時の制御方法などの違いにより, 管電圧のリプル, 管電圧の立ち上り時の特性, 管電圧波形の変動など, さまざまな高電圧特性を示すことが分かる. 今回, 各装置の中から装置の電気特性が異なり, その特性がX線出力などに影響を与え, X線撮影技術にとって重要と思われる装置を例に取り解析を加え報告する.

#### 4-3 X線出力の直線性

X線出力の直線性に影響を与える主な因子は管電流, 撮影時間および管電圧のリプル百分率に起因する

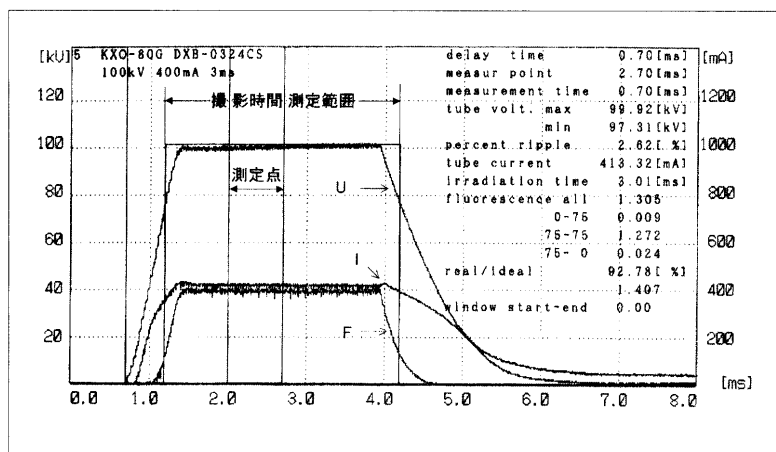


Fig. 5 パーソナルコンピュータによる管電圧, 管電流, 蛍光強度波形の解析例. 管電圧(U), 管電流(I), 蛍光強度(F)の各波形.

Table 2 測定に使用したインバータ式X線装置.

装置名	最大定格 (kW)	インバータ方式	最大周波数 (kHz)	製造年代
SUPER 50CP	50	共振形	7	1985
KXO-1050F	100	方形波	0.2	1983
KXO-50F	50	共振形	5	1986
DHF-1510	100	方形波	0.5	1988
KXO-80F	80	方形波	0.25	1988
KXO-80C	80	方形波	1	1990
UD150B-10	80	共振形	30	1991
KXO-80G	80	方形波	15	1993
DHF-155HII	50	共振形	10	1990
UD150B-30	80	共振形	50	1998
KXO-100G	100	方形波	15	1998

X線出力の違いが考えられる.

##### 4-3-1 管電流に対するX線出力の直線性

管電流に対するX線出力の直線性とは, 管電流は発生線量および蛍光量に対し比例因子と考えられているためである. 非直線性の主な因子として, X線負荷による管電圧波形の変化, インバータ周波数による管電圧リプルの変化および管電圧波形の立ち上り, 立ち下り時間による写真効果の影響などが考えられる. この項ではX線負荷による管電圧波形の変化, インバータ周波数およびリプル百分率によるX線出力の影響について報告する.

##### 1) 管電圧波形の変化による影響(装置E)

管電流負荷によって管電圧波形が変化する例をFig.7に示す. またそのときの管電圧リプル百分率をTable 3に示す. 測定した装置は最大出力80kW, インバータ周波数250Hzの方形波である. 管電圧波形から, 小管電流時の管電圧波形は波高値付近で三角波に近いが, 大管電流になるにしたがって丸みを持ち, 波低値付近ではリプル波形が重なり三角波に比べ波低値の面積が少なくなることが分かる. 一方, 管電圧リプルは小管

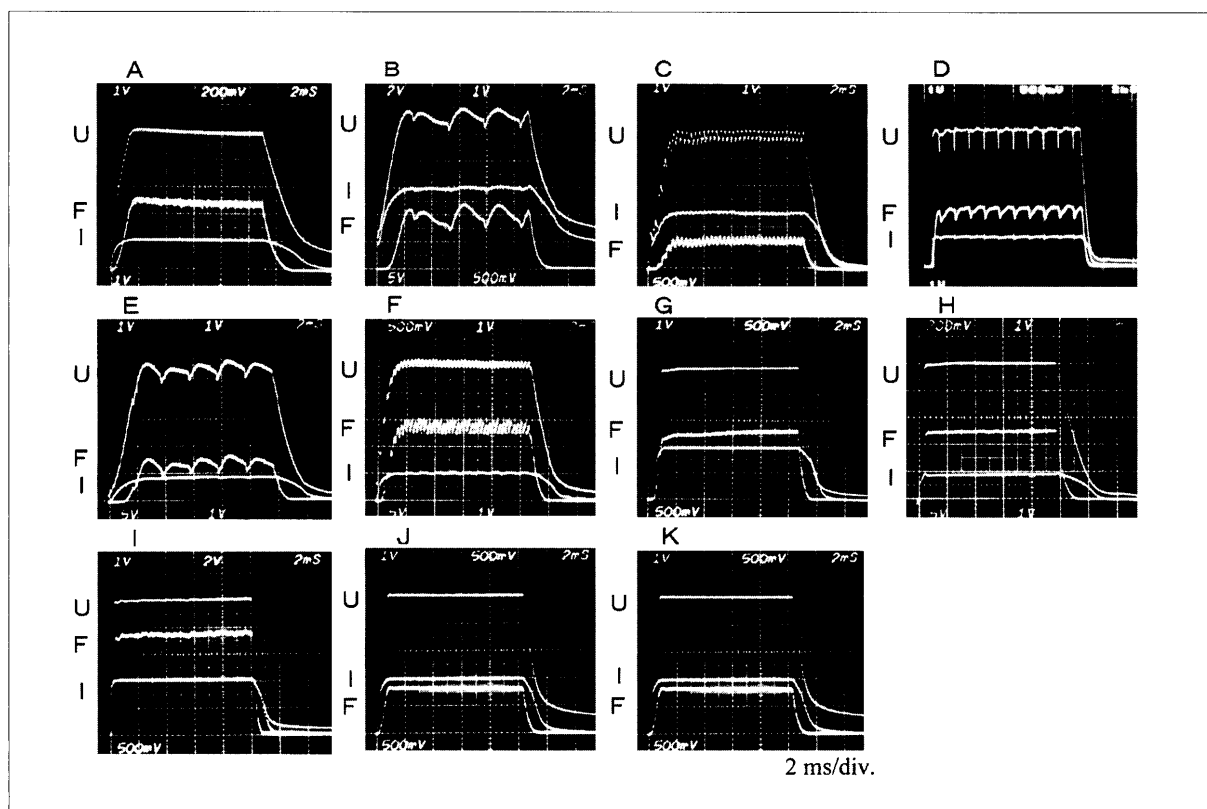


Fig. 6 測定に使用したインバータ式X線高電圧装置の高電圧特性。  
撮影時間10msに対する管電圧(U)100kV、管電流(I)200mA、蛍光強度(F)の各波形。

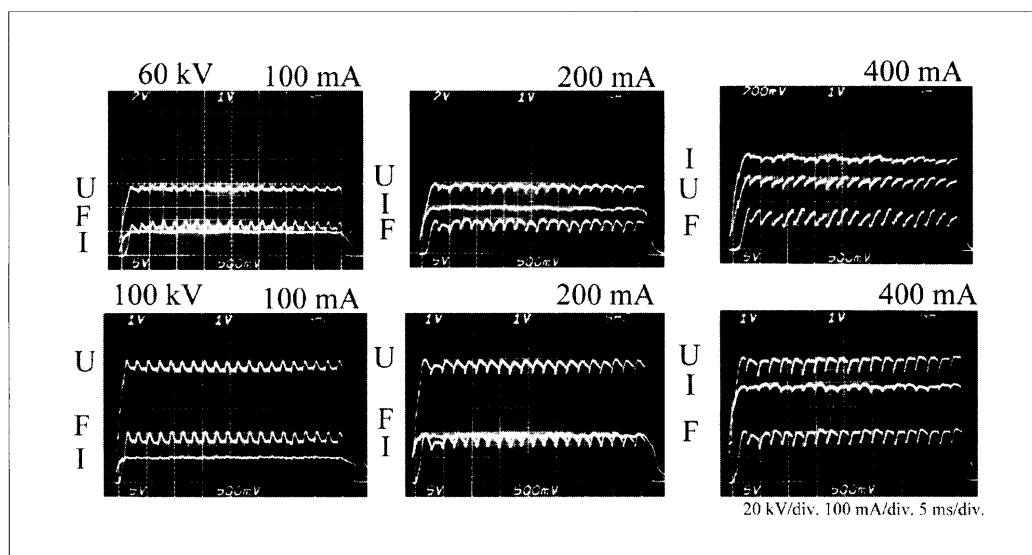


Fig. 7 管電流の変化による管電圧波形の変化。  
撮影時間40ms時の管電圧(U)、管電流(I)、蛍光強度(F)の各波形。

Table 3 X線負荷による管電圧リプル百分率の変化。

kV \ mA	50	100	200	400	500
60	9.87	11.0	14.3	20.1	20.8
80	6.46	10.9	13.7	16.7	19.7
100	6.48	9.96	13.0	15.9	18.7
120	7.12	13.3	14.3	15.5	

Ripple rate: %

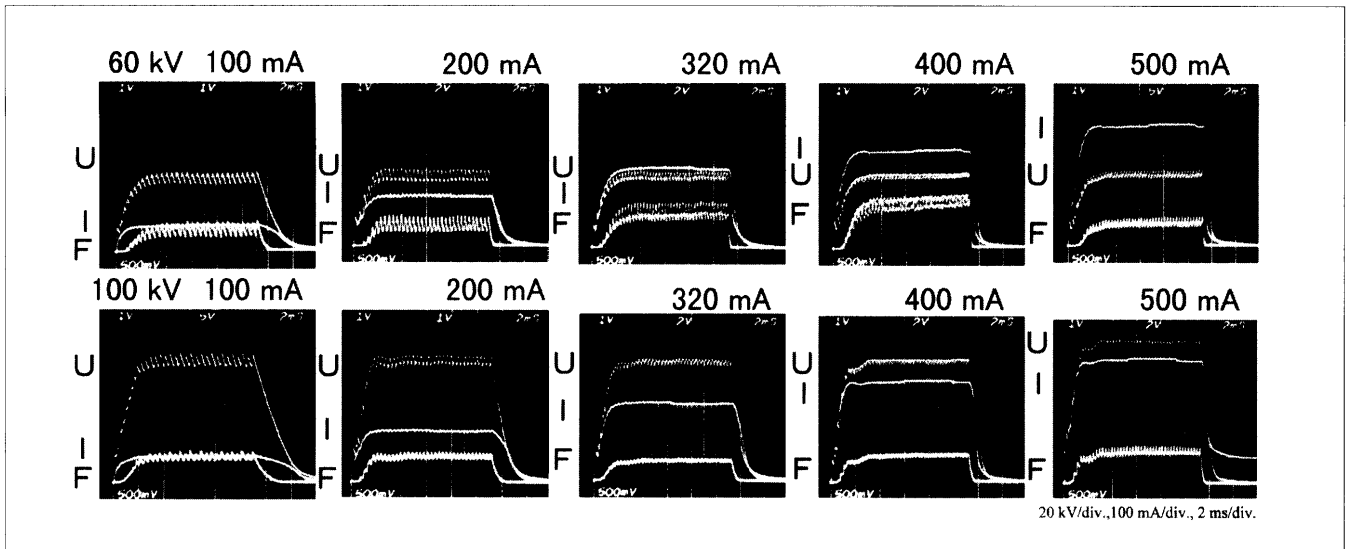


Fig. 8 X線負荷の変化による高電圧特性の変化.

X線負荷による管電圧波形の変化(管電圧リプル百分率, 過渡現象, インバータ周波数の変化).

Table 4 インバータ周波数の変化による管電圧リプル百分率の変化.

kV \ mA	50	100	200	320	400	500
50	19.3	9.90	21.0	16.7	11.7	
60	15.2	16.3	16.7	12.8	8.90	10.5
80	11.4	13.9	13.3	8.60	7.10	10.5
100	9.70	11.6	9.10	7.00	5.20	8.90
120	8.00	8.20	8.10	6.60	5.00	

Ripple rate: %

電流ほどリプルは小さく, 大管電流ほどリプルが大きくなる傾向にあることが分かる.

## 2) インバータ周波数による影響(装置C)

X線負荷により, 管電圧リプルおよびインバータ周波数が変化することでX線出力が異なる装置について報告する.

測定した装置は最大出力50kW, 最大インバータ周波数5kHzの共振形である. 管電圧60, 100kV, 管電流100, 200, 400, 500mA, 撮影時間10ms時の管電圧, 管電流, 蛍光強度の各波形をFig.8に, 管電圧リプル百分率をTable 4に示す. 共振形装置のインバータ周波数は一般的に, 軽負荷時に低く, 大負荷になるに従い高くなる(Fig.8). このことから, リプル百分率は軽負荷時に大きく, 大負荷になるに従い小さくなる(Table 4). インバータ周波数の変化に伴う管電圧波形の変化によるX線出力変化をFig.9に示す. 縦軸は理想波形の蛍光量を100%としたときの割合, 横軸は管電流である. 管電圧に対するX線出力の変化は各管電圧とも, 管電流400mAを境に低下している. X線出力の変化は, 管電流100mAで87~71%となり, 管電圧が低いほど顕著に現れる. この主な要因は装置のインバータ周

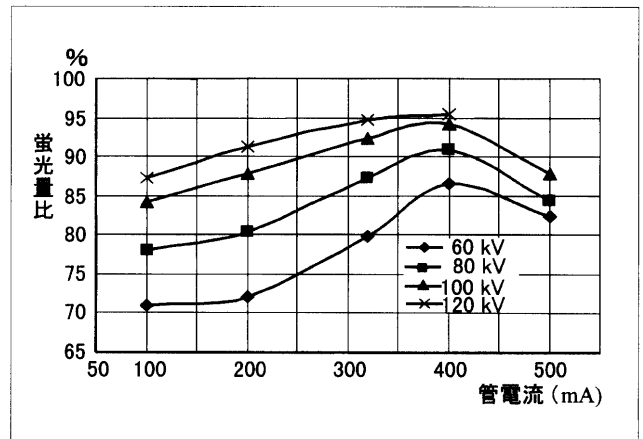


Fig. 9 管電流に対するX線出力の直線性.

理想管電圧波形を100%とした割合で, X線負荷による管電圧リプル百分率, インバータ周波数の変動によるX線出力の低下を示す.

波数がX線負荷で変化するためである(Fig.8). インバータ周波数は400mAで最大となり, 500mAでは, 400mAとインバータ周波数がほとんど変わらないため, 400mAを境にリプル百分率が大きくなる(Table 4). 頭部ファントムによるX線出力の違いをFig.10に示す. AI階段による濃度差は13mm厚で約0.35の差が生じた. このようにインバータ周波数の違いおよび管電圧リプル百分率の変動によるX線出力の変化は写真効果に大きく影響を与えることが分かる. しかし, こうした装置であっても管電圧のPAEは-1.29, 管電流のPAEは0.04, X線出力の変動係数は0.0026と非常に良い. このように同一mAsであっても管電流によって管電圧波形が変化してX線出力差を生じる装置であっても管電圧, 管電流の再現性およびX線出力の再現性が良いのはインバータ式X線装置の特徴の一つである.



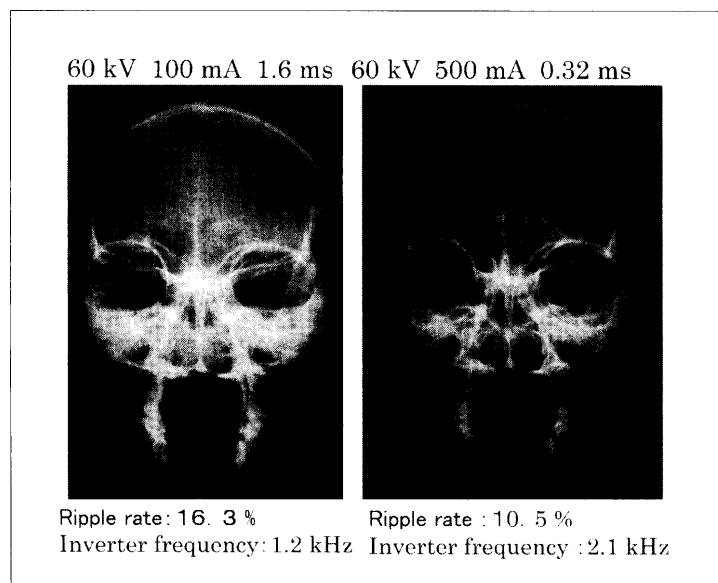


Fig. 10 管電圧波形の変動によるX線出力差。  
X線負荷によるインバータ周波数の変化によって生じた管電圧リプル百分率の変動。

#### 4-3-2 撮影時間に対するX線出力の直線性

撮影時間に対するX線出力の直線性とは、撮影時間は発生線量および蛍光量に対し比例因子と考えられているためである。非直線性の要因として投入時の過渡現象、管電圧のリプル百分率、管電圧の立ち上り、立ち下りによる写真効果および撮影時間誤差(設定時間と実測時間の差)が考えられる。

##### 1) 管電圧リプル百分率による影響

撮影時間に対するX線出力の直線性および装置の高電圧現象をFig.11に示す。この装置は1988年に製品化され、最大出力80kW、インバータ周波数250Hzの方形波形である。管電圧の立ち上り(0~peak)時間は3msと遅いが、立ち下り(peak~20kV)時間は高压コンデンサなどを使っていないため1msと速い。管電圧のリプル百分率は6.5~21%と大きく、X線負荷によりリプルの変

動も大きい(Table 3)。直線性のグラフは縦軸に各撮影時間に対する理想波形の蛍光量を100%としたときの割合、横軸は撮影時間である。インバータ周波数が低く管電圧のリプルが大きいため、短時間撮影時のX線出力は管電圧のリプルの影響を受けるため、比較的長い撮影時間になっても安定しないことが分かる。オシログラムは撮影時間1~5msの管電圧、管電流、蛍光強度の各波形で、非直線性の要因を表している。

##### 2) 投入時の過渡現象による影響

投入時の過渡現象をFig.12に示す。管電圧の立ち上り時にサージ電圧を生じる装置、設定管電圧になかなか立ち上らない装置、投入時に管電圧が設定値まで立ち上らない装置およびサージ気味に立ち上り設定管電圧になかなか達しない装置などさまざまである。こうした過渡現象は極短時間撮影時の写真効果に

影響を及ぼし非直線性の原因となる。

##### 3) 管電圧の立ち上り、立ち下り時間による影響

管電圧波形の立ち上り、立ち下り時間による写真効果の影響について述べる。

撮影時間に対するX線出力の直線をFig.13~16に示す。縦軸は撮影時間100msの蛍光量を100%とした管電流時間積(F/mAs)を、横軸は撮影時間である。したがって、この項で述べる直線性は管電圧のリプル百分率および高電圧現象などの管電圧波形の変化を除いた管電圧の立ち上り、立ち下り時間による写真効果だけを表したものである。管電圧100kV、管電流200mA(Fig.13)では装置E、Jを除いた装置5台は、短時間になるに従い出力は5~36%も低下することを表している。管電圧100kVにおける大管電流(Fig.14)では7台の装置すべて、短時間になるに従い出力は低下して

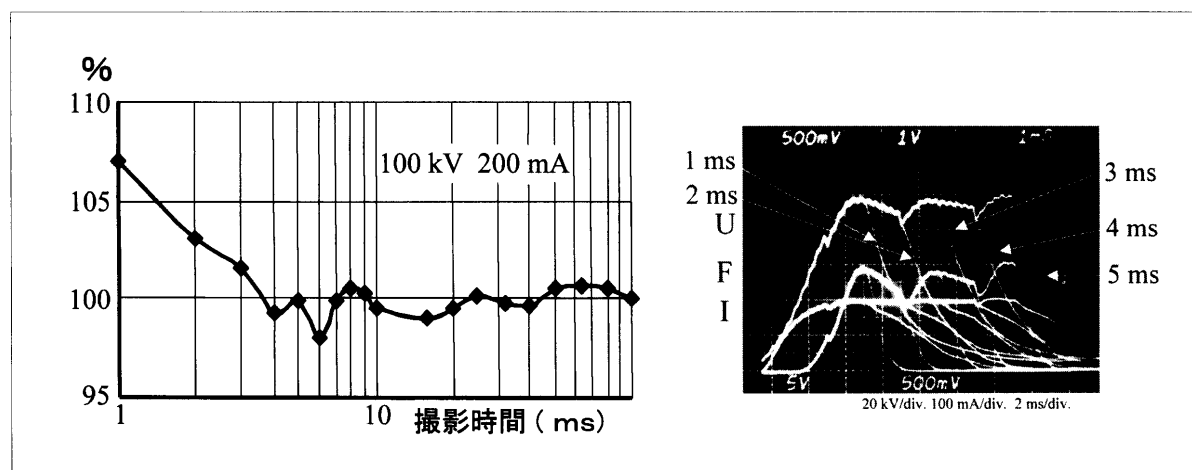


Fig. 11 管電圧リプル百分率による撮影時間に対するX線出力の直線性。  
管電圧リプルによるX線出力の変動を表したもので、短時間になるほどリプルの影響が大きい。

いる。しかし、管電流200mAに比べ、非直線性の割合は2~26%程度の低下で、装置Cを除き直線性はよくなる。管電圧60kVに対する特性は管電流200mA (Fig.15), 400~800mA (Fig.16)では、測定した装置5台すべてが、短時間になるとともにX線出力は低下している。装置A, I, Kは100kV同様、管電流400~800mAで非直線性は管電流200mAに比べ改善される傾向にあるが、装置C, Eの直線性はさらに悪くなる。

次に管電圧の立ち上がり時間の遅れによるX線出力の低下が短時間撮影に及ぼす影響について述べる。測定に使用した装置は管電圧の立ち上がりが遅い装置E、管電圧の立ち上りの速い装置Hの2台について比較した。管電圧60kV、管電流400mA、撮影時間2ms時の管電圧、管電流、蛍光強度の各波形をFig.17に示す。管電圧の立ち上がり時間は装置Eで約4ms、装置Hでは0.8msである。管電圧の立ち下り時間は装置E, Hとも約1msで、蛍光量は理想波形と比較し、装置Eは72.7

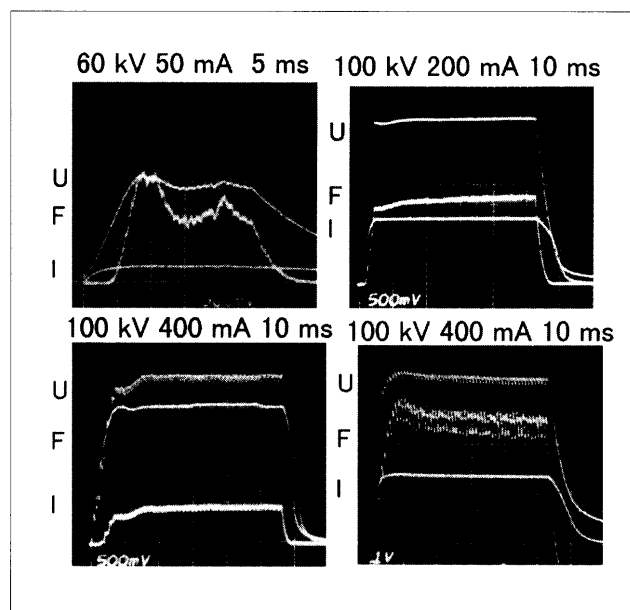
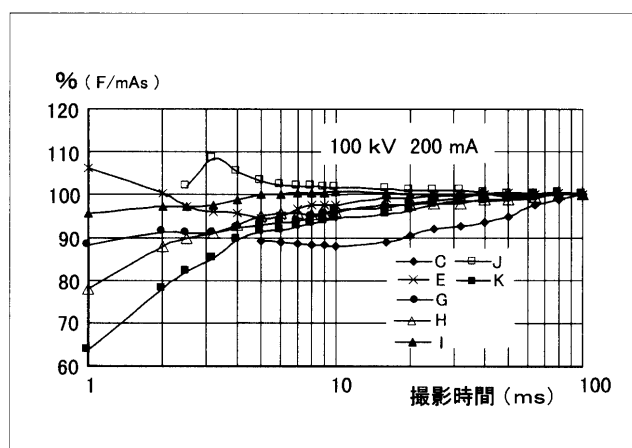
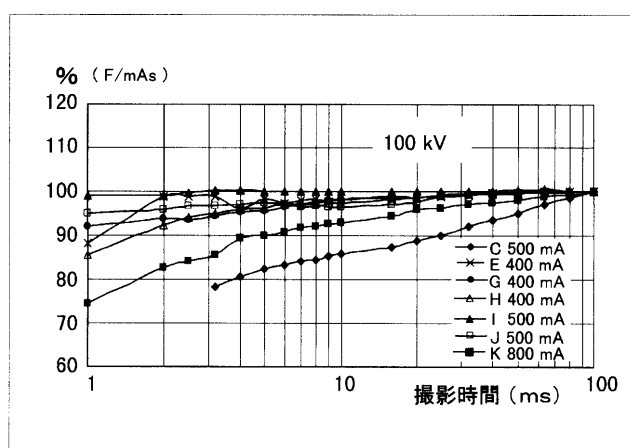
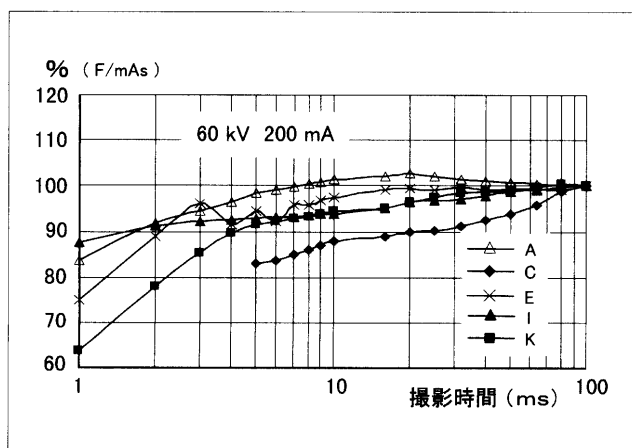
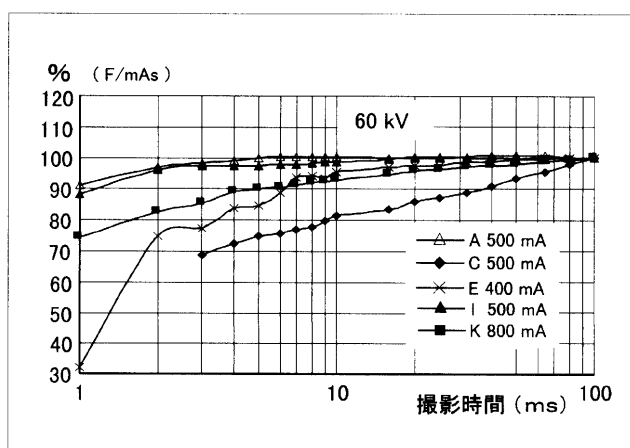


Fig. 12 投入時の過渡現象例.

Fig. 13 撮影時間におけるX線出力の直線性。  
管電圧の立ち上り、立ち下り時間の遅れによるX線出力の直線性。Fig. 14 撮影時間におけるX線出力の直線性。  
管電圧の立ち上り、立ち下り時間の遅れによるX線出力の直線性。Fig. 15 撮影時間におけるX線出力の直線性。  
管電圧の立ち上り、立ち下り時間の遅れによるX線出力の直線性。Fig. 16 撮影時間におけるX線出力の直線性。  
管電圧の立ち上り、立ち下り時間の遅れによるX線出力の直線性。

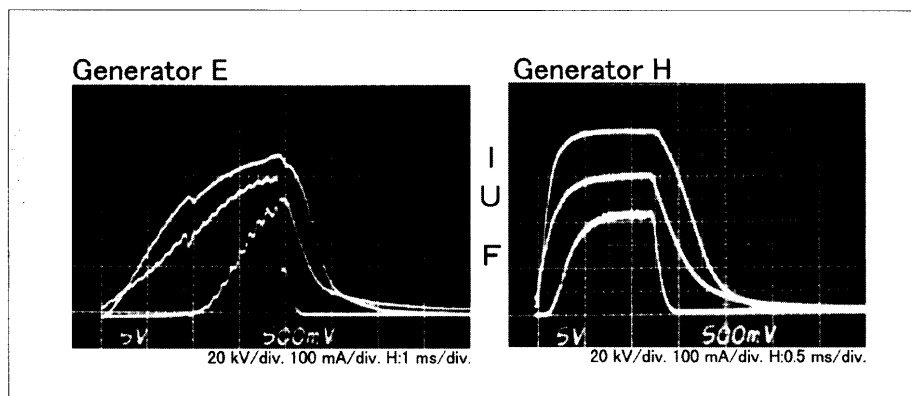


Fig. 17 管電圧の立ち上がり時間の違いによるX線出力差。  
管電圧60kV, 管電流400mA, 撮影時間2msに対する管電圧(U), 管電流(I),  
蛍光強度(F)の各波形。

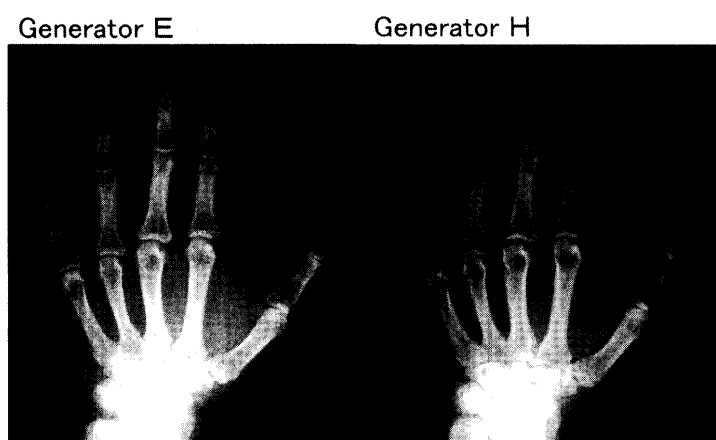


Fig. 18 管電圧の立ち上がり時間の違いによるX線出力差。

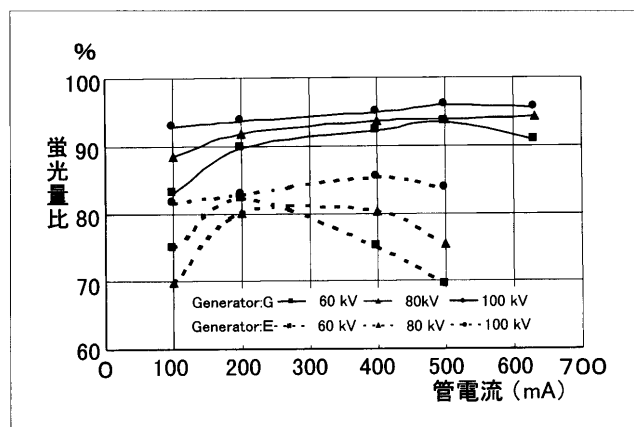


Fig. 19 管電圧リプル百分率の違いによる装置間のX線出力差。  
理想波形の蛍光量値を100%とした装置間のX線出力差。

Table 5 装置Gにおける管電圧リプル百分率。

kV \ mA	100	200	400	500	630	800	1000
60	7.55	5.91	4.98	5.12	6.47	7.10	8.86
80	5.91	4.56	4.15	4.45	4.48	6.14	7.25
100	4.04	3.35	3.53	3.92	4.67	5.26	
120	2.39	2.39	3.06				

Ripple rate: %

%, 装置Hは90.6%である。装置間に対する  
蛍光量比は、装置Hに対し装置Eは約80%で  
あった。Fig.18は装置E, Hに対するX線出力  
の違いを濃度で比較する目的から、同一撮影  
条件(60kV, 400mA, 2.5ms, 120 m)で撮影  
した臨床写真である。中手骨に対する濃度差  
は約0.34であった。

#### 4-3-3 管電圧リプル百分率によるX線出力差

ここでは管電圧のリプル百分率のみによる  
X線出力差について述べる。

管電圧リプル百分率の変動によるX線出力  
の違いを、装置間(E, G)について調べたも  
のをFig.19に示す。縦軸は理想波形の蛍光量  
を100%としたときの割合、横軸は管電流である。  
Fig.19から装置Gの蛍光量は理想波形に対し82~96%  
であるが、装置Eの蛍光量は60~84%である。この蛍  
光量の違いはリプル百分率によるもので、装置Gのリ  
プルは管電圧60~120kV, 管電流100~1,000mAにお  
いて2.39~3.06% (Table 5)で、装置Eは管電圧60~  
120kV, 管電流50~500mAにおいて7.12~20.8%であ  
る (Table 3)。Fig.20はリプルによるX線出力の違いを  
濃度差でみるため60kV, 500mA, 0.1s, 120cmで撮影  
した頭部のX線写真である。濃度差は副鼻腔で約0.56  
生じた。現在市販されている中で最も理想波形に近い  
と思われる装置のリプル百分率によるX線出力差を調  
べたグラフをFig.21に示す。縦軸は理想管電圧波形時  
の蛍光量を100%とした割合で、横軸は管電流であ  
る。X線出力は管電圧60kV, 管電流100~800mAで  
93~97%と若干の非直線性を示す。管電圧80kV以上  
では97%前後のX線出力で、ほぼ直線性は保たれ理想  
波形に近いことを表している。リプル百分率は管電圧  
60~120kV, 管電流100~1000mAで0.7~2.8%程度で  
ある (Table 6)。この装置の管電圧, 管電流, 蛍光強度  
の各波形と管電圧, 管電流のPAEおよびX線出力の再

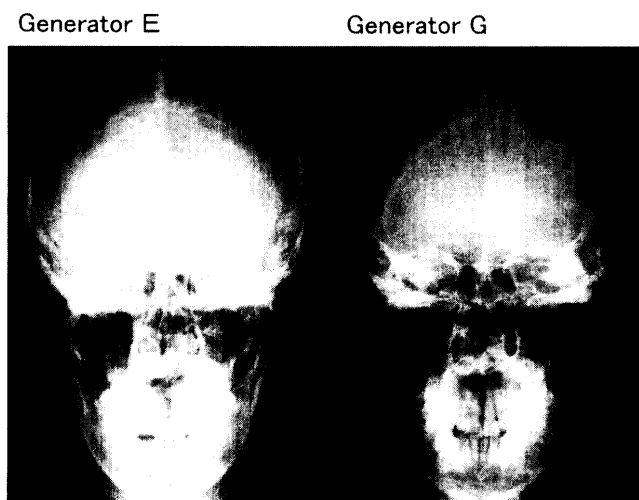


Fig. 20 管電圧リプル百分率の違いによる濃度変化.  
管電圧リプル百分率: 20.8%(Generator E), 5.12%(Generator G).

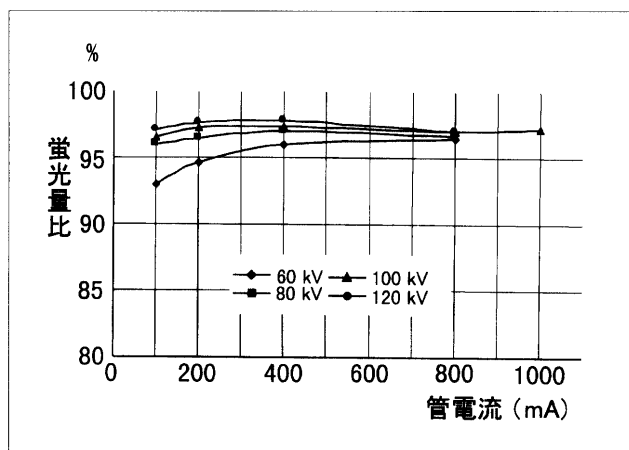


Fig. 21 管電圧リプル百分率によるX線出力の直線性.  
理想波形の蛍光量値を100%とした場合のX線出力差.

Table 6 装置Kにおける管電圧リプル百分率.

kV \ mA	100	200	400	800	1000
60	1.39	1.66	2.04	2.81	2.07
80	1.19	1.34	1.98	2.23	
100	1.00	1.27	1.63	1.55	
120	0.70	0.80	1.30	1.50	

Ripple rate: %

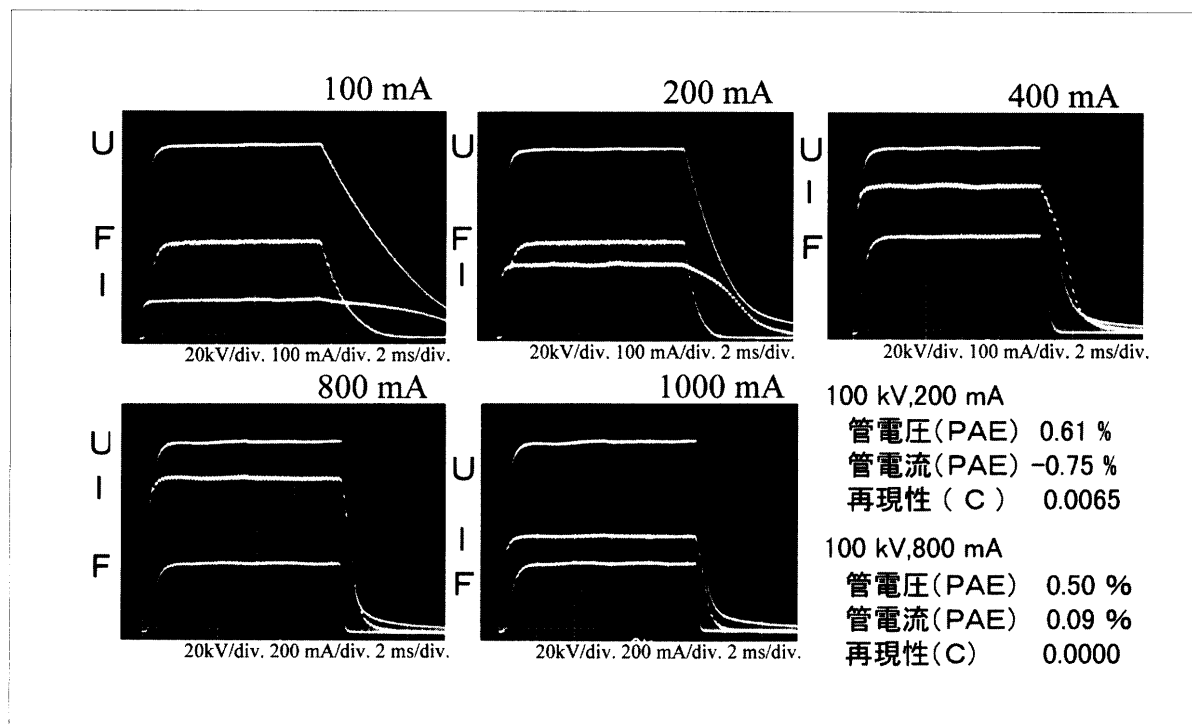


Fig. 22 管電圧, 管電流, 蛍光強度の各波形と装置のPAEおよび再現性.

現性をFig.22に示す. この装置は高圧コンデンサを使用しているため, 管電圧の立ち下りが遅いという問題があるが, X線負荷に対する管電圧の立ち上がり時間および管電圧リプルの変動などはほとんど認められない.

管電圧のリプル百分率の変動によるX線出力に与える影響は, 低管電圧領域で影響が大きい<sup>8,9)</sup>ことから, リプル百分率の異なる乳房撮影用X線高電圧装置2台(G, H)について検討を行った<sup>9,10)</sup>. 管電圧25~35kV, 管電流10mA時の管電圧, 管電流, 蛍光強度の

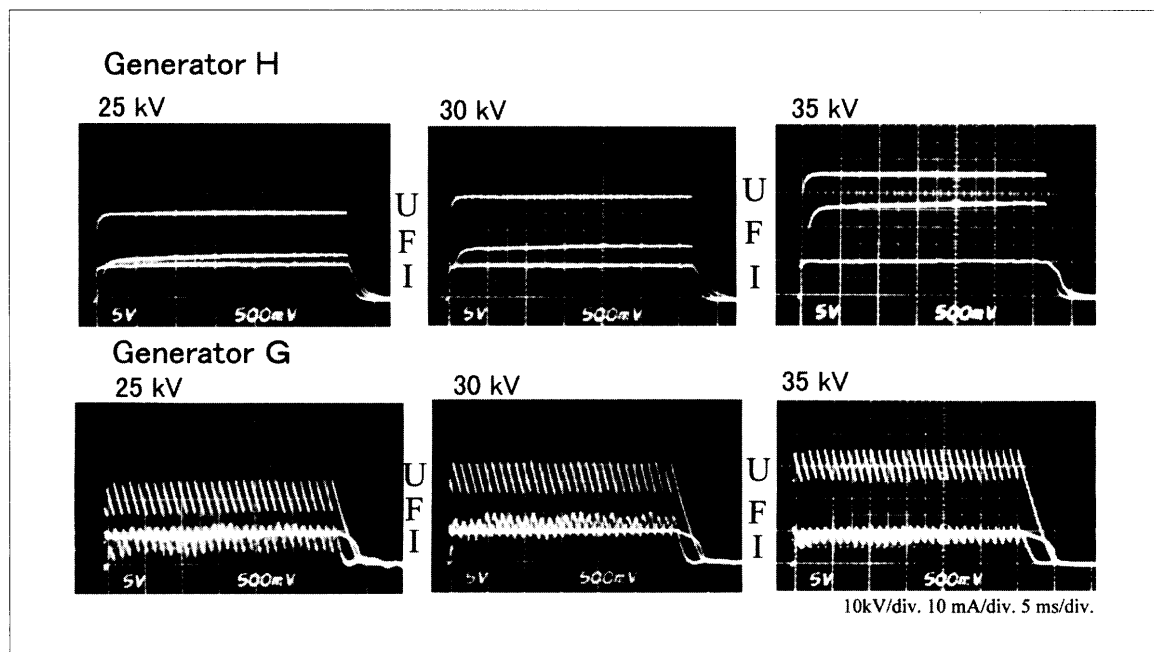


Fig. 23 乳房撮影用インバータ式X線高電圧装置の管電圧(U), 管電流(I), 蛍光量(F)の各波形.

Table 7 装置HおよびGにおける管電圧リプル百分率.

kV	10 mA		50 mA		100 mA		200 mA	
	H	G	H	G	H	G	H	G
25	2.90	40.1	3.10	38.3	3.30	25.8	4.20	17.3
30	2.30	32.7	2.60	33.6	3.30	33.0	3.90	13.0
35	1.60	32.6	2.10	26.7	2.40	28.0	3.10	11.3

Ripple rate: %

Table 8 管電圧リプル百分率の違いによるX線出力差.

装置HのX線出力を100%とした時の装置Gに対するX線出力の割合.

Al mm	Tube voltage			
	25 kV	30 kV	35 kV	40 kV
0.0	61.6	72.0	82.6	82.1
0.1	58.2	69.7	82.1	82.0
0.2	56.6	70.4	76.6	80.2
0.3	56.7	69.6	78.5	82.2
0.4	52.4	68.9	78.8	82.0
0.5	53.0	68.5	78.6	81.3
0.6	51.7	66.7	77.7	80.9
0.7	48.5	66.5	77.9	80.7
0.8	44.7	64.7	78.1	79.9
0.9	—	63.8	77.9	79.3
1.0	—	62.7	76.7	77.9

Intensity: %

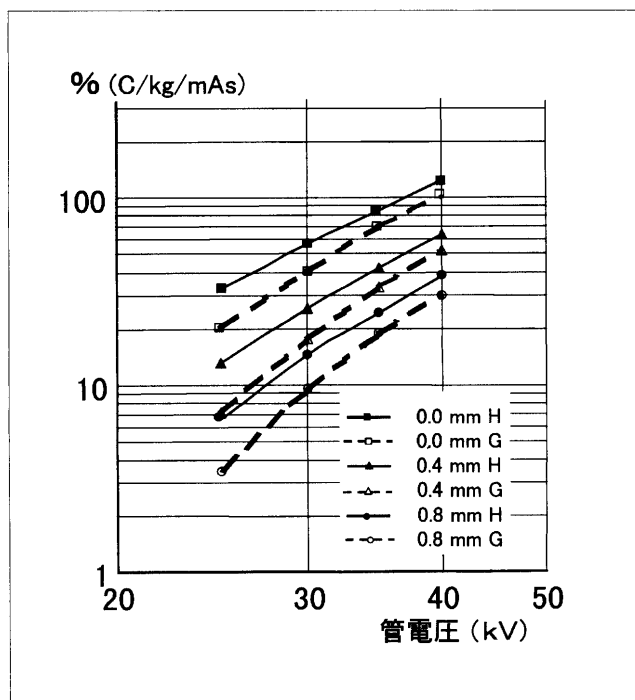


Fig. 24 管電圧リプル百分率によるX線出力差と線質の違い.

各波形をFig.23に示す. Fig.23から明らかなように, 2台の装置間に対する管電圧のリプル百分率には大きな差がある. 装置Gは11.3~40.1%とX線負荷によって大きく変動するが, 装置Hは1.60~4.20%でX線負荷による管電圧波形の変化は少なく, 定電圧装置に匹敵した装置である (Table 7). 2台の装置のX線出力および線質を比較したグラフをFig.24に示す. 縦軸に管電流時間積当たりの照射線量の割合, 横軸に管電圧を, 吸収体には純度99.9%のアルミニウムを使用した. X線出力をさらに詳しく比較するため, 装置HのX線出力を100%とした割合をTable 8に示す. リプル百分率の大きい装置GのX線出力は装置Hに比べ, 82.6

%～44.7%と少なく、吸収体が厚く低管電圧になるほどX線出力の低下は大きい。X線質は装置Hに比べ装置Gは軟質となり低管電圧ほど顕著に現れる。リプル百分率によるX線スペクトル変化をFig.25に示す。このスペクトルグラムから装置Gは装置Hに比べ軟線部分が多く、特性X線によるX線写真に寄与する写真効果の割合が少ないことが分かる。また、リプル百分率の大きい装置は同一管電圧であっても、X線出力の低下から同一の写真効果を得ることができないため患者被曝の増大となる。

#### 4-4 小 括

測定したインバータ式X線高電圧装置11機種の中で、撮影技術の見地から主な特性を顕著に表している装置を取り上げ、解析を行った。X線出力の直線性には設定管電流によって起こる管電圧波形の変化に起因する非直線性の問題、撮影時間に対する非直線性の問題がある。管電流によるX線出力の直線性では理想波形と比較し、最大で30%程度の出力の低下が認められた。しかし、1993年以降の装置では2～7%程度の出力低下で、理想波形に近い管電圧波形が得られるようになった。X線出力の低下による写真効果の影響は、管電圧のリプル変化およびインバータ周波数の違い、X線負荷による管電圧波形の変動などによるものである。こうした高電圧現象の変動は、管電圧が低いときほど写真効果に顕著に現れる。一方、X線撮影においてX線出力の変動は、自動露出機構の普及により一見問題がないように考えられるが、こうした出力の低下は撮影時間に影響を及ぼしたり、管電圧の上昇の原因となり、画質の低下を招くことになる。

撮影時間に対するX線出力の直線性は、撮影時間10ms以下の極短時間撮影で顕著に表れる。非直線性の程度は、管電圧波形が定常値に達している場合、最短撮影時間で最大38%程度の出力低下であった。

管電圧のリプル百分率によるX線出力の直線性は、装置によって異なり、非直線性の割合は理想波形と比較し3～31%程度の低下が認められた。X線出力差は装置間でも大きな違いが生じ、写真濃度差で0.56異なる装置もあった。

管電圧のリプル百分率は1.1～21%と装置によって大きな違いがあった。また装置によってはX線負荷の変化に対してリプル百分率が大きく異なる装置もありさまざまであったが、1991年以降の装置では1～7%程度であった。管電圧のリプル百分率は、一般的に共振形装置では軽X線負荷時、方形波形装置では重X線負荷時に大きくなる。

管電圧、管電流の百分率平均誤差は0.05～1.5%、X線出力の再現性は0.01以下と全く問題がなかった。こ

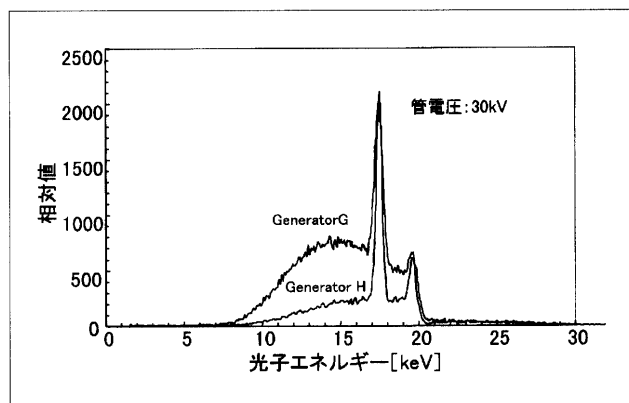


Fig. 25 管電圧リプル百分率の違いによるX線スペクトルの変化。

のように、インバータ式X線装置はX線負荷によって管電圧波形の変化およびリプル百分率の変化があっても、百分率平均誤差およびX線出力の再現性が良いことが特徴の一つといえる。しかしこうした特徴も、撮影条件の定量化を考えた場合、装置間でX線出力の違いが現れるため、同一撮影条件で撮影ができないという問題を生じることになる。

## 5. 撮影時間の設定値について

当初、医用X線高電圧装置通則(JIS Z 4702-1978)では三相装置に対する撮影時間の測定方法を管電圧波形の立ち上り、立ち下りの87%の間を三相装置の撮影時間としていた。この理由は当時、6ピーク形高電圧装置の管電圧リプル百分率が13.34%(理想波形)であることから87%と決められたものであった<sup>1)</sup>。1970年代に入ると12ピーク形高電圧装置が三相装置の主流となってきたことと相俟って、測定技術の進歩からX線出力と写真効果の関係が明らかにされることとなり、X線出力の直線性が撮影技術にとって重要なことが明らかにされた<sup>3,4)</sup>。このようなことから、1985年、医用X線高電圧装置通則(JIS Z 4702)ではX線出力の直線性を保つため管電圧波形の立ち上り、立ち下りの75%の間を撮影時間と定めた<sup>7)</sup>。しかし1990年代に入ると、各社ともインバータ式X線高電圧装置の普及とともに三相装置の製造を中止したことから、装置の特性の違いにより再びX線出力の非直線性の問題が生じることとなった。このような背景から、インバータ式X線装置の優れた特性を生かし、より良い撮影技術を追求する必要から、装置に適した撮影時間の設定が必要となった。

### 5-1 現在の撮影時間の測定方法について

日本工業規格(JIS)によるインバータ式、12ピーク形、および定電圧形X線高電圧装置の撮影時間の測定方法をFig.26左に示す。Fig.26右は測定方法からくる

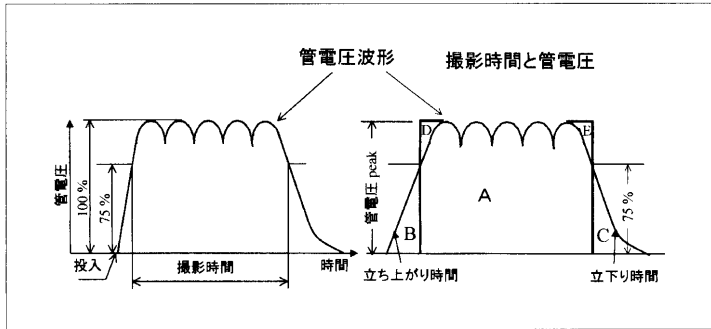


Fig. 26 JISによるインバータ式X線高電圧装置の撮影時間、JIS Z 4702による撮影時間の設定方法(左)および撮影時間と管電圧の立ち上がり、立ち下りの遅れによるX線出力(右)の関係。  
理想的な撮影時間と管電圧波形(A)の関係および管電圧の立ち上がり、立ち下りの遅れによって不足するX線出力(D, E)と余剰のX線出力(B, C)の関係。

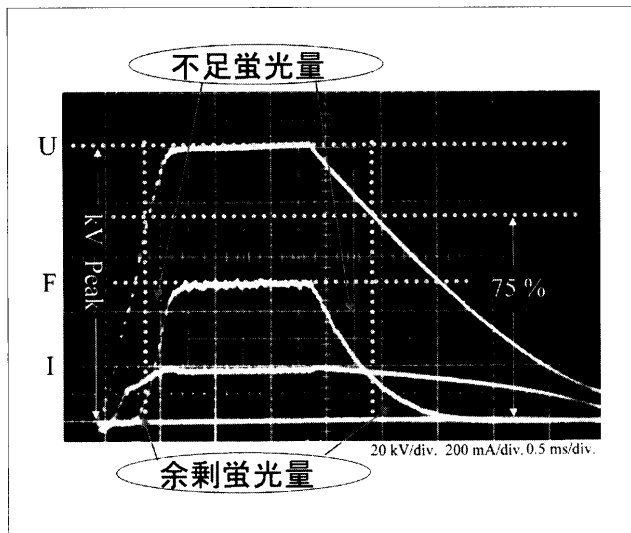


Fig. 27 管電圧と写真効果の関係。  
管電圧(U)100kV、管電流(I)200mA、撮影時間2ms時に対する蛍光強度(F)の各波形。Rise time(0~peak): 0.7ms, fall time(peak~20kV): 2.7ms。

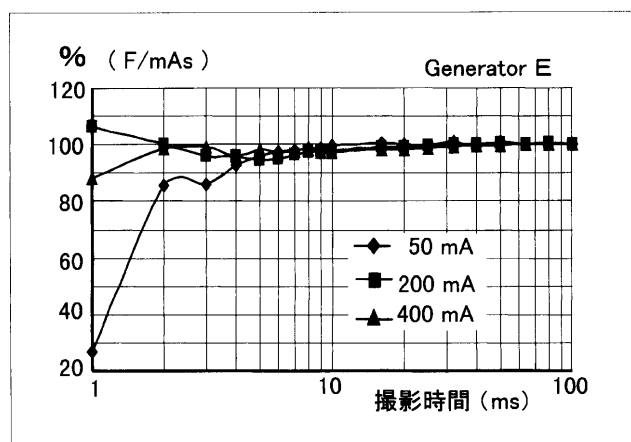


Fig. 28 撮影時間とX線出力の直線性。

管電圧の立ち上がり、立ち下り時間の遅れを表すため、矩形波と比較し管電圧の立ち上がり、立ち下りの遅れ時間による余剰(B, C)および不足(D, E)の領域を表し

たものである。

撮影時間と写真効果の直線性は、撮影時間の測定範囲から外れた領域の写真効果によって、さまざまな非直線性の傾向を表す。管電圧波形の立ち上がり、立ち下り時間の遅れによる管電圧波形と写真効果の関係を蛍光強度波形から表したものをFig.27に示す。管電圧の立ち上がりが速い装置では、管電圧の立ち上がり部の写真効果に対し、管電圧ピーク値付近の写真効果が大きい。管電圧の立ち下り部の写真効果は立ち下りのピーク値部分の写真効果が大きく、放電によって管電圧が徐々に低下する低管電圧領域の写真効果はピーク値に比べ僅かであることがFig.27から明らかである。吸収体が厚くなるとこの傾向はもっと顕著に現れることとなる。

## 5-2 撮影時間の測定例

現在稼動しているインバータ式X線高電圧装置の動作特性のなかで、撮影時間と写真効果の関係を顕著に表す装置3台について解析を行った。

### 5-2-1 装置E

装置は方形波形、インバータ周波数250Hz、最大出力80kWで1988年に製品化された装置である。管電圧100kV、管電流50~400mAに対する管電圧の立ち上がり時間は、X線負荷の影響から1.7~3.3msと遅く、三相装置と同等の立ち上がり時間である。管電圧の立ち下り時間は二次側の浮遊容量に左右されるが、この装置はX線用高電圧ケーブルによる浮遊容量のみであるため、0.8~1.0msと速い。撮影時間100msの蛍光量を100%としたときのX線出力の直線性をFig.28に示す。縦軸は撮影時間100ms時の管電流時間積を100%としたときの割合、横軸は撮影時間である。非直線性の許容値を $\pm 10\%$ とするならば、管電流50mAの3ms以下を除けば直線性は保たれているといえる。管電圧100kV、管電流50、200および400mA、撮影時間1~5msにおける管電圧、管電流、蛍光強度の各波形をFig.29に示す。管電流50mA時の3ms以下に現れた非直線性はFig.29から明らかなように、管電圧の立ち上がり時の過渡現象および撮影時間1msは管電圧が定常値に達していないためである。管電流400mA、撮影時間1msで12%程の出力低下が認められるが、この原因は管電圧が撮影時間1msでは定常値まで達しておらず、数kV管電圧が低いためである。

### 5-2-2 装置G

装置は1991年に製造された共振形装置で、最大出力は80kW、最大インバータ周波数は30kHzで、管電圧の立ち上がり時間は0.6~0.7msと速い。また、管電圧の

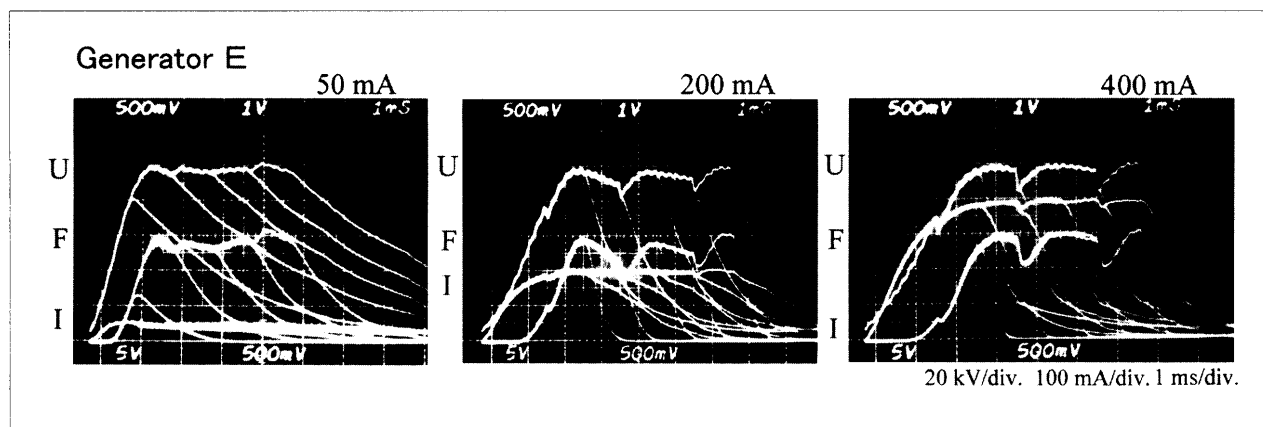


Fig. 29 管電圧波形と蛍光強度波形の関係。

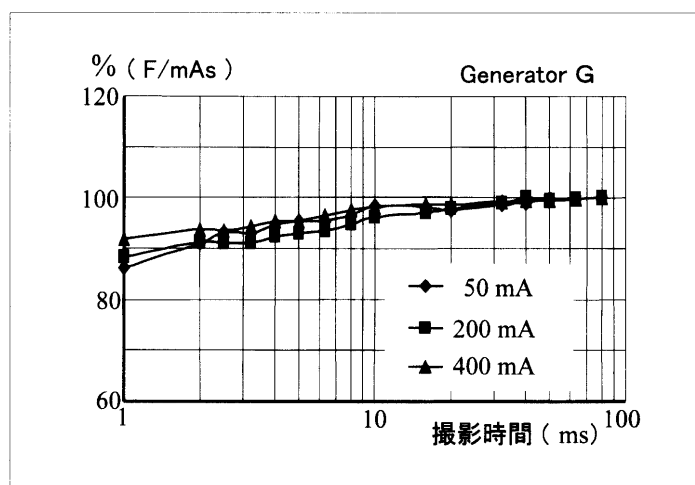


Fig. 30 撮影時間とX線出力の直線性。

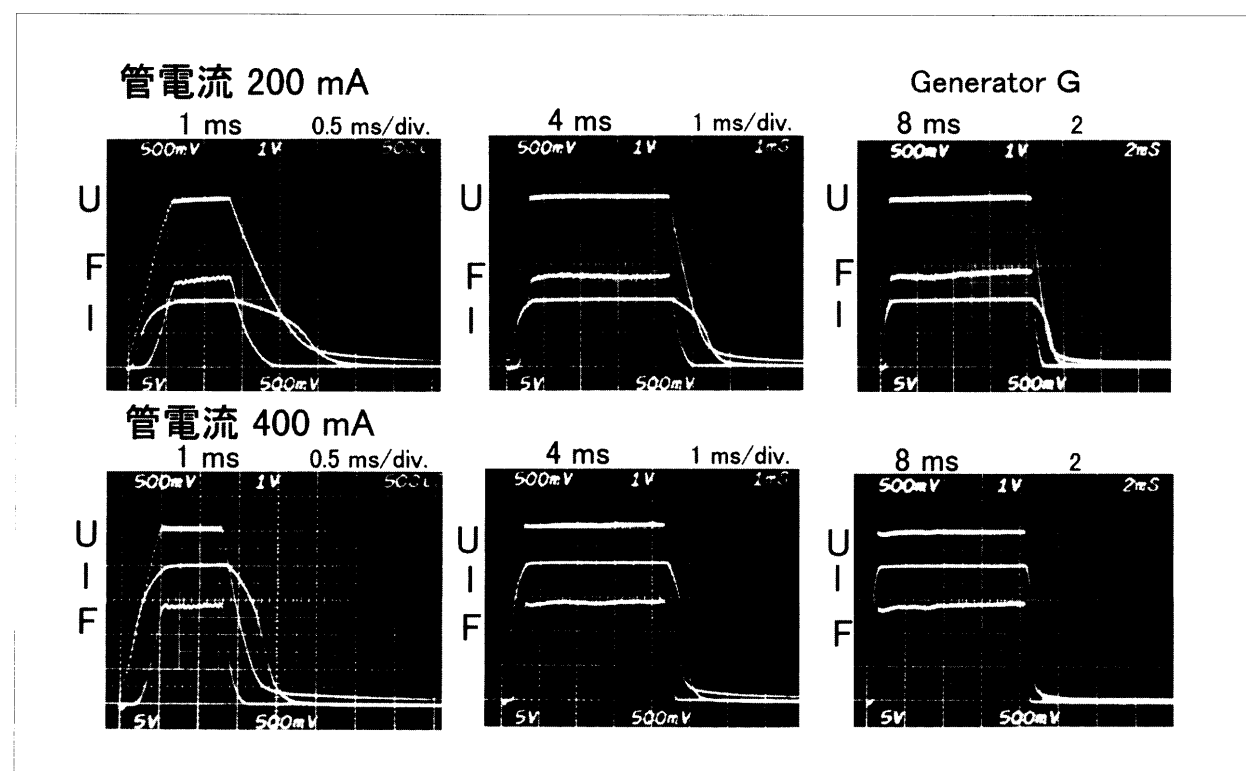


Fig. 31 管電圧100kVにおける管電圧(U)、管電流(I)、蛍光強度(F)の各波形。



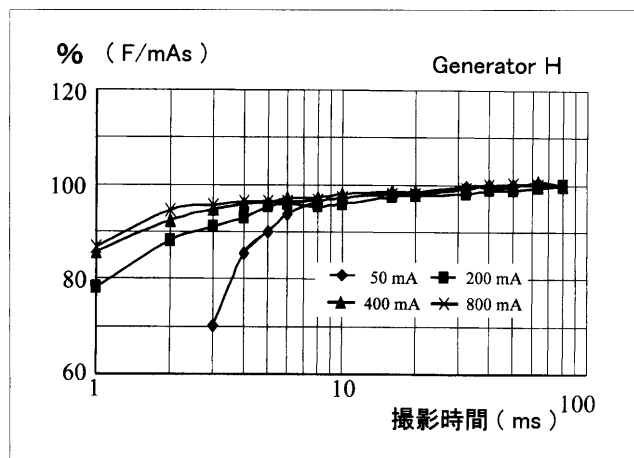


Fig. 32 撮影時間とX線出力の直線性.

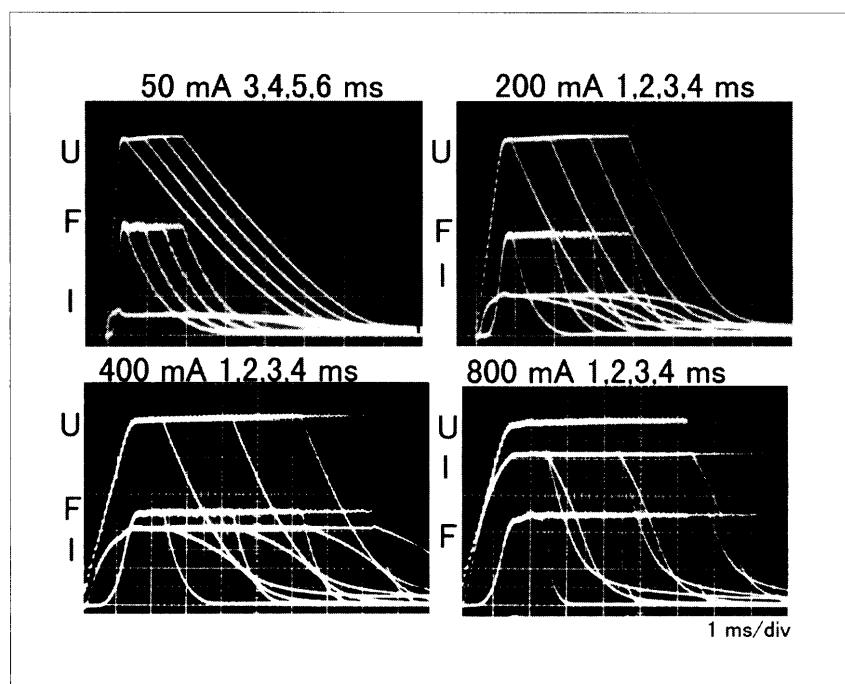


Fig. 33 装置Hにおける管電圧100kV時の管電流と管電圧波形の関係.

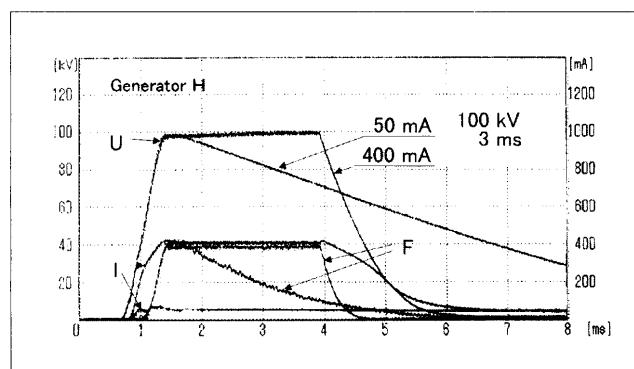


Fig. 34 管電圧100kV時の管電流における管電圧波形の変化とX線出力の変動.

立ち下り時間はX線用高電圧ケーブルの浮遊容量の影響から1ms程度である。撮影時間100msの蛍光量を100%としたときのX線出力の直線性をFig.30に示す。

測定時に対する管電圧、管電流、蛍光強度の各波形をFig.31に示す。管電圧の立ち上りは0.6msと速いため、小管電流時の管電圧の立ち下りの遅れが多少目立つ程度で理想波形に近いことがFig.31から分かる。X線出力の直線性はFig.30から最短撮影時間で10%程度の低下があり、撮影時間が長くなるにつれて緩和されるが、管電圧の立ち上り、立ち下りの影響は40msまで及ぼすことが分かる。

### 5-2-3 装置H

1993年に製品化された装置で、最大出力は80kW、インバータ方式は方形波形、インバータ周波数は15kHzの装置である。管電圧の立ち上り時間は0.7msで、立ち上り時からフィードバック制御を行っている

関係から、管電流による立ち上り時間の変化がほとんどない装置である。しかし、高圧側の整流方式に倍電圧整流を採用しているため、管電圧のリプル百分率が少ないなどの長所がある反面、管電圧の立ち下りは高電圧、小管電流ほど遅くなるという欠点が生じる。撮影時間100msの蛍光量を100%としたときのX線出力の直線性をFig.32に、そのときの管電圧、管電流、蛍光強度の各波形について撮影時間1~4ms(50mAは3~6ms)時のオシログラムをFig.33に示す。X線出力の直線性は管電圧の立ち下りによる影響が大きく15~30%程度の出力低下が認められる。Fig.33から明らかにように同じ撮影時間であっても、管電圧の立ち下りが遅い小管電流

ほど管電圧波高値が保たれている時間が短く撮影時間との差が大きいことが分かる。この関係をさらに明らかにする目的から、撮影時間3msに対する管電流50mAおよび400mAについて、パーソナルコンピュータで表した管電圧、管電流、蛍光強度の各波形をFig.34に示す。Fig.34から管電圧波形の波高値が保たれている時間は管電流400mAで2.5ms、50mAでは0.3ms程度で、同一撮影時間であっても、管電圧波形の立ち下りの違いにより、管電圧波高値が保たれている時間に大きな差が生じることが分かる。

### 5-3 小括

インバータ式X線高電圧装置のなかで、写真効果の非直線性の要因を表している代表的な装置として、管電圧の立ち上りは遅いが立ち下りが速い装置、管電圧

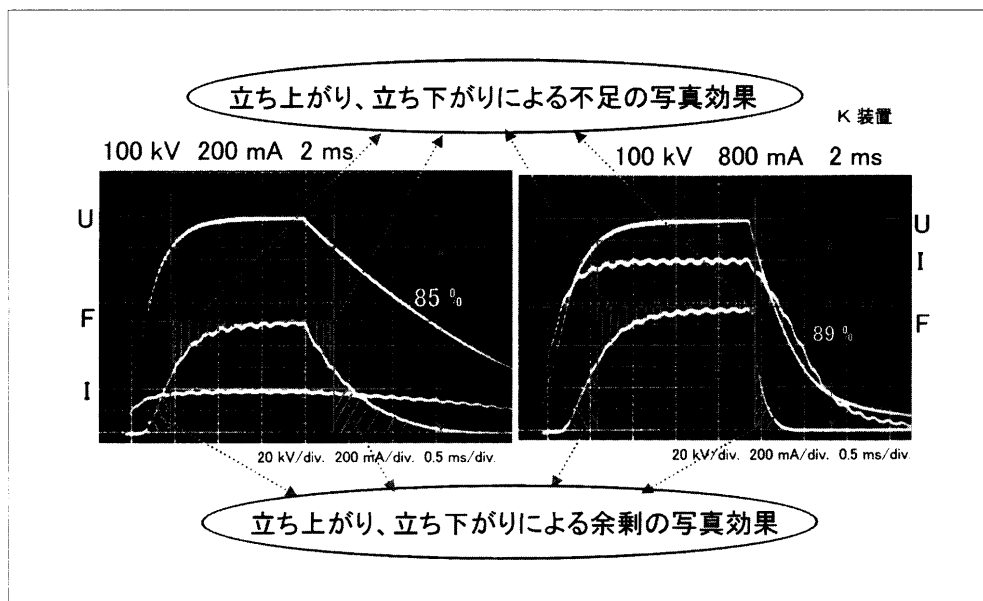


Fig. 35 撮影時間の測定例.

管電圧(U)100kV, 管電流(I)200mA, 撮影時間2ms(左)では管電圧の立ち下り時間が遅いため、管電圧ピーク値の85%値を、管電流800mA(右)では管電圧の立ち下りが速いため、管電圧波高値の89%値を撮影時間の測定点とし蛍光強度波形(F)から検討した。

の立ち上り、立ち下りがともに速い装置、管電圧の立ち上りは速いが立ち下りが遅い装置の3台を選び解析を行った。今回、X線出力の直線性の解析にはフィルム濃度に換算できる蛍光量の値から、撮影時間と発生X線量の関係を求めた。その結果、X線出力の直線性は管電圧の立ち上りの遅い(3~4ms)装置が比較的良好であり、立ち上りが速く、立ち下りの遅い装置にX線出力の低下に起因する非直線性が顕著に現れた。この現象は、管電圧の立ち上り時間によるX線出力の低下よりむしろ、立ち下りの遅れ時間によるX線出力の低下が大きいことを意味している。装置の電気特性として優れているにもかかわらず、直線性が劣るという矛盾は装置の撮影時間の設定方法に起因する問題であり、管電圧波形の立ち下りが撮影時間に多く含まれ、管電圧波高値が保たれる時間が撮影時間に比べ短くなるために生じる問題である。また、この問題は同一管電流時間積(mAs)で撮影した場合、管電流によってX線出力が異なるという新たな問題が発生することとなる。

こうした不具合を解消するため、撮影時間の測定値について解析を行った。

## 6. 撮影時間の計測法

前述したとおり、撮影時間とX線出力の非直線性は撮影時間を比例因子と考えた場合、短時間撮影領域において、撮影時間と発生X線量や蛍光量の間に比例関係が成り立たなくなることから起きる問題である。管電圧の立ち上り、立ち下りの遅れ時間による非直線性の問題は管電圧波高値の近傍でよりX線出力に与える

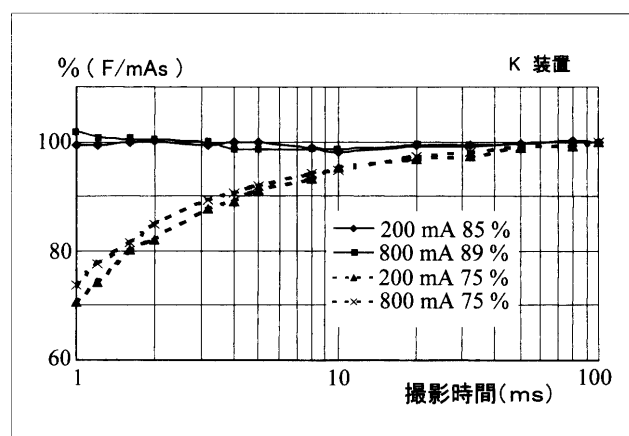


Fig. 36 撮影時間によるX線出力の直線性.

管電圧100kVについて、現行JISによる撮影時間の75%値の直線性を破線で、今回求めた撮影時間の測定点による直線性を実線で示した。

影響が大きいことから、撮影時間の計測は管電圧100kVおよび60kVについて、また、管電流によって管電圧の立ち下り時間が変わることから、200mAおよび400mA以上の大負荷について写真効果の直線性を検討した。測定には前述した波形解析(Fig.5)により管電圧波形の立ち上り、立ち下りの計測点を変化させ、写真効果の直線性が保たれる撮影時間の測定点を求めた。

### 6-1 測定例

管電圧100kV, 管電流200, 800mA, 撮影時間 2ms時のオシログラムから、写真効果の直線性が保たれる撮影時間の測定方法をFig.35に示す。斜線部分は撮影時間外の余剰X線による写真効果で、縦線の部分は管

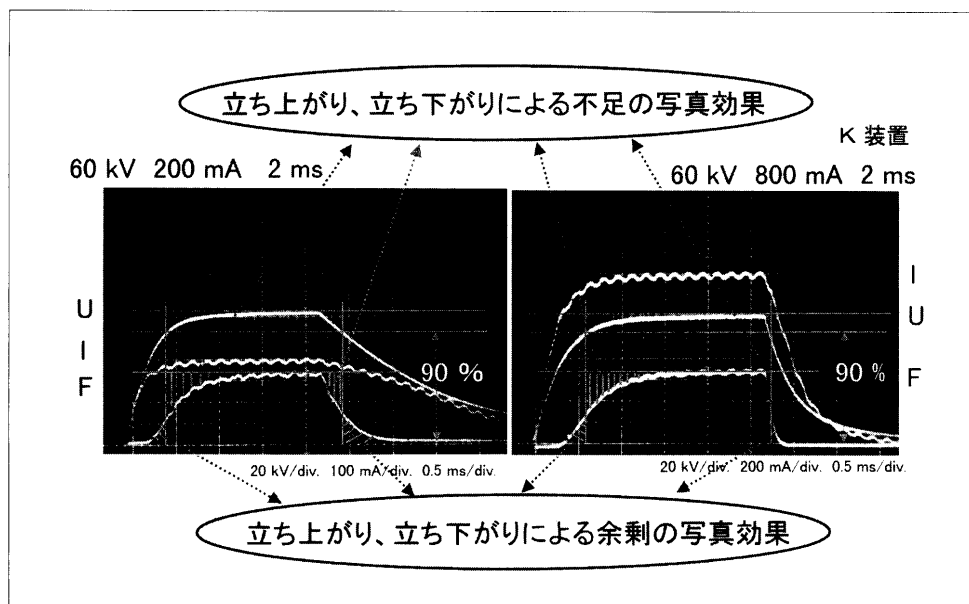


Fig. 37 撮影時間の測定例。

管電圧(U)60kV、管電流(I)200, 800mA撮影時間 2msでは、管電圧が低いため管電圧の立ち下がりによる写真効果が管電流によって左程変化がないことから、90%値を撮影時間の測定点とし蛍光強度波形(F)から検討した。

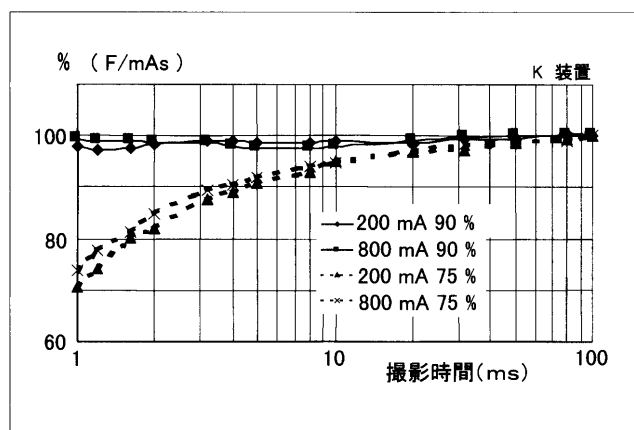


Fig. 38 撮影時間によるX線出力の直線性。

管電圧60kVについて、現行JISによる撮影時間の75%値の直線性を破線で、今回求めた撮影時間の測定点による直線性を実線で示した。

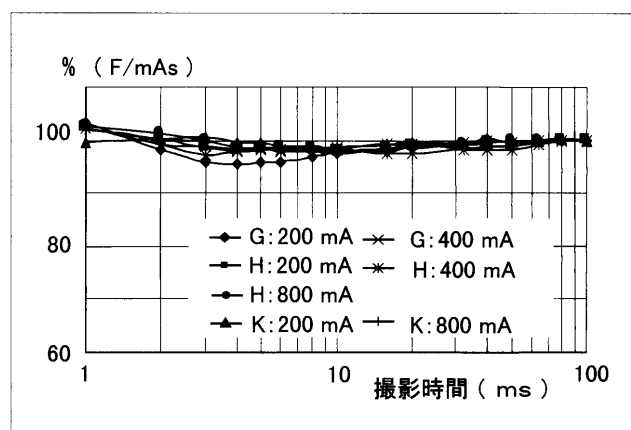


Fig. 39 撮影時間によるX線出力の直線性。

管電圧100kV、管電流200, 400, 800mAの条件下で、装置3台について撮影時間を83~89%値の範囲で検討を行った。

電圧の立ち上り、立ち下り時間の遅れによって生じる撮影時間と管電圧波高値が保たれる時間との差による写真効果の不足を表したものである。写真効果の直線性は余剰X線によって生じる写真効果(斜線の範囲)と不足による写真効果(縦線の範囲)の割合が同じになる撮影時間であるならば直線性は保たれることとなる(Fig.35)。このようにして求めた写真効果の直線性をFig.36に示す。Fig.36は管電圧100kVについて管電流200mAでは管電圧の立ち上り、立ち下りの85%を、800mAでは89%で測定した写真効果の直線性を実線で示し、破線は従来の75%で測定した直線性を示したものである。グラフの縦軸は撮影時間100msの蛍光量を100%とした管電流時間積の割合(F/mAs)、横軸は撮影時間である。Fig.37, 38は管電圧60kVについて管

電圧の立ち上り、立ち下り時間の90%で測定したときの測定方法と管電圧100kVと同様にして求めた直線性の結果を表したものである。これから管電圧100, 60kVいずれも $\pm 2\%$ 以内であることが分かる。1991年以後製品化された装置において、管電圧の立ち上り時間が1ms以下、立ち下り時間が1~3msの装置3台について、管電流を200, 400および800mAについて管電圧の立ち上り、立ち下りの83~89%の撮影時間で測定したときの写真効果の直線性をFig.39に示す。このグラフは写真効果の非直線性の程度が $+3\sim -5\%$ の範囲に収まっていることを表している。

## 6-2 小 括

1991年以後に製品化された代表的な装置(共振形装

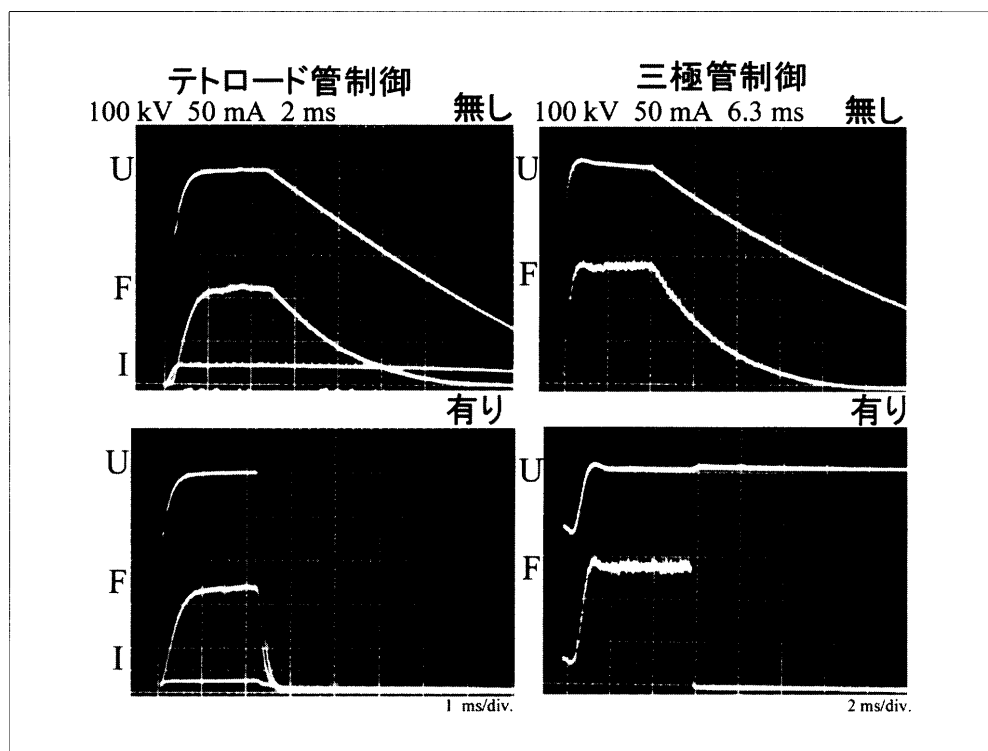


Fig. 40 波尾切断による写真効果。  
波尾切断なしの場合の管電圧(U)、管電流(I)蛍光強度(F)の各波形を上段に、波尾切断を行った場合を下段に示す。左はテトロード管による制御を、右は三極X線管によるグリッド制御である。

置：最大周波数30kHzを1台、方形波形：周波数15kHzを2台、管電圧の0～ピーク値までの立ち上り時間：0.6～1.6ms、管電圧のピーク値～20kVまでの立ち下り時間：0.6～3.0ms)3台を例にとり、撮影時間の測定法について検討した。その結果、写真効果の直線性は管電圧波高値の83～90%の撮影時間で±5%、管電圧波高値の85%では±10%以内に保つことができた。今回測定した装置は3台にとどまったが、管電圧の立ち上り、立ち下り時間の特性については、今後製品化される装置も今回測定した装置の特性の範囲内に入ることを考えれば、十分であると考ええる。

## 7. まとめ

今回、各施設で使用されているインバータ式X線装置について装置の諸特性をダイナミックスタディによる測定を行い、波形の解析についてはパーソナルコンピュータを使用し装置の電気的特性とX線出力および写真効果の関係について明らかにしてきた。

電気的特性については管電圧のリプル百分率、管電圧・管電流の百分率平均誤差、X線出力の再現性などについて報告した。管電圧のリプル百分率は、装置間で1.1～20.8%の差が認められたが、1991年以降の装置間では1～7%であった。管電圧百分率平均誤差では管電圧、管電流とも0.05～1.5%程度であった。X線出力の再現性は各装置とも0.01以下で、インバータ式X

線高電圧装置の特徴をよく反映していた。

撮影技術の上から欠くことのできないX線出力の直線性についてはフィルム濃度と関係の深い蛍光量から管電流、撮影時間および管電圧リプルについて関係を明らかにした。

管電流に対する写真効果の直線性は理想波形と比較して最大-30%、最小で-2%であったが、1991年以降の装置では-2～-7%程度である。

撮影時間に対する写真効果の直線性は、各装置の撮影時間100msを100%とした場合、最短撮影時間で最大で+7～-38%の変動が認められた。

管電圧のリプル百分率に対する写真効果の直線性は、理想波形と比較し-30～-2.6%の低下が認められたが、最近の装置では8%以下の写真効果の低下になっている。

撮影時間の測定法については、管電圧波高値の83～90%を撮影時間とした場合、最短撮影時間で±5%の非直線性であり、管電圧波高値の85%を撮影時間の測定値とした場合は±10%以下の非直線性であった。したがって、X線写真濃度や撮影時間の計測などを考慮した場合、管電圧の立ち上り、立ち下りの85%とすることを提案したいと考える。

以上、インバータ式X線高電圧装置の電気特性およびX線出力の非直線性の問題について明らかにしてきた。インバータ式X線装置は制御技術や制御素子の急速な進

歩から従来の変圧器式X線装置と比べた場合、管電圧のリプル百分率や管電圧・管電流およびX線出力の再現性は信頼性が高いものとする。これからは装置間に対するX線出力差をいかに少なくし、撮影条件の定量化に寄与するかが重要となる。また撮影時間の立ち上りについては、管電圧波高値まで1ms以下と非常に速いことを考えた場合、制御技術の限界にきているものとする。管電圧の立ち下り時間については、X線用高電圧ケーブルを使用することから、ケーブルの長さやX線負荷によって立ち下り時間が異なることは避けられない。撮影時間に対するX線出力の非直線性の要因である立ち下り時間は、テトロード管や三極X線管による波尾切断制御で容易に解決ができる(Fig.40)。しかし、現実的には設置スペース、制御技術の煩雑化および価格などの問題を考えた場合、現在の装置にあった撮影時間の定義がより合理的と考える。X線出力の直線性が保たれることで、装置が持っている本来の特性を生かした合理的な撮影法が確立されるものである。

インバータ式X線高電圧装置の優れた特性を考えた場合、これからますます装置の普及につながるとともに、今後より理想波形に近い管電圧波形を有する装置が出現することを期待するものである。高度な制御技術が可能なインバータ式X線高電圧装置は、高度化した医療技術に欠くことのできないものであるとともに、これらの特性を基に撮影技術の向上に役立てることは、X線写真撮影にとって定量的で合理的な撮影法

に結びつくものである。高い精度を具備した装置の性能を正しく評価し、放射線技術に活用することは放射線技師の責務であるとする。

## 謝 辞

第55回日本放射線技術学会総会に対する宿題報告の機会を与えていただいた川上壽昭学会長ならびに川村義彦大会長、および役員諸氏に厚く感謝の意を表します。また、終始ご指導ご鞭撻を賜った東京都立医療技術短期大学客員教授 青柳泰司先生ならびに元東京都立医療技術短期大学非常勤講師 齋藤一彦先生、実験および測定などに快くご協力を賜った東京都立保健科学大学 安部真治助教授、小倉 泉講師、加藤 洋助手、根岸 徹助手、檜原村立診療所 上遠野昭放射線技師、X線装置研究会会員諸氏、資料その他ご協力をいただいた株式会社東芝メディカル、株式会社島津製作所、株式会社日立メディコ、フィリップスメディカルシステムズ株式会社、シーメンス旭メディテック株式会社、GE横河メディカルシステム株式会社、その他ご協力を賜った方々に厚く感謝申し上げます。また、学会活動、研究活動に格別のご理解とご指導を賜った東邦大学医学部附属大橋病院 松島正浩院長、平松慶博放射線部部長、風間富揚放射線部次長、ならびに放射線技師諸氏に心から感謝の意を表し、併せて御礼を申し上げて本報告を終わります。

## 参考文献

- 1) 青柳泰司：放射線機器工学(I)X線診断機器。コロナ社、東京、(1990)。
- 2) 放射線医療技術学叢書：インバータ式X線装置の特性と臨床への適用。日本放射線技術学会、京都、(1995)。
- 3) 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)。
- 4) 斎藤一彦：三相装置の諸特性、日放技学誌、42(7)、1001-1029、(1986)。
- 5) 加藤 洋、安部真治、青柳泰司、他：パーソナルコンピュータを利用したX線装置の特性解析、東京都立医療技術短期大学紀要、5、7-14、(1992)。
- 6) 青柳泰司、安部真治、小倉 泉、他：改訂放射線機器工学(I)X線診断機器。コロナ社、東京、(1998)。
- 7) JIS Z 4702-1985：医用X線線高電圧装置通則。日本規格協会、東京、(1985)。
- 8) IEC 601-2-7(1998)：Medical electrical equipment, Part 2-7: Particular requirements for the safety of high-voltage generator of diagnostic X-ray generators.(1998)。
- 9) 宮崎 茂、根岸 徹、加藤 洋、他：インバータ式X線発生装置の諸特性ーマンモグラフィ用X線発生装置ー。日放技学誌、51(5)、573-582、(1995)。
- 10) 宮崎 茂、加藤 洋、根岸 徹：X線管電圧のリプル百分率とX線出力ーマンモグラフィ用X線発生装置ー。日放技学誌、54(10)、207-215、(1998)。
- 11) JIS Z 4702-1978：医用X線高電圧装置通則。日本規格協会、東京、(1978)。