

〔原 著〕

X線装置の諸特性と被曝線量の検討

安部 真治, 根岸 徹, 小倉 泉, 加藤 洋,
青柳 泰司*, 中谷 儀一郎**, 熊谷 曜子***

〔要 旨〕

現在, 診断用X線装置は単相装置, 三相装置, コンデンサ式装置, インバータ式装置などが普及している。今回, これらの装置の高電圧測定, 線量測定, 波形解析を行い, 百分率平均誤差, 再現性, X線出力, 写真効果, 被曝線量などについて検討した。インバータ式装置の特性は優れているが, 単相装置とコンデンサ式装置はX線出力と被曝線量の点で問題がある。X線装置の高電圧波形は矩形波に近いものが望ましく, X線撮影にはこれらの装置の特性を十分認識する必要がある。

〔キーワード〕

X線装置, 特性解析, X線出力, 写真効果, 被曝線量

1. はじめに

X線検査は医療にとって欠くことのできない重要な検査の一つである。放射線を利用する場合は行為の正当化, 防護の最適化, 個人の線量限度などの条件を守る必要がある。X線検査では被曝のリスクよりも, 検査による利益が大きいという前提のもとで行われている。この医療被曝には線量限度が適用されていない。これは何らかの制限を適用することで患者の利益を損なうかもしれないという理由からであり, 正当化と最適化によって検査が行われることになる^{1)~3)}。近年, 医療の高度化, 複雑化とともにX線検査件数はますます増加の傾向にあり, X線検査での被曝線量を可能な限り少なくすることは検査に従事するものに課せられた重要な使命といえる^{4)~7)}。

X線診断での被検者の線量は装置側, 被検者側, 検査者側の要因により異なるが, 具体的に, X線装置の種類, 撮影条件, 照射野の大きさ, 撮影枚

数, 透視時間などが関係する。また, 付加フィルタ, 撮影用具(グリッド, カセット), 感材系(増感紙, フィルム), 現像処理などX線発生からX線画像に至るまでの一連の器具や材料が大きく影響する^{7)~11)}。X線撮影での被曝線量はこれらの要素の組み合わせによってかなり異なり, 施設によっては同一部位の撮影に被曝線量は十倍以上異なることもある^{7)~9)}。X線検査には, これらの特性を把握し, 最適な条件と適正な画像の提供とともに, 患者被曝線量の低減化の検討が必要であり, 今後これらの要因について, 逐次検討していきたいと考えている。今回, この被曝線量低減化を目的に, X線発生源として重要な役割をもつX線装置について, 各種装置の諸特性と被曝線量の関係について検討を加えた。現在, 診断用X線装置は, 主に単相装置, 三相装置, インバータ式装置, コンデンサ式装置などがある。これらの装置の高電圧波形はかなり異なるため, 諸特性やX線写真効果に影響を与えることになる¹²⁾。ま

* 東京都立医療技術短期大学客員教授

** 城西放射線技術専門学校

*** 日本大学大学院理工学・医療福祉

た、管電圧波形に軟線部分の多い装置では写真効果に寄与しないX線を多く含み、余分な被曝線量となる¹³⁾。そこで各装置の高電圧波形の波形解析を行い、管電圧、管電流と写真効果、X線出力、被曝線量の関係について定量化し、最適なX線装置について検討したので報告する。

2. 使用装置・器具

- ・ X線装置：単相装置 ED 150 L (島津)，三相装置 KXO-1250 A (東芝)，インバータ式装置 UD150 B-10 (島津)，コンデンサ式装置 KCD-15B (東芝)
- ・ 測定器具：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)，線量計 660 (ビクトリン)，X線出力アナライザ NERO-6000B (ビクトリン)，デジタルメモリ TCDC-8000E (理研電子)，オシロスコープ 7633 (ソニーテクトロニクス)，パーソナルコンピュータ PC9801 FA (NEC)，波形解析プログラム (自作)，アクリル板，アルミニウム板

3. 方法

X線撮影では目的により撮影条件 (管電圧、管電流、撮影時間) を変化させて行う。これらの撮影条件が適切でなければ被曝線量も異なることになる。X線の写真効果 (Photographic effect) は次式で表される。

$$PE = K \cdot V^n \cdot I \cdot t / d^2 \dots\dots\dots (1)$$

PE：写真効果，K：定数，V：管電圧，

I：管電流，t：撮影時間，d：撮影距離，n：管電圧指数 (通常撮影範囲では 3～5)

これよりX線の写真効果は管電圧の3～5乗に比例し、管電流と撮影時間に正比例することになる。したがって管電圧は写真効果に一番大きな影響を与えることになる。また、管電圧波形に軟線部分の多い装置では写真効果に寄与しない部分 (以下：無効領域とする) を多く含み、被曝線量に影響する。このため、管電圧波形などの高電圧側諸現象により装置の特性はかなり異なることになる。

そこで現在用いられている単相装置、三相装置、インバータ式装置、コンデンサ式装置の各X線装置に管電圧・管電流計、蛍光量計、線量計などを

接続し、高電圧側の電氣的諸現象についてダイナミック測定を行う。またデジタルメモリとパーソナルコンピュータ (以下：パソコン) を接続し、自作プログラムにより波形の解析を行う。図1に測定ブロック図を示す。この管電圧、管電流、蛍光量 (写真効果)、線量の測定と解析により装置の特性とX線出力、写真効果、被曝線量の関係について検討する。

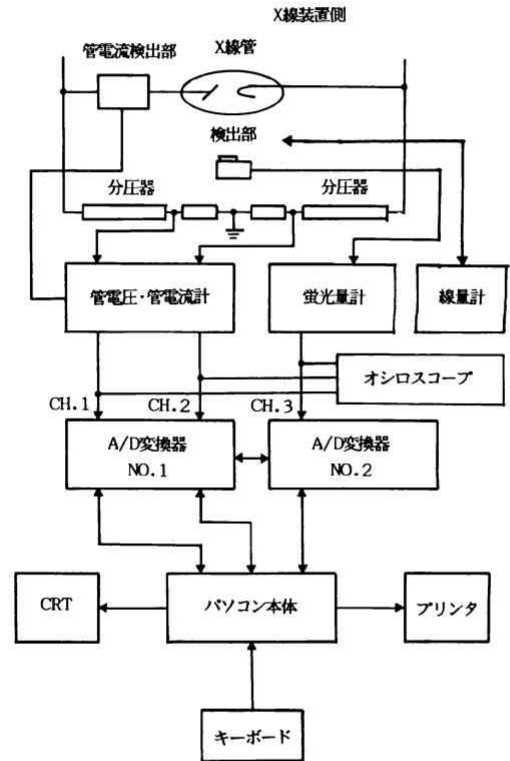


図1 X線装置測定ブロック図

測定・解析項目

- (1) 高電圧測定と波形解析
 - ・ X線装置の精度
 - ・ 高電圧波形の測定・解析
 - ・ 無効領域の解析
- (2) X線出力・線質比較

4. 結果および考察

4.1 高電圧測定と波形解析

4.1.1 X線装置の精度

図2 (a), (b)は各装置の管電圧, 管電流の百分率平均誤差 (PAE: percent average error) とX線出力の再現性 (C: coefficient of variation) を示す。PAEは設定値に対する誤差を示し, JISでは管電圧 $\pm 10\%$, 管電流 $\pm 15\%$ 以内であるが各装置とも数%以内にある。管電圧 PAE ではインバータ式装置, 管電流 PAE では三相装置が良好である。管電圧, 管電流の再現性 (10回測定時のばらつき) はインバータ式装置が優れている。

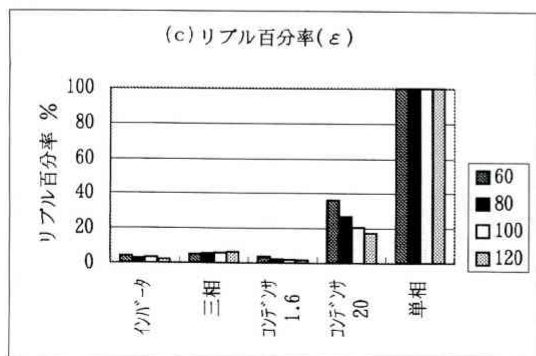
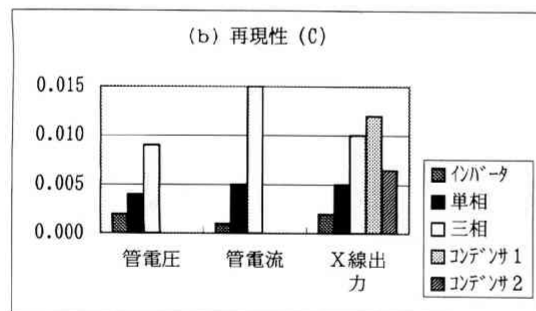
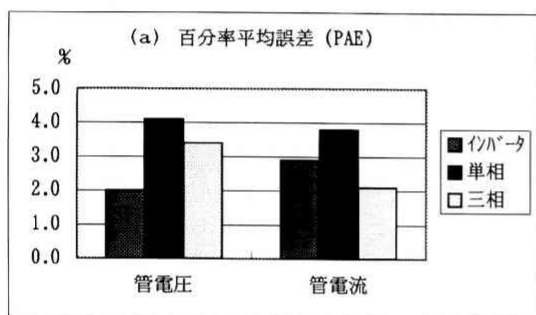


図2 百分率平均誤差, 再現性, リプル百分率

PAEは設定値と実測値の誤差を示し, PAEが大きい方が, 再現性が良好な装置では管電圧, 管電流の再調整によりさらに性能向上が期待できる。したがって管電圧, 管電流の評価はPAEとCの両方の性能を把握する必要がある。撮影条件への影響からみると, 少なくともPAE数%, C 0.01以下の装置であればほとんど問題はないと思われる。X線出力の再現性はほとんどの装置で0.01以下であり, JISの0.1以下を十分に満たしている。特にインバータ式装置では管電圧, 管電流のフィードバック制御など高精度の制御によるため再現性はかなりよい。単相装置も1パルス (10 ms) ごとの制御であり, 特に投入, 遮断時の位相のずれがなければ再現性は良好である。三相装置は管電圧の立ち上がり, 立ち下がりの波形の変化や電源インピーダンスなどの影響を受けやすい。コンデンサ式装置は常に同じ管電圧で放電すれば再現性は良好であるが, 管電圧の自動充電時に管電圧は2 kV程度の変化があるため, この影響を受けると再現性はやや低下する。図2 (b)のコンデンサ1は自動充電時の影響があるとき, コンデンサ2は常に管電圧をモニタしてX線放射を行った場合である。X線装置の管電圧, 管電流の誤差やX線出力のばらつきは撮影条件や写真効果, 被曝線量に影響するため, PAEやCの優れた装置が望ましい。

4.1.2 高電圧波形の測定・解析

図3に80 kV, 400 mA, 10 ms (コンデンサ式装置はmAs制御のため管電流は異なる)の各装置のオシログラム, 図4にパソコンで処理した解析波形を示す。各々管電圧U, 管電流I, 蛍光強度Fを示す。単相装置の管電圧波形は正弦波状であり, 管電圧の立ち上がり, 立ち下がりに約5 msかかり, ピークの管電圧はほとんどない。蛍光強度も同様の傾向を示し, 管電圧のピーク時で最も大きく, 両端では著しく低下する。管電圧30 kV以下ではほとんど写真効果は見られない。一方, インバータ式装置では管電圧の立ち上がり, 立ち下がり時間は1 ms以下と短く, 蛍光強度面積も多く写真効果は大きい。コンデンサ式装置では高圧側に蓄積された電荷を放電する方式であり, 放電開

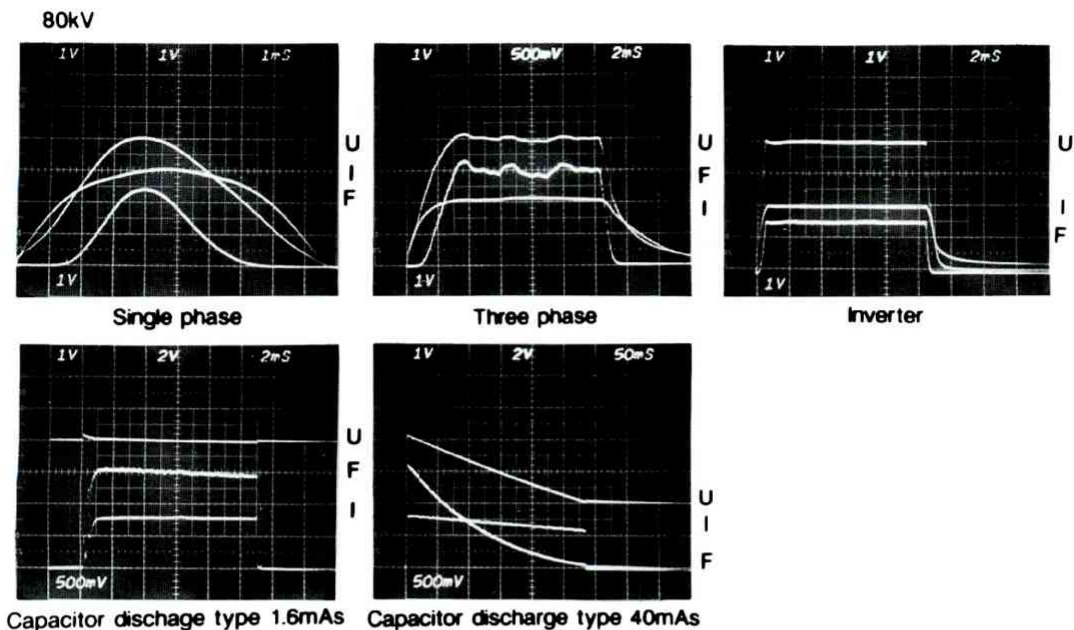


図3 各種X線装置の高電圧波形

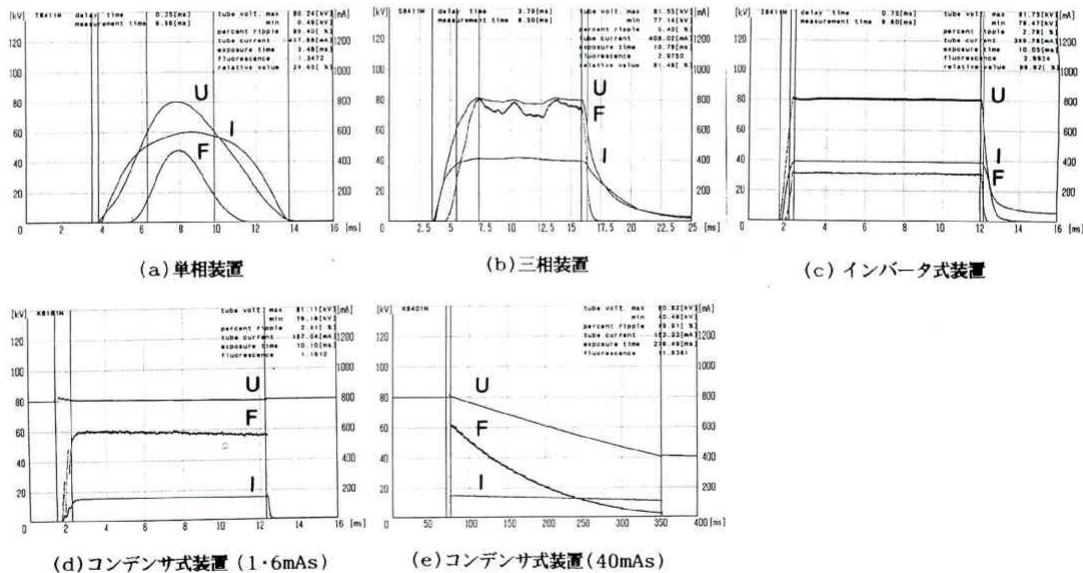


図4 パソコンによる解析波形

始と停止に要する遅れ時間はほとんどない。しかし、mAs（管電流時間積）により管電圧波形は異なり、放射時間が長くなるほど管電圧は低下するため写真効果は指数関数的に低下する。

リップル百分率（ ϵ ）は管電圧波形の脈動率を評価するものである。図2（c）は各装置のリップル百分率である。インバータ式装置は2.2～4.1%、三相装置は5.1～6.2%、コンデンサ式装置1.6 mAsでは1.6～3.9%、20 mAsでは17.2～36.0%となる。単相装置ではすべての負荷で100%の脈動を示す。一般に管電圧波形にリップルの少ない装置ほどX線出力は大きく、写真効果も大きくなる。しかし、同じリップル百分率でも波形の形状や周波数が異なる場合はX線出力や写真効果に影響を与える。

X線写真効果は蛍光強度波形の積算値で求めることができる。蛍光強度波形は管電圧と管電流波形の影響により変化する。図5はアクリル10 cm透過後の定電圧に対する各装置の蛍光量比を示す。

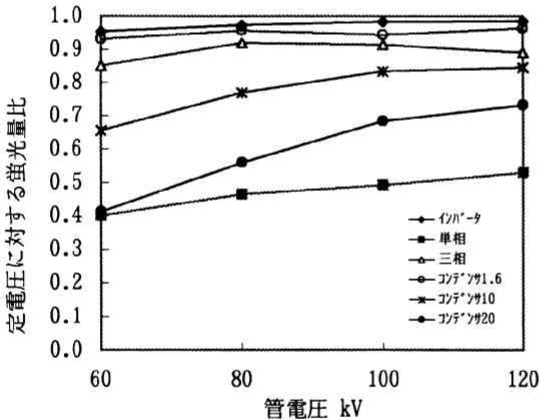


図5 定電圧に対する蛍光量比

X線装置の管電圧波形が定電圧の場合を1.0としたときの各装置の蛍光量比である。インバータ式装置では0.95～0.98、コンデンサ1.6 mAsで0.92～0.96、10 mAsで0.65～0.86、三相装置は0.85～0.92、単相装置は0.4～0.52程度になる。単相装置では管電流波形の最大値が600 mA（平均値の400 mAの1.5倍）程となるため、管電流特性の補正を行った。図6は単相装置を基準にしたときの蛍光量比を示す。単相装置に比ベインバータ式

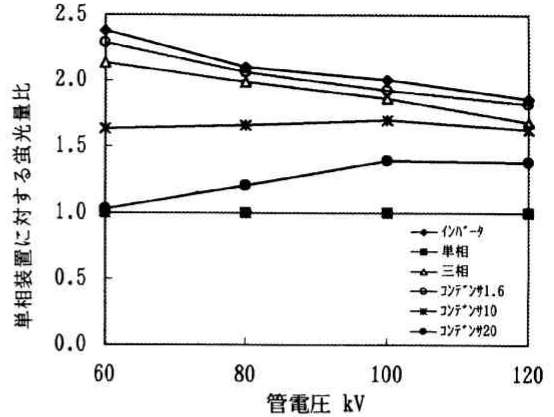


図6 単相装置に対する蛍光量比

装置は1.8～2.3倍、三相装置は1.7～2.1倍ほどとなり、この関係は理論的な値とほぼ一致している¹³⁾。この波形解析から本来のX線装置の種類による写真効果比と考えてよく、各装置による撮影条件に適用できる。もし、これらの比が得られないときは、X線管固有の過や付加フィルタの影響が大きいと考えられる¹⁴⁾。

4.1.3 無効領域の測定

図7に示すように管電圧波形には無効領域（写

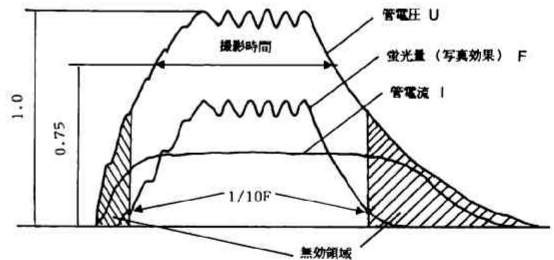


図7 管電圧波形の無効領域
（三相装置の波形例）

真効果に寄与しない低管電圧領域)を含んでいる。この部分は被曝線量や撮影時間の増加につながる。そこでパソコンに取り込んだ各管電圧、管電流、蛍光強度の波形解析プログラムを作成し、全管電圧面積に占める無効領域部分を測定した。無効領域の範囲は最大蛍光強度波形の1/10

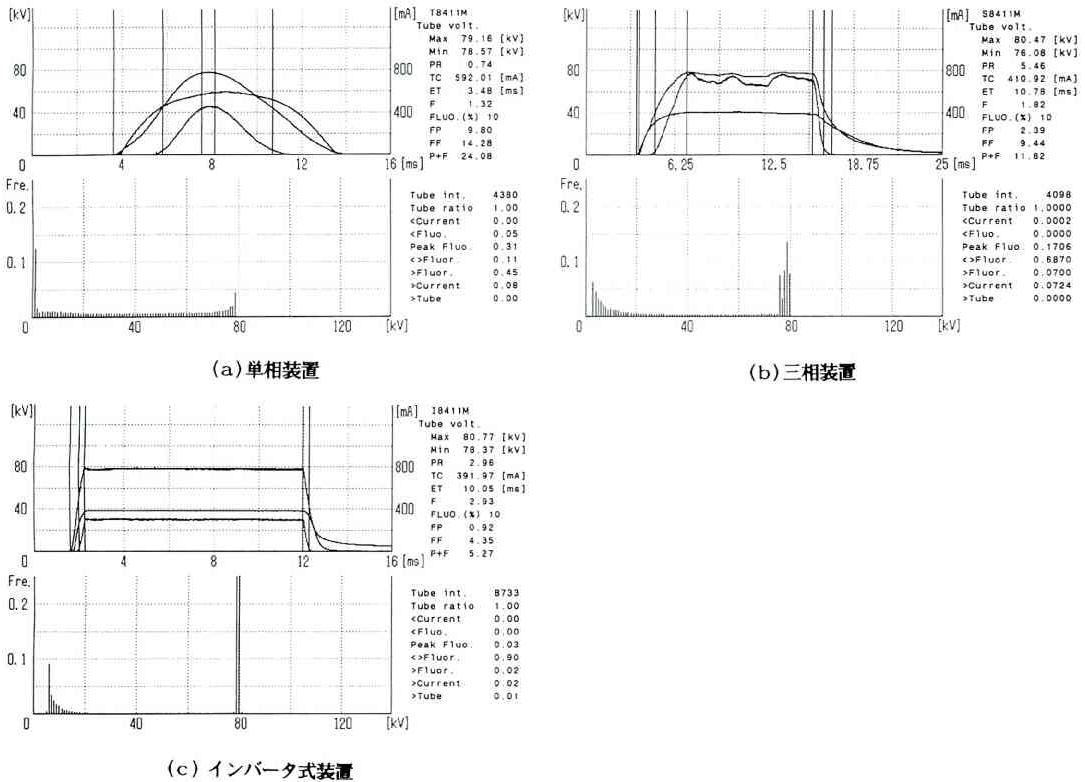


図8 無効領域解析波形と管電圧分布スペクトル

以下の点とした。図8に各装置の解析波形(上)と管電圧分布のスペクトル(下)を示す。解析波形より単相装置は無効領域が一番多く、管電圧の分布も80 kVを頂点になだらかに減少している。三相装置の管電圧分布は管電圧76~80 kV付近が多く、インバータ式装置の管電圧成分はほとんど80 kVに集中している。図9(a)は60~120 kV, 400 mA, 10msの各装置の無効領域の割合を示したものである。単相装置は15~27%と多く、インバータ式装置は4.5~4.8%と少ない。これは管電圧波形の立ち上がり、立ち下がりの波形に大きく影響される。単相装置では管電圧波形は正弦波に近く、ほとんどが立ち上がり時間(Tr)、立ち下がり時間(Tf)であり、各々約5 ms程度を占める。三相装置はTr 3.3~3.8 ms, Tf 3.0~5.6 msになる。インバータ式装置はTr 0.6~0.7 ms, Tf 0.9~1.9 msと非常に短い。このため無効領域はインバータ式装置が一番少なく、無用なX線被曝も少ない

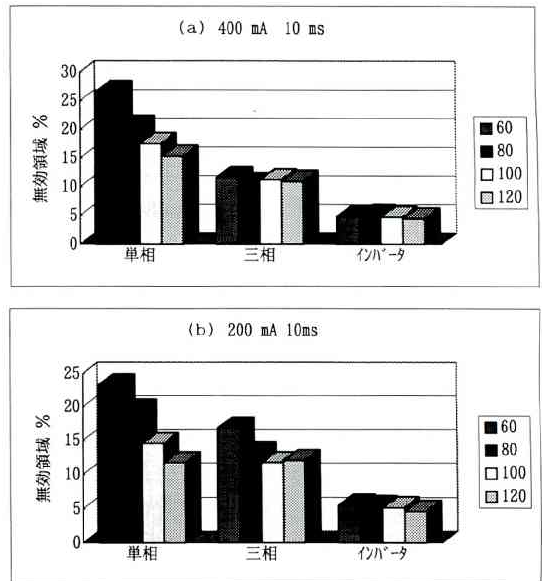


図9 無効領域の比較 (撮影時間 10 ms)

ことになる。図9 (b)の管電流200 mA では管電流が軽負荷となるため、高電圧ケーブル容量の影響で T_f は若干長くなり、三相装置で6.3~8.9 ms、インバータ式装置で0.9~2.0 ms ほどになる。特に三相装置では高電圧側の付加コンデンサの影響も受け、 T_r の増加が著しい。両装置とも管電圧の立ち下がり部分が多くなるため、400 mA に比べて、無効領域面積は増加する。単相装置では逆に200 mA の方が無効領域は少ない傾向を示した。これは負荷条件により、管電圧、管電流波形が少し異なるためで、特に管電流特性による管電流の影響と考えられる。図10に100 ms でのインバー

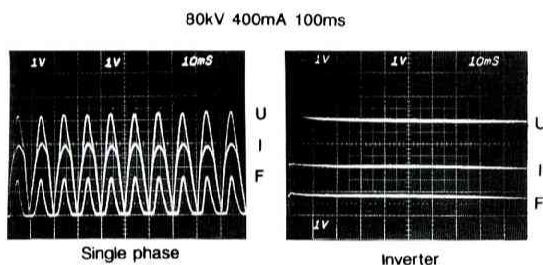


図10 単相装置とインバータ式装置の波形 (撮影時間 100 ms)

タ式装置と単相装置のオシロ波形を示す。インバータ式装置や三相装置では撮影時間の大小に関わらずこの無効領域面積は一定であり、これ以上増加しない。このため撮影時間が長くなると全体に占める割合は少なくなる。一方、単相装置では1パルス毎にこの波形を繰り返すため、無効領域も1パルス毎に加わることになる。したがって撮影時間に比例して、この領域での被曝線量が増加することになる。図11は100 ms での無効領域の割合を示す。三相装置、インバータ式装置では減少するが、単相装置では前述の理由から、全体に占める割合は変化しない。したがって他の装置と同一の写真効果を得ようとするれば、単相装置は撮影時間が長くなり、無効領域による被曝線量が増加することになる。一方、コンデンサ式装置は図3、図4 (d), (e) に示すようにmAsの増加とともに放射中に管電圧が低下するため、mAs と線量は比例せず、軟線部分が多くなり、蛍光量は大幅

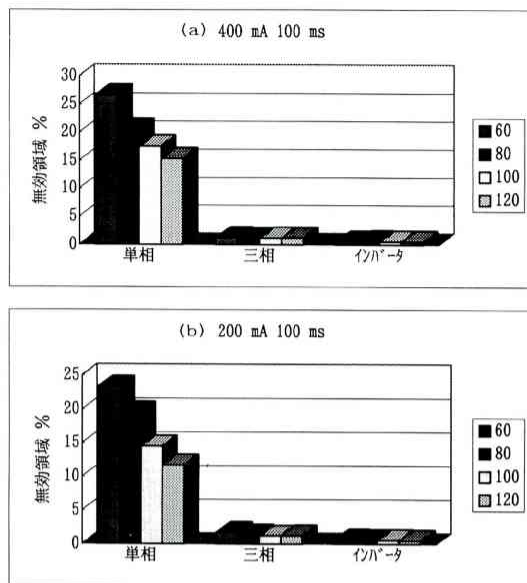


図11 無効領域の比較 (撮影時間 100 ms)

に低下してくる。図5より1.6 mAs では定電圧に対して0.93~0.96とインバータ式装置とはほぼ同等であるが、10 mAs では0.65~0.85と低下する。20 mAs では0.41~0.73となりこの差はさらに顕著となる。特に管電圧が低くなるほど低下する。60 kV, 20 mAs では単相装置と同程度の写真効果であるが、これ以上の mAs 撮影はほとんど被曝線量のみになると考えられる。したがって、コンデンサ式装置では管電圧40 kV 以下に低下するような mAs 制御は無用な被曝線量の増加につながるため、被曝線量の点からは管電圧を上げ、mAs を少なくするなどの工夫が必要である。

三相装置は単相装置に比べ出力は1.7~2.1倍ほど大きくなる。しかし、インバータ式装置に比べリプル百分率が大きいため、写真効果も少なくなる。また管電圧の立ち上がり、立ち下がりに時間がかかり、電源変動による影響も受けやすい。今回用いたインバータ式装置は単相装置の1.8~2.3倍の出力であり、写真効果、X線出力の再現性、管電圧波形の立ち上がり、立ち下がり時間も短く、無効領域による被曝線量も少ないなど全般的に優れた装置といえる。最近のインバータ式装置はインバータ周波数の高周波化などにより精度の高い装置となっている。リプル百分率が小さく、立ち

上がり、立ち下がり特性、再現性のよい装置であれば、同様の特性を示すと考えてよい。しかし、従来から現在まで多くのインバータ式装置が混在しており、特性の異なる装置もあるため、これらに対する十分な認識は必要である¹⁵⁾。

4.2 X線出力・線質比較

表1に各装置の半価層を示す。半価層はX線装置の管電圧波形やX線管の固有ろ過、付加フィルタなどに影響する。半価層は各装置の線質を表し、管電圧が高くなるほど大きい。インバータ式装置は2.2~4.3 mmAlと大きく、単相装置は1.9~3.7 mmAl程度である。コンデンサ式装置はmAsの少ないときは大きく、20 mAsでは軟線部分が多いため、半価層は小さくなる。三相装置では付加フィルタが装着されており、他の装置より総ろ過が0.5 mmAlほど多いため、2.6~4.9 mmAlと大きい。また、インバータ式装置と単相装置の減弱曲線より、等価管電圧¹⁶⁾を求めると単相装置

表1 半価層 (mmAl)

管電圧 kV	インバータ	単相	三相	コンデンサ	
				1.6 mAs	20 mAs
60	2.24	1.92	2.62	2.16	1.95
80	2.79	2.44	3.28	2.80	2.48
100	3.37	3.13	4.12	3.40	3.15
120	4.30	3.69	4.94	4.20	

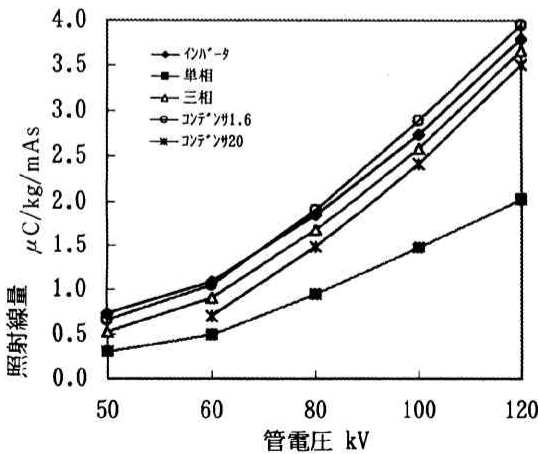


図12 X線出力比較

の100 kVはインバータ式装置の88 kV程度の線質であった。図12に各装置のX線出力の比較を示す。縦軸はmAs当たりの照射線量(μC/kg)であり、三相装置には付加フィルタ分の補正を加えた。これより単相装置に対する各装置のX線出力比を求めると、インバータ式装置1.9~2.2倍、コンデンサ式装置1.6 mAsは1.9~2.1倍、三相装置1.7~1.9倍(無補正時1.4~1.7倍)となり、蛍光量の比較とほぼ同様の傾向を示す。X線管や可動絞りの総ろ過が同じであれば、各装置のX線出力は理論的な比較とほぼ同じであるが、X線管の種類や総ろ過が異なる場合は、X線出力差を生じるため、X線撮影には十分な注意が必要である^{14),17)}。

理想のX線装置は管電圧50~150 kV、管電流1~1000 mA、撮影時間1 ms~数秒までのすべての範囲を精度よく出力することが重要であり、図13のような管電圧、管電流、蛍光強度波形が矩形波に近い、立ち上がり、立ち下がりが速い装置が望ましい。

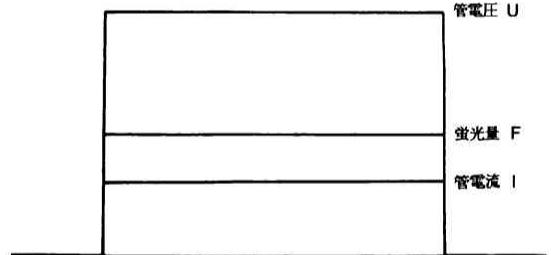


図13 理想の高電圧波形

単相装置はX線出力が少なく、無用な被曝線量が多い点からX線装置としてあまり望ましくない。コンデンサ式装置は胸部高電圧撮影などでmAsの少ないときは有効であるが、病院内の回診用装置などに用いるとき、腹部や頭部撮影などmAsを多く必要とする部位には、軟X線が多くなり画質や被曝の点で問題を生じる。今後はインバータ式装置にみられるようなリプルや軟線部分が少なく、単位時間当たりのX線出力が大きく、高電圧波形が矩形波に近い装置が望ましく、装置面での医療被曝の最適化に近づくものとする。撮影技術の

向上のためには、これらの装置の特性を十分に把握し、撮影条件の定量化と被曝線量の低減化を図ることが重要である。

5. ま と め

X線検査での患者被曝線量低減化の基礎的研究を目的として、今回はX線装置面から装置の特性解析と被曝線量について検討した。

X線装置により高電圧波形は異なり、X線出力や写真効果、被曝線量へ影響する。単相装置やコンデンサ式装置はX線出力や被曝線量の点で問題がある。インバータ式装置の高電圧波形は矩形波に近く、X線出力、撮影時間の短縮、被曝線量などの点で有効な装置である。被曝線量の低減化のためには、この他に、管電圧、付加フィルタ、照射野、グリッド、カセット、増感紙、フィルム、現像系など多くの物理的因子や撮影技術面の検討が必要であり、今後検討を加えていきたい。

文 献

- 1) 草間朋子, 小西恵美子, 別所遊子他: ICRP1990年勧告その要点と考え方, 草間朋子編, 日刊工業新聞社, 東京, 1991.
- 2) ICRP Pub. 60: ICRP 1990年勧告, 日本アイソトープ協会, 1991.
- 3) ICRP Pub. 34: X線診断における患者の防護, 日本アイソトープ協会, 1986.
- 4) 草間朋子: 医療被曝に対する最適化とは, INNERVISION10.10, 102-104, 1995.
- 5) 大塚昭義: X線検査における患者被曝線量低減の技術的研究, 日放技学誌39, 760-780, 1983.
- 6) 草間朋子, 太田勝正, 小西恵美子: 医療のための放射線防護改訂版, 8-133, 真興交易医書出版部, 東京, 1992.
- 7) 石井勉, 菅野由起雄, 阿部正巳他: X線画像の最適化—被曝線量軽減はどこまで可能か—, 日放技学会東京部会誌46, 52-77, 1993.
- 8) 日本放射線技術学会防護専門委員会: X線診断時における皮膚表面線量測定, 日放技学誌29, 65-71, 1973.
- 9) 日本放射線技師会被曝軽減検討委員会: X線検査の被検者防護指針, 日放技師会誌特集号1-88, 1974.
- 10) 日本放射線技術学会放射線防護委員会討論会報告: 放射線検査の線量規制は可能か, 日放技学誌49, 1704-1724, 1993.
- 11) Okkaides F, Fotakis M: Patient effective dose resulting from radiographic examination, BJR, 67, 564-572, 1994.
- 12) 青柳泰司: 診断用X線装置の現状とその問題点, 日放技学誌特集号, 33-56, 1983.
- 13) 青柳泰司: 改訂診断用X線装置, 221-222, 254-273, コロナ社, 東京, 1985.
- 14) 安部真治, 奥倉和夫, 齋藤一彦他: 単相・三相装置におけるX線管出力比較について, 日放技学誌42, 838, 1986.
- 15) 安部真治, 青柳泰司, 小倉泉他: 委員会報告インバータ式X線装置の現状と諸特性について, 日放技学誌50, 1651-1677, 1994.
- 16) Barone GJ, Trout ED: Dose distribution for single and three-phase X-ray equipment, Radiology, 100, 663-669, 1971.
- 17) 齋藤一彦: 三相X線装置の諸特性, 日放技学誌42, 1001-1021, 1986.

A Study of Characteristics of X-ray Generators and Exposure Dose

Shinji ABE, Toru NEGISHI, Izumi OGURA, Yoh KATOH
Taiji AOYAGI *, Giichiro NAKAYA **, Yoko KUMAGAI ***

Abstract

Up to now in Japan, shingle phase, three phase, capacitor discharge type and inverter type X-ray generators have mainly been used in the diagnostic X-ray generator.

In this study, the authors investigated the characteristics of these generators. Their percentage of ripple, percent average error (PAE), reproducibilities, X-ray output, photographic effect and exposure does were examined and a waveform analysis was performed.

As a result, single phase and capacitor discharge type X-ray generators presented some problems as to X-ray output and exposure dose. The characteristics of the inverter type X-ray generator were excellent. It is desirable that high voltage waveforms of X-ray generators should be rectangular waveforms. We have to recognize the characteristics of these generators in radiography.

Key words

**X-ray generator, Analysis of Characteristics, X-ray output,
Photographic effect, Exposure dose**