〔第46回総会シンポジウム —インバータ式X線装置の特性と臨床効果—〕

4. 循環器検査

勝 又 三 夫

東北大学医学部附属病院放射線部 (現在 広南病院)

Key words: High voltage generator for inverter type Angiography, Linearity of x-ray output, Tube voltage percent ripple, Short exposure time characteristic

THE X-RAY HIGH VOLTAGE GENERATOR OF INVERTER TYPE FOR ANGIOGRAPHY AND CINE RADIOGRAPHY

MITUO KATUMATA

Department of Radiology Tohoku Medical School

Summary

In our hospital we operate POLYDOROS 80 and 100, inverter type generator for angiography. A comparison of basic performance was made between the above generators and 12 pulse type and constant-voltage type generator, which are also used for angiography in our hospital.

The results of inverter type generator are as follows:

1. Coefficient of variation of x-ray output is less than 0.01 when it is set over 4 ms (4 mAs).
2. Combination of tube current and tube voltage makes difference in pulsation of ripples, ripple of tube voltag is 3.4% of ideal waveform with 12 pulse unit or less.
3. As for linearity per mAs is less then 2.8 mAs (2.8 ms), x-ray output is unstable. over 2.8 mAs, linearity is maintained within the allowance of ca. 1%.

If we point out difficulties of inverter type generators for angiography under the requirement of shorter exposure time, they can be:

1. Value of mAs makes difference in linearity.
2. Larger ripples with the combination of low current and high voltage. They affect image quality especially when autmatic exposure system is used.

In spite of the above problems we assure that POLYDOROS 80 and 100, are capable and reliable generators for angiography.

1. 結 言

循環器検査に用いるX線発生装置は、高性能が要求される装置の一つである。

X線出力が大きく短時間撮影が可能であることなどから三相装置が多用され、当院でも循環器検査専用装置す

べて三相装置である¹⁾。

三相装置でも循環器検査用では、12ピーク方式 (以下12ピーク装置) と定電圧方式 (以下定電圧装置) が多く使用されており、インバータ方式 (以下インバータ装置) は、まだ広く普及してはいない²⁾。

当院では、1988年にインバータ装置ポリドロス80、同

100の2機種を導入し循環器検査に使用しており、導入したインバータ装置と当院の循環器専用装置である発生方式の異なる装置との基本的な動作特性を比較し、インバータ装置の循環器検査などでの応答に対する問題点も提起する。

2. 当院の循環器検査と装置の現状

ポリドロス80は、デジトロン3VAによるDigital Subtraction Angiography (以下DSA), 通常の拡大ステレオ撮影, 密着ステレオ撮影などが可能な構成で, 一般的な循環器検査に, ポリドロス100はデジトロン3VCIとでのDSA撮影や, シネパルス撮影(DSA同時収集可)で, 主に心臓カテーテル検査に使用しており, 平成元年の一年間に両装置での検査件数は約1千例である。

比較対象の12ピーク装置は, 主回路の開閉方式が電磁接触式型の一次側制御装置で通常の循環器検査に, また定電圧装置はトリオードチューブによる二次側制御方式のシネパルス撮影専用装置で, 共に設置後約10年の装置で, 電源はインバータ装置を含めすべて三相380Vで使用している。

3. インバータ装置の特性

インバータ装置の評価は主にX線の投入および遮断特性, 管電圧脈動率, X線出力の直線性, X線出力の再現性の観点から動作特性を調べた³⁾。

出力波形測定方法であるが, 管電圧はインバータ装置と定電圧装置では, 装置のサービス端子で測定し, 12ピーク装置のみ二次側管電圧計を用いた。

また管電流はすべて高圧トランスの中性点からの装置サービス端子で測定を行った。

X線出力の放射波形(側定値)は, アルミニウム10mmを付加した蛍光量計で行いまた変動係数の測定には, 主に非接続型X線アナライザを用いた。

3.1 比較対象装置との波形比較

管電圧脈動率はインバータ装置が12ピーク装置より少ないが, 定電圧装置に比較すれば脈動が認められ, 管電圧脈動率のみ比較するとインバータ装置は12ピーク装置と定電圧装置の間に位置する装置である (Fig. 1)。

3.2 管電流・管電圧変化での波形の相違

管電圧70kVでの管電流変化, 一方は管電流400mAでの管電圧変化によるインバータ装置の特性比較では, 撮影条件変化での投入時の特性変化は僅かであるが, 遮断時の特性と脈動率に変化が認められ, 低電流, 高電圧使用ほど管電圧脈動率が大きくなると共に, 遮断特性も

Fig. 1 Waveforms comparison with three-phase type generator
upper inverter type generator
midol 12 peak type generator
lowr constant type generator
KV: tube voltege waveform
MA: tube current waveform
F: fluorescence intensity waveform

劣化し, また管電流の投入時でのオーバーシュートも大きい (Fig. 2, 3)。

管電圧脈動率が最も大きい低電流使用時でも, 12ピーク装置の理想波形での3.4%⁴⁾とほぼ同程度で, 循環器撮影で多用される大電流使用では, 従来の12ピーク装置では得にくい値であった。

Fig. 2 Case of percent ripple changing with x-ray tube current (50 mA, 100 mA, 200 mA, 400 mA, 500 mA and 710 mA)

併用した NERO の測定結果も、12ピーク装置では脈動の少ない上限データと同等か、それ以上の値⁵⁾であり、高電圧使用ほど脈動が大きくなる測定結果も、メモリーハイコーダでの波形と一致した。

3.3 X線出力の再現性

インバータ装置での管電圧60 kV から141 kV まで、約10 kV 間隔、10回の繰り返し精度での変動係数の NERO での測定値は、測定項目すべてが 10^{-3} の値であった。一例を示す (Fig. 4)。

3.4 X線出力の直線性

管電圧70 kV での最大許容管電流使用時のインバータ装置のX線出力は、F/20 mAs を基準とすると、設定可能

な最少 mAs 値の0.5 mAs では約55%の出力であり、2.8 mAs 以上でほぼ100%となり2.8 mAs から100 mAs までの20点での変動は1%程度であった (Fig. 5)。

現在循環器検査でも多用されていないと思われるが、このような極小 mAs での撮影では管電圧などで補正する必要がある。

3.5 短時間撮影

管電圧70 kV、管電流1000 mA での短時間撮影でのインバータ装置は管電圧波高値の75%立ち上がり時間に約0.7 ms を要し、設定可能な最短撮影時間の1.8 ms でも設定管電圧に達しているが、管電流は約2 ms で設定値に達する (Fig. 6)。

Fig. 3 Case of percent ripple changing with x-ray tube voltage (50 kV, 70 kV, 109 kV and 150 kV)

inverter type

NERO STATISTICAL RESULTS

kVp set = 70.0

70 kV

mAs set = 20.0 L

mR Correction Factor: 1.000

Exposure N	AVG kVp	MAX kVp	EFF kVp	mR	sec	APDI	RPL
1	70.8	73.8	70.7	70.4	.0490	48.1	.981
2	70.8	73.8	70.7	70.4	.0489	48.2	.980
3	70.8	74.3	70.7	70.3	.0489	48.2	.979
4	70.9	73.4	70.7	70.3	.0489	48.3	.978
5	70.9	73.8	70.8	70.5	.0489	48.3	.978
6	70.9	74.1	70.8	70.4	.0489	48.1	.980
7	70.8	74.6	70.7	70.3	.0489	48.2	.979
8	70.8	74.3	70.8	70.4	.0489	48.1	.980
9	70.8	73.7	70.7	70.3	.0489	48.0	.983
10	70.8	73.3	70.7	70.4	.0489	48.0	.982

AVG =	70.8	73.9	70.7	70.4	.0489	48.2	.980
CV =	.0008	.0057	.0004	.0011	.0008	.0019	.0015

Fig. 4 Coefficient of variation for NERO output tube voltage 70 kV exposure timer 50 ms

〔第46回総会シンポジウム〕 4. 循環器検査 (勝又)

NERO の変動係数測定値は、4 ms 以下では変動も大きく測定項目の一部には 10^{-2} の値を示した。

3.6 管電流変化での出力変化

20 mAs 一定での、管電流相違によるX線出力変化では、インバータ装置は200 mA 以下の低電流選択では大電流使用時に比較し 2 % 以下であるが出力の減少が見られた (Fig. 7)。

また焦点の相違によるX線出力変化の比較では 1 % 程度の変動であった。

これまでのX線出力の再現性、直線性、短時間撮影および管電流変化での出力変化での特性を12ピーク装置と

Fig. 5 Linearity of x-ray output per mAs

Fig. 7 Linearity of x-ray output per x-ray tube current

Fig. 6 Shutter exposure timer test preset time 1.8 ms, 2.0 ms, 3.2 ms and 5.0 ms

比較すると、インバータ装置が優れていた。

3.7 撮影モードでの応答

循環器検査では連続撮影、DSA 撮影、シネパルス撮影など短時間での繰り返し撮影が主な使用であり (Fig. 8), これらのインバータ装置の再現性を、シングル撮影の繰り返しに比較すると、NERO での測定では劣下が認められる項目が多かった。

当院での DSA 撮影はパルスモードを使用しているが、インバータ装置は透視条件より DSA 撮影条件が自動設定されるが、フレームレートに関係なく初めの 1 パルス目は線量が多い傾向を示し (Fig. 9), 実際にマスク像とすると背景濃度が増えることが多いが、通常 2 パルス

目以降では安定しており、また 3 分間隔で 10 回のファントム撮影での 픽セル値変動は約 1% の変動を示した。

シネパルス撮影での定電圧装置との比較では、インバータ装置は投入時では若干だが遮断特性では優劣が容易に認められ (Fig. 10), また小焦点 (低電流使用時) では (Fig. 11), さらに遮断特性が劣化する。

投入時間と遮断時間においては、定電圧装置が優れていたが、NERO での変動係数比較では、インバータ装置は撮影開始時、管電流が安定するまでの約 0.5 秒程線量が多く、その後の変動係数では線量を含め 10^{-3} の値であり、かつ定電圧装置より安定している測定項目が多くインバータ装置は、定電圧装置でのテスト撮影が不要なこ

Fig. 8 Case of Waveforms with exposuer mode
upper serial
midol DSA (puls)
lower cine puls

Fig. 9 midol Comparison of DSA puls mode
2F/S to 25F/S

Fig. 10 Comparison of cine puls mode
left inverter type generator
right constant type generator

Fig. 11 Waveforms of small focus (low current)
for cine puls mode

Fig. 12 Response of automatic exposure control for cine pulse mode (cu 0.3 mm)

とを考慮すれば、再現性の良い装置と思われテスト撮影が不要な分、被曝軽減と迅速性でも優れている。

3.4 シネパルス撮影での自動露出

インバータ装置で管電圧60 kVのシネパルス撮影時に、銅板0.3 mmを引き抜き時の自動露出の応答では、放射線波形に変化が表れてから元の波形にほぼ等しくなるまでの対応時間は約0.8秒 (25 F/s) であった (Fig. 12)。

4. メンテナンス

当院とメーカー間で記録として残した件数は、引き渡し時の1988年4月から平成元年末まで両装置で約70件であった。

使用者側の原因では2機種のコンピュータ室の空調管理不良と、1機種の天井からの漏水によるコンピュータ室を含む機械室と撮影室内の装置冠水によるシステムダウンがある。

インバータ装置として特異的と思われたものでは、X線管のアーキングが原因と推定される影響により、インバータ回路と高圧トランスの交換が上げられる。

5. ま と め

インバータ装置は短時間や極小 mAs での直線性に、また低電流使用時での管電圧脈動率の増加と遮断特性の劣化や管電流のオーバーシュートなどに今後の改良が期待されるが、またX線出力が80 kWと100 kWであることを含め、これまでの使用経験から循環器検査用として対応できる装置であると思われるが、大容量のX線管の開発がまたれる。

インバータ装置はトランスの小型化、電源周期の影響をうけにくい、管電圧などのヒードバック制御などメリットも数多く、循環器検査装置としては投入、遮断特性

が優れ、また管電圧、管電流ともに脈動が少なく再現性の良い装置が望ましく、これに近い定電圧装置が理想的ではあるが装置が大型である。制御が複雑、価格などの問題もあり、この点インバータ装置は精度の高い制御が比較的容易であり、循環器検査でも主流はインバータ装置になると思われます。

謝 辞

本学会のシンポジストとして、指名していただきました三代忠座長にたいしまして、感謝申し上げますと共に、協力を得ました諸氏に感謝いたします。

使用装置、測定器は次のとおり。

X線発生装置

ポリドロス80 SIEMENS

ポリドロス100 SIEMENS

パンドロスオブチマック SIEMENS

スーパー M100 PHILIPS

測定器

管電圧計 KV-201D ALCO

メモリーハイコード8801 HIOKI

X線アナライザ NERO 6000B VICTOREEN

蛍光量計 F-11 ALCO

参考文献

- 1) 斉藤一彦ら：撮影系実態調査集計報告，日放技学誌，43(3)，417-349，(1987)。
- 2) 泉 重光：私信，血管撮影用X線装置感材システムアンケート調査回答，(1989)。
- 3) JIS Z 4702，(1986)。
- 4) 青柳泰司：診断用X線装置，コロナ社，(1984)。
- 5) NERO 使用説明書。