

医用 X 線高電圧装置通則
JIS Z 4702:1999 ガイド



(社)日本画像医療システム工業会
QA委員会

目次

	頁
目次	1
序文	
1. 適用範囲	2
2. 引用規格	
3. 定義	4
4. 種類	8
5. 定格	8
6. 電源設備	9
7. 性能	12
8. 構造	
9. 安全	14
10. 試験	
10.1 試験の条件	
10.2 試験方法	20
11. 検査	
12. 表示	22
13. 定期点検	22
14. 附属文書	22
参考資料	23

(注記) 目次の太文字は掲載項目を示す。

本文のアンダーラインや記号などについて

1. 実線アンダーライン付部分は、留意すべき重要箇所を示す。特に注釈の必要なものは 印をつけて解説した。
2. 【図 1】【表 1】など【 】付の図表は、このガイドで JIS Z 4702:1999 の図表を整理・統合して編集を加えたもの及び解説のため新たに作成した図表を示した。【 】の付かない図表は、JIS Z 4702:1999 の図表をそのまま引用し、当該規格に記載どおりの図表番号で示した。
3. 注()は、JIS Z 4702:1999 をそのまま引用したもので、当該規格に記載どおりの番号で示した。このガイド独自の注釈は、*マーク、**マーク等で示した。
4. 参考 の表示は、他規格からの引用、解説であることを示した。
5. 改 の表示は、JIS Z 4702:1999 の改正で従来規格(JIS Z 4702:1993)との主な変更箇所を *マークと点線アンダーラインで示した。

1.適用範囲 この規格は、X線管に加えるための高電圧を発生し、かつ、それを制御する医用X線高電圧装置について規定する。但し、X線CT、乳房用及び一体形X線高電圧装置を除く。

なお、ここに規定する以外の事項については、JIS Z 4701 の規定を適用する。

参考

【表 1】 医用X線高電圧装置の分類と JIS Z 4701, JIS Z 4702 適用一覧

適用 JIS		医用 X 線高電圧装置の分類	
Z 4701	Z 4702	用途	高電圧発生方式
		下記を除く	変圧器式
			2 ピーク形(単相電源全波整流形)
			6 ピーク形(3 相電源 6 相整流形)
		インバータ式	12 ピーク形(3 相電源 12 相整流形)
			定電圧形(高圧テロード制御形等)
		コンデンサ式*	変圧器形
			コンデンサエネルギー蓄積形
			蓄電池エネルギー蓄積形
		X線CT用X線高電圧装置	
		乳房用X線装置	
		診断用一体形X線発生装置(個別規格 JIS Z 4711 がある)	
		治療用X線装置	

- :適用する
- :適用しない
- :個別規格に引用されている項目を除き、適用しない

*胸部間接撮影用コンデンサ式X線装置については、JIS Z 4613 も適用される。

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

【表 2】 JIS Z 4701:1997 の X 線高電圧装置への適用項目

太字 はそれぞれのガイドに掲載した項目を示す。

JIS Z 4701:1997 の適用項目	JIS Z4702:1999 の優先適用項目
3. X線装置の分類及び構成	
4. 環境条件及び電源	
4.1 環境条件	
4.2 電源設備	6. 電源設備
4.3 接地設備	
5. 電撃に対する保護	
5.1 保護の形式による分類	
5.2 保護の程度による分類	
5.3 単一故障状態	9.2.9 接地漏れ電流及び外装漏れ電流
5.4 連続漏れ電流の許容値	
5.5 保護手段	
5.5.1 外装及び保護カバー	
5.5.2 高電圧部分の保護	9.1.1 高電圧プラグ及びソケット
5.5.3 電源部、その他の低圧回路の保護	
5.5.5 残留電荷	9.1.4 コンデンサ式 X 線高電圧発生装置の残留電荷放電装置
5.6 保護接地	9.2.7 保護接地線 9.2.8 保護接地
5.7 絶縁及び耐電圧	
5.7.1 絶縁	
5.7.2 耐電圧	7. a)8),b)7) 電源一次回路の耐電圧 7. a)9),b)8) 高電圧側耐電圧
6. 機械的危険に対する保護	
7. その他の危険に対する保護	
8. 不要又は過度の X 線に対する防護	
8.9 X 線以外の電子管から放射する X 線	

JIS Z 4701:1997 の適用項目	JIS Z4702:1999 の優先適用項目
9. 構造上の要求事項	9.2.3 X線条件の表示 9.2.4 作動状態の表示
9.1 部品及び組立一般	
9.2 電源部の部品及び配置	
9.3 電源変圧器	
9.4 沿面距離及び空間距離	
9.5 保護接地端子及び保護接地線	
9.6 構造及び配置	
10.異常作動及び故障状態	
11.試験	10.試験
12.表示	12.表示
13.附属文書	14.附属文書

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

2.定義

用語	定義
a) X線高電圧装置	X線発生装置においてX線管に供給する電気エネルギーの発生と制御の全ての構成要素を組み合わせたもの。通常、高電圧発生装置とX線制御装置とから構成される。
b) 高電圧発生装置	X線高電圧装置のうち、高電圧変圧器とその他高電圧回路構成部品からなる装置。
c) X線制御装置	X線高電圧装置のうち、X線の制御に必要な全ての回路構成部品からなる装置。
d) インバータ式X線高電圧装置	X線照射中に直流電力を交流電力に変換して必要な高電圧を得るX線高電圧装置。
e) 変圧器形インバータ式X線高電圧装置	撮影時、X線照射エネルギーを電源設備から供給するようにしたインバータ式X線高電圧装置。
f) エネルギー蓄積形インバータ式X線高電圧装置	撮影時、X線照射エネルギーを電池又はコンデンサから供給するインバータ式X線高電圧装置。
g) 変圧器式X線高電圧装置	電源の各周期ごとに多ピークの整流出力電圧を供給する単相及び三相電源作動のX線高電圧装置。
h) 2ピーク形X線高電圧装置	電源の各周期ごとに二つのピーク値をもつ整流出力電圧が得られるようにした、単相電源で作動する変圧器式X線高電圧装置。
i) 6ピーク形X線高電圧装置	電源の各周期ごとに六つのピーク値をもつ整流出力電圧が得られるようにした、三相電源で作動する変圧器式X線高電圧装置。
j) 12ピーク形X線高電圧装置	電源の各周期ごとに12のピーク値をもつ整流出力電圧が得られるようにした、三相電源で作動する変圧器式X線高電圧装置。
k) 定電圧形X線高電圧装置	出力管電圧のリプル百分率が4%を超えない電圧波形を出力するX線高電圧装置。
l) コンデンサ式X線高電圧装置	電気エネルギーを高電圧コンデンサに蓄え、その放電によってX線管に1回の負荷を供給するようにした、撮影用コンデンサの容量2 μ F以下でX線照射の開閉を高電圧側で行うX線高電圧装置。ただし、高電圧出力の平滑用にコンデンサを使用しているX線高電圧装置は除く。
m) 管電圧	X線管の陽極と陰極との間に印加される電位差。通常、管電圧はピーク値をキロボルト (kV) で示す。
n) 公称最高管電圧	特定の操作条件に適用される最高許容管電圧。
o) 管電流	X線照射中にX線管の陽極に衝突する電子ビームによって流れる陽極電流。管電流は平均値 (mA) で示す。ただし、コンデンサ式X線高電圧装置を用いて行う撮影の場合は、波高値 (mAp) で示す。 備考 管電流は一般に陽極側で測定するが金属外囲器のX線管を用いた場合は、陰極側回路に流れる管電流とする。
p) 公称最大管電流	X線高電圧装置の使用できる最高管電流の公称値。

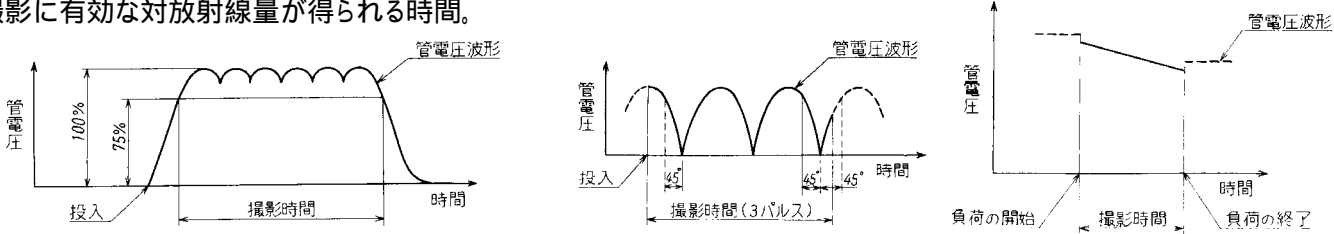
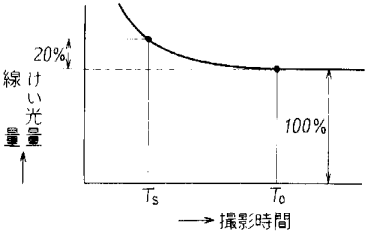
医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

用語	定義
q) 長時間定格	透視定格。 10 min^* 以上連続して X 線管に負荷できる最高管電圧の値及びその管電圧における最高管電流の値で示す。 備考 “定格”とは許容差を含まない値をいい、許容差を含めるときは、“公称”という。
r) 短時間定格	撮影定格。原則として 0.1 s^{**} 以上 X 線管に負荷できる最高管電圧の値及びその管電圧における最高管電流の値の組合せで示す。ただし、変圧器式の場合は 1 s 以上とする。コンデンサエネルギー蓄積形インバータ式又はコンデンサ式の場合は、X 線管に負荷できる最高管電圧の値 (kV) と管電流時間積 (mAs) 又は撮影用コンデンサの容量 (μF) で示す。
s) 電源設備	配電変圧器、低圧電線路、低圧引込線、引込開閉器及び屋内配線を経て手元開閉器又は差込接続器に至る設備。
t) 電源の見掛けの抵抗	X 線高電圧装置を接続する手元開閉器又は差込接続器の電源端子から電源設備側のインピーダンスを抵抗負荷によって測定した抵抗値。測定は、電力 30 kW 以下で行い、次の式によって求める。 $R = \frac{U_N - U_L}{I_L}$ ここに、 R : 電源の見掛けの抵抗 () U_N : 無負荷時の電源電圧 (V) U_L : 負荷時の電源電圧 (V) I_L : 負荷時の電源電流 (A)
u) 変動係数	X 線出力の再現性を表す係数。再現性は、指定 ⁽¹⁾ の X 線管装置を用いて、連続して測定した 10 回の X 線量から次の式によって求める。 $C = \frac{S}{\bar{K}} = \frac{1}{\bar{K}} \left[\sum_{i=1}^{10} \frac{(K_i - \bar{K})^2}{9} \right]^{\frac{1}{2}}$ ここに、 C : 変動係数 S : 10 回の測定による標準偏差 \bar{K} : 10 回の測定による相加平均値 K_i : i 番目の測定値 注⁽¹⁾ “指定”とは、取扱説明書に指定していることを意味する。 備考 X 線量は、空気中で測定した空気カーマ量で、その単位は (Gy) で表す。 空気カーマ 1 Gy は $29.7\text{ mC/kg} \{ 115\text{ R} \}$ に相当する。

改 * 5 min から変更になった。

** 変圧器式を除き 1 s から変更になった。

用 語	定 義
v) 公称最大電力	<p>X線高電圧装置においては、指定(*)の負荷時間において、単一のX線負荷を供給できる最大電力。</p> <p>1) インバータ式X線高電圧及び変圧器式X線高電圧装置 管電圧 100 kV (100 kV に設定できない装置においては最も 100 kV に近い値)、負荷時間 0.1 s において、使用できる最高管電流と管電圧との積。公称最大電力はキロワット (kW) で示す。 $P = U \times I \times f \times 10^{-3}$ ここに、P : 公称最大電力 (kW) U : 管電圧 (kV) I : 管電流 (mA) f : 管電圧の波形に依存する因子でつぎのとおり。 f の選択 a) 0.74 : 1 ピーク及び 2 ピーク形 b) 0.95 : 6 ピーク形 c) 1.00 : 12 ピーク形及び定電圧形 d) インバータ式においては、つぎの三つの中から選び、それを選択した理由を明確する。 $f = 1.00$: リプル百分率 10% $f = 0.95$: 10% < リプル百分率 25% $f = 0.74$: 25% < リプル百分率 管電圧のリプル百分率は、次の式によって求める。 $\frac{U_{max} - U_{min}}{U_{max}} \times 100$ ここに、U_{max} : 電源の各周期における管電圧波形の最高値 U_{min} : 電源の各周期における管電圧波形の最小値</p> <p>2) コンデンサ式X線高電圧装置 負荷時間の 0.1 s 間に管電圧が放電開始電圧の 50% 未満に降下しないような、ある放電開始管電圧で放電を開始する負荷のうち、0.1 s の間に最大エネルギーをX線管に与えるエネルギーとして決定する。ただし、0.1 s 間に管電圧が放電開始管電圧の 50% を超えるものでは 50% を超えない最も大きい負荷時間で求める。 $P = \frac{C}{2t} (U_1^2 - U_2^2) \times 10^{-3}$ ここに、C : 撮影用コンデンサの容量 (μF) t : 放電時間 (s) U_1 : 放電開始時の管電圧 (kV) U_2 : 放電停止時の残留管電圧 (kV)</p>
w) 公称最大エネルギー	<p>コンデンサ式X線高電圧装置において、最高定格管電圧からその値の二分の一の残留管電圧になるまで放電した場合のエネルギー。 次の式によって求める。 $E = \frac{C}{2} (U_1^2 - U_2^2) \times 10^{-3}$ ここに、E : 放電した電気エネルギー (kJ) C : 撮影用コンデンサの定格容量 (μF) U_1 : 放電開始時の管電圧 (kV) U_2 : 放電停止後の残留管電圧 (kV)</p>

用語	定義
<p>x) 撮影時間</p>	<p>撮影に有効な対放射線量が得られる時間。</p>  <p>図1 インバータ式及び6ピーク形、12ピーク形X線高電圧装置の撮影時間 図2 2ピーク形X線高電圧装置の撮影時間 図3 コンデンサ式X線高電圧装置の撮影時間</p> <p>備考 インバータ式、6ピーク形、12ピーク形及び定電圧形装置の撮影時間は、管電圧波形の立上り部及び立下り部が、所定管電圧に対し各々75%になる間の時間である。また、2ピーク形の撮影時間(パルス数)は、電気角45°を超えた部分を、図2に示すように1パルスと数える。</p>
<p>y) 管電流時間積</p>	<p>X線管に負荷をかけることによる電気量。ミリアンペア (mA) で表した平均管電流と秒 (s) で表した負荷の継続時間との積としてミリアンペア秒 (mAs) で表示する。</p>
<p>z) 公称最大管電流時間積</p>	<p>エネルギー蓄積形インバータ式X線高電圧装置の使用できる最大管電流時間積の公称値。</p>
<p>aa) 待機状態(スタンバイ状態)</p>	<p>装置の動作を開始させるために不可欠な前準備が完了した状態。</p>
<p>ab) 準備完了状態</p>	<p>X線の照射を開始するために必要なすべての条件の設定を完了し、かつ、すべてのインタロックを解除して、あと一つの操作でX線照射が開始できる状態。X線の照射に関しては、回転陽極の起動に用いるような、二つの連続した操作を一つの制御器で行う場合には、一つの操作と考えても良い。</p>
<p>ac) 公称最短撮影時間*</p>	 <p>自動露出制御の場合において、所定の安定性を満足し実質的な濃度を均一にする最短撮影時間であり、タイマの最短撮影時間より一般に長い値である。</p> <p>T_S : 公称最短撮影時間 T_0 : X線遮断遅れによる濃度変化が無視できる値として定めた値 T_0はT_Sの50倍以上のこと。</p> <p>図4 公称最短撮影時間</p>
<p>ad) X線条件</p>	<p>その値によってX線管負荷が変化する条件。例えば、管電圧、管電流、撮影時間など。</p>
<p>ad') X線源装置</p>	<p>X線管装置と絞リ装置を組み合わせたもの。</p>
<p>ae) 高線量率透視**</p>	<p>限定された条件の下でのみ許可される高い線量率を用いた透視。</p>

改 * 自動露出最短撮影時間から公称最短撮影時間に用語が変更になった。

** 新たに導入された。一般にパルス透視とよばれ、画像メモリ装置と組合せてカテーテル操作を支援する IVR (Interventional radiology) 等に使用される。

4.種類

X線高電圧装置の種類はつぎのインバータ式、変圧器式及びコンデンサ式の3種類。

a) インバータ式X線高電圧装置

1) 変圧器形インバータ式X線高電圧装置

用途、公称最高管電圧及び公称最大管電流によって区別する。(標準となる形名は JIS Z 4702:1999 の表 1 を参照のこと)

2) エネルギー蓄積形インバータ式X線高電圧装置

用途、公称最高管電圧、公称最大管電流又は公称最大管電流時間積によって区別する。(標準となる形名は JIS Z 4702:1999 の表 2 を参照のこと)

b) 変圧器式X線高電圧装置

用途、電源の種類、公称最高管電圧及び公称最大管電流によって区別する。(標準となる形名は JIS Z 4702:1999 の表 3 を参照のこと)

c) コンデンサ式X線高電圧装置

用途、電源の種類、公称最高管電圧及び公称撮影用コンデンサ容量によって区別する。(標準となる形名は JIS Z 4702:1999 の表 4 を参照のこと)

5.定格

X線高電圧装置の標準となる定格は、JIS Z 4702:1999 の表 5 を参照のこと。

備考 形名に用いる文字及び数字の意味は、次による。

例	IRF	-	1000	-	150
	1 項		2 項		3 項

【表 3】 形名に用いる文字及び数字の意味

X線高電圧装置の種類・用途		1 項	2 項	3 項
変圧器形 インバータ式	撮影、透視用	IRF	公称最大管電流 mA	公称最高 管電圧 kV
	撮影専用	IR		
コンデンサエネルギー 蓄積形インバータ式	撮影、透視用	CIRF	公称最大管電流 時間積 mAs	
	撮影専用	CIR		
蓄電池エネルギー 蓄積形インバータ式	撮影、透視用	BIRF	公称最大管電流 mA	
	撮影専用	BIR		
変圧器式	歯科撮影*	RDP	公称最大管電流 mA	
	撮影、透視用**	RF		
	撮影、透視用***	TRF		
コンデンサ式	撮影、透視用	CRF	公称撮影用コン デンサ容量 μF	
	撮影専用	CR		

* 単相交流電源を電源とし、主として歯科撮影(パノラマ断層撮影など)に用いる。

** 単相交流電源を電源とする 2 ピーク形。

*** 三相交流電源を電源とする 6 ピーク形、12 ピーク形又は定電圧形。

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

6.電源設備 変圧器形インバータ式 X 線高電圧装置及び変圧器式 X 線高電圧装置の電源設備は、1 台に 1 系統の設備を設けることが望ましい。2 台以上を 1 系統の電源設備に接続する場合は、同時に負荷がかからないような措置、又は同時に負荷がかかっても電源電圧降下の影響がないような措置を講じなければならない。

【表 4】電源設備 (JIS Z 4702-1999 の表 6, 表 7 を統合)

標準となる形名	相数	定格標準電圧* V	電源の見掛けの抵抗 ⁽³⁾ ⁽⁵⁾	推奨する配電 変圧器の容量 kVA ⁽⁶⁾
CIRF- 5 -120 CIR- 32 -150	1	100	0.5 ⁽⁴⁾	3 以上
IRF 200 -125	1	200	0.12	20
IR- 400 -150 IRF- 400 -150	1	200	0.08	30
IRF- 630 -150	1	200	0.051	50
IRF- 630 -150	3	200	0.087	50
		415	0.18	(50)
IRF- 1000 -150	3	200	0.054	75
		415	0.12	(75)
IRF- 1250 -150	3	200	0.043	100
		415	0.09	100
RDP- 20 -100	1	100	0.5	2 以上
		200	2.0	2 以上
RDP- 100 -100	1	200	0.4	10
RF- 500 -125	1	200	0.064	50
RF- 500 -150	1	200	0.051	50
		415	0.12	(50)
TRF- 800 -150	3	200	0.054	75
		415	0.12	(75)
TRF- 1000 -150	3	200	0.043	100
		415	0.09	100
TRF- 1250 -150	3	200	0.035	150
		415	0.07	(150)
TRF- 2000 -150	3	415	0.04	200
コンデンサ式	1	100	0.5 ⁽⁴⁾	3 以上

注⁽⁵⁾ ⁽⁶⁾ 短時間定格負荷の最大値を与える X 線照射において、電源電圧変動率が 10% 以下 (415V 系では 5% 以下) になる電源の見掛けの抵抗を示したものであり、できるだけ小さいことが望ましい。なお、電源電圧変動率 (%) は次式によって求める。

$$\frac{U_N - U_L}{U_L} \times 100$$

ここに、 U_N : 無負荷時の電源電圧 (V)
 U_L : 短時間定格負荷時の電源電圧 (V)

⁽⁴⁾ コンデンサ式 X 線高電圧装置の場合は、電源コードの有効断面積を 1.25 mm² 以上とする。

⁽⁶⁾ カッコ内の数値に関しては、415V 用配電変圧器は標準品として生産されていないが、単独に設置する場合に必要であると仮定した容量を示した。

* 無負荷時の許容電圧範囲は、次の通り。
(定格標準電圧) ± 10% (V)

参考 変圧器形インバータ式 X 線高電圧装置及び変圧器式 X 線高電圧装置を発電機に直接接続して使用することは避けること。やむを得ず発電機を直接接続して使用する場合には、あらかじめ受渡当事者間でその仕様について十分な打ち合わせを行うこと。

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

b) **定電圧電線路** 変圧器形インバータ式 X 線高電圧装置及び変圧器式 X 線高電圧装置を設置する場合、専用の配電変圧器及びその配電変圧器から手元開閉器に至る低電圧電線路の電線の公称断面積は、次に示す値以上でなければならない。

参考 この表の公称断面積の値は、電源の見掛けの抵抗が 6.a) の規定値を満足する最小値を示している。
 加えて、低電圧電線路の電源側に施設する過電流遮断器の定格電流に対応する許容電流を満たす公称断面積である事が必要である。(内線規程 JEAC 8001 660-5)

【表 5】 低電圧電線路の電線の公称断面積 (JIS Z 4702:1999 の表 8, 表 9 を統合) 単位 mm²

標準となる形名	相数	電圧 V	配電変圧器の容量 kVA (6)	電線の片道の長さ											
				10m 以下	20m 以下	30m 以下	40m 以下	50m 以下	60m 以下	70m 以下	80m 以下	90m 以下	100m 以下		
IRF- 200 -125	1	200	15	8	14	22	38	38	60	60	60	60	100		
			20	8	14	14	22	22	38	38	38	38	60		
IR- 400 -150 IRF- 400 -150	1	200	30	8	22	38	38	60	60	60	100	100	100		
IRF- 630 -150	1	200	50	14	22	38	60	60	100	100	100	100	100		
			3	200	50	8	14	14	22	38	38	38	60	60	60
				415	(50)	5.5	5.5	5.5	5.5	8	8	8	14	14	14
IRF- 1000 -150	3	200	75	14	22	38	38	60	60	60	100	100	100		
			415	(75)	5.5	8	14	22	22	22	38	38	38	38	
IRF- 1250 -150	3	200	100	22	22	38	38	60	60	100	100	100	150		
			415	100	8	14	22	22	38	38	38	60	60	60	
RDP- 100 -100	1	200	10	3.5	3.5	5.5	5.5	8	8	14	14	14	14		
RF- 500 -125	1	200	30	14	38	60	60	100	100	100	-	-	-		
			50	8	14	38	38	38	60	60	60	100	100		
RF- 500 -150	1	200	50	14	22	38	60	60	100	100	100	100	100		
			415	(50)	8	14	14	22	22	38	38	38	38	60	
TRF- 800 -150	3	200	75	14	22	38	38	60	60	60	100	100	100		
			415	(75)	5.5	8	14	22	22	22	38	38	38	38	
TRF- 1000 -150	3	200	100	22	22	38	38	60	60	100	100	100	150		
			415	100	8	14	22	22	38	38	38	60	60	60	
TRF- 1250 -150	3	200	150	22	38	60	60	100	100	100	150	150	150		
			415	(150)	8	14	22	22	38	38	38	38	60	60	
TRF- 2000 -150	3	415	200	14	22	38	38	60	60	60	100	100	100		

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

c) **安全装置** 装置保護用の安全装置は、次の表に示す手元開閉器(ナイフスイッチ)及びヒューズ、配線用遮断器、又は差込接続器を X 線制御装置の位置から直ちに操作できる場所に取り付けなければならない。ただし、9.2.2 に規定する緊急 X 線遮断器を備えた場合を除く。 原文8.2.2を訂正

差込接続器を使用する場合には、装置内にヒューズ又は配線用遮断器を設けなければならない。

【表 6】安全装置 (JIS Z 4702-1999 の表 10, 表 11 を統合)

標準となる形名	相数	配電 電圧 (V)	安全装置*			推奨するヒューズ 又は 配線用遮断器の定格電流 A
			種類			
			3 極差込接続器	ナイフスイッチ 及びヒューズ	配線用遮断器	
CIRF- 5 -120 CIR- 32 -150	1	100				15
IRF- 200 -125	1	200				40
IR- 400 -150 IRF- 400 -150	1	200				60
IRF- 630 -150	1、3	200				100
	3	415				50
IRF- 1000 -150	3	200				100
		415				75
IRF- 1250 -150	3	200				125
		415				75
RDP- 20 -100	1	100				10
		200				5
RDP- 100 -100	1	200				20
RF- 500 -125	1	200				75
RF- 500 -150	1	200				100
		415				50
TRF- 800 -150	3	200				100
		415				50
TRF- 1000 -150	3	200				125
		415				75
TRF- 1250 -150	3	200				150
		415				75
TRF- 2000 -150	3	415				125
コンデンサ式	1	100	**			15

* 安全装置の規定
 表中において、各安全装置は以下に規定されたものを使用すること。
 ヒューズ : JIS C 8313 又は
 : JIS C 8314
 差込接続器 : JIS C 8303
 ナイフスイッチ: JIS C 8308
 原文 JIS C 8303を訂正
 配線用遮断器 : JIS C 8370

** 2 極又は 3 極差込接続器

7.性能 10.の試験方法によって試験したとき、次のとおりでなければならない。(抜粋)

項 目		a) インバータ式 X 線高電圧装置 変圧器式 X 線高電圧装置	b) コンデンサ式 X 線高電圧装置	改
a) 1) b) 1)	管電圧	誤差は± 10% 以内*		
b) 2)	撮影用コンデンサ容量	2 μF 以下 誤差は -5 ~ +10% の範囲内		
a) 2) b) 3)	管電流	誤差は± 20% 以内*		* 百分率平均誤差は ± 15% 以内から誤差は ± 20% 以内になった。
a) 3)	撮影用タイマ	撮影時間の誤差は± (10% + 1 ms) 以内*		* 装置の種類、撮影時間により区分して 百分率平均誤差を規定していたが、一律に誤差は ± (10% + 1 ms) 以内になった。
a) 4) b) 4)	管電流時間積	誤差は± (10% + 0.2 mAs) 以内*		* 百分率平均誤差は ± 20% 以内から誤差は ± (10% + 0.2 mAs) 以内になった。
a) 5) b) 5)	X 線出力の再現性	変動係数は、指定 ¹⁾ の範囲のあらゆる X 線条件の組合せにおいて、0.05 以下 (自動露出制御装置を除く。)*		* 0.1 以内 (自動露出制御方式を含む) から 0.05 以下 (自動露出制御方式を除く) になった。

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

項 目	a) インバータ式 X 線高電圧装置 変圧器式 X 線高電圧装置	b) コンデン サ式 X 線高 電圧装置
a) 6) 相隣る設定値 における X 線 出力の直線性 *	<p>撮影時、指定¹⁾の範囲にわたり、管電流及び撮影時間または管電流時間積の相隣る設定値における X 線出力を測定したとき、次の式を満足すること。 X 線条件が連続可変の場合には、2 倍を超えなくできるだけ 2 倍に近い二つの設定値を選定する。</p> $\left \frac{\overline{K_1}}{I_1 t_1} - \frac{\overline{K_2}}{I_2 t_2} \right \leq 0.2 \frac{\overline{K_1} + \overline{K_2}}{2}$ <p>ここに、 $\overline{K_1}, \overline{K_2}$: X 線出力測定値の平均値 I_1, I_2 : 相隣る管電流の設定値 t_1, t_2 : 相隣る撮影時間の設定値</p> <p>管電流時間積制御方式においては、$I_1 t_1 = Q_1$、$I_2 t_2 = Q_2$としてよい。ここに、Qは管電流時間積の設定値である。</p>	
a) 7) b) 6) 自動制御シ ステムの X 線出 力の安定性	<p>自動制御システムを用いた撮影において、<u>X 線フィルム</u>の濃度変化は、*次の値を超えてはならない。</p> <p>(1) 被写体の厚さが一定のとき、管電圧の変化に起因する濃度変化は 0.15 (2) 管電圧が一定のとき、被写体の厚さの変化に起因する濃度変化は 0.20 (3) 管電圧及び被写体の厚さの両者の変化に起因する濃度変化は 0.20 (4) 管電圧及び被写体の厚さも変化しない場合の濃度変化は 0.10</p>	
a) 8) b) 7) 電源一次回路 の耐電圧	<p>電源一次回路と接地した金属部間は下記の交流電圧に 1 min 以上耐えること</p> <p>定格標準電圧 50V を超え 150V 以下のとき 1000V 150V を超え 250V 以下のとき 1500V 200V を超えるもの $2 \times (\text{定格標準電圧}) + 1000V$</p>	
a) 9) b) 8) 高電圧側耐電 圧	<p>短時間定格の最高管電圧の 1.2 倍 3 min 以上 長時間定格の最高管電圧の 1.2 倍 15 min 以上 ただし、長時間定格の最高管電圧が短時間定格のそのの 80% を超えない場合は、短時間定格の値だけを満足すればよい。</p>	
a) 10) b) 9) 定格負荷	<p>長時間定格及び短時間定格を負荷したとき、異常がないこと。</p>	

改

* 基準管電流時間積に対する X 線出力の直線性の項目が削除された。

改

* X 線出力を測定する方法から X 線フィルム濃度を測定する方法になった。

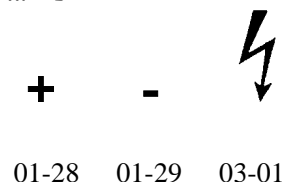
9.安全

9.1 高電圧発生装置	
9.1.1 電圧プラグ及びソケット	高電圧プラグ及びソケットは、JIS Z 4731 の構造及び接続の規定によらなければならない。* また、ソケットの近くには陽極・陰極及び危険電圧を示す JIS Z 4004 の図記号(01-28、01-29、03-01)** を表示しなければならない。また、高電圧ソケットとプラグとの接続は、 <u>工具を用いなければ取り外しできない構造とする。</u>
9.1.2 電圧切換器	一つの高電圧回路に二つ以上の X 線管装置を接続する場合は、陽極側及び陰極側に遠隔操作の高電圧切換器を設けなければならない。
9.1.3 計測回路の保護	高電圧回路に接続される管電流及び管電圧計測回路用端子には、計測回路の断線による危険防止のため、放電管などの電圧制限器を接地端子との間に備えなければならない。
9.1.4 コンデンサ式 X 線高電圧発生装置の残留電荷放電装置	高電圧コンデンサの残留電荷放電装置は、 <u>残留電荷が放電開始後 5 s 以内に 50 V 以下となり、かつ、放電を継続する構造でなければならない。</u> また、この残留電荷放電装置とは別に、装置と電源設備との接続を開放してから <u>150 min 以内に残留電荷が自動的に 50 V 以下となるような放電抵抗を備えなければならない。</u> 備考 通常、高電圧測定用分圧器によって後者の目的を達成できる。
9.1.5 高電圧回路の分離	高電圧回路は、低電圧回路との間に挿入したシールドを保護接地するなどの方法で電圧回路から分離するとともに、人が触れるおそれのある部分に、高電圧が現れないようにしなければならない。
9.2 X 線制御装置	
9.2.1 電源開閉器	電源開閉器は、 <u>各相を同時に接続又は遮断できるものでなければならない。</u>
9.2.2 緊急 X 線遮断器	緊急 X 線遮断器は、装置が故障して通常の X 線遮断装置が動作しない時に緊急、かつ、安全に X 線を遮断でき、復帰時に危険を生じない構造でなければならない。 なお、電源開閉器又は手元開閉器をこの目的に使用してもよい。
9.2.3 X 線条件の表示	撮影又は透視における X 線条件を、次の通り表示しなければならない。 a) 撮影の場合は、X 線撮影に先立って選択した管電圧、管電流及び撮影時間を表示すること。 ただし、管電流及び撮影時間の代わりに管電流時間積で表示してもよい。自動露出制御を行なう場合は、管電圧だけを表示してもよく、撮影後に撮影時間又は、 <u>管電流時間積を表示すること。*</u> b) 透視の場合は、操作者が透視中に随時確認できる方法で管電圧及び管電流を表示すること。 c) 管電圧若しくは管電流又はその両方が固定式の装置は、X 線制御装置(又はこれに相当する場所)に、公称管電圧若しくは公称管電流又はその両方を表示すること。

参考

* 高電圧プラグ及びソケットの接続は p24, 25 参照

** 図記号:



改

*部追加

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

9.2.4 作動状態の表示	作動状態は、次のとおり表示しなければならない。
	a) 準備完了状態の表示 準備完了状態を制御盤面に 9.2.10 に規定する色の光で表示をすること。 なお、撮影の場合には、移動形 X 線高電圧装置を除き、この状態を制御盤から離れた場所に表示できること。
	b) X 線照射中の表示 X 線の照射中であることを制御盤面に 9.2.10 に規定する色の光で表示をすること。 なお、撮影の場合は、X 線照射が終了したことを音響で表示し、更に遠隔操作式の場合は、操作している場所でも聞こえるようにできること。透視の場合は、移動形 X 線高電圧装置を除き、X 線の照射中であることを制御盤から離れた場所にも表示できる手段を備えること。
	c) 選択した X 線源装置の表示 X 線高電圧装置が二つ以上の X 線源装置を選択するようになっている場合には、X 線源装置に負荷する前に選択した X 線源装置を制御盤面に表示すること。二つ以上の X 線源装置の負荷を一つの場所で開始する手段を備えた X 線高電圧装置の場合には、選択できる各 X 線源装置か又はその近傍に選択した X 線源装置の追加表示ができる手段を備えること。
	d) 自動制御の表示 自動制御システムによって作動する X 線高電圧装置については、選択した作動モードを制御盤面に表示すること。
e) 自動露出装置の範囲 <u>X 線条件の変化によって自動露出制御を行なう X 線高電圧装置については、これらの X 線条件の範囲及び相互関係に関する情報を、取扱説明書に記載すること。*</u>	
9.2.5 X 線照射の制御	X 線の照射は、次の方法で制御しなければならない。
	a) X 線照射の制御は、 <u>デッドマン形</u> であること。*
	b) 一つ前の照射を開始したデッドマン制御を開放することなく、その次の照射や連続照射が開始できないこと。
	c) <u>X 線照射中のいかなる時点においても照射を終了させることが出来ること。ただし、0.5 s 以下の照射及び連続撮影を除く。連続撮影において、一連の照射のなかの一つの照射を実行中である場合は、その照射の完了を待って撮影を終了させてもよい。*</u>
d) <u>意図しない不慮の動作によって X 線照射が開始しないこと。*</u>	

改

* この項追加

* ただし、透視時において診断行為が困難になる場合に限り、電源が遮断された時自動的に復帰する自己保持形の開閉器を使用してもよい。を削除

* この項追加

* この項追加

9.2.6 過度の照射防止	過度の照射を防止するために、次の各項に適合しなければならない。
	<p>a) 保護手段 撮影が正常に終了しなかった場合には、適切な保護手段にてその撮影を終了させる機能を有すること。*</p> <p>b) 透視用積算タイム 透視用積算タイムは積算透視時間の完了を操作者に知らせる警告音を出す機能を有すること。また、透視用積算タイムは次の特性を有すること。*</p> <p>1) 積算透視時間が 5 min に至るまで警告を出さなく透視が行なえるような時間の設定が可能なこと。タイムの設定は 5 min より短い時間で設定してもよい。タイムを再設定せずに透視を行う場合は、透視中に警告音を発すること。</p> <p>2) 警告音を停止して引き続き透視を行う時は、透視を中断することなくタイムの再設定が出来ること。再設定は 5 min を超えて設定できないこと。</p> <p>3) 連続して 10 min 透視を行った時は自動的に 10 min にて停止すること。又、照射スイッチを押し直すことによって再び透視が行えること。</p> <p>4) 透視用積算タイムの設定や再設定のための手段は、照射スイッチと別のものであること。</p>



* この項追加

* 以下の部分が大幅に変更。【表 7】参照

- (a) 積算透視時間は、10 min を超えて設定できないこと。
- (b) 積算透視時間が終了したとき、自動的に透視が終了すること。
- (c) 透視用積算タイムの設定時間が 5 min を超える場合は、積算透視時間が 5 min を経過する少なくとも 30 s 以上前から設定時間まで連続した警報音を発すること。
設定時間が 5 min 以下の場合、設定時間の少なくとも 30 s 以上前から同様の警報音を発すること。
- (d) 透視用積算タイムの再設定は、いつでもでき、積算透視時間は適宜に設定して反復でき、かつ、再設定中に照射の中止を生じないこと。

参考 【表 7】透視用積算タイムの動作解説

動作解説項目	JIS Z 4702:1999	JIS Z 4702:1993
最長設定時間	5 ~ 10 min	10 min を超えない
警報音の発生	設定時間完了から再設定せずに透視を行う間	設定時間 > 5 min: 5 min を経過する少なくとも 30 s 以上前から設定時間まで連続音 設定時間 5 min: 設定時間の少なくとも 30 s 以上前から設定時間まで連続音
透視 X 線	設定時間完了後も引き続き透視ができる 連続して 10 min 透視を行った時のみ自動的に停止し、照射スイッチを押し直すことによって再び透視ができる	設定時間で自動的に停止 (再設定により再び透視ができる)
再設定	警報音を発している間に再設定する場合は、5 min を超えて設定できない(設定と再設定の区別あり)	いつでも適宜の設定時間で反復して再設定できる (設定と再設定の区別なし)

<p>9.2.6 過度の照射防止</p>	<p>c) 透視時の過度照射防止 透視時には、次に示す過度照射の防止ができる機構を備えなければならない。*</p> <p>1) 患者への入射面におけるX線ビームの中心において、50 mGy / min に制限できること。ただし、高線量率透視制御を備えている装置を除く。</p> <p>2) 高線量率透視制御を備えている装置にあっては、125 mGy / min に制限できること。また、高線量透視制御は、操作者による連続操作時のみ動作しなければならず、かつ、連続した警告音を発すること。</p> <p>d) 自動露出制御を用いた撮影時の照射制限 1 回の照射が 60 kJ を超えないように管電圧、管電流又は照射時間のいずれかを制限するか、若しくは管電流時間積が 1 回あたり 600 mAs を超えないように制限すること。また、正規の照射終了手段と安全のための照射終了手段は互いに独立した機能であり、どちらか一方の故障が他の手段に影響を与えてはならない。*</p> <p>e) コンデンサ式X線高電圧装置における放電電圧の制限 自動露出制御を含め、設定管電圧の 50% を下回る値までのX線照射が行われない手段を講じること。</p> <p>f) 自動制御システムの動作の確認 自動線量率制御又は自動露出制御の機能を備えたX線高電圧装置にあっては、その動作を確認するための手段を取扱説明書に記載すること。*</p>
<p>9.2.7 保護接地線</p>	<p>保護接地線は、十分な機械強度を持つものとし、他の回路電流を流したり機能接地線と流用してはならない。保護接地線は、その全長にわたって緑と黄(緑色と黄色の縞模様)で識別し、保護接地端子の近傍には保護接地を示すJIS Z 4004 の図記号*を表示しなくてはならない。</p>
<p>9.2.8 保護接地</p>	<p>X線高電圧装置に関する保護接地は、JIS T 1001 の 7.5*に従う。ただし、適合の試験については 10.2 m) に従うこと。</p>

改

以下の部分に変更

* 透視時過度照射防止装置は、4 mA を超える管電流が流れない構造とし、また、2 mA を超えたときこのことを表示すること。ただし、自動線量制御方式などの場合の 5 s を超えない過渡的な期間は除く。

以下の部分に変更

*インバータ式及び変圧器式X線高電圧装置は自動制御システムが作動しないとき、過大照射を撮影時間又は管電流時間積の制御でバックアップすること。

* この項追加

参考

* JIS Z 4701⁻¹⁹⁹⁷ガイド 5.6 保護接地を参照

9.2.9 接地漏れ電流及び 外装漏れ電流	a) X線高電圧装置の接地漏れ電流は、正常状態及び単一故障状態において表 16 の値を満足しなければならない。																	
	<p>表 16 単位 mA</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>装置の形式</th> <th>電流の経路</th> <th>正常状態</th> <th>単一故障状態</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="2">永久設置形 X 線高電圧装置</td> <td>接地漏れ電流</td> <td>10**</td> <td>10</td> </tr> <tr> <td>外装漏れ電流</td> <td>0.1</td> <td>0.5</td> </tr> <tr> <td rowspan="2">移動形 X 線高電圧装置</td> <td>接地漏れ電流</td> <td>2.5</td> <td>5</td> </tr> <tr> <td>外装漏れ電流</td> <td>0.1</td> <td>2***</td> </tr> </tbody> </table> <p>備考 1. 永久設置形 X 線装置の接地漏れ電流に関する単一故障状態は、電源導線 1 本だけの断線とする。</p> <p>2. 表 16 に示した接地漏れ電流の許容値は、直流又は周波数 1 kHz 以下の交流の実効値 (r.m.s) である。1 kHz を超える周波数の場合には、その周波数をキロヘルツ (kHz) の単位で表した数値を表 16 に示した値に乘じた積を許容値とする。ただし、許容値は波形及び周波数に関係なく、永久設置形については 20 mA、移動形については 10 mA を限度とする。</p>	装置の形式	電流の経路	正常状態	単一故障状態	永久設置形 X 線高電圧装置	接地漏れ電流	10**	10	外装漏れ電流	0.1	0.5	移動形 X 線高電圧装置	接地漏れ電流	2.5	5	外装漏れ電流	0.1
装置の形式	電流の経路	正常状態	単一故障状態															
永久設置形 X 線高電圧装置	接地漏れ電流	10**	10															
	外装漏れ電流	0.1	0.5															
移動形 X 線高電圧装置	接地漏れ電流	2.5	5															
	外装漏れ電流	0.1	2***															
	b) 表 16 に示す許容値は、電源又は永久設置された集中接続点 (X 線高電圧装置のきょう体又はカバー内に設けてもよい。) に直接接続した X 線装置の各单位機器毎に適用する。また、X 線源装置のような単位機器又は関連機器を集中接続点に接続する場合には、この集中接続点と外部の保護接地系との間に流れる漏れ電流が、この点に接続されている個々の装置の許容漏れ電流値を超えてもよい。*																	
9.2.10 表示灯及び押しボタン	表示灯などの色は、表 17 に適合しなければならない。ただし、次の場合は、この限りではない。																	
	<p>a) インタロックが作動して危険になることを防止している状態の表示には、赤色を使用しないこと。</p> <p>b) 次の表示を行うための赤色スペクトルを持つ発光ダイオード (LED) は、赤色表示灯とはみなさない。</p> <p>1) ある一つの制御盤面で特定の色を必要としない表示で、すべての表示が同じスペクトルの発光ダイオードで表示される場合。</p> <p>2) 特定の色を必要とする表示であるが、明りょうに見分けられる方法で表示される場合。</p>																	
	<p>表 17 表示灯などの色と意味</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>色</th> <th>意味</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>赤</td> <td>危険の警告* 緊急措置の要求</td> </tr> <tr> <td>黄</td> <td>X 線照射中</td> </tr> <tr> <td>緑</td> <td>準備完了状態</td> </tr> </tbody> </table>	色	意味	赤	危険の警告* 緊急措置の要求	黄	X 線照射中	緑	準備完了状態									
色	意味																	
赤	危険の警告* 緊急措置の要求																	
黄	X 線照射中																	
緑	準備完了状態																	

改

** 5 から 10 に変更になった。

*** 0.5 から 2 に変更になった。

* この項追加

改

* (過負荷条件を含む) を削除

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

9.2.11 手持ちスイッチ及び足踏みスイッチの電圧制限	手持ちスイッチ及び足踏みスイッチに使用する電源は、 <u>電源(商用)から完全に分離され、かつ、その電圧は交流 25 V(実効値)以下又は直流 60 V以下でなければならない。</u>
9.2.12 足踏みスイッチ	足踏みの照射開閉器(スイッチ部分)は、 <u>異常な姿勢で床に置かれても不慮の動作をしないような構造でなければならない。</u>
9.2.13 移動形 X 線高電圧装置の蓄電池充電中の駆動及び X 線照射中のインタロック	蓄電池の充電器が組み込まれた移動形 X 線高電圧装置においては、それが廊下などに置かれているとき、外来者などの不用意な接触による危険を防止するために、 <u>充電中の装置の駆動や X 線照射をインタロックする手段を講じなければならない。</u> (例えば、キースイッチを設ける)
9.2.14 外部インタロックの接続	歯科用及び移動形 X 線高電圧装置を除き X 線高電圧装置には、X 線高電圧装置より離れた所から X 線照射を停止させることができ、かつまた、X 線照射開始を阻止することができるインタロック機能又はその機能を持つ電気回路への接続手段を講じなければならない。
9.2.15 残留電荷	<p>残留する電荷による危険防止のため、次の手段を講じなければならない。</p> <p>a) 電源を開路しても電荷又は電気エネルギーが残留したままになる部分には、外装のほかに、その部分に工具を使用しなければ取り外すことのできない保護カバーを設け、かつ、保護カバーに残留電荷がある旨を表示する。</p> <p>b) 開閉カバーを取り外したとき接触可能となるコンデンサ及びそれに接続する生きている部分には、電源を開路して開閉カバーを取り外した直後に、<u>60 V*</u> を超える残留電圧又は 2 mJ を超える残留エネルギーがないこと。ただし、自動放電が不可能であり、かつ、工具を使用しなければ開閉カバーが取り外せない場合には、手動放電装置を組み込んでよい。手動放電装置には、放電するコンデンサを表示すること。なお、蓄電池エネルギー蓄積形インバータ式 X 線高電圧装置、及び搭載された蓄電池については、この規定を適用しない。</p>

改
* 50 V から 60 V に変更になった。

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

10.2 試験方法 これらの試験は、すべて形式試験とする。

項目	試験点、方法	判定
a) 管電圧試験	表 18 又は 表 19 に定める試験点 ** JIS Z 4921 に適合する測定器又は同等以上の測定器	誤差が± 10% 以内 であること。*
b) 管電流試験 (組み合わせる X 線 管の許容負荷以 内)	長時間定格 表 18 又は 表 19 に定める試験点 ** 高電圧回路にあらかじめ校正された X 線管電流測定器 短時間定格 インバータ式及び変圧器式 X 線高電圧装置の場合 表 18 に定める試験点 ** 高電圧回路にあらかじめ校正された X 線管電流測定器 コンデンサ式 X 線高電圧装置の場合あらかじめ校正された波高電流計で測定し、取扱説明書に示した値と比較する。	誤差が± 20% 以内 であること。*
c) 撮影用タイマ試験	インバータ式及び変圧器式 X 線高電圧装置 表 18 に定める試験点 ** JIS Z 4921 に適合する測定器の管電圧出力波形を観測 2 ピーク形の場合、主変圧器の一次入力又は制御器の出力電圧波形測定をオシロスコープで代用することができる。	誤差が± (10% + 1 ms) 以内であること。*
d) 管電流時間積試験	表 18 又は 表 19 に定める試験点 ** 高電圧回路にあらかじめ校正された管電流時間積測定器	誤差が± (10% + 0.2 mAs) 以内であること。 *
e) X 線出力の再現性試験 (短時間定格の X 線出力)	表 20 又は 表 21 に定める A、B、C、D の各試験点 ** 線量計または蛍光量計で測定。 測定は 1 時間以内に 10 回の測定を行うこと。 標準配置は 図 5 総ろ過は乳房撮影は 0.5 mmAL 当量以上、 その他は 表 22 による。***	計算して得た変動係数が 0.05 以下であること。*

表 22 X 線出力測定のための付加ろ過(30)

管電圧 (kV)	アルミニウム厚 (mmAL)
40	4
50	10
60	16
70	21
80	26
90	30
100	34
120	40
150	45

注(30) 管電圧が表示値の中間にある場合は高い方に合わせた厚さを使用する。

表 18 ~ 21 図 5 は JIS Z 4702 :1999 を参照

改
* 7.性能 の項を参照

** 試験点が簡素化された。

***総ろ過
歯科専用装置は
8.5 mmAL 以上、
その他の装置は
2.5 mmAL 以上
から **表 22** の値になった。

項目	試験点、方法	判定																						
f) X線出力の直線性試験	表 20 に定める E、F の試験点* (コンデンサ式 X 線高電圧装置を除く) 線量計又は蛍光量計で 1 h 以内に 10 回測定する。	これらの平均値と 10.2e) で求めた C、D の試験点での平均値が、7.a)6) の規定に適合するかどうかを調べる。																						
	表 20 に定める試験点 ** 自動露出制御システムを作動させて、水又はアクリルファントムを撮影した X 線フィルムの濃度を測定する。 ・平均階調度が 2.0 相当の X 線フィルムを使用する。 ・自動露出制御システムの濃度補正は、管電圧 80 kV、15 cm 厚ファントムを使用したとき、濃度が 1.1 ~ 1.3 になるように調整する。 ・固定した撮影時間で自動露出制御システムを作動させる場合を除き、指定された公称最短撮影時間の 3 倍を超える撮影時間になるような管電流を選択する。 ・各試験電圧、ファントムの厚さを 表 23 に示す。その時のフィルム濃度をそれぞれ a ~ h (表 8) とする。 表 23 自動露出制御試験の試験条件 <table border="1" data-bbox="443 874 1093 1161"> <thead> <tr> <th data-bbox="443 914 611 986">電 圧 (³¹)(kV)</th> <th data-bbox="611 914 875 986">ファントムの厚さ(cm)</th> <th data-bbox="875 914 1093 986">フィルム濃度</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td data-bbox="443 986 611 1026">60(³²)</td> <td data-bbox="611 986 875 1026">10 と 15</td> <td data-bbox="875 986 1093 1026">a と b</td> </tr> <tr> <td data-bbox="443 1026 611 1066">80</td> <td data-bbox="611 1026 875 1066">15 と 20</td> <td data-bbox="875 1026 1093 1066">c と d</td> </tr> <tr> <td data-bbox="443 1066 611 1106">100</td> <td data-bbox="611 1066 875 1106">15 と 20</td> <td data-bbox="875 1066 1093 1106">e と f</td> </tr> <tr> <td data-bbox="443 1106 611 1161">120(³²)</td> <td data-bbox="611 1106 875 1161">10 と 15</td> <td data-bbox="875 1106 1093 1161">g と h</td> </tr> </tbody> </table>	電 圧 (³¹)(kV)	ファントムの厚さ(cm)	フィルム濃度	60(³²)	10 と 15	a と b	80	15 と 20	c と d	100	15 と 20	e と f	120(³²)	10 と 15	g と h	自動露出制御システムの安定性は、各フィルム濃度が 表 9 の基準にすべて合致すること。 【表 9】適合基準 <table border="1" data-bbox="1111 914 1765 1161"> <tbody> <tr> <td data-bbox="1111 914 1144 1026">1</td> <td data-bbox="1144 914 1765 1026"> $\frac{ (b,c,e,h)-(b+c+e+h) }{4} \leq 0.15$ $b-c \leq 0.15, \quad c-d \leq 0.15, \quad e-h \leq 0.15$ </td> </tr> <tr> <td data-bbox="1111 1026 1144 1066">2</td> <td data-bbox="1144 1026 1765 1066"> $a-b \leq 0.2, \quad c-d \leq 0.2, \quad e-f \leq 0.2, \quad g-h \leq 0.2$ </td> </tr> <tr> <td data-bbox="1111 1066 1144 1106">3</td> <td data-bbox="1144 1066 1765 1106"> $\frac{ (a,b,\dots,h)-(a+b+\dots+h) }{8} \leq 0.2$ </td> </tr> <tr> <td data-bbox="1111 1106 1144 1161">4</td> <td data-bbox="1144 1106 1765 1161"> $\frac{ (c_1,c_2,\dots,c_5)-(c_1+c_2+\dots+c_5) }{5} \leq 0.1 \quad *$ </td> </tr> </tbody> </table>	1	$\frac{ (b,c,e,h)-(b+c+e+h) }{4} \leq 0.15$ $ b-c \leq 0.15, \quad c-d \leq 0.15, \quad e-h \leq 0.15$	2	$ a-b \leq 0.2, \quad c-d \leq 0.2, \quad e-f \leq 0.2, \quad g-h \leq 0.2$	3	$\frac{ (a,b,\dots,h)-(a+b+\dots+h) }{8} \leq 0.2$	4
電 圧 (³¹)(kV)	ファントムの厚さ(cm)	フィルム濃度																						
60(³²)	10 と 15	a と b																						
80	15 と 20	c と d																						
100	15 と 20	e と f																						
120(³²)	10 と 15	g と h																						
1	$\frac{ (b,c,e,h)-(b+c+e+h) }{4} \leq 0.15$ $ b-c \leq 0.15, \quad c-d \leq 0.15, \quad e-h \leq 0.15$																							
2	$ a-b \leq 0.2, \quad c-d \leq 0.2, \quad e-f \leq 0.2, \quad g-h \leq 0.2$																							
3	$\frac{ (a,b,\dots,h)-(a+b+\dots+h) }{8} \leq 0.2$																							
4	$\frac{ (c_1,c_2,\dots,c_5)-(c_1+c_2+\dots+c_5) }{5} \leq 0.1 \quad *$																							
注 ⁽³¹⁾ これらの値が選択できない場合、選択が可能な最も近い値とする。 ⁽³²⁾ この値が指定(!)の適合範囲外ならば、指定の範囲で最も近い値とする。		*濃度 c の 5 回の測定濃度を c ₁ , c ₂ , ..., c ₅ とする。																						

改
 * 試験点が簡素化された。
****新規項目**
 X 線出力を測定する方法から X 線フィルム濃度を測定する方法になった。

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

項目	試験点、方法
h) 定格試験	長時間定格：指定の最高管電圧及び最大管電流を 10_min***以上負荷して異常の有無を調べる。 インバータ式 X 線高電圧装置の短時間定格：公称最大電力の負荷を 0.1 s 負荷して異常の有無を調べる。 変圧器式 X 線高電圧装置の短時間定格：公称最大電力の負荷を 1 s 負荷して異常の有無を調べる。 ただし、X 線管を組み合わせて行う場合は、X 線管の許容負荷範囲内で行う。
l) 透視時の過度照射防止試験	過度照射防止機構が 9.2.6c) の機能を満たすことを確認する。
m) 保護接地抵抗試験	無負荷時の電圧が 6 V を超えない 50 Hz 又は 60 Hz の電源から 25 A 以上の電流を 5 ~ 10 s 間、保護接地線と基礎絶縁の不良時に危険になる(生きになる)おそれのある各種接地可能金属部との間に流して測定する。

***5_min_以上から
10_min_以上になっ
た。

12. 表示

12.1 機器の外側の表示	JIS Z 4701 の 12.2 によるほか、つぎによる。 a) 長時間定格及び短時間定格の公称値 b) 据付年月又はその略号 c) 高電圧プラグ及びソケットの極性(高電圧発生装置を機器の外側に設置する場合) d) コンデンサ式 X 線高電圧装置の公称撮影コンデンサ容量(μF) e) X 線条件を半固定又は固定している場合には、その X 線条件
12.2 機器の内部の表示	JIS Z 4701 の 12.3 による。

13. 定期点検 使用者は 1 年を超えない一定期間毎に定期的に保守点検を行い、必要があれば部品の更新及び再調整を行わなければならない。

a) 定期点検	次の項目を点検すること。
1) 外観	X 線高電圧装置を構成している部品の外観に目立った変形、汚損、じんあいのたい(堆)積がなく、配線などの絶縁物に異常がないかどうか調べる。
2) 取付強度	部品の取付けなどに緩みがないかどうかを調べる。
3) 放電装置の動作	コンデンサ式 X 線高電圧装置の残留電荷放電装置が、正常に動作するかを調べる。
4) 電氣的接続部の導線の引張防止及び絶縁	電氣的接続部の導線の接続(特に、保護接地線の接続)及び引張り防止、並びに生きている部分と接地した金属部分及び電位差のある部分間の絶縁に異常が無いかどうかを調べる。
b) 部品の更新	定期的に更新を必要とする部品は、次の通りとする。 1) 電源開閉器の接点 2) 電磁継電器(リレー)、電磁接触器など 3) 電子管 4) その他製造業者の指定する部品

14. 附属文書




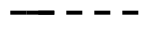
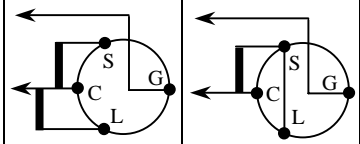
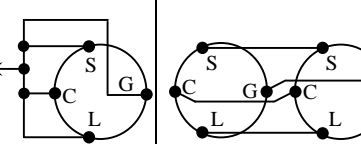
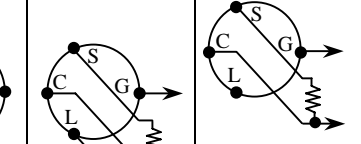
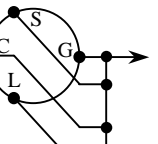
14.2 技術説明(書)	技術説明(書)は、JIS T 1005 によるほか、X 線高電圧装置については、次の事項を記載しなければならない。 a) X 線高電圧装置を接続する電源の容量及び電源の見掛けの抵抗に関する詳細 (6.参照) b) 組み合わせる単位機器又は付属品の組合せ及び接続に関する適切な技術情報 (10.1.5 参照) c) 定期的保守点検に対する技術情報
--------------	---

参考資料

JIS Z 4731 高電圧プラグ及びソケットの接続(3 極)

表 示			接続方法及び接続図						
			高電圧発生装置側ソケット		陽 極 側	高電圧ケーブル側 プラグ	X線管装置側ソケット		
			陰 極 側 (X線管フィラメント加熱変圧器)				陰 極 側	陽 極 側	
端子 又は 接触子	図 記 号	文字記号	2 回路又は 1 回路	1 回 路			二重焦点	単 焦 点	
共 通	表示なし	C	LF, SF 両回路の共通端	フィラメント回路の一端、及び格子回路がある場合はその一端を接続			両フィラメントの共通端	フィラメントの一端	
大焦点用フィラメント(LF)	□	L	LF 用回路の他端	回路の他端	すべてのソケットの端子を短絡	同一表示の接触子を、それぞれ X 線用高電圧ケーブルを用いて接続	LF の他端	フィラメントの他端	すべての端子を短絡
小焦点用フィラメント(SF)	■ □	S	SF 用回路の他端	回路の他端又は格子回路			SF の他端	フィラメントの他端又は格子電極	
プラグ : Top view ソケット : Bottom view									

JIS Z 4731 高電圧プラグ及びソケットの接続(4 極)

表 示			接続方法及び接続図							
			高電圧発生装置側ソケット			高電圧ケーブル側 プラグ	X線管装置側ソケット			
			陰 極 側 (X線管フィラメント加熱変圧器)		陽 極 側		陰 極 側		陽 極 側	
端子 又は 接触子	図 記 号	文字記号	2 回路又は 1 回路	1 回 路		二重焦点	単 焦 点			
共 通	表示なし	C	LF、SF 両回路の共通端、及び格子回路の一端を接続	フィラメント回路の一端、及び格子回路の一端を接続	すべてのソケットの端子を短絡	同一表示の接触子を、それぞれ X 線用高電圧ケーブルを用いて接続	LF、SF の一端及び格子電極の一端を接続	フィラメントの一端、及び格子電極の一端を接続	すべての端子を短絡	
大焦点用フィラメント(LF)		L	LF 用回路の他端	L と S 端子を接続し、フィラメント用回路の他端を接続			LF の他端	フィラメントの他端		
小焦点用フィラメント(SF)	 	S	SF 用回路の他端				SF の他端	フィラメントの他端又は格子電極		
格子電極		G	格子回路の他端	格子回路の他端			格子電極の他端	格子電極の他端		
プラグ : Top view ソケット : Bottom view										

医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド

委員長 幾瀬 純一 東芝メディカル(株)
 監修 山田 和美 東京日立病院
 (社)日本放射線技術学会
 監修 佐藤 洋 厚生中央病院
 (社)日本放射線技術学会
 委員 青木 雄二 化成オプトニクス(株)
 委員 伊東 正義 キヤノン(株)
 委員 吉崎 豊 コダック(株)
 委員 千葉 範雄 コニカ(株)
 委員 土屋 定男 (株)島津製作所
 委員 堀川 英之 シーメンス旭メディテック(株)
 委員 岩崎 正秀 GE 横河メディカルシステム(株)
 委員 三好 邦昌 (株)東芝 那須電子管工場
 委員 鈴木 正吾 (株)東芝 医用システム社 那須工場

Z 4702 ガイド作成リーダー

佐野 光巧 東芝メディカル製造(株)
 委員 半田 清高 東芝メディカル製造(株)
 委員 前沢 邦昭 (株)日立メディコ
 委員 岸見 和知 富士写真フィルム(株)
 委員 鈴木 茂昭 フィリップスメディカルシステムズ(株)
 委員 荒井 尚孝 フィリップスメディカルシステムズ(株)
 委員 鴨下 実 (株)三田屋製作所
 委員 中神 孝二 (株)メディソンアコマ
 幹事 中村 員房 東芝メディカル(株)
 事務局 加畑 峻 (社)日本画像医療システム工業会
 事務局 小田 トミ子 (社)日本画像医療システム工業会