整流波形の相違によるX線出力の比較

山口大学医学部付属病院放射線科

大塚 昭 義・東 田 善 治

(論文受付 昭和48年8月20日)

COMPARISON OF X-RAY OUTPUTS DUE TO DIFFERENT RECTIFYING WAVEFORMS

By AKIYOSHI OTSUKA

YOSHIHARU HIGASHIDA

Department of Radiology, Yamaguchi
University Hospital

(Article received. Aug. 20, 1973)

Summary

In recent years, multi-phase rectifying instruments have come to be widely used in tune with the popular use of continuous angiography and TV fluoroscopy techniques. However, the quality as well as quantity of X-rays emitted by the 6-pulse or 12-pulse rectifying instrument has not been fully elucidated as compared with that by the conventional, singlephase 2-pulse rectifying method.

The following report is an attempt to such an analysis.

(1) In experiment, no great qualitative difference was observed between the X-rays generated by the 2-pulse unit and those by the 12-pulse one, but in quantity the 12-pulse unit was capable of producing approximately 1.5 times as much X-rays as by the 2-pulse unit.

(2) In theory, by expounding Kulenkampff's experimental formula, comparison was made of the X-ray outputs obtained by different rectifying methods.

Practically no qualitative difference was observed between the x-rays from the 6-pulse unit and those from the 12-pulse or constant potential unit, while a slight difference was seen between the X-rays from the 2-pulse unit and those from the 12-pulse or constant potential unit. With an inherent filter of 3mmAl, the quantity of X-rays from the 12-pulse or constant potential unit was 1.4-1.5 times of those from the 2-pulse one, while the X-rays from the 6-pulse one was 1.3-1.4 times in quantity of the 12-pulse one.

(3) Our measurements show a good agreement with the absorption curve reported by the Radiation physics Laboratory in N. B. S., whereas Kulenkampff's calculations present only a slight attenuation, which proves a qualitative hardness of the X-rays produced.

諸 言

近年、血管連続撮影やTV透視の普及により、X線発生装置も従来の単相2pulse整流にかわり、三相6pulse

や12pulse整流の装置が数多く出回ってきた。

従来の2pulse装置の出力については、いろいろな報告がなされ^{1)~4)} 6pulseや12pulseについても、外国ではいくつかの報告があるが^{5), 6), 36)}、わが国では、あまり

ないように思う^{7,8)}。12pulse 装置が開発された当時は、X線出力が、2pulse の数倍以上とか、線質も相当硬いとか、いろいろのことが言われ、われわれユーザーの方にも少し混乱があったように思われる。しかし実際に装置を使用してみると、思ったほど撮影条件の相違がみられず、やや疑問に思われた方も、多々おられることと思う。外国文献の中には、2pulse と 12pulse の相違は、質的なものではなく、量的なものである⁹⁾、という報告もあり、われわれはこの問題について、実験を行なうとともに、Kulenkampff の式から、理論的説明を試み、整流波形の相違による X 線の定性、定量的な検討を行なったので報告する。

実 験

(使用装置、器具)

東芝 KXO-1000 (12pulse),

管球 E-7005AX (東芝)

東芝 KXO-15 (2pulse)

管球 DRX-191A (東芝), U-5M-55A (日立)

Radocon 575, probe 612, 601, 602

結 果

(1) Fig. 1, 2 に 2pulse, 12pulse 整流のアルミニウム (Al) による減弱曲線をしめす。(固有フィルターのみ多重絞りなし) これから求めた半価層 (HVL) を Table 1. ならびに Fig. 3 にしめす¹⁰⁾。

Fig. 1, 2 はそれぞれの固有フィルターののみで測定したが、管球が違えば、固有フィルターの値も異なる (東芝の実験によると、DRX-191A=1.2mmAl 当量, E-7005AX=1.6mmAl 当量) ため、これを 1.6mmAl 当量に補正してみると、Fig. 4 のようになる。減弱曲線、半価層ともに大きな差は、みとめられない。

(2) Fig. 5 に照射線量および、その比率をしめす。固有フィルターのみで測定すると、おおむね 12pulse のほうが大となる。しかし管球が異なると線量も相当違うことが分る。これは管球メーカーが異なるため、管球やハ

Fig. 1

Fig. 2

ウベの構造、固有フィルターの相違によるものと思われる⁴⁾。

半価層同様 DRX-191A の固有フィルターを 1.6mmAl に補正した結果を Fig. 6 にしめす。

Table 1 半 価 層 (HVL)

waveform	HVL	kVp						
		50	60	70	80	100	120	150
2 pulse (单相)	first HVL (第1半価層)	0.9	1.1	1.2	1.35	1.6	2.05	2.6
	second HVL (第2半価層)	1.4	1.7	2.0	2.25	3.35	4.2	5.6
12 pulse (三相)	first HVL (第1半価層)	1.2	1.45	1.7	1.9	2.2	2.8	3.5
	second HVL (第2半価層)	1.6	2.0	2.35	2.8	3.8	5.45	6.8

整流波形の相違によるX線出力の比較 (大塚・東田)

Fig. 3

Fig. 4

12pulse は 2pulse の1.6~1.7倍の線量をしめす⁵⁾.

(3) 実際の写真効果をみるため、厚さ 10cm の Acrylite phantom を使用し、透過線量を測定した。(多重絞り使用、照射野 25×28cm) この結果を Fig. 7, 8 にしめす。

照射線量は 100kVp 以下では、ほぼ同じであるが(この原因は主として固有フィルターの相違と思われる)透過線量は大きく異なる。

2pulse は 12pulse に対し、grid(-) のとき、約75%、grid (+) の場合、約65%の透過率をしめす。これは同一 kVp のとき、12pulse は 2pulse の 1.35~1.55倍程度の出力があり⁵⁾、この結果は実際の使用条件と、ほぼ

Fig. 5

Fig. 6

一致する。

理 論

以上実験結果をしめしたが、2pulse より 6pulse、12pulse とパルス数の多いほうが、脈動率は小さくなりX線管の許容電力が増加する。また直流(DC)に近いほど、発生するX線の短波長成分が多いと考えられる。これらについて、Kulenkampff の実験式を用いて、整流波形の相違によるX線出力の変化を理論的に説明することを試みた^{11), 35)}。

まずX線強度スペクトルを求め、これを照射線量に変換するとともに、アルミニウムの減弱曲線を求め、半価層を比較することにする。

(方法)

管電圧、管電流が一定のとき、振動数が $\nu \sim \nu + d\nu$ の間にある X 線の強度 (intensity) $I\nu$ は次式で与えられる。

$$I\nu d\nu = aZ\{(\nu_0 - \nu) + bZ\} d\nu \quad \dots\dots\dots(1)$$

ただし、 a , b は定数、 ν_0 : 最大振動数、 ν : ν_0 より小さい任意の振動数、 Z : ターゲットの原子番号。

これを Duane-Hunt の公式で波長 (λ) の式に変換すると、

$$I_\lambda d\lambda = cZ\left(\frac{1}{\lambda_0} - \frac{1}{\lambda}\right) \frac{1}{\lambda^2} d\lambda \quad \dots\dots\dots(2)$$

(1) 式の第 2 項は第 1 項にくらべ非常に小さいため省略

故に

$$I_\lambda = k \frac{\lambda - \lambda_0}{\lambda^3 \lambda_0} \quad \dots\dots\dots(3)$$

管電圧、管電流が変化する場合、それぞれの瞬時値を ν , i とすれば、(3) 式はつぎのようになる。

$$I_\lambda = ki \frac{\lambda - (K/\nu)}{\lambda^3 (K/\nu)} = ki \frac{\lambda \nu - K}{K \lambda^3} \quad \dots\dots\dots(4)$$

ただし $K=12.4$ (Duane-Hunt の定数)

いま、 $\nu = V \sin \theta$, $i = I \sin \theta$ とすれば、 λ なる波長の強度 $I_\lambda(s)$ は次式で示される。

$$\begin{aligned} I_\lambda(s) &= \int_{\theta_1}^{\pi/2} I_\lambda d\theta = \frac{k}{K \lambda^3} \int_{\theta_1}^{\pi/2} (\lambda \nu - K) i d\theta \\ &= \frac{kI}{K \lambda^3} \int_{\theta_1}^{\pi/2} (\lambda V \sin^2 \theta - K \sin \theta) d\theta \\ &= \frac{kI}{\lambda^3 \lambda_0} \left\{ \lambda \left(\frac{\pi}{4} - \frac{\theta_1}{2} + \frac{1}{2} \sin \theta_1 \cos \theta_1 \right) - \lambda_0 \cos \theta_1 \right\} \\ &\quad \left(0 \leq \theta_1 < \frac{\pi}{2} \right) \quad \dots\dots\dots(5) \end{aligned}$$

(5) 式より、波長に対する強度スペクトルを求め、これを照射線量 (exposure) に変換する。1 レントゲン (R) 当たりの X 線強度 (energy fluence rate: erg/cm² sec) は波長により大幅に変化するので、波長に対応する値を

整流波形の相違によるX線出力の比較 (大塚・東田)

用いる。また半価層を求めるためアルミニウムで減弱を与えた。

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad \dots\dots\dots(6)$$

吸収係数 μ も波長に対応した値を代入した^{12), 13)}。以

Fig. 11

Fig. 12

Fig. 13

Fig. 14

Fig. 15

Fig. 16

Fig. 17

Fig. 18

上の計算は電子計算機により、最短波長 (λ_0) から $1.0\text{\AA}$ まで $0.01\text{\AA}$ 間隔で行なった。

(結果)

(1) 計算から求めた強度スペクトルを Fig. 9~12 にしめす。(管電圧 60, 150kVp, フィルター 0~16mmAl)
Fig. 9, 10 2pulse, Fig. 11, 12 直流 (定電圧)

(2) Fig. 13~18 に 2pulse, 6pulse, 直流の管電圧別強度スペクトルをしめす。(フィルター 0, 2mmAl)

(3) Fig. 19~22 に整流波形の違いによる強度スペクトルをしめす。(管電圧 60, 150kVp, フィルター 0, 2mmAl)

以上, いろいろな強度スペクトルを示したが, 2mmAl のフィルターを入れると, 長波長部分は, ほとんどカッ

トされ, $1.0\text{\AA}$ 付近で強度はほぼ 0 となる。また 12pulse 整流は直流とほとんど変わらないため, 図には描いていない。(油浸型の管球であれば, 2mmAl 当量程度の固有フィルターが入っていると推察される)。

(4) 強度(intensity)を照射線量(exposure)に変換したスペクトルを Fig. 23~26 にしめす。(管電圧 60, 150kVp, フィルター 0~15mmAl)。

(5) Fig. 27~30 に 2pulse と直流の管電圧別線量スペクトルをしめす。(フィルター 0, 2mmAl)。

(6) Fig. 31~34 に整流波形の相違による線量スペクトルをしめす。(フィルター 0, 2mmAl)。

以上より, フィルターを入れることにより, 長波長部

Fig. 19

Fig. 20

Fig. 21

Fig. 22

Fig. 23

Fig. 24

整流波形の相違によるX線出力の比較 (大塚・東田)

Fig. 25

Fig. 26

Fig. 27

Fig. 28

Fig. 29

Fig. 30

Fig. 31

Fig. 32

Fig. 33

昭和 48 年 11 月

日本放射線技術学会雑誌

分の線量が、大きくカットされることが分る。このことは、フィルターの重要な役割を示している。

(7) Fig. 35~39 に、アルミニウムの減弱曲線をしめす (フィルター 2mmAl)。

Fig. 35~38 は照射線量 (exposure) の減弱であり、Fig. 39 は強度 (intensity, $\text{erg}/\text{cm}^2 \cdot \text{sec}$, $\text{J}/\text{m}^2 \cdot \text{sec}$) と線量 (exposure, R) の減弱の相違をあらわしている。

これから半価層を求めると、Table 2, 3 ならびに Fig.

Fig. 34

Fig. 35

Fig. 36

Table 2 HVL (exposure)

filter	wave form	mmAl					
		HVL \ kVp	60	80	100	120	150
1.0 mmAl	2 pulse (単相全波整流)	第 1 半価層	1.50	1.65	1.80	1.95	2.10
		第 2 〃	2.25	2.70	3.20	3.65	4.30
	6 pulse (三相全波整流)	第 1 〃	1.55	1.70	1.82	2.00	2.18
		第 2 〃	2.45	2.95	3.48	3.95	4.82
	DC (直流)	第 1 〃	1.55	1.70	1.85	2.05	2.22
		第 2 〃	2.50	3.00	3.60	4.05	4.93
2.0 mmAl	2 pulse (〃)	第 1 〃	1.90	2.30	2.55	2.80	3.10
		第 2 〃	3.10	3.80	4.60	5.35	6.70
	6 pulse (〃)	第 1 〃	2.10	2.35	2.70	2.90	3.30
		第 2 〃	3.25	4.25	5.00	5.95	7.40
	DC (〃)	第 1 〃	2.15	2.40	2.75	2.95	3.35
		第 2 〃	3.40	4.30	5.15	6.20	7.75
3.0 mmAl	2 pulse (〃)	第 1 〃	2.50	2.95	3.30	3.65	4.20
		第 2 〃	3.80	4.85	6.10	7.15	9.00
	6 pulse (〃)	第 1 〃	2.65	3.10	3.55	3.95	4.55
		第 2 〃	4.15	5.40	6.55	7.85	9.85
	DC (〃)	第 1 〃	2.70	3.20	3.60	4.00	4.65
		第 2 〃	4.30	5.60	6.90	8.30	10.25

整流波形の相違によるX線出力の比較 (大塚・東田)

Fig. 37

Fig. 38

Table 3 HVL (intensity)

		mmAl					
filter	<div>wave form</div>	kVp	60	80	100	120	150
1.0 mmAl	2 pulse (单相)	4.15	6.4	8.7	11.1	14.4	
	6 pulse (三相)	4.65	7.15	9.8	12.5	15.7	
	DC (直流)	4.9	7.6	10.25	13.0	16.7	
2.0 mmAl	2 pulse (单相)	5.1	7.65	10.3	12.7	16.1	
	6 pulse (三相)	5.6	8.5	11.45	14.1	17.0	
	DC (直流)	6.0	8.95	12.0	14.7	18.0

Fig. 39

HVL

(Kulenkampff's formula)

filter 2mmAl

Fig. 40

40にしめすようになる。

(結論)

- (1) 直流と6pulseの線質は、ほとんど変わらない。また直流と2pulseの差もあまりない (Fig. 38)。
- (2) 強度の減弱にくらべ、線量の減弱がはるかに大きい。このことは、フィルターが、被曝線量軽減に大きく寄与していることを示している (Fig. 39)。
- (3) 半価層を測定する場合、これを強度で測るか、線

量で測定するかによって測定値は大きく異なる。これは半価層の定義と関連するが、文献によって、さまざまである^{10), 11), 14)~29)} (Fig. 39, Table 2, 3).

(4) 同一管電圧でも、実効電圧 (=HVL) は固有フィルターの値により、大きく変わるので³⁰⁾波高値 (kVp) から簡単には決められない。(フィルター 2mmAl のとき 60~150kVp で実効電圧は kVp 値の $\frac{1}{2}$ ~ $\frac{1}{4}$ 程度である) (Table 2).

(5) 実効電圧の変化は、管電圧 (kVp) を、かえるよりも、フィルターの変化による方が大きい (Table 2).

(6) 強度と線量という言葉が、よく同一意味で使用されているが、これは、明確に使いわける必要がある^{22), 23), 31)}.

(注) 強度 (intensity) I は $I = \Delta F / \Delta t$ で表わされ、 ΔF は Δt におけるエネルギーフルエンスである。つまり放射線自身がもっているエネルギーの一表示であり、単位は、 $\text{erg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$ または $\text{J}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$ で示される。線量 (exposure) は空気を電離する能力で測る X 線、 γ 線の量であり、単位は esu/g , C/kg , または R で示される。

Table 4
Comparison of Intensity

		2 pulse = 1.00				
filter	Al	60	80	100	120	150
0	6 pulse	1.46	1.44	1.42	1.42	1.41
	12 pulse	1.59	1.55	1.53	1.52	1.51
	D C	1.63	1.59	1.57	1.55	1.53
1.0 mm	6 pulse	1.50	1.47	1.45	1.43	1.42
	12 pulse	1.64	1.59	1.56	1.55	1.53
	D C	1.68	1.63	1.60	1.58	1.56
2.0 mm	6 pulse	1.52	1.49	1.46	1.45	1.43
	12 pulse	1.68	1.62	1.59	1.56	1.54
	D C	1.73	1.66	1.62	1.60	1.57
3.0 mm	6 pulse	1.55	1.50	1.48	1.46	1.44
	12 pulse	1.71	1.64	1.61	1.58	1.55
	D C	1.76	1.69	1.64	1.61	1.58

Table 5
Comparison of Exposure

		2 pulse = 1.00				
filter	Al	60	80	100	120	150
0	6 pulse	1.34	1.31	1.29	1.28	1.27
	12 pulse	1.42	1.38	1.36	1.34	1.33
	D C	1.44	1.39	1.37	1.36	1.35
1.0 mm	6 pulse	1.37	1.33	1.31	1.30	1.29
	12 pulse	1.45	1.40	1.38	1.36	1.35
	D C	1.47	1.42	1.39	1.38	1.37
2.0 mm	6 pulse	1.39	1.35	1.33	1.31	1.30
	12 pulse	1.48	1.42	1.40	1.38	1.37
	D C	1.50	1.45	1.42	1.40	1.39
3.0 mm	6 pulse	1.41	1.37	1.34	1.33	1.32
	12 pulse	1.51	1.45	1.42	1.40	1.39
	D C	1.54	1.47	1.44	1.42	1.41

(7) Table 4, 5 に強度と照射線量の比較をしめす。

X線管の固有フィルターを 2mmAl と仮定すると、直流の強度は 2pulse の1.6~1.7倍、線量は1.4~1.5倍となる。

(この計算では波長を $1.0\text{\AA}$ で打ち切っているが、無限大まで計算すると、フィルター 0 のとき、強度は管電圧に関係なく、2pulse に対し、直流1.50, 12pulse 1.47, 6pulse 1.38 倍となる)。

考 察

以上、実験と理論について述べてきたが、半価層や線量などについて必ずしも両者が一致しない。とくに半価層の値は、管電圧により相当違っている。理論では管電圧や波形が異なっても半価層に大きな差はないが、実験では低圧の場合、より小さく、高圧で理論に近い。また波形による相違も理論より大きい (Table 1, 2, Fig. 3, 40)。

Fig. 50 に NBS の Radiation Physics Laboratory で測定された減弱曲線と測定値および Kulenkampff の式から計算により求めた減弱曲線を示す。

NBS とわれわれの測定値は、測定に用いた管球の固有フィルターの値を 1.2mmAl とすれば、曲線はよく一致する。しかし計算値と NBS の曲線は、管電圧が低いほど、またフィルターが厚くなるほど一致しなくなる。計算値の方が線質的に硬く、管電圧が低いほど、その傾向が大きい。

この原因について考えてみる。

まず理論面では

(1) 積分範囲の問題

われわれが求めた積分範囲は、最短波長 (λ_0) から長波長は $1.0\text{\AA}$ までである。このため、減弱曲線の 100% 値が少し小さくなり、カーブの勾配が、ややゆるやかになっていると考えられる。これによる誤差は、管電圧が低いほど、また pulse 数が小さいほど、大きいと考えられる (Fig. 32, 34)。

(2) 特性 X 線補正の問題

Kulenkampff の式では、整流波形の相違による相対値しか求められず、特性 X 線の補正を行っていない。

(3) Kulenkampff の式の第二項を省略した問題

この式を導いた実験は、きわめて低い管電圧で行なっているため、診療に用いる高電圧にそのまま適用できるかどうか、やや疑問がある。しかしここでは波形による相互の比較を知るのが目的であり、第二項の補正を行っていない。(鈴木氏によれば³²⁾, Kulenkampff の式から求めた減弱曲線は実測よりも減衰が大きく、高電圧ほどその傾向が大きい。つまり線質的に軟いと報告している。そして実測に合うように、式の補正を行なってい

整流波形の相違によるX線出力の比較 (大塚・東田)

る。しかしわれわれの報告は、鈴木氏と一致せず、矛盾が大きい)。

次に実験時の問題として

(1) X線管自身の問題

① それぞれの管球について固有フィルターの値が、よく分らないこと。

固有フィルターの値は、管電圧や波形により、変化するため、管球やハウベの構造が、くわしく分らなければ十分な補正を行なうことができない。

② 陽極(焦点)の状態→あれ、亀裂の有無。

③ 陽極のフィルター効果。

④ タングステン(W)スパッタの状態。

以上①～④は、すべて線量、線質に影響を与えるが、その程度を明確につかむことは、難しい。

(2) 発生装置の問題

① 整流波形の歪による出力の相違³³⁾

Fig. 41 は 2pulse 100kVp 300mA 1/20 sec の蛍光波形であるが、歪があることを示している。Fig. 42 は同じく 60kVp 300mA 1/20sec の場合であるが、歪は、100kVp より小さい。

Fig. 41

Fig. 42

② X線管フィラメント点火の問題

普通どんな装置でも、フィラメントはすべて単相点火である。このため、12pulse や直流でも、管電流が単相交流の影響を受け、電流、電圧波形が変化する。

Fig. 43 は 12pulse 60kVp 100mA 1/20 sec の蛍光波形である。電圧の波形からいえば、36コの山ができるはずであるが、それらは問題にならず大きく6コの山ができています。Fig. 44 は、深部治療装置 200kVp 20mA 1/20sec の蛍光波形であるが 12pulse と同様、6コの山がみられ加熱の影響を示している。この影響の程度は、フィラメントの構造や管電流の値によって変わると考えられる。(フィラメントの熱イナーシャの問題)。

③ 高圧ケーブルの長さなど、二次側容量の問題³⁴⁾

これの大小は、波形に大きく影響する。Fig. 45, 46 は同一透視条件 (100kVp 6mA) での蛍光波形であるが装置が違うと、蛍光の脈動が大幅に異なる。(以上蛍光波形図の0点は下から2番目の線)。

④ 管電圧の誤差の問題

その他、管球から放出されるX線分布の片寄りによる出力の変化など、いろいろな問題が考えられ、理論と実

Fig. 43

Fig. 44

Fig. 45

Fig. 46

Fig. 47

験が完全に一致することは至難であろう。しかしよりよい一致を目指して、今後も努力するつもりである。

参考として、普通定電圧装置といわれる深部治療機の減弱曲線を示す。(Fig. 47) 12pulse と半価層を比較す

Fig. 48

Fig. 49

Fig. 50

整流波形の相違によるX線出力の比較 (大塚・東田)

ると80kVp 3.5mmAl (1.9mm), 100kVp 4.05mm (2.2mm), 120kVp 4.7mm (2.8mm), 150kVp 5.5mm (3.5mm) となり大きく異なっている。(カッコ内, 12pulse Table 1 参照)。

Fig. 48, 49 に同一kVp, mA の減弱曲線を示す。絞りについては反射鏡の有無により, 半価層は相当異なる (5.6mmAl→7.3mmAl)。

固有フィルターの増減は半価層に大きく影響するのでこれの正確な把握なくして, 半価層うんぬんはできないと考えている。

本稿を終るにあたり, 御指導, 御助言を頂いた島津製作所, 中西猛氏, 放医研, 飯田博美先生, 城西放射線技術専門学校, 加藤弥次郎先生, 本学工学部, 岡田敏彦氏に深く感謝いたします。

本論文の要旨は昭和47年7月, 第28回日本放射線技術学会総会および昭和48年5月, 第29回日本放射線技術学会総会にて発表した。

文 献

- 1) Trout ED, Kelley JP, Gross RE : Beam Quality Measurements in Diagnostic Roentgenology. Am. J. Roentgenol. 103, No. 3, 681-688 (1968)
- 2) Trout ED, Kelley JP, Weaver KE : Beam Quality Measurements in Diagnostic Roentgenology. Am. J. Roentgenol. 109, No. 3, 624-627 (1970)
- 3) Trout ED : The Life History of an X-Ray Beam. Radiologic Technology 35, No. 3 161-170 (1963)
- 4) McCullough EC, Cameron JR : Exposure rates from diagnostic X-ray units. Br. J. Radiol. 43, 448-451 (1970)
- 5) Kelley JP, Trout ED : Physical Characteristics of the Radiations From 2-Pulse, 12-Pulse, and 1,000-Pulse X-Ray Equipment. Radiology 100, 653-661 (Sep. 1971)
- 6) Barone GJ, Trout ED : Dose Distribution for Single-and Three-Phase X-Ray Equipment. Radiology 100, 663-669 (Sep. 1971)
- 7) Kanamori H : Effects of Roentgen Tube Voltage and Current Waveforms in Radiography. Acta Radiologica 4, 68-80 (1966)
- 8) 佐藤孝司 : X線管の管電圧, 管電流とその波形による放射X線の強度変化, 放射線像研究 Vol. 2, No. 4 (1973年2月)
- 9) Morgan JA : The Development and Application of Multi-phase X Rays in Medical Radiography. Radiologic Technology 40, 57-67 (Sep. 1968)
- 10) Trout ED, Kelley JP, Lucas AC : Determination of Half-Value Layer. Am. J. Roentgenol. 84, 729-740 (1960)
- 11) 木村幾生 他 : レントゲンの取扱い方, 裳華房 (1963)
- 12) 木村健二郎 : 放射線データブック, 地人書館 (1958)
- 13) NBS Handbook 85 (文献22, 23, 24参照)
- 14) Whyte GN : Principles of radiation dosimetry. (1959)
- 15) Hine GJ, Brownell GL : Radiation Dosimetry. Academic Press Inc. (1956)
- 16) Glasser O, Quimby EH, Taylor LS, Weatherwax JL : Physical Foundations of Radiology. Paul B. Hoeber, (1959)
- 17) NBS Handbook 60, X-Ray Protection (1955)
- 18) Blatz H : Radiation Hygiene Handbook. McGraw-Hill B. C. (1959)
- 19) Robertson JK : Radiology Physics. D. Van Nostrand Co., (1951)
- 20) Kinsman S : Radiological Health Handbook. PB Report Co., (1957)
- 21) Selman J : The Basic Physics of Radiation Therapy. Charles C Thomas, (1960)
- 22) 加藤弥次郎 : 診療放射線測定の基本知識, 医歯薬出版KK (1970)
- 23) 長 哲二 : 放射線測定法, 南山堂 (1971)
- 24) 竹井 力 : 放射線物理学, 南山堂 (1971)
- 25) 村上晃一 : 放射線治療技術, 南山堂 (1971)
- 26) 吉永春馬 : 放射線管理技術, 南山堂 (1971)
- 27) 飯田博美 他 : 放射線の防護, 丸善 (1965)
- 28) 尾内能夫 他 : 放射線医学(下), 医学書院 (1967)
- 29) ICRU Report 17, Radiation Dosimetry, (1970)
- 30) Reinsma K : The Inherent Filtration of X-Ray Tubes. Radiology 74, 971-972 (1960)
- 31) ICRU Report 19, Radiation Quantities and Units. (1971)
- 32) 鈴木正吾 : X線スペクトルに関するクーレンカンブの式の補正について, 日医放誌, 29, 535-539 (1969)
- 33) 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, No. 2 (1965)
- 34) Trout ED, Kelley JP, Lucas AC : Influence of Cable Length on Dose Rate and Half-Value

昭和 48 年 11 月

日本放射線技術学会雑誌

Layer in Diagnostic X-Ray Procedures. Radiology
74, 255-263 (1960)

35) Kulenkampff H : Über das kontinuierliche Rönt-
genspektrum. Ann. der Phys. IV, 69, 548~594

(1922)

36) Kramers HA : On the Theory of X-Ray Abso-
rption and of the Continuous X-Ray Spectrum.
Phil. Mag. s. 6. 46. 836-871 (1923)