

心 臓 血 管 造 影 撮 影 用 X 線 装 置

X-ray apparatus for Cineangiocardiology

上 田 英 雄* 上 田 慶 次** 山 根 巖***
Hideo Ueda Keiji Ueda Iwao Yamane
出 来 丈 弘*** 加 藤 和 昭***
Takehiro Deki Kazuaki Katô

要 旨

わが国においては、癌および循環器病による死亡率が最も高いといわれている。癌に対する対策としてはその早期発見が重要であり、そのための手段が確立され、効果も現われつつある。しかし循環器病の適確な診断の方法はまだ研究段階である。

循環器病の診断には、シネの1コマに数msの至短時間だけX線を放射する高速シネ撮影を行なうことが最も有力な手段である。この目的に適合するX線装置としてGEでは6相全波整流にスイッチング・バルブを使用したものを開発しているが、本装置は、単相全波整流式X線装置の高圧出力側に平滑コンデンサをそう入してその出力管電圧を定常化し、6相全波整流方式に匹敵する性能を得るとともに、グリッド制御形X線管を使用しグリッド・バイアスを電子的に制御することにより、最短2msの方形波状X線管電流をパルス状に放射することに成功し、動きの早い血流の動態を正確には握ることができた。

1. 緒 言

近年医学の進歩に伴い、多くの疾病が予防、治療しうるようになったが、依然として癌、脳卒中、心筋硬塞などの循環器疾患による死亡数は減少せず、高血圧、動脈硬化症、狭心症などに悩む人々が多い現況である。したがって、心臓、大動脈、脳などにおける循環動態、病変を適確に診断し、治療に役だててはきわめて重要であり、これらの領域における基礎的研究の進歩ならびに適確な診断方法の確立が強く望まれている。

毎分60回から100回におよぶ早い速度で、収縮、拡張運動を休みなく反覆する心臓や、毎秒100cmにもおよぶ早い血流の流れる血管系を適確に診断するには、その機能、形態を動態的には握ることが望ましい。これら心臓、血管系の機能、形態を動態的には握することは、従来からいろいろの困難が伴ってきたが、近年、造影剤を心臓内ならびに血管系内へ安全に注入するためのカテーテル技術の進歩とあいまって、蛍光増倍管(Image Intensifier)の開発、実用化などのX線撮影技術の進歩により、心臓血管X線映画撮影法(Cineangiocardiology)が診断、研究の一つの有力な手段として登場してきた。しかし、通常的心臓血管X線映画撮影法では、シネカメラのシャッタを開閉することにより、蛍光増倍管出力蛍光面の像をフィルム上に録画する方法をとっているため、えられる画像は心臓血管系の運動によるボケが多く、診断上不都合を生じており、この点の解決をはかり、画質を向上することが強く要求されている。

この要求にこたえるものがシネパルス方式によるX線映画撮影法で、シネカメラのシャッタの開いている間に、数msというきわめて短時間内にX線を放射し、得られる蛍光増倍管出力蛍光面の像をフィルム上に録画するものである。この方法によれば、心臓血管など動きの早い器官も、運動によるボケの少ない停止像として鮮明にとらえることが可能になり、機能形態を動態的にとらえるのみならず、映像を静態的に分析することも可能となり、従来より、より高次の診断を行なうことができる。

シネパルス方式による心臓血管X線映画撮影法を可能にする装置としては、次の機能が必要である。

- (1) 至短時間撮影.....ms単位の短いX線放射時間

表 1 装置の標準仕様一覧表				
術 式		管 電 圧 (kV)	管 電 流 (mA)	撮 影 時 間 (s)
普 通 撮 影		定管電圧式 125~45	定管電流式 300	mAs 式制御 0.01以上
断 層 撮 影 ブ ッ キ ー 撮 影		定管電圧式 125~45	定管電流式 300	mAs 式制御 0.01以上
バ イ ブ レ ー シ ョ ン 撮 影	オ デ ル カ カ メ ラ による間接撮影	定管電圧式 125~95	定管電流式 300	カメラによる時間制御 0.03~0.08
	カ セ ッ テ ー チ ャ ン ジャーによる直接撮影	定管電圧式 95~45	定管電流式 400	カセッテチェンジャーによる時間制御 0.03~0.08
I . I 使用	透 視	定管電圧式 150~45	定管電流式 0.1~4	連 続 時間制御 0.002~0.010
	シ ネ 撮 影	定管電圧式 140~45	定管電流式 20~40	
速 写 撮 影		定管電圧式 125~45	定管電流式 300	mAs 式制御 0.01以上

- (2) 任意時間間隔の繰返し連続撮影.....最低60回/秒のX線放射
- (3) 均一な写真効果.....定常化されたX線出力
- 今回、われわれは、上記機能を有し、かつまた前述の医学的目的を果しうるX線装置を開発したので、その概要ならびに結果について報告する。

2. 装 置 の 概 要

この装置は全波整流回路に平滑用高圧コンデンサを用いてX線出力を安定にすると同時に、グリッド制御形X線管を使用し純電子的に管電流すなわちX線の放射を制御し、2ms程度の至短時間内にX線写真を撮影するに十分な大量のX線を急速に繰返し放射できるようにしたもので、40~200FPS(コマ数/秒)のシネカメラを使用することにより、心臓・血管および血流のような早い動きを適確に撮影できる能力をもっている。

装置の負荷容量は、定管電圧波形によるX線の写真効果が、全波整流の約1.5~2倍(被写体によって異なる)を有することから、表1に示す仕様の装置を試作した。

高圧出力電圧のリップルは通常の使用状態において6相全波整流回路のそれと同等以上になるように回路が設計されている。

試作した装置の構成を図1に、透視台部の外観を図2に示す。

3. 定管電圧式 X 線装置の写真効果

X線管電圧(以下管電圧という)は、X線写真の対照度および黒化

* 東京大学医学部教授 医博
** 東京大学医学部 医博
***日立製作所亀戸工場

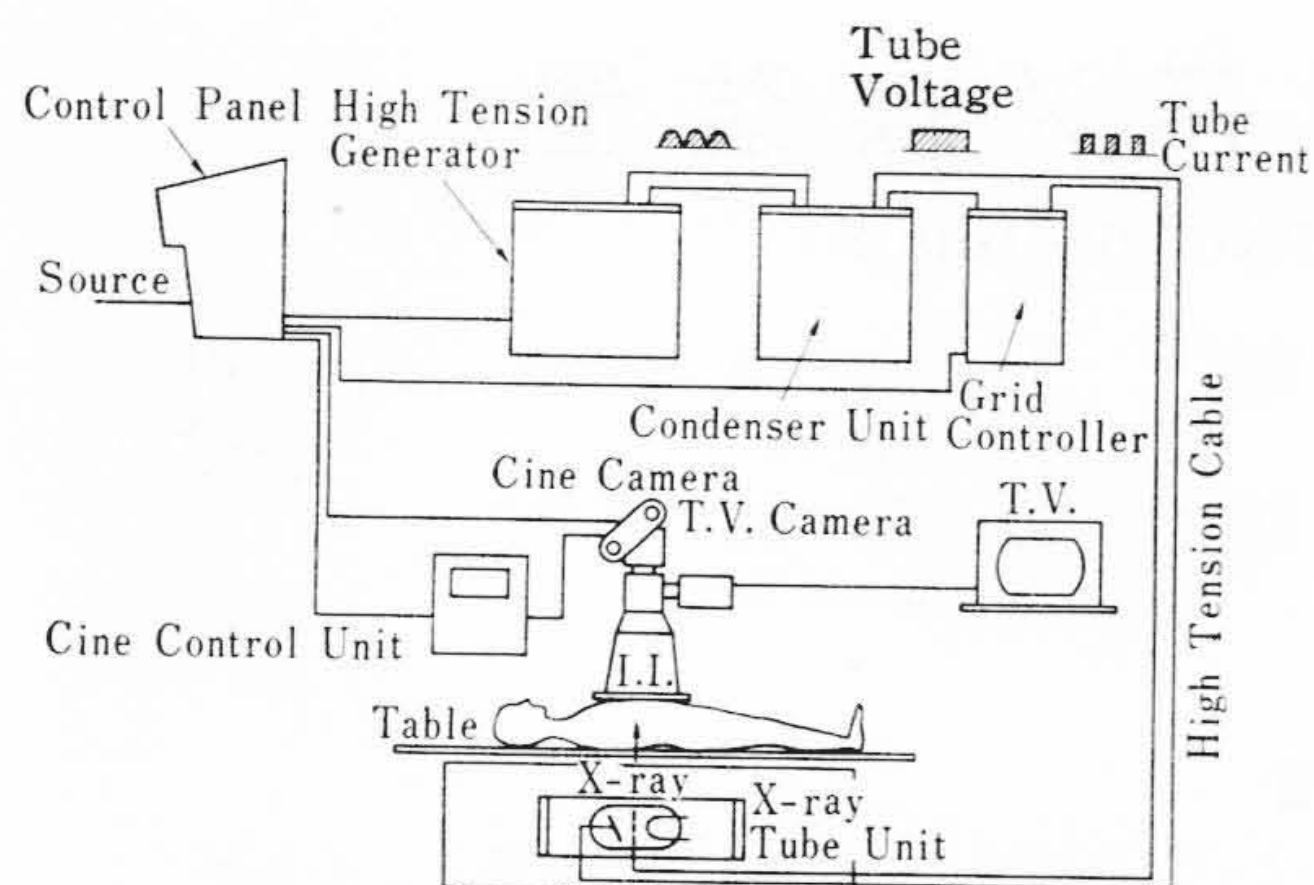


図1 装置の構成

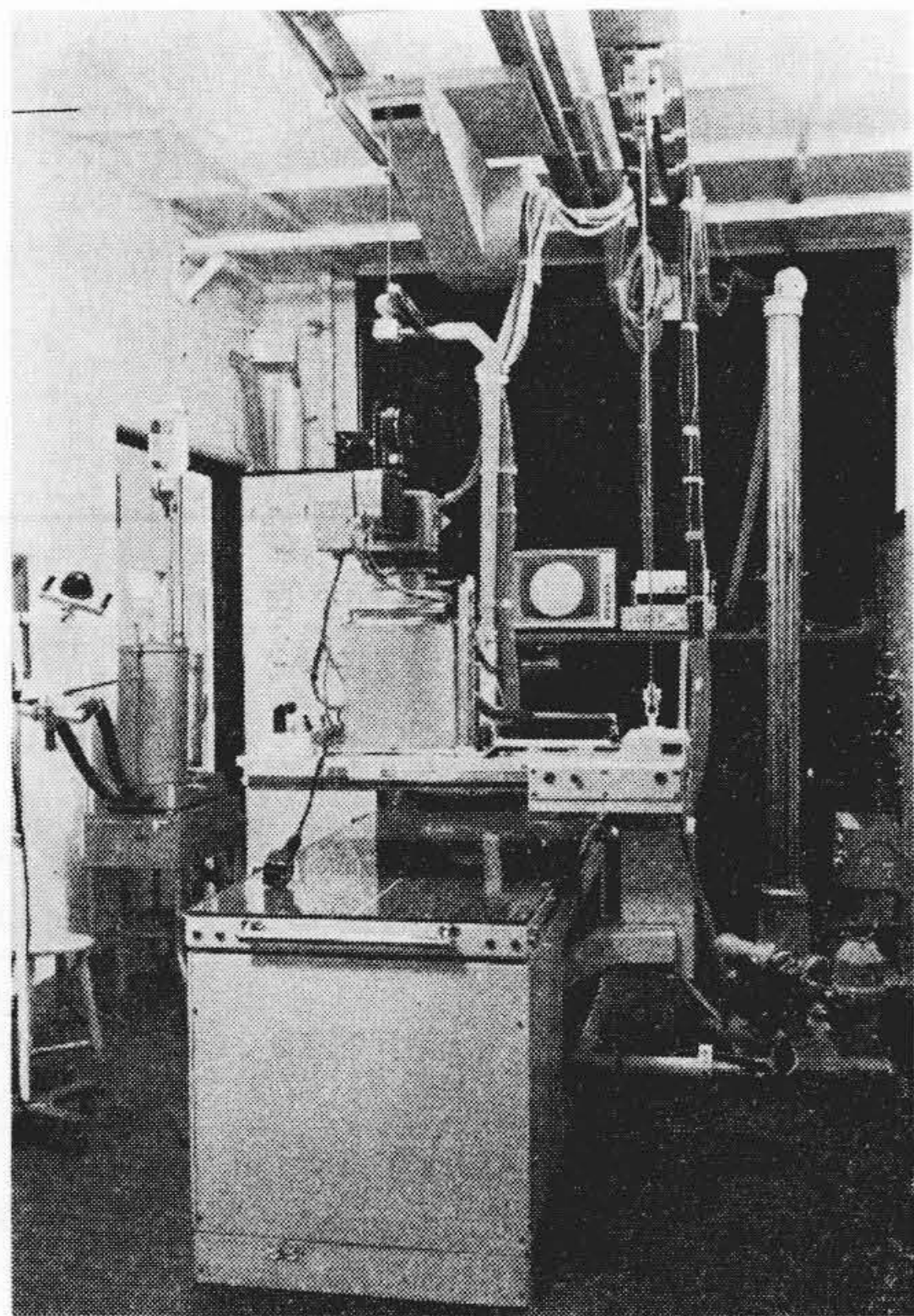


図2 透視台部

度に最も関連が深く、間接的には鮮鋭度にも大きい影響を与える。

定管電圧方式、3相全波整流方式、単相全波整流方式による発生X線の減弱特性をAlとアクリル樹脂について測定した結果、透過X線量の最も多いのは定管電圧方式で、つぎに3相全波、単相全波方式の順となった。単相全波整流波形の透過X線量を1とした場合に3相および定管電圧波形の透過X線量が K 倍の値を有するとして K の値を求めグラフにしたのが図3である。

管電圧がきわめて高い場合にはいずれの方式においても放射するX線の透過力が増すので、 K の値は被射体の厚みに大きく左右されることはなくなるが管電圧が低いとX線の透過力の差が大きくなるため K の値が増大し、被射体の厚いところでは、 K はかなりの値を示している。

全般的について K の値は1以上であり、定管電圧/単相全波の K が最も大きいということは、定管電圧波形の装置が単相全波整流、3相全波整流の装置に比較して少ないmAsで同一黒化度の写真を得ることができることを示している。いい換えれば、単相全波整流方式に比べてより短い時間の撮影が可能であることを示しており、定管電圧方式は動く器官の像を運動ボケの少ない状態で撮影するという目的にかなった装置といえる。

図4は水ファントムを用いて、mAsの変化に対する写真効果(フィルム黒化度)の変化を単相全波整流と定管電圧の装置で比較した値である。この結果からも定管電圧装置の写真効果は21cmの水ファントムを透過した場合、70~80 kV、30 mAs 近辺(フィルム

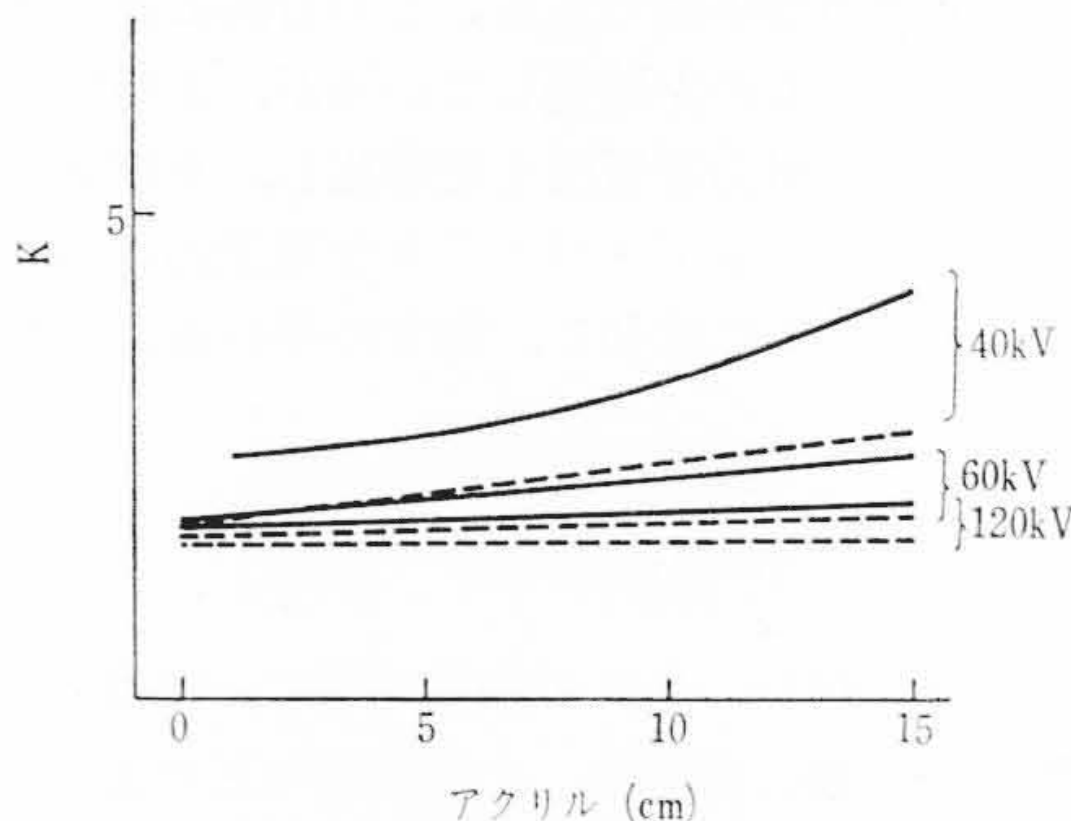
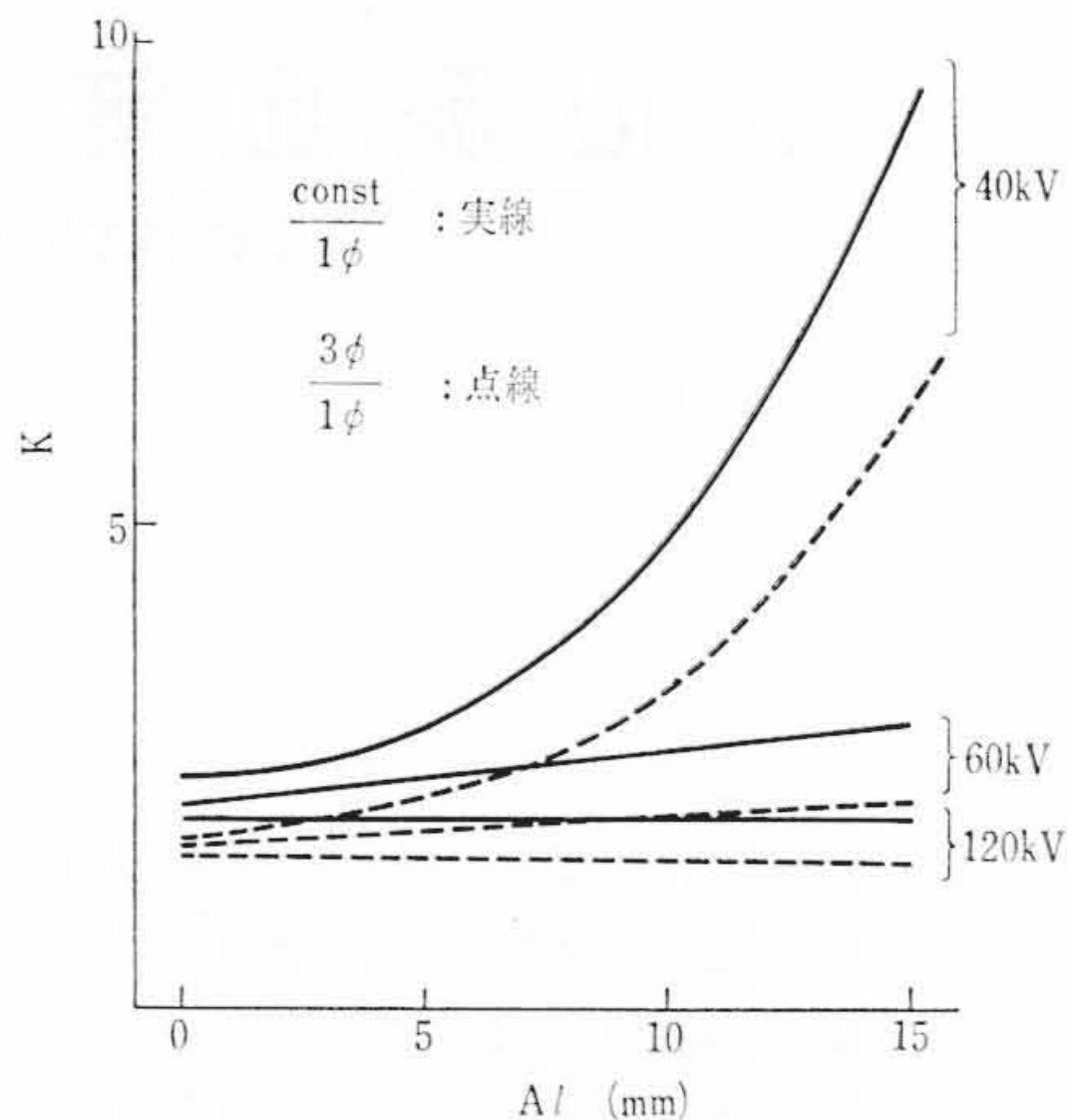


図3 波形と透過線量の比較

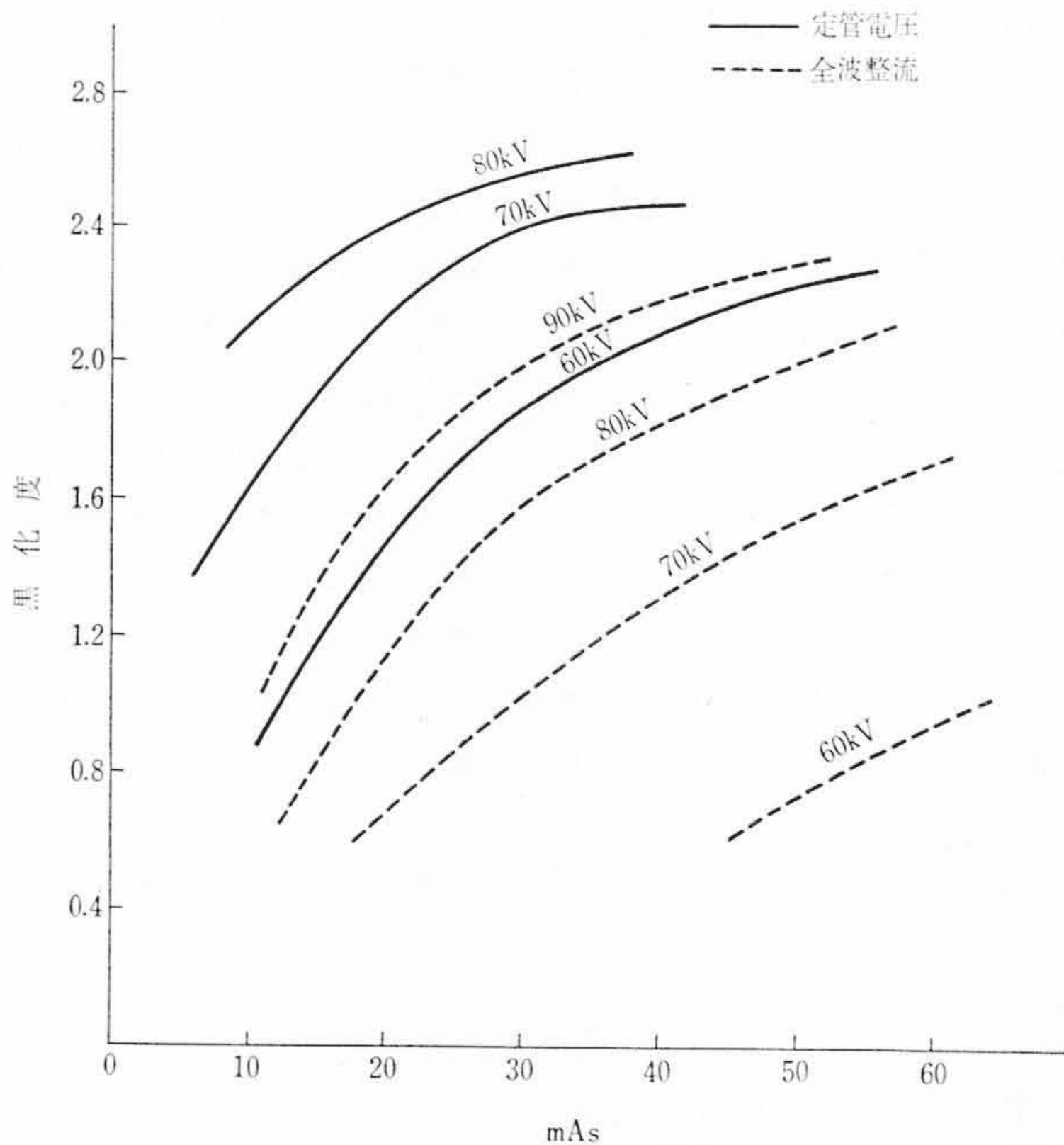
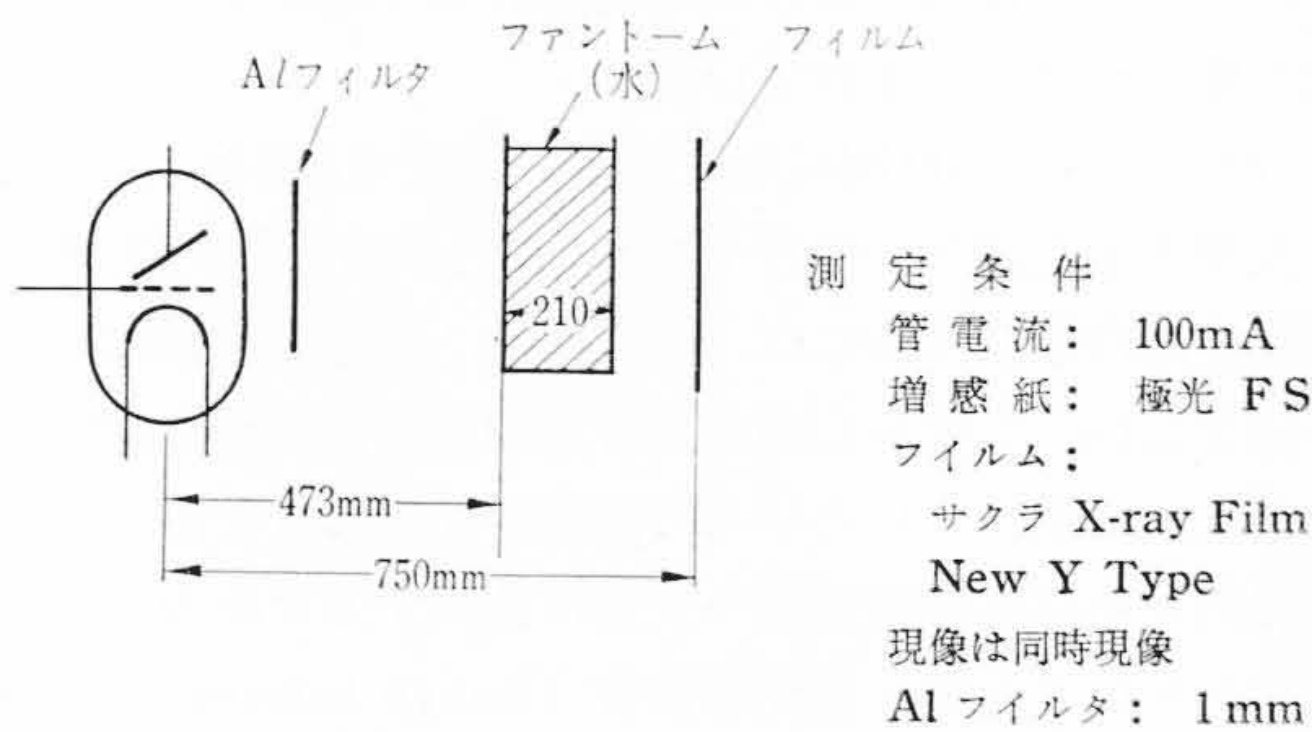


図4 写真効果の試験結果

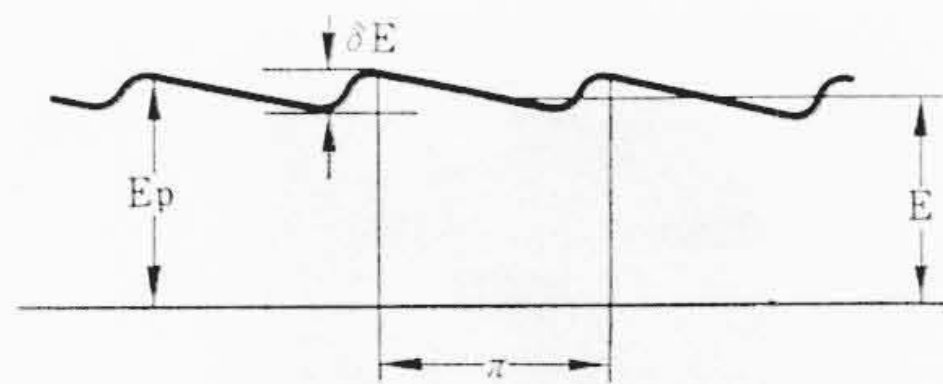


図5 定管電圧のリップル波形

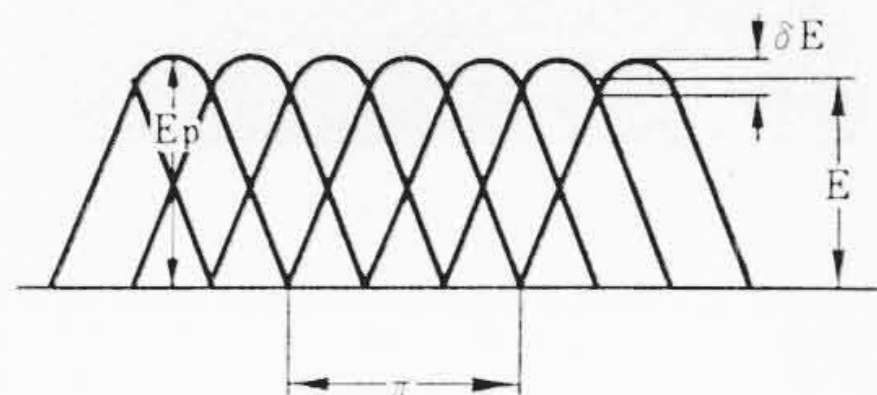
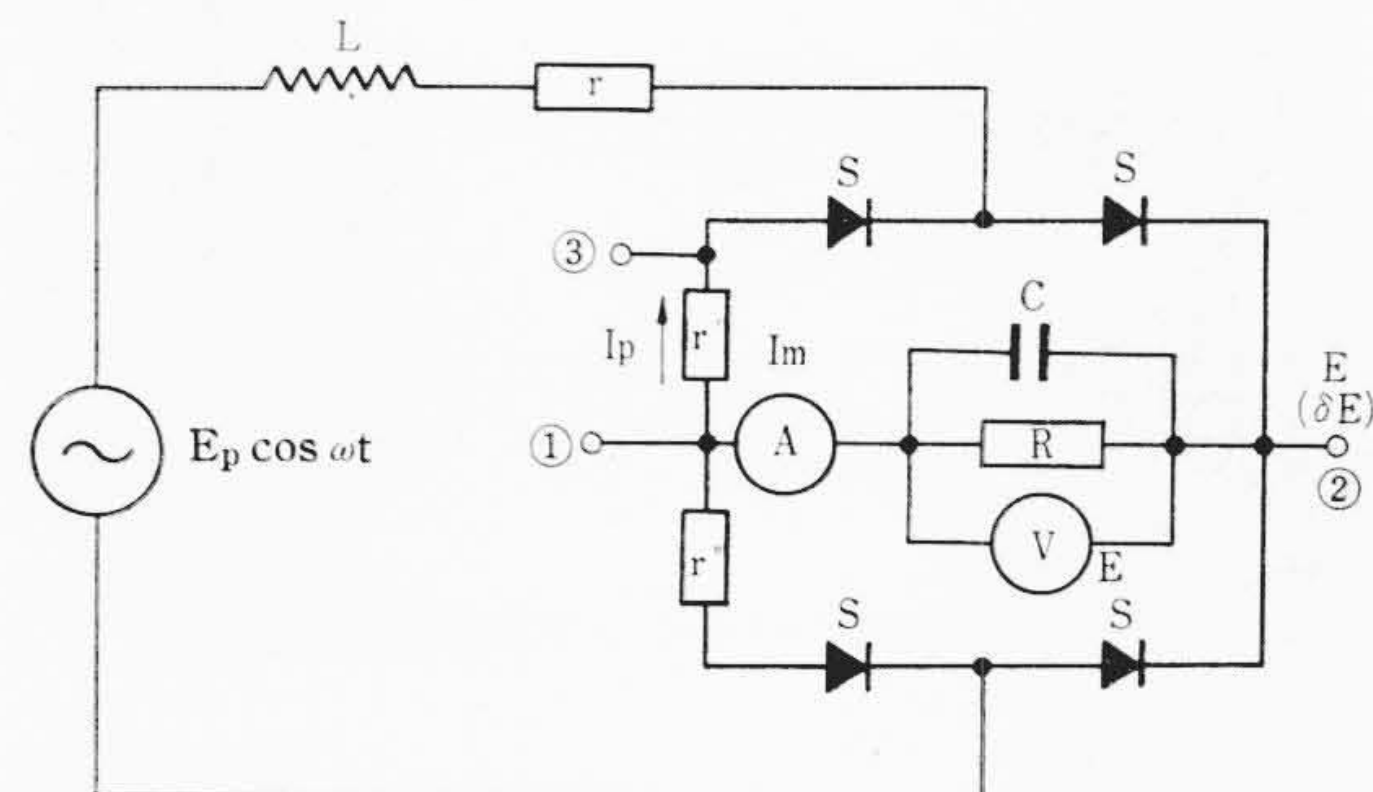


図6 多相整流回路のリップル波形



E : 直流出力電圧 (負荷抵抗 R の時) r : 抵抗
 E_p : 交流電源電圧の波高値 S : 整流器
 $\omega = 2\pi f$ C : 平滑用コンデンサ
 L : インダクタンス R : 負荷抵抗 (X線管相当)

図7 模 擬 回 路

の r が直線範囲) で全波整流のそれと比較して 1.6~2.3 倍の効果を有することを示している。

4. 高電圧発生回路

4.1 回路のリップル電圧

心臓血管造影撮影装置は、至短時間の X 線放射を急速に繰返しうることを主眼とした装置であるため、管電圧の降下率、リップルの値は、そのような撮影に支障をきたさない範囲に選定してある。

回路の電圧降下を無視した場合のコンデンサ平滑回路のリップル電圧 δE を近似的に求める方法として次式がある。

$$\delta E = \frac{Q}{C} \dots\dots\dots (1)$$

ここに、 C : 平滑コンデンサ容量

Q : 放 電 電 荷 量

同じく回路の電圧降下を無視した場合の多相整流回路のリップル電圧 δE は次式で求められる。

$$\delta E = |E_p \cos \theta| \pi / P = E_p \left\{ 1 - \cos \frac{P}{\pi} \right\} \dots\dots\dots (2)$$

6 相全波整流回路について δE を求めると、 $\delta E = 0.06 E_p$ すなわち 6 相全波整流回路の X 線装置は 6% のリップルを有していることがわかる。

本装置では、コンデンサ平滑回路により出力端のリップルを通常の負荷において 6 相全波整流回路のそれと同等以上 (負荷によりリップルが若干変動する) になるよう、回路常数を設計した。

4.2 回 路 設 計

リップル電圧のおよその見当をつけるには (1) 式を用いてもよいが、実際には回路の電源インピーダンス、高圧変圧器のインピーダンスの影響が大きいため設計に当たっては、これらの影響を無視で

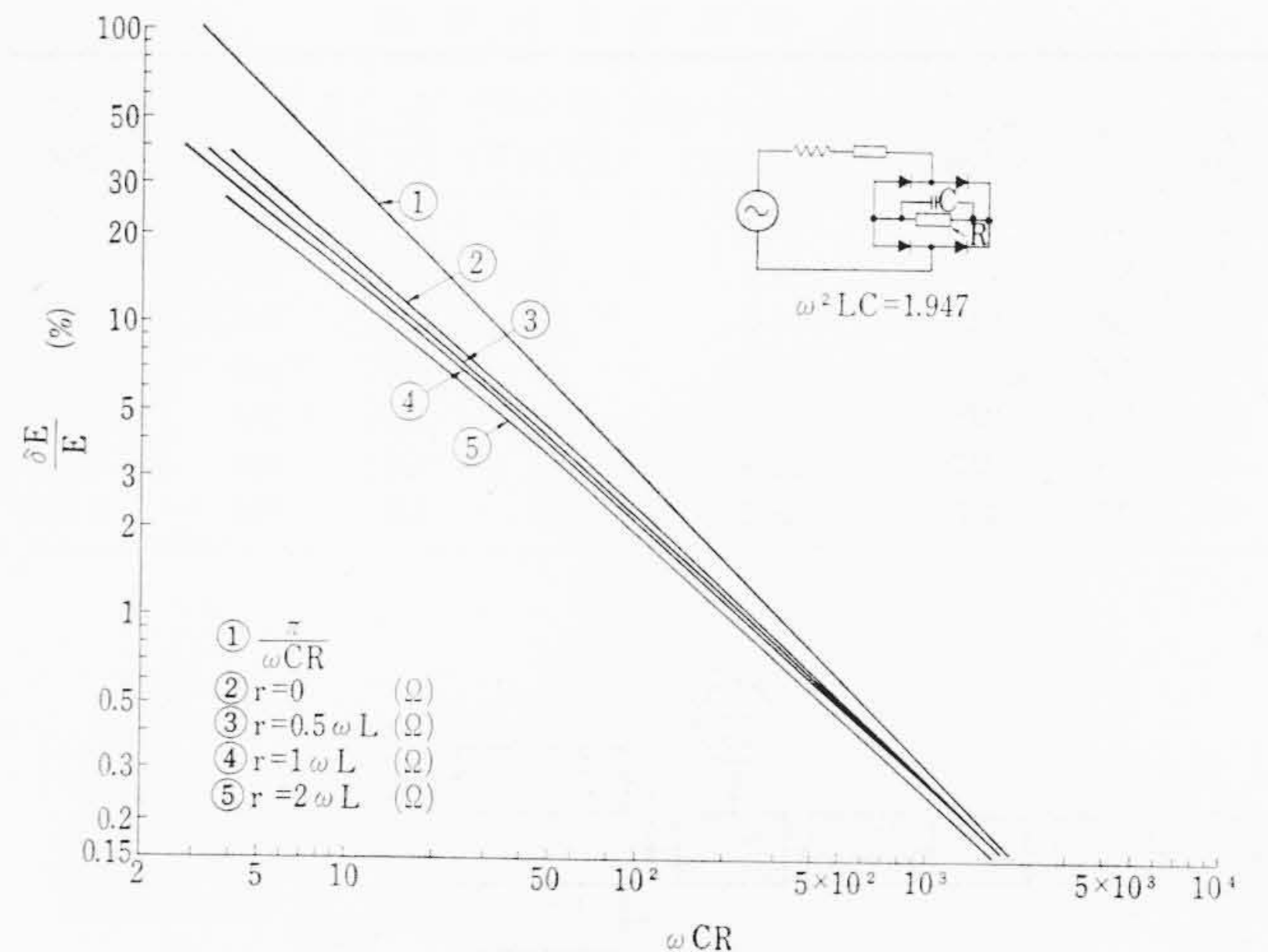


図8 脈 動 率 特 性

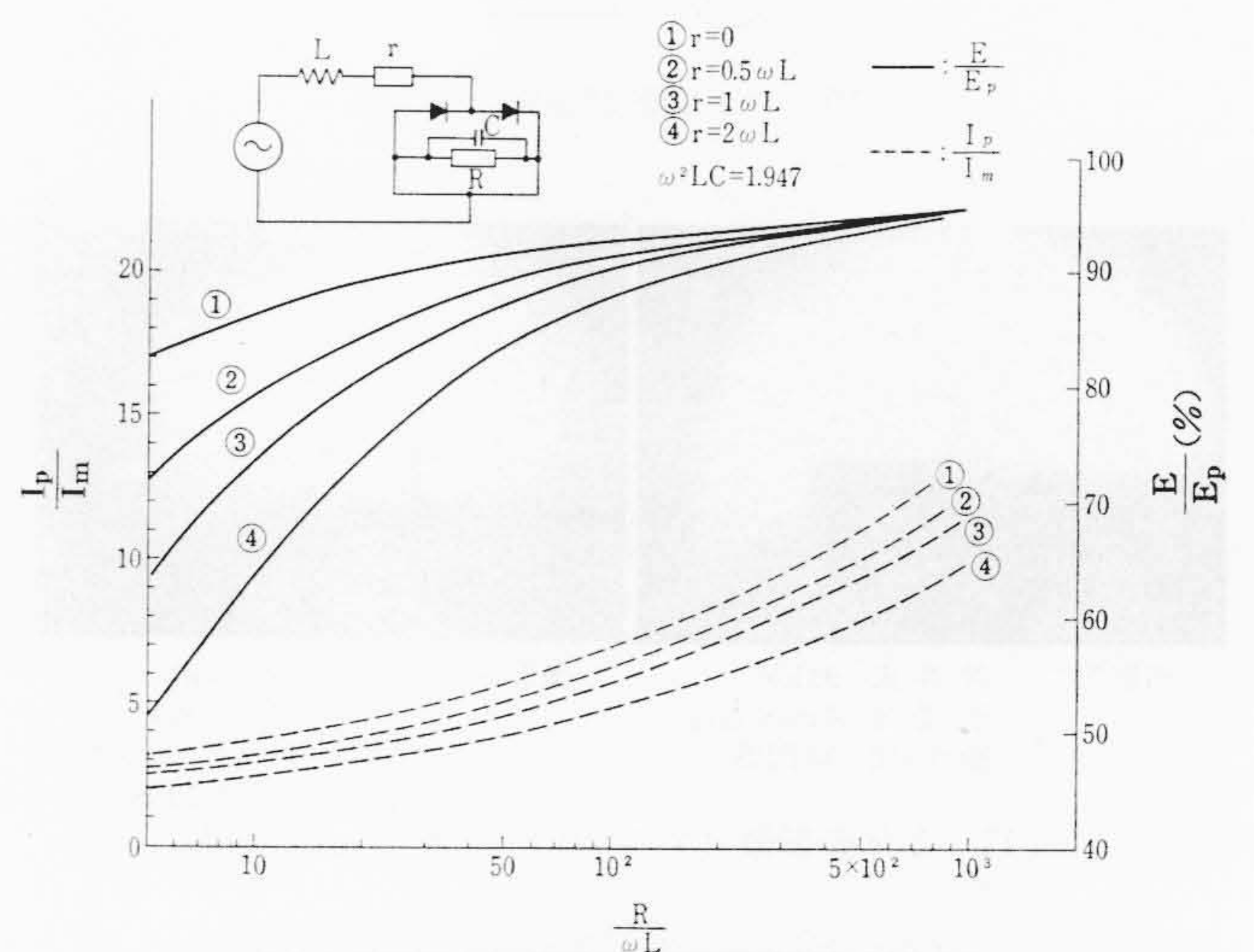


図9 電圧降下特性と整流器電流最大値特性の実測値

きない。したがって高圧整流回路の設計には、それらの値を含めて考えたリップル、電圧降下率、整流器電流最大値などについて次式および図7に示す模擬回路による実験値を用いて行なった。図8,9 は実験値を示したものである。

(i) リ ッ プ ル

$$\frac{\delta E}{E} = \frac{\pi}{\omega CR} \left(1 - D_b + \frac{1}{2} D_b^2 \right) \dots\dots\dots (3)$$

ここに、 $D_b = \frac{3\sqrt{2}}{\pi} B_b^{\frac{1}{4}} \left(1 - \frac{1}{4} \sqrt{B_b} \right)$

$$B_b = \frac{2\pi\omega L}{9R}$$

(ii) 電 圧 降 下 率

$$x = 3\sqrt{x_L^3 + x_r^3}$$

ここに、 x : 出力電圧の電圧降下率

x_L : $r=0$ のときの電圧降下の実測値

$$x_r: \frac{3\pi}{2\sqrt{2}} \cdot \frac{r}{2R} (1 - x_r) = x_r^{3/2} \text{ より求めた値}$$

(iii) 整流器電流最大値

$\omega^2 LC$ の多少の変化では、ほぼ同じ値となっているので模擬回路による実測値を用いた。

表2は回路特性の計算値を示したものである。

4.3 高圧シリコン整流器

高圧回路の特性を検討した際に整流器を流れるせん頭電流値が1

表 2 回路特性計算値

負 荷	E (kV)	I (mA)	R (k Ω) (管電圧 管電流)	$\alpha = \sqrt[3]{x_L^3 + x_r^3}$ (%) (電圧降下率)	ΔE (kV) (電圧降下)	I_p I_m	I_p (mA) (尖頭電流値)	$\frac{\delta E}{E}$ (%) (脈動率)
	140	40	3,500	6.69	10	5.8	232	0.69
	125	300	417	20.9	33	3.3	990	4.7
	125	200	625	16.6	25	3.7	740	3.36
	125	100	1,250	11.25	16	4.4	440	1.76
	95	200	238	27.7	37	3.0	1,200	6.1
	95	300	317	23.9	32	3.1	930	4.2
	95	200	475	19.2	23	3.5	700	2.24

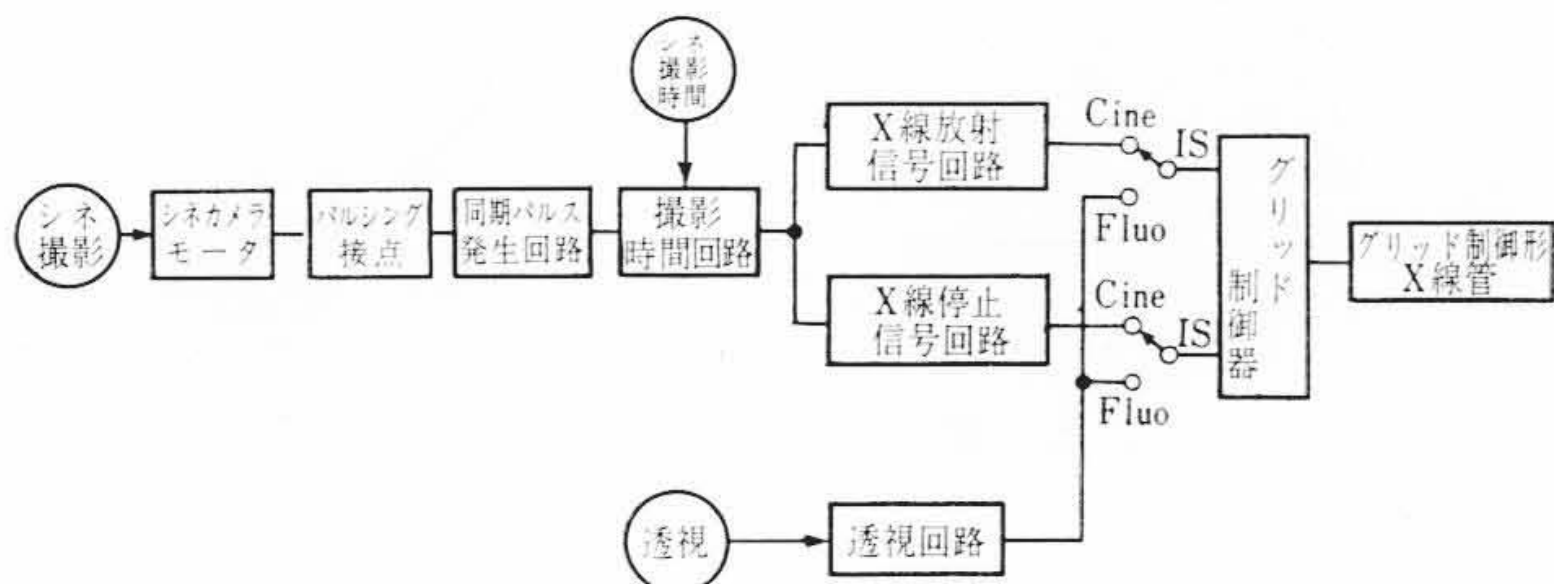
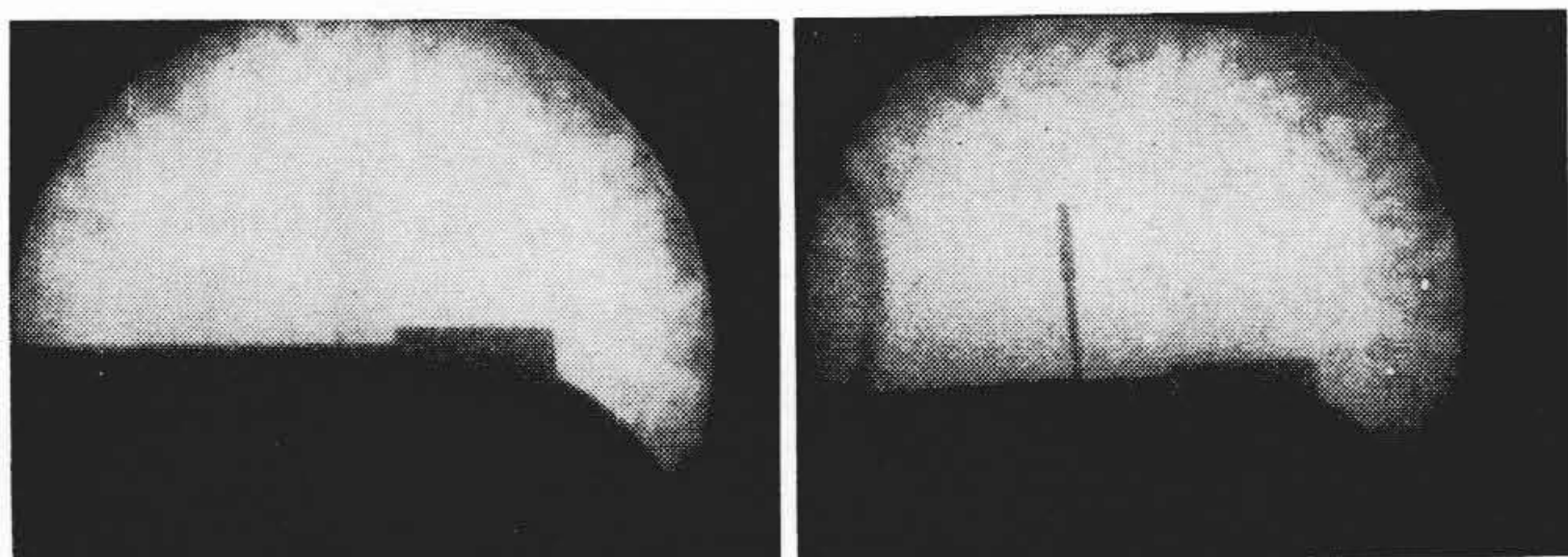


図 10 シネ撮影制御回路系統図



撮影条件
 管電圧 90 kV
 管電流 4 mA 連続
 撮影速度 30 FPS

撮影条件
 管電圧 90 kV
 管電流 20 mA
 X線放射時間 3 ms
 撮影速度 30 FPS

図 11 動体撮影像 (アリフレックス 35 mm 使用)

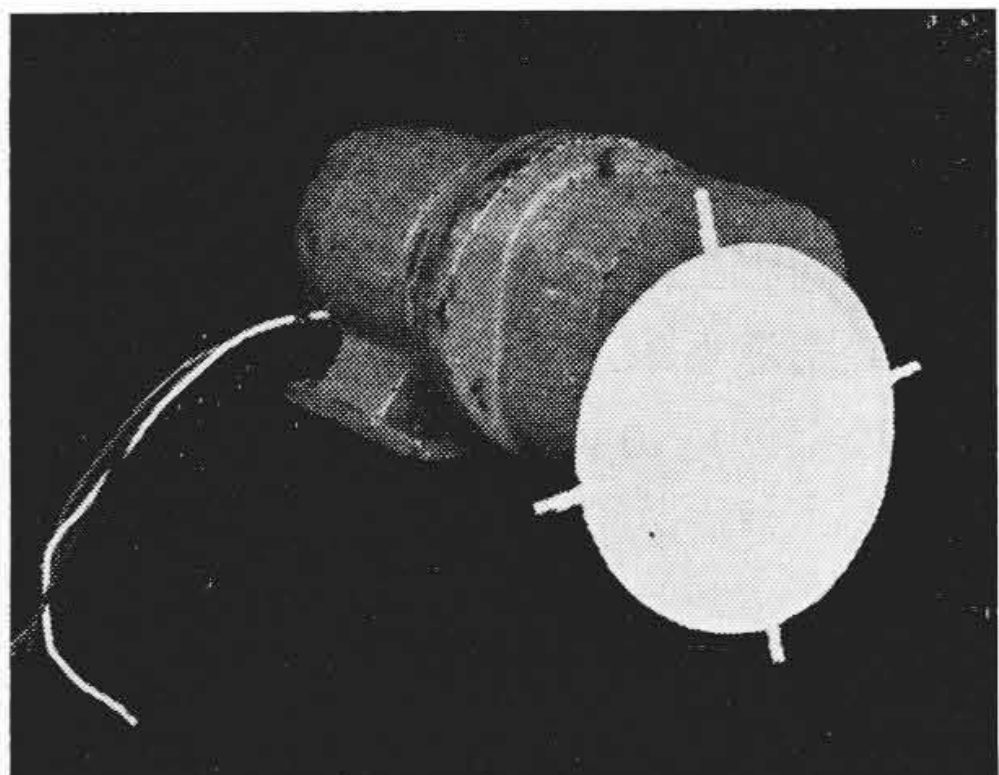


図 12 試 験 装 置

A_p を越える大きな値となっているため、ケノトロンは使用不可能であり、半導体整流器を用いた。半導体整流器の場合一般にセレン整流器が用いられているが、高圧セレン整流器は内部電圧降下が大で、本装置のように高圧回路のインピーダンスを低く設計しなければならないものには不向きであるとともに大形になるため、シリコン整流素子に C, R を並列に接続、分担電圧を均一にした高圧シリコン整流器を使用した。

5. 制 御 装 置

図 10 は、この装置の制御回路の系統図である。制御方式の原理は、シネカメラのシャッタが開いた瞬間に、シネカメラから信号を取り出し、その信号に同期して、シネフィルムの各コマごとに数 ms のパルス幅の X 線を放射しようとするものである。従来 X 線装置の X 線の放射停止は、主変圧器の一次側を電磁開閉器により、開閉し

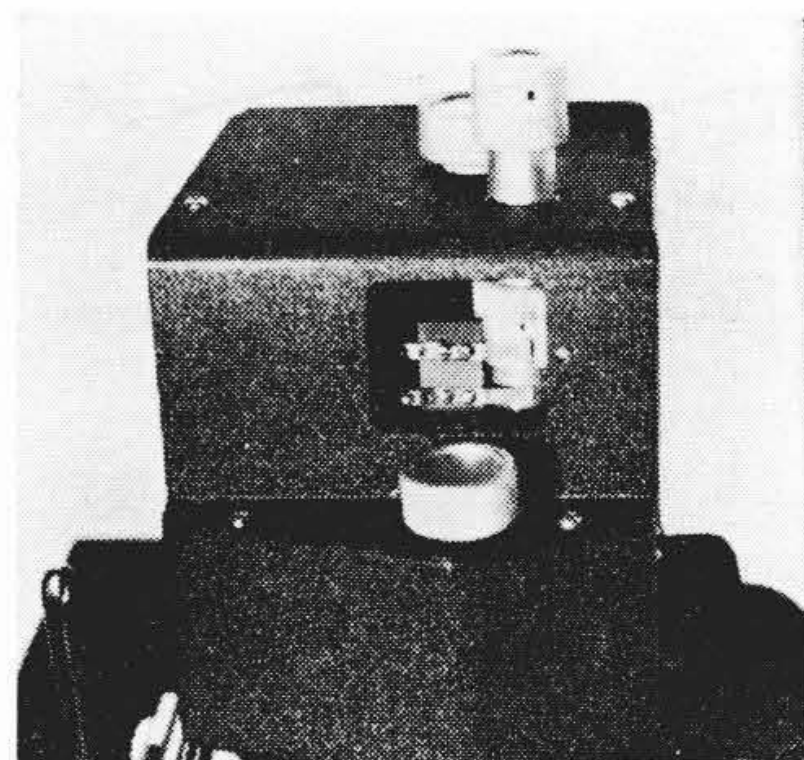


図 13 ボレックス 16 mm シネカメラのバルシング接点

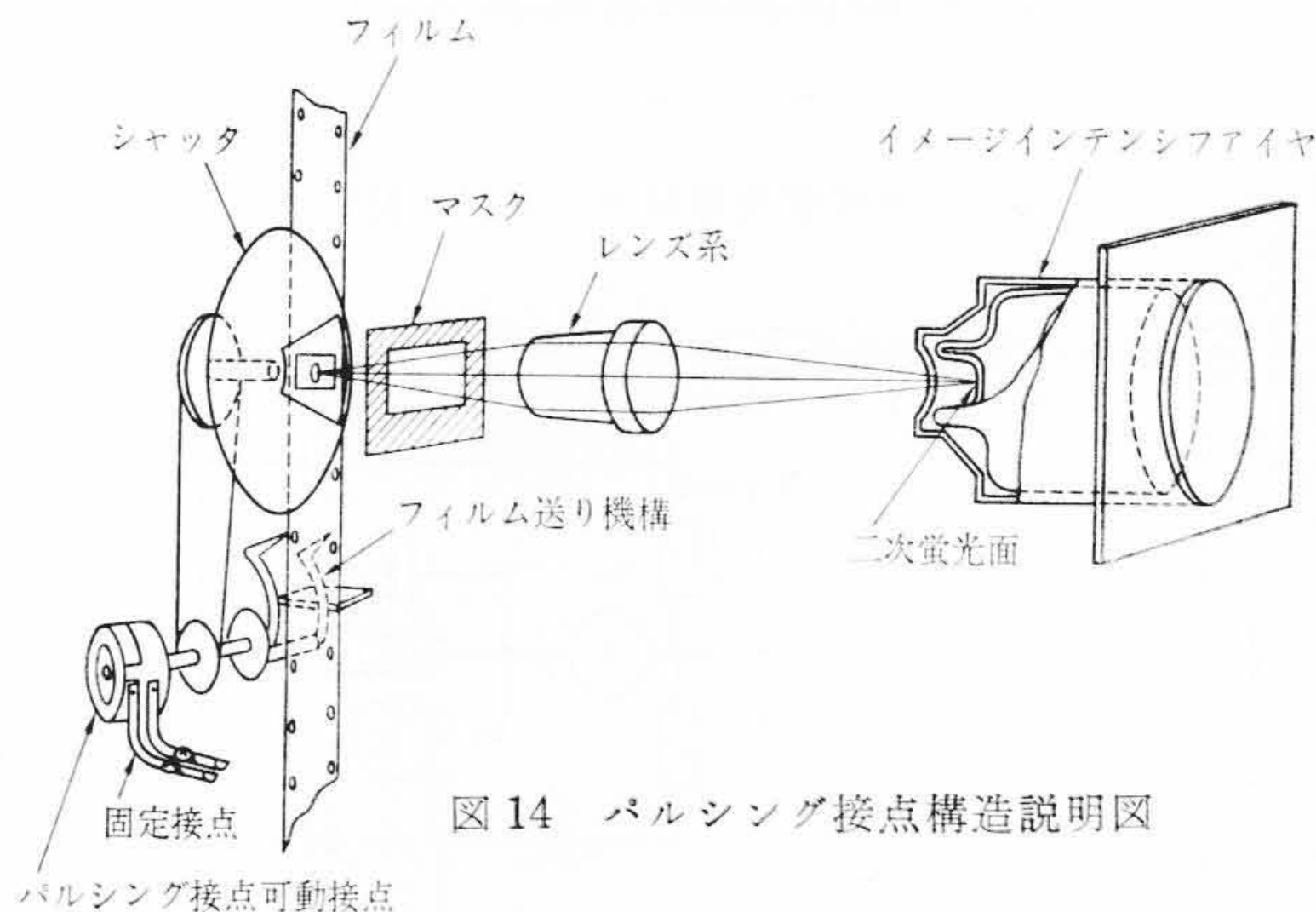


図 14 バルシング接点構造説明図

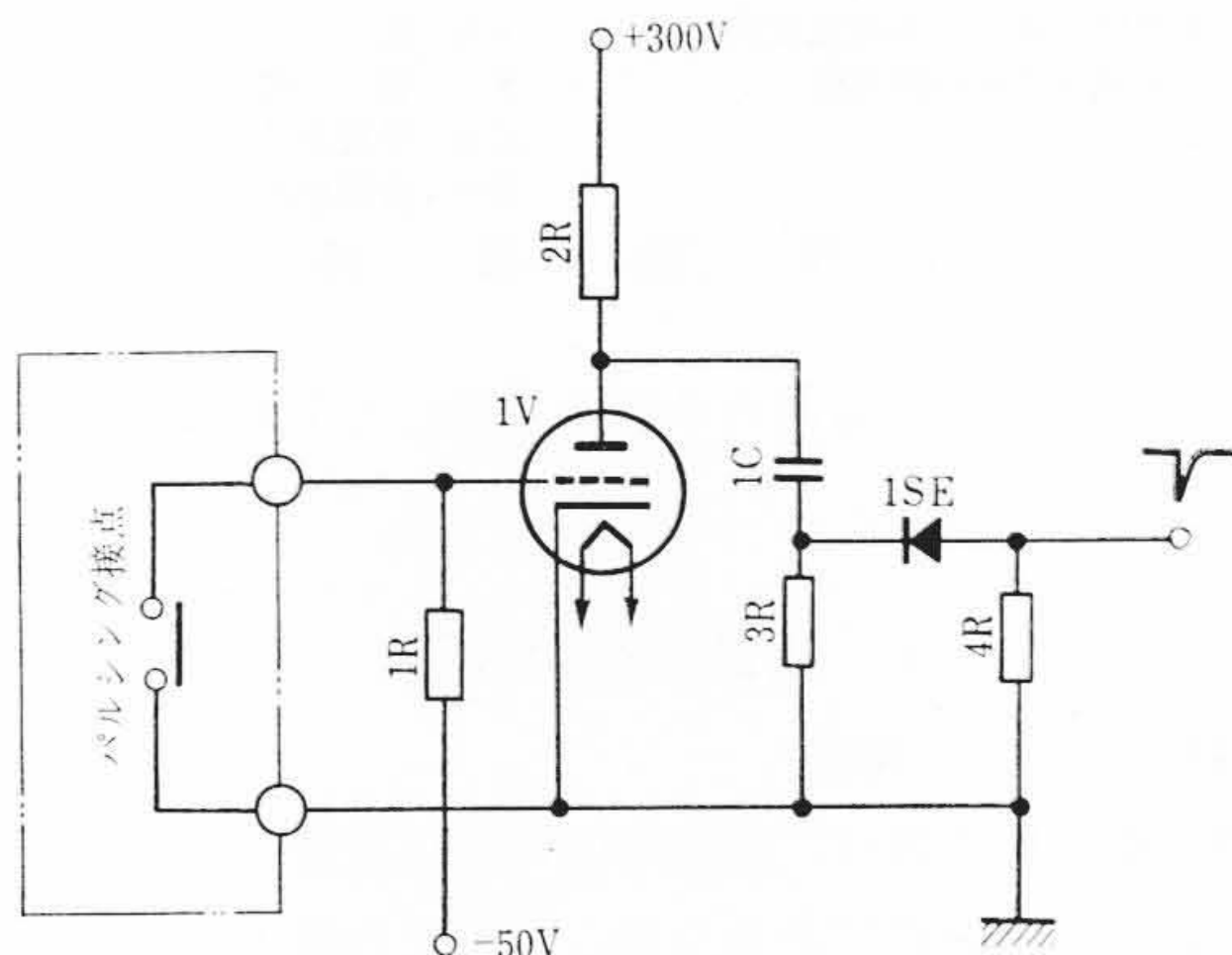


図 15 同期パルス発生回路

ていたが、この方法では、循環器系などのように非常に速い速度の現象を動きの少ない停止像としてとらえるには不向きであり、グリッド制御形 X 線管を用い純電子的に、X 線の放射、停止を制御することにした。

図 11 は循環器動態の速さを考慮して 150 cm/s で動く試験体を対象とし、X 線を連続的に放射した場合と、フィルムの各コマごとにパルス状に X 線を放射した場合について得られたシネフィルムの 1 コマを示したものである。試験体としては図 12 に示したものを用いた。この装置は同期モートルで円盤を回し円盤につけた指針先端の速度が 150 cm/s の速さになっている。この結果図 11 に示すように X 線をパルス状に放射して撮影した場合は運動によるボケの少ない停止像としてとらえられることができた。

図 13 はボレックス 16 mm シネカメラのバルシング接点の構造を、図 14 はバルシング接点構造説明図である。バルシング接点は、シネカメラのシャッタ駆動軸に連結されており、シャッタが開いたとき、瞬間だけ閉じる。シネ撮影を行なうため、シネカメラのモータに電圧を加えると、モータが回り、フィルム送りとシャッタの開閉が始まる。バルシング接点も、シャッタに同期して開閉を行ない図 15 に示す同期パルス発生回路の、電子管 1V のグリッド・カソード間

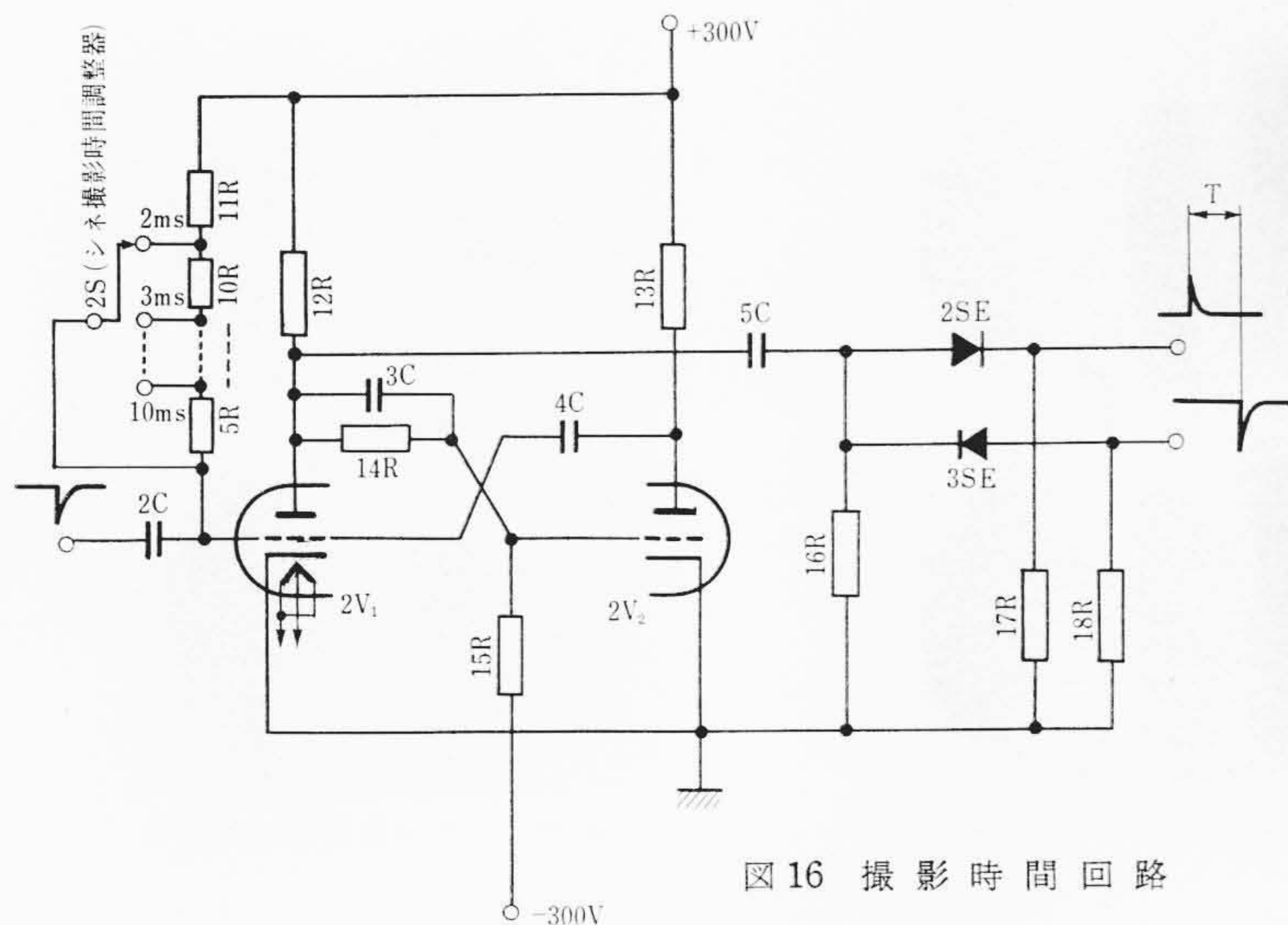


図 16 撮 影 時 間 回 路

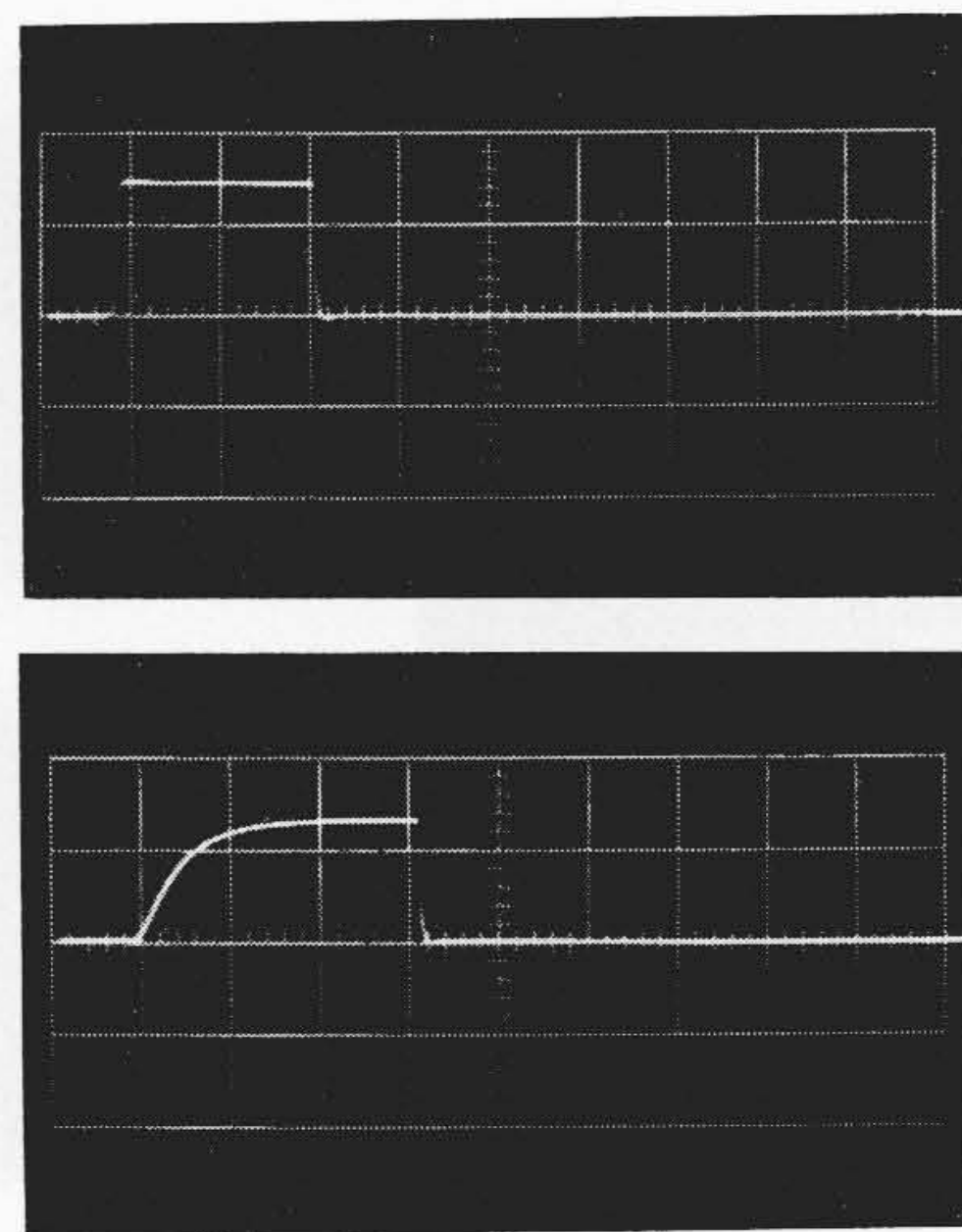


図 19 グリッドバイアス波形補正の効果

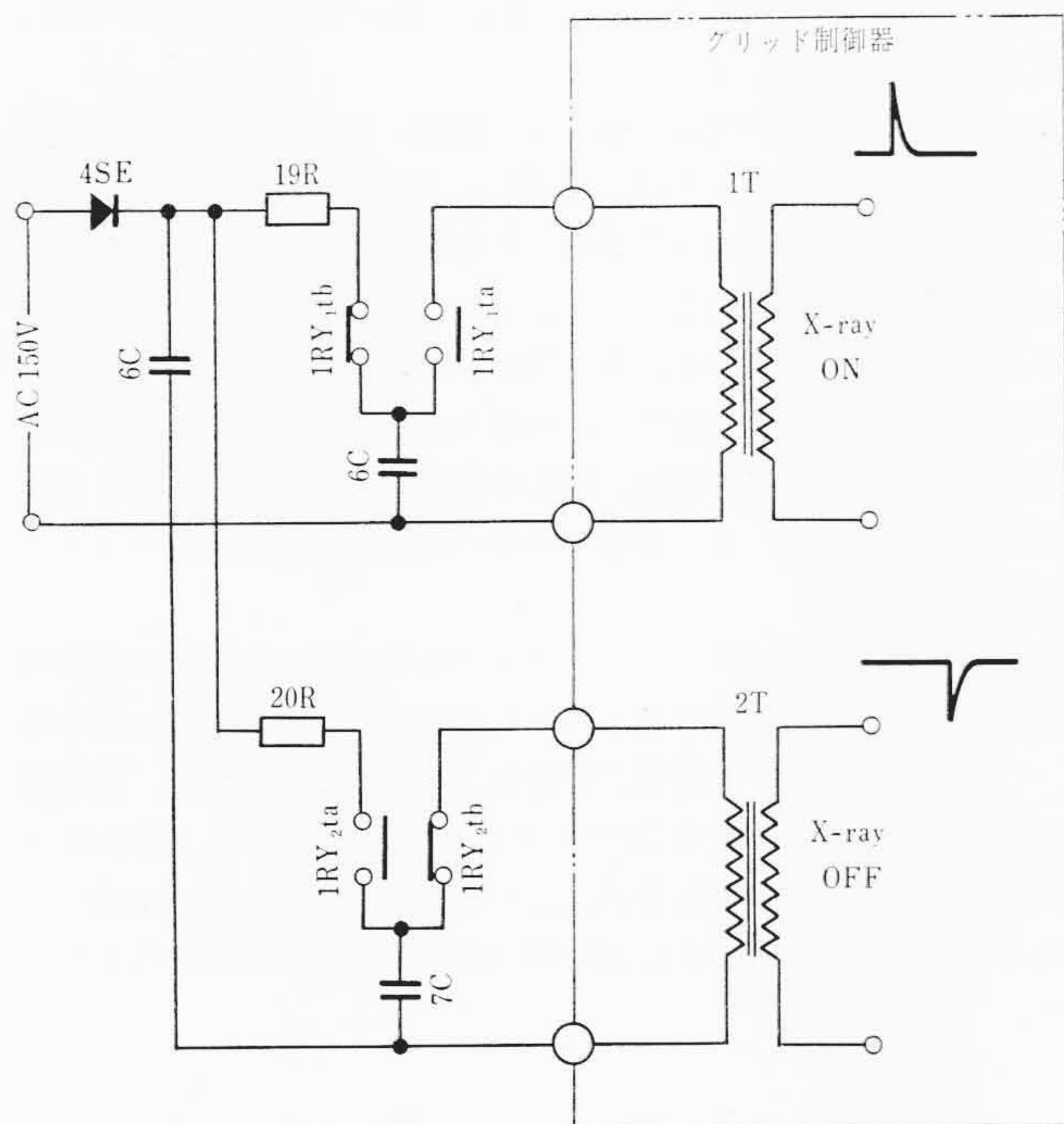


図 17 透 視 回 路

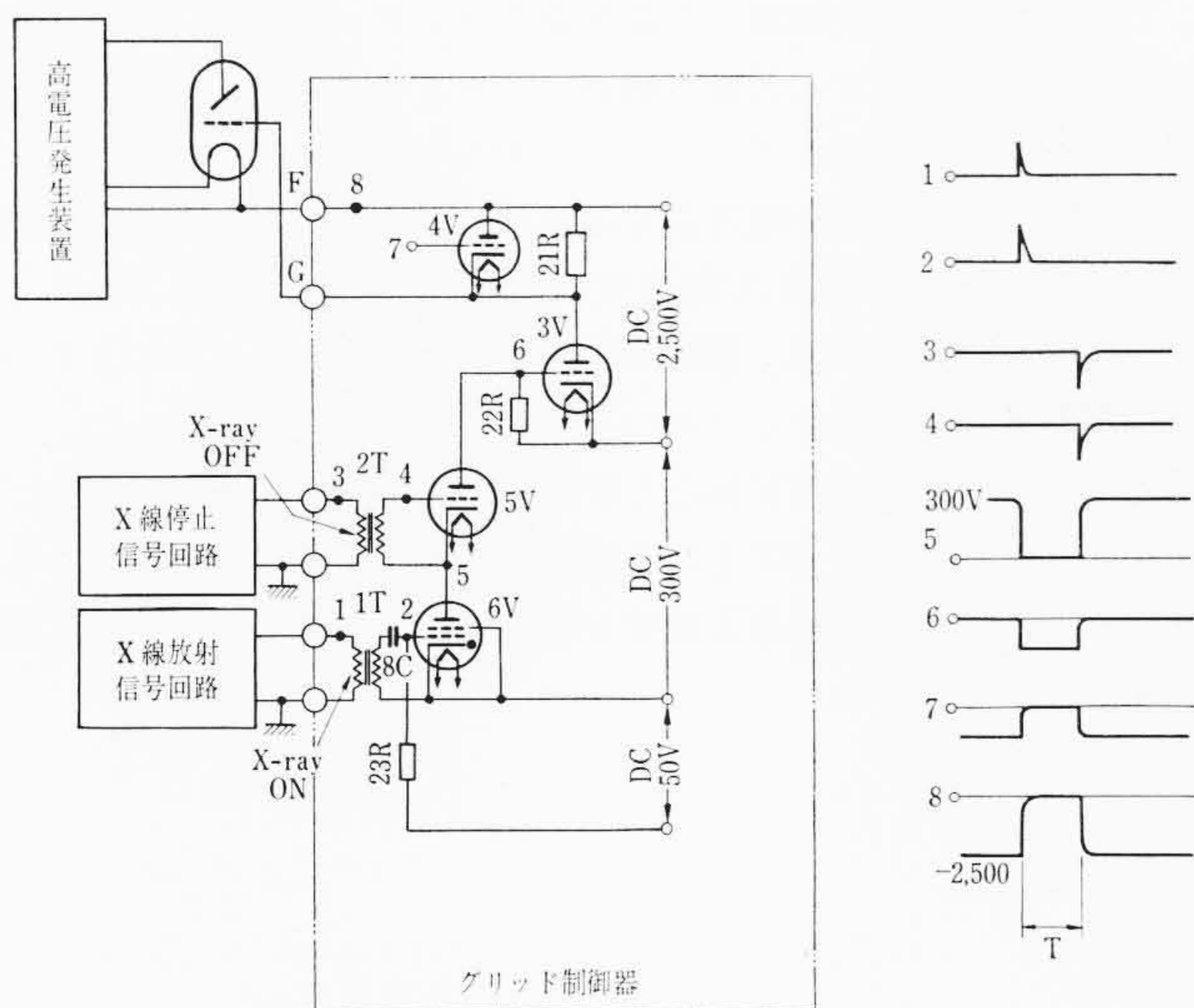


図 18 グリッド制御回路原理図

を短絡する。このとき、すなわちシャッタが開いたとき出力端子に負パルスが生ずる。この負パルスを次段の撮影時間回路へ送り、トリガパルスとして利用する。

図 16 は撮影時間回路である。撮影時間回路の主要部分は単安定マルチバイブレータで、同期パルス発生回路からの負パルスで準安定状態に跳躍し、電子管 $2V$ の右側 $2V_2$ が導通、左側の $2V_1$ が非導通となり、コンデンサ C 、抵抗 R により定まる準安定時間後に跳躍し、安定状態に復帰する。この場合、 $2V_1$ のプレートに微分回路が接続されているため、トリガパルスに同期して正パルスがさらにトリガパルスに対し、準安定時間だけ遅れて負パルスをうることができる。この正パルスと負パルスをそれぞれ、X線放射信号回路、X線停止信号回路で増幅したのち、グリッド制御器へ送り、X線の放射停止を制御する。X線放射の時限、すなわち撮影時間の調整は調整器 $2S$ を切り換えて単安定マルチバイブレータの準安定時間を変えることにより行なわれる。本装置の撮影時間は 2, 3, 4, 6, 8, 10 ms の 6 段階に調整できる。

なお、本装置は表 1 に示したように大きい出力をもっているため、あらゆる部位のシネ撮影に対して上記撮影時間で十分良い写真が得られる。

心臓血管造影方法としては、造影効果を高めるため、通常、心臓カテーテルによる選択的造影剤注入法が行なわれるが、高度の技術を要するこの方法を安全に正確かつ迅速に行なうためには、X線テレビ装置によりカテーテルその入状態を透視観察することが必要である。透視回路は、X線テレビ装置により透視観察を行なうためのX線の放射と停止を制御する回路で図 17 のリレー接点 $1RY_{1b}$ を通じあらかじめコンデンサ $6C$ に充電してある電荷をX線放射時に付勢するリレーの接点 $1RY_{1a}$ によってグリッド制御器の絶縁変圧器 $1T$ の一次巻線を介して放電させ二次側に正パルスを生じさせ、X線を放射させる。X線を停止させるときはリレー $1RY$ を消勢させリレー接点 $1RY_{2a}$ を通じX線放射中にコンデンサ $7C$ に充電しておいた電荷を、リレー接点 $1RY_{2b}$ を通じグリッド制御器の絶縁変圧器 $2T$ の一次巻線を通して放電させ二次側に負パルスを生じさせる。なお、図 10 シネ撮影制御回路系統図に示すようにシネ撮影と透視はハンドスイッチ $1S$ により行なわれる。

図 18 はグリッド制御器の回路図である。グリッド制御形X線管を用い、X線の放射・停止を制御するには、X線放射に先だて、X線管に高電圧を印加しておき、かつ、その陽極電流すなわち管電流をカットオフするのに十分なグリッドバイアスを与えておく。つぎにX線放射信号回路より正パルスを絶縁変圧器 $1T$ を介してグリ

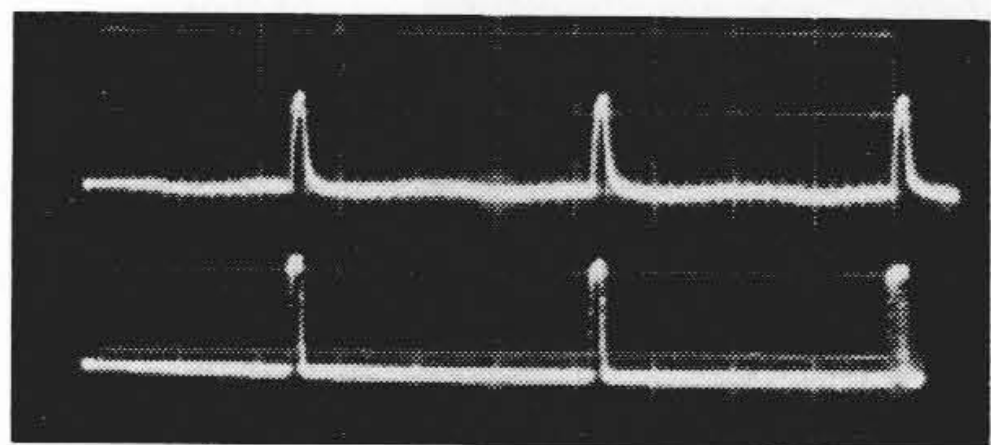


図20 管電流(下)とX線出力(上)

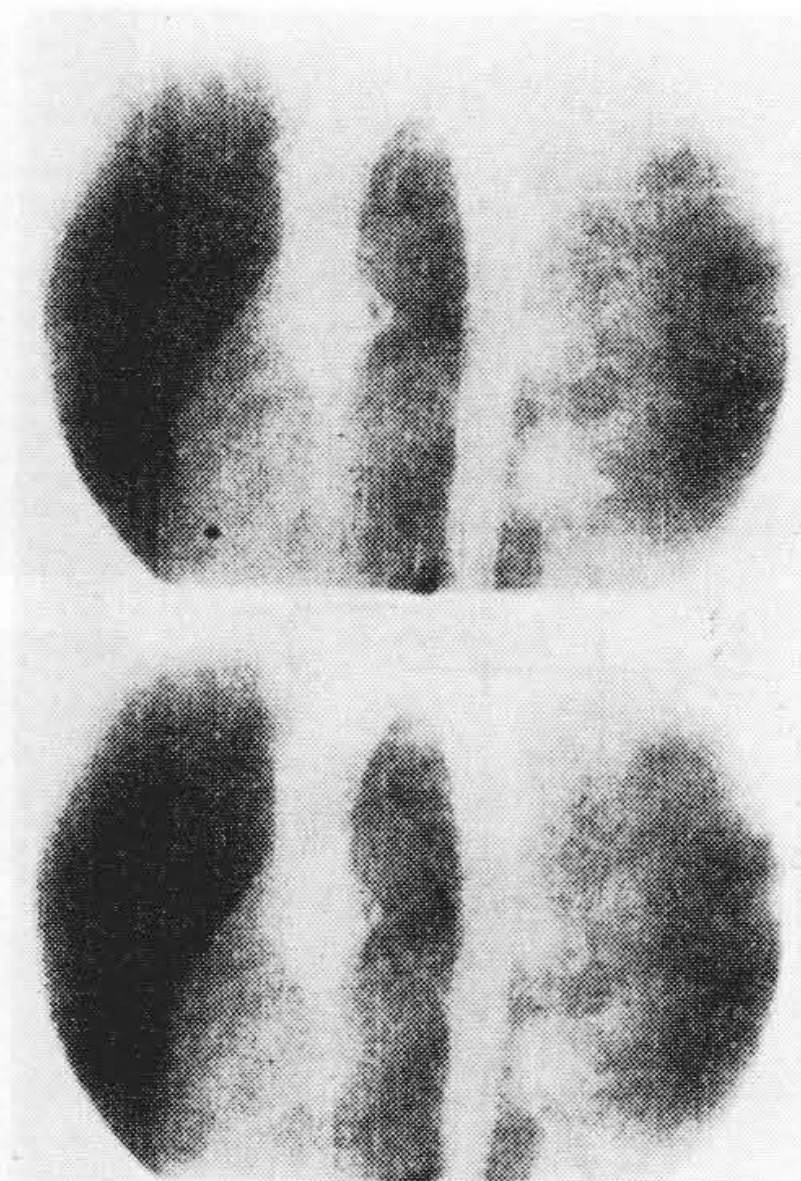


図21 大動脈閉鎖不全症の症例

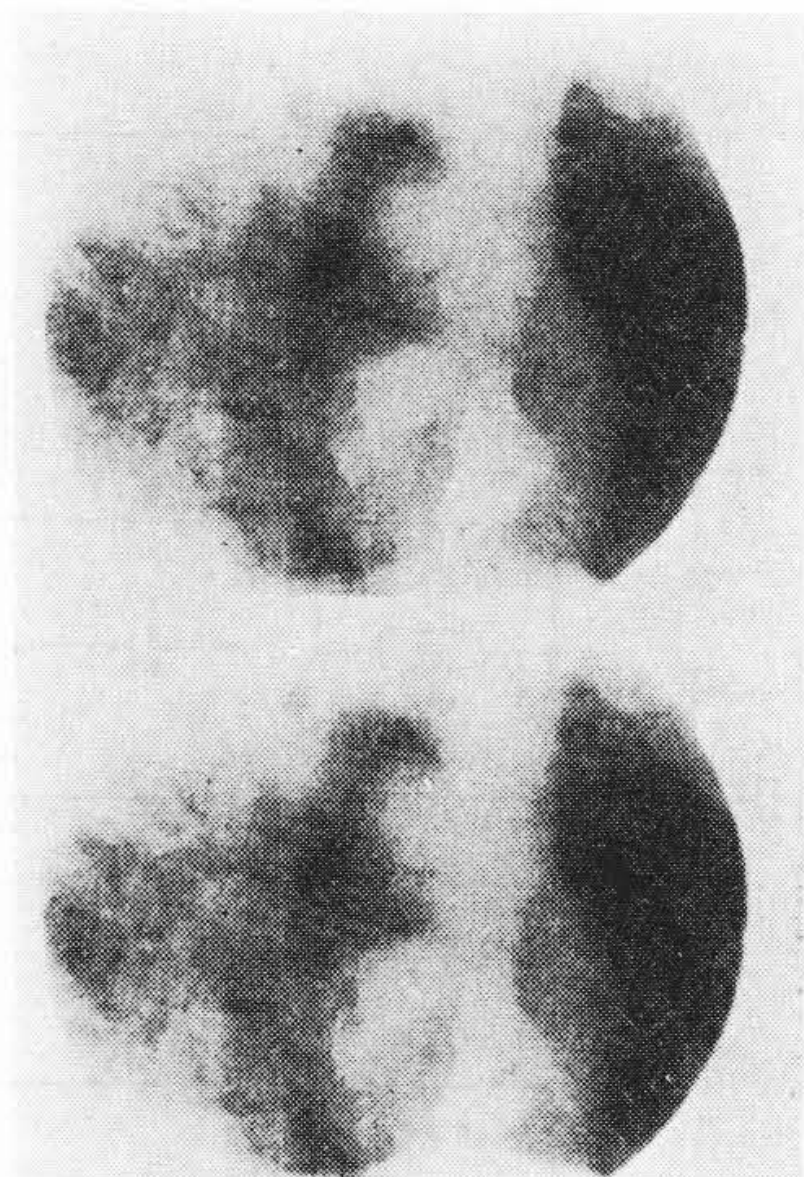


図22 心室中隔欠損病の症例

ッド制御器に送れば、その出力端子電圧は零となり、グリッド制御形X線管のグリッドバイアスは零となるので管電流が流れX線が放射される。X線停止信号回路より負パルスを経過変圧器2Tを介して、グリッド制御器に送れば、その出力端子には再びグリッドバイアスが生じ管電流は遮断され、X線の放射は停止する。

グリッド制御形X線管を用い管電流をパルス状に流し、X線をパルス状で放射する場合の限界放射時間はグリッド制御形X線管のフィラメントとグリッド間に接続される高圧ケーブルのF-G間浮遊容量が決定的な因子である。

本装置に使用している高圧ケーブルD-75-3の標準長(5.5m)のF-G間浮遊容量は1,500 pFであり、通常グリッド制御器のF-G間には、100~200k Ω 程度の抵抗を入れる。したがって、X線放射時のグリッドバイアスの変化は、これらの時定数により定まる遅れをもって行なわれる。いま2ms程度のX線放射時間を得るためには、管電流の立上り時間、立下り時間が写真効果上無視しえないものとなる。

この装置では、グリッド制御形X線管のF-G間に電子管のプレートとカソードを接続し、F-G間にバイアスが印加されている間は非導通状態におく。X線放射と同時に電子管のグリッド・カソード間のバイアスを零とし、電子管の内部抵抗を減じ、グリッド制御形X線管のF-G間の等価抵抗を減じ、管電流の立上り、立下り時間を減じた。この結果、最短2msの撮影を行なうことが可能となった。

図19はグリッド制御形X線管のグリッドバイアスの波形補正を行なった場合と、行なわない場合の波形の相異を示したものである。

図20はグリッドバイアスの波形補正を行なった場合の管電流波形ならびに蛍光によって測定したX線出力波形である。管電流波形は立上り、立下りとも良好な結果が得られている。X線出力は若干時遅れがみられるが、これは蛍光剤の発光特性の遅れであり、実用上問題とならない。

6. 医学的効果

高速度シネカメラの併用により、心臓や血管系などの機能や形態が「動態的」には握でき、かつまた、「より少ない被曝線量」で、「より鮮明な像」を得ることのできるシネパルス方式の心臓血管X

線映画撮影装置は、循環器系専門病院では欠くことのできない装置であり、現在、東京大学上田内科の教室においても試用しているが、満足すべき成績を示している。

われわれの臨床的研究は心臓、脳、腎臓、消化器系における循環動態であるので、このようにして得られた個々の映像をほかの方法により記録する諸現象(心電図、心音図、心腔内圧曲線など)との時間的關係を相関させることにより、きわめて、広い範囲に応用しうるものと期待している。具体例をあげると、先天性心臓疾患、後天性心臓弁膜症の診断ならびに治療方針の決定や、冠状動脈疾患に対する種々薬剤効果の判定、脳卒中後の循環動態の検査にも有益な手段となりうるし、また循環生理学の解明の一手段となりうるものと信じている。

最後に当教室にて、16ミリシネカメラを用い、シネパルス方式の心臓血管X線映画撮影法にてとらえた心臓疾患の数例についてみるに、いずれも、心臓、血管系の動態をは握することができ、循環器系疾患の診断にきわめて有効であることを示している。図21は大動脈弁閉鎖不全の症例であるが、左心室への逆流の状況が明確にとらえられている。図22は心室中隔欠損症の症例を示したものである。

7. 結 言

シネパルス方式による心臓血管X線映画撮影法により心臓、血管系の疾患を適確に診断することを目的とした心臓血管造影撮影装置として、単相全波整流回路に平滑用高圧コンデンサを用いてX線出力を安定化し、放射するX線の透過力を大きくするとともに、グリッド制御形X線管を用いて、そのバイアスを純電子的に制御し、2msというきわめて短時間内にX線をパルス状に放射しうるX線装置を完成した。この装置は高速度シネカメラと併用することにより、心臓、血管系の形態、機能を動態的には握することができるので、循環器疾患を診断するためのきわめて有力な武器となった。

終わりに、各種の実用試験ならびに装置に関し、種々有益なるご意見をいただいた東京大学上田内科の諸先生に深く感謝するとともに高電圧用グリッド制御形X線管を開発された日立製作所茂原工場の関係各位に感謝する。