The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	診断用Flash X線装置の開発に関する研究
Author(s)	鈴木, 正吾
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1975, 35(7), p. 515-526
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18357
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

診断用 Flash X 線装置の開発に関する研究

東北大学医学部放射線医学教室（主任：星野文彦教授）
鈴　木　　正　　吾*

（昭和50年1月13日受付）
（昭和50年2月24日最終原稿受付）

Studies on Development of Medical Flash X-ray System

by

Shogo Suzuki

Department of Radiology, Tohoku University School of Medicine, Sendai, Japan
(Director: Prof. Fumihiko Hoshino)

Research Code No.: 501

Key Words: Flash X-ray tube, Micro-second radiography

In examining closely the minute structures of the interior of human body by radiography, the fine focus X-ray tube of 50 μm diameter has been used. Now we aim at the improvement of the diagnostic effects of radiography, with hope that the final goal of macroradiographic diagnosis should be set at the elucidation of such delicate things are arteriola, glomus body and alveoli of lung. So I have tried to develop flash X-ray system in order to raise the magnifying power and reduce the exposure time.

Flash X-ray system is composed of D.C. high tention generator, high tention condencer, flash X-ray tube and trigger pulse generator.

The duration of X-ray irradiation was measured by Toluen scintillator and obtained approximately 3 μ second.

Flash X-ray system was appleid a semiselective coronary angiography of dog. The coronary is well spacified without blurring. Contrast study was undergone six times on the same dog, but I could not fined any blurring in all of these angiograms. This fact shows the superiority of the supershort exposure time by flash X-ray system.

The radiography of extremely short time has become possible, while I have not yet found a satisfactory result on the improvement of the magnifying power.

1. まえがき

従来，拡大撮影のために50 μの焦点をもつたX線管が使用されて来た．この50 μ焦点を用いての撮影はX線管電圧 120kVp，管電流2 mA，撮影時間 0.1秒，撮影距離1 mで，4倍程度の拡大撮影に使用している．しかし更に微細部分の撮影をするためには拡大率の増大と共に，生体の運動による暈けを少くするために高速度瞬間撮影が必要と

* 現在の所属　東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術科

なる．

拡大率の増加には更に微小焦点，大線量の発生出来るX線管が必要であり，これに撮影時間の縮小を要求するならば，現在の熱電子X線管では到底満足出来る結果は得られないであろう．ここにおいて熱陰極に代り冷陰極放電機構を持つ flash X線装置の開発を行って来た[3)~5)7)~9)16)~18)]．

flash X線装置は[12)~15)19)~21)]，従来から物性研究用のX線源として利用されて来たが，診断に適したX線写真像を得るための試みはなく，興味深いものがある．この flash X線装置の大きな特徴は管電流が10^4A程度の大電流で，X線の放射時間がμ秒程度[20)]の非常に短い時間であることと，X線出力の線量率が～10^4R/S と非常に大きいことである．この flash X線装置を使用することにより，従来のX線管では撮影時間が長いため量像しか得られなかった心血管系の撮影においても，その完全静止像が得られる[3)4)8)]等，高速運動をしている部位の撮影には抜群の威力を発揮することである．

2. 研究目的

診断用撮影装置としての，特に体内高速動態機構の究明等に応用し得る flash X線装置の研究開発を目的とする．

3. flash X 線装置

1)，装置の構成及び原理

本装置は直流高電圧発生装置，高電圧 condenser, flash X線管及び trigger pulse 発生器からなる．この原理図を Fig. 1 に示す．高電圧 condenser は高電圧発生装置により 100kV まで充電可能であり，その正極は flash X線管の anode に，負極は cathode に接続されている．anode は外径20mmの銅の棒で，その下端のX線の発生する部分には tungsten 電極が取付けられ，この取付，取替は容易に出来る．また anode はX線管内部の真空を保ちながら，cathode との距離を可変にすることの出来る構造となっている．cathode は外径 105mmの stainless steel の円抜状で，中央に10mmの放射口を持ち，放射口の真下に trigger 電極が cathode 電極と約 0.1mmの微小間隙を保持して同心状に固定されている．これ等各電極を内蔵した flash X線管内部は排気装置により10^{-7} Torr まで排気可能である．

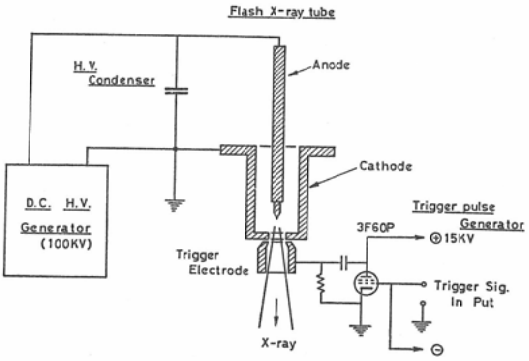


Fig. 1　Schematic diagram of flash X-ray system.

10kV，4μ sec. の pulse 電圧が trigger pulse 発生器から得られ，この trigger 信号によって cathode と trigger 電極間で放電が起り，その際発生した電子が加速され anode の先端を衝撃する．この衝撃により anode 先端に取付けられた tungsten 電極から瞬間大線量率のX線が発生する．かくして発生したX線は，cathode 及び trigger 電極の中央にある放射口からX線管外に放射される．

また，Fig. 2 に flash X線装置の外観を示す．中央に垂直にX線管があり，X線は下方に放射される．X線管の上部側方には condenser が配置されている．この condenser は0.01～0.5μFまでの容量のものを組合せ取付けることにより全容量を変えることが出来る．X線管下方には 6 inch の oil 拡散 pump が接続されている．

2) flash X線管

anode, cathode 及び trigger の三電極の他に接地電極があり，夫々高電圧用碍子で絶縁されている．X線管全体が接地電極で鉛直に固定され，anode はX線管の中心を通り，その電極先端下方に cathode がある．cathode 及び trigger 電極の下方に厚さ 0.2mmAl の filter を取付け，管内の真空を保ち，これにより，X線が管外に放射される．anode 先端と cathode 間の位置決め及び放電状態の観測のため，30mm径の覗窓が設けてある．

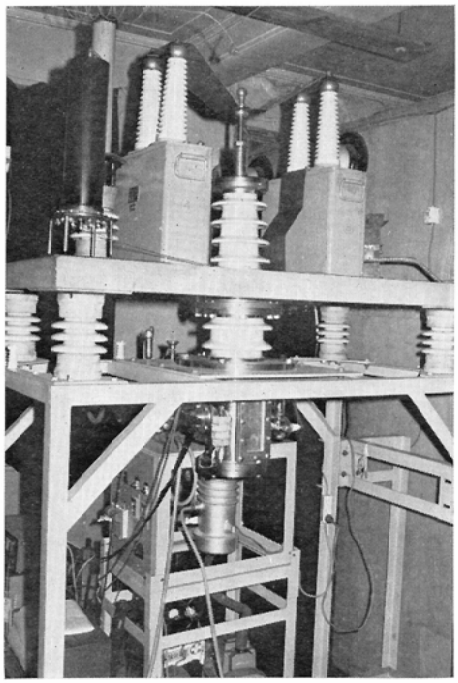


Fig. 2 Flash X-ray apparatus.

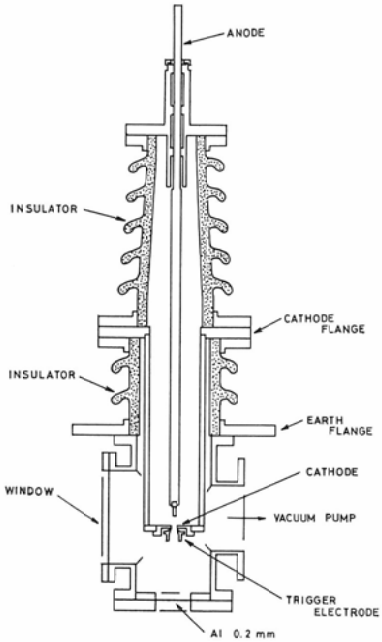


Fig. 3 The flash X-ray tube showing the electrodes arrangement.

排気装置へ導く排気口及び trigger 電極に trigger pulse を導く絶縁線取付 terminal, 真空を測定する測定口等がこの窓の近傍に集中して配置されている. flash X線管の構造を Fig. 3 に示す.

3) cathode 及び trigger 電極

flash X線管の放電動作機構は, 真空中で trigger 電極— cathode 間放電により発生した電子を加速して anode に衝突させる事である. trigger 放電により引続いて起る cathode-anode 間の主放電は trigger 放電の影響を受け, trigger 放電が安定して起り, 主放電が引続いて再現性よく得られることが望ましい, このため trigger 電極及び cathode の構造及び材質はこのX線管で重要な役割を分担している. cathode の材質は stainless steel, trigger 電極は titanum で出来ている (Fig. 4). また cathode を保持するための cathode導管は stainless steel の10mmϕ の棒で篭型を形ずくり, anode-cathode 間で主放電が生じる際に発生する気体が速かに排気されるような構造にしてある (Fig. 5).

4) anode 電極

種々の tungusten 電極を anode 先端に使用した (Fig. 6). 放電は anode 先端でおこり, X線の発生の source はほぼ先端附近である. しかし先端の形状と焦点の大きさとの関係は一義的に決定されない.

5) trigger pulse 発生器

thyratron (T66G-GT) により原発振を行ない,

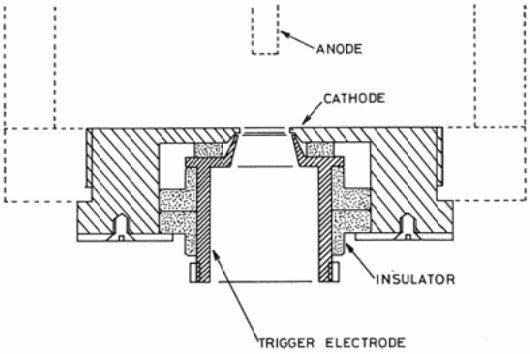


Fig. 4 Cross-sectional view of cathode and trigger electrode.

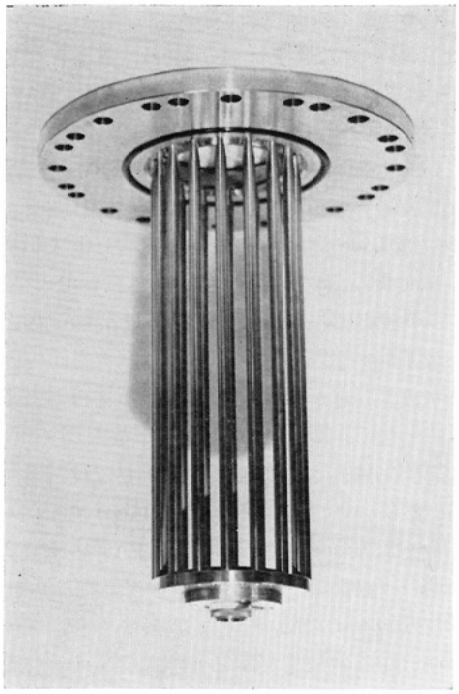


Fig. 5　Cathode conductor.

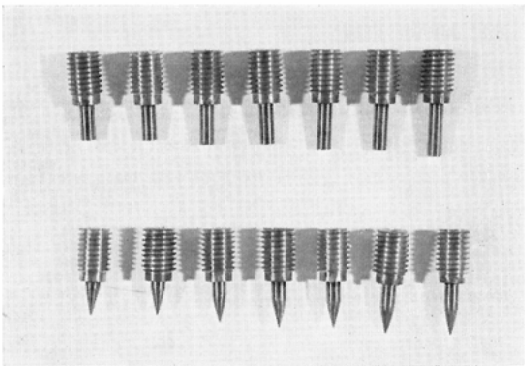


Fig. 6　Tungsten electrodes.

単一信号発振の他，連続発振も可能であり，2 μ sec., 60 V の pulse 波形に変換され，更に出力電圧を増幅し，最終段では pulse 出力管3 F60 Pを使用し，10kV，4 μ sec. の pulse 電圧を得ている．これを flash X線管の trigger として使用する．

4. flash X 線装置の諸特性の測定方法及び結果

1) 電気的特性．

flash X線管の主放電回路の抵抗R (Ω)，inductance L (H) は放電々流の大きさを決定する因子であるため，結果的にX線出力およびX線放射時間の大きさを決定する因子となる．この電気的定数を測定するには，放電時に流れるX線管電流の波形を測定しなければならない．flash X線管の瞬間大電流の測定には，anode を流れる電流がつくる磁界を検出する Rogowski coil を使用した．coil に誘起される起電力を oscilloscope (岩通，SS-112, 帯域幅 100M Hz) で観測し，その波形を接写装置 (岩通，UP-21，F 1.0，60mm) を使用し poraroid film (A S A3000) で撮影，記録する．この波形は管電流がつくる磁界で誘起される電圧を測定するため，管電流の微分波形が得られる．これを分析することにより，振動波形の周波数が求まり，これから inductance Lが算出される．更に condenser の容量とから回路の抵抗Rを求めることが出来る．即ち，管電流 i は減衰振動波形となり，回路定数を R, L, C とし，次式で表わせる．

$$i = I_0 e^{-\frac{R}{2L}} \sin\left(\sqrt{\frac{1}{LC} - \frac{R^2}{4L^2}}\, t + \phi\right)$$

これにより振動の周波数 f は，$^1/LC \gg R^2/4L^2$ の関係から

$$f \fallingdotseq \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{1}{LC}}$$

となる．f は測定した振動波形の周波数，Cは condenser の容量であり，これによりLを求めることが出来る．更に減衰振動波形の減衰項 exp (−R/2L) からRを求めることが出来る．

最初製作した flash X線装置の inductance は 10 μ Hであり，X線出力も小さかったが，その後，回路，構造に改良を加え現在の装置に到った．現装置の inductance は 0.7 μ H，抵抗は 0.2Ωで，X線の出力は大きくなり，放射時間も短くなった．

Fig. 7 に示すごとく，管電流の微分波形をみると，主放電の初めは spike 状の出力が得られ，続いてはっきりした減衰振動曲線へと移行する．この明瞭な曲線として観測出来る時期には，anode-cathode 間は plasma 状態となり，この間での電

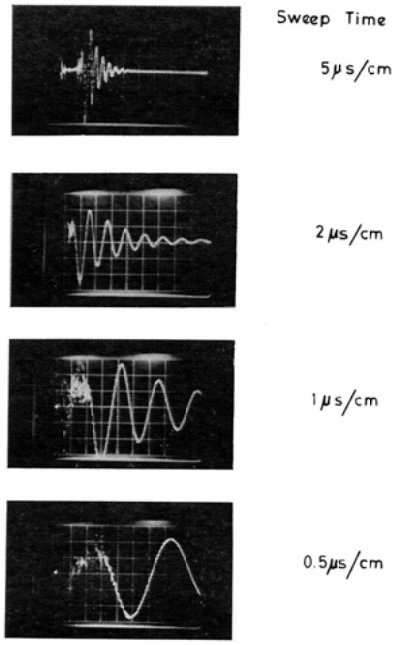


Fig. 7 Differential curve of X-ray tube current by Rogowski coil.

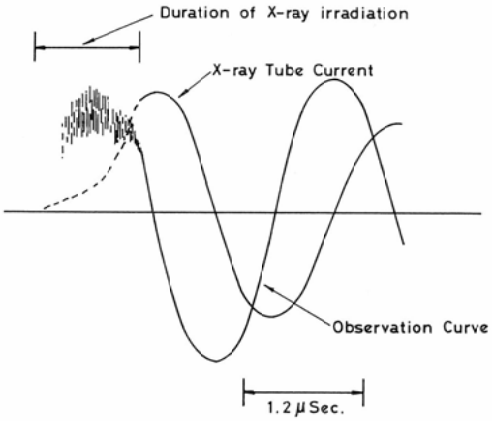


Fig. 8 Relation between observation curve and the duration of X-ray irradiation.

圧降下は生じない．したがってこの時期でのX線の発生は無いものと考えられ，これ以前のspike状出力の時期にのみX線が発生するものと思われる．この説明図がFig. 8である．したがってcathode-trigger電極間でtrigger pulse電圧によって放電が生じ，これをtriggerとして主放電に移行するまでの間で，しかも主放電の最初の$^1/_4$周期程度の間にX線の放射が行われるものと考えられる．

2) X線放射時間

X線放射時間の測定法の一つに，予め速度の分っている運動物体を撮影することによって得られるfilm上の移動距離を測定して求める方法がある[6]．

1cm角の鉛片と針（きぬ針13号，太さ0.51mm）とを組合せたchartを毎秒15mの速度で移動させて撮影することによってX線放射時間の検討を行った．Fig. 9はこの撮影結果である．上段はchart

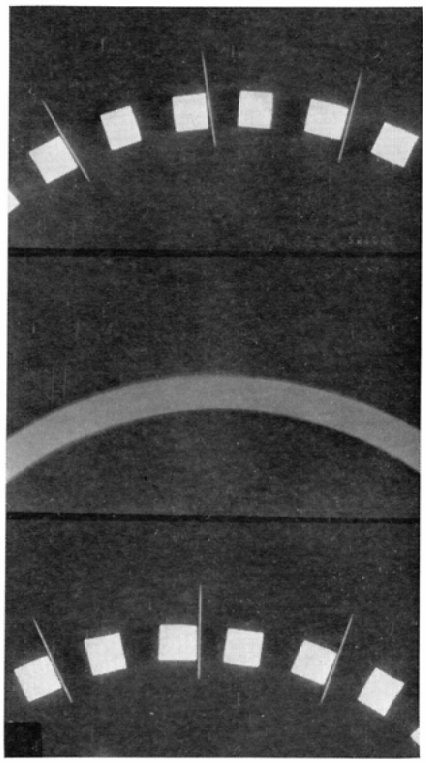


Fig. 9 The radiograms of test chart in three ways. The top one is radiographed in the still condition. The middle one is by 3m sec. test chart speed: 15 m/s.
The lower one is by flash X-ray system. test chart speed: 15 m/s

を静止させて撮影したものであり，中段及び下段は15m/sで移動させたchartを撮影した．中段は現在使用している診断用X線装置を用いて3msec.で撮影したものであり，下段はflash X線

装置で撮影したものである，3 msec. での撮影では chart の移動距離は45㎜となるので，当然ながら鉛片の像は連続して写っている．しかし下段の flash X線装置での像は静止像とまったく区別することの出来ない完全静止像が得られている．1 μ sec. での chart の移動距離は15 μであることから，flash X線装置のX線放射時間は μ sec. 程度以下の pulse 状X線を発生していることが推定出来る．しかしながらこの方法においては定量的なX線の放射時間を決定することが出来ない．それはX線放射時間があまりにも短いため，film 上の像が運動のため量けを生ずるような高速度の chart を製作することが困難であるからである．

次に発生X線を scintillator で検出し，その蛍光を光電子増倍管（浜松テレビ，R-268）で電気信号に変換し，その出力を oscilloscope で観測する方法を採用した．X線の放射時間は μ sec. 程度の非常に短い時間であるため，使用する scintillator の decay time も非常に小さいものでなければならない．このため soft β 線用として一般に使用している Toluen-scintillator を用いた．また主放電の際，放電々流が非常に大きいため，空間に強い電磁場を持たらし，しかも非常に大きな周波数で変化するため，測定系，特に光電子増倍管，oscilloscope に noise が誘導され，測定に大きな障害となる．これを避けるため，Toluen-scintillator でX線を検出し，その蛍光を10 m の light guide で測定器まで導き，そこで電気信号に変換，oscilloscope で観測した．またX線の放射は連続発生でなく，単一現象であるため，oscilloscope での観測には外部 trigger が必要である．この外部 trigger も電気回路で接続することは誘導を受けるため出来ず，X線 switch と同期して light pulse を発生する回路を製作，この light pulse を同様に light guide で導き，電気信号に変換して使用した．oscilloscope 光電子増倍管用電源も A.C. 電源からの誘導を避けるため invertor を使用し，12V-100Ah の battery から A.C. 電源に変換し使用した（Fig.10）．同時にX線装置から10 mはなれた測定系への空間からの誘導を避けるため測定系全体を鉄 4 ㎜厚の shield case 内に納めて測定した（Fig.11）．shield case の上段には oscilloscope が接写装置を取付けて納められ，下段には battery, inverter, 光電子増倍管用電源が配置され，使用時には前扉も閉ざされ，完全に shield 状態にされる．接写の際の shutter は外部から操作することが出来る．かくして測定されるX線出力の蛍光波形に相当する電気信号と Rogowski coil によって検出される管電流の微分波形とを oscilloscope 内で和の形で測定する．これによ

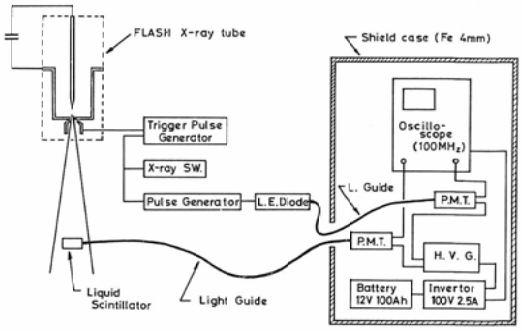


Fig. 10　Measurement method for X-ray output.

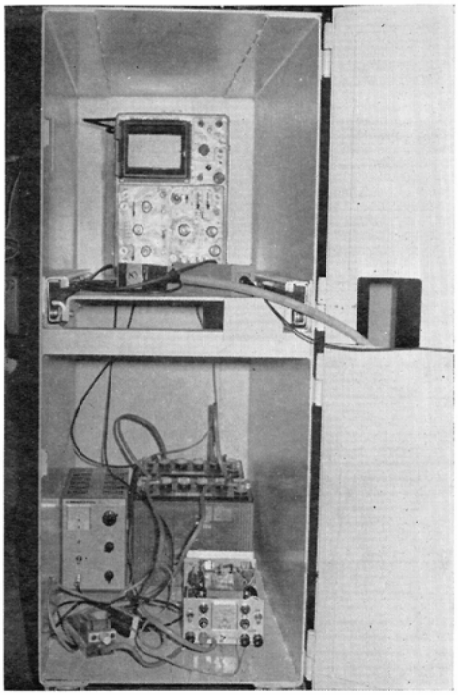


Fig. 11　Measurement system in shield case.

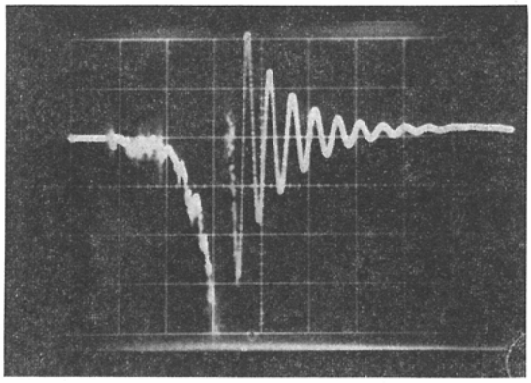


Fig. 12 Oscillogram showing X-ray output and differential curve of X-ray tube current. sweep time: 5μs/cm.

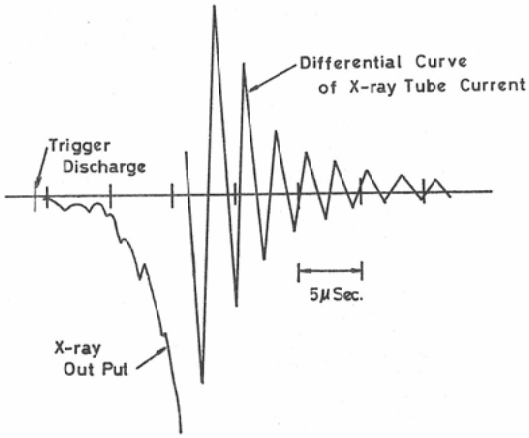
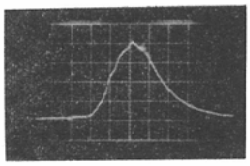


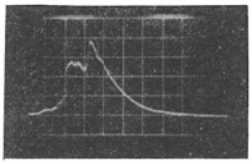
Fig. 13 Schematrc illustration of Fig. 12.

り主放電とX線放射の時間的な関係を求めることが出来る．この測定結果の1例をFig.12に示す．これによるとX線出力の波形は trigger 放電がおこり主放電に移行するまでの間，即ち，trigger 放電によって生じた電子が anode-cathode 間で更に増倍され主放電に充分な電子量に成長するまでの間は弱いX線を発生し，主放電の頭初に非常に強い pulse 状X線を発生する．Fig.13は Fig.12の oscillogran の説明図である．X線出力は負信号として測定されている．pulse 状X線の発生後は Rogowski coil によって明瞭な減衰振動波形が観測され，この時期にはX線の発生は全くない．これは前に述べたごく anode-cathode 間は plasma



5×10^{-4} Torr

0.5 μs/cm



5×10^{-6} Torr

0.5 μs/cm

Fig. 14 Typical oscillograms of X-ray output.

状態となり，大きな電流が流れていても電圧降下を生じないためX線の発生がないものと考えられる．

X線出力波形のみを正信号として観測したものがFig.14に示すものである．この波形はX線出力波形の代表的な2つの type で，上段は一つの山をもった波形で，下段は二つの山がある．いずれもX線放射時間は約3μ sec. であり，真空度，管電圧によってあまり変化しない．

3) X線出力

flash X線装置から発生するX線の強度は管電圧（高電圧 condenser の充電々圧），anode-cathode 間距離[20]，X線管内真空度[11]の3つの因子によって変化する．

X線強度の測定法には2つの方法を用いた．第1に film 法，第2に蛍光法である．第1の film 法は増感紙（極光FS）を使用した医療用X線 film を使用し，濃度から強度へ変換するには単相全波整流X線装置を用いて，同一 film 上に time scale で露光した強度変換曲線を使用して行った．第2の蛍光法は前に述べたごとく，X線を Toluen-scintillator で検出し，その蛍光波形をで oscilloscope で観測，polaroid film に記録し，その波形から求める方法である．

table 1は，anode-cathod 間距離を5～40mm，管電圧を50～80kV，管内真空度を 5×10^{-6}～10^{-4}

Table 1　X-ray output between anode-cathode gap length and pressure in the X-ray tube, at each X-ray tube voltage.

50 KV

A-C (mm) \ TORR	$5\cdot10^{-6}$	$5\cdot10^{-5}$	$5\cdot10^{-4}$
40	0.5	0.3	0.3
25	0.9	1.0	0.6
10	1.0	0.9	—
5	0.9	0.8	—

70 KV

A-C (mm) \ TORR	$5\cdot10^{-6}$	$5\cdot10^{-5}$	$5\cdot10^{-4}$
40	2.8	1.4	1.9
25	2.9	3.3	3.0
10	3.0	3.4	2.5
5	2.9	2.4	—

60 KV

A-C (mm) \ TORR	$5\cdot10^{-6}$	$5\cdot10^{-5}$	$5\cdot10^{-4}$
40	1.1	1.4	1.5
25	1.8	2.2	1.9
10	2.0	1.6	1.2
5	1.6	1.2	—

80 KV

A-C (mm) \ TORR	$5\cdot10^{-6}$	$5\cdot10^{-5}$	$5\cdot10^{-4}$
40	3.1	3.8	1.7
25	4.1	4.5	5.7
10	4.2	4.3	3.0
5	4.2	2.4	—

Torr に変化させた場合，発生するX線の強度の相対値を film 法によって求めたものである．この結果，真空度と anode-cathode 間距離によるX線出力の変化はかなり複雑な様相を示し，その最強点は真空度，X線管電圧によって変化する．この概要はX線管電圧を一定とした場合，5×10^{-6} Torr 程度の高真空では anode-cathode 間距離が10㎜程度の所に最強点があり，10^{-4} Torr 程度になると20㎜と大きくなる．Fig.15には管電圧70kV一定における anode-cathode 間距離に対するX線強度の関係を 5×10^{-4}，$\times10^{-5}$，$\times10^{-6}$ Torr について示した．高真空においては，anode-catnode 間距離の変化に対するX線強度の変化はなだらかであるが，低真空ではその変化は著しく，その最大点は鋭い peak 状を示すようになる．

管電圧を一定としてみた場合の最強点を示す真空度は，50kV では10^{-6} Torr にあり，管電圧が高くなるにつれて低真空に移動し，80kV では10^{-4} Torr で最大となる．

またFig.16は蛍光法で求めたX線出力波形の一例で，管電圧55kV, anode-cathode 間距離15㎜での oscillogram である．sweep time は2 μ s/cmである．X線放射時間は約3 μ sec. であり，5×10^{-5} Torr でのX線強度が最大となることが分る．

X線出力と管電圧の関係を film 法によって求めた結果をFig.17に示す．発生X線の強度は管電圧の4乗に比例して増加することを示している（X線管の窓厚は 1.5mmAl である）．

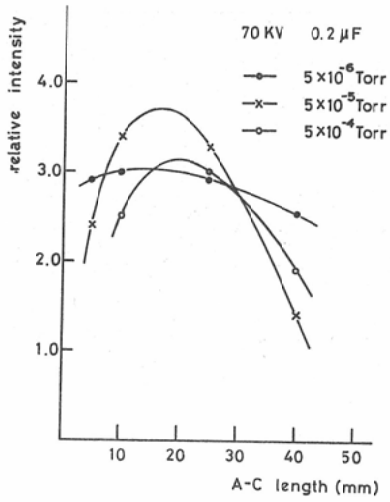


Fig. 15　X-ray output as a function of anode-cathode gap length for a given Torr. X-ray tube voltage: 70 kV.

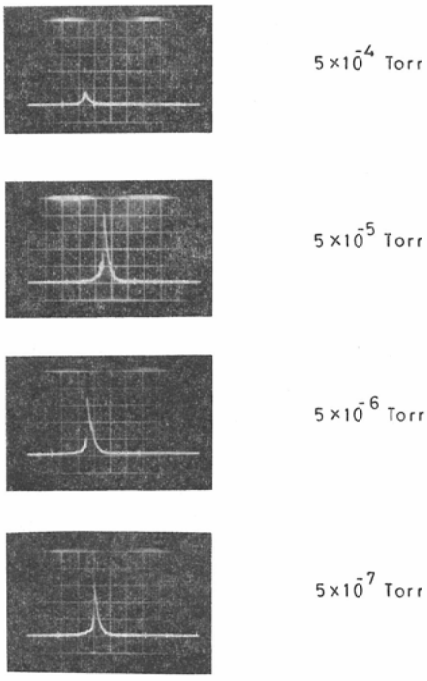


Fig. 16　Oscillograms of X-ray output. X-ray tube voltage: 55 kV　Anode-cathode gap length: 15mm

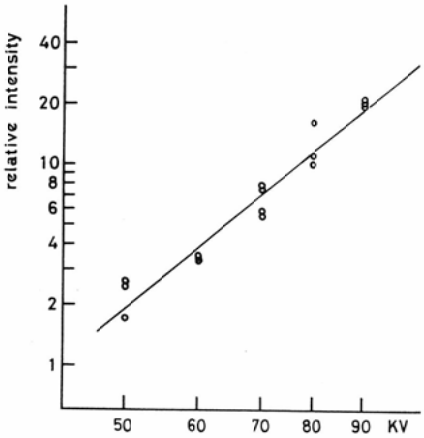


Fig. 17 Log X-ray output as a function of log kV. tube window: 1.5mm Al.

Table 2 H.V.L. of flash X-ray. window: 2.0 mm Al

KV	H.V.L. (mmAl))
50	1.7
60	2.3
70	3.8
80	4.5

4) X線の線質

X線管内での電子の加速状況が従来のX線管と異るため，発生X線の線質もまた異る可能性がある．このため管電圧50，60，70，80kV におけるX線の半価層を film 法によって求めた．この場合の flash X線管の窓厚は Al で2㎜とした．この結果は table 2 の通りで，従来の単相全波整流装置（総ろ過 Al 2㎜当量）の線質と同程度である．

5) X線出力の変動

flash X線装置によるX線の発生には，X線の発生機構から考え，その出力に変動を生ずることである．即ち，管電圧，管内真空度，anode-cathode 間距離等が同一であっても一回毎のX線出力に変動が生じ，線量に違いのあることでるあ．Fig. 18は蛍光法によって求めた60kV，5×10^{-6} Torr，anode-cathode 間距離15㎜でのX線出力の違いである．X線出力波形の違いと，大きさの違いがみられる．

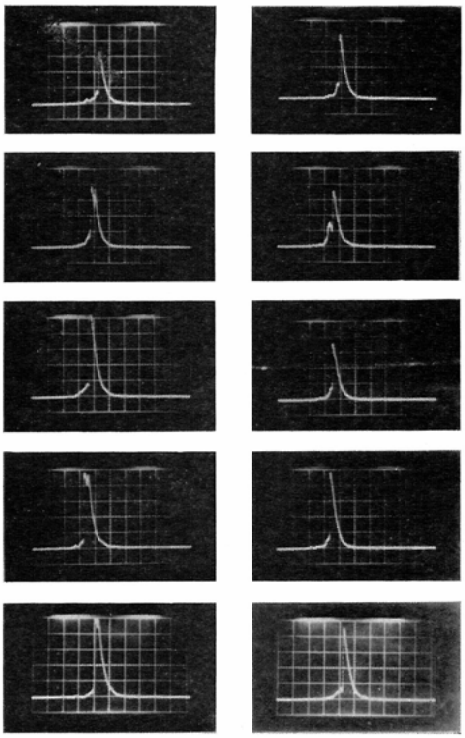


Fig. 18 Oscillograms of X-ray output. 60 kV, 5×10^{-6} Torr

5. 応用例

応用の第1は，X線の線質の観点からその画質を検討すべく胸部単純写真の撮影を行ってみた．Fig.19は成人男子（胸厚20㎝）の胸部写真である．撮影条件は管電圧76kV，condenser の容量0.2 μF，真空度 1×10^{-5} Torr，増感紙極光FS，撮影距離は1mである．従来のX線装置で得られるX線写真像と同等の画質が得られている．心臓周辺の静止状態は完全であるが，撮影距離による像の歪と焦点の大きさの問題で画質を多少悪くしている．

第二の応用例は，体重10kgの犬の大動脈造影写真である(Fig. 20，21)．Fig. 20，21共に冠状動脈の一部が量けることなく造影されている．Fig. 21においては大動脈弁の開口状態時のX線像が得られ，しかも造影剤が大動脈内で希釈されてゆく状

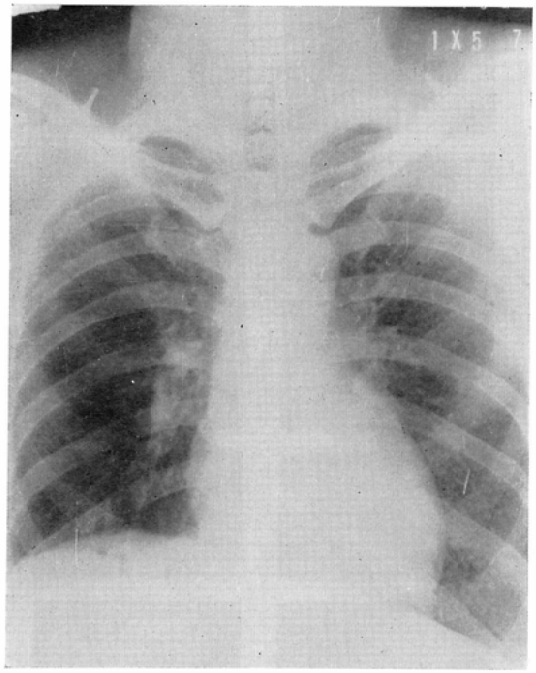


Fig. 19　Chest radiogram by flash X-ray system. 76kV, 1×10^{-5} Torr, 0.2 μF

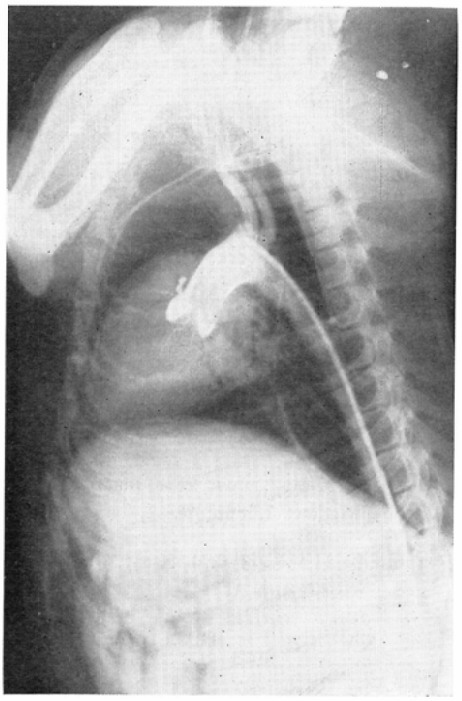


Fig. 21　Angiogram of dog.

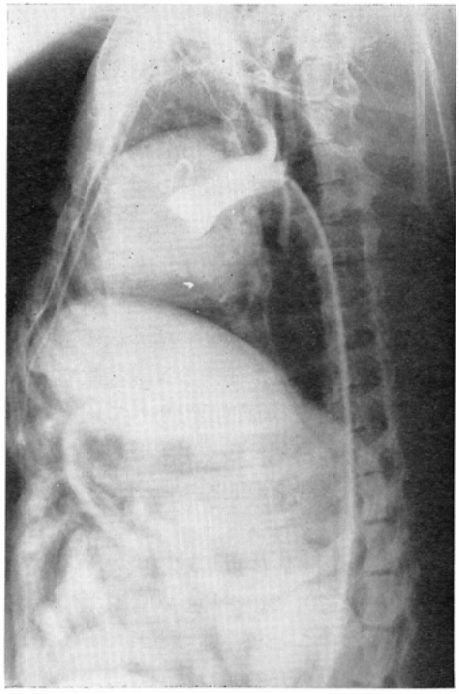


Fig. 20　Angiogram of dog.

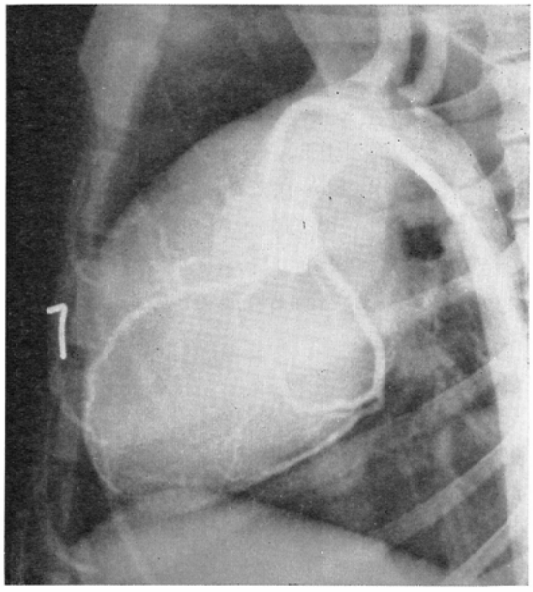


Fig. 22　Semifelective coronary angiogram of dog.

態がみられる．

第三の例は，体重5kg，脈搏140毎分の犬のsemi-selective 冠状動脈造影である．撮影条件は管電圧80kV，codenser の容量 0.2μF，造影剤はUrografin 76%を使用した．X線写真は Fig.22に示すごとく，左冠状動脈が造影されている．同一の犬を用いて6回の撮影を行ったが，いずれも運動による暈けはなく，完全静止像が得られた．

6. 結論及び考案

発生X線の線質は半価層を測定することにより従来の単相全波整流X線発生装置による発生X線の線質と大差がないことが得られ，胸部撮影においても確められた．flash X線装置より発生するX線の線質は充電々圧より考えられる線質より硬い報告もある[13]が，今回開発した装置においては確められていない．

Toluen-scintillator を用いてX線を検出，光電子増倍管で電気信号に変換，その出力を直接oscilloscope にて測定した．これによって得られたX線放射時間は約3μsec. であり，生体の動態解明には充分な，極めて短い放射時間を得ることが出来た．

film 法によってX線出力の測定に当っては，μsec. 程度のX線を検出するのに充分な応答があり，測定に使用し得るものであるかどうかをflash X線を用いて検討した．その結果，距離の逆自乗則の成立することが確められ，強度比で25倍まで露光し直線関係が得られている．flash X線装置がX線出力の関点から熱電子X線管を使用した従来のX線装置との違いは，anode-cathode 間距離と管内真空度とがX線出力に影響することである．発生X線の最強点は管電圧が高くなる程，管内真空は低真空側に移行する．しかも低真空である程，最適な anode-cathode 間距離が存在し，これより大きくても，小さくても発生X線は急激に減少する．したがって高電圧，低真空で使用する場合には特に anode-cathode 間距離に充分注意せねばならない．また発生X線強度が管電圧の4乗に比例することを得たが，これは従来のX線装置より大きな値であり，flash X線管内でのX線発生機構（電子の加速状態）の究明にも興味ある結果である．

flash X線装置は，冷陰極放電であるため，一回毎の放電によって発生するX線の強度に変動を生ずる（Fig.18）．この変動の確率誤差は 3.5%であり，さほど大きな値ではない．したがってこの変動によるX線出力の偏差は実用的には問題とならないと考えてよい．

X線放射時間の3μsec. は犬の冠状動脈造影において，その威力を充分発揮し，完全な静止像が得られている．今後，電源容量の検討，連続撮影装置との組合せによって高解像力の連続撮影も可能となるであろうし，この flash X線管の焦点を微小焦点とすることが出来れば，拡大撮影，更に拡大連続撮影に応用可能であり，体内微細構造の究明に有望な装置となるであろう．

文　献

1) 電気学会編：放電ハンドブック（1958），117.
2) F. Tamaki and C. Kim: J. Phys. Soc. Jap. 14 (1959), 664.
3) Fumihiko Hoshino, Hiroshi Isobe, Shogo Suzuki, Yutaka Ota, Tatsuya Kurashina, Chosei Watanabe and Hitoshi Mishina: XII I.C.R. Book of Abstracts (1969), 48.
4) H. Isobe, F. Hoshino, T. Kurashina, C. Watanabe, S. Suzuki and Y. Ota: XIII I.C.R. Abstracts (1973), 423.
5) 磯部　寛，鈴木正吾：岩手医大教養部研究年報 4（1969），7.
6) 磯部　寛，今野倫子，鈴木正吾，片倉　剛，木内繁夫：岩手医大教養部研究年報 5（1970），7.
7) 磯部　寛，星野文彦，鈴木正吾：第28回日本医学放射線学会総会抄録集（1963），160.
8) 磯部　寛，星野文彦，鈴木正吾，太田　温：第29回日本医学放射線学会総会抄録集（1970），530.
9) 磯部　寛，鈴木正吾，太田　温，片倉　剛，木内繁夫：岩手医大教養部研究年報 6（1971），5.
10) K.H. Herrmann: Z. Angew. Phys. 10 (1958), 349.
11) R.F. Thumwood: Brit. J. Appl. Phys. 10 (1959), 147.
12) S. Flügge: Handbuch der physik Ba 30 (1957), 62.
13) S.K. Händel: Brit. J. Appl. Phys. 14 (1963), 181.
14) S.K. Händel: Ark. Fysik. 26 (1964), 258.

15) S.K. Händel and J. Bergfeldt: Ark. Fysik. 30-4 (1965), 33.
16) 鈴木正吾，太田　温，星野文彦，磯部　寛，片倉　剛，木内繁夫：第30回日本医学放射線学会総会抄録集（1971），386.
17) 鈴木正吾，太田　温，星野文彦，磯部　寛，片倉　剛，木内繁夫：第31回日本医学放射線学総会抄録集（1972），26.
18) 鈴木正吾，太田　温，星野文彦，磯部　寛，片倉　剛，木内繁夫：第32回日本医学放射線学会会総会抄録集（1973），55.
19) 橘　房夫：日本物理学会誌 10（1955），404.
20) 橘　房夫：応用物理学会誌 29（1960），592.
21) 橘　房夫：金属物理 8（1960），175.