

氏 名 (本籍)	ナガ 鈴	キ 木	シヨウ 正	ト 吾
学位の種類	医	学	博	士
学位記番号	医	第	878	号
学位授与年月日	昭和49年2月20日			
学位授与の要件	学位規則第5条第2項該当			
最終学歴	昭和37年3月21日 東京理科大学理学部2部物理学科卒業			
学位論文題目	診断用Flash X線装置の開発に関する研究			

(主 査)

論文審査委員 教授 星 野 文 彦 教授 粟 冠 正 利

教授 松 沢 大 樹

論文内容要旨

従来、4倍程度の拡大撮影には50 μ の焦点をもったX線管が使用されて来た。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なくするため、高速度瞬間撮影が必要となる。拡大率の増大には更に微小焦点、大線量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。Flash X線装置の大きな特徴は管電流が10⁴A程度の大電流で、X線の放射時間が μ 秒程度の非常に短い時間であることと、X線出力の線量率が $\sim 10^4$ R/Sと非常に大きなことである。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暈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等、高速運動をしている部位の撮影には抜群の感力を発揮することである。Flash X線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。高電圧 condenser は100KVまで充電可能である。Flash X線管の anode は外径20mmの銅の棒で、その下端に tungsten 電極が取付けられている。また anode はX線管内部真空を保ちながら cathode との距離を可変にすることが出来る。cathode は stainless steel の円板状で外径は105mmであり、その中央には10mm径の放射口を持っている。この放射口の真下に 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線管の内部は排気装置により10⁻⁷Torrまで排気可能である。10KV, 4 μ 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 carrier が加速され anode の先端を衝撃する。これにより 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。Flash X線管の放電電流は Rogswshicoil を用いて測定した。この coil によって得られる波形は最初 spike 状波形が得られ、続いてはっきりした減衰振動曲線へと移行する。この明瞭な波形が得られる時期には、anode-cathode 間は plasma 状態となり、この間での電圧降下が生じないためX線の発生がないものと考えられる。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X線の放射がある。一方X線の放射時間の測定は Toluene-scintillator でX線を検出、その蛍光を光電子増倍管で電気信号に変換、oscilloscope で観測、測定した。この方法によって得られ

る蛍光波形からX線放射時間と同時に、X線の出力の大きさがこの波形の面積を求めることによって得られる。またX線を放射する時間的な関係は、主放電の波形、即ち Rogowski coil によって得られる波形とX線の蛍光波形との和を oscilloscope にて測定することによって得られる。X線出力は、管電圧（高電圧 condenser）ばかりでなく、X線管内真空度及び anode-cathode 間距離によっても変化する。これらの関係は蛍光法と film 法によって求めた。診断用X線装置としては線量と同時に線質もまた重要であるため、この値を film によって求めた。これ等の結果は、

1. X線の放射時間は $3 \mu \text{sec}$ であり、管電圧、管内真空度によって変化しない。
2. 発生X線の強度と anode-cathode 間距離の間には最適距離が存在し、管内真空度と管電圧との関係は複雑な関係にある。X線強度が最大となる anode-cathode 間距離は、 10^6Torr 程度の高真空においては 10mm 程度にあり、低真空になるにつれこの値は大きくなり、 10^5Torr では 15mm となり、 10^4Torr では 20mm と大きくなる。
3. 真空度が一定とした場合の発生X線の強度と anode-cathode 間距離との関係は、 10^6Torr ではその変化がなだらかであるが、低真空になるにつれ、それは急激に変化する。即ち、低真空においては最適 anode-cathode 間距離を外れると急激にX線出力が減少する。
4. 各電圧、各真空度において共通し得る anode-cathode 間距離は 15mm である。
5. X線の線質は、Al の半価層を測定した結果、 $50, 60, 70, 80 \text{KV}$ における値はそれぞれ、 $1.7, 2.3, 3.8, 4.5 \text{mm}$ であった。この値は単相全波整流X線装置にて発生するX線と同程度である。

発生X線の強度は管電圧の4乗に比例することを得た（X線管の窓厚はAlで 1.5mm ）。この Flash X線装置の応用として生体撮影を行った。第一に成人男子の胸部撮影である。心臓周辺の静止状態は完全であり、従来のX線装置によって得られる写真と同等の画質の写真が得られた。第二は犬の大動脈造影である。冠状動脈の一部が暈けることなく造影されている。これと同時に大動脈弁の開口状態の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態が撮影された。第三は犬の semiselective 冠状動脈造影を行った。これは同一の犬を用いて6回の撮影を行ったが、いずれも運動による暈けがなく完全静止像が得られた。

これ等生体応用において、Flash X線装置のX線放射時間の非常に短いことの有利性が実証された。

審 査 結 果 の 要 旨

著者は体内微細構造のX線診断を行う目的で現在使用されている熱電子X線管にかわり冷陰極放電機構を持つFlash X線装置の試作，開発に努力した。

Flash X線装置は直流高電圧発生装置，高電圧コンデンサー，Flash X線管，及びトリガーパルス発生器からなる。

この試作flash X線装置によりX線の放射時間は $3\mu\text{sec}$ であり，之は管電圧，管内真空度によって変化しないことを知った。また発生X線の強度とanode-cathode間距離の間には最適距離が存在し，X線強度が最大となるanode-cathode間距離は 10^{-6} Torr程度の真空度では 10mm 程度であり低真空になるにつれ大きくなることを発見した。またX線の線質はAlの半価層を測定した結果50，60，70，80 kvにおける値はそれぞれ1.7，2.3，3.8，4.5 mmであり単相全波整流X線発生装置で発生するX線と同程度であった。

この装置による発生X線の強度は管電圧の4乗に比例する新知見を得た。

この装置により $3\mu\text{sec}$ の心血管造影を行った結果，犬の冠状動脈，大動脈弁の開口状態が全く完全な静止像として撮影できた。

尚，管球焦点をしぼる問題は解決していないが， $3\mu\text{sec}$ の超短時間撮影の臨床応用の可能性を証明した開発結果は充分学位に値するものとする。